

ske geometrije. On ne definira pojmove točke, pravca i ravnine kao Euklid, niti im pridaje bilo kakvo fizikalno određenje. Dapače on potpuno isključuje intuiciju iz geometrije. H. Poincaré (1854—1912) tvrdio je da su aksiomi geometrije dogovor, pa nema nikakva smisla govoriti o njihovoj istinitosti. »Matematička istinitost« leži samo u logičkoj dedukciji koja polazi od po volji postavljenih pretpostavaka kao aksioma. Ovakvo postavljanje stvari otvorilo je goleme mogućnosti u matematici i omogućilo joj brz razvoj.

Mnoga područja matematike koja su bila u XIX st. tek potaknuta razvila su se u XX st. u posebne matematičke discipline. Teško je pratiti jedinstven kronološki razvoj svih tih matematičkih područja do današnjih dana. Stoga su ona područja koja su posebno zanimljiva za tehničku primjenu obrađena u posebnim člancima (v. *Analička geometrija*, TE 1, str. 275; v. *Aritmetika i algebra*, TE 1, str. 371; v. *Deskriptivna geometrija*, TE 3, str. 208; v. *Diferencijalna geometrija*, TE 3, str. 251; v. *Diferencijalne jednadžbe, obične*, TE 3, str. 265; v. *Diferencijalne jednadžbe, parcijalne* TE 3, str. 273; v. *Diferencijalni račun*, TE 3, str. 288; v. *Funkcije*, TE 5, str. 623; v. *Geometrija*, TE 6, str. 120; v. *Integralne jednadžbe*, TE 6, str. 512; v. *Integralni račun*, TE 6, str. 515; v. *Linearne integralne transformacije*; v. *Logika, matematička*).

Ostala će se područja obraditi po temama: Nomografija; Numeričke metode; Planimetrija; Poopćene funkcije; Račun diferencijala; Redovi; Statistika; Stereometrija; Teorija grafova; Teorija integracije i mjere; Teorija operatora i funkcionalna analiza; Teorija potencijala; Teorija skupova; Topologija; Trigonometrija; Vektorski i tenzorski račun; Vjerojatnost i stohastički procesi.

LIT.: L. Brunschwig, *Les étapes de la philosophie mathématique*. Librairie Félix Alcan, Paris 1922. — G. Loria, *Storia delle matematiche*, vol. I—III. U. Hoepli, Milano 1929—1933. — O. Becker, *Grundlagen der Mathematik in geschichtlicher Entwicklung*. Verlag Karl Alder, Freiburg-München 1954. — R. Taton, *Histoire générale des sciences*, t. I—IV. Press Universitaires de France, Paris 1957. — C. Boyer, *The history of the calculus and its conceptual development*. Dover publications, New York 1959. — N. Bourbaki, *Éléments di storia della matematica* (prijevod). Feltrinelli, Milano 1963. — C. Boyer, *A history of mathematics*. John Wiley and Sons, inc., New York 1968. — D. Struik, *Kratak pregled istorije matematike* (prijevod). Zavod za izdavanje udžbenika SR Srbije, Beograd 1969. — A. П. Юшкевич, *История математики*, том I—III. Hayka, Москва 1970—1972. — Ž. Dadić, *Razvoj matematike. Ideje i metode egzaktne znanosti u njihovu povijesnom razvoju*. Školska knjiga, Zagreb 1975. — V. Devidé, *Matematika kroz kulture i epohe*. Školska knjiga, Zagreb 1979.

Ž. Dadić

## MEDICINSKI ELEKTRONIČKI UREĐAJI.

Biomedicinska elektronika je široko područje primjene elektrotehnike u biologiji i medicini. Tu, svakako, najvažnije mjesto zauzima medicinska instrumentacija, ali je uz to uključeno i bioelektrično upravljanje, uređaji za pomoć slijepima i gluho-njemima, električko-matematičko modeliranje bioloških sustava itd. Za razumijevanje karakteristika i primjene medicinske instrumentacije i biomedicinske elektronike uopće, nužno je poznavati neke elemente fiziologije (elektrofiziologije) koji su vezani uz funkciju medicinskih uređaja. Medicinska instrumentacija najviše se primjenjuje u dijagnostici, i to za mjerjenje električnih veličina: napona srca, mozga, mišića, impedancije biološkog tkiva, te neelektričnih veličina kao što je krvni tlak, brzina protoka krvi, parcijalni tlakovi kisika i ugljik-dioksida u krvi, respiracija itd. Automatizirani mjerni sustavi prisutni su pri intenzivnoj njezi (skribi), gdje je potrebno pratiti vitalne funkcije bolesnika u kritičnom stanju. Telemetrijski uređaji daju ispitniku slobodu kretanja u njegovoj sredini i omogućuju mjerjenje podataka i inače nepristupačnih mjestu unutar organizma. U terapiji se električka instrumentacija primjenjuje radi liječenja različitim valnim oblicima napona, stimulacijom atrofisanih mišića, liječenjem elektromagnetskim poljem (dijatermija) itd. Važno mjesto u električkoj instrumentaciji zauzima, svakako, dijagnostika ultrazvukom, dok u terapiji ultrazvuk nešto manje dolazi do izražaja. U ovom članku nisu spomenuta nuklearna i laboratorijska instrumentacija, ni rendgenska tehnika (v. *Rendgenska*

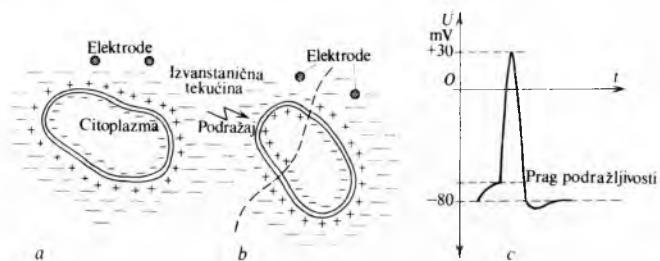
tehnika). To se isto odnosi i na primjenu računala u medicini. Cjelokupno područje medicinske električke instrumentacije snažno je utjecalo na razvoj medicinske dijagnostike i omogućilo je kvantitativan pristup kroz mjerjenja, što dotadašnju vještina pretvara u znanost.

## UREĐAJI ZA MJERENJE BIOELEKTRIČNIH NAPONA

Između pojedinih dijelova živih stanica, tkiva i organa mogu se ustanoviti električni naponi koji su posljedica životnih funkcija. Ti su naponi vrlo niski, reda veličine milivolta i niži. Za mjerjenje takvih naponi, uz uvjet da se ne remeti stvarno stanje živog organizma, moraju se upotrebljavati vrlo osjetljivi mjerni instrumenti, odnosno pojačala s vrlo velikim ulaznim otporom.

### Bioelektrični naponi

Većina stanica živih organizama ima različit električni potencijal na stranama stanične membrane (sl. 1). Te statičke razlike potencijala iznose 70—90 mV. Vanjski je dio stanice pozitivno, a unutrašnji negativno polariziran. Razlika tih potencijala može se mjeriti samo ako je jedna elektroda smještena izvan stanice, a druga unutar stanice. Ako su obje elektrode smještene izvan stanice, onda nema razlike potencijala ni električnog polja. Ako se stanica podraži električnim, mehaničkim ili kemijskim podražajem, naboji koji su činili stanicu izvana pozitivnom, a iznutra negativnom, prodrijet će u unutrašnjost stanice i promijenit će njezin potencijal u potpunosti u vrlo kratkom vremenu, nakon čega se opet uspostavlja prijašnja ravnoteža izlaskom pozitivnih naboja, opet izvan stanice. Na taj je način stanica za kratko vrijeme bila čak iznutra pozitivna. Ta promjena potencijala zove se *akcijski potencijal* i može se registrirati elektrodama smještenim izvan stanice. U nekim organima većina stanica djeluje organizirano, tako da akcijski potencijal jedne stanice pobuduje akcijski potencijal druge stanice. Na taj se način elektrodama izvan stanice mogu registrirati određeni valni oblici napona, karakteristični za skupinu stanica tog organa. Za dijagnostiku je posebno važno da ti valni oblici pri nekim bolestima mijenjaju svoj karakteristični normalni oblik.



Najvažniji izvori takvih valnih oblika, koji se mogu nazvati bioelektričnim potencijalima, jesu naponi srca kojih se zapisuju elektrokardiogrami, EKG, naponi mišića (elektromiogrami, EMG), naponi mozga (elektroenzefalogrami, EEG), te naponi oka, koji se primjenjuju u elektrostagmografiji (ENG), elektrookulografiji (EOG) i elektroretinografiji (ERG). Mogu se još mjeriti naponi peristaltike želuca, naponi kontrakcije uterusa, ali su oni dijagnostički manje važni.

Na sl. 2 prikazani su karakteristični valni oblici napona koji su posljedica bioelektričnih aktivnosti napona srca, mozga, mišića i oka, a u tablici 1 prikazane su minimalne i maksimalne vrijednosti njihovih amplituda te područje koje pokriva spektar frekvencija tih napona.

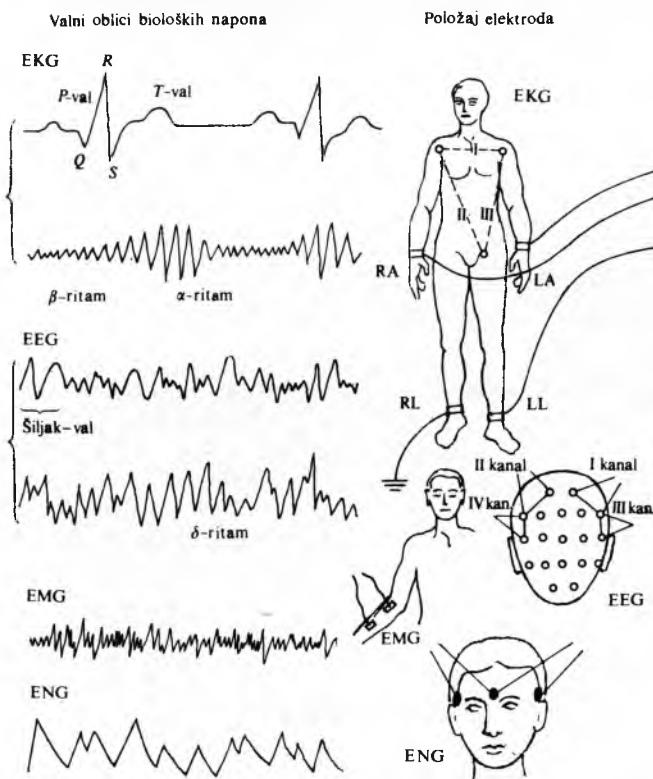
Naponi srca pojavljuju se pri svakom otkucaju na vrhu desne pretklijetke, na mjestu poznatom pod imenom sinusno-atrijski čvor (SA-čvor). Električna se aktivnost širi preko pretklijetke na klijetku, gdje se naglo proširuje zahvatajući cijeli srčani mišić. Srce se može grubo aproksimirati šupljom kuglom

izvana pozitivnom, a iznutra negativnom. Širenje električne aktivnosti odražava se u promjeni pozitivnog vanjskog potencijala u negativni. Granica u prostoru, gdje je došlo do ove promjene prema onom dijelu gdje nije još nastupila, predstavlja *val depolarizacije*. Povrat u prijašnje stanje zove se *repolarizacija*. Tako se razlikuje depolarizacija i repolarizacija pretklijetki i klijetki. Depolarizaciji pretklijetki odgovara P-val a repolarizacija pretklijetki pada u isto vrijeme s depolarizacijom klijetki.

Tablica 1  
BIOELEKTRIČNI NAPONI I FREKVENCije

Bioelektrični naponi	Amplitudo napona $\mu\text{V}$		Područje frekvencije Hz
	min	max	
EKG	400	3000	0,05...100 (500)
EEG	20	300	0,5...100
EMG	100	5000	5...1000 (10000)
ENG	50	200	0,01...100
ERG	20	300	0,1...100
Akcijski potencijal stanice	$50 \cdot 10^3$	$130 \cdot 10^3$	0...10000

Depolarizacija klijetki ističe se najčešćim naponom (QRS-kompleks) i prekriva napon repolarizacije pretklijetki. T-val predstavlja opet repolarizaciju klijetki. U kardiografiji elektrode se smještaju na lijevu i desnu ruku i na lijevu nogu, dok se desna nogu uzemljuje (sl. 2).



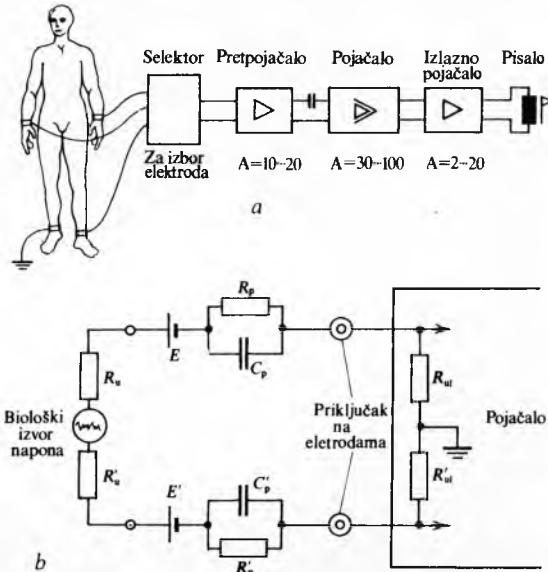
Sl. 2. Valni oblici biočnih naponi i položaj elektrode pri pojedinim pretragama

Pri naponu mozga mogu se uočiti četiri karakteristična valna oblika, koji su redovito prikrenuti valnim oblicima bez nekoga posebnog značenja. Ta četiri karakteristična valna oblika nazvana su:  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\delta$  i  $\theta$ . Ritam  $\alpha$  i  $\beta$  prisutni su u svakoj zdravoj osobi, dok ritam  $\delta$  i  $\theta$  imaju patološki karakter u odraslih osoba. U epileptičara je posebno karakterističan valni oblik šiljak-val. Pri mjerenu naponu mozga elektrode se posredstvom posebne kape smještaju na glavu prema točno određenom rasporedu (sl. 2). Aktivnih je elektroda najčešće 20.

*Mišićna aktivnost* je karakterizirana sumacijom akcijskih potencijala pojedinih fibrila i približno je srednja vrijednost napona mišićne aktivnosti linearno proporcionalna sili kontrakcije.

*U oku* se mjeri napon očnog dipola, koji ima koncentraciju pozitivnog naboja u blizini rožnice (cornea), a negativnog u blizini mrežnice (retina). Pomicanjem oka dolazi i do pomicanja ovog dipola, pa napon koji se javlja između elektroda smještenih na sljepoočicama i čelu ovisan je o pomaku očnih jabučica, tj. tog dipola. Dipol se može predočiti vektorom, pa je napon na elektrodama približno proporcionalan projekciji tog vektora na spojnicu povučenu između elektroda na sljepoočici i na čelu. Na taj se način električki mogu registrirati pomaci očiju. U nistagmografiji primjenjuje se baš ta mogućnost. Podraživanjem središta za ravnotežu, npr. točenjem vode u uho kojoj je temperatura za  $7^\circ\text{C}$  viša od temperature tijela (kalorički test), dolazi do višestrukog pomicanja očiju (sl. 2). Ta se pojava zove *nistagmus*, a registracija takve pojave nistagmografija. Trajanje te pojave može biti karakteristika patoloških pojava. U okulografiji se također mjeri pomicanje očnog dipola. Pri retinografiji se opet mjeri promjena napona između mrežnice i rožnice, odnosno promjena razlike potencijala dipola kao posljedica različitog osvjetljenja oka. Tu se oko stimulira svjetlosnim impulsima različitog intenziteta, trajanja i boje. Pri retinografiji smješta se prozirna staklena elektroda ispunjena vodljivom fiziološkom otopinom na vanjsku stranu oka (cornea), dok se druga smješta na čelo ili obraz i ima vezu s unutrašnjim dijelom oka.

Biološki naponi ne mjere se samo između dviju točaka s dvjema elektrodama, nego je često potrebno provesti mjerjenje s mnogo točaka (EEG), tako da je potrebno upotrijebiti mnogo mjernih kanala (sl. 3a). Ti kanali su međusobno jednak, a pojačanje se može regulirati zajednički za sve ili pojedinačno. Svaki kanal na svom ulazu imade elektrode koje imaju različite oblike, već prema tome za koju se svrhu primjenjuju. Iza toga slijedi pojačalo, koje mora pojačavati napone manje od  $1\text{ mV}$  (tabl. 1) do napona dovoljnih za pogon pisala ili katodne cijevi. Pojačalo se sastoji od tri osnovna dijela: prepojačala, pojačala i izlaznog pojačala, koje pokreće pisalo.

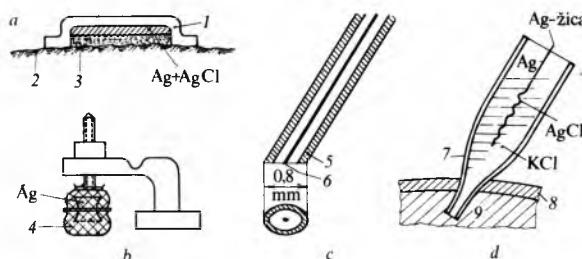


Sl. 3. Blok-sHEMA jednog kanala elektrokardiografa (a), nadomjesna shema elektroda (b)

Prvi stupanj prepojačala najvažniji je dio pojačala, jer određuje njegove najbitnije karakteristike. Prepojačalo određuje faktor šuma, osjetljivost na smetnje (faktor rejekcije) i jednim dijelom posmak nule (drift) ako je istosmjerno itd. Izlazno pojačalo osigurava snagu za pogon pisala. Za katodnu cijev s elektrostatskim otklonom potreban je napon viši nego što je potreban za pogon pisala, ali bez utroška struje.

### Mjerni uređaji

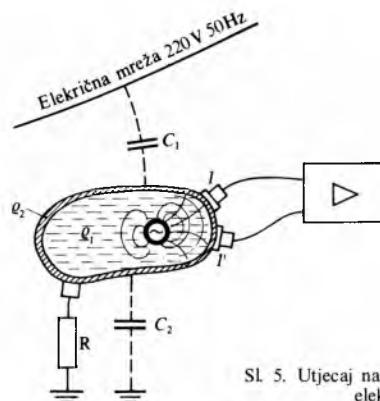
**Elektrode** su jedan od najvažnijih elemenata u traktu pojačanja, koje još do danas nisu postigle potpuno zadovoljavajuće karakteristike i još su predmet istraživanja. Najviše smetnji koje ometaju snimanje jesu posljedica elektroda. Smetnje koje se prilikom snimanja pojavljuju zovu se *artefakti*. Elektrode se mogu razvrstati u tri osnovne grupe: *površinske*, *potkožne* i *mikroelektrode*. Pri svima već navedenim mjerjenjima, osim miografskih, upotrebljavaju se površinske elektrode različitog oblika. Općenito je svaka površinska elektroda metalna pločica, najčešće od srebra, a može biti i od nerđajućeg čelika. Da bi se realizirao što manji prijelazni otpor između elektrode i kože, upotrebljava se želatinozna pasta. Ona je dobar vodič električne struje. U elektroencefalografiji upotrebljava se vodena otopina natrij-klorida, kojom je natopljena gaza omotana oko metalne elektrode. Najveći otpor daje vanjski sloj kože (stratum corneum), sastavljen od mrtvih rožnatih stanica. Elektrolit (pasta ili otopina soli) prodire kroz taj sloj i smanjuje njegov otpor. Zbog prisutnosti elektrolita pojavljuje se napon polarizacije između metala i elektrolita, koji ne ovisi samo o vrsti upotrijebljenog metala ( $E_0$ ) nego i o koncentraciji elektrolita (Nernstova formula). Ako se srebro presvuče slojem srebro-klorida,  $\text{AgCl}$ , koji se slabo topi u vodi, onda je potencijal polarizacije vrlo mali. Zato se danas sve srebrne elektrode kloriraju, što znači da su presvučene slojem srebro-klorida radi postizavanja manjeg napona polarizacije. Osim toga, između metalne elektrode i dobro vodljivog unutrašnjeg sloja kože postoji slabovodljivi dio kože koji djeluje kao dielektrik, što predstavlja kapacitivnost koja može iznositi i  $\sim 10 \text{ nF cm}^{-2}$ .



