



Vedoucí redaktor: Doc. dr. O. Šmahel, DrSc. — Tajemník redakce: Dr. J. König. — Členové redakční rady: Doc. dr. A. Černoch, dr. P. Firt, DrSc., doc. dr. M. Hašek, DrSc., akademik K. Henner, prof. dr. J. Holý, DrSc., akademik J. Charvát, prof. dr. P. Macúch, DrSc., prof. dr. J. Mašek, DrSc., dr. K. Mašek, CSc., dr. R. Palec, akademik J. Peřinař, prof. dr. Vl. Rapant, DrSc., dr. O. Schück, CSc., dr. L. Syrůček, CSc., akademik O. Teyschl, prof. dr. Z. Votava, DrSc., — Literární redaktorka: R. Potměšilová. — Technický redaktor: R. Peliška

616.124-008.313.2-085.472-085.842

KONDENZÁTOROVÝ DEFIBRILÁTOR PRO PŘÍMOU I TRANSTORAKÁLNÍ DEFIBRILACI SRDCE

B. PELEŠKA, J. POHANKA, Z. BLAŽEK

Technická spolupráce M. Rábl, V. Pos

Ústav klinické a experimentální chirurgie v Praze, ředitel prof. dr. B. Špaček, DrSc.

Úvod

Aktivnější postup při léčení srdeční zástavy byl v poslední době vyvolán především rozpracováním jednoduché a účinné transtorakální masáže srdce. Zasloužili se o to především Kouwenhoven a spol. (5, 6), Jude a spol. (4). Účinnost metody experimentálně prověřili a zhodnotili Safar a spol. (13), Redding a Cozine (12) Gurewich a spol. (2) a další. Klinické výsledky až dosud dosažené při aplikaci metody u lidí postižených srdeční zástavou jsou nadějná a lze předpokládat, že tato moderní metoda najde široké uplatnění v celé medicíně.

Jak je známo resuscitace srdeční zástavy přináší mnohé komplikace, z nichž nejčastější bývá komorová fibrilace, která má stejné oběhové důsledky jako samotná zástava. Mnohdy, např. při úrazu elektrickým proudem bývá primární příčinou oběhové zástavy. Podle Stephenson (14) vyskytuje se fibrilace více než v 11 % náhlé srdeční zástavy. Největším podnětem k vyvolání komorové fibrilace při resuscitaci je přímá srdeční masáž. Zde vzniká fibrilace na podkladě zvýšené citlivosti k fibrilaci při ischémii za současného mechanického dráždění.

Komorová fibrilace je vždy vážnou komplikací, vyžadující okamžitou terapii. Nejúčinnějším a také nejrychlejším způsobem terapie je elektrická defibrilace silným elektrickým impulsem. Zde však stojíme před obtížemi, danými povahou této metody a vývojem funkčních změn nastávajících v myokardu během fibrilace. Po náhlém vzniku fibrilace se rychle vyvíjí atonie srdečního svalu, která podle Wiggerse (15) nastupuje mezi 2. a 3. minutou, podle našich zkušeností mezi 1. a 2. minutou. Aby byla zastavena fibrilace a obnovena kontrakční schopnost

myokardu, je nutné provést defibrilaci v tonickém stadiu fibrilace, což znamená nejdéle do 1—2 minut, nebo provést před defibrilací tonizaci srdce aplikací tonizujících farmak a masáže. V každém případě je však nutné defibrilační impuls aplikovat co možná nejdříve. Je sice pravda, že srdeční masáží ať již přímou, nebo nepřímou můžeme udržet nutnou cirkulaci krve, avšak přímá masáž způsobuje morfologické poškození myokardu a nepřímá masáž je méně efektivní po delší době. V boji s časem a někdy i nedostatkem personálu je proto velmi výhodné, jestliže přístroje nutné k resuscitaci jsou pohotově k ruce.

Proto se v poslední době konstruují přístroje na síti nezávislé, s vlastními zdroji a lehce přenosné, jež umožňují jednak mobilnost, jednak pohotovost k použití při náhlé příhodě.

