

l'importance des paramètres techniques particuliers des appareils de régistration pour la fidélité de l'enregistrement, comme par exemple les constantes de temps, les caractéristiques de fréquention et d'autres paramètres, et aussi la possibilité de l'examination clinique de ces index. L'auteur a ramassé une revue des quantités enregistrées en médecine interne d'après l'espèce de l'énergie, qui produit son effet sur les détecteurs et il a publié les méthodes les plus importantes de leur utilisation. Il a aussi passé en revue les systèmes particuliers de régistration avec leur fréquence maximale, qu'ils sont capables d'enregistrer.

Les exemples sont cités de l'analyse graphique des résultats, qui rendet possible d'obtenir une nouvelle qualité d'information, comme par exemple de distinguer les propriétés élastiques constantes de la paroi artérielle (liées à sa structure) de l'influence des changements du tonus vasomotorique.

Enfin on cite un exemple, comment l'introduction des méthodes graphiques modernes d'examination (la mesure du flux par la plétysmographie électrique) peut changer nos idées de l'action des médicaments. L'auteur a par exemple trouvé, que les médicaments sympatcolytiques (DH Ergotoxin Spofa), qui exercent une dilatation dans la circulation acrale, diminuent en même temps le flux sanguin musculaire.

St.

Čas. Lék. čes., 105, 1966, 5 : 105—110.

Literatura

Babský, Je B., Parin, V. V.: Fiziologija, medicina i tehničeskij progress. Moskva, Izdat Nauka 1965. — **Bellet, S., Muller O. F.:** La Van, D. W., Nichols, G., Herring, A. B.: Radioelectrocardiography during Exercise in Patients with the Anginal Syndrome. Circulation, 29, 1964 : 366 až 374. — **Dostál, C., Novák, V., Kočí, M., Netušil, M.:** Hodnocení pulsově křivky pomocí Fourierovy analýzy. Čas. Lék. čes., 103, 1964, 19 : 526—530. — **Fischer, A., Synek, P., Trojan, J. A.:** The reactivity of limb circulation to

vasodilating drugs in different age groups. San Remo, European Congress of Geriatry 1965. — **Fischer, A.:** Elasticita arterií u telesne cvičiacích osob v seniu. Čs. Fysiol., 11, 1962 : 182. — **Fischer, A.:** Der Einfluss der Körperlichen Aktivität auf die Leistungsfähigkeit im Alter. X. Internationaler Fortbildungskurs für Geriatrie, Bad Hofgastein 23. 3. 1965. — **Fischer, A.:** The relation between the Elasticity of Brachial Artery and the Serum Indices of Lipid Metabolism in Aged Men and the Influence of Physical Activity on them. IV. Congressus Cardiologicus Europeus, Praga 1964, Abstracta, s. 103. — **Figar, Š.:** Elektrojomkostnaja pletyzmografia. Fysiol. bohemoslov., 8, 1959 : 282. — **Figar, Š.:** Some basic difficiencies of the plethysmographic method and possibilities of avoid them. Angiology, 10, 1959, 120—125. — **Froněk, A., Ganz, V.:** Measurement of flow in single blood vessels including cardiac output by local termidilution. Circulat. Res., 8, 1960 : 175. — **Ipser, J.:** Untersuchungen der arteriellen Elastizitätcharakteristik für klinische Zwecke. Cor et Vasa, 2, 1960 : 12—15. — **Jacobson, B.:** Endoradiosonde technique for telemetring physiological Data from the Alimentary Canal. Medical Electronics, Proc. IInd Internat. Conf. Paris 1959. — London, Iliffe & Sohns 1959. — **Laufberger, V.:** Spatiocardiography. Publ. House of the Czechoslov. Academy of Science. Prague, 1964. — **Marey, E. J.:** La méthode grafique dans les sciences expérimentales. Paris, G. Masson. Éditeur 1885. — **Mason, D. T., Braunwald, E., Ross, J., Morrow, A. G.:** Diagnostic Values of the First and Second Derivatives of the arterial Pressure Pulse in Aortic Valve Disease and Hypertrophic Subaortic Stenosis. Circulation, 30, 1964 : 90—99. — **Nastuk, W. L.:** Physical Techniques in Biological Research. Vol. V. Electrophysiological Methods. New-York, Academic Press 1964. — **Parin, V. V.:** Radiotelemetrija v fiziologii i medicíně. Sverdlovsk, 1963. — **Peleška, B.:** Biotelemetrie. Čs. Fysiol., 13, 1964 : 146. — **Šmahel, O., Schück, O.:** Sledování osudu léků v organismu. XIII. internistický den, 16. 12. 1964.

A. F., Praha-Krč, Budějovická 800

Do redakce došlo v prosinci 1965.

615.842-092.22:616.12-008.318

TEORETICKÉ ZÁKLADY ELEKTRICKÉ DEFIBRILACE SRDCE KONDENZÁTOROVÝM VÝBOJEM

Sdělení III. Srdeční arytmie vznikající po kondenzátorových výbojích vedených přes indukci a jejich závislost na napětí, množství elektrické energie a na fázi srdečního cyklu

B. PELEŠKA

*Technická spolupráce: Z. Blažek, M. Rábl, E. Sládková
Statistické zpracování: Inž. Z. Roth*

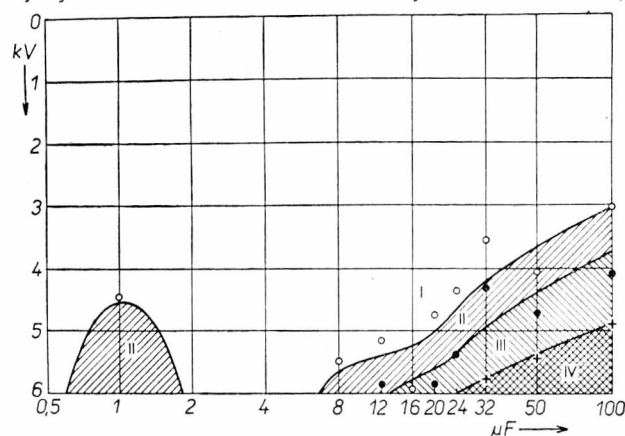
Výzkumný ústav pro elektroniku a modelování v lékařství, Praha, ředitel doc. dr. B. Peleška DrSc.

1. Úvod

V předešlém sdělení jsme řešili otázku působení čistých kondenzátorových výbojů na srdeční činnost ve třech různých fázích srdečního cyklu. Stručně řečeno, srdeční arytmie jsou závislé jak na množství energie, tak i na výšce napětí, avšak závislost na napětí je mnohem výraznější.

