

615.471-07:621.3:616.8

NEUROSTIMULAČNÍ GENERÁTORY PRO KLINICKOU PRAXI

Ing. Miroslav LÉBL, CSc., Ing. Jiří SKRUŽNÝ, Vladimír NEDVĚD

Neurochirurgická klinika fakulty všeobecného lékařství Univerzity Karlovy, Ústřední vojenská nemocnice, Praha
(vedoucí: plk. prof. MUDr. Ivo Fusek, DrSc.)

Úvod

Stimulační technika je nedílnou součástí moderních diagnostických i terapeutických postupů a její význam roste úměrně s úrovní technických možností. Pozornost zaměříme na třídu stimulatorů diagnostického typu. V neurochirurgii, neurologii, klinické neurofyzilogii i v dalších oblastech je neurostimulace nedílnou součástí vyšetřovacích metod. Z hlediska bioelektroniky pak představují neurostimulátory specifickou kategorií přístrojů s vyhraněným okruhem problémů technických i aplikačních.

Neurostimulátory jsou generátory proudů či napětí definovaných funkcí a parametrů, které tvoří spolu se sestavou stimulačních elektrod klinicky účinný celek.

S ohledem na variabilitu tvaru výstupních proudů (napětí), variabilitu spektrálního obrazu, konstrukční dostupnost i vlastnosti nervosvalových struktur používáme pro stimulaci zpravidla pravoúhlé impulsy (1, 2).

Technicko-fyzikální rozbor

Optimální účinnost elektrické stimulace je podmíněna obvodovým uspořádáním výstupních obvodů přístroje z hlediska kompatibility se stimulovaným objektem a jeho odezvy na adekvátní podnět. Rozlišujeme dva základní typy stimulatorů podle uspořádání vazby výstupních obvodů s biologickou zátěží:

1. stimulátory s konstantním výstupním napětím (CV – constant voltage)
 2. stimulátory s konstantním výstupním proudem (CC – constant current)
- Podskupinou stimulátorů s konstantním výstupním proudem jsou přístroje s hybridním výstupem.

Stimulační generátor pracuje do odporové zátěže, jíž je stimulovaná tkáň. Odpor tkáně závisí na řadě faktorů, např. na charakteru povrchu pokožky, velikosti a lokalizaci elektrod atd. Jde o komplexní impedanci nejen s ohmickou, ale i s kapacitní složkou. Označíme-li impedanci tkáně Z_t , odporovou složku R_t a kapacitní složku $j\omega C_t$ platí

$$Z_t = R_t + \frac{1}{j\omega C_t}$$

kde kruhová frekvence ω vyjadřuje kmitočtovou závislost.