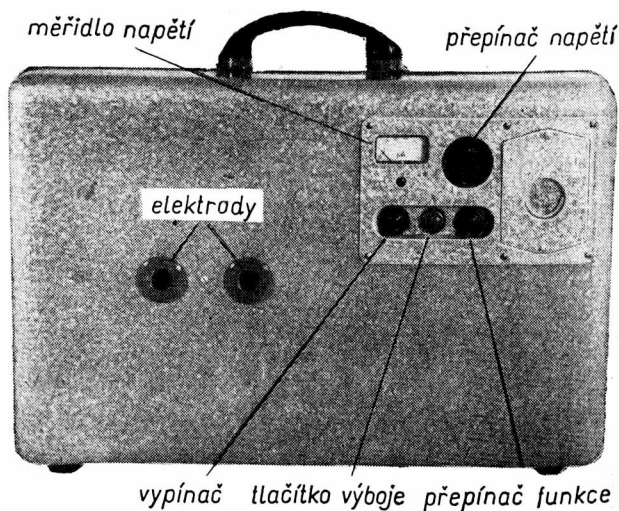
Také my jsme se zaměřili na vývoj a konstrukci takového defibrilátoru, který by bylo možno pohotově použít kdekoli a jež by byl nezávislý na síti a který by umožňoval jak přímou, tak i transtorakální defibrilaci srdce. Ke splnění těchto požadavků se nejlépe hodí kondenzátorový výboj. energii nashromážděnou v kondenzátorech lze v krátkém čase vybit a tak docílit silného elektrického impulsu, potřebného k přerušení komorové fibrilace [Gurvič (3), Mackay (7)].

Konstrukce přístroje

Při návrhu přenosného defibrilátoru s vlastním zdrojem vycházeli jsme z vlastních zkušeností, dosažených přístrojem PREMA, popsaným v dřívějších pracích [Peleška (8, 9)]. Snažili jsme se dosáhnout stejných parametrů defibrilačního impulsu jako



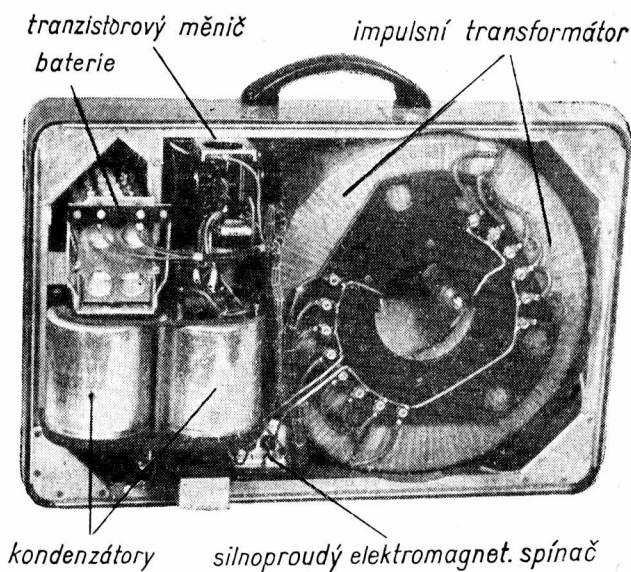
u zmíněného defibrilátoru, protože výzkumná práce, kterou jsme v současné době prováděli za účelem návrhu nejoptimálnějšího tvaru, délky a síly impulsu, nebyla ještě uzavřena.



Obr. 1. Prototyp přenosného defibrilátoru, zkonstruovaného ve vývojových laboratořích Ústavu klinické a experimentální chirurgie, Praha

U kondenzátorových defibrilátorů se používá vyššího napětí než u defibrilátorů používajících impulsu střídavého proudu a jejich konstrukce je tudíž náročnější a složitější. Abychom alespoň částečně odstranili některé konstrukční obtíže, navrhli jsme a vyzkoušeli impulsní transformátor, pomocí jehož dosahujeme potřebného napětí defibrilačního impulsu. Má to tu výhodu, že provedení zdroje lze konstruovat jako nízkonapětové zařízení.

Blokové schéma přístroje je na grafu 1. Přístroj sestává z těchto součástí: 1. baterie, 2. ovládač, 3. tranzistorový měnič napětí, 4. kondenzátory, 5. automatické dobíjení kondenzátorů, 6. elektricky řízený spínač, 7. impulsní transformátor. Podrobné schéma elektrického zapojení je na grafu 2.

