

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Josip Lončar

**ELEKTROSTIMULATOR ŽIVACA ZA  
UBLAŽAVANJE OSJETA BOLI**

Zagreb, svibanj 2013.

Ovaj rad izrađen je u Laboratoriju za posebne namjene Zavoda za elektroničke sustave i obradu informacija na Fakultetu elektrotehnike i računarstva, pod vodstvom prof. dr. sc. Maria Cifreka i predan je na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2012./2013.

# SADRŽAJ

1. UVOD .....	1
2. NASTANAK I RASPROSTIRANJE AKCIJSKIH POTENCIJALA .....	2
2.1. Električna svojstva stanice u mirovanju .....	2
2.2. Proces depolarizacije i repolarizacije stanice .....	3
2.3. Građa živčane stanice .....	4
2.4. Prijenos akcijskih potencijala živcima.....	5
3. ELEKTRIČNA STIMULACIJA.....	7
3.1. Podjela elektrostimulatora .....	7
3.2. Električna stimulacija za ublažavanje boli.....	7
4. SKLOPOVSKO RJEŠENJE ELEKTROSTIMULATORA ŽIVACA .....	9
4.1. Izvedba napajanja uređaja.....	9
4.2. Zaporni pretvornik napona.....	10
4.3. Električna shema uređaja .....	15
4.4. Elektrode za električnu stimulaciju.....	17
5. PROGRAMSKA POTPORA ELEKTROSTIMULATORA ŽIVACA.....	18
5.1. Opis upravljačkog koda .....	18
5.2. Simulacija programskog rješenja.....	23
5.3. Programiranje mikrokontrolera.....	24
6. ISPITANICI I METODE .....	27
7. REZULTATI.....	28
8. ZAKLJUČAK .....	29
9. ZAHVALE.....	30
LITERATURA .....	31
SAŽETAK .....	33
SUMMARY .....	34

# 1. UVOD

Bol je neugodni osjetilni i emocionalni doživljaj povezan sa stvarnim ili potencijalnim oštećenjem tkiva [1]. Klasifikacija boli izvršava se prema različitim kriterijima kao što su lokacija, trajanje, učestalost, intenzitet i uzrok [2]. Osjet boli bez dvojbe čovjeku oduvijek predstavlja veliki problem te narušava kvalitetu života otežavajući ili potpuno onemogućujući obavljanje svakodnevnih životnih aktivnosti. Upoznat s težim oblicima boli u obitelji uzrokovanim problemima s kralježnicom, odlučio sam osmisliti i izraditi električni uređaj za ublažavanje osjeta boli. U ovom radu predstavio sam vlastiti dizajn digitalnog elektrostimulatora živaca. Uređaj je realiziran s minimalnim brojem elektroničkih komponenti što rezultira velikom kompaktnošću i prenosivošću.

Da bi načela rada elektrostimulatora živaca bili jasni, potrebno je shvatiti građu i ionski sadržaj živčanih stanica i njihove okoline te generiranje i prijenos električnog signala koji nosi informaciju o boli živcima. Ovi procesi opisani su u drugom poglavlju.

Treće poglavlje rada iznosi općenitu podjelu elektrostimulatora s naglaskom i opisom djelovanja elektrostimulatora za ublažavanje osjeta boli.

U četvrtom poglavlju opisano je elektroničko sklopovlje elektrostimulatora živaca. Detaljno je objašnjen način dobivanja naponskih podražaja i funkcija pojedinih elemenata električne sheme uređaja.

Rad predstavljenog elektrostimulatora živaca temeljen je na mikrokontrolerskom upravljačkom sustavu. Opis programske podrške uređaja opisan je u petom poglavlju.

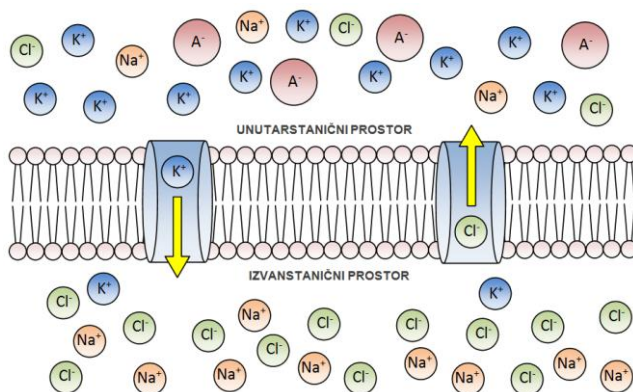
Uređaj je testiran na dobrovoljnim ispitanicima. Podaci o ispitanicima kao i opis tretmana elektrostimulatorom živaca opisani su u šestom poglavlju.

U sedmom poglavlju iznesena su zapažanja i rezultati terapije elektrostimulatorom živaca, dok je u osmom poglavlju donesen konačni zaključak.

## 2. NASTANAK I RASPROSTIRANJE AKCIJSKIH POTENCIJALA

### 2.1. Električna svojstva stanice u mirovanju

Svaka stanica ljudskog tijela predstavlja izvor bioelektričnog napona. Za bolje razumijevanje nastanka električnih signala unutar tijela potrebno je detaljnije proučiti elementarni sastav stanice i okolinu u kojoj se nalazi. Svaka stanica sastoji se od jezgre, citoplazme i polupropusne membrane. Međustanični prostor čini izvanstanična tekućina ispunjena ionima. Stanična membrana je polupropusni lipidni dvosloj načinjen od bjelančevina i lipida koji odvaja unutarstanični dio od vanstaničnog okruženja. Debljina stanične membrane iznosi 10 nm, a širina pora 8 nm [3]. One omogućuju razmjenu tvari stanice s okolinom pod djelovanjem tri osnovna mehanizma: difuzije, osmoze te aktivnog prijenosa za koji je potreban utrošak energije stanice. Svaku stanicu karakterizira potencijal u mirovanju koji se javlja zbog razlike u koncentraciji iona unutar i izvan stanice te polupropusnosti stanične membrane. Njegov iznos ovisi o vrsti stanice, a kreće se u rasponu od 5 do 100 mV. Potencijal živčanih stanica u mirovanju iznosi 70 do 85 mV [3]. Dominantne ione izvanstanične tekućine čine natrijevi kationi ( $\text{Na}^+$ ) i klorovi anioni ( $\text{Cl}^-$ ) dok unutar stanice prevladavaju kalijevi kationi ( $\text{K}^+$ ) i različiti anioni ( $\text{A}^-$ ) kao što prikazuje slika 2.1.



Slika 2.1. Prijenos iona kroz polupropusnu staničnu membranu.

Zbog svojstava stanične membrane kationi kalija lako izlaze iz stanice, dok anioni ostaju unutar stanice. Iz izvanstaničnog prostora pak anioni kloro lako ulaze u stanicu dok se kationi natrija zadržavaju u izvanstaničnom prostoru. Iz tog razloga električni potencijal unutarstaničnog prostora stanice u mirovanju uvijek je negativan u odnosu na električni potencijal izvanstanične tekućine. Zbog vrlo male debljine stanične membrane i razlike

električnog potencijala unutar i izvan stanice, javlja se vrlo velika jakost električnog polja na membrani:

$$E = \frac{U}{d} = \frac{85 \text{ mV}}{10 \text{ nm}} = 8500 \text{ kV/m}.$$

Potencijal stanice u mirovanju moguće je analitički izračunati prema Nernstovoj jednadžbi:

$$\Delta U = \frac{RT}{nF} \ln \frac{c_v}{c_u},$$

gdje su  $R$  plinska konstanta,  $T$  apsolutna temperatura,  $n$  valencija elektrona,  $F$  Faradayeva konstanta, a  $c_v$  i  $c_u$  koncentracije iona izvan i unutar stanice [3]. Uzmemo li se u razmatranje samo kalijevi kationi, čija je koncentracija unutar stanice 140 mM/L, a izvan stanice svega 5 mM/L na temperaturi od 300 K, prema Nernstovoj jednadžbi potencijal stanice u mirovanju iznosi:

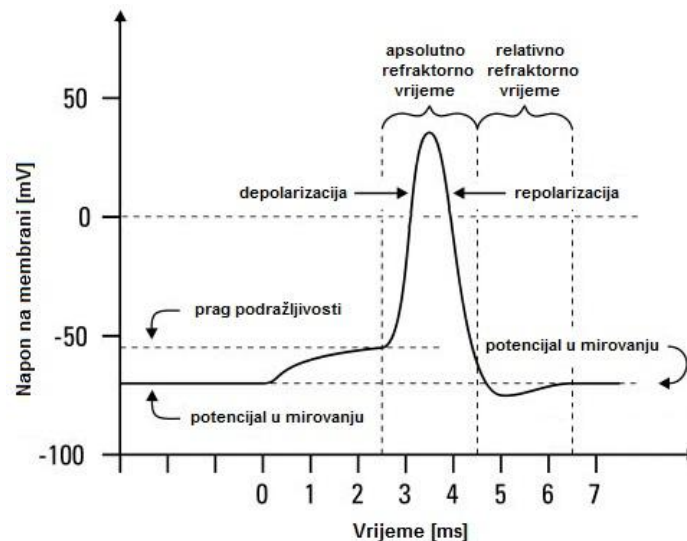
$$\Delta U = \frac{8,31 \cdot 300}{1 \cdot 96,5 \cdot 10^3} \ln \frac{5}{140} = -86 \text{ mV}.$$

Točan iznos napona na staničnoj membrani može se izračunati uzmu li se u obzir koncentracije svih iona iz unutarstaničnog i izvanstaničnog prostora.

## 2.2. Proces depolarizacije i repolarizacije stanice

Staničnu membranu živca moguće je podražiti mehanički, kemijski ili električki. U ovom radu električni podražaji živčanih stanica imaju dominantnu ulogu. Podraživanjem živca električnom strujom dolazi do naglog povećanja vodljivosti stanične membrane za natrijeve katione (približno 1000 puta). Prodíranjem natrijevih kationa iz izvanstaničnog prostora u stanicu dolazi do povećanja električnog potencijala unutarstaničnog prostora u odnosu na izvanstanični. Vrlo često potencijal unutarstaničnog prostora nadmaši potencijal izvanstaničnog prostora pa stanica postane pozitivna iznutra, a negativna izvana. Ovaj proces naziva se depolarizacija stanice [4]. Nakon procesa depolarizacije dolazi do pada vodljivosti stanične membrane za natrijeve katione i povećanja vodljivosti za kalijeve katione. Posljedica izlaska kalijevih kationa iz stanice je naglo smanjenje električnog potencijala unutarstaničnog prostora pri čemu se napon stanice vraća na početnu razinu. Ovaj proces naziva se repolarizacija stanice [4]. Uzastopnim podraživanjem stanice može doći do nakupljanja velikih količina natrijevih kationa unutar stanice i kalijevih kationa u izvanstaničnom prostoru, što pak dovodi do poremećaja u ravnoteži i metabolizmu stanice

te njezinog odumiranja. Kako do toga ne bi došlo, potrebno je aktivnim mehanizmom Na-K pumpe uz utrošak energije stanice uspostaviti početnu ravnotežu natrijevih i kalijevih kationa unutar i izvan stanice. Na-K pumpa omogućuje izbacivanje do pet natrijevih kationa ubacivanjem jednog kalijevog kationa. Na taj način osigurava se ponovno postizanje potencijala stanice u mirovanju. Opisanu promjenu napona stanice nazivamo akcijskim potencijalom (slika 2.2).