Čistý kondenzátorový výboj není však nejvhodnějším impulsem pro defibrilaci (Akopjan a spol. 1954, Kouwenhoven a Milnor 1958, Milnor a spol. 1958, Peleška 1961, 1962, 1963), a proto se při konstrukci defibrilátorů používá ve vybíjecím obvodu tlumivek o různé indukci (Gurvič 1957, Kouwenhoven a Knickerbocker 1962, Mackay a Leeds 1960,

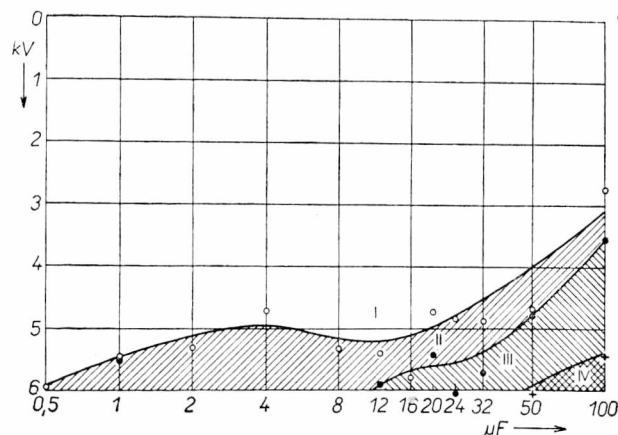
Peleška a Blažek 1955—1963). I když velikost jak kondenzátorů, tak indukci je velmi rozdílná, žádný z autorů nepřinesl teoretické odůvodnění používaných hodnot. Abychom objasnili význam indukce ve vybíjecím obvodu kondenzátorových defibrilátorů,



Graf 2. Statistické zhodnocení 720 pokusných výbojů vedených přes indukci a jejich účinků na srdeční rytmus v ARF. I — oblast bez arytmií, II — oblast lehkých arytmií, III — oblast středně těžkých arytmií, IV — oblast těžkých arytmií

zaměřili jsme se v druhé etapě naší výzkumné práce na zkoumání prahu srdečních arytmií, jež jsou vyvolány kondenzátorovým výbojem vedeným přes indukci.

Stejně tak jako v předešlém sdělení, považujeme i zde srdeční arytmiie za určitý stupeň funkčního poškození, respektive míru působení výboje na myokard. V našich podmínkách jsme zvolili konstantní indukci a variabilní kapacitu. Při variabilní indukci i kapacitě byl by počet nutných pokusů tak neúměrný, že by prakticky takovou studii nebylo možné realizovat. Druhý důvod, proč jsme zvolili variabilní kapacitu a nikoliv indukci, byl požadavek vzájemného srovnání a statistického vyhodnocení jak čistých kondenzátorových výbojů, tak i výbojů vedených přes indukci. Předpokládali jsme, že takto sestavené podmínky pokusu přinesou obecné poznatky, které je možno dále rozpracovávat v konkrétní formě na specifické požadavky defibrilace

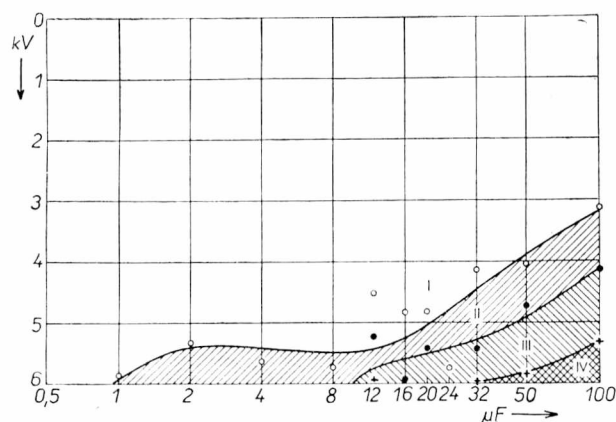


Graf 3. Statistické zhodnocení 720 pokusných výbojů vedených přes indukci a jejich účinků na srdeční rytmus v RRF. I — oblast bez arytmií, II — oblast lehkých arytmií, III — oblast středně těžkých arytmií, IV — oblast těžkých arytmií

srdce kondenzátorovým výbojem a využít ke konstrukci kondenzátorových defibrilátorů.

2. Odchytky v dosavadní metodě pokusných sledování a metodě vyhodnocení

Pokusy jsme prováděli na Pentothalem anestetizovaných psech smíšené rasy, váhy 20—25 kg, se stejným elektronickým zařízením, které bylo popsáno v předešlém sdělení. Rovněž metoda pokusů i klasifikace vyvolaných arytmií byla stejná. Rozdíl však byl v tom, že jsme do vybíjecího obvodu kondenzátorů zapojili tlumivku bez železného jádra, navinutou na izolační cívce. Tlumivka měla následující hodnoty: $L = 0,29$ H, $R = 27$ ohmů. Vzhledem k tomu, že za našich pokusných podmínek byl průměrný odpor mezi dvěma elektrodami (odpor hrudníku psa) malý a činil okolo 40 ohmů, jsou ztráty energie na ohmickém odporu tlumivky podstatné. Ve vybíjecím obvodu představují asi 40 % celkové energie na kondenzátoru. V našem případě



Graf 4. Statistické zhodnocení 720 pokusných výbojů vedených přes indukci a jejich účinků na srdeční rytmus v DF. I — oblast bez arytmií, II — oblast lehkých arytmií, III — oblast středně těžkých arytmií, IV — oblast těžkých arytmií

je ztráta energie v procentech celkové energie dána vztahem:

$$E \text{ (v \% na } R_1) = \frac{R_1 \cdot 100}{R_2 + R_1}$$

R_1 = odpor tlumivky v ohmech,

R_2 = odpor hrudníku v ohmech.

Proto je nutné počítat s tím, že čistá energie na objektu (tj. mezi elektrodami na hrudníku psa) je o těchto 40 % menší. Tabulka 1 ukazuje pak hodnoty energií užitých v našich pokusech a redukované o ztráty na ohmické složce tlumivky. Počet výbojů i metoda práce při vzniku fibrilace nebo u dlouhotrvajících arytmií se nelišily od dřívějšího způsobu.

Stejně jako v předešlé kapitole, použili jsme k hodnocení Körberovu metodu pro LD 50 a statisticky vyhodnocovali výsledky znaménkovým testem podle Dixona a Mooda (1957) a Malého (1958). Klasifikace arytmií a jejich označení na grafu 1 jsou také stejné jako v předešlé kapitole. V této sérii pokusů však přechody ve fibrilaci nebo fibrilace netvořily skupinu významně závislou na napětí

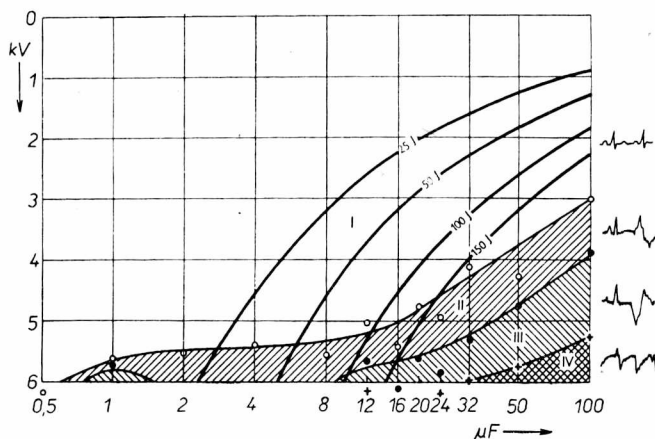
nebo energii, ale byly spíše náhodně rozloženy po celém poli tohoto grafu. Proto na rozdíl od předešlé pokusné série nemohly být přechody ve fibrilaci anebo fibrilace vyhodnoceny jako homogenní skupina.