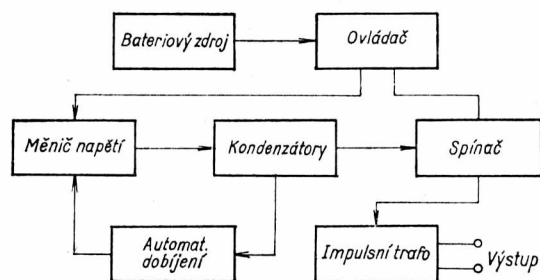


Obr. 2. Vnitřní uspořádání přenosného defibrilátoru

Funkce přístroje

Elektrický proud z 12voltové baterie je přes hlavní vypínač V 1 a přepínač S 1 přiváděn 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 vytváří se napětí kolem 500 V. Usměrňovač s křemíkovými diodami D 1 a D 2 pracuje jako zdvojovač napětí a přes relé Re I/2 a Re I/3 nabíjí hlavní kondenzátory C 2 a C 3 zapojené v sérii, jejichž výsledná kapacita je 800 uF. Aby bylo dosaženo stejnoměrného rozložení náboje, jsou kondenzátory překlenuty odpory R 3 a R 4. Lineárního průběhu nabíjení je dosahováno proudovou zpětnou vazbou pomocí TR 2 a napětovou 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 Re II a systémem předřadných odporů R 5 až R 15. Napětí na kondenzátorech je indikováno na voltmetru, v jehož obvodu jsou zapojeny ochranné odpory R 16 a R 17.

Defibrilační výboj se provádí přepnutím přepínače S 1, čímž je vypojeno relé Re I. Tím je přerušen proud do tranzistorového měniče, odpojeny kondenzátory od usměrňovače a současně je připojena baterie na obvod silnoproudého spínače Re III. Vlastní výboj se provádí stisknutím tlačítka T, čímž je



Graf 1. Blokové schéma přenosného defibrilátoru s vlastním zdrojem

proud zapnut do cívky elektromagnetického spínače Re III, přes který se vybíjejí kondenzátory C 2 a C 3 do obvodu impulsního autotransformátoru TR 3. Na jeho výstup jsou připojeny elektrody E pro defibrilaci.

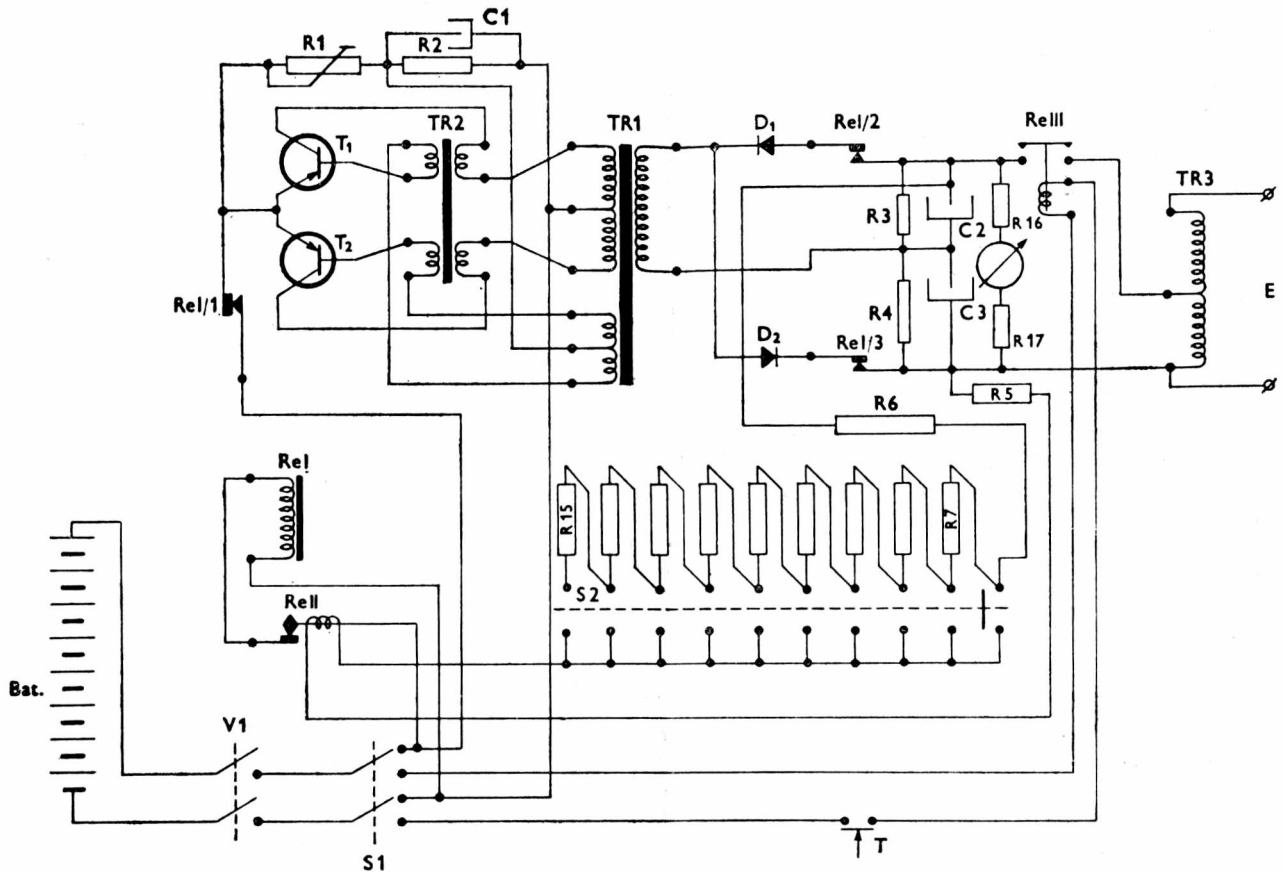
Přístroj byl vyvinut ve vývojových laboratořích ÚKECH a je na obr. 1. Má skříň ze sklolaminátu. Na přední stěně je panel s ovládacími prvky a zasunutou baterií a měřidlem napětí na kondenzátorech. V zadní stěně pouzdra je prostor pro příslušenství (elektrody). Vnitřní uspořádání jednotlivých prvků ukazuje obr. 2. Téměř polovinu prostoru zabírá impulsní autotransformátor navinutý z pěti sekcí hliníkového drátu a impregnovaného bakelizováním.

