



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI  
FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



# Električni stimulatori

- *diplomski rad* -

Mentori: Prof. dr Platon Sovilj  
Prof. dr Olivera Klisurić

Kandidat: Mladen Babić

Novi Sad, septembar 2017.

*Ovom prilikom želim da se zahvalim mentorima dr Platonu Sovilju i dr Oliveri Klisurić na svesrdnoj pomoći i korisnim sugestijama.*

# SADRŽAJ

<b>1. Uvod.....</b>	<b>1</b>
<b>2. Biofizičke osnove i princip rada .....</b>	<b>2</b>
2.1 Čelijska membrana.....	2
2.2 Akcioni potencijal.....	3
2.2.1. Prenos akcionog potencijala.....	5
2.2.1.1 Pasivni prenos .....	5
2.2.1.2 Aktivni prenos .....	6
2.3 Elektrode.....	6
2.3.1 Korozija.....	7
2.4 Elektrostimulacija .....	8
2.4.1 Bežični prenos signala.....	9
<b>3. Primena u medicini .....</b>	<b>11</b>
3.1 Kardiomioplastika .....	11
3.2 Elektroventilacija .....	11
3.3 Dijagnostička stimulacija nerava i mišića .....	11
3.4 Dubinska stimulacija mozga.....	12
3.5 Elektroanalgezija .....	13
3.6 Kontrola epileptičkih napada .....	13
3.7 Defibrilator.....	13
3.8 Restauracija vida .....	14
3.9 Restauracija sluha .....	14
3.10 Elektrokonvulzivna terapija (ECT).....	14
3.11 Restauracija izgubljene ili oštećene neuromišićne funkcije .....	14
3.12 Stimulacija srčanog mišića (pejsmejker).....	15
3.12.1 DDD pejsmejker .....	17
<b>4. Primeri aktuelnih inovacija u primeni .....</b>	<b>19</b>
4.1. Primena električne mišićne stimulacije (EMS) u tretiranju sarkopenije .....	19
4.2 Primena funkcione električne stimulacije (FES) u postoperativnom tretmanu.....	20
<b>5. Primeri komercijalnih rešenja.....</b>	<b>23</b>
5.1 TOTEM-UG .....	23
5.2 PULSESECURE-PRO Model KR-70 .....	24
5.3 MIO VEIN VENOUS STIMULATOR (MNPG87) .....	25
5.4 FESMED II - 4052ES.....	26
5.5 ACCOLADE PACING SYSTEM (Modeli L300 i L301).....	27
5.6 NEURODYN PORTABLE FES/TENS.....	28
5.7 L300 GO.....	29
5.8 EMS REVOLUTION.....	30
<b>6. Zaključak.....</b>	<b>31</b>
<b>7. Biografija .....</b>	<b>32</b>
<b>8. Literatura.....</b>	<b>33</b>

# 1. UVOD

Električna stimulacija predstavlja metod aktivacije, odnosno inhibicije neuromišićnih struktura u svrhu terapije ili dijagnostike. Uređaji koji formiraju i distribuiraju stimuluse se nazivaju stimulatori. Postoje dve vrste stimulatora: električni i magnetni. Glavna razlika između njih jeste način na koji se generiše stimulus, ali i veza sa pacijentom. Dok kod magnetne stimulacije nije neophodno uspostaviti direktni kontakt sa pacijentom, kod električne stimulacije je to nužno i vrši se putem elektroda<sup>1</sup>. Kao rezultat stimulacije nastaju akcioni potencijali koji se nakon kreacije propagiraju do ciljanih mišićnih ili nervnih ćelija. Tema ovog rada su svakako električni stimulatori, pa će celokupan fokus biti na njima.

Električna stimulacija ima mnoge pogodnosti. Ona omogućava izuzetno precizno doziranje impulsa (bilo amplitude stimulusa ili njihovih oblika). Takođe, moguća su jednostavna merenja ulaznog i izlaznog signala sa malom greškom, reproducibilnost eksperimenta, programirani rad itd.

Podela električnih stimulatora se vrši na više načina. Tako, u odnosu na izvor signala, možemo ih podeliti na:

- Izvore sa ograničenom snagom impulsa;
- Izvore sa kontrolisanim naponskim oblikom impulsa (linearan, sinusoидалан, eksponencijalan itd.);
- Izvore sa kontrolisanim strujnim oblikom impulsa (npr. konstantna amplituda u toku trajanja impulsa).

U odnosu na stimulaciju nervnog tkiva, stimulatori se mogu podeliti na:

- Funkcionalne električne stimulatore (FES) koji vrše stimulaciju nervnog tkiva u cilju ponovne uspostave njegove normalne funkcije;
- Funkcionalne nervne stimulatore koji (FNS) koji vrše direktnu stimulaciju moždanih i kičmenih nerava tj. perifernog nervnog sistema.

Konačno, u odnosu na položaj elektroda na tretiranom delu pacijenta, stimulatori se mogu podeliti na:

- Stimulatore koji rade u bipolarnom režimu, gde su obe elektrode blizu tretiranog dela;
- Stimulatore koji rade u monopolarnom režimu, gde je jedna elektroda blizu, a druga udaljena od tretiranog dela;
- Stimulatore koji rade u tzv. režimu polja (*Field stimulation*), gde su obe elektrode udaljene od tretiranog dela pacijenta.

---

<sup>1</sup> Najčešće je ovo slučaj, ali postoji i mogućnost bežične komunikacije kod električnih stimulatora.

## 2. BIOFIZIČKE OSNOVE I PRINCIP RADA

Kako bi se razumeo princip rada stimulatora kao i nastanak i dejstvo akcionog potencijala, neophodno je osvrnuti se na građu i elemente osnovnog gradivnog elementa živih bića – ćelije.

### 2.1 Ćelijska membrana

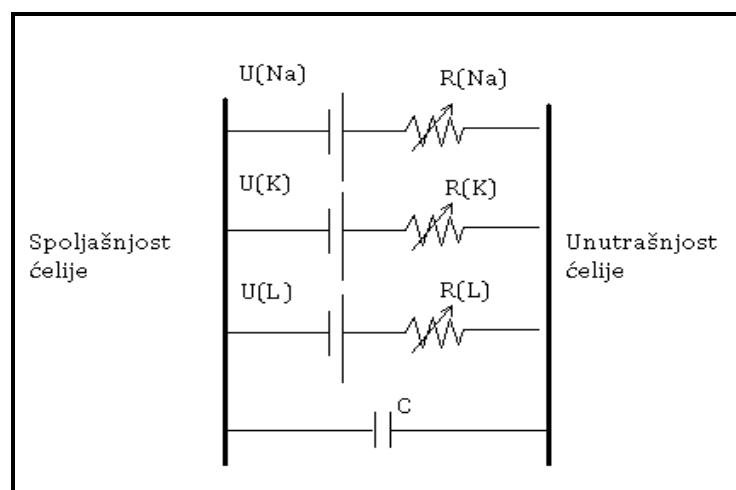
Ćelija predstavlja osnovnu jedinicu građe i funkcije svih živih organizama. To je jedna kompleksna struktura ovičena ćelijskom membranom koja predstavlja most između intracelularne i ekstracelularne tečnosti. Membrana fizički razdvaja pojedine biološke elemente a budući da je polupropusne prirode istovremeno omogućava i razmenu supstanci i energije pod određenim uslovima.

Osnovne supstance koje čine ćelijsku membranu su masti (lipidi) i belančevine (proteini). Najveći deo lipida sadrži fosfatne grupe i time sačinjava fosfolipidni dvosloj svake ćelijske membrane. Pored mnogih kompleksnih funkcija kao što je proizvodnja molekula ATP-a, proteini učestvuju i u prenosu materije kroz membrane tzv. aktivnim mehanizmom.

U intracelularnoj tečnosti ćelije se nalaze joni kalijuma ( $K^+$ ), natrijuma ( $Na^+$ ), hlori ( $Cl^-$ ) i mnogih drugih hemijskih elemenata. Pri normalnim uslovima, koncentracije ovih jona nisu jednakе što za posledicu ima pojavu membranskog potencijala koji se još naziva i potencijal mirovanja. Van ćelije, u ekstracelularnoj tečnosti se nalazi veća količina natrijumovih jona, dok u intracelularnoj tečnosti dominiraju joni kalijuma. Ovakav odnos je neophodan za opstanak ćelije. On se održava prvenstveno aktivnim transportom jona natrijuma i kalijuma kroz membranu. To se odvija preko strukture implantirane u ćelijsku membranu, tzv. natrijum-kalijum „pumpe“. Afinitet ove pumpe prema jonima je različit, pa je tako transport natrijumovih jona kroz membranu nekoliko puta intenzivniji od transporta kalijumovih jona što uzrokuje disbalans u koncentracijama i pojavu membranskog potencijala. Zbog ovog fenomena, ekstracelularna tečnost u blizini membrane je pozitivno nanelektrisana, dok je intracelularna tečnost pri membrani negativno nanelektrisana. Red veličine membranskog potencijala iznosi od -60 do -90 mV, u zavisnosti od vrste ćelije.

U stanju termodinamičke ravnoteže, ćelija se može aproksimirati jednim napunjenim kondenzatorom. Sama membrana ćelije predstavlja dielektrik a intracelularna i ekstracelularna tečnost oponašaju ploče kondenzatora, koje zahvaljujući svojim različitim jonskim koncentracijama generišu potencijal od oko 80 mV.

Pojednostavljeni električni model membrane se može prikazati u vidu paralelne veze tri generatora sa elektromotornim silama koje nastaju usled razlike koncentracija jona na stranama membrane i tri promenljiva otpornika (Slika 2.1.1). Svaka od grana odgovara jednom od nosilaca jona koji su od interesa. S obzirom da je uticaj jona natrijuma i kalijuma mnogo veći na formiranje akcionog potencijala, oni su obeleženi zasebnim izvorima, tj.  $U(Na)$  i  $U(K)$ , dok su svi ostali joni predstavljeni sa izvorom  $U(L)$ , jer su u manjini. Paralelno izvorima se nalazi kapacitivnost membrane  $C$ . Vidimo takođe da su otpornosti promenljivog



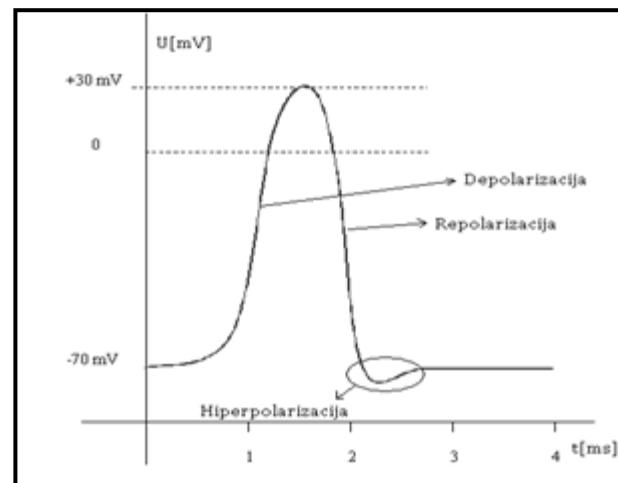
Slika 2.1.1 Pojednostavljeni električni model membrane

tipa, što je i razumljivo jer se pri transportu jona i otpornost menja. Značajna promena otpornosti dešava se prilikom depolarizacije, odnosno repolarizacije ćelije.

## 2.2 Akcioni potencijal

Pod dejstvima raznih stimulusa (toplotnog, električnog, mehaničkog itd.) propustljivost ćelijske membrane za odabранe jone može značajno da se promeni. Konkretno, pri naletu električnog stimulusa, permeabilnost membrane za jone natrijuma raste, što za posledicu ima povećanje broja jona natrijuma u unutrašnjosti ćelije. Ovo uzrokuje kratkotrajnu promenu u nanelektrisanju sloja oko membrane u intracelularnoj tečnosti. Naime, intracelularna tečnost membrane koja je pre nadražaja bila negativno nanelektrisana, zbog povećanog broja jona natrijuma postaje pozitivno nanelektrisana, dok oblast pri membrani u ekstracelularnoj tečnosti postaje negativno nanelektrisana, baš zbog nedostatka pozitivnih natrijumovih jona u njoj. Ovaj proces se naziva depolarizacija membrane i, za slučaj aksona, dovodi do promene vrednosti membranskog potencijala iz oblasti -85 mV do čak 30 mV. Sa prestankom nadražaja, membrana se vraća u svoju prvobitnu konfiguraciju. Ovaj proces se naziva repolarizacija membrane.

Depolarizacija, repolarizacija pa i hiperpolarizacija ćelijske membrane zajedno formiraju akcioni potencijal (slika 2.2.1). Nakon kreacije, akcioni potencijal se od mesta nastanka poput električnog signala kreće duž ćelijske membrane u oba smera. Formiranje akcionog potencijala se odvija po principu "sve ili ništa". Naime, ukoliko nadolazeći stimulus nema dovoljnu snagu i vreme trajanja on neće biti u mogućnosti da dostigne tzv. prag aktivacije, tj. minimalne parametre neophodne za nastanak akcionog potencijala. Prag aktivacije se definiše kao najmanja snaga stimulusa (izražena u mV ili mA) neophodna za generisanje akcionog potencijala. Ukoliko se vrednosti praga u funkciji od vremena trajanja stimulusa predstave na grafiku dobija se tzv. I-t dijagram (Slika 2.2.2), gde I predstavlja amplitudu stimulusa, a t vreme trajanja stimulusa. Dobra stvar kod ovog dijagrama je što na veoma lak način možemo proveriti da li će stimulus biti efektivan ili ne. Korisna veličina koja se ovde može uvesti jeste efektivnost stimulusa Q, koja se računa kao proizvod amplitude i vremena trajanja impulsa:



Slika 2.2.1 Akcioni potencijal

$$Q = It \text{ [mAs]}$$

Kako se to na I-t dijagramu (Slika 2.2.2) i vidi, kriva naglo opada sa porastom vremena trajanja. Međutim, posle izvesnog vremena tendencija opadanja prestaje i kriva poprima tzv. asimptotsko ponašanje. Ova asimptota je nazvana reobaza. Reč potiče od reči *rheo* što znači struja i *base* što znači fondacija, baza, pa samim tim reobaza predstavlja bazu, minimalnu snagu stimulusa koja će izazvati formiranje akcionog potencijala. Kada je snaga nadražaja ispod vrednosti reobaze, stimulus je neefektivan i neće doći do generisanja akcionog potencijala čak iako je vreme njegovog trajanja dugačko. Budući da se ljudski organizam ponaša kao nehomogen zapreminske provodnik, može se desiti da u nekim situacijama čak i struja reobaze ne bude dovoljna za izazivanje akcionog potencijala. Iz tog razloga se u praksi uvek koristi dvostruka vrednost struje reobaze radi pouzdanosti merenja. Druga karakteristična vrednost za I-t dijagram je hronaksija, koja je izgrađena od reči *chrono* što znači vreme i *axie* što označava osu. Dakle, vrednost hronaksije se čita na vremenskoj osi i ona predstavlja vreme trajanja impulsa kojim treba stimulisati ćeliju za dvostruko veću vrednost struje reobaze. Na primer, za vrednost struje reobaze od 3,5 mA, hronaksiju čitamo sa vremenske ose za dvostruku vrednost reobaze, tj. za 7 mA.