Tak jako při minulém zpracování výsledků, byla pro každou kapacitu od $0,5 \mu\text{F}$ do $100 \mu\text{F}$ vypočtena střední účinná hodnota napětí (Körberovou metodou) a její 95% meze spolehlivosti v kV pro podíly ze skupin 1:2+3+4, 1+2:3+4 a 1+2+3:4. V prvním případě byla data 2+3+4 považována za jednu skupinu, v druhém případě byla vyhodnocena skupina 1+2 proti 3+4 a ve třetím případě tvořily skupiny 1+2+3 jednu skupinu. Znamená to, že LD 50 v prvním případě je mez mezi stavem bez arytmií a lehkými arytmiemi, v druhém případě je to mez přechodu mezi lehkými a středními arytmiemi a ve třetím případě mez mezi středními a těžkými arytmiemi. Vzhledem k tomu, že skupina fibrilací (dřívější skupina 5) není homogenní a nepředstavuje znak následující po zvýšení napětí, není hodnocena samostatně a počítá se s ní jako se skupinou bez arytmií. Podrobný popis metody, přesné aplikace výbojů do jednotlivých fází srdečního cyklu, jakož i detailní popis hodnocení, je uveden rovněž v předešlém sdělení. Zde jsou popsány jen odchylky v metodice a ve způsobu vyhodnocení.

3. Zhodnocení a přehled výsledků

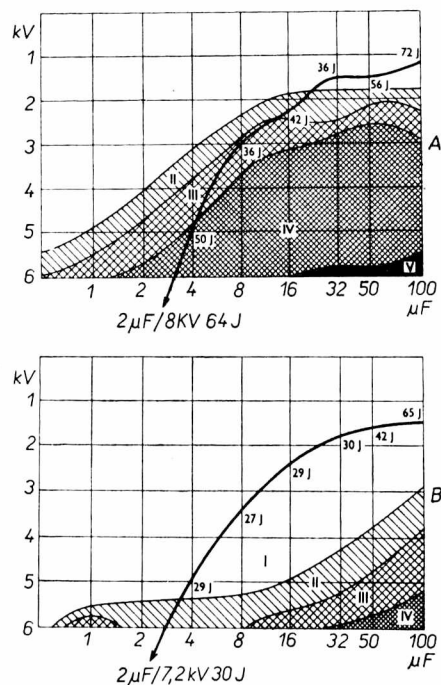
Jednotlivé výsledky všech 2160 pokusných výbojů, provedených na 214 psech, rozdělené do jednotlivých fází srdečního cyklu, jsou podrobně uvedeny na grafu 1. Na tomto grafu je také popis jednotlivých symbolů, označujících stupeň vyvolaných arytmií. Provedli jsme vyhodnocení jednak jednotlivých fází srdečního cyklu (I — absolutní refrakterní fáze ARF, II — relativní refrakterní fáze RRF, III — dráždivá fáze DF), jednak všech jednotlivých dat bez ohledu na fázi.

Graf 2 ukazuje statistické vyhodnocení arytmií ze 720 pokusných výbojů provedených v ARF. Kromě lehkých arytmií v oblasti $1 \mu\text{F}$ od 4,5 kV do 6 kV a oblasti bez arytmií od $2 \mu\text{F}$ do téměř $8 \mu\text{F}$, nevyka-



Graf 5. Statistické zhodnocení 2160 pokusných výbojů vedených přes indukci a jejich účinků na srdeční rytmus bez ohledu na fázi srdečního cyklu. I — oblast bez arytmií, II — oblast lehkých arytmií, III — oblast středně těžkých arytmií, IV — oblast těžkých arytmií. Křivky proložené grafem probíhají oblastmi energií 25, 50, 100, a 150 joulů

zuji získané výsledky význačnější odchylky od arytmií vznikajících v obou dalších fázích. Na grafu 3 je statistické vyhodnocení 720 pokusných výbojů v RRF. Do $16 \mu\text{F}$ jsou jen mezi 5–6 kV lehké arytmiie. Oblast středních a těžkých arytmií je velmi



Graf 6. Srovnání srdečních arytmií po čistých kondenzátorových výbojích (graf A) a výbojích vedených přes indukci (graf B). Podrobné vysvětlení jednotlivých oblastí je shodné jako na grafu 5. Proložené křivky ukazují defibrilační práh u psů 20–25 kg pro nepřímou defibrilaci

malá. Podobný obraz dává graf 4, kde jsou zakresleny rovněž výsledky 720 pokusných výbojů provedených v DF.

Dále jsme statisticky vyhodnotili rozdíly různých stupňů arytmií mezi třemi fázemi srdečního cyklu, a to zvláště pro každou hodnotu napětí. Na podkladě testů lze uzavřít, že statisticky významné jsou rozdíly mezi fázemi pouze do 2,5 kV. Ve vyšších napětích se již jednotlivé fáze od sebe významně neliší.

Významnost mezi jednotlivými fázemi do 2,5 kV je dána vznikem fibrilace srdečních komor. Zatímco v ARF a DF ani po jednom pokusném výboji nevznikla fibrilace, objevila se v RRF 36krát. U kapacity do $2 \mu\text{F}$ je její výskyt až od 4 kV, zatímco od $4 \mu\text{F}$ je v oblasti jen do 3,5 kV. V celé pokusné sérii jsme jen dvakrát pozorovali přechod těžké arytmiie ve fibrilaci, a to při vysokých napětích 6 kV a kapacitě $32 \mu\text{F}$ a $100 \mu\text{F}$. Také tyto fibrilace vznikly v RRF.

Na grafu 5 je zhodnocení všech 2160 pokusných výbojů bez ohledu na fázi srdečního cyklu. Na tomto grafu jsou rovněž zakresleny křivky stejných energií (25, 50, 100, 150 J). Jsou zakresleny tak, aby odpovídaly redukované, tj. čisté energii na pokusném objektu, a jsou tudíž posunuty doprava. Jak je z průběhu křivek vidět, žádná z nich ani při 6 kV neprobíhá oblastí těžkých arytmií. Pouze křivky 100 a 150 J při 5,5 kV protínají úsek středních arytmií. Všechny křivky ukazují významné zvýšení prahu

