



Sveučilište u Zagrebu  
Fakultet elektrotehnike i računarstva  
**Biomedicinska instrumentacija**



# Biomedicinska instrumentacija

## P3 – Električna stimulacija

Ak.god. 2011./2012.

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

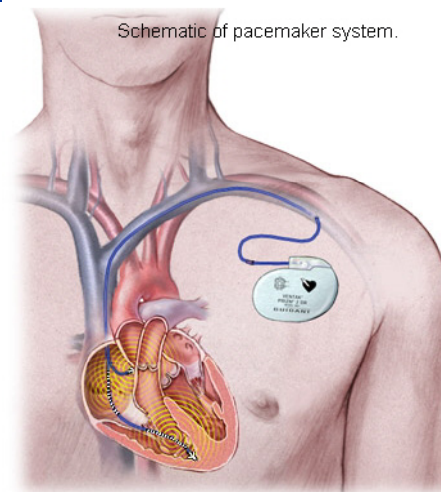
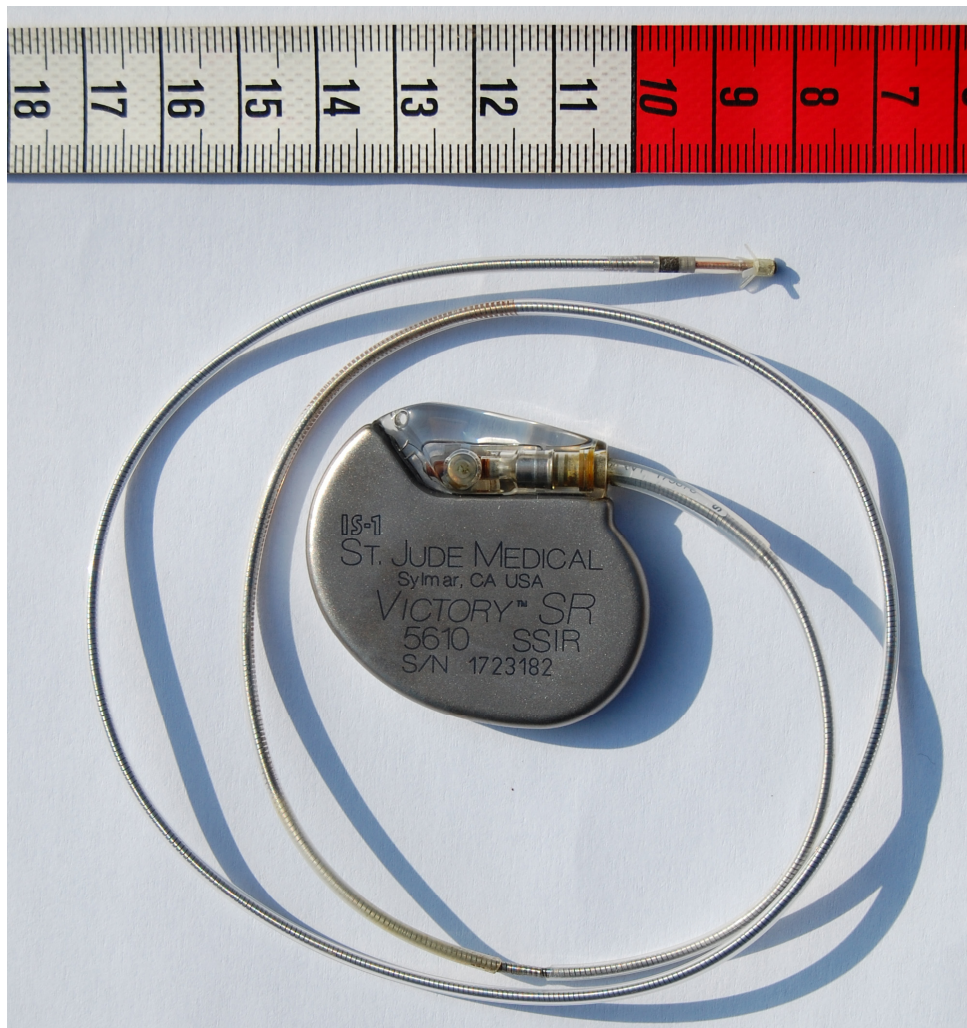
- Vanjska (eksterna)
- Ugradnja (implantacija)

# 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

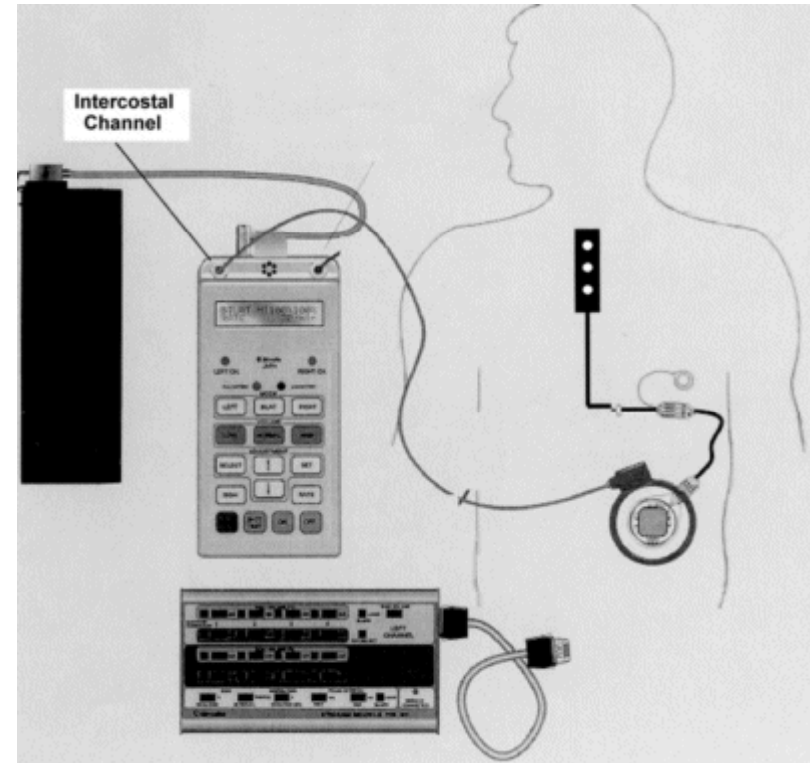
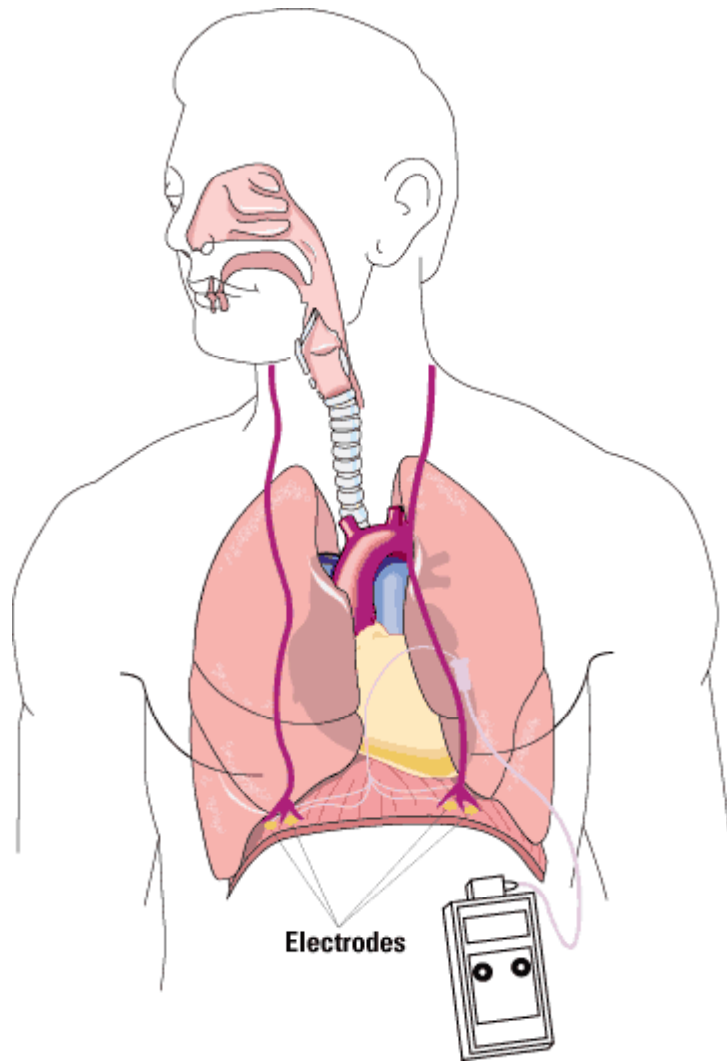
# Implantabilni elektrostimulator srca