Sl. 4. Elektrode za spajanje bolesnika na mjerni uređaj. a) plivajuća elektroda, b) EEG-elektroda, c) potkožne elektrode, d) mikroelektrode; 1 plastika, 2 koža, 3 pasta, 4 gaza, 5 vanjska obloga, 6 unutrašnja jezgra, 7 vanjski dio, 8 membrana stanice, 9 unutrašnjost stanice

Na osnovi dosadašnjih podataka može se načiniti nadomjesna shema dviju elektroda s biološkim izvorom napona i unutrašnjim otporom (sl. 3b). Otpor  $R_u$  najviše je stotinjak om, dok  $R_p$  može iznositi od nekoliko kilooma do više stotina kilooma, što ovisi o mjestu na tijelu na kojem se mjeri i o plošini upotrijebljenih elektroda. Na sl. 4 prikazane su površinske elektrode, zatim potkožne elektrode, koje se upotrebljavaju u miografiji za mjerjenje napona na pojedinim mišićnim vlaknima, i mikroelektrode, koje su od stakla i imaju vrh promjera svega  $\sim 1 \mu\text{m}$ . Te elektrode zato imaju vlastiti otpor  $10 \dots 100 \text{ M}\Omega$ , a upotrebljavaju se pri mjerenu potencijala stanice.

**Prepojačalo.** U svim biološkim mjerjenjima naponi na bolesniku inducirani od vanjskih instalacija mreže mnogo su veći od mjerene biološke napone. Zato pojačala moraju biti tako izvedena da ovu smetnju potiskuju. To se postiže u ulaznom dijelu pojačala, tzv. *prepojačalu*. Na sl. 5 bolesnik je predložen kao dobro vodljiva masa koja je omotana slabovodljivom ovojnicom (koža). Između bolesnika i vodova električne mreže (smetnja) postoji neka kapacitivnost  $C_1$ , a isto tako između bolesnika i podloge na kojoj on leži, kapacitivnost  $C_2$ . Budući da je unutrašnjost organizma vrlo dobro vodljiva, to se mogu smatrati elektrode iznutra kratko spojenim, tj. da je dio napona mreže, koji je određen kapacitivnostima  $C_1$  i  $C_2$ , jednak na obje elektrode, kao da su one kratko spojene. Dok, s druge strane, biološki izvor napona u vodljivoj masi, kao prostornom vodiču, daje napone, iako male, koji se mogu mjeriti bilo gdje na površini objekta. Pojačalo je izvedeno tako da se napon,



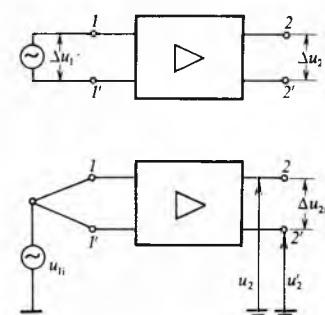
koji je isti na jednoj i drugoj priključnici 1 i 1' (istofazni signal), potisne što je više moguće, a signal, koji se javlja kao razlika napona između elektroda 1 i 1', pojača što više. Tako je realiziran zahtjev da se biološki napon, koji se želi pojačati, pojača, dok se smetnja (napon električne mreže) po mogućnosti što više potiskuje. Mjera za to jest tzv. faktor *rejekcije*  $H$

$$H = \frac{\Delta u_2}{\frac{\Delta u_1}{u_{2i}}} = \frac{\Delta u_2}{u_{2i}} \cdot \frac{u_{1i}}{u_{1i}}, \quad (1)$$

gdje se značenje oznaka može vidjeti na sl. 6. U brojniku izraza za faktor rejekcije  $H$  je omjer koji predstavlja pojačanje protufaznog signala, dok je u nazivniku dano potiskivanje protufaznog napona na izlazu pojačala  $\Delta u_{2i}$  uz priključen istofazni signal  $u_{1i}$  na ulazu u pojačalo. Za kardiografe se danas zahtjeva da faktor rejekcije bude veći od 1000 (obično je 2000  $\dots$  5000), a za elektroencefalografe veći od 10000. Ta se vrijednost često izražava u decibelima. Uz faktor rejekcije pojavljuje se još i faktor *diskriminacije*  $F$

$$F = \frac{\Delta u_2}{\frac{\Delta u_1}{u_{2i}}} = \frac{\Delta u_2}{u_{2i}} \cdot \frac{u_{1i}}{u_{1i}}, \quad (2)$$

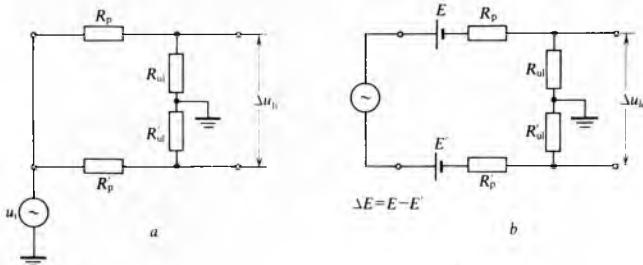
U brojniku prikazano je pojačanje protufaznih napona, a u nazivniku potiskivanje istofaznih. Istofazni je napon  $u_{2i}$  na izlazu pojačala, odnosno njegova srednja vrijednost  $u_{2i} = \frac{1}{2}(u_2 + u'_2)$ , dok je protufazni signal pri faktoru rejekcije bio  $\Delta u_{2i} = u_2 - u'_2$ .



Faktor diskriminacije je jedina vrijednost koja se može mjeriti na pojačalima s asimetričnim izlazom (jedna priključnica i masa), osim toga on dolazi do izražaja u pojačalima sa dva stupnja kada je ukupni faktor rejekcije

$$H_{uk} = \frac{1}{\frac{1}{H_1} + \frac{1}{F_1 H_2}}, \quad (3)$$

gdje su  $H_1$  i  $F_1$  faktor rejekcije i diskriminacije prvog stupnja, a  $H_2$  je faktor rejekcije drugog stupnja. Iz napisanog izraza proizlazi da faktor rejekcije drugog stupnja  $H_2$  ne mora biti velik ako je faktor rejekcije  $H_1$  i diskriminacije  $F_1$  prvog stupnja dovoljno velik, pa prema tome prvi stupanj je mjerodavan za ponašanje cijelog pojačala s obzirom na faktor rejekcije. No, kako je poznato, to isto vrijedi i za šum a donekle i za pomak nule.



Sl. 7. Nadomjesna shema ulaznog kruga pojačala: a) s kratkospojenim elektrodama i istofaznim naponom na ulazu, b) s različitim naponima polarizacije na elektrodama

Da se uzmognе ostvariti veliki faktor rejekcije  $H$ , mora i faktor rejekcije  $H_{ul}$  ulaznog kruga biti velik. Nadomjesna shema, uključujući i elektrode, prikazana je na sl. 7. Otpori elektroda su  $R_p$  i  $R'_p$  (paralelna kapacitivnost je zanemarena), a  $R_{ul}$  i  $R'_{ul}$  su ulazni otpori pojačala. Na ulazu je priključen istofazni napon smetnje, koji može očito dati protufazni signal  $\Delta u_{1i}$  na ulaz pojačala. Pojačalo bi dalje ovaj nepoželjni napon pojačavalo. Protufazni napon  $\Delta u_{1i}$  lako je izračunati prema nadomjesnoj shemi na sl. 7

$$\Delta u_{1i} = u_i \frac{\Delta R_p}{R_{ul}} = u_i \frac{R_p}{R_{ul}} \cdot \frac{\Delta R_p}{R_p}, \quad (4)$$

gdje je  $\Delta R_p$  razlika u otporu elektroda. Iz izraza (4) slijedi da će  $\Delta u_{1i}$  biti to manji prema  $u_i$ , što je ulazni otpor pojačala  $R_{ul}$  veći prema otporu elektroda  $R_p$  i što je međusobna relativna razlika  $\Delta R_p/R_p$  otpora elektroda manja. Veličina  $\Delta u_{1i}$  može se načiniti jednakom nuli podešavanjem otpora  $R_{ul}$  i  $R'_{ul}$ , no to ne bi imalo praktično značenje, jer bi ih trebalo stalno korigirati. Ako se pretpostavi da je  $R_p \ll R_{ul}$ , faktor rejekcije za ulazni krug bi bio

$$H_{ul} = \frac{R_{ul}}{R_p} \cdot \frac{R_p}{\Delta R_p}. \quad (5)$$

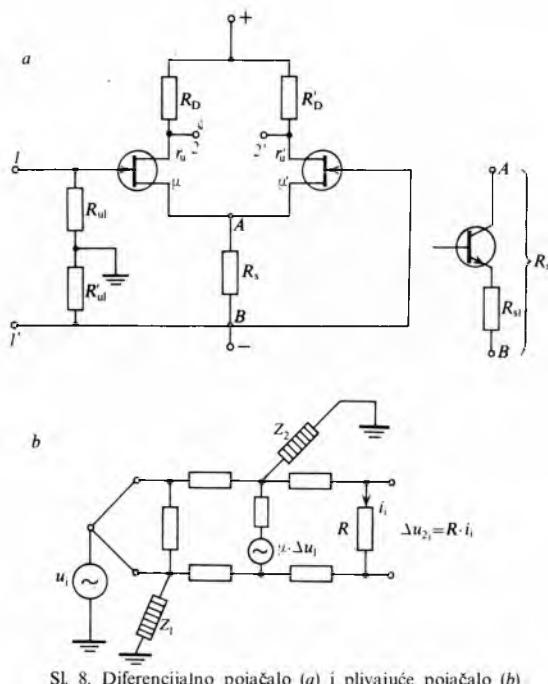
Napon je polarizacije  $E$  (sl. 7) također izvor smetnji. Na ulazu u pojačalo pojavljuje se protufazni signal  $\Delta u_{1e}$  koji je posljedica ovog napona

$$\Delta u_{1e} = \frac{\Delta E R_{ul}}{R_p + R_{ul} + \Delta R_p}, \quad (6)$$

gdje je  $\Delta E = E - E'$ . Očito je da će  $\Delta E$  biti to manji što su  $E$  i  $E'$  sličniji, a to znači da elektrode treba da budu iz istog materijala i da je apsolutna vrijednost polarizacijskog napona elektrode što manja. I tu je povoljno da je ulazni otpor pojačala velik, kada se promjene otpora elektrode  $\Delta R_p$  mogu zanemariti i ne stvaraju veliku promjenu  $\Delta u_{1e}$ . Do promjene  $\Delta R_p$  dolazi najčešće ako se elektrode pomiču i ako je  $\Delta E$  dosta velik. Iznos razlike napona polarizacije  $\Delta E$  nikad nije potpuno stalan. U tzv. suhim elektrodama ugrađeno je cijelo pojačalo (naponsko sljedilo) u elektrodu, pa je ulazni otpor zbog tranzistora s efektom polja (FET; v. Elektronika, sastavni dijelovi, TE 4, str. 483) na ulazu vrlo velik, tako da je napon  $\Delta u_{1i}$  prema formuli (4) vrlo mali, a isto tako ne postoji napon polarizacije  $E$  (odnosno  $\Delta E$ ), jer je elektroda suha, tj. bez upotrebe vodljive paste. Pojačalo je izvedeno u monolitnoj integriranoj tehnici na pločici manjoj od jednog kvadratnog milimetra.

Kao pojačala za pojačavanje bioloških signala najviše se upotrebljavaju diferencijalna pojačala. Ako su elementi jedne polo-

vice diferencijalnog pojačala potpuno jednaki kao i elementi druge polovice pojačala ( $R_D = R'_D$ ,  $\mu = \mu'$ ,  $r_u = r'_u$ ), to će uz istofazni signal na ulazu razlika napona na izlazu biti  $\Delta u_{2i} = 0$ . Ako pak ovi elementi nisu potpuno jednaki, onda se može odabiranjem vrlo velikog otpora  $R_s$  znatno smanjiti pojačanje istofaznog signala, ne utječući na protufazni signal kad male razlike u elementima jedne i druge polovice nemaju toliki utjecaj (sl. 8a). Ako se umjesto otpornika  $R_s$  postavi tranzistor sa serijskim spojenim otpornikom  $R_{s1}$ , onda se, postiže vrlo veliki dinamički otpor (za promjenljivu komponentu), uz mali istosmjerni pad napona na tranzistoru. Kao aktivni elementi ulaznog pojačala danas se najviše odabiru monopolarni tranzistori s efektom polja (FET-ovi), dok se bipolarni tranzistori upotrebljavaju ondje gdje nije prijeko potrebno da ulazni otpor bude vrlo velik. Pojačala se redovito izvode kao izmjenična, da se spriječi posmak nule, tako da je cijelokupni trakt pojačanja odijeljen najmanje jednim kondenzatorom. Taj kondenzator određuje i vremensku konstantu cijelokupnog pojačala, a donja granična frekvencija  $f_d$  vezana je s vremenskom konstantom  $\tau$  preko izraza  $f_d = (2\pi\tau)^{-1}$ .



Sl. 8. Diferencijalno pojačalo (a) i plivajuće pojačalo (b)

Vrlo veliki faktor rejekcije može se postići i tzv. plivajućim pojačalom. To je pojačalo u kojem se mora ostvariti, po mogućnosti, što bolja odvojenost od izvora za napajanje, izlaznih priključnica itd. Ako se takvo pojačalo prikaže bilo kakvom mrežom (sl. 8b), a električna veza s masom pređeći impedancijama  $Z_1$  i  $Z_2$  (a može ih biti i više), onda će uz neki istofazni napon na ulazu  $u_{1i}$  preko impedancija  $Z_1$  i  $Z_2$  biti zatvorena petlja preko mase i teći će neka struja kroz cijelu mrežu, pa i kroz otpor  $R$  na kojem su priključene izlazne priključnice, tako da će na izlazu postojati neki napon  $\Delta u_{2i} = R i$ , pobuđen istofaznim ulaznim naponom  $u_{1i}$ . Kako ova mreža ima i neko pojačanje protufaznog signala  $A_d$ , to je faktor rejekcije

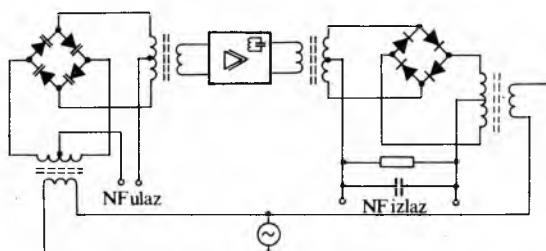
$$H = \frac{A_d}{\Delta u_{2i}}. \quad (7)$$

$u_{1i}$

Ako veza s masom postaje sve slabija, što znači da impedancije  $Z_1$  i  $Z_2$  postaju sve veće i teže u beskonačnost, onda struja  $i$  teži nuli, odnosno i protufazni signal  $\Delta u_{2i}$  teži nuli, što znači da faktor rejekcije  $H$  postaje beskonačan za  $Z_1 = \infty$  i  $Z_2 = \infty$ .

Primjer takva pojačala jest pojačalo s transpozicijom frekvencije koji ima modulator s kapacitivnim diodama na ulazu

(sl. 9). Te kapacitivne diode, spojene u mosnom spoju, potpuno su odvojene od ostalih elemenata. Impedancije  $Z_1$  i  $Z_2$  predstavljene su parazitnim kapacitivnostima između primarnih i sekundarnih zavojnica prijenosnih transformatora, koje su za niske frekvencije do 100 Hz gotovo zanemarive, pa se može realizirati veliki faktor rejekcije  $H$ .



Sl. 9. Pojačalo s modulatorom s kapacitivnim diodama

Osim navedenog tipa plivajućeg pojačala, sve se više rabi plivajuće pojačalo koje se sastoji od nekoliko stupnjeva pojačanja, a napaja se posredstvom visokofrekventnog transformatora. Na izlazu pojačala signal se transponira u visokofrekventno područje moduliranjem visokofrekventnog signala niskofrekventnim signalom, da bi se moglo prenijeti visokofrekventnim transformatorom i tako izlaz odijeliti (sl. 10). Iza transformatora signal se odmah demodulira i dovodi se na pojačalo na koje je priključeno pisalo. Velika je prednost primjene visokofrekventnih transformatora u tome što je ulaz izoliran od izlaza pojačala, pa je bolesnik zaštićen od mogućeg strujnog udara, koji pri kateterizaciji srca može nastupiti već pri strujama od tridesetak mikroampera. Na slici 10 prikazana je blok-shema s nekoliko važnijih detalja elektrokardiografa tvrtke Hewlett-Packard. Vidi se da su svi ulazi priključeni preko naponskih sljedila a onda tek na selektor odvoda kojim se odabiru pojedini odvodi. Da bi se postigao veliki faktor rejekcije  $H$ , odabire se srednja vrijednost napona na elektrodama preko triju otpornika od 100 k $\Omega$  i preko pojačala u negativnoj povratnoj vezi dovodi se na desnu nogu bolesnika te se tako smanjuje otpor njegova uzemljenja, odnosno istofazni signal na njemu.

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{c}{J}}, \quad (8)$$

gdje je  $c$  elastičnost opruge koja vraća pisalo u ravnotežu, a  $J$  moment inercije pokretnog dijela pisala. Pisala koja imaju kazaljku s tintom ili ugrijanom niti, imaju gornju graničnu frekvenciju 120 Hz, a pisala koja pišu mlažom tinte pod tlakom od 2,5 MPa, imaju gornju graničnu frekvenciju i do 1200 Hz. Da bi se postigla linearna amplitudno-frekvenčna karakteristika, bez rezonantnih nadvišenja, upotrebljava se u novije vrijeme negativna povratna veza s posebnog namotaja na pokretnom namotaju pisala.

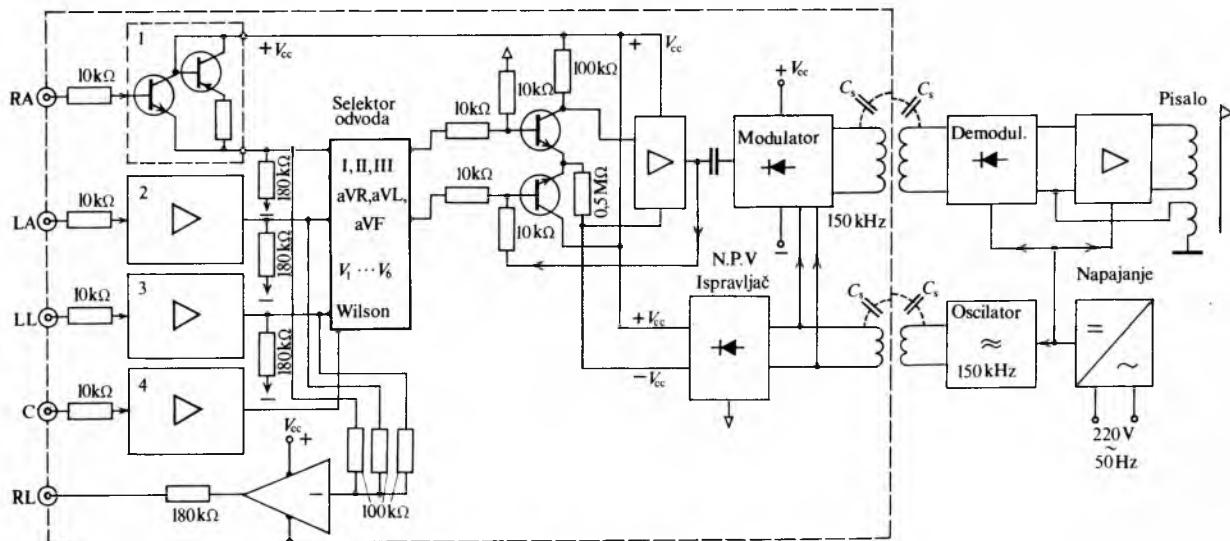
Elektrode, pojačala i pisala koji su opisani primjenjuju se za mjerjenja različitih bioloških napona i u principu se ne razlikuju. Razlika je samo u broju kanala, pojačanju i gornjoj i donjoj graničnoj frekvenciji. Elektrokardiografi izvode se sa 1 ili 3 kanala, rjeđe sa 6 kanala; elektroencefalografi sa 8 ili 12 kanala, a za istraživanja sa 16 ili više kanala. Ostali su uređaji za registraciju bioloških napona obično sa 2, a najviše sa 4 kanala. Maksimalna je osjetljivost elektrokardiografa 0,5 mV/cm (0,5 mV) uzrokuje otklon kazaljke pisala od 1 cm), elektroenzefalografa 10  $\mu$ V/cm, a elektronistagmografa 100  $\mu$ V/cm. Elektroenzefalograf je najosjetljiviji uredaj. Gornja granična frekvencija u navedenim primjerima ne prelazi redovito 100 Hz, osim u miografiji (EMG), gdje je najmanje 2000 Hz, a seže i do 10000 Hz. Vremenska konstanta elektrokardiografa je veća od 3 s kao i elektronistagmografa, dok je elektroenzefalografa 0,3 s, a elektromiografa 0,1 s ili i manja.