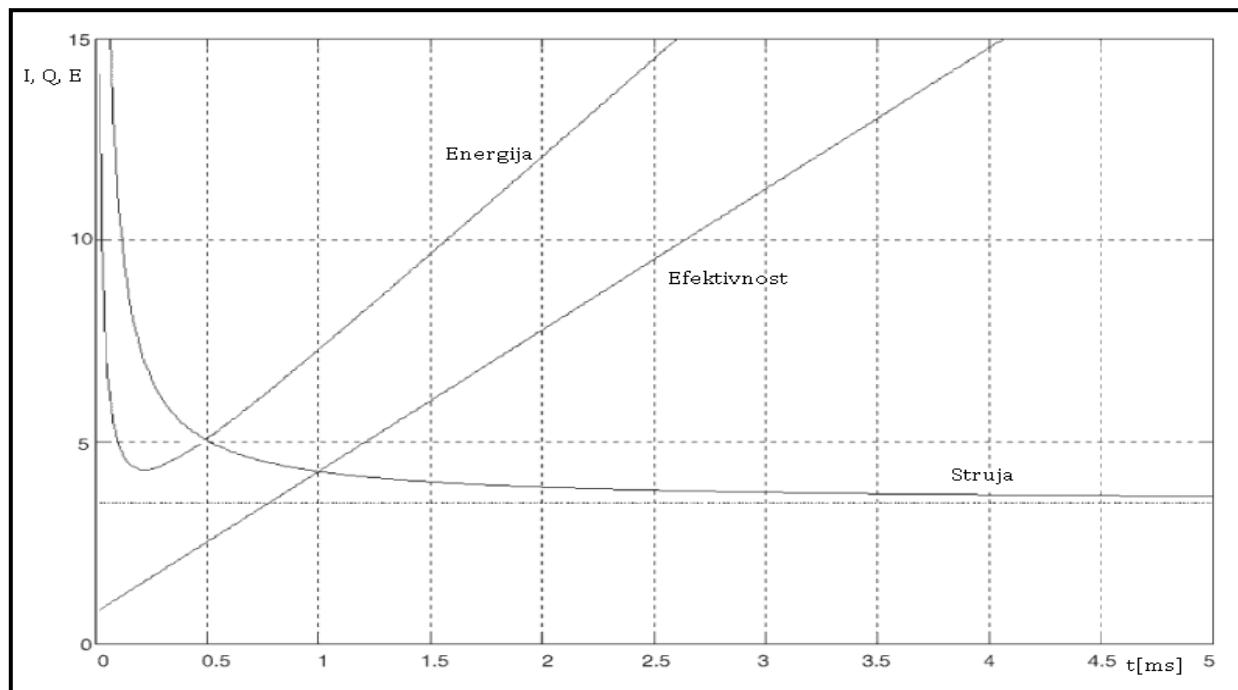
Izgled I-t dijagrama veoma zavisi od vrste tkiva koje treba stimulisati. Na primer, hronaksija ljudskog motornog nerva iznosi 0.01 ms, dok za slučaj receptora za bol ona iznosi 0.25 ms a za srčani mišić sisara vrednost je oko 2 ms. Zbog ovoga, u kliničkoj praksi retko ima potrebe za impulsima sa dužinama trajanja većim od 2 ms. Pored I-t dijagrama, za različite potrebe, mogu se još konstruisati i Q-t i E-t dijagrami, gde Q predstavlja efikasnost stimulusa a E njegovu energiju. Empirijske jednačine, za vrednost praga, sva tri parametra (I,Q,E) date su kao :

$$I_{\text{prag}} = \text{reobaza} \cdot (1 + \text{hronaksija}/t)$$

$$Q_{\text{prag}} = \text{reobaza} \cdot t \cdot (1 + \text{hronaksija}/t)$$

$$E_{\text{prag}} = (\text{reobaza})^2 \cdot t \cdot r \cdot (1 + \text{hronaksija}/t)^2$$

Zavisnosti sve tri veličine od vremena trajanja, objedinjena na jednom grafiku, prikazane su na slici 2.2.3:



Slika 2.2.3 Zavisnost struje, efikasnosti i energije od vremena

## 2.2.1 Prenos akcionog potencijala

Nakon nastanka, akcioni potencijal se prostire duž nervnih ili mišićnih vlakana. U zavisnosti o kom tipu vlakna se radi<sup>2</sup>, postoji nekoliko modela provođenja akcionog potencijala.

### 2.2.1.1 Pasivni prenos

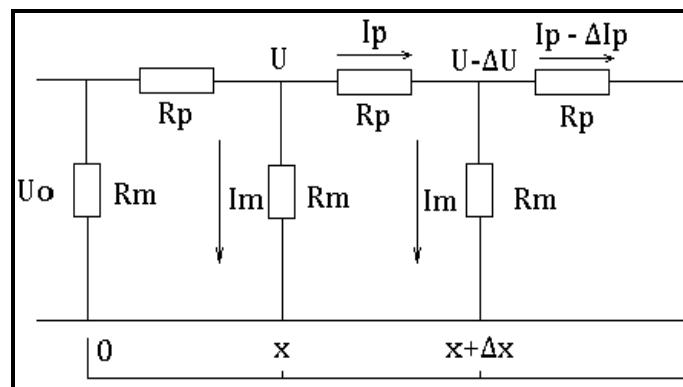
Nervna i mišićna vlakna su relativno dugački provodnici i mogu se aproksimirati cilindričnim oblikom. Električni model pasivnog provođenja je predstavljen na slici 2.2.1.1.1. Dakle, akson posmatramo kao električno kolo sa raspodeljenim parametrima i razmatramo samo otpornosti  $R_p$  i  $R_m$ , gde još treba napomenuti da akson ima unutrašnju otpornost  $\sigma_m$  koja zapravo predstavlja recipročnu vrednost otpornosti  $R_m$  i izražava se u jedinicama  $m/\Omega$ . Membranski napon na početku aksona ima vrednost  $U_0$ , dok je na nekom proizvoljnom rastojanju od početka, ta vrednost jednaka:

$$U = U_0 e^{-x/\lambda},$$

gde  $\lambda$  predstavlja kvadratni koren od vrednosti odnosa dveju otpornosti i naziva se dužinska konstanta:

$$\lambda = \sqrt{Rm/Rp}$$

Dužinska konstanta je brojno jednak



Slika 2.2.1.1.1 Električni model pasivnog provođenja

<sup>2</sup> Vlakna mogu biti obavijena mijelinskим omotačem, koji značajno utiče na osobine provodnosti.

rastojanju duž aksona posle kog intenzitet početnog napona opada 2.718 puta. Vrednosti longitudinalne struje  $I_p$  i struje kroz membranu  $I_m$  se mogu računati kao :

$$I_p = -\frac{1}{Rp} \frac{\partial U}{\partial x}, I_m = -\frac{\partial I_p}{\partial x} = \frac{U}{Rm}$$

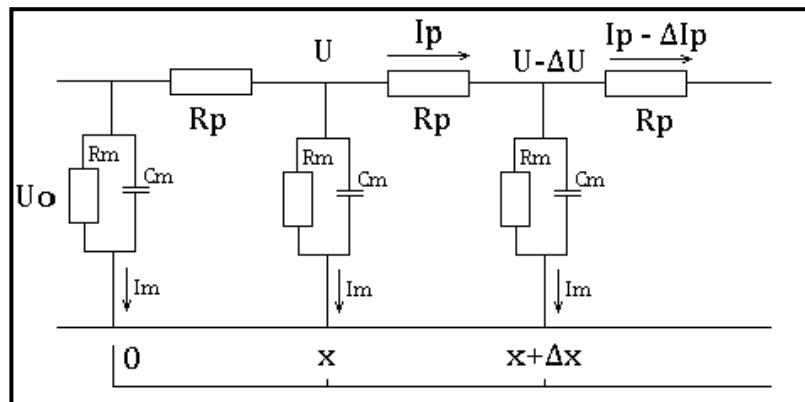
### 2.2.1.2 Aktivni prenos

Aktivni prenos predstavlja jedan realističniji model prenosa akcionog potencijala jer je uzeta u obzir i kapacitivnost membrane. Električni model aktivnog prenosa akcionog potencijala je prikazan na slici 2.2.1.2.1. Ovde, pored prostorne promene postoji i vremenska promena napona. Polazeći od izraza za longitudinalnu komponentu struje i struje kroz membranu iz prethodnog slučaja, uz korišćenje Hodgkin – Huxleyeve jednačine<sup>3</sup>, dolazi se do izraza :

$$\frac{\rho}{2R} \frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{\partial U}{\partial x} \right) = C \frac{\partial U}{\partial t} + \sigma_k(U - U_k) + \sigma_{Na}(U - U_{Na}) + \sigma_L(U - U_L),$$

gde je  $\rho$  poluprečnik aksona, a  $R$  i  $C$  su ukupna otpornost i kapacitivnost membrane. Eksperimentalno je pokazano da potencijal ne menja intenzitet i da poseduje zavisnost oblika  $U=U(x-vt)$ , gde je  $v$  brzina provođenja akcionog potencijala,  $x$  mesto na kojem potencijal iznosi  $U$  i  $t$  je vreme.

Empirijski je moguće konstruisati eksperiment kojim bi se izmerila brzina prostiranja akcionog potencijala. Na osnovu mehanizma aktivnog i pasivnog provođenja se vidi da je brzina provođenja srazmerna



Slika 2.2.1.2.1 Električni model aktivnog provođenja

kvadratnom korenu odnosa prečnika aksona. Utvrđeno je da brzina iznosi čak 100 m/s. Ovo važi za vlakna koja imaju mijelinski omotač. Na ovakvim aksonima postoje kratki prekidi, tzv. Ranvierovi čvorovi koji su međusobno udaljeni nekoliko milimetara, pa se akcioni potencijal prenosi skačući od jednog do narednog čvora. Ovakav mehanizam zapravo predstavlja posebnu vrstu provođenja akcionog potencijala i naziva se salatori prenos.

## 2.3 Elektrode

Elektrode predstavljaju vrstu instrumentacije koja u električnoj stimulaciji služi kao veza između stimulatora i tkiva koja se tretira. Od stimulatora stiže impuls koji predstavlja struju elektrona. Pri dolasku u elektrode, struja elektrona se konvertuje u struju jona unutar tkiva, koja dalje započinje genezu akcionog potencijala.

Pri električnoj stimulaciji jedna od elektroda je na višem potencijalu (anoda) u odnosu na drugu koja je na nižem potencijalu (katoda). Anoda privlači negativne jone, dok katoda privlači pozitivne jone, pa tako struja unutar tkiva ima smer od anode ka katodi. Aktivna

<sup>3</sup> Metod preciznog merenja provodnosti ćelijske membrane za različite vrednosti napona.

elektroda pri elektičnoj stimulaciji je katoda, tj. ona je elektroda koja se postavlja u blizini struktura koje želimo inhibirati. Međutim, tokom stimulacije moguće je primeniti talasni oblik impulsa u kome se menja polaritet stimulacije, što znači da se uloge elektroda zamenjuju (anoda postaje katoda i obrnuto). Promena polariteta stimulacije se naziva promena faze. Stimulacija bez promene faze je monofazna, a sa promenom faze je bifazna stimulacija.

Stimulacione elektrode se proizvode u više oblika i uglavnom su metalne ili staklene. Međutim, postoje i izuzeci gde elektrode mogu biti sačinjene od biokompatibilnog materijala za čiju je upotrebu onda neophodno pridodati još i provodnu pastu ili provodni polimer.

Za električnu stimulaciju, često se koriste elektrode od nerđajućeg čelika i platine. Takođe, neretko se koriste i elektrode od iridijuma. Razlog tome je što je čist iridijum izuzetno čvrst i ima mnogo manju impedansu nego bilo koji drugi srodn element. Iridijum je takođe dosta inertan i otporan na koroziju. Međutim, kao standard, najčešće se zapravo koriste elektrode konstruisane od legure platine i iridijuma (PtIr). Ovakva legura ima znatno manju impedansu od čistog iridijuma, a odlično je rešenje za implantibilne elektrode jer je biokompatibilna. Spisak materijala od kojih se prave elektrode, kao i njihovih fizičkih osobina, predstavljen je na slici 2.3.1.

Osobine\Materijal	Platina	Iridijum	Zlato	Srebro	Tantalum	Titanijum	Nerđajući čelik	MP35N
Otpornost na koroziju	•	•	•		•	•	•	•
Biokompatibilnost	•	•	•		•	•	•	•
Električna provodljivost			•	•				

Slika 2.3.1 Pregled materijala i osobina od kojih se prave elektrode

Metal kao materijal predstavlja provodnik prvog reda, dok tkiva ispunjena rastvorima jona predstavljaju provodnike drugog reda. Iz ovog razloga, na kontaktnoj površini se javljaju nepoželjni efekti koji predstavljaju potencijalnu smetnju pri merenju. Tu možemo ubrajati elektrohemiske procese, pojavu kontaktog potencijala, polarizaciju elektroda itd.