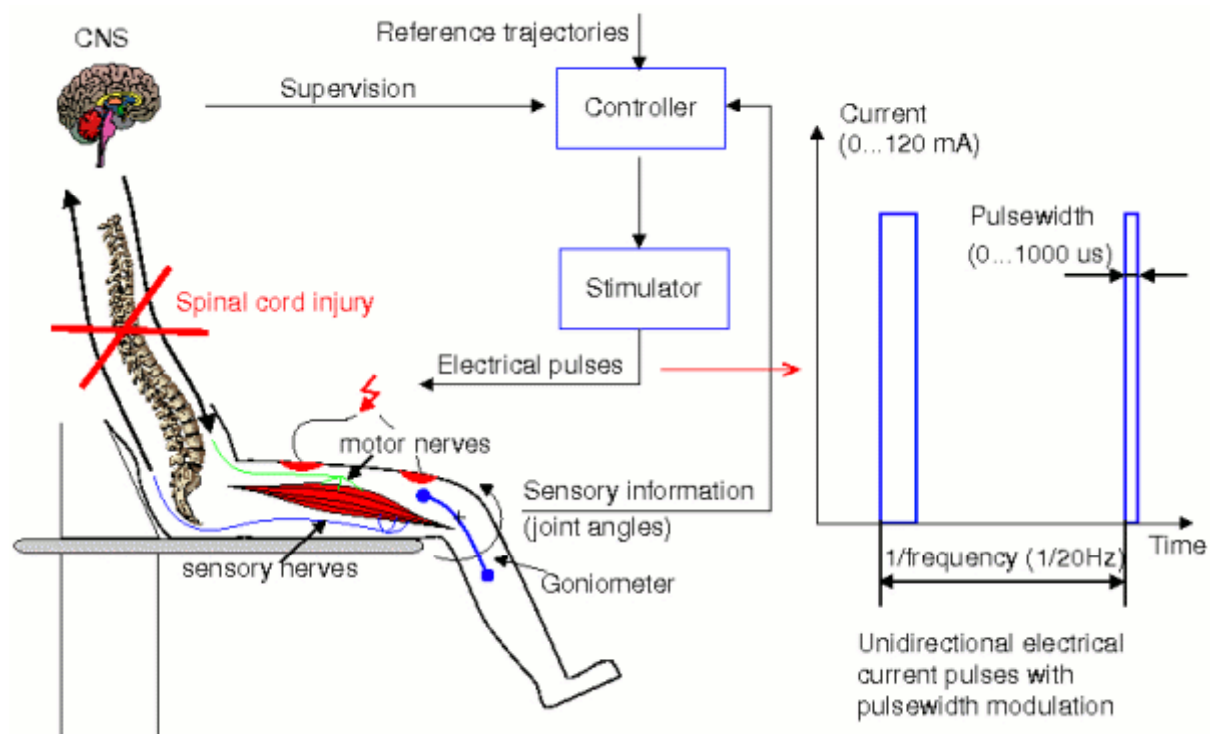
# Defibrilatori



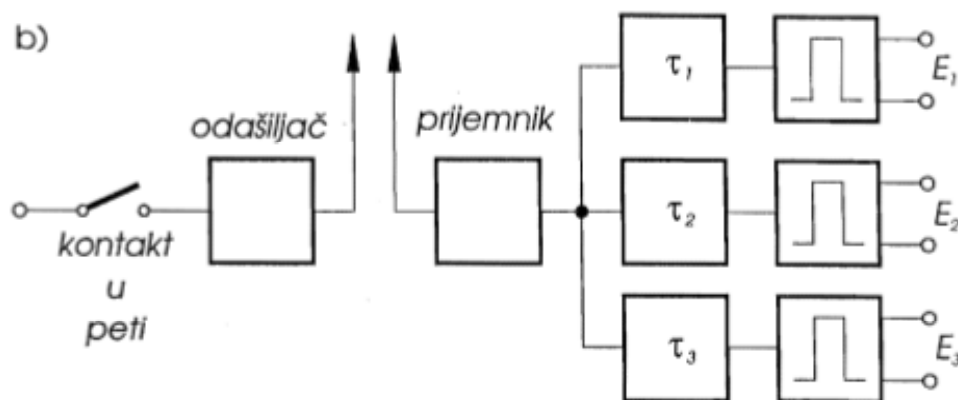
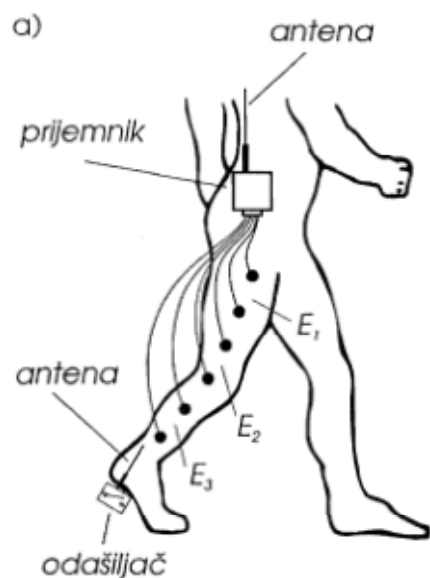
# Stimulacija dijafragme