Technické údaje přístroje

Při stanovení technických parametrů jsme vycházeli z údajů síťového typu defibrilátoru, popsaného již dříve. Doba nabíjení (při zformovaných kondenzátorech) na maximální hodnotu, tj. 1000 voltů, činí 30 sec. Poloviční hodnota napětí 500 voltů je dosažena za 14 sec. Maximální energie na kondenzátorech

rech je 400 Ws. Vzhledem k tomu, že délka impulsů je jen málo odlišná od síťového typu, je rozhodujícím faktorem pro defibrilaci proud. Na grafu 3 je srovnání křivek proudu obou typů defibrilátorů při

20 do 25 kg. Psi této váhy se fyziologií oběhu krevního a srdce nejvíce blíží hodnotám u člověka. Na další tabulce 2 jsou srovnávány prahové hodnoty defibrilačních impulsů síťového a přenosného typu



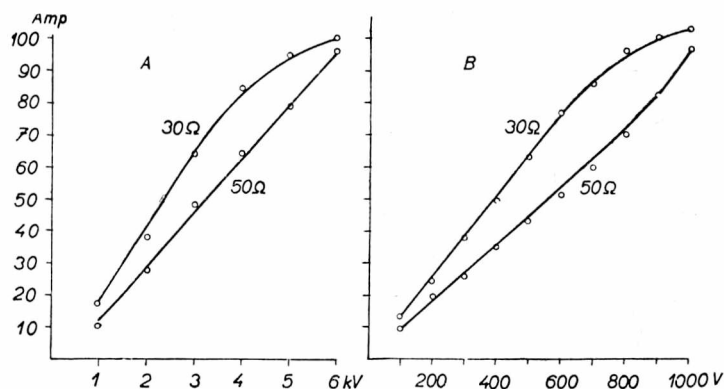
Graf 2. Schéma elektrického zapojení defibrilátoru s tranzistorovým měničem napětí a impulsním transformátorem

zátěži 30 a 50 ohmů. Průměrný odpor mezi elektrodami za našich podmínek činil okolo 40 ohmů [Peleška (10)]. Z grafů není vidět zásadní rozdíly v maximálních hodnotách obou srovnávaných přístrojů. Přístroj s impulsním transformátorem má o něco vyšší výstupní impedanci, což je pro transtorakální defibrilaci vlastnost výhodná.