Princip rada većine stimulacionih elektroda se zasniva na Faradejevim mehanizmima, koji se odigravaju na mestu kontakta elektroda-tkivo. Faradejevi mehanizmi zahtevaju pojavu oksidacije i redukcije na mestu kontakta, te se generalno mogu podeliti na reverzibilne i nereverzibilne mehanizme. Reverzibilni mehanizmi se javljaju na ili u blizini potencijala elektrode i uključuju formaciju oksida i redukciju. Sa druge strane, nereverzibilni procesi se javljaju onda kada se ravnotežni membranski potencijal „odvede“ daleko od svog ekvilibrijuma da dolazi do pojave štetnih dejstava.

Pri upotrebi elektroda u električnoj stimulaciji mora se voditi računa o tome koja se elektroda koristi kao anoda a koja kao katoda jer, u zavisnosti od uloge, efekti se drastično razlikuju.

### 2.3.1 Korozija

Korozija nastaje kao posledica elektrohemiske veze između elektroda i ciljanog tkiva. Javljujući se u ireverzibilnom regionu, izaziva značajno oštećenje tkiva jer modifikuje pH vrednost okolnog tkiva što dalje može da izazove pojavu toksičnih jedinjenja. Srećom, sa napretkom tehnologije i usavršavanjem generatora impulsa (stimulatora), stvorila se mogućnost otklanjanja efekta korozije čisto promenom oblika signala koji dolazi na elektrodu.

	Prag	Korozija	Naneta šteta	
a	+	+	+	Najbolji ishod + Najgori ishod
b			++	
c	+++			
d		+++	+++	
e	++	++		
f	+++	++	+++	

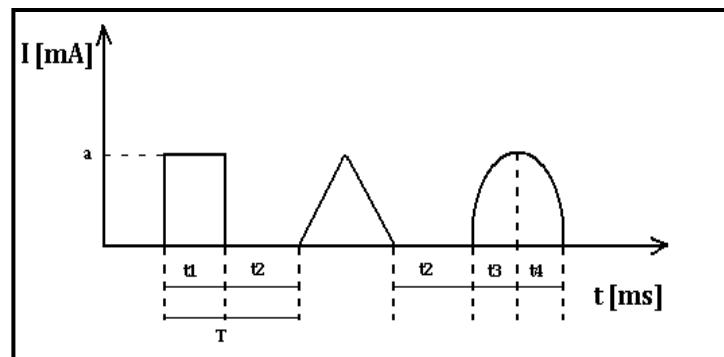
Slika 2.3.1.1 Različiti oblici signala i njihovo dejstvo

aktivacije od anodne stimulacije, pa bi i samim tim bilo logično izabrati signal tipa *a* jer naizgled minimizira struju koja se ubacuje u tkivo i koroziju. Međutim, ovo se ne radi u praksi jer struja teče samo u jednom smeru, i hemijske reakcije koje se javljaju na kontaktnoj površini su nepovratne prirode i elektroda se zatim lako prevodi u nereverzibilni region. Sa druge strane, bifazni talasni oblici nadolazećih impulsa (oblici *c,d,e* i *f*), se koriste upravo zbog svoje druge faze, koja uspešno može da poništi<sup>4</sup> svo naelektrisanje „ubačeno“ u tkivo. Uz uslov da je amplituda struje mala, napon elektrode se može održati u granicama reverzibilnog regiona elektrode.

Na slici 2.3.1.1 prikazani su različiti oblici signala kao i njihov prag i dejstvo na tkivo. Korozija se javlja tokom anodne faze stimulacije, pa samim tim, korišćenjem monofaznih oblika signala tipa *b* korozija se može izbeći. U najvećem broju slučajeva, katodna stimulacija ima niži prag

## 2.4 Elektrostimulacija

Rezultat električne stimulacije je izazivanje akcionog potencijala. Njegovo "namerno" formiranje se vrši za potrebe dijagnostike (ispitivanje neuromuskularnog aparata) ili terapije (pejsmejker, atrofija mišića). Zahvaljujući današnjoj tehnologiji, iz stimulatora, kao izvora nadražaja, moguće je poslati impulse raznih oblika<sup>5</sup> i amplituda (Slika 2.4.1) kako bi se zadovoljile sve tražene potrebe. Na primer, u elektrostimulaciji neuromuskulature koriste se impulsi eksponencijalnog oblika sa vremenom trajanja od 3-60 ms, a takođe se mogu primeniti i trouglasti impulsi vremena trajanja od 1-1,5 ms. Karakteristična vremena koja se javljaju kod impulsa su: vreme trajanja impulsa (*t*<sub>1</sub>), vreme pauze između dva impulsa (*t*<sub>2</sub>), vreme uspona impulsa (*t*<sub>3</sub>) i vreme pada impulsa (*t*<sub>4</sub>). Period (*T*), odnosno vreme ponavljanja impulsa, predstavlja vreme koje protekne od početka jednog do početka narednog impulsa. Preko perioda je moguće definisati još jednu dosta korisnu veličinu, a to je frekvencija impulsa. Ona se računa kao :



Slika 2.4.1 Impulsi različitih oblika i amplituda

$$f = 1/T \text{ [Hz]},$$

<sup>4</sup> Druga faza, ili negativni deo impulsa služi za eliminisanje tzv. polarizacionog potencijala elektrode. Odnos amplitude i širine pozitivnog i negativnog dela signala je razmere 10:1.

<sup>5</sup> U zavisnosti od potrebe, oblici signala mogu poprimiti eksponencijalni, sinusni, trouglasti oblik itd.

i u zavisnosti od vrste primene, frekvencija poprima vrednosti od nekoliko herca pa do nekoliko stotina herca.

Jedna od osnovnih podela električnih stimulatora je podela na izvore sa konstantim naponom i izvore sa konstantnom strujom. Elektrostimulatori sa konstantnom strujom imaju dosta velik unutrašnji otpor, pa otpor kože i tkiva pacijenta ne utiču na veličinu i oblik impulsa. Ovo je od vitalne važnosti u dijagnostici, gde se koriste impulsi predefinisanih oblika i amplituda. Elektrostimulatori sa konstantnim naponom imaju mali unutrašnji otpor u odnosu na otpor pacijenta, pa samim tim jačina struje koja teče kroz telo pacijenta dosta zavisi od otpora tela.

Da bi se jedan elektrostimulator klasifikovao kao kvalitetan on mora biti u mogućnosti da:

- Proizvodi impulse različitih oblika i amplituda;
- Izmeri amplitudu i vreme trajanja impulsa ;
- Poseduje širok spektar frekvencija impulsa;
- Proizvodi serijske impulse;
- Omogući širok izbor pauza između dva impulsa;
- Zadovolji reproducibilnost svih parametara.

U kliničkoj praksi se u samo retkim slučajevima koristi direktna stimulacija izolovanog nerva. Najčešće je draženje izvršeno indirektno, preko kože. To se vrši postavljanjem elektroda na mesta na koži ispod kojih se nalazi ciljani mišić, nerv ili nervni ogrank. Drugim rečima, nemoguće je ograničiti stimulacionu struju na pojedinačnu ćeliju ili manju grupu ćelija. Ova struja će prolaziti i kroz okolno tkivo ostavljajući samo deo originalnog nadražaja ciljanim ćelijama.

#### 2.4.1 Bežični prenos signala

Bežični prenos signala je od velike važnosti za primene u medicini. Deo aparature koja služi za merenje ili za terapijske svrhe je implantiran<sup>6</sup>, pa je ovakav prenos jedini vid komunikacije. Princip biomedicinske telemetrije je identičan kao i uobičajeni bežični prenos signala, uz modifikaciju koja je bazirana na obradi biosignalata. Biološki signal se bira da moduliše noseći signal, a noseći signal se bira iz opsega radiofrekvencija. Frekvencije koje se najčešće koriste u medicini su : 37, 102, 153, 259, 220 i 450 kHz.

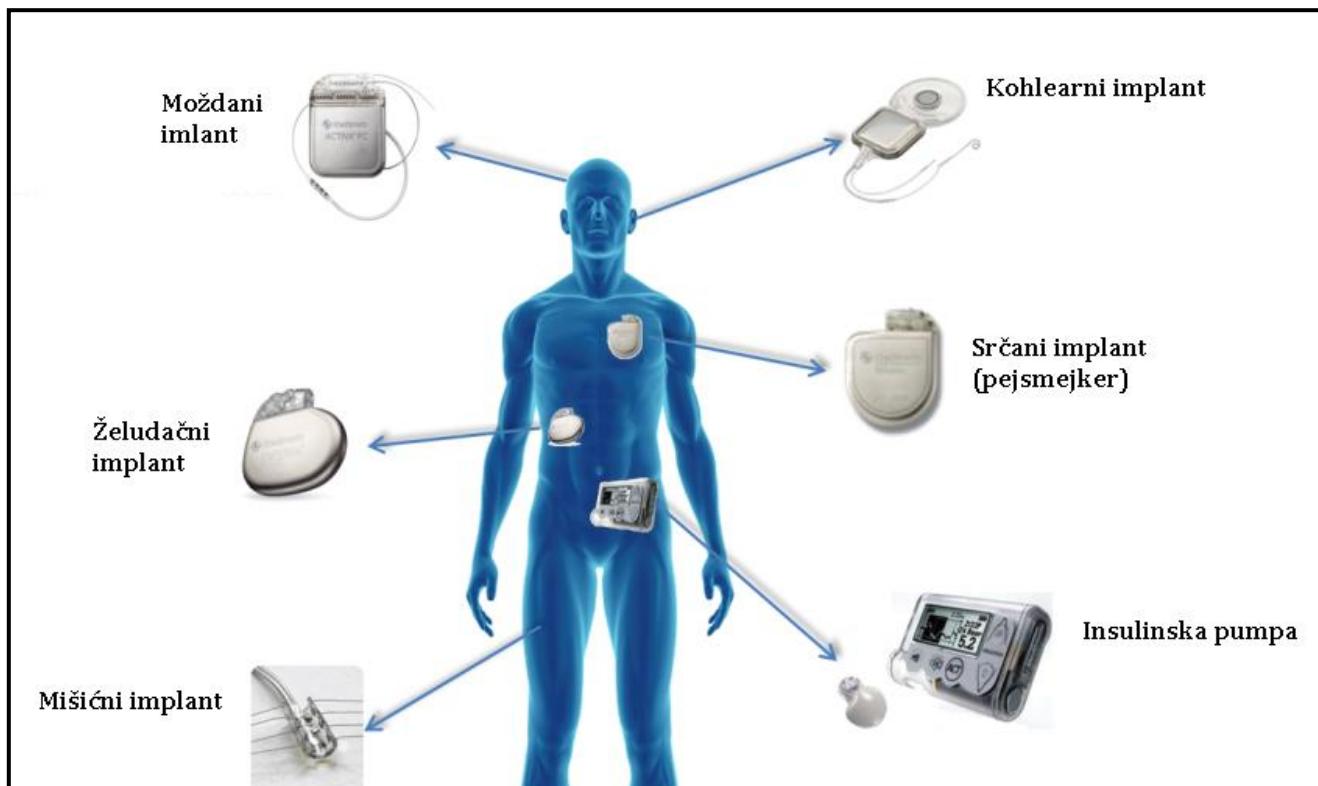
Predajnik uređaja ima ulogu da uključi deo za obradu biosignalata. Ovako obrađen biosignal se koristi za modulaciju nosećeg signala. Tako nastaje modulisani signal koji se sada pojačava i prenosi do predajne antene implanta. Prijemni deo implanta ima za zadatku da uključi odgovarajući radiofrekventni pojačavač koji pojačava nadolazeći signal na antenu. Takođe, neophodno je aktivirati i demodulator koji razdvaja modulišući od nosećeg signala. Put nadolazećeg signala se završava u pojačavaču, na čijem izlazu se nalazi prenet biosignal.

Primeri bežične komunikacije sa implantiranim biomedicinskom instrumentacijom u svrhu električne stimulacije<sup>7</sup> su prikazani na slici 2.4.1.1.

---

<sup>6</sup> Električni stimulator tipa pejsmejker (*pacemaker*) je uređaj koji sa „spoljašnjim“ delom aparature može komunicirati samo putem bežičnog signala. Isto važi i za kohlearni implant u auditornoj protezi, kao i za mnoge druge slučajeve.

<sup>7</sup> Na slici je navedena kao primer i insulinska pumpa. Iako uređaj ne služi direktno u električnoj stimulaciji, takođe je dobar primer bežične komunikacije.



Slika 2.4.1.1 Primeri bežične komunikacije

### 3. PRIMENA U MEDICINI

Klinička primena električne stimulacije se sastoji u aplikaciji električne struje na telo, bilo to u terapijske ili dijagnostičke svrhe. Kako je već pomenuto, struja elektrona dolazi iz stimulatora do elektroda i zatim se konvertuje u struju jona unutar tkiva gde se njen put nastavlja do ciljanog nerva ili mišića. Zahvaljujući tehničkim specifikacijama stimulatora pomenutim u poglavlju 2.4, električna stimulacija ima široku primenu u medicini, te će iz tog razloga ovde biti navedene samo najbitnije primene.

