

VLIV SÉRIOVĚ ZAŘAZENÉ INDUKČNOSTI U KONDENZÁTOROVÝCH DEFIBRILÁTORŮ NA DEFIBRILAČNÍ PRÁH SRDCE A NÁVRH NA ÚPRAVU DOSAVADNÍHO TYPU DEFIBRILÁTORU PREMA

B. Peleška, Z. Blažek

Technická spolupráce M. Rábl

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

S rozvojem resuscitačních metod, zejména vypracováním metody transtorakální masáže srdce (Kouwenhoven a spol. 10, 11; Jude a spol. 7) vzrostl opět zájem o transtorakální defibrilaci srdce. V současné době existují dvě metody elektrické defibrilace při uzavřeném hrudníku. Kouwenhoven a spol. (8) používají impulsu střídavého proudu 60 c/sec. 450—900 voltů délky 250 milisek. Střídavého proudu ze sítě používají i další, např. Hosler a Wolfe (6), Guyton-Satterfield (5). Něgovskij a spol. (16), Peleška (17, 18), Akopjan a spol. (1), Gurvič (2, 3), používají impulsu kondenzátorového výboje.

První metoda vyžaduje, aby aparát byl zapojen do sítě, kdežto u kondenzátorového výboje je možné použít různých konstrukčních prvků, které dovolují, aby byl přístroj nezávislý na elektrorozvodné síti a v přenosném provedení. Uvedené přednosti kondenzátorových defibrilátorů značně rozšiřují možnosti jejich použitelnosti. Proto je v současné době věnována rozpracování elektrické defibrilace kondenzátorovým výbojem značná pozornost.

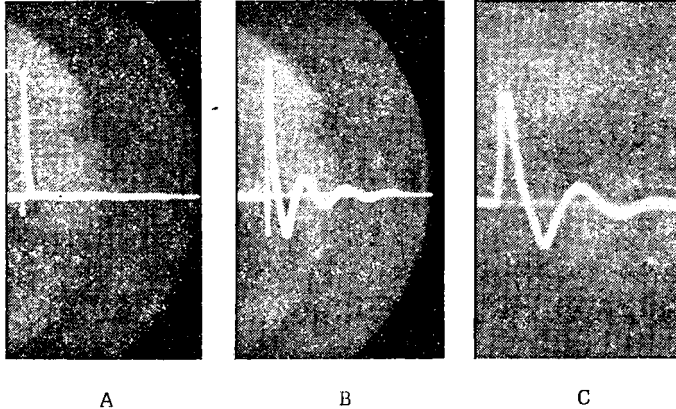
Také my jsme se zabývali rozpracováním této otázky a jako první výsledek naší práce je dnes užívaný a vyráběný defibrilátor Prema. Po prvních zkušenostech věnovali jsme se dalšímu teoretickému rozpracování problému defibrilace kondenzátorovým výbojem, protože v písemnictví tato otázka dosud nebyla soustavně a z širšího pohledu rozpracována. Pro větší časovou náročnost tohoto výzkumu bylo řešení úkolu elektrické defibrilace srdce kondenzátorovým výbojem plánováno na delší dobu. Ucelené poznatky získané teoretickým studiem byly již částečně uveřejněny (Peleška 19, 20) a budou dále publikovány. Než však bude realizována výroba nových přístrojů podle získaných poznatků, uvádíme v této práci jak část teoretických výsledků, tak i návod, jak kvalitativně zlepšit defibrilační impuls dosud vyráběného defibrilátoru Prema.

Působení kondenzátorových výbojů na srdeční činnost

Skutečnost, že kondenzátorový výboj může vyvolat změny srdečního rytmu, zkoumalo již mnoho autorů, např. Kouwenhoven a spol. (9), Mackay a spol. (13, 14), Milnor a spol. (15). Přesto však otázka nebyla zodpovězena v takové šíři, abychom si mohli vytvořit obecnou představu o závislostech srdečních arytmí na množství elektrické energie, na napětí, délce působení proudu atd.

