



Sveučilište u Zagrebu
Fakultet elektrotehnike i računarstva
Biomedicinska instrumentacija



Biomedicinska instrumentacija

P2 – Električna stimulacija

Ak.god. 2009./2010.

prof.dr.sc. Ratko Magjarević

Električna stimulacija

- Djelovanje električne struje na podražljive stanice i tkiva:
 - mišićne stanice
 - živčane stanice

pogodno je jer se može izvesti uz pomoć elektroda, a električki parametri se mogu lako kontrolirati

- Koji su drugi mogući načini podraživanja mišića i živaca?
- Koji su ciljevi električkog podraživanja tkiva?

Električna stimulacija - sistematizacija

po funkciji

- Dijagnostička
 - brzina provođenja živaca, osjetljivost...
- Terapijska
 - rehabilitacija, funkcijska elektrostimulacija skeletnih mišića, elektrostimulacija srca (engl. *pacinig*), defibrilacija...

po trajanju stimulacije

- Privremena
 - kratkotrajna, povremena kratkotrajna -> npr. rehabilitacija, defibrilacija, potiskivanje boli; površinske ili potkožne elektrode
- Trajna
 - održavanje vitalnih funkcija (srce, dijafragma), poboljšanje kvalitete života (duboka stim. mozga, "rate adaptive pacing", potiskivanje boli...); implantacija uređaja i elektroda

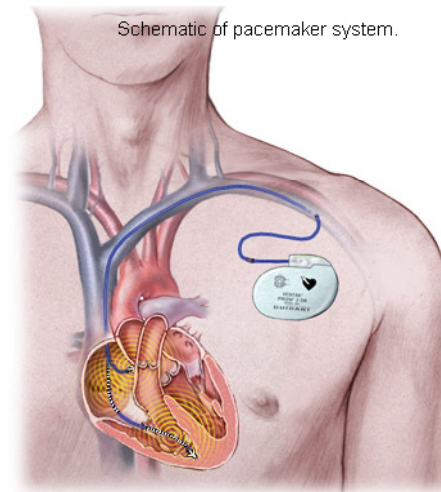
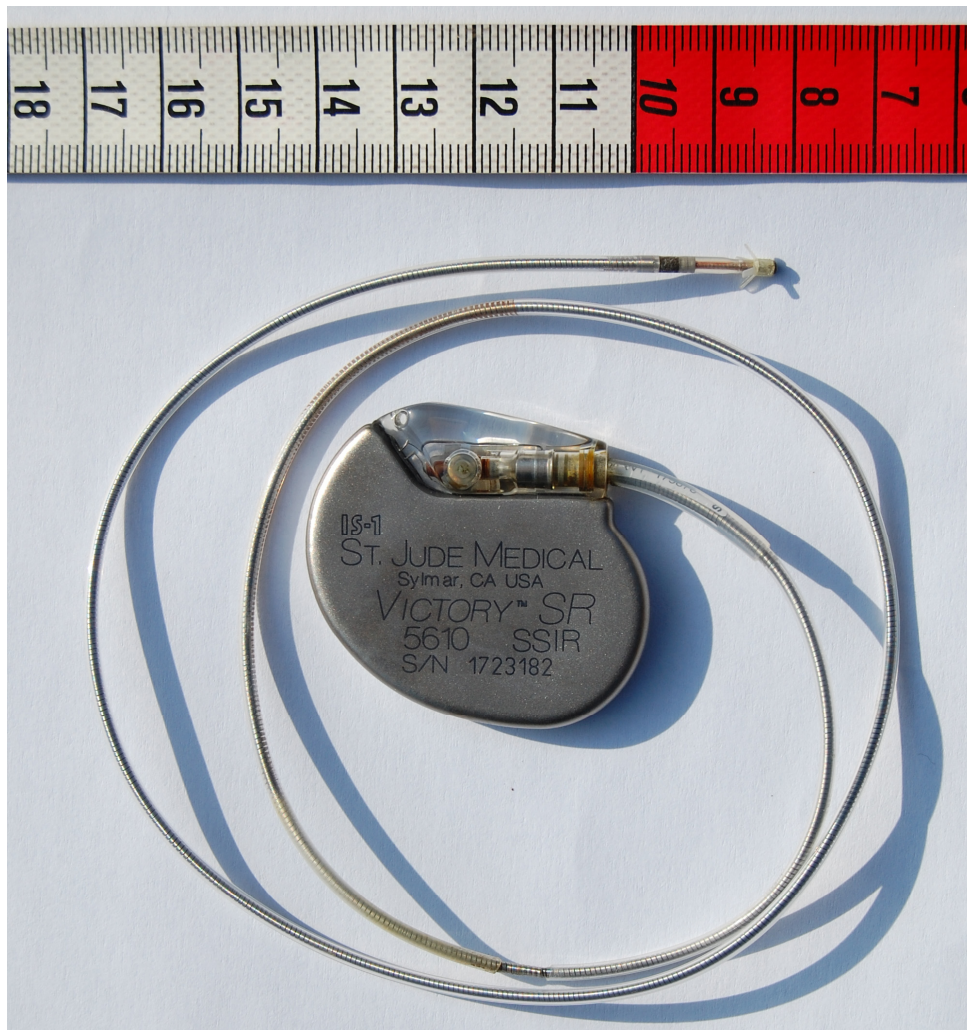
po smještaju stimulatora

- Vanjska (eksterna)
- Ugradnja (implantacija)

Električna stimulacija - sistematizacija

- po organu ili sustavu koji se stimulira
 - srce -> povremeni ili trajni nepravilan rad srca, prestanak rada, fibrilacija
 - mišići -> omogućavanje pokreta (ekstremiteta ili dijafragme), liječenje inkontinencije,
 - mozak i živčani sustav -> nadomjestak ili pojačanje osjeta, liječenje bolesti (epilepsija, hipertonija) ili simptoma (bol, tremor, disanje)
 - kosti -> pospješivanje cijeljenja kostiju
 - ostali organi

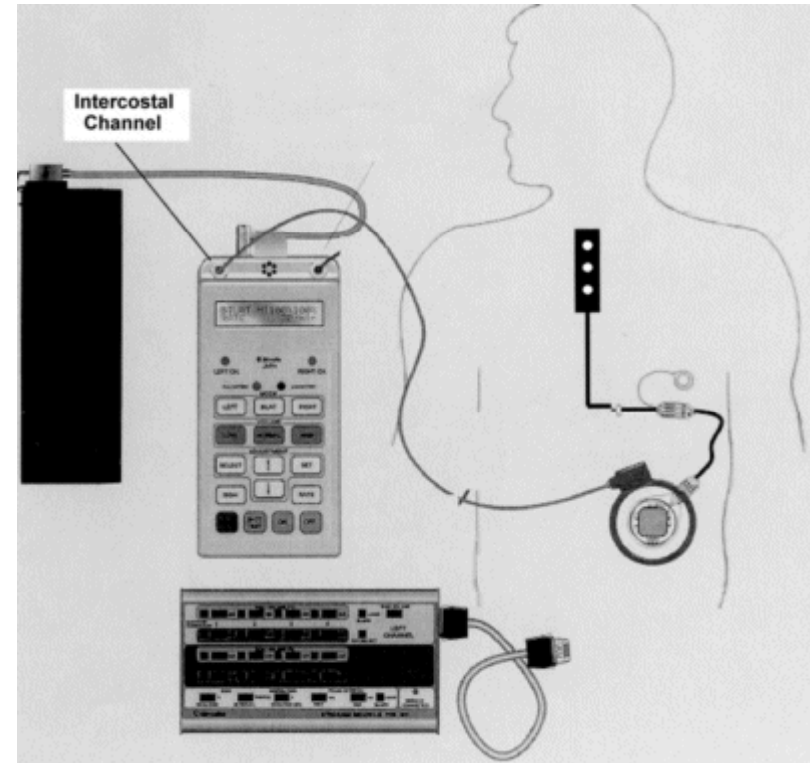
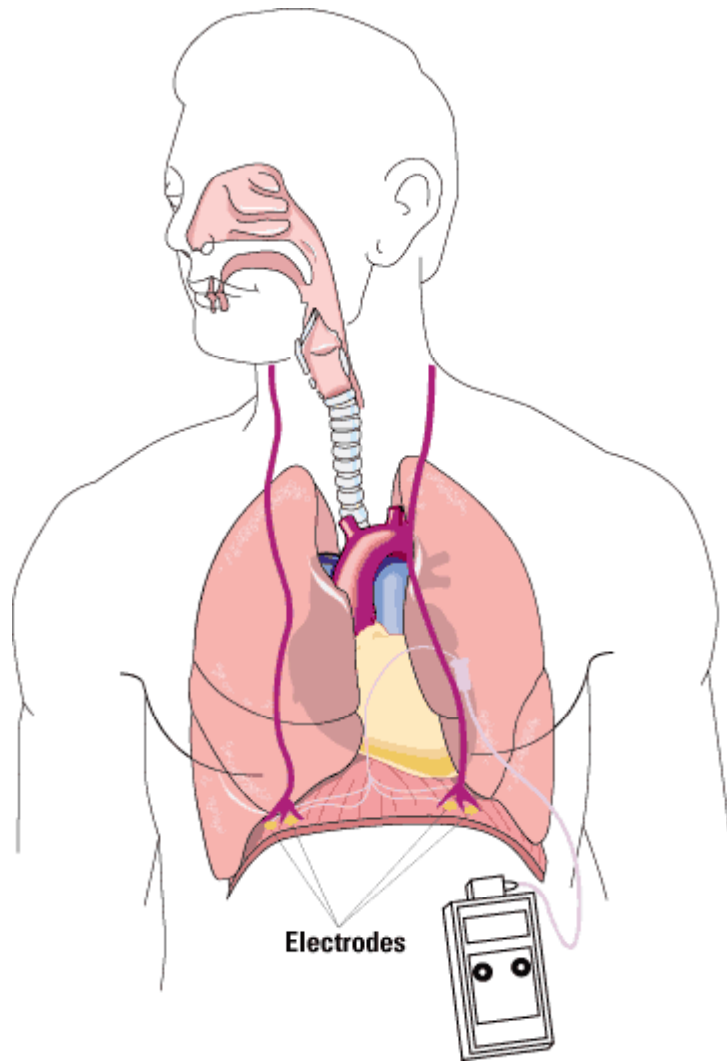
Implantabilni elektrostimulator srca