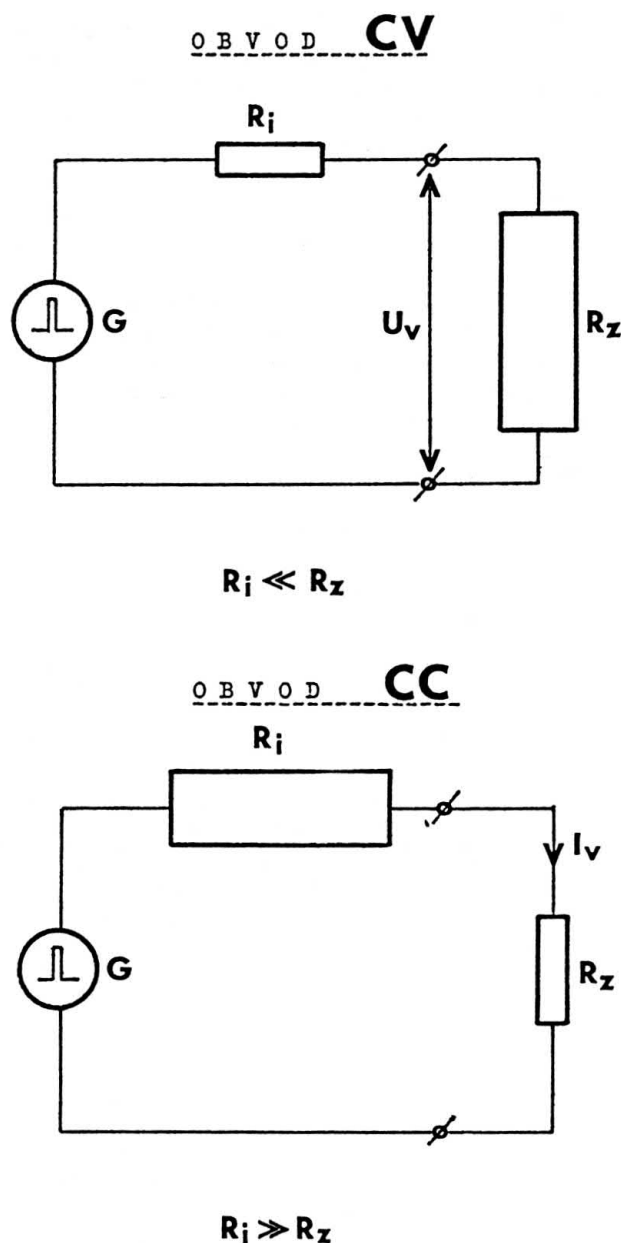
Impedance (vlivem kapacitní složky) je kmitočtově závislá, tj. různá pro různé hodnoty kmitočtu. U impulsních průběhů vede komplexní tvar tkáňového odporu k jejich zkreslení (3).

Dále si povšimněme vlastností výstupních obvodů stimulátorů pro uspořádání CV a CC.

Stimulátory s konstantním výstupním napětím jsou charakterizovány nízkým vnitřním odporem R_i , jehož hodnota je daleko nižší než hodnoty zatěžovacího odporu (biologické zátěže). V ideálním případě platí $R_i = 0$. Náhradní schéma obvodu je na obr. 1a. Stimulátory s konstantním výstupním proudem charakterizuje naopak vysoký vnitřní odpor R_i ve srovnání s biologickou zátěží. V ideálním případě zde platí $R_i = \infty$. Náhradní schéma obvodu je na obr. 1b.

V této souvislosti je ještě třeba upozornit na vlastnosti obvodu hybridního. Pracuje tak, že v době impulsu se stimulátor chová jako zdroj s vysokým vnitřním odporem, v době mezery mezi impulsy jako zdroj s nízkým vnitřním odporem. Tato vlastnost je prospěšná při stimulaci unipolárními impulsy.

Moderní stimulační systémy preferují stimulaci konstantním proudem. Hlavním činitelem podráždění tkáňových struktur je intenzita elektrického proudu v závislosti na čase (viz Hoorwegova-Weissova křivka), tedy podle základních elektrotechnických definic elektrický náboj. Efekt stimulace závisí i na proudové, resp. nábojové hustotě, a tedy i na velikosti plochy elektrod. Nábojová hustota je vyjádřena v $\mu C/\text{impuls}/\text{cm}^2$ (6). Z uvedeného vyplývá, že u stimulátorů s konstantním výstupním proudem jsou vlastnosti stimulace jednoznačně určeny intenzitou proudu, šířkou stimulačních impulsů a plochou elektrod. Tedy veličinami, které lze před i při stimulaci objektivně zjistit a sledovat. Naproti tomu u stimulátorů s konstantním výstupním napětím se mohou, v závislosti na proměnné impedanci tkáně (nebo proměnném přechodovém odporu mezi tkání a stimulační elektrodou), hodnoty proudových intenzit měnit a stimulační parametry lze tedy stěží přesně definovat. Z tohoto hlediska dnes převážně preferujeme stimulaci konstantním proudem. Je však třeba upozor-



Obr. 1 Náhradní schéma zapojení výstupu stimulátoru v pracovním režimu CV a CC
a) konstantní napětí (CV); b) konstantní proud (CC)

nit i na případy, kdy např. paralelně se stimulovaným nervem probíhá tkáň, jejíž impedance se často mění. Pak v režimu CC může v určitých okamžicích proud ve stimulovaném nervu vzrůst nad bezpečnou mez (neboť celkový proud mezi elektrodami je konstantní). Pak dáváme přednost stimulaci v režimu CV (5).