Vzhledem k tomu, že tyto obecné zákonitosti nebyly známé, nebyl také v žádné práci experimentálně zdůvodněn tvar a ostatní parametry dosud užívaných defibrilačních impulsů. Tak můžeme najít u jednotlivých autorů velmi rozdílné názory na tyto otázky, z čehož také vyplývají i různá doporučení na vhodnost nebo nevhodnost defibrilačních výbojů.

Druhá závada v hodnocení dosavadních literárních prací je v tom, že z malého počtu pokusů nebo jenom z úzkého úhlu zkoumaného problému jsou vy-



Obr. 1. Tvary prahových defibrilačních impulsů při hodnotě kondenzátoru $16 \mu\text{F}$. A — přímý kondenzátorový výboj, B — výboj vedený přes tlumivku se železným jádrem ($L = 0,25 \text{ H}$, $R = 20 \text{ ohmů}$), C — výboj vedený přes tlumivku bez jádra ($L = 0,2 \text{ H}$, $R = 21 \text{ ohmů}$)

vozovány obecné závěry. To také vede k nepřesným závěrům, které jsou dány tím, že elektrické veličiny biologického organismu, jako je např. ohmický odpor, kapacita, indukčnost, jsou proměnné v závislosti na výšce napětí (Leeds a spol. 12; Peleška 19), na frekvenci a jiných parametrech.

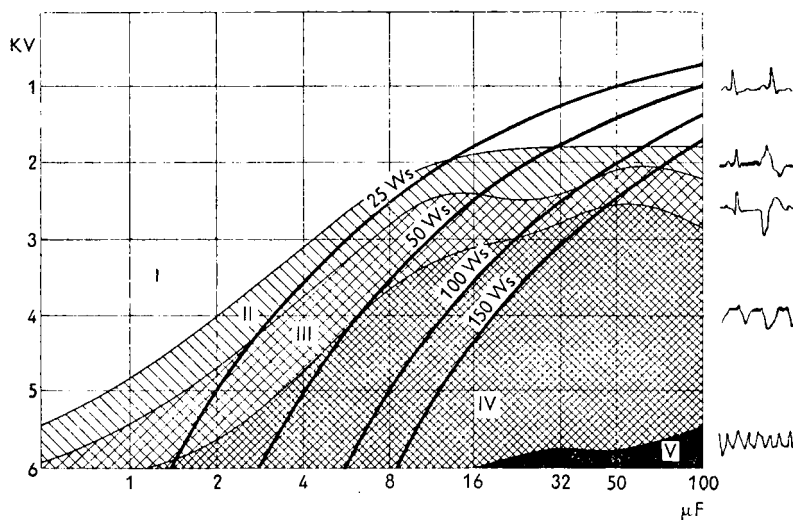
jak již bylo řečeno, nemohli jsme si na základě neúplných literárních zpráv učinit obecné závěry o závislosti mezi výškou napětí, množstvím elektrické energie a stupněm arytmií, které jsou měřítkem poškození srdeční činnosti. Proto jsme provedli vlastní experimentální práci, ve které jsme sledovali vývoj srdečních arytmií v rozsahu napětí 500—6000 voltů a kapacit od 0,5—100 μF . Rozsah použitých elektrických energií se pohyboval od 0,06 do 1800 Ws. Tak široký rozsah parametrů kondenzátorových výbojů nám zaručoval, že můžeme porovnat a vzájemně posoudit vhodnost všech dosud užívaných defibrilačních impulsů.

Metoda sledování a výsledky

K pokusnému sledování jsme použili psy ve váze 20—25 kg, kteří byli anestetizováni nitrožilně podaným Pentothalem. Srdeční činnost (EKG a tlak) jsme sledovali na elektrokardioskopu a registrovali během pokusu na Mingo-grafu 42. Kondenzátorový výboj byl aplikován na hrudník, na jehož obě strany byly po oholení psa přiloženy olověné elektrody velikosti $13 \times 17 \text{ cm}$ natřené EKG pastou, aby byl dosažen dobrý kontakt a snížen kožní odpor. Průměrný odpor mezi elektrodami v našich pokusných podmínkách se pohyboval kolem 40 ohmů. Aplikace přesně nastaveného výboje ze zdroje kondenzátorových impulsů byla řízena elektronickým zařízením, synchronizujícím vypnutí vstupu Mingo-grafu zabraňujícímu přetížení vstupních obvodů přístroje a jeho poško-

zení. Na jednom psu jsme aplikovali okolo 12 pokusných výbojů. Vcelku jsme provedli 2160 pokusných výbojů na 240 psech.