#### 3.1 Kardiomioplastika

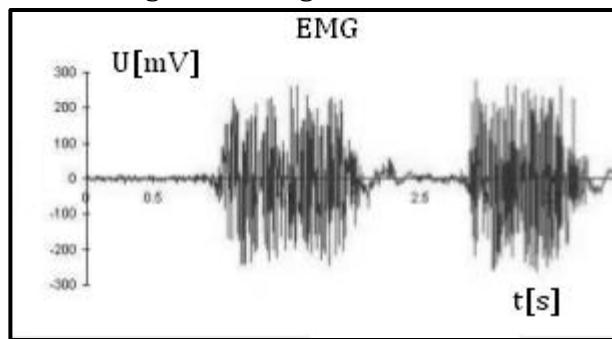
Kardiomioplastika predstavlja proceduru gde se skeletni mišić *latissimus dorsi*<sup>8</sup> odvaja od svojih normalnih mesta pripajanja i njime se zatim obavija srce. Ovako pozicioniran mišić se sada stimuliše da bi se kontrakovao u sinhronizaciji sa srčanim mišićem. Uzimajući u obzir da je skeletni mišić podložan umoru, pre primene ove procedure je neophodno promeniti prirodu vlakana koja sačinjavaju ovaj mišić. Primenom niskofrekventne stimulacije, sa jednim pulsom u naletu impulsa za početak, dok se za vreme od 6 nedelja broj pulseva povećava, moguće je istrenirati mišić tako da se vlakna preobraze u vlakna otporna na umor.

#### 3.2 Elektroventilacija

Kod ove procedure vrši se stimulacija freničnog nerva (*phrenic nerve*<sup>9</sup>) ili mišića diafragme kako bi se pomogla ventilacija pluća. Pacijenti skloni ovoj proceduri su oni sa povredama kičmene moždine, neprestanim štucavicama (hronična štucavica može izazvati drastično smanjenje telesne težine i pojavu umora gde ponekad može imati i fatalne posledice) i povredama freničnog nerva. Fiziološka respiratorna funkcija omogućena stimulatorima je daleko superiornija od one koju pružaju mehanički ventilatori, jer vazduh u pluća dospeva zahvaljujući kontrakcijama mišića, a ne čisto mehaničkim pritiskom.

#### 3.3 Dijagnostička stimulacija nerava i mišića

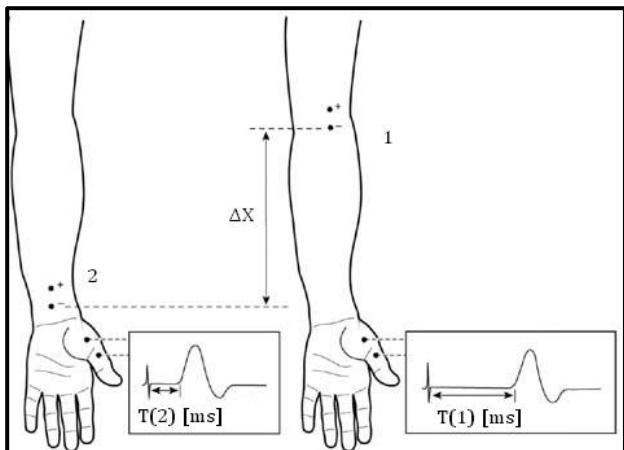
Studije na nervnom provođenju se izvode kako bi se proverilo stanje perifernog nervnog sistema. Princip je da se elektični nadražaj aplikuje na nerv a zatim se meri EMG signal, tj. elektromiogram. Ovo se radi da bi se proverila brzina transmisije akcionog potencijala duž nerva, ili pak ukoliko se ne dobije nikakav signal na elektromiogramu, to dovodi do zaključka da je negde tokom svoje dužine nerv prekinut. Na sličan način, moguće je impuls poslati na zglob šake ili na jamu iza kolena kako bi se izazvao odgovor mozga na stimulus. Ovako evocirani potencijal se može izmeriti i on zapravo predstavlja elektroenzefalogram (EEG). Na osnovu ovog snimka, moguće je odrediti da li postoji blokada ili zastoj nekog nerva do mozga ili ukoliko se javlja premala ili prevelika aktivnost mozga bez nekog većeg značaja. Takođe, još jedna česta primena dijagnostičke stimulacije nerva jeste da se prati nivo neurološke blokade nakon što je pacijent



Slika 3.3.1 EMG u apsolutnom zapisu

<sup>8</sup> Najčešće se koristi u ovoj proceduri, mada postoje i slučajevi gde se i drugi okolni mišići mogu uporebiti.

<sup>9</sup> Nerv koji potiče iz vrata i spušta se kroz pluća i srce. Bitan za disanje jer sprovodi motorne signale do diafragme.



Slika 3.3.2 Merenje brzine provodnosti impulsa

električnom stimulacijom je takođe moguće odrediti brzinu prostiranja akcionog potencijala. Stimulišući istovremeno dve različite tačke na podlaktici, sa nadražajima istog intenziteta, i mereći razdaljinu  $\Delta X$  između ove dve tačke i vreme koje je potrebno impulsima da stignu do detektora na palcu šake, moguće je izračunati brzinu provođenja impulsa (Slika 3.3.2). Vreme koje je potrebno impulsu da stigne do detektora se naziva vreme latencije i jasno je da je  $T_1 > T_2$ , jer impuls iz tačke 1 prelazi duži put. Konačno, brzina provođenja se računa kao:

$$V = \frac{\Delta X}{\Delta T} [\text{m/s}]$$

Tipične vrednosti brzine provođenja u zdravom stanju nervnog vlakna iznose od 40 – 60 m/s.

### 3.4 Dubinska stimulacija mozga

Dubinska stimulacija mozga (DSM) predstavlja neurohiruršku proceduru koja uključuje implantaciju neurostimulatora čiji je zadatak da formira i prosledi impulse u određene tačke mozga kako bi se tretirali neuropsihijatrijski poremećaji. DSM u određenim delovima mozga postiže uspeh, do neke granice, u terapiji oboljenja koja su inače "otprona" na bilo koji vid tretmana. U ta oboljenja spadaju: Parkinsonova bolest, distonija, hroničan bol, teška depresija, opsesivno-kompulsivni poremećaj itd. DSM kontrolisano menja moždanu aktivnost, ne šteti okolnom tkivu i njeni efekti su reverzibilni. Najčešća meta DSM jesu talamus i subtalamsko jezgro.

Sistem koji se koristi za DSM se sastoji od neurostimulatora, elektrode i žice koja ih spaja. Neurostimulator se najčešće implantira ispod kože u predelu ključne kosti. Elektroda se ubacuje kroz mali otvor na lobanji i implantira u mozak. U zavisnosti od svrhe stimulatora, elektroda se postavlja u različite regije mozga. Poslednji deo predstavlja izolovana žica koja spaja stimulator i elektrodu. Ova žica se mora implantovati tako da prolazi ispod kože ramena, vrata i glave kako bi spojila i omogućila rad sistema.

Administracija za hranu i lekove, FDA<sup>10</sup>, je odobrila korišćenje dubinske stimulacije mozga kao vid tretmana za Parkinsonovu bolest 1997. godine, za distoniju 2003. godine i za opsesivno-kompulsivni poremećaj 2009. godine. Ova metoda se koristi još i u istraživačke svrhe, odnosno ispituje se njena primena na u tretmanu hroničnog bola i PTSD-a<sup>11</sup>, no FDA još uvek nije zvanično odobrio upotrebu DSM u terapijske svrhe ovih oboljenja. Tretmani DSM

primio dozu lekova za opuštanje mišića (momenti pred i nakon operacije).

Kao primer, razmatramo detaljnije EMG signal. Putem električne stimulacije mišića ili motornih jedinica mi možemo dobiti EMG signal. Ovakav način stimulacije je bolji od klasične kontrakcije mišića koju bi izazvao centralni nervni sistem jer putem stimulacije se motorne jedinice aktiviraju istovremeno i na isti način. Elektromiogram, u svom apsolutnom zapisu (Slika 3.3.1) ima dosta komplikovan oblik, pa se najčešće obrađuje i predstavlja u integralnom obliku.

Pomoću EMG signala dobijenog

električnom stimulacijom je takođe moguće odrediti brzinu prostiranja akcionog potencijala. Stimulišući istovremeno dve različite tačke na podlaktici, sa nadražajima istog intenziteta, i mereći razdaljinu  $\Delta X$  između ove dve tačke i vreme koje je potrebno impulsima da stignu do detektora na palcu šake, moguće je izračunati brzinu provođenja impulsa (Slika 3.3.2). Vreme koje je potrebno impulsu da stigne do detektora se naziva vreme latencije i jasno je da je  $T_1 > T_2$ , jer impuls iz tačke 1 prelazi duži put. Konačno, brzina provođenja se računa kao:

$$V = \frac{\Delta X}{\Delta T} [\text{m/s}]$$

Tipične vrednosti brzine provođenja u zdravom stanju nervnog vlakna iznose od 40 – 60 m/s.

### 3.4 Dubinska stimulacija mozga

Dubinska stimulacija mozga (DSM) predstavlja neurohiruršku proceduru koja uključuje implantaciju neurostimulatora čiji je zadatak da formira i prosledi impulse u određene tačke mozga kako bi se tretirali neuropsihijatrijski poremećaji. DSM u određenim delovima mozga postiže uspeh, do neke granice, u terapiji oboljenja koja su inače "otprona" na bilo koji vid tretmana. U ta oboljenja spadaju: Parkinsonova bolest, distonija, hroničan bol, teška depresija, opsesivno-kompulsivni poremećaj itd. DSM kontrolisano menja moždanu aktivnost, ne šteti okolnom tkivu i njeni efekti su reverzibilni. Najčešća meta DSM jesu talamus i subtalamsko jezgro.

Sistem koji se koristi za DSM se sastoji od neurostimulatora, elektrode i žice koja ih spaja. Neurostimulator se najčešće implantira ispod kože u predelu ključne kosti. Elektroda se ubacuje kroz mali otvor na lobanji i implantira u mozak. U zavisnosti od svrhe stimulatora, elektroda se postavlja u različite regije mozga. Poslednji deo predstavlja izolovana žica koja spaja stimulator i elektrodu. Ova žica se mora implantovati tako da prolazi ispod kože ramena, vrata i glave kako bi spojila i omogućila rad sistema.

Administracija za hranu i lekove, FDA<sup>10</sup>, je odobrila korišćenje dubinske stimulacije mozga kao vid tretmana za Parkinsonovu bolest 1997. godine, za distoniju 2003. godine i za opsesivno-kompulsivni poremećaj 2009. godine. Ova metoda se koristi još i u istraživačke svrhe, odnosno ispituje se njena primena na u tretmanu hroničnog bola i PTSD-a<sup>11</sup>, no FDA još uvek nije zvanično odobrio upotrebu DSM u terapijske svrhe ovih oboljenja. Tretmani DSM

<sup>10</sup> Food and Drug Administration

<sup>11</sup> Posttraumatic stress disorder

mogu biti efektivni za pacijente, ali procedura po svojoj prirodi snosi određenu opasnost te postoji šansa za komplikacije i nuspojave.

### 3.5 Elektroanalgezija

Metoda kod koje se vrši aplikacija struje na kičmenu moždinu ili periferne nerve u cilju oslobađanja bola kod pacijenta se naziva elektroanalgezija. U kliničkoj praksi se koristi kod pacijenata koji pate od hroničnog bola.

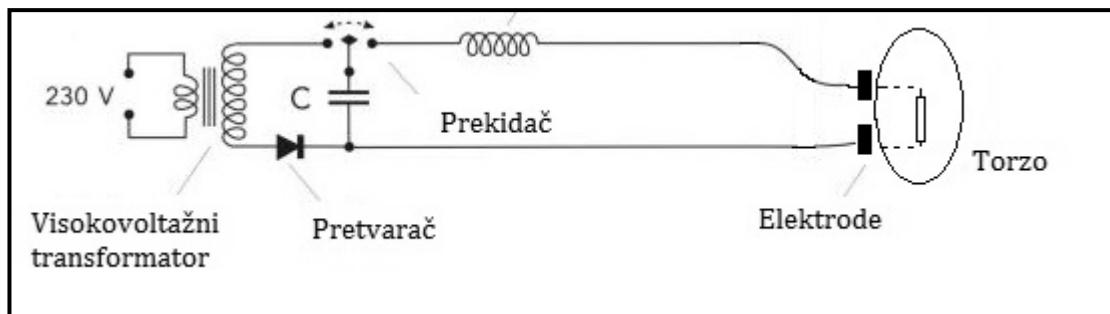
### 3.6 Kontrola epileptičkih napada

Električna stimulacija vagusnog nerva<sup>12</sup> ili VNS (Vagus Nerve Stimulation) uključuje slanje blagih električnih nadražaja u vrat putem implanta. Ova metoda se pokazala korisnom kada u tretiranju epilepsije kod pacijenata nije dozvoljena upotreba antiepileptičnih lekova, kada nuspojave ovih lekova nisu podnošljive i u slučajevima kada neurohirurgija nije moguća. Metoda VNS je pogodna jer ima minimalne nuspojave koje uključuju osećaj golicanja i pojavu abnormalnih promena u glasu nakon stimulacije, što predstavlja mnogo bolju alternativu od nuspojava koje snose antiepileptični lekovi.

### 3.7 Defibrilator

Defibrilatori predstavljaju električne stimulatore čiji je zadatak da spreče životno opasne srčane aritmije, ventrikularne fibrilacije i ventrikularne tahikardije. Stimulacija koju generiše defibrilator je visokog intenziteta i dovodi do sinhronne depolarizacije ćelija na mestu između elektroda. Rezultat upotrebe defibrilatora je ponovna uspostava sinusnog ritma koji diktira sinusatrijalni čvor srca.

Prvobitno, defibrilatori su primenjivani direktno na srcu. Korišten napon je bio reda 300 V, dok je sa srcem direktni kontakt bio uspostavljen sa dve konkavne elektrode (Slika 3.7.1).