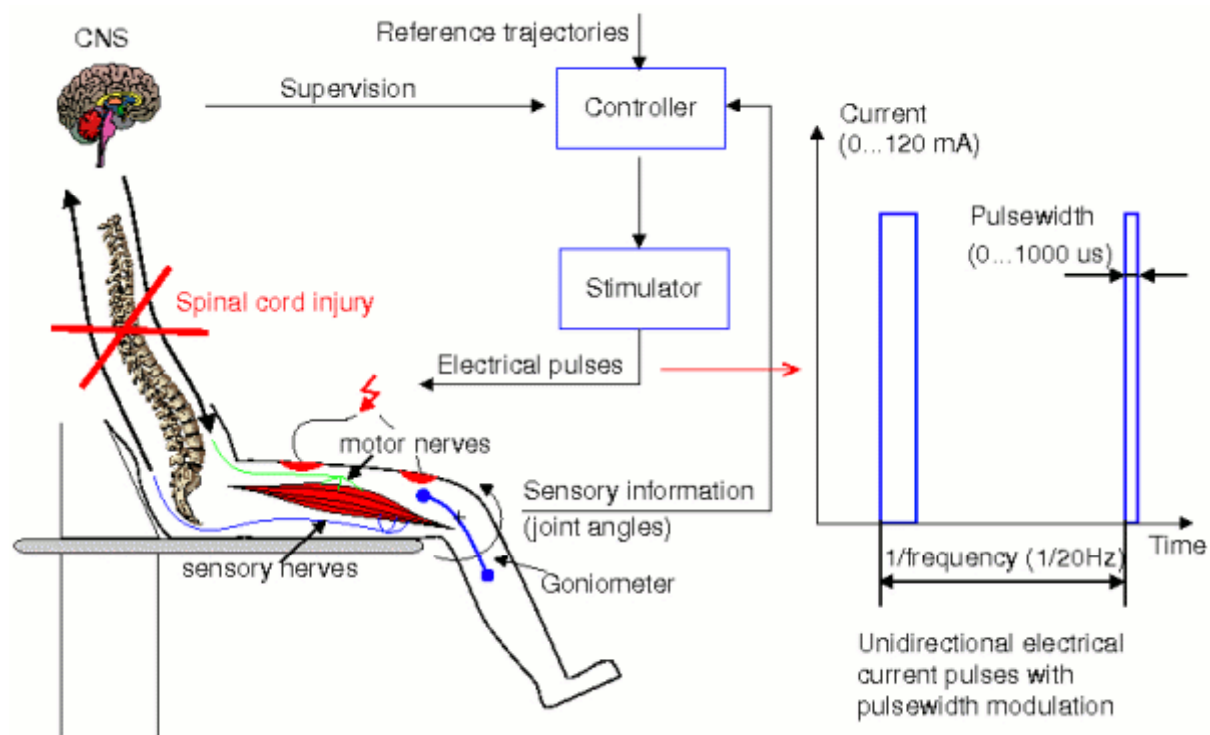
Defibrilatori



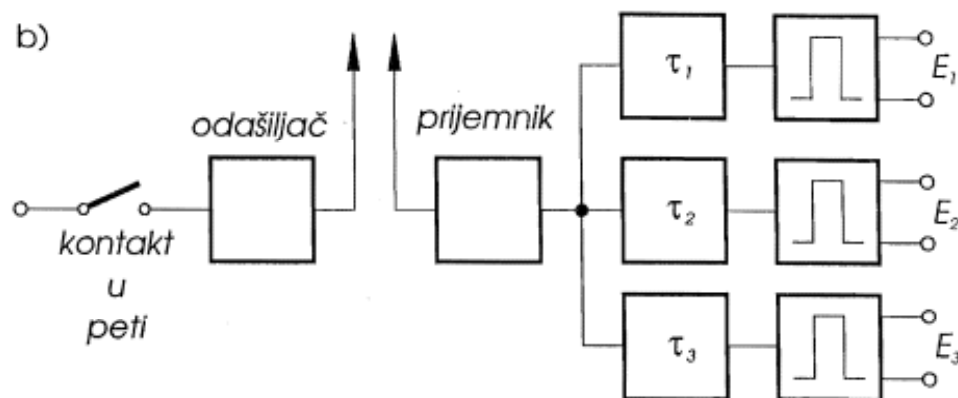
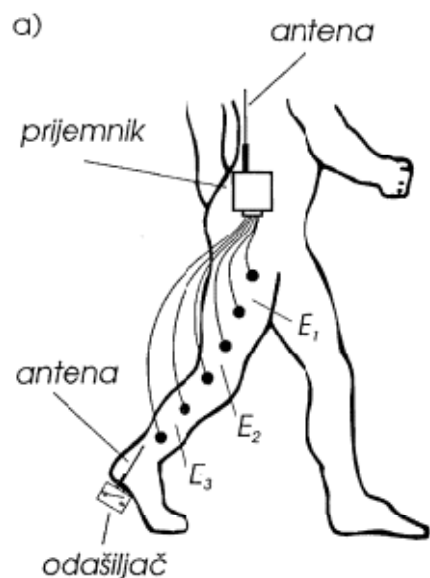
Stimulacija dijafragme