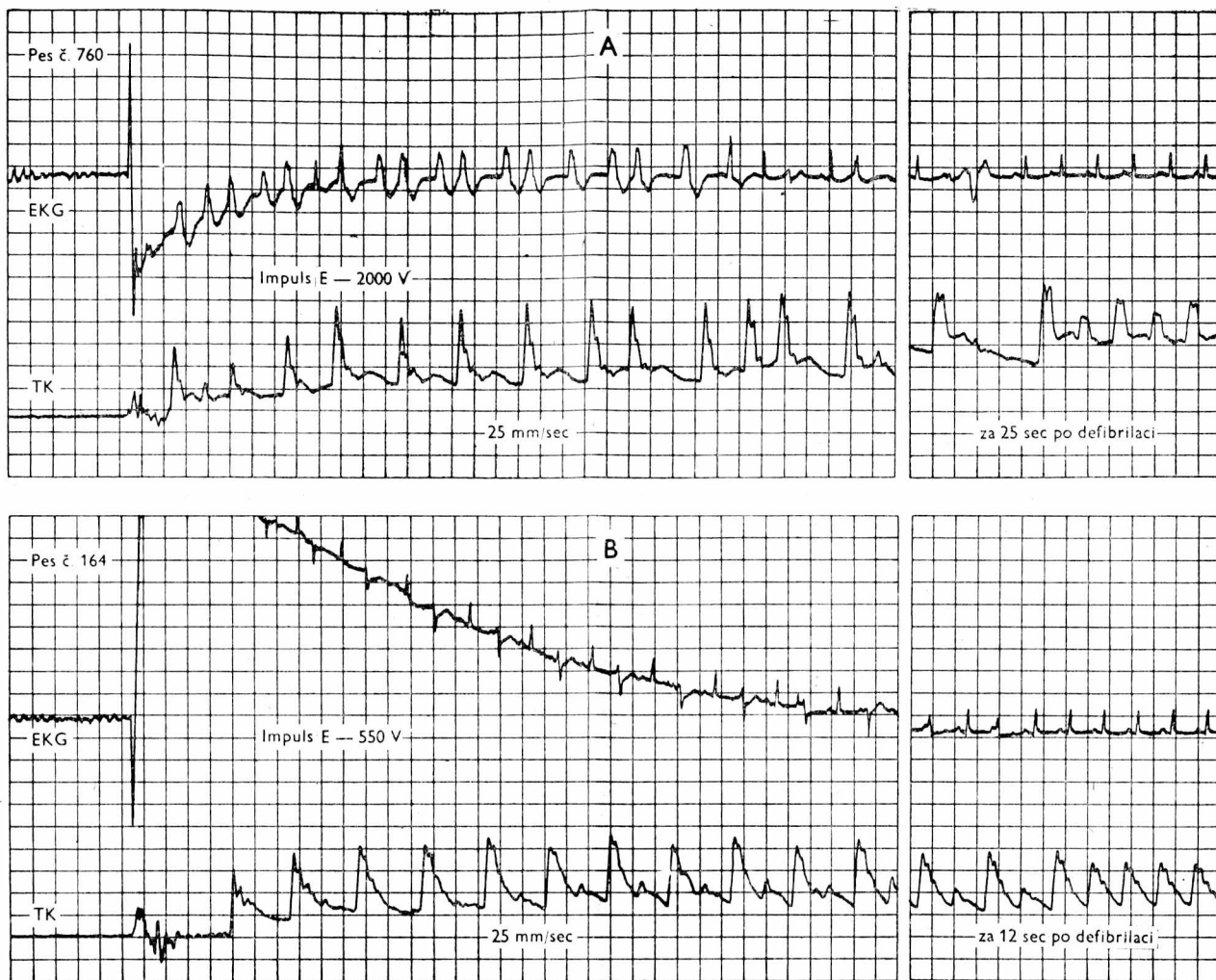
Na tabulce 1 vidíme hodnoty napětí a délky impulsu u přenosného defibrilátoru v rozmezí od 100 do 800 voltů, které jsou průměry hodnot naměřených na biologickém objektu, tj. u psů ve váze od

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 na objektu nejsou významně rozdílná, avšak potřebný proud je o 25 % menší u přenosného typu, což může být následkem prodloužení impulsu na 5,5 milisec.

Defibrilátor v provedení na obr. 1 váží 14 kg, což je asi 1/5 váhy univerzálního síťového typu. Srovná-



Graf 3. A) charakteristika proudu síťového typu univerzálního defibrilátoru s LC obvodem při zátěži 30 a 50 ohmů ($C = 16 \mu\text{F}$, $L = 0,25 \text{ H}$). — B) charakteristika proudu přenosného defibrilátoru s impulsním transformátorem při zátěži 30 a 50 ohmů ($C = 800 \mu\text{F}$)



Graf 4. A) EKG záznam fibrilace a defibrilace síťovým typem (E na kondenzátoru = 2000 Volt). Pes č. 760 — B) EKG záznam fibrilace a defibrilace přenosným typem (E na kondenzátoru = 550 Volt). Pes č. 164

vací pokusy provedené za stejných podmínek na psech ve váze 20–25 kg ukázaly dobrou účinnost. Na grafu 4 záznamu A je elektrokardiogram fibrilace a defibrilace provedené síťovým typem a na záznamu B je defibrilace provedená přenosným typem. Jak je vidět z hodnot u obou přístrojů bylo použito asi $\frac{1}{4}$ jejich celkové maximální energie.

