

UNIVERZITET U BEOGRADU  
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Nenad S. Jovičić

**DISTRIBUIRANI SISTEM ZA  
FUNKCIONALNU ELEKTRIČNU  
STIMULACIJU**

doktorska disertacija

Beograd, 2013

UNIVERSITY OF BELGRADE  
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Nenad S. Jovičić

**DISTRIBUTED FUNCTIONAL  
ELECTRICAL STIMULATION SYSTEM**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2013

# Podaci o mentoru i članovima komisije

## **Mentor:**

Prof dr Lazar Saranovac, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

## **Članovi komisije:**

Prof dr Lazar Saranovac, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

Prof dr Dejan Popović, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

Prof dr Ljubica Konstantinović, Univerzitet u Beogradu, Medicinski fakultet

Prof dr Vujo Drndarević, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

Doc dr Ivan Popović, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

## **Datum odbrane:**

---

# Zahvalnica

Pre svega bih želeo da se zahvalim svom mentoru, profesoru i kolegi, Lazaru Saranovcu, na poverenju i pomoći koje mi je pružao tokom naše dugogodišnje saradnje i tokom izrade ove teze. Bilo mi je zadovoljstvo da budem njegov student i asistent.

Ova teza je nastala kao rezultat moje višegodišnje saradnje sa grupom za Biomedicinsko inženjerstvo Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu, kod profesora Dejana Popovića i profesorke Mirjane Popović. Hvala im što su mi ukazali poverenje i otvorili vrata svoje laboratorije. Zahvaljujući profesoru Dejanu Popoviću, mom komentoru, ovaj rad je baziran na velikom iskustvu iz oblasti električne stimulacije i neurorehabilitacije, protkan je mnoštvom novih ideja i pored direktnih doprinosa definiše i smer mnogih budućih istraživanja.

Zahvaljujem se i članovima komisije, profesorki Ljubici Konstantinović, profesoru Vuji Drndareviću i docentu Ivanu Popoviću za korisne sugestije i savete tokom pregleda ove disertacije.

Želim da se zahvalim i profesoru Laslu Švirtlihu i dr Aleksandri Dragin, za pomoć i sugestije pri realizaciji eksperimenata na klinici za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu.

Zahvaljujem se profesoru Miroslavu Dukiću, na pomoći koju mi je pružio prilikom istraživanja aspekata disertacije koji zalaze u polje telekomunikacija.

Plodan naučni rad podrazumeva slobodu mišljenja i izražavanja i sa tim u vidu zahvaljujem se kolegama sa Katedre za elektroniku na lepoj saradnji tokom svih ovih godina.

Zahvaljujem se i svom prvom mentoru, dragom profesoru i iskrenom prijatelju Dejanu Živkoviću. Saradnja sa njim obeležila je moju stručnu i akademsku karijeru na Elektrotehničkom fakultetu na najlepší mogući način.

Posebno mesto u ovoj zahvalnici zasluđuje i moj veliki prijatelj, pokojni profesor Slavoljub Marjanović Čaja. Zahvaljujući njemu, još kao mlad student sam razvio interesovanje prema elektronici i žao mi je što on sada nije među nama da vidi ovu tezu.

Neizmerno hvala mojoj supruzi Milici na tome što me iz dana u dan neumorno prati, motiviše i daje podršku.

Posebnu zahvalnost dugujem mojim roditeljima Mirjani i Stanku i sestri Vladani, za neumornu i nesebičnu ljubav i podršku koju mi pružaju čitavog života.

# Distribuirani sistem za funkcionalnu električnu stimulaciju

## Rezime doktorske disertacije

Funkcionalna električna stimulacija se koristi za vraćanje funkcije nervno-mišićnom sistemu čoveka oštećenom fizičkom povredom, bolešću ili nekim drugim uzrokom. Kontrolisanim strujnim ili naponskim impulsima se vrši pobuđivanje nervnih motornih ili senzornih vlakana što se odražava kroz aktivaciju mišića. Posledica toga je restauracija funkcionalnog kretanja pojedinačnih ili grupe mišića.

Počeci primene funkcionalne električne stimulacije sežu u šezdesete godine dvadesetog veka, kada je projektovan i proizveden prvi upotrebljiv električni stimulator, namenjen korekciji poremećaja padajućeg stopala. Nada da će tehnologija ubrzo omogućiti paralizovanim osobama da se ponovo pokreću podstakla je u narednim godinama razvoj mnogih rešenja za sisteme električne stimulacije. Međutim, današnje stanje, pola veka kasnije, pokazuje da i pored jasne motivacije i ogromnog napretka na polju tehnologije još uvek nema značajnog pomaka na tom putu.

Konzervativne strategije upravljanja električnom stimulacijom se zasnivaju na centralizovanom upravljanju. Raspoloživi istraživački sistemi se odlikuju manjim ili većim brojem senzorskih ulaza i nezavisnih stimulacionih kanala. Generalne mane su mnoštvo provodnika, komplikovane procedure postavljanja i podešavanja i vezanost za laboratoriju. Komercijalni sistemi su jednostavni za korišćenje ali imaju slabe funkcionalne performanse.

U ovoj disertaciji je predstavljena nova arhitektura distribuiranog sistema za električnu stimulaciju inspirisana prirodnim biološkim sistemom. Nova filozofija u razumevanju mehanizma kretanja počiva na ideji hijerarhijski kontrolisane distribuiranosti u nervnom sistemu. Nekoliko kontrolnih sprega na različitim nivoima nervnog sistema doprinose ovoj kontroli: silazna motorna kontrola iz motornog korteksa (u mozgu), mreža generatora ritma u kičmenoj moždini (spinalni *stepping* generator) i senzorna povratna sprega za kontrolu hoda (sa zglobova u pokretu, mišića i kože).

Biomimetičkim preslikavanjem hipotetičke strukture biološkog sistema dobijena je opšta arhitektura distribuiranog sistema za električnu stimulaciju koja je predmet ove disertacije. Mozak je preslikan na centralni kontroler, hipotetički autonomni centri u kičmenoj moždini na koordinator, a lokalne mišićno-čulne sprege na set perifernih stimulationsih jedinica. Po ugledu na prirodni sistem definisane su dva režima rada sistema, režim motornog učenja i režim utvrđene primene. Za svaki režim rada analizirani su aktivnost i protok informacija između komponenti svakog hijerarhijskog nivoa. U režimu motornog učenja sistem karakteriše veliki protok informacija na svim nivoima i visoka aktivnost centralnog kontrolera. Nasuprot tome, u režimu utvrđene primene protok informacija je drastično smanjen a aktivnost je prebačena na perifernijske jedinice.

Rad sistema u režimu učenja daje mogućnost razvoja kompleksnih algoritama u kojima su upravljanje i nadzor pod kontrolom moćnog centralnog kontrolera, tj. računara, kojim upravljaju terapeuti, naučnici. Smanjena aktivnost i protok informacija u režimu utvrđene primene daje mogućnost rada sistema sa smanjenom potrošnjom i protokom podataka, što ga čini dugotrajnim i pouzdanim pomagalom.

Uzimajući u obzir sadašnje stanje tehnike predložena je jedna implementacija opšte arhitekture u kojoj se komunikacija između komponenti sistema odvija bežičnim radio putem. Predstavljene su opšte karakteristike sistema sa stanovišta hardvera i softvera. Bežična komunikacija je razvijena na bazi jednog poznatog standarda bežične komunikacije i prilagođena je ovoj nameni. Projektovan je novi protokol rutiranja u dva skoka koji uzima u obzir fizičke karakteristike sistema i obezbeđuje brz i siguran protok podataka. Za potrebe verifikacije i testiranja razvijen je prototip sistema korišćenjem komercijalno dostupnih komponenti. Opisane su značajne pojedinosti realizacije koje odlikavaju sadašnje stanje tehnike.

Verifikacija sistema je izvedena kroz aplikaciju kontrole hvata kod osobe sa delimično oštećenom funkcijom usled moždanog udara. Zadatak je bilo rešavanje poznatog problema kompenzacije tenodeze tj. neželjenog savijanja ruke u zglobu usled stimulacije mišića koji savija prste. U režimu učenja upravljanje u zatvorenoj sprezi je iskorišćeno da se proceni i optimizuje optimalni stimulationsi profil koji obezbeđuje željeno kretanje. U režimu utvrđene primene pokazalo se da sistem obezbeđuje željenu funkciju sa minimalnim protokom podataka i niskom aktivnošću centralnog kontrolera.

Samim tim ova aplikacija je potvrdila osnovne hipoteze ove disertacije. Pored primene u stimulaciji, senzorski podsistem je verifikovan kroz nekoliko aplikacija za objektivnu procenu parametara hoda.

**Ključne reči:** funkcionalna električna stimulacija, bežične senzorske mreže

**Naučna oblast:** tehničke nauke, elektrotehnika

**Uža naučna oblast:** elektronika

**UDK broj:** 621.3



# **Distributed Functional Electrical Stimulation System**

## **Abstract of the Doctoral Dissertation**

Functional electrical stimulation (FES) is used for restoration of neuro-muscular system of patients with motor impairment provoked by physical injury, disease of some other cause. Stimulation of neural motor or sensory fibres is performed with controlled voltage or current pulses which perform muscle activation resulting with restoration of movement provoked by individual muscle or muscle group.

Application of FES begins in the 1960s, with design and production of the first usable electrical stimulator that aimed to correct drop foot disturbance. In the following years, there was a hope that new technology will soon allow restoration of movement for paralyzed persons which encouraged development of numerous systems for electrical stimulation. However, fifty years later, after immense technological progress and clear motivations, still there is no significant breakthrough in this area.

Conservative strategies for control of electrical stimulation are based on centralized controls. Available research systems feature smaller or higher number of sensor input and independent stimulation channels. General fault of these systems are numerous conductors, complicated mounting procedures and adjustments and dependency on laboratory environment. Commercial systems are user-friendly but with weaker functional performances.

In this dissertation, new architecture of a distributed system for functional electrical stimulation is presented, inspired by natural biological system. New philosophy in understanding movement mechanism relies on hierarchically controlled distribution in neural system. It is believed that motor control is performed on three levels: descending control from the motor cortex (brain), rhythm-generating network in the spinal cord (spinal stepping generator) and sensory feedback from joints, muscle and skin of extremities.

Using biomimetic mapping of hypothetical structure of biological system, general architecture of distributed system for electrical stimulation has been made which is the

main subject of this dissertation. Brain has been mapped to central computer, hypothetical autonomous centers in spinal cord are mapped as network coordinator, and local sensory-motor feedbacks are mapped as peripheral stimulation units. Looking up to biological system, we defined two working modes: motor learning and application of mastered movement. For each mode, activity and information flow between components of all hierarchical levels have been analyzed. Motor learning mode is characterized by large data flow on all levels and high activity of central controller. On the opposite, application of mastered movement has drastically lower data flow and the activity is transferred to peripheral units.

Motor learning mode allows possibility of development of complex algorithms where control and supervision are supervised by powerful central controller (computer) operated by therapist and/or researchers. Decreased activity and data flow during application of learnt movement allow low-consumption working regime and low data flow which makes this system long-lasting and reliable assistance.

Considering today's state-of-the-art in this area, one implementation of general architecture with radio-frequency wireless communication between system components has been proposed. General characteristics regarding hardware and software have been proposed. Wireless communication was developed based on one known standard of wireless communications which has been adapted for this application. New two-hop routing protocol has been created which considers physical characteristics of the system and provides fast and secure data flow. System prototype has been created for verification and testing, using commercially available components. Significant features related to realization of the system which describe current technical situation have been described.

System verification is performed through application for assisting patient with partially impaired motor function has been selected. The goal was to resolve one familiar problem – compensation of involuntary wrist flexion due to muscle stimulation which provides finger flexions. For application of learned movement, the system provides desired function with minimal data flow and central controller activity. Hereby, this application has confirmed hypothesis of this dissertation. Besides stimulation, the sensor subsystem is verified through several applications for objective gait assessment.

**Keywords:** functional electrical stimulation, wireless sensor networks

**Scientific area:** technical sciences, electrical engineering

**Specific scientific area:** electronics

**UDK number:** 621.3

# Sadržaj

Struktura teze.....	1
1 Uvod .....	3
2 Pregled stanja.....	7
2.1 Sistemi za električnu stimulaciju – podela i primena .....	7
2.2 Tipovi i karakteristike stimulacionih signala.....	9
2.3 Senzorske tehnologije u FES sistemima.....	10
2.3.1 Biološka povratna sprega.....	11
2.3.2 Veštačka povratna sprega .....	12
2.4 Algoritmi koji se koriste u FES sistemima.....	14
2.5 Tehnike obrade i procesiranja signala .....	15
2.6 Analiza kašnjenja u FES sistemima.....	16
2.7 Postojeći sistemi za funkcionalnu električnu stimulaciju.....	17
2.7.1 BIONIC GLOVE.....	17
2.7.2 NESS H200.....	18
2.7.3 NESS L300 .....	19
2.7.4 ACTIGAIT .....	20
2.7.5 UnaFet .....	21
2.7.6 ODFS Pace .....	23
2.7.7 Compex3.....	23
2.7.8 MOTIONSTIM 8.....	24
2.7.9 Neurostep.....	25

2.7.10	STIMuSTEP .....	25
2.7.11	PARASTEP .....	26
2.7.12	FREEHAND .....	27
2.7.13	BION .....	28
2.7.14	BION1 Bežično napajani, kontinualno kontrolisani stimulator .....	30
2.7.15	BION2 Bežično napajani mikrostimulator i senzor .....	32
2.7.16	BION3 Punjivi, baterijski napajani programabilni implantibilni stimulator .....	33
2.7.17	BION4 Punjivi, baterijski napajani programabilni implantibilni stimulator sa mogućnošću komunikacije sa ostalim stimulatorima. ....	33
2.8	Analiza stanja i definisanje zahteva za novi distribuirani FES sistem ....	33
2.8.1	Definisanje tehničkih zahteva za FES sistem .....	34
2.8.2	Početne hipoteze .....	35
3	Arhitektura sistema.....	37
3.1	Opšta arhitektura sistema.....	37
3.2	Distribucija protoka i obrade podataka.....	38
3.2.1	Režim motornog učenja.....	39
3.2.2	Režim utvrđene primene.....	40
3.3	Arhitektura sistema bazirana na primeni bežične radio komunikacije....	41
3.3.1	Hardverska struktura periferijske jedinice.....	43
3.3.2	Hardverska struktura koordinatora .....	46
3.3.3	Hardverska struktura centralnog kontrolera .....	46
3.3.4	Programska struktura periferijske jedinice .....	48
3.3.5	Programska struktura koordinatora .....	49
3.3.6	Program centralnog kontrolera .....	50
4	Bežična komunikacija.....	52
4.1	Bežične senzorske mreže nošene na telu .....	52
4.1.1	Fizički sloj .....	53
4.1.2	Sloj pristupa medijumu.....	54
4.1.3	Standardi bežične komunikacije.....	58
4.1.4	Protokoli rutiranja.....	60

4.2	Rutiranje u dva skoka .....	62
4.3	Protokol rutiranja zasnovan na zahtevu za ponavljanje.....	64
4.4	Određivanje optimalne putanje.....	67
4.4.1	Rutiranje zasnovano na koordinatorskom linku .....	68
4.4.2	Rutiranje zasnovano na dinamičkim karakteristikama svih linkova ... .....	69
4.5	Testiranje bežične komunikacije .....	70
5	Realizacija .....	76
5.1	Prototip sistema .....	76
5.2	Bežična komunikacija.....	77
5.3	Programska struktura .....	78
5.3.1	Program periferijske jedinice.....	78
5.3.2	Program koordinatora .....	82
5.3.3	Program na računaru.....	84
6	Primena.....	86
6.1	Funkcionalno testiranje sistema.....	86
6.1.1	Sistem u režimu motornog učenja .....	86
6.1.2	Sistem u režimu utvrđene primene .....	88
6.2	Primena senzorskog podsistema.....	90
7	Zaključak i predlog za buduća istraživanja .....	91
7.1	Doprinos disertacije .....	94
7.2	Perspektive i buduća istraživanja .....	95
8	Reference .....	97
	Dodatak A – detalji hardverske realizacije prototipa .....	112
	Mikrokontroler CC2430 .....	114
	Izlazni RF pojačavač CC2591 .....	119
	Kontrola napajanja i punjenja baterije.....	120
	Integrirani inercijalni senzori .....	120
	Interfejsi prema spoljašnjim sensorima.....	122
	Generator visokog napona.....	122
	Izlazni stepen .....	123

Povezivanje na USB magistralu .....	124
Antene.....	125
Dodatak B – testiranje električnih karakteristika prototipa.....	127
Biografija autora.....	129

# Struktura teze

Doktorska disertacija sadrži sedam poglavlja i dva priloga.

U uvodnom poglavlju date su osnovne informacije o električnoj stimulaciji i njenom istorijskom razvoju. Kritičkim osvrtom na sadašnje stanje ukazano je na potrebu usvajanja novih strategija upravljanja. Uvođenjem pojma biomimetičkog preslikavanja predstavljena je ideja na kojoj se zasniva arhitektura koja je predmet ove teze.

U drugom poglavlju je dat pregled senzorskih, stimuracionih i kontrolnih tehnologija koje se koriste u sistemima za električnu stimulaciju. Analizirana je upotreba zatvorene povratne sprege kroz korišćenje različitih senzorskih sistema. Kroz analizu kašnjenja koje poseduju biološki sistemi zatvorene sprege definisani su minimalni vremenski zahtevi za sistem električne stimulacije. Opisane su tehničke karakteristike stimulatora sa stanovišta osnovnih tipova stimulacije, karakteristika stimuracionih signala i načina generisanja sekvenci stimulacije. Analizirani su kontrolni algoritmi koji su danas prihvaćeni i data je procena koje tehnologije će postati dominantne u budućnosti. Dat je pregled postojećih centralizovanih i distribuiranih sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju koji se koriste u komercijalnim i istraživačkim aplikacijama. Za svako rešenje su opisane osnovne karakteristike i dat je osvrt na korišćenje senzorskih tehnologija. Na kraju ovog pregleda rezimirano je postojeće stanje i definisani su opšti tehnički zahtevi koje jedna funkcionalna arhitektura za električnu stimulaciju treba da zadovolji.

Na osnovu analize i zaključaka iz prethodnog poglavlja u trećem poglavlju je predstavljena opšta arhitektura novog predloženog distribuiranog sistema. Primenom biomimetičkog principa preslikane su osnovne komponente biološkog sistema na



komponente sistema za električnu stimulaciju. Definisana su dva režima rada sistema, režim motornog učenja i režim utvrđene primene. Za svaki od njih analizirani su protok podataka i kompleksnost algoritma na svakom hijerarhijskom nivou. Uzimajući u obzir sadašnje stanje tehnike predložena je jedna implementacija opšte arhitekture u kojoj se komunikacija između komponenti sistema odvija bežičnim radio putem. Predstavljene su opšte karakteristike sistema sa stanovišta hardvera i softvera.

U četvrtom poglavlju je dat pregled postojećih tehnologija bežičnog prenosa koje se koriste u biomedicinskim aplikacijama. U nastavku je predstavljen originalni protokol bežične komunikacije zasnovan na rutiranju u dva skoka. Uz protokol je data i metodologija različitih načina određivanja optimalne putanje. Na kraju poglavlja dati su rezultati testiranja razvijenog protokola.

U petom poglavlju je prikazana jedna realizacija arhitekture bazirane na bežičnoj radio komunikaciji. Opisana je implementacija predloženog protokola na bazi jednog poznatog standarda bežične komunikacije. Predstavljena je realizacije softvera na hardverskim modulima sistema i na računaru.

Primena realizovanog sistema je prikazana u šestom poglavlju. Rezultati kliničke evaluacije kompletnog sistema za električnu stimulaciju su prikazani preko poznatog problema kontrole hvata kod osoba sa oštećenom funkcijom voljnog pokreta ruke usled moždanog udara. Upotreba senzorskog podsistema za potrebe objektivne analize pokreta je rezultovala kroz nekoliko publikacija ukratko opisanih u ovom poglavlju.

U sedmom poglavlju su data zaključna razmatranja i smernice za buduća istraživanja.

U priložima su opisani detalji tehničke realizacije prototipa sistema i rezultati merenja osnovnih tehničkih karakteristika.

# 1 Uvod

Električna stimulacija može da se definiše kao korišćenje naponskih tj. strujnih impulsa u cilju provođenja kontrakcija mišića. Posledica toga je restauracija funkcionalnog kretanja kod osoba sa paralizovanim ili oštećenim nervno-mišićnim sistemom [1]. Stimulacija se uglavnom koristi za pobuđivanje glavnih motornih nervnih vlakana preko kojih se vrši pojačavanje i dalja distribucija signala prema perifernim neuronima povezanim sa mišićnim vlaknima, što izaziva željene kontrakcije. Ako pak motorna vlakna nisu očuvana, moguće je vršiti i stimulaciju samih mišićnih vlakana, ali to zahteva upotrebu mnogo intenzivnijih naponsko-strujnih impulsa.

Počeci primene funkcionalne električne stimulacije sežu u šezdesete godine dvadesetog veka, kada su Liberson i saradnici [2], projektovali i proizveli prvi upotrebljiv električni stimulator. Namena stimulatora je bila korekcija poremećaja padajućeg stopala. Ubrzo nakon tog pionirskog rada pojavio se talas ideja za upotrebu električne stimulacije i 1980 godine Kralj i saradnici [3] su uspeali da kod pacijenta sa paraplegijom proizvedu funkcionalne pokrete koji su rezultovali sa nekoliko samostalnih koraka. Predstojeće godine i decenije su obeležene velikim napretkom na polju analogne i digitalne elektronike, senzorskih tehnologija i metoda obrade signala. Iako je delovalo izvesno da će u skoroj budućnosti tehnologija omogućiti paralizovanim ljudima da ponovo hodaju, ni danas, pola veka kasnije, to nije dostignuto na zadovoljavajući način. Praktično jedina aplikacija koja je naišla na opšte prihvatanje je upotreba stimulacije za korekciju padajućeg stopala, zato što je jednostavna, praktična i pouzdana.

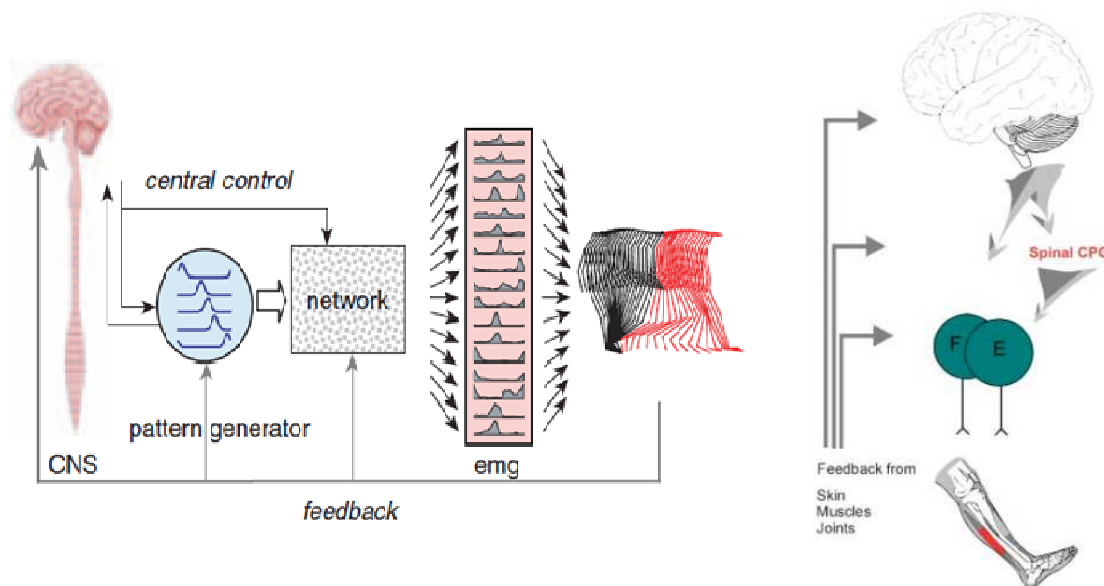
Današnji sistemi za električnu stimulaciju su po pravilu centralizovani. Kontrolni algoritam se izvršava u jednom računarskom sklopu do koga vode informacije od svih senzora i iz koga se šalju pobude na sve stimulative elektrode. Neki sistemi se odlikuju naprednim senzorskim tehnologijama, drugi se odlikuju velikim brojem nezavisnih stimulative kanala. Moćni računarski resursi obezbeđuju centralizovano izvršavanje komplikovanih algoritama baziranih na neuralnim mrežama, veštačkoj inteligenciji i sličnim naprednim tehnologijama. Transportna kašnjenja u prenosu informacija su reda mikrosekundi tj. praktično su zanemarljiva.

Mozak, kao centralni organ nervnog sistema je sposoban da preko mreže senzorskih nerava percipira milione fundamentalnih čulnih informacija kao što su vid, dodir, temperatura i slično. Biološkom obradom tj. integracijom tih informacija na nama još uvek nepoznat način, formiraju se kompleksni osećaji pokreta i položaja delova tela u prostoru. Voljno upravljanje pokretima obezbeđeno je mrežom motornih nerava, koji sežu do mnoštva mišićnih vlakana raspoređenih po telu. Transportna kašnjenja senzornih i motornih informacija kroz nervni sistem su reda veličine nekoliko desetina milisekundi, tj. nekoliko redova veličine veća od kašnjenja u sistemima za električnu stimulaciju.

Efikasnost prirodnog nervnog sistema u poređenju sa današnjim sistemima za električnu stimulaciju je paradoksalno velika. I pod pretpostavkom da je mozak nebrojeno puta moćniji u procesiranju signala, neverovatno je da sistem miliona senzora i aktuatora, čije se informacije veoma sporo prenose, funkcioniše nepogrešivo. Voljni pokreti su graciozni i spretni. Precizna analiza hoda, na primer, pokazuje da je tokom hoda stopalo odignuto samo 10 do 20mm iznad podloge i da vertikalna pozicija stopala od koraka do koraka varira manje od 4mm. Ovo je neverovatna preciznost s obzirom na to da je pozicija stopala tokom zamaha određena radom 5 nezavisnih zglobova i da je petnaest mišića zaduženo samo za pokrete kolena [4].

Nova filozofija u razumevanju funkcionisanja mehanizma kretanja počiva na ideji hijerarhijski kontrolisane distribuiranosti u nervnom sistemu, u kome pored centralnog postoji i mnoštvo lokalno generisanih kontrolnih mehanizama. Poznata je činjenica da je za hod i njegovu ritmičnost zaslužan centralni generator ritma koji se ne nalazi u mozgu već u kičmenoj moždini [5]. Iz tog razloga se čovek spretno kreće i kada ne razmišlja o samom kretanju. Neočekivani poremećaj, kao što je na primer promena visine stepenika

ili udubljenje na ravnoj podlozi može da naruši hod i izbaciti ga iz ritma, ali prebacivanje kontrole iz podsvesne ritmične na svesnu moždanu uspešno može da povрати stabilnost. Na mehanizam hoda utiče povratna sprega sa samih mišića, kože i zglobova, koja se vraća i na odlučivanje u kičmenoj moždini i u samom moždanom motornom korteksu.



**Slika 1.1 – Mehanizam i kontrola hoda. Nekoliko kontrolnih sistema na različitim nivoima nervnog sistema doprinose ovoj kontroli: silazna motorna kontrola iz motornog korteksa, mreža generatora ritma u kičmenoj moždini (*central pattern generator*) i senzorna povratna sprega za kontrolu hoda na nivou samih ekstremiteta (sa zglobova, mišića i kože). Desni deo slike preuzet iz [4], levi deo slike preuzet iz [5].**

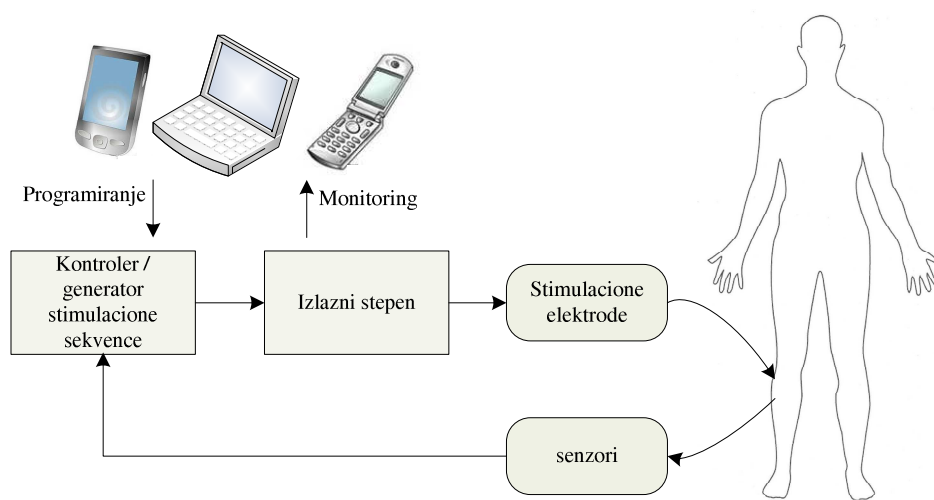
Vođena ovom filozofijom, u ovoj disertaciji će biti predstavljena nova arhitektura distribuiranog sistema za električnu stimulaciju, koja je nastala biomimetičkim preslikavanjem prirodnog sistema. Tri nivoa povratne sprege iz prirodnog sistema se implementiraju kroz tri vrste aktivnih komponenti u distribuiranom sistemu. Uloga mozga, u kome se zatvaraju povratne sprege najvišeg nivoa, dodeljena je centralnom kontroleru. Mozak u prirodnom sistemu zadaje globalnu strategiju upravljanja i odgovoran je za motorno učenje. Kičmena moždina u prirodnom sistemu ostvaruje vezu između mozga i perifernog nervnog sistema, obezbeđuje neke autonomne mehanizme i povratne sprege srednjeg nivoa i preslikana je na koordinator. Periferni senzorno-motorni sistem, koga čine sklopovi čula, mišića i zglobova, obezbeđuje povratne sprege nižeg nivoa i preslikan je na skup periferijskih jedinica sa senzorskim i/ili stimulatorskim funkcijama.

Ideja distribuiranog upravljanja u sistemima za električnu stimulaciju nije nova i upravo dolazi iz pokušaja imitiranja prirodnog sistema. Biomimetički princip upravljanja u električnoj stimulaciji su usvojili i tvorci BION tehnologije, praktično jedinog pravog distribuiranog sistema za električnu stimulaciju [6]. Prva verzija BION sistema se zasnivala na implantima koji su bili dovoljno malih dimenzija da mogu ambulantno da se ugrađuju u mišiće. Kako je vreme prolazilo i sami kreatori BION-a su shvatali da nije dovoljno da implantu budu samo pasivni stimulatori, već je potrebno da dobiju i senzorsku i kontrolnu ulogu. To je dovelo do povećanih zahteva za lokalnim napajanjem, što je rezultovalo znatno većim dimenzijama implanata, koji su onda postali komplikovani za ugradnju. BION se razvijao od starta kao implantibilni sistem i kao takav je za sada sam sebi zatvorio put.

## 2 Pregled stanja

### 2.1 Sistemi za električnu stimulaciju – podela i primena

Opšta blok šema centralizovanog sistema za električnu stimulaciju prikazana je na slici 2.1. Dovođenje stimulacionih impulsa do nervnih ili motornih vlakana obezbeđeno je stimulacionim elektrodama. Generisanje strujnih ili naponskih električnih impulsa povereno je izlaznom stepenu. Oblikovanje i vremensko definisanje pobude izlaznog stepena obezbeđuje kontroler stimulatora. U opštem slučaju upravljanje se realizuje u zatvorenoj sprezi koja je obezbeđena sensorima. Sistem za stimulaciju može da ima stalnu ili povremenu vezu sa računarom ili nekim drugim uređajem sa korisničkim interfejsom, preko koje se vrši upravljanje, programiranje ili nadzor rada sistema.



Slika 2.1 – Opšta šema centralizovanog sistema za električnu stimulaciju.

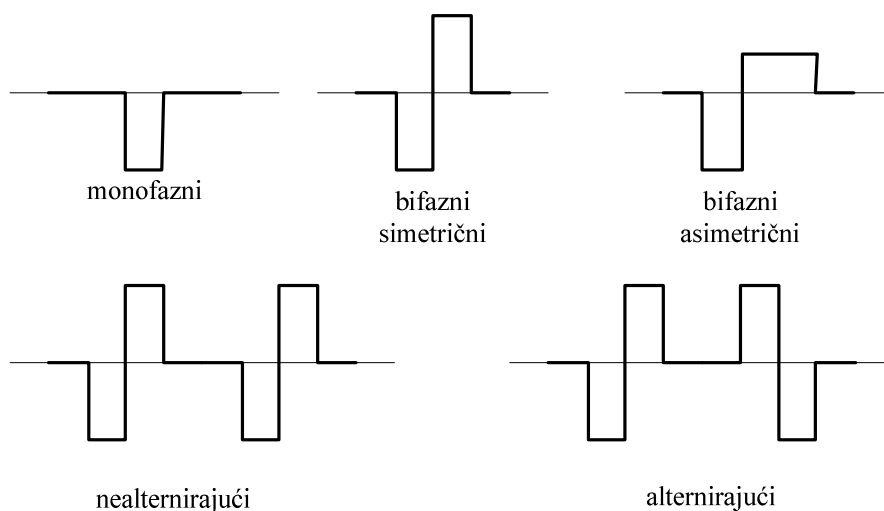
Sistemi za električnu stimulaciju se dele prema nameni i konfiguraciji. Ako se koriste za vraćanje kompletne ili delimične funkcionalnosti određenih delova mišićno-skeletnog sistema onda se govori o funkcionalnoj električnoj stimulaciji (FES – *Functional Electrical Stimulation*). Ako se električna stimulacija upotrebljava u ambulantsnim uslovima u cilju poboljšanja stanja u toku oporavka govori se o terapijskoj električnoj stimulaciji (TES -*Therapeutic Electrical Stimulation*).

Po konfiguraciji se sistemi električne stimulacije dele na sisteme za površinsku stimulaciju (*Surface Electrical Stimulation*) i implantibilni sisteme za stimulaciju (*Implantible Electrical Stimulation*). Kod sistema za površinsku električnu stimulaciju elektrode se nalaze na površini kože, a stimulator je nošen na telu ili je fiksiran ambulantsni uređaj. Kod implantibilnih sistema i stimulator i elektrode se nalaze u telu. Površinske elektrode se postavljaju iznad mišića ili mesta gde se blizu površine nalazi periferni motorni nerv. Implantirane elektrode mogu da se postavljaju direktno u mišić (epimezijane), u nerv (epineuralne) ili oko nerva (*cuff* elektrode) [3, 7]. Postoji i treći, kombinovani sistem (*percutaneous stimulation*), koji podrazumeva postavljanje elektroda neposredno ispod kože a u blizini motorne tačke mišića. Prednost sistema za površinsku stimulaciju je neinvazivnost metode, jer postavljanje ne zahteva hirurške zahvate. Mane su iritacija kože i mehaničke poteškoće postavljanja elektroda i celog sistema koji po pravilu poseduje mnoštvo provodnika. Površinskom stimulacijom se teže dopire do mišića koji su duboku u telu, kao što je na primer mišić koji pomera kuk (*hip flexor*), a koji je veoma značajan za proces hodanja [8]. Implantibilni sistemi kao glavnu prednost imaju bolju selektivnost [9], ali mana je to što se zahteva klinička ugradnja i sofisticirano podešavanje [10]. Što se tiče krajnjeg efekta korišćenja, pokazuje se da je za terapijske potrebe pogodnija površinska stimulacija [11], dok su implantibilni sistemi pogodniji za sisteme jednostavne funkcionalne korekcije, kao što je padajuće stopalo. Funkcionalna električna terapija (FET - *Functional Electrical Therapy*), primenjena kod akutnih i hroničnih poremećaja rezultovanih moždanim udarom [12, 13], pomaže pri vraćanju funkcije. Efikasno programirana dugotrajna terapija može da dovede do treniranja moždanih struktura i uspostavljanja novih veza koje vode ka bržem oporavku [14]. Električna stimulacija primenjena u terapiji hoda pokazuje dobre rezultate [15, 16]. Ipak, pokazalo se da je konfiguracija sistema čija je glavna karakteristika mnoštvo provodnika nepraktična za korišćenje. Osim toga,

namenski stimulatori koji su pravljani da budu mali, prenosni i jednostavni, ne obezbeđuju fleksibilnost u podešavanju projektovanih algoritama i ne daju podršku za praćenje i snimanje objektivnih senzorskih merenja u toku eksperimenta ili terapije.

## 2.2 Tipovi i karakteristike stimulacionih signala

U većini današnjih FES sistema stimulacija se izvodi slanjem povorke pravougaonih strujnih impulsa. Prema obliku impulsa stimulacioni talasni oblici mogu da se podele na monofazne i bifazne, pri čemu bifazni mogu da budu simetrični ili asimetrični, slika 2.2. Osnovna prednost bifaznih impulsa je dvosmerni protok naelektrisanja, koji sprečava nagomilavanje slobodnih jona na mestima kontakta elektrode sa kožom. Napredniji stimulatori mogu da generišu simetrične talasne oblike koji menjaju fazu i na taj način se dobija posebno dobra kompenzacija.

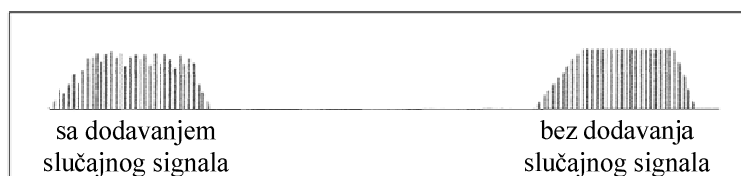


**Slika 2.2 – Karakteristični oblici stimulacionih impulsa koji se koriste u električnoj stimulaciji.**

Osnovni parametri stimulacionog impulsa su amplituda i širina. Frekvencija ponavljanja stimulacionih impulsa direktno se odražava na kvalitet i snagu mišićnog odziva ali i na zamor, posebno kod dužih stimulacija [17]. Dok se u terapijskim aplikacijama redukcije spazma i relaksacije mišića koriste povorke veoma niskih učestanosti reda veličine 2Hz, za standardne neuromuskularne stimulacije koriste se učestanosti od 10Hz do 50Hz. U slučajevima kada je potrebno generisati snažne i brze odzive koriste se stimulacije sa učestanostima i do 120Hz. Neka istraživanja su pokazala da je optimalna učestanost funkcionalne stimulacije za gornje ekstremitete od 12Hz do 16Hz, dok je za donje ekstremitete od 18Hz do 25Hz [18].



Amplituda i širina stimulacionog impulsa su u direktnoj relaciji sa količinom naelektrisanja koja je potrebna da bi se proizveo željeni odziv. Amplitude se kreću u opsegu od nekoliko mA za male mišiće do preko 100mA za velike mišiće. Širina impulsa se kreće u opsegu 20 $\mu$ s do 1000 $\mu$ s. Amplituda stimulacionih impulsa se može povećavati na račun smanjivanja širine impulsa i obrnuto, ali postoje minimalne granice i za jedan i za drugi parametar koje su neophodne da bi se proizveo akcioni potencijal i mišićni odziv. Kvalitetna stimulacija podrazumeva i mogućnost modulacije frekvencije, amplitude i širine impulsa određenim modulacionim funkcijama. U jednostavnijim aplikacijama koristi se modulacija amplitude trapezoidalnom funkcijom koja je definisana vremenima uspona i opadanja. Napredniji sistemi imaju mogućnost generisanja kompleksnijih oblika modulacije i dodavanje pseudoslučajnih oscilacija parametara oko nominalne vrednosti, kao što je prikazano na slici 2.3 [19]. Pokazano je da se u nekim aplikacijama na taj način postiže manji zamor mišića.



**Slika 2.3 – Primena kompleksnih modulacionih funkcija u modifikaciji oblika stimulacione sekvence.**

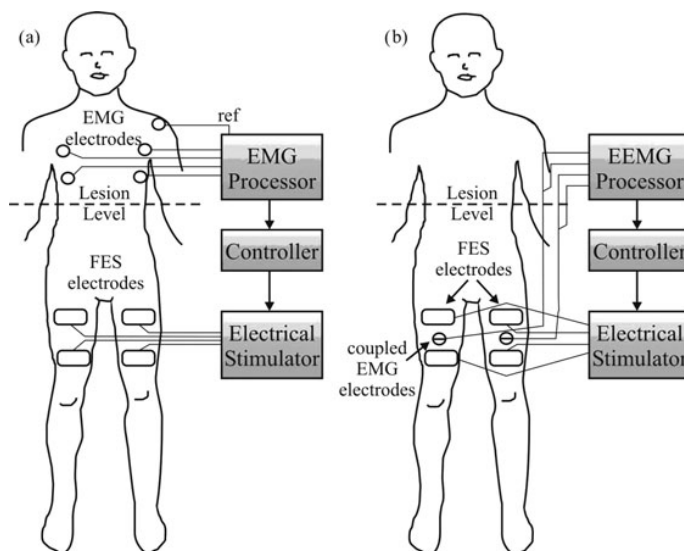
## 2.3 Senzorske tehnologije u FES sistemima

U početnim danima razvoja funkcionalne električne stimulacije strategije upravljanja u otvorenoj sprezi su bile dominantne [20]. Tadašnji stimulatori su imali malu procesorsku moć i bili su teški za programiranje i praćenje rada algoritma. Sa razvojem tehnologije i evolucijom senzorskih sistema upravljanje u zatvorenoj sprezi postaje dominantno. Zatvaranje povratne sprege u sistemu za FES je moguće ostvariti biološkim ili veštačkim putem [21]. U prvom slučaju se kao izvor kontrolnih signala koriste razne vrste biopotencijala koji se adekvatnim merenjem i daljom obradom mogu iskoristiti za zatvaranje povratne sprege. U drugom slučaju se koriste razne vrste električnih, elektromehaničkih i drugih veštačkih senzora.

### 2.3.1 Biološka povratna sprega

Od bioloških senzorskih tehnologija najčešće korišćene su Elektromiogram (EMG) kojim se meri aktivnost mišića, Elektroencefalogram (EEG) kojim se meri moždana aktivnost i Elektroneurogram (ENG) kojim se meri aktivnost perifernih nerava [22, 23].

EMG može da se koristi ili kao okidni ulaz za zadavanje sekvence stimulacije, ili kao kontrolna veličina u modulu za merenje zamora mišića (Slika 2.4). U prvom slučaju merenje može da se obavlja i u zoni ispod nekompletne lezije, ili u zoni iznad kompletne lezije ukoliko postoje mišići čije je voljno pokretanje moguće ostvariti. U drugom slučaju meri se takozvani električno evocirani EMG (EEMG) pomoću kojeg se praćenjem indukovanih oblika M-talasa može proceniti zamor mišića koji se stimulišu. Prednost EMG merenja je u tome što je to neinvazivna metoda i što se relativno lako vrši merenje. Jedna od mana EMG merenja je korišćenje elektroda različitih od stimulaacionih. Druga mana je nemogućnost merenja u toku same stimulacije, zato što stimulaicioni impulsi velikih amplituda potpuno maskiraju merenja EMG signala.



**Slika 2.4 – Upotreba EMG-a u električnoj stimulaciji: a) voljna kontrola stimulacije, b) merenje zamora mišića. Preuzeto iz [21].**

Upotreba izmerenih biopotencijala, prvenstveno elektromiograma, u naprednim kontrolama električne stimulacije je predmet novijih istraživanja [24, 25]. Za sada se još uvek kao značajan problem javljaju zašumljenost signala i zasićenje ulaza osetljivih EMG pojačavača koji se javljaju tokom stimulacije. EMG signali se prostiru u opsegu

od nekoliko Hz do nekoliko kHz i po prirodi su naizmjenični. Istraživanja pokazuju da se značajna informacija krije u obavijesti signala, a ne u samom signalu, što ide na ruku ideji o potrebi lokalnog procesiranja signala.

Merenje EEG signala je tehnološki znatno komplikovanije jer su amplitude tih signala za dva reda veličine manje nego amplitude EMG signala. Propusni opseg EEG signala je znatno širi, a sami postupci izdvajanja značajnih informacija iz EEG signala su nedovoljno istraženi i razvijeni. Aparatura za kvalitetno snimanje EEG signala je komplikovana i stacionarna, što ograničava današnju primenu EEG-a u kontroli FES-a samo na laboratorijske postavke [26]. Bolji rezultati mogu da se postignu invazivnim metodama koje podrazumevaju implantaciju EEG elektroda direktno u moždanu koru.