Po skončení pokusné práce zhodnotili jsme elektrokardiografické záznamy a srdeční arytmie rozdělili do pěti skupin podle závažnosti vyvolaných změn srdečního rytmu. Graf 1 ukazuje již statistické zpracování provedené inž. Rothem a rozdělení do příslušných skupin, které jsou vyznačeny na grafu



Graf 1. Účinky kondenzátorových výbojů na srdeční rytmus u psů a jejich závislost na napětí (osa y) a kapacitě kondenzátoru (osa x). I — oblast bez arytmií, II — oblast lehkých arytmií, III — oblast středně těžkých arytmií, IV — oblast těžkých arytmií, V — oblast vzniku fibrilace nebo přechodu těžké arytmie ve fibrilaci. Grafem jsou proloženy křivky označující body stejných energií (25, 50, 100 a 150 Ws) při různých hodnotách napětí a kapacit

různou intenzitou šrafování. Na ose x je kapacita v μF v logaritmicky stoupající řadě a na ose y napětí v kV. První skupina označená I je oblast bez arytmií, druhá skupina — II — je oblast lehkých arytmií, mezi které jsme počítali menší počet extrasystol, krátkou dobu trvající změny frekvence apod.

Třetí skupinu — III — tvoří středně těžké arytmie, jako např. bigeminie, komorové extrasystoly trvající delší dobu, bradykardie nebo tachykardie, větší změny EKG atd. Do čtvrté skupiny označené IV — jsme zařazovali komorový rytmus, komorovou tachykardii, hrubé změny tvaru EKG atd. Pátá skupina jsou fibrilace anebo těžké změny rytmu přecházející ve fibrilaci. Jak je z grafu patrné, jsou funkční změny vyjádřené ve stupni arytmií závislé na dvou faktorech: 1. na celkovém množství elektrické energie, 2. na výšce absolutního napětí.

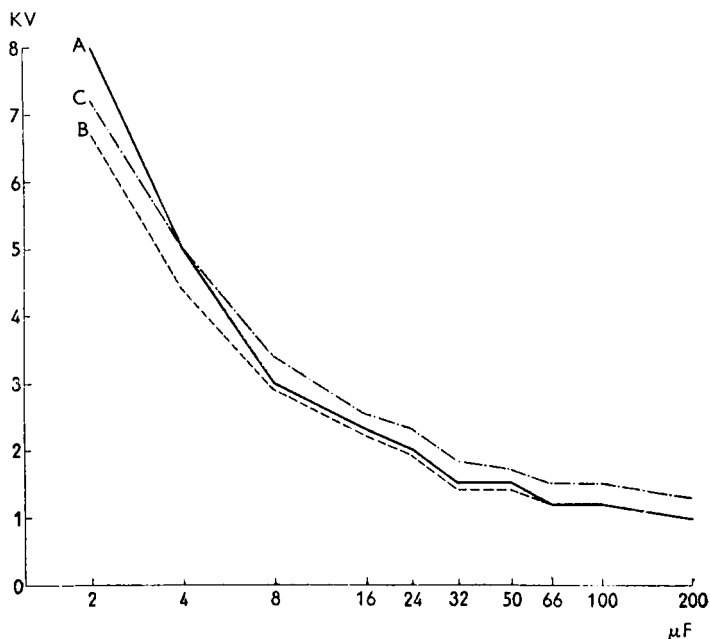
Závislost na napětí je však daleko výraznější než závislost na celkovém množství elektrické energie. Je to také zřetelné z křivek procházejících oblastmi stejných energií 25, 50, 150 Ws a proložených grafem. V oblastech relativně nízkých kapacit a vysokých napětí je při stejné energii větší porušení srdečního rytmu než v oblastech s relativně větší kapacitou s nízkým napětím.