# Funkcijska električna stimulacija

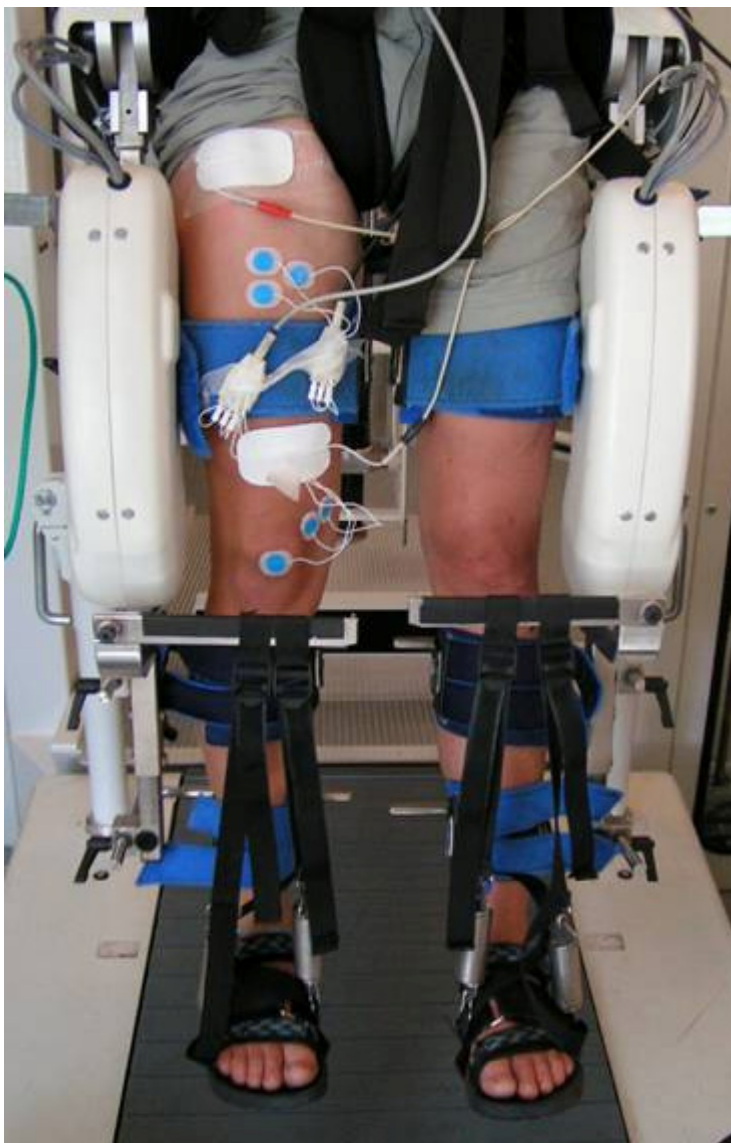


# El. stim. – implantabilni FES

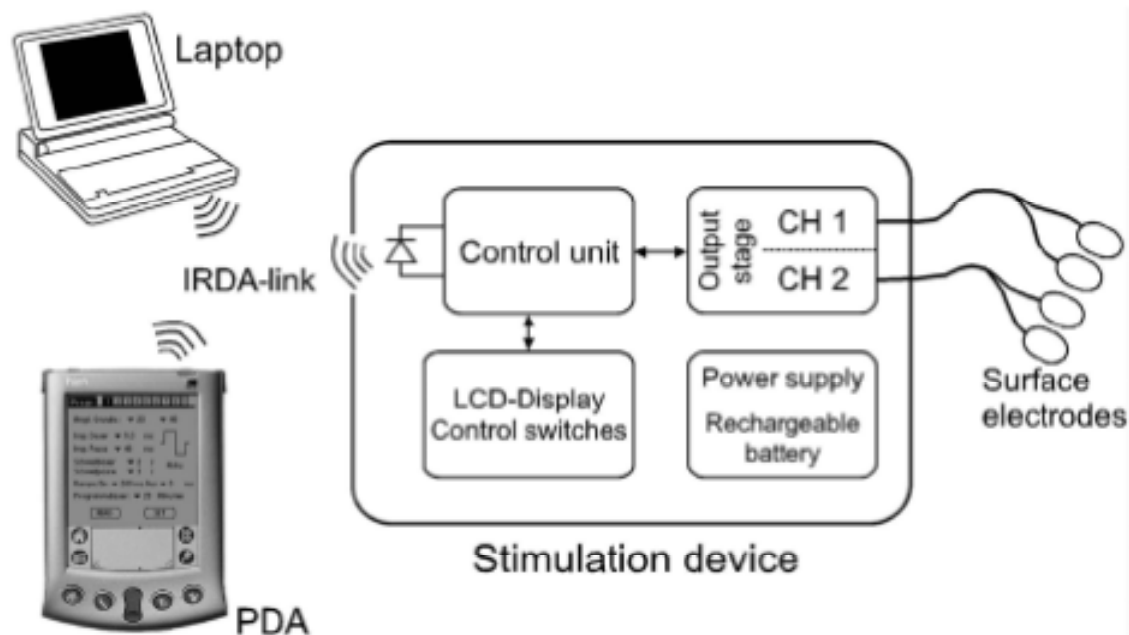


- a) Peronealna proteza – el. impulsi sinkronizirani su s pomoću sklopke u peti pacijentove obuće
- b) Blok shema trokanalnog implantiranog stimulatora; stimulusi na parove elektroda slijede uz različita vremena kašnjenja, radi sinkronizacije rada mišića za postizanje pokreta

