

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET
ODSEK ZA ELEKTRONIKU

**ELEKTRONSKI STIMULATOR SA BEŽIČNOM
KOMUNIKACIJOM SA KONTROLEROM**

MASTER RAD

Mentor:

prof. dr Mirjana Popović

Kandidat:

Radoš Dabić, 3164/09

Beograd, mart 2012.

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET
ODSEK ZA ELEKTRONIKU

Tema: **ELEKTRONSKI STIMULATOR SA BEŽIČNOM
KOMUNIKACIJOM SA KONTROLEROM**

Sažetak: Predmet rada je projektovanje i razvoj minijaturnog, baterijski napajanog dvokanalnog stimulatora za funkcionalnu električnu stimulaciju čijim radom se upravlja korišćenjem bežične komunikacije.

Cilj rada je da se dobije baterijski napajan stimulator malih dimenzija, koji pouzdano i kvalitetno može da se koristi u aplikacijama u kojima postoji potreba za upravljanjem u realnom vremenu korišćenjem PC računara. Prednost ovakvog sistema će biti mogućnost implementacije naprednih kontrolnih metoda i stimulacionih profila korišćenjem viših programskih jezika, kao i praćenje i snimanje rada stimulatora u realnom vremenu.

Abstract: Subject of this master thesis is to design and develop a miniature, battery powered two-channel stimulator for FES (Functional Electrical Stimulation) , operated via wireless communication.

Final goal of this project is to have battery powered, small dimension reliable stimulator which can be used in real-time operating applications using PC computer. The advantage of such system is ability of implementation of advanced control methods and stimulation profiles using advanced programming techniques and high-level programming languages as well as monitoring and recording of real-time stimulator work.

Mentor: prof. dr Mirjana Popović

Kandidat: Radoš Dabić, 3164/09

Beograd, mart 2012.

Sadržaj:

Sadržaj:	3
1. Uvod.....	5
2. FES stimulacioni signali	7
2.1. Tipovi stimulacionih signala.....	7
2.2. Karakteristike signala.....	8
3. FES sistemi - postojeća rješenja	10
3.1. Neinvazivni FES sistemi.....	10
3.1.1. 300PV™	10
3.1.2. Parastep.....	11
3.1.3. Bionic Glove	11
3.1.4. NESS H200.....	12
3.1.5. NESS L300	12
3.1.6. Compex 3.....	13
3.2. Implantabilni i perkutni FES sistemi	14
3.2.1. Otto Bock ActiGait	15
3.2.2. Freehand.....	15
3.3. Istraživanja i dalji razvoj FES stimulatora.....	16
4. Koncept bežičnog upravljanja FES stimulatorom	18
4.1. Centralna (<i>master</i>) jedinica.....	18
4.2. Periferijska (<i>slave</i>) jedinica.....	18
5. Hardverska realizacija FES sistema.....	19
5.1. Centralna jedinica – hardverska realizacija	19
5.2. Periferijska jedinica – hardverska realizacija	21
5.3. Stimulatorski modul – hardverska realizacija.....	22
6. Bežična komunikacija.....	28
6.1. Ideja povećanja pouzdanosti FES sistema	31
7. Softverska realizacija FES sistema	32
7.1. Centralna jedinica – softverska realizacija	32

7.1.1. Komunikacija centralne jedinice i računara.....	34
7.2. Periferijska jedinica – softverska realizacija.....	35
7.3. Stimulatorski modul – softverska realizacija.....	36
8. Rezultati testiranja FES sistema.....	40
9. Zaključak.....	45
10. Literatura.....	46

1. Uvod

Funkcionalna Električna Stimulacija (*FES*) je električna stimulacija nerava u cilju izazivanja kontrolisane kontrakcije mišića. Ova kontrolisana mišićna kontrakcija može poboljšati funkcije i pokretljivost udova kod velikog broja pacijenata sa oštećenjem kičmene moždine. Ove povrede se pretežno javljaju kod oboljelih od multiple skleroze, moždanog udara, traumatskih povreda glave, kičme itd.

Slučajevi povreda koji su najpogodniji za primjenu električne stimulacije su oni u kojima su oštećenja iznad nivoa najnižeg rebra, jer povrede ispod ovog nivoa imaju tendenciju oštećenja nerava na mjestima gde su izašli iz kičmenog stuba. Kao rezultat ovog oštećenja perifernih nerava, električni impulsi ne mogu da putuju ka mišićima, pa samim tim *FES* nije efikasan. Električna stimulacija se primjenjuje upotrebom elektroda postavljenih na kožu i pozicioniranih tako da stimulišu potrebne nerve. Najčešća primena *FES*-a je za ispravljanje efekta spušenog stopala, gdje pacijent nije u mogućnosti da podigne stopalo u toku hoda.

Električnom stimulacijom zajedničkog peronealnog nerva, na mjestu gde prelazi preko glave kosti fibule, moguće je izazvati kontrakciju mišića potkoljenice i time proizvesti podizanje noge. Ovim se izaziva i refleks zbog koga se koljeno i kuk pomjeraju u određene položaje. Pažljivo kontrolisan skup ovih akcija poboljšava koordinaciju pokreta prilikom hoda u mnogim slučajevima. Trenutak u kom se javlja potreba za stimulacijom se određuje upotrebom senzora koji reaguje na pritisak i nalazi se ispod pete oštećenog ekstremiteta.

Korisnik se brzo navikava na svakodnevnu primjenu stimulatora. Žice kojima su povezane elektrode se nose ispod odjeće, pa je time upotreba kompletnog sistema neprimjetna za okolinu. U slučajevima kada su problemi sa hoda težiji i kompleksniji, mogu se riješiti upotrebom višekanalnih stimulatora koji su sposobni da rade sa više različitih grupa mišića ili udova istovremeno.

U slučajevima moždanog udara, moguća je upotreba ovakvih sistema za stimulaciju mišića gornjih ekstremiteta. Time se pacijentu omogućava obavljanje mnoštva svakodnevnih zadataka koji su do tada bili praktično nemogući.

Da bi električna stimulacija imala pravi efekat, pacijent ne smije imati komplikacije zdravstvenog stanja poput epilepsije, oštećenja kože, niti pokazivati znake preosjetljivosti na stimulatorni postupak. Pri korišćenju stimulacije za poboljšanje funkcije hoda, rezultat bi trebalo da bude sposobnost da samostalno stoji i ima određen stepen mobilnosti. Upotreba električnih stimulatora zahtijeva pripreme i obuku za korišćenje svakog pacijenta, ali se on brzo navikava na njega i u stanju je da ga kroz određeni vremenski period koristi sa velikim stepenom efikasnosti.

Nakon podešavanja stimulatora za potrebe korisnika i početka njegove primjene, konstantno se prate efekti podešene stimulacije, da bi se po potrebi izvršila dodatna podešavanja njenih parametara u cilju maksimizacije efikasnosti FES sistema i tretmana koji pruža.

Većina stumulacija koje se trenutno rade se sprovodi primjenom površinskih elektroda, tj. korišćenjem neinvazivnih tehnika stimulacije. Uprkos tome, ubrzano se razvijaju i invazivne tehnike stimulacije upotrebom implantiranih elektroda, koje treba da zadovolje potrebe korisnika sa mnogo kompleksnijim problemima i povredama. Razvoj funkcionalne električne stimulacije u tom pravcu i trenutnim tempom svakako će predstavljati i predstavlja veliki napredak u narednom vremenskom periodu.

Za potrebe stimulacije, razvijeno je mnoštvo komercijalno dostupnih uređaja, ali je potrebno istaći da je većina od njih razvijena imajući u vidu samo jednu namjenu, a to je prvenstveno korekcija padajućeg stopala. Samim tim, fleksibilnost tih uređaja je veoma ograničena. Zbog navedenog problema, u ovoj oblasti postoji velika potreba za stimulatorima koji su fleksibilni, prenosivi, programabilni, a samim tim i višenamjenski. Takav stimulator bi trebalo da obezbjedi primjenu na širokom spektru različitih aplikacija kod više različitih pacijenata.

Glavna motivacija za istraživanje leži upravo u prethodno navedenom problemu. Krajnji rezultat je prototip baterijski napajanog FES stimulatora koji je u potpunosti programabilan, lako prenosiv i ima mogućnost bežičnog upravljanja.

U drugom poglavlju je dat kratak opis karakteristika očekivanih simulacionih signala.

U trećem poglavlju je dat kratak opis koncepta stimulacije, kao i pregled trenutno komercijalno dostupnih FES stimulatora i kratak opis načina njihovog rada.

U četvrtom poglavlju je predložen koncept bežičnog upravljanja na kom se zasniva FES sistem u ovom radu. Peto poglavlje opisuje predloženu hardversku arhitekturu FES stimulatora.

U šestom poglavlju su opisani osnovni principi bežične komunikacije na kojoj je zasnovana ideja bežičnog upravljanja stimulatorom.

U sedmom poglavlju opisuje se predložena softverska arhitektura FES stimulatora.

U osmom poglavlju opisan je koncept promjene bitske brzine slanja podataka u cilju ostvarivanja veće pouzdanosti prijema poruke na većim udaljenostima.

U devetom poglavlju su prikazani rezultati testiranja kompletnog sistema. Dati su grafici parametara koji karakterišu kvalitet linka bežičnog prenosa i rezultati testiranja samog stimulatora.

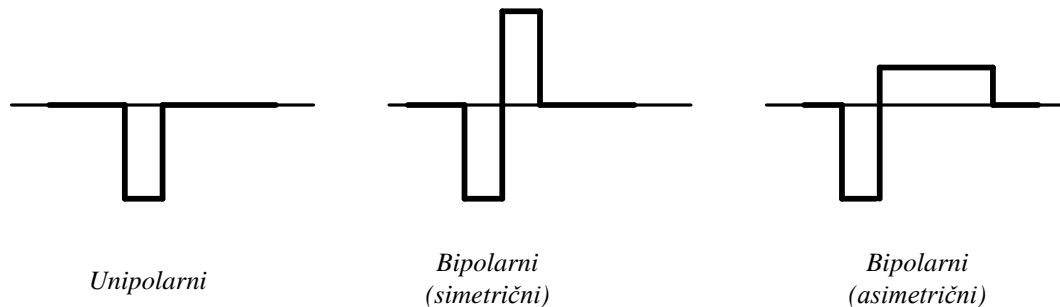
Na kraju, u desetom poglavlju autor je iznio svoja mišljenja i zapažanja prilikom realizacije i testiranja stimulatora, dok je u posljednjem poglavlju navedena korišćena literatura.

2. FES stimulacioni signali

2.1. Tipovi stimulacionih signala

Talasni oblici signala u obliku povorke impulsa imaju veliku efikasnost u regulaciji i kontroli pojavljivanja bola kod kontrakcije mišića, kao i u samom načinu kontrakcije mišića. Ovakvi oblici signala su u upotrebi kod većine današnjih stimulatora dostupnih na tržištu.

Ovi signali su pravougaonog talasnog oblika, predefinisane dužine trajanja i amplitude. Koriste se tri tipa (slika 2.1): unipolarni, bipolarni simetrični i bipolarni asimetrični. Svaki od navedenih tipova signala ima svoju namjenu.



Slika 2.1 – Talasni oblici FES stimulacionih signala.

Upotreba unipolarnog tipa stimulacionog signala provodi struju kroz stimulative elektrode samo u jednu stranu, pa postoji velika vjerovatnoća oštećenja tkiva ispod elektroda. Dolazi do oštećenja i iritacije kože u slučaju upotrebe na duži vremenski period. Ovakav efekat svakako nije poželjan, ali se uprkos tome ovaj tip signala i dalje koristi u određenim aplikacijama, ali u kratkom vremenskom periodu.

Upotrebom bipolarnog tipa signala, moguće je izbjeći ovakve neželjene efekte. Simetrični bipolarni signal ima isto vrijeme trajanja i amplitudu u oba pravca djelovanja, pa time izaziva uspješnu depolarizaciju nadraživanog tkiva i sprječava prethodno navedena oštećenja. Obično se koriste za kontrakcije velikih mišića.

Asimetrični bipolarni signal ima veću amplitudu u jednom svom dijelu, ali proporcionalno dužeg trajanja uz manju amplitudu u drugom dijelu u cilju sprječavanja oštećenja tkiva i depolarizacije istog. Krajnji efekat je sličan kao kod unipolarnog signala, ali bez oštećenja tkiva. Velika većina FES aplikacija koje su trenutno u upotrebi koristi bipolarni tip signala.

2.2. Karakteristike signala

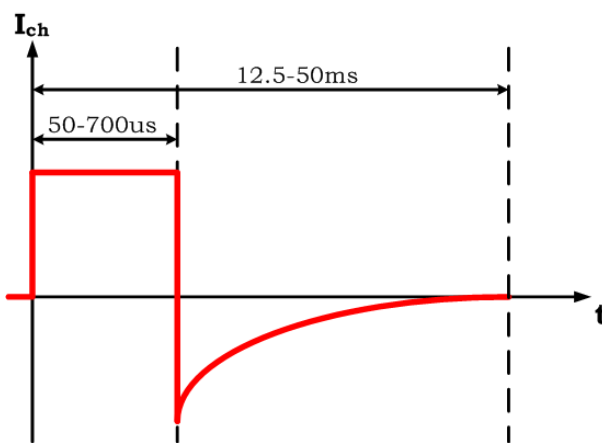
Da bi električna stimulacija bila uspješna i programabilna, mora se ostvariti mogućnost promjene parametara stimulacionih signala kao što su frekvencija, amplituda i impulsna širina (*duty ratio*). Tokom vremena, istraživanjima primjene stimulacije na određene grupe mišića došlo se do rezultata o frekvenciji i amplitudi signala koji ih aktiviraju.

Tabela 2.2.1. prikazuje opseg frekvencija signala za određene tipove stimulacionih ciklusa.

Tabela 2.2.1 – Specifični opsezi stimulacionih frekvencija.

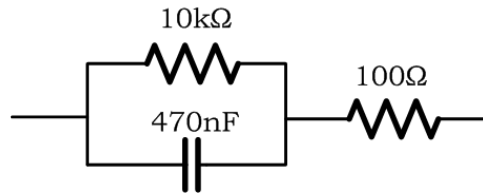
Primjena stimulacije	Opseg frekvencije (Hz)
Neuromišićna	20 – 50
Smanjenje grčeva i opuštanje	1 – 3
Ubrzanje krvotoka	7 – 9
Izdržljivost	10 – 20
Otpornost i hipertrofija	50 – 70
Snaga	75 – 100
Eksplozivnost	101 – 120

Amplituda i impulsna širina signala moraju biti dovoljnog intenziteta i trajanja da uspješno izazovu reakciju mišićnog tkiva u svim aplikacijama. U današnjoj primjeni, impulsna širina se nalazi u opsegu od 50 μ s – 700 μ s. Manja vrijednost zahtijeva veću amplitudu signala da bi depolarizacija tkiva mogla da se izvrši i obrnuto. Na slici 2.2.1. je prikazan talasni oblik izlazne struje koja se koristi u FES-u i koju je potrebno generisati u prototipu stimulatora u ovom radu.



