

# Bateriový defibrilátor s impulsovým autotransfornátorem pro defibrilaci srdečních komor

MUDr. BOHUMIL PELEŠKA, CSc., inž. JAN POHANKA, ZDENĚK BLAŽEK,  
Ústav klinické a experimentální chirurgie v Praze

615.921:3

*V práci je stručně uvedena problematika léčení fibrilace srdečních komor a zdůrazněna naléhavost konstrukce přenosných defibrilátorů s vlastním napájecím zdrojem. Je popsáno řešení na síti nezávislého defibrilátoru s impulsovým transformátorem. Dále je uvedeno podrobné schéma přístroje a jeho technické hodnoty, které přibližně odpovídají hodnotám již vyráběného síťového typu. Defibrilátor je určen především k defibrilaci srdce při uzavřeném hrudníku, avšak lze jej stejně tak použít pro přímou defibrilaci při otevřeném hrudníku.*

## Příčiny fibrilace srdečních komor, důsledky a léčení

Fibrilace srdečních komor je velmi častou komplikací při pokusech o obnovení činnosti zastaveného srdce (Stephenson [24], Něgovský [15], Gurvič [5] aj.). Někdy bývá fibrilace srdce sama primární příčinou srdeční zástavy a smrti, jako je tomu např. při úrazu elektrickým proudem (Wegria-Wiggers [26], Bissig [2], Linke [13], Osypka [16], Schedel [23], Frucht-Töppich [4], Mackay [14], Leeds a spol. [12] aj.) V jiných případech zase může náhle vzniknout při operaci v hrudníku a často vzniká při operaci přímo na srdci.

Komorovou fibrilaci definujeme jako stav, kdy se jednotlivá srdeční vlákna stahují nekoordinovaně, čímž zanikají srdeční pulsace, vypuzování a oběh krve se zastavují a nastává klinická smrt. V ní se vytváří kyslíkové hladovění, projevující se nejvýrazněji v mozkové tkáni změnami na gangliových buňkách mozkové kůry. Graf na obr. 1 je záznam srdečních potenciálů — elektrokardiogram a záznam krevního tlaku v pokusu (na psu) napodobujícím úraz elektrickým proudem. Po průchodu střídavého proudu hrudníkem 40 V/50 Hz, trvajícím 0,8 s, nastává okamžitá fibrilace srdečních komor. Krevní tlak klesá na nulu, srdeční pulsace zanikají a pravidelná křivka elektrokardiogramu je vystřídána nepravidelnou sinusov-

ního stavu. Jestliže se nám však podaří do této doby obnovit činnost srdeční, oběh krevní a dýchání, změny v organismu jsou malé a obvykle nastává návrat všech psychických funkcí na dobrou, někdy i normální úroveň.

Nelze však tvrdit, že vždy a za všech okolností je doba, v níž ještě můžeme oživit organismus jako celek, přesně ohraničená, a že vždy a ve všech případech její překročení znamená konečnou a trvalou ztrátu života. Přejít od života k smrti je časový sled patologických změn v organismu, které se po zástavě krevního oběhu vyvíjejí a jejichž intenzita stále narůstá, až se na určitém stupni rozvoje stávají nezvratnými, tj. neslučitelnými se životem. Jsou to ovšem velmi složité závislosti na stavu, v němž nastala smrt, a jiní činitelé, jež ovlivňují výsledek oživení organismu, avšak to není předmětem tohoto článku. Práce chce upozornit na konstrukci přenosného bateriového defibrilátoru — přístroje, jímž se v současné době léčí fibrilace srdečních komor. Léčebnému postupu, kterým odstraňujeme asynchronní chvění srdečních vláken a jímž dosahujeme synchronizace stažlivosti srdečního svalu, říkáme defibrilace.