Merenje ENG signala je po pravilu invazivna tehnologija, jer zahteva implantaciju *cuff* elektroda oko samog senzornog nerva. Ipak, metoda je i pored invazivnosti prihvaćena. Danas postoje i komercijalni sistemi koji ovakva merenja koriste za kontrolu FES-a, kao što je na primer Neurostep [27]. Pokazano je da se merenjem nervne aktivnosti sa velikom pouzdanošću mogu prepoznati karakteristični događaji kao što su kontakt pete sa podlogom i odizanje palca od podloge tokom sekvence hodanja [28].

### **2.3.2 Veštačka povratna sprega**

U prvim danima razvoja sistema za FES kontrola u povratnoj sprezi podrazumevala je korišćenje senzorskih sistema koji će direktno, precizno i pravovremeno dati podatke o prostorno-vremenskom položaju ekstremiteta. Prvi takvi senzorski sistemi su se zasnivali na potenciometrima, koji su posebnim mehaničkim sklopovima postavljani na zglobove [29]. Kasnije su se pojavili fleksibilniji elektrogoniometri [30], koji se odlikuju tačnošću i jednostavnim interfejsom prema upravljačkom sistemu, ali mana su im velika osetljivost na mehanička naprezanja. Glavna prednost potenciometara i elektrogoniometara je što direktno očitavaju uglove i ne zahtevaju komplikovanu dodatnu obradu. Za potrebe prepoznavanja kontakta ekstremiteta sa podlogom ili objektima korišćene su razne vrste piezoelektričnih, otpornih ili kapacitivnih senzora [31]. Često korišćeni su fleksibilni otporni senzori sile (FSR - *Force Sensing Resistor*) [31, 32], čija je otpornost proporcionalna pritisku i očitavaju se korišćenjem jednostavnih elektronskih sklopova. Iako mere silu u širokom

opsegu, nisu precizni i imaju histerezis. Uglavnom se koriste u funkciji prekidača, tako što se povezuju na komparatore sa podesivim pragom. Domen praktične upotrebe im je ograničen na prepoznavanje kontakta stopala sa podlogom i često se u vidu mreže senzora integrišu unutar uloška za obuću [33].

U novije vreme najveća pažnja se poklanja inercijalnim sensorima zasnovanim na MEMS (*Microelectromechanical Systems*) tehnologiji. To su minijaturne elektromehaničke naprave sposobne da mere kinematičke veličine [34-44]. Danas su dostupni analogni i digitalni senzori ubrzanja (akcelerometri) i senzori ugaone brzine (žiroskopi). Osnovne prednosti ovih senzora su minijaturne dimenzije, prilagođenost povezivanju na namenske računarske sisteme i mala potrošnja. Generalni nedostatak korišćenja inercijalnih senzora proizilazi iz činjenice da se upravljanja u funkcionalnoj električnoj stimulaciji uglavnom vrše u prostoru uglova. Uglovi se dobijaju iz senzorskih signala nakon numeričkih integracija. Šum i srednja vrednost merenja koji postoji kod oba tipa senzora se nakon integracije manifestuje kao drift ugaone brzine ili uglova. Sa druge strane, statički uglovi mogu precizno da se određuju na osnovu projekcije gravitacionog polja izmerenog akcelerometrima, ali to ne važi u slučaju kada postoji bilo kakvo dodatno kretanje. Postoji dosta algoritama koji predlažu načine kombinovanja ova dva tipa senzora u cilju eliminacije drifta i preciznog određivanja apsolutnih i relativnih uglova. Po pravilu, u kompleksnijim sistemima sa njima se kombinuju senzori orijentacije magnetnog polja (magnetometri) i senzori apsolutne visinske pozicije zasnovani na merenju vazdušnog pritisku (barometarski senzori) [45, 46].

Ultrazvučni senzori su odavno poznati ali nisu bili značajnije korišćeni u FES aplikacijama. Kao individualni senzori mogu da se koriste za merenje nekih parametara hoda, kao što je na primer dužina koraka. Postoje kompleksni ultrazvučni senzorski sistemi koji su za sada laboratorijskog tipa i vezani su za pokretne trake (*Treadmill*) [47] i zato mogu biti korišćeni samo u terapijskim aplikacijama.

Sistemi kamera (*Camera Systems*) se koriste za potrebe analize kretanja i po pravilu su vezani za laboratorijske uslove. Veoma su precizni i daju mogućnost analize kretanja u realnom vremenu. Ograničenost na laboratorijske uslove ih takođe ograničava na terapijske primene [48].

## 2.4 Algoritmi koji se koriste u FES sistemima

Do skoro je upravljanje u otvorenoj sprezi bilo dominantno u FES aplikacijama. U takvim sistemima ne postoje senzori kojima se zatvara povratna spreza i samim tim je sistem za stimulaciju jednostavan i sastoji se samo od stimulatora i pripadajućih provodnika i elektroda. Sistemi su jednostavni za postavljanje i realizaciju i najčešće se stimulative sekvence startuju pritiskom na tastere [49]. Glavni nedostatak je komplikovana procedura podešavanja parametara sistema konkretnom subjektu i neophodnost da se usled promenljivosti mišićno-skeletnih karakteristika ljudskog tela sistem redovno iznova kalibriše. Mnogi sistemi u otvorenoj sprezi, naročito oni koji obezbeđuju hodanje, rade na principu fiksno podešenih konačnih mašina stanja. U njima se ciklično ponavljaju programirane sekvence i stabilni su uz pretpostavku da telo sledi komande koje zadaje stimulacija. U slučaju bilo kakvog neplaniranog ispadanja iz sekvence, sistem postaje nestabilan i javlja se mogućnost pada, što predstavlja veliki problem.

Algoritmi upravljanja sa povratnom su se u početku zasnivali na upotrebi linearnih kontrolera i to uglavnom PID regulatora [50, 51]. Razlog za njihovu popularnost je proisticao iz mogućnosti realizacije takvih kontrolera korišćenjem analognih aktivnih i pasivnih komponenti (operacioni pojačavači, otpornici, kondenzatori itd.). Ubrzo se ispostavilo da nelinearan sistem, kakav jeste ljudsko telo, teško prihvata linearna upravljanja pa se prešlo na kombinacije nelinearnih kompenzatora, koji se koriste za upravljanje u otvorenoj sprezi i standardnih linearnih PID regulatora. Osnovni nedostatak linearnih algoritama upravljanja je osetljivost na promene parametara regulatora, relativno komplikovane procedure podešavanja parametara i ograničena stabilnost.

Upotreba konačne mašine stanja u FES aplikacijama postala je aktuelna osamdesetih godina prošlog veka. Mašine stanja se odlikuju jednostavnošću i stabilnošću i naročito su pogodne za pokrete koji su po prirodi stvari ciklični i ponavljaju se po nekom obrascu. Stanja su jasno definisana po pitanju izlaza, koji se ogledaju u stepenu i obliku stimulacije, kao i minimalnom i maksimalnom trajanju stanja. Uslovi za prelazak iz jednog u drugo stanje su takođe jasno definisani. S obzirom da se uslovi prelazaka iz jednog u drugo stanje često nazivaju pravilima, ovakve

realizacije se obično nazivaju zajedničkim imenom kontrola na bazi pravila (*Rule Based Control*) [30, 52, 53].

Veliki uspeh je prognozirano kontrolerima baziranim na primeni neuralnih mreža, čiji rad je upravo inspirisan biološkim nervnim sistemom. U poslednjih trideset godina pojavilo se mnoštvo realizacija tog tipa [54-59]. Prednost neuralnih mreža je što imaju sposobnost učenja, tj. prilagođavanja svojih parametara novonastalim okolnostima. Nedostatak je relativna složenost implementacije i u mnogim slučajevima neprihvatljivo dugačko vreme prilagođavanja tj. učenja mreže.

Opšti je zaključak da svi tipovi algoritama imaju svoje mane i prednosti i ni za jedan od njih se ne može prognozirati da će u budućnosti postati dominantan. Istraživanja ukazuju da najverovatnije kombinacija više različitih kontrolera može da donese najbolje rezultate [60].

## **2.5 Tehnike obrade i procesiranja signala**

U zavisnosti od kontrolnog algoritma i vrste senzora koji se koriste kao povratna sprega, u FES sistemima su susreću različite tehnike obrade i procesiranja signala. Jednostavnije obrade se svode na obradu trenutnih vrednosti senzorskih signala u vidu osnovnih matematičkih operacija sabiranja, oduzimanja, množenja ili deljenja, kao i operacije poređenja sa pragovima i razne vrste nelinearnih preslikavanja korišćenjem *look-up* tabela. Naprednije obrade, kao što su diferenciranje ili integracija, prisutne već u najosnovnijim implementacijama linearnih regulatora, zahtevaju postojanje precizne vremenske baze koja određuje učestanost odabiranja, kao i pamćenje vrednosti senzorskih signala u prethodnim trenucima odabiranja. Većina senzorskih signala zahteva određenu obradu pre samog korišćenja u algoritmu stimulacije, koja se u najvećem broju slučajeva ogleda u nekom vidu digitalnog filtriranja. Takve operacije zahtevaju pamćenje predistorije signala u redovima za kašnjenje. U slučaju korišćenja IIR filtara, koji su relativno niskog reda, kašnjenja obično iznose nekoliko perioda odabiranja, dok kod implementacije FIR filtara mogu da budu znatno duža, tj. i po nekoliko desetina perioda odabiranja. Napredni algoritmi, kao što su razne implementacije zasnovane na neuralnim mrežama ili algoritmi prepoznavanja oblika signala, takođe zahtevaju operacije nad sekvencama većih dužina koje treba da budu zapamćene u redovima za kašnjenje. U algoritmima koji se oslanjaju na upotrebu

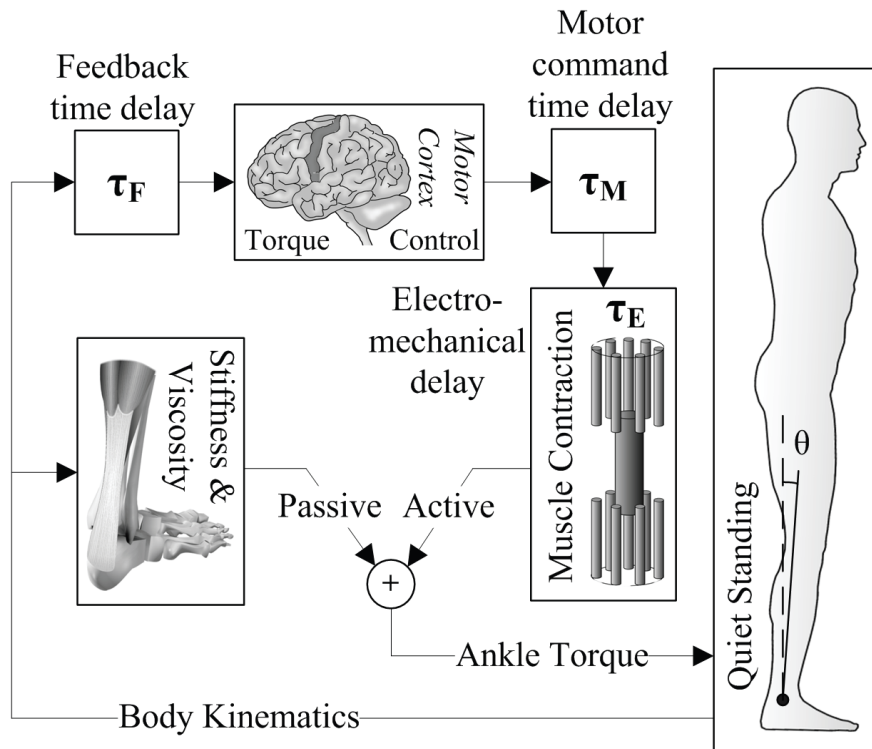
inercijalnih senzora, često se glavni algoritam stimulacije zasniva na apsolutnim ili relativnim uglovima između delova tela. Uglovi se dobijaju različitim algoritmima određivanja orijentacije i pozicije koji se zasnivaju na matričnim i trigonometrijskim operacijama [61-63]. Neki od algoritama koriste kombinaciju akcelometara i žiroskopa za dobijanje apsolutne orijentacije [64-67]. Određen broj algoritama se zasniva na pametnom procesiranju signala sa jednog tipa senzora uzimajući u obzir prirodu pokreta [68]. U višesenzorskim sistemima u za praćenje hoda, kombinovanjem informacija sa više različitih senzora postavljenih na različite delove tela, matematičkom optimizacijom se dobijaju precizne procene kinematičkih veličina [69].

## 2.6 Analiza kašnjenja u FES sistemima

Prirodni mehanizam kontrole pokreta uključuje povratnu spregu. U modelu povratne sprege senzorno-motornog sistema (Slika 2.5) mogu se modelovati tri kašnjenja koja utiču na ponašanje i odziv sistema: 1) kašnjenje povratne sprege  $\tau_F$  koje se javlja kao posledica transporta informacije od perifernog senzorno-motornog sistema ekstremiteta čije se upravljanje obezbeđuje, 2) kašnjenje motorne komande  $\tau_E$  koje u sebi sadrži vremena procesiranja signala u centralnom nervnom sistemu i prenosa informacije od centralnog sistema preko motornog nerva do mišića i 3) elektromehaničko kašnjenje  $\tau_M$  koje predstavlja vreme od trenutka kada se pojavi nervni impuls u mišiću do momenta kada dođe do pojave sile u njemu [70, 71]. U literaturi je pokazano da se kašnjenja senzorskih informacija kreću u opsegu od  $\tau_{Fmin}=30ms$  za gornje ekstremitete do  $\tau_{Fmax}=70ms$  za donje ekstremitete [72]. Kašnjenje procesne i motorne informacije kod mišića ruke iznosi  $\tau_E=16ms$  [73], dok je kod donjih ekstremiteta neznatno duže. U literaturi ne postoji konsenzus oko toga koliko je elektromehaničko kašnjenje  $\tau_M$ , ali je pokazano da može da bude veoma veliko (i do 150ms) i zavisi od stanja nervno-mišićnog sistema ekstremiteta. Sistem za funkcionalnu električnu stimulaciju treba da zameni senzorno-procesni deo biološkog sistema i da što bolje oponaša biološki mehanizam kontrole. To podrazumeva da kašnjenja u FES sistemu budu manja ili jednaka kašnjenjima u prirodnom sistemu. Da bi to bilo ostvareno potrebno je da transportna i procesna kašnjenja FES sistema budu manja ili jednaka kašnjenjima prirodnog sistema, što se izražava relacijom:

$$\tau_{FES} \leq \tau_F + \tau_E. \quad (1)$$

Kod gornjih ekstremiteta koji imaju kraće nervne putanje to vreme iznosi  $\tau_{FESmin}=46\text{ms}$ , dok je kod donjih ekstremiteta nešto duže i iznosi  $\tau_{FESmax}=86\text{ms}$ . Motorno kašnjenje se ne uzima u obzir jer ono postoji u oba sistema.



Slika 2.5 – Model kašnjenja u biološkom nervno-mišićnom sistemu. Preuzeto iz [70].

## 2.7 Postojeći sistemi za funkcionalnu električnu stimulaciju

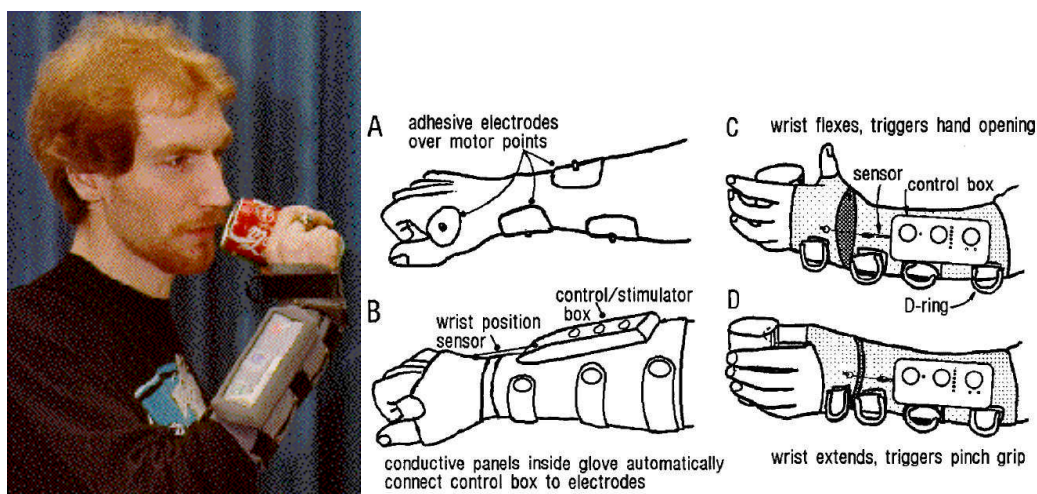
Od začetaka ideje električne stimulacije šezdesetih godina dvadesetog veka pa do današnjih dana pojavili su se brojni sistemi za funkcionalnu i terapijsku električnu stimulaciju. Svoju primenu su našli ili kao komercijalni proizvodi ili kao alatke korišćene u cilju ispitivanja i testiranja algoritama električne stimulacije. U nastavku je dat pregled najpoznatiji sistema za električnu stimulaciju.

### 2.7.1 BIONIC GLOVE

Bionic Glove je jedan od prvih komercijalnih sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju [74], čiji razvoj su uradili profesor A. Prochazka i njegove kolege sa Univerziteta u Alberti, Kanada. Proizveden je u formi trokanalnog stimulatora namenjenog za kontrolu hvata. Jedan kanal stimuliše ispravljanje prstiju, drugi kanal



stimuliše savijanje prstiju, a treći kanal stimuliše savijanje palca (Slika 2.6). Kao kontrolni signal, tj. povratna sprega, koristi se ugao u zglobu između podlaktice i šake. Merenje ugla se vrši pretvaračem koji je ugrađen u isto kućište u kome se nalazi i elektronski sklop stimulatora. Uređaj je upakovan u kompaktnu jednodelnu rukavicu koja se postavlja na gornji deo podlaktice. Na kožu subjekta se lepe elektrode koje sa gornje strane imaju metalne kontakte. Preko tih kontakata ostvaruje se veza elektroda sa provodnim mrežastim površinama koje se nalaze sa unutrašnje strane rukavice. Na taj način se obezbeđuje mogućnost prilagođavanja pozicije elektroda individualnoj autonomiji svakog subjekta, a dovoljno velike provodne mreže uvek obezbeđuju potrebnu galvansku vezu. Ovaj sistem je namenjen za poboljšanje hvata kod subjekata koji imaju dovoljno očuvan voljni pokret zgloba šake. Savijanje zgloba šake je iskorišćeno za aktivaciju stimulacije savijanja prstiju, a ispravljanje zgloba šake je iskorišćeno za ispravljanje prstiju. Voljno savijajući zglob šake subjekt kontroliše stepen stimulacije prstiju. Ovo je jedan od najranijih ali i najjednostavnijih sistema. Stimulacija je distribuirana u smislu postojanja više različitih elektroda postavljenih na ruci koje se nezavisno pobuđuju. Upravljanje je centralizovano.



Slika 2.6 – Bionic Glove. Preuzeto iz [74].

### 2.7.2 NESS H200

NESS H200 je proizvod firme BIONESS [75]. Sastoji se iz specijalno dizajnirane proteze za ruku koja u sebi sadrži elektrode i jednu kontrolnu jedinicu (Slika 2.7). Postoji ukupno pet elektroda, po jedna za svaki prst i za palac. Takva konfiguracija omogućava kontrolu i generisanje različitih tipova hvata. Korišćenjem različitih

umetaka postiže se fleksibilnost u pozicioniranju elektroda unutar omotača proteze i prilagođavanje individualnoj anatomiji subjekta. Proteza i kontrolna jedinica su povezane kablom. Na kontrolnoj jedinici je realizovan korisnički interfejs preko koga se vrši podešavanje i upravljanje stimulacijom. Stimulacija radi isključivo u otvorenoj sprezi. Postoji nekoliko predefinisanih profila stimulacije koji se prilagođavaju subjektu prilikom instalacije inicijalnog podešavanja sistema prema subjektu.



**Slika 2.7 – NESS H200. Preuzeto iz [75].**

### **2.7.3 NESS L300**

NESS L300 je proizvod firme BIONESS [76], namenjen za korekciju padajućeg stopala. Sistem se sastoji iz tri dela: stimulator sa elektrodama, inteligentni senzor pokreta i kontrolni uređaj (Slika 2.8). Elektronski sklop stimulatora je upakovan u manžetnu namenjenu za montažu ispod kolena. U okviru manžetne se nalaze i elektrode koje površinski stimulišu motorne nerve i mišićna vlakna koja podižu stopalo. Algoritam koji upravlja stimulacijom se oslanja na senzorsku informaciju od inteligentnog senzora pokreta koji se postavlja neposredno iznad stopala. Mali kontrolni uređaj poseduje tastaturu i displej preko kojih je moguće vršiti podešavanja intenziteta i trajanja stimulacije. Sve tri jedinice komuniciraju bežično i s obzirom da su senzorska, aktuarska i kontrolna funkcija međusobno odvojene sistem se može smatrati distribuiranim.



Slika 2.8 - NESS L300. Preuzeto iz [76].

#### 2.7.4 ACTIGAIT

Actigait [77] je komercijalni sistem za korekciju poremećaja padajućeg stopala prisutnog kod osoba sa dijagnostikovanom hemiplegijom (Slika 2.9). Osnovna karakteristika koja ga razlikuje od sličnih sistema je električna stimulacija korišćenjem hirurški implantirane *cuff* elektrode koja selektivno stimuliše zajednički peronealni nerv. Elektroda je četvorokanalna i tripolarna, a okružuje nerv sa četiri strane. Tripolarnost znači da su dve spoljašnje tačke na jednom a unutrašnja na drugom potencijalu. Sa sva četiri kanala se može upravljati nezavisno što omogućava selektivnu stimulaciju. Stimulacija je niskonaponska i dolazi iz minijaturnog stimulatora ugrađenog ispod kože u predelu butine. Stimulator je povezan sa elektrodom pomoću biološki neaktivnih provodnika. Sam stimulator je pasivan uređaj koji ne poseduje lokalni izvor energije kao ni lokalno procesiranje i upravljanje. Ove funkcije se dobijaju sprežanjem sa spoljašnjim kontrolnim uređajem koji sadrži baterije i kontrolnu logiku. Za spregu se koristi induktivna veza ostvarena preko namotaja koji se montira na kožu neposredno iznad implantiranog stimulatora. Kontrolni algoritam koji obezbeđuje korekciju padajućeg stopala se prvenstveno oslanja na signale koji se dobijaju iz prekidača postavljenog ispod pete (*foot switch*). Prekidač se kao posebna komponenta sa sopstvenim baterijskim napajanjem i procesorom ugrađuje u obuću. Funkcija prekidača je da prepozna trenutke u kojima se stopalo odvaja od podloge i u kojima je potrebno aktivirati stimulaciju. Takođe, prekidač prepoznaje i oslanjanje stopala na podlogu što se koristi za deaktiviranje stimulacije. Prekidač je korišćenjem bežičnog radio linka povezan sa kontrolnim uređajem koji se nosi oko pojasa. Kontrolni uređaj poseduje

interfejs prema PC računaru što omogućava korišćenje softvera za podešavanje uređaja. Nakon hirurške procedure ugrađivanja elektrode sledi podešavanje, kojim se obezbeđuje da se u pravoj meri stimulišu odgovarajući mišići koji podižu stopalo.

Ispitivanja ACTIGAIT sistema [77, 78] vršena na 15 ispitanika različite starosti, pola, tipa i stepena povrede, su pokazala povećanja udaljenosti pređene za 4 minuta za 14% i povećanja maksimalne brzine za 20%. Osnovni problem koji se javlja kod implementacije sistema ACTIGAIT je mogućnost da *cuff* elektroda ne bude dobro dimenzionisana [78]. Takođe, povremeno mogu i da se jave problemi u bežičnoj komunikaciji između prekidača na stopalu i kontrolnog uređaja. I pored uočenih problema, eksploatacija i istraživanja su pokazala dobre krajnje rezultate. Svih 15 ispitanika su nastavili uspešno i zadovoljno da koriste sistem.



Slika 2.9 - ACTIGAIT sistem. Preuzeto iz [77].

### 2.7.5 UnaFet

UNAFET stimulator, prikazan na slici 2.10, je praktično jedini domaći stimulator koji se danas aktivno proizvodi i koji je u upotrebi u institucijama za rehabilitaciju u zemlji i inostranstvu. Proizvodi se u dve varijante, kao četvorokanalni UNAFET 4 ili

osmokanalni UNAFET 8 stimulator. Omogućava generisanje programiranih stimulacionih sekvenci i može da radi kako u otvorenoj tako i u zatvorenoj povratnoj sprezi. Oblik stimulacionih impulsa je monofazni sa aktivnom kompenzacijom negativnim impulsom i kontrolom struje. Omogućava struju amplitude do 50mA, širinu impulsa do 1000 $\mu$ s i širok opseg učestanosti stimulacije od 5Hz do 80Hz. Programiranje stimulacionih sekvenci se vrši na računaru u softveru sa grafičkim korisničkim interfejsom, a spuštanje na stimulator je obezbeđeno bežičnom infracrvenom komunikacijom. Autonomija rada je 40 časova sa jednim setom napunjenih standardnih NiMh baterija.

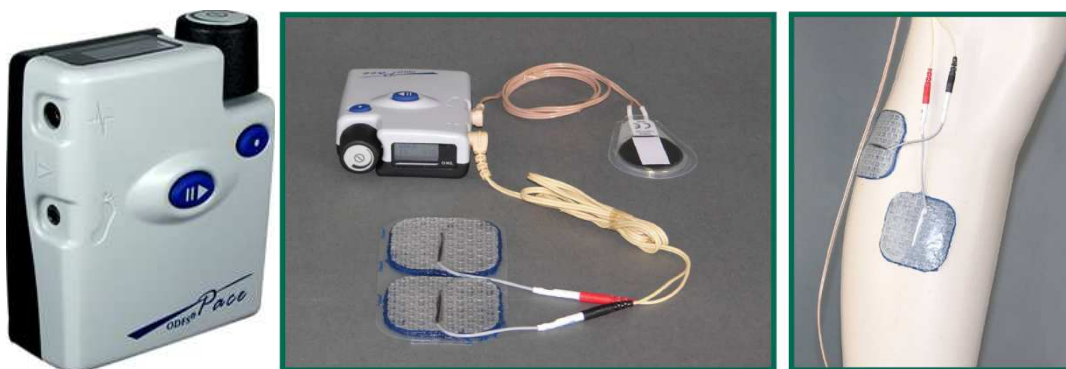


**Slika 2.10 – UNAFET 8 stimulator.**

UNAFET stimulatori su prerasli u nekoliko komercijalnih proizvoda u svetu i kod nas i koriste se za neurorehabilitaciju pacijenata sa hemiplegijom. Primena ovih elektronskih stimulatora za restoraciju hvatanja [79], terapiju boli [80] i restoraciju hodanja [81] je postala klinička rutina u nekoliko ustanova, a posebno na Klinici za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu, u kojoj je na ovaj način omogućen brži i bolji oporavak velikom broju pacijenata.

### 2.7.6 ODFS Pace

Odstock Stimulator (ODFS Pace) proizveden od strane kompanije Odstock Medical, je mali jednokanalni stimulator koji se nosi oko pojasa (Slika 2.11). Veza stimulatora sa sensorima i elektrodama ostvaruje se žičnim putem [82]. Stimulator se koristi kao neuroproteza za korekciju poremećaja padajućeg stopala. Sistem se kontroliše mehaničkim prekidačem koji se nalazi ugrađen u cipelu neposredno ispod pete. Prekidač je realizovan korišćenjem FSR otpornika i komparatora ugrađenog u elektronski sklop stimulatora. Prag komparatora se podešava potenciometrom na samom uređaju. Prekidač obezbeđuje informaciju o početnom trenutku sekvence električne stimulacije peronealnog nerva.

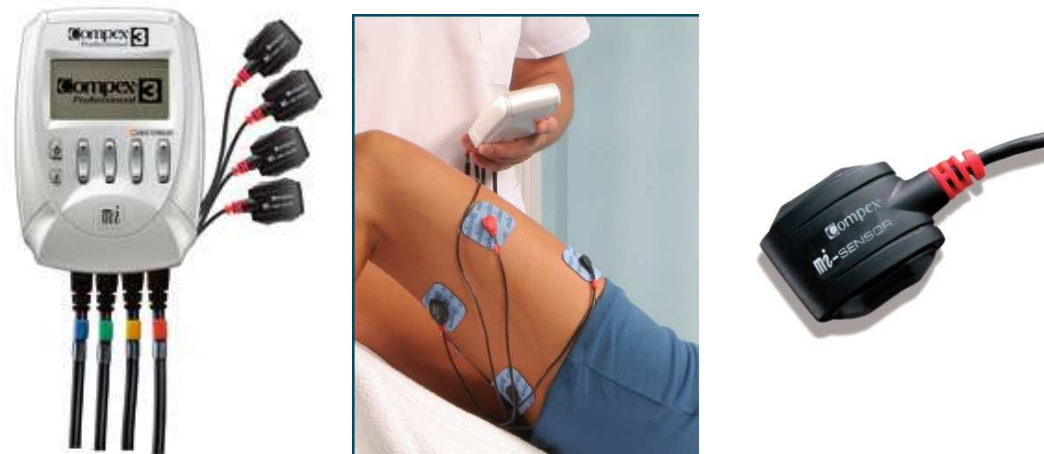


Slika 2.11 – Odstock stimulator. Preuzeto iz [82].

### 2.7.7 Compex3

Compex3, prikazan na slici 2.12, je četvorokanalni multisenzorski stimulator koga proizvodi kompanija CefarCompex [83]. Specifičnost ovog stimulatora je što omogućava multipleksiranje stimulacionih i senzorskih signala kroz iste stimulacione provodnike. To omogućava praćenje mišićne aktivnosti merenjem elektromiografskih signala i samim tim i adaptaciju korišćenih stimulacionih algoritama. Sistem se isporučuje uz odgovarajući interfejs prema računaru i softver kojim se jednostavno programiraju osnovni parametri stimulacionih algoritama.





Slika 2.12 – Compex 3. Preuzeto iz [83].

### 2.7.8 MOTIONSTIM 8

MOTIONSTIM 8, proizvod kompanije Medel, je površinski osmokanalni FES stimulator otvorene arhitekture, namenjen korišćenju u raznim aplikacijama [84]. Stimulator, prikazan na slici 2.13, poseduje displej i tastaturu preko kojih se vrši selekcija izabranog programa stimulacije. Od senzorskih ulaza podržan je samo jedan otporni ili prekidački senzor. Iako je početna ideja bila da stimulator bude univerzalan, pokazalo se da zahteva komplikovane procedure podešavanja. Osim toga, zbog velikog broja konektora i kablova, u punoj konfiguraciji nije jednostavan za korišćenje [85].



Slika 2.13 – Monostim 8. Preuzeto iz [84].

## 2.7.9 Neurostep

Neurostep je potpuno implantibilan neuroelektrično kontrolisan stimulator namenjen korekciji padajućeg stopala [86]. Korišćenjem implantiranih *cuff* elektroda snimaju se elektroneurografski signali kojima se mogu prepoznati različiti događaji tokom kretanja i koristiti kao povratna sprega u kontrolnom algoritmu stimulacije.

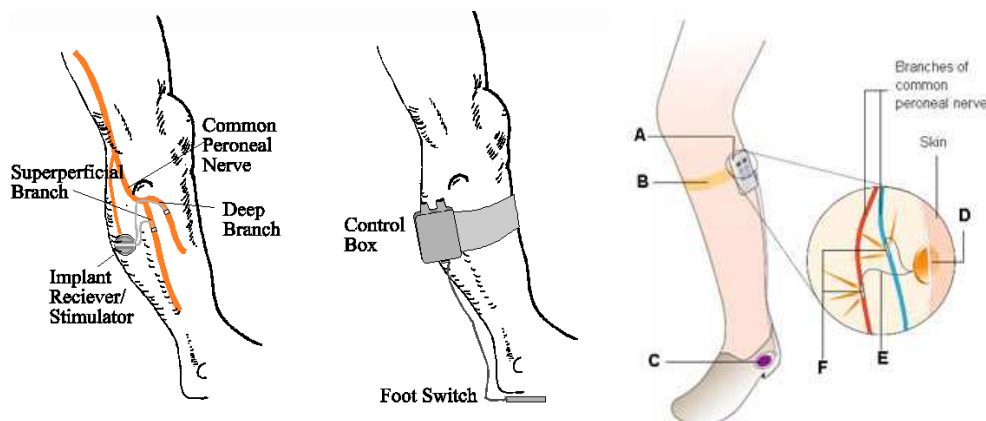
## 2.7.10 STIMuSTEP

StimuStep, prikazan na slici 2.14, je dvokanalni stimulatorski sistem namenjen za korekciju padajućeg stopala. Sastoji se iz implantiranih elektroda, mikrostimulatora i kontrolne jedinice koja se nalazi van tela [87]. Bežičnom vezom induktivnog tipa se ostvaruje napajanje mikrostimulatora i prenose se komande za generisanje stimulacionih sekvenci. Elektrode su pozicionirane na dve grane peronealnog nerva i tako obezbeđuju kontrolisano podizanje i spuštanje stopala (Slika 2.15). Stimulaciona sekvenca se sinhronizuje korišćenjem prekidača ispod stopala, koji se najčešće realizuje korišćenjem FSR otpornika ugrađenog u obuću. Programiranje se vrši u kliničkim uslovima i svodi se na podešavanje pragova za prepoznavanje odizanja stopala i vremena i intenziteta trajanja stimulacionih sekvenci.



Slika 2.14 – STIMuSTEP. Preuzeto iz [87].

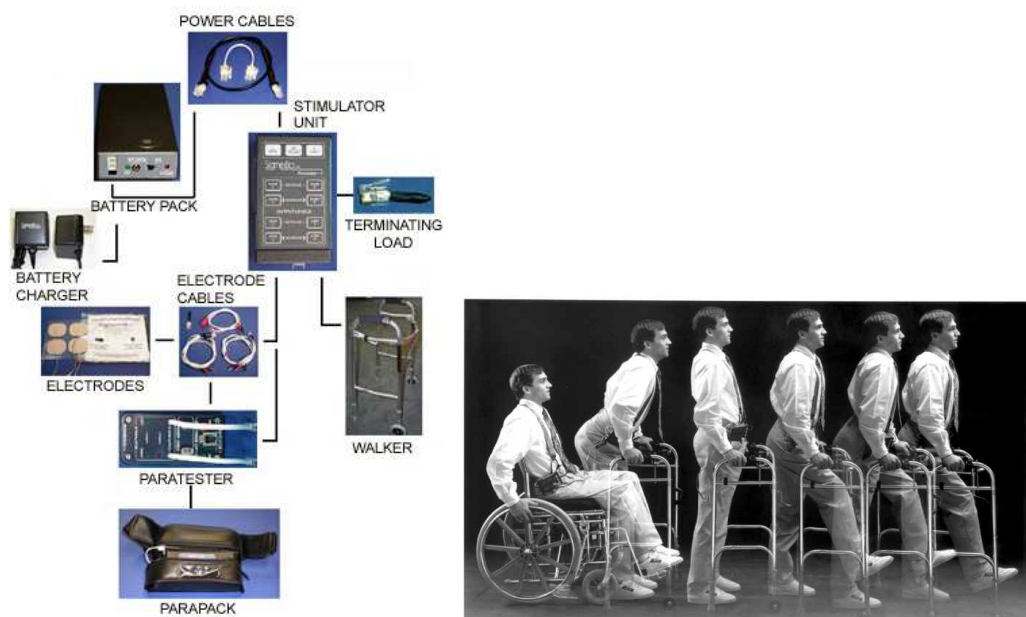




Slika 2.15 – STIMuSTEP postavljanje elektroda. Dvostruka *cuff* elektroda se postavlja na dve grane peronealnog nerva. Preuzeto iz [87].

## 2.7.11 PARASTEP

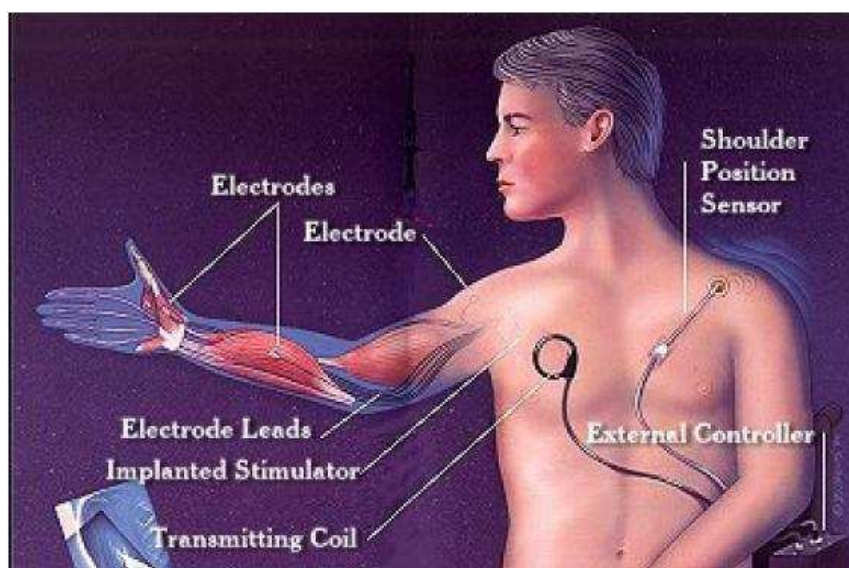
Parastep je jedan od prvih sistema namenjen za restauraciju funkcije hodanja kod paraplegičara [49]. Sastavni delovi sistema su prikazani na slici 2.16. Sistem je namenjen za korišćenje u sklopu sa pasivnom hodalicom. Pored višekanalnog stimulatora, površinskih elektroda i pripadajućih komponenti, sistem poseduje i komandnu jedinicu sa nekoliko tastera koja se postavlja na rukohvat hodalice. Time je omogućeno korisniku sistema da samostalno kontroliše tj. sinhronizuje stimulaciju svojim voljnim pokretima. Sistem je pokazao dobre kliničke rezultate i bio je predmet brojnih istraživanja i studija [88-91].



Slika 2.16 – Parastep sistem. Preuzeto iz [49].

### 2.7.12 FREEHAND

Freehand sistem je implantibilni sistem razvijen od strane kompanije NeuroControl iz Klivlenda, Ohajo, SAD [92]. U toku svoje evolucije prošao je kroz tri funkcionalne verzije [93]. Prva verzija sistema, koja je i ponela naziv Freehand System [94], proizvedena je i ugrađena u nekoliko subjekata još 1986 godine [95]. Implantibilni deo sistema se sastojao od osmokanalnog stimulatora ugrađenog ispod kože u predelu grudi u biokompatibilnu titanijumsku kapsulu dimenzija 40mm X 38mm X 7mm, slika 2.17. Na stimulator su bile povezane epimezijalne elektrode povezane na epimezijum mišića ili intramuskularne elektrode. Veza stimulatora i elektroda je bila ostvarena korišćenjem teflonski izolovanih provodnika. Stimulator je bio pasivan sklop koji se napaja i kontroliše spoljašnjim kontrolnim uređajem. Sprega između kontrolnog uređaja i stimulatora je izvedena korišćenjem induktivne sprege. Stimulacijom se upravljalo korišćenjem senzora pokreta koji se postavljao na rame suprotne ruke i jednog tastera na istom senzoru. Pomeranjem ramena se mogao kontrolisati stepen otvorenosti i zatvorenosti ruke, a pritiskom na taster se dodatno kontrolisala stimulacija.



Slika 2.17- FreeHand sistem. Preuzeto iz [92].

Druga generacija sistema [96,97] je prvi put implementirana 1997. godine i sastojala se od desetokanalnog stimulatora sa ugrađenim senzorom za merenje ugla u zglobu šake [98]. Ovaj sistem, poznat kao IST-10, imao je mogućnost dvosmerne komunikacije i mogao je da šalje informaciju o izmerenom uglu prema spoljašnjem kontrolnom uređaju. Sam senzor ugla je bio realizovan kao posebna naprava lokalno

upakovana u dve titanijumske kapsule. U jednoj kapsuli je bio magnet korišćen kao izvor magnetnog polja, a u drugoj kapsuli je bio elektronski sklop za merenje magnetnog polja na principu *hall*-ovog efekta. Senzor je imao mogućnost merenja prostornog ugla sa dva stepena slobode. Kapsule su bile predviđene za ugrađivanje u kosti ruke i šake.

Treća generacija sistema, nazvana IST-12 [99], imala je dvanaest stimulacionih i dva senzorska kanala za merenje mioelektričnih signala dva mišića. Prvi put je implantirana 2003. godine. Druga i treća generacija sistema su koristile integrisane senzore za upravljanje stimulacijom i izbacile su potrebu za tasterom na ramenu.

Sva tri sistema su ugrađivana jedinstvenom hirurškom operacijom koja je trajala od četiri od šest sati. Sistem je davao mogućnost da se kontrolišu dva tipa hvata: lateralni хват i хват dlanom. Prvi sistem je 1997. Godine dobio FDA (*Food and Drug Administration*) odobrenje i do danas je ostao jedini implantibilni komercijalni protetički sistem za vraćanje funkcije paralizovanoj ruci. Proizvodila ga je firma NeuroControl do 2001. godine. Druga i treća generacija sistema su dobila odobrenja da se koriste u istraživačke svrhe. Tabela 2.1 prikazuje broj ugrađenih sistema po generacijama.

**Tabela 2.1 - Broj ugrađenih Freehand sistema po generacijama. Preuzeto iz [99].**

System Name	Functions	Features	Subjects Implanted	Years Implanted
IRS-8 (Freehand)	Grasp	8 stimulus channels, external shoulder position control	225	1986-2002
IST-10	Grasp, Reach	10 stimulus channels, implanted wrist position control	5	1997-2001
IST-12	Grasp, Reach	12 stimulus channels, 2 channels myoelectric signal acquisition	13	2003-2009

### 2.7.13 BION

BION, ili u prevodu bionički neuron, je minijaturni stimulator hermetički zatvoren u keramičku cevčicu valjkastog oblika, prečnika 2 mm i dužine 15mm. Namenjen je za implantaciju direktno u paralizovani, oslabljeni ili spastični mišić. Stimulacione elektrode su sastavni deo stimulatora i nalaze se na njegovim krajevima.

BION se napaja bežično korišćenjem induktivne sprege sa generatorom magnetnog polja koga pacijent nosi sa sobom [100]. Osnovna ideja BION tehnologije je

korišćenje iste induktivne veze preko koje vrši napajanje, slanje komandnih sekvenci za stimulaciju i očitavanje senzorskih signala.

Ideju za razvoj BION-a sredinom osamdesetih godina prošlog veka je plasirao Dr Gerard Loeb, tadašnji profesor Kvins Univerziteta, Kanada (Queens University). 1988. godine započeto je zajedničko istraživanje kao kooperacija Kvins Univerziteta i Instituta za Tehnologiju iz Ilinoisa, SAD (Illinois Institute of Technology). Projekat je bio delom finansiran od strane Alfred Man Fondacije (Alfred E. Mann Foundation), a delom od strane Nacionalnog Instituta Zdravlja (National Institute of Health). Pored Dr. Loeb-a projektu su se priključili Dr Philip Troyk sa Kvins Univerziteta i Dr Joe Schulman iz Alfred Man Fondacije [101].

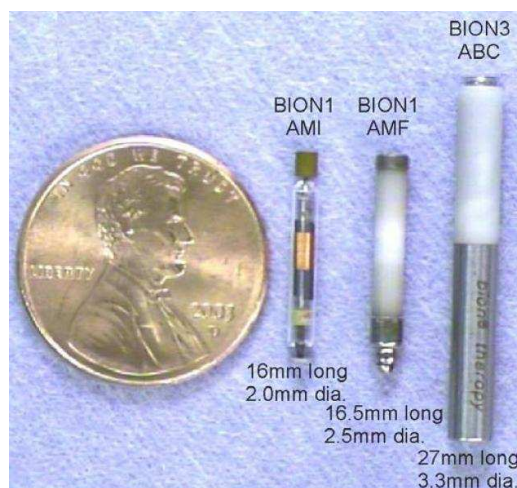
U toku skoro dve decenije razvoja BION je prošao kroz četiri značajnije faze [102]:

BION1: Prva verzija mikrostimulatora namenjena za Funkcionalnu električnu terapiju, označen na slici 2.18 kao BION1.