Tab. 1. Hodnoty čisté elektrické energie na objektu v joulech použité při experimentálních výbojích. Hodnoty jsou redukovány přibližně o 40 %, tj. o ztráty vz. iklé na ohmické složce tlumivky

kV	0,5 μ F	1 μ F	2 μ F	4 μ F	8 μ F	12 μ F	16 μ F	20 μ F	24 μ F	32 μ F	50 μ F	100 μ F
0,5	0,0348	0,0725	0,145	0,29	0,58	0,87	1,16	1,45	1,74	2,32	3,625	7,25
1,0	0,145	0,29	0,58	1,16	2,32	3,48	4,64	5,8	6,96	9,28	14,50	29,0
1,5	0,3248	0,6525	1,3050	2,61	5,22	7,83	10,44	13,05	15,66	20,88	32,625	65,25
2,0	0,58	1,16	2,32	4,64	9,28	13,92	18,56	23,20	27,84	37,12	58,—	116,—
2,5	0,9048	1,8125	3,625	7,25	14,5	21,75	29,—	36,25	43,50	58,—	90,625	181,25
3,0	1,3050	2,61	5,22	10,44	20,88	31,32	41,76	52,20	62,64	83,52	130,5	261,—
3,5	1,7748	3,5525	7,105	14,21	28,42	42,63	56,84	71,05	85,26	113,68	177,625	355,25
4,0	2,32	4,64	9,28	18,56	37,12	55,68	74,24	92,80	111,36	148,48	232,—	464,—
4,5	2,9348	5,8725	11,745	23,49	46,98	70,47	93,96	117,45	140,94	187,92	293,625	587,25
5,0	3,625	7,25	14,50	29,—	58,—	87,—	116,—	145,—	174,—	232,—	362,5	725,—
5,5	4,3848	8,7725	17,545	35,09	70,18	105,27	140,36	175,45	210,54	280,72	438,625	877,25
6,0	5,22	10,44	20,88	41,76	83,52	125,28	167,04	208,8	250,56	334,08	522,—	1044,—

arytmií vůči energii. Z podrobných měření těchto kondenzátorových výbojů a jejich analýzy vyplynulo, že zvýšení prahu se převážně týká energie a relativně méně napětí. Skutečné napětí na objektu je totiž při kondenzátorových výbojích vedených přes indukci význačně menší než na kondenzátoru.

4. Statistické vyhodnocení prahu arytmií vyvolaných čistým kondenzátorovým výbojem a výbojem vedeným přes indukci ve vztahu k energii výboje

Vzhledem k těmto nálezům zajímala nás zejména z teoretického hlediska, ale hlavně z praktického hlediska významnost prahů arytmií mezi oběma pokusnými sériemi, tj. u čistých kondenzátorových výbojů (především sdělení) a výbojů vede-

Na tabulce 2 jsou shrnuty výsledky tohoto zhodnocení jednotlivých fází srdečního cyklu. Tabulka pouze ukazuje, zda rozdíly jsou významné či nikoliv. O — znamená významné rozdíly, S — vyjadřuje, že práh arytmií u druhé skupiny pokusů (kondenzátorové výboje vedené před indukcí) je význačně vyšší, respektive, že stupeň arytmií vyvolaných stejným množstvím energie je význačně nižší. Signifikantně vyšší práh přechodu jednotlivých stupňů arytmií se objevuje již od 8 μ F.

Vzhledem k tomu, že pro srovnání obou skupin poskytnou sumární údaje bez ohledu na fázi srdečního cyklu nejpřehlednější obraz, jsou tyto výsledky uvedeny v podrobných tabulkách. Symbol $X_{50} = LD 50$, symbol $\pm 2s$ = horní a dolní mez spolehlivosti. Tabulka 3 ukazuje číselně zhodnocené výsled-

Tab. 2. Přehled statistické významnosti prahů arytmií v různých fázích srdečního cyklu mezi čistými kondenzátorovými výboji a kondenzátorovými výboji vedenými přes tlumivku ($L = 0,29$ H, $R = 27$ ohmů). Vysvětlení užitých symbolů. OL — práh vzniku lehkých arytmií, LS — přechod lehkých arytmií ve středně těžké, ST — přechod středně těžkých arytmií v těžké arytmiie, O — není statistická významnost, S — statisticky významné. Práh arytmií je vztahován k energii v joulech. Podrobnější vysvětlení v textu

Fáze srdečního cyklu	Meze prahů arytmií	I-ARF			II-RRF			III-DF		
		OL	LS	ST	OL	LS	ST	OL	LS	ST
Kapacita v μ F	0,5	—	—	—	O	—	—	—	—	—
	1,0	O	—	—	O	S	—	S	—	—
	2,0	—	—	—	O	—	—	O	—	—
	4,0	—	—	—	O	—	—	O	—	—
	8,0	S	—	—	S	—	—	S	—	—
	12,0	S	S	—	S	S	—	S	S	S
	16,0	S	—	—	S	—	—	S	S	—
	20,0	S	S	—	S	S	—	S	O	—
	24,0	S	S	—	S	S	—	S	—	—
	32,0	S	S	S	S	S	—	S	S	S
	50,0	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	100,0	S	O	S	S	S	S	O	S	S

ných přes indukci. Abychom mohli statisticky vyhodnotit obě série, museli jsme nejdříve LD 50 přepočítat na čistou energii v J na objektu (tabulka 1) pro jednotlivé hodnoty kapacit. Tyto údaje byly pak statisticky srovnávány. Vypočetli jsme LD 50 (Körberovou metodou) a určili horní a dolní mez spolehlivosti na 5% hladinu významnosti.

ky prahů lehkých arytmií. Statisticky významné rozdíly jsou označeny křížkem. Jak z tabulky vyplývá, jsou všechny meze přechodu arytmií již od 4 μ F význačně vyšší u druhé skupiny pokusů, tj. u výbojů vedených přes tlumivku. Tabulka 4 ukazuje vyhodnocení prahů přechodů lehkých arytmií ve středně těžké. Zde se statistická významnost ob-

jevuje od hodnoty 12 μF . Prahy energií pro vznik středních arytmí jsou dvojnásobně až trojnásobně vysoké.

Na další tabulce 5, ukazující práh přechodu středně těžkých arytmí v těžké, je statistická významnost posunuta ještě více k vyšším hodnotám kondenzátorů. Začíná od 24 μF . Z nižších hodnot vykazuje významný rozdíl pouze 12 μF . Skutečnost, že na tabulce 5 jsou významné rozdíly vyneseny až od vyšších hodnot kapacit, nesnižuje však celkovou významnost výsledků. Je to dáno tím, že oblast bez arytmí je u druhé série pokusů mnohem větší a že meze přechodu lehkých, středních a těžkých arytmí jsou posunuty k větším kapacitám a vyššímu napětí.

5. Závislost vzniku komorové fibrilace na tvaru kondenzátorového výboje a fázi srdečního cyklu

Komorové fibrilace, jež vznikly jako důsledek podráždění kondenzátorovým výbojem, jsou významně rozdílné v obou pokusných sériích. V první pokusné sérii, tj. při aplikaci čistých kondenzátorových výbojů, vznikaly fibrilace převážně u vysokých napětí a energií, ojediněle při nízkém napětí. Celkem byla komorová fibrilace v první sérii pokusů vyvolána 108krát. Z tohoto počtu vznikla 77krát

Tab. 3. Hodnoty energií v joulech a statistická významnost prahů lehkých arytmí bez ohledu na fázi srdečního cyklu mezi čistými kondenzátorovými výboji vedenými přes tlumivku ($L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$). Vysvětlení použitých symbolů: $X_{50} = \text{LD } 50$ vypočtené Kórberovou metodou, $\pm 2s$ = horní a dolní mez spolehlivosti při 5% hladině významnosti