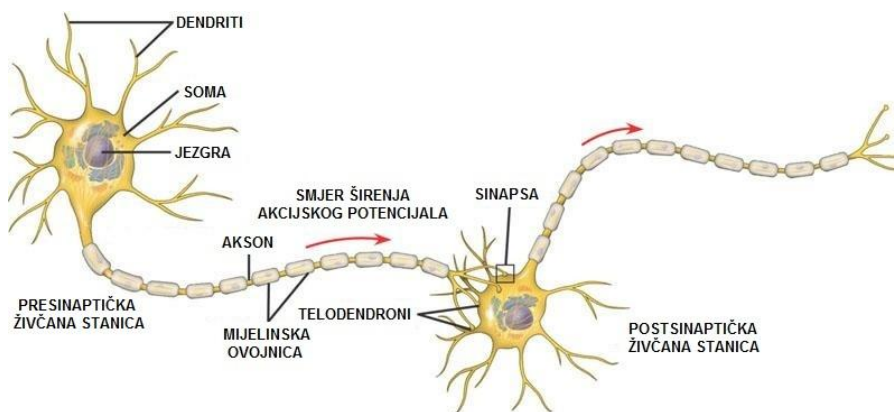
Slika 2.2. Akcijski potencijal živčane stanice [5].

Nakon što napon stanice premaši prag podražljivosti, proces nastanka akcijskog potencijala ne može se zaustaviti nikakvim naknadnim podražajem. Period tijekom kojega se stanica nalazi u opisanom stanju naziva se apsolutno refraktorno vrijeme [3]. Tijekom procesa repolarizacije, prije nego što stanica poprimi potencijal u mirovanju, moguće je podražajem većeg intenziteta ponovno izazvati akcijski potencijal. Taj period naziva se relativno refraktorno vrijeme [3].

### 2.3. Građa živčane stanice

Uloga živčane stanice u organizmu je prijenos i obrada informacija [6]. Svaka živčana stanica sastoji se od slijedećih dijelova: soma (tijelo živčane stanice), jezgre, aksona, dendrita i telodendrona (slika 2.3). Dendroni i telodendroni omogućuju povezivanje žičanih stanica i uspostavu živčanog puta. Mjesto spoja dvaju živčanih stanica naziva se sinapsa. Djelovanjem akcijskog potencijala u živčanoj stanici, dolazi do lučenja neurotransmitera iz presinapse (završetka prethodne živčane stanice) u sinaptičku pukotinu te kemijskog povezivanja presinapse s postsinapsom (početkom slijedeće živčane stanice). Kemijski sastav neurotransmitera određuje hoće li sinapsa biti ekscitacijska ili inhibicijska.

Ukoliko lučenjem neurotransmitera dođe do prodora natrijevih kationa u slijedeću živčanu stanicu, u njoj će doći do depolarizacije i nastanka akcijskog potencijala. Sinapsa koja omogućuje prijenos akcijskog potencijala s jedne živčane stanice na drugu naziva se ekscitacijska sinapsa. Međutim, neurotransmiteri mogu imati i suprotan učinak. Lučenjem neurotransmitera u sinaptičku pukotinu može doći do hiperpolarizacije živčane stanice pri čemu je prijenos akcijskog potencijala na slijedeću stanicu blokiran. Takve sinapse nazivaju se inhibicijske sinapse. Prema kemijskom sastavu neurotransmiteri se mogu podijeliti u četiri osnovne skupine: acetilkolin, monoamine, aminokiseline i peptide [6]. Neurotransmitter ekscitacijskog tipa je acetilkolin, dok su aminokiseline neurotransmiteri inhibicijskog tipa. Peptidi i monoamini mogu imati ekscitacijsku i inhibicijsku ulogu.



Slika 2.3. Građa živčane stanice [7].

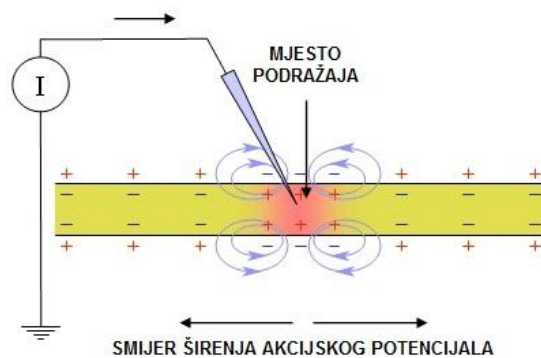
Da bi napon postsinaptičke stanice prešao prag podražljivosti, a prijelaz akcijskog potencijala s jednog neurona na drugi bio omogućen, često nije dovoljno djelovanje samo jedne sinapse. Istovremeno djelovanje više presinapsi na različitim mjestima neurona dovodi do snažnijeg podražaja postsinaptičke stanice. Ovaj način prijenosa akcijskog potencijala naziva se prostorna sumacija (slika 2.3). Akcijski potencijal može se prenijeti na postsinaptičku stanicu i djelovanjem samo jedne sinapse. U tom slučaju frekvencija podražaja postsinaptičke stanice mora biti dovoljno visoka. Djelovanje novog podražaja za vrijeme trajanja trenutnog naziva se vremenska sumacija.

## 2.4. Prijenos akcijskih potencijala živcima

Akson živčane stanice može biti ovijen mijelinskom ovojnicom ili biti bez nje. Stoga razlikujemo dva tipa živčanih vlakana: nemijelinizirano i mijelinizirano živčano vlakno [8]. Ova dva tipa živčanih vlakana razlikuju se prvenstveno u brzini i načinu provođenja akcijskih potencijala. Promotrimo nemijelinizirano živčano vlakno podraženo

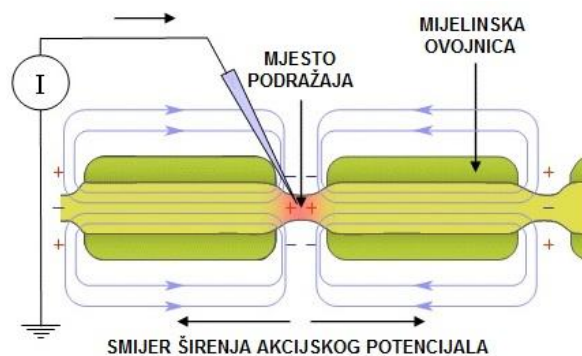


na sredini aksona (slika 2.4). Na mjestu podražaja aksona dolazi do prodiranja natrijevih kationa u stanicu i stvaranja akcijskog potencijala. Oko mjesta podražaja zatvara se strujni krug, a struja teče od pozitivnog prema negativnom dijelu vlakna. Svojem protokom struja zahvaća okolne nepodražene dijelove stanice što dovodi do dodatnog prodora natrijevih kationa i širenja akcijskog potencijala u obje strane od mjesta podražaja. Mjesta na kojima je već nastupila depolarizacije neće biti ponovno podražena jer se nalaze u stanju apsolutne refraktornosti. Kada je pak mjesto podražaja na samom kraju aksona živčane stanice, akcijski potencijal kreće se s mjesta podražaja prema drugom kraju aksona.



Slika 2.4. Širenje akcijskog potencijala nemijeliniziranim živčanim vlaknom [9].

Mijelinizirano živčano vlakno sadrži nakupine električki nevodljivog masnog tkiva mijelina koji uzrokuje specifičan način prijenosa akcijskih potencijala živčanim vlaknima [6]. Nakupine mijelina obavijene su Schwanovom ovojnicom i odvojene Ranvierovim suženjima (slika 2.5). Struja nastala djelovanjem depolarizacije može teći samo na području Ranvierovih suženje na kojima nema nevodljivog mijelina. Prema tome nastali akcijski potencijali uzrokovat će depolarizaciju samo na mjestima suženja pa će se impuls širiti skokovito, od suženje do suženja. Brzina širenja akcijskih potencijala nemijeliniziranim živčanim vlaknima kreće se u rasponu od 1 do 25 m/s dok brzina širenja akcijskih potencijala mijeliniziranim vlaknima može iznositi čak 100 m/s.



Slika 2.5. Širenje akcijskog potencijala mijeliniziranim živčanim vlaknom [9].

### **3. ELEKTRIČNA STIMULACIJA**

#### **3.1. Podjela elektrostimulatora**

Elektrostimulatori su električni uređaji koji koriste strujne ili naponske impulse za ublažavanje boli, jačanje atrofiranih mišića, poboljšavanje cirkulacije, metabolizma ili apsorpcije ljekovitih tvari [8]. Moguće ih je podijeliti u grupe prema različitim kriterijima.

Podjela elektrostimulatora prema funkciji:

- dijagnostički (utvrđivanje osjetljivosti i brzine provođenja živca),
- terapijski (rehabilitacija, funkcijska elektrostimulacija skeletnih mišića, elektrostimulacija srca, defibrilacija...).

Podjela elektrostimulatora prema trajanju stimulacije:

- privremena (rehabilitacija, defibrilacija, ublažavanje boli...),
- trajna (održavanje vitalnih funkcija i poboljšanje kvalitete života).

Podjela elektrostimulatora prema smještaju:

- vanjski (rehabilitacija, ublažavanje boli...),
- implantabilni (stimulatori srca).

Podjela elektrostimulatora prema organu ili sustavu:

- srce (privremeni ili trajan nepravilan rad srca, prestanak rada ili fibrilacija),
- mišići (omogućavanje pokreta ekstremiteta ili dijafragme, liječenje inkontinencije),
- mozak (nadomjestak ili pojačanje osjeta, liječenje epilepsije i hipertonije),
- živčani sustav (uklanjanje boli, tremora i nepravilnosti u respiraciji),
- kosti (pospješivanje cijeljenja kostiju).

#### **3.2. Električna stimulacija za ublažavanje boli**

U ovom radu predstavljen je sklopovski i programski dizajn uređaja za ublažavanje boli. No, da bi principi elektrostimulacije za ublažavanje boli bili potpuno jasni, potrebno je proučiti kako dolazi do percepcije boli. Informacija koju mozak interpretira kao bol prenosi se istim živčanim vlaknima kojima se prenose različiti osjeti kao što su osjet za dodir, hladnoću i toplinu. Akcijski potencijali nastali u navedenim živčanim stanicama prenose se preko mijeliniziranih živčanih vlakana do neurona leđne moždine (nociceptivni put) ili preko nemijeliniziranih vlakana (nenociceptivni put). Nociceptivni i nenociceptivni put sastaju se u posebnom neuronu koji prenosi informaciju o boli u gornjem dijelu sive

tvori leđne moždine. Istovremenom aktivacijom nociceptivnog i nenociceptivnog puta može doći do međusobnog poništavanja pri čemu izostaje informacija o boli. Prema modelu osjeta boli Ronalda Melzaca i Patrica Walla iz 1965. godine [10], nociceptivni put koji prenosi informaciju o boli može biti inhibiran akcijskim potencijalima koji se prenose nenociceptivnim živčanim putem u sinapsi prije neurona za bol smještenog u leđnoj moždini što uzrokuje redukciju ili potpuno uklanjanje osjeta boli. Na ovoj teoriji zasniva se rad električnih stimulatora za uklanjanje boli koji električkim impulsima (strujnim ili naponskim) aktiviraju nenociceptivni put. Električna stimulacija može se izvoditi na četiri načina: pomoću elektroda smještenih na kožu, pomoću implantiranih elektroda, stimulacijom dubokih slojeva mozga ili leđne moždine. Prva vrsta elektrostimulatora za ublažavanje boli često se javlja pod nazivom TENS (engl. *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*). Uspjeh u potiskivanju boli elektrostimulatorom s površinskim elektrodama kreće se u granicama od 33 do 88% [3].