BION2: Unapređena verzija mikrostimulatora zamišljena da obavlja funkciju funkcionalne električne stimulacije, sa dodatnim senzorskim mogućnostima.

BION3: Nadogradnje prethodne verzije, sa dodatnim lokalnim napajanjem, unapređenom komunikacijom i integrisanim inercijalnim senzorom. Označen je na slici 2.18 kao BION3.

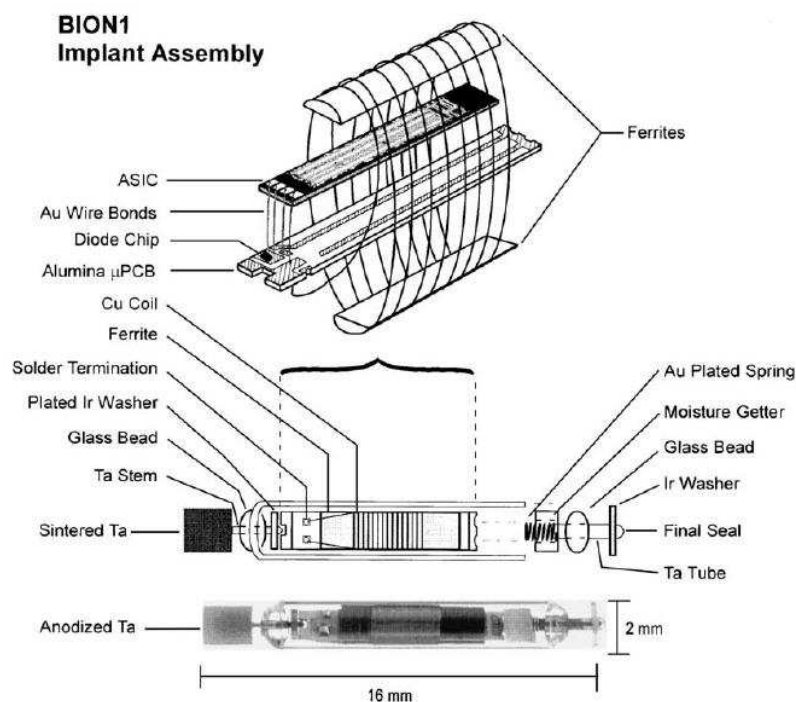
BION4: Unapređenje BION3 tehnologije uvođenjem novih tipova komunikacije.



Slika 2.18 - BION stimulatori iz generacije u generaciju. Preuzeto iz [102].

### **2.7.14 BION1 Bežično napajani, kontinualno kontrolisani stimulator**

Na slici 2.19 prikazana je struktura BION1 mikrostimulatora [103]. Na krajevima cilindričnog tela stimulatora nalaze se elektrode. Jedna je napravljena od sinterovanog tantala, a druga od iridijuma. Tantalska elektroda u interakciji sa okolnim tkivom formira elektrolitski kondenzator kapacitivnosti  $5\mu\text{F}$ , sa veoma malom strujom curenja. Iridijumska elektroda stvara provodni, nepolarizovajući oksid, koji dobro provodi električnu struju. Elektronski sklop je realizovan na minijaturnoj keramičkoj pločici i u sebi sadrži: diodni ispravljač i kontrolnu logiku za napajanje, RF demodulator i digitalnu logiku za prijem komunikacionih poruka i DA konvertor i na njega nadovezan izlazni stepen stimulatora. Keramička pločica se zajedno sa aluminijumskom podlogom nalazi između dve polutke valjkastog feritnog jezgra. Jezgro obmotano namotajima tanke bakarne žice se koristi za induktivno sprezanje sa spoljnim namotajem i obezbeđuje napajanje i komunikaciju. Svaki stimulator ima jedinstvenu adresu i moguće je nezavisno upravljati sa 256 stimulatora. Stimulator generiše stimulationsi impuls ako se njegova adresa poklapa sa prozvanom adresom. Širina stimulationsog impulsa se kreće u opsegu  $2\text{-}512\mu\text{s}$  u koracima od po  $2\mu\text{s}$  (osmobaritna rezolucija), a amplituda struje u opsegu  $0.2\text{-}30\text{mA}$  sa 16 različitih vrednosti (četvorobaritna rezolucija).



**Slika 2.19 – BION1 – struktura mikrostimulatora. Preuzeto iz [103].**

Osnovna učestanost nosioca je 2 MHz, a ekvivalentni propusni opseg je takav da se može poslati do 3000 stimulacionih komandi u sekundi, što omogućava finu kontrolu rada velikog broja implanata u zoni dejstva.

BION1 je postigao značajan uspeh što je dokazano kroz studiju koja je sprovedena 1999. godine na Kvins univerzitetu [104, 105]. Studija je obuhvatila pacijente sa poremećajem padajućeg ramena i implanati su korišćeni u cilju ojačavanja hipotrofičnih mišića.

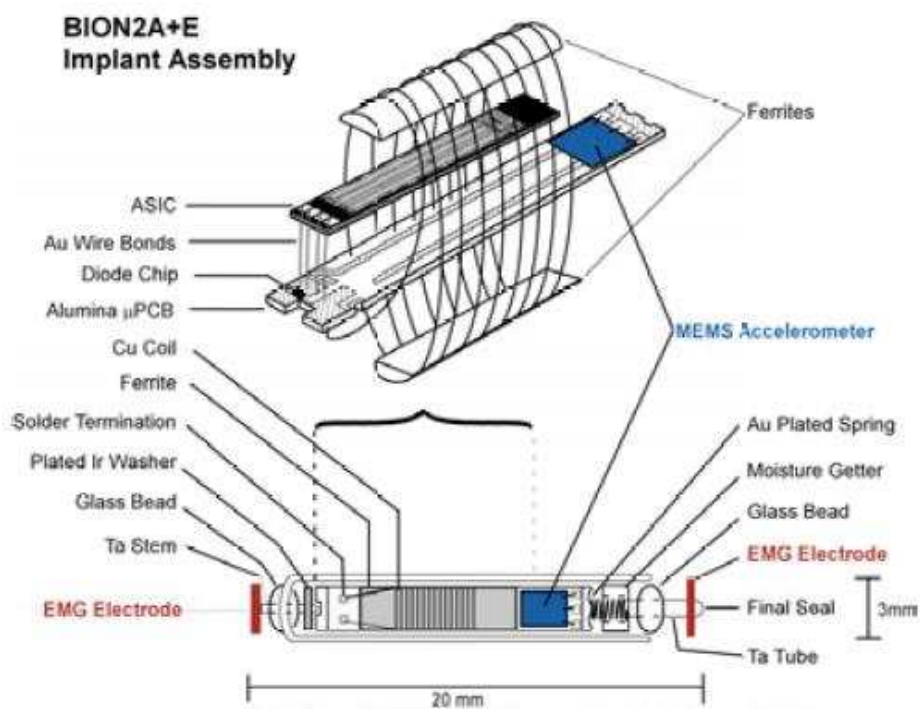
Kasnije je jedna verzija tog sistema, BION1-AMI proizvedena od strane Alfred Man Instituta za biomedicinski inženjering na Univerzitetu Južna Kalifornija, dobila odobrenje za klinička testiranja i istraživanja u Sjedinjenim američkim državama, Italiji i Kanadi.

Unapređena verzija, BION1-AMF, je proizvedena od strane Alfred Man Fondacije (AMF, Valensija, Kanada) i dobila je odobrenje za klinička testiranja u SAD i Kanadi. U odnosu na prethodnu verziju unapređeno je keramičko kućište i dodat je interni kondenzator kako bi se povećao kapacitet stimulatora. To je rezultovalo povećavanjem dimenzija, ali nije negativno uticalo na aplikaciju.



### 2.7.15 BION2 Bežično napajani mikrostimulator i senzor

Evolucija BION1 stimulatora je tekla u pravcu upotrebe u funkcionalnoj električnoj stimulaciji. Takav trend je zahtevao dodavanje senzorskih funkcija u cilju praćenja stanja pobuđivanih mišića i zatvaranja povratne sprege. Implementirana je bidirekciona komunikacija [106] sa nosiocem na osnovnoj učestanosti od 480kHz, komandnim linkom (*down link*) ekvivalentnog propusnog opsega od 120kbit/s i senzorskim linkom (*up link*) propusnog opsega od 40kbit/s [107]. Od senzorskih veličina interesantno je bilo merenje pokreta i bioelektričnih potencijala. Za potrebe projekta razvijen je specijalni dvoosni MEMS senzor ubrzanja [108], dovoljno malih dimenzija da može da se ugradi u BION2 stimulator, prikazan na slici 2.20.



Slika 2.20 - BION2 - integracija inercijalnog senzora. Preuzeto iz [106].

Korišćenje stimulatornih elektroda za merenje bioelektričnih potencijala je omogućilo indicaciju voljnih pokreta kod pacijenata sa delimičnim nedostatkom motorne funkcije. Merno kolo je bilo sposobno da meri intramuskularne EMG signale amplitude 0.1-5mV u frekventnom opsegu 0.1-3kHz.

U cilju povratka funkcije ruke i omogućavanja različitih tipova hvata, kod pacijenata sa tetraplegijom iskorišćena je činjenica da su oni po pravilu vezani za invalidska kolica. U tom slučaju mogućnost fiksnog postavljanja spoljašnjih induktivnih

petlji koje služe za komunikaciju i napajanje je iskorišćeno za određivanje relativne uglovne pozicije implanata u odnosu na referentni sistem invalidskih kolica [109].

### **2.7.16 BION3 Punjivi, baterijski napajani programabilni implantibilni stimulator**

BION3 je proizveden od strane Advance Bionics korporacije (Valensija, Kanada) i dobio je odobrenje za upotrebu u Evropi i Americi. Označen je na slici 2.18. kao BION3 ABC. Zbog integrisane litijumske baterije dimenzije implanta su povećane, ali dobilo se na autonomiji rada. Sa prosečnom očekivanom frekvencijom upotrebe period punjenja je nekoliko dana, a ukupan životni vek baterije 5-10 godina. Ovaj implant je bio prvenstveno namenjen za neuromodulacionu upotrebu gde je električna stimulacija trebalo da izmeni funkciju, kao na primer kontrola mokrenja.

### **2.7.17 BION4 Punjivi, baterijski napajani programabilni implantibilni stimulator sa mogućnošću komunikacije sa ostalim stimulatorima.**

BION4 je nastao iz potrebe da se pokriju rastuće potrebe i očekivanja sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju. Razvoj novih algoritama je doneo potrebu za razmenom i korišćenjem veće količine senzorskih i aktuatorskih informacija. To je razvilo potrebu za razvojem novih, naprednijih i bržih komunikacionih protokola koji će omogućiti rad sistema ostvaren kroz međusobnu komunikaciju implanata u prisustvu spoljašnje kontrole, ali i samostalno bez nje.

## **2.8 Analiza stanja i definisanje zahteva za novi distribuirani FES sistem**

Centralizovana arhitektura sistema funkcionalne električne stimulacije podrazumeva upotrebu višekanalnog stimulatora, koji je direktno žičnom vezom povezan sa elektrodama i sensorima. Algoritam stimulacije se izvršava na samom stimulatoru i prilagođen je procesorskoj moći stimulatora. Algoritam stimulacije se projektuje na računaru ali u fazi izvršavanja računar nema aktivnu ulogu u stimulaciji. Tehnološki nedostaci centralizovane arhitekture funkcionalne električne stimulacije su



ograničena kompleksnost algoritma uslovljena procesorskom moći stimulatora i nemogućnost praćenja i izmena algoritma stimulacije u toku rada. Funkcionalni nedostatak su teškoće u postavljanju sistema na pacijenta, a poseban problem su provodnici koji stvaraju utisak neprijatnosti i bitno utiču na efikasnost upotrebe.

### **2.8.1 Definisanje tehničkih zahteva za FES sistem**

Na osnovu analiziranih karakteristika senzorskih i stimulacionih tehnologija, kao i popularnih algoritama koji se koriste u FES sistemima, mogu se definisati opšti zahtevi koje jedna univerzalna distribuirana arhitektura za FES treba da zadovolji.

Po pitanju senzorskih tehnologija potrebno je da sistem podržava inercijalne MEMS senzore, razne vrste senzora pritiska i sile, elektro-goniometre i druge monolitne senzore. Iako se kompleksni senzorski sistemi još uvek ne koriste za FES aplikacije, za očekivati je da će se u budućnosti ići u pravcu takvih tehnologija. Sistemi za analizu kretanja bazirani na ultrazvučnim i optičkim merenjima će u budućnosti prerasti u sisteme koji ne zahtevaju fiksne laboratorijske postavke. Globalni pozicioni sistemi (GPS) nisu dovoljno precizni i brzi da se mogu koristiti za analizu ljudskih pokreta, ali lokalni pozicioni sistemi bazirani na sličnim tehnologijama će biti interesantni i za FES aplikacije.

Za potrebu implementacije kompleksnih algoritama, FES sistem treba da daje računarsku podršku kako za predprocesiranje senzorskih informacija koje obuhvataju razne vrste filtriranja, tako i za implementaciju naprednih algoritama. To danas podrazumeva znatne memorijske resurse i procesorsku brzinu i snagu.

Kod bežičnih sistema koji bi trebalo da unesu niz pogodnosti u realizacije praktičnih FES aplikacija, glavno mesto spoticanja će biti pouzdanost i brzina bežične komunikacije. Analiza kašnjenja koja postoje u biološkim sistemima ukazuje da za stabilno funkcionisanje u otvorenoj sprezi treba garantovati maksimalna kašnjenja koja za gornje ekstremitete iznose maksimalno 46ms, a za donje ekstremitete maksimalno 86ms. Svako kašnjenje veće od navedenog pretpostavlja da naruši ne samo stabilnost već i prirodnost odziva FES sistema. Bežična komunikacija treba da obezbedi zonu sigurnog rada koja pokriva prostor u kome se subjekt kreće, bilo da je sistem namenjen za kliničku ili kućnu upotrebu.

Klinička praksa je pokazala da na prihvatanje nekog asistivnog sistema od strane subjekata, veoma veliki uticaj ima fizička realizacija takvog sistema. Tu se prvenstveno misli na fizičke dimenzije ali i način na koji se sistem postavlja na subjekta. Sistem bi trebalo da poseduje što manji broj provodnika, koji bi trebalo da budu što kraći. Procedura postavljanja treba da bude jednostavna.

Bežično povezani stimulatori se po pravilu napajaju iz lokalnih izvora napajanja, tj. baterija i očekivano je da će one najviše uticati na fizičke dimenzije. Iz tog razloga projektovanje treba od početka da uzima u obzir sve elemente koji mogu uticati na smanjenje potrošnje uređaja. Osim hardverskih komponenti, softverske tehnike i optimizacija bežične komunikacije mogu uticati na smanjenje potrošnje. U budućim realizacijama se može očekivati i upotreba novih tehnologija za lokalno generisanje napajanja.

### **2.8.2 Početne hipoteze**

Osnovna hipoteza ove doktorske teze je da distribuirana arhitektura sistema funkcionalne električne stimulacije može da prevaziđe uočene nedostatke centralizovane arhitekture i obezbedi efikasniju implementaciju novih algoritama. Distribuirana arhitektura treba da definiše principe preraspodele hardverskih i softverskih komponenti kao i protokole njihove komunikacije i sinhronizacije. Osnovnu hardversku komponentu distribuiranog sistema čine izvršne jedinice koje u sebi integrišu stimulatorske, senzorske, komunikacione i procesorske funkcije. Izvršne jedinice posredstvom mrežnih koordinatora bežično komuniciraju međusobno i sa centralnom jedinicom. Pouzdan rad sistema podrazumeva razmenu informacija između stimulatora i koordinatora u realnom vremenu, što zahteva projektovanje mrežnog protokola koji obezbeđuje mala vremena kašnjenja podataka i dobru sinhronizaciju elemenata sistema. Kompleksni stimulacioni algoritmi se zasnivaju na korišćenju sirovih i obrađenih senzorskih informacija i definisanje pravilne preraspodele softverskih modula direktno utiče na veličinu protoka podataka i pouzdanost rada.

Od distribuiranog sistema se očekuje da poseduje osobine moćnog alata u fazi razvoja i testiranja algoritama funkcionalne električne stimulacije i pouzdanog i konformnog terapeutsko-funkcionalnog pomagala u fazi primene. U fazi razvoja, testiranja i prilagođavanja algoritama stimulacije, sistem može da bude povezan sa

računarom opšte namene sa prilagođenim korisničkim interfejsom, dok u fazi samostalnog rada sistema to može da bude namenski računarski sistem.

U radu se polazi od sledećih hipoteza:

- distribuirani sistem za funkcionalnu električnu stimulaciju baziran na upotrebi bežične senzorsko aktuatorske mreže može da zameni konvencionalni centralizovan sistem;
- na distribuiranim sistemima se mogu implementirati napredni algoritmi funkcionalne električne stimulacije kao i oni koji se koriste na centralizovanim sistemima;
- korišćenje distribuiranih sistema je znatno jednostavnije kako sa stanovišta terapeutske primene tako i sa stanovišta razvoja i analize poznatih i novih kompleksnih algoritama funkcionalne električne stimulacije.

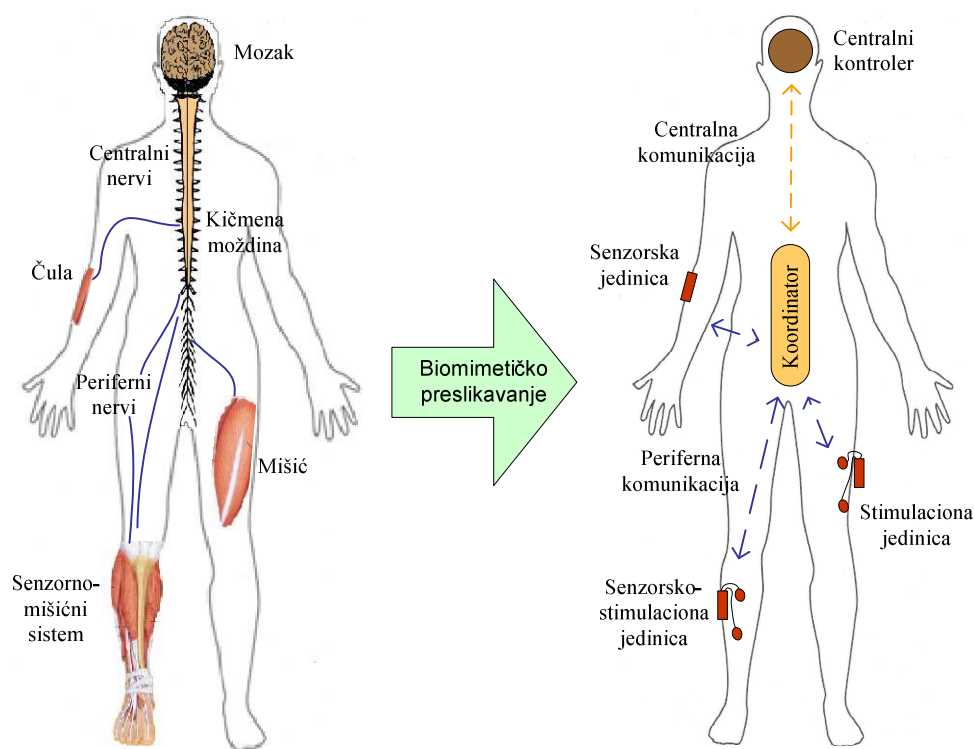
## 3 Arhitektura sistema

### 3.1 Opšta arhitektura sistema

Kao rezultat istraživanja, na bazi zaključaka iz prethodnog poglavlja, definisana je nova, opšta arhitektura distribuiranog sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju i prikazana je na slici 3.1. Sistem je dobijen biomimetičkim preslikavanjem strukture i funkcionalnosti prirodnog sistema. Tri nivoa povratne sprege iz prirodnog sistema se implementiraju kroz tri vrste aktivnih komponenti u distribuiranom sistemu. Uloga mozga tj. centralnog nervnog sistema u kome se zatvaraju povratne sprege najvišeg nivoa je dodeljena centralnom kontroleru. Mozak u prirodnom sistemu zadaje globalnu strategiju upravljanja i odgovoran je za motorno učenje. Kičmena moždina u prirodnom sistemu ostvaruje vezu između mozga i perifernog nervnog sistema, generiše povratne sprege srednjeg nivoa i preslikana je na koordinator. Periferni senzorno-motorni sistem koga čine sklopovi čula, mišića i zglobova obezbeđuje povratne sprege nižeg nivoa i preslikan je na skup perifernih jedinica sa senzorskim i/ili aktuatorskim funkcijama. Snop centralnih nerava koji se proteže kroz kičmenu moždinu se preslikava u komunikaciju između centralnog kontrolera i koordinatora. Sistem perifernih nerava, distribuiranih po celom telu, koji čine periferni nervni sistem sa preslikava u komunikaciju između koordinatora i perifernih jedinica.

Pored komunikacionog interfejsa definisanog arhitekturom, svaka od tri tipa aktivnih komponenti poseduje mogućnost lokalne obrade podataka. Perifernijske jedinice ostvaruju vezu sa lokalnim sensorima, implementiraju obradu senzorskih podataka, izvršavaju stimulative algoritme i vrše aktivaciju lokalnog mišićnog sistema. Koordinator razmenjuje informacije sa skupom perifernih jedinica i centralnim

kontrolerom, obezbeđuje globalnu vremensku sinhronizaciju, vrši obradu podataka i obezbeđuje vezu sa centralnim kontrolerom. Centralni kontroler komunicira sa koordinatorom, implementira globalni algoritam upravljanja i vrši nadzor rada sistema.

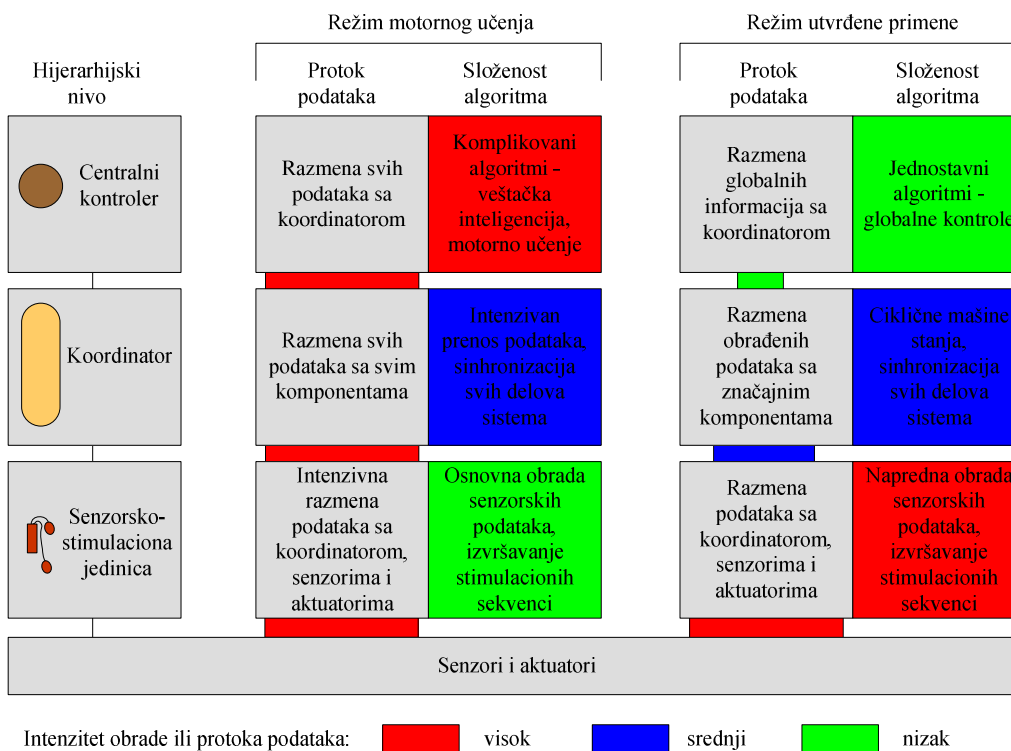


**Slika 3.1 - Opšta arhitektura distribuiranog sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju. Sistem je dobijen biomimetičkim preslikavanjem strukture i funkcionalnosti prirodnog sistema.**

## 3.2 Distribucija protoka i obrade podataka

Biološki nervni sistem obezbeđuje funkcionisanje senzorno-mišićnog sistema čoveka u režimu uvežbanog kretanja tj. ponavljanja pokreta, ali i pre toga u režimu motornog učenja. Daljom primenom biomimetičkog principa moguće je preslikanu hijerarhijsku strukturu analizirati i sa stanovišta karakteristika tj. tehničkih zahteva koje svaka komponenta treba da zadovolji. Sa stanovišta današnje tehnologije od interesa je analizirati složenost algoritama i količinu protoka podataka na svakom hijerarhijskom nivou. Osnovni elementi komparativne analize prikazani su na slici 3.2. Suštinska razlika između režima motornog učenja i režima utvrđene primene je u aktivnostima pojedinih delova sistema. U biološkom sistemu, u toku faze motornog učenja, aktivnost nervnog sistema je na visokom nivou. Protok informacija je intenzivan, sva čula su

podešena na visok prag osetljivosti, a koordinacija pokreta je pod kontrolom mozga. Učenjem, tj. uvežbavanjem pokreta, vremenom se stvaraju lokalne povratne sprege na nižim hijerarhijskim nivoima što rezultuje mogućnošću aplikacije uvežbanog kretanja. Dobro naučen sistem stiče poverenje tj. delimičnu nezavisnost od centralnog nervnog sistema. Nakon učenja sledi faza primene u kojoj viši hijerarhijski nivoi nisu intenzivno uključeni.



**Slika 3.2 – Hijerarhijska struktura i njeno odražavanje na protoko podataka i složenost algoritama na svakom nivou u režimima motornog učenja i utvrđene primene.**

Dobar primer za to je hod. Odrastao čovek ne razmišlja o kretanju svojih ekstremiteta kada hoda po poznatoj podlozi. Mozak, tj. njegov kognitivni deo, prima minimum informacija o tom procesu, a deo nervnog sistema sam reguliše kretanje. Ako dođe do promene u tipu terena, koja čoveku nije od ranije poznata, sigurno kretanje može biti obezbeđeno samo uz visoku pažnju tj. aktivnost kognitivnog dela centralnog nervnog sistema. Kretanje po novom terenu predstavlja učenje novog načina kretanja.

### 3.2.1 Režim motornog učenja

Na nivou periferijske jedinice, koja u opštem slučaju poseduje i senzorsku i aktuatorsku funkciju, vrši se intenzivan protok podataka. Pod protokom podataka se

podrazumevaju očitavanje unutrašnjih i spoljašnjih senzora, razmena stimulacionih podataka sa izlaznim stepenom stimulatora i komunikacija sa koordinatorom. S obzirom da je sistem u režimu motornog učenja, sve sirove, ili bar minimalno obrađene senzorske informacije je potrebno dostaviti koordinatoru, a dalje preko njega centralnom kontroleru. Algoritmi koji implementiraju obradu senzorskih podataka nisu komplikovani i svode se na jednostavne matematičke operacije, ali imaju stroge vremenske zahteve. Precizno procesiranje senzorskih signala zahteva očitavanje senzora na učestanostima većim od osnovne kontrolne učestanosti. Programske ili hardverske metode generisanja stimulacionih sekvenci zahtevaju precizno merenje vremenskih intervala i promenu parametara stimulacionih impulsa u toku svake stimulacione periode.

Na nivou koordinatora vrši se razmena podataka sa centralnim kontrolerom i svim perifernim jedinicama iz nižeg nivoa. Koordinator od perifernih jedinica dobija minimalno obrađene senzorske informacije i direktno ih prosleđuje centralnom kontroleru. Od centralnog kontrolera se dobijaju stimulacione informacije i direktno prosleđuju perifernim jedinicama. Program koordinatora je zadužen za obezbeđivanje pouzdanog i brzog prenosa podataka između centralnog kontrolera i perifernih jedinica, ali nema ulogu u samom algoritmu stimulacije. S obzirom da se intenzivan protok podataka može odraziti na kašnjenja u sistemu, koordinator kao centralni deo sistema obezbeđuje vremensku sinhronizaciju za sve ostale komponente.

Centralni kontroler u režimu motornog učenja ima dominantnu ulogu u sistemu. Protok podataka sa koordinatorom je intenzivan i u opštem slučaju do centralnog kontrolera se dostavljaju sve informacije od svih perifernih jedinica. Kontrolni algoritam je kompleksan i obuhvata fundamentalnu obradu senzorskih informacija, implementaciju glavnog algoritma stimulacije i generisanje vremenski određenih stimulacionih sekvenci.

### **3.2.2 Režim utvrđene primene**

U režimu utvrđene primene, na nivou perifernih jedinica protok podataka je i dalje intenzivan, ali ipak manjeg intenziteta nego u režimu motornog učenja. To se naročito odnosi na komunikaciju sa višim hijerarhijskim nivoom, jer se koordinatoru šalju već obrađeni senzorski signali, a primaju se globalne stimulacione komande koje

se odnose na unapred definisane stimulacione strategije. Na primer, periferijska jedinica u cilju određivanja kompletne prostorne orijentacije lokalno vrši integraciju nekoliko različitih senzorskih informacija, a kao izlaz prema koordinatoru generiše jedan ugao u sagitalnoj ravni. Periferijska jedinica od koordinatora dobija komandnu poruku za generisanje stimulacione sekvence definisane sa nekoliko globalnih parametara, a sama modulacija se generiše u periferijskoj jedinici. Osim smanjenog protoka i zahtevana brzina komunikacije je manja. Na primer, iako je za određivanje prostorne orijentacije u periferijskoj jedinici potrebna kontrolna učestanost od 100Hz, ugao značajan za kontrolni stimulacioni algoritam je dovoljno da bude osvežavan sa 25Hz.

S obzirom da se periferijskim jedinicama razmenjuju obrađene informacije, protok podataka kroz koordinator je nižeg intenziteta i sa manje strogim vremenskim zahtevima. Ne prenose se fundamentalne informacije već one koje su dobijene obradom u periferijskim jedinicama. U koordinatoru se izvršavaju kontrolni algoritmi stimulacije, koji mogu da budu bazirani i na kompleksnijim obradama podataka, kao što su na primer neuralne mreže. Koordinator obezbeđuje vremensko usklađivanje tj. sinhronizaciju svih ostalih komponenti u sistemu.

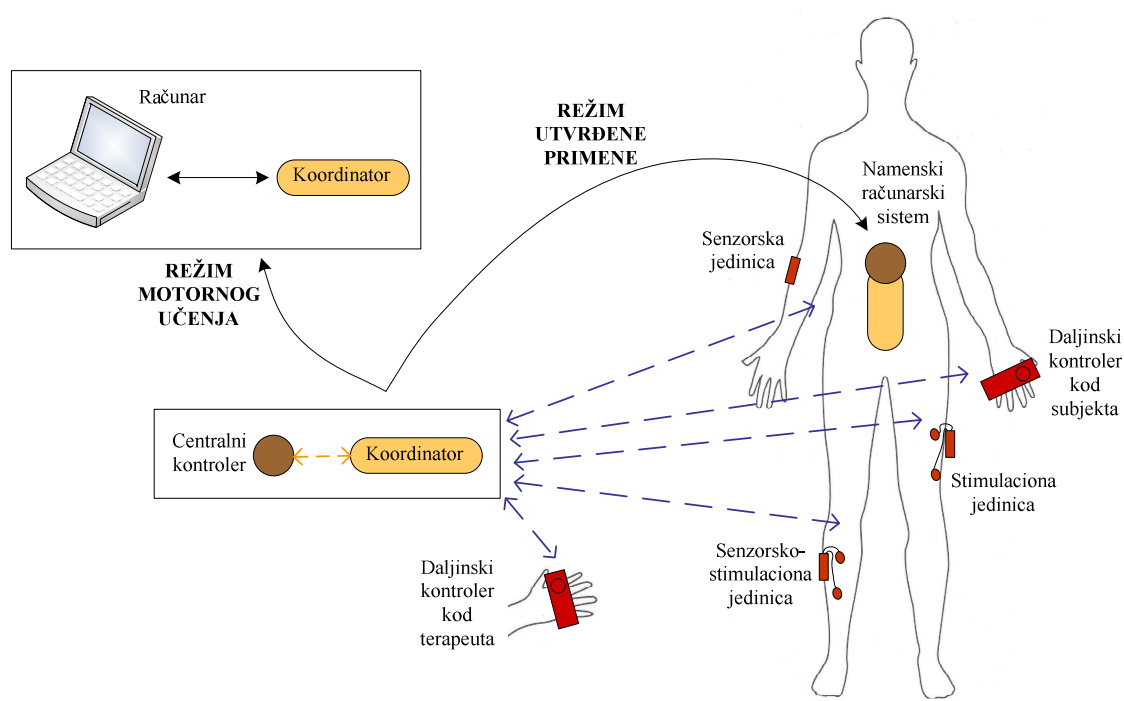
Na nivou centralnog kontrolera definišu se globalne strategije upravljanja. Od koordinatora, a preko njega i od periferijskih jedinica dobijaju se obrađene senzorske informacije i informacije o statusu kontrolnih algoritama u koordinatoru. Prema koordinatoru se šalju globalne komande na osnovu kojih se pokreću algoritmi stimulacije u koordinatoru. Centralni kontroler ima komandnu i nadzornu ulogu u sistemu i u ovom režimu njegov algoritam je niske kompleksnosti.

### **3.3 Arhitektura sistema bazirana na primeni bežične radio komunikacije**

Distribuiranost u biološkom sistemu obezbeđuje pouzdano i stabilno funkcionisanje i pored postojanja znatnih kašnjenja u prenosu informacija. Na osnovu ostvarenog preslikavanja i predloženog modela distribucije komunikacionih i procesorskih resursa, moguće je komunikaciju u sistemu implementirati preko interfejsa koji prirodno unose kašnjenje. Izborom različitih komunikacionih tehnologija moguće je dobiti više izvedenih arhitektura.



Kao jedna implementacija opšte arhitekture predložena je arhitektura bazirana na primeni bežične radio komunikacije, prikazana na slici 3.3. Veza koordinatora sa perifernim jedinicama je bežična, a veza sa centralnim kontrolerom je žična. Bežična radio komunikacija je izabrana kao tehnički razvijen interfejs koji obezbeđuje međusobnu vezu svih perifernih jedinica i koordinatora. Ovakva komunikacija je prirodno fleksibilna i promena broja perifernih jedinica ne zahteva promenu tehnologije. Sa stanovišta primene osnovna pogodnost leži u jednostavnosti postavljanja sistema na subjektu. Žična komunikacija između koordinatora i centralnog kontrolera obezbeđuje brz i determinisan protok podataka.



**Slika 3.3 - Arhitektura distribuiranog sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju bazirana na primeni bežične radio komunikacije.**

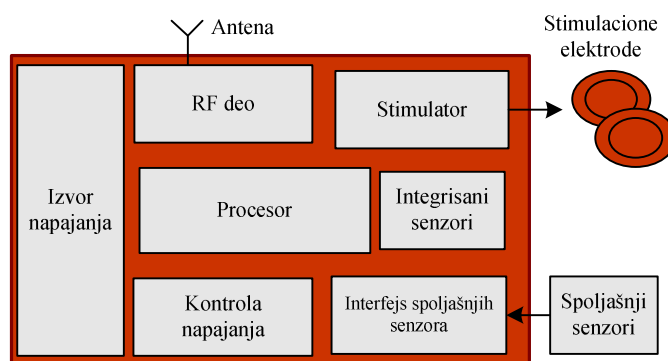
U režimu motornog učenja kao centralni kontroler može da se koristi računar opšte namene, što obezbeđuje fleksibilnost u razvoju i praćenju rada aplikacije. Ovakva konfiguracija je značajna i za terapijske i rehabilitacione svrhe u kojima se sistem koristi u kliničkim uslovima i kod kojih je praćenje parametara značajno. Bežična komunikacija sa povećanom emisionom snagom omogućava nesmetano kretanje subjekta i na većim udaljenostima od koordinatora. Ovo je naročito značajno sa stanovišta psihološkog prihvatanja ovakvog sistema, jer čoveku ne prija da vidi da je povezan sa računarom. Osnovni stimulacioni kontrolni algoritam se izvršava na

računaru. Ulaz u kontrolni algoritam su senzorske informacije, a izlaz su stimulacione komande. Parametrima kontrolnog algoritma se upravlja korišćenjem korisničkog interfejsa na računaru i komandama daljinskih komandnih uređaja. Kontrolni algoritam se izvršava u realnom vremenu. Sistem može da radi kako u otvorenoj tako i u zatvorenoj sprezi.

U režimu utvrđene primene centralni kontroler i koordinator mogu da budu smešteni u isto kućište ili da budu realizovani kao jedinstven namenski računarski sistem. Ovaj sklop može da bude postavljen na zgodno mesto na telu pacijenta tako da ne remeti komforno kretanje, na primer oko pojasa. Funkcija kontrole i nadzora sistema može da bude poverena samom subjektu preko korisničkog interfejsa realizovanog na samom kontrolnom sklopu ili preko daljinskog kontrolera pogodnog za držanje u ruci ili slično. Napredne BCI (*Brain Computer Interface*) tehnologije bi mogle da omoguće povezivanje kontrolnog sklopa sa centralnim nervnim sistemom čoveka.

### 3.3.1 Hardverska struktura perifernjske jedinice

Principska šema hardvera perifernjske jedinice prikazana je na slici 3.4. U opštem slučaju perifernjska jedinica ima lokalno autonomno napajanje i integriše i senzorske i aktuatorske funkcije.



Slika 3.4 - Principska šema hardvera perifernjske senzorsko-stimulacione jedinice.

Glavni deo perifernjske jedinice je procesor na kome se izvršava program i koji sinhronizuje rad ostalih delova sistema. S obzirom da je perifernjska jedinica naprava relativno male složenosti, funkciju procesora može obavljati mikrokontroler ili namenski projektovan procesor. Arhitektura i snaga procesora je uslovljena kompleksnošću obrade podataka na samoj jedinici, interfejsi su uslovljeni interfejsima

ostalnih delova sistema, a količina memorije je određena vrstom algoritama koji se izvršavaju na interfejsnoj jedinici.

Komunikacija je obezbeđena radio komponentama objedinjenim u blok sa oznakom RF deo. RF deo se sastoji iz komunikacionog procesora, izlaznog stepena sa pojačavačem, kola za prilagođenje i antene. Arhitektura RF dela je određena tipom bežične komunikacije. S obzirom da je niska potrošnja osnovni predmet optimizacije u projektovanju perifernoj jedinici, RF deo kao značajan potrošač energije je potrebno da ima mogućnost podešavanja emisije snage. Druga karakteristika ovog podsistema je i generisanje šuma koji može da smeta ostalim delovima sistema, pogotovo senzorskim interfejsima.

Svrha električne stimulacije je da se u senzorno-motornim nervima koji se nalaze u dubini mišićnog tkiva indukuju električni potencijali i aktivacioni talasi koji treba da izazovu kontrolisano pobuđivanje određenih mišića. Kod površinske električne stimulacije potrebno je korišćenjem površinskih elektroda dovesti strujne impulse određenog intenziteta koji će izazvati takav efekat u dubini tkiva. Podaci iz literature pokazuju da je impedansa kože takva da je potrebno da se stimulacija vrši sa naponima koji su u opsegu od 50V do 150V. Kod implantabilnih stimulatora ti naponi su znatno niži, reda veličine jednog volta, ali imaju slične zahteve po pitanju oblika stimulacionih impulsa. S tim u vezi, izlazni stepen stimulatorskog dela je potrebno da bude realizovan u vidu kontrolisanog strujnog-naponskog izvora sposobnog da generiše kako negativne tako i pozitivne naponske tj. strujne impulse. Sa stanovišta kontrole potrebno je da postoji upravljivost oblikom naponskih i strujnih impulsa, što se u najčešćem slučaju svodi na kontrolu trajanja i amplitude pravougaonih strujnih impulsa. Konkretna realizacija izlaznog stepena zavisi od tipa izabranih talasnih oblika, a interfejs kontrolnih delova izlaznog stepena treba da bude usaglašen sa interfejsom izabranog procesora. Napajanje izlaznog stepena zavisi od toga da li je stimulator implantabilan ili se koristi za površinsku stimulaciju. U prvom slučaju napajanje je niskonaponsko i obezbeđuje se direktno iz lokalnih baterija ili rezervoara električne energije. U slučaju površinske stimulacije, izlazni stepen se napaja iz generatora visokog napona, napravljenog u DC/DC konvertora. Arhitektura i tip konvertora zavise od tipa primarnog lokalnog autonomnog izvora napajanja. Ovaj deo sistema je takođe značajan po pitanju potrošnje, ali i fizičkih dimenzija sistema. Smanjivanje dimenzija je moguće

obezbediti upotrebom konvertora koji rade na visokim prekidačkim učestanostima, ali pri tome treba voditi računa o mogućim smetnjama i šumu koji ovaj podsistem može da indukuje kako u komunikacionom tako i u delu za akviziciju senzorskih signala.

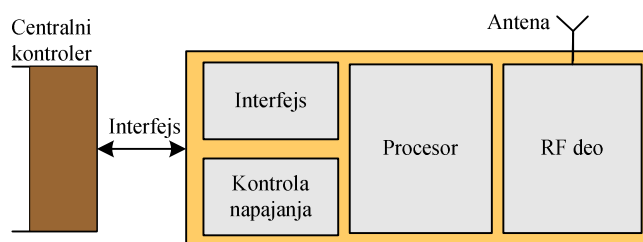
Efikasna implementacija predložene arhitekture zahteva korišćenje različitih senzorskih tehnologija. Po prirodi procesa kretanja koje ovakav sistem treba da kontroliše, kao primarni senzori se smatraju inercijalni senzori. Oni su danas dostupni u vidu minijaturnih mikro-elektro-mehaničkih sistema (MEMS), sa fizičkim dimenzijama koje ne odstupaju mnogo od dimenzija procesora i ostalih aktivnih i pasivnih komponenti. Inercijalni senzori su akcelerometri koji mere inercijalna ubrzanja i žiroskopi koji mere ugaone brzine rotacije. S obzirom na njihove male dimenzije i relevantnost u ovakvom sistemu, MEMS senzori treba da budu integrisani u okviru hardvera perifernog uređaja. Pored inercijalnih senzora značajni su senzori za merenje ugla (goniometri) i senzori za merenje sile (FSR), ali su oni po svojim fizičkim karakteristikama označeni kao spoljašnji senzori. Za potrebe akvizicije signala sa spoljašnjih senzora potrebno je obezbediti odgovarajuće interfejsne. U poslednje vreme pojavljuju se senzorski sistemi koji mere elektrofiziološke signale, prvenstveno EMG i njihova rastuća upotreba ukazuje da ovakva arhitektura treba da poseduje interfejs i za takve sisteme.

Vrsta, tip i kapacitet napajanja perifernog jedinice zavise od više faktora. U slučaju kompletne perifernog jedinice koja ima i aktuatorsku i senzorsku funkciju očekivana potrošnja je takva da se mora obezbediti kako snaga tako i kapacitet skladištenja energije. U tom slučaju dobar su izvor baterije i danas su aktuelne LiIon ili LiPolymer baterije. U takvoj konfiguraciji je potrebno da perifernog uređaj sadrži blok za monitoring stanja i kontrolu punjenja baterija.

Ako perifernog jedinica poseduje samo senzorsku funkcionalnost, usled smanjene potrošnje mogući su i drugi načini napajanja kao na primer piezomehanički generatori ili sistemi za skupljanje elektromagnetne energije (*energy harvesting*). Naravno, sistem je otvoren i za neke buduće tehnologije koje će obezbediti lokalno generisanje električne energije.

### 3.3.2 Hardverska struktura koordinatora

Principska šema koordinatora je prikazana na slici 3.5. Uloga koordinatora je da obezbedi efikasnu vezu između centralnog kontrolera i perifernih jedinica koje obavljaju senzorsko-aktuatorске funkcije. Za pouzdano i efikasno funkcionisanje bežične komunikacije neophodna je implementacija komunikacionog protokola čime su uslovljeni tip i arhitektura procesora koordinatora. S obzirom na koncentrisanje protoka informacija kroz koordinator, interfejsi prema računaru i RF delu su od posebnog značaja. Karakteristike ovih interfejsa dominantno utiču na efektivnu brzinu komunikacije, ali i na overhead (*overhead*) koji se javlja pri paketskoj obradi i prenosu podataka. Koordinator se napaja iz istog izvora kao i glavni računar. RF podsistem koordinatora je istog tipa kao i RF podsistem perifernih jedinica, s tim što koordinator zbog svoje stacionarnosti može da ima jače napajanje pa samim tim i veću emisiju snagu.