#### MJERENJE OSNOVNIH FIZIOLOŠKIH VELIČINA

Za ispitivanje stanja živog organizma promatraju se i mjerne fiziološke veličine kao npr. krvni tlak, temperatura, parcijalni tlakovi ugljik-dioksida i kisika u krvi, električni naponi živog organizma itd.

#### Mjerenje krvnog tlaka

Među mjerjenjima tlaka različitih tekućina u ljudskom organizmu krvni tlak ide, svakako, među najvažnije za vitalne funkcije organizma. Kad se govori o mjerjenju krvnog tlaka, onda je to na prvom mjestu arterijski tlak, i to njegova maksimalna vrijednost, tzv. sistolički tlak, i minimalna vri-

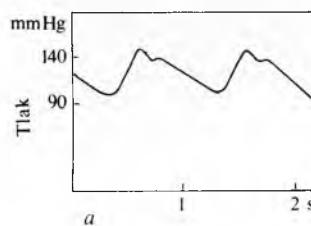


Sl. 10. Blok-shema elektrokardiografa s plivajućim ulazom

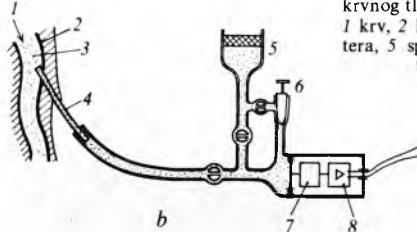
**Pisala** koja se danas upotrebljavaju za registriranje bioelektričnih napona najčešće su izvedena s pokretnim namotajem među polovima permanentnog magneta. Da bi se omogućilo registriranje viših frekvencija (viših od 100 Hz), mora biti dovoljno visoka i rezonantna frekvencija  $\omega_0$  sustava za pisanje, koja iznosi

jednost, tzv. dijastolički tlak. Katkada je interesantan srednji krvni tlak kao karakteristika hemodinamike srca. Osim toga, u posljednje se vrijeme pridaje sve veća pažnja mjerenu srednjeg venoznog tlaka za ocjenu središnje hemodinamike, što je posebno važno pri većim gubicima krvi, nakon trauma, težih

operacija s primjenom umjetnog krvnog optoka i sl. Arterijski tlak se neprekidno mijenja radom srca. U momentu kontrakcije klijetki tlak u arterijama raste, dok pri kraju kontrakcije ne dosegne svoj maksimum. To je sistolički tlak. Nakon toga tlak u klijetkama pada naglo, zatvaraju se zalisci aorte, a u aorti tlak postepeno opada približno po eksponencijalnoj krivulji sve dok se ne dosegne minimalna vrijednost. To je dijastolički tlak (sl. 11). U normalnog mladog čovjeka sistolički tlak je oko 120 mm Hg (16 kPa), a dijastolički oko 80 mm Hg (10,7 kPa). Srednji krvni tlak, koji je oko 90 mm Hg (12 kPa), karakterizira donekle opterećenje srca.



Sl. 11. Promjena krvnog tlaka s vremenom (a), raspored pri mjerjenju krvnog tlaka direktnom metodom (b).



Mjerenja krvnog tlaka mogu se provesti direktno ili indirektno.

**Direktno mjerjenje tlaka**, koje se sastoji u uvlačenju katetera u arteriju, daje najtočniji rezultat i može indicirati ovisnost tlaka o vremenu u svakom danom momentu. Ta se krivulja krvnog tlaka prikazuje na osciloskopu ili registrira pisalom. To je najsavršenija metoda s tehničkog gledišta, ali ima nedostatke s obzirom na bolesnika gdje dugotrajnija primjena katetera kroz nekoliko dana može uzrokovati infekciju ili omogućiti stvaranje tromba ili formiranje aneurizme. Zato se punkcija arterije radi uvlačenja katetera ne primjenjuje u svakom slučaju. Pretvarač tlaka u napon redovito se ne uvodi zbog svojih dimenzija u arteriju (specijalni vrlo mali pretvarači se mogu uvući), nego se kateter preko cjevčice ispunjene tekućinom spaja s pretvaračem. Za vjerno prenošenje tlaka na membranu pretvornika posredstvom tekućine najčešće mora biti rezonantna frekvencija ovog sustava znatno iznad gornje granične frekvencije promjene tlaka. Rezonantna frekvencija sustava jest

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{c}{M}}, \quad (9)$$

gdje je  $c$  elastičnost membrane pretvarača ( $c = F/x$ ,  $F$  je sila a  $x$  pomak), a  $M$  je masa fiziološke otopine u cjevčici i masa membrane, tj. zbroj svih masa koje se pomiču pod djelovanjem krvnog tlaka. Povremeno je potrebno ispiranje sustava tekućinom iz spremnika (sl. 11) da se izbjegne eventualno taloženje i stvaranje mjeđuhrića zraka u sustavu za mjerjenje tlaka. Protjecanje je tekućine u automatskom ispiranju  $\sim 1 \text{ cm}^3/\text{h}$ . Kao pretvarači nekada su se najviše upotrebljavali diferencijalni induktivni pretvarači, a danas se sve više upotrebljavaju rastezni pretvarači (engl. strain gange), koji kao otpornički element imaju poluvodički materijal. Otpor neke žice ili poluvodičkog materijala dan je izrazom

$$R = \rho \frac{l}{q}, \quad (10)$$

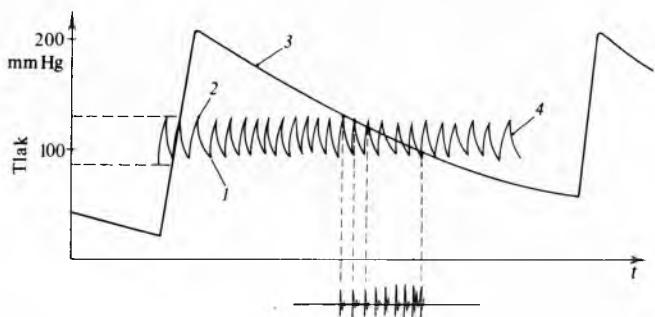
gdje je  $\rho$  otpornost (specifični otpor),  $l$  duljina žice, a  $q$  presjek. Ako dođe do istezanja žice za iznos  $\Delta l$ , onda će se i promjer žice smanjiti za  $\mu = -\frac{\Delta d}{d} \cdot \frac{l}{\Delta l}$  (Poissonov koeficijent  $\mu$ ), ali i ot-

pornost  $\rho$  neće ostati nepromijenjena, nego će se promijeniti za  $\Delta \rho$ . Ta je promjena otpornosti naročito važna u poluvodiču. Rezultat istezanja je promjena otpora  $\Delta R$ , koja iznosi

$$\frac{\Delta R}{R} = \left( 1 + 2\mu + \frac{\Delta q}{q} \frac{l}{\Delta l} \right) \frac{\Delta l}{l}. \quad (11)$$

Izraz u zagradi je za žicu od konstantana 2,1, za žicu od nikla više od 10, za žicu od silicija P-tipa 100...170, a N-tipa – 100...–140. Rastezni otpornici nalaze se u jednoj ili u dvije suprotne grane neuravnoteženog mosta koji promjene otpora  $\Delta R$  pretvara u promjenu napona  $\Delta u$ . Kako se osjetljivost pretvornika upotrebom poluvodiča znatno povećala, izvor napona ne mora biti izmjenični, nego može biti i istosmjerni. Zahvaljujući većoj osjetljivosti pretvarača, pomak nule istosmjernog pojačala nema veliki utjecaj, jer pojačanja pojačala mogu biti manja. Čak se može u specijalnim uređajima s vrlo malim dimenzijama izvesti cijelokupni most u monolitnoj integriranoj technici. Pojačani napon proporcionalan tlaku dovodi se na katodnu cijev ili se registrira na papiru pisalom.

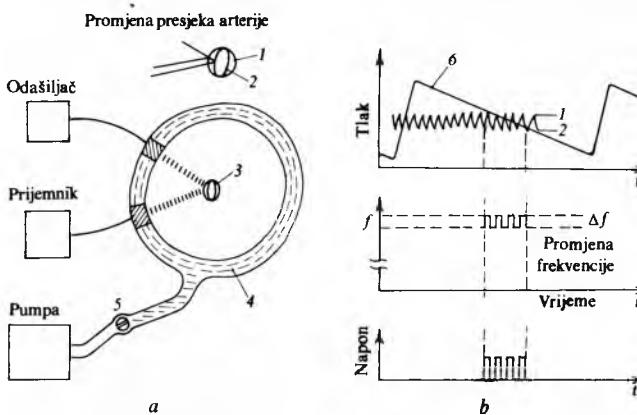
**Indirektno mjerjenje tlaka** je bezbolno i za bolesnika mnogo ugodnije. Za automatsko mjerjenje tlaka primjenjuje se dobro poznata *Riva-Rocci* metoda koja se danas kao neautomatska gotovo isključivo primjenjuje u medicini. Metoda se sastoji u stavljanju obujmice, tzv. manšete, na nadlakticu bolesnika. Ta se obujmica napušte zrakom tako da tlak zraka potpuno zaustavi protjecanje krvi. Krv će početi protjecati svakako u trenutku sistole, kad je tlak krvi najviši i kad može nadvladati tlak u obujmici koji steže krvne žile u nadlaktici. Taj moment, kad krvni tlak nadvlađa tlak u obujmici, može se čuti osjetljivim stetoskopom kao šum poznat pod imenom *Korotkovićev šum* (zrak). Liječnik tog trenutka očita na manometru iznos sistoličkog tlaka. Trenutak kad se Korotkovićev šum izgubi, očitan na manometru, predstavlja dijastolički tlak (sl. 12). Očito je da se umjesto stetoskopa i liječnika može postaviti mikrofon i provesti automatska registracija. Napon iz mikrofona pri pojavi Korotkovićeva šuma može upravljati nekim okidnim sklopom koji će podatak o tlaku (sistoličkom) u tom trenutku indicirati analogno ili digitalno. Isto tako prestanak Korotkovićeve šume predstavlja će dijastolički tlak.



Sl. 12. Promjena krvnog tlaka s vremenom pri mjerenu krvnog tlaka indirektnom metodom. 1 dijastola, 2 sistola, 3 tlak u manšeti, 4 arterijski tlak

Ta metoda s mikrofonom, tzv. elektroakustička metoda, danas se najčešće upotrebljava. Obujmica se automatski pumpa, prema izboru, svakih, npr. 2,5, 5, 10 i 20 minuta. Brzina je dekomprezije  $\sim 2,5 \text{ mm Hg/s}$  ( $0,33 \text{ kPa s}^{-1}$ ), s time da jedno mjerjenje traje  $\sim 0,5 \text{ min}$ . Točnost je mjerena oko  $\pm 5 \text{ mm Hg}$  ( $0,66 \text{ kPa}$ ), dok je pri neautomatskoj metodi točnost obično  $\pm 10 \text{ mm Hg}$  ( $40 \text{ kPa}$ ). Ako bi taj tlak prekorčio dozvoljenu vrijednost, postoji sigurnosni ventil, koji tlak u obujmici vraća na nulu. Isto tako, ako ne nastupi dekomprezija, maksimalni tlak u obujmici padne na nulu nakon 20 sekundi. To je sve potrebno provesti, jer bi u protivnom moglo doći do opasnosti po zdravlje bolesnika. Isto tako svaki kvar na stroju prazni obujmicu. Najveći problem pri elektroakustičkoj metodi jest točno određivanje početka nastajanja i nestajanja Korotkovićeva šuma i njegovo izdvajanje od vanjskih šumova i smetnji. U tom se smislu pokušalo raspoznavati Korotkovićev šum analizom

spektra, koji pokriva područje frekvencija  $40\cdots250$  Hz, a pri tom su maksimumi pri 40, 50 i 150 Hz. Raspoznavanje spektra Korotkovljeva šuma rješavalo se upotrebom filtra. Osim navedenog načina u smislu smanjenja smetnji, nastojalo se sinhronizirati Korotkovljev šum sa signalima pulsa, zatim zaustavljanjem mjerena ako je prije pojave Korotkovljeva šuma postojala neka vanjska smetnja. U nekim se slučajevima i dvije takve metode primjenjuju istodobno. Primjena tih metoda je znatno poboljšala točnost indirektne elektroakustičke metode. No time nisu navedene sve metode koje postoje za indirektno mjerjenje tlaka. Neka bude spomenuta još metoda koja primjenjuje ultrazvuk i daje doste dobre rezultate. U toj se metodi ne upotrebljava Korotkovljev šum. Usmjereni ultrazvučni odašiljač odašilje ultrazvuk frekvencije 10 MHz, s gustoćom snage  $40 \text{ mW/cm}^2$ , koji se reflektira od arterije. Kako se arterija širi i streže, put koji prelazi ultrazvučni val se mijenja i s time u vezi frekvencija ultrazvuka. Promjene frekvencije frekventni diskriminatore pretvara u promjene napona, koje se lako prikazuju.



Sl. 13. Mjerenje krvnog tlaka pomoću ultrazvuka. a raspored, b promjena tlaka i napona s vremenom; 1 sistola, 2 dijastola, 3 arterija, 4 manšeta, 5 ventil, 6 tlak u manšeti

Dok je sistolički tlak ispod tlaka u obujmici, arterija se ne miče. U momentu kad sistolički tlak postane veći od tlaka u obujmici, arterija se naglo pomakne zbog protjecanja krvi kroz nju i na taj se način automatski odredi pri kojem je to tlaku u obujmici bilo. Pri dijastoličkom tlaku prestaju nagli pokreti arterije, što se također lako indicira (sl. 13). Indirektno se mogu odrediti samo sistolički i dijastolički tlak, a ne cijelokupna krivulja vremenske promjene tlaka.

#### Mjerenje temperature tijela

Temperatura se, osim klasičnog načina mjerena živinim termometrom, može danas mjeriti i tekućim kristalima koji mogu mijenjati boju prema temperaturi. Za točna mjerena i u intenzivnoj njezi najviše se upotrebljavaju kao pretvarači termoparovi i otpornički termometri, a za opću upotrebu termistori.

Termopar sačinjavaju dva različita metala koji su na jednom kraju zavareni. Ako postoji razlika temperature između zavarenog kraja i slobodnih krajeva, onda se između slobodnih krajeva javlja napon proporcionalan razlici temperature. U medicini se najviše rabe parovi bakar i konstantan, ili željezo i konstantan. Dobivena razlika potencijala u takvu slučaju jest 45, odnosno  $52 \mu\text{V}$  po kelvinu. Takvi termometri su vrlo jednostavni i točni. Trebaju jedno istosmjerno pojačalo. Jedino je problem pri mjerenu absolutne temperature kako održati konstantnu temperaturu jednog kraja termopara. Termoparovi zbog male toplinske mase vrlo lako poprimaju temperaturu okoliša, što je za mjerenu temperatu na različitim objektima posebno važno, jer ne treba dugi čekati da se temperatura očita. Osim toga, iz istih razloga termoparovi se upotrebljavaju za mjerenu respiraciju pri intenzivnoj njezi dojenčadi. Razlika u temperaturi između udisanog i izdisanog zraka može se pratiti kao promjena napona na termoparu i na taj način

qualitativno kontrolirati kako novorođenče diše. Osjetljivost termopara može se povećati njihovim serijskim spajanjem. Termoparovi od poluvodiča su osjetljiviji.

Najveća se točnost može postići otporničkim termopretvaračima, koji su izvedeni od tankog metala (bakar, nikal, platina) debljine  $0,005\cdots0,1$  mm. Za ne preširoko područje mjerena, kao što je to u medicini, vrijedi linearni odnos između otpora  $R_T$  i temperature  $T$

$$R_T = R_0 [1 + \alpha(T - T_0)], \quad (12)$$

gdje je  $R_0$  otpor pri temperaturi  $T_0$  a  $\alpha$  temperaturni koeficijent otpora. Temperatura se mjeri neuravnoteženim mostom gdje se u jednoj grani nalazi termopretvarač. Na taj način može se postići osjetljivost  $0,005 \text{ K}^{-1}$ . Otpor  $R_0$  obično je  $200\cdots300 \Omega$ .

Najveću osjetljivost imaju termistori,  $-0,03\cdots-0,05 \text{ K}^{-1}$ , što je za oko 10 puta više nego u metala. Odnos između otpora  $R_T$  i temperature  $T$  jest

$$R_T = A e^{\beta T}, \quad (13)$$

gdje su  $A$  i  $\beta$  konstante. Osnovni im je nedostatak rasipanje karakteristika i nelinearne odnose između otpora i temperature. Za točna mjerena oni se ne upotrebljavaju. Vremenska konstanta im se dade pri vrlo malim dimenzijama napraviti dosta malom (manjom od 1 s), zato se mogu upotrebljavati i pri mjerenu respiracije strujom zraka iz nosa.

Temperatura bolesnika najviše se mjeri na koži ili rektalno. Mjerjenje istodobno na oba mesta ima i dijagnostičku vrijednost. Oba mjerena istodobno najčešće se primjenjuju u intenzivnoj njezi. Elektronski termometar sa sondom koja se pritisne na mjesto gdje se želi mjeriti temperatura sadrži najčešće termoparove ili termistore kao pretvarače.

#### Mjerenje pH-vrijednosti te parcijalnog tlaka ugljik-dioksida ( $\text{CO}_2$ ) i kisika ( $\text{O}_2$ ) u krvi

Vrijednost pH (v. poglavje Telemetrija) određuje se na osnovi Nernstove formule, u kojoj je uključena i vrijednost napona indiferentne elektrode  $E_0$

$$E = E_0 + 2,303 \frac{RT}{nF} \log \frac{a_1}{a_2}, \quad (14)$$

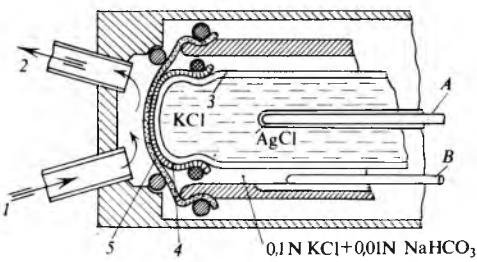
gdje su  $a_1$  i  $a_2$  aktiviteti određenih iona, a oni su proporcionalni koncentracijama iona  $c_1$  i  $c_2$  preko koeficijenta aktiviteta  $\gamma$ , jer je  $a = \gamma C$ .  $R$  je plinska konstanta,  $T$  je apsolutna temperatura,  $F$  je Faradayeva konstanta, a  $n$  je valencija. Pri mjerenu je referentna elektroda neovisna o promjeni koncentracije vodik-iona. Referentna elektroda može biti antimonova elektroda, srebro—srebro-klorid ili kalomelna elektroda. Kalomelna elektroda sastoje se od žive (Hg) u živa(I)-kloridu ( $\text{HgCl}$ ) zvanom kalomel, u staklenoj cjevčici, a kalomel opet preko poroznog čepa nalazi se u drugoj koncentričnoj cijevi sa  $3,5$  molarnom otopinom kalcij-klorida. Kraj ove cijevi ima također prazan čep, koji se nalazi u otopini što mjeri pH-vrijednost, koja se pak određuje staklenom elektrodom. Ona preko tanke stijenke propušta samo vodik-ione,  $\text{H}^+$ . Napon kalomelne elektrode je konstantan i neovisan o promjeni koncentracije vodik-iona i iznosi  $E_0 = 0,247 \text{ V}$ , dok se napon staklene elektrode mijenja prema koncentraciji vodik-iona, tako da se Nernstova formula može napisati kao

$$E = -0,247 - (54,1 + 0,198t)pH, \quad (15)$$

gdje je  $t$  temperatura otopine u  $^\circ\text{C}$ , i vidi se kako napon  $E$  ovisi o pH.