Slika 2.2.1 – Oblik izlazne struje jednog kanala stimulatora.

Negativni dio signala predstavlja elektrostatičko pražnjenje, dok je pozitivni stimulaionog karaktera. Amplituda struje se nalazi u opsegu od 10mA – 150mA po kanalu stimulacije. Da bi se dobio talasni oblik struje kao na slici 2.2.1, u laboratorijskim uslovima se između stimulaionih elektroda kao opterećenje postavlja kolo sa slike 2.2.2, koje predstavlja uprošćeni model kože.



Slika 2.2.2 – Ekvivalentno kolo modela kože.

3. FES sistemi - postojeća rješenja

3.1. Neinvazivni FES sistemi

Ovdje će biti opisani FES sistemi koji koriste neinvazivnu tehniku stimulacije, tj. sistemi sa upotrebom samoljepljivih, površinskih elektroda. Elektrode se postavljaju na površinu kože, tačno iznad mišića na koji se primjenjuje stimulacija.

3.1.1.300PV™

300PV™ proizvođača "Empi" [1] je dvokanalni, baterijski napajan stimulator sa više programa rada.

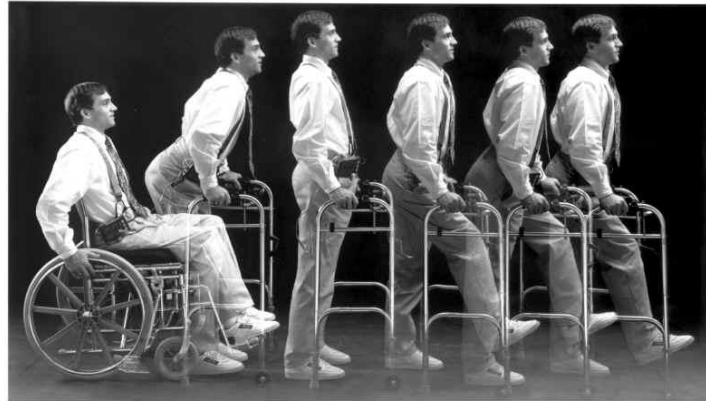


Slika 3.1.1 - "Empi" 300PV™ (preuzeto sa www.empi.com).

Električna stimulacija se sprovodi kroz površinske elektrode. Podržava opciju selektovanja tipa talasnog oblika signala, frekvencije i impulsne širine signala. Glavni nedostatak mu je nemogućnost programiranja stimulacionih sekvenci (ima 9 predefinisanih stimulacionih profila) kao i samo dva stimulaciona kanala.

3.1.2. Parastep

Parastep [2] (slika 3.2.1.) je mikroračunarski kontrolisan FES sistem koji je namijenjen ljudima sa oštećenjem kičmene moždine za restauraciju funkcija hodanja i stajanja.

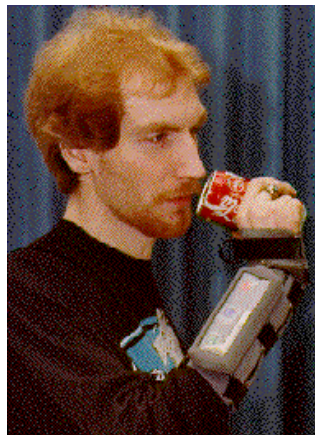


Slika 3.1.2 – *Parastep* (preuzeto sa www.musclepower.com).

Ima 6 stimulacionih kanala, baterijsko napajanje sa integrisanim punjačem i prekidače kao spregu sa korisnikom. Koristi površinske elektrode koje se postavljaju na određene pozicije koje obuhvataju dio nerava i mišića. Korisnik sam inicira svaki korak upotrebom kontrola koje su mu lako dostupne.

3.1.3. Bionic Glove

Bionic Glove [3] je četvorokanalni stimulator za asistenciju pri hvatanju objekata.



Slika 3.1.3 – *Bionic Glove* (preuzeto sa www.ualberta.ca/~aprochaz/).

Za spregu sa mišićima koristi samoljepljive elektrode. Stimulator u obliku rukavice je smješten oko zgloba ruke i duž podlaktice, time pružajući električnim kontaktima unutar strukture rukavice da ostvare kontakt sa elektrodama. Sistem potom aktivira sekvencu koja izaziva kontrakciju mišića i kao rezultat ima otvaranje ili zatvaranje šake, tj. otvorenu ruku ili hvat. Na slici 3.1.3. je prikazana demonstracija rada *Bionic Glove* stimulatora.

3.1.4. NESS H200

NESS H200 [4] je FES sistem za rehabilitaciju ruke u vidu neuroproteze za rukohvat, namijenjen pacijentima sa oštećenjima usljed srčanog udara, oštećenja kičmene moždine ili traumatskih oštećenja mozga.



Slika 3.1.4 – NESS H200 (preuzeto sa www.bioness.com).

Neuroproteza je kablom povezana na prenosivu komandnu jedinicu, koja je unaprijed programirana u dva režima rada: otvaranje i zatvaranje šake. Korisnik preko dugmadi na komandnoj jedinici bira određenu radnju, kao i snagu kojom ruka hvata objekat.

3.1.5. NESS L300

NESS L300 [5] je stimulator za korekciju efekta spuštenog stopala. Sastoji se od jedne elektrode dizajnirane u obliku steznika koju korisnik navuče na nogu ispod koljena (slika 3.1.5).



Slika 3.1.5 – NESS L300 (preuzeto sa www.bioness.com).

Stimulator sadrži set senzora na osnovu kojih vrši predikciju željene radnje. Krajnji rezultat je veoma precizna sekvenca koja aktivira mišiće tako da podignu stopalo da bi se napravio korak. Senzor koji se postavlja ispod pete daje preciznu informaciju o tome da li je stopalo na zemlji ili je u vazduhu. Ovaj stimulator sadrži i bežičnu kontrolnu jedinicu malih dimenzija, kojom se može podešavati nivo stimulacije i gasiti i paliti stimulator.

3.1.6. Compex 3

Compex 3 (*CefarCompex* [19], slika 3.1.6) je profesionalni stimulator posljednje generacije.



Slika 3.1.6 – *Compex 3* (preuzeto sa www.cefarcompex.com).

Stimulator ima 92 predefinisana moda rada, svrstanih u 3 velike grupe: česte grupe tretmana (vaskularni, rehabilitacioni, itd), specifični tretmani (hiperfleksija mišića, oedema, itd) i tretmani za poboljšanje opšteg zdravstvenog stanja (sport, fitness, masaža, itd). Posjeduje baznu stanicu koja se preko USB porta povezuje na host računar radi programiranja. Ujedno, ova stanica ima funkciju punjača baterije.

Stimulator posjeduje 4 stimulaciona kanala i mogućnost definisanja više stimulacionih profila za različite pacijente ili grupe pacijenata. Zbog veze sa računarom, sve podatke o pacijentu moguće je čuvati u formi bolničkog kartona upotrebom prateće računarske aplikacije.

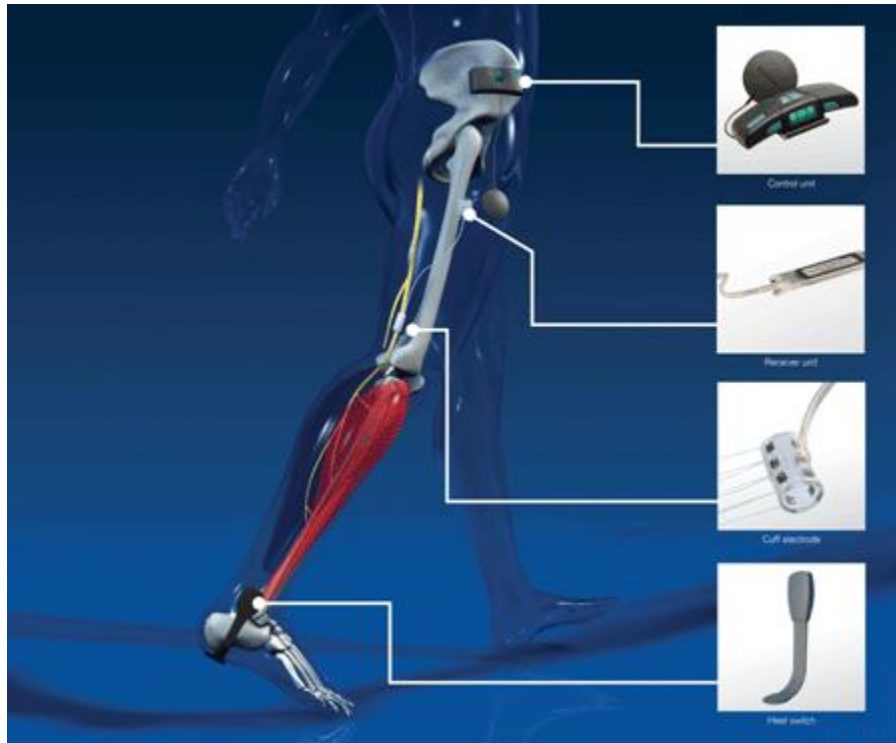
3.2. Implantabilni i perkutni FES sistemi

U implantabilnim i perkutnim FES sistemima, stimulacione elektrode se postavljaju potkožno, direktno na mišićno tkivo ili nerv. Potpuno implantabilni FES sistemi imaju kompletan kontroler sa baterijom postavljen ispod kože i mogućnost bežične komunikacije, radi što lakšeg programiranja i prikupljanja podataka. Za razliku od njih, perkutni FES sistemi se sastoje od potkožno postavljenih elektroda povezanih tankim žicama sa ostatkom stimulatora. Zbog ovakvog načina implementacije, perkutni FES sistemi imaju ograničen period primjene jer postoji rizik od infekcije na mjestu penetracije žica u tkivo. Potpuno implantabilni FES sistemi takođe imaju ovaj problem (ali sa znatnom manjim stepenom rizika), uz komplikovanu proceduru postavljanja stimulatora, s obzirom da zahtijeva hiruršku intervenciju. Jedna od prednosti ovakvog sistema je što zahtijeva znatno manju jačinu struje stimucionog impulsa (reda 25mA) u odnosu na prethodno opisane FES sisteme koji vrše stimulaciju na površini kože.

U daljem tekstu su primjeri ranijih i trenutno komercijalno dostupnih implantabilnih FES stimulatora.

3.2.1. Otto Bock ActiGait

Otto Bock ActiGait [6] je implantabilni FES sistem za korekciju efekta spuštenog stopala izazvanog moždanim udarom i prikazan je na slici 3.2.1.



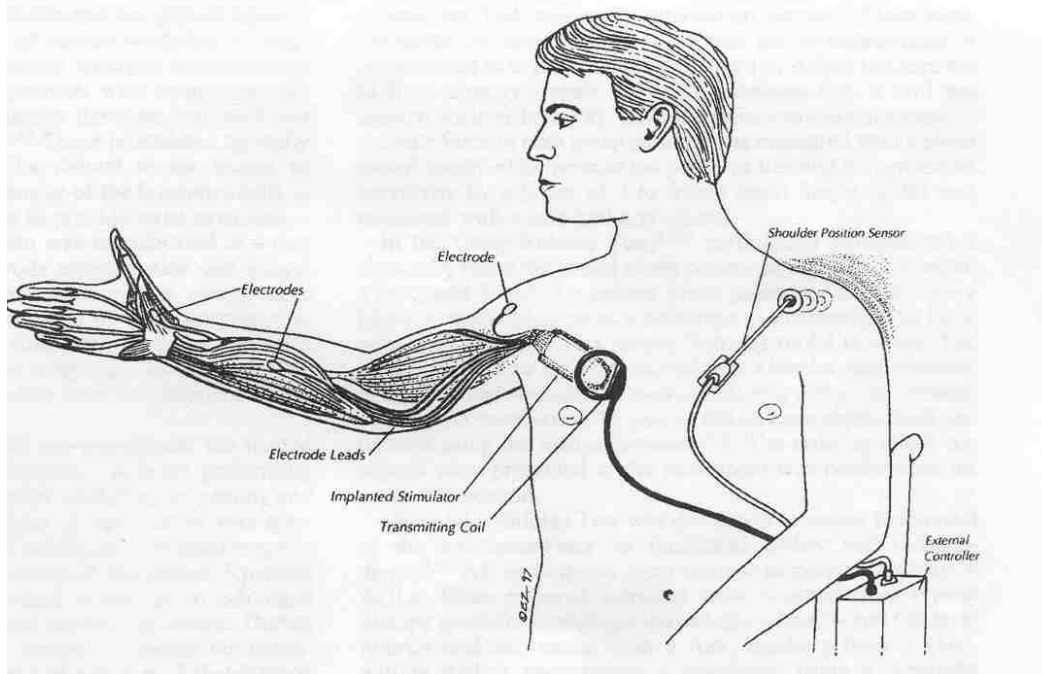
Slika 3.2.1 – *Otto Bock ActiGait* (preuzeto sa www.physiofunction.co.uk).

Sastoji se iz četiri osnovne komponente: implanta, kontrolne jedinice, antene i prekidača postavljenog ispod pete. Kad se stopalo podigne iznad zemlje, prekidač ispod pete aktivira kontrolnu jedinicu koja vrši proces stimulacije.

Stimulaciona sekvenca se šalje implantu preko antene, koja je kao samoljepljiva postavljena na površinu kože. Potom implant aktivira mišić da bi se pravilno napravio korak. Elektrode se hirurški postavljaju ispod kože. Nakon operacije, podešavaju se parametri za svakog korisnika individualno.

3.2.2. Freehand

Freehand [7] je sistem za asistenciju pri hvatanju objekata. Iako je uspješno izašao na tržište, povučen je iz proizvodnje 2002. godine.



Slika 3.2.2 – Freehand (preuzeto sa www.sci-therapies.info).

Na lijevom ramenu se nalazi uređaj nalik džojstiku kontrolisan pokretima ramena, koji šalje električne signale obližnjem kontroleru. Kontroler prosljeđuje te signale prijemniku na desnom ramenu koji predstavlja stimulator, a on ih zatim šalje na osam elektroda implantiranih na mišiće desne ruke i šake.

3.3. Istraživanja i dalji razvoj FES stimulatora

Do danas je razvijen veliki broj FES sistema koji zadovoljavajuće rade u oblastima svoje namjene. U tabeli 3.3.1 je dat uporedni prikaz prethodno navedenih stimulatora.

U literaturi se u posljednje vrijeme pojavljuju predlozi novih stimulacionih algoritama korišćenjem naprednih, kompleksnih tehnika obrade signala. Međutim, njihova primjena u sistemima posebne namjene je veoma komplikovana, s obzirom da obrada podataka koje pružaju takvi algoritmi nije moguća bez upotrebe računara.