O přenosné defibrilátory, nezávislé na elektrovodné síti, je v poslední době zvýšený zájem. Je vyvolán tím, že byly vypracovány nové léčebné postupy, umožňující provádět při srdeční zástavě tzv. nepřímou srdeční masáž bez otevření hrudníku (Jude a spol. [8], Safar a spol. [22],

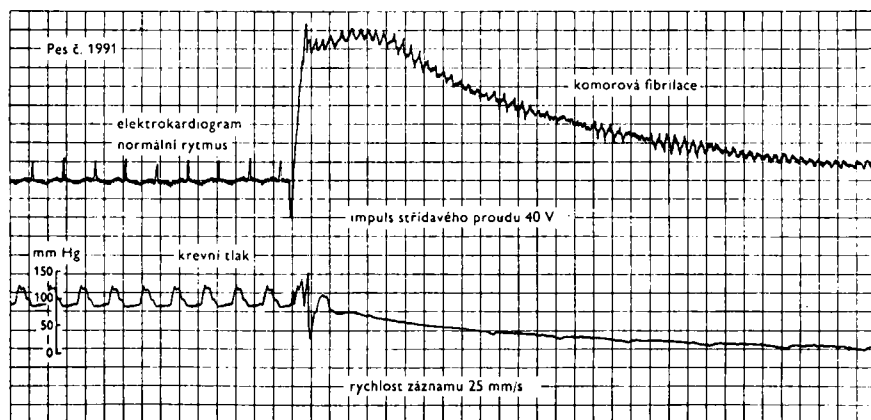
Kouwenhoven a spol. [10], [11] aj.). Nepřímou srdeční masáží stlačujeme hrudník a tím i srdce, čímž napodobujeme srdeční pulsace. Touto nepřímou masáží lze udržet minimální krevní oběh i po delší dobu. Umožňuje to využít oživovacích metod i v obtížných terénních podmínkách a mimo léčebné ústavy.

Nejúčinnější a nejrychlejší metoda odstranění komorové fibrilace je podráždění srdečního svalu silným elektrickým impulsem (Akopjan [1], Wiggers [25], Peleška [20]). Pro defibrilaci při uzavřeném hrudníku se dnes používají dva druhy impulsu.

1. Střídavý proud 50 až 60 Hz, 440 až 900 V, délky 0,25 s (Kouwenhoven a spol. [9]).

2. Kondenzátorový výboj 3000 až 5000 V vedený přes induktivní odpor a trvající několik milisekund (Gurvič [6], Peleška [21]).

Při prvním způsobu defibrilace je nutná síťová přípojka a přístroje lze tedy prakticky použít jen v ústavech. Druhý způsob defibrilace kondenzátorovým výbojem



Obr. 1. Záznam elektrokardiogramu a krevního tlaku u psa při vyvolání fibrilace srdečních komor elektrickým proudem.

kou znamenající komorovou fibrilaci. Po zástavě oběhu krevního, způsobené komorovou fibrilací trvající 5 minut, jsou změny v centrálním nervovém systému takového charakteru, že se již po případném úspěšném obnovení srdeční činnosti a krevního oběhu neupravují do normál-

Tab. I. Hodnoty elektrických veličin síťového typu defibrilátoru PREMA. Tabulka ukazuje hodnoty nastavené na kondenzátoru a hodnoty změřené na biologickém objektu (psi od 20 do 25 kg) v rozsahu napětí od 1000 do 6000 V.

Hodnoty na kondenzátoru		Proud A	Hodnoty změřené na pokusném zvířeti		
Napětí kV	Energie J		Napětí kV	Energie J	Průměrný odpor [Ω]
1	8	12,8	0,56	2,0	42,0
2	32	31,0	1,42	12,5	41,3
3	72	52,5	2,32	33,7	40,8
4	128	72,5	3,15	63,1	40,4
5	200	86,0	3,74	88,5	39,9
6	288	98,0	4,33	114,9	39,0

umožňuje využít různých konstrukčních prvků a zapojení, což dovoluje vyrobit přístroj v přenosném provedení na bateriový provoz. Takový defibrilátor je pohotovější, mobilnější a jeho využití je všestrannější, zejména v nepříznivých terénních podmínkách.

Zkušenosti se sériově vyráběným síťovým defibrilátorem PREMA (Peleška [17], [18], [19]) nás vedly k tomu, že jsme navrhli konstrukci přístroje v přenosném provedení při zachování parametrů dosavadního typu. Elektrické hodnoty dosavadního síťového typu, z nichž jsme při návrhu vycházeli, jsou v tab. I. Při krátkých impulzech okolo 5 ms je pro defibrilační účinek rozhodující proud impulsu. Snažili jsme se zachovat jak přibližnou délku, tak maximální proud impulsu.