Série I			Série II		
Kapacita	Kondenzátorový výboj čistý Skupina arytmí 2+3+4+5 : 1		Statistická významnost	Kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku $L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$ Skupina arytmí 2+3+4 : 1	
	X_{50}	$\pm 2s$		X_{50}	$\pm 2s$
μF	y	y		y	y
0,5	7,48	8,31	+	5,48	5,69
		6,69			5,28
1,0	11,96	13,62	+	9,16	10,08
		10,40			8,28
2,0	15,92	19,08	0	17,87	19,77
		13,05			16,06
4,0	19,47	23,76	+	33,95	37,97
		15,60			30,16
8,0	23,04	28,20	+	71,46	78,53
		18,40			64,73
12,0	24,21	27,43	+	88,40	100,39
		15,79			77,17
16,0	28,58	37,46	+	137,31	151,55
		20,89			123,78
20,0	42,03	52,35	+	132,52	149,50
		32,83			116,57
24,0	41,52	54,54	+	169,85	193,59
		42,20			185,34
32,0	57,15	74,37	+	157,52	131,97
		45,43			309,36
50,0	61,62	80,28	+	265,62	225,21
		233,06			316,19
100,0	178,61	131,38	+	264,49	217,40

Tab. 4. Hodnoty energií v joulech a statistická významnost prahů středních arytmí bez ohledu na fázi srdečního cyklu mezi čistými kondenzátorovými výboji a kondenzátorovými výboji vedenými přes tlumivku ($L = 29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$). Vysvětlení použitých symbolů: $X_{50} = \text{LD } 50$, vypočtené Kórberovou metodou, $\pm 2s$ = horní a dolní mez spolehlivosti při 5% hladině významnosti

Série I			Série II		
Kapacita	Kondenzátorový výboj čistý Skupina arytmí 3+4+5 : 1+2		Statistická významnost	Kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku $L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$ Skupina arytmí 3+4 : 1+2	
	X_{50}	$\pm 2s$		X_{50}	$\pm 2s$
μF	y	y		y	y
0,5	8,97	9,50	-	-	-
		8,46			
1,0	15,46	17,01	+	9,26	9,63
		13,98			8,89
2,0	22,56	25,49	-	-	-
		23,97			
4,0	28,13	32,61	-	-	-
		26,94			
8,0	32,26	38,07	-	-	-
		25,73			
12,0	32,29	39,60	+	112,27	122,17
		58,06			102,80
16,0	47,24	58,06	+	173,79	181,08
		37,53			166,65
20,0	67,08	81,23	+	180,59	196,12
		54,29			165,70
24,0	86,83	105,49	+	240,64	258,13
		69,99			223,76
32,0	83,17	101,53	+	260,68	289,05
		66,65			233,77
50,0	89,30	111,83	+	331,30	377,74
		69,31			287,91
100,0	262,21	323,85	+	459,37	533,22
		207,06			391,02

přímo po výboji a 31krát ji předcházela těžká porucha srdečního rytmu. Jak ukazuje tabulka 6, největší počet fibrilací [56] připadá na RRF, což činí 7,7 %. Nejméně citlivá k fibrilaci je DF, ve které vznikla jen ve 2 % případů. Zajímavé je, že fibrilace vznikaly i v ARF. Také jiní autoři zjistili, že aplikace elektrického impulsu do úseku T-vlny má relativně největší počet fibrilací (Milnor a spol. 1958, Mackay a Leeds 1953, Kouwenhoven a spol. 1958, 1959, Wiggers 1940 a jiní).

Ve druhé sérii pokusů (kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku) je celkový počet fibrilací 3krát menší než v první sérii. Zde vznikaly naopak při nižších napětích a ojediněle při vysokých. Jen dvakrát jsme zaznamenali přechod těžké arytmie v komorovou fibrilaci. Všechny 36 komorových fibrilací, což je 5 % z celkového počtu 720 výbojů, vzniklo v RRF, tj. při aplikaci výboje do úseku T-vlny.

6. Vliv indukce ve vybíjecím obvodu na práh arytmí

Z výsledků této druhé série pokusů vyplývá, že induktivní odpor, v našem případě tlumivka, 0,29 H bez železného jádra, význačně ovlivňuje stupeň vzniklých arytmí. Prahy napětí vzhledem k energii jsou ve všech fázích srdečního cyklu významně zvýšeny. Tato skutečnost nejlépe vyplyne, porovnáme-li sumární grafy z obou pokusných skupin. Sle-

Tab. 5. Hodnoty energií v joulech a statistická významnost prahů těžkých arytmí bez ohledu na fázi srdečního cyklu mezi čistými kondenzátorovými výboji vedenými přes tlumivku ($L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$). Vysvětlení užitých symbolů: $X_{50} = LD 50$ vypočtené Körberovou metodou, $\pm 2s$ = horní a dolní mez spolehlivosti při 5% hladině významnosti

Série I			Série II		
Kapacita	Kondenzátorový výboj čistý Skupina arytmíí 4 + 5 : 1 + 2 + 3		Statistická významnost	Kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku L = 0,29 H, R = 27 ohmů Skupina arytmíí 4 : 1 + 2 + 3	
	X ₅₀	± 2s		X ₅₀	± 2s
uF	y	y		y	y
0,5	9,36	9,77	—	—	—
1,0	18,06	19,13	—	—	—
		17,02			
2,0	33,87	36,41	—	—	—
		31,43			
4,0	45,13	51,13	—	—	—
		39,50			
8,0	47,33	55,29	—	—	—
		39,93			
12,0	62,21	72,25	+	131,62	136,50
		52,93			126,83
16,0	84,02	98,95	—	—	—
		72,14			
20,0	97,34	115,12	—	—	—
		81,05			
24,0	116,81	138,23	+	268,41	274,32
					242,56
32,0	114,92	137,15	+	331,86	351,45
		94,32			312,83
50,0	140,42	168,48	+	484,42	517,66
		114,92			452,29
100,0	449,10	521,32	+	808,47	897,14
		382,26			724,42

dujeme-li průběh křivek identických energií na grafu 5, pak vidíme, že jejich největší část probíhá oblastí bez arytmí. Křivka 25 J a 50 J protíná lehké arytmie v oblasti od 5,5 kV do 6 kV a křivky 100 J a 150 J lehké a střední arytmie v oblasti od 5 kV do 6 kV. Křivky na grafu 5 jsou zakresleny do oblastí čistých energií na objektu, respektive do oblastí redukováných energií.

Křivky identických energií při čistých kondenzátorových výbojích, které jsou zakresleny na grafu 5 předešlého sdělení (II), mají výrazně odlišný průběh. Křivka 25 J probíhá oblastí středních a lehkých arytmí a jen nad 1,7 kV oblastí bez arytmí. Po-

slední křivka 150 J z největší části probíhá těžkými arytmii vůbec neprotíná oblast bez arytmí.

Jak vysvětlit tyto vysoké a významné rozdíly obou skupin? Podle měření, která jsme prováděli, induktivní odpor ve vybíjecím obvodu význačně mění tvar vybíjecího impulsu. Změnu tvaru impulsu při kapacitě 32 μF vybitím přes indukci 0,29 H ukazuje obr. 1. Náběhová hrana je šikmá a impuls je prodloužen. U nižších kapacit jsou zákmity a napětí je až několikanásobně nižší. Jde zde vlastně o snížení napětí impulsu a jeho prodlouženou dobu působení. Nejvýznačnější faktor zvyšující práh arytmí je zde podle našeho názoru snížení napětí.

