

(0% et 2,9%). Les raisons de ce fait sont discutées et on recommande d'améliorer les mesures hygiéniques et anti-épidémiques usuelles. On souligne ensuite le fait que le personnel sanitaire, et surtout les médecins, ne cherchent en général l'aide médicale que trop tard. Ceci a pour suite un cours plus grave et prolongé de la maladie. Ces malades exposent aussi leurs collègues à la contagion pendant un temps plus long. Šv.

Čas. Lék. čes., 105, 1966, 8 : 197—200.

Literatura

1. Frieberger, C., Haider, M., Rissel, E., Wewalka, F.: Zur Frage der Hepatitis als Berufskrankheit bei Ärzten. Wien. klin. Wschr., 69, 1957 : 44—47. — 2. Ždanov, B. M.: Infekcionyj gepatit. Charkov, 1948. 256 s. — 3. Gimel-

farb, R. K., Pečenenko, E. G., Rejsek, K., cit. Fomin, D. Ch.: Zaboľovanie medicinskich rabotnikov epidemicheskim gepatitom. Sovetsk. Med., 24, 1962, 7 : 43—46. — 4. Kasnelson, R. B., Rabinovič, A. S. cit. Fomin, D. Ch.: Zaboľovanie medicinskich rabotnikov epidemicheskim gepatitom. Sovetsk. Med., 24, 1962, 7 : 43—46. — 5. Hofmann, H., Hannich, H.: Untersuchungen zur Frage von Zweiterkrankungen und Rezidiven bei Virushepatitis. Dtsch. Arch. klin. Med., 207, 1961, 3 : 282—299. — 6. Petrilla, A., Solt, K., Vedres, I.: Adotok a hepatitis epidemica magyarszágy járványtanához. Orv. Hetil., 100, 1959, 19 : 677—684. — 7. Fomin, D. Ch.: Zaboľovanie medicinskich rabotnikov epidemicheskim gepatitom. Sovetsk. Med., 24, 1962, 7 : 43—46. — 8. Jindřichová, J.: Hygiena a bezpečnost práce ve zdravotnických zařízeních. Prakt. Lék. (Praha), 45, 1965, 1 : 1—6.

V. H., Brno-Líšeň, Náměstí Karla IV. 18

Do redakce došlo v lednu 1965.

616.12-008.313.1-085.844

TEORETICKÉ ZÁKLADY DEFIBRILACE SRDCE KONDENZÁTOROVÝM VÝVOJEM

Sdělení IV. Defibrilační práh srdce pro kondenzátorový výboj a jeho závislost na parametrech defibrilačního impulsu

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

O otázce defibrilačního prahu srdce se diskutuje prakticky ve většině prací zabývajících se jak metodou defibrilace, tak i konstrukcí defibrilátorů. Z metodického hlediska je nutné přihlížet k možnosti srdečního poškození (Málek a spol. 1963, Žák a Peleška 1957), které může vzniknout jak zvýšením teploty při dlouhých impulsech (Bross a spol. 1958), tak i vysokou hustotou proudu při malých elektrodách (Peleška 1957, 1960), anebo při vysokém napětí relativně krátkého impulsu.

Stanovení defibrilačního prahu však není lehké, protože závisí na mnoha okolnostech. Při ischemii myokardu se značně mění jak práh vzniku fibrilace, tak i defibrilační práh, jak prokázali Brofman a spol. (1956), Burn a Hukovic (1960), Frank a spol. (1960), Harris a Rojas (1943), Lambert a spol. (1961), Phibbs a spol. (1961), Shumway a spol. (1957) a Wiggers a spol. (1940). Stejně tak se mění jak excitabilita, tak defibrilační práh srdce za hypotermie (Covino a Charleson 1954, Covino a Hegnauer 1955, Kirby a spol. 1954, Kolganova 1962, Montgomery a spol. 1954) a při působení různých farmak. Proto stanovení defibrilačního prahu se pohybuje vždy v určitých tolerancích, daných stavem myokardu.