Aksijski potencijali u nenociceptivnom putu nastaju djelovanjem pravokutnih strujnih ili naponskih impulsa. Pri tome struja kroz tijelo ne smije prelaziti 80 mA. Frekvencija podražaja kreće se u rasponu od 1 do 130 Hz. Niskofrekventni podražaji (1-10 Hz) imaju akupunktorni učinak i omogućuju dugotrajniji izostanak boli [10]. Zbog velike impedancije kože pri niskofrekventnim podražajima većina električne energije podražaja disipira se u rožnatom sloju kože (*stratum corneum*). Visokofrekventni podražaji (90-130 Hz) omogućuju brzo oslobađanje osjeta boli blokirajući informaciju o boli na živčanom putu prema mozgu. Impedancija kože pada porastom frekvencije podražaja pa se većina električne energije podražaja disipira u potkožnim tkivima.

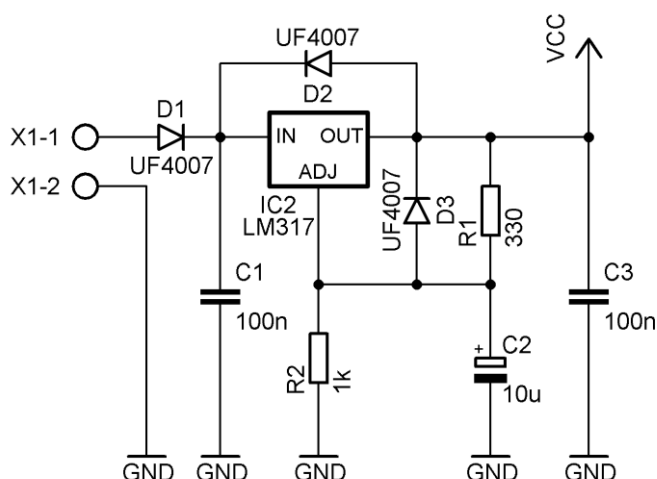
TENS stimulatori predstavljaju neinvazivnu metodu za uklanjanje boli bez primjene medikamenata korištenjem električnih impulsa i površinskih elektroda smještenih na mjestu ili u blizini mjesta izvora boli. Međutim elektrostimulatori mogu izazvati i neželjene efekte posebice kod osoba s elektrostimulatorom srca, trudnica te osoba koje boluju od epilepsije stoga ih uvijek valja koristiti s oprezom. Neke od neželjenih posljedica upotrebe elektrostimulatora su iritacija kože i neugodan osjećaj tetaničke kontrakcije mišića. TENS stimulatori predstavljaju učinkovito rješenje za ublažavanje boli uzrokovane karcinomima [10] i hemiparezom te glavobolja i akutnih posttraumatskih boli. Također se upotrebljava kod periferne neuropatije, bolova u amputiranim udovima, fantomske boli u udovima, postoperativne boli [11], kroničnog lumbalnog sindroma, boli uzrokovane oštećenjem leđne moždine te hernije diska kralješnice [12], [13].

## 4. SKLOPOVSKO RJEŠENJE ELEKTROSTIMULATORA ŽIVACA

U ovom poglavlju detaljno je opisan sklopovski dizajn elektrostimulatora živaca za ublažavanje osjeta boli. Upravljanje amplitudom i frekvencijom podražaja je digitalno i temeljeno na mikrokontroleru ATmega8 tvrtke Atmel. Jednostavan i praktičan 8-bitni mikrokontroler s AVR jezgrom čini idealan izbor.

### 4.1. Izvedba napajanja uređaja

Elektrostimulator živaca namijenjen je priključivanju na tijelo, stoga je iz sigurnosnih razloga predviđeno elektrokemijsko napajanje uređaja. Uređaj može biti napajan primarnim (baterijom) ili sekundarnim (akumulatorom) elektrokemijskim izvorom nominalnog napona od 9 V. Budući da upravljačka elektronika zahtjeva napajanje ne veće od 5 V, napon elektrokemijskog izvora potrebno je spustiti na odgovarajuću razinu. Regulacija napona izvedena je linearnim regulatorom LM317 (slika 4.1).



Slika 4.1. Izvedba napajanja elektrostimulatora živaca pomoću linearnog regulatora LM317.

LM317 je linearni regulator s prilagodljivim izlaznim naponom raspona od 1,2 do 37 V i maksimalnom izlaznom strujom do 1,5 A [14]. Izlazni napon regulatora definira se otpornicima  $R_1$  i  $R_2$ . Sklop ima internu prekostrujnu zaštitu i zaštitu od pregrijavanja, a promjene izlaznog napona s promjenom izlazne struje ili ulaznog napona značajno su manje u odnosu na regulatore s nepromjenjivim izlaznim naponom. Napon na izlazu iz regulatora određen je slijedećim izrazom [14]:

$$U_{IZL} = 1,25 \left( 1 + \frac{R_2}{R_1} \right) + R_2 I_{ADJ},$$

gdje  $I_{ADJ}$  tipično iznosi  $50 \mu\text{A}$ . Uvrste li se u dani izraz vrijednosti otpornika sa slike 4.1, izlazni napon regulatora iznosi:

$$U_{IZL} = 1,25 \left( 1 + \frac{1000}{330} \right) + 1000 \cdot 50 \cdot 10^{-6} = 5,09 \text{ V}.$$

Da bi regulator radio ispravno i sigurno, osim otpornika koji određuju iznos izlaznog napona, potrebno mu je dodati još nekoliko vanjskih komponenti. Keramički kondenzator  $C_1$  postavlja se radi stabilnosti povratne veze regulatora. Elektrolitski kondenzator  $C_2$  umanjuje valovitost izlaznog napona, dok keramički kondenzator  $C_3$  poboljšava tranzijentni odziv. Dioda  $D_1$  štiti regulator i ostatak sklopovlja od reverznog napona elektrokemijskog izvora do kojega može doći neopreznim rukovanjem. U slučaju kratkog spoja na ulazu regulatora, naboj pohranjen u kondenzatorima  $C_2$  i  $C_3$  nastoji se isprazniti kroz sklopovlje regulatora. Budući da je iznos napona pohranjen u tim kondenzatorima dovoljno velik da može dovesti do oštećenja regulatora, potrebno je diodom  $D_2$  omogućiti siguran način pražnjenja. Dioda  $D_3$  ima istu ulogu kao dioda  $D_2$  te štiti regulator od kratkog spoja na ulazu i izlazu sklopa.

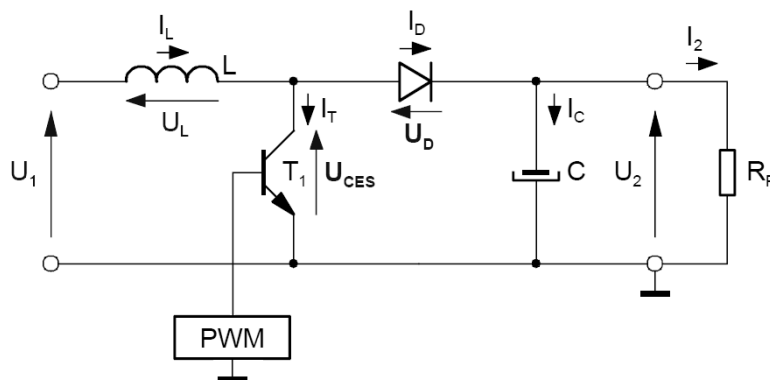
#### 4.2. Zaporni pretvornik napona

Za razliku od linearnih izvora napajanja koji koriste tranzistore u normalnom aktivnom području, prekidački izvori napajanja koriste tranzistore u prekidačkom režimu rada što rezultira manjom disipacijom energije na pretvorniku i većom učinkovitosti. Zaporni (engl. *boost, step-up*) pretvornik je prekidački izvor napajanja koji na svom izlazu daje napon većeg iznosa i istog polariteta u odnosu na ulazni napon pretvornika. Elektrostimulator živaca koristi zaporni pretvornik kako bi od niskog napona kojim se napaja digitalno upravljačko sklopovlje dobio izlazni napon dovoljno visoke razine da izazove pojavu akcijskih potencijala u živcima koje je potrebno stimulirati. Stoga je u ovom poglavlju objašnjen način njegova rada.

Zaporni pretvornik sastoji se od samo nekoliko osnovnih elektroničkih komponenata: zavojnice, kondenzatora, tranzistora i diode. Električna shema zapornog pretvornika prikazana je slikom 4.2. Za rad pretvornika potrebno je upravljačko sklopovlje koje upravlja radom tranzistora. Izlazni napon pretvornika ovisi prvenstveno o energiji pohranjenoj u zavojnici tijekom vremena vođenja tranzistora. Tranzistor je upravljan pravokutnim signalom promjenjivog trajanja pulsa, PWM signalom (engl. *Pulse Width Modulation*). Energija pohranjena u zavojnici ovisi o faktoru vođenja (engl. *Duty Cycle*) čija

se vrijednost kreće između 0 i 1 (0 i 100%). Faktor vođenja se definira kao omjer vremena vođenja i perioda PWM upravljačkog signala:

$$D = \frac{t_v}{T} = \frac{t_v}{t_v + t_n}.$$



Slika 4.2. Električna shema zapornog pretvornika [15].

Radi pojednostavljenja analize rada zapornog pretvornika uvode se sljedeće pretpostavke:

- napon napajanja zapornog pretvornika  $U_1$  idealan je (unutarnji otpor naponskog izvora iznosi  $0 \Omega$ ) i nepromjenjiv u vremenu,
- tranzistor  $T_1$  je idealna elektronička komponenta (napon na tranzistoru u vremenu vođenja tranzistora iznosi  $U_{CES} = 0 \text{ V}$ , a struja kroz tranzistor za vrijeme nevođenja tranzistora iznosi  $I_T = 0 \text{ A}$ ),
- dioda je idealna elektronička komponenta (napon na diodi za vrijeme vođenja diode iznosi  $U_D = 0 \text{ V}$ , a struja kroz diodu u vremenu nevođenja diode iznosi  $I_D = 0 \text{ A}$ ),
- otpor tereta  $R_P$  nepromjenjiv je u vremenu,
- napon na teretu  $U_2$  i struja kroz teret  $I_2$  nepromjenjivi su u vremenu,
- zaporni pretvornik nalazi se u ustaljenom načinu rada.