Tyto výsledky nám dávají představu o obecných závislostech mezi napětím, elektrickou energií a funkčním poškozením srdce. Udávají nám také směr

pro výběr vhodných impulsů pro defibrilátor. Prokazuje to zároveň, že defibrilační impulsy by měly mít pokud možno nejmenší prahové napětí.

Defibrilační práh srdce

Proto jsme v další sérii pokusů stanovili pro příslušné kapacity defibrilační práh vyjádřený výškou potřebného napětí. Z našich dřívějších prací i z literárních zkušeností vyplývá, že čistý kondenzátorový výboj není nejvhodnější



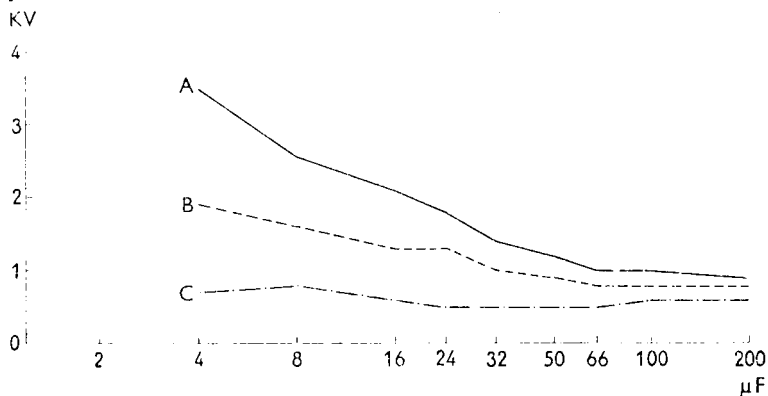
Graf 2. Defibrilační práh srdce vyjádřený v hodnotě napětí potřebného na kondenzátoru při různých hodnotách kapacit. Na ose x je kapacita v μF , na ose y napětí v kV. Křivka A = čistý kondenzátorový výboj, křivka B = kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku se železným jádrem ($L = 0,25 \text{ H}$, $R = 20 \text{ ohmů}$), křivka C = kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku bez jádra ($L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$)

defibrilační impuls. Výhodnějšího a účinnějšího impulsu dosahujeme sériovým zařazením indukčnosti do vybíjecího obvodu. Z tohoto důvodu stanovili jsme defibrilační práh pro 3 druhy impulsů. Na grafu 2 jsou průběhy všech tří prahových křivek, stanovených pro následující druhy kondenzátorových výbojů.

1. čistý kondenzátorový výboj — křivka A,
2. kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku se železným jádrem (typ používaný u defibrilátoru Prema) — křivka B,
3. kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku bez jádra — křivka C.

Křivky udávají defibrilační práh srdce v závislostech na napětí (osa y) a na kapacitě (osa x). Napětí bylo měřeno na kondenzátoru. Mezi jednotlivými křivkami, které mají navzájem velmi podobný průběh, není významných rozdílů. Vysoce významné jsou však rozdíly na objektu při zařazení sériové indukčnosti. To ukazuje graf 3, kde jsou zakresleny hodnoty naměřené na elektrodách přiložených na hrudníku pokusných psů. (Vzhledem k technickému vybavení nemohli jsme měřit parametry defibrilačních impulsů při $2 \mu\text{F}$ na objektu. Proto jsou hodnoty zakresleny až od $4 \mu\text{F}$.) Snižování napětí na objektu

při vřazení tlumivky se železným jádrem ($L = 0,25 \text{ H}$, $R = 20 \text{ ohmů}$) činí okolo 40 % proti hodnotě napětí na kondenzátoru. Největší snížení napětí až o 70–75 % dosahuje se při sériovém zařazení vzduchové tlumivky (bez jádra) ($L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$). Vřazení indukčnosti snižuje napětí a proud prodlužuje dobu vybíjení kondenzátoru, čímž prodlužuje dobu trvání defibrilačního impulsu. Porovnání parametrů defibrilačních impulsů na kondenzátoru a na objektu je uvedeno na tabulce.