Jak tato, tak předešlá práce potvrzuje náš názor, k němuž jsme dospěli statistickým vyhodnocením obou pokusných sérií, že stupeň srdečních arytmí je především závislý na napětí. Závislost na energii není již tak jednoznačná a výrazná. Zhodnocené výsledky ze 4320 pokusných výbojů vytvářejí také jednoznačné stanovisko ke konstrukci kondenzátorových defibrilátorů. Výhody kondenzátorových defibrilátorů byly již zdůrazněny mnoha autory. Lown a spol. (1962) provedl srovnávací studii mezi účinností defibrilace střídavým proudem a kondenzátorovým výbojem a došel k závěru, že kondenzátorový výboj je nejenom účinnější, ale i šetrnější. Téměř všichni autoři defibrilace kondenzátorovým výbojem používají ve vybíjecím obvodu indukce. Podle našich výsledků nelze však jednoznačně tvrdit, že hodnota tlumivky je jediným činitelem určujícím optimální tvar defibrilačního impulsu. Parametry optimálního impulsu, jímž je míněn impuls o nejmenším prahovém napětí a energii, jsou dány veličinami CLR vybíjecího obvodu. Tyto závislosti budou podrobně uvedeny v dalších sděleních.

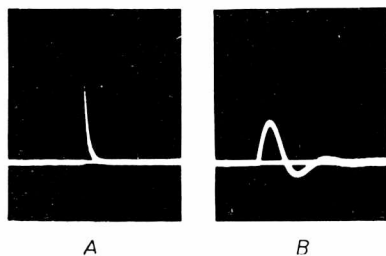
Na základě výsledků obou pokusných skupin a na základě výsledků další pokusné práce je možné dodat, že lze nalézt parametry impulsů pro nepřímou defibrilaci kondenzátorovým výbojem, které jsou v oblasti bez arytmí, tj. bez funkčního poškození myokardu. Při stanovení křivky defibrilačního prahu u psů 20–25 kg, pro kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku (0,29 H a 27 ohmů) jsme zjistili, že potřebná energie (na objektu) v rozsahu od 2 μF do 100 μF činí 27–65 J. Promítneme-li si tuto skutečnost do grafu 6 A a B, vidíme poměrně široké možnosti využití uvedených poznatků.

Při návrhu parametrů defibrilačních impulsů musíme vždy dbát toho, abychom použili optimálních impulsů. Měření, která jsme prováděli, která však

Tab. 6. Srovnání počtu a procenta fibrilací v jednotlivých fázích srdečního cyklu mezi oběma pokusnými skupinami

	Fáze srdečního cyklu								
	I — A R F			II — R R F			III — D F		
	celkový počet výbojů	počet vzniklých fibrilací	% výskytu fibrilací	celkový počet výbojů	počet vzniklých fibrilací	% výskytu fibrilací	celkový počet výbojů	počet vzniklých fibrilací	% výskytu fibrilací
I. skupina-čistý kondenzátorový výboj	720	37	5,1	720	56	7,7	720	15	2
II. skupina-výboj vedený přes indukci $L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \Omega$	720	0	0	720	36	5	720	0	0

nejdou náplní tohoto sdělení, ukazují, že vysoké hustoty proudu na cm^2 při kondenzátorovém výboji oslabují srdeční kontrakci. Zvláště vysoké hustoty proudu mají za následek dokonce dočasné vymizení srdeční kontrakce v místě, kde byl výboj apliko-



Obr. 1. Oscillogramy prahových defibrilačních impulsů při kapacitě kondenzátoru $32 \mu\text{F}$. A — čistý kondenzátorový impuls, B — kondenzátorový impuls vedený přes indukci $L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$

ván. Tyto skutečnosti je nutné vždy respektovat, zvláště u opakovaných defibrilačních výbojů. Zde pak nastává sumace účinků podprahových hodnot energií, které se mohou projevit různými poruchami rytmu i kontraktility srdečního svalu.

7. Vliv indukce ve vybíjecím obvodu na vznik komorové fibrilace

Další otázkou, kterou jsme v práci sledovali z hlediska možnosti bezpečné defibrilace předsíní a z hlediska zastavení síňové nebo komorové tachykardie, jsou zákonitosti vzniku fibrilace po kondenzátorových výbojích.

U první skupiny pokusů (čistý kondenzátorový výboj) jsme našli signifikantní vztah fibrilace k napětí a energii. Se zvyšováním napětí a energie se objevuje i větší počet komorových fibrilací. Existují také kvantitativní závislosti v počtu fibrilací mezi jednotlivými fázemi, avšak neexistuje fáze, ve které by fibrilace nevznikaly. Tato skutečnost sama o sobě vylučuje tento druh impulsů z možnosti použití k předsíňové defibrilaci anebo k léčení síňové nebo komorové tachykardie.

Výsledky druhé skupiny dávají již mnohem příznivější perspektivu k bezpečnému klinickému využití kondenzátorových výbojů při shora zmíněných arytmiích. Stejně jako při aplikaci čistých kondenzátorových výbojů, vznikají komorové fibrilace i po výbojích vedených přes indukci, avšak v mnohem menším počtu. Hlavní rozdíl je však v tom, že vznikají výlučně v RRF a nikdy nevznikly v ARF nebo DF.

Tyto rozdíly získané z 2160 pokusných dat jsou vysoce významné. Znamená to, že možnost vzniku fibrilace je zde omezena pouze na určitý časově omezený úsek srdečního cyklu. Jestliže při předsíňové fibrilaci nebo komorové tachykardii aplikujeme výboj popsaných parametrů v ARF nebo DF, není zde riziko vyvolání komorové fibrilace. Tyto poznatky společně s předcházejícími vytvářejí teoretické předpoklady pro šetrnou, bezpečnou a bezrizikovou defibrilaci předsíní i pro zastavení síňové nebo komorové tachykardie. Výskyt těchto arytmií je mnohem častější než komorové fibrilace a jejich likvi-

dace pouhou farmakoterapií není stále ještě uspokojivě vyřešena. Jak ukázaly poslední zkušenosti Lowna a spol. (1963), přináší synchronizovaná aplikace kondenzátorového výboje spojená s farmakoterapií nejenom dobré, ale ve velkém procentu trvalé úspěchy v léčení uvedených arytmií (Master a Rosenfeld 1963). Z novějších našich výsledků však vyplynulo, že k síňové defibrilaci není synchronizace bezpodmínečně nutná.

Souhrn

U kondenzátorových výbojů vedených přes indukci je práh vzniku arytmií (vzhledem k čisté energii na objektu) mnohem vyšší než u čistých kondenzátorových výbojů. Výsledky jsou vysoce významné a ukazují, že funkční poškození srdce hodnocené stupněm vyvolaných arytmií u kondenzátorových výbojů s tlumivkou je nižší. Měření defibrilačního prahu prováděná současně ukazují i nižší defibrilační práh. Na základě uvedených výsledků lze zvolit parametry defibrilačních impulsů v oblasti bez funkčního poškození srdce. V této sérii 2160 pokusných výbojů netvořila komorová fibrilace skupinu závislou na výšce napětí nebo energii. Vznikla v 3krát menším počtu (jen 36krát) než při čistém kondenzátorovém výboji, a to vždy v RRF. Ani jednou nevznikla fibrilace v ARF nebo DF. Tyto výzkumné výsledky dávají předpoklady pro bezpečné a bezrizikové využití kondenzátorových výbojů k léčení komorové tachykardie a předsíňové fibrilace.