Kao i svaki drugi prekidački izvor napajanja, zaporni pretvornik karakterizira promjenjiva topologija. Topologija zapornog pretvornika ovisi o stanju tranzistora  $T_1$ . Kada je tranzistor  $T_1$  u stanju vođenja, zaporni pretvornik može se nadomjestiti električnom shemom prikazanom na slici 4.3.A uzmu li se u obzir prethodno navedena pojednostavljenja. Tijekom vremena vođenja tranzistora ( $t_v$ ) struja kroz tranzistor jednaka je struji kroz zavojnicu  $L$ . Pri tome je na zavojnici napon idealnog naponskog izvora  $U_1$ . U ovom dijelu perioda upravljačkog signala dolazi do pohrane energije u zavojnici  $L$ . Struju kroz zavojnicu moguće je jednostavno izračunati iz integralnog oblika Faradayevog zakona:

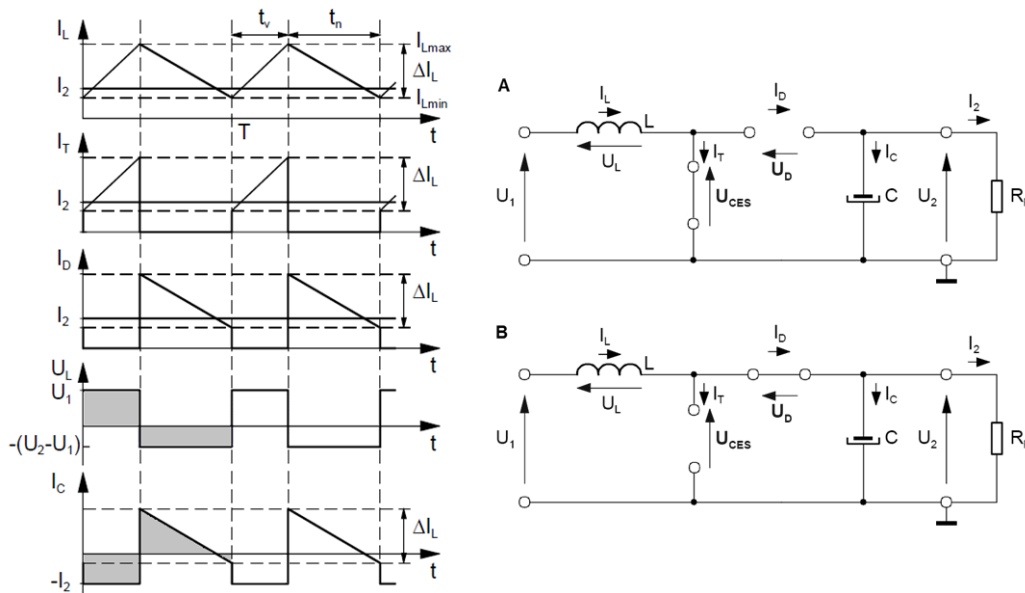
$$U_1 = L \frac{di_L}{dt} \rightarrow i_L = \frac{1}{L} \int U_1 dt,$$

$$i_L = \frac{1}{L} U_1 t + I_0,$$

pri čemu je  $I_0$  početna struja kroz zavojnicu koja odgovara struji  $I_{Lmin}$  prikazanoj na slici 4.3. Primjećuje se linearan porast struje u vremenu tijekom vremena vođenja tranzistora kako iz grafa, tako i iz izvedenog izraza. Energija koja je u obliku magnetskog polja pohranjena u zavojnicu ovisi o maksimalnoj struji kroz zavojnicu:

$$E = \frac{1}{2} L I_{Lmax}^2.$$

Tijekom vremena  $t_v$  anoda diode nalazi se na potencijalu 0 V. Budući da je potencijal katode uvijek jednak naponu na trošilu  $U_2$ , potencijal anode niži je od potencijala katode, a dioda je zaporno polarizirana. Stoga je struja kroz diodu  $I_D = 0$  A pa je na slici 4.3.A prikazana prekidom. Tijekom ovog perioda trošilo  $R_P$  nije napajano izravno s naponskog izvora nego struju crpi iz kondenzatora  $C$ . Struja kroz kondenzator  $I_C$  je konstantna kako bi se zadržao konstantan napon na trošilu i negativna jer je njezin smjer suprotan od referentnog smjera označenog na električnoj shemi.



Slika 4.3. Signali i nadomjesne shema pretvornika u vođenju (A) i nevođenju (B) tranzistora [15].

Na početku vremena nevođenja tranzistora ( $t_n$ ) dolazi do nagle promjene struje kroz zavojnicu. Najme prestankom vođenja tranzistora struja kroz tranzistor trenutno padne na

iznos  $I_T = 0$  A pa ga je moguće prikazati prekidom (slika 4.3.B). Budući da zavojnica nastoji zadržati smjer struje, dolazi do nagle promjene napona na zavojnici i njegovog polariteta. Zavojnica se počinje ponašati kao izvor koristeći energiju pohranjenu u obliku magnetskog polja. Prema Faradayevom zakonu, napon na zavojnici ovisit će o promjeni struje kroz zavojnicu. Ova promjena je pak veća što je veća energija pohranjena u zavojnici, odnosno maksimalna struja kroz zavojnicu tijekom vremena vođenja. Budući da je iznos struje kroz zavojnicu proporcionalan vremenu vođenja tranzistora, lako je zaključiti da napon na zavojnici ovisi o faktoru vođenja upravljačkog signala  $D$ . Anoda diode sada se više ne nalazi na potencijalu 0 V, nego njezin potencijal odgovara zbroju napona naponskog izvora  $U_1$  i napona na zavojnici  $U_L$ . Dioda postaje propusno polarizirana pa je se može prikazati kratkim spojem (slika 4.3.B). Struja kroz diodu jednaka je struji kroz zavojnicu koju je ponovno moguće izračunati iz Faradayevog zakona:

$$i_L = \frac{1}{L} \int -(U_1 - U_2) dt,$$

$$i_L = -\frac{1}{L}(U_1 - U_2) + I_0,$$

gdje razlika ulaznog i izlaznog napona pretvornika predstavlja napon na zavojnici  $U_L$ , a  $I_0$  početnu struju kroz zavojnicu koja odgovara struji  $I_{Lmax}$ . Zbog potrošnje konačne količine energije pohranjene u zavojnici, struja kroz zavojnicu ima padajuću karakteristiku. Dio energije pohranjene u zavojnici predaje se kondenzatoru, a dio izravno trošilu. Istovremeno kondenzator dio energije pohranjuje, a dio predaje trošilu. Budući da je napon na kondenzatoru uvijek jednak naponu na trošilu i konstantan, u ustaljenom stanju energija pohranjena u kondenzator je konstantna i iznosi:

$$E = \frac{1}{2} C U_2^2.$$

U ustaljenom stanju srednja vrijednost napona na zavojnici i struje kroz kondenzator jednaka je nuli. Prema tome osjenčana područja iznad i ispod vremenske osi prikazana na slici 4.3 iste su površine.

Kada su načela rada zapornog pretvornika jasna, moguće je koristeći prethodno opisane zakone odrediti ovisnost izlaznog napona zapornog pretvornika  $U_2$  o faktoru vođenja  $D$ .



Budući da je ovisnost struje zavojnice o vremenu tijekom vođenja tranzistora linearna, promjena struja zavojnice može se izraziti na slijedeći način [16]:

$$\Delta I_{Lv} = \frac{U_1}{L} t_v.$$

Na sličan način može se zapisati i promjena struje kroz zavojnicu tijekom nevođenja tranzistora [16]:

$$\Delta I_{Ln} = \frac{U_2 - U_1}{L} t_n.$$

U ustaljenom stanju porast struje kroz zavojnicu tijekom vremena vođenja tranzistora jednak je padu struje kroz zavojnicu tijekom vremena nevođenja tranzistora [16]. U suprotnom bi dolazilo do kumulativnog povećanja ili smanjenja iznosa struje kroz zavojnicu iz perioda u period upravljačkog signala, što nije svojstvo sklopova u ustaljenom stanju. Stoga se izrazi za promjenu struja mogu izjednačiti:

$$\Delta I_{Lv} = \Delta I_{Ln},$$

$$\frac{U_1}{L} t_v = \frac{U_2 - U_1}{L} t_n.$$

Napon na trošilu  $U_2$  može se zapisati pomoću napona naponskog izvora  $U_1$  te vremena  $t_v$  i  $t_n$  sređivanjem prethodnog izraza:

$$U_2 = \frac{t_v + t_n}{t_n} U_1.$$

Budući da je faktor vođenja  $D$  definiran omjerom vremena vođenja i perioda upravljačkog signala, može se pisati:

$$D = \frac{t_v}{T} = \frac{t_v}{t_v + t_n} \rightarrow 1 - D = \frac{t_n}{T} = \frac{t_n}{t_v + t_n}.$$

Uvrštavanjem se dobiva ovisnost izlaznog napona zapornog pretvornika o faktoru vođenja:

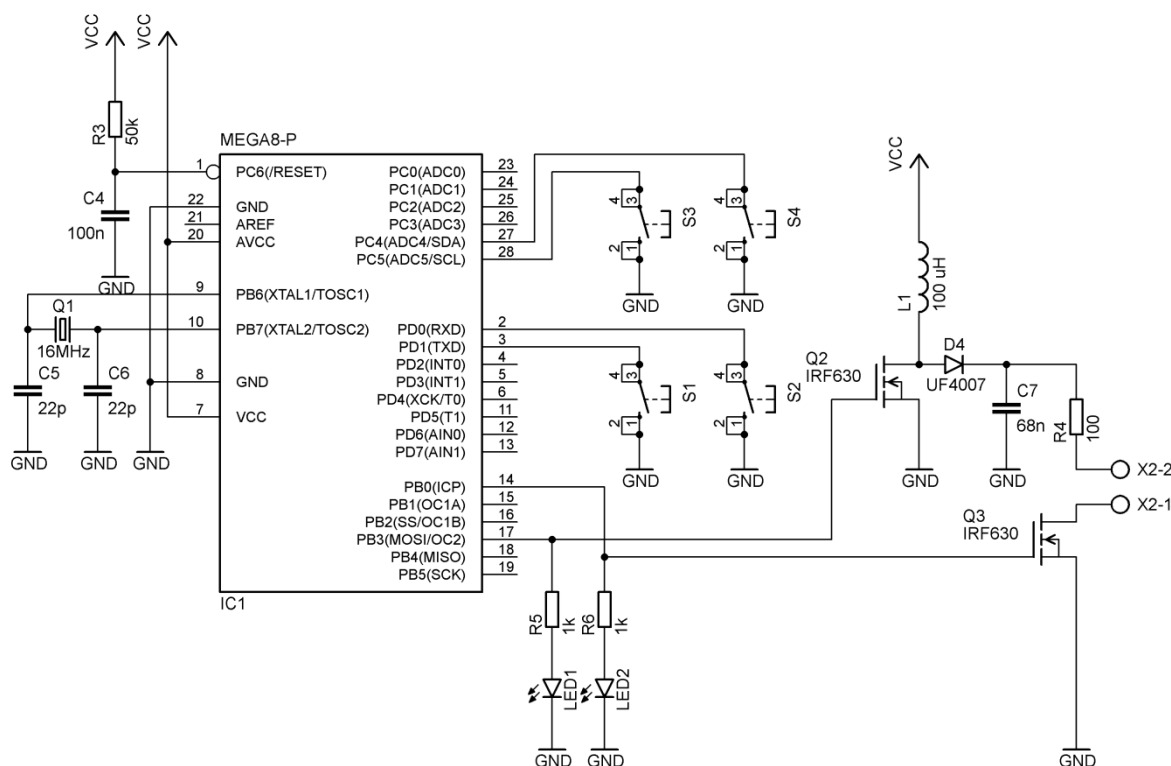
$$U_2 = \frac{U_1}{1 - D}.$$

Moguće je primijetiti da je izlazni napon zapornog pretvornika uvijek veći ili jednak ulaznom naponu što je bila početna pretpostavka ovoga poglavlja. Ovisnost izlaznog

napona nije linearno proporcionalna faktoru vođenja što često otežava regulaciju izlaznog napona zapornog pretvornika.

### 4.3. Električna shema uređaja

Digitalni elektrostimulator živaca temeljen na mikrokontroleru ATmega8 zahtijeva minimalan broj vanjskih elektroničkih komponenti (slika 4.4).