Većina stimulatora koji se nalaze u upotrebi je dizajnirana kao sistem posebne namjene i ima ograničene interfejse, pa su izmjene algoritama komplikovane. Čak i sistemi koji su namijenjeni radu sa više tipova stimulacija, imaju ograničenja u vidu svojih krajnjih performansi i nemogućnosti reprogramiranja i dodavanja novih stimulacionih profila. Takođe, postoje i ograničenja u vidu broj stimulacionih kanala i nepostojanja opcije proširenja istih.

Tabela 3.3.1 pokazuje jasan trend korišćenja određenih rješenja u stimulatorima novije generacije. Naime, stimulatori se realizuju kao sistemi sa distribuiranim funkcijama, gdje svaki dio sistema obavlja samo jedan specifičan zadatak. Na računaru se vrši obrada svih podataka i

preko namjenskog softvera upravlja radom stimulatora. Obično je kontrolna jedinica povezana preko USB porta na računar radi razmjene podataka, a bežičnim putem se stimulatoru šalju izvršne komande.

Tabela 3.3.1 – Uporedni prikaz karakteristika stimulatora.

Naziv	Distribuiranost	Tip veze	Broj kanala	Amplituda stim. impulsa (mA)	Frekvencija stimulacije (Hz)	Duzina stim. impulsa (us)	Vrijeme trajanja baterije	Tip stim. signala
300PV	Ne	-	2	0 – 100	35 – 100	50 – 400	-	Konstantna struja, unipolarni ili bipolarni (simetrični ili asimetrični)
Parastep	Ne	-	6	0 – 300	24 – 25	150	~100 min	Konstantna struja, bipolarni simetrični
Bionic Glove	Ne	-	4	25 – 35	20 – 30	50 – 200	-	Konstantna struja, bipolarni asimetrični
NESS H200	Baterijski napajana kontrolna jedinica zadaje stim. sekvencu stimulatoru unutar proteze.	Kabl	5	150 max	18 ili 36	10 – 500	~15 sati	Konstantna struja, bipolarni simetrični (sinusnog talasnog oblika)
NESS L300	Kontrolna jedinica zadaje stim. sekvencu stimulatoru na osnovu podataka senzora ispod pete.	Bežično	1	0 – 80	20 – 45	100,200,300	-	Konstantna struja, bipolarni (simetrični ili asimetrični)
Compex 3	USB komunikacija sa računarom radi programiranja i čuvanja podataka.	Kabl	4	0 – 120	1 – 150	30 – 400	~20 sati	Konstantna struja, bipolarni simetrični
ActiGait	Kontroler bežično dobija podatke od senzora i na isti način komanduje implantima.	Bežično	4	1.2	5 – 50	0 – 300	~16 sati	Konstantna struja, bipolarni asimetrični
Freehand	Senzori na ramenu iniciraju stim. sekvencu kontrolera ka implanatima.	Kabl	8	2.5 – 20	16	0 – 200	-	Konstantna struja, bipolarni asimetrični

4. Koncept bežičnog upravljanja FES stimulatorom

Predloženi FES sistem se sastoji iz jedne centralne (*master*) jedinice i više periferijskih (*slave*) jedinica raspoređenih na više tačaka po tijelu pacijenta. Sve jedinice međusobno komuniciraju u ISM (*Industrial, Scientific and Medical radio band*) band-u [8].



Slika 4.1 – Bežični stimulator (preuzeto sa www.bioness.com).

4.1. Centralna (*master*) jedinica

Centralna jedinica je povezana preko USB (*Universal Serial Bus*) porta na računar. Podatke dobijene od računara, centralna jedinica distribuira prema svim periferijskim jedinicama. Napajanje centralne jedinice se vrši preko USB porta. Rad ove jedinice se bazira na upotrebi mikrokontrolera CC2510 [9]. Komunikacija sa računarom se vrši po predefinisanim protokolu projektovanim namjenski za ovaj sistem.

4.2. Periferijska (*slave*) jedinica

Periferijska jedinica se sastoji od dva modula:

1. Komunikacioni RF (*Radio Frequency*) modul
2. Stimulatorski modul

Interkonekcija ova dva modula se vrši preko 24-pinskog konektora. Komunikacioni modul prima poruke koje mu šalje centralna jedinica i u slučaju da je poruka namijenjena njemu, po predefinisanim protokolu izvršava neku akciju i prelazi u stanje čekanja nove poruke. Napajanje se vrši lokalno Li-Ion baterijom. Rad ove jedinice se bazira na upotrebi mikrokontrolera CC2510. Dodatno, ova jedinica posjeduje integrisano kolo za kontrolu punjenja baterije.

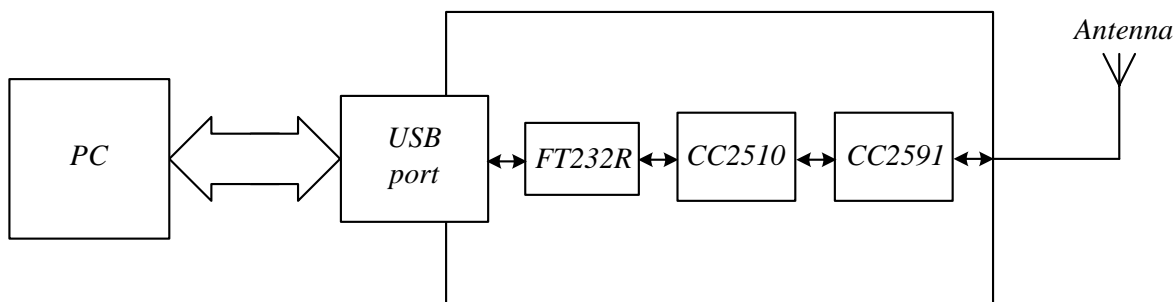
5. Hardverska realizacija FES sistema

U toku planiranja realizacije FES sistema, vodeći računa o problemima sa kojima se suočavaju uređaji ovakve i slične namjene navedenim u uvodnom poglavlju, urađen je veoma pažljiv izbor komponenti.

Među najvažnijim stavkama, poslije performansi i pouzdanosti sistema su svakako potrošnja i dimenzije stimulatora. Da bi se zadovoljila posljednja dva uslova, za obe jedinice kao osnovu sistema je izabran mikrokontrolerski čip CC2510.

5.1. Centralna jedinica – hardverska realizacija

Blok šema centralne jedinice je prikazana na slici 5.1.1.

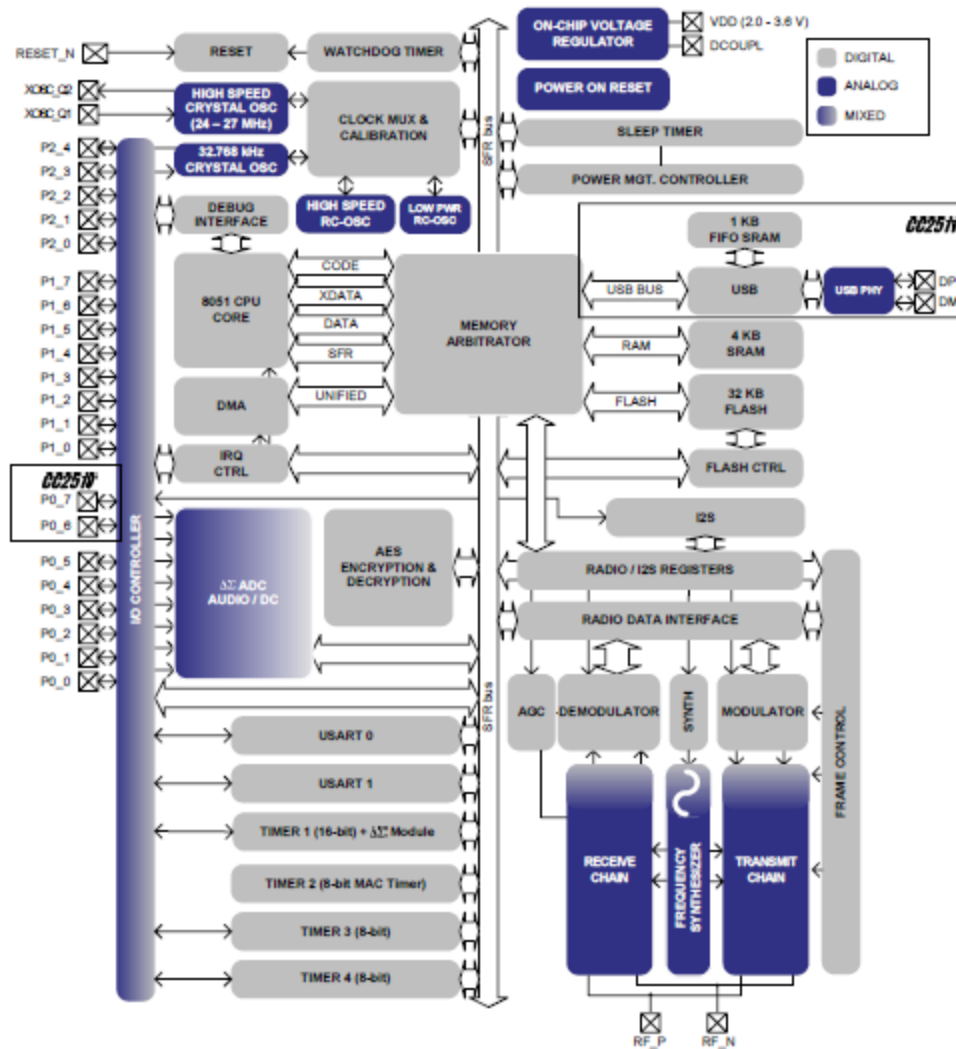


Slika 5.1.1 – Centralna jedinica.

Mikrokontroler CC2510 predstavlja SoC (*System on Chip*) posljednje generacije firme *Texas Instruments* i osnova je centralne jedinice FES sistema. U potpunosti je prilagođen primjeni u aplikacijama koje zahtijevaju bežičnu komunikaciju i malu ukupnu potrošnju sistema. Blok šema ovog mikrokontrolera je prikazana na slici 5.1.2.

Dimenzije čipa su 6x6 mm što umnogome doprinosi smanjenju ukupnih dimenzija, kako centralne tako i periferijske jedinice. CC2510 ima podršku za referentni signal sa oscilatora frekvencije 24MHz – 27MHz. Za predloženo rješenje centralne jedinice izabran je oscilator sa preporučenom vrijednošću frekvencije 26MHz. Posjeduje 5 kanala za DMA (*Direct Memory Access*) prenos podataka iz više različitih izvora.

Interfejs sa računarom je ostvaren preko FT232R kola koje ostvaruje spregu USB tipa prenosa podataka sa RS232 serijskom komunikacijom, odnosno UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) modulom na samom čipu, s obzirom da isti nema integrisanu USB podršku. Napajanje centralne jedinice se vrši upravo preko USB porta.

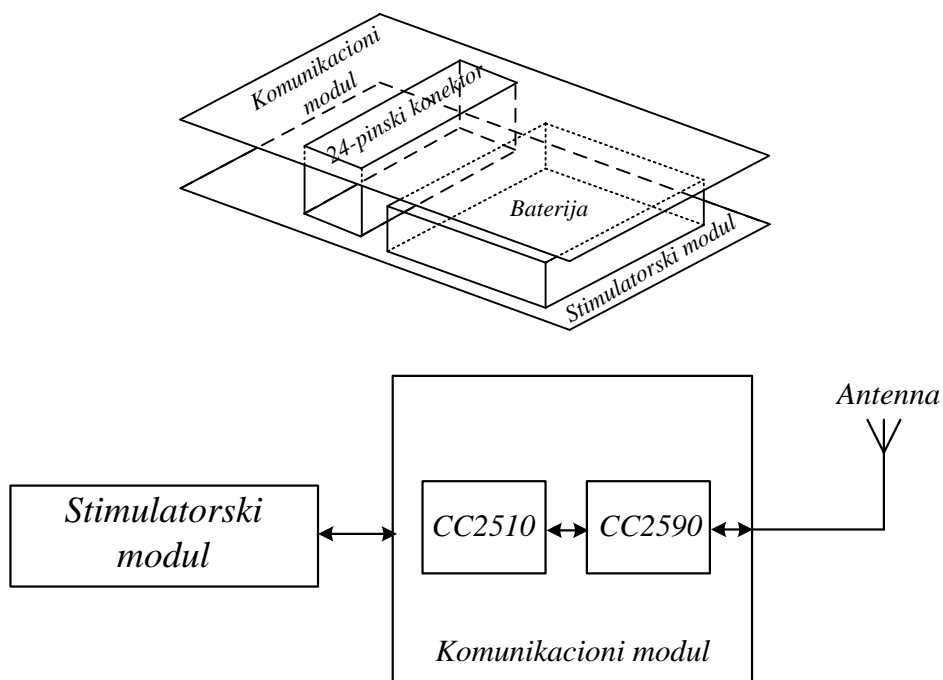


Slika 5.1.2 – CC2510, blok šema [9].

CC2510 posjeduje integrisani RF primopredajnik na bazi CC2500 [10]. Izlazi ovog primopredajnika su povezani na pojačavač RF signala CC2591 [11], koji je potom povezan na SMA (*SubMiniature version A*) konektor za antenu sa koje se vrši emitovanje podataka u ISM band-u ka svim slave jedinicama. Za više detalja o RF primopredajniku i bežičnom prenosu pogledati poglavlje 6.

5.2. Periferijska jedinica – hardverska realizacija

Blok šema slave jedinice je prikazana na slici 5.2.1.



Slika 5.2.1 – Slave jedinica.

Periferijska jedinica ima nezavisno baterijsko napajanje, upotrebom Li-Ion baterija kapaciteta 600mAh i napona 3.7V. Zbog ovakvog načina napajanja, periferijska jedinica posjeduje i integrisano kolo za kontrolu punjenja baterije bazirano na kontroleru BQ24085 [12].

Ovaj kontroler obezbjeđuje maksimalno bezbjedno punjenje baterije, jer ima nekoliko vidova zaštite koji spriječavaju oštećenja baterije prilikom punjenja. Kako je Li-Ion tip baterija veoma nestabilna struktura koja je posebno osjetljiva na pregrijavanja prilikom punjenja, pri čemu može doći i do eksplozije baterije, mora se posvetiti posebna pažnja podešavanju ovih tipova zaštite na pomenutom kontroleru. Zbog toga se eksterno kontroleru dodaju termistori na osnovu kojih on prepoznaje u kom stadijumu punjenja se nalazi baterija i prema tome određuje bezbjedan mod rada.

Postoje dva moda rada punjača – brzo punjenje i sporo punjenje. Brzo punjenje se aktivira u slučajevima kada je baterija na optimalnoj temperaturi (do maksimalnih 45 stepeni Celzijusa) i nije u potpunosti prazna. Ovaj mod rada se deaktivira kada baterija dostigne nivo napunjenosti od 90 procenata, pri čemu se punjenje nastavlja u sporom modu do trenutka kad kontroler dobije informaciju da je ista napunjena. Tada se punjenje u potpunosti prekida.