Slika 3.5 - Principska šema hardvera koordinatorske jedinice.

U režimu motornog učenja koordinator nema upravljačku ulogu pa ni procesor nije opterećen tim zadatkom. U režimu utvrđene primene kompleksnost algoritma određuje zahteve koji se nameću pred procesor i potrebno ih je uzeti u razmatranje. U oba režima rada koordinator je zadužen za vremensku sinhronizaciju rada celog sistema, tako da je potrebno da poseduje hardverske module za precizno određivanje i merenje vremena.

### 3.3.3 Hardverska struktura centralnog kontrolera

Hardver centralnog kontrolera je prvenstveno određen kompleksnošću algoritma koji treba na njemu da se izvršava, ali i namenom sistema. U slučaju da je sistem namenjen za lokalizovanu upotrebu u laboratorijskim, kliničkim ili kućnim uslovima, a trajanje je vremenski ograničeno terapijskom aplikacijom, centralni kontroler može da bude neka od komercijalno dostupnih računarskih platformi. Ovakvi sistemi imaju

stacionarno napajanje. Današnje standardne računarske platforme imaju dovoljno procesorske moći da na njima mogu da se izvršavaju i najkompleksniji senzorski vođeni algoritmi za stimulaciju u realnom vremenu. Prednost ovakvih platformi je i intuitivan korisnički interfejs i dostupnost mnoštva različitih softverskih alata, u kojima rapidno mogu da se kreiraju, modifikuju i prate algoritmi stimulacije. Na računarima opšte namene moguće je koristiti i softverske platforme čije korišćenje nije ograničeno samo na tehničke struke. Naročito je značajno to što su takvi paketi poznati i razumljivi i medicinskom osoblju, koje svakako mora da učestvuje u aplikacijama ovakvog sistema.

Ako je sistem namenjen za upotrebu u nestacionarnim uslovima, kao centralni kontroler se može koristiti neka od pogodnih komercijalnih mobilnih platformi kao što su PDA računari, ali i multimedijalni uređaji kao što su savremeni mobilni telefoni. Prednost ovakvih uređaja su komercijalno dostupne softverske aplikacije ali i mnoštvo komunikacionih mogućnosti koje ovakvi uređaji inherentno imaju. Dodatne komunikacione mogućnosti se mogu koristiti za daljinsko praćenje rada sistema. Mana ovakvih uređaja je manja procesorska snaga u odnosu na računare opšte namene, o čemu treba voditi računa. Potencijalni problem mogu biti i operativni sistemi na kojima je zasnovan njihov rad i potrebno je da ti operativni sistemi podržavaju rad u realnom vremenu. Jedan dobar primer ovakvog nestacionarnog sistema bi bio sistem za korekciju padajućeg stopala sa sensorima pritiska na stopalu, stimulatorom na kolenu i PDA računarom za pojasom. Algoritam upravljanja kod ovakvog sistema je jednostavan i pogodan za aplikaciju na ovakvim uređajima.

Centralni kontroler može biti projektovan i kao poseban uređaj specijalizovan za tu namenu. U tom slučaju sasvim sigurno bi moglo doći do integracije glavnog računara i koordinatora u jednu celinu. Tip, brzina i ostale karakteristike računara bi bile određene već testiranim algoritmom čija se implementacija očekuje.

Povezivanje koordinatora i centralnog kontrolera zavisi prvenstveno od tipa centralnog kontrolera, ali i od tipa bežične komunikacije između koordinatora i perifernih jedinica. U slučaju korišćenja računara opšte namene, USB ili neka slična veza sa koordinatorom se pokazuje kao dobro rešenje. Korišćenje neke druge bežične tehnologije, kao na primer WiFi mreže, dalo bi mogućnost da se koriste resursi ugrađeni u komercijalne uređaje. Primer toga bi bio PDA računar sa integrisanim WiFi

primopredajnikom, koji bi mogao da ima ulogu objedinjenog glavnog računara i koordinatora.

### **3.3.4 Programska struktura periferijske jedinice**

Program periferijske jedinice mora biti organizovan po principima rada u realnom vremenu, a pod tim se prvenstveno misli da se vremenski kritične aplikacije izvršavaju periodično sa definisanim dozvoljenim odstupanjima i da vreme reagovanja na karakteristične događaje bude zagarantovano. Funkcije programa periferijske jedinice mogu da se podele na vremenski kritične i one koji to nisu.

U vremenski kritične funkcije spadaju:

- bežična komunikacija,
- očitavanje internih i eksternih senzora i
- izvršavanje stimulacionih algoritama.

U vremenski nekritične funkcije spadaju:

- signalizacija i
- kontrola i upravljanje napajanjem.

Bežična komunikacija u ovakvom sistemu može biti organizovana na različite načine i zbog toga uloga procesora može da se razlikuje. U slučaju korišćenja komponenti koji same po sebi obezbeđuju implementaciju protokola komunikacije, program periferijske jedinice neće biti opterećen komunikacijom i obrnuto, jednostavne komunikacione periferije zahtevaju kompleksniju programsku podršku. U svakom slučaju brz i pouzdan rad sistema podrazumeva što veći propusni opseg komunikacije ali i minimizaciju čekanja prouzrokovanu obradom podataka u programu periferijske jedinice. Iz tog razloga je ova aktivnost označena kao kritična.

Rad sistema se u opštem slučaju zasniva na kontroli u zatvorenoj povratnoj sprezi i potrebno je da radi na precizno određenoj učestanosti. U zavisnosti od vrste senzora potrebno je vršiti njihova očitavanja u skladu sa tom učestanošću. Osim toga, u režimima utvrđene primene, akcenat obrade senzorskih podataka je prebačen na periferijsku jedinicu. Efikasni algoritmi obrade senzorskih podataka mogu biti kompleksni.

Posebno osetljiv je deo softvera koji se bavi izvršavanjem stimulaciónog algoritma. Tehnologija električne stimulacije podrazumeva generisanje strujnih ili naponskih impulsa precizno određenih trajanja. Rezolucija vremena trajanja impulsa je reda mikrosekunde. Ako se merenje vremena vrši softverski potrebno je voditi računa da drugi delovi softvera ne mogu da blokiraju delove softvera koji obavljaju merenja ovih trajanja. Za realizaciju ovih merenja potrebno je što više oslanjati se na specifične hardverske module dostupne u većini današnjih mikrokontrolerskih arhitektura (tajmeri, *capture-compare* jedinice), a moguće ih je lako implementirati i u namenski projektovanim sistemima.

Po prirodi bežične tehnologije u toku rada sistema očekivani su prekidi komunikacije i softver mora obezbediti mehanizme kojima se vrši kompenzacija nastalih kašnjenja. Kada je senzorski deo sistema u pitanju potrebno je obezbediti memorijske resurse za čuvanje senzorskih podataka za vreme prekida komunikacije. Kada je stimulacióni deo softvera u pitanju, u slučaju prekida komunikacije, mora biti obezbeđena prediktivna ili *fail-safe* operacija. Konkretno rešenje zavisi od vrste algoritma koji je implementiran.

### **3.3.5 Programska struktura koordinatora**

Funkcije programa koordinatora su komunikacija sa perifernim jedinicama i centralnim kontrolerom i upravljačka funkcija u režimu utvrđene primene.

Komunikacija sa perifernim jedinicama je bežična i po pravilu se obavlja po master-slejev principu. To podrazumeva implementaciju algoritma raspoređivanja poziva i protokola rutiranja. Zadatak koordinatora je da obezbedi razmenu podataka sa svim perifernim jedinicama uz poštovanje postavljenih prioriteta. Prioriteti mogu biti jednaki i u tom slučaju koordinator treba da obezbedi podjednak protok informacija prema svim perifernim jedinicama. Prioriteti mogu biti i različiti, što za posledicu ima nesimetrične veze sa perifernim jedinicama i različita kašnjenja informacija. Efikasni protokoli rutiranja zahtevaju implementacije različitih algoritama određivanja optimalne putanje. Neki od njih mogu biti zasnovani na intenzivnim matematičkim proračunima, a drugi se mogu bazirati na statističkim metodama. Deo softvera koordinatora se bavi komunikacijom sa centralnim kontrolerom. Da bi se obezbedila maksimalna propusna

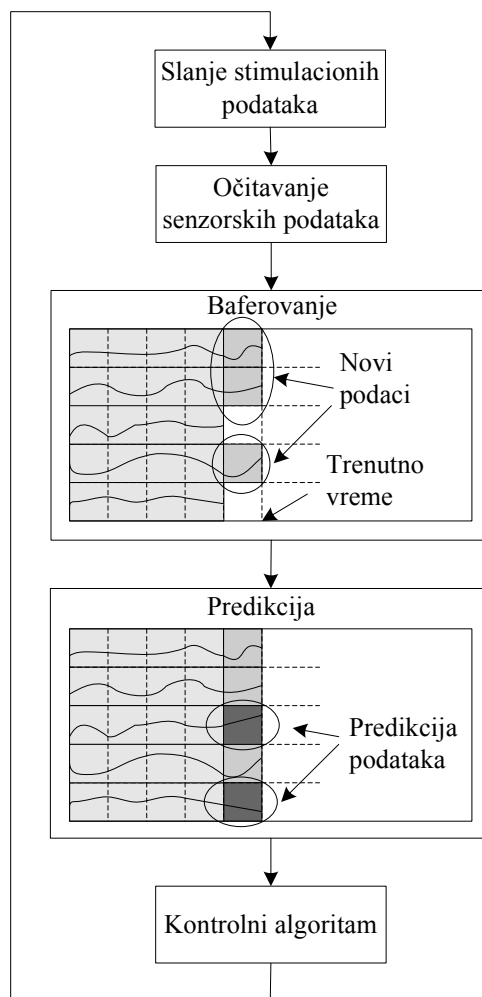


moć sistema potrebno je da softver koordinatora bude projektovan tako da se izbegnu čekanja prilikom primopredaje paketa.

U režimu utvrđene primene, program koordinatora dobija značajnu komponentu čija kompleksnost zavisi od konkretnog algoritma.

### 3.3.6 Program centralnog kontrolera

Program centralnog kontrolera se značajno razlikuje u režimima motornog učenja i utvrđene primene. U prvom slučaju centralni kontroler implementira glavni kontrolni algoritam i obezbeđuje korisnički interfejs. Blok šema opšteg algoritma softverske aplikacije na centralnom kontroleru u režimu motornog učenja prikazana je na slici 3.6.



Slika 3.6 – Opšta struktura programa na centralnom kontroleru u režimu motornog učenja.

Kao što je rečeno ranije, bežična komunikacija inherentno sa sobom nosi kašnjenja u prenosu informacija, kako senzorskih tako i stimulacionih. Iako periferijske

jedinice nisu direktno povezane na centralni kontroler sva kašnjenja se preko koordinatora direktno prenose do centralnog kontrolera. U slučaju kašnjenja podataka od neke periferijske jedinice, sa stanovišta kontrolnog algoritma je potrebno obezbediti predikciju vrednosti senzorskih signala koji nedostaju. Mnogi algoritmi obrade senzorskih signala uključuju obradu nad nizom podataka zapamćenih u redu određene dužine.

Dobar primer za to je digitalna integracija, koja podrazumeva inkrementalnu realizaciju. Za svaki novi odbirak ulaznog signala, nova vrednost integrala se dobija dodavanjem poslednjeg odbirka na staru vrednost integrala. U slučaju korišćenja predikcije, neophodno je pamtiti poslednju vrednost integrala zasnovanu na realnim podacima, a ostatak integracije iznova ponavljati za sve podatke koje daje algoritam predikcije. Ovo može znatno da iskomplikuje realizaciju ali je neophodno za korektnu realizaciju.

U režimu utvrđene primene, softverska struktura prikazana na slici 3.6 se spušta na nivo koordinatora, a centralni kontroler dobija ulogu nadzora i definisanja globalne strategije upravljanja.

## 4 Bežična komunikacija

### 4.1 Bežične senzorske mreže nošene na telu

Bežične senzorske mreže su poslednjih godina u stalnom razvoju. Koriste se za različite aplikacije: industrija, meteorologija, poljoprivreda, građevinarstvo, ekologija, sport i slično. Posebna grupa senzorskih mreža su one koje se koriste u biomedicinskim aplikacijama i namenjene su za praćenje stanja pacijenata u cilju dijagnostike, praćenja efekata oporavka i slično.

Bežične senzorske mreže koje se koriste u biomedicinskim aplikacijama su uglavnom koncipirane tako da budu nošene na telu pacijenta i u literaturi se odomaćio naziv bežične mreže nošene na telu (WBAN – *Wireless Body Area Networks*) [110]. Takve mreže se sastoje od minijaturnih senzorskih i komunikacionih jedinica. Projektuju se tako da budu što lakše za nošenje. Minijaturizacija diktira ograničene napojne resurse. To za posledicu ima ograničenu radio emisiju i potrebu da se energija čuva na svaki mogući način. Ovakvim mrežama se nekada prenose informacije koje se koriste tek u naknadnoj obradi. Poznat je primer EKG holter uređaja kojim se snima dnevna srčana aktivnost. U drugim slučajevima se prenose vremenski kritične informacije, kao kod sistema za prepoznavanje i hitno javljanje poremećaja srčanog ritma. U takvim aplikacijama protokoli bežične komunikacije treba da zadovoljavaju i stroge zahteve po pitanju kvaliteta servisa i da podržavaju mogućnost rada u realnom vremenu.

Kao i kod ostalih senzorskih mreža, teži se da organizacija rada WBAN mreže bude prilagođena nekom standardu i da zadovoljava slojevitou komunikacionu OSI strukturu. S obzirom da su WBAN mreže još uvek u razvoju za sada se najviše pažnje

posvećuje nižim slojevima , od kojih su neki pokriveni i standardima, dok se viši slojevi projektuju shodno konkretnoj aplikaciji. Pod nižim nivoima smatraju se fizički nivo, koji podrazumeva realizaciju primopredajnika i definisanje fizičkih parametara prenosa i nivo prenosa podataka, koji definiše načine pristupa medijumu i osigurava protok podataka. Prvi viši nivo je nivo mreže, na kojem se korišćenjem protokola rutiranje obezbeđuje međusobna komunikacija svih učesnika u mreži.

#### **4.1.1 Fizički sloj**

Na fizičkom nivou se bežična komunikacija u WBAN mrežama danas ostvaruje ili preko elektromagnetne sprege ili preko radio komunikacije [110, 111]. Komunikacija preko elektromagnetne sprege se zasniva na korišćenju spregnutih namotaja koji se nalaze jedan u blizini drugog. Preko njih se korišćenjem promenljivog magnetnog polja prenose energija i informacije. Ovakav vid komunikacije se obično koristi tamo gde je potrebno kontinualno prenošenje informacija kao što su na primer kohlearni implantati ili BION stimulator [100]. Prednost ovakve komunikacije je i u tome što prijemnici preko induktivnog linka dobijaju i informacije i energiju, tako da ne moraju da imaju lokalno baterijsko napajanje. Iz toga razloga i većina implantabilnih sistema koji zahtevaju značajniji prenos informacija koristi ovakvu komunikaciju. Sa druge strane, mana ovakve komunikacije je neophodnost bliske sprege velikih i nezgrapnih namotaja i relativno mali protok podataka [112].

Radio komunikacija omogućava komunikaciju na većim udaljenostima. Za spregu u radio komunikacijama se koriste antene koje su po svojim dimenzijama znatno manje od namotaja korišćenih kod induktivne sprege. Mana sistema zasnovanih na radio komunikaciji je potreba lokalnog napajanja, zato što je prenos energije posredstvom radio veze vrlo neefikasan. Sa druge strane, radio komunikacija omogućava dvosmernu vezu i prenos podataka velikim brzinama. Iz toga razloga radio komunikacija je preferirana u sistemima koji rade povremeno, tj. zahtevaju sporadični prenos male količine podataka velikim brzinama prenosa.

Kada su u pitanju implantabilni sistemi induktivna sprega je dominantna tamo gde je potreban kontinualan prenos podataka na relativno malim brzinama prenosa, dok se za implante koji rade povremeno koristi radio komunikacija. U sistemima koji nisu implantabilni radiokomunikacija je svakako dominantna.

Na nivou fizičkog sloja postoji mnoštvo različitih standardizovanih i eksperimentalnih načina komunikacije koji se razlikuju po hardverskoj realizaciji predajnika i prijemnika, tipu modulacije, zauzeće propusnog opsega, dozvoljenoj emisionoj snazi...itd. U radio komunikacija danas je svakako ISM (*Industrial Scientific Medical*) 2.4GHz opseg najzastupljeniji, mada se osim njega koriste i ISM opsezi na nižim učestanostima (868MHz, 915Mhz). U novije vreme se razvijaju tehnologije prenosa na višim učestanostima (4-7GHz) i sa znatno širim propusnim opsezima. Prednost viših učestanosti je veća brzina prenosa, a prednost nižih učestanosti je bolje iskorišćenje energije i veći domet. Najpoznatiji standardi koji definišu fizički nivo u ovim opsezima su ZigBee, Bluetooth i Wifi.

Poseban standard radio komunikacije koji opisuje fizički nivo namenjen isključivo za komunikaciju između implanata je MICS (*Medical Implantable Communication Service*) opseg (401-406MHz) [113] koji karakteriše kanal širine 300kHz i maksimalna emisiona snaga od  $EIPR=25\mu W$ . Ovaj fizički sloj je pokriven i nekim opštijim standardima bežične komunikacije o kojima će biti reči kasnije.

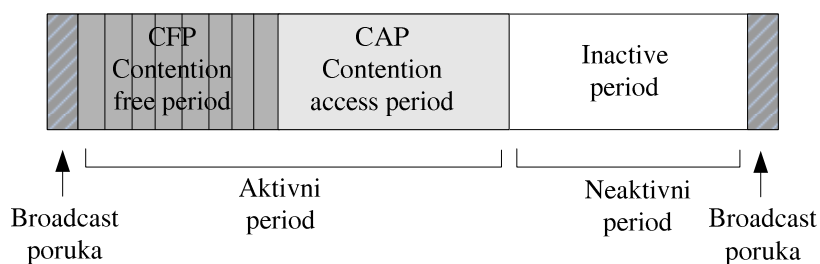
#### **4.1.2 Sloj pristupa medijumu**

Sloj pristupa medijumu, često nazivan MAC (*Medium Access*) sloj, definiše i uređuje protokole pristupa kojima se obezbeđuje da u senzorskoj mreži u kojoj se nalazi mnoštvo senzora medijum koji je zajednički za sve bude deljiv. Raspored pristupa treba da bude takav da je omogućena funkcionalna komunikacija među svim članovima mreže, uzimajući u obzir zahteve svih pojedinačnih učesnika. MAC sloj se pored toga bavi i adresiranjem, korekcijom greški, merenjem parametara kanala itd.

MAC protokoli se u osnovi dele na protokole sa definisanim pristupom medijumu i protokole sa slučajnim pristupom medijumu. Dalje se protokoli sa definisanim pristupom dele na one sa fiksno dodeljenim pristupom i one sa dinamički dodeljenim pristupom. [114, 115].

Među protokolima sa fiksno određenim pristupom u bežičnim senzorskim mrežama najčešće su korišćeni TDMA (*Time Division Multiple Access*) protokoli [116, 117]. TDMA protokoli su dobri za male sisteme definisane arhitekture. Pristup medijumu je precizno definisan rasporedom u vremenu koji najčešće određuje jedan učesnik, nazivan koordinator mreže. Dobra strana ovakvih protokola je izbegavanje

sudara više različitih senzorskih čvorova, zato što se tačno zna kada ko pristupa medijumu. Samim tim, ovakvi protokoli mogu da garantuju kašnjenje što je bitno za aplikacije u realnom vremenu. Dobra strana ovakvih protokola je što se tačno zna kada ko prima i šalje podatke. Zbog ovoga je moguće za svaku senzorsku jedinicu u vremenu rasporediti režime aktivnog rada i režime rada sa smanjenom potrošnjom i na taj način obezbediti uštedu u energiji. Mana ovakvih protokola je što su rigidni tj. teško se adaptiraju na varijacije u unapred definisanom vremenskom rasporedu. Svaka promena zahteva izmene parametara kod svih učesnika u mreži. Takođe, ovakvi protokoli nisu inherentno skalabilni, jer svako dodavanje novog senzora zahteva izmene u rasporedu pristupa, a u slučaju velikog broja senzora efikasnost komunikacije opada. Kod ovakvih protokola brzina rada cele mreže je određena brzinom najbržeg čvora. Najbrži čvor se javlja u svakom komunikacionom intervalu, a sporiji čvorovi se javljaju povremeno. To dovodi do potrebe za komplikovanim menadžmentom koji mora da obavlja koordinator mreže.



**Slika 4.1 – Opšta struktura TDMA frejma sa fiksno dodeljenim pristupom.**

Opšta struktura TDMA frejma (*frame*) sa fiksno dodeljenim pristupom prikazana je na slici 4.1. Većina TDMA protokola, uključujući i eksperimentalne i standardizovane, zasniva svoj način funkcionisanja na ovom principu. Frejm uvek započinje porukom koju emituje koordinator mreže. U okviru te poruke, koja je po prirodi *broadcast* tipa, nalaze se informacije koje su bitne za samu organizaciju frejma. Iz te informacije čvorovi u mreži znaju kako treba da tekućem frejmu organizuju svoje učešće u komunikaciji. Između *broadcast* poruka se nalazi zona koja je podeljena na aktivni period u kome postoji komunikacija i neaktivni period u kome nema nikakve komunikacije. Dalje, aktivni period se deli na deo u kome je moguća samo komunikacija po unapred određenom rasporedu i zove se period bez takmičenja (CFP - *Contention Free Period*). Ta zona je izdvojena na intervale u kojima pojedini čvorovi šalju svoje informacije i ti intervale se nazivaju garantovani vremenski intervale (GTS –

*Guaranteed Time Slot*). Zahvaljujući tačno poznatom rasporedu garantovanih intervala u odnosu na *broadcast* interval, kao i poznatom periodu emitovanja *broadcast* poruke, senzorski čvorovi mogu precizno da definišu svoje neaktivne periode. To je od značaja za uštedu energije. Drugi deo aktivnog perioda je namenjen za slučajan pristup medijumu (*CAP - Contention Access Period*), u kome se različiti senzorski čvorovi takmiče u tome ko će prvi da zauzme medijum. To daje mogućnost novim čvorovima da pristupe mreži i pošalju svoje informacije koordinatoru i eventualno traže pristup mreži. Na osnovu predstavljenog principa nastalo je mnoštvo protokola, čiji najpoznatiji predstavnici su navedeni u nastavku.

Energetski efikasan TDMA protokol (*Energy-efficient TDMA-based MAC protocol*) [118], je protokol namenjen za aplikacije sa velikim protokom podataka. Mreža je hijerarhijski organizovana, tako da je jedan čvor u mreži proglašen koordinatorom i on obezbeđuje posrednu komunikaciju između senzorskih čvorova i bazne stanice. Glavna razlika u odnosu na opštu strukturu frejma je u tome što nakon određenog broja fiksnih frejmova za komunikaciju sa senzorskim čvorovima (*CFP period*) sledi period rezervisan za transfer podataka prema baznoj stanici. Protokol ne podržava *CAP* periode.

TDMA protokol svestan stanja baterije (*Battery-aware TDMA protocol*) [119] je protokol kod koga je dinamika rada mreže diktirana vremenskim parametrima značajnim za eksploataciju baterija. Elektrohemijski procesi su glavna smernica u definisanju dinamike javljanja u mreži.

MAC protokol sa garancijom prioriteta (*Priority guaranteed MAC protocol*) [120] je zasnovan na opštoj strukturi uz dodatnu podelu *CAP* zone na dva podintervala. U jednom podintervalu je dozvoljeno javljanje samo retkim senzorskim čvorovima koji prenose vremenski i životno kritične informacije.

Lamprinos i saradnici [121] su predložili MAC protokol baziran na master-slejev principu i TDMA rasporedu. Protokol je namenjen aplikacijama sa malim protokom podataka. Sve učesnici u mreži se sinhronizuju na period u kome je komunikacija aktivna i svi su u aktivnom režimu dok komunikacija traje. U ostalom delu vremena svi senzorski čvorovi idu u režim smanjene potrošnje.

Omeni i saradnici [122] su predložili TDMA MAC protokol koji se zasniva na zvezdastoj strukturi mreže i master-slejev organizaciji. Svakoј senzorskoј jedinici je

dodeljen fiksni vremenski slot, uz mogućnost dodavanja novih CFP perioda. U slučaju alarmne situacije na nekoj od jedinica njoj se dodeljuje dodatni interval za prenos podataka.

HMAC (*Hart Beat MAC*) je TDMA protokol koji za vremensku sinhronizaciju koristi otkucaje srca [123]. Namijenjen je za senzorske mreže sa niskom frekvencijom javljanja senzora. Upotrebom otkucaja srca za sinhronizaciju izbegnuta je potreba za periodičnom razmenom sinhronizacionih poruka između koordinatora i senzora što dramatično produžava radni vek baterijskih napajane mreže.

Kod MAC protokola sa slučajnim pristupom ne postoji apriorno određena sekvenca javljanja senzorskih čvorova. Kada neki čvor želi da pošalje informaciju, on najpre osluškuje medijum i kada utvrdi da je slobodan aktivira slanje svoje poruke. Ova klasa protokola je pogodna za senzorske sisteme koji po prirodi stvari imaju neperiodična merenja. Glavna mana ovakvih protokola je nepouzdanost u alarmnim situacijama u kojima mnoštvo senzora pokušava istovremeno da pošalje svoje hitne poruke.

B-MAC (*Berkeley Media Access Control for Low-Power Sensor Networks*) [124] i WiseMAC protokol [125] su tipični predstavnici protokola sa slučajnim pristupom. Čvorovi periodično osluškuju medijum. Ako je medijum zauzet čeka se ili njegovo oslobađanje u slučaju slanja, ili prijem poruke. Protokoli su dobri za mreže u kojima postoji saobraćaj srednjeg intenziteta.

Za mreže sa manje intenzivnim saobraćajem i dužim neaktivnim periodima pogodan je STEM [126] protokol. Za njega je karakteristično da se komunikacija odvija preko dva kanala. Sporadični događaji na koje je potrebno brzo reagovati se prenose preko posebnog kanala. To naravno zahteva složeniju realizaciju hardvera jer je potrebno imati duple primopredajnike.

S-MAC (*Sensor MAC*) [127] je protokol koji kombinuje TDMA i slučajni pristup. Namijenjen je za mreže sa niskom frekvencijom javljanja. Mreža periodično prolazi kroz stanja komunikacije i spavanja. Unutar mreže se formiraju klasteri u kojima jedan čvor diktira sinhronizaciju. Svaki čvor u sebi ima tabelu rasporeda javljanja za sve svoje poznate susede.



Među ostalim protokolima koji kombinuju TDMA i slučajan pristup ističu se PMAC [128] pogodan za aplikacije osetljive na kašnjenja i DMAC [129] za aplikacije u kojima po prirodi stvari različiti senzorski čvorovi imaju različite prioritete.

Generalni zaključak je da su protokoli sa slučajnim pristupom energetski efikasniji, ali mana im je u tome što ne garantuju kvalitet servisa pogotovo u režimima intenzivnijeg saobraćaja. Osim toga, ovakvi protokoli su pogodni za nesimetričan saobraćaj gde se većina informacija kreće od čvorova prema baznoj stanici. TDMA protokoli su bolji za mreže sa povećanim saobraćajem, ali su rigidni i neskalabilni – dodavanje novih senzora zahteva izmene u radu mreže. Dobra strana im je što mogu da garantuju kvalitet servisa i podržavaju simetričan protok informacija.

### 4.1.3 Standardi bežične komunikacije

IEEE802.11 [130]– komunikacija se obavlja u 2.4GHz ISM opsegu. Osnovna karakteristika je efikasno korišćenje spektra. Brzina komunikacije se kreće u opsegu od 1MB/s pa do 48MB/s pri čemu se koriste različite modulacije. U MAC sloju su podržana dva režima rada:

- DCF (*Distributed Coordination Function*). U ovom režimu se praktično radi slučajan pristup medijumu. Nod koji želi da šalje informaciju osluškuje stanje na mreži. Ukoliko je medijum slobodan, šalje se poruka. Ukoliko medijum nije slobodan čeka se neko slučajno vreme, pa se pokušava ponovo. Nakon uspešnog slanja određeno vreme se čeka na potvrdu (ACK). Unapređena varijanta je osluškivanje sa korišćenjem RTS/CTS paketa. Naime, nod koji želi da šalje poruku najpre šalje kratak RTS paket koji sadrži osnovne podatke i adresu primaoca. Nakon prijema ove poruke primaoc odašilje potvrdu prenosa tj. CTS paket i nakon toga pošiljaoc može da šalje informacionu poruku. Istovremeno, svi ostali nodovi u mreži nakon prijema RTS poruke na određeno vreme se primiruju da bi omogućili najavljenju komunikaciju.
- PCF (*Point Coordination Function*). U ovom slučaju u mreži postoji jedan specijalni nod, koji se zove ACCESS POINT i koji koordinira rad mreže, tako što periodično ostvaruje komunikaciju na zahtev. Povremeno emituje *broadcast* poruku kojom poziva nove nodove da se pridruže mreži.

IEEE802.15.1 Bluetooth [131]– Protokol namenjen za rad u 2.4GHz ISM opsegu koji podržava brzine rada do 3MB/s, sa nekoliko različitih modulacija. O osnovi je dizajniran da podrži direktno povezivanje personalnih uređaja male potrošnje. Pored toga, postoji izvesna podrška za stvaranje mreže. Jedan uređaj u mreži, koordinator mreže, može da uspostavi istovremenu vezu sa 7 aktivnih čvorova. Sva komunikacija je inicirana i kontrolisana od strane koordinatora. Direktna komunikacija između čvorova nije podržana, a standardnom je definisana samo direktna komunikacija koordinatora i čvora (*single-hop*) i nije data podrška rutiranju u više skokova.

IEEE802.15.4 [132] – standard projektovan kao prvi odgovor na potrebu za standardizacijom u bežičnim senzorskim mrežama malog protoka i potrošnje. Pokriva fizički i MAC sloj. Na osnovu njega je kreiran i ZigBee protokol koji definiše OSI slojeve iznad MAC sloja. Komunikacija se odvija u nekoliko ISM opsega, pri čemu se u 2.4GHz opsegu obezbeđuje brzina komunikacije od 250kbit/s. Standardom je definisano da postoje dva tipa uređaja – FFD (*Full Function Device*) uređaj sa punom funkcionalnošću koji može da se ponaša i kao krajnji nod, ali i kao koordinator i ruter i RFD (*Reduced Function Device*) uređaj sa redukovanom funkcionalnošću koji može da komunicira samo sa FFD uređajem. MAC sloj podržava dva režima komunikacije:

- Slučajan pristup koji koristi CSMA/CA mehanizam osluškivanja medijuma – ako je medijum slobodan šalje se paket, a ako nije čeka se slučajno vreme.
- Pristup medijumu sa fiksnim TDMA rasporedom. U ovom slučaju koordinator u mreži periodično šalje *broadcast* poruku kojom obaveštava sve čvorove o TDMA rasporedu. Ceo slot se deli na aktivni, kada postoji komunikacija i neaktivni kada svi članovi mreže idu u režim smanjene potrošnje tj. ne komuniciraju. Aktivni period koji sledi odmah nakon *broadcast* poruke se deli na CAP (*Contention Access Period*) period u kome je dozvoljen slučajan pristup kao u slučaju pod a) i CFP (*Contention Free Period*) kada je tačno definisano kada ko ima pristup medijumu.

WirelessHART – prihvaćen i standardizovan kao IEC62591 [133]. Nastao je kao nastavak žičnog HART protokola i namenjen je za komunikacije u industrijskoj šumovitoj sredini gde su vremenska ograničenja ključni zahtev. Fizički nivo je zasnovan na IEEE802.15.4 standardu, ali je MAC sloj izmenjen. Najvažnija novina je dodavanje frekvencijskog skakanja koje obezbeđuje povećanu imunost na smetnje. Fundamentalni

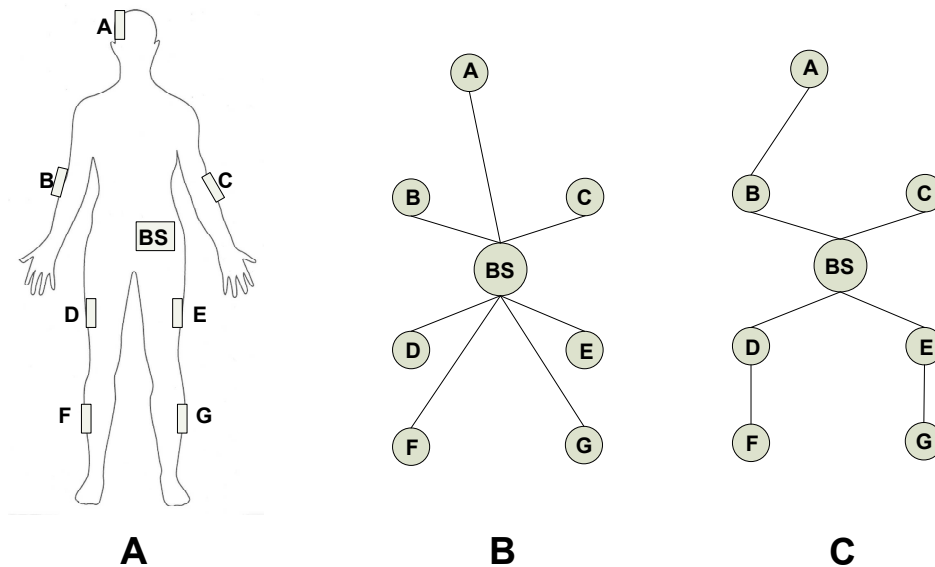
period rada mreže je 10ms. Od ostalih karakteristika bitno je istaći da je komunikacija isključivo kontrolisana od strane mrežnog menadžera (NM). Rutiranje može da bude sa više skokova, ali kontrola je uvek u posedu menadžera. Čvorovi čuvaju podatke o svojim susedima i stanju prenosnog medijuma i na zahtev ih šalju mrežnom menadžeru.

IEEE 802.15.6 [134] – standard projektovan kao prvi odgovor na potrebu za standardizacijom u WBAN mrežama. Pokriva MAC sloj sofisticiranim protokolom i definiše tri nivoa komunikacije u fizičkom sloju: uskopolasna komunikacija, širokopolasna komunikacija i komunikacija unutar ljudskog tela. Za uskopolasnu komunikaciju definisano je nekoliko opsega koji se kreću od 402-2500MHz. Za svaki od opsega su definisani različiti tipovi modulacije. Efektivne bitske brzine prenosa podataka se kreću u opsegu od 57.5Kbit/s do 485.7Kbit/s. Širokopolasna komunikacija je izmeštena na više učestanosti, od 4GHz do 7GHz, sa širinom kanala od 499.2MHz i efektivnim bitskim brzinama koje se kreću u opsegu od 0.5Mbit/s do 10Mbit/s. Komunikacija unutar tela se realizuje u dva frekvencijska opsega, na centralnim učestanostima od 16MHz i 27MHz, sa širinom kanal od 4MHz.

Organizacija MAC protokola je slična kao u IEEE802.15.4 standardu pri čemu je dodat i modifikovani TDMA raspored. Unutar jednog superfrejma se pojavljuje nekoliko različitih perioda u kojima su definisani garantovani i slučajni pristupi medijumu. Za razliku od IEEE802.15.4 u kome je sigurnost bila prebačena na nivo aplikacije, ovaj standard inherentno definiše tri tipa sigurnosti: neobezbeđena komunikacija, komunikacija sa autentifikacijom i komunikacija sa enkripcijom.

#### **4.1.4 Protokoli rutiranja**

Treći sloj je sloj mreže, koji se po OSI standardu bavi obezbeđivanjem i osiguravanjem protoka informacija. U slučaju velikih senzorskih mreža u kojima se informacije ne razmenjuju direktno između dva člana, već posredstvom drugih članova, mrežni sloj kroz takozvane protokole rutiranja obezbeđuje stvaranje putanja kojima informacije na siguran način mogu da budu isporučene [117].



**Slika 4.2 – Rutiranje u WBAN: A) tipična topologija višenamenske senzorske mreže na telu, B) direktna komunikacija bazne stanice sa senzorskim čvorovima i C) komunikacija korišćenjem rutiranja.**

U slučaju jednostavnijih senzorskih mreža (Slika 4.2A) kada svaki senzorski čvor ima dobru komunikaciju sa koordinatorskom struktura mreže je zvezdasta i protokoli rutiranja se ne koriste (Slika 4.2B). Ukoliko zbog različitih fizičkih i energetske ograničenja nije moguće ostvariti direktnu komunikaciju pribegava se posrednoj komunikaciji korišćenjem protokola rutiranja (Slika 4.2C).

Protokoli rutiranja u WBAN mrežama su diktirani specifičnom topologijom, još uvek su područje intenzivnih istraživanja, a danas se ističu temperaturno, hijerarhijsko i kombinovano rutiranje.

Temperaturno rutiranje – ideja za ovu klasu protokola potekla je od činjenice da se WBAN mreže nalaze na ili u ljudskom telu. Emisija radio zračenja izaziva lokalno povećavanje temperature u tkivu. Klasa protokola koja prilikom određivanja putanja uzima u obzir ovakve efekte se naziva protokoli sa temperaturnim rutiranjem.

Jedan od prvih protokola iz ove klase je TARA (*Thermal Aware Routing Algorithm*) [135], koji kao glavni kriterijum za određivanje putanje do udaljenog senzorskog čvora računa temperaturu čvorova kroz koje poruka treba da prođe. Optimizacija putanje podrazumeva zaobilazanje čvorova sa visokom temperaturom. Unapređenja ovog protokola, LTR (*Least Temperature Routing*) i ALTR (*Adaptive*

*Least Temperature Routing*) [136] kao novinu uvode lokalno čuvanje listi posećenih čvorova, što ubrzava nalaženje optimalne putanje i smanjuje energetske troškove.

Hijerarhijsko rutiranje – ideja kod ovih protokola rutiranja je grupisanje senzorskih čvorova i komunikacija sa baznom stanicom preko jednog predstavnika klastera. Jedan od prvih i najpoznatijih protokola iz ove klase je LEACH (*Low-Energy Adaptive Clustering Hierarchy*) [137] protokol, kod koga se implementira rutiranje u dva nivoa. Jedan nivo čini predstavnik klastera koji se na slučajan način bira među senzorskim čvorovima, a drugi nivo su ostali čvorovi. Predstavnik klastera komunicira sa ostalim čvorovima i skupljene podatke prosleđuje baznoj stanici. Predstavnik klastera se bira na slučajan način. Jedno unapređenje ovog protokola je i AnyBody [138] protokol, kod koga je implementiran deterministički algoritam određivanja predstavnika klastera, što povećava životni vek mreže i uzima u obzir i pojedinačne energetske resurse različitih senzorskih čvorova. Dalje unapređenje je predstavljeno kroz HIT (*Hybrid Indirect Transmission*) [139] protokol kod koga je klasterizacija pomešana sa linijskim rutiranjem kroz čvorove. Ovakav protokol je interesantan za WBAN mreže jer uzima u obzir topologiju ljudskog tela.

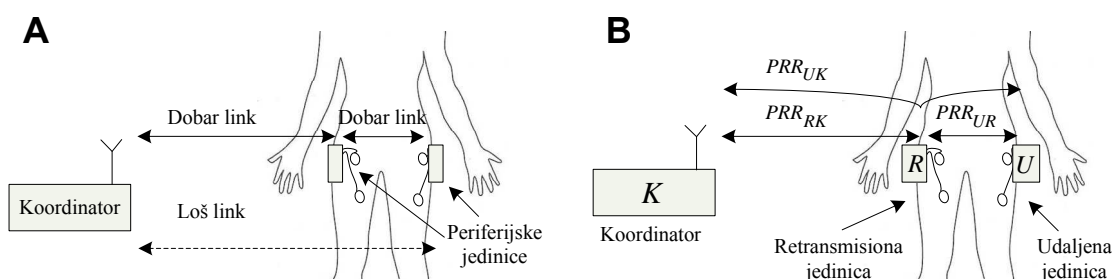
## 4.2 Rutiranje u dva skoka

U predloženoj arhitekturi distribuiranog sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju bežična komunikacija između koordinatora i stimulatorno-senzorskih jedinica je zasnovana na master-slejev principu. Svaka razmena podataka je inicirana, praćena i održavana od strane koordinatora. Zadatak koordinatora je da implementira protokol komunikacije i obezbedi transparentnu i efikasnu vezu računara i bežičnih jedinica.

Pouzdanost i stabilnost rada sistema zavisi od njegove sposobnosti da obezbedi periodičnu i pravovremenu komunikaciju između svih perifernih jedinica i koordinatora. S obzirom da su prekidi u komunikaciji prirodno prisutni u svim bežičnim sistemima, dobar protokol je onaj koji će uspešno da obezbedi minimizaciju kašnjenja informacija.

Ako se zanemare interferencije sa ostalim sistemima, glavni razlog za prekid komunikacije između koordinatora i perifernih jedinica je slabljenje signala kroz ljudsko telo. Visok faktor slabljenja nastaje kao posledica apsorpcije energije u

molekulima vode, koja je naročito izražena u 2.4GHz ISM opsegu [140,141] i znatno je veći od faktora slabljenja vazduha. U drugim slobodnim opsezima, kao što su 433MHz, 860MHz i 915MHz, situacija je povoljnija ali je to i dalje dominantan izvor slabljenja. Ako je udaljenost između koordinatora i subjekta velika, perifериjske jedinice koje se nalaze u senci tela i koordinator ne mogu da ostvare vezu, dok jedinice koje se nalaze sa vidljive strane tela mogu da komuniciraju kako sa udaljenim koordinatorom, tako i sa ostalim jedinicama, makar one bile i sa druge strane tela (Slika 4.3A). Na ovoj pretpostavci leži i cela ideja protokola za rutiranje posebno projektovanog za potrebe ovog sistema. Komunikacija između koordinatora i udaljene perifериjske jedinice može da se ostvari posrednim rutiranjem preko jedinice koja je vidljiva i za koordinator i za udaljenu jedinicu (Slika 4.3B).



Slika 4.3 - Rutiranje u FES sistemu: A) uticaj tela na propagaciju signala, B) rutiranje u dva skoka.

Kao statistička mera kvaliteta komunikacije između jedinica X i Y se može uzeti faktor prijema paketa koji se označava kao  $PRR_{XY}$  (*Packet Reception Rate*).  $PRR_{XY}$  se definiše kao verovatnoća korektnog prijema paketa podataka poslatog od jedinice X ka jedinici Y. Ako se pretpostavi da su kanali statistički nezavisni i da su linkovi simetrični, faktor prijema paketa za celu prenosnu putanju od udaljene jedinice preko prenosne jedinice do koordinatora može da se izračuna kao:

$$PRR_{UK} = PRR_{UR} \times PRR_{RK}, \quad (2)$$

gde je  $PRR_{UR}$  verovatnoća korektnog prijema paketa između udaljene jedinice i prenosne jedinice, a  $PRR_{RK}$  verovatnoća korektnog prijema paketa od prenosne jedinice do koordinatora. Uzimajući u obzir fizičke karakteristike sistema, razumna je pretpostavka da su kvaliteti linkova između perifериjskih jedinica postavljenih na subjekta vremenski nepromenljivi i imaju stabilne faktore prijema paketa  $PRR$ . U prilog

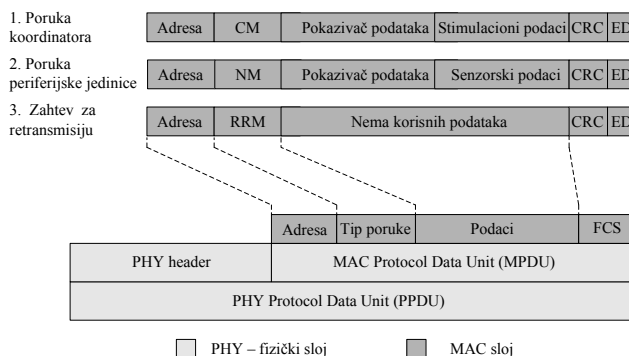
tome, ako je predajna snaga perifernih jedinica dovoljno velika, što se očekuje kod ovakvog sistema, faktor prijema paketa između njih može da se smatra praktično jednak jedinici. Ova pretpostavka nas vodi ka pojednostavljenju jednačine (2)

$$PRR_{UK} = PRR_{RK}, \quad (3)$$

što govori da je u slučaju korektno podešenog sistema ekvivalentni faktor prijema paketa za celu prenosnu putanju uglavnom zavisao od dela prenosnog puta između koordinatora i izabrane prenosne jedinice.