Graf 3. Defibrilační práh srdce vyjádřený v hodnotě napětí naměřeného na elektrodách přiložených na objektu. Na ose x je kapacita v μF , na ose y je napětí v kV. Křivka A = přímý kondenzátorový výboj, křivka B = kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku se železným jádrem ($L = 0,25 \text{ H}$, $R = 20 \text{ ohmů}$), křivka C = kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku bez jádra ($L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$)

Z dalších měření, které jsme provedli, vyplynulo, že nejdůležitější z parametrů optimálního defibrilačního impulsu je doba jeho trvání. Tato délka impulsu se pohybuje v rozmezí 8–15 milisec. Nejlepší výsledky dávají impulsy kolem 10–12 milisec. K podobným závěrům dospěl ve svých sledováních i Gurvič (3, 4).

Při těchto hodnotách doby trvání naměřili jsme nejmenší proudovou intenzitu a napětí prahového defibrilačního impulsu.

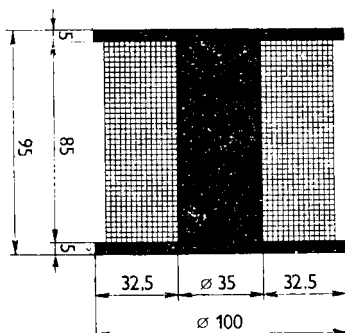
Defibrilátor Prema a návrh nové tlumivky

Po těchto obecných závěrech získaných teprve soustavným experimentálním sledováním proměřili jsme parametry dosud vyráběného defibrilátoru Prema. Zjistili jsme, že by bylo žádoucí prodloužit dobu trvání defibrilačního impulsu, a tak snížit prahové defibrilační napětí impulsu na elektrodách.

Provedli jsme řadu pokusů, jejichž cílem bylo, abychom bez větších konstrukčních změn (zejména změnou velikosti kapacity) dosáhli výhodnějšího tvaru a prodloužení impulsu. Došli jsme k závěru, že pro velikost kapacity užívané v tomto typu dává neoptimálnější výsledky vzduchová tlumivka o indukčnosti 0,2 H a s ohmickým odporem 21 ohmů. Návrh s úplnými údaji ke konstrukci této tlumivky je na grafu 4. V legendě k tomuto grafu je udán počet závitů, síla drátu a další technické podrobnosti. Tabulka 1 nám ukazuje, jakého zlepšení defibrilačního impulsu lze touto rekonstrukcí dosáhnout. Při použití dosavadní tlumivky snižuje se napětí na elektrodách přibližně o 40 %. Použijeme-li ve vybíjecím obvodu vzduchovou tlumivku shora popsanou, snižuje se napětí na objektu okolo 75 %. Shodný je i pokles proudu. Přitom se délka impulsu prodlužuje až na 7,5 milisec. Osciloskopické snímky na obr. 1 uka-

zují tvary příslušných impulsů. Výměna navrhované tlumivky u dosavadních defibrilátorů Prema není nákladná a n. p. Prema, závod Brno, byly zaslány příslušné návrhy a podklady na výměnu těchto tlumivek.

Porovnáme-li parametry prahových impulsů defibrilátoru Prema (tab. 1, druhý sloupec) s hodnotami příslušných arytmí na grafu 1, zjišťujeme, že pracovní body tohoto přístroje při používání prahových hodnot leží ještě v ob-



Graf 4. Rozměry a hodnoty tlumivky určené k rekonstrukci defibrilátoru Prema. Na kostře cívky zhotovené z texgumoidu je navinuto 2700 závitů smaltovaného měděného drátu \varnothing 0,8 mm. Každá vrstva je proložena olejovým papírem o síle 0,1 mm. Cívka má následující hodnoty: $L = 0,2$ H, $R = 21$ ohmů. Je impregnována bakelizováním. Váha 3 kg

lastech bez arytmí. To ovšem platí pro jeden kondenzátorový výboj. Z praktických zkušeností však vyplývá, že při resuscitaci srdce často dochází k recidivě fibrilace a pak jsme nuceni použít většího počtu defibrilačních impulsů. Naše dřívější práce Žák-Peleška (21) prokazuje, že při opakovaných výbojích dochází k sumaci nepříznivých účinků elektrického proudu na myokard, zejména v hypoxickém stavu. A zde bychom se mohli již obávat funkčního nebo