# Funkcijska električna stimulacija

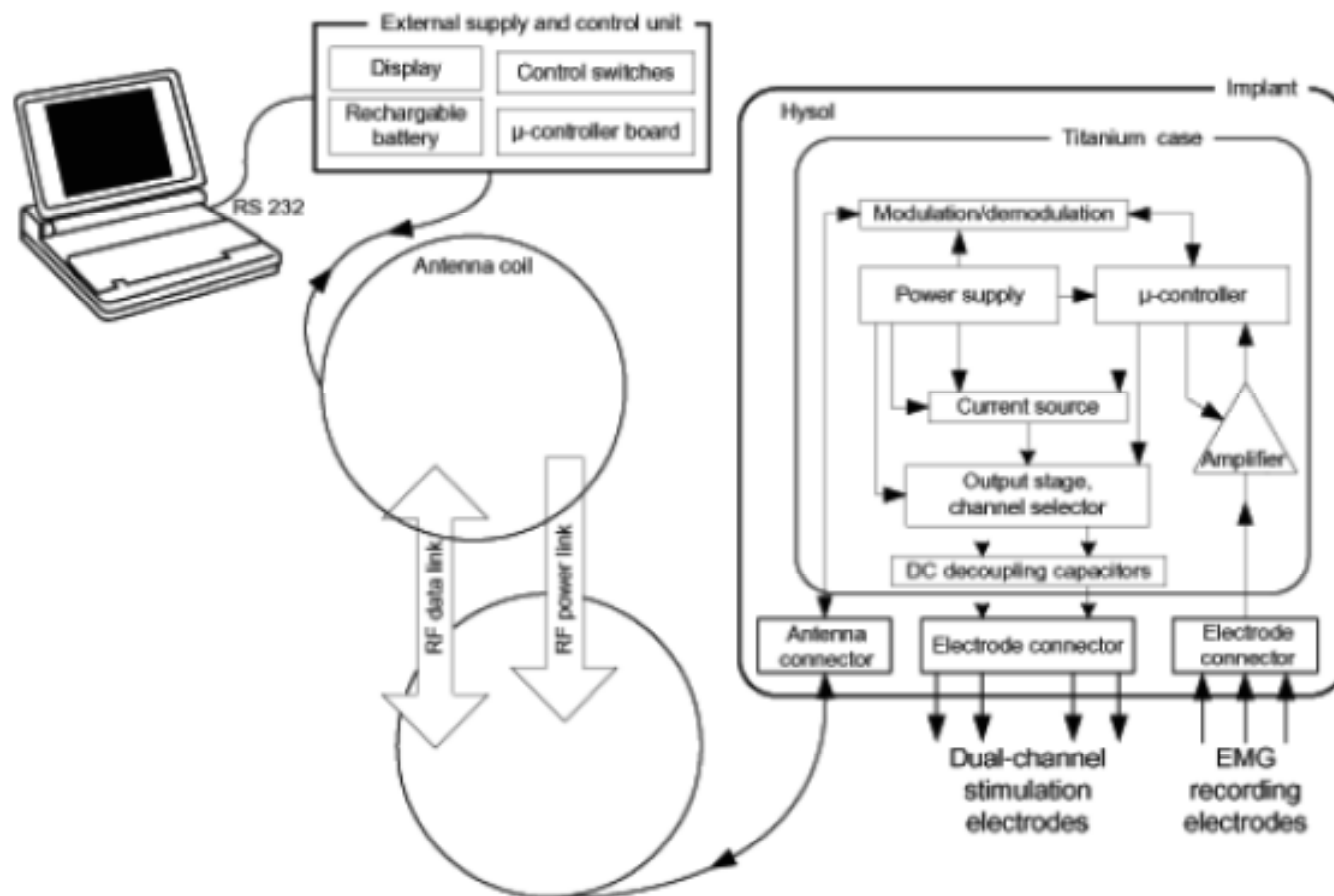


Biomedicinska instrumentacija



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

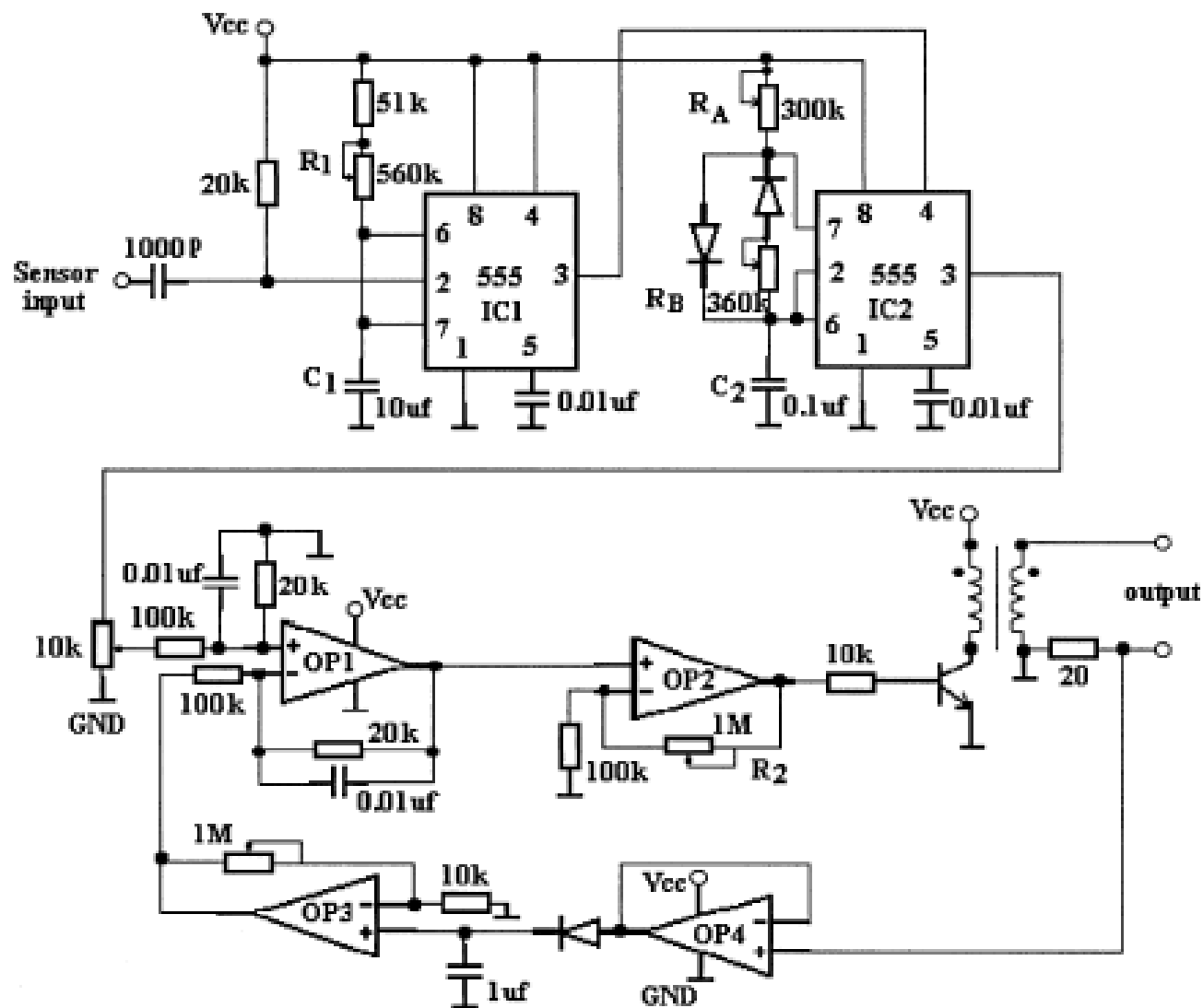
# Blok shema stimulatora



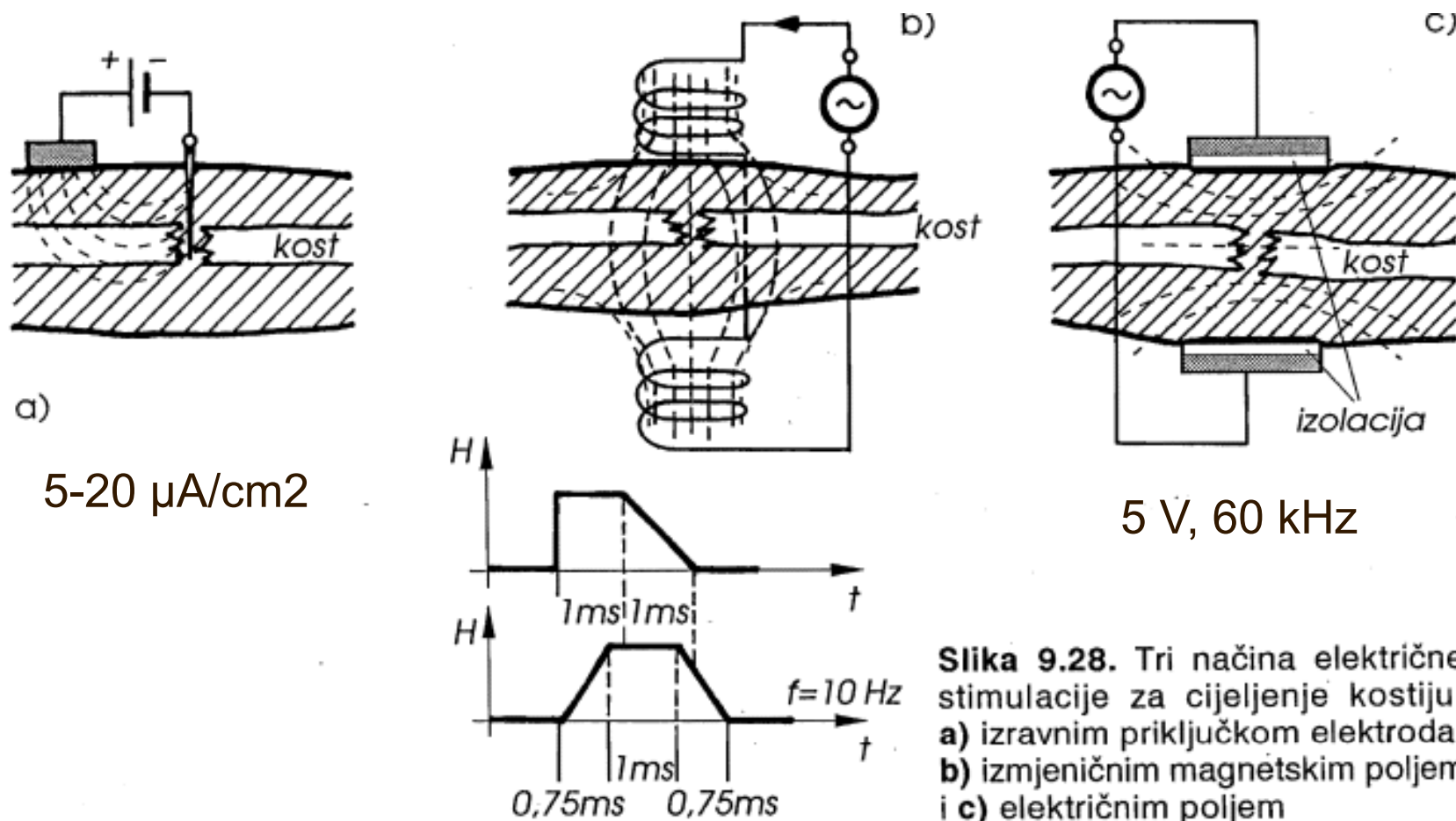
- Dvokanalni električki stimulator za stimulacije denerviranih mišića – implantirani i upravljački dio