Z á v ě r

Popsané řešení přenosného defibrilátoru je pouze

Tab. 1. Tabulka průměrných hodnot napětí a doby trvání impulsu u typu defibrilátoru s impulsním transformátorem při výbojích od 100 do 800 V, naměřených na 6 psech od 20 do 25 kg

	Napětí na kondenzátoru ve voltech							
	100	200	300	400	500	600	700	800
E ve V na objektu	310	602	880	1142	1360	1587	1796	1991
Délka impulsu v milisec	2,6	3,3	3,9	4,1	4,7	5,9	6,4	6,9

jedním z možných řešení, kterých se naskýtá více. Impulsní autotransformátor má jisté výhody spočívající v tom, že měnič může být řešen jako nízkonapěťové zařízení. Dále má výhodu v tom, že může být zvolena taková konstrukce autotransformátoru, která by dávala neoptimálnější tvar impulsu. Jedí-

Tab. 2. Srovnávací tabulka prahových defibrilačních hodnot u univerzálního typu s LC obvodem a přenosného typu s impulsním transformátorem. Tabulka ukazuje průměry hodnot naměřených u 6 psů od 20 do 25 kg

	Energie ve Ws na kondenzátoru	Napětí v kV		Proud v Amp	Délka impulsu v milisec
		na kondenzátoru	na objektu (elektrody)		
Univerzální síťový typ (LC) C = 16 μ F L = 0,25 H R = 20 Ω	38,72	2,2	1,33	39,3	4,8
Přenosný typ s impulsním transformátorem C = 800 μ F	121	0,55	1,42	28,5	5,5

nou nevýhodou je relativně menší účinnost než v zapojení LC obvodu, kde jsou ztráty pouze v ohmické složce induktivní cívky.

Moderní metody resuscitace se neustále rozvíjejí a pronikají nejen do stále většího počtu lékařských oborů, ale přímo na ohrožená pracoviště. Aby bylo možné zajistit využití moderních metod, je bezpodmínečně nutné vybavení příslušnou přístrojovou technikou, mezi které patří hlavně přenosné a pohotové dýchací přístroje, kardiostimulátory a defibrilátory. Existují již vhodné tranzistorové „pacemakery“, vyžadující nepatrného energetického příkonu, rovněž tak byly již zkonstruovány malé přenosné dýchací přístroje, nehledě k tomu, že byly využity i účinné metody umělé respirace z úst do úst [Elam a spol. (1)]. Daleko složitější byl problém defibrilátorů, u nichž použití záviselo na síťovém připojení. Proto rozvíjení otázek kondenzátorových defibrilátorů a jejich využití v terénní praxi má v současné době mimořádný význam. Avšak definitivní vyřešení konstrukce ještě menších přístrojů není závislé jenom na miniaturizaci součástek a tranzistorizaci určitých částí. Je to především závislé na dalším výzkumu patofyziologie a terapie elektrické defibrilace a stanovení nejoptimálnějších parametrů defibrilačního impulsu [Peleška (11)]. Také na řešení těchto otázek jsme se v další práci zaměřili.

Souhrn

V práci je stručně uvedena problematika konstrukce přenosných defibrilátorů s vlastním zdrojem. Je popsáno jedno řešení takového na síti nezávislého defibrilátoru s impulsním transformátorem. Dále je uvedeno podrobné schéma přístroje a jeho technické parametry, které přibližně odpovídají parametrům již vyráběného síťového typu. Defibrilátor je určen jak pro přímou, tak i pro transtorakální defibrilaci srdce.

Выводы

Пелешка Б., Поганка И., Блажек З.: Конденсаторный дефибриллятор для прямой и трансторакальной дефибрилляции сердца

V работе вкратце описана проблематика конструкции портативного дефибриллятора с собственным источником питания. Приведен один из способов конструкции такого, независимого от электрической сети дефибриллятора с импульсным трансформатором.

Далее приводятся подробная схема аппарата и его технические параметры, которые приблизительно отвечают параметрам выпускаемого уже аппарата с подключением к сети. Дефибриллятор предназначен как для прямой, так и для трансторакальной дефибрилляции сердца. С.

Čas. Lék. čes. CII, 26, 705, 1963.

Summary

Peleška B., Pohanka J., Blažek Z.: Defibrillator for Direct and Indirect Defibrillation of the Heart

In the present paper the authors discuss briefly the problem of the design of portable defibrillators

with their own power source. One type of defibrillator is described which is independent on the network and is fitted with an impulse transformer. Next the authors present a detailed diagram of the apparatus and its technical parameters which roughly correspond to that of the already produced defibrillator which is connected to the electricity network. The defibrillator is to be used for direct as well as indirect defibrillation of the heart.