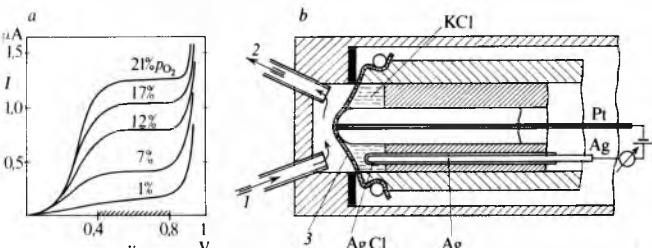
**Mjerenje parcijalnog tlaka ugljik-dioksida ( $p_{\text{CO}_2}$ ).** Oko staklene elektrode postavlja se permeabilna membrana od teflona, debljine  $10\cdots20 \mu\text{m}$ . Membrana je porozna samo za ugljik-dioksid,  $\text{CO}_2$ , a ne i za ione. Između te membrane i staklene elektrode nalazi se vodena,  $0,01$  molarna otopina natrij-hidrogenkarbonata,  $\text{NaHCO}_3$  i  $0,1$  molarna otopina kalij-klorida,  $\text{KCl}$ . Ta je elektroda izvedena kao kiveta, što se vidi na sl. 14. Referentna elektroda je kalomelna elektroda

smještena u otopini natrij-hidrogenkarbonata i kalij-klorida. Između teflonske membrane i staklene elektrode nalazi se separator koji je natopljjen vodenom otopinom natrij-hidrogenkarbonata. Takva elektroda ima relativno brzi odziv, pa potencijal dosegne 95% svoje maksimalne vrijednosti za 20 sekundi (stariji tipovi elektroda trebali su 2 min). Napon koji se pojavljuje između srebrne (A) i kalomelne (B) elektrode proporcionalan je parcijalnom tlaku ugljik-dioksida ( $p_{CO_2}$ ) u krvi.



Sl. 14. Presjek kivete za mjerjenje parcijalnog tlaka ugljik-dioksida ( $p_{CO_2}$ ). 1 ulaz krvi, 2 izlaz krvi, 3 staklo osjetljivo na  $H^+$ , 4 separator, 5 teflonska membrana propusna za  $CO_2$ ; A srebrna, B kalomelna elektroda

**Mjerjenje parcijalnog tlaka kisika ( $p_{O_2}$ )** osniva se na redukciji kisika koji doseže platiniku elektrodu. Uz određeni napon, koji se priključuje na elektrodu, teče struja proporcionalna količini kisika u otopini. To se vidi iz dijagrama na sl. 15a, gdje je struja  $I$  ovisna o količini kisika, a o naponu je gotovo neovisna, u području od 0,4–0,8 V. Kako je elektroda izvedena prikazuje sl. 15b. Polupropusna membrana od polipropilena propušta samo kisik ( $O_2$ ) koji se reducira na platiniskoj elektrodi (prihvacači elektrone). Na taj se način uspostavlja struja uz neki napon (0,4–0,8 V), najčešće 0,7 V. Kao referentna elektroda upotrebljava se u ovom slučaju elektroda Ag/AgCl, iako bi se mogla isto tako upotrijebiti i kalomelna elektroda. Brzina reakcije tih elektroda je velika i dosegne 97% maksimalne vrijednosti za 0,5 s. Linearnost te elektrode je također vrlo dobra, te odstupanja iznose manje od 1% za cijelokupno područje 0–100% kisika ( $O_2$ ).



Sl. 15. Mjerjenje parcijalnog tlaka kisika ( $O_2$ ). a strujno-naponska karakteristika, b presjek kivete; 1 ulaz krvi, 2 izlaz krvi, 3 polipropilenska membrana

Pri mjerenu pH-vrijednosti i parcijalnog tlaka  $CO_2$  upotrebljavaju se istosmjerna pojačala s vrlo velikim ulaznim otporom, što se može ostvariti ili elektrometarskim cijevima ili MOSFET-ovima kada se mogu postići ulazni otpori od  $10^{13} \Omega$ . Nekada se upotrebljavaju i pojačala s dinamičkom kapacitivnošću. Kad su veliki ulazni otpori, treba obratiti posebnu pažnju na elektrostatsku zaštitu. Veliki ulazni otpor pojačala je potreban, jer je otpor staklenih elektroda vrlo velik, iznosi  $10^7$ – $10^9 \Omega$ . Pri mjerenu parcijalnog tlaka kisika potrebno je mjeriti struje  $\sim 1 \mu A$  i manje, što je s obzirom na pojačalo lakše realizirati.

#### Reografske metode

Reografske metode služe za mjerjenje unutrašnjeg otpora organizma (v. nadomjesnu shemu elektrode na sl. 3b). Da bi se izmjerio unutrašnji otpor  $R_u$ , koji je znatno manji od otpora  $R_p$ , mora se primijeniti napon više frekvencije (obično

50–100 kHz), za koji kapacitivnost  $C_p$  elektrode predstavlja kratki spoj i samim tim kratko spaja otpor  $R_p$ , pa se mjeri samo vrijednost unutrašnjeg otpora  $R_u$ . Otpor je  $R_u$  u nekim slučajevima promjenljiv ako se mjeri njegov iznos, npr., u predelu pluća. Prilikom svakog udijala taj se otpor povećava zbog veće otpornosti plućnog tkiva kad je ono ispunjeno s više zraka. Na taj se način može mjeriti respiracija. U ovom slučaju je čak približno linearan odnos između količine udahnutog zraka i promjene unutrašnjeg otpora ili, točnije, impedancije. To je dosta dobra metoda za mjerjenje respiracije, jer ne zahtijeva ništa drugo nego postavljanje dviju elektroda (jednu ispod pazuha, a drugu dvadesetak centimetara niže). Ako se ove elektrode postave na prsima, može se istodobno snimiti i elektrokardiogram preko istih elektroda. Kako su frekvencije pri elektrokardiografiji mnogo niže nego pri reografiji, lako je provesti separaciju frekvencija filtrima. Reografske se metode primjenjuju i radi ispitivanja prokrivenosti pojedinih organa. Naime, dolaskom veće količine krvi u arterije za vrijeme sistole, arterije povećavaju obujam, a kako je krv vrlo dobro vodljiva, povećava se vodljivost među elektrodama suprotno slučaju kod dijastole, kada je otpor veći. Istina, ove su promjene otpora ili vodljivosti male i iznose  $\sim 0,1$ – $0,5\%$  relativne promjene otpora  $\Delta R/R$ . Ako se ta ispituje na glavi, odnosno mozgu, onda se mogu dobiti podaci o arterijskoj mozgu i nesimetrijama u napajanju krvlju lijeve i desne polutke mozga. Takva reografska mjerena poznata su pod imenom *reencefalografija*.

Za mjerjenje relativno malih promjena impedancije  $\Delta Z/Z$  (ili otpora  $\Delta R/R$ ) najčešće se upotrebljavaju neuravnoteženi mostovi, a mogu i omnetri (kad se mjeri respiracija, to je impedancijska pletizmografija). U primjeni mosne metode u jednoj grani mosta nalazi se izvor konstantnog izmjeničnog napona, a u drugoj diferencijalno pojačalo. Izlaz iz tog pojačala najčešće se priključuje na jedan kanal elektroenzefalografa ili elektrokardiografa kako bi se mogle sve promjene registrirati na papiru.

Do promjene otpora kože  $R_p$  dolazi zbog različitih emocijonalnih stanja kada se ovaj otpor smanjuje. To je tzv. *psychogalvanski refleks*. Mjerjenje takvih promjena primjenjuje se u eksperimentalnoj psihologiji i kriminalistici (tzv. detektor laži). Mjeri se istosmjernim naponom ili naponom niske frekvencije (ne više od nekoliko stotina herca).

#### INTENZIVNA NJEGA (SKRB)

Intenzivna se njega primjenjuje kad je bolesnik u teškom stanju, i kad je potrebno neprekidno kontrolirati osnovne životne funkcije. To se posebno odnosi na bolesnike u traumi, nakon teških operacija, znatnog poremećaja srčanog ritma, predinfarktnog stanja, šoka, trovanja itd. Osnovne životne funkcije nemoguće je pratiti običnim promatranjem bolesnika i mjerjenjem temperature, arterijskog tlaka i sl. Da se to omogući, sve se nedelektrične veličine pretvaraju u električne, što omogućuje lakšu njihovu obradu. Parametri koji dolaze u obzir pri mjerenu jesu arterijski sistolički i dijastolički tlak, srednji arterijski tlak i katkad venozni tlak, zatim mjerjenje srčanog ritma s prikazivanjem elektrokardiograma. Svakako da dolazi u obzir i mjerjenje temperature i frekvencije dijanja (respiracija). Katkada se primjenjuje i elektroenzefalografija. Parametri koji se mjeri ovise i o vrsti bolesti. Tako su u koronarnim jedinicama najpotrebniji uređaji za mjerjenje srčanog ritma i naponu uz mjerjenje arterijskog i venoznog krvnog tlaka. Uz to se uz ostale uređaje za reanimaciju nalaze i defibrilatori. U intenzivnoj njezi novorođene djece uz mjerjenje srčanog ritma mjeri se temperatura ambijenta, kože i rectuma, osim toga kontrolira se respiracija mjerjenjem impedancije pluća. Intenzivna njega može se primjenjivati i neposredno nakon težih operacija u roku od nekoliko dana dok se vitalni parametri bolesnika ne vrate u normalno stanje. Ponekad je potrebno uz kontroliranje krvnog tlaka kontrolirati i parcijalne tlakove kisika ( $p_{O_2}$ ) i ugljik-dioksida ( $p_{CO_2}$ ) u krvi. Sve veličine koje je potrebno mjeriti nisu čvrsto određene, tako da se ponekad neke veličine za istu vrstu intenzivne njege pri-

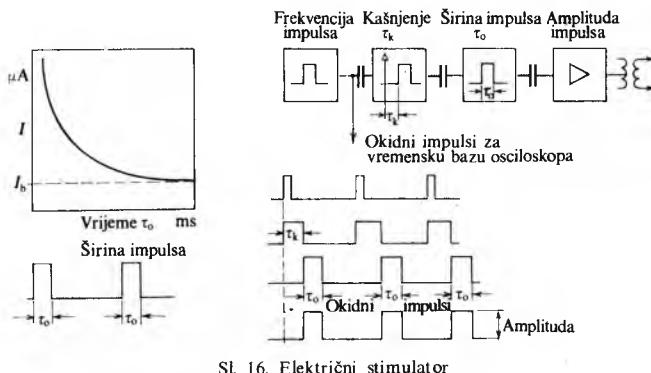
mjenjuju, a ponekad ne, što je diktirano različitim kriterijima. Podaci koji se dobiju mjerljem prikazuju se ili analogno instrumentima s kazaljkom ili digitalno. Osim toga, elektrokardiogram se snima neprekidno na katodnoj cijevi, a može se registrirati na papiru automatski u izvjesnim kritičkim slučajevima kada je dan alarm o prekoračenju kritičnih vrijednosti. Da bi se dobili i podaci koji su prethodili takvim slučajevima, obavlja se permanentna registracija na magnetskoj traci, koja je slijepljena u petlju tako da se može snimiti elektrokardiogram u trajanju od 10–15 s. Budući da je traka spojena u petlju, to se stari podaci ne prestanu brišu, a novi upisuju, što omogućuje promatranje elektrokardiograma desetak sekundi unazad. Snimanje elektrokardiograma na magnetsku traku obavlja se frekvencijskom modulacijom, kako bi naponi vrlo niskih frekvencija mogli biti reproducirani s dovoljnim naponom. Ima uređaja (u novije vrijeme), koji memoriranje podataka provode digitalno. U koronarnim jedinicama redovito su prisutni i defibrilatori koji treba da zaustave fibrilaciju klijetki ili veće arterije (v. poglavje *Električna stimulacija*).

Kad mjerni podaci kritičnih veličina prekorače dozvoljenu vrijednost, bilo maksimalnu bilo minimalnu, onda dolazi do zvučne ili svjetlosne uzbune, što upućuje bolničko osoblje da treba doći do bolesnika, jer je došlo do prekoračenja kritičnih vrijednosti.

Uređaji intenzivne njegе mogu biti postavljeni uz bolesnički krevet sa svim pokaznim instrumentima, od kojih najvažniji mogu biti postavljeni u središnjoj jedinici. Središnje mjesto uvijek postoji ako je više kreveta u intenzivnoj njeki. Intenzivna njega samo uz bolesnički krevet upotrebljava se za manje jedinice s najviše tri kreveta. Uzbuna, koja se pojavi na središnjem mjestu, može se iskopati samo kod bolesničkog kreveta, što prisiljava dežurno osoblje da dođe do bolesnika.

### ELEKTRIČNA STIMULACIJA

Električna stimulacija primjenjuje se u dijagnostici i terapiji. U dijagnostici se primjenjuje uglavnom za ispitivanje atrofije i degeneracije mišića, a u terapiji za sprečavanje mišićne atrofije, podraživanja mišićnih vlakana koja se ne mogu ili slabo mogu podražiti fiziološki, zatim za poboljšanje opskrbe krvlju mišićnog i drugog tkiva.



Sl. 16. Električni stimulator

Električna stimulacija najčešće se obavlja pravokutnim impulsima različite frekvencije i trajanja (sl. 16). Katkada se stimulira i parovima impulsa ili serijom impulsa. Valni oblici mogu biti i pilastog ili eksponencijalnog oblika. Ako se podražuje impulsa pravokutnog oblika, onda između intenziteta podražaja  $I$ , koji je dan strujom pri kojoj dolazi do kontrakcije mišića, te vremena njegova trajanja  $\tau$ , postoji slijedeći odnos

$$I = \frac{a}{\tau} + I_b, \quad (16)$$

gdje su  $a$  i  $I_b$  konstante.  $I_b$  predstavlja struju reobaze, tj. najmanju struju pri kojoj se još može pobuditi kontrakcija mišića uz vrlo dugo trajanje impulsa.

**Električni stimulatori.** Električnih stimulatora ima mnogo različitih vrsta: od onih jednostavnijih, koji generiraju impulse nepromjenljive amplitude, frekvencije i trajanja, do onih vrlo složenih, kojima se sve navedene veličine mogu mijenjati u širokim granicama i koji još imaju mogućnost realizacije kašnjenja impulsa prema nekom početnom okidnom impulsu. Osim toga, većina stimulatora ima odvojen izlaz koji nema nikakve galvanske veze s prethodnim stupnjevima. Prvi stupanj je najčešće astabilni multivibrator promjenljive frekvencije. Prvi brid pravokutnog impulsa služi kao početni okidni impuls, najčešće za okidanje vremenske baze osciloskopa. Nakon toga stupnja slijedi stupanj koji omogućuje kašnjenje impulsa za neki iznos  $\tau_k$ , što se može realizirati nekim monostabilnim multivibratorom promjenljivog trajanja  $\tau_k$ . Zadnji brid tog impulsa okida navedeni monostabilni multivibrator, kome se može opet mijenjati širina  $\tau_0$  i što određuje trajanje impulsa. Posljednji stupanj je pojačalo snage. Ono osigurava dovoljnu struju (intenzitet) impulsa. Impulsi se na izlazu najčešće odvajaju specijalnim transformatorom. Osnovna karakteristika tog transformatora jest njegova široko-pojasnost, tj. vrlo niska donja i visoka gornja granična frekvencija, što osigurava dovoljno dobru vjernost prijenosa impulsa. Odjeljivanje impulsa može se realizirati i posredstvom visokofrekventnog transformatora mnogo jednostavnije izvedbe. Tada se impulsem modulira visokofrekventni izvor frekvencije od npr. 5 MHz, što se lako prenosi malim visokofrekventnim transformatorom s malim rasipnim kapacitetima između primara i sekundara transformatora. Na izlazu tog transformatora nalazi se demodulator s diodama, koji visokofrekventni modulirani napon ispravlja i pretvara u impulse bez visokofrekventne komponente. To je znatno jeftinije, ali ne i bolje rješenje od primjene specijalnog niskofrekventnog transformatora.

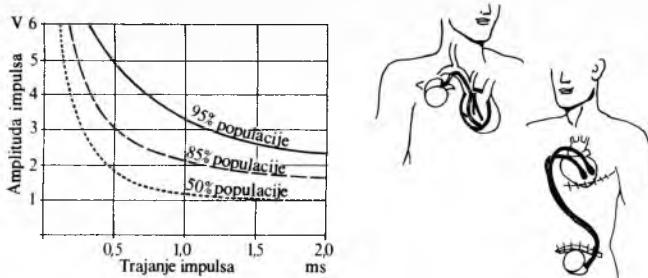
Različiti stimulatori upotrebljavaju se za stimuliranje mnogih organa, npr.: srca (pace-maker), mokraćnog mjehura (kad je poremećeno zadržavanje mokraće), anusa (kad je poremećeno zadržavanje blata), maternice (za pojačavanje trudova u porodu, ne uvijek sasvim uspješno). Zatim za stimulaciju peristaltike crijeva i motorike želuca (kad je motorika nedovoljna, najčešće poslijе operacije), disanja podraživanjem diafragme i korotidnog sinusa (radi smanjenja sistoličkog krvnog tlaka kod stenokardije i angine pektoris). U većini navedenih slučajeva ne smije se stimulirati duže vremena.

### Stimulatori srčanog ritma

Srčani stimulatori (engl. *pace-maker* — davač takta) spadaju svakako među najuspješnije primjenjene elektrostimulatore. Oni se primjenjuju pri kroničkom srčanom bloku (atrioventrikularne blokade), tzv. Adams-Stokesovu sindromu, ekstremnoj bradicardiji i sličnim težim oblicima srčanih aritmija. Uzrok navedenih bolesti jesu poremećaji u širenju podražajnog impulsa. Podražajni srčani impuls širi se od svog mesta nastajanja, u tzv. sinusnoatrijskom čvoru smještenom na vrhu desne pretklijetke, do atrioventrikularnog čvora koji se nalazi između desne pretklijetke i desne klijetke, da bi se zatim proširio preko Purkynéovih niti na obje klijetke. Širenje električnih impulsa pobuduje depolarizaciju i kontrakciju srčanog mišića. Navedene bolesti posljedica su slabog ili nikakva širenja impulsa od sinusno-atrijskog do atrijskoventrikularnog čvora. Upotrebom električnog stimulatora mogu se nadomjestiti srčani impulsi uvlačenjem jedne elektrode stimulatora u desnu klijetku srca, dok je druga elektroda smještena negdje izvan srca i zove se indiferentna elektroda. To je tzv. monopolarna stimulacija. Kabel uvučen u srce može imati i dvije elektrode, koje obje ulaze u desnu klijetku. Napon stimulacije pojavljuje se između tih dviju elektroda, što predstavlja bipolarnu stimulaciju. Bipolarni tip elektroda i način stimulacije je nešto bolji s obzirom na utjecaj vanjskih smetnji, nego monopolarni. Opisani način postavljanja elektrode ili elektroda u desnu klijetku (ventrikul) (endokardijalni način) uvjetuje implantaciju srčanog stimulatora potkožno u području ispod desne ključne kosti. No, elektrode se mogu učvrstiti spojnicama sličnim vijku i na srčani mišić izvana (miokardijalni način) kada je potrebno izvršiti torakotomiju i implantirati srčani stimulator na abdominalnu stijenu. Kad je

bolesniku potrebna stalna stimulacija srca, električni stimulatori se implantiraju potkožno. Ako bi srčani stimulator bio smješten izvana, a elektrode se nalazile na mjestima ranije spomenutim, bolesnik bi bio izložen infekciji na mjestima gdje kabeli elektrode idu pod kožu. Ako je pak bolesniku potrebna kratkotrajna stimulacija, što je često potrebljeno nakon preboljelog infarkta, onda se koristi vanjska stimulacija (ekstrakorporalna). Još se može koristiti djelomična implantacija kada se energija prenosi bežično.