# Električna shema stimulatora

- Jednokanalni el. stimulator s galvanskim odvajanjem



# El. stimulacija za rast biol. tkiva



# Grada mišića

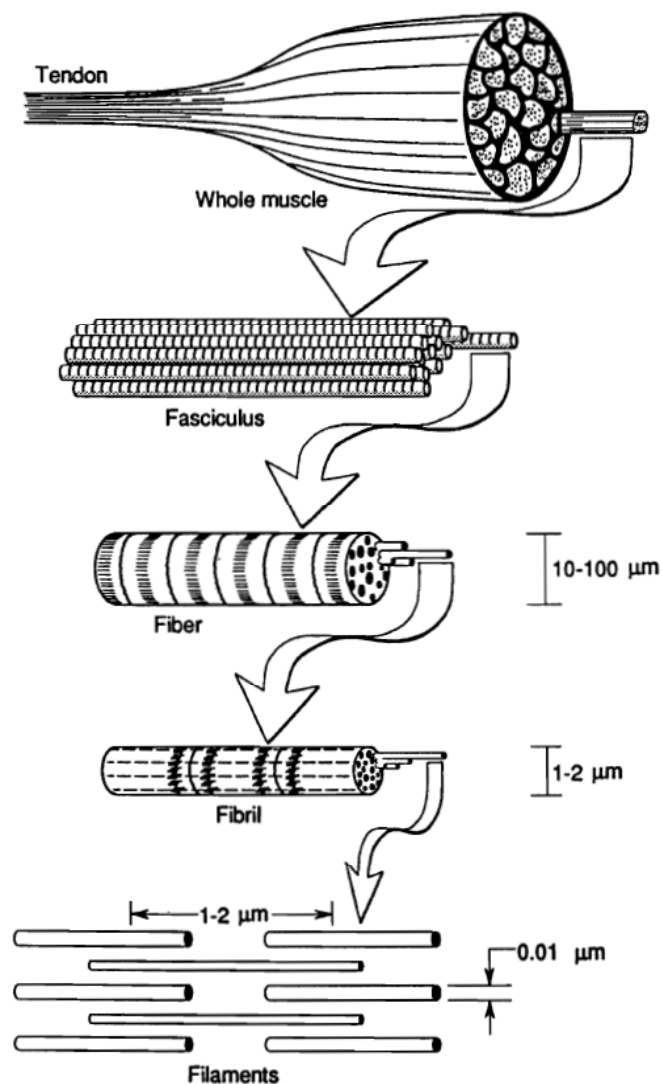
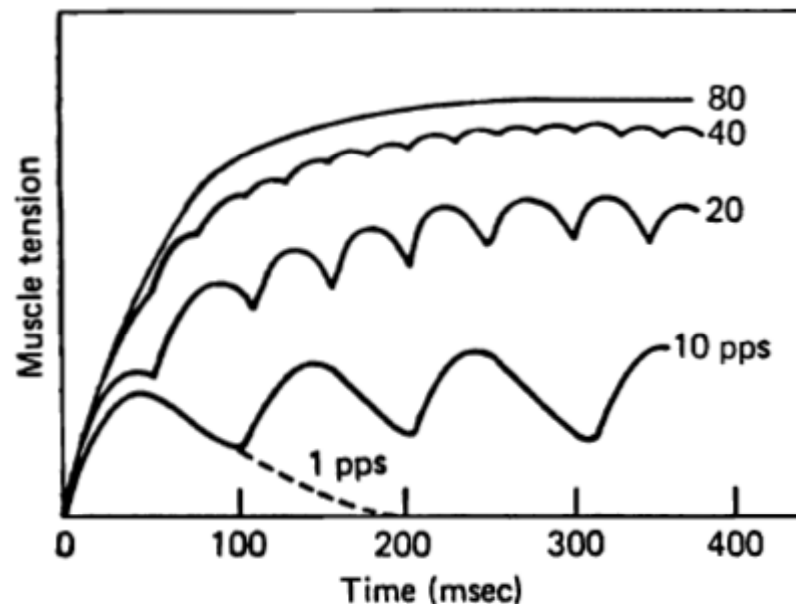


Figure 3.23 Skeletal muscle and filament structure of striated muscle.