Další pohled na otázku, zda volit stimulaci s konstantním proudem či napětím, dává srovnání průběhu napětí i proudu při obou stimulačních režimech. Průběhy sledujeme na biologické zátěži. Tvar stimulačních impulsů je ovlivněn komplexní impedancí tkáně (její kapacitní složkou). U zdroje s konstantním výstupním napětím má podle obr. 2a napěťový impuls nezměněný průběh, zatímco proudový impuls vyka-

zuje překmity na náběžné hraně impulsu i jeho týlu. U zdroje s konstantním výstupním proudem je nezměněn impuls proudový. Napěťový impuls má pozvolný náběh podle obr. 2b.

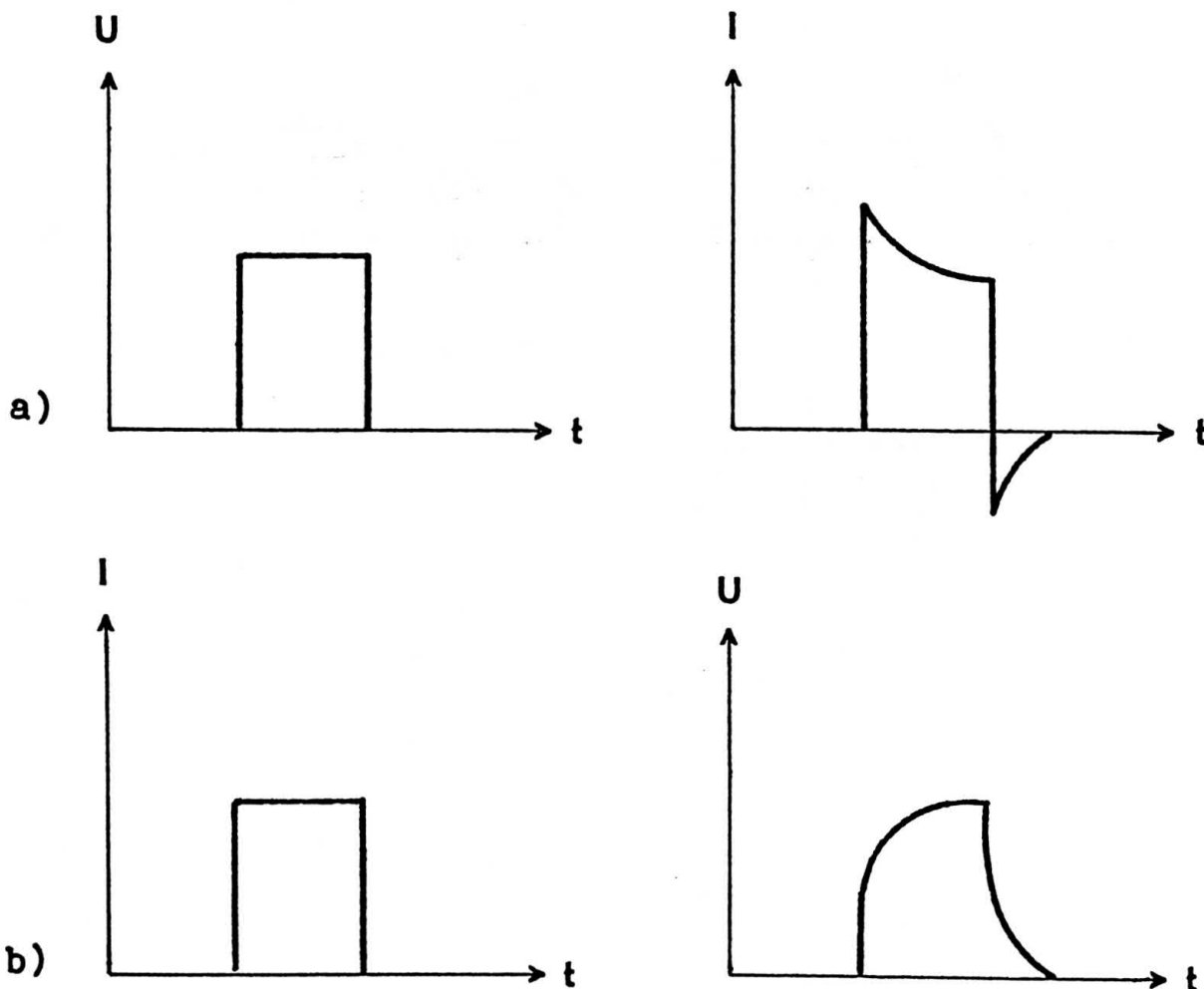
Z těchto průběhů logicky vyplývá vhodnost stimulace konstantním proudem, neboť náběžné hrany napěťových impulsů jsou zaobleny. Naproti tomu proudové špičky vznikající při stimulaci konstantním napětím mohou být pro pacienta nepříjemné, pokud mají vysokou amplitudu (tj. při velké kapacitní složce tkáňové impedance) (2, 3). Provedený rozbor ukazuje, že vcelku převažují výhody stimulace konstantním proudem.