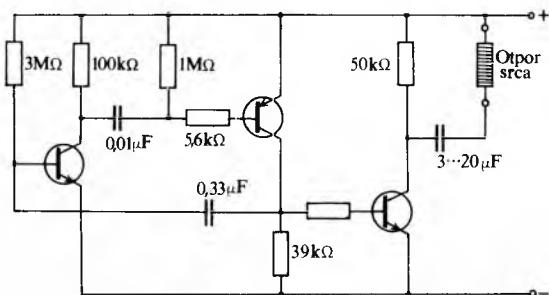
*Amplitude srčanih impulsa* ovise o intenzitetno-vremenskoj krivulji srca. Kao pri svakom mišiću tako i ovdje kraći impulsi zahtijevaju veći intenzitet impulsa, a dulji obrnuto (sl. 17). Ta krivulja, svakako, nije ista za svakog bolesnika, te postoje određene individualne razlike. Tako se može srce stimulirati i s naponom od 5 V, uz trajanje impulsa od 0,3 ms, kao i s naponom od 1,1 V, uz trajanje impulsa od 1,8 ms. Širinu impulsa treba uzeti i nešto većom da bi se osigurala veća pouzdanost ako dođe do promjene otpora elektrode. Naime, otpor se elektrode poveća nakon nekog vremena od implantacije, što bi moglo uzrokovati prekid stimulacija zbog preslabe struje impulsa. Otpor srca je oko  $500\Omega$ . Za podražaj je mjerodavna struja impulsa, no zbog lakšeg mjerjenja u podacima se češće navode naponi. Najviše se primjenjuju impulsi širine  $0,5\text{--}1\text{ ms}$ , napona  $4\text{--}6\text{ V}$ , odnosno struje od  $8\text{--}12\text{ mA}$ . Kad bi frekvencija impulsa bila visoka, potrošnja energije bi bila velika, no za 70 otkucaja u minuti impuls se pojavljuje svakih 860 ms, što uz trajanje impulsa, npr., od 0,7 ms i amplitude od 10 mA predstavlja prosječni potrošak struje od  $8,1\mu\text{A}$ .



Sl. 17. Intenzitetno-vremenska krivulja srca i prikaz implantacije srčanog stimulatora

Uzme li se još u obzir da stupanj djelovanja srčanog stimulatora nije bolji od 0,5, izlazi da je potrošak struje  $\sim 16\mu\text{A}$ . Zahvaljujući tako maloj potrošnji, srčani stimulator s baterijama malog kapaciteta može trajati vrlo dugo. Tako bi srčani stimulator s baterijom kapaciteta  $350\text{ mAh}$  mogao raditi neprekidno  $(350 : 16)10^3 = 21880$  sati ili 911,67 dana, tj. 2,5 godine. Napon od 5,5 V postiže se serijskim spajanjem, najčešće 4 živina elementa, od kojih svaki ima napon od 1,35 V. Dugo trajanje baterija je za bolesnika posebno bitno, jer se na taj način kirurški zahvat, potreban pri promjeni srčanog stimulatora, odgadava.

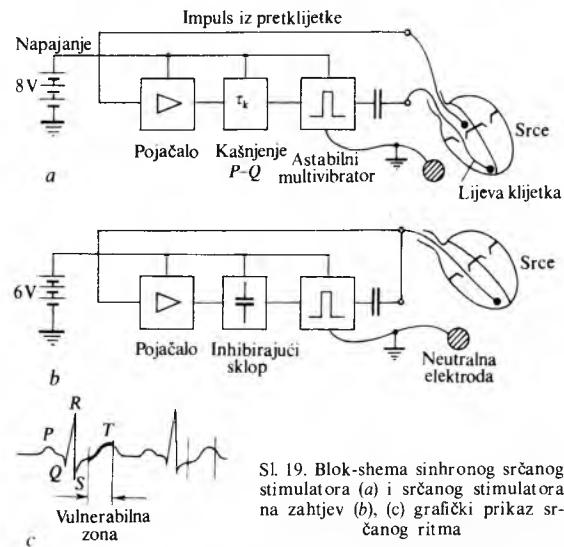
**Asinhroni srčani stimulator** ili stimulator s konstantnim brojem impulsa u minuti (engl. *fixed rate*) jest najjednostavniji tip stimulatora, i na njega su se odnosili do sada navedeni podaci. Takav se stimulator sastoji od izvora impulsa, koji



Sl. 18. Shema asinhronog srčanog stimulatora s astabilnim multivibratorom i komplementarnim tranzistorima

je nekad bio blokirajući oscilator, a danas je to najčešće astabilni multivibrator s komplementarnim tranzistorima. Zahvaljujući komplementarnim tranzistorima moguće je realizirati multivibrator koji će voditi struju samo za vrijeme trajanja impulsa (kao u blokirajućeg oscilatora), dok za vrijeme stanke između impulsa struja neće teći. To omogućuje veliku uštedu energije (sl. 18), što nije slučaj pri astabilnom multivibratoru s istovrsnim tipom tranzistora (PNP ili NPN; v. *Elektronika, sastavni dijelovi*, TE 4, str. 478). Blokirajući oscilator izgubio je na značenju zbog relativno velikog i nepodesnog transformatora. Izlazni stupanj ima tranzistor koji također ne vodi za vrijeme stanke između dva impulsa i radi na principu *vodi-nevodi* (engl. *on-off*). Elektroda sa srca je priključena preko kondenzatora kako bi se izbjegla istosmjerna komponenta koja polarizira i time povećava otpor elektroda.

**Sinhroni srčani stimulator** nema stalnu frekvenciju, nego se njegova frekvencija sinhronizira sa P-valom srčanog ritma (sl. 19a). Taj tip je mnogo složeniji od asinhronog srčanog stimulatora. Kad bolesnik nema P-val, taj srčani stimulator radi asinhrono, tj. sa stalnom frekvencijom od 70 impulsa u minuti. Ako bi se slučajno pojavio normalni srčani ritam s prisutnim P-valom, rad astabilnog multivibratora se zaustavlja za neko vrijeme, 120–200 ms, nakon čega multivibrator (sada radi kao monostabil) daje impuls. Nakon danog impulsa srčani stimulator je zakočen nekih 400 ms, kada ponovno očekuje da bude okidan od P-vala. Ako se P-val ne pojavi, multivibrator će nastaviti astabilni rad s frekvencijom od 70 impulsa u minuti. Da bi P-val bio uspiješan u kočenju astabilnog multivibratora, mora se pojačati posebnim pojačalom. Ulaz tog pojačala spojen je s elektrodama smještenom u desnoj pretklijetki. Taj sinhroni srčani stimulator djeluje kao neka proteza na prekinutu vezu u širenju impulsa od sinusnoatrijskog čvora do atriskoventrikularnog čvora i omogućuje pravilno punjenje klijetki krvlju bez prevelikog zastoja, pa se srčani kapacitet povećava za 20%. Osim toga, na taj se način izbjegava kolidiranje ritma srčanog stimulatora s ritmom srca ako se pojavi normalni srčani ritam. Poteškoće su u postavljanju elektrode u pretklijetki tako da se ne pomakne. Taj tip srčanog stimulatora osjetljiviji je na vanjske smetnje.



Sl. 19. Blok-sHEMA sinhronog srčanog stimulatora (a) i srčanog stimulatora na zahtjev (b), (c) grafički prikaz srčanog ritma

**Srčani stimulator na zahtjev**. Treću grupu sačinjavaju stimulatori koji rade na zahtjev (engl. *on demand*). Oni mogu biti blokirajući ili sinhronizirajući tipa. Imaju pojačalo koje je spojeno na izlaz srčanog stimulatora gdje se pojavljuju stimulacijski impulsi, pa nema posebne elektrode (sl. 19b). Pojačalo je osjetljivo na R-zubac, tako da i taj stimulator uzima u obzir slučajno pojavljivanje normalnog srčanog ritma. Tada asinhroni stimulator prestaje odašiljati impulse. Nakon svakog odaslanog impulsa pojačalo je blokirano 200–400 ms, i ako se za ukupno 860 ms, koliko traje razmak između standardnih impulsa, ne pojavi R-zubac, stimulator nastavlja s odašiljanjem

impulsa. Kad se pojavi R-zubac, npr. nakon blokiranja od 400 ms, pojačalo preko sklopa za inhibiciju zaustavlja rad multivibratora kroz slijedećih 1000 ms. Ako se u tom vremenskom intervalu pojavi R-zubac, stimulator ne odašlje impuse. Takvi se stimulatori danas najviše upotrebljavaju. Njima se izbjegavaju opasnosti (mogućnost nastajanja fibrilacije) koje za bolesnika mogu nastati pojavljivanjem umjetnog ritma (vulnerabilna zona) (sl. 19b). Osim toga štene i energiju, jer za vrijeme blokiranja impulsa crpe vrlo malu struju ( $\sim 10 \mu\text{A}$ ). Nedostatak im je da su osjetljiviji na vanjske smetnje.

Stimulator na zahtjev *sinhronizirajućeg tipa*, kad se pojavi normalni srčani ritam, sinhronizira se sa ritmom tako da se izbjegava opasnost okidanja impulsa srčanog stimulatora u vulnerabilnoj zoni gdje može nastupiti fibrilacija. Taj tip srčanog stimulatora manje je osjetljiv na smetnje od inhibirajućeg tipa, ali zato treba više energije, jer se njegov rad ne prekida. Impulsi stimulatora slijede normalni ritam s istom frekvencijom i minimalnim kašnjenjem za R-zupcem od 20–40 ms, tako da ne zadire u vulnerabilnu zonu (sl. 19c).

Pri kratkotrajnoj stimulaciji upotrebljava se vanjski stimulator većih dimenzija, koji može raditi kao asinhroni stimulator i na zahtjev. Ako se postavljaju vanjske elektrode, potrebeni su veći naponi impulsa (do 150 V i 200 mA). Vanjske elektrode dosta smetaju bolesnika, ako je pri svijesti, jer su impulsi bolni i podražuju mišiće na prsima. Zato se upotrebljava elektroda koja se kroz šuplju iglu uvodi do srca i tamo se spoji sa srčanim mišićem. Na taj način stimulacija nije bolna i kontakt je pouzdaniji, no postoji opasnost od infekcije.

**Izvori za napajanje srčanih stimulatora** ne daju još uvijek zadovoljavajuće rezultate s obzirom na kapacitet i pouzdanost. Najviše se danas upotrebljavaju za napajanje tzv. *živine baterije*. One imaju anodu od čistog cinka, depolarizirajući katod od živa(II)-oksida ( $\text{HgO}$ ) i kao elektrolit natrijevu lužinu zasićenu cinkatom ( $\text{NaOH}$ ,  $\text{ZnO}$ ,  $\text{H}_2$ ). Živine baterije imaju napon od 1,35 V po celiji, koji ostaje praktički nepromijenjen sve dok traje baterija. Imaju veliki specifični kapacitet energije po obujmu ( $\sim 0,5 \text{ Wh/cm}^3$ ). Uz živine baterije danas se sve više upotrebljavaju i *litij-jodidne baterije*, koje nemaju tekući elektrolit nego krute soli litij-jodida, što omogućuje upotrebu veoma reaktivnih metala kao što je litij. Napon je litijskog članka 2,8–3 V. Specifični kapacitet energije po obujmu je nešto manji nego živine baterije ( $0,25 \text{ Wh/cm}^3$ ). Ta se baterija veoma slabo sama prazni, pa traje vrlo dugo (kapacitet se za 10 godina smanji za  $\sim 25\%$ ). Jedini im je nedostatak što im unutrašnji otpor raste relativno brzo s upotrebotom.

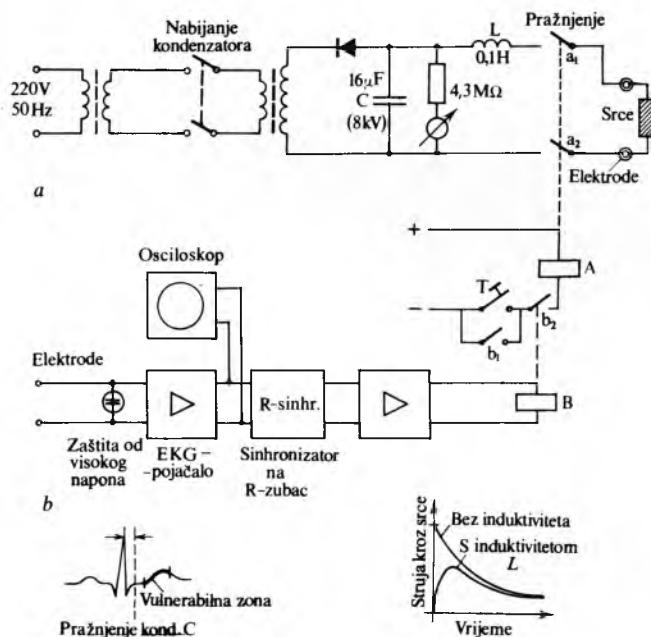
Vrlo dugo traju i tzv. *nuklearne baterije*. Plutonij 238 svojim raspadanjem razvija toplinu, koja podiže temperaturu jednog kraja poluvodičkog termopara od bizmutovih telurida. Serijski spojeni termoparovi (njih  $\sim 700$ ) daju napon od 1 V u neopterećenom stanju ( $0,7 \text{ V}$  opterećeni), što se pomoću istosmjerno-istosmjernog pretvarača podiže na višu vrijednost. Takav izvor traje više od 10 godina. Osim navedenog nuklearnog izvora, rjeđe se upotrebljava beta-ćelija koja dobiva energiju iz PN-spoja poluvodiča bombardiranog beta-česticama iz izvora beta-zračenja. Izvori beta-zračenja mogu biti prometij 147 ili tritij. Poluraspad prometija je 2,6 godina, a tritija 12,3 godine. Napon je po jednom PN-spoju  $\sim 0,5 \text{ V}$ .

### Defibrilatori

Nastanak fibrilacije (nepravilno treperenje) srčanih klijetki dovodi za nekoliko minuta do smrti zbog prekida optoka krvi kroz tijelo i mozak. Zaustavljanje fibrilacije može se postići ako se kroz srce pošalje dosta jaka struja za vrlo kratko vrijeme. Uredaj koji to omogućuje zove se defibrilator (sl. 20). To je zapravo jednostavni uredaj s visokonaponskim kondenzatorom kapaciteta  $C$  od  $16\text{--}25 \mu\text{F}$ , koji se nabija na visoki napon  $U$  od  $2\text{--}7 \text{ kV}$ . Maksimalna je energija, koja se pri izbijanju iskorištava, oko  $400 \text{ Ws}$  i predstavlja energiju napunjenu u kondenzatoru:

$$E = \frac{U^2 C}{2}. \quad (17)$$

Pražnjenje se obavlja preko elektroda koje se prislanaju izvana na prsa ili iznutra izravno na srce, npr. pri operaciji srca. Otpor je srčanog mišića  $\sim 500 \Omega$ . Trajanje je izbijanja desetak milisekunda. Pritisom na tipku T, kontakti se  $a_1$  i  $a_2$  sa položaja (otvoreni), gdje se nabija kondenzator  $C$ , prebacuju u položaj gdje se izbjiga kondenzator  $C$  preko srčanog mišića. Induktivitet u seriji s otporom srca umanjuje veliku struju u momentu ukopčavanja, koja bi, iako kratkotrajna, mogla oštetiti srce. Kad su primijenjene elektrode izvana na prsni koš, struja je  $\sim 4\text{--}5 \text{ A}$ , a pri priključku direktno na srce  $\sim 1\text{--}2 \text{ A}$ .



Sl. 20. Defibrilator sa sinhronizatorom: a) shema, b) raspored uređaja

Defibrilator se ne mora upotrijebiti samo za fibrilaciju, on se može upotrijebiti i pri teškim aritmijama. Kako tada postoji R-zubac, to se pražnjenje kondenzatora mora sinhronizirati s R-zupcem, tako da slijedi odmah iza R-zupca, kako ne bi pobudilo fibrilaciju (koja još pri teškoj aritmiji ne postoji) upadanjem impulsa u vulnerabilnu zonu. Takav sinhronizirani defibrilator ima pojačalo, koje svojom amplitudno-frekvenčiskom prijenosnom karakteristikom ističe R-zubac, a on preko sklopa za sinhronizaciju prazni kondenzator odmah nakon R-zupca, bez obzira kada je pritisnut kontakt.

### ELEKTROTERAPIJA

Električne struje različitog valnog oblika već se odavno upotrebljavaju radi liječenja, iako se tom načinu liječenja ne pridaje onakvo značenje kao u prošlosti kada je i autosugestija sudjelovala u takvu liječenju. Djelovanje električnih struja očituje se u širenju krvnih sudova, tj. boljoj cirkulaciji, poboljšanju metabolizma i sprečavanju degenerativnih promjena u mišićima. Iako se ljekovito djelovanje električnih struja različitih frekvencija ne može poreći, ipak takva se terapija u Velikoj Britaniji, SAD i nekim drugim zemljama gotovo ne primjenjuje, barem ne u glavnim medicinskim ustanovama. Elektroterapija se može razvrstati u nekoliko skupina, a osnovne su: a) elektroterapija istosmjernim (galvanizacija) i niskofrekventnim strujama, b) elektroterapija visokofrekventnim strujama (dijatermija), osim toga, visokofrekventne struje se zbog njihova toplinskog djelovanja primjenjuju i u kirurgiji, kao tzv. c) kirurška dijatermija (termokauteri).

### Terapija istosmjernim i niskofrekventnim strujama

Istosmjerna struja i niskofrekventne struje različitih valnih oblika najčešće se dobivaju iz jednog uredaja, gdje se preklopnikom mogu odabratи već navedene različite vrste rada,

odnosno valni oblici. Posebno se može regulirati i intenzitet signala na izlazu. Intenzitet se na izlazu može kontrolirati analognim ili digitalnim instrumentom, a ponekad se valni oblik signala prikazuje na maloj katodnoj cijevi. Ti uređaji izrađuju se u poluvodičkoj tehnici.

Navedeni uređaji upotrebljavaju se s više ili manje uspjeha pri liječenju različitih mišićnih bolesti, a najčešće su pomoćno sredstvo.

**Galvanizacija.** Najjednostavniji uređaji za galvanizaciju upotrebljavaju istosmjernu struju jakosti od 2...50 mA. Elektrode se dovode u direktni kontakt s kožom bolesnika preko tkanine natopljene električki dobro vodljivom fiziološkom otopinom (ili otopinom kuhinjske soli). Prolaskom istosmjerne struje kroz organizam dolazi do promjene koncentracije iona u tkivu, što može imati određeno ljekovito djelovanje. Umjesto metalnih elektroda mogu se upotrebljavati i posude s fiziološkom otopinom, tzv. galvanske kupelji, koje se katkad primjenjuju za neurotične bolesnike.

**Iontoforeza** je metoda liječenja pri kojoj se istosmjerna struja primjenjuje za unošenje iona iz otopine nekog lijeka u organizam na mjestu gdje se postave elektrode. Jasno je da pri tome dolaze u obzir samo one otopine koje dobro disocijaju, kako bi moglo doći do migracije iona. Ljekovite otopine u organizam pod djelovanjem električnog polja. Uređaji, koji se u ovu svrhu upotrebljavaju, relativno su jednostavnii izvori konstantne struje. Obično imaju instrument za mjerjenje jakosti istosmjerne struje koja prolazi kroz organizam i regulator kojim se može regulirati ta struja.