### Konstrukční řešení přístroje

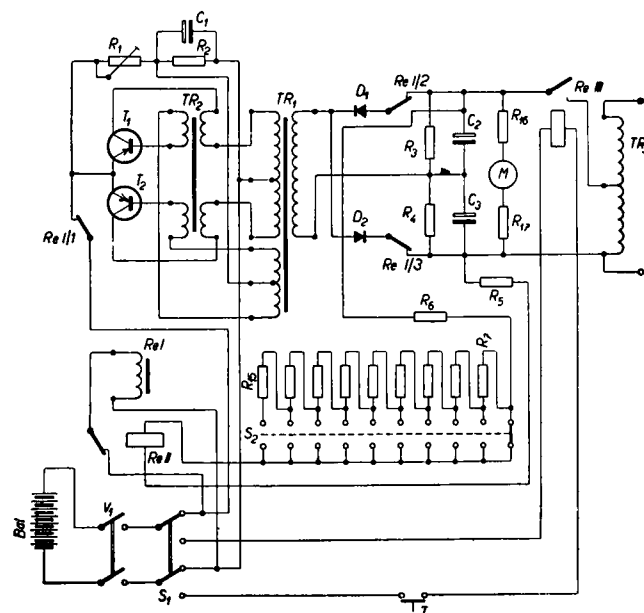
Návrh konstrukce vycházel z podmínek pro umožnění úspěšné defibrilace v době co nejkratší, které lze shrnout do těchto bodů:

1. Maximální napětí na kondenzátorech musí být dvojnásobek napětí prahového. (Prahové defibrilační napětí je minimální napětí, jímž dosahujeme zastavení fibrilace srdečních komor.)
2. Doba nabíjení na maximální hodnotu napětí nemá přesahovat 30 vteřin při zformovaných kondenzátorech (při nezformovaných má být za 30 vteřin nabíjení dosaženo aspoň 80 % maximálního napětí).
3. Energetický zdroj musí dodat při plném nabití aspoň 20 defibrilačních výbojů.
4. Nejmenší počet ovládacích prvků.
5. Váha přístroje i s potřebnými elektrodami má být co nejmenší.

Pro splnění těchto podmínek zdálo se nám nejvýhodnější řešení pomocí impulsového autotransformátoru, i když jeho energetická účinnost je menší než při použití ryziho obvodu LC. Jeho výhoda spočívá v tom, že vysoké napětí dostáváme až na výstupu přístroje, zatímco měnič a usměrňovač lze konstruovat jako zařízení nízkonapětové.

Navržený a zkonstruovaný přístroj sestává z těchto základních součástí:

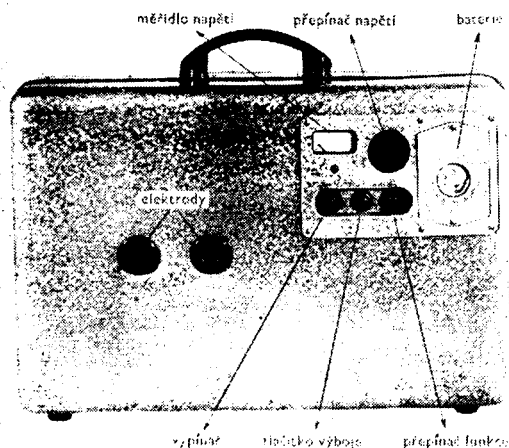
1. Bateriový zdroj — stříbrozinkový akumulátor 12 V. Výhoda je v tom, že má malý vnitřní odpor, nevýhoda je v nabíjení a v malém počtu nabíjecích cyklů. Bude v budoucnu změněn na články Ni-Cd.
2. Tranzistorový měnič napětí se dvěma výkonovými tranzistory P4B, napětovým transformátorem a zpětnovazebním transformátorem. Kmitočet 7000 Hz.
3. Kapacitu tvoří 4 kondenzátory 800  $\mu$ F/500 V. Jsou zapojeny vždy dva paralelně a pak sériově, čímž vytvářejí potřebnou kapacitu, tj. 800  $\mu$ F/1000 V.
4. Automatické dobíjení, jehož podstatnou částí je polarizované relé, spínající při průtoku proudu přes další relé obvod zdroje k měniči. Sada odporů  $R_6$  až  $R_{15}$  umožňuje nastavit napětí na kondenzátorech v 10 stupních po 100 V.
5. Elektromagnetický silnoproudý spínač, ovládaný proudem přes tlačítko přímo z baterie. Max. proud spínače je 400 A.
6. Impulsový autotransformátor navinutý z pěti sekcí hliníkového drátu. Transformační poměr 1 : 6. Impregnace je provedena bakelizováním. Podrobné schéma elektrického zapojení je na obr. 2.