Slika 3.7.1 Električna šema prvobitnih defibrilatora

Svakako, iz praktičnih razloga, vremenom se razvio defibrilator čije papučice, odnosno elektrode nisu morale biti naslanjane direktno na srce, već na površinu tela. Defibrilatore možemo podeliti na 4 vrste : AC defibrilatori, defibrilatori na bazi pražnjenja kondenzatora, defibrilatori na bazi pražnjenja kondenzatora sa kašnjenjem i defibrilatori sa pravougaonim talasima. Posebnu grupu defibrilatora čine kardioverteri. Oni су spregnuti sa EKG uređajem koji ima zadatak da detektuje R fazу EKG signala i u slučajevima потребе uključi stimulaciju. Kardioverteri су implantabilni defibrilatori koji se koriste kod pacijenata sa rizikom од nagle smrti (*sudden cardiac death*). Uredaj je programiran da detektuje srčane aritmije i da ih

<sup>12</sup> Pneumogastrični nerv. Po redu je X kranijalni nerv koji je zadužen за parasimpatičku kontrolу srca, pluća и digestivnog trakta.

otklanja jakom stimulacijom. Ovakav način rada sličan je i pejsmejkeru, uz jednu bitnu razliku, a to je da kardioverteri rade samo po zahtevu, tj. predstavljaju sigurnosni uređaj.

Kardioverteri neprekidno prate srčani ritam. Uključuju se onda kada taj ritam pređe zadatu vrednost. Prednost ovih uređaja je što mogu da prepoznaju ventrikularne tahikardije i reaguju tako da spreče fibrilacije. Takođe, noviji uređaji mere ritam atrijuma i ventrikule, pa ako je ritam atrijuma brži ili isti kao i ritam ventrikule, verovatno se ne radi o problemu ventrikule, već o nekom manje opasnom srčanom problemu. Uređaj ovo prepoznaće i bira da se ne aktivira.

### 3.8 Restauracija vida

Metode električne stimulacije retine, optičkog nerva i vizuelnog korteksa su razvijene do te granice da će uskoro postati dosupni u komercijalne svrhe. Pacijentima obolenim od oboljenja *retinitis pigmentosa*<sup>13</sup> vid može biti povraćen korišćenjem integrisanih kola (IC-integrated circuits) koja su u direktnom kontaktu sa retinom. Integrirana kola sadrže fotovoltaične (solarne) ćelije koje snabdevaju energijom niz mikrostimulatora i elektroda kako bi se inače normalna slika konvertovala u tzv. električnu sliku, zaobilazeći pritom degenerisane fotoreceptore i stimulišući ostatak zdravih nervnih ćelija u retini. Za oboljevajući uzrok leži u "dubini" optičkog nerva, postoji mogućnost stimulacije vizuelnog korteksa korišćenjem mikroelektroda čime se postiže efekat prstena svetla izazvanim stimulacijom.

### 3.9 Restauracija sluha

Kohlearni implanti služe za stimulaciju kičmenih ganglionih ćelija auditornih nerava, čime se zaobilaze nefunkcionalne ćelije i javlja mogućnost povratka, do nekog nivoa, sluha. Sistem se sastoji od implantiranog stimulatora koji je povezan sa elektrodom u kohleu i spoljašnjeg procesora čija je uloga da transkribuje govor u stimulacione šablone, koje zatim mozak može da pročita i prevede u zvuke. Kohlearni implanti su danas dosta česti i široko rasprostanjeni među decom i odraslima. Benefiti ove metode variraju od osobe do osobe, a pozitivni efekti se kreću od percepcije zvuka spoljašnje okoline, pa čak do mogućnosti korišćenja telefona.

### 3.10 Elektrokonvulzivna terapija (ECT)

Elektrokonvulzivna terapija predstavlja relativno bezbolnu proceduru koja se pokazala kao veoma dobra u lečenju teške depresije. Kratak, kontrolisan niz pulseva se aplicira u roku od jednog minuta kroz elektrode prislonjene na lobanju kako bi se izazvali kontrolisani lokalizovani napadi (*localized seizures*). Biološke promene koje nastaju kao posledica napada rezultiraju u promeni hemijskog sastava mozga koji utiče na poboljšanje stanja pacijenta. Prilikom trajanja procedure, pacijenti ne osete udare impulsa jer su pod efektom anestezije.

### 3.11 Restauracija izgubljene ili oštećene neuromišićne funkcije

Funkcionalna električna stimulacija (FES) predstavlja metodu u kojoj se koriste niskoenergetski električni impulsi kako bi se oponašali inače normalni pokreti tela kod osoba sa paralizom usled povrede kičmene moždine. Drugim rečima, FES se koristi za generisanje kontrakcije paralizanih delova muskulature dajući im mogućnost za neke osnovne pokrete kao što su hvatanje, šetanje i stajanje. Ova tehnologija je originalno korištena za proizvodnju neuroproteza, koje bi potrošači koristili kad god bi im se javila potreba za određenim pokretom tj. funkcijom. Sinonim sa FES je još i neuromuskularna električna stimulacija tj. NMES.

<sup>13</sup> Degenerativna genetska bolest koja izaziva odumiranje ćelija retine.

Jedan ili više parova površinskih elektroda zajedno sa provodnim kremama i gelovima se koriste da bi se aktivirala pobudljiva tkiva. Površinska električna stimulacija se sastoji uglavnom od regularnih monofaznih ili bifaznih pulseva. Tempo kojim se nervna vlakna aktiviraju zavisi od frekvencije pulsa koji stiže iz generatora. Pojedinačni puls u stanju je da proizvede kratkoživeći mišićni trzaj (ne duži od 250 ms). Ukoliko se mišiću ne dozvoli da se odmori između kontrakcija on stupa u režim kontinualne kontrakcije gde zadržava zgrčenost mišića duže nego inače.

Postoje klinički dokazi da pravilna upotreba električne stimulacije može dovesti do kontrakcije neinervisanih mišića, što za posledicu ima mogućnost ograničenja edema i venostaze, te samim tim i direktno odlažući degeneraciju mišićnih vlakana i fibrozu. No, treba biti oprezan jer FES nije bezazlena procedura. Naime, u nekim slučajevima forsirana kontrakcija neinervisanih mišića može poremetiti regeneraciju neuromuskularnih spojeva i samim tim izazvati kontraefekat, odlaganje regeneracije. Dodatno, neinervisan mišić je više osjetljiv na traumu nego inervisan mišić, pa električna stimulacija zapravo dodatno traumatizovati već oštećene mišice.

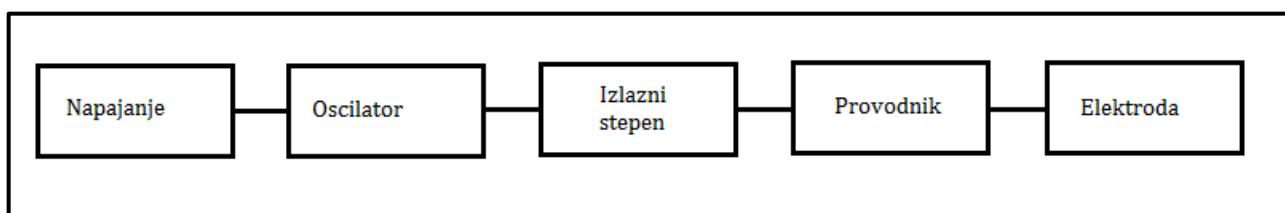
Jedan od većih problema koji se javlja u komercijanoj upotrebi FES-a jeste njegovo pogrešno reklamiranje i predstavljanje kao nekog magičnog uređaja koji ima mogućnost da putem stimulacije određenih delova tela razgrađuje masne naslage i time garantuje gubitak telesne težine. Ljudima je svakako ovakav vid „pasivnog vežbanja“ veoma privlačan, no naravno, klinički nije dokazano da FES ima bilo kakav uticaj na skidanje obima struka i toniranje mišića. Štaviše, FDA nije našao razlog da se uređaji za FES mogu bezbedno i efektivno koristiti u domu kao ni u salonima za lepotu. Takođe, FDA smatra da su ovi uređaji pogrešno brendirani i kao takvi su veoma pogodan materijal za prevare i obmane ljudi.

Kada je uređaj sertifikovan od strane licenciranog lica i obeležen za medicinsku upotrebu, uređaj za FES je u mogućnosti da:

- Pruži relaksaciju prilikom nastanka mišićnog grča;
- Izazove prevenciju ili umanjenje atrofije mišića;
- Omogući ponovno učenje mišića (rehabilitacija mišićne funkcije nakon šloga);
- Poveća cirkulaciju krvi u lokalizovanom predelu;
- Održi i poveća obim pokreta.

### 3.12 Stimulacija srčanog mišića (pejsmejker)

Najpoznatija primena električne stimulacije jeste upravo stimulacija srčanog mišića. Cilj stimulacije jeste uspostavljanje pravilnog ritma koji može biti izbačen iz takta iz raznih razloga, te se stoga ovaj uređaj naziva još i pejsmejker<sup>14</sup>. Promene ritma u srcu su rezultat rada vegetativnog nervnog sistema. Ukoliko je funkcija srčanog mišića očuvana ali mu je ritam iz nekog razloga poremećen, moguće je izazvati veštačku aktivaciju i na taj način omogućiti



Slika 3.12.1 Blok šema prvih pejsmejkera

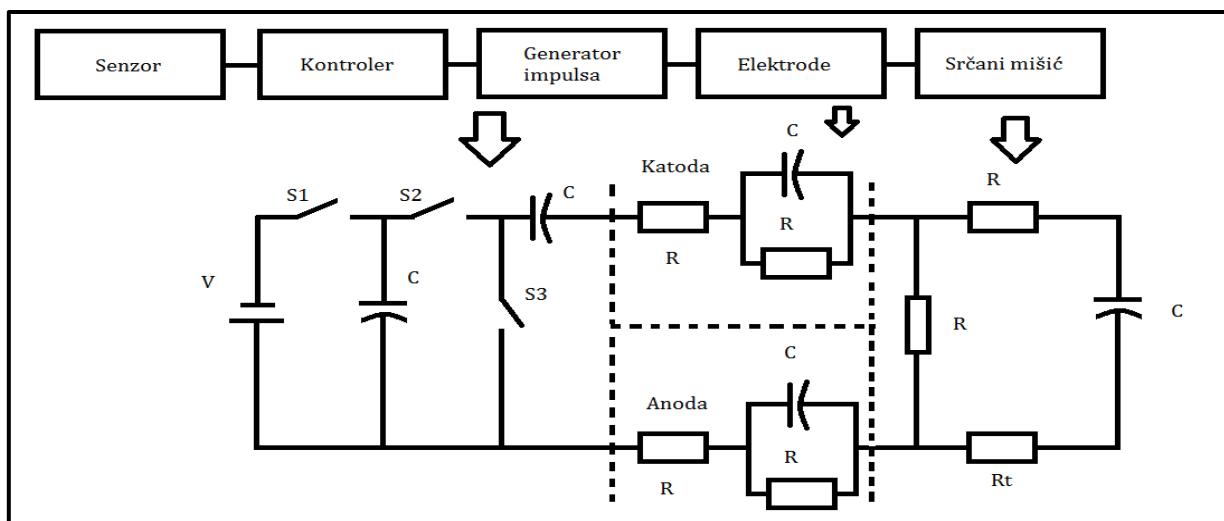
<sup>14</sup> Engleska reč *pacemaker*, što se prevodi kao davač ritma.

ritam rada koji obezbeđuje normalno snabdevanje krvlju.

Akcioni potencijali srčanog mišića, za razliku od skeletnih mišića, su reda 100 mV sa trajanjem preko 100 ms. Elektrode koje se koriste za stimulaciju srca se konstruišu uglavnom od legure zlata i platine (AuPt). Kvalitet elektroda mora biti besprekoran jer ni u kojem slučaju one ne smeju ugroziti rad mišića srca. Kod električne stimulacije se najčešće koristi katodna stimulacija, gde se katoda postavlja u blizinu tačke koju želimo pobuditi. Blok šema prvih pejsmejkera koji su dizajnirani za pobuđivanje samo SA čvora, prikazana je na slici 3.12.1. Ovakav stimulator je bio hermetički zapakovan i sadržao je bateriju, vremensko kolo, izlazni stepen i elektrodni sistem. Oscilator je imao jednu učestanost koja je bila oko 70 impulsa u minuti. Izlazni stepen je generisao električne impulse kod kojih je bio kontrolisan napon u opsegu od 5 do 5,5 V sa trajanjem od 500 do 600 µs, ili struja u opsegu od 8 do 10 mA sa trajanjem od 1 do 1,2 ms.

Globalno, pejsmejkери se mogu podeliti na :

- Sinhrone stimulatore – stimulacija se koristi samo kada je neophodna tj. ne postoji kontinualni režim rada. Stimulacija se vrši konstantnim ritmom.
- “*Rate responsive*” stimulatore – stimulacija se koristi samo onda kada je odgovarajući kriterijum zadovoljen. Pre slanja stimulacionog impulsa, sistem analizira fiziološke parametre, npr. zasićenost kiseonikom, i zatim odlučuje da li da šalje impuls ili ne, tj. kontroler upravlja prekidačima u odnosu na program i senzornu informaciju. Blok šema je prikazana na slici 3.12.2.



Slika 3.12.2 Blok šema *Rate Responsive* stimulatora

Prema broju kontakata sa srcem, pejsmejkери se dele na :

- Unipolarne – kod kojih je jedna elektroda u kontaktu sa srcem dok druga ne uspostavlja kontakt sa srcem;
- Bipolarne – kako im ime sugerije, ovde su obe elektrode u kontaktu sa srcem.

I	II	III	IV	V
Mesto stimulacije	Mesto senzora	Odgovor na senzorski signal	Modulacija ritma	Stimulacija na više mesta
O	O	O	O	O
A	A	T	R	A
V	V	I	-	V
D	D	D	-	D

Tabela 3.12.1 Oznake ICHD-a za srčane stimulatore

Internacionalna komisija za srčana oboljenja (Inter Society Comission for Heart Disease - ICHD) je usvojila standardne oznake srčanih stimulatora. U osnovnoj verziji se koriste tri slova, a kasnije je ovaj kod proširen zbog napretka tehnologije i proizvodnje novih stimulatora. Oznake su prikazane u tabeli 3.12.1, i njihovo značenje je: O – nijedno, A – atrijum (pretkomora), V – ventrikula (komora), T - triger (aktivacija), I – inhibicija (sprečavanje aktivacije), D – dualno (A+V ili T+I) i R – rate (ritam).