- 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  $\tau_m$  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  $\tau_e$  **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

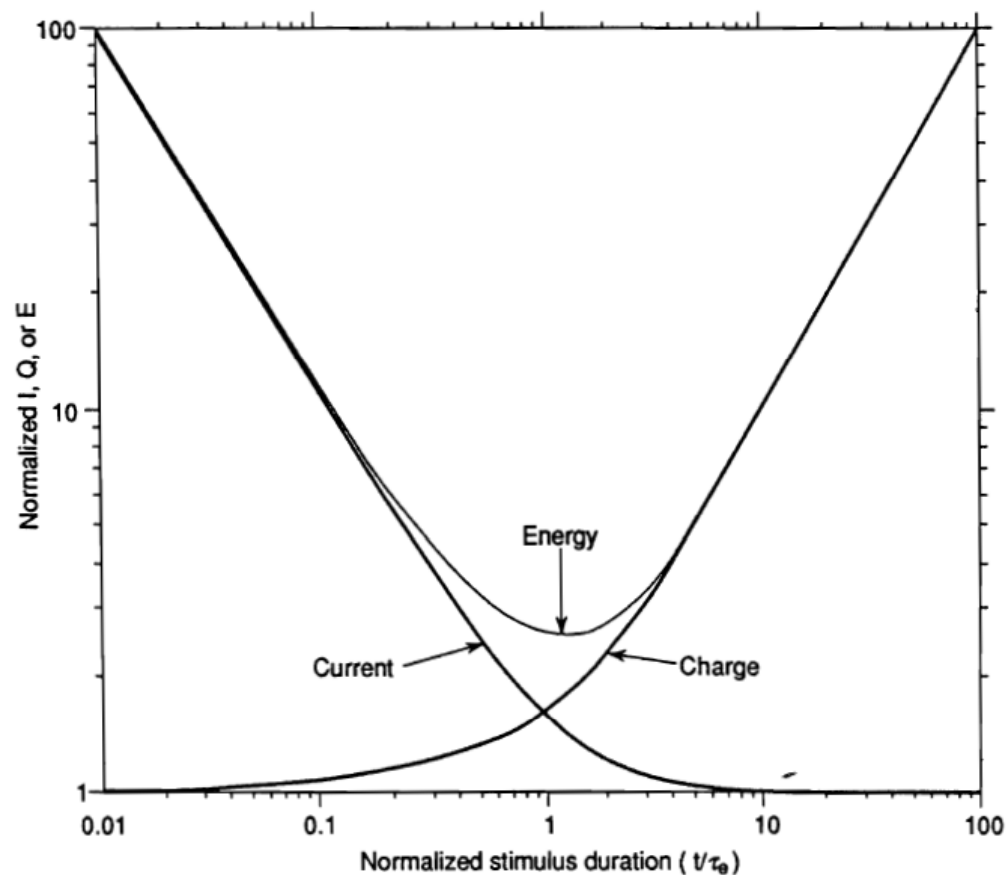


Figure 4.2 Calculated strength-duration relationships for square-wave monophasic current.