Funkcijska električna stimulacija

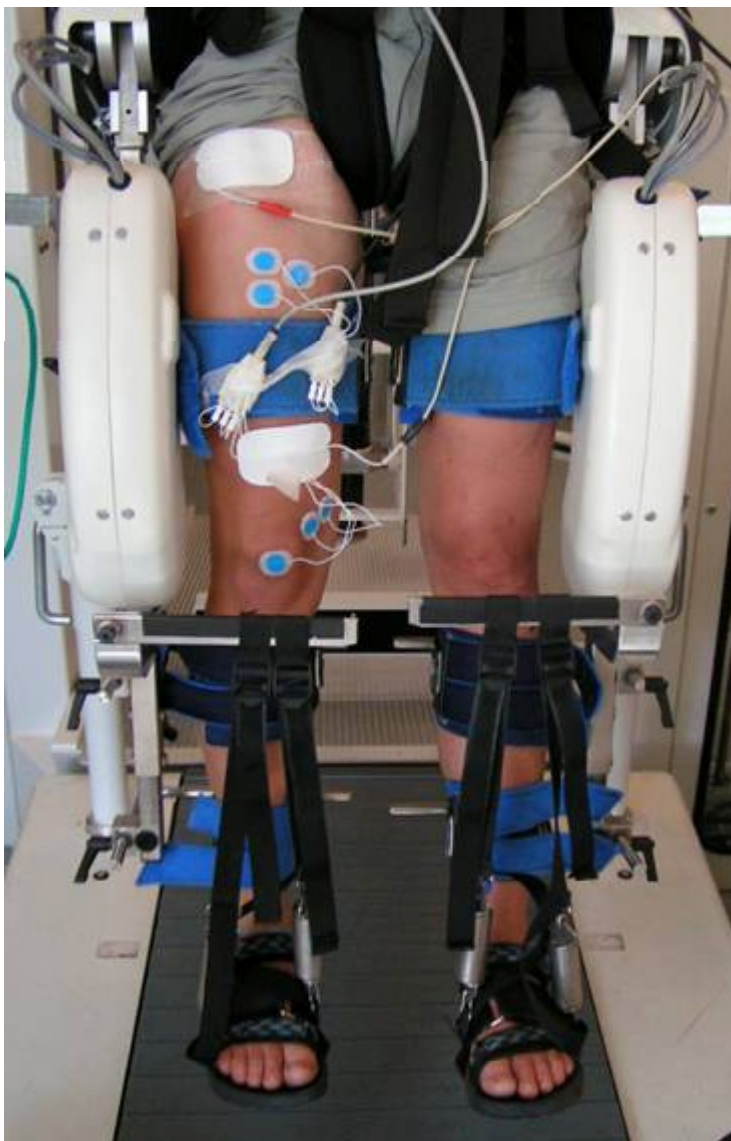


El. stim. – implantabilni FES

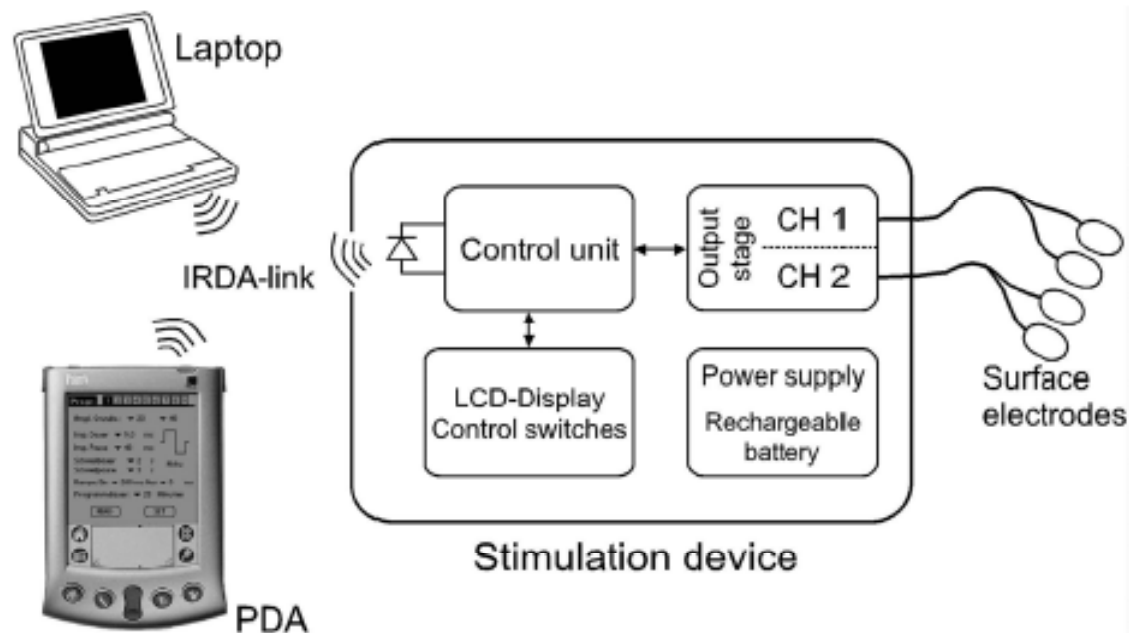


- a) Peronealna proteza – el. impulsi sinkronizirani su s pomoću sklopke u peti pacijentove obuće
- b) Blok shema trokanalnog implantiranog stimulatora; stimulusi na parove elektroda slijede uz različita vremena kašnjenja, radi sinkronizacije rada mišića za postizanje pokreta

Funkcijska električna stimulacija

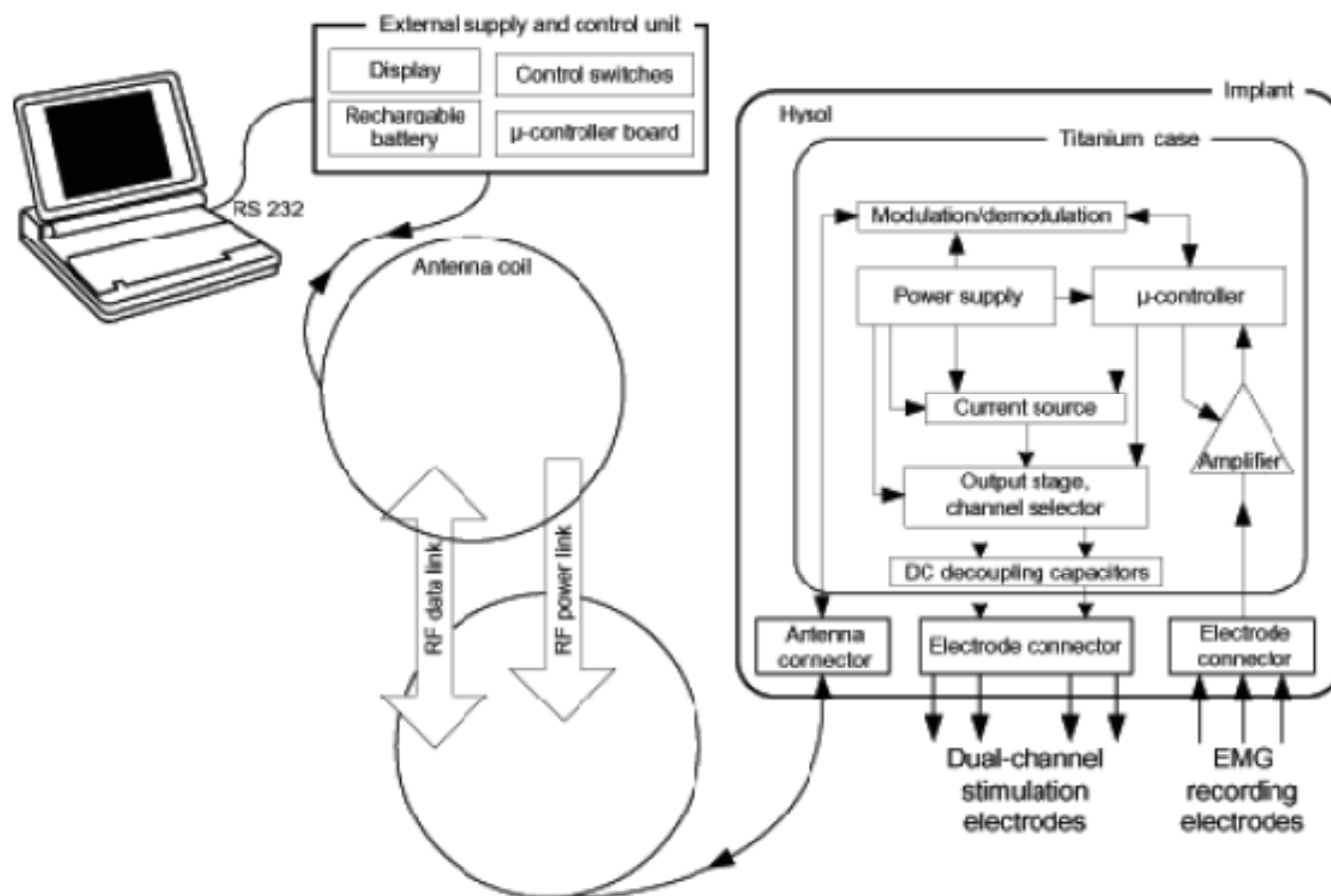


Biomedicinska instrumentacija



- Dvokanalni površinski električki stimulator za denervirane mišiće – postavljanje parametara električke stimulacije