U slučaju da u bilo kom trenutku tokom brzog punjenja, temperatura baterije naglo poraste i dostigne neku od vrijednosti od preko 45 stepeni Celzijusa, ovaj mod se automatski prekida i nastavlja se sa sporim modom rada.

Ako se baterija nalazila u hladnom prostoru ili je ispražnjena ispod nivoa definisanog kao duboko pražnjenje, punjenje će početi u sporom modu rada, jer bi je brzi mod naglo pregrijao što bi dovelo do jake hemijske reakcije, oštećenja i eventualno neželjene eksplozije.

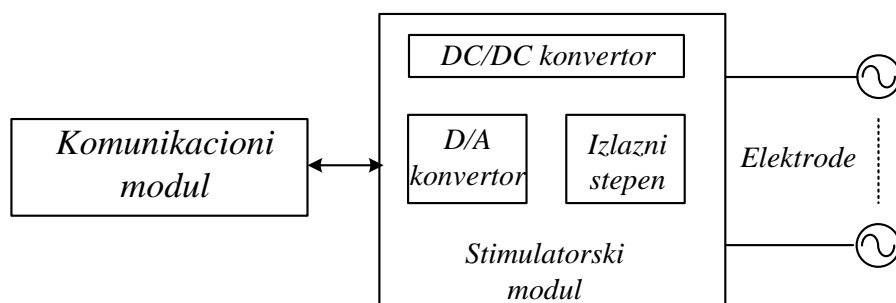
Kontroler posjeduje i zaštitu protiv kratkog spajanja izlaznih pinova, a ujedno i kratkog spajanja baterije dok je na punjaču. U ovom slučaju, punjenje se automatski prekida.

Osnovu sistema perifernijske jedinice takođe predstavlja CC2510 (slika 5.1.2). Razlika u odnosu na realizaciju centralne jedinice je što se RF izlazi čipa dovode na pojačavač CC2590 [13], a potom na PCB (*Printed Circuit Board*) antenu. Perifernijska jedinica je prvenstveno zbog smanjenja dimenzija i prenosivosti realizovana sa PCB antenom, što ni na koji način ne utiče na ukupne performanse sistema.

Referentni signal perifernijske jedinice se dobija sa eksternog oscilatora frekvencije 26MHz.

5.3. Stimulatorski modul – hardverska realizacija

Blok šema stimulatorskog modula je data na slici 5.3.1.



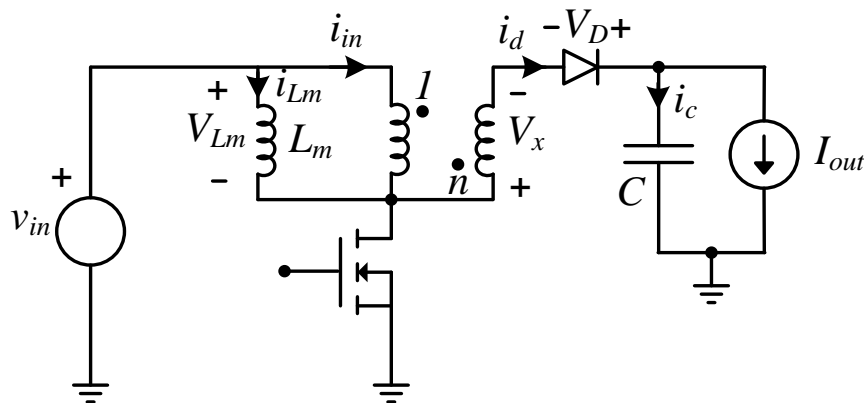
Slika 5.3.1 – Stimulatorski modul.

Stimulatorski modul prima komande od komunikacionog modula preko 24-pinskog konektora, na koji su direktno povezani D/A konvertor i svi izvršni pinovi izlaznog stepena.

Stimulator preko svog izlaznog stepena mora da obezbijedi sljedeće parametre stimacionih signala:

1. Dužina trajanja stimacionog impulsa: 50 – 700 μ s;
2. Dužina trajanja pauze između impulsa: 12.5 – 50ms;
3. Tolerancija vremena trajanja impulsa ili pauze: 5%;
4. Izlazni napon na elektrodama: minimalno 80V.

Za potrebe generisanja navedenog izlaznog napona, realizovan je BOOST konvertor [14] na slici 5.3.2.



Slika 5.3.2 – BOOST konvertor.

Parametri kola koji su poznati su:

1. ulazni napon $V_{in} = 4.5V$ (ulazni napon je $5V$, ali zbog pada napona na šotki diodi pri proračunu je uzet najgori mogući slučaj);
2. izlazni napon $V_{out} = 90V \pm 10\%$;
3. prekidačka učestanost $f_s = 100KHz$;
4. srednja vrijednost izlazne struje $I_{out} = 10mA$;
5. konvertor radi u CCM režimu rada;
6. odnos impuls perioda je $D = 0.75$.

Potrebno je odrediti prenosni odnos transformatora i minimalnu vrijednost izlaznog kondenzatora koja ispunjava zadate kriterijume.

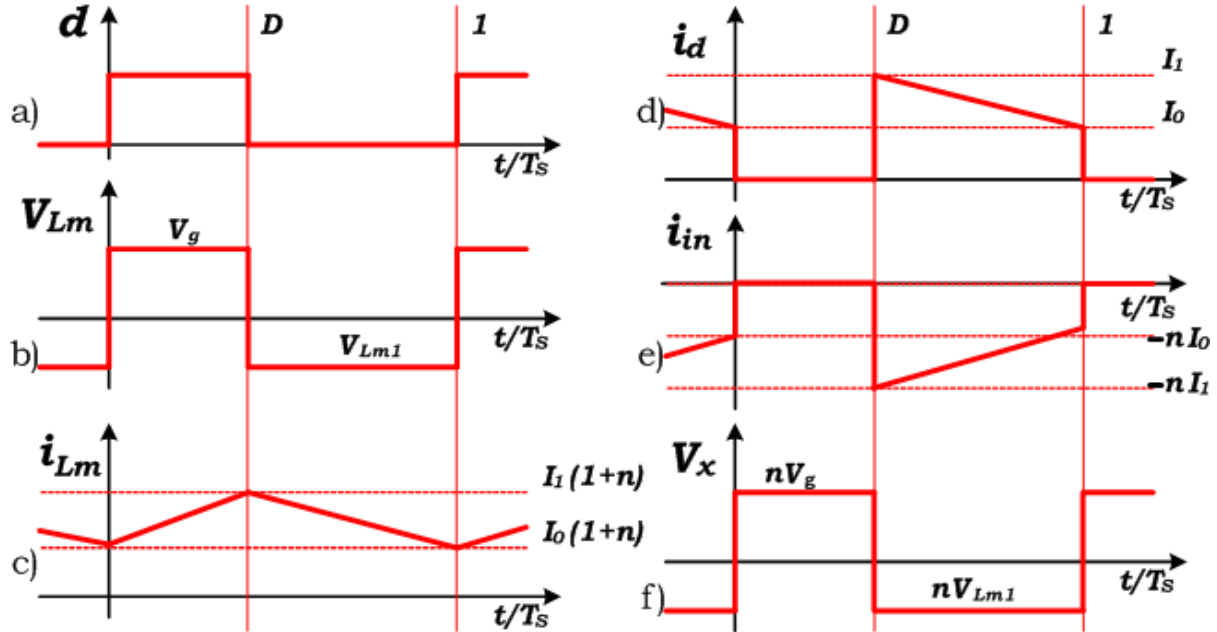
U svojoj izvornoj konfiguraciji, BOOST konvertor je u mogućnosti da poveća ulazni napon maksimalno pet puta. Zbog toga je upotrebljena konfiguracija konvertora kao na slici 5.3.2. Naime, ovakva konfiguracija omogućava znatno uvećanje ulaznog napona, što u ovom slučaju za rezultat ima dobijeni izlazni napon od $87V$. Upotrebljena je konfiguracija BOOST konvertora sa induktivnošću realizovanom u vidu dva namotaja [14]. Induktivnost se u kolu ponaša kao transformator, pa je u skladu s tim izvršen i proračun i označavanje na slici 5.3.2.

Analiza konvertora je sprovedena u uslovima kada se isti nalazi u CCM modu, pod pretpostavkom da je na izlazu izvor konstantne struje.

Parametri poput ulaznog napona i izlazne struje, kao i pretpostavka da BOOST konvertor radi u CCM režimu i dalje ostaju na snazi pri proračunu koji slijedi.

Aproksimacije kao što su *Volt-second Balance (VsB)* na kalemu, *Amper-second Balance (AsB)* na kondenzatoru, kao i aproksimacija male talasnosti se podrazumijevaju u ovom proračunu.

Na osnovu slike 5.3.2, kao i gore navedenih aproksimacija, jednačina i teorema, dobijeni su vremenski oblici napona i struja BOOST konvertora u CCM režimu rada prikazani na slici 5.3.3.



Slika 5.3.3 – Vremenski oblici: a) kontrole, b) napona magnetizacione induktivnosti, c) struje magnetizacione induktivnosti, d) struje diode, e) struje primara i f) napona sekundara BOOST konvertora u CCM-u.

Odredićemo nepoznatu V_{Lm1} sa slike 5.3.3, kao i odnos $\frac{V_{out}}{V_g}$.

Gledajući sliku 5.3.2, može se pisati:

$$i_{in} + i_{Lm} = i_d \quad (5.3.1)$$

$$i_{in} = -ni_d \quad (5.3.2)$$

Iz jednačina (5.3.1) i (5.3.2) slijedi da je:

$$i_{Lm} = (1 + n)i_d \quad (5.3.3)$$

Gledajući sliku 5.3.3, u slučaju kad je prekidač isključen, možemo pisati:

$$V_{out} + V_x + V_{Lm1} = V_g \quad (5.3.4)$$

a pošto iz prenosnog odnosa transformatora direktno proizilazi relacija

$$V_x = nV_{Lm1} \quad (5.3.5)$$

imamo da je

$$V_{out} + nV_{Lm1} + V_{Lm1} = V_g \quad (5.3.6)$$

Iz (5.3.6), jednostavnim matematičkim operacijama se dolazi do jednačine:

$$V_{Lm1} = \frac{1}{1+n} (V_g - V_{out}) \quad (5.3.7)$$

Posmatrajući sliku 5.3.3, a uzimajući u obzir jednačinu prenosnog odnosa transformatora imamo da je:

$$DV_g = (1-D) \frac{V_{out} - V_g}{n+1} \quad (5.3.8)$$

$$\frac{n+1}{1-D} DV_g + V_g = V_{out} \quad (5.3.9)$$

i konačno:

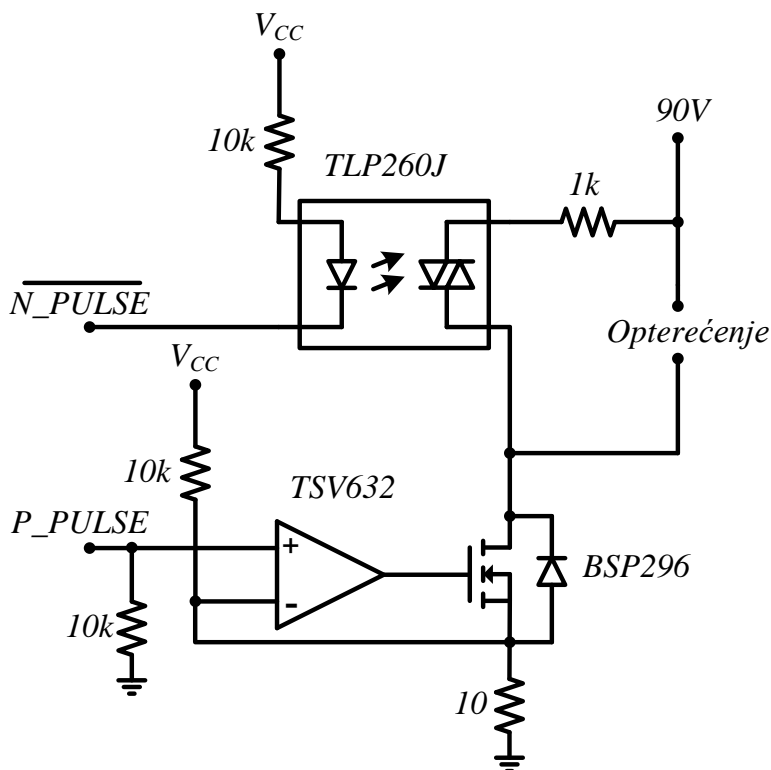
$$\frac{V_{out}}{V_g} = \frac{1+nD}{1-D} \quad (5.3.10)$$

Proračunom elemenata dobija se srednja vrijednost izlazne struje od 10mA i maksimalna vrijednost izlazne struje (*peak*) od 100mA [14], kao i vrijednosti elemenata datih u tabeli:

TABELA 5.3.1 – Specifikacija induktivnosti.

ELEMENT	TIP
JEZGRO	FERROXCUBE EP10 – 3C90
Broj namotaja primara	22
Debljina žice za motanje (prečnik)	0.4mm
Broj namotaja sekundara	70
Debljina žice za motanje (prečnik)	0.18mm

Hardverska realizacija izlaznog stepena stimulatorskog modula je prikazana na slici 5.3.4.

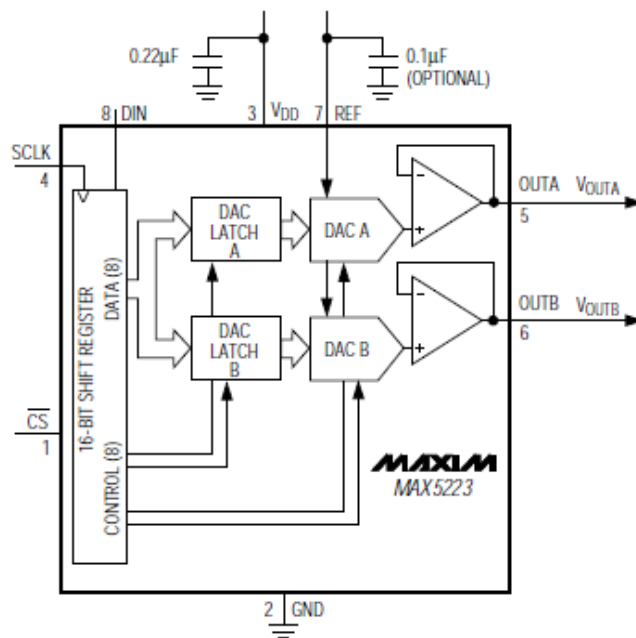


Slika 5.3.4 – Izlazni stepen.

Izlazni stepen se ponaša kao strujni izvor. Kontrola nivoa izlazne struje je bazirana na *power* N-kanalnom izlaznom MOSFET-u BSP296 [15], pojačavaču greške TSV632 [16], kao i *sense* otporniku 10 oma. Maksimalna struja je ograničena na 100mA.