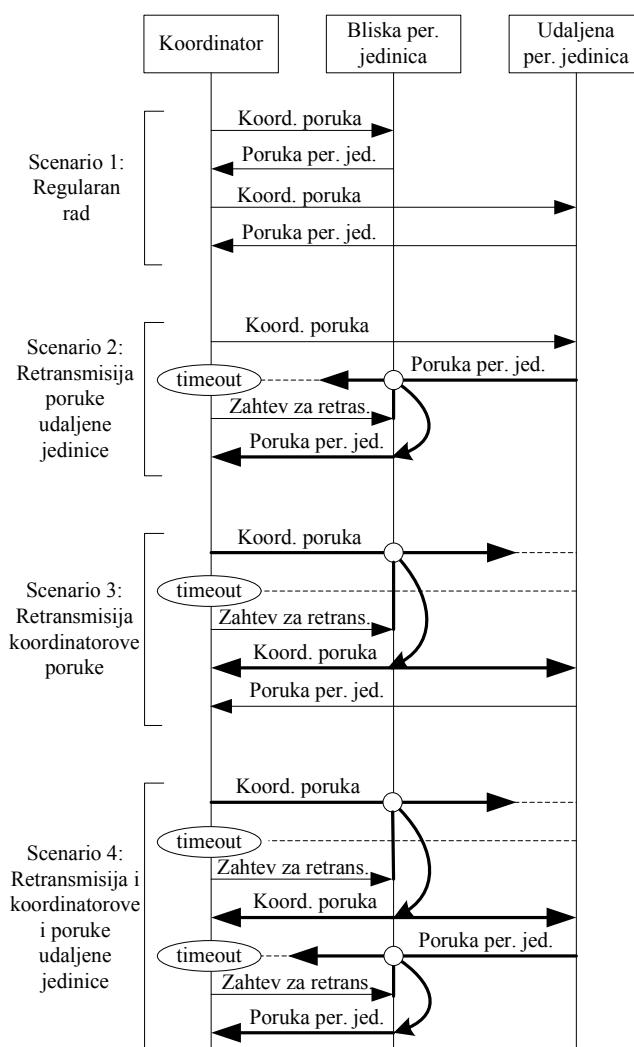
### 4.3 Protokol rutiranja zasnovan na zahtevu za ponavljanje

U idealnom slučaju bez prekida u komunikaciji dva tipa poruka se prenose: poruka koordinatora i poruka perifernih jedinice, slika 4.4. Poruka koordinatora se šalje od koordinatora prema adresiranoj perifernoj jedinici. U opštem slučaju kada jedinica poseduje i senzorsku i stimulatorsku funkciju, poruka koordinatora sadrži podatke o stimulaciji i odgovarajuće sinhronizacione podatke. Sinhronizacioni podaci obezbeđuju korektno sekvenciranje podataka i izbegavanje dupliranja istih podataka u slučaju višestrukih slanja i prijema. Nakon što periferna jedinica primi poruku od koordinatora, ona odgovara svojom perifernom porukom koja u sebi sadrži senzorske podatke i podatke za sinhronizaciju. Periferna poruka služi kao potvrda prijema i šalje se i u slučaju kada jedinica ima samo stimulatorsku funkciju i tada poruka ne sadrži senzorske podatke. Posle prijema potvrde, tj. povratne poruke od perifernih jedinice, koordinatorski uspostavlja vezu sa sledećom jedinicom u skladu sa principom kružnog raspoređivanja.



Slika 4.4 – Tipovi poruka u R<sup>3</sup>P protokolu.

Kao što je ilustrovano na slici 4.3B, u slučaju prekida u komunikaciji, rutiranje u dva skoka može da se iskoristi kako bi se ostvarila komunikacija sa udaljenom jedinicom. Glavni zahtev algoritma rutiranja je da sve periferijske jedinice, bez obzira na to da li su adresirane od strane koordinatora ili ne, primaju sve komunikacione poruke. Svaka jedinica treba da čuva poslednju korektno primljenu poruku u svom lokalnom baferu. Protokol rutiranja se implementira na taj način što koordinatorska jedinica šalje posebnu poruku, koja se naziva zahtev za retransmisijom (RRM), šaljemo izabranoj prenosnoj jedinici, slika 4.4. Posle prijema zahteva za retransmisiju, adresirana prenosna jedinica šalje poslednju primljenu poruku iz svog bafera, bez zahtevnog dodatnog procesiranja i obrade.



Slika 4.5 – R<sup>3</sup>P protokol rutiranja.



Iako se mreža uglavnom sastoji iz koordinatora i više periferijskih jedinica, protokol rutiranja se može analizirati u pojednostavljenom slučaju kada postoje koordinator i dve jedinice, udaljena i bliska. Osnovna pretpostavka je da jedna jedinica, nazvana bliska jedinica, ima visoko kvalitetan link sa koordinatorom i da praktično nema gubitak podataka. Druga jedinica, nazvana udaljena jedinica, ima realan link sa koordinatorom i bliskom jedinicom usled čega dolazi do gubitka poruka u prenosu. Sve situacije u protokolu su pokrivena sa četiri scenarija, slika 4.5.

Scenario 1 prikazuje regularnu situaciju, kada i bliska i udaljena jedinica imaju kvalitetan link sa koordinatorom i tada ne dolazi do gubitka poruka. Iz tog razloga koordinator periodično i naizmenično proziva i jednu i drugu jedinicu, šalje im svoje zahteve, a od njih dobija poruke sa podacima.

Scenario 2 predstavlja situaciju kada dođe do gubitka poruke koju udaljena jedinica šalje koordinatoru. U ovom slučaju, udaljena jedinica korektno prima poruku od koordinatora i odgovara sa svojom porukom. Zahvaljujući dobrom linku između udaljene i bliske jedinice, bliska jedinica prima ovu poruku i skladišti je u svoj prijemni bafer, ali zbog lošeg linka koordinator ne dobija poruku od udaljene jedinice. Posle predefinisano vremena, koordinator shvata da je došlo do prekida u komunikaciji i da nije dobio odgovor od udaljene jedinice i izdaje zahtev za retransmisijom bliskoj jedinici, za koju se smatra da ima dobar link i sa koordinatorom i sa udaljenom jedinicom. Nakon prijema retransmisionog zahteva bliska jedinica šalje sadržaj svog prijemnog bafera, što ustvari predstavlja poruku koju je u prethodnoj prozivci udaljena jedinica pokušala da pošalje koordinatoru, ali zbog lošeg linka ta poruka nije stigla do koordinatora. Zbog kvalitetnog linka sa koordinatorom, bliska jedinica korektno isporučuje, tj. prenosi poruku udaljene jedinice.

Scenario 3 pokriva situaciju prekida u komunikaciji kada koordinator šalje poruku udaljenoj jedinici. Zbog kvalitetnog linka sa koordinatorom bliska jedinica korektno prima poruku, ali pošto nije ona adresirana samo je upisuje u retransmisioni bafer i ne radi ništa. Udaljena jedinica zbog lošeg linka ne uspeva da primi poruku od koordinatora i samim tim ne reaguje nikakvim odzivom. Posle predefinisano vremena, koordinator shvata da je došlo do prekida u komunikaciji i izdaje zahtev za retransmisiju bliskoj jedinici od koje se očekuje da ima vezu sa svima. Bliska jedinica šalje sadržaj svog retransmisionog bafera koji je u ovom slučaju koordinatorova poruke. Zbog dobrih

linkova i koordinator i udaljena jedinica primaju poruku. Koordinator kada vidi da je u pitanju njegova ponovljena poruka ne radi ništa, a udaljena jedinica postupa po primljenoj poruci i šalje svoj odgovor koji u ovom slučaju uspešno stiže do koordinatora, kao u scenariju 2.

Scenario 4 podrazumeva situaciju kada dolazi do gubitka i poruke od koordinatora i poruke od udaljene jedinice. Ovaj slučaj može da se posmatra i kao kombinacija scenarija 2 i 3, u kome nakon uspešno izvršene retransmisije koordinatorove poruke dolazi do gubitka poruke udaljene jedinice. Koordinator, nakon što posle dobijene svoje sopstvene poruke ustanovi da očekivani odziv od udaljene jedinice nije stigao do njega, izdaje još jedan zahtev za retransmisijom, koji u ovom slučaju kao posledicu ima slanje poruke udaljene jedinice iz bafera bliske jedinice.

Bitna karakteristika ovog protokola je da su svi slučajevi pokriveni sa ova četiri scenarija. Jedinici preostali slučaj predstavlja situaciju kada iz bilo kog razloga bliska jedinica nema dobru vezu bilo sa koordinatorom, bilo sa udaljenom jedinicom. U tom slučaju nastavlja se sa ponovnom prozivkom iste ili sledeće jedinice, što je određeno strategijom prozivanja i protokol ponovo prolazi kroz neki od ova četiri scenarija.

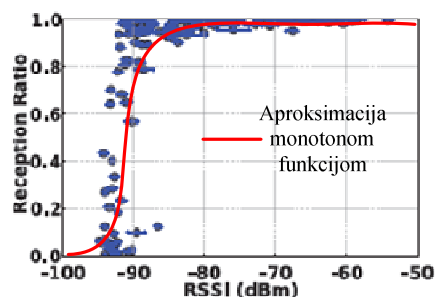
## **4.4 Određivanje optimalne putanje**

S obzirom da su u ovom sistemu perifernijske jedinice smeštene neposredno uz površinu tela, ovakav vid smetnji znatno utiče na rad sistema. Sa druge strane, u najčešćem broju slučajeva, perifernijske jedinice su ravnomerno raspoređene po telu subjekta. To obezbeđuje da uvek postoji perifernijska jedinica koja nije zaklonjena telom i koja ima relativno dobru vidljivost sa koordinatorom.

Određivanje optimalne putanje u ovom protokolu se svodi na izbor retransmisiona jedinice preko koje će se ostvariti najsigurnija posredna komunikacija sa udaljenom jedinicom. S obzirom na namenu sistema, očekivano je da se relativne pozicije jedinica i koordinatora menjaju u toku rada. Zbog toga određivanje optimalne putanje zahteva povremeno ili kontinualno praćenje i precenu karakteristika svih prenosnih puteva. U zavisnosti od načina i nivoa merenja moguće su tri varijante određivanja putanje rutiranja.

#### 4.4.1 Rutiranje zasnovano na koordinatorskom linku

U ovoj varijanti rutiranja polazna pretpostavka je da su linkovi između periferijskih jedinica idealni, tj. da između svake dve jedinice postoji link bez gubitaka. U tom slučaju se pronalaženje optimalne putanje svodi na izbor retransmisiona jedinice samo na osnovu kvaliteta linka sa koordinatorom. Pravilo rutiranja u tom slučaju glasi: Retransmisiona jedinica je ona koja ima najbolji link sa koordinatorom. Da bi ovakvo rutiranje moglo da bude implementirano potrebno je da koordinator kontinualno prati stanje svih svojih linkova sa periferijskim jedinicama. Uz pretpostavku da su linkovi simetrični, ovakve informacije se dobijaju na osnovu merenja koja su obezbeđena u samom prijemniku koordinatora. Parametar koji se može koristiti za ovu namenu je intenzitet primljenog signala RSSI (*Radio Signal Strength Intensity*), koji praktično svaki prijemnik može da meri. U zavisnosti od konkretne realizacije fizičkog sloja, moguće su i mere koje se zasnivaju na korelacionim koeficijentima koje obezbeđuje sam digitalni demodulator i koji govore koliko je dobro slaganje primljenog signala sa pseudoslučajnim sekvencama, kao što je LQI indikator (*Link Quality Indicator*) u IEEE802.15.4 standardu. I teoretska i praktična istraživanja idu u prilog ovome, zato što se pokazuje da se zavisnost kvaliteta linka od ovih parametara može aproksimirati neopadajućom funkcijom [142]. Na slici 4.6 prikazana je eksperimentalno određena zavisnost verovatnoće korektnog prijema paketa (*PRR*) od intenziteta radio signala na ulazu u prijemnik, kao i pokušaj aproksimacije monotono rastućom funkcijom. Zahvaljujući ovakvom modelu moguće je usvojiti pravilo da je optimalna ona retransmisiona putanja koja uključuje jedinicu sa najvećim nivoom RSSI.

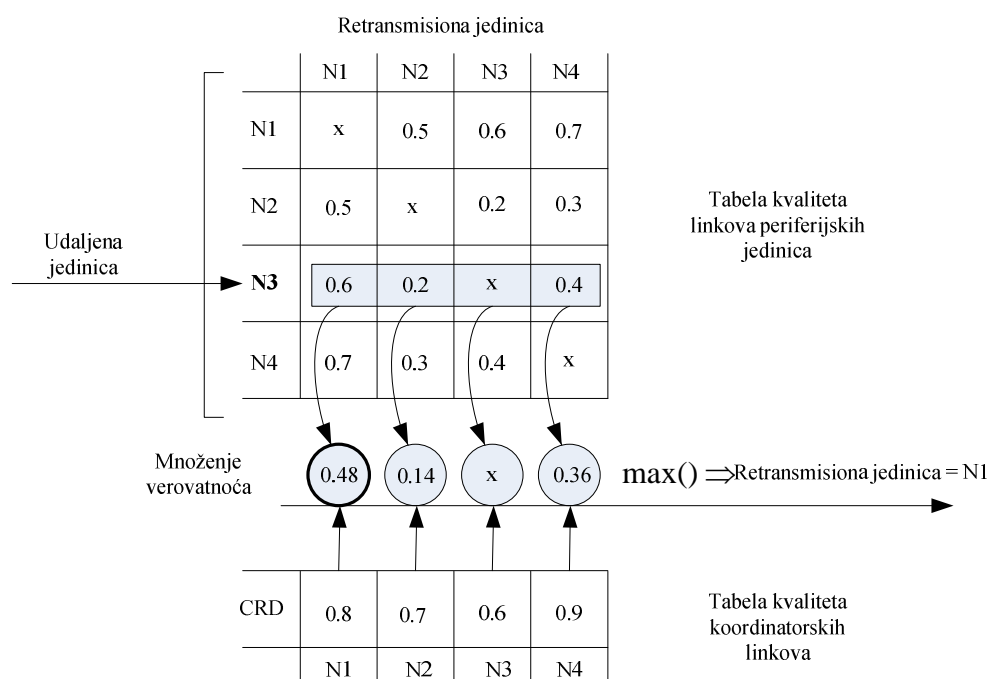


Slika 4.6 – Aproksimacija zavisnosti PRR od RSSI monotono rastućom funkcijom.

Osnovna prednost ovakvog rutiranja je krajnje jednostavno nalaženje optimalne putanje koje se svodi na nalaženje maksimuma parametra RSSI u tabeli kvaliteta linkova. Druga prednost je to što se merenja odvijaju lokalno u prijemniku koordinatora, tako da komunikacija nije opterećena dodatnim prenosom informacija, tj. overhead ne postoji.

#### 4.4.2 Rutiranje zasnovano na dinamičkim karakteristikama svih linkova

Kod ovog tipa rutiranja u obzir se uzimaju karakteristike svih komunikacionih linkova, kako onih sa koordinatorom, tako i onih između periferijskih jedinica. S obzirom da je sistem dinamičan i da se topologija mreže stalno menja, procena kvaliteta linkova bi trebalo da se vrši na osnovu svežih informacija o njihovom stanju. To podrazumeva kontinualni prenos ne samo senzorskih već i informacija vezanih za kvalitet linkova. I u ovom slučaju, koordinatorski je zadužen za pronalaženje optimalne putanje i sve relevantne informacije se koncentrišu u njemu. Princip određivanja retransmisiona jedinice je prikazan na slici 4.7.



Slika 4.7 – Određivanje retransmisiona jedinice na osnovu poznavanja kvaliteta svih linkova u mreži.

Tabela kvaliteta linkova između periferijskih jedinica se dobija na osnovu informacija koje mere same jedinice i šalju ih koordinatoru. Tabela koordinatorskih linkova je dostupna iz merenja samog koordinatora. Informacija o udaljenoj jedinici, koja se dobija iz protokola rutiranja, koristi se da se iz tabele periferijskih linkova izdvoji podtabela kvaliteta linkova za tu određenu jedinicu. S obzirom da se pod kvalitetom linka podrazumeva verovatnoća korektnog prijema, proračun kvaliteta ukupne putanje se dobija nakon množenja kvaliteta linkova pojedinih putanja. Finalna odluka o izboru retransmisiona jedinice se dobija na osnovu maksimalne vrednosti kvaliteta svih proračunatih putanja.

Izraz *optimalna putanja* treba da bude uzet sa rezervom, jer iako je matematički algoritam izbora optimalne putanje korektan, sve odluke se donose na osnovu parametara koji mogu da budu dobijeni na različite načine. Kao kvalitet linka se usvaja statistička mera verovatnoće korektnog prijema. Kod statičkih sistema, kod kojih se topologija mreže ne menja, ovakvi parametri se dobijaju test merenjima. Test merenje podrazumeva slanje poruka sa odgovarajućim sinhronizacionim poljima i specifičnim podacima, na osnovu kojih se analizira uspešnost korektnog prijema. Da bi test merenje bilo statistički pouzdano potrebno je da uzorak bude bogat, tj. da se merenja obavljaju u dužem vremenskom intervalu i u kontrolisanim uslovima. U slučaju dinamičkih sistema, test merenja nisu adekvatna, zato što se topologija mreže menja, tako da je potrebno osloniti se na drugačije procene. Jedan način je da se koristi procena kvaliteta linkova na osnovu podataka o prijemnoj snazi radio signala (RSSI), ili o kvalitetu korelacije sa pseudoslučajnom sekvencom u demodulatoru (LQI). Naravno, tu postoje poteškoće, zato što nije poznata tačna zavisnost verovatnoće korektnog prijema od nekih od merljivih parametara (Slika 4.6). Istraživanja pokazuju da se najbolji rezultati dobijaju kombinacijom test merenja koja se korelišu sa merenjima fizičkih parametara linkova [143].

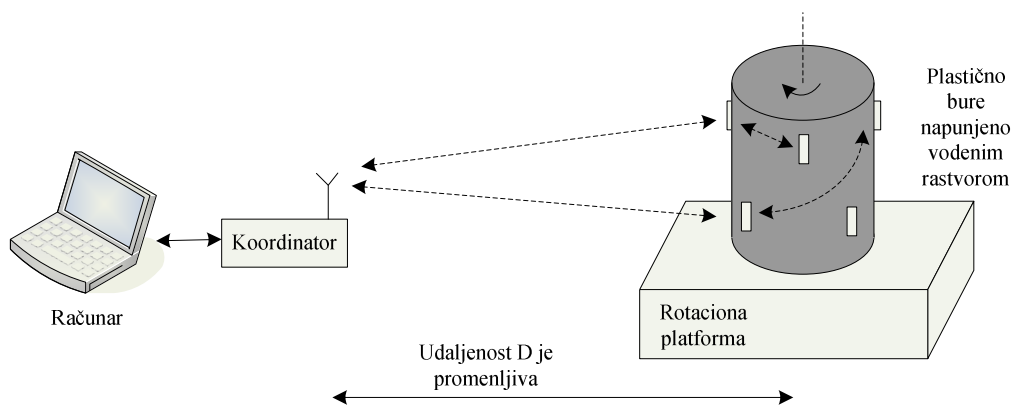
## 4.5 Testiranje bežične komunikacije

Zahtev koji bežična komunikacija u ovakvom sistemu treba da obezbedi je siguran i pravovremen prenos podataka između učesnika u mreži. To podrazumeva prvenstveno komunikaciju između periferijskih jedinica i koordinatora. Kao glavni parametar vremenskog odziva uzima se kašnjenje u prenosu podataka od periferijske jedinice do

koordinatora i obrnuto. S obzirom da su očekivani rezultati testiranja statističke veličine, potrebno je da uzorak bude reprezentativan i dovoljno velik. Testiranje treba da bude organizovano tako da se eliminišu uticaji koji ne mogu da budu kontrolisani i modelovani.

Imajući to u vidu, prvi preduslov za testiranje je bio da se izbegne uticaj drugih sistema koji koriste bežičnu komunikaciju u ISM opsegu. To je obezbeđeno testiranjem u objektima u kojima nije instalirana druga bežična mreža (WiFi i slično). Druga pretpostavka je vezana za raspored perifernih jedinica na telu subjekta. U realnosti, periferni jedinice mogu da budu raspoređene na različite načine, ali za potrebe testiranja je potrebno obezbediti uslove koji pokrivaju najčešće korišćeni raspored.

Postavka sistema za testiranje prikazana je na slici 4.8



**Slika 4.8 – Eksperimentalna postavka za testiranje rada bežične komunikacije.**

Ljudsko telo je modelovano plastičnim rezervoarom sa rastvorom vode i soli [141], za koga je dokazano da dobro simulira ljudsko telo. Raspored perifernih jedinica je bio takav da obezbedi prostornu raspodelu koja je uniformna, ali ima i dovoljno sličnosti sa realnom postavkom sistema na subjektu. Uniformnost je bila potrebna zbog toga da raspored pojedinih perifernih jedinica ne utiče na statističku raspodelu njihovog učešća u komunikaciji. Iz toga razloga, paran broj perifernih jedinica je raspoređeno po vertikali u dva nivoa koji odgovaraju perifernim jedinicama na gornjim i donjim ekstremitetima. Gledano iz ptičije projekcije, jedinice su raspoređene po krugu na jednakim ugaonim rastojanjima. Ceo model je postavljen na platformu gonjenu elektromotornim pogonom, čija je brzina okretanja mogla da bude podešavana u širokom opsegu brzina. Koordinator povezan na računar je mogao da se

približava i udaljava. Ceo sistem je bio lako prenosiv tako da je mogao da bude testiran i u zatvorenim prostorima i na otvorenom.

Pre testiranja sve periferijske jedinica i koordinator su kalibrisani tako da emituju radio signale istom nominalnom snagom. Kalibracija je vršena korišćenjem analizatora spektra Agilent E4404B ESA-E, na čijem ulazu je bila povezana 50-omska monopol štap antena. Sve periferijske jedinice su u toku kalibracije bile na istoj udaljenosti i istoj relativnoj poziciji u odnosu na prijemnu antenu analizatora spektra. Internom kalibracijom je obezbeđeno da svaka periferijska jedinica emituje radio signal istom nominalnom snagom procenjenom na  $P_{nom}=5\text{dBm}$ .

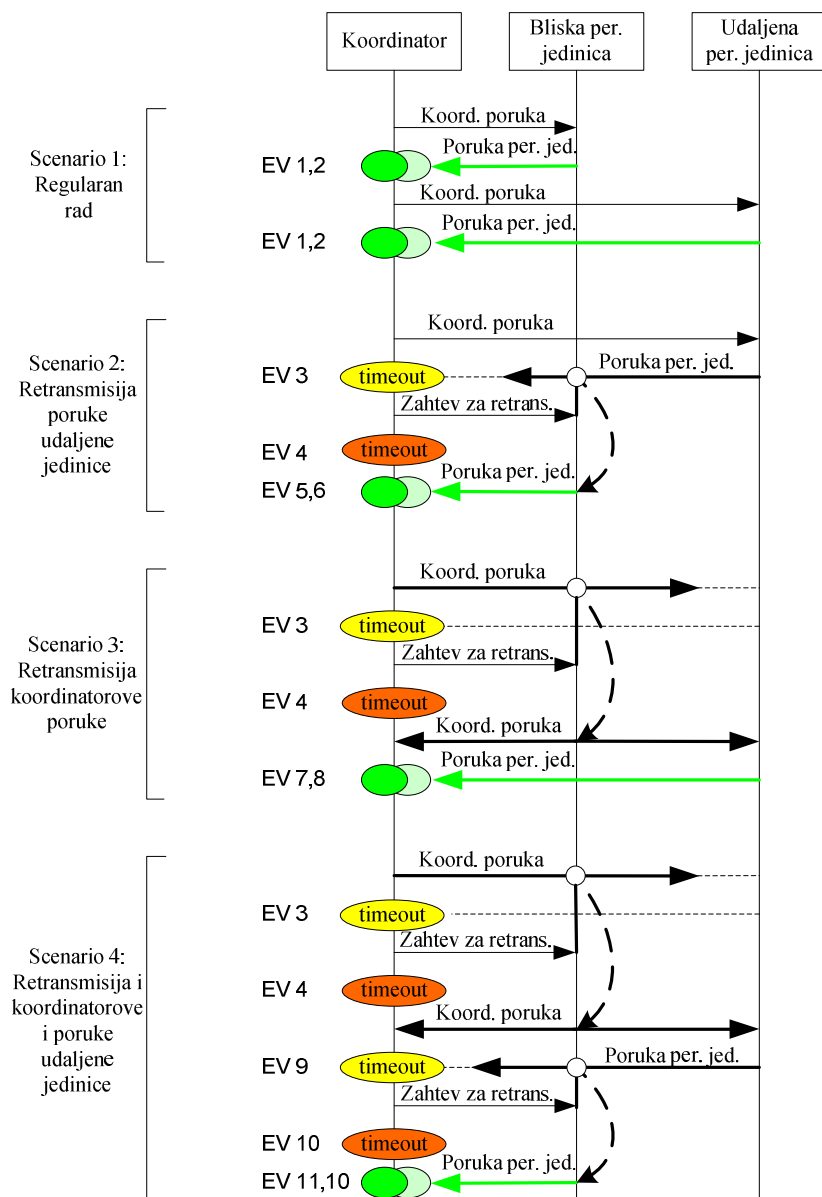
Za vreme testiranja sistema, na periferijskim jedinicama je izvršavan testni softver koji umesto senzorskih informacija prenosi podatke koji su relevantni za testiranje. Za potrebe analize kašnjenja korišćeni su brojači upisa i čitanja kružnih senzorskih bafera svake periferije, a za procenu kvaliteta linkova merenja RSSI i LQI parametara. Na koordinatoru se takođe izvršavao testni softver, koji je osim podataka sa periferijskih jedinica na računar prosleđivao i podatke vezane za funkcionisanje protokola rutiranja, potrebnih za analizu rada protokola. Za određivanje optimalne putanje je korišćeno merenje kvaliteta koordinatorskog linka, sa privremenim izbacivanjem kandidata za prenosni nod u slučaju neuspele retrasmisije.

**Tabela 4.1 – Konfiguracije testova vršenih na sistemu.**

	broj periferijskih jedinica	razdaljina između koordinatora i per. jedinica [m]
TEST 1	6	4
TEST 2	6	8
TEST 3	6	12
TEST 4	4	4
TEST 5	4	8
TEST 6	4	12
TEST 7	2	4
TEST 8	2	8
TEST 9	2	12
TEST 10	1	4
TEST 11	1	8
TEST 12	1	12

Od interesa za testiranje je bila situacija kada u mreži počnu da se javljaju prekidi u komunikaciji. I pored novog protokola rutiranja, koji je projektovan da takve

prekide minimizira, sa povećavanjem smetnji najrazličitijeg tipa prekidi se sve češće pojavljuju i kao posledicu imaju povećano kašnjenje informacija u sistemu. S obzirom na statističku prirodu i model ovih pojava, validni i uporedivi podaci se dobijaju kada je uzorak „bogat“. S tim u vidu izabrano je nekoliko testnih konfiguracija, prikazanih u tabeli 4.1, koje su se razlikovale po broju angažovanih perifernih jedinica i njihovom rastojanju do koordinatora.



Slika 4.9 – Protokol rutiranja sa označenim događajima.

Da bi se analizirao rad protokola rutiranja softver koordinatora je proširen slanjem servisnih poruka o stanjima kroz koja protokol prolazi. Svaka promena je zapisana u



vremenu, tako da je bilo moguće izvršiti i statističku i vremensku analizu rada. Dijagram protokola sa svim značajnim stanjima tj. događajima je prikazan na slici 4.9.

S obzirom da je od interesa bila analiza svih slučajeva, događaji su dodeljeni i situacijama u kojima je došlo do gubitka podataka. Rezultati praćenja rada protokola su prikazani u tabeli 4.2. Tamno zelenom bojom je označen validan prijem novih podataka, svetlo zelenom primljena poruka da nema novih podataka, žutom bojom tajmaut na koji protokol uspešno reaguje i crvenom bojom definitivni gubitak podataka.

**Tabela 4.2 – Rezultati praćenja rada protokola za različite testne konfiguracije.**

	EV1	EV2	EV3	EV4	EV5	EV6	EV7	EV8	EV9	EV10	EV11	EV12
TEST 1	7139	9042	293	0	67	96	41	8	80	0	49	31
TEST 2	6843	7426	664	4	228	164	24	12	232	0	200	31
TEST 3	6840	7069	736	7	218	188	42	26	255	0	195	60
TEST 4	4554	14741	167	4	45	89	3	7	19	0	5	14
TEST 5	3766	6720	2226	24	635	821	37	31	677	3	426	247
TEST 6	4458	11984	835	1	95	181	55	64	439	4	256	177
TEST 7	2403	21329	246	1	21	197	4	10	13	0	3	10
TEST 8	2273	19240	855	14	157	677	0	0	7	1	2	4
TEST 9	2324	20094	505	4	65	332	0	0	104	0	42	61
TEST 10	1215	23996	151	/	/	/	/	/	/	/	/	/
TEST 11	1215	20771	649	/	/	/	/	/	/	/	/	/
TEST 12	1215	16207	1413	/	/	/	/	/	/	/	/	/

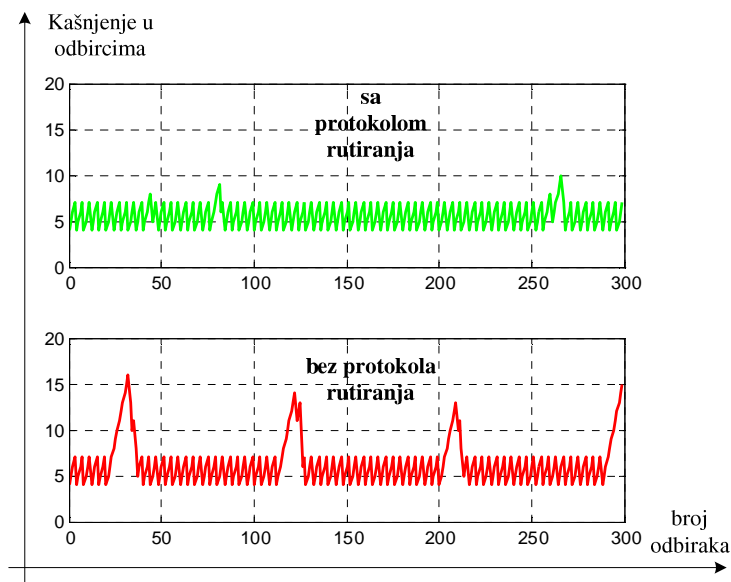
**Tabela 4.3 – Kašnjenja u sistemu za različite testne konfiguracije.**

	Raspodela kašnjenja po paketima			Kašnjenja [ms]	
	bez kašnjenja	1 paket	2 i više paketa	srednje	maksimalno
TEST 1	3962	704	2	22	60
TEST 2	3813	853	1	23	70
TEST 3	3806	860	3	23	70
TEST 4	4198	212	0	17	50
TEST 5	3999	667	2	21	70
TEST 6	4200	466	0	19	60
TEST 7	4662	4	0	16	40
TEST 8	4660	5	0	16	40
TEST 9	4645	20	0	16	40
TEST 10	4661	4	0	16	40
TEST 11	4477	111	77	18	210
TEST 12	3735	319	611	34	290

Sa stanovišta primene protokola u ovakvom sistemu najznačajnija je analiza kašnjenja, a kvalitet protokola se ogleda u njegovoj mogućnosti da se izbori sa tim kašnjenjima. U tabeli 4.3 je prikazana uporedna analiza kašnjenja za različite testne konfiguracije.

Analizom rezultata merenja dolazi se do zaključka da protokol rutiranja radi dobro i kada postoje samo dve periferijske jedinice. Povećavanjem broja periferijskih jedinica dolazilo je do neznatnog povećavanja srednjeg i maksimalnog kašnjenja. U vrlo retkim situacijama je kašnjenje bilo veće od 2 paketa. Drugim rečima, to znači da je sistem uspevao da u vremenu kraćem od generisanja novog paketa pronade prenosni put do udaljenog noda. Efikasnost i doprinos protokola najbolje se vide pri poređenju rezultata rutiranja sa situacijom kada postoji samo jedna periferijska jedinica. U slučaju povećane udaljenosti između koordinatora i periferijske jedinice, pojavljuju se veoma velika kašnjenja koja su nedopustiva za sistem ove namene.

U praksi bi takva kašnjenja bila i veća, zato što je u eksperimentu rotacija platforme ograničila kašnjenje na vreme koje jedinica provodi u senci platforme. Efikasnost protokola rutiranja je lepo ilustrovana i na slici 4.10 kroz prikaz vremenskog dijagrama kašnjenja za jednu periferijsku jedinicu. Prikazani su rezultati u konfiguracijama TEST 8 i TEST 11, što je ekvivalentno poređenju rada sistema sa i bez protokola rutiranja.

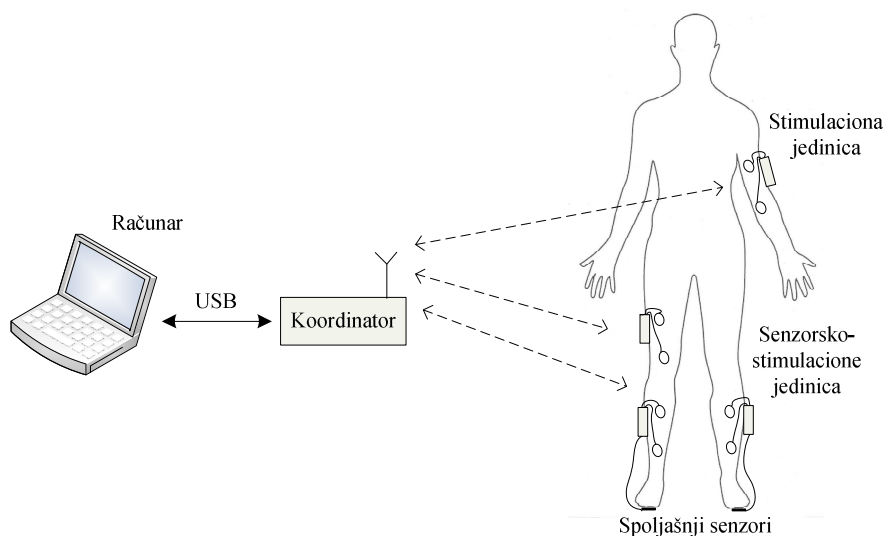


**Slika 4.10 – Vremenski dijagram kašnjenja u slučajevima kada sistem radi sa i bez protokola rutiranja.**

# 5 Realizacija

## 5.1 Prototip sistema

Predstavljena arhitektura bazirana na bežičnoj komunikaciji je uspešno prevedena u prototip sistema, slika 5.1. Računar opšte namene je izabran kao host pogodan za korišćenje u kliničkim ambulantnim uslovima.



Slika 5.1 – Prototip sistema.

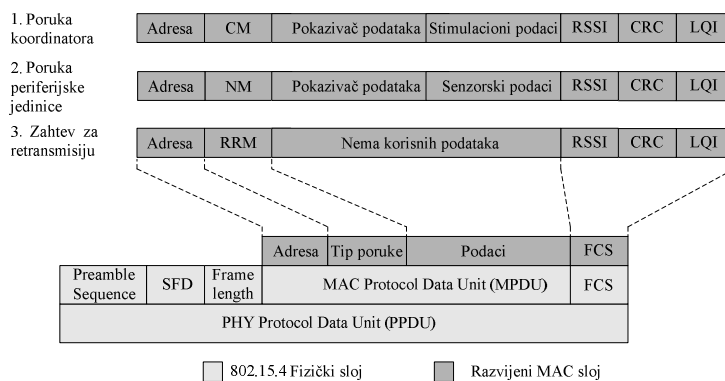
Za konekciju koordinatora i računara je iskorišćen USB interfejs, jer po svojim komunikacionim karakteristikama zadovoljava željeni propusni opseg, lako se programira i obezbeđuje napajanje koordinatoru. Hardver koordinatora i periferijskih jedinica je baziran na specijalizovanom mikrokontroleru koji u sebi integriše mikrokontrolersko jezgro opšte namene i radio primopredajnik predviđen za komunikaciju u 2.4GHz ISM opsegu.

## 5.2 Bežična komunikacija

Protokol bežične komunikacije je implementiran korišćenjem prvog fizičkog i dela drugog nivoa IEEE802.15.4 standarda namenjenog za bežične senzorske mreže male potrošnje [132]. Formatu poruka u ovoj realizaciji su prikazani na slici 5.2.

Pored korisnih podataka, svaka poruka sadrži zaglavlje koje je definisano fizičkim nivoom IEEE 802.15.4 standarda. Ukupna dužina zaglavlja iznosi 6 bajtova uključujući i polje za dužinu poruke. Osim zaglavlja i funkcionalnih podataka, svaka poruka na svom kraju sadrži polje FCS (*Frame Check Sequence*) za kontrolu ispravnosti prenosa. To polje se sastoji od polja za merenje snage radio signala na prijemu RSSI, logičkog polja koje daje informaciju o rezultatu CRC (*Cyclical Rule Check*) provere i polja koje daje vrednost LQI parametra. Ukupna dužina FCS polja iznosi 2 bajta.

Bitno je istaći da se kao sastavni deo poruke kroz bežičnu komunikaciju ne prenosi FCS polje već 16-bitni CRC kod generisan u predajniku na početku slanja. Nakon prijema, u prijemniku se računa CRC kod pristigle poruke i poredi se sa CRC kodom predajnika. Ukoliko je došlo do slaganja postavlja se CRC bit u FCS polju, a RSSI i LQI se lokalno generišu i upisuju u FCS polje.



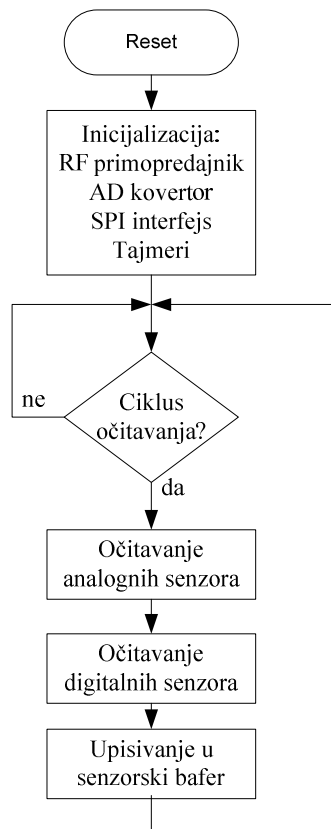
Slika 5.2 – Formatu poruka koje se koriste u komunikaciji.

Za potrebe testiranja rada sistema i protokola izabrana je metoda određivanja optimalne putanje koja se zasniva na korišćenju koordinatorskog linka.

## 5.3 Programska struktura

### 5.3.1 Program periferijske jedinice

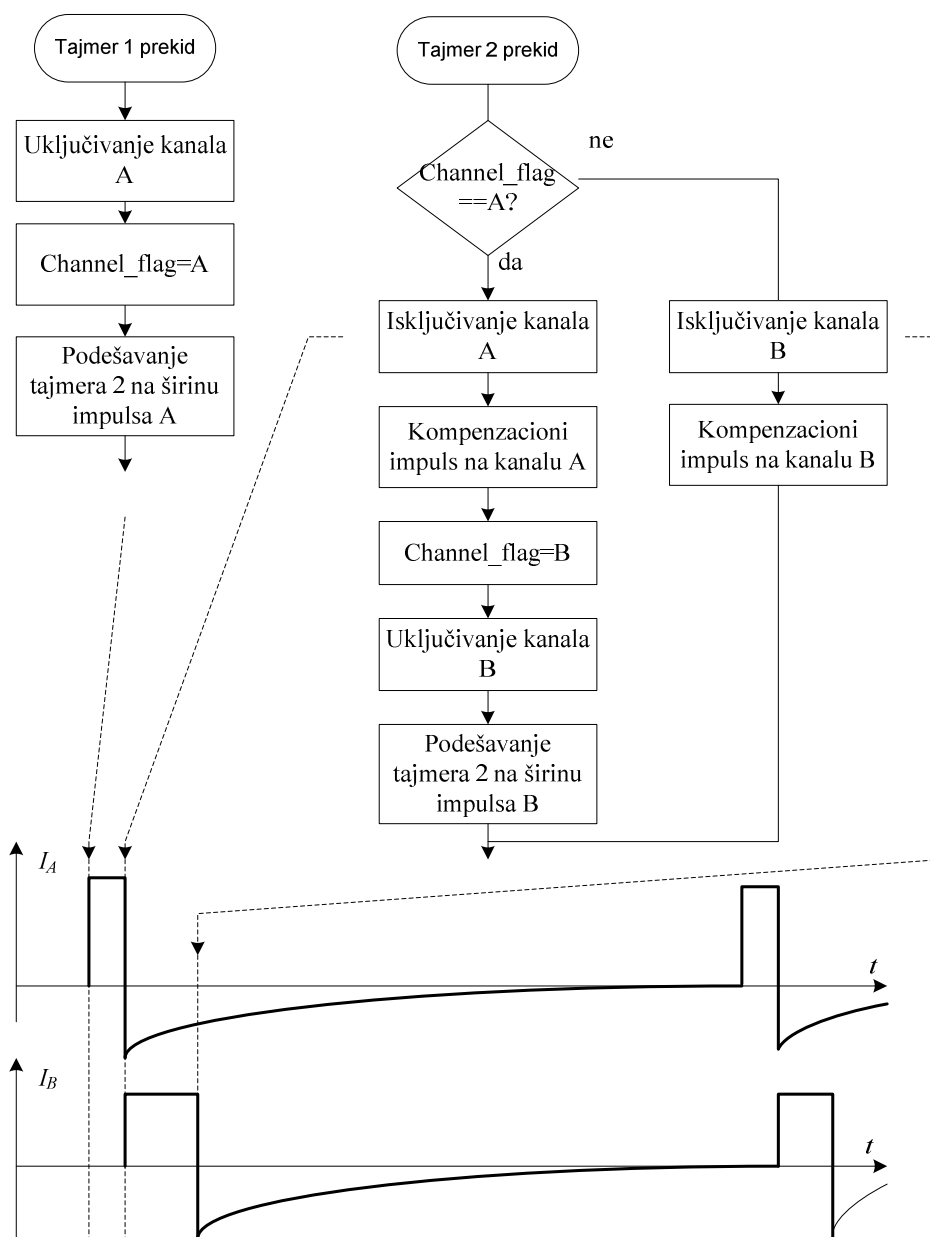
Softver periferijske jedinice je zadužen za generisanje povorke stimulacionih impulsa, očitavanje digitalnih i analognih senzora i bežičnu komunikaciju. Softver je organizovan tako da se vremenski kritične radnje obavljaju unutar prekidnih rutina, dok se ostali zadaci izvršavaju u glavnom programu. Pod vremenski kritičnim radnjama podrazumevaju se regulacija širine stimulacionog impulsa i odziv na prijem komunikacione poruke. Pod vremenski nekritičnim radnjama podrazumevaju se očitavanje analognih i digitalnih inercijalnih ili spoljašnjih senzora.



Slika 5.3 – Struktura glavnog programa periferijske jedinice.

Dijagram toka glavnog programa dat je na slici 5.3. Početak programa je obeležen inicijalizacijom svih resursa mikrokontrolera, kao i spoljašnjih komponenti – digitalnih senzora i DA konvertora. Nakon toga, glavni program ulazi u petlju koja se izvršava na osnovnoj učestanosti koja je određena Tajmerom 1. Signalizacija početka ciklusa je obezbeđena signalom koji postavlja prekidna rutina.