Čas. Lék. čes. CII, 26, 705, 1963.

O.

Résumé

Peleška B., Pohanka J., Blažek Z.: Défibrillateur pour la défibrillation cardiaque directe et transthoracique

Dans ce travail, les auteurs présentent brièvement le problème de la construction des défibrillateurs transportables avec propre source d'énergie. Ils décrivent un tel défibrillateur indépendant du réseau avec transformateur d'impulsion. Ils donnent ensuite le schéma détaillé de l'appareil et ses paramètres techniques qui répondent approximativement aux paramètres du type fonctionnant sur le courant ordinaire. Ce défibrillateur est destiné à la défibrillation cardiaque directe et transthoracique.

Čas. Lék. čes. CII, 26, 705, 1963.

JH

Resumen

Peleška B., Pohanka J., Blažek Z.: El aparato defibrilador de condensamiento para la defibrilación directa y transtoracal del corazón

En este papel los autores nos informan en breve sobre los problemas de la construcción de los aparatos defibriladores portátiles con su propia fuente. Se describe un tipo de construcción de este aparato defibrilador independiente de la red eléctrica con un transformador impulsivo. Pues los autores presentan un esquema detallado del aparato y de sus parámetros técnicos que aproximadamente corresponden a los parámetros que ya están producidos y están dependientes de la red. El aparato defibrilador está designado para la defibrilación del corazón directa tanto como transtoracal. Ha

Čas. Lék. čes. CII, 26, 705, 1963.

Literatura

1. Elam, J. O., Ruben, A. M., Greene, D. G., Bittner, T. J.: J. Amer. med. Ass. 176, 7, 565—570, 1961. — 2. Gurewich, V., Sasahara, A. A., Quinn, J. S., Peffer, C. J., Litmann, D.: Circulation XXIII, 4, 593—596, 1961. — 3. Gurvič, N. L.: Fibrilljacija i defibrilljacija serdca. Medgiz, Moskva 1957. — 4. 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-Vol. XI, 252—254, 1960. — 5. Kouwenhoven, W. B., Jude, J. R., Knickerbocker, G. G.: J. Amer. med. Ass. 173, 1064, 1960. — 6. Kouwenhoven, W. B., Jude, J. R., Knickerbocker, G. G.: Mod. Conc. Cardiov. Dis. 30 (2), 639—643, 1961. — 7. Mackay, R. S., Leeds, S. E.: IRE-Trans. med. Electronics-Vol. ME-7, No 2, 104—110, 1960. — 8. Peleška, B.: Anesth. Analg. XV (2), 238—274, 1958. — 9. Peleška, B.: Universaldefibrillator „PREMA“ ein Gerät zur Beseitigung des Herzkammerflimmerns bei geöffnetem oder geschlossenem Brustkorb. KOVO, Tschechoslow. Exportzeitschrift 9, 5, 1959. — 10. Peleška, B.: A High Vol-

tage Defibrillator and the Theory of High Voltage Defibrillation. Proceedings of the Third International Conference on Medical Electronics, London 1960 (p. 265—267). — 11. **Peleška, B.**: The Dependence of the Defibrillation Threshold of the Heart on Defibrillation Impulses. Digest of the 1961 International Conference on Medical Electronics, p. 180, New-York 1961. — 12. **Redding, J. S., Cozine, R. A.**: Anaesthesiology 22, 280, 1961. —

13. **Safar, P., Brown, T. C., Holtey, W. J., Wilder, R. J.**: J. Amer. med. Ass. 176, 7, 574—577, 1961. — 14. **Stephenson, H. E.**: Cardiac Arrest and Resuscitation. Copyright 1958 by the C. V. Mosby Company, St. Louis. — 15. **Wiggers, C. J.**: Amer. Heart. J. 20, 399—412, 1940.

B. P., Praha-Krč, Budějovická 800

Do redakce došlo v srpnu 1962.

616 : 615.779.93 Chloramfenikol -092.21

DISTRIBUCE CHLORAMFENIKOLU V ORGANISMU ZA PATOLOGICKÝCH STAVŮ

O. ŠMAHEL, J. GRAFNETTEROVÁ

Technická asistence D. Houzimová

Výzkumný ústav experimentální terapie v Praze, ředitel doc. dr. O. Šmahel, DrSc.