**Faradizacija** je metoda liječenja perifernih mišićnih kljenuti upotrebom pravokutnih strujnih impulsa trajanja 0,5...1 ms, promjenjive frekvencije 1...100 Hz. Ta se metoda već rijetko primjenjuje. Djelovanjem impulsa na motornu pločicu ili žvac dolazi do tetaničke kontrakcije. Ako se želi djelovati jačim strujama, a da ne dode do prejakih podražaja, primjenjuju se i trokutasti impulsi. Katkada se primjenjuje i sinusoidna struja niske frekvencije sa superponiranom istosmjernom komponentom, ne manjom od tjemene vrijednosti sinusne struje, odnosno napona, tako da se tada radi o sinusnim promjenama struje koja ne mijenja smjer, odnosno ne postaje negativna.

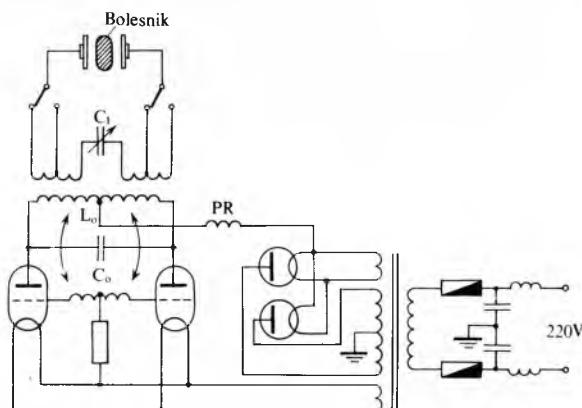
### Terapeutska dijatermija

Primjena visokofrekventnih struja radi terapije znatno je češća nego primjena istosmjernih i niskofrekventnih struja zbog njihova selektivnog zagrijavanja dubljih slojeva u organizmu. Sve se te metode nazivaju *dijatermija*.

U dijatermiji se primjenjuju visokofrekventne struje radi zagrijavanja unutrašnjih organa ili područja radi liječenja. Na taj se način mogu postići unutrašnja zagrijavanja, a da ne dolazi do zagrijavanja vanjskih slojeva. Zagrijavanja uzrokuju dilataciju krvnih žila, što se primjenjuje pri upalnim procesima reumatičnih bolesti i ublaživanju bola. Danas se najviše primjenjuje *kratkovalna i mikrovalna dijatermija*.

**Kratkovalna dijatermija.** Za kratkovalnu dijatermiju primjenjuje se najčešće frekvencija 27,12 MHz ali i druge (v. *Elektrotermija*, TE 5, str. 182). Izlazne snage su ~500 W. Većina su kratkovalnih dijatermijskih uređaja s odašiljačkim elektronskim cijevima, s kojima se jednostavnim konstrukcijama mogu realizirati dosta velike izlazne snage (0,5 kW). Anodni naponi iznose 2...3 kV. U najjednostavnijim izvedbama izostavljeni su i ispravljači, tako da se protutaktni visokofrekventni oscilator direktno napaja iz mreže poluvalno, tj. energija se odašilje samo u jednoj poluperiodi. Tada je stupanj djelovanja lošiji i odašiljana energija obiluje višim harmonijskim frekvencijama. Zato se daje prednost upotrebi ispravljenog napona za napajanje, iako ni tada filtracija nije idealno provedena (sl. 21), jer ugradnjom visokonaponskih kondenzatora dovoljnog kapaciteta još se više poskupljuje izvedba. Za područje frekvencije od 27,12 MHz dozvoljava se veliko odstupanje od osnovne frekvencije ±0,6%, što omogućuje upotrebu oscilatora bez stabilizacije kvarcom. Osim toga, u priključcima na mrežu stavljaju se visokofrekventni filtri, da bi se sprječilo širenje

visokofrekventne energije instalacijama električne mreže, što, osim gubitaka, može predstavljati smetnju telekomunikacijskim uređajima. Kondenzatorom  $C_1$  i odvojcima u izlaznom krugu prilagođava se rezonantna frekvencija kruga bolesnika tako da se može postići maksimalna izlazna snaga. Ona se može kontrolirati posebnim instrumentom. Kapacitet kondenzatora  $C_1$  u složenijim izvedbama automatski se podešava na maksimalnu izlaznu energiju.



Sl. 21. Shema uređaja za kratkovalnu dijatermiju

**Mikrovalna dijatermija.** Ako se želi ostvariti bolje zagrijavanje dubljih dijelova organizma, upotrebljavaju se više frekvencije, obično 2,45 GHz, ali i manje snage, ~150 W. Pri toj se, tzv., mikrovalnoj dijatermiji unutrašnjost dobro lokaliziranog područja mnogo brže zagrijava nego vanjska koža. Pri diziranju treba osobito paziti da ne dođe do pregrijavanja zagrijivanih dijelova tijela. Kao oscilator upotrebljava se magnetron s više rezonantnih šupljina. Tada anodni napon iznosi više tisuća volta. Za frekvencije do 3 GHz energija se do elektroda dovodi koaksijalnim kabelom. Za više frekvencije potrebiti su valovodi. Energija se koncentriira na mjestima gdje je otpor tkiva  $R$  manji, jer se može približno smatrati da je izmjenični napon  $U_v$  ove vrlo visoke frekvencije između elektroda konstantan, pa je onda razvijena snaga  $P$  na pojedinim mjestima ovisna o otporu  $R$

$$P = \frac{U^2}{R}. \quad (18)$$

Zato bolesnici, koji imaju implantirane metale (kao npr. srčani stimulator) u svom organizmu, ne smiju biti podvrgnuti mikrovalnoj dijatermiji zbog opasnosti od pregrijavanja. Isto tako ne smije se primjenjivati mikrovalna dijatermija u blizini očiju.

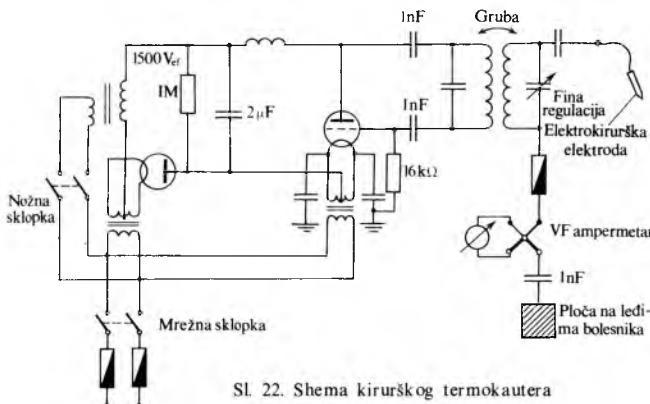
**Uključivanje bolesnika u strujni krug.** U visokofrekventnoj dijatermiji bilo kratkovalnoj ili mikrovalnoj, visokofrekventna energija prenosi se na bolesnika bilo posredovanjem električnog ili magnetskog polja, odnosno kapacitivno ili induktivno. U kapacitivnoj vezi elektrode se izvode u obliku ploča koje su pokrivene stakлом da ne bi ni slučajno došlo do kontakta između metalne elektrode i bolesnikove kože. Bolesnik predstavlja u električnom pogledu impedanciju na koju se posredstvom kapacitivne veze prenosi visokofrekventna energija. Kapacitivna veza pojavljuje se između elektrode i kože bolesnika. Te elektrode mogu biti različitih dimenzija, a mogu se i dosta fleksibilno pomicati da mogu doseći različita mjesta na tijelu. Pri ostvarenju induktivne veze primjenjuje se zavojnica s nekoliko zavoja u koju se postavlja bolesnikovo tijelo ili neki njegovi ekstremiteti koje je potrebno zagrijavati. U dobrog vodljivom sredstvu, što ga predstavlja dio bolesnikova tijela, stvaraju se vrtložne struje, koje zagrijavaju to sredstvo. Bolesnikovo tijelo ili jedan njegov dio može se zamisliti kao sekundarni namotaj transformatora određenog otpora, dok je primar zavojnica visokofrekventnog uređaja. Ta se zavojnica zove *monoda*. Pri induktivnoj vezi dubinsko zagrijavanje je slabije. Mnogi suvremeni dijatermijski uređaji

imaju radi kompenzacije reaktivnih komponenti i postizavanje optimalnog prilagođenja posebno provedenu regulaciju. Kompenzira se promjenom induktiviteta ili kondenzatora u izlaznom krugu pomoću servomotora, a on je opet upravljan preko pojčala koje mjeri naponske promjene na katodnom otporniku (vrlo male vrijednosti) u anodnom krugu izlazne cijevi pojčala snage. Istosmjerna struja u anodnom krugu izlazne cijevi je minimalna u optimalno podešenom izlaznom krugu u kojem se nalazi bolesnik.

### Kirurška dijatermija

Visokofrekventna kratkovalna dijatermija primjenjuje se i u kirurgiji za izvođenje rezova električnim putem, pod nazivom kirurška dijatermija, a takvi se uređaji zovu *termokauteri*. Ne može se zamisliti operacijska dvorana bez takvih uređaja, jer imaju mnogo prednosti pred kirurškim nožem.

Posebno izvedenom šiljastom elektrodom na jednom kraju postiže se velika gustoća električne struje na malom prostoru, što uzrokuje pregrijavanje tog mjesta, tako da to mjesto koagulira (elektrokoagulacija). Druga elektroda je velikih dimenzija i u obliku ploče ili mreže polaze se ispod bolesnika na njegova gola leđa ili neko drugo mjesto. Zbog velike ploštine te elektrode ( $\sim 200 \text{ cm}^2$ ) gustoća struje je mala kao i prijelazni otpor, pa na tom dijelu uopće ne dolazi do zagrijavanja kože. Koagulacija je povoljna, jer zatvara manje krvne žile, pa ne dolazi pri kirurškom rezu do krvarenja i nije potrebno podvezivati krvne žile. Oblik elektrode može se jednostavno mijenjati. Na vrhu drška elektrode nalazi se tipka pomoću koje se uključuje ili isključuje struju. Elektrokoagulacija se primjenjuje i za manje operativne zahvate kao što je otklanjanje bradavica. Struje obično nisu veće od 1 A. Pri koagulaciji treba struju postepeno povećavati do određene vrijednosti. Postignut željeni koagulacijski učinak očituje se u opadanju struje. Predugo djelovanje struje uzrokuje karbonizaciju. Uredaji za elektrokoagulaciju imaju provedenu i regulaciju temperature vrha elektrode tako provedenu da se na vrhu elektrode mjeri temperatura termoparam. Vremenski sporopropjenjivi napon termopara lako je izdvojiti od visokofrekventne struje filterom. Pojačani napon termopara regulira izlaznu visokofrekventnu snagu i time održava temperaturu šiljka približno stalnom.

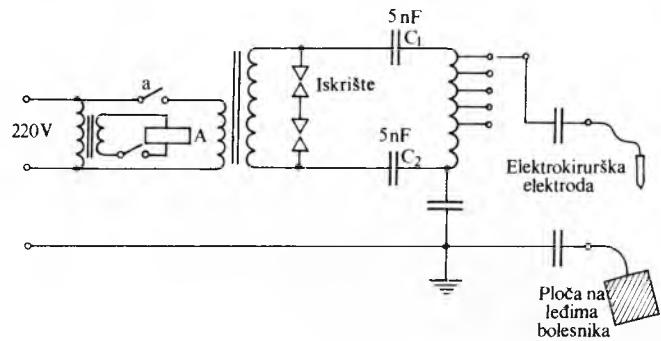


Sl. 22. Shema kirurškog termokautera

Danas se izvode uređaji za kiruršku dijatermiju gotovo isključivo s elektronskim cijevima. Izlazna je visokofrekventna snaga  $\sim 150 \text{ W}$ , ali ima izvedbi i od  $500 \text{ W}$ . Oscilator obično radi u području frekvencija  $1\text{--}3 \text{ MHz}$ . Da bi uređaj bio jeftiniji, oscilator se napaja direktno iz mreže preko jedne vakuumskse ispravljačice i bez ikakva daljeg filtriranja. Visokofrekventni signal je moduliran frekvencijom gradske električne mreže, što nema bitnog utjecaja na njegov rad. Za pobuđivanje toplinskog efekta modulacija visokofrekventne struje nema nikakva značenja. Jedan takav jednostavniji uređaj prikazan je na slici 22.

Treba napomenuti da su još dosta u upotrebi mnogo jednostavniji uređaji koji visokofrekventnu energiju dobivaju primjenom iskrišta, kao što je to bilo u počecima radio-teh-

nike. Na sl. 23 prikazan je i jedan takav uređaj. Kada napon na sekundaru transformatora dosegne vrijednost pri kojoj dolazi do probroja iskrišta, nabijeni se kondenzatori  $C_1$  i  $C_2$  na tu vrijednost napona u prigušenim oscilacijama prazne, preko iskrišta koje predstavlja mali otpor. Frekvencija je prigušenih oscilacija u području nekoliko stotina kiloherca. Taj uređaj treba biti hermetički zatvoren da ne bi došlo do eksplozije zbog prisutnosti lakozapaljivih para u kirurškoj dvorani.



Sl. 23. Shema kirurškog termokautera s iskrištem (stari tip)

Pri kirurškoj dijatermiji posebno treba paziti da bolesnik ne dobije opekontine, što najčešće dolazi ako ploča na kojoj bolesnik leži nema dovoljno veliku površinu na mjestu dodira. Neki uređaji mogu kontrolirati otpor bolesnik—ploča, koji kada pređe određenu dozvoljenu vrijednost aktivira akustičku i vizuelnu uzbunu. Zbog dosta velike visokofrekventne energije, koju zrače takvi uređaji, treba uključiti posebne filtre u krug napajanja, a osjetljive uređaje, kao što su elektroencefalograf i elektrokardiograf, treba zaštititi filtrima na ulazu u njihova pojčala, ako ih već nije moguće postaviti na dovoljno udaljeno mjesto od dijatermijskog uređaja. Kao zaštita na ulazu u pojčalo obično je dovoljan jedan RC-član u T-spoju. Što se tiče radiofrekventnih smetnji, one bi morale biti manje od  $30 \mu\text{V/m}$  na udaljenosti od 30 m od uređaja. Zato svi takvi uređaji moraju biti ispitani s obzirom na zaštitu od radio-smetnji.

### ULTRAZVUČNI MEDICINSKI UREĐAJI

Ultrazvuk je naišao na dosta rasprostranjenu upotrebu u području medicine, i to pretežno u dijagnostici, a manjim dijelom u terapiji. U dijagnostici ultrazvuk se primjenjuje radi mjerjenja odjeka koji nastaje na granicama medija različite gustoće i brzine širenja zvuka. Taj princip je sličan principu radara (za razliku što se tamo primjenjuje elektromagnetski val) i poznat je u medicini pod imenom *ultrazvučna ehografska*. Ultrazvuk se primjenjuje u neurologiji kao ehoencefalografija u otkrivanju pomaka medijalne linije, tumora, hematomu (izljeva krv), aneurizama intrakranijalnih edema i sl., zatim u ginekologiji i porodiljstvu, gdje se na osnovi dimenzija glave ploda može ustanoviti starost i neke deformacije ploda. U oftalmologiji ultrazvuk može otkriti strana tijela unutar oka, a u kardiologiji mogu se pratiti faze pomicanja srčanih mišićnih stijenki i bolesti srčanih zalistaka.

Ultrazvuk, kao i zvuk, predstavlja mehaničke vibracije sredine kroz koju se kreće i pokriva područje frekvencija iznad 20 Hz sve do nekoliko stotina megaherca. Ultrazvuk je za ispitivanja na ljudskom tijelu posebno podesan zbog svoje mnogo manje brzine prostiranja nego elektromagnetskog vala, tako da je za dobivanje odjeka potrebno mnogo duže vrijeme, nego što je to za elektromagnetski val. Još je jedan razlog uvjetovao upotrebu ultrazvuka, a to je vrlo kratka valna duljina. Da bi se mogle razlikovati dvije različite točke na međusobnoj udaljenosti  $d$ , valna duljina svjetla  $\lambda$  mora biti kraća od te udaljenosti. Isto vrijedi i za ultrazvučnu ehografsku gdje valna duljina  $\lambda$  ultrazvuka mora biti kraća od međusobne udaljenosti  $d$  dviju točaka koje se još žele razlikovati, tj.  $\lambda < d$ . Prema tome izlazi da frekvencija ultrazvuka mora biti

$$f > \frac{c}{d}. \quad (19)$$

Kako se može uzeti da je brzina prostiranja ultrazvuka u ljudskom organizmu približno slična onoj u vodi  $c = 1500 \text{ m/s}$ , proizlazi da je za razlikovanje detalja na udaljenosti od 1 mm potrebna frekvencija ultrazvuka viša od 1,5 MHz. Pri primjeni elektromagnetskog vala zbog  $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$ , frekvencija bi bila  $f = 300 \text{ GHz}$ . U ginekologiji se najčešće upotrebljava ultrazvuk frekvencije 1...5 MHz, u ehoencefalografiji iste frekvencije, a u oftalmologiji frekvencije i do 15 MHz. Ultrazvuk je posebno pogodan za upotrebu u ginekologiji gdje je uz ne prejake ultrazučne snage potpuno neškodljiv za plod za razliku od rendgenskog zračenja, tako da se rendgenska dijagnostika iznimno upotrebljava u opstetriciji. Zato se slobodno može reći da je ultrazvuk omogućio praćenje razvoja ploda bez štetnih posljedica, što do sada nije bilo moguće.

### Ultrazučna ehoografija

**A-skopija** je način prikazivanja odjeka zbog promjene akustičke impedancije uzduž pravca prostiranja ultrazvuka, dakle u jednoj dimenziji. Najčešće se primjenjuje u ehoencefalografiji.

Ultrazvuk se odašilje u kratkim impulsima tako da u svakom impulsu ima samo jedna do dvije periodice veoma prigušenog titranja. Taj se impuls širi kroz homogeni medij gustoće  $\varrho_1$  brzinom  $c_1$ . Pri tome se prigušuje intenzitet prema izrazu

$$I = I_0 e^{-\alpha x}, \quad (20)$$

gdje je  $I_0$  intenzitet zračenja na izlasku iz odašiljača,  $I$  je intenzitet na udaljenosti  $x$  od izvora ultrazvuka, a  $\alpha$  je koeficijent gušenja. Ako ultrazvuk u svom prostiranju pređe u drugi medij gustoće  $\varrho_2$  u kojem će se prostirati brzinom  $c_2$ , doći će do refleksije na mjestu prijelaza iz prvog medija u drugi (sl. 24a). Koeficijent refleksije jest

$$R = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2. \quad (21)$$

Pri tome je produkt gustoće medija  $\varrho$  i brzine prostiranja  $c$  tzv. akustička impedancija

$$Z = \varrho c. \quad (22)$$

U tablici 2 navedene su brzine prostiranja  $c$  i akustička impedancija  $Z$  različitih bioloških materijala. Vidi se da nema velikih razlika u brzini prostiranja kroz biološke materijale kao ni u akustičkoj impedanciji  $Z$  i slični su iznosima koji se dobivaju u vodi. Razlika je velika samo između zraka i kosti.