Slika 4.4. Električna shema elektrostimulatora živaca.

Za ispravan rad sklopa potrebno je osigurati napajanje na priključcima VCC, AVCC i GND. Sklop je napajan naponskim izvorom od 5 V dobivenim pomoću linearnog regulatora LM317 kako je opisano u poglavlju 4.1. Priteznom otpornikom (engl. *pull-up resistor*) R3 i kondenzatorom C4 osigurava se logička jedinica i otpornost na smetnje na priključku PC6. Logička nula na navedenom priključku izaziva resetiranje sustava. Kvarcni kristal Q1 i kondenzatori C5 i C6 osiguravaju radni takt mikrokontrolera od 16 MHz. To je ujedno i najviša frekvencija na kojoj mikrokontroler može raditi. Osim iz kvarcnog kristala radni takt se može dobiti iz internih kalibriranih RC oscilatora ili vanjskog RC oscilatora. Radni takt dobiven pomoću kvarcnog kristala predstavlja najpouzdanije i najpreciznije rješenje.

Tipkala  $S1$ ,  $S2$ ,  $S3$  i  $S4$  omogućuju regulaciju amplitude i frekvencije naponskih podražaja. Na njih nisu spojeni nikakvi pritezni otpornici jer mikrokontroler omogućuje interno spajanje priteznih otpornika iznosa između 20 i 50 k $\Omega$  što zadovoljava potrebe sklopa [17]. Tranzistor  $Q2$ , dioda  $D4$ , zavojnica  $L1$  i kondenzator  $C7$  čine prepoznatljivi dio sheme uređaja - zaporni pretvornik napona. Tranzistor  $Q2$  IRF630 je N-kanalni MOSFET (engl. *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) prilagođen za velike disipacije energije. Prema tvorničkim podacima tvrtke *STMicroelectronics* maksimalan napon između odvoda i izvora za koji je tranzistor namijenjen iznosi 200 V, maksimalna kontinuirana struja odvoda 9 A, a maksimalna impulsna struja odvoda čak 36 A [18]. Uz to, ovaj tranzistor karakterizira nizak otpor kanala u vođenju iznosa 0,4  $\Omega$  te mogućnost brzog preklapanja. Vrata tranzistora  $Q2$  spojena su na priključak PB3 mikrokontrolera. Upravo taj priključak izlazni je priključak vremenskog sklopa mikrokontrolera (*Timer2*). Dva najznačajnija registra vremenskog sklopa su 8-bitni registri TCNT2 (engl. *Timer/Counter*) i OCR2 (engl. *Output Compare Register*) [17]. Registar TCNT2 sadrži trenutnu vrijednost brojača vremenskog sklopa dok registar OCR2 sadrži programski definiranu vrijednost koja se tijekom rada mikrokontrolera konstantno uspoređuje s vrijednosti TCNT2 registra pomoću internih digitalnih komparatora. Rezultat komparacije može se upotrijebiti za generiranje PWM signala na OC2 priključku mikrokontrolera. Na priključak PB0 mikrokontrolera spojena su vrata MOSFET tranzistora  $Q3$  čija su svojstva ista onima tranzistora  $Q2$ . Postavljanjem priključka PB0 u logičku jedinicu dolazi do povećanja vodljivosti kanala tranzistora  $Q2$ . Ukoliko su na mjestu konektora X2 priključene elektrode i spojene na tijelo, doći će do pražnjenja naboja pohranjenog u kondenzatoru  $C7$  zapornog pretvornika i protoka struje kroz tijelo i tranzistor. Na taj način omogućuje se podraživanje živaca. Amplituda, frekvencija i trajanje podražaja definirani su programski. Otpornik  $R4$  postavljen je kako bi se ograničila struja kroz tijelo te spriječilo uništenje tranzistora  $Q3$  u slučaju protoka struje velikog iznosa uslijed kratkog spoja elektroda. Svjetleće diode (engl. LED, *Light Emitting Diode*)  $LED1$  i  $LED2$  spojene su preko otpornika  $R5$  i  $R6$  na vrata tranzistora  $Q2$  i  $Q3$ , odnosno na PB3 i PB0 priključke mikrokontrolera. Njihova uloga je indikacija frekvencije i amplitude podražaja. Otpornici  $R5$  i  $R6$  ograničavaju izlaznu struju mikrokontrolera na navedenim priključcima, a time i struju kroz svjetleće diode kako ne bi došlo do uništenja mikrokontrolera.

#### 4.4. Elektrode za električnu stimulaciju

Za električnu stimulaciju koriste se dvije osnovne vrste elektroda, površinske ili implantirane. Uz opisani elektrostimulator živaca predviđena je upotreba površinskih elektroda. Površinske elektrode namijenjene su višekratnoj upotrebi. Postoji velik broj različitih izvedbi površinskih elektroda. One mogu biti krute ili savitljive, veće ili manje površine, samoljepljive ili neljepljive, okrugle ili pravokutne. Elektrodu čini električki vodljiva površina, prema tome svaki metalna površina može se upotrijebiti kao elektroda. Međutim elektrode za stimulaciju često se proizvode od smjese gume i ugljenog praha (slika 4.5) [19]. Na taj način osigurava se elastičnost te zadovoljavajuća vodljivost elektroda. Vrlo često elektrode se omotavaju mokrom spužvom kako bi se omekšao rožnati dio kože, povećala njegova vodljivost te ostvario bolji kontakt između kože i elektrode (slika 4.5).



**Slika 4.5. Elektrode za stimulaciju načinjene od vodljive gume [20].**

Elektrostimulatori živaca za stimulaciju koriste najmanje jedan par elektroda, no nerijetko i dva para. Opisani elektrostimulator živaca koristi dvije elektrode (jedan par) od kojih je jedna spojena na priključak 1, a druga na priključak 2 konektora X2 (slika 4.4). Elektrode su načinjene od krute bakrene pločice površine 3,5 cm x 3,5 cm te ovijene spužvom debljine 4 mm. Prije početka terapije spužvu je potrebno natopiti fiziološkom otopinom, a elektrode postaviti u neposrednoj blizini mjesta boli. Budući da elektrode nisu samoljepljive, potrebno ih je učvrstiti na površini kože elastičnom trakom ili zavojem. Impedancija dodirne površine između kože i elektrode kreće se u rasponu od 1 do 7,8 k $\Omega$  ovisno o vrsti elektrode [19].

## 5. PROGRAMSKA POTPORA ELEKTROSTIMULATORA ŽIVACA

Upravljački kod za mikrokontroler ATmega8 napisan je u besplatnoj *demo* razvojnoj okolini (engl. IDE, *Integrated Development Environment*) Bascom-AVR. Bascom-AVR je razvojna okolina temeljena na programskom jeziku *Basic* i namijenjeno programiranju mikrokontrolera s AVR jezgrom. Izrada programske potpore za mikrokontroler u Bascom-u odvija se u nekoliko koraka:

- pisanje programa u programskom jeziku *Basic*,
- prevođenje programa u strojni binarni kod,
- ispitivanje rezultata pomoću integriranog simulatora,
- programiranje mikrokontrolera jednim od podržanih programatora.

U slijedećim poglavljima opisani su svi koraci u izradi programske potpore za mikrokontroler ATmega8.

### 5.1. Opis upravljačkog koda

Nakon pokretanja razvojne okoline potrebno je otvoriti novi projekt odabirom naredbe *File* → *New* iz izbornika. Projekt se sprema u mapu po izboru odabirom naredbe *File* → *Save As* pri čemu se kreira datoteka s ekstenzijom *.bas* proizvoljnog imena (na primjer *TENS.bas*) [19]. Pisanje koda započinje odabirom registarske datoteke i definiranjem frekvencije glavnog takta mikrokontrolera.

```
$regfile = "m8def.dat"  
$crystal = 16000000
```

Registarska datoteka sadrži informacije o mikrokontroleru kao što su imena internih registara i adrese prekidnih vektora. Pozivom naredbe *\$regfile* i datoteke *m8def.dat* u razvojnoj okolini se pojavljuje slika mikrokontrolera ATmega8 s funkcijskim opisom svih priključaka što značajno pojednostavljuje programiranje. Funkcija *\$crystal* daje informaciju prevoditelju razvojne okoline o frekvenciji glavnog takta mikrokontrolera. Ona se ne prevodi u strojni jezik, nego omogućuje izračun vrijednosti i parametara temeljenih na frekvenciji takta.

Nakon odabira registarske datoteke i frekvencije takta slijedi inicijalizacija periferija mikrokontrolera potrebnih za rad uređaja. Za rad elektrostimulatora živaca potrebna su dva vremenska sklopa (*Timer1* i *Timer2*) te digitalni ulazno/izlazni priključci. *Timer1* je

16-bitni vremenski sklop sličan vremenskom sklopu *Timer2* opisanom u poglavlju 4.3. Jedinu razliku između ove dvije periferije čini veličina registara. U nastavku je prikazan kod za konfiguraciju pojedine periferije.

```
Config TIMER1 = Timer , Prescale = 256
Config TIMER2 = Pwm , Compare Pwm = Clear Up , Prescale = 1
Config PORTD = &B11111100
PORTD = &B00000011
Config PORTC = &B11001111
PORTC = &B00110000
Config PORTB = &B00000001
```

*Timer1* i *Timer2* ne rade u istom režimu rada. *Timer1* je konfiguriran kao vremenski sklop čiji je zadatak brojanje taktova glavnog oscilatora i uspoređivanje s vrijednosti pohranjenom u OCR1A registru (engl. *Output Compare Registers*). Pri tome je frekvencija glavnog takta podijeljena s 256. *Timer2* konfiguriran je kao generator PWM signala. Upravljački PWM signal generira se na način da se izlazni priključak periferije (PB3) postavi u stanje logičke jedinice kada je vrijednost registra TCNT2 jednaka nuli. Svakim taktom glavnog oscilatora dolazi do povećanja vrijednosti TCNT2 registra. Kada vrijednost TCNT2 registra postane jednaka vrijednosti upisanoj u OCR2 registar, na priključak PB3 postavlja se logička nula. Vrijednost registra TCNT2 nastavlja se povećavati do vrijednosti 255 nakon čega se postupak ponavlja. Širina pulsa (trajanje logičke jedinice) upravljačkog signala određuju se jednostavnim upisivanjem vrijednosti u registar OCR2. Frekvenciju upravljačkog signala moguće je na jednostavan način izračunati iz frekvencije takta glavnog oscilatora i veličine registara vremenskog sklopa *Timer2*:

$$f_{PWM} = \frac{f_{OSC}}{2^b} = \frac{16 \text{ MHz}}{2^8} = 62,5 \text{ kHz.}$$

Osim vremenskih sklopova konfigurirani su i digitalni ulazno/izlazni priključci. Priključci PD0, PD1, PC4 i PC5 konfigurirani su kao ulazni priključci s pripadajućim priteznim otpornicima, dok je priključak PB0 definiran kao izlazni priključak.