Je však třeba upozornit, že z technického hlediska je realizace stimulatorů s konstantním výstupním proudem mnohem náročnější (a tím i nákladnější), zejména při požadovaných vyšších intenzitách stimulačních impulsů. Při rozhodování, kterou variantu zvolit, musíme pečlivě zvážit hlediska fyzikálně-biologická i technicko-ekonomická a hledat optimální a vyvážené řešení.

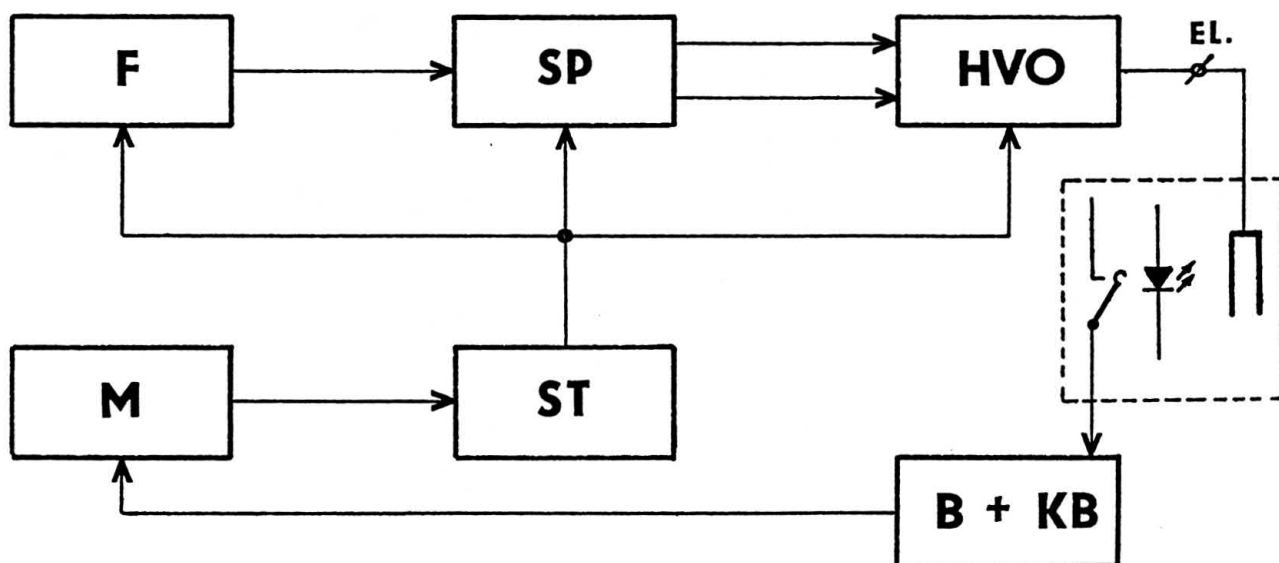
Výsledky

Z konkrétních diagnostických stimulatorů vyvinutých v bioelektronické laboratoři neurochirurgické kliniky v Praze, při jejichž konstrukci byly respektovány uvedené poznatky, chceme poukázat na tři přístroje se specifickým určením, které se osvědčily v klinické praxi.