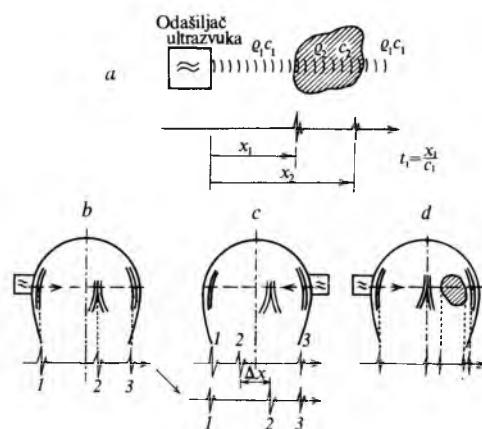
Tablica 2

BRZINA PROSTIRANJA ULTRAZVUKA U BIOLOŠKIM SREDINAMA

Sredina	Brzina $c$ $\text{ms}^{-1}$	Akustička impedancija $Z$ $10^{-6} \text{ kgm}^{-2} \text{s}^{-1}$
Zrak	331	0,0004
Krv	1570	1,61
Mozak	1541	1,58
Mast	1450	1,38
Jetra	1543	1,65
Mišići	1585	1,70
Kosti lubanje	1080	7,80
Voda	1480	1,48

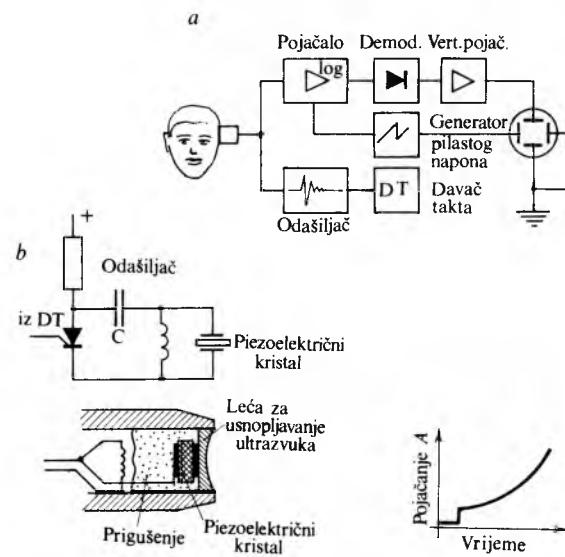
Zato odašiljač mora čvrsto prilijegati na tijelo posredovanjem vode ili ulja kako se ne bi između izvora i tijela nalazio zrak. Očito je da je zbog male razlike u akustičkim impedancijama koeficijent refleksije  $R$  mali, pa ako se uzme još i apsorpcija prema formuli (20), vrlo mali dio energije vraća se u ulazno pojačalo. No, kako je zbog opadanja intenziteta ultrazučne energije sa sve većom udaljenosti od izvora  $x$  primljena energija sve manja, to je potrebno povećavati pojačanje pojačala s udaljenošću  $x$ , odnosno s vremenom  $t$ , jer je  $x = ct$ , kako se amplitudu odzivnog signala ne bi suviše smanjile.

Ako se na horizontalne pločice osciloskopa dovede napon proporcionalan vremenu (linearno rastući napon)  $u = kt$ , dok je ultrazučni impuls prešao put  $x = ct$ , onda se može povoljnim odabiranjem konstante  $k$  (nagib linearno rastućeg napona) postići da se na zastoru katodne cijevi vide sva mesta odjeka. Svaki odjek nakon pojačanja prikazuje se vertikalnim otklonom na zastoru (sl. 24a). Refleksi ultrazučnog signala u ehoografiji nastaju na kostima lubanje, i to na početku i na kraju nakon prolaska kroz glavu (sl. 24b). Refleksi u sredini su posljedica medialne ravnine pri prijelazu ultrazučnog impulsa s jedne hemisfere velikog mozga na drugu. Zbog traume može doći do pomaka ove medialne ravnine i prema tome pomicanja središnjeg impulsa lijevo ili desno od središta. To se pogotovo može vidjeti ako se odašiljač postavi na protivnu stranu glave i ako se impulsi usporede kao na sl. 24c. Na slici 24d vidi se refleksija zbog izljeva krvi u mozak (hematoma).



Sl. 24. Prikaz ehoencefalografije (A-skopija)

Na sl. 25a prikazana je pojednostavljena blok-sHEMA ehoencefalografa koji djeluje na opisanim principima. Odašiljač je istodobno i prijemnik signala odjeka. Pojednostavljena shema odašiljača prikazana je na sl. 25b. Osnovni dio je piezoelektrični kristal, koji pod djelovanjem impulsa iz davača takta oscilira veoma prigušeno (faktor kvalitete titrajnog kruga  $Q = 2,5$ ) na svojoj rezonantnoj frekvenciji. Kristal se nekada izrađivaо od kvarca, a danas se u tu svrhu upotrebljava olovo-cirkonat-titanat, koji ima veoma izraženo piezoelektrično svojstvo, a izrađuje se u obliku diska. Iza kristala nalazi se materijal koji veoma prigušuje ultrazvuk da se ne širi natrag i u isto vrijeme smanjuje faktor kvalitete  $Q$ . To je



Sl. 25. Blok-sHEMA ehoencefalografa (a) i odašiljač ultrazvuka (b)

najčešće mješavina volframovog praha i epoksidne smole. Na izlazu odašiljača se nalazi »leća« koja pomaže da se ultrazvuk što bolje usnosi. Također je dana i shema sklopa pomoću kojeg se realiziraju impulsi ultrazvučnih oscilacija. Dok tiristor ne vodi, nabija se kondenzator C. Kad tiristor provede, napon kondenzatora pojavi se na piezoelektričnom kristalu koji zatitra na svojoj rezonantnoj frekvenciji.

Da bi se kompenziralo smanjenje amplitude odjeka zbog prigušenja prema izrazu (20), potrebno je pojačanje  $A_0$  povećavati proporcionalno proteklom vremenu, prema eksponencijalnom zakonu

$$A = A_0 e^{-\frac{q}{kT}} = A_0 e^{au}, \quad (23)$$

gdje je  $q$  naboj elektrona,  $k$  Boltzmannova konstanta, a  $T$  temperatura. Strmina tranzistora  $S$  u ovom početnom dijelu karakteristike raste eksponencijalno kao i struja kroz tranzistor, pa je  $S = S_0 e^{au}$  odnosno pojačanje je  $A = SR_c$  odakle proizlazi izraz (23). Kako je napon  $u = kt$  pri linearno rastućem naponu, to izlazi da je

$$A = A_0 e^{akt}. \quad (24)$$

Ako se u izraz (20) uvrsti da je  $x = ct$ , a kako je ultrazvučni impuls na mjestu prijema prešao put  $2x$ , to je

$$I = I_0 e^{-2\alpha ct}. \quad (25)$$

Ako se na katodnoj cijevi želi postići isti intenzitet odjeka bez obzira na pređeni put, to mora biti ispunjeno

$$AI = \text{konst}, \quad (26)$$

odnosno pri

$$AI = A_0 I_0 e^{-2\alpha ct + akt} \quad (27)$$

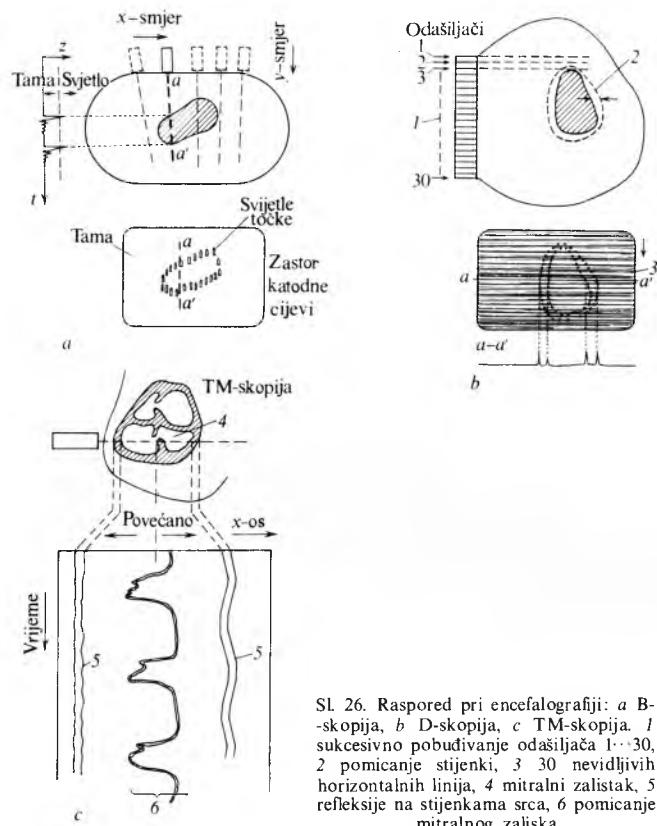
mora biti

$$ak = 2\alpha c. \quad (28)$$

To vrijedi u praksi samo približno. Pojačalom se upravlja linearno rastućim naponom iz vremenske baze što se vidi iz blok-scheme uređaja.

**B-skopija** omogućuje prikazivanje odjeka u dvije dimenzije, dakle u ravnini. Ako se želi to predočiti na zastoru katodne cijevi, onda se za informaciju o odjeku, kao treći podatak, mora upotrijebiti svjetlosno upravljanje rešetke katodne cijevi. Impulsi odjeka koji prelaze određenu razinu prikazuju se na zastoru kao svijetle točke ili povlake, a sve ispod te razine ne osvijetljava zastor katodne cijevi. To se vidi na sl. 26. Da bi podatak ostao na zastoru katodne cijevi, upotrebljava se katodna cijev s pamćenjem (engl. storage) ili film (najčešće polaroidni film). Pomicanjem osi  $y$  u smjeru  $x$ , tj. paralelno samoj sebi, dobivaju se podaci u dvije dimenzije na zastoru. Os se može pomicati ručno ili automatski. Svaki pomak uzduž osi  $x$  čini proporcionalan pomak u horizontalnom smjeru na katodnoj cijevi (sl. 26a). Ako se upotrebljavaju katodne cijevi s pamćenjem na zastoru, samo se dva stanja mogu zabilježiti, i to maksimalna svjetlina i tama. To su tzv. bistabilne katodne cijevi. Ako se upotrebljava katodna cijev s pamćenjem na rešetki, onda se mogu dobiti na zastoru različite svjetline, tzv. polutonovi. Jasno je da se tada i impulsi razlučuju u više razina, tako da najveću svjetlinu daje impuls odjeka najvećeg intenziteta, a impulsi slabijeg intenziteta daju manju svjetlinu, pa se dobivaju i sivi međutonovi, što doprinosi boljoj plastičnosti slike. Katkada se ove razine prikazuju u različitim bojama pa je uočljivost pojedinih dijelova organizma još bolja i još više doprinosi njihovu razlučivanju.

**D-skopija** omogućuje prikazivanje ultrazvučnih odjeka organa u pokretu. U ovom slučaju uzduž osi  $x$  nalazi se smješteno više ultrazvučnih odašiljača (najčešće oko 30), koji se jedan za drugim pobuduju tako da se svih 30 pobudi unutar 20 ms. Zatim se proces ponavlja. Na taj način s pedeset slika u sekundi omogućeno je promatranje organa u pokretu, kao npr. rada srca i disanja ploda u ginekologiji (sl. 26b). Jasno je



Sl. 26. Raspored pri encefalografskom snimanju: a) B-skopija, b) D-skopija, c) TM-skopija. 1 suksesivno pobudljivi odašiljači 1-30, 2 pomicanje stijenki, 3 30 nevidljivih horizontalnih linija, 4 mitralni zalistak, 5 refleksije na stijenkama srca, 6 pomicanje mitralnog zališka

da broj od trideset linija dobivenih na zastoru katodne cijevi ne omogućuje vrlo fino razlučivanje uzduž osi  $x$ , ali je za mnoge slučajeve dovoljno.

**TM-skopija** također omogućuje promatranje nekih unutrašnjih organa u pokretu. Ne prikazuje se u ravnini, nego se uzduž osi  $y$  prikazuju odjeci proporcionalni intenzitetom svjetla veličini odjeka, dok je na drugoj osi prikazano vrijeme. Pojava se najčešće snima na polaroidnom filmu. Jedan takav nalaz prikazan je na sl. 26c. Ta se tehnika najviše primjenjuje u kardiologiji.

#### Terapijsko djelovanje ultrazvuka

Ultrazvuk djeluje na organizam dvojako, i to razvijajući toplinu zbog apsorpcije ultrazvuka i mehanički. Apsorpcija raste s povećanjem frekvencije, pa je zato i razvijanje topline povećano pri višim frekvencijama. Najveća dozvoljena srednja plošna gustoća ultrazvučne snage bez štete za zdravlje jest  $\sim 1 \text{ mW/cm}^2$ , a u kratkotrajnim intervalima gustoća ultrazvučne snage može biti i do  $5 \text{ W/cm}^2$ . Iako ultrazvučna snaga u tim granicama ne djeluje štetno na ljudski organizam, ona može djelovati smrtonosno na mikroorganizme. Tako npr. gustoća ultrazvučne snage od  $10 \text{ W/cm}^2$  može usmrtiti male ribice ili žabe u roku od  $1-2$  min. U fizioterapiji gustoća snage ultrazvuka u granicama od  $0,25-3 \text{ W/cm}^2$  u trajanju od nekoliko minuta može korisno djelovati kao mikromasaža, što znači da povećava metabolizam stanica, poboljšava limfni tok, pobudjuje vazodilataciju uz toplinsko djelovanje. Vrlo snažni izvori ultrazvuka gustoće  $400-1000 \text{ W/cm}^2$ , ako se usmjere iz različitih kutova na jednu točku, mogu uništiti nepoželjno tkivo. Ultrazvučna energija pokušavala se upotrijebiti i u urologiji za mrvljenje bubrežnih kamenaca, no za sada eksperimenti sa životinjama (svinjama) nisu dali još ohrabrujuće rezultate.

#### BIOMEDICINSKA TELEMETRIJA

Biomedicinska telemetrija omogućuje prenošenje važnih informacija sa čovjeka ili sa životinje. Prenošenje može biti realizirano žično ili bežično. Bežični prijenos, odnosno radio-

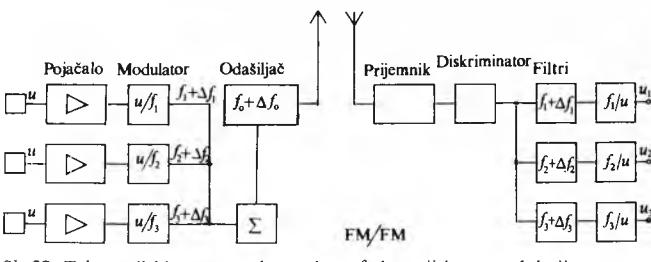
-telemetrija, daje mnogo više mogućnosti nego žični, pa se i mnogo više primjenjuje. U humanoj medicini telemetrija omogućuje snimanje bioelektričnih potencijala (EKG, EEG, EMG), a da se pri tome ispitnik slobodno kreće. To je posebno važno pri ispitivanju epileptičara, kada se mogu dobiti podaci i za vrijeme napadaja, zatim praćenje broja otkucanja srca i EKG-a sportaša u sportskoj medicini za vrijeme vježbi ili takmičenja, snimanje istih podataka u pilota itd. Također se telemetrija primjenjuje za praćenje broja otkucanja srca, temperature tijela, u socijalnoj medicini gdje se ispituju radni napor različitih zanimača za vrijeme obavljanja rada. U životinju mogu se pratiti isti podaci dok se one kreću nesmetano u svojoj sredini, što bi se vrlo teško moglo riješiti na neki drugi način. Tako se može pratiti njihovo kretanje i ustavljati područje koje pokriva.

Posebno područje istraživanja jest *mikrotelemetrija*, gdje se ispitivanje obavlja unutar organizma implantiranjem ili gutanjem minijaturnih odašiljača. To su tzv. endoradiosonde. Na taj se način mogu mjeriti veličine koje nisu pristupačne mjerenu na površini tijela. U to područje spada mjerjenje pH-vrijednosti i tlaka u probavnom traktu, zatim interna krvarenja ili interkranijalni tlak, temperature unutrašnjih organa i bioelektrični potencijali.

Kako se iz dosadašnjeg izlaganja vidi, biotelemetrijski uređaji mogu se podjeliti u dvije grupe, i to na one smještene izvan tijela (ekstrakorporalni) i na implantirane. Ako se mjeri pretvaračima koji se nalaze u organizmu, a spojeni su vodom s mjernim uređajima izvana, može doći nakon nekog vremena do infekcije.

### Ekstrakorporalni telemetrijski uređaji

Za telemetrijske je uređaje najvažniji dio odašiljač. Pod ovim imenom se podrazumijeva senzor, modulator s eventualnim pojačalom i oscilator. Frekvencija odašiljača obično je u području od 27...450 MHz. Najviše se primjenjuje frekvencijska modulacija, ali se pojavljuje dosta često i pulsnuvremenska i pulsopoložajna, dok se pulsnokodna rijetko primjenjuje zbog svoje veće složenosti (zahtijeva oko 3 puta više sastavnih dijelova). Ti tipovi modulacije podesni su u primjeni multipleksa. Amplitudna modulacija ne dolazi u primjenama zbog velikih varijacija na mjestu primanja i zbog pomicanja objekta s odašiljačem s kojeg se mjeri. Sustav koji primjenjuje frekvencijsku modulaciju prikazan je na slici 27. Da bi se moglo mjeriti više parametara istodobno, primjenjuje se frekvencijski multipleks sa dvostrukom frekvencijskom modulacijom (FM/FM). Promjene napona pretvarača pretvaraju se najprije u frekvencijske promjene tako da napon nula odgovara osnovnim frekvencijama  $f_1 = 400$  Hz,  $f_2 = 800$  Hz i  $f_3 = 1600$  Hz. Nakon toga se zbroj svih napona različitih frekvencija zbraja i dovodi na odašiljač kome taj zbroj svih napona mijenja frekvenciju odašiljanja. Na prijemnoj strani nakon pojačanja signala izdvaja se u diskriminatoru zbroj signala niskih frekvencija, koje se pojedinim filtrima raščlanjuju na osnovne signale mjernih veličina. Te se veličine mogu zapisivati na magnetsku traku ili direktno pisalom. Povoljno je da su frekvencije svih bioelektričnih pojava obično ispod 100 Hz. Iznimka je miografija, gdje su gornje frekvencije spektra  $\sim 10$  kHz. Ostale veličine kao temperatura, srednji krvni tlak, promjene pH-vrijednosti itd. imaju gornje frekvencije čak niže od 1 Hz. Snaga odašiljača u ekstrakorporalnoj telemetriji rijetko kada prelazi 500 mW, dok je uobičajena snaga 100 mW. S tom



Sl. 27. Telemetrijski sustav s dvostrukom frekvencijskom modulacijom

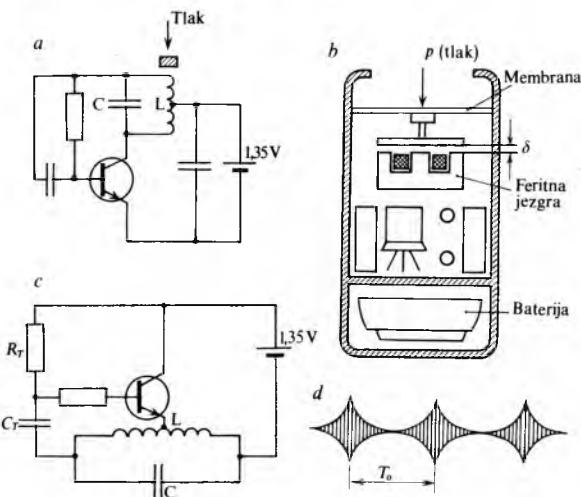
snagom mogu se lako ostvariti dometi do 500 m. Za postizavanje većih dometa upotrebljavaju se relajne stанице.

### Mikrotelemetrija (endoradiosonde)

Mnogo se više zahtijeva pri mikrotelemetriji, bilo da se odašiljači implantiraju u tkivo bilo da se gutaju. Uzrok tome jest što je potrebna po mogućnosti što veća minijaturizacija i što manja potrošnja struje kako bi izvor što dulje trajao. Dimenzije također ne smiju biti velike. Osim toga posebno je potrebno uređaj tako pakovati da bi bio zaštićen od tjelesnih tekućina. Temperatura tijela, koja je  $37^\circ\text{C}$ , pravi ove tekućine još agresivnijima. Osim toga, upotrijebljeni materijali ne smiju biti otrovni za organizam. Snaga odašiljača ne može biti velika, i iznosi  $0,1 \text{ mW}$  do nekoliko milivata u kontinuiranom radu. Ako se želi zadržati ista izlazna snaga, a smanjiti utrošak srednje snage, onda se primjenjuje impulsni rad, gdje odnos impuls-stanka (engl. *duty cycle*) može biti i  $10^{-3}$ . Na taj se način može mnogo uštedjeti na utrošenoj električnoj energiji.