Osud a účinnost antibiotika v organismu závisí na mnoha faktorech, zejména na způsobu aplikace, vylučování ledvinami i stolicí, vazbě na proteiny, fixaci v různých orgánech, vylučování do žluče a i na rychlosti detoxikačních a degradačních mechanismů. Za patologických stavů, zvláště tehdy, je-li postižen některý orgán zúčastňující se detoxikačního mechanismu, mohou být tyto faktory značně pozměněny, a tím i ovlivněna distribuce antibiotik, jejich průnik do tkání, resorpce nebo vylučování. V takových případech by mohla mít stejná dávka preparátu za následek příliš vysoké nebo naopak příliš nízké hladiny antibiotika v krvi. Studium distribuce antibiotik v organismu za patologických stavů má tedy velký význam pro klinickou praxi.

V naší dřívější práci (1) jsme sledovali vstřebávání a renální vylučování chloramfenikolu u zdravých osob. Nyní jsme přistoupili ke srovnávací studii distribuce chloramfenikolu u skupiny zdravých dobrovolníků ve srovnání s cirhotiky a diabetiky.

K orientaci o rozdílu mezi kinetikou chloramfenikolu u zdravých a nemocných jsme použili hlavně tří kritérií:

1. Kvantita intrace, které ukazuje, jak hluboce vnikla látka do metabolismu makroorganismu.

2. Plazmatické clearance, která udává hodnoty mízení látky z plazmy, a to kamkoliv, nejen do moči, jako je tomu u renální clearance, ale také do metabolismu.

3. Stanovení množství nekatabolizovaného antibiotika v moči a krvi.

Experimentální část

Srovnání bylo provedeno ve třech skupinách, to je u 13 zdravých osob, 10 cirhotiků a 11 diabetiků.

Pacientům i zdravým dobrovolníkům byl podán v 6 hodin ráno jednorázově 1 g D-chloramfenikolu p. o. nalačno. Krev byla odebrána v časových intervalech: 7.30, 9.00, 10.30, 13.30, 16.30, 19.30, 22.30. Moč byla sbírána v tříhodinových intervalech.

Tab. 1. Průměrné hodnoty renálního vylučování, plazmatické clearance a kvanta intrace chloramfenikolu

Pacient	Cirhotici					Diabetici					Zdraví						
	Intrace	Kreat. clear. ml/min.	Plazm. clear. ml/min.	Cel. vylouč. mg/18 hod.	Renál. clear. CH. ml/min.	Pacient	Intrace	Kreat. clear. ml/min.	Plazm. clear. ml/min.	Cel. vylouč. mg/18 hod.	Renál. clear. CH. ml/min.	Pacient	Intrace	Kreat. clear. ml/min.	Plazm. clear. ml/min.	Cel. vylouč. mg/18 hod.	Renál. clear. CH. ml/min.
S. m	3 892	103,0	144,0	86,68	13,3	P. m	7 672	123,4	236,0	85,99	22,5	K. m	9 834	152,5	282,0	55,68	15,3
S. m	2 974	109,9	153,0	74,10	11,3	S. m	4 886	76,0	170,0	71,29	12,3	Š. m	7 438	90,5	277,0	83,59	19,0
K. m	7 274	40,9	224,0	23,56	9,1	K. f	6 416	79,0	190,0	75,43	14,9	S. f	9 644	97,8	235,0	80,91	28,3
M. m	10 246	187,9	307,0	39,42	17,5	B. f	9 818	69,5	294,0	53,77	23,8	V. f	7 858	107,1	217,0	59,77	19,2
U. f	3 382	89,1	131,0	116,05	16,2	F. m	4 382	95,1	175,0	84,11	14,3	O. f	7 666	101,8	184,0	72,74	10,5
P. m	3 122	65,5	136,0	54,45	7,6	P. f	4 224	97,5	202,0	64,56	24,3	C. f	7 996	112,8	230,0	85,57	17,7
K. m	7 642	133,5	232,0	109,65	33,6	M. m	4 532	60,8	148,0	45,27	9,9	K. m	12 286	101,0	257,0	40,96	12,5
V. m	4 016	103,0	192,0	122,30	32,7	W. m	5 634	69,6	222,0	65,25	16,6	M. m	12 878	75,9	336,0	75,25	30,7
J. m	5 324	140,1	186,0	159,15	31,3	Z. f	8 210	59,9	287,0	33,22	12,1	P. m	6 380	87,1	189,0	101,50	39,3
K. m	3 960	44,3	169,0	18,79	4,2	Z. f	4 840	76,7	167,0	59,55	11,6	B. f	19 012	91,4	395,0	28,25	18,7
						K. f	3 578	76,6	123,0	82,66	10,4	S. m	6 978	77,2	232,0	49,62	11,9
												F. m	7 272	46,8	227,0	48,19	13,0
												W. m	13 792	130,5	248,0	94,46	32,2