Obr. 2. Schéma elektrického zapojení přenosného bateriového defibrilátoru s impulsovým autotransformátorem.

### Popis funkce přístroje

Elektrický proud z baterie 12 V se přes hlavní vypínač  $V_1$  a přepínač  $S_1$  přivádí do tranzistorového měniče. Celý měnič je tvořen tranzistory  $T_1$  a  $T_2$ , odpory  $R_1$  a  $R_2$ , kondenzátorem  $C_1$  a transformátory  $TR_1$  a  $TR_2$ . Na sekundárním vinutí transformátoru  $TR_1$  se vytvoří napětí kolem 500 V. Usměrňovač s křemíkovými diodami  $D_1$  a  $D_2$  pracuje jako zdvojnovač napětí a přes relé  $Rel1/2$  a  $Rel1/3$  nabíjí hlavní kondenzátory  $C_2$  a  $C_3$  zapojené v sérii, jejichž výsledná kapacita je 800  $\mu$ F. Aby bylo dosaženo stejnoměrného rozložení náboje, jsou kondenzátory přelenuuty odpory  $R_3$  a  $R_4$ . Lineárního průběhu nabíjení se

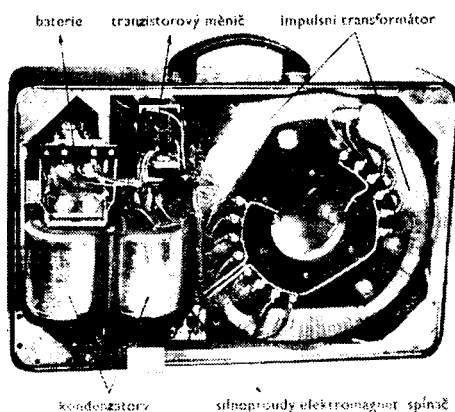


Obr. 3. Bateriový přenosný defibrilátor zkonstruovaný ve vývojových laboratořích Ústavu klinické a experimentální chirurgie v Praze.

dosahuje proudovou zpětnou vazbou pomocí  $TR_2$  a napěťovou zpětnou vazbou, jež tvoří vinutí na  $TR_1$ .

Potřebné napětí na kondenzátorech je dáno polohou přepínače  $S_2$ . Jeho hodnota je udržována automaticky pomocí polarizovaného relé  $ReII$  a systémem předřadných odporů  $R_6$  až  $R_{15}$ . Napětí na kondenzátorech je indikováno na voltmetru, v jehož obvodu jsou zapojeny ochranné odpory  $R_{18}$  a  $R_{17}$ . Defibrilační výboj se provádí přepnutím přepínače  $S_1$ , čímž je vypojeno relé  $ReI$ . Tím je přerušena proud do tranzistorového měniče, jsou odpojeny kondenzátory od usměrňovače a současně je připojena baterie na obvod silnoproudého spínače  $ReIII$ . Vlastní výboj se provádí stisknutím tlačítka  $T$ , čímž je proud zapnut do cívky elektromagnetického spínače  $ReIII$ , přes který se vybíjejí kondenzátory  $C_2$  a  $C_3$  do obvodu impulsového autotransformátoru  $TR_3$ . Na jeho výstup jsou připojeny elektrody  $E$  pro defibrilaci.

Přístroj byl vyvinut ve vývojových laboratořích Ústavu klinické a experimentální chirurgie v Praze a je na obr. 3. Má skříň ze sklolaninátu. Na přední stěně je panel s ovládacími prvky, zasunutou baterií a měřidlem napětí na kondenzátorech. V zadní stěně pouzdra je prostor pro příslušenství (elektrody). Vnitřní uspořádání jednotlivých prvků ukazuje obr. 4. Téměř polovinu

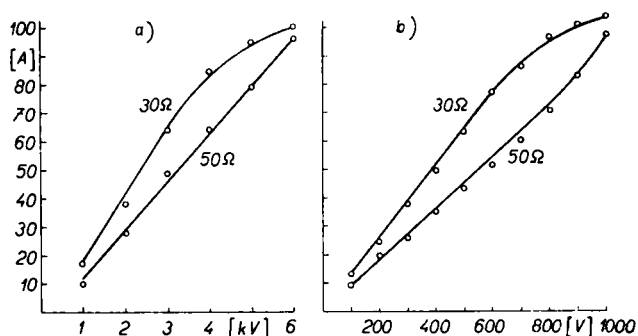


Obr. 4. Vnitřní konstrukce přenosného bateriového defibrilátoru.

prostoru zabírá impulsový auto-transformátor navinutý z pěti sekcí hliníkového drátu, impregnovaného bakelizováním.