Ispravan rad izlaznog stepena podrazumijeva generisanje impulsa, kako pozitivnih, tako i negativnih u zadatom trajanju. Pozitivni impulsi su čisto stimulativnog karaktera, dok negativni služe za elektrostatičko pražnjenje. Potrebno je generisati strujne impulse kao na slici 2.2.1.

Kontrola izlaznih kanala se obavlja upotrebom D/A konvertora MAX5223 [17]. Blok dijagram ovog konvertora je prikazan na slici 5.3.5.



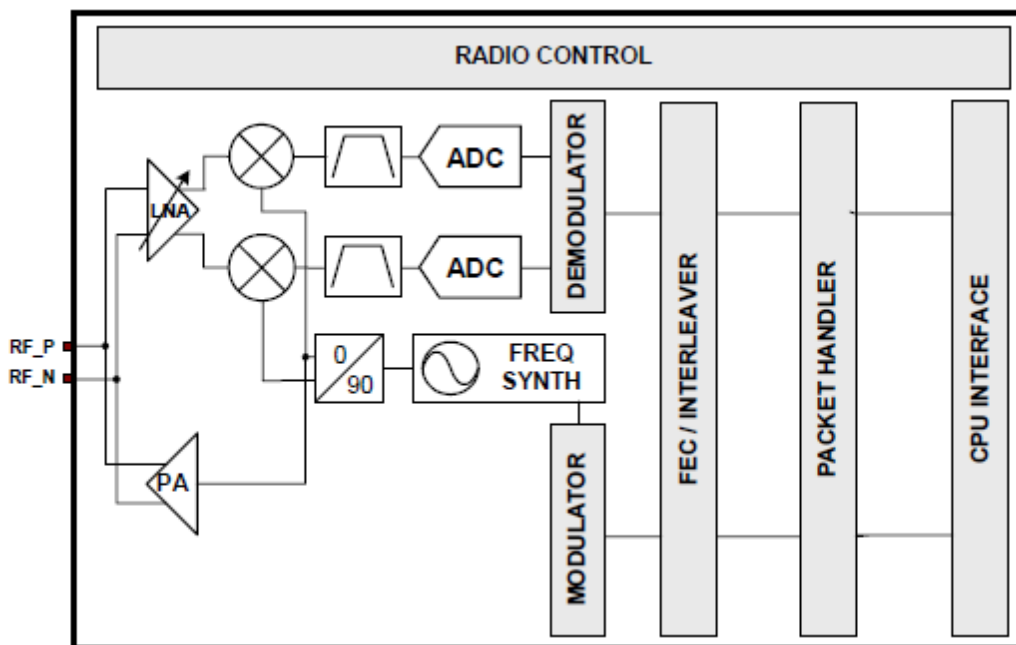
Slika 5.3.5 – Blok dijagram MAX5223 [17].

MAX5223 je dvokanalni, osmobitni D/A konvertor koji se odlikuje veoma malom potrošnjom i dimenzijama, pa je samim tim veoma pogodan za primjenu u predloženom FES sistemu.

Odlikuje ga i velika brzina rada (do maksimalnih 25MHz) i mogućnost komunikacije putem SPI (*Serial Peripheral Interface*) protokola, što u sprezi sa CC2510 daje veliku brzinu rada kompletnog sistema.

6. Bežična komunikacija

Uprošćena blok šema radio modula CC2510 je prikazana na slici 6.1.



Slika 6.1 – CC2510 radio modul [9].

CPU (*Central Processing Unit*) koristi set komandi (*strobe*) da bi upravljao radom radio modula. Komande predstavljaju instrukcije veličine jednog bajta koje startuju neke interne sekvence kao što su prijem, slanje, kalibracija primopredajnika i slično.

Radio modul ima dva osnovna aktivna moda rada: slanje i prijem. Integrisani sistem u obliku mašine stanja radio modulu pomaže da precizno odredi na koji način prelazi iz jednog moda rada u drugi. Mogući prelazi su prijem/slanje, slanje/prijem, slanje/idle, prijem/idle itd.

Konfiguracija radio modula u ovom radu podrazumijeva podešavanje radio modula takvo da iz stanja prijema ili slanja prelazi u stanje IDLE, tj neaktivno stanje. Prelazak u neki od modova rada prijema ili slanja se aktivira tek kad se aktivira *strobe* za taj mod rada.

Sistem prekida radio modula je direktno povezan sa aktivnim modovima rada. Prekidi se javljaju u više slučajeva, a to su:

1. slanje paketa završeno ili primljeni paket je spreman za čitanje;
2. *underflow* pri slanju;
3. *overflow* pri prijemu;
4. *timeout* na prijemu;
5. CS;

6. PQT;
7. CCA;
8. SFD.

Svaki od navedenih prekida je podjednako značajan, ali s obzirom da se većina navedenih ne koristi u ovom radu, neće biti posebno obrađivani.

Imajući u vidu probleme navedene u poglavlju 3.3, izabrani čip je idealan za predloženi tip FES sistema. Parametri koji su u većini FES stimulatora fiksirani, ovdje postaju lako programabilni. Samim tim i FES stimulator postaje programabilan i primjenljiv na više tipova stimulacija.

Podešavanjem `FREQ` registra, moguće je izabrati bilo koju frekvenciju nosioca signala unutar ISM band-a (2400MHz – 2483.5MHz). Bitrate može imati bilo koju vrijednost do maksimalnih 500kbps (*kilobit per second*) i u potpunosti je programabilan podešavanjem više registara. Značaj promjene bitrate-a se ogleda u povećavanju pouzdanosti sistema o čemu će biti riječi na kraju ovog poglavlja.

U softveru master i slave jedinice, omogućena je upotreba više frekvencija nosioca signala i to:

1. 2480MHz
2. 2460MHz
3. 2440MHz
4. 2420MHz.

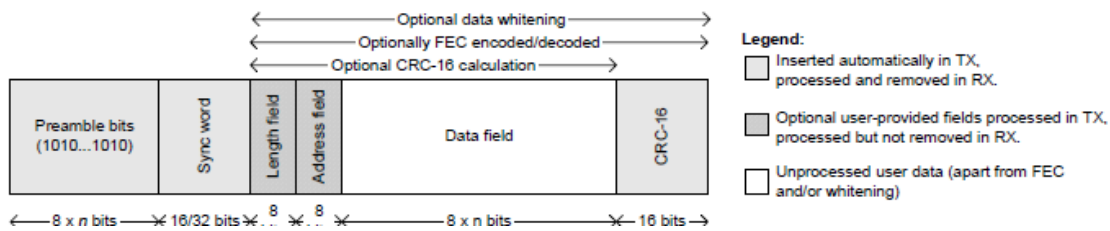
Rezultati testiranja prikazani u poglavlju 9 su dobijeni sa odabranom frekvencijom nosioca od 2420MHz.

Takođe, setovanjem određenog broja registara, omogućena je upotreba više tipova bitrate-a i to:

1. 500kBaud-a
2. 250kBaud-a
3. 100kBaud-a
4. 10kBaud-a.

U poglavlju 8 će biti prikazani rezultati testiranja na svakoj od navedenih vrijednosti. Programiranje predajne snage radio modula se vrši upisom jednog bajta određene vrijednosti u registar `PA_TABLE0`. Maksimalna predajna snaga radio modula bez pojačavača je 1dBm (*decibel per miliwat*). Imajući u vidu da je radi povećanja krajnjeg dometa kako centralne, tako i periferijske jedinice, na izlaz radio modula postavljen pojačavač RF signala, rezultati prikazani u poglavlju 8 su ostvareni sa predajnom snagom radio modula od -16dBm.

Format paketa koji se šalje preko radio modula je prikazan na slici 6.2.



Slika 6.2 – Format radio paketa [9].

Prije samog podatka, radio modul prvo šalje *preamble* i sinhronizacioni bajt, a tek onda sam sadržaj paketa. Sadržaj paketa i značenje određenih bajtova je moguće unaprijed definisati.

Paket može biti fiksne ili promjenljive dužine. Ako je paket fiksne dužine, to se specificira u VLEN registru i oba uređaja (prijemnik i predajnik) taj podatak koriste kao referencu pri prijemu, odnosno slanju podatka. U slučaju da paket nije specificirane dužine, odbacuje se kao nevažeći. Ako se definiše da je paket promjenljive dužine, prvi bajt paketa nosi informaciju o dužini paketa koji slijedi.

Da bi prenos paketa bio što precizniji i bezbjedniji, koriste se opcije kao što su *CRC check* (*Cyclic Redundancy Check*) i *data whitening*. CRC predstavlja posljednji bajt paketa i on se na prijemu provjerava. Ako je validan, paket se prihvata kao ispravan, u protivnom se odbacuje kao nevažeći i smatra se da je došlo do greške u prenosu.

Dodatni sistem zaštite je *data whitening*. U ovom slučaju, svaki bajt osim preamble-a i sinhronizacionog bajta se XOR-uje sa 9-bitnom pseudosekvencom i potom šalje. Na prijemu, slave jedinica primljeni paket XOR-uje sa tom istom sekvencom i na taj način dobija ispravan podatak.

Da bi prenos bio što efikasniji i brži, mora se koristiti DMA prenos podataka između bafera radio modula i registra u kom se nalazi paket. DMA se konfigurira na isti način za oba moda rada, s tim što su mu izvorište i odredište obrnuti u različitim modovima rada.

DMA kontroler po inicijalizaciji ima manji prioritet od CPU. Podešen je da vrši prenos podataka dužine jednog bajta, a ukupan broj prenosa je definisan registrom VLEN, odnosno zavisi od definisanog tipa dužine paketa. Prenos podataka započinje *strobe* signalom, a završava se po prenosu posljednjeg bajta sa izvorišta na odredište u ukupnoj dužini definisanoj registrom VLEN. U slučaju promjenljive dužine paketa, svih 8 bitova iz navedenog registra se koristi za određivanje ukupnog broja prenosa.

CC2510 posjeduje i integrisanu digitalnu podršku za RSSI (*Received Strength Signal Indicator*) i LQI (*Link Quality Indicator*). Ova dva indikatora umnogome pokazuju kvalitet realizovanog FES sistema i mogu se očitati na dva načina: direktno iz predefinisanih registara unutar memorije ili kao zadnja dva bajta na kraju primljenog paketa (ukoliko je ova opcija aktivirana). LQI predstavlja relativnu mjeru kvaliteta ostvarenog linka i manja vrijednost ukazuje na dobar link.

6.1. Ideja povećanja pouzdanosti FES sistema

Jedna od najvažnijih stavki u bežičnom prenosu podataka je pouzdanost sistema. Paketi koji se emituju sa master jedinice moraju što pouzdanije i preciznije biti primljeni na strani slave jedinice. Izgubljen paket znači i izgubljenu stimulacionu sekvencu, što dovodi do prekida stimulacionog ciklusa i u krajnjem slučaju, neizvršavanja zadatah radnji na strani korisnika. Gubitak u prenosu se najčešće dešava kada je slave jedinica na granici dometa ili se na liniji vidljivosti master jedinice pojavi neki vid prepreke.

Osnovna ideja povećanja pouzdanosti prenosa paketa unutar FES sistema je promjena bitske brzine u kritičnim situacijama. Kada je slave jedinica na granici dometa ili je zaklonjena nekim objektom, master jedinica treba da detektuje da slave ne odgovara na poruke koje mu se šalju i da samim tim u komunikaciji postoji problem.

Ako problem potraje, master smatra da je slave van dometa i smanjuje svoju bitsku brzinu da bi povećao domet. Dodatno, algoritam može da predvidi i povećanje predajne snage uz smanjenje bitske brzine, što će sigurno rezultovati još većim dometom.

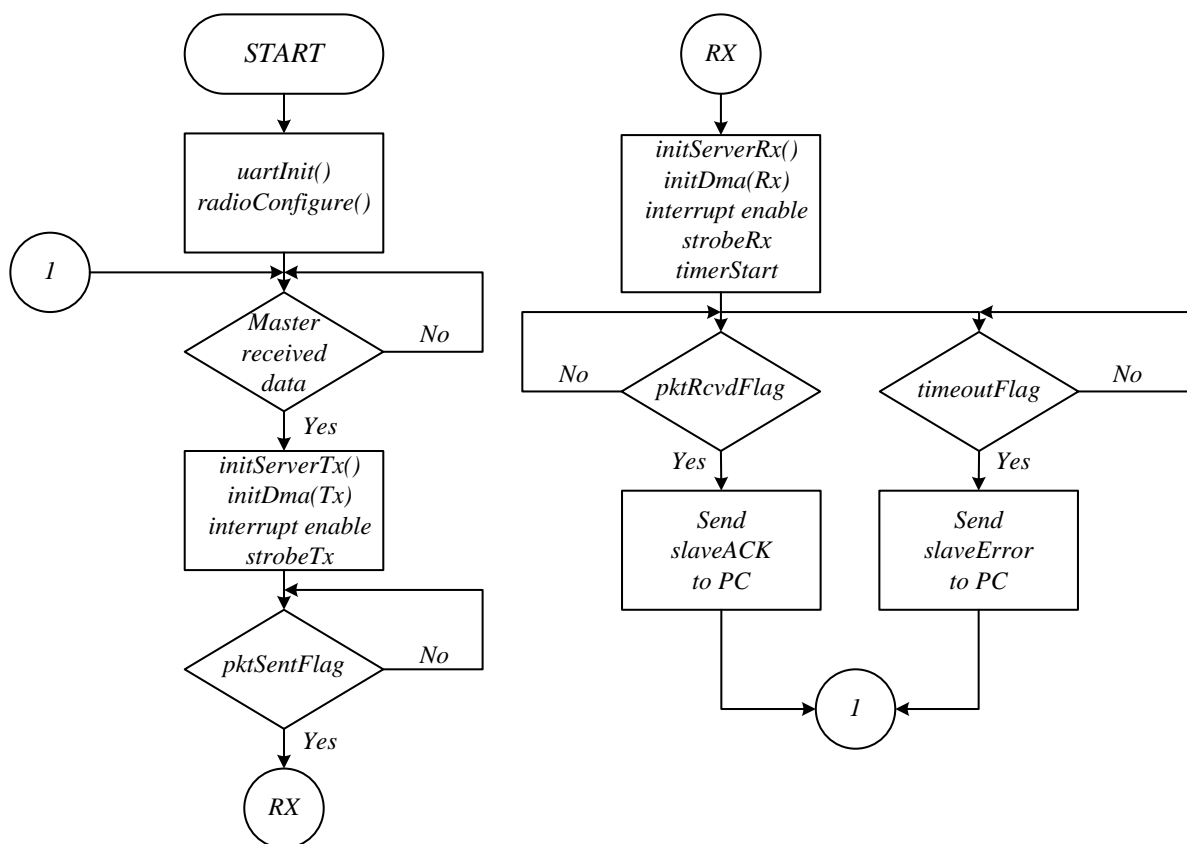
Protokol definiše kako se master i slave pojedinačno ponašaju u zadatim situacijama. U poglavlju 9 će biti pokazano kako se za konstantu predajnu snagu, smanjenjem bitske brzine dolazi do povećanja dometa i to predstavlja jedan od osnovnih principa funkcionisanja FES sistema predloženog u ovom radu.