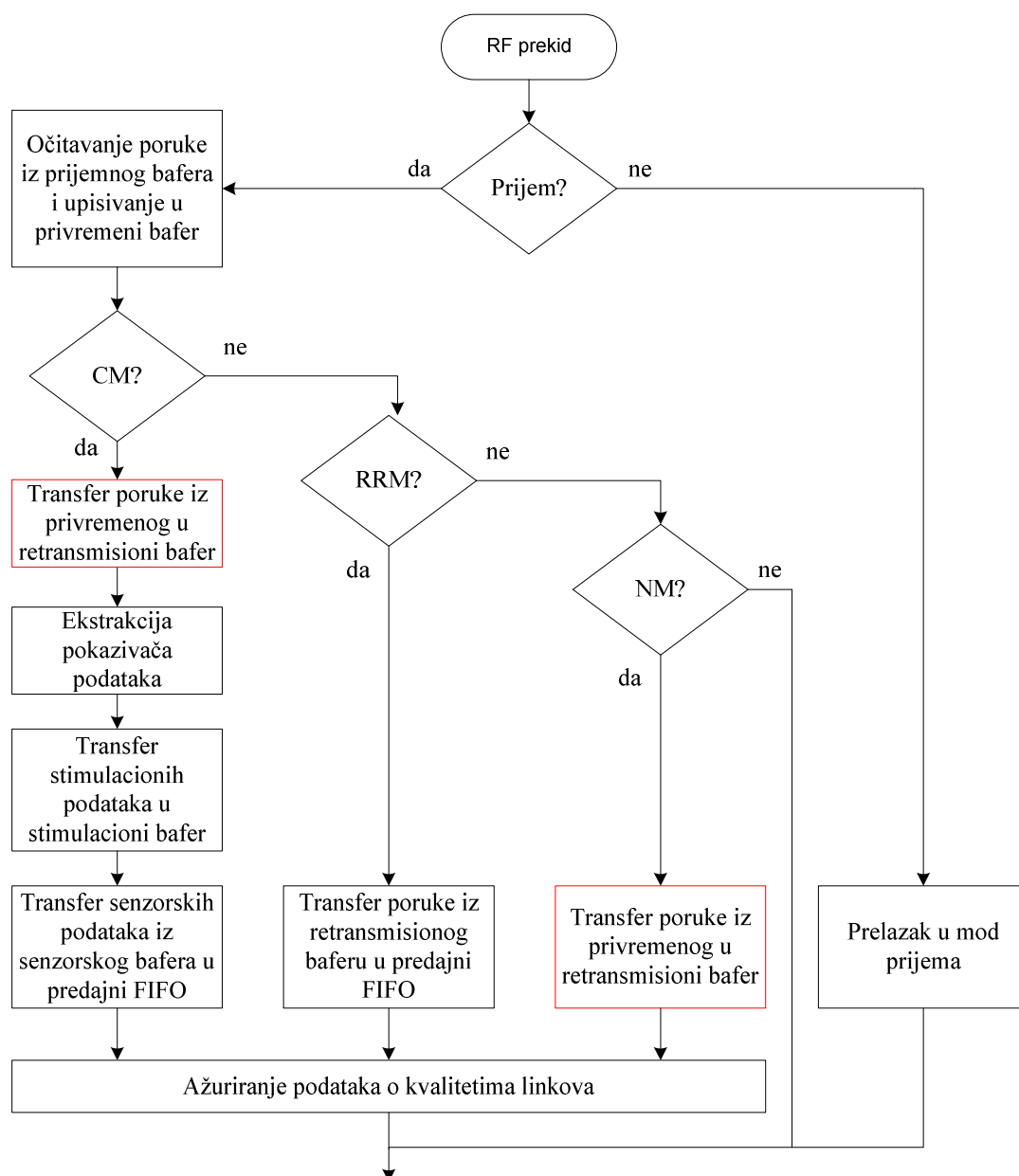
Unutar petlje glavnog ciklusa smešteni su blokovi instrukcija koji očitavaju analogne senzore preko integrisanog AD konvertora, digitalne senzore kojima se pristupa preko brze SPI komunikacije i vrše transfer očitanih podataka u bafer senzorskih poruka. Jedini kritični region u petlji glavnog programa je upisivanje senzorskih podataka u senzorski bafer, zato što tom baferu pristupa i prekidna rutina RF primopredajnika koja ga očitava i šalje koordinatoru. Iz tog razloga, kratak deo programa koji ažurira pokazivače senzorskog bafera je zaštićen globalnom zabranom prekida.



Slika 5.4 – Generisanje stimulacionih impulsa.

Regulacija širine stimulacionih impulsa realizovana je korišćenjem dva tajmera podešenih da generišu *capture-compare* prekid (Slika 5.4). Tajmer 1 je podešen da radi sa učestanošću od  $f_S=100\text{Hz}$ . Koristi se za generisanje osnovne učestanosti odabiranja senzora koja iznosi takođe  $f_S=100\text{Hz}$ , kao i za određivanje stimulacione učestanosti koja je manja. U ovoj realizaciji je izabrano da se za stimulaciju koristi učestanost  $f_{STIM}=50\text{Hz}$  i to je jednostavno realizovano korišćenjem preskalera unutar prekidne rutine Tajmera 1. Tajmer 2 se taktuje direktno sa osnovnim sistemskim taktom što mu daje visoku rezoluciju. Iz tog razloga se Tajmer 2 koristi za određivanje širine stimulacionih impulsa. Sa slike 5.5 se može videti da se aktiviranje stimulacionih impulsa vrši kaskadno, tj. u jednom trenutku je samo jedan kanal aktivan. Kompenzacija negativnim impulsom je obezbeđena tako što se odmah nakon isključenja nekog kanala aktivira izlaz kojim se uključuje optotriak na tom kanalu i proizvodi kompenzacioni impuls i obrnuto, pre uključivanja određenog kanala najpre se gasi njegov optotriak.

Rad primopredajnika je realizovan u potpunosti korišćenjem RF prekida koji se aktivira ili nakon završenog uspešnog slanja poruke, ili nakon prijema poruke, slika 5.5. U normalnom režimu rada RF primopredajnik je u stanju prijema. Nakon pristizanja poruke najpre se vrši očitavanje iz prijemnog FIFO-a i smeštanje u privremeni bafer. Nakon toga se analizira tip poruke. Ukoliko je poruka regularna koordinatorska poruka i ako je adresirana baš ta jedinica iz nje se izdvajaju novi stimulacioni podaci. Na osnovu pristiglog pokazivača senzorskih podataka iz senzorskog bafera se vrši prebacivanje podataka u predajni FIFO, a odmah nakon toga i startuje se slanje poruke. U slučaju da adresa ne dogovara toj jedinici, cela poruka se iz privremenog prepisuje u retransmisioni bafer i tako priprema kao odgovor na eventualni kasniji zahtev za retransmisiju. Ako se radi o zahtevu za retransmisiju RM, sadržaj retransmisionog bafera se jednostavno prosleđuje bez izmena u predajni FIFO i startuje se slanje poruke. U trećem slučaju, ako je u pitanju poruka neke druge jedinice, samo se ažurira sadržaj retransmisionog bafera. U sva tri slučaja na kraju se vrši analiza kvaliteta linkova koja se zasniva ili na merenjima parametara kanala (RSSI i LQI), ili nekoj drugoj statistici zasnovanoj na praćenju sinhronizacionih elemenata u porukama. Ako je primljena nepoznata poruka njen sadržaj se ignoriše. Nakon završenog slanja bilo koje poruke generiše se prekid u kojem se vrši prebacivanje RF primopredajnika u režim prijema.



**Slika 5.5 - Struktura prekidne rutine RF primopredajnika.**

Iako i RF prekid i prekidi Tajmera 2 spadaju u vremenski kritične događaje među njima ipak postoji razlika u prioritetima, jer je mnogo bitnije precizno održavati širinu stimulacionog impulsa, nego dozvoliti neznatna kašnjenja u odzivu na prekid RF primopredajnika. Osim toga, prekidna rutina Tajmera 2 traje izuzetno kratko, dok prekidna rutina RF primopredajnika može da traje znatno duže. S obzirom da CC2430 ne poseduje sistem prekida sa prioritetima, ovakav zahtev je ispunjen na taj način što se u RF prekidu, odmah na početku dozvole globalni prekidi i demaskira samo prekid Tajmera 2, dok se svi ostali prekidi maskiraju. Na taj način je obezbeđeno da se kontrola



širine stimulacionih impulsa može ostvariti i u toku izvršavanja prekidne rutine RF primopredajnika.

Tajmer 1, kao što se vidi sa slike 5.5, služi za inicijalno uključivanje stimulacije na prvom kanalu i globalno gledano odstupanje njegove učestanosti od nominalnih 50Hz ne može značajno da bude poremećeno sukobljavanjem sa RF prekidom. Iz tog razloga gnežđenje ova dva prekida nije omogućeno. Prekidna rutina Tajmera 1 ne mora da dozvoljava prekide Tajmera 2, jer se organizacijom softvera i maksimalnom periodom Tajmera 2 od 1 $\mu$ s postiže da je situacija da Tajmer 1 bude prekinut Tajmerom 2 praktično nemoguća.

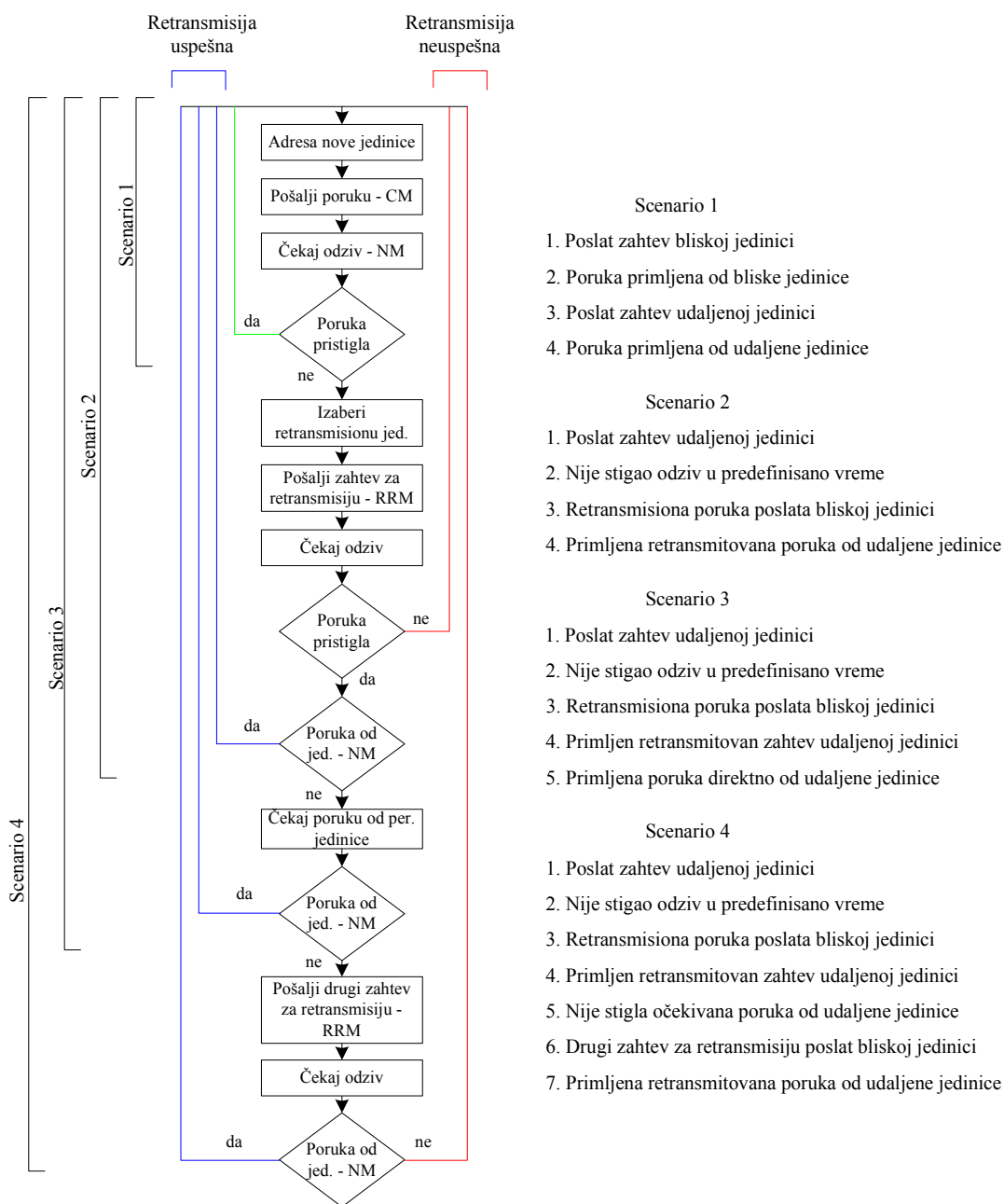
### 5.3.2 Program koordinatora

Softver koordinatora je zadužen za implementaciju prenosa podataka između serijskog interfejsa prema računaru i RF primopredajnika, za implementaciju protokola rutiranja i za definisanje globalnog vremena.

Prenos podataka u smeru prema računaru nije baferisan, već se u koordinatoru samo vrši izdvajanje pokazivača podataka, zato što se na osnovu njih dobija podatak o tome koliko je kašnjenje svake perifernijske jedinice. Ova informacija je od suštinske važnosti za stabilnost sistema, jer je potrebno obezbediti što manje prosečno kašnjenje podataka od svih jedinica. Iako je osnovni tip raspoređivanja u protokolu rutiranja *round-robin* kružna raspodela sa jednakim prioritetima, u slučaju intenzivnog gubitka podataka i komunikacije sa jednom od perifernijskih jedinica, potrebno je toj vezi dati prioritet. To se postiže tako što se u *round-robin* raspodelu ubacuje određen broj injektovanih zahteva za komunikacijom. Najjednostavniji algoritam implementiran u ovom prototipu je taj da se nakon jedne kompletne sekvence na osnovu poznatih vrednosti pokazivača podataka vrši procena kašnjenja u komunikaciji sa svakom jedinicom, a onda se sa onom koja ima najveće kašnjenje uspostavlja dodatna injektovana komunikacija.

Komunikacioni protokol je implementiran kao mašina stanja prikazana na slici 5.6. Za razliku od komunikacije među perifernijskim jedinicama koja je isključivo zasnovana na odgovorima na primljene poruke, koordinator mora da implementira čekanja na odzive i odgovarajuće reakcije ako do tih odziva ne dođe u predefinisano vreme. Iz tog razloga je prikazana mašina stanja realizovana kao funkcija koja se poziva

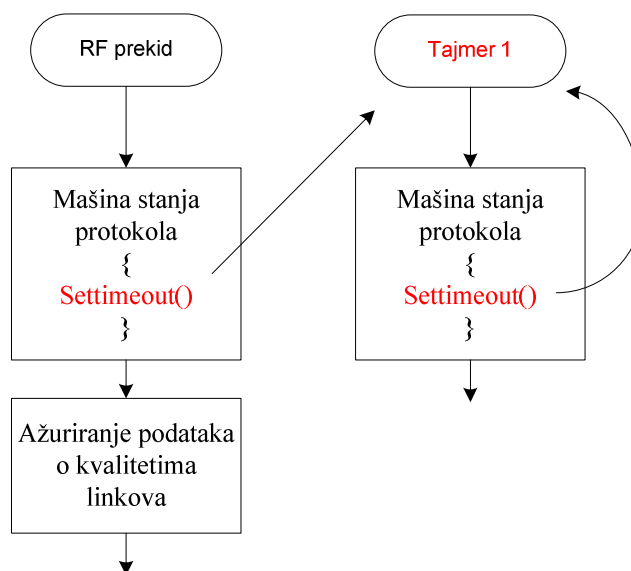
iz RF prekida nakon prijema neke poruke, ali i iz tajmerskog prekida ukoliko je došlo do tajmauta, slika 5.7.



**Slika 5.6 – Dijagram toka mašine stanja kojom se implementira protokol rutiranja.**

Prenos senzorskih informacija iz primljenih poruka u takozvani senzorski bafer se vrši unutar mašine stanja protokola, tj. unutar RF prekida. Podaci iz tog serijskog bafera se šalju na serijski port unutar glavnog programa. Senzorski bafer je realizovan kao kružni bafer FIFO tipa, a veličina bafera je empirijski postavljena na 256 bajtova.

Stimulacioni podaci koji stižu serijskim putem sa računara se najpre smeštaju u stimulacioni bafer koji je takođe tipa kružnog FIFO-a. Iz njega se slanje prema perifernim jedinicama vrši unutar mašine stanja protokola. U slučaju predaje, to može da se dešava kako u RF prekidu nakon prijema nekog očekivanog odziva, tako i u prekidu Tajmera 1 koji se generiše ako do očekivanog odziva nije došlo.



**Slika 5.7 – Generisanje tajmouta u protokolu.**

Osim stimulacionih i senzorskih poruka, kroz serijski interfejs se povremeno prema računaru šalje i poruka sa globalnim vremenom. Globalno vreme u svakom sistemu ovakvog tipa mora da generiše jedan entitet i u ovom slučaju je izabrano da to bude koordinator. Razlog za to je što se na ovaj način najmanje opterećuje serijska komunikacija preko USB veze dodatnim porukama za sinhronizaciju. Za generisanje globalnog vremena koristi se periferija Tajmer 2 koja je kod mikrokontrolera CC2430 realizovana kao 16-bitni tajmer sa dodeljenim 20-bitnim brojačem prekoračenja, sa osnovnom rezolucijom od 31.25µs. S obzirom da je osnovna namena tajmera baš sinhronizacija u bežičnim senzorskim mrežama, u literaturi ga nazivaju i MAC tajmer.

### 5.3.3 Program na računaru

Za potrebe razvoja prototipa sistema razvijena je aplikacija u programskom paketu LabWindows CVI (National Instruments). Aplikacija poseduje intuitivan korisnički interfejs i parametri kontrolnog algoritma se mogu podešavati u toku rada aplikacije. Obezbeđeno je praćenje sirovih i obrađenih senzorskih podataka i generisanih

stimulacionih komandi u realnom vremenu. Sav protok podataka se snima u bazu podataka koja omogućava kasniju detaljnu analizu rada algoritma, što direktno doprinosi unapređenjima razvoja algoritama.

# 6 Primena

## 6.1 Funkcionalno testiranje sistema

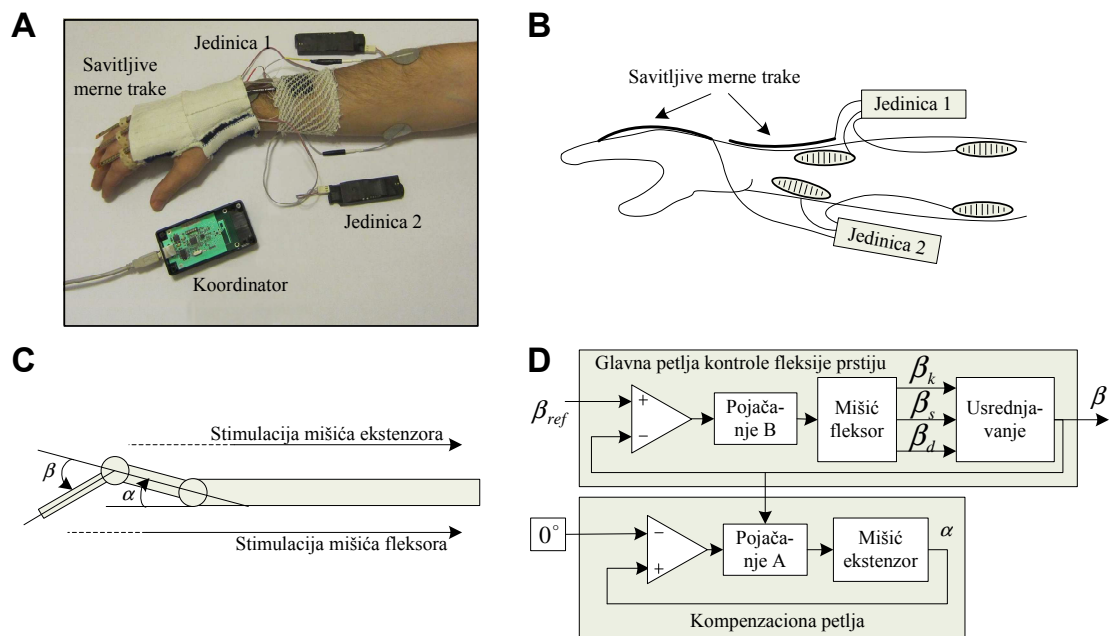
Funkcionalno testiranje kojim je verifikovan rad ovog sistema je izvedeno na primeru kontrole hvata dlanom kod osobe sa delimično oštećenom funkcijom usled moždanog udara. Ovakav zadatak je izabran jer se preko njega demonstrira upotreba nezavisnog merenja ugla prstiju u odnosu na dlan i ugla u zglobu šake i konkurentna stimulacija dva antagonistička mišića na podlaktici koji generišu te pokrete. Stimulacija mišića fleksora koji je odgovoran za savijanje prstiju ima kao sporedni efekat tenodezu, tj. savijanje u zglobu šake, što negativno utiče na savijanje prstiju. Da bi se ovo izbeglo, potrebno je istovremeno stimulisati i mišić fleksor na unutrašnjoj strani podlaktice, koji savija prste i mišić ekstenzor na spoljašnjoj strani podlaktice i poništava tenodezu.

Dodatna pogodnost ovakve aplikacije počiva u nestabilnosti koja se javlja kod upravljanja u zatvorenoj sprezi, a vidljiva je kroz neželjene oscilacije uglova. Upravljanje u otvorenoj sprezi nema ove neželjene efekte, ali je potrebno sprovesti prilagođavanje sistema konkretnoj aplikaciji. Drugim rečima, potrebno je da sistem najpre radi u režimu motornog učenja, a zatim i u režimu utvrđene primene.

### 6.1.1 Sistem u režimu motornog učenja

Testiranje prototipa sistema izvedeno je u laboratorijskim uslovima kod pacijenta sa parezom desne ruke. Pacijent je potpisao saglasnost o učešću u eksperimentu, odobrenu od strane lokalnog etičkog komiteta. Subjektova desna ruka je bila položena na ravnu površinu u visini grudi i blago povijena u zglobu šake (oko 20°). Subjekt nije bio u stanju da vrši voljne pokrete u zglobu. Subjekt je bio srednje spastičan. Zadatak

koji je trebalo ostvariti je bio generisanje pomeranja prstiju tako da se ostvari funkcionalni hvat celom šakom (hvat u kome se podjednako otvaraju svi prsti, kao na primer kada se hvata čaša). Termin funkcionalni je podrazumevao da se obezbedi savijanje prstiju oko objekta, ali da se izbegne savijanje u zglobu šake.

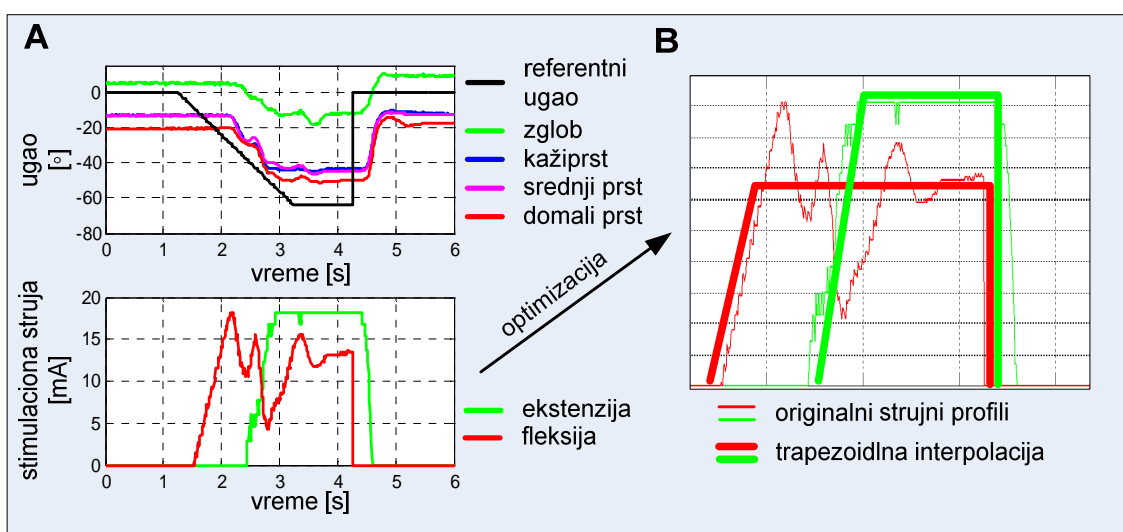


**Slika 6.1 – Testna postavka sistema: A) fotografija sistema, B) model sistema, C) značajni uglovi i D) blok dijagram kontrolnog algoritma.**

Na slici 6.1A je prikazana fotografija sistema, a na slici 6.1B model sistema. Sistem se sastojao od dve periferijske jedinice, pri čemu je jedinica broj 1 bila odgovorna za stimulaciju mišića ekstenzora i merenje ugla u zglobu šake  $\alpha$ , dok je jedinica broj 2 bila namenjena za stimulaciju fleksora i ugla prstiju  $\beta$  (slika 6.1C). Merenje uglova je realizovano korišćenjem fleksibilnih senzora koji su povezani na senzorske module korišćenjem interfejsa za otporne senzore. Uglovi prstiju su mereni nezavisno sa tri fleksibilna senzora postavljena na kažiprst, srednji prst i domali prst, a merenje ugla u zglobu šake je realizovano korišćenjem jednog fleksibilnog senzora. Kontrolni algoritam se sastojao iz dve petlje u zatvorenoj sprezi i blok dijagram upravljanja je prikazan na slici 6.1D.

U glavnoj petlji kontrolnog algoritma implementirana je proporcionalna kontrola savijanja prstiju. Ulaz u regulator je referentni ugao  $\beta_{ref}$ , a izlaz je efektivni fleksioni ugao  $\beta$  koji se dobija kao usrednjeni zbir uglova kažiprsta  $\beta_k$ , srednjeg prsta  $\beta_s$  i

domalog prsta  $\beta_d$ . U drugoj petlji je implementirana kompenzacija ugla savijanja u zglobu šake, tako što je kao referentni ugao uzet zahtevani ugao od  $0^\circ$  koji odgovara nesavijenom zglobu a izmereni ugao  $\alpha$  je korišćen za zatvaranje povratne sprege. Na osnovu nekoliko pokušaja sa različitim vezama između ove dve petlje, pokazalo se da je najjednostavniji a delotvoran metod kompenzacije modulacija proporcionalnog dejstva kompenzatorne petlje postignutim uglom u prstima. Drugim rečima, što su prsti više postali savijeni, bilo je potrebno više stimulisati mišić ekstenzor.



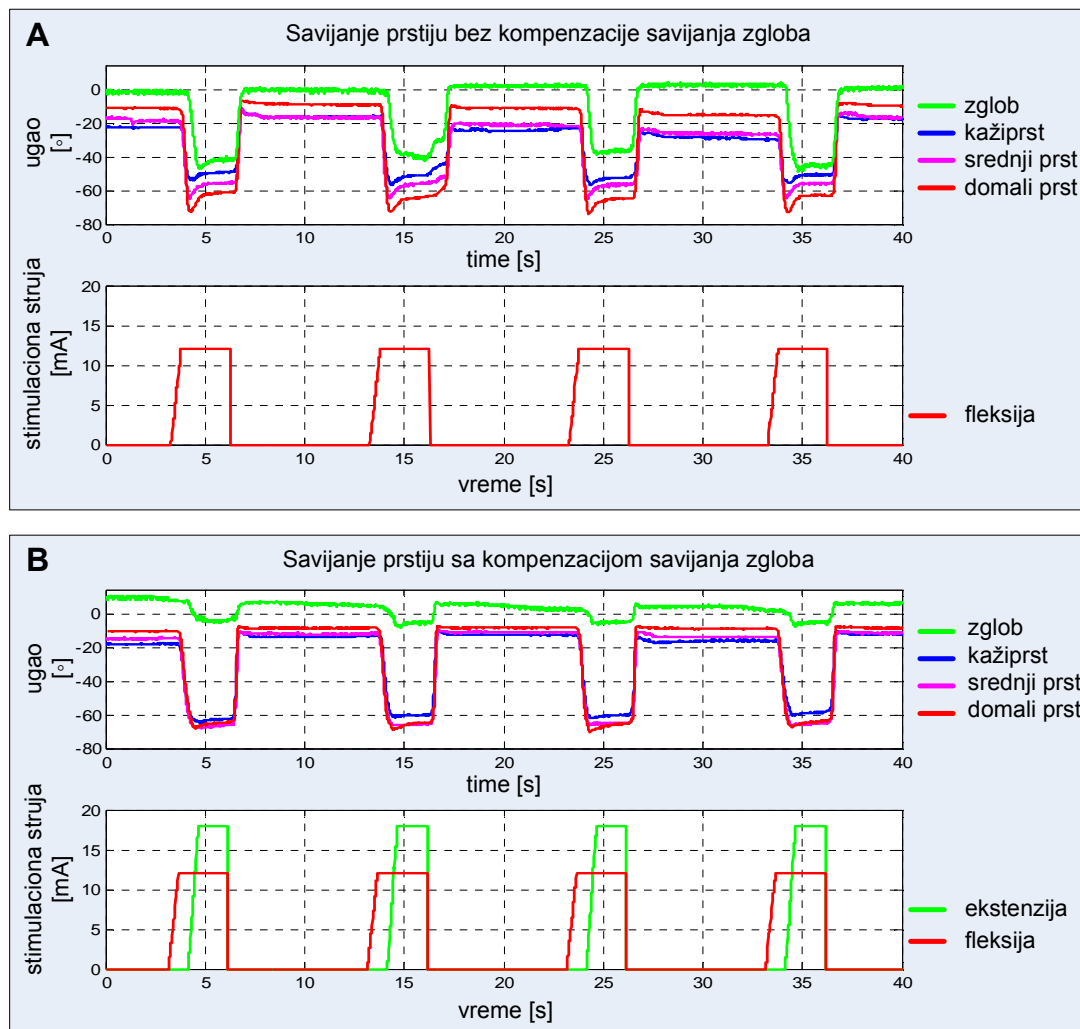
Slika 6.2 – Eksperiment u otvorenoj sprezi: A) uglovi i oblici stimulacionih impulsa generisani prilikom upravljanja u zatvorenoj sprezi, B) optimizovani oblici stimulacionih impulsa.

Rezultat primenjenog algoritma je prikazan na slici 6.2A. Sistem sa povratnom spregom je pobuđen referentnim trapezoidalnim talasnim oblikom od koga se očekuje reakcija mišića fleksora takva da izazove savijanje prstiju. Zbog transportnog kašnjenja koje poseduje neuromišićni sistem, korišćenje čisto proporcionalnog dejstva je izazvalo očekivanu pojavu neželjenih oscilacija ali i očekivano smirivanje oscilacija u vremenu. S obzirom da se ceo algoritam izvršavao na računaru, izvršeno je jednostavno snimanje svih parametara u toku te stimulacije. Naročito su interesantni referentni oblici strujne komande koja je prosleđivana stimulatorima i prikazani su na slici 6.2A.

### 6.1.2 Sistem u režimu utvrđene primene

Izmereni, tj. snimljeni talasni oblici struje su nakon toga iskorišćeni za generisanje optimalne strujne pobude (Slika 6.2B) koje su zatim iskorišćene u režimu otvorene sprege (Slika 6.3A). Kao što se može videti u slučaju stimulacije sa kompenzacijom

savijanja, prikazanoj na slici 6.3B, dobijaju se očekivani rezultati tj. može se reći da je kompenzacija delotvorna. U ovom slučaju upravljanje je bilo u otvorenoj sprezi, a senzorske informacije su korišćene samo kao kontrolno merenje za potrebu vizuelne i numeričke potvrde delotvornosti algoritma.



**Slika 6.3 – Eksperiment u otvorenoj sprezi uz korišćenje optimizovanih stimulacionih impulsa: A) bez kompenzacije i B) sa kompenzacijom.**

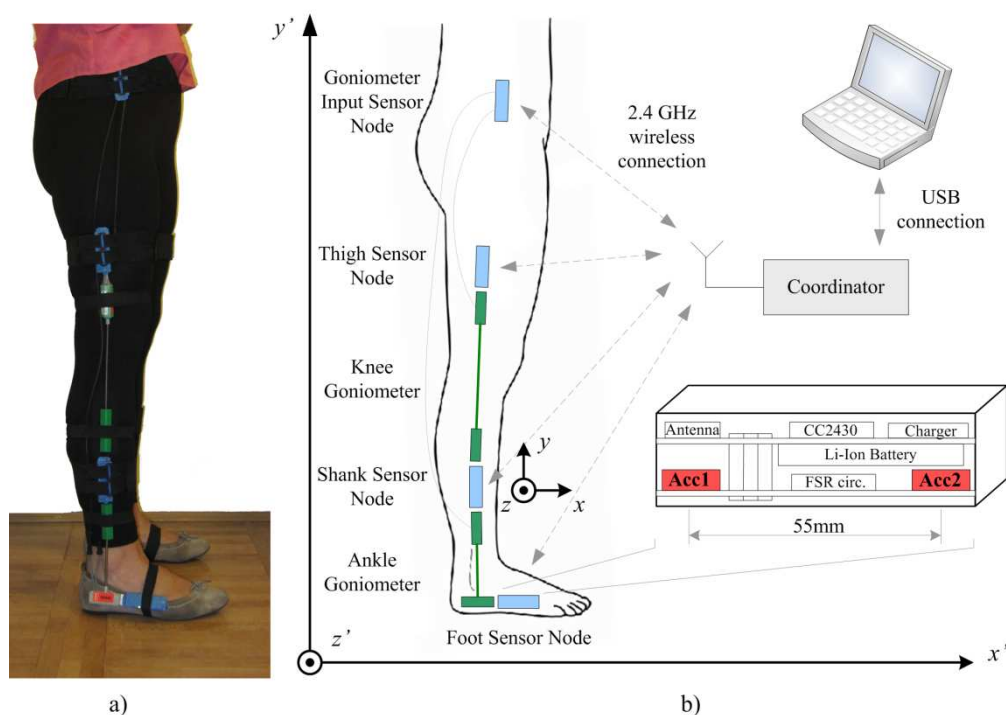
U prvom delu eksperimenta, tj. u režimu motornog učenja, protok informacija je bio intenzivan i sva kontrolna aktivnost se izvodila u centralnom kontroleru, tj. na računaru. U režimu utvrđene primene, aktivnost centralnog kontrolera tj. računara je svedena na monitoring sistema, a protok informacija je značajno smanjen. Stimulacioni profil je bio unapred definisan na osnovu optimizacije koja je izvršena kada je sistem radio u režimu motornog učenja. Aktivnost centralnog kontrolera je iz tog razloga svedena na jednostavno izdavanje komande koja je preko koordinatora distribuirana



periferijskim jedinicama. Periferijske jedinice su samostalno implementirale stimulatorni profil.

## 6.2 Primena senzorskog podsistema

Primena distribuiranog sistema opisanog u ovoj tezi nije ograničena samo na funkcionalnu električnu stimulaciju, već i na čisto senzorske aplikacije. Hronološki gledano, ideja za razvoj ovog sistema je najpre i potekla od potrebe za jednostavnim alatom za snimanje parametara pokreta kod zdravih i osoba sa dijagnostikovanim poremećajima. U ovom radu je opisana realizacija koja pokriva najčešće korišćenu senzorsku konfiguraciju kompletne inercijalne jedinice sa šest stepeni slobode. Ovakva konfiguracija je korišćena u nekoliko studija koje su kao cilj imale radove iz oblasti objektivnog snimanja oporavka pacijenata sa hemiplegijom, praćenje efekata terapije kod pacijenata sa Parkinsonovom bolešću i praćenje efekata intervencije kod pacijenata sa hidrocefalusom [45, 144].



Slika 6.4 – Senzorski podsistem sa parom troosnih akcelerometara. Preuzeto iz [68].

Pored osnovne konfiguracije, senzorski sistem sa dva akcelerometra prikazan na slici 6.4, je korišćen za istraživanje nove metode analize kinematike hoda [68].

## **7 Zaključak i predlog za buduća istraživanja**

U ovoj disertaciji je prikazana nova arhitektura distribuiranog sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju inspirisana funkcionisanjem biološkog sistema. Sistem se sastoji od centralnog kontrolera, koordinatora i minijaturnih stimulatora sa integrisanim i/ili spoljašnjim sensorima.

Analogija sa biološkim sistemom je napravljena tako što centralni kontroler tj. računar odgovara mozgu, koordinator odgovara kičmenoj moždini, a periferijske jedinice odgovaraju nervno-mišićnom sklopu pojedinih delova tela. U hijerarhijskom smislu sistem je podređen centralnom kontroleru, a određene funkcije su poverene nižim slojevima u hijerarhiji. Centralni kontroler definiše globalnu strategiju stimulacije i određuje osnovne parametre rada sistema. Koordinator su poverene kontrola mrežnog saobraćaja, vremenska sinhronizacija i implementacija kontrolnih algoritama nižeg nivoa. Periferijske jedinice očitavaju senzore, implementiraju lokalnu obradu signala i generišu stimulative sekvence.

Konvencionalni sistemi za električnu stimulaciju koriste relativno mali broj senzora koji su direktno povezani sa procesorom. Iako žične veze obezbeđuju praktično trenutni prenos senzorskih i stimulative informacija, upravljanje u zatvorenoj sprezi je često nestabilno. Prirodni sistem svoje upravljanje zasniva na mnogostruko većem broju čulnih informacija koje se prenose kroz mnogostruko sporije nervne puteve, ali i pored toga prirodno kretanje je stabilno i graciozno. Glavni motiv za razvoj ovakve arhitekture

potekao je iz težnje da se stabilnost i pouzdanost prirodnog sistema preslikaju na tehnički sistem.

U radu je definisana opšta arhitektura sistema i analizirane su kompleksnost obrade i protok informacija kao osnovne tehničke karakteristike arhitekture. Po ugledu na prirodni sistem definisana su dva režima rada, režim motornog učenja i režim utvrđene primene. U režimu učenja, sistem je u potpunosti kontrolisan od strane centralnog kontrolera, koji ima direktno očitavanje svih senzorskih informacija i kontrolu svih stimulatorskih izlaza. Ovo omogućava učenje, tj. razvoj optimizovane aplikacije. Nakon razvoja, sistem prelazi u režim utvrđene primene u kome se težište obrade podataka i sam kontrolni algoritam stimulacije prebacuje na niže slojeve u hijerarhiji, što direktno utiče na smanjenje protoka informacija.

Smanjen protok informacija u fazi autonomne primene sistema omogućava da se za prenos informacija koristi bežična radio tehnologija. S obzirom da arhitektura postaje tolerantna na kašnjenja, komunikacija može da se obavlja sa manjom brzinom prenosa i protokom. To se direktno preslikava na emisionu snagu primopredajnika i dalje na potrošnju i fizičke dimenzije sistema.

Koncept sistema je testiran na prototipu realizovanom sa komercijalno dostupnim komponentama. Kao centralni kontroler iskorišćen je personalni računar. Dizajn koordinatora i perifernih jedinica je baziran na mikrokontroleru koji u sebi integriše radio primopredajnik. Periferna jedinica je projektovana tako da poseduje dva stimulatorska kanala i integrisanu inercijalnu jedinicu sa šest stepeni slobode.

Mrežni saobraćaj je baziran na bežičnoj komunikaciji po IEEE802.15.4 standardu za mreže niske potrošnje. Iskorišćen je fizički nivo standarda, a za potrebe rada sistema u realnom vremenu projektovan je poseban protokol za pristup medijumu. Analizom fizičkih osobina propagacije signala kroz ljudsko telo zajedno sa prostornim karakteristikama sistema, došlo se do ideje za implementaciju protokola rutiranja baziranog na zahtevima za ponavljanje poruka (*Retransmission Request Routing Protocol - R<sup>3</sup>P*). Protokol je zasnovan na master-slejev principu gde je svaka komunikacija inicirana i kontrolisana od strane koordinatora. Rutiranje u dva skoka je implementirano izdavanjem komande za retransmisiju upućene izabranoj jedinici. Efikasnost protokola leži u njegovoj jednostavnosti, gledano sa strane perifernih jedinica i u malom overhedu koji zahtev za retransmisijom nosi. Gledano sa strane

koordinatora, protokol se implementira kroz jednostavnu mašinu stanja. Izbor retransmisionih jedinica se bazira na merenjima svake jedinice o stanju mreže i kvalitetu linkova sa svojim susedima. Osnovni zahtev protokola je da sve periferijske jedinice primaju sve poruke u mreži, bilo da su adresirane ili ne, kao i da jedinice budu ravnomerno raspoređene po telu. Prvi zahtev je ispunjen kroz projektovanje programa, a drugi zahtev se može lako ispuniti dodavanjem nefunkcionalnih retransmisionih jedinica na pogodna mesta. Testiranju bežične komunikacije i novog protokola rutiranja je poverena posebna pažnja. Za potrebe testiranja napravljena je postavka koja je obezbedila kvalitetan uzorak potreban za statističku obradu. Za svaku testnu konfiguraciju izvršena su uporedna merenja sa i bez protokola rutiranja i dobijeni rezultati su pokazali da je protokol pouzdan i da obezbeđuje značajno smanjenje kašnjenja u različitim konfiguracijama sistema i okruženju.

Novi protokol rutiranja prilagođen ovoj specifičnoj primeni je omogućio visoku pouzdanost i mali overhead u prenosu informacija. To se takođe preslikava na smanjenje potrošnje sistema, pa samim tim i na njegove fizičke dimenzije i pogodnost upotrebe.

Za funkcionalno testiranje sistema za električnu stimulaciju je izabrana jednostavna aplikacija kontrole hvata kod osobe sa hemiplegijom. U toj aplikaciji zahteva se kontrola antagonističkih mišića i prirodno je bilo upotrebiti dva stimulatora. Dodatna pogodnost ovakve aplikacije počiva u nestabilnosti koja se javlja kod upravljanja u zatvorenoj sprezi, a vidljiva je kroz neželjene oscilacije uglova. Upravljanje u otvorenoj sprezi nema ove neželjene efekte, ali je potrebno sprovesti prilagođavanje sistema konkretnoj aplikaciji. Drugim rečima, potrebno je da sistem najpre radi u režimu motornog učenja u kom će se određenom test procedurom ispitati odziv sistema, a zatim i u režimu utvrđene primene u kojoj će se sprovesti upravljanje u otvorenoj sprezi. U prvom delu eksperimenta, tj. u režimu motornog učenja protok informacija je bio intenzivan i sva kontrolna aktivnost se izvodila u centralnom kontroleru, tj. na računaru. U režimu utvrđene primene aktivnost centralnog kontrolera tj. računara je svedena na monitoring sistema, a protok informacija je značajno smanjen. Stimulacioni profil je bio unapred definisan na osnovu optimizacije koja je izvršena kada je sistem radio u režimu motornog učenja. Aktivnost centralnog kontrolera je iz tog razloga svedena na jednostavno izdavanje komande, koja je preko koordinatora

distribuirana periferijskim jedinicama. Periferijske jedinice su samostalno implementirale stimulacioni profil.

Na ovaj način izabrani eksperiment je potvrdio osnovni koncept predložene arhitekture, a to je mogućnost implementacije algoritama električne stimulacije na ovoj arhitekturi.

Predložena opšta arhitektura ima širi značaj i primenljiva je i na druge tehnologije električne stimulacije. Glavni doprinos ovog koncepta je smanjenje protoka informacija na način koji ne utiče na stabilnost sistema. Iako je sistem testiran na jednoj implementaciji arhitekture baziranoj na komercijalno dostupnoj radio tehnologiji, isti principi se mogu upotrebiti i na drugim bežičnim tehnologijama dostupnim danas, ili nekim tehnologijama koje će tek biti razvijene. Na osnovu današnjeg shvatanja, zajedničko za sve te tehnologije je kompromis između količine protoka podataka i potrošnje. Smanjenje protoka informacija dovodi do smanjenja potrošnje što daje mogućnost razvoja sistema koji su manjih dimenzija i napajaju se iz lokalno generisanih izvora.

## 7.1 Doprinos disertacije

Doktorska disertacija ima sledeće naučne doprinose:

- Razvoj opšte arhitekture distribuiranog sistema za električnu stimulaciju korišćenjem principa biomimetičkog preslikavanja.
- Implementacija opšte arhitekture bazirane na primeni bežične radio komunikacije sa definisanim principima preraspodele hardverskih i softverskih komponenti.
- Razvoj algoritma specijalizovane dvosmerne bežične mrežne komunikacije koji minimizuje kašnjenje u prenosu podataka i obezbeđuje pouzdanost u radu sistema
- Eksperimentalna evaluacija sistema koja potvrđuje osnovne koncepte arhitekture.