Nakon inicijalizacije periferije slijedi deklaracija varijabli. U nastavku teksta je opis svake varijable korištene u programu. Varijabla *Amp* sadrži vrijednost koja definira iznos amplitude naponskih podražaja elektrostimulatora živaca. Ona zapravo predstavlja 8-bitnu vrijednost koja se upisuje u registar OCR2 vremenskog sklopa *Timer2* te time definira širina pulsa upravljačkog signala. Varijabla *Wait\_constant* sadrži vrijednost koja se upisuje u registar OCR1A vremenskog sklopa *Timer1*. Njome je definirano trajanje podražaja elektrostimulatora. Budući da je predefiniрана vrijednost varijable *Wait\_constant* 64,

moguće je izračunati trajanje podražaja uzmu li se u obzir frekvencija takta glavnog oscilatora te vrijednost djelitelja frekvencije (engl. *Prescale*):

$$t_p = \frac{\text{Wait\_constant} \cdot \text{Prescale}}{f_{osc}} = \frac{64 \cdot 256}{16 \text{ MHz}} \approx 1 \text{ ms.}$$

Varijabla *Count* predstavlja indeks polja *Freq*. Polje *Freq* sadrži šest elemenata različitih vrijednosti od kojih svaki predstavlja drugu frekvenciju podražaja elektrostimulatora živaca. Vrijednosti varijable *Count* i elemenata polja *Freq* su predefinirane. Izlazni signal za aktiviranje podražaja dobiva se upisivanjem vrijednosti elemenata polja *Freq* u registar OCR1A vremenskog sklopa *Timer1*. Uzmu li se u obzir vrijednosti elemenata polja *Freq*, trajanje podražaja definirano varijablom *Wait\_constant*, frekvencija takta glavnog oscilatora te vrijednost djelitelja frekvencije, moguće je izračunati frekvenciju podražaja:

$$f_p = \frac{f_{osc}}{(\text{Freq}(1) + \text{Wait\_constant}) \cdot \text{Prescale}} = \frac{16 \text{ MHz}}{(31250 - 64 + 64) \cdot 256} = 2 \text{ Hz.}$$

Na isti način mogu se izračunati frekvencije podražaja definirane ostalim vrijednostima elemenata niza *Freq*. Frekvencije su ispisane u komentarima unutar koda.

Ostale varijable predstavljaju 1-bitne zastavice. Među njima su varijable *Freq\_inc\_flag*, *Freq\_dec\_flag*, *Amp\_inc\_flag* i *Amp\_dec\_flag* koje omogućuju programsku detekciju rastućeg brida na ulaznim priključcima mikrokontrolera. Posljednja deklarirana varijable je zastavica *Timer\_flag* koja omogućuje naizmjenično upisivanje vrijednosti elemenata *Freq* niza i varijable *Wait\_constant* u registar OCR1A. U nastavku je prikazan kod za deklaraciju opisanih varijabli.

```

Dim Amp As Byte
Dim Wait_constant As Integer
Wait_constant = 62           'T = 1 ms
Dim Count As Byte
Count = 1
Dim Freq(6) As Integer
Freq(1) = 31250 - Wait_constant 'f = 2 Hz
Freq(2) = 12500 - Wait_constant 'f = 5 Hz
Freq(3) = 6250 - Wait_constant  'f = 10 Hz
Freq(4) = 3125 - Wait_constant  'f = 20 Hz
Freq(5) = 1250 - Wait_constant  'f = 50 Hz
Freq(6) = 625 - Wait_constant   'f = 100 Hz
COMPARE1A = Freq(count)
Dim Freq_inc_flag As Bit
Dim Freq_dec_flag As Bit
Dim Amp_inc_flag As Bit
Dim Amp_dec_flag As Bit
Dim Timer_flag As Bit

```

Valja primijetiti da je prije izvođenja glavnog programa u registar OCR1A upisana vrijednost prvog elementa niza *Freq*. Zbog toga će pri pokretanju elektrostimulatora početna frekvencija podražaja iznositi 2 Hz.

Prije pokretanja glavne funkcije potrebno je definirati ime prekidne funkcije vremenskog sklopa *Timer1*, omogućiti globalne prekide kao i prekide vremenskog sklopa te rad vremenskih sklopova kao što je prikazano u kodu. Kada vrijednost registra TCNT1 vremenskog sklopa *Timer1* postigne vrijednost upisanu u registru OCR1A, vremenski sklop će generirati zahtjev za prekidom što će izazvati prekid glavne funkcije i bezuvjetni skok na adresu prekidne funkcije *Timer1\_interrupt*. Nakon posluživanja prekidne funkcije, mikrokontroler nastavlja s izvođenjem glavnog programa na mjestu na kojemu je glavni program prekinut.

```
On Ocla Timer1_interrupt
Enable Ocla
Enable Interrupts
Enable TIMER1
Enable TIMER2
```

Glavnu funkciju programa napisanog u razvojnoj okolini Bascom-AVR karakterizira beskonačna petlja koja započinje ključnom riječi *Do*, a završava ključnom riječi *Loop*. Unutar ovih dvaju ključnih riječi napisan je program nižeg prioriteta čija je uloga detekcija rastućeg brida na svakom od konfiguriranih ulaznih priključaka mikrokontrolera.

```
Do
If PINC.5 = 0 Then Freq_dec_flag = 1
If PINC.4 = 0 Then Freq_inc_flag = 1
If PIND.0 = 0 Then Amp_dec_flag = 1
If PIND.1 = 0 Then Amp_inc_flag = 1

Waitms 50

If Freq_dec_flag = 1 And PINC.5 = 1 Then
    If Count > 1 Then Decr Count
    Freq_dec_flag = 0
End If

If Freq_inc_flag = 1 And PINC.4 = 1 Then
    If Count < 6 Then Incr Count
    Freq_inc_flag = 0
End If

If Amp_dec_flag = 1 And PIND.0 = 1 Then
    If Amp > 0 Then Decr Amp
    Amp_dec_flag = 0
End If

If Amp_inc_flag = 1 And PIND.1 = 1 Then
    If Amp < 200 Then Incr Amp
    Amp_inc_flag = 0
End If
Loop
```

Promotrimo logičko stanje priključka PC5. Ukoliko tipkalo spojeno na promatrani priključak nije pritisnuto, električni potencijal priključka iznositi će 5 V zbog internog



priteznog otpornika spojenog na napon napajanja sklopa. Stoga će mikrokontroler očitavati logičku jedinicu. Pritiskom tipkala dolazi do pada potencijala na priključku na 0 V što rezultira očitavanjem logičke nule i postavljanjem zastavice *Freq\_dec\_flag*. Ponovnim otpuštanjem tipkala dolazi do pojave rastućeg brida na priključku PC5 (prelaska logičke nule u logičku jedinicu). Budući da je zastavica *Freq\_dec\_flag* postavljena, a priključak PC5 ponovno u logičkoj jedinici, mikrokontroler zaključuje da je došlo do rastućeg brida te umanjuje vrijednost varijable *Count* za 1 ukoliko je njezina vrijednost veća od 1. Varijabla *Count* sadrži indekse elemenata niza *Freq* stoga smije poprimiti samo vrijednosti između 1 i 6. Analogno dolazi do detekcije rastućeg brida na drugim ulaznim priključcima čime se omogućuje uvećanje ili smanjenje vrijednosti varijable *Amp* ili povećanje vrijednosti varijable *Count*. Vrijednost varijable *Amp* kreće se u rasponu od 0 do 200 čime je ograničen maksimalan napon podražaja. Funkcije *Waitms* obustavlja izvođenje programa na 50 ms. Iako tijekom tog vremena mikrokontroler ne obavlja nikakvu korisnu zadaću, taj period je nužan kako bi se umanjio utjecaj mehaničkog istitravanja tipkala (engl. *debouncing*).

Preostali dio programskog koda čini prekidna funkcija *Timer1\_interrupt*. Ona brine o električnom punjenju i pražnjenju izlaznog kondenzatora zapornog pretvornika.

```
Timer1_interrupt:
    If Timer_flag = 0 Then
        Set Timer_flag
        PORTB.0 = 1
        Stop TIMER2
        COMPARE1A = Wait_constant
        TIMER1 = 0
    Else
        Reset Timer_flag
        PORTB.0 = 0
        COMPARE1A = Freq(count)
        COMPARE2 = Amp
        TIMER1 = 0
        Start TIMER2
    End If
Return
```

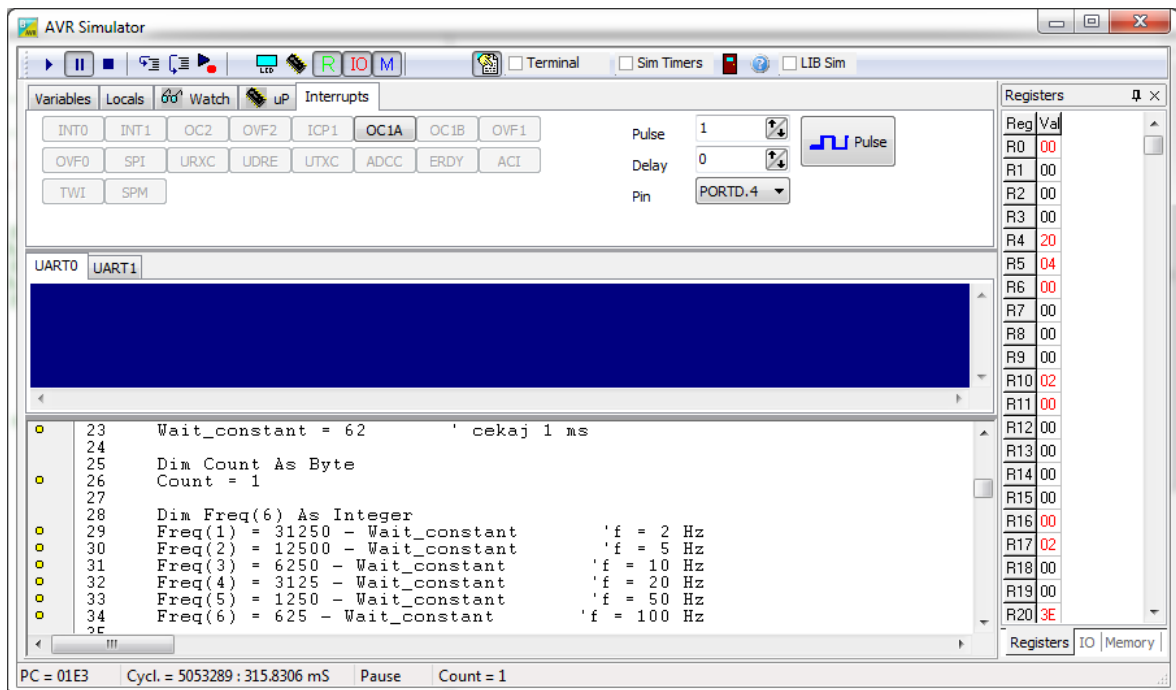
Kada je zastavica *Timer\_flag* postavljena, u registre OCR1A i OCR2 upisuju se vrijednosti određenog elementa niza *Freq* koji ovisi o indeksu *Count* i varijable *Amp*. U istom koraku briše se zastavica *Timer\_flag*, resetira stanje vremenskog sklopa *Timer1* i pokreće vremenski sklop *Timer2*. Tada dolazi do punjenja izlaznog kondenzatora zapornog pretvornika. Nakon vremenskog perioda koji ovisi o vrijednosti upisanoj u registar OCR1A, izlazni kondenzator zapornog pretvornika električki je nabijen. Budući da je zastavica *Timer\_flag* obrisana, doći će do postavljanje priključka PB0 u logičku jedinicu, pražnjenja naboja izlaznog kondenzatora kroz tijelo i generiranja podražaja. Trajanje

podražaja definirano je vrijednošću varijable *Wait\_constant* koja se također upisuje u registar OCR1A. Novim postavljanjem zastavice *Timer\_flag* i postavljanjem vrijednosti registra TCNT1 na nulu započinje novi ciklus.