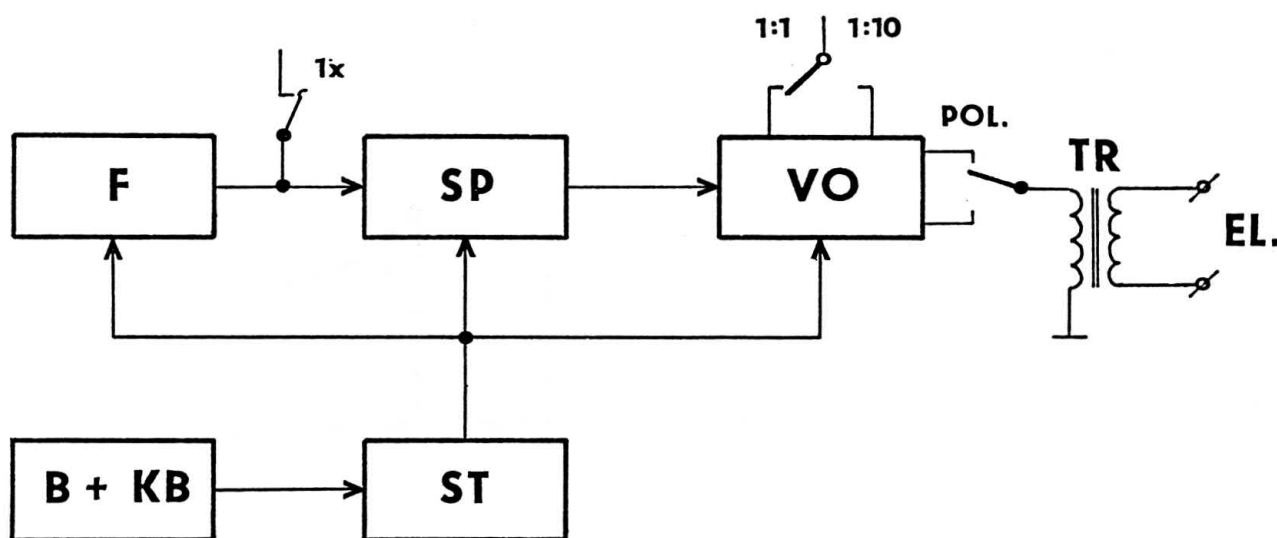
K identifikaci periferních nervových struktur v nejrůznějších chirurgických situacích je určen miniaturizovaný bateriový stimulator podle blokového schématu na obr. 3. Generuje pravoúhlé impulsy s možností volby dvou opakovacích kmitočtů (1 Hz a 40 Hz), šířka stimulačních impulsů je 0,6 ms. Výstupní proud je plynule nastavitelný v rozsahu 0–20 mA pro změnu zátěže od 0 do 200 ohmů. Přístroj je vybaven signalizací výstupních impulsů, stavu baterie a pracovního stavu. Patří do třídy stimulatorů s konstantním výstupním proudem, jeho výstupní obvod je