Testiran je rad sistema pri svim bitskim brzinama i predajnoj snazi od -16dBm. Predajna snaga je smanjena u odnosu na prvobitne testove pri 0dBm, jer se pokazalo da je domet preveliki za laboratorijske uslove testiranja.

7. Softverska realizacija FES sistema

7.1. Centralna jedinica – softverska realizacija

Dijagram toka izvršavanja programa je prikazan na slici 7.1.1.



Slika 7.1.1 – Centralna jedinica, dijagram toka programa.

Po startovanju centralne jedinice, odnosno napajanju iste, prvo se inicijalizuju svi potrebni parametri za ispravan rad sistema. Pozivaju se funkcije za inicijalizaciju svih portova, UART-a i konfiguraciju RF primopredajnika.

Nakon inicijalizacije, centralna jedinica se zaustavlja u stanju čekanja prijema podataka od strane računara. Nakon što primi poruku od računara, istu spakuje u format za slanje i prelazi u mod za RF predaju (za detalje pogledati poglavlje 6). Prije slanja, prvo se izvrši inicijalizacija CC2510 i RF pojačavača CC2591 u mod za slanje paketa. Zatim, DMA kontroler se podešava tako da vrši prenos podataka u predajni bafer.

Na kraju, dozvoljavaju se sistemski prekidi i prekidi od strane DMA kontrolera koji treba da daju signal RF primopredajniku da je prenos bajta završen i da može otpočeti slanje istog. Slanje podataka se dozvoljava podizanjem *strobe* signala na aktivan (visoki) logički nivo. Od ovog

trenutka, glavni program čeka da mu RF podizanjem odgovarajućeg flega javi da je završio slanje paketa.

Po završetku prenosa svih podataka, DMA generiše prekid kojim javlja RF primopredajniku da je prenos kompletnog paketa za slanje završen i time se DMA automatski deaktivira. Tada RF generiše prekid kao znak da je slanje paketa uspješno izvršeno i program „skače“ na RF prekidnu rutinu. U prekidnoj rutini, setuje se fleg kojim se javlja glavnom programu da je paket uspješno poslat i da može da nastavi sa izvršavanjem ostatka predviđenog programa.

Kako je fleg koji signalizira slanje aktivan, program nastavlja sa izvršavanjem i prvo resetuje navedeni fleg, radi buduće sekvence slanja paketa. Centralna jedinica se potom inicijalizuje u stanje prijema da bi mogla da registruje signal potvrde od strane slave jedinice. DMA se u ovom trenutku ponovo aktivira, ali sada vrši prenos podataka iz predajnog bafera u promjenljivu koja predstavlja prijemni paket. Po dozvoljavanju sistemskih prekida, prekida DMA kontrolera i aktiviranja *strobe* signala, centralna jedinica prelazi u stanje čekanja paketa od strane perifериjske jedinice koji treba da signalizira da je isti uspješno primio paket koji mu je namijenjen i prelazi na izvršenje zadate komande.

Postoji mogućnost da je perifериjska jedinica u trenutku slanja bila van dometa i da nije primila paket koji joj je namijenjen. U tom slučaju, centralna jedinica neće dobiti nikakav odgovor od perifериjske, pa je potrebno na neki način zaštititi glavni program od zaglavlivanja. Prevencija ovog problema je uspješno realizovana timeout periodom čekanja, tj aktivacijom dijela programa nakon određenog vremenskog perioda u kom nije bilo nikakvog prijema. Kad timeout period istekne, program nastavlja sa izvršavanjem dijela programa u kom obavještava računar da perifериjska jedinica nije poslala potvrdu o prijemu paketa i proglašava ga propuštenim paketom. Računar dalje postupa u skladu sa predviđenim protokolom o propuštenim paketima.

Ako perifериjska jedinica uspješno vrati signal potvrde, tj paket koji signalizira isti, DMA proslijedi primljeni paket glavnom programu i kad završi prenos, o tome obavijesti RF primopredajnik. On tada generiše prekid u kom aktiviranjem određenog flega javlja glavnom programu da je paket stigao i da može da nastavi sa radom. Centralna jedinica potom proslijedi taj paket računaru (na osnovu čega računar određuje koji je sljedeći paket na redu za slanje) i prelazi u stanje čekanja prijema podataka od njega.

7.1.1. Komunikacija centralne jedinice i računara

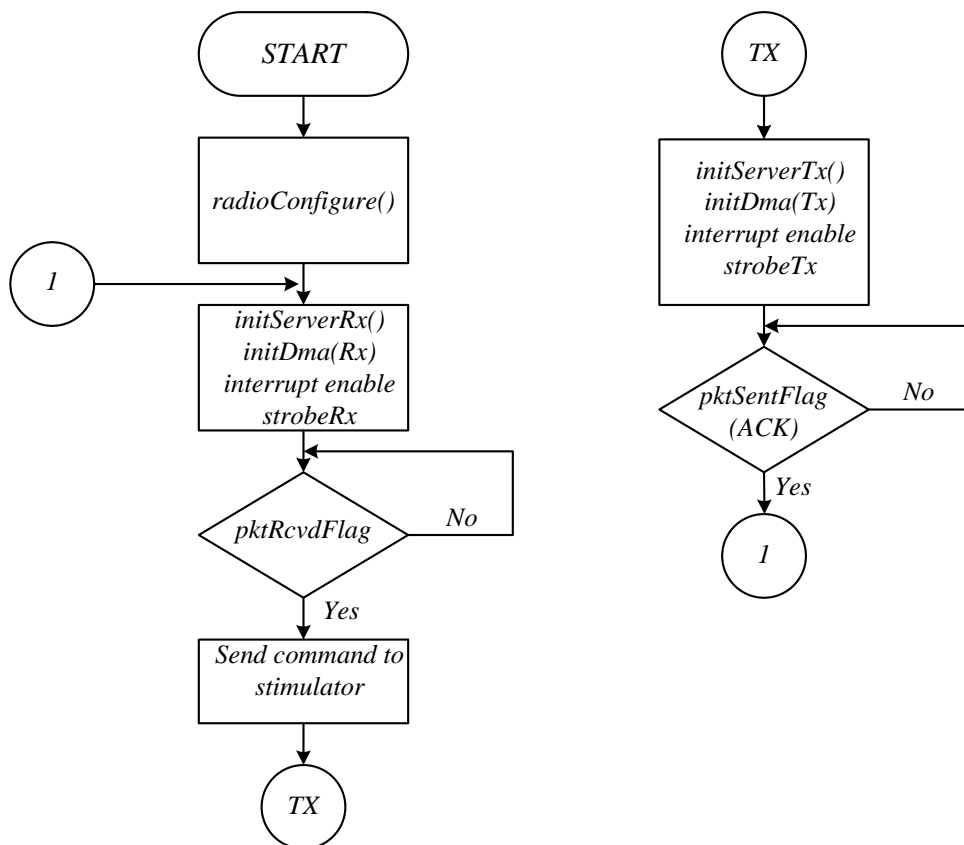
Sve poruke koje dobije od računara, centralna jedinica čuva u poseban predajni bafer. U tom baferu se osim podataka za slanje ka perifernim jedinicama, nalazi i indikator (*flag*) potvrde prijema poruke od perifernih jedinica. Svaki put kad pošalje novu poruku, računar resetuje navedeni indikator.

Softver na centralnoj jedinici ciklično prolazi kroz podatke u predajnom baferu i kad naiđe na poruku sa resetovanim flegom, kopira je i priprema za slanje perifernoj jedinici. Istovremeno, drugi dio programa prolazi kroz taj isti bafer i setuje flegove onih poruka koje je periferna jedinica uspješno primila i poslala signal potvrde. Ovakav način komunikacije obezbeđuje nesmetan rad sistema, bez obzira da li se neka od perifera nalazi van dometa.

U slučajevima u kojima neka od perifera van dometa, nakon predefinisano vremenskog perioda bez signala potvrde, tajmer javlja glavnom programu da je timeout period istekao. Potom, ta poruka se šalje ponovo istoj toj perifernoj jedinici, sve dok ista ne pošalje potvrdu validnog prijema. Nakon određenog broja neuspjelih pokušaja, glavni program javlja računaru da je slanje poruke neuspjelo, što znači da je periferna jedinica konstantno van dometa.

7.2. Periferijska jedinica – softverska realizacija

Dijagram toka izvršavanja programa je prikazan na slici 7.2.1.



Slika 7.2.1 – Periferijska jedinica, dijagram toka programa.

Po startovanju periferijske jedinice, sistem se automatski inicijalizuje u stanje prijema. RF primopredajnik unutar CC2510 podešava pinove pojačavača CC2590 i konfiguriše ga u prijemni mod rada (za detalje pogledati poglavlje 6). DMA kontroler se inicijalizuje tako da prenese primljene podatke u promjenljivu koja predstavlja primljeni paket i po završetku prenosa, o tome obavijesti RF.

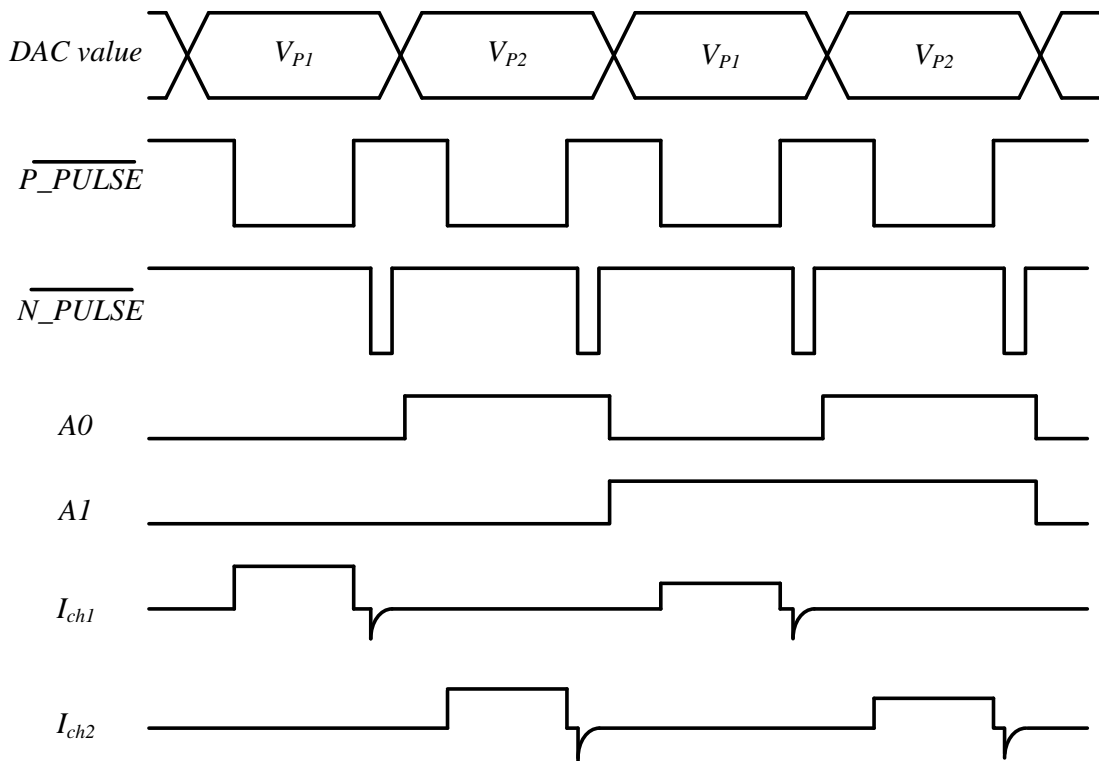
Nakon inicijalizacije, periferijska jedinica prelazi u stanje čekanja prijema paketa od strane centralne jedinice, odnosno računara. Ona je stalno u stanju prijema, čak i kada je van dometa (o čemu sama jedinica nema informaciju). Kad primi paket, DMA ga prenese na traženu lokaciju i o tome obavijesti RF koji generiše prekid. U prekidnoj rutini se setuje fleg koji obavještava glavni program da je paket stigao.

Glavni program raspakuje primljeni paket i informacije od značaja proslijedi stimulatoru po unaprijed utvrđenom protokolu (pod pretpostavkom da je paket adresiran na taj stimulator). Potom odmah prelazi u mod rada za slanje da bi obavijestio centralnu jedinicu da je uspješno primio komandu. Po prelasku u mod za slanje, inicijalizuju se mikrokontroler i pojačavač RF signala u mod za predaju i šalju paket koji predstavlja signal potvrde prijema poruke. DMA kontroler izvrši prenos podatka u bafer za slanje, a RF pošalje isti (podrazumijeva se da je *strobe* signal već aktivan) i i aktiviranjem određenog flega o tome obavijesti glavni program. On potom ponovo prelazi u stanje prijema i čeka novi paket od strane računara, tj master jedinice.

7.3. Stimulatorski modul – softverska realizacija

Izlazi D/A konvertora predstavljaju ulaze izlaznog stepena pojedinih stimulacionih kanala na kojima se generiše pozitivni dio stimulacione sekvence. Sa pinova mikrokontrolera se direktno zadaju negativni impulsi stimulacionog ciklusa.

Na slici 7.3.1 je prikazano kako treba da izgleda stimulaciona sekvenca po svim kanalima.



Slika 7.3.1 – Vremenski oblici struje po kanalima.

Da bi se generisao pozitivni stimulatívni impuls, potrebno je generisati signal P_PULSE aktivan na visokom logičkom nivou (slika 7.3.1). Tada se izlaz *rail-to-rail* operacionog pojačavača, koji je pojačavač greške, podese na određenu vrijednost u opsegu napona napajanja da bi održao MOSFET upaljenim, zbog postojanja negativne povratne sprege u kolu. Tada je MOSFET u režimu provođenja i provodi struju određenog intenziteta direktno uslovljenu nivoom izlaznog napona pojačavača greške.

Nakon završenog pozitivnog impulsa, generiše se signal N_PULSE aktivan na negativnom logičkom nivou. On aktivira optotriak i kapacitivnost iz modela impedanse se eksponencijalno prazni. Kad struja kondenzatora postane nula, samim tim i struja optotriaka postaje nula čime je ispunjen uslov da se optotriak zakoči. Da bi se obavilo pražnjenje, dovoljan je veoma kratak impuls N_PULSE signala, oko svega 20µs. Generisanje signala obavlja se sekvencijalno po kanalima, tako što se posle jednog aktivira drugi, dok generisanje signala na više kanala istovremeno nije dozvoljeno.