Sklopovi u mikrotelemetriji moraju biti jednostavniji kao što je npr. uređaj za mjerjenje tlaka, prikazan na slici 28b. Odabrani sklop je sinusni oscilator s induktivnim djeliteljem, tzv. Hartleyev oscilator, no, može se s istim uspjehom upotrijebiti i Colpittsov oscilator. Modulacija je frekvencijska. Promjena tlaka  $p$  mijenja veličinu zračnog raspora  $\delta$ , što uzrokuje promjenu induktiviteta koji utječe na promjenu rezonantne frekvencije oscilatora. Promjena tlaka najčešće se provodi s navedenim induktivnim senzorom, a može se upotrijebiti i otporni senzor (engl. *strain gage*).

Isti se sklop može upotrijebiti i za mjerjenje temperature, samo se mjesto kontinuiranih oscilacija primjenjuju prekidne ili tzv. relaksacijske oscilacije (sl. 28c i d). To se može realizirati u svakom LC-oscilatoru ako je sprega i strmina tranzistora dovoljno velika i ako je otpor  $R$  u određenim granicama, tj. on ne smije biti ni premali ni preveliki. U nekim izvedbama to znači da mora biti veći od  $4\text{--}5 \text{ k}\Omega$  i manji od  $100 \text{ k}\Omega$ .



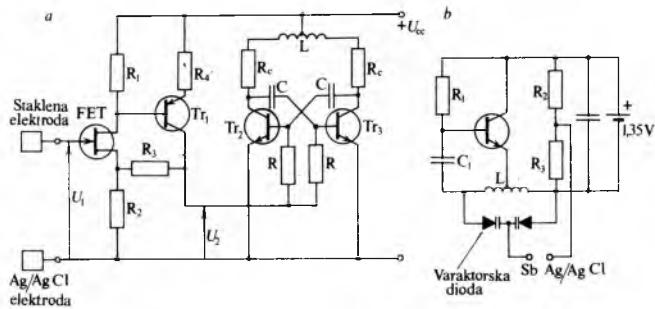
Sl. 28. Endoradiosonde za mjerjenje tlaka (a shema, b presjek) i temperatupe (c shema, d relaksacijske oscilacije)

Perioda je relaksacijskih oscilacija  $T_0$  proporcionalna iznosu vremenske konstante  $R_T C_T$ . Ako se kao otpor  $R_T$  odabere temperaturno osjetljiv otpornik (npr. NTC-otpornik), onda će promjena  $T_0$ , odnosno frekvencije relaksacijskih oscilacija ovisiti o promjeni temperature  $t$ . To je jedna od sklopovski najjednostavnijih metoda. Relaksacijski oscilator zbog impulsnog rada omogućuje manju potrošnju struje nego što je to bilo pri kontinuiranim oscilacijama, što je velika prednost. Promjena temperature može se mjeriti i kontinuiranim oscilacijama, ako se kao kondenzator titrajnog kruga upotrijebi specijalni keramički kondenzator kome se dielektričnost veoma mijenja s temperaturom. Na taj se način mogu realizirati

relativne promjene frekvencije oscilatora od 1,5% uz promjenu temperature okolice za 1 °C. Mjerjenje vrijednosti pH, kojom se određuje kiselost i bazičnost otopine, najviše se primjenjuje pri mjerenu kiselosti želučane kiseline. Minijaturne endoradiosonde malih su dimenzija (promjera 8 mm i duljine 10 mm) i mogu se progutati; mjere najčešće pH-vrijednost i tlak u probavnom traktu. pH-vrijednost je negativni logaritam koncentracije vodik-iona, tj.  $pH = -\log[H^+]$ , i manja je od 7 za kiselo reagirajuće otopine, a veća od 7 (najviše 14) za lužnate otopine. pH-vrijednost je proporcionalna veličini napona između dviju specijalnih elektroda, od kojih je jedna indiferentna i neovisna o koncentraciji vodik-iona, a druga mjerna, na kojoj je napon proporcionalan koncentraciji vodik-iona. Indiferentna elektroda je tzv. kalomelna elektroda (v. poglavlje *Mjerjenje pH-vrijednosti*), ali se u telemetriji najčešće upotrebljava elektroda Ag/AgCl, zbog svojih malih dimenzija. Antimonska elektroda se iz istih razloga također upotrebljava kao mjerna elektroda. No, bolja je staklena elektroda u obliku kuglice, u čijoj se unutrašnjosti nalazi otopina kalcij-klorida. Antimonska elektroda je manje osjetljiva, nelinearnija i s mnogo većom vremenskom konstantom. Točnost antimonske elektrode nije bolja od  $\pm 0,2$  pH. Napon koji se mjeri između mjerne i referentne elektrode dobiva se iz Nernstove formule (v. poglavlje *Mjerjenje pH-vrijednosti*). Na sl. 29a prikazan je sklop za mjerjenje pH-vrijednosti. Na ulazu sklopa nalazi se tranzistor s efektom polja (FET) koji osigurava veliki ulazni otpor i sa tranzistorom  $Tr_1$  sačinjava naponsko pojačalo. Tranzistori  $Tr_2$  i  $Tr_3$  sačinjavaju astabilni multivibrator kome se u kolektorskom krugu uz otpornike  $R_c$  nalazi i zavojnica koja istodobno služi i kao antena. Frekvencija oscilacija astabilnog multivibratora određena je izrazom

$$f = 2RC \ln \left( 1 + \frac{U_{cc}}{U_2} \right)^{-1}. \quad (29)$$

Iz ovog izraza proizlazi da je frekvencija oscilacija  $f$  ovisna o promjeni napona  $U_2$ , odnosno  $U_1$ , iako taj odnos za sklop na sl. 29a nije linearan. Kada se osigura struja kroz otpornike  $R$  da ovisi samo o naponu  $U_2$ , a ne i o naponima na bazi tranzistora  $\text{Tr}_2$  i  $\text{Tr}_3$ , može se realizirati linearни odnos frekvencija—napon  $U_2$ . Kako je napon između mjerne i referentne elektrode dovoljno velik, promjena frekvencije je zadovoljavajuća. Budući da u ovom slučaju frekvencija oscilatora ne može biti dovoljno velika (manja od 1 MHz), može se navedeni sklop upotrebljavati kao modulator nekog LC-oscilatora ili se može upotrebljavati LC-oscilator, koji za promjenu frekvencije upotrebljava kapacitivne diode (varaktore) (sl. 29b).



Sl. 29. Sheme endoradiosondi za mjerjenje pH-vrijednosti (a) i napona (b)

Svojstvo je tih dioda da se njihova kapacitivnost mijenja obrnuto proporcionalno priključenom naponu. Budući da ovaj napon polarizira diode reverzno, one ne vode praktički struju i djeluju kao isključive kapacitivnosti. Za mjerjenje bioelektričnih napona pojačanje pojačala (sl. 29a) nije dovoljno, te je potrebno dodati još nekoliko stupnjeva pojačanja. Pojačala obično imaju jedan stupanj naponskog pojačanja ( $20 \cdots 100$  puta) za mjerjenje napona srca (EKG), odnosno dva stupnja za mjerjenje napona mozga (EEG). Još jedan stupanj na ulazu s pojačanjem 1 (emiterско sljedilo) osigurava veći ulazni otpor. Pri mjerjenju elektroenzefalograma na ulazu

pojačala se može naći i tranzistor s efektom polja (FET). Mjerjenje bioelektričnih napona u implantiranim uređajima nije uobičajeno. Bioelektrični naponi obično se mjere telemetrijskim uređajima izvan tijela.

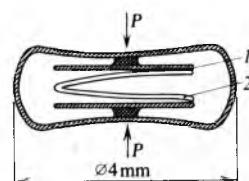
**Izvori napajanja.** U svim implantiranim izvorima najveći problem je izvor napajanja. U tu se svrhu najčešće upotrebljavaju živine baterije. Njihov je kapacitet (izražavan u miliampersatima) oko dvadeset puta veći od običnih baterija (Leclanchéove baterije) uz jednak obujam. Osim toga, ove baterije imaju gotovo konstantan napon do kraja svog trajanja. U implantiranim uređajima pokušavaju se primijeniti i drugi izvori napajanja, kao što su npr. biogalvanski elementi koji imaju elektrode od dviju različitih kovina, a elektrolit je tekućina u ljudskom organizmu. Za elektrode najviše se upotrebljava platina, srebro, cink i aluminij. Isto tako pokušavalo se pretvoriti mehaničko gibanje (zbog kretanja životinje ili ritmičkog širenja arterije) pomoću piezoelektričnog kristala u električnu energiju za pogon minijaturnih endoradiosondi.

Zahvaljujući današnjim mogućnostima mikroelektronike i posebno tehnike debelog filma, baterija zauzima više od 60% prostora. Da bi se mogla upotrijebiti baterija što manjih dimenzija a da pri tome implantirani uredaj što duže traje, trebaju biti što manje potrošnje struje. Zato se rabe kao modulatori astabilni multivibratori s komplementarnim tranzistorima i po mogućnosti što manjim odnosom impuls—stanka. Tako se postiglo rješenje trokanalnog uredaja s potroškom manjim od  $20\text{ }\mu\text{A}$  uz napon napajanja  $0,3\text{--}0,6\text{ V}$ . Tako nizak napon potreban je zbog pogona iz bioloških izvora, gdje se članci ne mogu spajati u seriju zbog zajedničkog elektrolita.

**Pasivne endoradiosonde.** Pasivne endoradiosonde nemaju nikakav izvor napajanja. One su u najjednostavnijem slučaju izvedene kao paralelni titrajni krugovi (sl. 30) i služe za mjerjenje tlaka  $p$ . Između dviju paralelnih okruglih pločica (kapacitivnost) nalazi se zavojnica od nekoliko zavoja (induktivnost), što predstavlja paralelno vezan titrajni krug. Zbog djelovanja vanjskog tlaka razmak se između pločica smanjuje, što uzrokuje povećanje kapacitivnosti, a isto se tako i razmak među zavojima smanjuje, što također povećava induktivnost, pa kao posljedica povećanja tlaka dolazi do smanjenja rezonantne frekvencije tog titrajnog kruga u skladu s formulom

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}. \quad (30)$$

Takav titrajni krug je implantiran i promjena frekvencije može se izvana izmjeriti mjerilom apsorpcije. Najjednostavnije takvo mjerilo jest tzv. *dip-metar* koji sadrži oscilator promjenljive frekvencije. Kad se titrajni krug oscilatora dovede u neposrednu blizinu implantiranog titrajnog kruga i kad se promjenljiva frekvencija oscilatora podesi na frekvenciju implantiranog kruga, apsorpcija je maksimalna. Indikacija maksimalne apsorpcije može se vidjeti na milijampermetru smještenom u kolektorskom krugu oscilatora. Na taj se način određuje rezonantna frekvencija implantiranog titrajnog kruga i svaka nastala promjena ove frekvencije, zbog promjene tlaka u okolišu implantirane pasivne endosonde.



Sl. 30. Presjek pasivne endoradiosonde. 1 pločica, 2 zavojnica

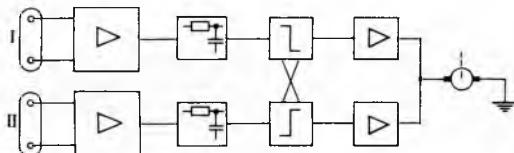
Osim navedenog principa, može se mjeriti frekvencija odjeka (ehosonda) kada se pasivna sonda sa tranzistorom pobudi kratkotraјnim djelovanjem približno iste frekvencije iz pobudnog oscilatora, a zatim se nakon kratkog vremena promatra istitravanje pasivne elektroradiosonde na njezinoj vlastitoj frekvenciji. Da bi se spektar istitravnih frekvencija suzio, poželjno je da je  $Q$ -faktor titrajnog kruga pasivne endosonde što veći.

Pasivne endosonde usprkos svojoj jednostavnosti, manjim dimenzijama i neovisnosti o izvoru napajanja nisu našle na veću primjenu. Uzrok je tome što je broj parametara koje mogu mjeriti dosta ograničen i točnost mjerena dosta mala.

### BIOELEKTRIČNO UPRAVLJANJE PROTEZAMA I ORTOZAMA

Proteze su naprave koje nadomeštaju pojedine dijelove tijela (najčešće noge ili ruke), a ortoze su naprave koje omogućuju da pojedini dijelovi tijela koji su izgubili mogućnost obavljanja svoje funkcije nju ponovno djelomično dobiju (npr. očale ili uređaji za nagluhe). Mnoge od ovih naprava su mehaničke i jednostavne, sa skromnim mogućnostima. Naprave koje se bioelektrički upravljaju i elektronička rješenja daju mnogo veće mogućnosti s obzirom na funkcije koje mogu obavljati nego mehaničke naprave.

Proteze kao izvor bioelektričnog upravljanja upotrebljavaju mišićne napone. Proteza za šaku uzima napon iz različitih mišićnih grupa koje se mogu voljom kontrolirati. Najčešće su to mišići na ledima ili na batrliku amputirane ruke, ako se na tom mjestu mogu dobiti dovoljno veliki naponi. Najjednostavniji i najrasprostranjeniji je način upravljanja sa dva stanja *uključeno* i *isključeno* (engl. *on-off*). Oba se uzimaju sa dvije međusobno odvojene mišićne grupe (I i II) (sl. 31).

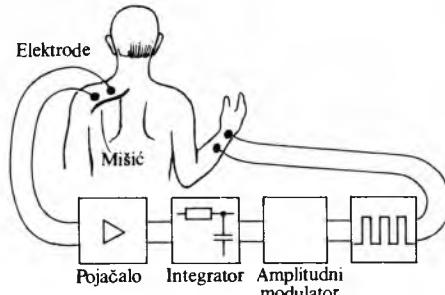


SL 31. Blok-sHEMA bioelektričnog upravljanja protezom šake

Ti se signali najprije pojačavaju pojačalom do određene razine, zatim se uzima srednja vrijednost napona koji se dobiva na izlazu NF-filtra. Nakon toga signal dolazi na komparatore međusobno povezane, koji omogućuju da na pogonski motor (aktuator) stigne komanda samo jednog kanala. Motor proteze za šaku najčešće upravlja otvaranjem (pri mišićnom naponu na kanalu I), odnosno zatvaranjem šake (pri djelovanju mišićnog napona na kanalu II). Kad nema mišićnog napona, motor se ne pokreće i zadržano je postojće stanje. Mišićni naponi su praktički linearne proporcionalne mišićnom naprezanju. Ta činjenica omogućuje da se proporcionalno tome upravlja brzinom otvaranja ili zatvaranja šake ili da se regulira pritisak pri zahvalu šakom. Pri tome je potreban još jedan dodatni sklop, koji pretvara iznos srednjeg mišićnog napona u impulse kojima se širina mijenja uz istu frekvenciju s većim mišićnim naprezanjem (proporcionalno upravljanje). U nekim uređajima širina impulsa je konstantna, a mijenja se frekvencija impulsa, što nakon usrednjavanja mijenja istosmjernu komponentu struje kroz pogonski motor i time mijenja njegov moment. To uzrokuje povećanje brzine, odnosno stisak prstiju. Motor upravlja otvaranjem šake preko spojke i reduktora broja okretaja, koji omogućuje da se visoki broj okretaja motora uz mali moment pretvori u relativno sporo gibanje uz veliki moment. Tipične su vrijednosti brzine otvaranja šake na 8 cm razmaka između vrhova prstiju za 1 sekundu. Maksimalna sila među prstima jest 60–120 N. Pojačala koja se upotrebljavaju za pojačavanja miografskih napona jesu diferencijalna, s velikim faktorom rejekcije. Elektrode su najčešće od nerđajućeg čelika i takva oblika da što manje iritiraju kožu. Upotrebljavaju se i implantirane elektrode. Najpoznatije proteze za šake jesu Viennatone (Austrija) i Otto Bock (SR Njemačka). U nas je umjetna šaka bila konstruirana u Institutu »Mihajlo Pupin« (prof. Tomović). Za upravljanje malih jednostavnih proteza upotrebljavaju se preklopniči upravljeni mišićnom silom zdravih mišića (najčešće leđnih). Preklopniči direktno upravljaju smjerom okretanja motora.

Za precizno doziranje tlaka među prstima stavlju se senzori za tlak na vršcima prstiju. Od tih senzora koji pret-

varaju tlak u napon, nakon potrebnog pojačanja, obavlja se naponsko-frekvencijska pretvorba. Signalom promjenljive frekvencije prema tlaku upravlja se sada tzv. *vibrator*. Invalid prima mehaničke podražaje na osjetljivom mjestu tijela s vibratora, koji višom frekvencijom vibracija indicira veći tlak. Na taj su način realizirane proteze s povratnom vezom u kojoj je aktivno uključen nosilac proteze. Takva povratna veza može biti izvedena i potpuno automatski, gdje invalid konstrukcijom muskulature, kojom inače upravlja, određuje pritisak stiska.



SL 32. Blok-sHEMA bioelektričnog upravljanja mišicom (ortoze)

U području ortotike najčešće se upotrebljava funkcionalna električna stimulacija, gdje je motor zamijenjen mišicom bolesnika. Naime, ako je u bolesnika došlo do prekida živčane veze s mišićem, mišića ne može biti upravljana fiziološki. No, ako se ona stimulira električnim impulsima, ona se može pokretati (sl. 32). I u ovom slučaju pojačavaju se naponi zdravog mišića pojačalom, zatim se usrednjava mišični napon kao i u prethodnom slučaju. Srednja vrijednost pojačanog mišićnog napona upravlja izvorom istosmjernog napona. Tim se naponom napaja astabilni multivibrator tako da se aktivirani mišić podražuje impulsima iz multivibratora promjenljive amplitude koja ovisi o naprezanju zdravog mišića. Impulsi su obično kraći od 0,5 ms, dok je razmak između impulsa obično 10–30 ms. Ako bi trajanje impulsa bilo dulje od 1 ms, bolesnik bi podražaje na atrofisanoj mišici mogao osjećati kao bol. Na taj se način može popraviti šepanje paraplegičkih bolesnika, kad se stimuliraju mišići nogu.

LIT.: L. Vodovnik, Osnove biokibernetike. Sveučilište u Ljubljani, Ljubljana 1968. — L. A. Gredes, L. E. Baker, Principal of applied biomedical instrumentation. John Wiley and Sons, New York-London-Sydney 1968. — R. Milner, R. Richwien, Grundlagen der medizinischen Elektronik. Akademische Verlagsgesellschaft, Leipzig 1969. — J. W. Bellville, Ch. S. Weaver, Techniques in clinical physiology. Collier MacMillan Ltd., London 1969. — M. Clynes, J. H. Milsom, Biomedical engineering systems. McGraw-Hill, Book Co., 1970. — J. F. Crul, J. P. Payne, Patient monitoring. Excerpta medica, Amsterdam 1970. — B. W. Watson (editor), IEE medical electronics monographs 1–6. Peter Peregrinus, Herts-England 1971. — B. V. Парши (редитор), Биологическая телеметрия. Издательство Медицина, Москва 1971. — B. C. Гурфинкель, B. B. Малкин, M. I. Печник, A. Ю. Шнейдер, Биоэлектрическое управление. Издательство Наука, Москва 1972. — Ю. Ю. Бредикис, Очерки клинической электроники. Издательство Медицина, Москва 1974. — R. S. C. Cobbold, Transducers for biomedical measurements. John Wiley and Sons, New York-London-Sydney-Toronto 1974. — H. Thomas, Handbook of biomedical instrumentation and measurement. Reston Publishing Com., Reston 1974. — O. Z. Roy, The current status of cardiac pacing. CRC Critical Reviews Bioengineering, Vol. 2. Ottawa 1975. — A. Šantić, M. Neuman, Micropower low voltage radiotelemetry transmitter circuits. 11th International Conference on Medical and Biological Engineering. Ottawa, Canada, Aug. 1976.

A. Šantić

**MEĐUSOBNI ODNOŠI ELEKTROENERGETSKIH I TELEKOMUNIKACIJSKIH POSTROJENJA I VODOVA**, međudjelovanje elektroenergetskih postrojenja (uključujući i postrojenja električne vuće) na susjedna telekomunikacijska postrojenja zbog moguće otporne, kapacitivne ili induktivne sprege te zbog zračenja elektromagnetskih valova (v. *Električna pražnjenja u plinovima*, TE 3, str. 684).