Obr. 2 Průběhy napětí a proudů stimulačních impulsů v pracovním režimu CV a CC
a) konstantní napětí (CV); b) konstantní proud (CC)



Obr. 3 Stimulátor pro chirurgickou praxi



Obr. 4 Stimulátor nervových struktur

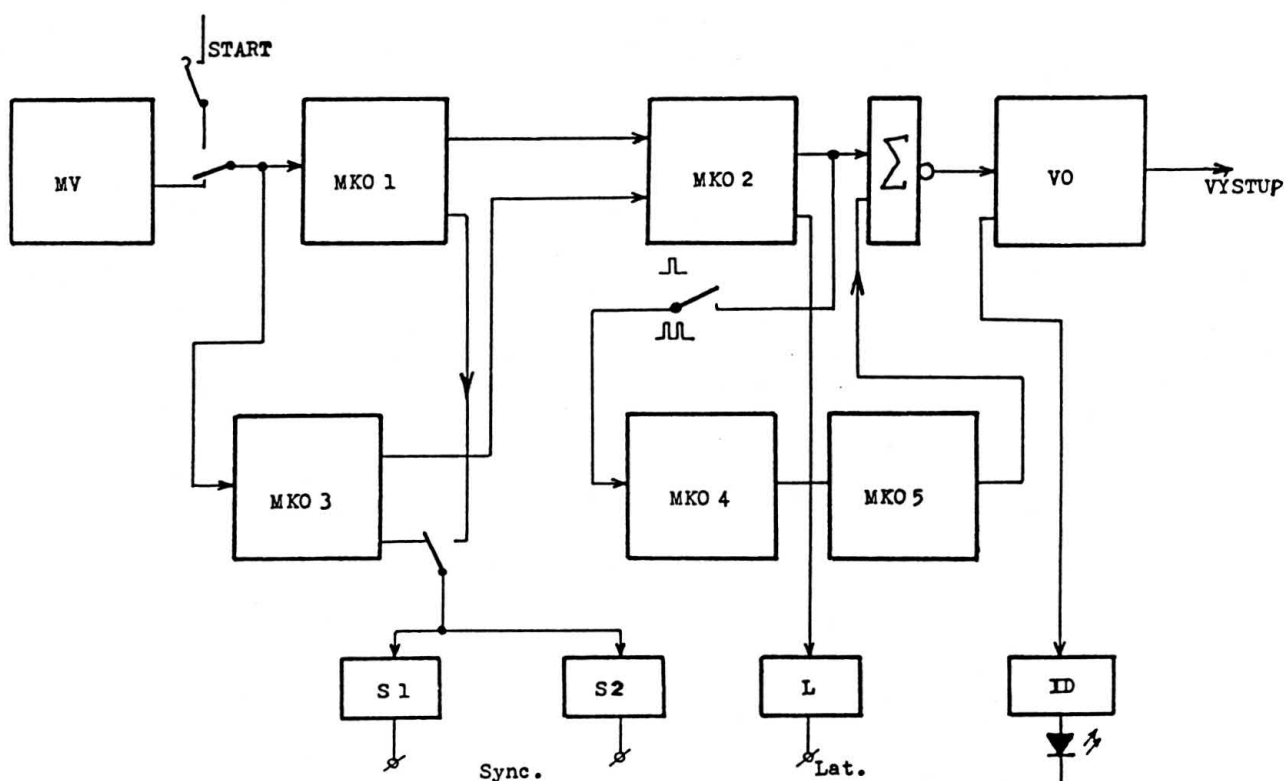
proveden v hybridním zapojení. Speciální aplikační elektrody dovolují dálkové spínání přístroje a optickou indikaci stimulačních impulsů.

Pro stimulaci hlubokých struktur mozku implantovanými víceetážovými elektrodami je navržen stimulátor podle blokového schématu na obr. 4. Přístroj generuje pravoúhlé impulsy s možností plynulé regulace všech základních parametrů v rozsazích: opakovací kmitočet 0,5–100 Hz, šířka impulsů 0,1–1 ms a amplituda 0–100 V. Zadané podmínky stimulace v tomto případě preferují použití výstupního obvodu s konstantním napětím.