### Technické údaje přístroje

Doba nabíjení (při zformovaných kondenzátorech) na maximální hodnotu, tj. 1000 V, činí 30 s. Poloviční hodnoty napětí 500 V je dosaženo za 14 s. Maximální energie na kondenzátorech je 400 J. Vzhledem k tomu, že délka impulsu je jen málo odlišná od síťového typu, je rozhodujícím činitelem pro defibrilaci proud. Na obr. 5 je srovnání křivek proudu obou typů defibrilátoru při zátěži 30 a 50  $\Omega$ . Průměrný odpor mezi elektrodami za našich podmínek činil okolo 40  $\Omega$ . Z grafu není vidět zásadní rozdíly v maximálních hodnotách obou srovnávaných přístrojů. Přístroj s impulsovým transformátorem má o něco vyšší výstupní impedanci, což je pro transthorakální defibrilaci vlastnost výhodná.



Obr. 5. a) Křivky proudu při umělé zátěži 30 a 50  $\Omega$  u síťového typu defibrilátoru s obvodem  $LC$  při rozsahu napětí od 1000 do 6000 V ( $C = 16 \mu F$ ,  $L = 0,25 H$ , tlumivka  $R = 20 \Omega$ ). Tlumivka se železným jádrem.

b) Křivky proudu při umělé zátěži 30 a 50  $\Omega$  u přenosného typu defibrilátoru s impulsovým autotransformátorem při rozsahu napětí od 100 do 1000 V ( $C = 800 \mu F$ ).

V tab. II jsou hodnoty přenosného defibrilátoru v rozmezí od 100 do 800 V, které jsou průměry hodnot změřených na biologickém objektu, tj. u psů ve váze od 20 do 25 kg. Fyziologické hodnoty krevního oběhu a srdce se u psů této váhy nejvíce blíží hodnotám člověka. V tab. III jsou porovnány prahové hodnoty defibrilačních impulsů síťového a přenosného typu defibrilátoru. Maximální energie přenosného typu je větší, je to však dáno menší účinností tohoto zapojení. Defibrilační prahové napětí na kondenzátoru je u obou typů okolo 50 % ( $\pm 10$  %) napětí maximálního, což činí asi  $1/4$  maximální energie. Prahová napětí změřená na objektu nejsou významně rozdílná,

Tab. II. Průměry hodnot napětí a délky impulsů získané měřením u psů ve váze 20 až 25 kg při hodnotách napětí na kondenzátoru 100 až 800 V.

	Napětí na kondenzátoru [V]							
	100	200	300	400	500	600	700	800
Napětí $U$ [V] na objektu	310	602	880	1142	1360	1587	1796	1991
Délka impulsu ms	2,6	3,3	3,9	4,1	4,7	5,9	6,4	6,9

avšak potřebný proud je o 25 % menší u přenosného typu, což může být následkem prodloužení impulsu na 5,5 ms; nelze však vyloučit vliv variability biologických objektů.

Defibrilátor v provedení podle obr. 3 váží 14 kg, což je asi  $\frac{1}{5}$  váhy univerzálního síťového typu. Srovnávací pokusy provedené za stejných podmínek na psech ve váze 20 až 25 kg ukázaly stejnou účinnost jako u síťového typu. Na obr. 6 je elektrokardiografický záznam fibrilace, defibrilace a obnovení srdeční činnosti u pokusného psa. Defibrilace byla provedena přenosným typem s impulsovým transformátorem napětím 550 V do jedné minuty po vyvolání fibrilace. Na záznamu srdečních potenciálů (EKG) i na záznamu obnovených srdečních pulsací jsou vidět nepravidlosti srdečního rytmu, který se normalizoval asi za 7 vteřin po výboji.