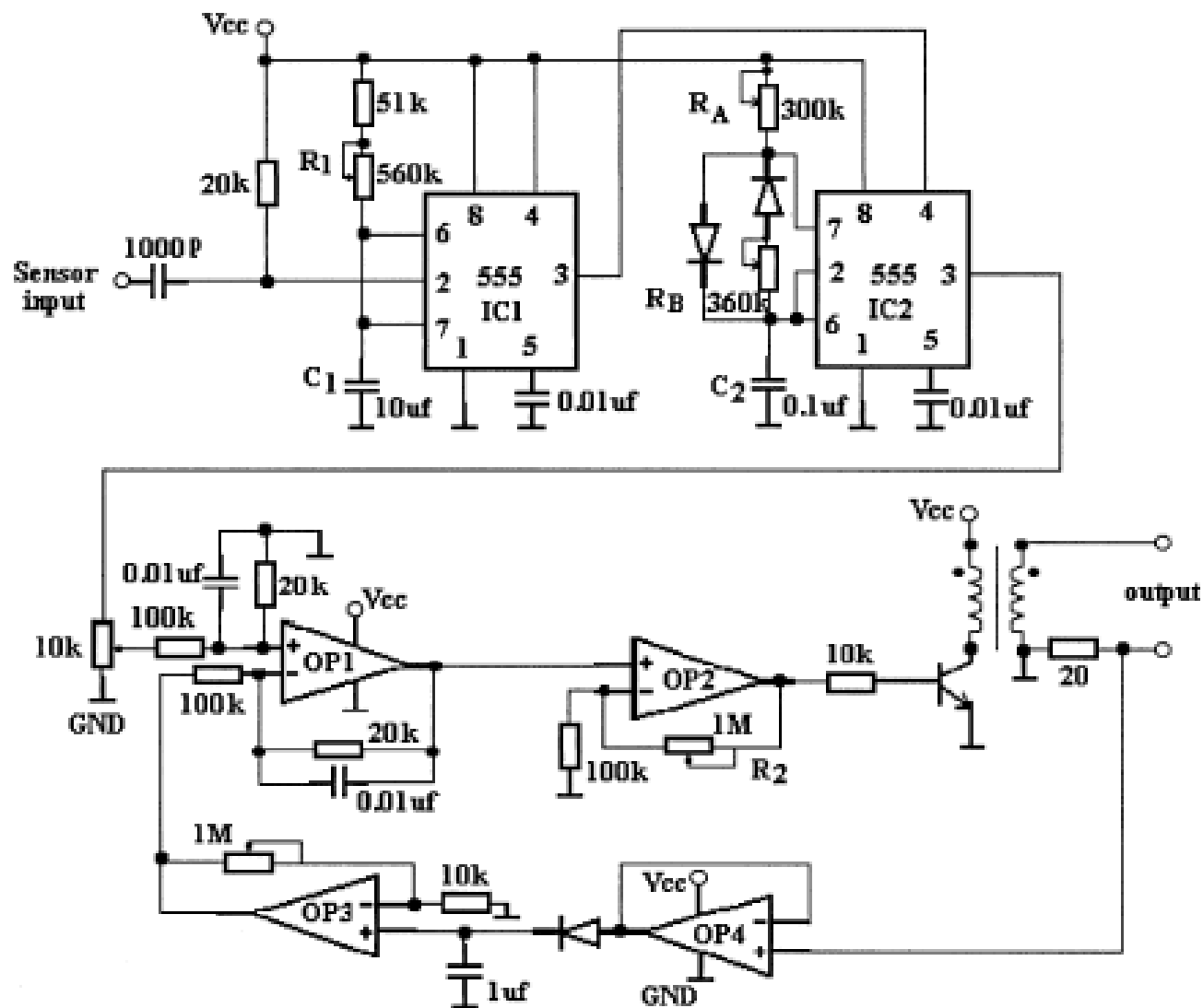
Blok shema stimulatora



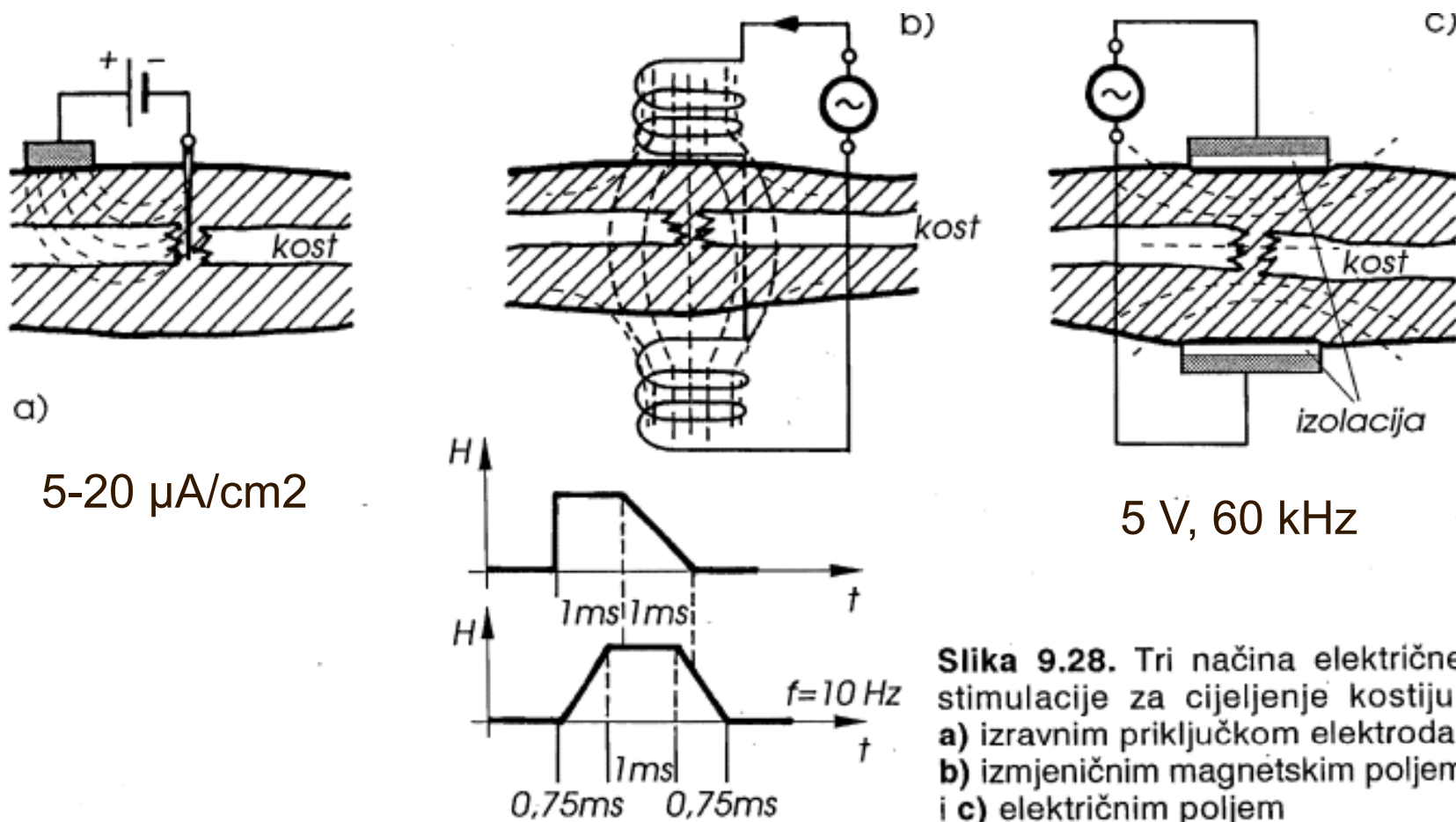
- Dvokanalni električki stimulator za stimulacije denerviranih mišića – implantirani i upravljački dio