Najčešće korišćeni stimulatori u kliničkoj praksi su:

- AAI – vrši se stimulacija pretkomora u periodima kada se ritam kontrakcije pretkomore spusti ispod odabranog praga;
- VVI – vrši se stimulacija komora u periodima kada se ritam kontrakcije komore spusti ispod odabranog praga;
- VDD – metod stimulacije gde pejsmejker analizira aktivnost komora i pretkomora ali je u mogućnosti da stimuliše samo komoru. Ovakav tip stimulacije je pogodan kod pacijenata koji imaju sinusni ritam, ali postoji blok u AV čvoru;
- DDD – metod stimulacije gde pejsmejker analizira aktivnost komora i pretkomora i ima mogućnost stimulisanja komore i pretkomore;
- CRT – P – stimulacija se sprovodi u obe komore u cilju sinhronizacije levog i desnog srca. U ovom slučaju se elektroda postavlja na SA čvor.

### 3.12.1 DDD pejsmejker

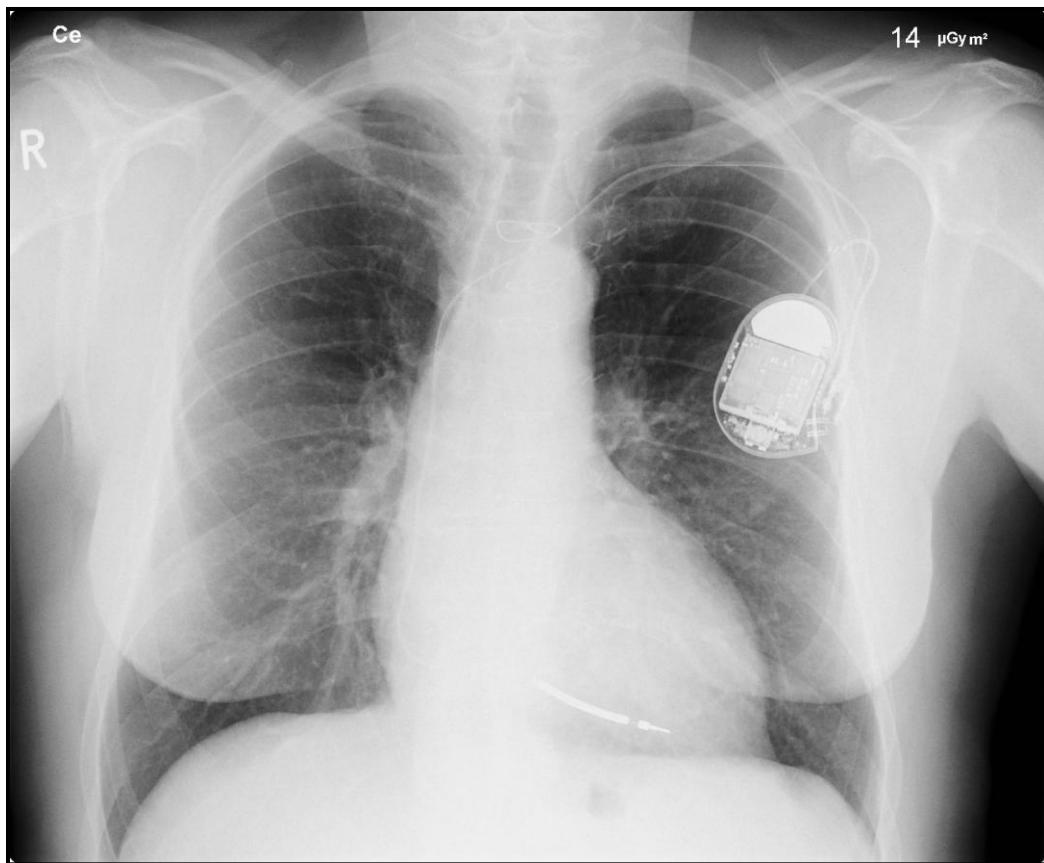
DDD pejsmejker je prema preporukama najvećih svetskih proizvođača vrlo efikasan pri sledećim srčanim manama: sinus bradikardija sa normalnim AV provođenjem, sinus bradikardija sa defektnim AV provođenjem, sinusatrijalni blok (permanentan ili povremen), atrioventikularni blok (permanentan ili povremen). Ono što izdvaja ovaj stimulator je to da on u bilo kom trenutku može obavljati sve funkcije jednostavnijih pejsmejkera dok takođe ima opciju promene funkcije preko spoljašnjeg programera. Neki od parametara koji se u DDD pejsmejkeru mogu programirati za željeni rad su :

1. Minimalna frekvencija – to je najsporiji srčani ritam koji pejsmejker toleriše bez aktivacije, tj. sve dok god su otkucaji srca iznad ovog praga, stimulator ostaje u pripravnosti.

2. Ventrikularna senzitivnost – to je minimalna amplituda test signala pravougaonog oblika koju će pejsmejker detektovati. Testiranje se vrši proverom osetljivosti ventrikuluma. Senzitivnost se varira promenom nagiba QRS kompleksa.
3. Atrialna senzitivnost – definiše se analogno ventrikularnoj senzitivnosti. Testiranje se vrši proverom osetljivosti atrijuma i to pri pojavi P talasa u EKG signalu.
4. AV kašnjenje – vreme koje protekne između detekcije P talasa ili atrijalnog stimulusa i generisanja ventrikularnog stimulusa.
5. Maksimalna frekvencija pretkomora – granična vrednost frekvencije, koja ako se dostigne izaziva uključenje AV bloka zaduženog za smanjenje frekvencije.

Fizički sastav jednog pejsmejkera uključuje: bateriju (litijumska baterija) koja daje energiju za rad i životni vek joj može dostići čak 20 godina, elektroniku za obradu senzorskog signala i generisanje stimulacionih impulsa i elektroniku za komunikaciju sa spoljašnjom sredinom. Stimulator je hermetički zatvoren, mali i lagan i ima konektor za jednu ili dve elektrode.

Proces implantacije pejsmejkera uključuje provlačenje provodnika kroz venu do desne komore i fiksiranje elektrode blizu gornjeg ulaza u komoru. Čitav proces se prati na fluoroskopu. Kada se "nađe" optimalan položaj elektrode slobodni kraj provodnika se spaja sa pejsmejkerm. Stimulaciona jedinica (Slika 3.12.1.1), izvor impulsa, se postavlja ispod potkožne masnoće grudi sa spoljne strane mišića i grudne kosti.



Slika 3.12.1.1 Položaj stimulacione jedinice

## 4. PRIMERI AKTUELNIH INOVACIJA U PRIMENI

Inovacije u oblasti električne stimulacije predstavljaju način da se dopre do oboljenja i poremećaja koji su inače rezistivni na bilo koji drugi vid terapije. Aplikacijom inovativnih metoda se može drastično poboljšati kvalitet života određene grupe ljudi, te važnost napredovanja i stalnog istraživanja su od neprocenjive vrednosti.

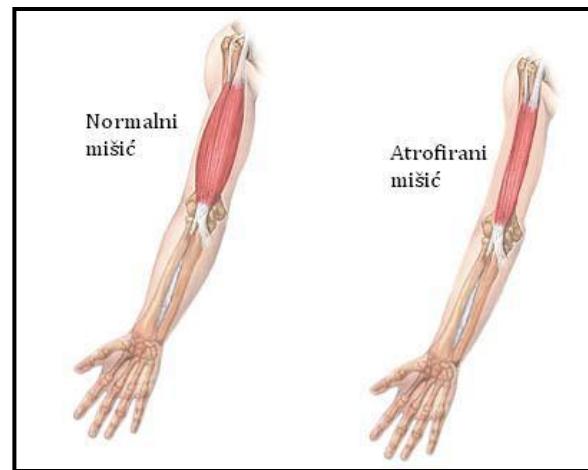
### 4.1 Primena električne mišićne stimulacije (EMS) u tretmanu sarkopenije

Sarkopenija predstavlja degenerativni gubitak mase i volumena kao i kvaliteta i snage skeletnih mišića usled procesa starenja. Početak ovog procesa najčešće karakteriše mišićna atrofija (Slika 4.1.1) zajedno sa redukcijom kvaliteta mišićnog tkiva što dalje uzrokuje zamenu mišićnih vlakana sa lipidima, povećan nivo fibroze, promenu metabolizma mišića, degeneraciju neuromuskularnog aparata itd.

Mišićna slabost i propadanje koji nastaju kao rezultat sarkopenije se mogu svesti na dva glavna faktora: smanjenje snage mišića i opadanje mišićne mase. Samim tim, primarni zadatak tretmana EMS protiv sarkopenije je svakako povećanje mišićne snage i volumena, tj. da se suprotstavi degeneraciji.

Mišićna kontrakcija predstavlja reakciju na neurofiziološki stimulus. Aktivacija mišićnih vlakana koji prouzrokuju grčenje mišića je pokrenuta akcionim potencijalom koji se prenosi nervnim sistemom čoveka, tačnije perifernim motornim nervima koji inervišu sve skeletne mišiće. Međutim, mišićna kontrakcija može biti izazvana veštačkim putem, preko električne stimulacije, izazivajući nevoljnu mišićnu kontrakciju. Tokom voljne mišićne kontrakcije, vrši se "regrutacija" motornih jedinica po veličini, počevši od najmanjih i najslabijih motornih jedinica do najvećih i najjačih motornih jedinica čime se obezbeđuje glatka i kontrolisana kretanja ciljanog mišića. Sa druge strane, nevoljna kontrakcija mišića preferentno aktivira veliki broj motornih jedinica uz sinhronu aktivaciju mišićnih vlakana čime se uzrokuje serija sukcesivnih mišićnih trzaja izazivajući time snažnu nevoljnu kontrakciju mišića. Ovim putem, mišić je daleko skloniji umoru, baš zbog jakih kontrakcija. EMS takođe indukuje uključenje vlakana tipa II (brzih) motornih jedinica jer su ovi aksoni relativno veći i imaju manju električnu otpornost od vlakana tipa I (sporih motornih jedinica).

Trenutno, postoji veliki broj komercijalno dostupnih EMS uređaja koji imaju terapeutska dejstva kao što su regeneracija motornih nerava, prevencija atrofije neinervisanih mišića i jačanje mišića. U zavisnosti od frekvencije struje koja se koristi za izazivanje akcionog potencijala, rezultati primene EMS su različiti. Tako, električni stimulusi koji napuštaju stimulator sa frekvencijom većom od 50 Hz odgovorni su za povećanje mišićne mase, dok su stimulusi frekvencija manjih od 20 Hz odgovorni za povećanu oksidativnu enzimsku aktivnost. Na primer, u studiji je korišten stimulus frekvencije 4 Hz koji je dostavljan ispitnicima jednom devno, tokom jednog sata, pet dana u nedelji u trajanju od 6 nedelja. Kod prosečno zdravih osoba pokazalo se povećanje snage mišića kvadricepsa za 25%, povećanje



Slika 4.1.1 Mišićna atrofija

razdaljine koje subjekt može prepešaćiti u šestominutnom testu i povećanju vrednosti pika  $\text{VO}_2^{15}$  za 10%. Pored efekta povećanja mišićne mase, kod zdravih osoba u periodima immobilizacije usled preloma pokazano je da primena stimulusa od 100 Hz u trajanju od pola sata, dva puta na dan, uspešno sprečava atrofiju mišića. Sa druge strane, primena EMS kod zdravih osoba u poznim godinama pokazala je da nadražaji od 60 Hz aplicirani u tri desetominutne terapije tokom dana, dva puta nedeljno u periodu od šest nedelja, značajno povećanje dijametra vlakana I i II tipa, kao i povećanje brzine na testu šetnje od 10m. Konfiguracije ovih i drugih terapija kao i njihovih rezultata tokom tretmana na određeno vreme su prikazani na slici 4.1.2.

Subjects	Interventions	Main Effect
5 healthy men (range: 30–37 y)	EMS at 3 different frequencies (80Hz, 50Hz and 20 Hz)	Fatigue was induced only by 80Hz and 50 Hz. Stimulation at 20Hz did not cause muscle fatigue
6 healthy men (mean age: 28.8 y)	EMS at 20Hz	Selective recruitment of MU/muscle fiber type II
18 selected studies	EMS at a low frequency (<20 Hz) EMS at a high frequency (>50 Hz)	LF increases oxidative enzymatic activity HF increases muscle fiber size
10 healthy men and 5 women (range: 25–72 y)	EMS at 4 Hz for 6 weeks	Increase in quadriceps muscle strength, peak $\text{VO}_2$ and 6 min walking distance
16 healthy men and 4 women (range: 13–54 y)	EMS at 20 Hz for 4 weeks in addition to usual knee surgery rehabilitation	Increase in muscle size at 4 weeks Prevention of muscle weakness at 4 weeks Greater muscle strength gain at 3 months after surgery
8 older men and 8 women (mean age: 73.1 y)	EMS at 60Hz for 9 weeks	Increase in size of type II muscle fibers, increased expression of the IGF-1 gene and extra-cellular matrix types I, III and IV
14 healthy men (mean age: 24 y)	EMS at 10Hz, 20Hz or 60Hz for 20 min	Greater oxygen consumption at 20 Hz Increase in glucose uptake until 90 min after cessation of stimulation
8 healthy men (mean age: 24.8 y)	EMS at 20Hz for 20 min compared to voluntary exercise on a cycle ergometer	Blood lactate increase below the anaerobic threshold Increase in glucose uptake until 90 min after cessation of stimulation
11 diabetic men (mean age: 57 y)	EMS at 4 Hz for 30 min	Decrease in post-prandial glucose without an increase in insulin levels, induction of GLUT-4 translocation of muscle tissue

Slika 4.1.2 Konfiguracije terapija i njihovi rezultati

## 4.2 Primena funkcionalne električne stimulacije (FES) u postoperativnom tretmanu

Primena FES-a u postoperativnom rehabilitacionom periodu kod pacijenata koji su imali hiruške intervencije na srcu otvara nove mogućnosti nekonvencijalnog načina vežbanja za ove

<sup>15</sup>  $\text{VO}_2$  predstavlja maksimalnu meru kiseonika koju individual može upotrebiti tokom intenzivnog vežbanja.

pojedince kojima, usled straha ili opravdanog medicinskog razloga jako fali fizička aktivnost kao vid rehabilitacije i kao put ka oporavku.