Broj ponavljanja impulsa može biti nezavisan za svaki kanal. Period ponavljanja sekvence svih impulsa jednak je najdužem periodu od perioda svih zasebnih kanala. Generisanje impulsa na kanalu sa najkraćom sekvencom se posle isteka broja zadatih impulsa stopira do izvršenja poslednjeg impulsa na kanalu sa najdužom sekvencom. Ovaj proces se potom periodično ponavlja.

Nakon učitavanja podataka i postavljanja adrese, generiše se pozitivni stimulatorni impuls, a po njegovom završetku i *trigger* impuls izuzetno kratkog trajanja koji aktivira optotriak za vreme čijeg provođenja se izlazna struja eksponencijalno prazni do nule. Ovakav vremenski oblik izlazne struje na svakom od kanala tačno odgovara onom prikazanom na slici 2.2.1. Po dostizanju nulte vrijednosti struje, mijenja se adresa kanala, a gotovo istovremeno počinje i učitavanje novih podataka na D/A konvertor i ciklus se ponavlja po istom principu za svaki kanal.

Sistem ima četiri promjenljive koje je potrebno mijenjati i konfigurisati. To su: amplituda i dužina trajanja impulsa, dužina pauze između impulsa, kao i broj ponavljanja impulsa svakog od kanala. Adresiranje stimulatora se obavlja poređenjem *broadcast* adrese u primljenom paketu sa adresom koja je softverski predefinisana u samom uređaju. Adresu uređaja predstavlja bajt koji se u paketu nalazi ispred poruke navedene u tabeli 7.3.1.

TABELA 7.3.1 –Format poruke za svaku promjenljivu.

CH1	CH0	T1	T0	D11	D10	D9	D8
D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0

Aktivni nivo signala je logička jedinica. Prva grupa od dva bita CH1 i CH0 predstavlja način adresiranja određenog kanala po sljedećem formatu:

TABELA 7.3.2 – Broj kanala.

CH1	CH0	Broj kanala
0	0	Kanal 1
0	1	Kanal 2

Druga grupa bita T1 i T0 predstavlja način adresiranja tipa podatka koji se šalje po sljedećem formatu:

TABELA 7.3.3 – Tip podatka.

T1	T0	Tip podatka
0	0	Amplituda
0	1	Širina impulsa
1	0	Perioda signala
1	1	Broj ponavljanja

Protokolom je predviđeno da se podaci uvijek šalju po sljedećem redosljed:

TABELA 7.4.4 – Redosljed slanja podataka.

Channel	Data type	First byte		Second byte	
		Address	Data part 3	Data part 2	Data part 1
Channel 1	Amplitude	0000	xxxx	xxxx	xxxx
Channel 1	Pulse width	0001	xxxx	xxxx	xxxx
Channel 1	Period	0010	xxxx	xxxx	xxxx
Channel 1	Pulse count	0011	xxxx	xxxx	xxxx
Channel 2	Amplitude	0100	xxxx	xxxx	xxxx
Channel 2	Pulse width	0101	xxxx	xxxx	xxxx
Channel 2	Period	0110	xxxx	xxxx	xxxx
Channel 2	Pulse count	0111	xxxx	xxxx	xxxx

Protokolom je predviđeno da se šalju samo brojčane vrijednosti podatka, bez informacije o jedinicama kao što su: ms, μ s ili V. Brojčana vrijednost se šalje tako da je decimalna predstava broja trocifrena, s tim da se svakoj cifri dodjeljuju 4 bita za predstavljanje. Donja četiri bita (D3-D0) predstavljaju cifru jedinica, sljedeća četiri bita (D7-D4) predstavljaju cifru desetica, dok biti D11-D8 predstavljaju cifru stotina. Računar mora da obezbijedi da se kao prvi bajt šalje podatak koji sadrži broj kanala, tip podataka i bite D11-D8 kao prvi dio poruke, dok drugi bajt sadrži ostatak poruke. U protivnom, podaci će biti pogrešni i samim tim stimulacija neće biti pravilno izvršena. Format ove poruke je prikazan u tabeli 7.3.1.

Naveden je primjer u tabeli 7.3.5.

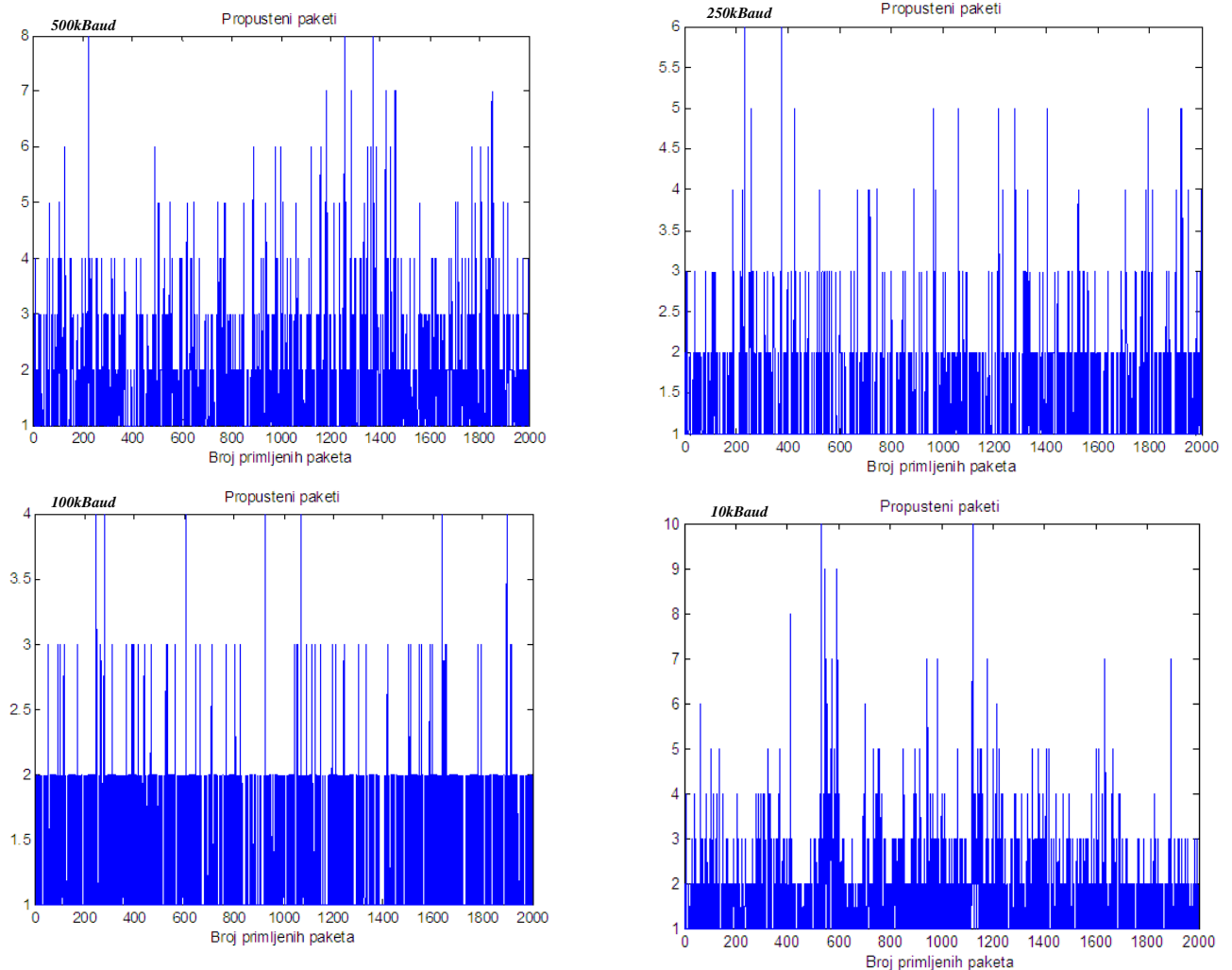
TABELA 7.3.5 – Primjer poruke.

	DATA (KANAL2)	CH1-CH0	T1-T0	D11-D8	D7-D4	D3-D0
Amplituda DAC	0xFF	01	00	0000	1111	1111
Širina impulsa	700 μ s	01	01	0111	0000	0000
Perioda signala	50ms	01	10	0000	0101	0000
Broj ponavljanja	32	01	11	0000	0010	0000

8. Rezultati testiranja FES sistema

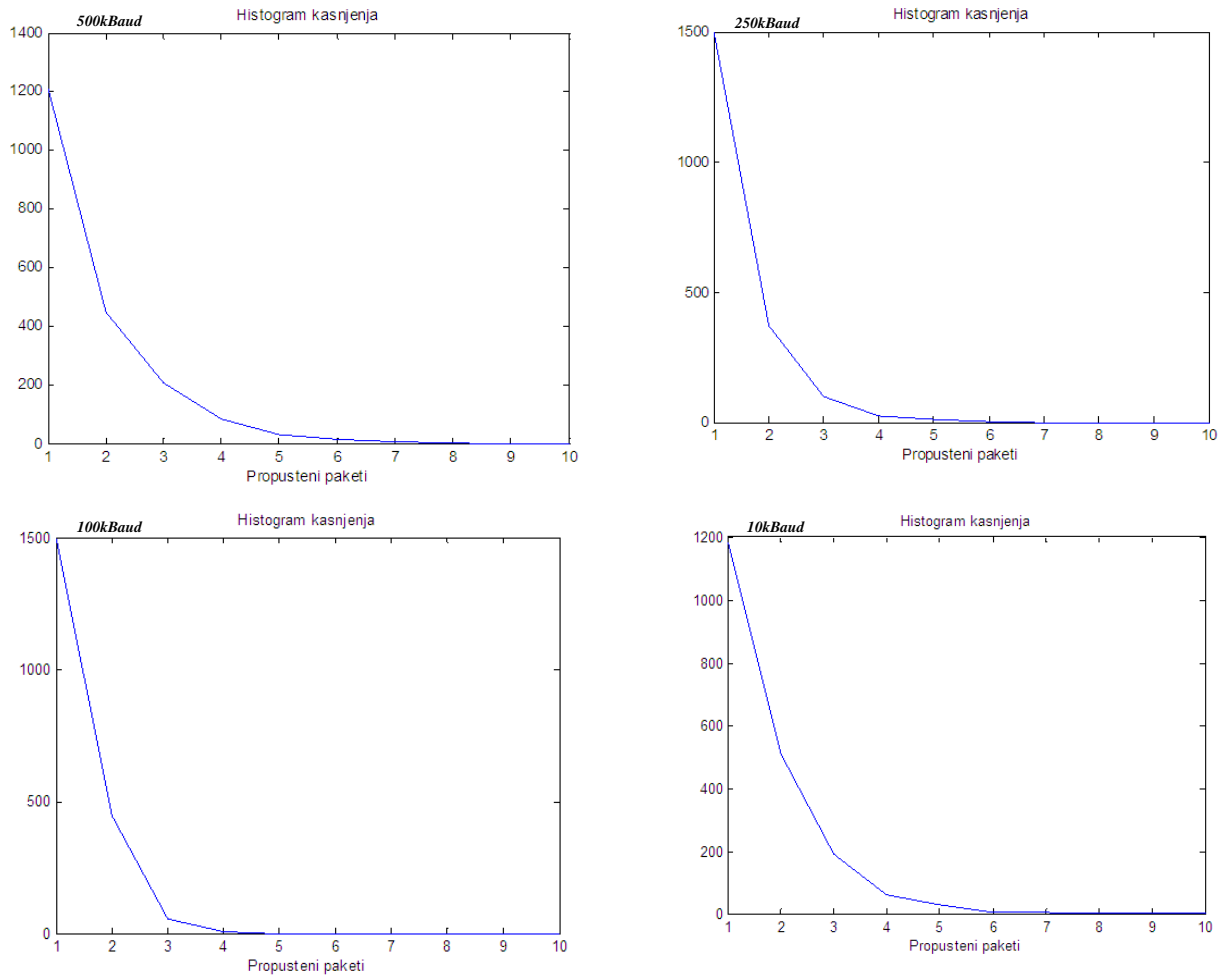
Da bi realizovani sistem imao pouzdan bežični prenos podataka, izvršena su testiranja pod uslovima navedenim u poglavlju 6 u cilju dobijanja optimalnih parametara FES sistema za koje je procenat greške u prenosu minimalan.

Radio modul je podešen na frekvenciju nosioca od 2420MHz, sa promjenljivom dužinom paketa i aktiviranim CRC i *data whitening* tipovima zaštite bežičnog prenosa podataka. RSSI i LQI se automatski dodaju na kraj paketa, a njihove vrijednosti se obrađuju na računaru po prijemu potvrde od slave jedinice.



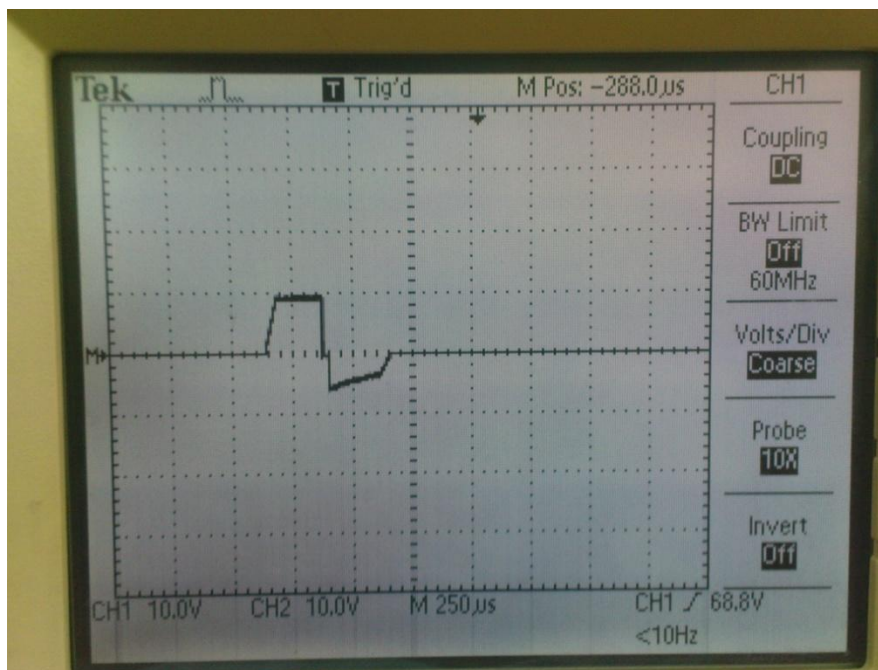
Slika 8.1 – Propusteni paketi.

Na slici 8.1 je prikazan vremenski dijagram primljenih paketa za sve bitske brzine pojedinačno. Vrijednost ispravno primljenog paketa se nalazi između 1 i 2, dok svi propušteni paketi imaju vrijednosti koje su veće od 2.



Slika 8.2 – Histogram propustenih paketa.

Rezultati rada stimulatorske jedinice su prikazani na slici 8.3.



Slika 8.3 – Talasni oblik izlazne struje.