Električna shema stimulatora

- Jednokanalni el. stimulator s galvanskim odvajanjem



El. stimulacija za rast biol. tkiva



Grada mišića

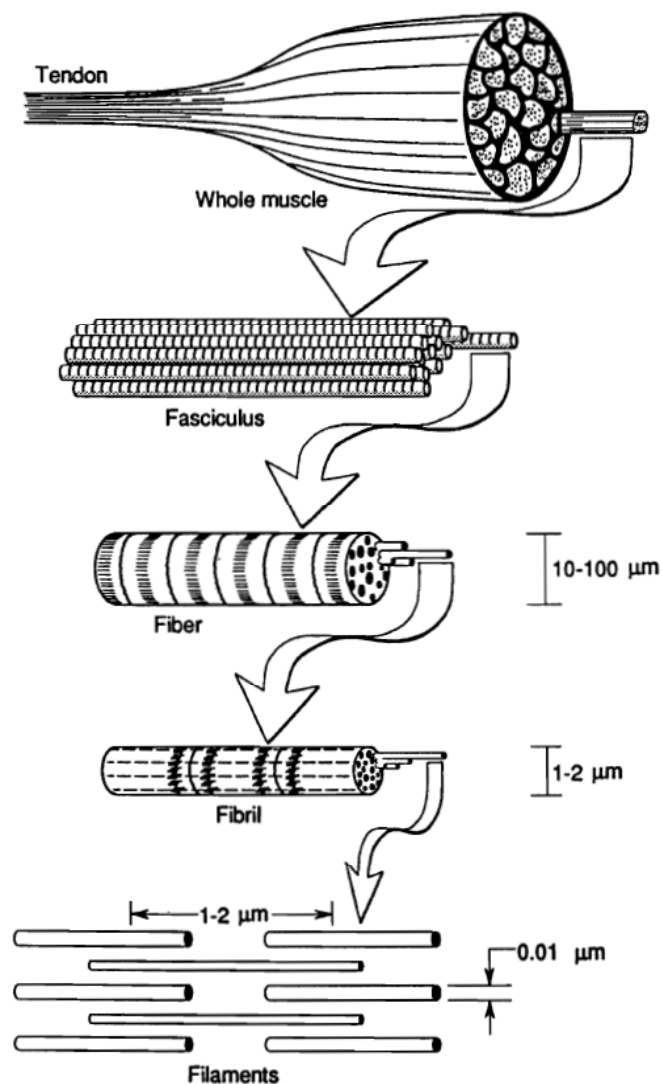
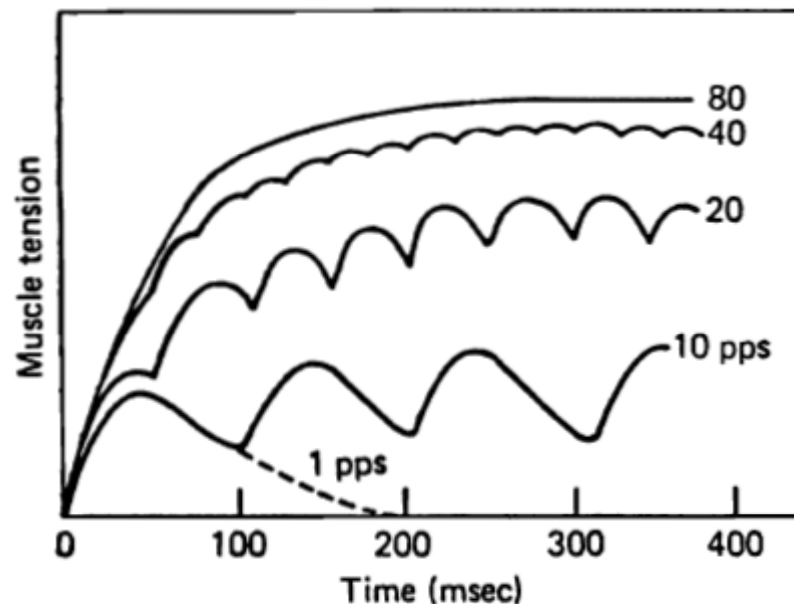


Figure 3.23 Skeletal muscle and filament structure of striated muscle.

- Mišići su izvršni elementi u biološkom sustavu (aktuatori)
- Izvršenje (neke radnje) postiže se skraćivanjem mišića (kontrakcijom)
- Neposredni uzrok kontrakcije je akcijski potencijal koji se širi od neuromuskularne veze duž mišićnog vlakna
- Kad se mišić podraži električnim impulsom, pojedinačni fibrili (vlakna) se skraćuju i uzrokuju trzaj mišića

Frekvencija podražaja

- Prilikom stimulacije, povećanjem frekvencije stimulacije, više nije moguće razlikovati pojedinačne trzaje uzrokovane stimulusima (impulsima). Kažemo da je nastupila tetanička kontrakcija.
- Na samom mišiću više se ne vide pojedinačni trzaji, već je mišić napet i gladak (uočiti malu razliku između napetosti kod stimulacije frekvencijom impulsa od 40 Hz i 80 Hz)



**Kod električne
stimulacije tkiva, kakvu
zapravo reakciju
(odgovor) mišića
želimo?**

Figure 3.24 Effects of AP rate on muscle tension. [Adapted from McNeal and Bowman (1985a). Reprinted by permission from *Neural Stimulation*, vol. II. CRC Press Inc., Boca Raton, FL.]

Modeliranje podražljivosti

- Stanična membrana odnosno izolirani segment podražljivog tkiva može se modelirati linearnim električkim sklopom koji se sastoji od paralelnog spoja otpornosti r_m i kapacitivnosti C_m membrane, pa je ukupna struja podraživanja jednaka

$$i(t) = i_c(t) + i_R(t) \quad \text{a napon na membrani jednak}$$

$$\frac{1}{C_m} \int i_c(t) dt = i_R(t)R$$

Ako se takva membrana pobudi pravokutnim strujnim impulsom $i(t) = I$ (za $t \geq 0$), napon na membrani rasti će po eksponencijalnom zakonu

$$v_m(t) = i_R(t)R = IR(1 - e^{-t/\tau_m})$$

gdje je τ_m vremenska konstanta membrane. Ako je za podraživanje (depolarizaciju) stanice potrebno postići napon podraživanja V_T , može se odrediti kolika je minimalno potrebna struja za podraživanje navedene stanice odnosno navedenog tkiva

$$I_T = \frac{V_T/R}{1 - e^{-t/\tau_m}}$$

Modeliranje podražljivosti

Za beskonačno dugi strujni impuls ($t \rightarrow \infty$), jakost strujnog impulsa mora dosegnuti vrijednost $I(t \rightarrow \infty) = I_0 = V_T/R$. Struja I_0 naziva se **strujom reobaze**.

Može se odrediti i minimalni naboj Q_0 potreban za postizanje praga stimulacije:

$$Q_T = I_T t = \frac{I_0 t}{1 - e^{-t/\tau_m}}$$

Minimalni naboj Q_0 postiže se za vrlo kratke impulse, tj. kad $t \rightarrow 0$

$$\frac{Q_T}{Q_0} = \frac{t/\tau_m}{1 - e^{-t/\tau_m}}$$

Normalizirana energija potrebna za podraživanje je:

$$\frac{E_T}{I_0^2 R} = \frac{t}{(1 - e^{-t/\tau_m})^2}$$

odnosno može se izračunati minimalna energija potrebna za podraživanje za $t = 1,25 \tau_e$, gdje je τ_e **vrijeme kronaksije**

$$E_0 = 2.46 I_0^2 R \tau_e$$

Intenzitetno-vremenska krivulja

ili skraćeno I – t krivulja, normalizirana na vrijeme kronaksije za struju, naboj i energiju