# Empirijski model podražljivosti

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

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

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

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

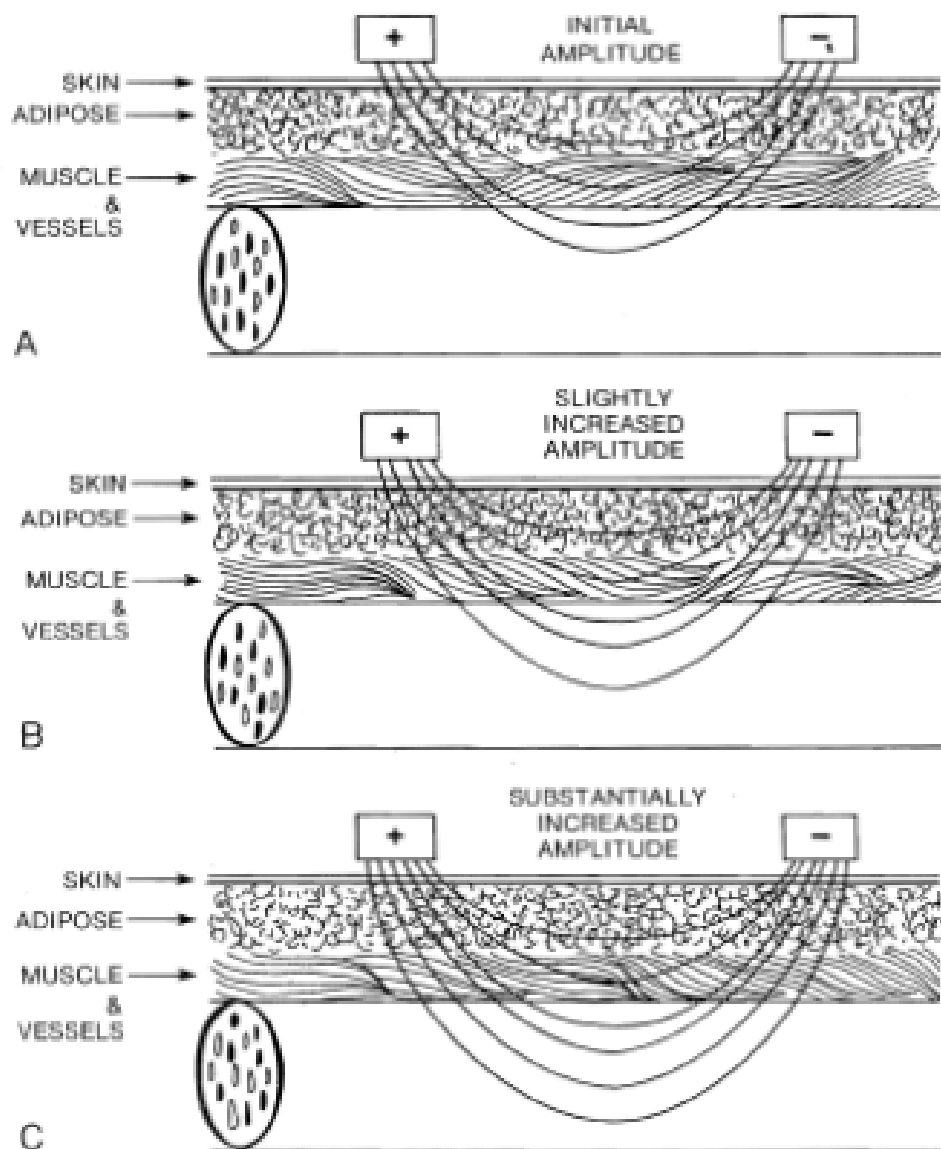
Reobaza= $I_0$

Kronaksija= $\tau_e$  (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

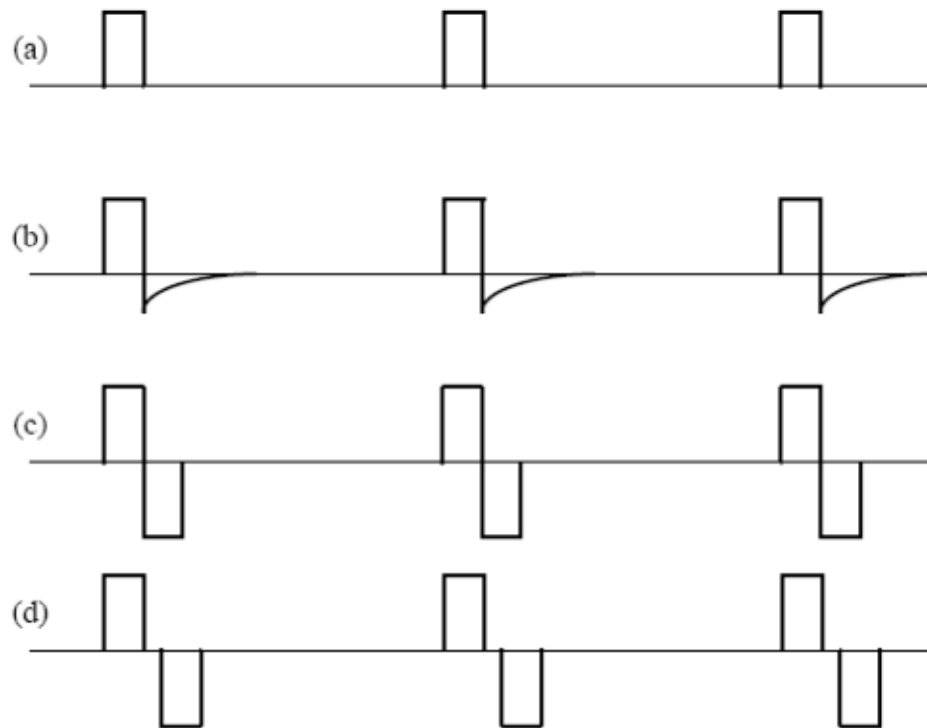
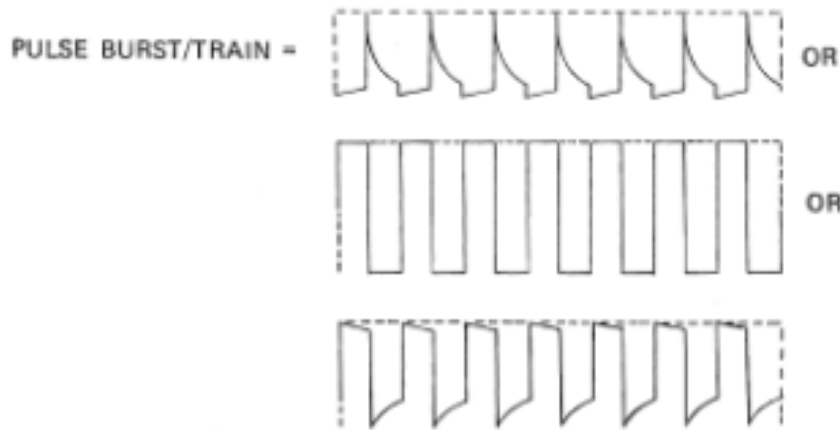


Fig. 3. Common stimulus output trains: (a) Monophasic (b) Asymmetric biphasic (c) Symmetric biphasic (d) Symmetric biphasic with interpulse interval.

- 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 $\mu$ sec; 40–60 $\mu$ sec base	W = 200–300 $\mu$ sec	W = 150 $\mu$ 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/chain) (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

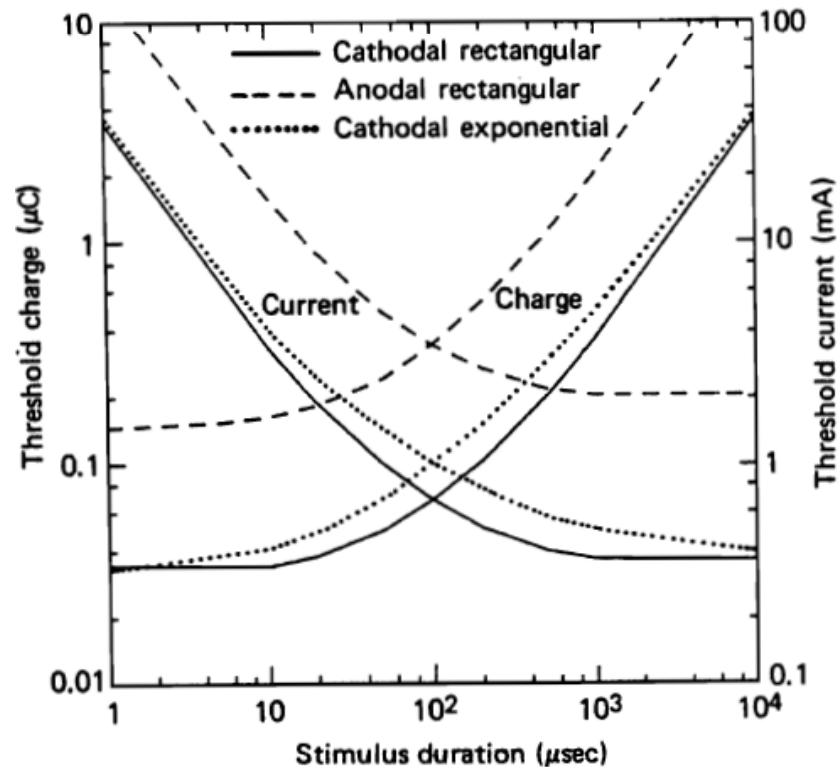


Figure 4.14 Myelinated nerve model strength-duration curves for monophasic stimuli. The left vertical axis indicates threshold charge for AP initiation. The right vertical axis indicates threshold current. The horizontal axis represents pulse duration for a rectangular stimulus or decay time constant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

# Ovisnost podražljivosti o valnom obliku impulsa

- Monopolarni vs. bipolarni impulsi; sinusne struje

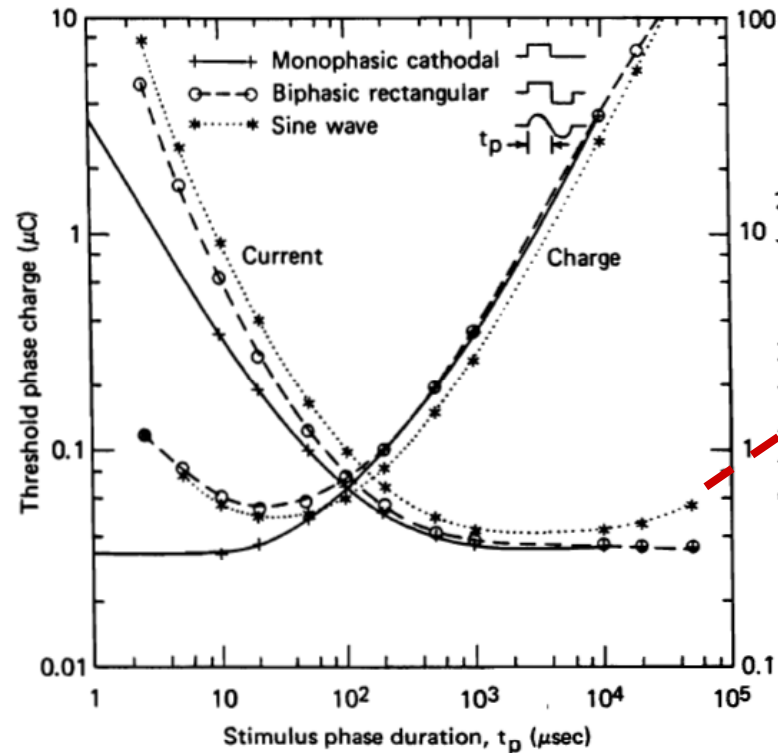


Figure 4.15 Strength-duration relationships derived from the myelinated nerve model: current thresholds and charge thresholds for single-pulse monophasic and for single-cycle biphasic stimuli with initial cathodal phase, point electrode 2 mm distant from 20- $\mu$ m fiber. Threshold current refers to 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