## Závěr

Popsané řešení přenosného defibrilátoru je pouze jedním z možných řešení, kterých se naskytá více. Impulsový autotransformátor má jisté výhody spočívající v tom, že měnič napětí může být řešen jako nízkonapěťové zařízení. Dále má výhodu v tom, že může být zvolena taková konstrukce autotransformátoru, která by dávala optimální tvar impulsu. Nevýhodou je poměrně menší účinnost než v zapojení obvodu LC, kde jsou ztráty pouze v ohmické složce indukčnosti, a obtížnější konstrukce.

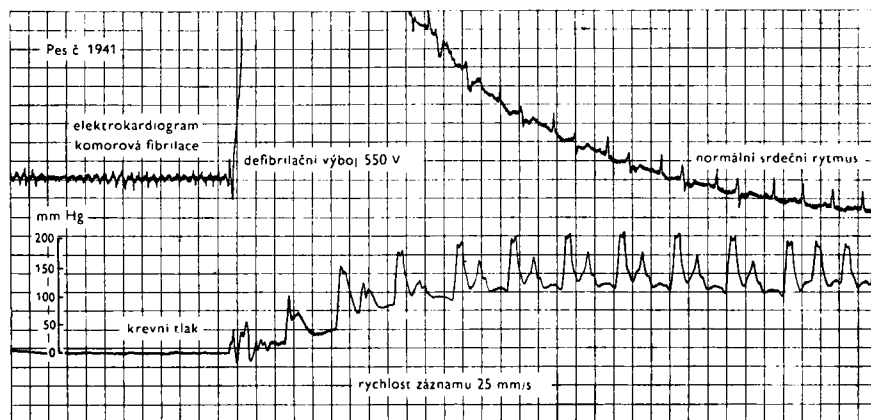
Nové metody oživování se neustále rozvíjejí a pronikají nejen do stále většího počtu různých lékařských oborů, ale přímo na ohrožená pracoviště. Aby bylo možné zajistit využití moderních metod, je bezpodmínečně nutné vybavit pracoviště příslušnými zařízeními, mezi něž patří hlavně pohotovostní přenosné dýchací přístroje a defibrilátory. Existují již vhodné malé přenosné dýchací přístroje, nehledě k tomu, že byly využity i účinné metody umělého dýchání z úst do úst (Hossli [7], Elam a spol. [3] a další).

Daleko složitější byl problém defibrilátorů, u nichž použití záviselo na síťové přípoje. Proto rozvíjení otázek kondenzátorových defibrilátorů nezávislých na elektrovedné síti a jejich využití v terénní praxi a při první

Tab. III. Srovnání prahových veličin elektrického defibrilačního impulsu u síťového a přenosného typu defibrilátoru.

	Energie J na konden- zátoru	Napětí [kV]		Proud A	Délka impulsu ms
		na konden- zátoru	na objektu (elektrody)		
Univerzální síťový typ (LC) $C = 16 \mu\text{F}$ $L = 0,25 \text{ H}$ $R = 20 \Omega$	38,72	2,2	1,33	39,3	4,8
Přenosný typ s impulsovým transformá- torem $C = 800 \mu\text{F}$	121	0,55	1,42	28,5	5,5

lékařské pomoci má v současné době mimořádný význam. Avšak definitivní vyřešení konstrukce ještě menších přístrojů není závislé jenom na miniaturizaci součástek a tranzistorizaci určitých částí. Závisí především na dalším výzkumu zaměřeném na objasnování chorobných procesů ve stadiu fibrilace a dalších problémů elektrické defibrilace, mezi které patří na prvním místě stanovení optimál-



Obr. 6. Záznam elektrokardiogramu a krevního tlaku u psa při defibrilaci srdce přenosným typem defibrilátoru.

ních parametrů defibrilačního impulsu. Na řešení těchto otázek jsme se zaměřili v naší další práci, jejímž cílem je dosáhnout zmenšení přístroje a jeho váhy.