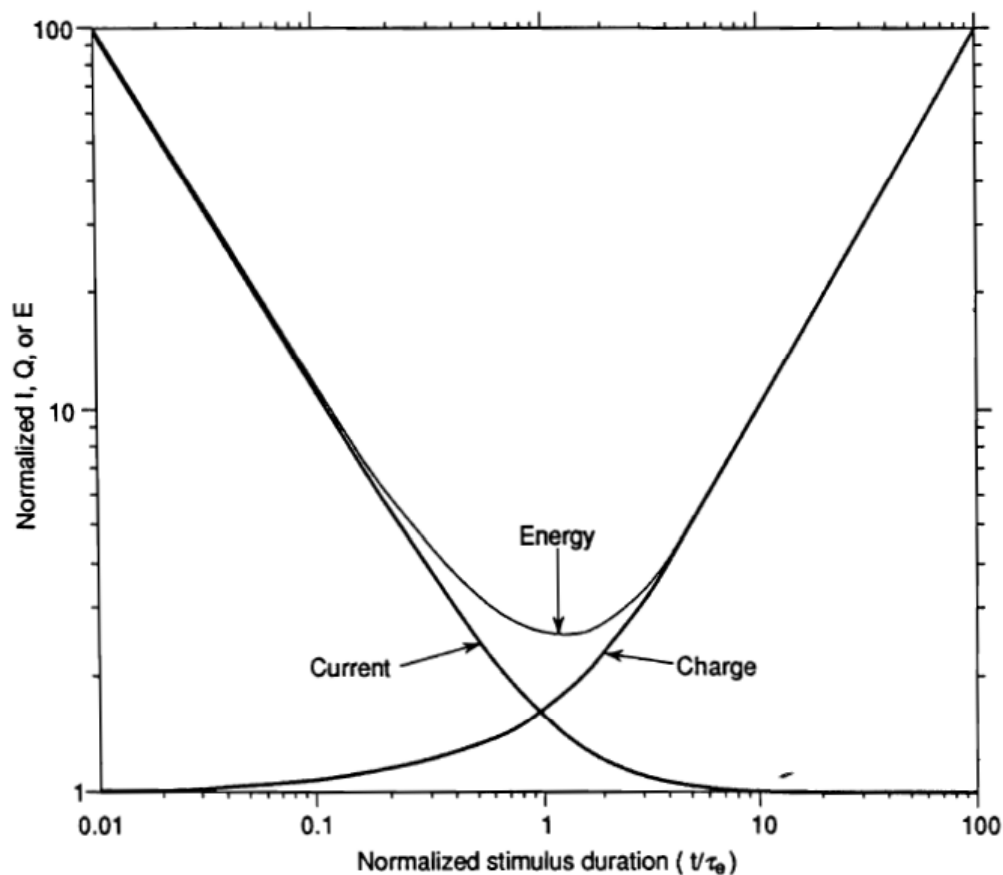


Figure 4.2 Calculated strength-duration relationships for square-wave monophasic current.

Empirijski model podražljivosti

- Pojmovi "struja reobaze" i "vrijeme kronaksije" potječu iz prvog, eksperimentalnog modela podražljivosti, koji je opisan hiperbolnom funkcijom:

$$I_T = I_0 \left(1 + \frac{\tau_e}{t} \right)$$

$$I_T = I_0 \left[1 - \exp\left(\frac{-t}{\tau_e}\right) \right]^{-1}$$

$$Q_T = Q_0 \left(1 + \frac{t}{\tau_e} \right)$$

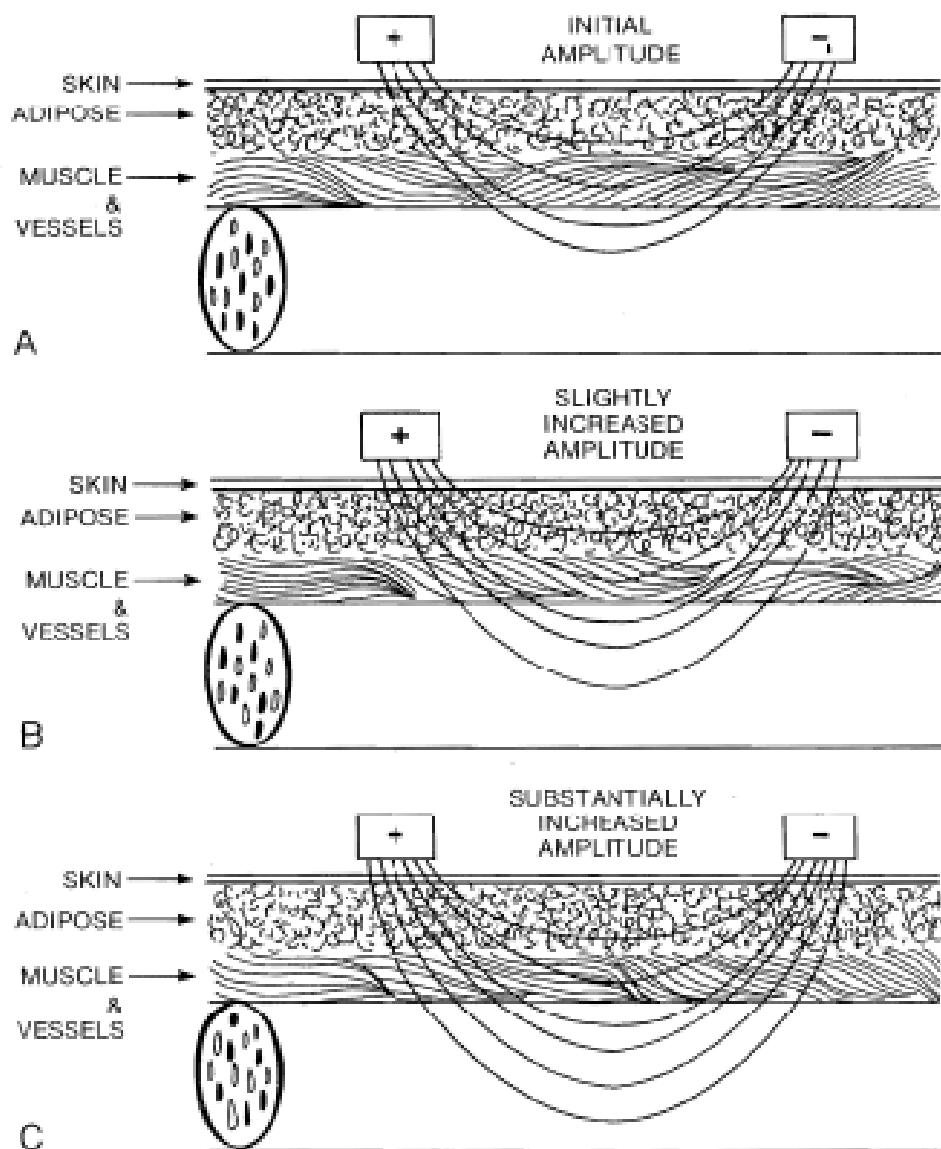
Reobaza = I_0

Kronaksija = τ_e (empirički model)

Kronaksija = $\tau_e \ln 2$ (eksponencijalna formula)

$$\tau_e = \frac{Q_0}{I_0}$$

Prodiranje stimulusa



- Pojačavanjem intenziteta stimulusa povećava se dubina prodiranja struje i broj vlakana obuhvaćen stimulacijom

Valni oblici stimulusa

➤ Diskusija:

- Zašto se za stimulaciju upotrebljavaju baš pravokutni impulsi?
- Upotrebljavaju li se i drugi valni oblici stimulusa?