Třetím typickým představitelem diagnostických stimulačních generátorů je přístroj pro univerzální sti-

mulaci nervosvalových struktur s širokým rozsahem volitelných funkcí a parametrů. Blokové schéma tohoto přístroje je na obr. 5.

Přístroj může pracovat v režimech: opakovaně, 1×, salva, dvojpuls. Je vybaven obvody pro odsun stimulačního impulsu od synchronizačního (možnost synchronizace monitorů) a odsunu obou stimulačních impulsů v režimu dvojpuls. Polarita výstupních impulsů je volitelná, výstupní impuls je signalizován světlovou diodou. Uvádíme pro přehlednost pouze základní impulsové parametry: pravoúhlé impulsy, opakovací kmitočet 0,5–100 Hz, šířka impulsů 0,1 až 1 ms, amplituda 0–300 V, salva 0,5–2 s, jednotlivý impuls vybavitelný tlačítkem. Vzhledem k výkonu vý-



Obr. 5 Stimulátor pro diagnostiku nervosvalového systému

stupu je přístroj řešen jako generátor konstantního napětí. Je vybaven logickými obvody pro spolupráci s digitálními elektromyografi.

Zatímco první dva neurostimulátory mají napájení bateriové, posledně uvedený přístroj je napájen ze stabilizovaného síťového zdroje (4). Za pozitivní považujeme skutečnost, že se tyto přístroje podařilo uplatnit v klinické praxi v širším měřítku.

Neurostimulátory jsou zpravidla využity v diagnostickém procesu v rámci komplexních přístrojových souborů, s nimiž mají více či méně těsnou vazbu. Odezvu biologického systému na stimulaci je třeba registrovat, vyhodnotit a kvantifikovat. Pro správnou volbu stimulátoru i režimu stimulace je potřebná základní orientace ve vlastnostech i uspořádání těchto zařízení a v jejich adekvátní aplikaci.

Souhrn

Autoři rozebírají fyzikálně-biologické podmínky diagnostické stimulace tkání elektrickými impulsy. Poukazují na elektrické vlastnosti biologického objektu a z tohoto pohledu analyzují vlastnosti výstupních obvodů stimulačních generátorů. Podrobně je

pojednáno o zapojení s konstantním výstupním napětím a konstantním výstupním proudem a o důsledcích vyplývajících z použití obou variant. Rozbor stimulačních principů je promítnut do konkrétních příkladů již realizovaných stimulátorů pro různé okruhy klinické praxe.

Literatura

1. EDEL, H.: Fibel der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie. Berlin, VEB Verlag Volle und Gesundheit 1983.
2. GULD, C. – ROSENFALCK, A. – WILLISON, R. G.: Technical factors in recording electrical activity of muscle and nerve in man. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, Vol. 28, 1970, s. 399–413.
3. GÜTTLER, P.: Konstantstrom und Konstantspannungscharakteristik von Reizstromgeräten bei komplexem Patientenwiderstand. *Z. Physiother.*, Jg. 31, 1971, s. 71–82.
4. MILLMAN, J. – HALKIAS, C.: *Integrated Electronics*. New York, McGraw Hill 1976.
5. MÖLLER, A. R. – JANETTA, P. J.: Preservations of facial function during removal of acoustic neuromas. (Use of monopolar CV stimulation and EMG). *J. Neurosurg.*, Vol. 61, 1984, s. 757–760.
6. PUDENZ, R. H. et al.: Adverse Effects of Electrical Energy Applied to the Nervous System. *Appl. Neurophysiol.*, Vol. 40, 1977/78, s. 72–87.

Klíčová slova: Impedance tkáně; Výstupní obvod CV a CC; Diagnostický stimulátor.