Tabulka 1. Parametry prahových defibrilačních impulsů při konstantní hodnotě kondenzátoru $16 \mu\text{F}$ a při zařazení různých tlumivek do vybíjecího obvodu

	Napětí v kV		Proud v Amp	Délka impulsu v milisec
	na kondenzátoru	na objektu		
Kondenzátorový výboj $C = 16 \mu\text{F}$	2,3	2,1	63	2,2
Kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku se železným jádrem $C = 16 \mu\text{F}$ $L = 0,25$ H $R = 20 \Omega$	2,2	1,3	39	4,8
Kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku bez jádra $C = 16 \mu\text{F}$ $L = 0,2$ H $R = 21 \Omega$	2,4	0,5	13,5	7,5

morfológického poškozéní. Je proto účelné a nutné, aby defibrilační impuls měl neoptimálnější parametry, což znamená, aby přerušéní fibrilace a synchronizace aktivity srdečních vláken bylo dosaženo nejmenším napětím a energií. Tím jsou dány předpoklady k tomu, aby jak funkční, tak morfológické poškozéní myokardu elektrickou defibrilací bylo co nejmenší. I když optimálních parametrů lze dosáhnout jednak rekonstrukcí a jednak výrobou nových typů, přece jen je nutné důsledně dodržovat správný metodický postup při defibrilaci srdce, jak byl popsán v našich dřívějších pracích, aby tak nenastávaly zbytečné recidivy fibrilací a aby elektrická defibrilace nemusela být zbytečně opakována.

S O U H R N

1. V experimentální práci na psech bylo sledováno působení kondenzátorových výbojů na vznik srdečních arytmií. Byla zjištěna, statisticky zhodnocena a graficky zpracována jejich závislost na napětí a množství elektrické energie. Stupeň vyvolaných arytmií sloužil jako měřítko funkčního poškozéní myokardu.

2. Dále byl stanoven defibrilační práh pro tři druhy defibrilačních impulsů — od 2 do 200 μ F. Neoptimálnější impuls vytváří kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku bez jádra o délce trvání 10 až 12 milisek. Při těchto hodnotách doby trvání defibrilačního impulsu byly naměřeny nejmenší hodnoty jak napětí a proudu, tak celkové množství elektrické energie.

3. Z výsledků těchto pokusů byla navržena a experimentálně prověřena rekonstrukce dosavadního typu defibrilátoru Prema, spočívající ve změně tlumivky ve vybíjecím obvodu. Zařazením navržené tlumivky je dosahováno vhodnějšího defibrilačního impulsu, který se svými parametry velmi blíží optimálním hodnotám defibrilačního impulsu.

В Ы В О Д Ы

Влияние серийно подключенной индукции у конденсаторных дефибрилляторов на дефибрилляционный порог сердца и предложение видоизменения существующего типа дефибриллятора ПРЕМА

Пелешка Б., Блажек З.

1. В экспериментальной работе на собаках исследовалось действие конденсаторных разрядов на возникновение сердечных аритмий. Была установлена и подвергнута статистической оценке и графическому изображению их зависимость от напряжения и количества электрической энергии. Степень вызванных аритмий служила в качестве меры функционального повреждения миокарда.

2. Далее определялся дефибрилляционный порог для трех видов дефибрилляционных импульсов — от 2 до 200 μ фарадов. Наиболее оптимальный импульс образует конденсаторный разряд проводимый через дроссельную катушку без ядра продолжительностью в 10—12 миллисекунд. При такой продолжительности дефибрилляционного импульса были получены наименьшие величины как напряжения и тока, так и общего количества электрической энергии.

3. На основании этих результатов была предложена и экспериментально проверена реконструкция существующего типа дефибриллятора ПРЕМА, состоящая в изменении дроссельной катушки в разрядном круге. Путем исключения предложенной дроссельной катушки достигается более пригодный дефибрилляционный импульс, который по своим параметрам весьма приближается оптимальным величинам дефибрилляционного импульса.

Rozhl. Chir. XLII, 10, 704, 1963.