Выводы

Пелешка Б.: Сердечные аритмии, возникающие после разряда конденсатора, проводимого через индукцию и их зависимость от напряжения, количества электрической энергии и фазы цикла сердечной деятельности

У разрядов конденсатора, проводимых через индукцию, порог возникновения аритмий (по отношению к чистой энергии на объекте) гораздо выше, чем у чистых разрядов конденсатора. Высоко статистически значимые результаты показывают, что функциональное повреждение сердца, расцениваемое по степени вызванных аритмий, у разрядов конденсатора с дросселем ниже. Проводимые одновременно измерения порога дефибрилляции показали также снижение порога дефибрилляции. На основании приведенных результатов можно выбирать параметры импульсов дефибрилляции в области без функционального повреждения сердца. В этой серии 2160 экспериментальных разрядов группа мерцаний желудочков не зависела от высоты напряжения, или энергии. Количество случаев возникновения мерцания желудочков было в 3 раза меньше (36 случаев) чем при чистом разряде конденсатора, причем оно возникало всегда в RRF. Ни в одном случае мерцание не появилось в ARF, или в DF. Эти результаты создают предпосылки для безопасного использования разрядов конденсатора для лечения желудочковой тахикардии и мерцания предсердий. С.

Čas. Lék. čes., 105, 1966, 5: 110—119.

Peleška B.: Cardiac Arrhythmias Due to Condenser Discharge Led through Inductance and their Dependence on Voltage, Quantity of Electric Energy and on the Phase of the Cardiac Cycle

With condenser discharges led through inductance the threshold for occurrence of arrhythmias (in relation to pure energy on the object) is much higher than with pure condenser discharges. The results are highly significant and show that heart damage, evaluated by the degree of incited arrhythmia, is smaller in condenser discharges with a coil. Measurements of defibrillation threshold, carried out simultaneously, show also a lower defibrillation threshold. From these results it is possible to choose the parameters of defibrillation impulses in a range not damaging the heart function. In this series of 2160 experimental discharges ventricular fibrillation did not form a group dependent on voltage or energy. It occurred in a number three times lower (only in 36 instances) than with the pure condenser discharge, and always in the RRP only. Fibrillation never appeared in the ARP or EP. These experimental results are the basis for safe and riskless use of condenser discharges in the treatment of ventricular tachycardia and auricular fibrillation. Z-n

Čas. Lék čes., 105, 1966, 5 : 110—119.

Résumé

Peleška B.: Arrhythmies cardiaques dues aux décharges de condensateur conduites à travers l'induction et leur dépendance du tension, de la quantité de l'énergie électrique, et de la phase du cycle cardiaque

Lors des décharges de condensateur conduites à travers l'induction le seuil de naissance des arrhythmies (par rapport à l'énergie pure de l'objet) est de beaucoup plus élevé que celui trouvé lors des décharges de condensateurs purs. Les résultats sont hautement significatifs et démontrent que la lésion fonctionnelle du coeur, appréciée par le degré des arrhythmies déclenchées, est plus basse lors des décharges de condensateur à amortisseur. Les mesures du seuil défibrillatrice pratiquées concurremment, montrent même un seuil de défibrillation moins élevé. Les résultats permettent de choisir les paramètres des impulsion défibrillatrices dans la région dépourvue des lésions fonctionnelles du coeur. Dans cette série comprenant 2.160 décharges expérimentales la fibrillation ventriculaire ne présentait pas un groupe dépendant du niveau du tension ou du niveau de l'énergie. La fibrillation ventriculaire se développait dans un nombre 3X moins élevé (en 36 cas seulement) que lors d'une décharge de condensateur pure; elle se développait invariablement en PhRR. Dans PhRA ou PhE la fibrillation ne s'est développée en aucun cas. Ces résultats importants offrent les prémisses en faveur d'un sur emploi des décharges de condensateur pour le traitement de la tachycardie ventriculaire et de la fibrillation auriculaire. Ja

Čas. Lék čes., 105, 1966, 5 : 110—119.

Peleška B.: Las arritmias cardíacas originadas por descargas de condensadores conducidas por inducción, y su dependencia del voltaje, la cantidad de energía eléctrica y de la fase del ciclo cardíaco

En las descargas de los condensadores conducidas por inducción, el umbral del origen de las arritmias (en vista de la energía pura en el objeto), es mucho mayor que en las descargas puras de condensadores. — Los resultados son altamente significativos y nos muestran que el daño funcional del corazón, apreciado por el grado de las arritmias producidas, es más bajo en las descargas de condensadores con amortiguador. La medida del umbral de defibrilación, llevada a cabo simultáneamente, muestra también un umbral de defibrilación más bajo. — Tomando como base los resultados mencionados, se pueden escoger los parámetros de los impulsos de defibrilación, en la zona del corazón sin daño funcional. — En esta serie de 2160 descargas experimentales, la fibrilación ventricular no formó ningún grupo dependiente de la altura del voltaje ó de la energía. — Surgió en un número 3 veces menor (sólo 36 veces), que durante la descarga pura del condensador y siempre en RRF. — No se produjo ni una fibrilación en ARF ó en DF. Estos resultados investigatorios dan a lugar a hipótesis sobre el uso seguro y sin riesgos de las descargas de condensadores para el tratamiento de la taquicardia ventricular y de la fibrilación auricular. G.

Čas. Lék čes., 105, 1966, 5 : 110—119.

Literatura

1. Akopjan, A. A., Gurvič, N. L., Žukov, I. A., Nėgovskij, V. A.: O vozmožnosti oživlenija organizma pri fibrillacii serdca vozdejstviejem impulsnogo toka. Električestvo, 10, 1954 : 43. — 2. Dixon, W. J., Mood, A. M.: The statistical sign test. J. Amer. Stat. Ass., 41, 1957. — 3. Gurvič, N. L.: Fibrilljacija i defibrilljacija serdca. Moskva, Medgiz 1957. — 4. Kouwenhoven, W. B., Milnor, W. R.: The effects of high voltage, low capacitance electrical discharges in the dog. IRE-Trans. med. Electronics PGME-II, 1958 : 41. — 5. Kouwenhoven, W. B., Knickerbocker, G. G., Chesnut, R. W., Milnor, W. R., Sass, D. J.: A—C Shocks of varying parameters affecting the heart. Communication and Electronics 1959. (May issue.) — 6. Kouwenhoven, W. B., Knickerbocker, G. G.: The development of portable defibrillator. Power Apparatus and Systems, 62, 1962 : 428. — 7. Lown, B., Neuman, J., Amarasingham, E., Berkovits, B. V.: Comparison of alternating current with direct electroshock across the closed chest. Amer. J. Cardiol., 10, 1962 : 223. — 8. Lown, B., Perlroth, M. G., Kaitbey, S., Abe, T., Harken, D. E.: „Cardioversion“ of atrial fibrillation. A report on the treatment of 65 episodes in 50 patients. N. Engl. J. Med., 269, 1963 : 325. — 9. Mackay, R. S., Leeds, S. E.: Physiological effects of condenser discharges with application to tissue stimulation and ventricular defibrillation. IRE-Trans. medical Electronics, 7, 1960 : 104. — 10. Malý, V.: Někteřé neparametrické testy pro statistická hodnocení ve zdravotnickém výzkumu. Acta Univ. Carol. Med. (Praha), 5, 1958 : 641. — 11. Master, A. M., Rosenfeld, J.: The Lown cardiovertor. Dis. Chest., 43, 1963 : 213. — 12. Milnor, W. R., Knickerbocker, G. G., Kouwenhoven, W. B.: Cardiac responses to transthoracic capacitor discharges in the dog. Circulat. Res., 6, 1958 : 60. — 13. Peleška, B.: Srdeční defibrilátor. Sborník vynálezů a