Stručni doprinos disertacije se ogleda u realizaciji prototipa sistema baziranog na dostupnim tehnologijama, koji će omogućiti dalja istraživanja na polju razvoja sistema i algoritama za električnu stimulaciju.

## 7.2 Perspektive i buduća istraživanja

Predstavljena arhitektura ima opšti značaj, a na jednoj implementaciji je potvrđen koncept. Unapređenje implementirane arhitekture se može postići kroz sledeća istraživanja:

- Optimizacija protokola rutiranja u cilju povećavanja energetske efikasnosti. U sadašnjoj realizaciji protokol rutiranja zahteva budnost svih aktera u mreži, a to odgovara režimu motornog učenja kada je aktivnost sistema na visokom nivou. U režimu utvrđene primene, kada je protok podataka redukovana, postoji mogućnost da se protokol prilagodi izmenjenoj konfiguraciji sistema. Očekivano unapređenje je da se predefinisanim alokacijom vremenskih slotova omogući perifernim jedinicama da ulaze u režime smanjene potrošnje.
- Projektovanje metode analize optimalne putanje rutiranja zasnovane na dinamičkim karakteristikama svih linkova. S obzirom da se po prirodi stvari konfiguracija sistema menja tokom kretanja, od značaja je ispitati mogućnost naredne tehnike dinamičkog određivanja optimalne putanje rutiranja.
- Distribucija kontrolnog algoritma na različite senzorske čvorove i projektovanje protokola rutiranja svesnog algoritma upravljanja. U režimu motornog učenja, sa stanovišta implementacije kontrolnog algoritma, sistem se ponaša kao i svaki drugi centralizovani sistem. U slučaju potrebe za implementacijom kompleksnijih algoritama, javlja se zahtev za sinhronizaciju i sinergiju kretanja više različitih mišićno-čulnih sklopova tj. ekstremiteta. Od interesa bi bilo projektovati metod za optimalnu redistribuciju kompleksnog kontrolnog algoritma na distribuirani sistem, tako da se istovremeno zadovolji stabilnost lokalnih povratnih sprega, dobra sinhronizovanost i mali protok informacija među komponentama. U direktnoj vezi sa distribucijom algoritma leži i projektovanje strategije rutiranja, koje na taj način postaje svesno algoritma upravljanja.
- Unapređenje pouzdanosti bežične komunikacije implementacijom komunikacije na različitim bitskim brzinama. U bežičnim komunikacijama je poznato da postoji kompromis između brzine prenosa, dometa i potrošnje. Smanjenjem brzine prenosa postiže se veći domet i smanjuje se potrošnja, ali se efektivno povećava kašnjenje. Istraživanja na polju distribucije kontrolnih algoritama mogu

da definišu i strategiju određivanja dozvoljenih kašnjenja, što se može iskoristiti kao povod za implementaciju bežične komunikacije sa različitim brzinama prenosa.

## 8 Reference

1. Popović DB, Sinkjær T: Control of Movement for the Physically Disabled. Springer, 2000.
2. Lieberson WT, Holmquest HJ, Scott D, Dow H: Functional Electrotherapy Stimulation of the Swing Phase of the Gait in Hemiplegic Patients. Arch. Phys. Med. And Rehab., pp. 101, 1961.
3. Kralj A, Bajd T, Turk R: Electrical Stimulation Providing functional Use of Paraplegic Patients Muscles. Med. Prog. Technol., vol. 7(1), pp. 3-9, 1980.
4. Nielsen JB: How we walk: Central control of muscle activity during human walking. Neuroscientist, vol. 9(3), pp. 195–204, 2003.
5. Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F: Motor control programs and walking. Neuroscientist, vol. 12(4), pp. 339–348, 2006.
6. Davoodi R, Loeb, GE: A Biomimetic Strategy for Control of FES Reaching. In 25rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, Mexico, 2003.
7. Riener R: Model-based development of neuroprostheses for paraplegic patients. Phil. Trans. R. Soc. Lond. B, vol. 354, pp. 877-894, 1999.
8. Marsolais E et al: Effect of Multi-channel Hybrid Orthosis configuration on Walking in Paraplegia. In IFESS 2002 Annual Conference, 2002.
9. Bonaroti et al.: Comparison of Functional Electrical Stimulation to Long Leg Braces for Upright Mobility for Children with Complete Thoracic Level Spinal Injuries. Arch Phys Med Rehabil., vol. 80, pp. 1047-1053, 1999.



10. Jaeger R: Lower extremity applications of functional neuromuscular stimulation. *Assistive Technology*, vol. 4(1), pp. 19-30, 1992.
11. Popović DB, Sinkjær T, Popović MB: Electrical stimulation as a means for achieving recovery of function in stroke patients. *J NeuroRehab*, vol. 25, pp. 45-58, 2009.
12. Popović MB, Popović DB, Schwirtlich L, Sinkjær T: Clinical Evaluation of Functional Electrical Therapy (FET) in chronic hemiplegic subjects. *Neuromod*, vol. 7(2), pp. 133-140, 2004.
13. Popović MB, Popović DB, Sinkjær T, Stefanović A, Schwirtlich L: Clinical Evaluation of Functional Electrical Therapy in Acute Hemiplegic Subjects. *J Rehab Res Develop*, vol. 40(5), pp. 443-454, 2003.
14. Barsi GI, Popović DB, Tarkka IM, Sinkjær T, Grey MJ: Cortical excitability changes following grasping exercise augmented with electrical stimulation. *Exp. Brain Res.*, vol. 191(1), pp. 57-66, 2008.
15. Kojović J, Popović DB: Sensors driven functional electrical stimulation for restoration of walking in acute stroke patients. *European Journal of Neurology*, vol. 16(3), pp. 312, 2009.
16. Kojović J, Djurić-Jovičić M, Došen S et al: Sensor-driven four-channel stimulation of paretic leg: functional electrical walking therapy. *Journal of neuroscience methods*, vol. 181(1), pp. 100-5, 2009.
17. Baker L et al.: *NeuroMuscular Electrical Stimulation - a Practical Guide*. In 4th ed. Downey California, USA, Los Amigos Research & Education Institute, pp. 251, 2000.
18. Sheffler LR, Chae J: Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle Nerve*, vol. 35, pp. 562-590, 2007.
19. Graupe D et al.: Stochastically-modulated stimulation to slow down muscle fatigue at stimulated sites in paraplegics using functional electrical stimulation for leg extension. *Neurol Res*, vol. 22, pp. 703-4, 2000.
20. Hoshimiya N, Naito A, Yajima M, Handa Y: A multichannel FES system for the restoration of motor function in high spinal cord injury patients: A respiration-controlled system form multijoint upper extremity. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36(7), pp. 754-760, 1989.

21. Braz GP, Russold M, Davis GM: Functional Electrical Stimulation Control of Standing and Stepping After Spinal Cord Injury: A Review of Technical Characteristics. *Neuromodulation*, vol. 12(3), pp. 180-190, 2009.
22. Popovic DB, Stein RB, Jovanovic KL, Dai R, Kostov A, Armstrong WW: Sensory nerve recording for closed-loop control to restore motor functions. *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 40, pp. 1024–1031, 1993.
23. Juul PR, Ladouceur M, Nielsen KD: Coding of lower limb muscle force generation in associated EEG movement related potentials: preliminary studies toward a feed-forward control of FES-assisted walking. In: Sinkjaer T, Popovic D, Struijk JJ, eds. *Proceedings of the IFESS 2000: the 10th annual conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*. Aalborg, Denmark: Aalborg University Press, pp. 335–337, 2000.
24. Hincapie JG, Kirsch RF: Feasibility of EMG-Based Neural Network Controller for an Upper Extremity Neuroprosthesis. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 17(1), 2009.
25. Popovic MR, Keller T, Papas IPI, Dietz V, Morari M: Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses. *IEEE Eng Med Biol Mag.*, vol. 20(1), pp. 82-93, 2001.
26. Sinkjaer T, Haugland M, Inmann A, Hansen M, Nielsen KD: Biopotentials as command and feedback signals in functional electrical stimulation systems. *Med Eng Phys*, vol. 25, pp. 29–40, 2003.
27. Hoffer JA, Baru M, Bedard S et al.: Initial results with fully implanted Neurostep™ FES system for foot drop. In: Sawan M, Kiss Z, Popovic M, eds. *Proceedings of the IFESS 2005: the 10th annual conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*. Montreal, Canada: Polytechnique Montreal Press, pp. 53–55, 2005.
28. Hansen M, Haugland M, Sinkjaer T, Donaldson N.: Real time foot drop correction using machine learning and natural sensors. *Neuromodulation*, vol. 5, pp. 41–53, 2002.
29. Petrofsky JS, Phillips CA.: Closed-loop control of movement of skeletal muscle. *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 13, pp. 35–96, 1985.

30. Kostov A, Andrews BJ, Popovic DB, Stein RB, Armstrong WW: Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion. *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 42(6), pp. 541-51, 1995.
31. Webster JG.: *Tactile sensors for robotics and medicine*. New York: John Wiley & Sons, 1992.
32. Smith BT, Coiro DJ, Finson R, Betz RR, McCarthy J.: Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 10, pp. 22–29, 2002.
33. Morris SJ, Paradiso JA: Shoe-integrated sensor system for wireless gait and real-time feedback. In *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference*, Houston, TX, USA, 2002.
34. Willemsen AT, Bloemhof F, Boom HB: Automatic stance/ swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 37, pp. 1201–1208, 1990.
35. Williamson R, Andrews BJ: Gait event detection for FES using accelerometers and supervised machine learning. *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 8, pp. 312–319, 2000.
36. Luinge HJ, Veltink PH: Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 12, pp. 112–121, 2004.
37. Veltink PH, Bussmann HB, de Vries W, Martens WL, Van Lummel RC: Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 4, pp. 375–385, 1996.
38. Willemsen AT, Frigo C, Boom HB: Lower extremity angle measurement with accelerometers: error and sensitivity analysis. *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 38, pp. 1186–1193, 1991.
39. Miyazaki S: Long-term unrestrained measurement of stride length and walking velocity utilizing a piezoelectric gyroscope. *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 44, pp. 753–759, 1997.
40. Tong K, Granat MH: A practical gait analysis system using gyroscopes. *Med Eng Phys*, vol. 21, pp. 87–94, 1999.

41. Pappas IP, Popovic MR, Keller T, Dietz V, Morari M: A reliable gait phase detection system. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 9, pp. 113–125, 2001.
42. Luinge HJ, Veltink PH, Baten CT: Estimating orientation with gyroscopes and accelerometers. *Technol Health Care*, vol. 7, pp. 455–459, 1999.
43. Mayagoitia RE, Nene AV, Veltink PH: Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *J Biomech*, vol. 35, pp. 537–542, 2002.
44. Williamson R, Andrews BJ: Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. *Med Biol Eng Comput*, vol. 39, pp. 294–302, 2001.
45. Tong KY, Mak AF, Ip WY: Command control for functional electrical stimulation hand grasp systems using miniature accelerometers and gyroscopes. *Med Biol Eng Comput.*, vol. 41(6), pp. 710-7, 2003.
46. Milica Đurić-Jovičić: Inertial sensors signal processing methods for gait analysis of patients with impaired gait patterns. Doctoral Dissertation, 2012.
47. [www.zebris.de](http://www.zebris.de) (pristupano februara 2013.)
48. [www.vicon.com](http://www.vicon.com) (pristupano februara 2013.)
49. Chaplin E: Functional neuromuscular stimulation for mobility in people with spinal cord injuries: The Parastep I System. *J Spinal Cord Med*, vol. 19, pp. 99–105, 1996.
50. Stanic U, Trnkoczy A: Closed-Loop Positioning of Hemiplegic Patient's Joint by Means of Functional Electrical Stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 21(5), pp. 365-70, 1974.
51. Quintern J, Riener R, Rupprecht S: Comparison of simulation and experiments of different closed-loop strategies for functional electrical stimulation: experiments in paraplegics. *Artif Organs*, vol. 21, pp. 232–235, 1997.
52. Tomovic R, Popovic DB, Stein RB: *Nonanalytical Methods for Motor Control*. Singapore: World Scientific, 1995.
53. Popovic DB, Sinkjaer T: Hierarchical hybrid control of walking, in *Control of Movement for the Physically Disabled*, 1st ed. London, U.K.: Springer-Verlag, pp. 391–395, 2000.

54. Tong KY, Granat MH: Gait control system for functional electrical stimulation using neural networks. *Med Biol Eng Comput.*, vol. 37(1), pp. 35-41, 1999.
55. Sharma N, Gregory CM, Johnson M, Dixon WE: Closed-Loop Neural Network-Based NMES Control for Human Limb Tracking. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 20, pp. 712-725, 2012.
56. Kurosawa K, Futami R, Watanabe T, Hoshimiya N.: Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, vol. 13(3), pp. 359-71, 2005.
57. Ajoudani A, Erfanian A: A Neuro-Sliding-Mode Control With Adaptive Modeling of Uncertainty for Control of Movement in Paralyzed Limbs Using Functional Electrical Stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng.* vol. 56(7), pp. 1771-80, 2009.
58. Adamczyk MM, Crago PE: Simulated feedforward neural network coordination of hand grasp and wrist angle in a neuroprosthesis. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8(3), pp. 297–304, 2000.
59. Lan N, Feng H, Crago PE: Neural network generation of muscle stimulation patterns for control of arm movements. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 2(4), pp. 213–224, 1994.
60. Chang GC, Luh JJ, Liao GD et al.: A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 5, pp. 2–11, 1997.
61. Madgwick SOH, Harrison AJL, Vaidyanathan R: Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In *Proceedings on IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 1-7, 2011.
62. Sabatini AM: Quaternion-Based Extended Kalman Filter for Determining Orientation by Inertial and magnetic Sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53(7), pp. 1346-1356, 2006.
63. Bachmann ER, Duman I, Usta UY, McGhee RB, Yun XP, Zyda MJ: Orientation tracking for humans and robots using inertial sensors. In

- Proceedings of IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation CIRA '99, pp. 187-194, 1999.
64. Luinge HJ, Veltink PH: Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12(1), pp. 112-121, 2004.
  65. Luinge HJ, Veltink PH: Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, pp. 273–282, 2005.
  66. Cooper G, Sheret I, McMillian L, Siliverdis K, Sha N, Hodgins D et al.: Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of Biomechanics*, vol. 42, pp. 2678-2685, 2010.
  67. Dejnabadi H, Jolles BM, Aminian K: A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, pp. 1478-1484, 2005.
  68. Djurić-Jovičić M, Jovičić N, Popović DB: Kinematics of Gait: New Method for Angle Estimation Based on Accelerometers. *Sensors*, vol. 11(11), pp. 10571-10585, 2011.
  69. Djurić-Jovičić M, Jovičić N, Popović DB, Djordjević AR: Nonlinear Optimization for Drift Removal in Estimation of Gait Kinematics Based on Accelerometers. *Journal of Biomechanics*, vol. 45(16), pp. 2849-2854, 2012.
  70. Vette AH, Masani K, Popovic MR: Time Delay from Muscle Activation to Torque Generation during Quiet Stance: Implications for Closed-Loop Control via FES. In 13th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, Freiburg, Germany, 2008.
  71. Franklin DW, Wolpert DM: Computational Mechanisms of Sensorimotor Control. *Neuron*, vol. 72(3), pp. 425-442, 2011.
  72. Matthews PBC: The human stretch reflex and the motor cortex. *Trends Neurosci.*, vol. 14, pp. 87–91, 1991.
  73. Merton PA, and Morton HB: Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature*, vol. 285, pp. 227, 1980.

74. Prochazka A, Gauthier M, Wieler M, Kenwell Z: The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil.*, vol. 78, pp. 608-14, 1997.
75. Bioness: NESS H200 Hand Rehabilitation System, [http://www.bioness.com/NESS\\_H200\\_for\\_Hand\\_Rehab.php](http://www.bioness.com/NESS_H200_for_Hand_Rehab.php), (pristupano februaru 2013).
76. [http://www.bioness.com/Documents/L300Consumer/Product\\_Packets\\_DTC\\_NESS\\_L300.pdf](http://www.bioness.com/Documents/L300Consumer/Product_Packets_DTC_NESS_L300.pdf), (pristupano februaru 2013).
77. [http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob\\_com\\_en/646A225-GB-03-1009w.pdf](http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_en/646A225-GB-03-1009w.pdf), (pristupano februaru 2013).
78. Burridge J, Haugland M, Larsen B, Svaneborg N, Iversen H, Brøgger Christensen P, Pickering R, Sinkjaer T: Long-term follow-up of patients using the ActiGait implanted drop-foot Stimulator. In 10th Annual Conference of the International FES Society, Montreal, Canada, 2005.
79. Popović DB, Popović MB, Sinkjær T, Stefanović A, Schwirtlich L: Therapy of paretic arm in hemiplegic subjects augmented with a neural prosthesis: a cross-over study. *Can J Physiol Pharmacol*, vol. 82, pp. 749–56, 2004.
80. Popović DB, Bijelić G, Miler V, Došen S, Popović MR, Schwirtlich L: Lumbar Stimulation Belt for Therapy of Low-Back Pain. *Artificial Organs*, vol. 33(1), pp. 54–60, 2009.
81. Popović MB, Popović DB, Sinkjær T, Stefanović A, Schwirtlich L: Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects. *J Rehabil Res Dev*, vol. 40, pp. 443– 54, 2003.
82. OM Limited, (2010, 01-11), ODFS® PACE Stimulator, Available: <http://www.odstockmedical.com/patientssite/ODFSpace.html>, (pristupano februaru 2013).
83. CefarCompex, (2010, Compex3 Professional Muscle Stimulator, Available: [http://www.cefarcompex.com/en\\_EU/Compex-3.html](http://www.cefarcompex.com/en_EU/Compex-3.html), (pristupano februaru 2013).
84. Medel, (2010, 01-11), MOTIONSTIM 8, Available: <http://www.medel-hamburg.de/>, (pristupano februaru 2013).

85. Negard N et al.: Application Programming Interface and PC control for the 8 channel stimulator MOTIONSTIM8. In 10th Annual Conference of the International FES Society, Montreal, 2005.
86. Hoffer JA et al.: Initials results with fully implanted Neurostep FES system for foot drop. In 10th Annual Conference of the International FES Society, Montreal, 2005.
87. <http://www.finetech-Medical.co.uk/Products/STIMuSTEPDroppedFootSystem/tabid/82/language/en-GB/Default.aspx>, (pristupano februaru 2013).
88. Brissot R, Gallien P, Le Bot MP et al.: Clinical experience with functional electrical stimulation-assisted gait with Parastep in spinal cord-injured patients. *Spine*, vol. 25, pp. 501–508, 2000.
89. Graupe D, Kohn KH: Functional neuromuscular stimulator for short-distance ambulation by certain thoracic-level spinalcord-injured paraplegics. *Surg Neurol*, vol. 50, pp. 202–207, 1998.
90. Winchester P, Carollo JJ, Habasevich R: Physiologic costs of reciprocal gait in FES assisted walking. *Paraplegia*, vol. 32, pp. 680– 686, 1994.
91. Klose KJ, Jacobs PL, Broton JG et al.: Evaluation of a training program with SCI paraplegia using Parastep-I ambulation system: part 1. Ambulation performance and anthropometric measures. *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 78, pp. 789–793, 1997.
92. Peckham PH, Knutson JS: Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 7, pp. 327-360, 2005.
93. Kilgore L Kevin, Pechkam P Hunter, and Keith W Michael: Twenty Year Experience with Implanted Neuroprostheses. In 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, Minneapolis, Minnesota, USA, 2009.
94. Smith B, Buckett JR, Peckham PH, Keith MW, Roscoe DD: An externally powered, multichannel, implantable stimulator for versatile control of paralyzed muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 34, pp. 499-508, 1987.



95. Keith MW, Peckham PH, Thrope GB, Stroh KC, Smith B, Buckett JR, Kilgore KL, Jatich JW: Implantable functional neuromuscular stimulation in the tetraplegic hand. *J Hand Surg.*, vol. 14A, pp. 524-530, 1989.
96. Peckham PH, Kilgore KL, Keith MW, Bryden AM, Bhadra N, Montague FW: An advanced neuroprosthesis for restoration of hand and upper arm control employing an implantable controller. *J. Hand Surgery*, vol. 27A, pp. 265-276, 2002.
97. Smith B, Tang Z, Johnson M, Pourmehdi S, Gazdik M, Buckett J, Peckham PH: An externally powered, multichannel, implantable stimulator-telemeter for control of paralyzed muscle. *IEEE Trans Rehab Eng*, vol. 45, pp. 463-465, 1998.
98. Johnson MW, Peckham PH, Bhadra N, Kilgore KL, Gazdik MM, Keith MW, Strojnik P: An implantable transducer for two-degree-of-freedom joint angle sensing. *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 7, pp. 349-359, 1999.
99. Kilgore KL, Hoyen HA, Bryden AM, Hart RL, Keith MW, Peckham PH, Montague FW, Sams CJ, Bhadra N: An implanted upper extremity neuroprosthesis utilizing myoelectric control. *Journal of Hand Surgery*, vol. 33A, pp. 539-550, 2008.
100. Loeb GE, Richmond FJR.: BION™ Implants for Therapeutic and Functional Electrical Stimulation, Chapter in *Neural Prosthesis for Restoration of Sensory and Motor Function*, JK Chapin and KA Moxon, (Eds.), CRC Press, Boca Raton, pp. 75-99, 2000.
101. Alfred E Mann Foundation Website; <http://www.aemf.org/research.htm>, (pristupano februara 2013).
102. Loeb GE, Richmond FJR, Singh J, Peck RA, Tan W, Zou Q, and Sachs N: RF-Powered BIONs™ for Stimulation and Sensing. In *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, 2004.
103. Loeb GE, Peck RA, Moore WH, Hood K.: BION - system for distributed neural prosthetic interfaces. *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, pp. 9–18, 2001.

104. Anne-Caroline Dupont Salter, Stephen D Bagg, Janet L Creasy, Carlo Romano, Delia Romano, Frances JR Richmond, Gerald E Loeb: First Clinical Experience with BION Implants for Therapeutic Electrical Stimulation. *Neuromodulation*, vol. 7(1), pp. 38–47, 2004.
105. Dupont AC, Bagg SD, Baker L, Chun S, Creasy JL, Romano C, Romano D, Waters RL, Wederich CL, Richmond FJR, Loeb GE: Therapeutic Electrical Stimulation with BIONs: Clinical Trail Report. In *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Houston, TX, 2002.
106. Troyk PR, Brown IE, Moore WH, Loeb GE: Development of BION™ technology for functional electrical stimulation: bidirectional telemetry. *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, pp. 1317- 1320, 2001.
107. Troyk PR, DeMichele GA: Inductively-coupled power and data link for neural prostheses using a class-E oscillator and FSK modulation. In *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 25, pp. 3376-9, 2003.
108. Zou Q, Tan W, Sok Kim E, Singh J, Loeb GE: Implantable biaxial piezoresistive accelerometer for sensorimotor control. In *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, vol. 6, pp. 4279-82, 2004.
109. Tan W, Zou Q, Kim ES, Loeb GE: Sensing human arm position and orientation with implantable sensors. In *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, vol. 6, pp. 4290-3, 2004.
110. Van Dam K, Pitchers S, Barnard M: Body area networks: Towards a wearable future. In *Proceedings of WWRF kick off meeting*, Munich, Germany, 2001.
111. Ullah S, Higgins H, Braem B, Latre B, Blondia C, Moerman I, Saleem S, Rahman Z, Kwak KS: A comprehensive survey of Wireless Body Area Networks : on PHY, MAC, and Network layers solutions. *J Med Syst.*, vol. 36(3), pp. 1065-94, 2012.
112. Finkenzeller K: *RFID handbook*, 2nd Edn. Wiley International, 2003.
113. Qiang Fang, Shuenn-Yuh Lee, Hans Permana, Kamran Ghorbani, Irena Cosic: *Developing a Wireless Implantable Body Sensor Network in MICS Band*.

- IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 15(4), pp. 567-576, 2011.
114. Waltenege Dargie, Christian Poellabauer: Fundamentals of Wireless Sensor Networks. Wiley, 2010.
  115. Jamil Yusuf Khan, Mehmet R. Yuce, Garrick Bulger, Benjamin Harding: Wireless Body Area Network (WBAN) Design Techniques and Performance Evaluation. *J Med Syst*, vol. 36, pp. 1441–1457, 2012.
  116. Sana Ullah, Bin Shen, SM Riazul Islam, Pervez Khan, Shahnaz Saleem and Kyung Sup Kwak: A Study of MAC Protocols for WBANs. *Sensors (Basel)*, vol. 10(1), pp. 128–145, 2010.
  117. Latré B, Braem B, Moerman I, Blondia C, Demeester P: A survey on wireless body area networks. *Wireless Networks*, vol. 17(1), pp. 1-18, 2011.
  118. Marinkovic SJ, Popovici EM, Spagnol C, Faul S, and Marnane WP: Energy-efficient low duty cycle MAC protocol for wireless body area networks. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 13(6), pp. 915–925, 2009.
  119. Su H, Zhang X: Battery-dynamics driven tdma mac protocols for wireless body-area monitoring networks in healthcare applications. *IEEE J. Sel. Areas Commun.*, vol. 27(4), pp. 424–434, 2009.
  120. Zhang Y, and Dolmans G: A new priority-guaranteed MAC protocol for emerging body area networks. In the Proc. of Fifth International Conference on Wireless and Mobile Communications (ICWMC 2009), pp. 140–145, 2009.
  121. Lamprinos IE, Prentza A, Sakka E, Koutsouris D: Energy-efficient MAC protocol for patient personal area networks. In 27th Annual international conference of the engineering in medicine and biology society, Shanghai, CN, pp. 3799–3802, 2005.
  122. Omeni OC, Eljamaly O, Burdett AJ: Energy efficient medium access protocol for wireless medical body area sensor networks. In 4th IEEE/EMBS international summer school and symposium on medical devices and biosensors, ISSMDBS 2007, Cambridge, UK, pp. 29–32, 2007.
  123. Li H, Tan J: Heartbeat driven medium access control for Body Sensor Networks. In HealthNet '07: Proceedings of the 1st ACM SIGMOBILE

- international workshop on systems and networking support for healthcare and assisted living environments. Puerto Rico, USA, pp. 25–30, 2007.
124. Polastre J, Hill J, Culler D: Versatile low power media access for wireless sensor networks. In Proc. of the 2nd International Conference on Embedded Networked Sensor Systems, New York, USA, pp. 95–107, 2004.
  125. El-Hoiydi A, Decotignie JD: WiseMAC: An ultra low power MAC protocol for the downlink of infrastructure wireless sensor networks. In Proceedings of the Ninth IEEE Symposium on Computers and Communication, ISCC'04, Alexandria, Egypt, pp. 244-251, 2004.
  126. Schurgers C, Tsiatsis V, Srivastava MB: STEM: Topology management for energy efficient sensor networks. In Proceedings of Aerospace Conference, Manhattan Beach, CA, USA, vol. 3, pp. 1099–1108, 2004.
  127. Ye W, Estrin HJ: An energy-efficient MAC protocol for wireless sensor networks. In Proceedings of Twenty-First Annual Joint Conference of the IEEE Computer and Communications Societies, Miami, FL, USA, pp. 1567-1576, 2002.
  128. Khan NP, Boncelet C: PMAC: Energy efficient medium access control protocol for wireless sensor networks. In Proceedings of IEEE Military Communications Conference, Washington, DC, USA, pp. 1-5, 2006.
  129. Lu G, Krishnamachari B, Raghavendra C: An Adaptive Energy-Efficient and Low-Latency MAC for Data Gathering in Sensor Networks. In Proceedings of the 4th International Workshop on Algorithms for Wireless, Mobile, Ad Hoc and Sensor Networks, Santa Fe, Mexico, 2004.
  130. LAN MAN Standards Committee of the IEEE Computer Society: Wireless LAN medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specification. IEEE, New York, USA, IEEE Std 802.11-1997 edition, 1997.
  131. Johansson P, Kazantzidis M, Kapoor R, Gerla M: Bluetooth: An enabler for personal area networking. IEEE Network, vol. 15(5), pp. 28–37, 2001.
  132. IEEE 802.15.4-2003: IEEE Standard for Information Technology— Part 15.4: Wireless medium access control and physical layer specifications for low rate wireless personal area networks, 2003.

133. Song J, Han S, Mok AK, Chen D, Lucas M, Nixon M, Pratt W: WirelessHART: Applying wireless technology in real-time industrial process control. In IEEE Real-Time and Embedded Technology and Applications Symposium, Saint Louis, Missouri, USA, pp. 377–386, 2008.
134. Kwak KS, Ullah S, Ullah N: An overview of IEEE 802.15.6 standard. In 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), 2010.
135. Tang Q, Tummala N, Gupta SKS, Schwiebert L: Communication scheduling to minimize thermal effects of implanted biosensor networks in homogeneous tissue. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 52(7), pp. 1285–1294, 2005.
136. Bag A, Bassiouni MA: Energy efficient thermal aware routing algorithms for embedded biomedical sensor networks. In 2006 IEEE international conference on mobile adhoc and sensor systems (MASS), Vancouver, BC, pp. 604–609, 2006.
137. Heinzelman WR, Chandrakasan A, Balakrishnan H: Energy-efficient communication protocol for wireless microsensor networks. In Proceedings of the 33rd annual Hawaii international conference on system sciences, pp. 8020–8024, 2000.
138. Watteyne T, Auge-Blum S, Dohler M, Barthel D: Any body: A self-organization protocol for body area networks. In Second international conference on body area networks (BodyNets), Florence, Italy, 2007.
139. Moh M, Culpepper BJ, Dung L, Moh T-S, Hamada T, Su C-F: On data gathering protocols for in-body biomedical sensor networks. In Global telecommunications conference GLOBECOM '05, 2005.
140. Reusens E, Joseph W, Vermeeren G, Martens L, Latre B, Braem B, et al.: Path-loss models for wireless communication channel along arm and torso: Measurements and simulations. In IEEE antennas and propagation society international symposium, Honolulu, HI, pp. 336–339, 2007.
141. Zasowski T, Meyer G, Althaus F, Wittneben A: Propagation effects in UWB body area networks. In IEEE international conference on Ultra-Wideband, pp. 16–21, 2005.

142. Srinivasan K, Levis P: RSSI is under appreciated. In Proceedings of the third workshop on embedded networked Sensors (EmNets), 2006.
143. Baccour N: Radio Link Quality Estimation in Wireless Sensor Networks: a Survey. ACM Transactions on Sensor Networks, vol. 8(4,34), 2012.
144. Djuric-Jovicic M, Jovicic N, Milovanovic I et al: Classification of walking patterns in Parkinson's disease patients based on inertial sensor data. Proceedings of Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), 2010 10th Symposium on, Belgrade, Serbia, vol. 1, pp. 3-6, 2010.

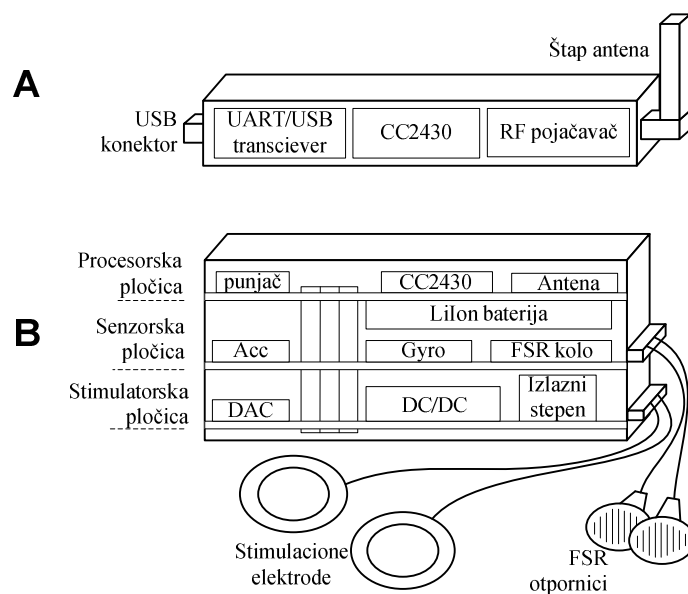
# **Dodatak A – detalji hardverske realizacije prototipa**

Dizajn koordinatora i perifernih jedinica je baziran na mikrokontroleru CC2430 (Texas Instruments) koji u sebi sadrži jezgro bazirano na optimizovanom 8051 mikrokontroleru, veliki broj integrisanih perifera i radio primopredajnik koji podržava komunikaciju po IEEE802.15.4 standardu.

Koordinator pored mikrokontrolera sadrži dodatni radio pojačavač i USB primopredajnik. Kako fizičke dimenzije nisu ograničene, koordinator koristi spoljašnju štap antenu koja ima veliku efikasnost i pojačanje i obezbeđuje kvalitetnu komunikaciju i dobar link. Kako je maksimalna potrošnja struje koju koordinator zahteva manja od 250 mA, za napajanje se koristi sam USB interfejs. Strukturna šema perifernih jedinica je prikazana na slici A.1A.

U zavisnosti od toga da li periferna jedinica obavlja senzorsku, stimulatorsku ili obe funkcije, njena konstrukcija se sastoji od dve ili tri štampane ploče upakovane u sendvič strukturu. Konekcija među pločama je ostvarena višepinskim konektorom. Gornja ploča je obavezan deo svake jedinice i na sebi sadrži mikrokontroler, izlazni pojačavač, kolo za kontrolu punjenja baterije i stabilizatore napona. Srednja ploča na sebi sadrži integrisane inercijalne senzore (3D akcelerometri i žiroskopi) kao i interfejse prema spoljašnjim sensorima. Donja ploča je sam stimulator, koji se sastoji od generatora visokog napona, izlaznog tranzistorskog stepena i kontrolnog sklopa sastavljenog od DA konvertora i dodatnih elemenata. Svaka periferna jedinica je

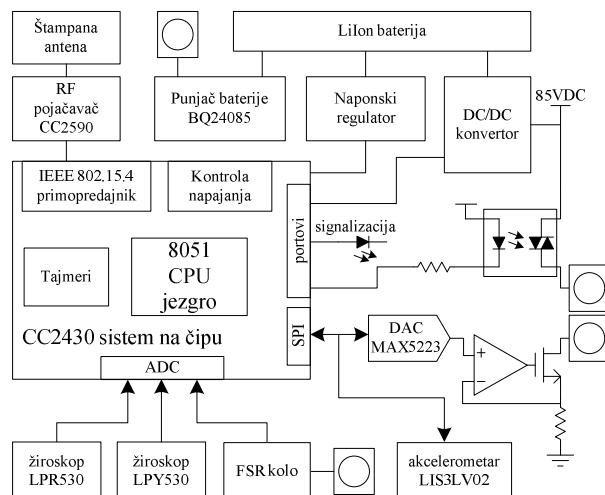
napajana jednom LiIon baterijom kapaciteta 500mAh koja je smeštena ispod gornje kontrolerske ploče. Strukturna šema periferijske jedinice je prikazana na slici A.1B.



**Slika A.1 – Strukturna šema glavnih komponenti sistema: A) koordinatora, B) periferijske jedinice sa senzorskom i aktuatorskom funkcijom.**

Električna blok šema periferijske jedinice je prikazana na slici A.2. Mikrokontroler CC2430 u sebi sadrži osmokanalni 12-bitni AD konvertor, SPI kontroler i nekoliko tajmera sa pripadajućim capture-compare jedinicama pomoću kojih se generišu impulsno širinski modulirani signali. Štampana “invertovano F” antena je izabrana zbog svoje niske cene i malih dimenzija. Sensorna ploča sadrži digitalni 3D akcelerometar LIS3LV02 (ST) i kombinaciju dva analogna žiroskopa LPR530 (ST) i LY530 (ST), koji zajedno čine minijaturnu inercijalnu jedinicu sa šest stepeni slobode. Sensorna pločica uključuje i kolo za kondicioniranje signala sa otpornih senzora sile (FSR – *Force Sensing Resistor*) i dodatne analogne ulaze na koje mogu da se povezuju razni senzori sa naponskim izlazima, kao na primer elektro-goniometri, EMG pojačavači i sl.





**Slika A.2 – Električna blok šema periferijske jedinice sa senzorskom i aktuatorskom funkcijom.**

Stimulatorska pločica sadrži jednostepeni DC/DC *step-up* konvertor koji proizvodi jednosmerni napon od 85V iz jedne LiIon baterije napona 3.7V. Elektrode su povezane na dva strujno kontrolisana izlazna stepena, koji imaju mogućnost kompenzacije negativnim impulsom generisanim korišćenjem optotriaka. Struja elektrode se određuje 8-bitnim DA konvertorom MAX5223 (Maxim) i leži u opsegu 0-70mA. Trajanje strujnog impulsa je u opsegu 10-1000 $\mu$ s sa 8-bitnom rezolucijom. Frekvencija i faktor ispunje stimacionih impulsa su obezbeđeni upotrebom output-compare tajmerskih jedinica. Efikasnost stimulatora iznosi oko 40%, a maksimalna srednja izlazna snaga je 0.7W. U punoj konfiguraciji sa sve tri ploče, periferijska jedinica ima dimenzije 70 $\times$ 25 $\times$ 30 mm i teži oko 45 grama. Ako se jedinica koristi u smanjenoj konfiguraciji, samo kao senzorska ili samo kao stimulatorska jedinica, dimenzije i težina su malo manji.

## Mikrokontroler CC2430

Mikrokontroler poseduje 128kB fleš memorije za smeštanje programa i dva bloka od po 4kB RAM memorije za podatke. Zahvaljujući integrisanom fleš kontroleru, CPU ima mogućnost očitavanja i upisivanja konstanti i podataka u fleš memoriju, što je značajno za fleksibilno konfigurisanje sistema sa puno senzora i aktuatora.

Tri tajmera opšte namene, od kojih je jedan 16-bitni (TIMER 1) a dva su 8-bitna (TIMER3 i TIMER4), se koriste za generisanje ili analiziranje vremenski determinisanih događaja. Sva tri tajmera poseduju nekoliko CC (*capture-compare*)

jedinica, kojim je moguće generisati precizne impulsno širinske (PWM) signale ili periodične prekidne zahteve.

Jedan 16-bitni tajmer (TIMER2 ili MAC TIMER) ima kao dodatak 20-bitni brojač ciklusa kaskadno vezan na izlaz za prenos tajmera, što omogućava precizno merenje dugačkih vremenskih intervala i ima mogućnost direktne sinhronizacije sa RF primopredajnikom. Na taj način je moguće zadovoljiti precizne vremenske zahteve za sinhronizacijom zahtevane po MAC sloju IEEE802.15.4 standarda.

Poseban tajmer (*Sleep Timer*) se koristi za kontrolu povratka procesorskog jezgra iz režima smanjene potrošnje u aktivan režim rada. *Sleep* tajmer može da se koristi u kombinaciji sa MAC tajmerom i na taj način se obezbeđuje precizna vremenska sinhronizacija i u slučaju kada procesorsko jezgro nije u aktivnom režimu.

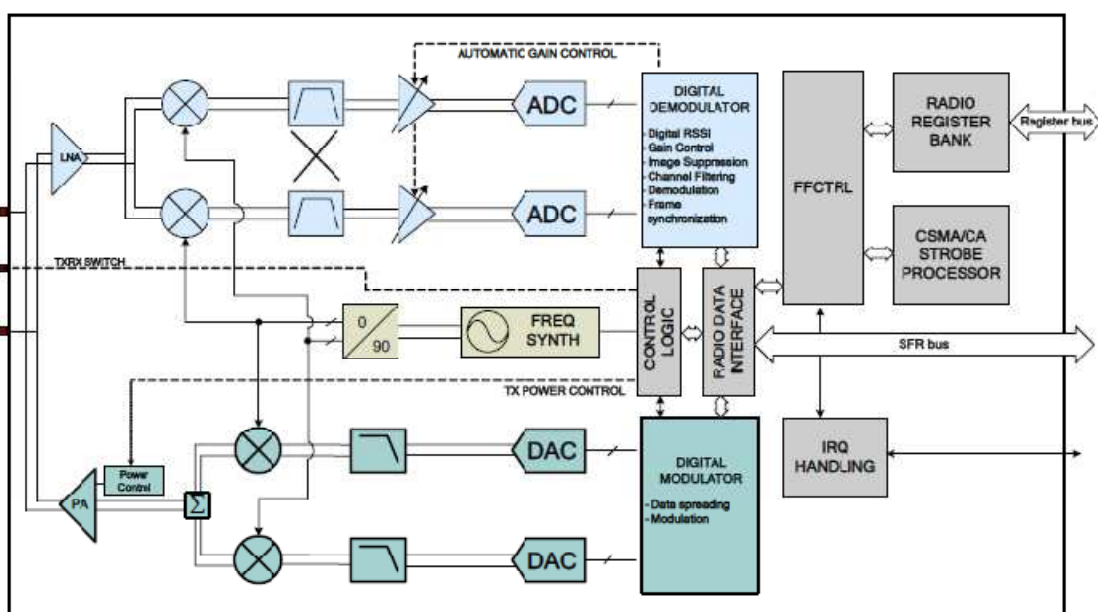
Svakom tajmeru je dodeljen poseban prekidni vektor, a unutar prekida je ispitivanjem statusnih bita moguće odrediti tačan tip događaja koji je generisao prekid (prekid CC jedinice, prekid prekoračenja i sl...). Na taj način je tajmere moguće koristiti za generisanje periodičnih zahteva za prekidom.

Podrška analognim sensorima je obezbeđena kroz integrisani Sigma-delta AD konvertor promenljive rezolucije (7-12 bita) i brzine rada (do 50ksample/s u najnižoj rezoluciji). Pored osam spoljašnjih kanala, moguća je akvizicija napona sa internog temperaturnog senzora i precizne interne reference. Osim pojedinačne akvizicije sa svakog kanala, moguće je konfigurisati određene kanale da rade u diferencijalnom režimu. To je korisno kod očitavanja senzora sa diferencijalnim analognim izlazima, kao što su analogni žiroskopi. AD konvertor ima dodeljen prekid koji se aktivira na kraju konverzije. Podržan je DMA prenos iz registra konvertora u memoriju.

Žična komunikacija je podržana sa dve USART periferije koje mogu da rade ili u asinhronom UART režimu ili u sinhronom SPI režimu. UART podržava prenos podatka dužine 8 ili 9 bita sa ili bez bita parnosti. Predajnik i prijemnik su nezavisni i svaki ima dodeljen nezavisan prekidni vektor. Prekidi se generišu nakon završenog slanja ili prijema podatka. Brzinu komunikacije je moguće podešavati u širokom opsegu vrednosti sve do maksimalnih 2Mbit/s. Efikasna i sigurna implementacija komunikacije na velikim brzinama je obezbeđena podrškom za DMA prenos. Dodatna sigurnost komunikacije je obezbeđena postojanjem kontrolnih linija za hardverski hendšejking

(RTS-request to send i CTS-clear to send). U SPI režimu, podržana je trožična ili četvorožična komunikacija sa promenljivom fazom takta i polaritetom signala.

Sve periferijske veze prema spoljašnjosti mikrokontrolera su mapirane na neki od 21 pina opšte namene grupisanih u tri bit-adresibilna porta. Zahvaljujući programabilnoj prekidačkoj matrici, svaki od tajmera opšte namene i svaki USART imaju po dve alternativne pozicije na portovima, što olakšava povezivanje mikrokontrolera sa spoljašnjim komponentama. Svi pinovi opšte namene imaju mogućnost generisanja prekidnih zahteva koji se realizuju kroz tri prekidna vektora i moguće ih je pojedinačno ili grupno maskirati i pratiti kroz odgovarajuće kontrolne i statusne registre.



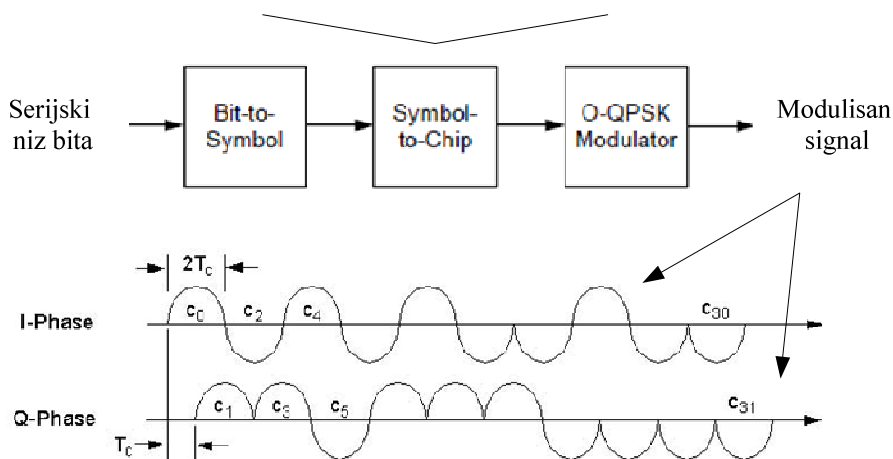
Slika A.3 – Interna blok šema radio primopredajnika u CC2430 mikrokontroleru [CC2431 Users manual, SWRS036F, Texas Instruments, 2007].