[30. 6. 1962]

## Literatura

- [1] Akopjan, A. A.-Gurvič, N. L.-Žukov, I. A.-Něgovskij, V. A.: O možnosti oživení organismu při fibrilaci srdce vzděláním impulsního toka. *Elektrické lékařství* 10 (1954), str. 43—49.
- [2] Bissig, H.: Über Niederspannungsunfälle. *Elektro Medizin* 5/3 (1960), str. 154—183.
- [3] Elam, J. O.-Ruben, A. M.-Greene, D. G.-Bittner, T. J.: Mouth to Nose Resuscitation During Convulsiv Seizures. *JAMA* 176 (1961), str. 565—570.
- [4] Frucht, A. H.-Töppich, E.: Zur Behandlung und Beurteilung von Unfällen durch elektrischen Strom. *Zschr. ärztl. Fortbild.* 53 (1959), str. 967—971.
- [5] Gurvič, N. L.: Vosstanovlenije žizněnnyh funkcij organizma posle smertelnoj elektrotravmy. Tr. konf. posv. probl. patofysiologii i terapii term. sost. XII — 1952, str. 127—131. Moskva: Medgiz 1954.
- [6] Gurvič, N. L.: Fibrilljacija i defibrilljacija serdca. Moskva: Medgiz 1957.
- [7] Hossli, G.: The Effect of the Various Methods of Artificial Respiration in First Aid with Special Reference to the Mouth-to-Mouth Method. *Helv. Med. Acta* 27 (1960), čís. 5, str. 603—614.
- [8] Jude, J. R.-Kouwenhoven, W. B.-Knickerbocker, G. G.: Clinical and Experimental Application of a New Treatment for Cardiac Arrest. *Surg. Forum* 46th Annual Clinical Congress 11 (1960), str. 252—254.
- [9] Kouwenhoven, W. B.-Milnor, W. R.-Knickerbocker, G. G.-Chesnut, W. R.: Closed Chest Defibrillation of the Heart. *Surgery* 42 (1957), čís. 3, str. 550—561.
- [10] Kouwenhoven, W. B.-Jude, J. R.-Knickerbocker, G. G.: Closed Chest Cardiac Massage. *JAMA* 173 (1960), str. 1064.
- [11] Kouwenhoven, W. B.-Jude, J. R.-Knickerbocker, G. G.: Heart Activation in Cardiac Arrest. *Modern Concepts of Cardiovascular Disease* 2 (1961), str. 639 až 643.
- [12] Leeds, S. E.-Mackay, R. S.-Mosslin, K. E.: Production of Ventricular Fibrillation and Defibrillation in Dogs By Means of Accurately Measured Shocks Across Exposed Heart. *Am. J. Physiol.* 165 (1951), str. 179 až 187.

- [13] Linke, H.: Der elektrische Unfall und seine Behandlung. Zschr. f. ärztl. Fortbild. 53 (1959), str. 971—974.
- [14] Mackay, R. S.: Some Electrical and Radiation Hazards in the Laboratory. IRE-Transactions on Medical Electronics ME-7 (1960), čís. 2, str. 111—113.
- [15] Negovskij, V. A.: Patofysiologia i terapija agonii i kliničeskoj smerti. Moskva: Medgiz 1954.
- [16] Osypka, B.: Bericht über zwei tödliche Unfälle durch elektrischen Strom bei Spannungen von 70 Volt. Elektro Medizin 5/4 (1960), str. 217—221.
- [17] Peleška, B.: Transthorakální a přímá defibrilace. Rozhl. Chir. 36 (1957), čís. 11, str. 731—755.
- [18] Peleška, B.: La défibrillation transthoracique et directe à haute tension. Anesth. Analg. 15 (1958), čís. 2, str. 238—274.
- [19] Peleška, B.: Der „Universaldefibrillator PREMA“ ein Gerät zur Beseitigung des Herzkammerflimmerns bei geöffnetem oder geschlossenem Brustkorb. KOVO Tschechoslow. Exportzeitschrift 9(5), 1959.
- [20] Peleška, B.: A High Voltage Defibrillator and the Theory of High Voltage Defibrillation. Proceedings of the Third International Conference on Medical Electronics London, 1960, str. 265—267.
- [21] Peleška, B.: The Dependence of the Defibrillation Threshold of the Heart of Defibrillation Impulses. Digest of the 1961 International Conference on Medical Electronics. New York 1961, str. 180.
- [22] Safar, P.-Brown, T. C.-Holtey, W. J.-Wilder, R. J.: Ventilation and Circulation with Closed Chest Cardiac Massage in Man. JAMA 176 (1961), čís. 7, str. 574 až 577.
- [23] Schedel, F.: Electrical Accidents. Münch. Med. Wschr. 101 (1959), str. 2011—2013.
- [24] Stephenson, H. E.: Cardiac Arrest and Resuscitation. Copyright 1958 by the C. V. Mosby Company St. Louis.
- [25] Wiggers, C. J.: The Physiologic Basis for Cardiac Resuscitation from Ventricular Fibrillation — Method for Serial Defibrillation. The Am. Heart J. 20 (1940), str. 413—422.
- [26] Wegria, R.-Wiggers, C. J.: Production of Ventricular Fibrillation by Alternating Currents. Am. J. Physiol. 131 (1940), str. 119—128.