zlepšovacích návrhů ve zdravotnictví, 3, 1955:33. — 14. **Peleška, B.:** Závislost defibrilačního prahu srdce na parametrech defibrilačního impulsu. Čs. Fysiol., 10, 1961:275. — 15. **Peleška, B., Pohanka, J., Blažek, Z.:** Un défibrillateur portatif, destiné à la défibrillation transthoracique ou directe, indépendant du réseau et pourvu d'un convertisseur transistorisé. Anesth. et Analg., 19, 1962:837. — 16. **Peleška, B.:** Résultats des recherches faites sur la méthode de défibrillation à l'aide des décharges d'un condensateur et leur utilisation pour la construction d'un défibrillateur à condensateurs. Agres-

sologie, 4, 1963:483. — 17. **Peleška, B., Blažek, Z.:** Vliv sériově řazené indukčnosti u kondenzátorových defibrilátorů na defibrilační práh srdce a návrh na úpravu dosavadního typu defibrilátoru PREMA. Rozhl. Chir., 42, 1963, 10:704. — 18. **Wiggers, C. J., Wegria, R.:** Ventricular fibrillation due to single localized induction and condenser shocks applied during the vulnerable phase of ventricular systole. Amer. J. Physiol., 128, 1940:500.

B. P., Praha - Krč, Budějovická 800

Do redakce došlo v lednu 1965.

616.36:616.155.3-008.9[577.153.3]

ALKALICKÁ FOSFATÁZA V LEUKOCYTECH U CHOROB VÝVODNÝCH CEST ŽLUČOVÝCH A NĚKTERÝCH CHRONICKÝCH ONEMOCNĚNÍ JATER

J. KOCIÁN, L. ŠRÁMKOVÁ

I. interní oddělení nemocnice na Bulovce, Praha 8, vedoucí MUDr. L. Symon

Infekční klinika nemocnice na Bulovce, Praha 8, přednosta prof. dr. J. Procházka, DrSc.

Existuje celá řada biochemických ukazatelů, které nám pomáhají v diagnostice chorob vývodných cest žlučových i ke stanovení funkčního stavu jaterního parenchymu při jeho onemocnění. V diferenciální diagnostice uvedených chorob se však stále ještě vyskytují obtíže přes velké množství laboratorních zkoušek. V poslední době se počalo využívat i metod histologických a cytochemických, zde je však většímu rozšíření na překážku obtížné získávání materiálu jaterní punkcí. Před několika lety začali hematologové vyšetřovat enzym alkalickou fosfatázu v leukocytech, získaných z kapilární krve. Pro gastroenterologa je na této metodě lákavá otázka, existuje-li nějaký vztah mezi touto fosfatázou v leukocytech a fosfatázou sérovou, jejíž zvýšení se již dlouho s úspěchem prokazuje u obstrukcí ve žlučových cestách. Proto jsme se pokusili v této práci využít dosavadních poznatků o alkalické fosfatáze v leukocytech (dále jen AFL) pro naši klinickou praxi.

Alkalická fosfatáza v plazmě buněk je hydrolytický enzym, který v alkalickém prostředí katalyzuje defosforylační a transfosforylační děje a zúčastňuje se tak na mnohých důležitých metabolických dějích v buňce, zejména na syntéze a odbourávání glykogenu. U zdravých lidí obsahuje určitá část neutrofilních leukocytů malé množství cytochemicky prokazatelné AFL, které se mění při různých fyziologických a patologických stavech organismu. U některých patologických stavů jsou tyto změny pravidelné a lze jich využít v diferenciální diagnostice. Tak v hematologii se tohoto testu používá k rozlišení chronické myeloidní leukémie, kde je AFL snižena, od ostatních myeloproliferativních syndromů a dále k odlišení polycythemia vera s vysokou AFL od sekundární erytrocytózy s normální hodnotou enzymu. Mohutné zvýšení AFL se objevuje u většiny stresových situací, kupříkladu

při bakteriálních infekcích (2, 3, 7—11, 24, 25, 27, 28), po operacích (16, 24), traumatickém šoku (23), infarktu myokardu (18, 20), dále po podání bakteriálního endotoxinu (15, 17, 26) a po aplikaci ACTH a kortikoidů (24, 25). Fyziologické zvýšení nastává v graviditě a po porodu (4, 5, 6, 18, 19), v šestinedělí se hodnoty normalizují. U virových infekcí nedochází k jednoznačnému vzestupu AFL jako u procesů bakteriálních, naopak byly nalezeny i hodnoty snižené (2, 3, 7, 10—14, 25, 26). Sami jsme v předchozích pracích poukázali zejména na nízkou AFL u infekční mononukleózy, kde lze této skutečnosti využít v diferenciální diagnostice proti bakteriálním angínám, u nichž jsme našli AFL několikanásobně zvýšenou (21, 22).

Pokud se týká onemocnění jater a žlučových cest, našel Lammers sníženou AFL u infekční hepatitidy a zvýšenou u extrahepatálních cholestatických procesů (13, 14). Stejně výsledky ukázaly práce Haussera a Strouna (7, 8), kteří soudí, že vyšetřením AFL lze rozlišit ve dvou třetinách případů infekční hepatitidu od obstrukčních iktérů a dekompenzovaných cirhóz, kde je AFL pravidelně zvýšená. Poněvadž sami jsme u dosud vyšetřených 74 případů nekomplikované infekční hepatitidy našli pouze normální nebo snížené hodnoty AFL, chtěli jsme si v této práci ověřit dosavadní literární údaje o nálezech u ostatních chorob jater a u onemocnění vývodných žlučových cest. Dále jsme se pokusili zhodnotit v našem materiálu vztah AFL k běžně užívaným zkouškám, prokazujícím poškození jaterního parenchymu nebo svědčícím o obstrukci ve žlučových cestách.

Materiál

Sledovali jsme 99 pacientů, hospitalizovaných na I. interním oddělení nemocnice na Bulovce v Praze v letech 1963 a 1964. Nemocné jsme rozdělili do