Bežična radio komunikacija je obezbeđena kroz RF primopredajnik projektovan prema IEEE802.15.4 standardu (Slika A.3). U 2.4GHz ISM opsegu, definisana je nominalna bitska brzina od 250kbit/s. Predajnik se sastoji iz četiri stepena. U prvom stepenu se svaki bajt serijskog niza podataka deli na dva nibla od po četiri sukcesivna bita, a svaki nibl se zamenjuje jednim od 16 raspoloživih simbola, definisanih standardom. U drugom stepenu se svaki od simbola zamenjuje pseudoslučajnom sekvencom od 32 bita, tj. čipa. Na taj način prvi i drugi stepen čine DSSS (*Direct Sequence Spread Spectrum*) modulator na čijem izlazu se dobija signal proširenog spektra i ekvivalentne bitske brzine od 2MHz. Treći stepen je O-QPSK (*Offset*

Quadrature Phase Shift Keying) modulator koji pretvara digitalni niz proširenog spektra u dve ortogonalne faze. Postupak modulacije u navedena tri stepena je prikazan na slici A.4.

Symbol	Chip sequence ( $C_0, C_1, C_2, \dots, C_{31}$ )
0	1101100111000011010010001000101110
1	111011011100111000001100101000100010
2	0010111011011001110000110010100010
3	0010001011101101100111000011010101
4	010100100010111011011001100111000011
5	00110101010001001110110110110011100
6	11000011010100100010111011011011001
7	1001110000111010100010001011101101
8	10001100100101101100000011101111011
9	1011100001100100100110000001110111
10	0111101110001100100100110000000111
11	0111011110111000110010010011000000
12	0000011101111011011000110010010110
13	01100000001110111011011100011001001
14	10010110000000111011101110001100
15	11001001011000000111011110111000

Tabela preslikavanja simbola u čip-sekvence



Slika A.4 – Postupak O-QPSK modulacije [delovi preuzeti iz IEEE802.15.4 standarda].

Konačno, četvrti stepen podiže signal u željeni opseg učestanosti u 2.4GHz opsegu. U prijemniku se obavlja suprotna operacija. Ulazni stepen je osetljivi LNA pojačavač, a nakon njega dolazi stepen koji signal sa osnovne učestanosti filtrira i spušta na međufrekvenciju od 2MHz. Korišćenjem brzih AD konvertora, kvadraturene komponente se digitalizuju i uvode u digitalni demodulator u kome se poređenjem sa pseudoslučajnim sekvencama vrši dekodovanje originalne digitalne informacije. Osim ove osnovne funkcije prijemnik po standardu obezbeđuje:

- merenje spektralne energije u kanalu (ED - *Energy Detection*), koji kao rezultat ima parametar poznat kao RSSI (*Radio Signal Strength Intensity*),
- generisanje indikatora kvaliteta (LQI - *Link Quality Indicator*) i

- ispitivanje zauzetosti kanala (CCA – *Clear Channel Assessment*).

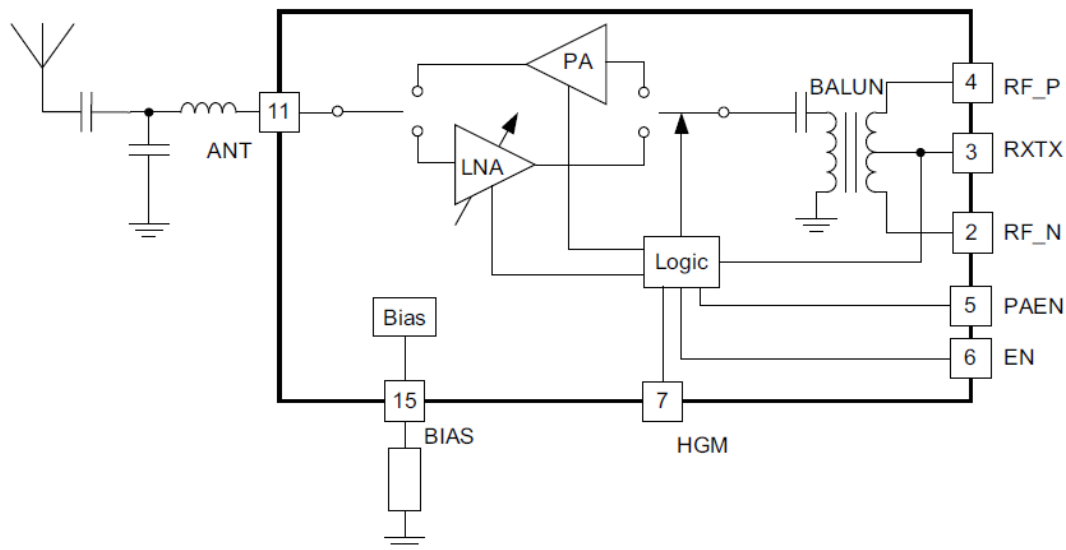
Standardnom je definisano da se opseg deli na 16 kanala. Emisiona snaga je u Evropi ograničena na 20dBm ili 100mW i za takve uređaje se kaže da rade u klasi 1.

Izlazni stepen je predviđen za diferencijalno povezivanje, a u slučaju povezivanja asimetrične antene potrebno je koristiti kolo za prilagođenje (BALUN – *BALance to UNbalance impedance converter*). Izlazni pojačavač ima maksimalnu predajnu snagu od 0.6dBm (1.15mW), dok je osetljivost ulaznog LNA pojačavača 97dBm.

Svi registri radio primopredajnika su memorijski mapirani i na taj način im je obezbeđen brz i direktan pristup od strane mikrokontrolerskog jezgra, tj. korisničkog programa. Ovo je veoma bitno, jer ceo sistem treba da obezbedi brz efektivni protok podataka i od suštinskog je značaja minimizacija svih kašnjenja u sistemu koja ne potiču od samog bežičnog prenosa. Bežična komunikacija se odvija u vidu razmene paketa koji mogu imati dužinu do 128 bajtova. Čitanje pristiglih i priprema paketa koji se šalju je organizovana kroz dvostruki FIFO koji ima 128 bajtova u prijemnom delu i 128 bajtova u predajnom delu. I predajnom i prijemnom FIFO-a se pristupa preko jednog RFD (*Radio Fifo Data*) registra. Sam pristup FIFO-u je jednociklusni, što znači da se upis u RFD može obavljati nizom sukcesivnih instrukcija, bez stanja čekanja. U slučaju slanja podataka, prvi podatak koji se upisuje u RFD registar se smatra za ukupnu dužinu poruke u bajtovima (N). Nakon toga se preko istog registra sukcesivno upisuju preostali podaci. Upisom N-tog podatka poruka je automatski spremna za slanje preko predajnika. Samo slanje se startuje izdavanjem odgovarajuće komande preko kontrolnog registra. U slučaju prijema paketa, koji se signalizira generisanjem prekida ili postavljanjem odgovarajućih statusnih bitova, prvo očitavanje RFD registra daje podatak o dužini pristiglog paketa, dok sledeća sukcesivna očitavanja daju sadržaj paketa.

Radio primopredajnik poseduje dva prekidna vektora, od čega je jedan namenjen za detekciju greški, dok se drugi koristi za sve tipove događaja prisutnih u regularnom radu, kao što su početak prijema paketa, kraj prijema paketa, kraj slanja paketa i slično.

## Izlazni RF pojačavač CC2591



Slika A.5 – Blok šema izlaznog pojačavača CC2591 [Texas Instruments, Design Note DN0007, swru120b].

Komponenta CC2591 je integrisano kolo sastavljeno od izlaznog pojačavača snage nominalnog g pojačanja  $A=22\text{dB}$ , osetljivog malošumnog pojačavača (LNA – *Low Noise Amplifier*) maksimalnog pojačanja  $A=11\text{dB}$  i kola za transformaciju impedanse (BALUN) (Slika A.5). Integrisano kolo je namenjeno da služi kao izlazni stepen za razne vrste radio primopredajnika u širokom opsegu učestanosti uključujući i ISM opseg koji je ovde od interesa. Napaja se naponom od 3.3V i zahteva minimalan broj spoljašnjih komponenti. U aktivnom režimu rada, kada je uključen predajnik, deklarirana potrošnja na najvećoj snazi iznosi  $I_P=112\text{mA}$ . Pri tome se na prilagođenu antenu impedanse  $50\Omega$  isporučuje snaga od  $P_O=22\text{dBm}$ . U aktivnom režimu rada, kada je uključen prijemnik i LNA radi u režimu najvećeg pojačanja, potrošnja kola iznosi  $I_P=4\text{mA}$ . U režimu spavanja (*Sleep Mode*) potrošnja kola iznosi  $I_P=0.3\mu\text{A}$ . Posebna karakteristika ovog kola je integrisani stepen za prilagođenje impedanse koje se nalazi na ulazu i koje omogućava da se primopredajnici sa diferencijalnim izlazom korišćenjem ovog kola povezuju direktno na monopol antene. Zahvaljujući diferencijalnom ulazu, CC2591 je predviđen za direktno povezivanje na mikrokontroler CC2430. Upravljanje predajom i prijemom se kontroliše preko RXTX kontrolne linije, koja je deo diferencijalnog izlaza CC2430, ali i logičkim nivoima koji se na ulaze PAEN, EN i HGM dovode sa izlaznih portova mikrokontrolera. S obzirom da se kolo

odlikuje velikom potrošnjom i radi na visokim učestanostima, velika pažnja je posvećena projektovanju štampane ploče. Smernice za PCB (printed circuit board) dizajn štampane ploče u dvoslojnoj tehnologiji su preuzete iz referentnog dizajna koji firma Texas Instrumens daje kao sastavni deo dokumentacije za komponentu CC2591.

## **Kontrola napajanja i punjenja baterije**

Napajanje koordinatora se obezbeđuje iz USB priključka, čiji kapacitet od 250mA zadovoljava potrošnju uređaja i u režimu maksimalne predajne snage. S obzirom da koordinator nema osetljive analogne senzorske sisteme i u osnovi je čisto digitalno kolo, napajanje od 3.3V potrebno za sve elemente kola se obezbeđuje jednim standardnim linearnim stabilizatorom napona.

Napajanje periferijske jedinice se obezbeđuje iz LiIon baterije napona 3.7V i kapaciteta 500mAh. S obzirom da se za interfejs sa analognim inercijalnim i spoljašnjim sensorima koristi AD konvertor integrisan u mikrokontroleru, od interesa je obezbediti što stabilnije napajanje za mikrokontroler i senzore. Najveći generator šuma u periferijskoj jedinici je izlazni RF pojačavač CC2591. Da bi se smanjio njegov uticaj na osetljive delova sistema, napajanje od 3.3V je realizovano kroz dve nezavisne grane i dva nezavisna stabilizatora TPS7933 (Texas Instruments). TPS7933 poseduje posebno dobre karakteristike po pitanju prenosa šuma od ulaza do izlaza stabilizatora i obrnuto, a i veliki faktor potiskivanja između ulaza i izlaza.

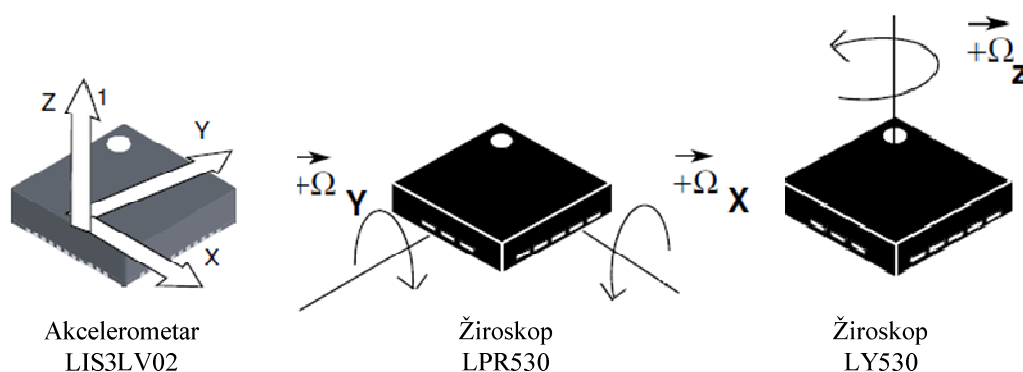
Punjenje baterije je obezbeđeno kroz kolo BQ24085 (Texas Instruments), koje se napaja sa naponom od 5V (od 4.35V do 6.5V). Kolo podržava sve režime punjenja karakteristično za LiIon baterije, što obezbeđuje i brzo punjenje potpuno ispražnjene baterije u roku od jednog časa. Nominalna struja punjenja se podešava spoljašnjim otpornikom. Stanje napunjenosti i trenutni režim punjenja se signaliziraju preko dve LE diode koje se povezuju direktno na kolo BQ24085.

## **Integrirani inercijalni senzori**

Zbog svojih malih dimenzija inercijalni senzori u MEMS tehnologiji su zgodni za integraciju u okviru same periferijske jedinice. Tri tipa senzora sa označenim referentnim osama prikazana su na slici A.6.

LPR530 (ST Microelectronics) je dvoosni senzor ugaone brzine propinjanja i valjanja (*Pitch, Roll*), ili kako se češće naziva žiroskop. Izlaz senzora je analogni i leži u opsegu napona napajanja. Pun opseg senzora je  $\pm 300^\circ/\text{s}$ , a efektivna rezolucija nakon digitalizacije je 10 bita. Senzor se napaja sa 3.3V, a maksimalna struja napajanja mu je  $I_p=6.8\text{mA}$ . Ima mogućnost rada u režimu smanjene potrošnje kada mu je struja napajanja tipično  $I_p=1\mu\text{A}$ . Na njega se standardno povezuje nisko-propusni filter sastavljen od pasivnih komponenti, a opciono se može dodati i visoko-propusni filter koji služi za eliminaciju ofseta. U slučaju korišćenja visoko-propusnog filtra, neželjena situacija zasićenja filtra se eliminiše kroz sam senzor preko kontrolnog priključka (HP) kojim se resetuje filtersko kolo.

LY530 (ST Microelectronics) je senzor identičnih karakteristika kao i LPR530 sa izuzetkom što meri samo ugaonu brzinu po osi skretanja (*Yaw*) (Slika A.6). Ovaj senzor ima iste merne karakteristike kao i LPR530, a potrošnja mu je dvostruko manja. LPR530 i LY530 u kombinaciji daju potpun troosni merač ugaone brzine sa analognim naponskim izlazom koji se vodi na tri ulaza integrisanog AD konvertora.



**Slika A.6 – Inercijalni senzori i orijentacije njihovih osa.**

LIS3LV02 (ST Microelectronics) je digitalni troosni senzor ubrzanja, uobičajeno nazivan akcelerometar. On meri ukupno ubrzanje, tj. zbir statičkog gravitacionog i dinamičkog inercijalnog ubrzanja koje je posledica kretanja objekta tj. senzora. Merni opseg senzora je promenljiv i može da bude  $\pm 2g$  ili  $\pm 6g$ . Rezolucija senzora je 12-bitna u oba opsega. Senzor se napaja sa 3.3V, potrošnja u aktivnom režimu iznosi  $I_p=0.65\text{mA}$ , a u režimu smanjene potrošnje  $I_p=1\mu\text{A}$ . Digitalni interfejs je SPI tipa, pri čemu se senzor uvek ponaša kao slejv na magistrali. Učestanost odabiranja je određena oscilatorom koji se nalazi u samom senzoru i leži u opsegu od 40Hz do 2560Hz.



Sinhronizacija upisa i čitanja podataka iz internih registara senzora je ostvarena očitavanjem statusnih bita preko SPI interfejsa ili korišćenjem prekidnog zahteva. Prekid se signalizira posredstvom INT linije kada su novi inercijalni podaci spremni za očitavanje.

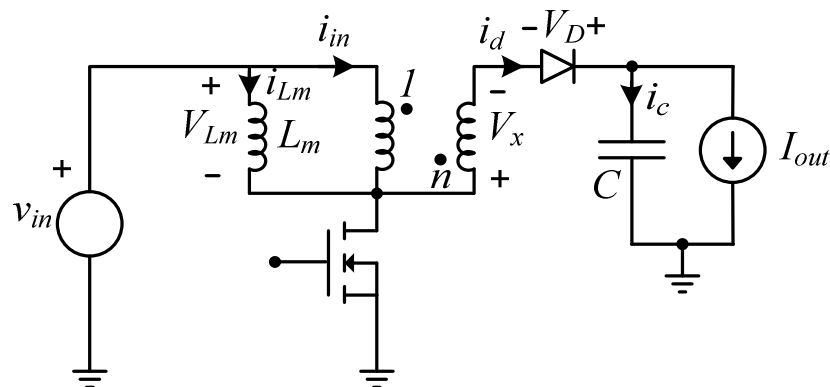
## Interfejsi prema spoljašnjim sensorima

Za potrebe kondicioniranja signala sa fleksibilnih senzora sile (FSR) konstruisan je jednostavan strujni izvor korišćenjem PNP tranzistora. Otpornost senzora je direktno proporcionalna sili kojom se deluje na njega i leži u opsegu od  $1k\Omega$  do  $1M\Omega$ . S obzirom da se FSR senzori koriste uglavnom za merenje sile pritiska stopala na podlogu, od interesa je merenje u tri tačke, pa je sistem realizovan sa tri kanala. Signal na izlazu kola za kondicioniranje je napon proporcionalan sili pritiska i za njegovo merenje se koristi AD konvertor integrisan u mikrokontroler CC2430.

Dva ulaza AD konvertora su ostavljena za potrebe proširenja sistema sa nekim drugim analognim sensorima, za koje se može ukazati potreba u ovakvim aplikacijama. Najbolji primer za to je elektro-goniometarski uređaj firme Biometrics LTD, koji se sastoji iz dva goniometara i uređaja za kondicioniranje signala. Ceo sistem kao izlaz ima dva naponska signala proporcionalna uglovima koji direktno mogu da se dovedu na dva dodatna ulaza periferijske jedinice.

## Generator visokog napona

Generator visokog napona realizovan je u formi *step-up* konvertora, čija je principna električna šema prikazana na slici A.7.



Slika A.7 – Principna šema step-up konvertora kojim se generiše visoki napon potreban za stimulaciju.

Parametri konvertora su:

- ulazni napon  $V_{in} = 3.7V$  (minimalni napon na ulazu kada je baterija skoro ispražnjena);
- izlazni napon  $V_{out} = 86V \pm 10\%$ ;
- prekidačka učestanost  $f_s = 100KHz$ ;
- srednja vrednost izlazne struje  $I_{out} = 10mA$ ;
- konvertor radi u CCM režimu rada;
- odnos impuls pauza je  $D = 0.75$ .

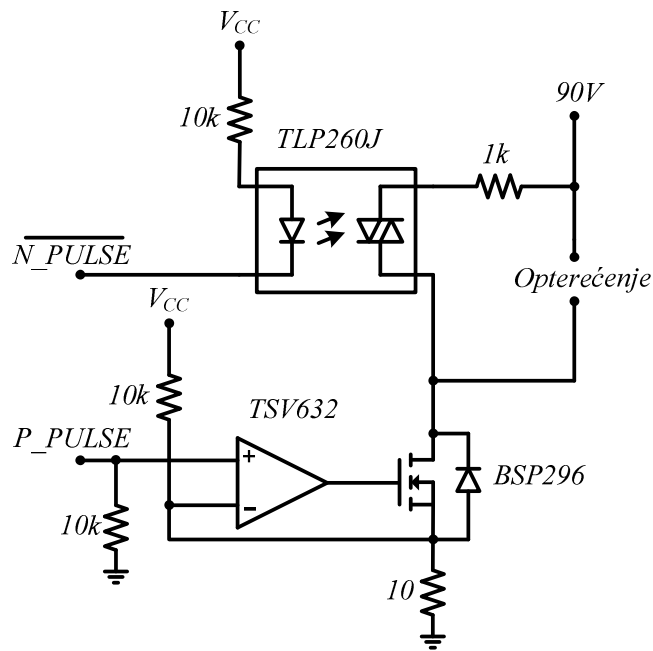
Kao kolo za kontrolu rada konvertora upotrebljen je MAX771 (Maxim). U svojoj izvornoj konfiguraciji, BOOST konvertor je u mogućnosti da poveća ulazni napon maksimalno pet puta. Zbog toga je upotrebljena konfiguracija konvertora kao na slici A.7. Naime, ovakva konfiguracija omogućava znatno uvećanje ulaznog napona, što u ovom slučaju za rezultat ima dobijeni izlazni napon od 86V iz baterije napona 3.7V. Upotrebljena je konfiguracija BOOST konvertora sa induktivnošću realizovanom u vidu dva namotaja.

## Izlazni stepen

Hardverska realizacija izlaznog stepena stimulatorskog modula je prikazana na slici A.8. Izlazni stepen se ponaša kao strujni izvor. Kontrola vrednosti izlazne struje je bazirana na N-kanalnom izlaznom MOSFET tranzistoru BSP296, pojačavaču greške TSV632 i otporniku za merenje struje. Maksimalna struja je ograničena na 100mA.

Ispravan rad izlaznog stepena podrazumeva generisanje impulsa, kako pozitivnih, tako i negativnih u zadatom trajanju. Pozitivni impulsi diktiraju vrednost struje, dok negativni služe za elektrostatičko pražnjenje.

Kontrola izlaznih kanala se obavlja upotrebom D/A konvertora MAX5223. Kolo MAX5223 je dvokanalni, osmobarbitni D/A konvertor koji se odlikuje malom potrošnjom i dimenzijama, pa je samim tim veoma pogodan za primenu u predloženom FES sistemu. Odlikuje ga i velika brzina rada (do maksimalnih 25MHz) i mogućnost komunikacije putem SPI interfejsa, što je pogodno za povezivanje na CC2430.



Slika A.8 – Realizacija izlaznog stepena jednog kanala stimulatora.

## Povezivanje na USB magistralu

Za potrebe povezivanja mikrokontrolera u koordinatoru na USB magistralu računara iskorišćena je komponenta FT232RL (FTDI Chips). Dobra osobina izabranog kola je što zahteva minimalan broj spoljnih komponenti i što u sebi sadrži kalibrisani oscilator. Komponenta se sa strane mikrokontrolera vidi kao uređaj sa standardnim serijskim portom. Podržani su svi standardni modovi komunikacije sa brzinama do 3Mbit/s sa ili bez hardverskog hendšejkinga. U ovoj konkretnoj realizaciji komunikacija se odvija na bitskoj brzini od 1Mbit/s. Sa strane računara tj. softvera u kome se implementira kontrolni algoritam, FT232RL se instalira kao emulirani serijski port i pristup mu je omogućen preko standardnog seta funkcija za serijski port, dostupnih u svim programskim jezicima višeg nivoa.

Komunikacija na USB magistrali se odvija u polu-dupleks formatu i prenos podataka je paketski. Na svaki blok korisnih podataka koji se prenosi u jednom smeru, a čija je veličina promenljiva, dolazi fiksna količina sinhronizacionih podataka. Standardni algoritmi, koji uređuju saobraćaj na USB magistrali, vrše optimizaciju propusnog opsega magistrale tako što maksimiziraju količinu podataka u svakom paketu. Ukoliko je dotok podataka od strane mikrokontrolera kontinualan tj. bez većih prekida, što u ovakvom sistemu jeste slučaj, prenos podataka od strane mikrokontrolera

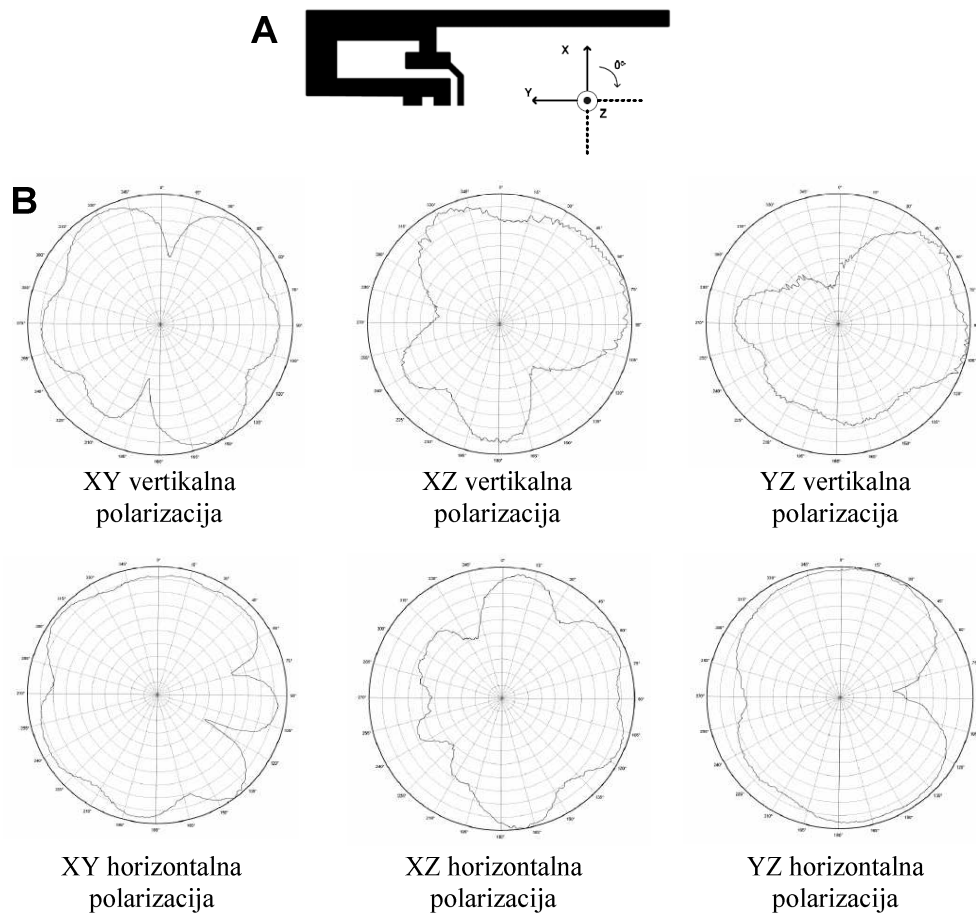
se vrši kada paket dostigne maksimalnu veličinu. S obzirom da to vreme može da iznosi i do 30ms u jednom smeru, u sistemu kao što je ovaj to može da napravi efektivno velika kašnjenja u prenosu. Iz tog razloga je iskorišćena posebna pogodnost koju ima FT232RL, a to je da se preko CTS linije koja je u osnovi namenjena za hardverski hendšejking, forsira USB kontroler da smesta pređe na predaju paketa. Na taj način je obezbeđeno da se nakon svakog paketa koji mikrokontroler prosledi prema računaru forsira njegovo trenutno slanje.

## **Antene**

Koordinator poseduje štap antenu jer njegove fizičke dimenzije nisu ograničene, a taj tip antene ima veliko pojačanje i efikasnost. Osim toga, samom realizacijom uređaja je obezbeđeno da u toku rada antena stoji uspravno što je pogodno jer tako obezbeđuje dobru pokrivenost okolnog prostora.

Antena perifernih jedinica je zbog malih dimenzija realizovana kao štampana invertovano F antena (Slika A.9A). Pojačanje takve antene je manje u poređenju sa štap antenom, ali dobra osobina je što ova antena ima prilično homogeno zračenje u prostoru i što ne postoje orijentacije za koje je dijagram značenja izrazito slab. To se može videti sa dijagrama zračenja za sve tri ravni i obe polarizacije prikazanih na slici A.9B. Ovo jeste bitno jer shodno nameni sistema perifernih jedinica mogu da budu postavljene na ekstremitete koji u toku rada sistema zauzimaju različite relativne pozicije u odnosu na koordinator, a bitno je da uvek postoji dobra „vidljivost“ u sistemu.

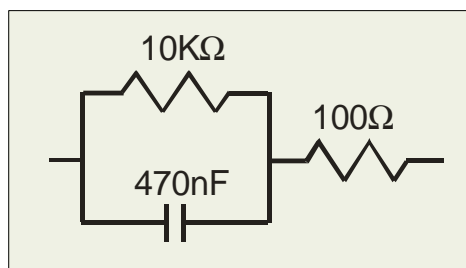
Štap antena koordinatora, kao i štampana antena perifernih jedinica, su monopol antene sa impedansom od  $50\Omega$ , što je pogodno za povezivanje na izlazni stepen realizovan pomoću kola CC2591.



Slika A.9 – „Invertovano F“ štampana antena: A) skica antene, B) dijagrami zračenja.

## Dodatak B – testiranje električnih karakteristika prototipa

Testiranje stimulatora podrazumeva testiranje izlaznog stepena i mogućnosti generisanja željenog talasnog oblika, za različite vrednosti širine i amplitude stimacionog impulsa. Testiranja izlaznog stepena u laboratoriji su izvedena na zamenskom modelu predstavljenom na slici B.1.



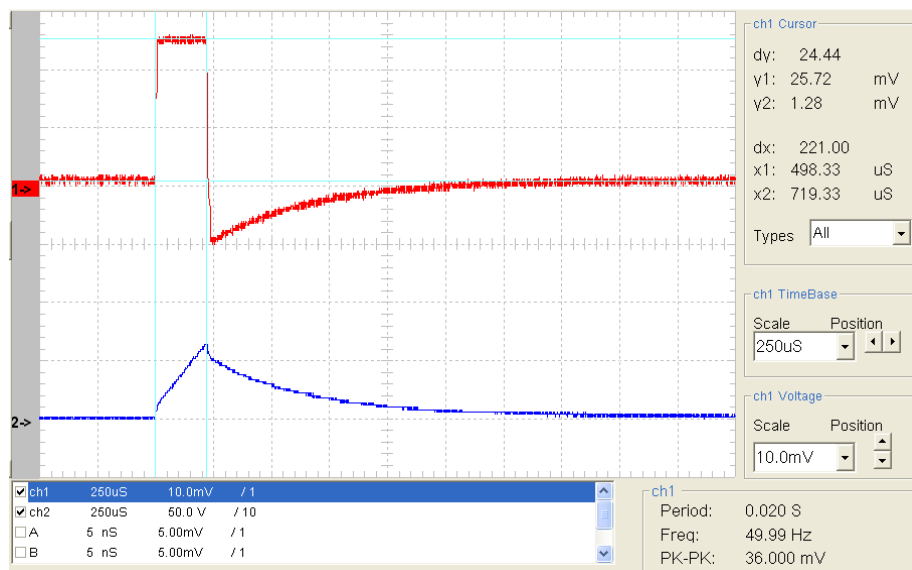
Slika B.1 – Test impedansa za testiranje rada izlaznog stepena.

Za potrebe testiranja korišćeni su merni instrumenti nabrojani u tabeli B.1.

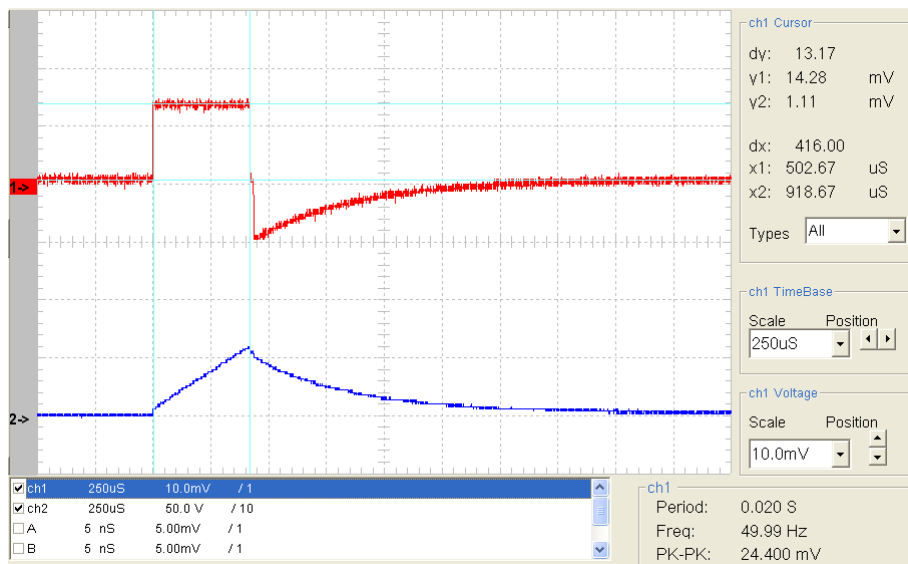
Tabela B.1 – Merni instrumenti korišćeni prilikom testiranja.

Uredaj	Proizvođač	Tip
Osciloskop	Gw-Instek	GDS-122
Strujni pojačavač	Tektronix	TCPA300
Strujna sonda	Tektronix	TCP305

Na slikama B.2 i B.3 prikazani su talasni oblici struje za dva karakteristična stimaciona impulsa.



**Slika B.2 – Stimulacioni impuls širine 220μs, amplitude 50mA.**



**Slika B.3 – Stimulacioni impuls širine 400μs, amplitude 30mA.**

u slučaju kada je stimulator u režimu najvećeg projektovanog.

Pod najvećim opterećenjem, kada je stimulator opterećen sekvencom impulsa amplitude 50mA i trajanja 1ms po kanalu sa učestanošću stimulacije od 50Hz izmerena je srednja struja potrošnje baterije od  $I_p=480\text{mA}$ , pri naponu baterije od  $V_p=3.9\text{V}$ , što odgovara srednjoj snazi od  $P_{SR}=1.87\text{W}$ . U takvom režimu rada sistem je u mogućnosti da radi  $T_A=45\text{min}$  bez dodatnog punjenja baterije.

## Biografija autora

Nenad Jovičić je rođen u Bijeljini, Bosna i Hercegovina, 17. Februara 1977. godine, gde je završio osnovnu školu i dva razreda gimnazije prirodno-matematičkog smera. Nakon preseljenja u Beograd 1993. godine školovanje nastavlja u Četvrtoj beogradskoj gimnaziji koju završava 1995. godine sa odličnim uspehom.

Na Elektrotehničkom fakultetu u Beogradu je diplomirao 2001. godine na smeru Elektronika, sa srednjom ocenom tokom studija 8.52. Diplomski rad sa temom „Mikrokontrolerski upravljani pozicioni kontroler“ kod mentora Prof. dr Dejana Živkovića uspešno je odbranio sa ocenom 10.

U okviru magistarskih studija na Elektrotehničkom fakultetu u Beogradu je položio šest stručnih predmeta iz oblasti elektronike i 2008. godine odbranio magistarsku tezu pod naslovom „Sistem za automatsko prepoznavanje i odstranjivanje nepravilnosti površinske strukture drveta“, iz oblasti elektronike, kod mentora Prof. dr Miodraga Popovića.

Nakon diplomiranja kandidat se zaposlio kao saradnik na Elektrotehničkom fakultetu u zvanju asistenta pripravnika, a nakon magistriranja kandidat je unapređen u zvanje asistenta i u tom zvanju se nalazi i danas.

Kandidat je učestvovao na tri Inovaciona projekta i jednom Projektu tehnološkog razvoja finansiranim od strane Ministarstva nauke Republike Srbije. Na dva Inovaciona projekta kandidat je bio rukovodilac. Kandidat je učestvovao na međunarodnom istraživačkom projektu sa španskim institutom Technalia, San Sebastian.



Tokom svoje dosadašnje karijere kandidat je bio autor ili koautor tri rada u istaknutim međunarodnim naučnim časopisima i više radova na domaćim i stranim konferencijama.

#### **Radovi u vrhunskim međunarodnim časopisima:**

**Nenad Jovičić**, Lazar Saranovac, Dejan Popović; „Wireless Distributed Functional Electrical Stimulation System“, Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, Aug. 2012, vol. 9, no. 54, ISSN 1743-0003. doi:10.1186/1743-0003-9-54. (M21)

Djurić-Jovičić M., **Jovičić N.**, Popović D.B., Djordjević A.R., “Nonlinear Optimization for Drift Removal in Estimation of Gait Kinematics Based on Accelerometers”, Journal of Biomechanics, November 2012, Volume 45, Number 16, pp. 2849-2854., ISSN: 0021-9290, Elsevier, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.028. (M21)

Djurić-Jovičić M., **Jovičić N.**, Popović D.B., “Kinematics of Gait: New Method for Angle Estimation Based on Accelerometers”, Sensors, Nov. 2011, Volume 11(11), pp. 10571-10585., doi:10.3390/s111110571., ISSN: 1424-8220, Open Access from MDPI. (M21)

#### **Radovi u domaćim časopisima:**

Ilija Radovanović, Nikola Rajović, Vladimir Rajović, **Nenad Jovičić**; „Signal acquisition and processing in the magnetic defectoscopy of steel wire ropes“, TELFOR Journal, vol. 4, No. 2, 2012, pp. 144-148, ISSN 1821-3251.

**Nenad Jovičić**, Vladimir Rajović, Slavoljub Marjanović; “Extension of the Input Voltage Range of Flyback Converter by Means of IGBT”, Electronics, Sept. 2003, vol. 7, no. 1, pp 25-26.

#### **Radovi na međunarodnim konferencijama:**

Dabić, R.S., **Jovičić, N.S.**; Bit-Rate Selection in Wireless Functional Electrical Stimulation System, 20th Telecommunications Forum, TELFOR 2012 - Proceedings of Papers, pp. 1056-1059, ISBN: 978-1-4673-2982-8, doi: 10.1109/TELFOR.2012.6419392.

M. Štrbac, L. Kevac, I. Popović, **N. Jovičić**; „Wireless camera network system: test of concept“, 20th Telecommunications Forum, TELFOR 2012 - Proceedings of Papers, pp. 1001-1004, ISBN: 978-1-4673-2982-8, doi: 10.1109/TELFOR.2012.6419379.

Rajović, V.M., **Jovičić, N.S.**; „The capacitive divider power supply and its design problem“, 19th Telecommunications Forum, TELFOR 2011 - Proceedings of Papers, pp. 852-855, ISBN: 978-145771498-6, doi: 10.1109/TELFOR.2011.6143678.

Radovanović, I.D., Rajović, N.M., Rajović, V.M., **Jovičić, N.S.**; „Signal acquisition and processing in the magnetic defectoscopy of steel wire ropes“, 19th Telecommunications Forum, TELFOR 2011 - Proceedings of Papers, pp. 864-867, ISBN: 978-145771498-6, doi: 10.1109/TELFOR.2011.6143681.

Djurić-Jovičić M., **Jovičić N.**, Popović D.B., “The Influence of Heel Height on Gait Pattern”, Proceedings from the 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, IFMBE 2011, vol. 37, ISBN: 978-3-642-23507-8, September 14-18, 2011 Budapest, Hungary, pp. 872-875 ISSN 1680-0737.

**Nenad Jovičić**, Dejan Popović; “New generation of assistive systems for humans with disability: New tool for neurorehabilitation”, Proceedings of the 10th International Conference on Telecommunication in Modern Satellite Cable and Broadcasting Services (TELSIKS), Oct. 5-8, 2011, Niš, Serbia, vol. 1, pp. 99–103, ISBN 978-1-4577-2018-5, doi: 10.1109/TELSIKS.2011.6112013.

Jan Veneman, Strahinja Došen, Nadica Miljković, **Nenad Jovičić**, Aleksandar Veg, Dejan Popović, Thierry Keller; “A device for active posture assistance during over ground gait training”, Proceedings of 1st International Conference on Applied Bionics and Biomechanics, Oct 14-16, 2010, Venice, Italy, [CD ROM].

Milica Djuric-Jovicic, **Nenad Jovicic**, Ivana Milovanovic et al; “Classification of walking patterns in Parkinson's disease patients based on inertial sensor data”, Proceedings of Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), 2010 10th Symposium on, Sept 2010, Belgrade, Serbia, vol. 1, pp. 3-6, ISBN 978-1-4244-8821-6, doi: 10.1109/NEUREL.2010.5644040.

**Nenad Jovičić**; “Therapeutic FES with distributed units”, Proceedings of the 15th annual conference of international FES Society, Sept 8-12, 2010, pp. 291–293.

Nadica Miljkovic, **Nenad Jovicic**, Aleksandar Veg, Dejan Popovic; "Control of Position of center of mass : powered walkaround", Abstracts of the XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, ISEK 2010, June 16-19, 2010, Aalborg, Denmark, [CD ROM], ISSN: 978-87-7094-047-4.

Milica Djurić-Jovičić, Ivana Milovanović, **Nenad Jovičić**, Dejan Popović; "Walkaround assisted walking of stroke patients", International Federation for Medical and Biological Engineering Proceedings, Sept 7-12, 2009, Munich, Germany, vol. 25, no. 9, pp. 299-301, ISSN 1680-0737.

Milica Djurić-Jovičić, Ivana Milovanović, **Nenad Jovičić**, Dejan Popović; "Reproducibility of BUDA Multisensor System for Gait Analysis", The IEEE Region 8 EUROCON Conference Proceedings, May 18-23, 2009, St.Petersburg, Russia, pp. 108-111, ISBN 978-1-4244-3861-7.

#### **Radovi na domaćim konferencijama:**

Milica Djurić-Jovičić, Ivana Milovanović, **Nenad Jovičić**, Saša Radovanović; "Gait analysis: BUDA vs. GAITRITE", Proceedings of the 53rd ETRAN Conference, June 15-18, 2009, Serbia.

**Nenad Jovičić**, Milica Đurić, Dejan Popović; "Prenosni sistem za snimanje kinematike i dinamike hoda zasnovan na Bluetooth komunikaciji", Zbornik radova konferencije Telfor 2007, Beograd.

Milijan Čelić, **Nenad Jovičić**; „Višenamenska mikrokontrolerska platforma sa implementiranim Ethernet kontrolerom“, Zbornik radova konferencije Telfor 2006, Beograd.

**Nenad Jovičić**, Vladimir Rajović, Slavoljub Marjanović; "Zaštita flyback konvertora od zamene linija faze i nule u trofaznim primenama sa preciznom regulacijom izlaznog napona", Zbornik radova konferencije ETRAN '05, Jun 5-10, 2005, Budva.

Vladimir Rajović, **Nenad Jovičić**, Slavoljub Marjanović; "Zaštita flyback konvertora od zamene linija faze i nule u trofaznim primenama", Zbornik konferencije INFOTEH-JAHORINA, 2005, vol. 4, Ref. E-III-11, pp. 368-370.

Vladimir Rajović, **Nenad Jovičić**; "Ekonomični adaptivni regulator temperature u centralnom sistemu toplovodnog grejanja", Zbornik konferencije IT 2004, pp. 51-54.

Vladimir Rajović, **Nenad Jovičić**, Slavoljub Marjanović; “Proširenje opsega ulaznog napona flyback konvertora korišćenjem IGBT tranzistora”, Zbornik konferencije INFOTEH-JAHORINA, 2003, vol. 3, Ref. F-9, pp. 311-312.

**Nenad Jovičić**; „Mikroprocesorski upravljani pozicioni kontroler“, Zbornik radova konferencije Etran 2002, Teslić.

Прилог 1.

## Изјава о ауторству

Потписани-а НЕНАД С. ЈОВИЧИЋ

број уписа \_\_\_\_\_

### Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

ДИСТРИБУИРАНИ СИСТЕМ ЗА ФУНКЦИОНАЛНУ  
ЕЛЕКТРИЧНУ СТИМУЛАЦИЈУ

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанда

У Београду, 13.5.2013.

Јовић Ненад

Прилог 2.

## Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора НЕНАД С. ЈОВИЧИЋ

Број уписа \_\_\_\_\_

Студијски програм ЕЛЕКТРОТЕХНИКА И РАЧУНАРСТВО

Наслов рада ДИСТРИБУЦИОНИ СИСТЕМ ЗА ФУНКЦИОНАЛКУ ЕЛЕКТРИЧНУ СТИМУЛАЦИЈУ

Ментор ПРОФ ДР ЛАЗАР САРАНОВАЦ

Потписани НЕНАД С. ЈОВИЧИЋ

изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, 13.5.2023.

Јовичић Ненад

Прилог 3.

## Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

ДИСТРИБУИРАНИ СИСТЕМ ЗА ФУНКЦИОНАЛНИ  
ЕЛЕКТРИЧНУ СТИМУЛАЦИЈУ

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, 13.5.2013.

Jovanik Heny