Valni oblici stimulusa

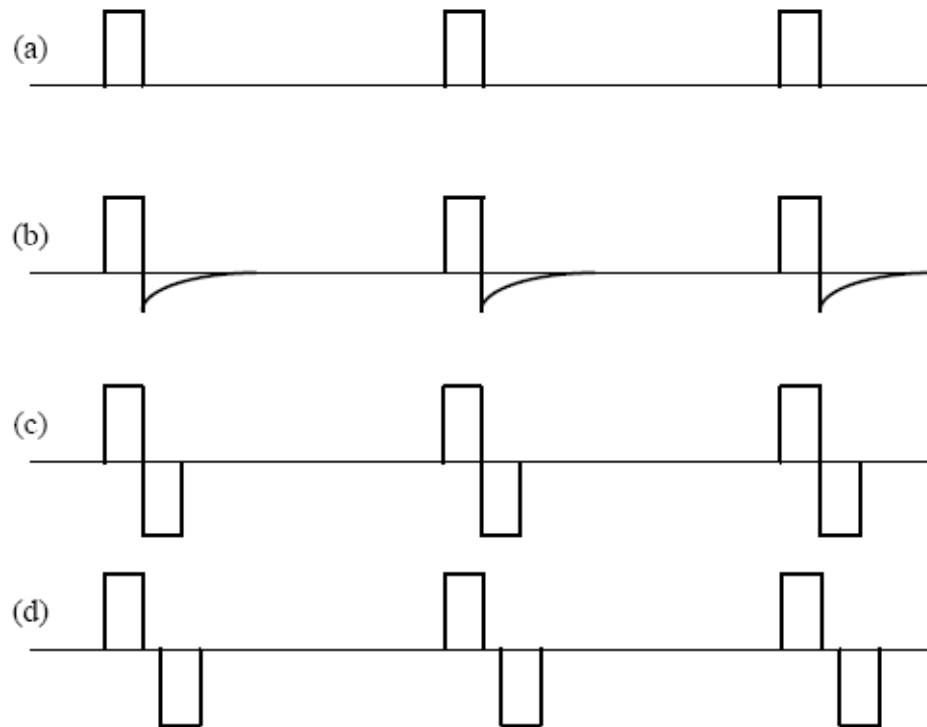
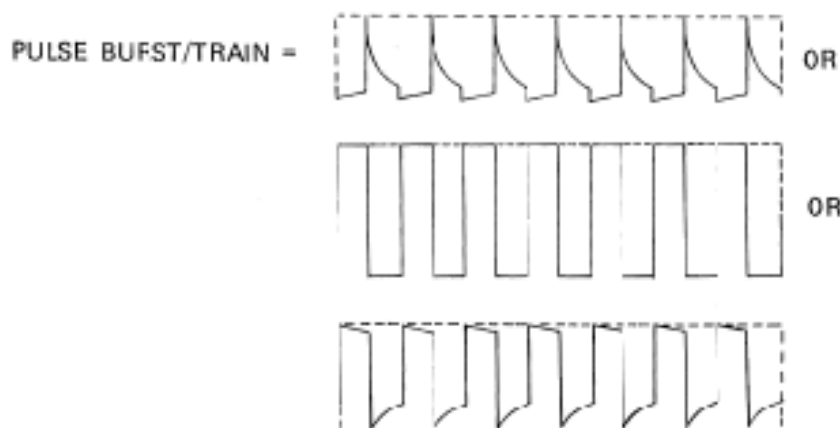


Fig. 3. Common stimulus output trains: (a) Monophasic (b) Asymmetric biphasic (c) Symmetric biphasic (d) Symmetric biphasic with interpulse interval.

- Najčešće se upotrebljavaju pravokutni oblici impulsa
- Trajanje i amplituda impulsa izabiru se sukladno vremensko-intenzitetskoj krivulji za pojedini mišić/skupinu mišića ili živac

Potiskivanje boli el. stimulacijom



- Tipični valni oblici i parametri koji se koriste za potiskivanje boli električkom stimulacijom

TABLE 6-1. Summary of Recommended Baseline Settings for Modes of Stimulation

High-Rate Conventional Mode	Low-Rate, Acupuncture-like Mode	Brief, Intense Mode
A = strong, comfortable sensory stimulation	A = visible muscle twitches	A = strong sensory stimulation; muscle fasciculations may occur
W = less than 200 μ sec; 40–60 μ sec base	W = 200–300 μ sec	W = 150 μ sec
R = 70–150 pps; 80/85 pps base	R = 1–4 pps (single impulse) or 7 pulses each at 2–4 burst/sec (pulse burst/train) (no longer than 45 min)	R = 150 pps (no longer than 15 min each period with 2–3 min off/rest period, 15 min may be repeated. Sequence until procedure completed)

Ovisnost podražljivosti o polaritetu impulsa

➤ Katodna vs. anodna stimulacija

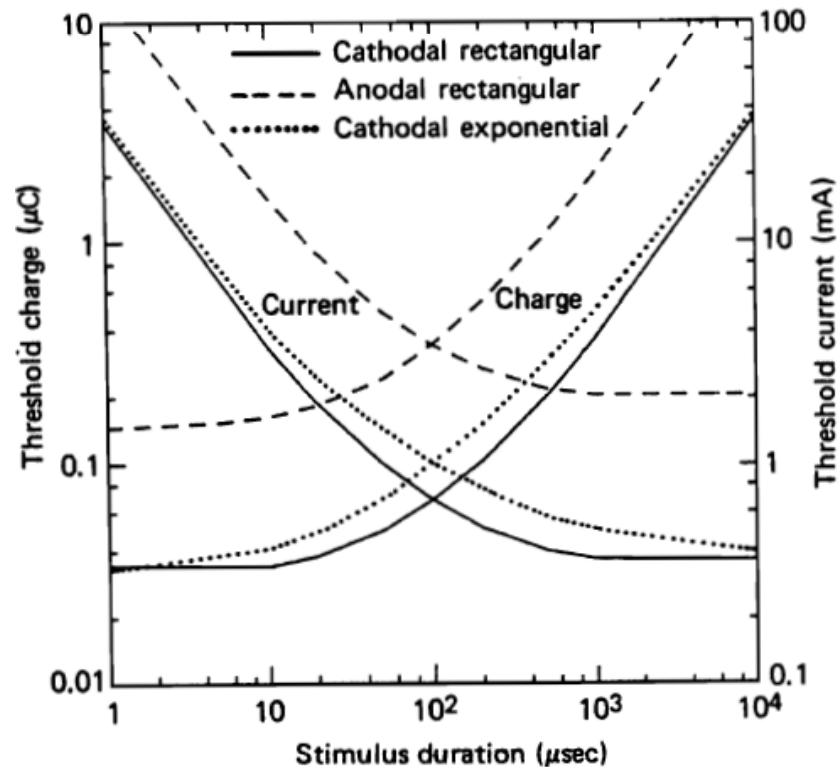


Figure 4.14 Myelinated nerve model strength-duration curves for monophasic stimuli. The left vertical axis indicates threshold charge for AP initiation. The right vertical axis indicates threshold current. The horizontal axis represents pulse duration for a rectangular stimulus or decay time constant for an exponential stimulus. (From Reilly et al., 1985.)

Ovisnost podražljivosti o valnom obliku impulsa

- Monopolarni vs. bipolarni impulsi; sinusne struje

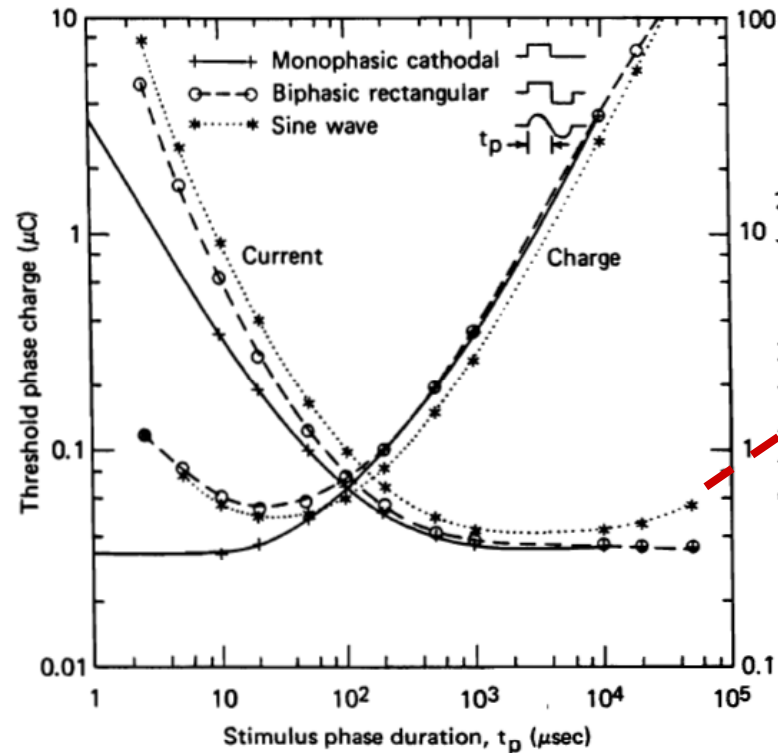


Figure 4.15 Strength-duration relationships derived from the myelinated nerve model: current thresholds and charge thresholds for single-pulse monophasic and for single-cycle biphasic stimuli with initial cathodal phase, point electrode 2 mm distant from 20- μ m fiber. Threshold current refers to the peak of the stimulus waveform. Charge refers to a single phase for biphasic stimuli. (From Reilly et al., 1985.)

Ekstrapolacija za sinusne struje

Koliko je trajanje poluperiode sinusne struje za postizanje maksimalne podražljivosti?