Cilj perioda srčane rehabilitacije jeste fizički i psihološki oporavak nakon intervencije na srcu kako bi se smanjio rizik od bilo kakvih budućih oboljenja, a i generalno kako bi se životni stil pacijenata poboljšao. Fizički trening je izuzetno bitan deo ovog rehabilitacionog programa, ali neke grupe pacijenata, nažalost, ne mogu da tolerišu ni niske nivoje napora te samim tim i izbegavaju vežbanje što predstavlja problem. S tim u vezi, FES predstavlja alternativni način vežbanja kako bi se povećao nivo fitnesa individue. Takođe, u nekim slučajevima je čak i pogodnije koristiti FES jer se javlja manji hemodinamički rizik u poređenju sa konvencionalnim aerobnim vežbanjem, čineći ga bezbednijom intervencijom i intervencijom sa manje rizika za određene grupe pacijenata.

Pokazalo se da primena FES-a kod individua sa hroničnim srčanim bolestima može povećati snagu mišića kvadricepsa za čak 25%, kao i njegovu otrpornost na umor. Zapravo, FES i klasični aerobni režim vežbanja su pokazali dosta slične rezultate u smislu mišićne snage i povećanja razdaljine koju pacijent može prošetati u šestominutnom testu. Klasični način tretiranja je superioniji kada se tiče pik VO<sub>2</sub>. Međutim, primenom FES-a se javlja bolje korisnije vreme tokom trajanja pika VO<sub>2</sub> kao i povećanje razdaljine koja se može prepešaći. Dodatno, terapija FES-a poboljšava kvalitet života osoba sa srednjim ili teškim srčanim oboljenjima.

Pacijenti podvrgnuti teškim operacijama srca nakon otpuštanja iz bolnice stupaju u tzv. faze II i III srčane rehabilitacije. Ovaj period je najstresniji za pacijente jer se javlja nesigurnost pri obavljanju običnih delatnosti tokom dana, pojavljuje se strah od bilo kakve vrste fizičke aktivnosti kako ne bi ugrozili zdravlje svog srca (što je naravno pogrešno jer je vid fizikalne terapije zapravo preporučen od lekara), dolazi do usporene adaptacije na normalan način života itd. Sve ove činjenice zapravo govore o važnosti primene FES-a u ovakvim kliničkim slučajevima. FES se i dalje koristi kao istraživački sredstvo i daleko od toga da je dostigao svoj pun potencijal.

	FESG	FESPG
<b>Godine (god)</b>	60,0 (7,3)	63,5 (5,0)
<b>Pol ( M\Ž )</b>	3/7	3/7
<b>BMI–Body mass index (kg/m<sup>2</sup>)</b>	27,3 (3,1)	29,1 (6,2)
<b>Postoperativni dani (dan)</b>	240,3 (129,8)	233,4 (120,6)
<b>Srčani ritam (bpm)</b>	65,6 (9,5)	67,7 (7,1)
<b>Respiratori ritam (cpm)</b>	17,9 (3,2)	19,1 (3,8)
<b>Sistolni pritisak (mmHg)</b>	131,0 (19,1)	130,0 (11,5)
<b>Dijastolni pritisak (mmHg)</b>	86,0 (9,7)	84,0 (5,2)
<b>SpO<sub>2</sub><sup>16</sup> (%)</b>	97,2 (1,8)	96,8 (1,6)

Tabela 4.2.1 Pregled vitalnih parametara dveju grupa

<sup>16</sup> Saturacija kiseonikom perifernih kapilara.

U tabeli 4.2.1 prikazani su rezultati vitalnih parametara dveju grupa, FESG i FESPG. FESG stoji za grupu koja je primala terapiju FES-om, dok FESPG stoji za grupu kojoj je samo rečeno da je dobijala terapiju FES-om a zapravo je primala *placebo* terapiju. Sve vrednosti u tabeli su prosečne srednje vrednosti sa odgovarajućom greškom. Na prvi pogled ne mogu se zapaziti neke značajnije promene u vitalnim parametrima ispitanika, no neminovno je da FES ima uticaj na povećanje snage donjih ekstremiteta i izdržljivosti u FESG grupi. Takođe pokazano je i da se snaga mišića ekstenzora kolena povećala u grupi FESG dok takva promena nije zapažena u FESPG grupi.

Efekti FES-a koji se tiču poboljšanja mišićne snage i opšte izdržljivosti su prikazani na slici 4.2.1.

Outcome	Groups			
	Before		After	
	FESG	FESPG	FESG	FESPG
<i>Functional capacity</i>				
6MWT (m)	452.1 (83.8)	397.0 (72.3)	501.7 (85.0)	438.5 (49.3)
<i>Muscle strength</i>				
1RM (kg)	36.0 (13.2)	30.3 (6.8)	45.5 (11.6)	32.6 (8.2)
<i>Muscle endurance</i>				
SST (repetitions)	10.1 (3.3)	9.1 (2.1)	13.0 (2.7)	9.8 (1.8)
<i>Muscle mass above the patella</i>				
Right thigh				
10 cm	44.2 (4.1)	45.8 (4.8)	44.7 (2.9)	45.5 (4.3)
20 cm	51.1 (3.8)	52.7 (5.0)	52.0 (3.3)	52.6 (4.6)
Left thigh				
10 cm	43.5 (3.0)	45.9 (4.9)	44.9 (2.3)	45.9 (5.1)
20 cm	51.3 (3.4)	54.4 (5.0)	52.2 (2.5)	53.7 (5.1)

Slika 4.2.1 Efekti FES-a

Neki pojmovi i skraćenice korištene u slici:

- 6MWT (6 minute walking test) – šestominutni test šetnje izražen u metrima
- 1RM (one repetition maximum test) – jedno ponavljanje pri maksimalnom opterećenju.
- SST (Sit and Stand test) – test sedenja i ustajanja koji se traži od pacijenta izražen u broju ponavljanja.
- Patella – čašica kolena
- Strength – snaga
- Endurance – izdržljivost

Generalno gledano, ovi rezultati demonstriraju pozitivan efekat primene FES-a u periodu srčane rehabilitacije pacijenata, čime se upotreba FES-a u ovakvim okolnostima ohrabruje kao što se i ohrabruju dalje istraživačke studije koje samo još više mogu poboljšati kvalitet života ovih grupa pacijenata, mada svakako treba napomenuti da FES predstavlja intresantu alternativu klasičnom vidu rehabilitacije, ali je nažalost ne može totalno zameniti.

## 5. PRIMERI KOMERCIJALNIH REŠENJA

U ovom poglavlju biće predstavljeni komercijalno dostupni uređaji za električnu stimulaciju zajedno sa svojim tehničkim specifikacijama. Očekivano, najčešće zastupljeni stimulatori koji se koriste u kliničkoj praksi su uređaji za FES.

### 5.1 TOTEM-UG

TOTEM-UG predstavlja mali prenosivi kompjuterizovani stimulator pogodan za stimulacije poda karlice putem vaginalnih ili analnih sondi (slika 5.1.1). Tehničke specifikacije su predstavljene u tabeli 5.1.1.



Slika 5.1.1 TOTEM - UG

<b>Izvor</b>	Interni sa separabilnom dopunjivom Li-Po baterijom napona 3,8 V sa 1130mAh
<b>Izlazni napon</b>	Bifazni simetrični ili alternativni pulsevi maksimalnog napona od $100V_{pp}$ ( $14V_{ms}$ )
<b>Izlazna struja</b>	Maksimalno $100\text{ mA}_{pp}$ ( $14\text{ mA}_{vs}$ ) sa normalizovanim opterećenjem od $100\text{ }\Omega$
<b>Jednosmerna komponenta na izlazu</b>	Maksimalno $4\text{ mV}_{ms}$
<b>Način komunikacije</b>	Bežično ili putem Bluetooth-a
<b>Ulazni signali</b>	Raspon EMG signala od 0 do $300\text{ }\mu\text{V}$ sa rezolucijom od $0,1\text{ }\mu\text{V}$
<b>Dimenzije/težina</b>	$190 \times 160 \times 60\text{ mm} / 0,2\text{ kg}$
<b>Radna okolina</b>	$5 - 35^{\circ}\text{C}$ za korišćenje ili $5 - 45^{\circ}\text{C}$ za skladištenje

Tabela 5.1.1 Specifikacije TOTEM – UG stimulatora

Terapijski parametri koji se mogu podešavati od strane korisnika su :

- Intenzitet – od 0 do 100 mA<sub>pp</sub> na 1000 Ω normalizovanom opterećenju;
- Frekvencija – od 1 do 200 Hz ( $\pm 5\%$ );
- Širina pulsa – od 30 do 500 μs ( $\pm 5\%$ );
- Tip pulsa – Bifazni simetrični ili Bifazni alternativni;
- Vreme sesije – od 1 do 99 min ( $\pm 1$ min).

## 5.2 PULSESECURE-PRO Model KR-70

PULSESECURE-PRO predstavlja model stimulatora sa dva režima rada (TENS i FES). Uredaj je predstavljen na slici 5.2.1 a tehničke specifikacije u tabeli 5.2.1.



Slika 5.2.1 PULSESECURE - PRO

<b>Izvor</b>	4 AA baterije
<b>Izlazni napon</b>	80 V (FES) ili 160 V (TENS)
<b>Frekvencija</b>	1-100 Hz za FES i li TENS
<b>Širina pulsa</b>	300 μs za FES a 50 μs za TENS
<b>Broj kanala</b>	2
<b>Vreme sesije</b>	10, 15, 30 min ili kontinualno
<b>Automatsko gašenje</b>	5 min nakon isteka tretmana
<b>Materijal</b>	ABS resin
<b>Dimenziye/težina</b>	81x139x37 / 0,32 kg

Tabela 5.2.1 Specifikacije PULSESECURE – PRO stimulatora

Sadržaj paketa PULSESECURE-PRO čine:

- Žica za gel elektrodu ELR-271 (1 komad);
- Žica za gel elektrodu ELR-272 (1 komad);
- Gel elektrode ELR-101 (4 komada);
- Postolje za elektrode ELR-104 (24 komada);
- Kutija za čuvanje gel elektroda ELR-213;
- Uredaj PULSESECURE;
- Uputstvo za korišćenje.

### 5.3 MIO VEIN VENOUS STIMULATOR (MNPG87)

MIO VEIN VENOUS STIMULATOR predstavlja električni stimulator koji se aplikuje na mišiće *musculus soleus*, tzv. mišiće lista noge kako bi se pomogla ili poboljšala venska cirkulacija u tom predelu. Uređaj se preporučuje svim osobama koje pate od venskih bolesti kao i onim osobama koje potencijalno mogu zadobiti neku vensku bolest (npr. *Venous stasis*). Uređaj je predstavljen na slici 5.3.1 a specifikacije uređaja su predstavljene u tabeli 5.3.1.



Slika 5.3.1 MIO VEIN VENOUS STIMULATOR

Sadržaj paketa MIO VEIN VENOUS STIMULATORA čine:

- 2 konekciona kabla;
- 4 gel ovalne elektrode;
- Ni-Mh baterija sa odgovarajućim punjačem;
- Uređaj MIO VEIN;
- Uputstvo za upotrebu.

<b>Izvor</b>	Interna zamenjiva baterija Ni-Mh sa "long lasting" tehnologijom
<b>Izlazna struja</b>	Maksimalno 60 mA <sub>pp</sub>
<b>Ekran</b>	Reflektivni LCD displej
<b>Širina pulsa</b>	30 – 240 µs
<b>Broj kanala</b>	2 nezavisna kanala uz mogućnost povezivanja do 4 elektrode
<b>Intenzitet</b>	Podesiv
<b>Režim rada</b>	FES specifičan za vensku stimulaciju
<b>Dostupno uputstvo</b>	Putem interneta na LCD displeju
<b>Dimenzije</b>	114 x 68 x 26 mm

Tabela 5.3.1 Specifikacije MIO VEIN VENOUS stimulatora

## 5.4 FESMED II – 4052ES

FESMED II – 4052 ES električni stimulator radi u dualnom režimu tj. kao FES i kao TENS elektrostimulator. Služi za jačanje mišića, održavanje obima pokreta, kontrolu mišićnih spazama, odlaganje atrofije mišića, toniranje mišića itd. Uredaj je predstavljen na slici 5.4.1 dok su njegove specifikacije navedene u tabeli 5.4.1.



Slika 5.4.1 FESMED II – 4052ES

	<b>FES</b>	<b>TENS</b>
<b>Izvor</b>	100 do 240 V ac 50/60 Hz	100 do 240 V ac 50/60 Hz
<b>Širina pulsa</b>	50 do 600 µs	50 do 400 µs
<b>Frekvencija</b>	1 do 200 Hz	1 do 200 Hz
<b>Izlazna struja</b>	Max 120 mA ( $\pm 5\%$ ) pri opterećenju od 500Ω	Max 120 mA ( $\pm 5\%$ ) pri opterećenju od 500Ω
<b>Maksimalna potrošnja</b>	25 W	25 W
<b>Vreme sesije</b>	1 – 60 min (koraci od po 1 min)	1 – 60 min (koraci od po 1 min)
<b>Zaštita protiv električnog udara</b>	Klasa II	Klasa II

Tabela 5.4.1 Specifikacije FESMED II – 4052ES stimulatora

U originalnom pakovanju elektrostimulatora FESMED II – 4052 ES nalaze se:

- 4 adhezivne elektrode veličine 3x5 cm;
- 2 kabla za elektrode ;
- Uredaj FESMED II – 4052 ES;
- Uputstvo za upotrebu.