Nakon što je napisan programski kod za mikrokontroler, potrebno ga je prevesti u strojni jezik. Odabirom naredbe *Program* → *Compile* iz izbornika u mapi projekta kreira se nekoliko novih datoteka među kojima su datoteke s binarnim i heksadecimalnim kodom (*TENS.bin* i *TENS.hex*). Sadržaj ovih datoteka može se izravno upisati u memoriju mikrokontrolera ATmega8 pomoću odgovarajućeg programatora.

## 5.2. Simulacija programskog rješenja

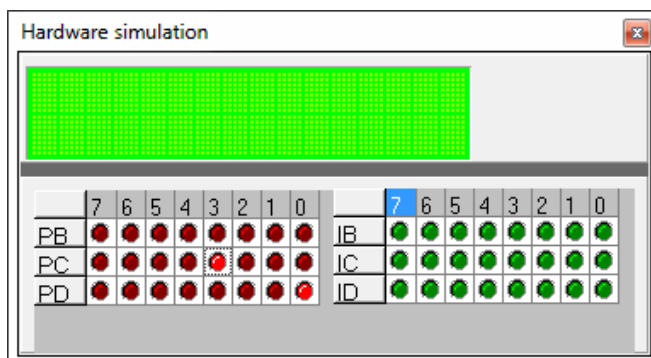
Razvojna okolina Bascom-AVR nudi mogućnost simulacije sklopovlja i programskog rješenja mikrokontrolera. Iako ovaj korak u razvoju programske potpore nije neophodan, često je vrlo koristan. Odabirom naredbe *Program* → *Simulate* iz izbornika, otvara se prozor simulatora (slika 5.1) [21].



Slika 5.1. Simulator razvojne okoline Bascom-AVR.

U gornjem dijelu prozora simulatora nalazi se kartica *Interrupts* koja omogućuje generiranje prekida od strane vremenskog sklopa *Timer1*. Ostali prekidi su onemogućeni budući da se ne koriste u radu mikrokontrolera. U donjem dijelu prozora simulatora ispisan je programski kod. Pomicanjem kursora preko imena varijabli unutar koda, vrijednosti tih

varijabli ispisuju se u radu na dnu prozora stimulatora. U tom redu ispisano je još stanje PC registra (engl. *Program Counter*), broj ciklusa takta glavnog oscilatora od pokretanja programa, vrijeme rada mikrokontrolera od pokretanja programa, te stanje simulacije (*Running/Pause/Stopped*). Kako bi se omogućila simulacija ulazno/izlaznih priključaka, potrebno je odabrati opciju LCD (*Show Hardware Emulation*) iz glavnog izbornika simulatora (slika 5.2). Jednostavnim pritiskom na oznaku određenog priključka, mijenja se njegovo logičko stanje.



Slika 5.2. Simulacija rada digitalnih ulazno/izlaznih priključaka mikrokontrolera.

Nakon što je simulacijom utvrđeno da je napisani kod za mikrokontroler ispravan, potrebno je napisani kod preveden u strojni jezik prebaciti u memoriju mikrokontrolera. U slijedećem poglavlju opisan je način programiranja mikrokontrolera pomoću USBasp programatora.

### 5.3. Programiranje mikrokontrolera

Programiranje svih mikrokontrolera s AVR jezgrom moguće je izvršiti pomoću SPI standardnog komunikacijskog sučelja. Za uspješno programiranje mikrokontrolera potrebne su četiri signalne linije:

- MOSI (engl. *Master Output Slave Input*),
- MISO (engl. *Master Input Slave Output*),
- SCK (eng. *Serial Clock*),
- RST (engl. *Reset*).

Programiranje mikrokontrolera ATmega8 izvršeno je pomoću USBasp programatora čiji je zadatak USB serijski protokol prilagoditi SPI protokolu i napisani kod prebaciti u memoriju mikrokontrolera. U razvojnoj okolini Bascom-AVR odabir programatora vrši se pozivom naredbe *Options* → *Programmer* iz izbornika [21]. Iz padajućeg izbornika

*Programmer* potrebno je odabrati opciju USBASP. Izgled USBasp programatora prikazan je na slici 5.2.



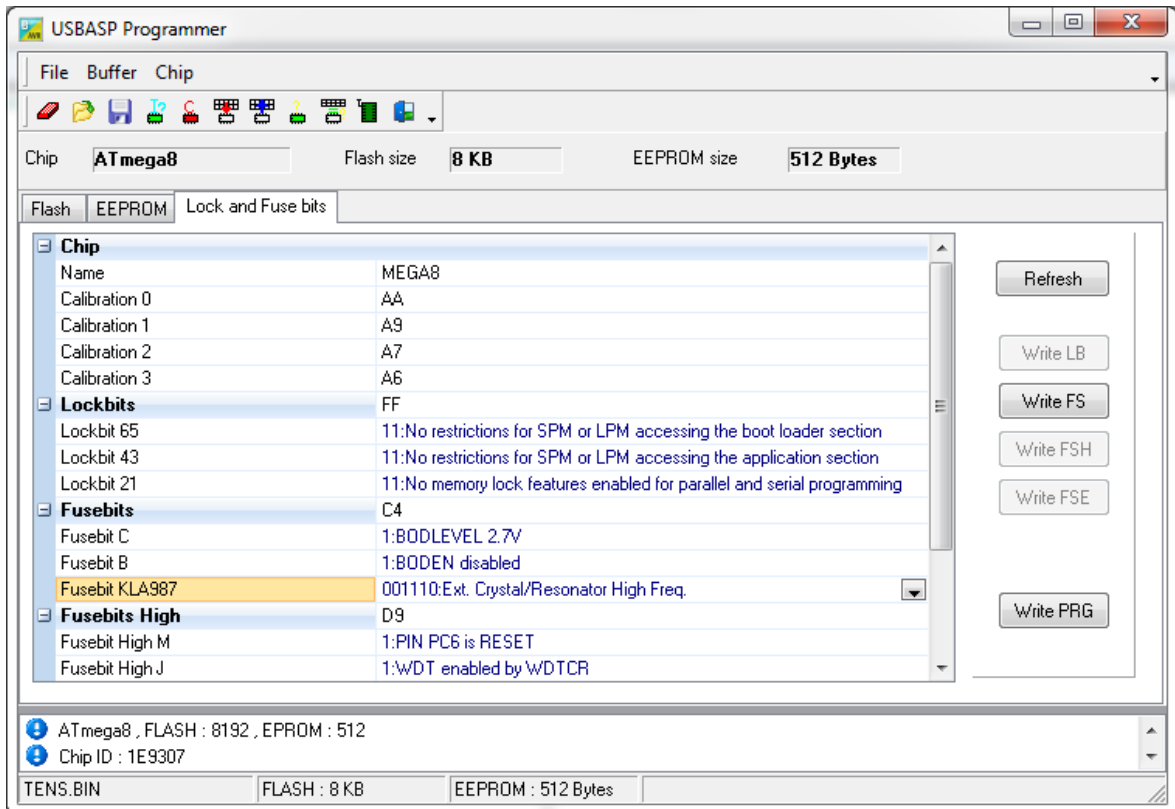
Slika 5.3. Izgled UABasp programatora [22].

Prije početka programiranja napajanje mikrokontrolera mora biti osigurano. Mikrokontroler se može napajati preko samog programatora ili iz nekog drugog izvora. Mase mikrokontrolera i programatora moraju biti povezane, a SPI linije programatora spojene na priključke mikrokontrolera prema tablici 5.1.

Tablica 5.1. Povezivanje priključaka mikrokontrolera i signalnih linija programatora.

USBasp	ATmega8
MOSI	PB3 (MOSI/OC2)
MISO	PB4 (MISO)
SCK	PB5 (SCK)
RST	PC6 (nRESET)

Programiranje mikrokontrolera započinje odabirom naredbe iz glavnog izbornika razvojne okoline *Program* → *Send to Chip* → *Program*. Identificiranje mikrokontrolera izvršava se odabirom naredbe *Chip* → *Identify* iz izbornika. Ukoliko je mikrokontroler povezan s računalom na ispravan način, u otvorenom prozoru pojavit će se ime mikrokontrolera te njegovi podaci (veličina *Flash* i EEPROM memorije). Prvo je potrebno definirati izvor takta mikrokontrolera što se može učiniti unutar kartice *Lock and Fuse bits*. Potrebno je prisjetiti se električne sheme uređaja prikazane slikom 4.4. Izvor takta predstavlja eksterni kvarcni oscilator frekvencije 16 MHz. Ta frekvencija ujedno je i najviša frekvencija definirana tvorničkim podacima mikrokontrolera ATmega8. Programiranjem određenih bitova (*Fuse bits*) definira se izvor takta. U padajućem izborniku *Fusebits* → *Fusebit KLA987* potrebno je izabrati opciju *001110: Ext. Crystal/Resonator High Freq.* kako je prikazano na slici 5.4.



**Slika 5.4. Prozor za programiranje mikrokontrolera ATmega8 u razvojnoj okolini Bascom-AVR.**

Pritiskom gumba *Write FS* definiran je izvor takta mikrokontrolera. Nakon definiranja izvora takta, preostaje programiranje memorije mikrokontrolera. Jednostavnim odabirom opcije *Chip* → *Autoprogram* napisani kod preveden u strojni jezik programira se u memoriju. Razvojna okolina javlja poruku o uspješnom programiranju mikrokontrolera. Ovim korakom završava proces izrade programske potpore elektrostimulatora živaca. Napisani program trajno je pohranjen u *flash* memoriju te ne ovisi o napajanju mikrokontrolera. Međutim, prema potrebi kod je moguće obrisati i zamijeniti novim.

## 6. ISPITANICI I METODE

Nakon provjere ispravnosti elektrostimulatora živaca uređaj je testiran na pet dobrovoljnih ispitanika kako bi se utvrdila njegova učinkovitost. Niti jedan ispitanik nije trudnica, srčani bolesnik, niti boluje od epilepsije. Podaci o ispitanicima prikazani su tablicom 6.1 kao i slika 6.1 na kojoj se može pronaći mjesto boli pojedinog ispitanika.

Tablica 6.1. Podaci o ispitanicima.

ISPITANIK 1	
Spol	Ž
Dob	16 god
Masa	63 kg
Dijagnoza	Desnostrana torakalna i ljevostrana lumbalna skolioza
Mjesto boli	Torakalna kralježnica
ISPITANIK 2	
Spol	Ž
Dob	47 god
Masa	73 kg
Dijagnoza	Lumbalna išijalgija
Mjesto boli	Lumbalna kralježnica i donji ekstremiteti
ISPITANIK 3	
Spol	Ž
Dob	75 god
Masa	78 kg
Dijagnoza	Hiperlordoza, koksartroza
Mjesto boli	Područje lijevog kuka i donjih ekstremiteta
ISPITANIK 4	
Spol	M
Dob	22 god
Masa	70 kg
Dijagnoza	Torzomedijalna hernijacija intravertebralnog diska
Mjesto boli	Područje oko L5/S1 kralješaka
ISPITANIK 5	
Spol	M
Dob	23 god
Masa	73 kg
Dijagnoza	Kifoza, hiperlordoza
Mjesto boli	Torakalna kralježnica

**Slika 6.1. Dijelovi kralježnice**  
[23].

Svakom ispitaniku pričvršćene su elektrode elastičnim zavojem u okolini mjesta boli. Ispitanici su bili podvrgnuti jednostrukom tretmanu elektrostimulatorom za ublažavanje boli u trajanju od 30 minuta. Regulacija frekvencije i amplitude podražaja prepuštena je ispitanicima.