Батарейный дефибриллятор с импульсным автотрансформатором для дефибриляции сердечных желудочков. В статье кратко приведена проблематика лечения фибрилляции желудочка сердца и подчеркивается настоятельная необходимость конструирования переносных дефибрилляторов с собственным источником питания. Описывается конструкция независимого от сети дефибриллятора с импульсным трансформатором. Затем приводятся подробная схема прибора и его технические данные, которые соответствуют приблизительно данным уже изготовляемого дефибриллятора с питанием от сети. Дефибриллятор предназначен главным образом для дефибриляции сердца при закрытой грудной клетке, однако он может быть использован для непосредственной дефибриляции при открытой грудной клетке.

Batteriebetriebener Defibrillator mit Impuls-Autotransformator zur Defibrillation der Herzkammern. Die Arbeit berührt kurz das Problem der Therapie der Fibrillation von Herzkammern und betont die Notwendigkeit der Konstruktion tragbarer Defibrillationsgeräte nebst Speisegerät. Es wird über die Entwicklung eines netzunabhängigen Defibrillationsgerätes berichtet. Die Arbeit enthält ein genaues Schaltschema, sowie alle technischen Kennwerte, welche angenähert denen eines schon hergestellten Netzgerätes entsprechen. Das Gerät ist vorwiegend zur Defibrillation des Herzens bei geschlossenem Brustkorb bestimmt, kann jedoch auch zur direkten Defibrillation bei geöffnetem Brustkorb benutzt werden.

A battery-operated defibrillator with a pulse autotransformer for ventricular defibrillation. The paper states briefly the problems of treatment ventricular fibrillation and stresses the importance of designing portable defibrillators with a self-contained power source. The design of a defibrillator with a pulse autotransformer, operated independently of the mains, is described. A detailed diagram of the instrument is described as well as its technical parameters, these corresponding roughly to the parameters of the mainsoperated type which is being produced already. The defibrillator is destined in the first place for ventricular defibrillation with the chest closed, but it may be used for direct defibrillation with the chest open as well.

Défibrillateur à piles avec autotransformateur à impulsions, pour la défibrillation du cœur. Dans le présent travail, on mentionne brièvement l'ensemble des problèmes touchant le traitement de la fibrillation du cœur et on accentue la nécessité de la construction des défibrillateurs portatifs à source d'alimentation propre. On décrit la solution d'un défibrillateur avec un transformateur à impulsions, indépendant du secteur. Puis on présente un schéma détaillé de l'appareil en question ainsi que ses valeurs techniques qui répondent approximativement aux valeurs du type déjà fabriqué et alimenté à partir du secteur. Le défibrillateur est destiné surtout pour la défibrillation du cœur sous le thorax fermé, mais il peut servir aussi bien pour la défibrillation directe sous le thorax ouvert.

## Odchyly etalonových kmitočtů, říjen 1962

Říjen 1962	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31
10 <sup>9</sup>	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+2,5	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1

OMA: 120 m, 250 kHz, etalonový kmitočet 1 Hz, 1000 Hz 2500 kHz nepřetržitě;

6000 m, 50 kHz, etalonový kmitočet 50 Hz od 1<sup>00</sup> do 12<sup>00</sup> hod., jinak jen časový signál.

Československo: 1102,9 m, 272 kHz a 233,3 m, 1286 kHz, 0<sup>08</sup>—0<sup>14</sup> hod. v pracovní dny, etalonový kmitočet 1000 Hz.

Odchyly vztažené na prozatímní rovnoměrný čas TU<sub>2</sub>, určený v Astronomickém ústavu ČSAV, jsou udány v 10<sup>-</sup>

Praha, 2. 11. 1962

Astronomický ústav ČSAV