## 5.5 ACCOLADE PACING SYSTEM (Modeli L300 i L301)

Modeli L300 i L301 ACCOLADE PACING SYSTEM-a dolaze sa automatskim dnevnim monitoringom poduprtim *LATITUDE NXT*<sup>17</sup> tehnologijom kako bi se poboljšala klinička efikasnost i pružio veći nivo zaštite pacijenata. Modeli su prikazani na slici 5.5.1 a njihove tehničke specifikacije u tabeli 5.5.1.



Slika 5.5.1 ACCOLADE PACING SYSTEM (modeli L300 i L301)

	L300	L301
<b>Izvor</b>	Li-C monofluorid baterija	Li-C monofluorid baterija
<b>Širina pulsa</b>	0,4 ms	0,4 ms
<b>Impedansa</b>	500 Ω	500 Ω
<b>Tip</b>	SR	DR
<b>Donji limit otkucaja</b>	60 otkucaja po minuti	60 otkucaja po minuti
<b>Dimenzije/Masa</b>	44,5x48,1x7,5 mm / 23,6 g	44,5x50,2x7,5 / 24,8 g
<b>Zapremina</b>	13,2 cm <sup>3</sup>	13,7 cm <sup>3</sup>
<b>Očekivani životni vek</b>	10,0 god	8,8 god

Tabela 5.5.1 Specifikacije modela L300 i L301

<sup>17</sup> Sistem koji omogućuje automatska i podesiva upozorenja kako bi se omogućilo ranije detektovanje aritmija.

## 5.6 NEURODYN PORTABLE FES/TENS

NEURODYN PORTABLE FES/TENS predstavlja portabilni FES i TENS uređaj sa nezavisnim kontrolama za obe vrste tretmana. Služi za prevencije mišićne atrofije, povećanje cirkulacije, održavanje i povećanje obima pokreta (FES) kao i za tretmane kod pacijenata sa hroničnim bolom, akutnim bolom i postoperativnim bolom (TENS). Uređaj je predstavljen na slici 5.6.1 a njegove tehničke karakteristike u tabeli 5.6.1.



Slika 5.6 NEURODYN PORTABLE FES/TENS

<b>Izvor</b>	Baterija od 9V ili izvor gradske mreže od 220 V na 50/60Hz
<b>Režim rada</b>	FES ili TENS
<b>Ekran</b>	Reflektivni LCD displej
<b>Broj kanala</b>	2
<b>Dimenzije</b>	78x58x19 mm
<b>Masa</b>	240g

Tabela 5.6.1 Specifikacije NEURODYN  
PORTABLE FES/TENS stimulatora

Pakovanje ovog elektrostimulatora obuhvata:

- Naponski kabl;
- Set kablova;
- Mala kristalnoplava kutijica za prenos uređaja;
- 9V baterija;
- 4 provodne gumene elektrode dimenzija 5x3 cm;
- 1 pakovanje gela za elektrode;
- Uređaj NEURODYN;
- Uputstvo za upotrebu.

## 5.7 BIONESS L300 GO

L300 predstavlja uređaj za funkcionalnu električnu stimulaciju koji je u mogućnosti da poboljša mobilnost pacijenata koji imaju nestabilne mišiće u predelu kolena ili butine, tzv. *foot drop* problem. Ono što svakako izdvaja ovaj uređaj od drugih jeste troosni žiroskop koji je ugrađen u stimulator i koji prati svaki pokret korisnika u tri dimenzije, a takođe ima veoma malo vreme odgovora od samo 0,01 sekunde, što je izuzetno brzo<sup>18</sup>. Takođe, integrisan je i samoučeći algoritam koji se adaptira na dinamiku individue i aktivira grupe mišića tačno u određeno vreme. Ova osobina uliva korisnicima poverenje i mogućnost hodanja različitim brzinama i u različitim predelima. L300 poseduje multikanalnu stimulaciju što znači da postoje nezavisna podešavanja intenziteta medijalne ili lateralne stimulacije čime je omogućena precizna kontrola dorzalne fleksije i iverzije/everzije sa samo jednom elektrodom. Sve ključne osobine kao što su senzor pokreta, kontrola stimulacije i selektrivni režim rada su integrisane u sam stimulator. Model BIONESS L300 je prikazan na slici 5.7.1.



Slika 5.7.1 BIONESS L300 GO

<sup>18</sup> 30 puta brže od treptaja oka.

## 5.8 EMS REVOLUTION

EMS REVOLUTION predstavlja novu generaciju električnih stimulatora koji dolaze sa raznim pogodnostima poput: elektrostimulacije, monitoringa, virtuelnog trenera, prikupljanja rezultata itd. Uz strateški postavljene elektrode, EMS metod integralnog treninga je u mogućnosti da u jednoj sesiji od 20 min aktivira čak 350 mišića istovremeno. Monitoring različitih fizioloških parametara tokom trajanja sesije kao što su srčani ritam, srčani pritisak, potrošnja kalorija itd. omogućavaju precizno planiranje terapije kao i način prevencije ukoliko neki parametar iskoči ili se spusti van dozvoljenih vrednosti. Nakon završetka svakog treninga, korisnik putem email-a dobija detaljanu reportazu u kojoj je sumirana suština obavljenog treninga. Uređaj EMS REVOLUTION je predstavljen na slici 5.8.1.



Kompletan paket EMS REVOLUTION sistema čine:

- 1 EMS uređaj poslednje generacije;
- 1 set za virtuelnu realnost (VR);
- Softver za monitoring;
- Virtuelni trener;
- 2 kombinacije EMS prsluka;
- 2 kompleta kablova;
- 40 elektroda;
- 4 cuff elektrode;
- 1 vodeni sprej;
- Prekonfigurisan tablet sa operativnim sistemom Windows 10;
- Stočić sa integrisanim LED sijalicama.

Slika 5.8.1 EMS REVOLUTION

## **6. ZAKLJUČAK**

Kroz ovaj rad sagledani su osnovni principi funkcionisanja i primene električnih stimulatora kao i pregled komercijalno dostupnih rešenja. Od apliciranja stimulusa u dijagnostici ili terapiji teških neuroloških bolesti do korištenja ovih metoda za restauraciju vida, sluha, pa i normalnog srčanog ritma, električni stimulatori sa rapidnim napretkom tehnologije postaju integralni deo naših života.

Konstantnim inovacijama se primene električnih stimulatora produbljuju, a neretko se dešava i otkriće novih i kreativnih pristupa koji su van obima klasične primene. Situacija gde je nauka u mogućnosti da teško obolelim pacijentima koji su inače rezistivni na bilo koji konvencionalni vid lečenja pruži makar i šansu za bolji kvalitet života predstavlja pobedu neumorne čovekove želje za napretkom.

## 7. BIOGRAFIJA



Rođen sam 30.07.1993. u Novom Sadu (Republika Srbija). Osnovnu školu "Veljko Vlahović" u Novom Sadu završio sam 2008. godine, a Gimnaziju "Isidora Sekulić" 2012. godine, takođe u Novom Sadu. Iste, 2012. godine sam upisao Prirodno – matematički fakultet u Novom Sadu, studijski program fizika, modul medicinska fizika.

## 8. LITERATURA

1. Joseph D. Bronzino, *Biomedical engineering handbook, second edition*.
2. Prutchi, D., Norris, M., *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*, Wiley
3. Popović, D., Popović, M., Janković, M., *Biomedicinska merenja i instrumentacija*, Akadembska misao, Beograd 2010.
4. Šurlan, A., *Biomedicinski inženjering I izdanje*, IGKRO "Svetlost", OOUR Zavod za udžbenike, Sarajevo 1978.
5. Stanković, S., *Fizika ljudskog organizma za studente medicinske fizike i medicine*, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad 2006.
6. Nishida, M.M., Tsuboyama, T., Moritani, T., Arai, H., *Review of the evidence on the use of electrical muscle stimulation to treat sarcopenia*, Department of Human Health Sciences, Kyoto University, Japan 2015.
7. Schardong, J., et al., *Functional electrical stimulation improves muscle strength and endurance in patients after cardiac surgery: a randomized controlled trial* (2017).

### Linkovi

1. [http://www.fisioestet.com/61\\_tensems](http://www.fisioestet.com/61_tensems) (Pristupljeno 19.8.2017)
2. <https://m.ufhealth.org/sites/default/files/graphics/images/en/9680.jpg> (Pristupljeno 23.8.2017.)
3. <https://groups.csail.mit.edu/netmit/IMDShield/> (Pristupljeno 31.7.2017.)
4. [http://resources.ama.uk.com/glowm www/graphics/figures/v1/0810/011f.jpg](http://resources.ama.uk.com/glowm/www/graphics/figures/v1/0810/011f.jpg) (Pristupljeno 21.8.2017.)
5. <http://wiringdiagram.uggbootslondon.com/defibrillator-circuit-diagram/> (Pristupljeno 19.8.2017.)
6. [https://www.wikidoc.org/index.php/Artificial\\_pacemaker](https://www.wikidoc.org/index.php/Artificial_pacemaker) (Pristupljeno 22.8.2017.)
6. <http://www.beacmed.eu/szczegoly.php?id=11&prod=87> (Pristupljeno 24.8.2017.)
7. <http://www.og-wellness.com/products/physiotherapy/pulsecurve.html> (Pristupljeno 24.8.2017.)
8. <http://www.itechmedicaldivision.com/en/mio-vein.php> (Pristupljeno 24.8.2017.)
9. <http://www.carci.net/produto/eletroestimulador-fes-tens-2-canais/> (Pristupljeno 24.8.2017.)
10. <http://www.bostonscientific.com/en-US/products/pacemakers.html> (Pristupljeno 25.8.2017.)
11. <http://www.ibramed.com.br/public/produto/Physical-Rehabilitation/Neurodyn-Portable-TENS-FES> (Pristupljeno 25.8.2017.)
12. <http://l300go.com/> (Pristupljeno 26.8.2017.)
13. <http://www.emsrevolution.com/> (Pristupljeno 26.8.2017.)

## KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

*Redni broj:***RBR***Identifikacioni broj:***IBR***Tip dokumentacije:***TD**

Monografska dokumentacija

*Tip zapisa:***TZ**

Tekstualni štampani materijal

**Vrsta rada:****VR**

Diplomski rad

*Autor:***AU**

Mladen Babić, 53/12

*Mentor:***MN**

Prof. dr Platon Sovilj / Prof. dr Olivera Klisurić

*Naslov rada:***NR**

Električni stimulatori

*Jezik publikacije:***JP**

srpski (latinica)

*Jezik izvoda:***JL**

srpski/engleski

*Zemlja publikovanja:***ZP**

Srbija

*Uže geografsko područje:***UGP**

Vojvodina

*Godina:***GO**

2017

*Izdavač:***IZ**

Autorski reprint

*Mesto i adresa:***MA**

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

*Fizički opis rada:***FO**

Broj poglavlja/Broj strana/Broj tabela/Broj slika/Broj referenci/Broj priloga 8/37/8/28/20/0

*Naučna oblast:***NO**

Fizika

*Naučna disciplina:***ND**

Medicinska fizika

*Predmetna odrednica/klučne reči:***PO**

Stimulacija, FES, TENS

**UDK***Čuva se:***ČU**

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

*Važna napomena:***VN**

nema

*Izvod:***IZ**

U ovom radu su prikazane fizičke osnove električnih stimulatora kao i princip njihovog rada. Jedno poglavlje rada je posvećeno najčešćim primenama u kliničkoj praksi dok je jedno posvećeno aktuelnim inovacijama. Takođe, prikazani su sistemi koji se koriste u električnoj stimulaciji, sa osvrtom na njihovu strukturu. Ovi prikazi su dodatno ilustrovani primerima dostupnih komercijalnih uređaja.

*Datum prihvatanja teme od NN veća:***DP***Datum odbrane:***DO**

*Članovi komisije:*

**KO**

*Predsednik:*

Prof. dr Maja Stojanović, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad

*član:*

Prof. dr Platon Sovilj, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad

*član:*

Prof. dr Olivera Klisurić, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad

*član:*

Doc. dr Jovana Nikolov, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad

## KEY WORDS DOCUMENTATION

*Accession number:***ANO***Identification number:***INO***Document type:***DT**

Monograph publication

*Type of record:***TR**

Textual printed material

*Content code:***CC**

Final paper

*Author:***AU**

Mladen Babić

*Mentor/comentor:***MN**

Prof. dr Platon Sovilj / Prof. dr Olivera Klisurić

*Title:***TI**

Electric stimulators

*Language of text:***LT**

Serbian (Latin)

*Language of abstract:***LA**

English

*Country of publication:***CP**

Serbia

*Locality of publication:***LP**

Vojvodina

*Publication year:***PY**

2017

*Publisher:***PU**

Author's reprint

*Publication place:***PP**

Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi

*Physical description:*

Sad

**PD**

8/37/8/28/20/0

*Scientific field:***SF**

Physics

*Scientific discipline:*

Medical Physics

**SD***Subject/ Key words:*

FES, TENS, stimulation

**SKW****UC***Holding data:*

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

**HD***Note:*

none

**N***Abstract:***AB**

In this paper, physical basics of electric stimulation as well as methodology of their work have been shown. One chapter has been dedicated to most commonly known uses in medical practice and another one for actual innovations in the field of electric stimulation. Also, systems used in electrical stimulation, with special emphasis on their structure, have been shown. These views have been further illustrated with examples of available commercial devices.

*Accepted by the Scientific Board:***ASB***Defended on:***DE**

*Mladen Babić*

*Električni stimulatori*

*Thesis defend board:*

**DB**

*President:*

Ph.D. Maja Stojanović, associate professor, Faculty of Sciences, Novi Sad  
Ph.D. Platon Sovilj, associate professor, Faculty of Technical Sciences,  
Novi Sad

*Member:*

Ph.D. Olivera Klisurić, associate professor, Faculty of Sciences, Novi Sad  
Ph.D. Jovana Nikolov, assistant professor, Faculty of Sciences, Novi Sad