## 7. REZULTATI

Već na samom početku terapije ispitanici su osjetili ugodan olakšavajući osjećaj u području mjesta boli. Budući da je regulacija frekvencije i amplitude podražaja prepuštena ispitanicima, eliminirana je pojava negativnih učinaka električne stimulacije živaca kao što su tetanička kontrakcija mišića i iritacija kože. Međutim, na mjestu dodira elektroda s kožom znalo se pojaviti neugodno peckanje. To je problem koji se otklanja na vrlo jednostavan način. Naime, uslijed lošeg pričvršćivanja elektroda elastičnim zavojem dolazi do smanjenja efektivne dodirne površine što uzrokuje povećavanje gustoće električne struje. Gustoća električne struje definirana je izrazom:

$$J = \frac{I}{S}$$

gdje  $I$  predstavlja jakost električne struje, a  $S$  efektivnu površinu elektroda. Problem neugodnog peckanja rješava se smanjenjem amplitude naponskih podražaja čime se smanjuje jakost električne struje, a time i gustoće električne struje ili povećanjem pritiska na elektrode čime se ostvaruje bolji kontakt između elektrode i kože, povećava efektivna dodirna površina te također smanjuje gustoća električne struje. Stoga je ispitanicima predloženo da terapiju nastave u ležećem položaju kako bi svojom težinom povećali pritisak na elektrode. Prema riječima ispitanika, iskustvo terapije može se usporediti s ugodnim osjetom trnaca u okolini elektroda. Nakon samo jednog tretmana električnim stimulatorom za ublažavanje boli u trajanju od 30 minuta ispitanici su osjetili značajno poboljšanje. Intenzitet boli znatno je smanjen ili potpuno uklonjen, ovisno o stupnju poremećaja kralježnice. Učinak električnog stimulatora za ublažavanje boli osjetio se slijedećih tri do pet sati nakon čega je intenzitet boli ponovno počeo rasti.

## 8. ZAKLJUČAK

U radu je predložen dizajn električnog stimulatora za ublažavanje osjeta boli temeljen na mikrokontroleru ATmega8 i zapornom pretvorniku napona. Uređaj je realiziran s minimalnim brojem elektroničkih komponenti stoga je kompaktan, lako prenosiv i jednostavan za upotrebu. Zadatak uređaja je naponskim podražajima uzrokovati pojavu akcijskih potencijala u živcima čija je uloga blokiranje informacije o boli na putu prema mozgu. Nakon potvrde ispravnosti rada električnog stimulatora, učinkovitost uređaja je testirana na pet dobrovoljnih ispitanika (tri ženska i dva muška) koji su izloženi svakodnevnim bolovima uzrokovanim degenerativnim promjenama i poremećajima kralježnice. Električni stimulator pokazao je izvrsne rezultate u ublažavanju osjeta boli kod svih ispitanika. Intenzitet boli nakon samo jedne terapije u trajanju od 30 minuta znatno je smanjen ili potpuno uklonjen, ovisno o stupnju poremećaja kralježnice ispitanika. Učinak električnog stimulatora za ublažavanje boli osjetio se tri do pet sati nakon prestanka tretmana. Električni stimulator za ublažavanje osjeta boli djeluje lokalno, na mjestu boli, pružajući učinkovito alternativno rješenje za ublažavanje boli bez primjene medikamenata.



## **9. ZAHVALE**

Zahvaljujem prof. dr. sc. Mariu Cifreku na ukazanom povjerenju i pruženoj pomoći tijekom cijelog studija u Zagrebu.

Posebno zahvaljujem svojim roditeljima, sestri i bratu na svesrdnoj podršci bez koje ovaj rad nikada ne bi bio dovršen.

## LITERATURA

- [1] National Pharmaceutical Council, Joint Commission on Accreditation of Healthcare Organizations, "Pain: Current Understanding of Assessment, Management and Treatments," National Pharmaceutical Council, prosinac 2001.
- [2] B. E. Cole, "Pain Management: Classifying, Understanding, and Treating Pain," *Hospital Physician*, lipanj 2002., str. 23-30
- [3] A. Šantić, "Biomedicinska elektronika," Školska knjiga, Zagreb, 1995.
- [4] S. Deutsch, A. Deutsch, "Understanding the nervous system: an engineering perspective," Institute of Electrical and Electronics Engineers, New York, Sjedinjene Američke Države, 1993.
- [5] <http://chrissyandlindsey.wikispaces.com/Chapter+4+-+Nervous+System%3B+Neurons+and+Synapses>, travanj 2013.
- [6] A. J. Vander, J. H. Sherman, D. S. Luciano, "Human Physiology: The Mechanisms of Body Function," McGraw-Hill Book Company, New York, Sjedinjene Američke Države, 1985.
- [7] <http://science.kennesaw.edu/~jdirnber/Bio2108/Lecture/LecPhysio/PhysioNervous.html>, travanj 2013.
- [8] F. Licul, "Elektrodijagnostika i elektroterapija," Školska knjiga, Zagreb, 1981.
- [9] <http://www.bem.fi/book/02/02.htm>, travanj 2013.
- [10] K. A. Robb, M. I. Bennett, M. I. Johnson, K. J. Simpson, S. G. Oxberry, "Transcutaneous electric nerve stimulation (TENS) for cancer pain in adults," JohnWiley & Sons, Sjedinjene Američke Države, 2008.
- [11] J. M. Bjordala, M. I. Johnsonb, A. E. Ljunggreena, "Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) can reduce postoperative analgesic consumption. A meta-analysis with assessment of optimal treatment parameters for postoperative pain," *European Journal of Pain*, svezak 7, 2003., str. 181–188
- [12] R. Melzack, P. Vetere, L. Finch, "Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation for Low Back Pain: A Comparison of TENS and Massage for Pain and Range of Motion," *Physical Therapy, Journal of the American Physical Therapy Association*, svezak 63, 1983., str. 489-493

- [13] M. Yokoyama, X. Sun, S. Oku, N. Taga, K. Sato, S. Mizobuchi, T. Takahashi, K. Morita, "Comparison of Percutaneous Electrical Nerve Stimulation with Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation for Long-Term Pain Relief in Patients with Chronic Low Back Pain," *Pain Medicine*, svezak 98, 2004., str. 1552–1556
- [14] STMicroelectronics, "LM317: 1.2 V to 37 V adjustable voltage regulator," tvornički podaci, veljača 2012.
- [15] [http://www.fer.unizg.hr/\\_download/repository/INEU-07-SwBOOST.pdf](http://www.fer.unizg.hr/_download/repository/INEU-07-SwBOOST.pdf), travanj 2013.
- [16] Texas Instruments, "Understanding Boost Power Stages in Switchmode Power Supplies: Application Report," ožujak 1999.
- [17] Atmel, "ATmega8: 8-bit AVR<sup>®</sup> with 8 KBytes In-System Programmable Flash," tvornički podaci, veljača 2011.
- [18] STMicroelectronics, "IRF630: N-channel 200V - 0.35Ω - 9A TO-220/TO-220FP," tvornički podaci, kolovoz 2006.
- [19] M. F. Nolan, "Conductive Differences in Electrodes Used with Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Devices," *Physical Therapy, Journal of the American Physical Therapy Association*, svezak 71, 1991., str. 746-751
- [20] <http://medeleq.com.au/Store/image/cache/data/product/main/1590-500x500.jpg>, travanj 2013.
- [21] C. Kuhnel, "BASCOS Programming of Microcontrollers with Ease: An Introduction by Program Examples," Universal Publishers, Sjedinjene Američke Države, 2001.
- [22] [http://www.ebay.com/itm/USBASP-ISP-Programmer-Adapter-10-Pin-Cable-For-ATMega8-AVRDude-CAN-PWM-Series-/360568654237?pt=LH\\_DefaultDomain\\_0&hash=item53f391099d](http://www.ebay.com/itm/USBASP-ISP-Programmer-Adapter-10-Pin-Cable-For-ATMega8-AVRDude-CAN-PWM-Series-/360568654237?pt=LH_DefaultDomain_0&hash=item53f391099d), travanj 2013.
- [23] [http://exerciseforinjuries.com/wp-content/uploads/2010/06/What\\_Makes\\_Up\\_Spinal\\_Fusion.jpg](http://exerciseforinjuries.com/wp-content/uploads/2010/06/What_Makes_Up_Spinal_Fusion.jpg), travanj 2013.

## SAŽETAK

Josip Lončar, *Elektrostimulator živaca za ublažavanje osjeta boli*

Bol je neugodni osjetilni i emocionalni doživljaj povezan sa stvarnim ili potencijalnim oštećenjem tkiva te kao takav najčešći je uzročnik narušene kvalitete života ljudi. Osjet boli može značajno otežati ili potpuno onemogućiti obavljanje svakodnevnih životnih aktivnosti. Elektrostimulator živaca s površinskim elektrodama je baterijski napajan uređaj male mase i dimenzija koji naponskim podražajima živčanih vlakana uzrokuje blokiranje informacije o boli omogućavajući tretiranje boli bez primjene medikamenata. U radu je opisan nastanak i prijenos električnih signala u organizmu s naglaskom na signalima živčanog sustava. Predložen je dizajn električnog stimulatora za ublažavanje osjeta boli temeljen na digitalnom upravljačkom sustavu. Detaljno je objašnjen rad sklopovlja za postizanje naponskih podražaja željene amplitude i frekvencije kao i postupak razvoja programske potpore mikrokontrolerskog sustava. Izrađen je prototip uređaja te je ispitana i potvrđena ispravnost njegovog rada. Učinkovitost uređaja ispitana je na pet dobrovoljnih ispitanika s dijagnosticiranim poremećajima kralježnice te intenzivnim bolovima u području kralježnice i donjih ekstremiteta. Predstavljeni električni stimulator živaca pokazao je izvanredne rezultate u uklanjanju i ublažavanju osjeta boli kod svih ispitanika nakon samo jednog tretmana.

Ključne riječi: električna stimulacija, akcijski potencijali, živčana stanica, zaporni pretvornik, mikrokontroler

## SUMMARY

Josip Lončar, *Electrical nerve stimulator for reduction of pain sensation*

Pain is an unpleasant sensory and emotional experience associated with actual or potential tissue damage, and as such is the most common cause of lower quality of life. It can significantly hinder or completely disable the performance of everyday activities. Electrical nerve stimulator with surface electrodes is a small, lightweight, battery powered device which blocks pain information by using voltage stimuli and ensures medication free pain treatment. This work describes the emergence and transmission of electrical signals in the organism, with emphasis on the nervous system signals. The design of electrical stimulator for reduction of pain sensation based on a digital control system is proposed. Operation of hardware for achieving voltage stimuli of desired amplitude and frequency as well as development process of program support for microcontroller are explained in detail. The prototype of device was produced and correctness of its functioning was tested and confirmed. Efficiency of the device was tested on five volunteer subjects with diagnosed spine disorders and intense pain in spine area and lower extremities. Represented electrical nerve stimulator showed excellent results in eliminating and reducing pain sensation in all subjects after just one treatment.

Keywords: electric stimulation, action potential, nerve cell, boost converter, microcontroller