Ovisnost podražljivosti o valnom obliku impulsa

- Monopolarni vs. bipolarni impulsi, trajanje impulsa i razmak među impulsima

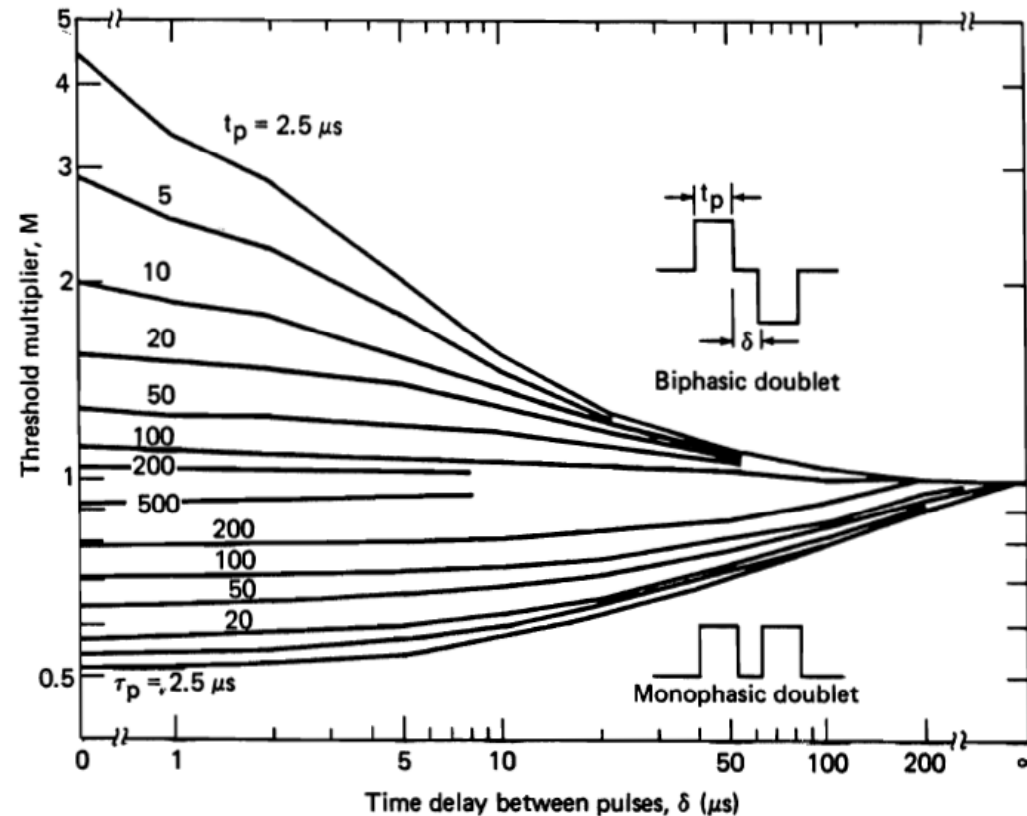


Figure 4.16 Threshold multipliers for biphasic and monophasic pulse doublets: Uniform field excitation of truncated axon. (From Reilly, 1988.)

$I - t$ krivulje za senzorske i motoričke reakcije

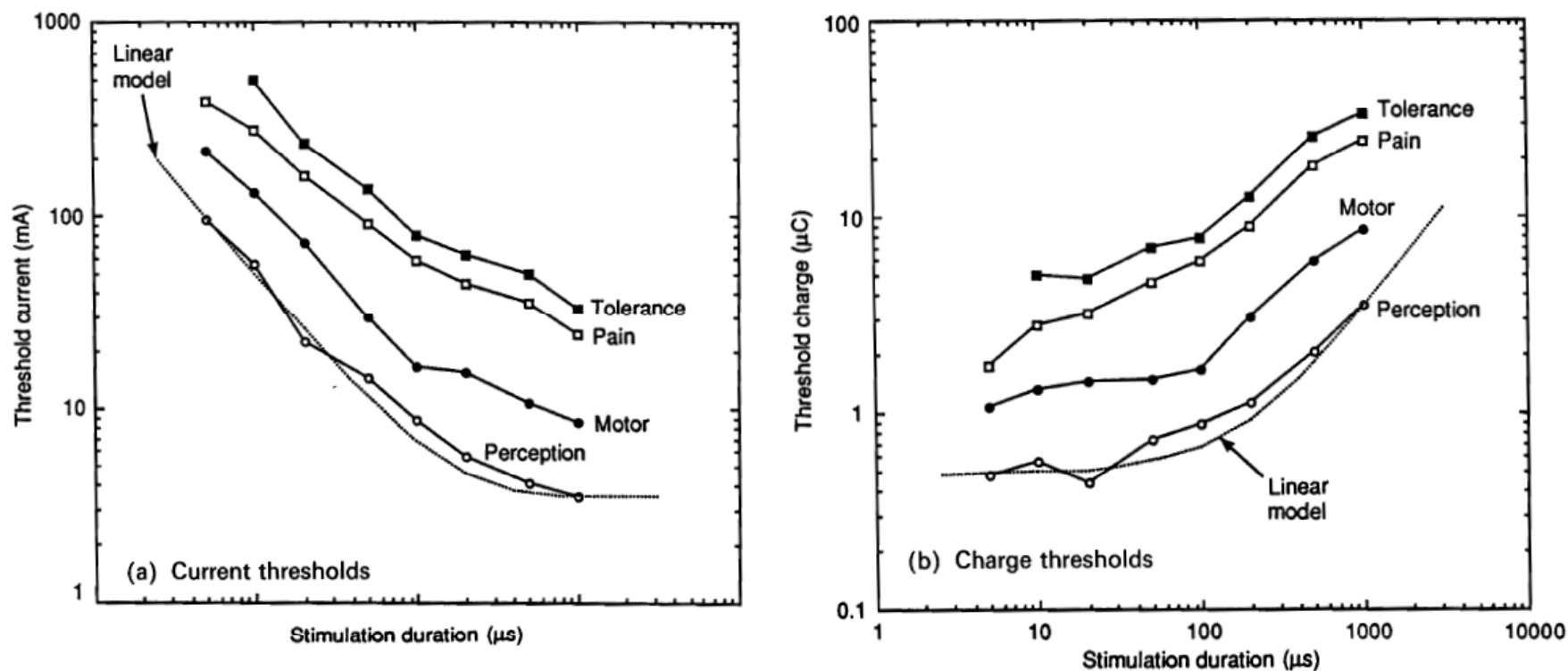


Figure 7.3 Strength-duration curves for sensory and motor reactions to square-wave pulses; forearm stimulation, 4-cm² electrode. (Data from Alon et al., 1983.)

Prag podražljivosti - primjer

Table 7.7. *Calculated sensory thresholds for single monophasic stimuli to finger or hand (threshold in μC for short-duration currents)*

Electrode area (cm^2)	Finger, hand threshold (μC)				Forearm threshold (μC)			
	Percept.	Annoy.	Pain.	Tol.	Percept.	Annoy.	Pain.	Tol.
0.01	0.11	0.25	0.39	0.78	0.09	0.31	0.48	0.97
0.1	0.16	0.37	0.56	1.14	0.19	0.66	1.04	2.08
1.0	0.23	0.53	0.81	1.63	0.41	1.43	2.24	4.49
10.0	0.34	0.78	1.19	2.41	0.88	3.08	4.84	9.68
100.0	0.51	1.17	1.79	3.62	1.89	6.62	10.40	20.79

Notes: Median threshold for adults. Contact to finger or hand. Brief-duration ($< 20\text{-}\mu\text{s}$) currents. Area power law = $\frac{1}{6}$ for finger/hand; $\frac{1}{3}$ for arm. Suprathreshold multiples from Table 7.2.

Literatura:

- A. Šantić, Biomedicinska elektronika, Šk. knjiga, 1995, str. 20-25 i 205-246.
- J. Malmivuo, R. Plonsey, Bioelectromagnetism, Oxford Press, 1995, www.bem.fi, poglavlje 21 (FES); poglavlje 23 (cardiac pacing); poglavlje 24 (defibrillation)
- S. Hamid and R. Hayek, Role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury: an overview <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2527422/>
- Mayr W, Bijak M, Rafolt D, Sauermann S, Unger E, Lanmueller H: Basic design and construction of the Vienna FES implants - existing solutions and prospects for new generations of implants. Medical Engineering and Physics 2001; 23: 53-60.