SUMMARY

Influence of Serial Inductivity in Condenser Defibrillators on the Defibrillation Threshold of the Heart and Suggestions for Modifications of the Hitherto Available PREMA Defibrillator

Peleška B., Blažek Z.

1. In experimental work on dogs the authors investigated the action of condenser discharges on the development of cardiac arrhythmias. They assessed, evaluated statistically and recorded graphically their relationship with tension and the amount of electrical energy. The degree of produced arrhythmias served as a parameter of the functional damage of the myocardium.

2. Next the authors assessed the defibrillation threshold for three types of defibrillation impulses from 2—200 μ F. The optimal impulse is created by a condenser charge conducted via a choke without iron core lasting 10—12 millisecons. When these durations of defibrillation impulses were used, the smallest values of tension, current and total amount of electrical energy were recorded.

3. Based on the results of these experiments the authors suggested and tested experimentally the reconstruction of the hitherto used type of Prema defibrillator—involving a change of the choke in the discharging area. By including the choke a better defibrillation impulse is obtained which by its parameters approaches very much the optimal values of the defibrillation impulse.

Rozhl. Chir. XLII, 10, 704, 1963.

LITERATURA

1. Akopjan, A. A., Gurvič, N. L., Žukov, I. A., Nėgovskij, V. A.: *Električestvo* 10: 43—49, 1954. — 2. Gurvič, N. L.: *Klin. Med.* 30:66—70, 1952. — 3. Gurvič, N. L.: *Fibriljacija i defibriljacija serdca*, Medgiz, Moskva 1957. — 4. Gurvič, N. L., Kolganova, N. S.: *Bull. exp. Biól. Med.* 5:30—32, 1961. — 5. Guyton, A. C. and Satterfield, J.: *Amer. J. Physiol.* 167:81—87, 1951. — 6. Hosler, R. M., Wolfe, K.: *Arch. Surg.* 79(1):31—34, 1959. — 7. Jude, J. R., Kouwenhoven, W. B., Knickerbocker, G. C.: *Clinical and Experimental Application of a New Treatment for Cardiac Arrest*, Surg. Forum 46th Annual Clinical Congress, vol. XI:252—4, 1960. — 8. Kouwenhoven, W. B., Milnor, W. R., Knickerbocker, G. C., Chesnut, W. R.: *Surgery* 42/3:550—61, 1957. — 9. Kouwenhoven, W. B., Milnor, W. R.: *IRE-Transaction on Medical Electronics*, PGME — II:41—5, 1958. — 10. Kouwenhoven, W. B., Jude, J. R. and Knickerbocker, G. C.: *J. Amer. med. Ass.* 173—1064, 1960. — 11. Kouwenhoven, W. B., Jude, J. R., Knickerbocker, G. C.: *Mod. Conc. cardiov. Dis.* 30/2:639—43, 1961. — 12. Leeds, S. E., Mackay, R. S., Mooslin, K. E.: *Amer. J. Physiol.* 165:179—87, 1951. — 13. Mackay, R. S., Mooslin, K. E., Leeds, S.: *Ann. Surg.*, vol. 134:173—85, 1951. — 14. Mackay, R. S., Leeds, S. E.: *IRE — Transactions on Medical Electronics*, vol. ME—7 (2):104—10, 1960. — 15. Milnor, W. R., Knickerbocker, G. C., Kouwenhoven, W. B.: *Circulat. Res.* 6:60, 1958. — 16. Nėgovskij, V. A.: *Patofisiologija i tėrapija agonii i kliničeskoj smerti*, Medgiz, Moskva 1954. — 17. Peleška, B.: *Rozhl. Chir.* 36(11):731—55, 1957. — 18. Peleška, B.: *Anesth. Analg.* 15(2):238—74, 1958. — 19. Peleška, B.: *A High Voltage Defibrillator and the Theory of High Voltage Defibrillation*, Proceedings of the Third International Conference on Medical Electronics, London 1960 (p. 265—67). — 20. 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. — 21. Žák, F., Peleška, B.: *Rozhl. Chir.* 36(11):727—30, 1957.

Do redakce došlo 12. 4. 1962.

R. P., Praha-Krč, Budějovická 800