Mjereni rezultati su ostvareni na svojim granicama dometa, pri kojima je RSSI još uvijek imao vrijednost nešto veću od vrijednosti šuma, a procenat propuštenih paketa nije prelazio minimalno zadatih 50%. Zbirno, procenat propuštenih paketa na svim bitskim brzinama pojedinačno je u prosjeku oko 60%. Iz grafika koji prikazuju vrijednost RSSI za sve bitske brzine, može se zaključiti da je istog reda veličine na različitim rastojanjima za različite bitske brzine.

Vrijednost LQI opada kako raste rastojanje centralne i periferijske jedinice, s tim da za isto zadato rastojanje na različitim brzinama, manju vrijednost ima pri manjim bitskim brzinama, što pokazuje da je kvalitet linka proporcionalno bolji u odnosu na veće bitske brzine.

U tabeli 8.1. se jasno vidi da procenat propuštenih paketa opada sa smanjenjem bitske brzine, iako se pritom povećava udaljenost između master i slave jedinice.

Tabela 8.1 – Rezultati testiranja.

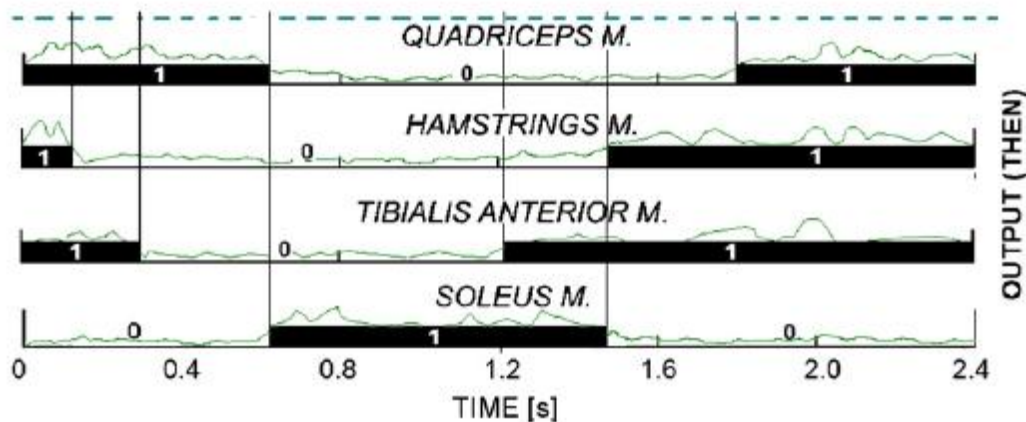
Bitska brzina	Predajna snaga	Max. domet	Prosječno kašnjenje	Medijana	Kašnjenje manje od 4 paketa
500kBaud	-16dBm	4m	1,76	4	90,8%
250kbaud	-16dBm	10m	1,36	3	95,7%
100kBaud	-16dBm	14m	1,14	2	100%
10kbaud	-16dBm	17m	1,20	5	93,7%

Medijana je na svim bitskim brzinama različita, pa se može usvojiti njena prosječna vrijednost jednaka 4. Ta vrijednost predstavlja predloženi dozvoljeni maksimum uzastopnih propuštenih paketa koji se neće smatrati greškom i za koje je obezbijedena re-transmisija određen broj puta.

U prilog tome govori i procenat kašnjenja uzastopna 4 paketa koji je na svim bitskim brzinama veoma visok i iznosi preko 90%, pa se ova vrijednost može usvojiti kao zona sigurnog rada predloženog prototipa FES sistema. Stimulatorski modul uspješno realizuje talasni oblik izlazne struje zadat na slici 2.2.1, a prikazan je na slici 8.3.

Realizovani sistem je moguće koristiti u raznim aplikacijama koje podrazumijevaju terapijsku i funkcionalnu električnu stimulaciju. Kao primjer koji dobro ilustruje mogućnosti sistema, izabrana je četvorokanalna stimulacija paretične noge pacijenta, opisana u [20].

Dijagram optimalnih talasnih oblika stimulacije za jedan korak, prilagodjen stanju testiranog subjekta je predstavljen na slici 8.4.

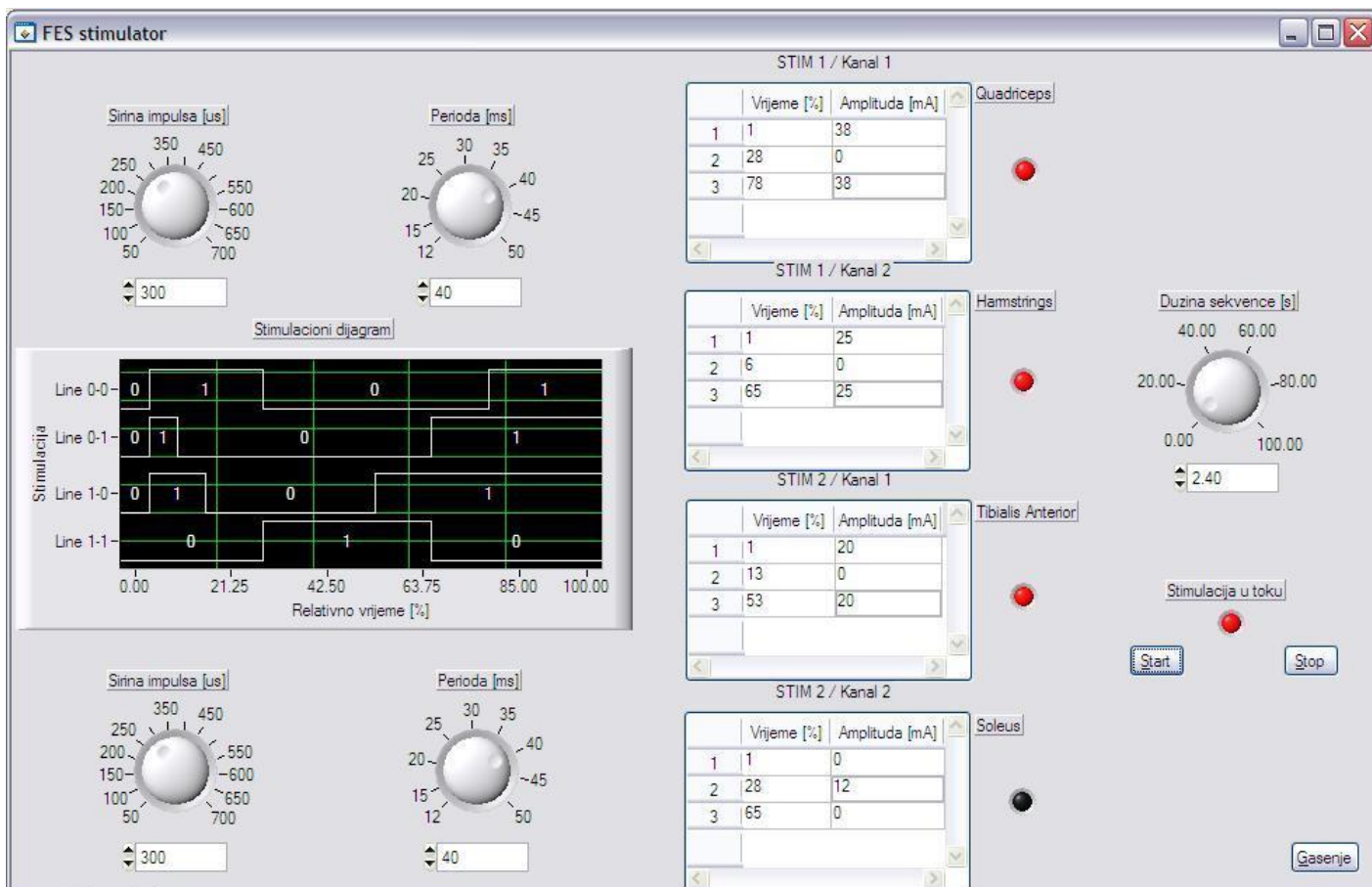


Slika 8.4 – Dijagram preporučenih talasnih oblika stimulacije (preuzeto sa www.elsevier.com/locate/jneumeth).

Za stimulaciju su korišćena dva stimulatora: jedan za aktivaciju kvadricepsa i harmstrings-a, a drugi za stimulaciju tibialis anterior-a i soleus-a. Anode oba stimulatora su postavljene neposredno iznad koljena.

Za potrebe testiranja i rekonstruisanja talasnih oblika signala sa slike 8.4, razvijen je praktičan GUI (*Graphical User Interface*) baziran na Windows platformi, prikazan na slici 8.5.

Predloženi testni program ima mogućnost podešavanja značajnih parametara koji karakterišu jedan stimulatorni ciklus. Za svaki od kanala, moguće je podesiti jačinu struje u bilo kom vremenskom trenutku, tako što se u tabelu željenog kanala pored amplitude upiše i relativni vremenski trenutak (izražen u procentima) u kome se dešava željena promjena amplitude. Ovakav unos je moguć za svaki od kanala.



Slika 8.5 – Testni program.

Širina impulsa i perioda stimulacionog signala su zadate kao konstantne sa vrijednostima 300us i 40ms, respektivno. Ove vrijednosti su iste za oba stimulatora, po svim kanalima. Moguće je definisati i dužinu sekvence stimulacionog ciklusa, čija je kontrola zajednička za oba stimulatora.

Nakon podešavanja svih potrebnih parametara, pokretanjem programa startuje se izvršavanje stimulacionog ciklusa. Softver proračunava broj ponavljanja na osnovu periode i zadate dužine sekvence, a na displej u relativnom vremenu (0-100%) prikazuje stimulacionu sekvencu po svim kanalima. Signali na displeju su u istom rasporedu kao i tabele na korisničkom interfejsu.

LED diode su postavljene radi signalizacije rada pojedinih kanala, a njihovom upotrebom korisnik u svakom trenutku ima preciznu informaciju o tome u kom stanju se nalazi bilo koji stimulacionih kanala. Dodatna LED dioda služi kao indikator zauzetosti sistema.

Iako je profil stimulacije sa slike 8.4 dobijen analizom senzorskih signala postavljenih na segmente paratične noge [20], ovdje se za potrebe demonstracije koristi upravljanje u otvorenoj sprezi. Činjenica da se kontrolni softver piše i izvršava na računaru daje mogućnost da se u istu aplikaciju integriše i veza sa nekim od sistema za bežičnu akviziciju senzorskih signala čime bi bio omogućen i rad u zatvorenoj sprezi, ali to nije predmet ovog rada.

9. Zaključak

Iz rezultata prikazanih u poglavlju 8 se može zaključiti da je ideja o smanjenju bitske brzine u cilju povećanja dometa i pouzdanosti sistema pri jednakoj vrijednosti predajne snage u potpunosti opravdana.

Pokazano je da sistem može da radi u jednoj konkretnoj aplikaciji, korišćenoj i detaljno opisanoj u [20]. Prednost ovakvog sistema je veoma lako rukovanje i zadavanje svih željenih parametara. USB komunikacija sa računarom znatno ubrzava programiranje, a intuitivan GUI daje veoma pregledne i precizne informacije o svim promjenljivim parametrima, prije, u toku i nakon izvršavanja stimulaciónog ciklusa.

Postoji mogućnost nadogradnje većeg broja stimulaciónih kanala uz veoma male korekcije hardvera i softvera. Potencijalno poboljšanje sistema može biti u vidu korišćenja čipa CC2511 [9], koji ima integrisanu podršku za USB komunikaciju, čime bi se zaobišlo trenutno usko grlo sistema u vidu RS232 komunikacije na strani centralne jedinice.

10. Literatura

- [1] (2011). 300PV [Online]. dostupno na:
http://www.empi.com/empi_products/detail.aspx?id=188, [30.01.2012.]
- [2] (2008). The Parastep System [Online]. dostupno na:
<http://www.musclepower.com/parastep.htm> [30.01.2012.]
- [3] (1996, maj). Arthur Prochazka: The Bionic Glove [Online]. dostupno na:
<http://www.ualberta.ca/~aprochaz/bgtemp.html> [30.01.2012.]
- [4] (2012). The NESS H200 Hand Rehabilitation System [Online]. dostupno na:
http://www.bioness.com/H200_for_Hand_Paralysis.php [04.02.2012.]
- [5] (2012). The NESS L300 Foot Drop System [Online]. dostupno na:
http://www.bioness.com/L300_for_Foot_Drop.php [04.02.2012.]
- [6] (2010). Otto Bock ActiGait [Online]. dostupno na:
<http://www.physiofunction.co.uk/Products/FES/ActiGait.aspx> [04.02.2012.]
- [7] Functional electrical stimulation [Online]. dostupno na:
<http://www.sci-therapies.info/FES.htm> [04.02.2012.]
- [8] (2012, februar). ISM band [Online]. dostupno na:
http://en.wikipedia.org/wiki/ISM_band [04.02.2012.]
- [9] (2008, jul). CC2510F32 [Online]. dostupno na:
<http://www.ti.com/product/cc2510f32> [11.01.2011.]
- [10] (2009, maj). CC2500 [Online]. dostupno na:
<http://www.ti.com/product/cc2500> [11.01.2011.]
- [11] (2008, jun). CC2591 [Online]. dostupno na:
<http://www.ti.com/product/cc2591> [11.01.2011.]
- [12] (2009, jul). BQ24085 [Online]. dostupno na:
<http://www.ti.com/product/bq24085> [11.01.2011.]
- [13] (2008, jun). CC2590 [Online]. dostupno na:
<http://www.ti.com/product/cc2590> [11.01.2011.]
- [14] Radoš Dabić, „Četvorokanalni funkcionalni električni stimulator“. Diplomski rad, Beograd: Elektrotehnički fakultet, Univerzitet u Beogradu, Beograd, Srbija, 2009.
- [15] (2009, avgust). BSP296 [Online]. dostupno na:
<http://www.infineon.com/dgdl/BSP296> [12.01.2011.]

- [16] (2012). TSV632 Micro-power CMOS op-amp [Online]. dostupno na: <http://www.st.com/internet/analog/product/187580.jsp> [12.01.2011.]
- [17] (2009, jun). Low-power, Dual, 8-bit, Voltage-Output Serial DAC in 8-pin SOT23 [Online]. dostupno na: <http://www.maxim-ic.com/datasheet/index.mvp/id/2477> [12.01.2011.]
- [18] Robert W. Ericson i Dragan Maksimović, *Fundamentals of Power Electronics*, second edition, University of Colorado, Boulder, Colorado, USA, 2001.
- [19] (2010). Compex 3 Professional Muscle Stimulator [Online]. dostupno na: <http://www.maxim-ic.com/datasheet/index.mvp/id/2477> [12.01.2011.]
- [20] Jovana Kojović, Milica Đurić – Jovičić, Strahinja Došen, Mirjana B. Popović, Dejan B. Popović, “Sensor-driven four channel stimulation of paretic leg: Functional electrical walking therapy”, *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 181, pp. 100-105, 2009.