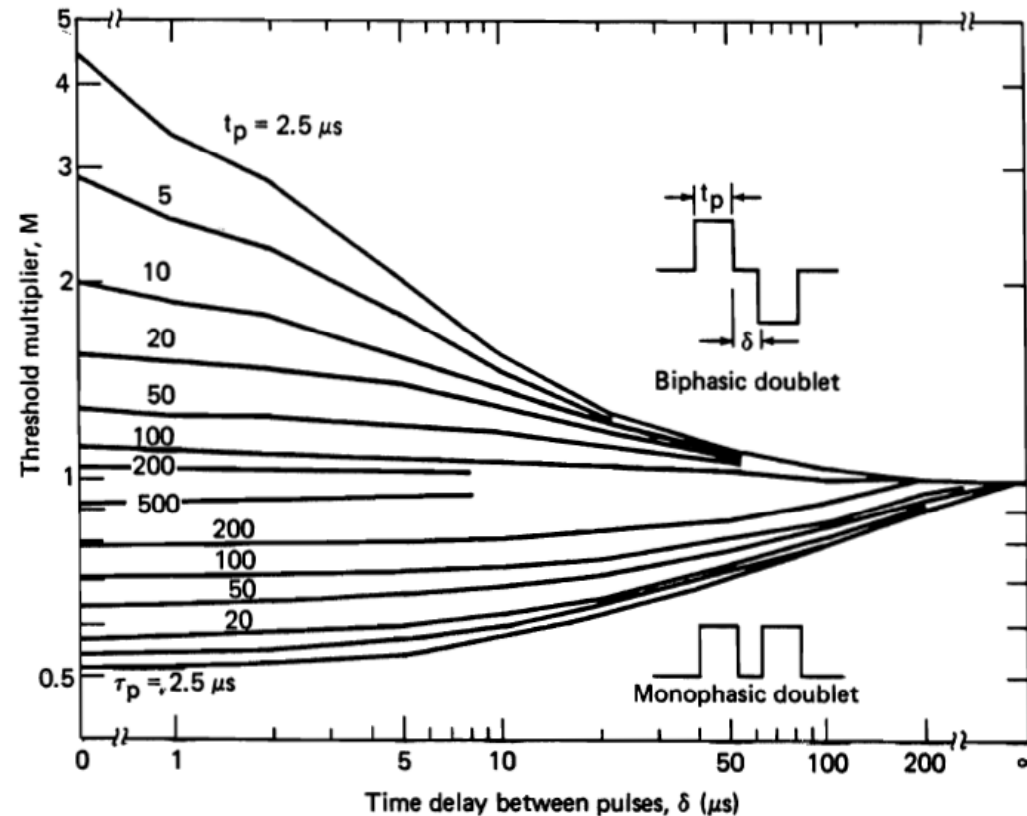


Figure 4.16 Threshold multipliers for biphasic and monophasic pulse doublets: Uniform field excitation of truncated axon. (From Reilly, 1988.)

# $I - t$ krivulje za senzorske i motoričke reakcije

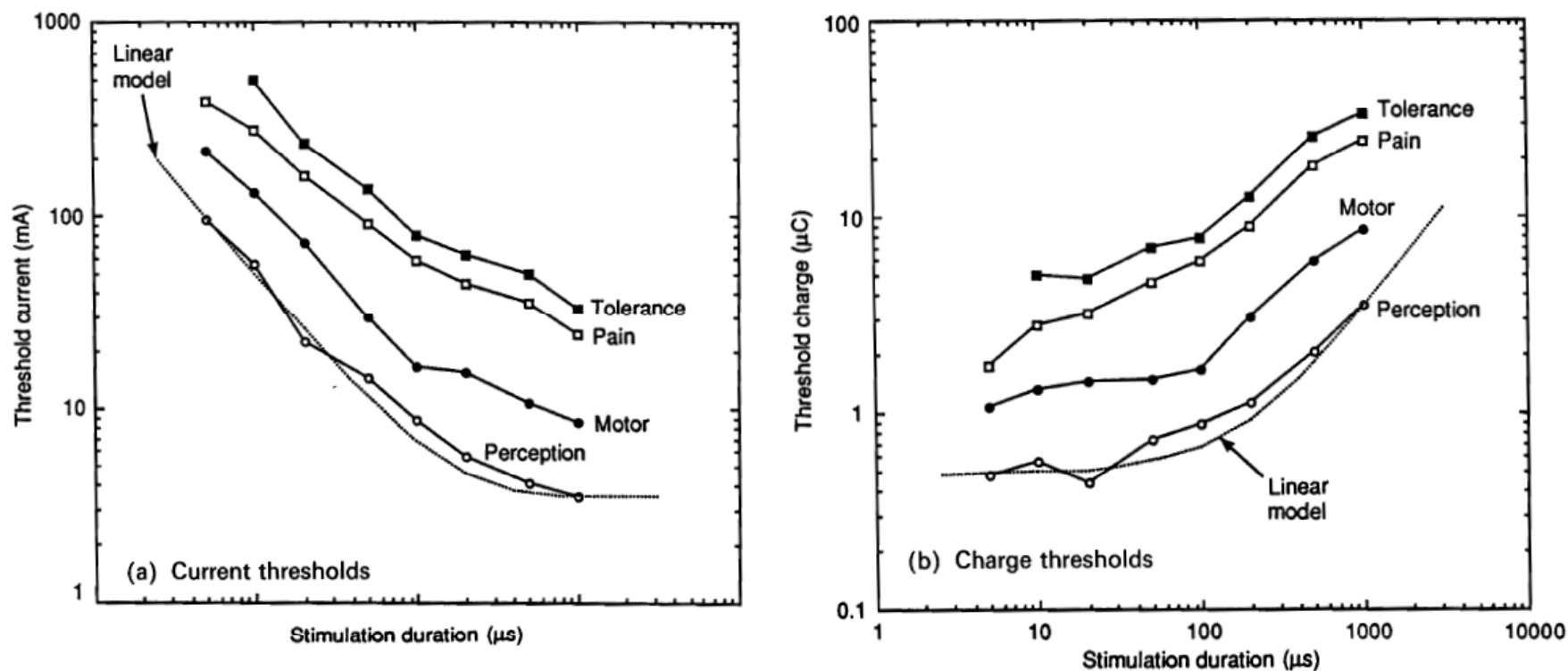


Figure 7.3 Strength-duration curves for sensory and motor reactions to square-wave pulses; forearm stimulation, 4-cm<sup>2</sup> electrode. (Data from Alon et al., 1983.)

# Prag podražljivosti - primjer

Table 7.7. *Calculated sensory thresholds for single monophasic stimuli to finger or hand (threshold in  $\mu\text{C}$  for short-duration currents)*

Electrode area (cm <sup>2</sup> )	Finger, hand threshold ( $\mu\text{C}$ )				Forearm threshold ( $\mu\text{C}$ )			
	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](http://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.