Kromě těchto uvedených faktorů je defibrilační práh ovlivňován ještě dalšími činiteli technického rázu. Je to odpor mezi elektrodami, jejich velikost,

výstupní impedance přístroje, délka impulsu atd. Vzhledem k tomu, že ohmický odpor při naložení elektrod je veličina dosti variabilní, byly zkonstruovány některými autory přístroje, které před defibrilací měří ohmický odpor a podle něho se nastavuje napětí impulsu tak, aby bylo dosaženo vždy limitní hodnoty proudu (Shumway a spol. 1957, Perry a Trotman 1958, Vanremoortere 1950).

Většina autorů však nepovažuje za nutné při standardních podmínkách měřit ohmický odpor a udává prahové napětí pro vypracovanou metodu. Vzhledem k tomu, že ani metodika defibrilace, ani technické parametry pro konstrukci defibrilátorů nejsou jednotné, jsou i značné rozdíly v defibrilačních prazích, udávaných jednotlivými autory.

Z prací různých autorů vyplývá, že zastavení komorové fibrilace můžeme dosáhnout nejrychlejšími tvary i délkou defibrilačního impulsu. Tak např. Guyton a Satterfield (1951), Kouwenhoven a spol. (1957) stanovili pro nepřímou defibrilaci impuls střídavého proudu ze sítě o napětí 440 V a šířce 0,25 s. Tato standardní metoda pro nepřímou defibrilaci byla převzata i mnoha jinými autory (Hosler a Wolfe 1957, 1959, Hossli 1960, Mc Lean a Tyn 1961, Nickel a Gale 1959, Zoll a spol. 1956, 1960).

Při nepřímé defibrilaci střídavým proudem je nutné určit pouze dvě veličiny, a sice optimální

napětí a šířku impulsu, zatímco jeho tvar je dán průběhem střídavého proudu.

Při defibrilaci kondenzátorovým výbojem můžeme při stanovení optimálního impulsu měnit tři veličiny, a sice napětí, šířku a tvar. To nám dává také o něco výhodnější podmínky pro stanovení optimálního defibrilačního impulsu.

V dosud publikovaných pracích autoři stanovili velmi rozdílné parametry jak pro prahové napětí, tak i pro velikost kondenzátorů, event. indukce. Tak např. Akopjan a spol. (1954) našli výhodné parametry s kondenzátorem 24 μF a s indukčností 0,28 H. Také Gurvič (1957), který ve své monografii popisuje značný počet pokusů s kondenzátorovou defibrilací u psů, dochází k analogickým závěrům jako Akopjan. Obě tyto práce však nezhodnocují dosažené výsledky v obecné závislosti, ale spíše kasuistickým způsobem dokumentují defibrilační prahy různých kondenzátorových výbojů.

O stanovení parametrů kondenzátorových výbojů vzhledem k napětí a kapacitě se pokusil Mackay a Leeds (1960). Používal však malý rozsah kapacit od 1,5 μF do 15 μF u psů o váze 9 kg; jak je známo z prací Kouwenhovenových a spol. (1957) i našich, jsou pro sledování ve vztahu ke klinickému využití nejvhodnější psi o váze 20–25 kg.

Také další autoři, jako Kouwenhoven a spol. (1958), Mackay a Leeds (1953, 1960), Milnor a spol. (1958) a jiní, kteří studovali jak účinky kondenzátorových výbojů na myokard, tak i jejich defibrilační prah, nedošli k obecným závěrům o vztazích defibrilačního prahu k parametrům defibrilačního impulsu.

Vzhledem k tomu, že rozsah dosud prověřených a v literatuře popsanych prahů byl jednak malý a jednak neukazoval obecné závislosti, považovali jsme za nutné provést takovou studii. Pro další rozvíjení otázek jak metody defibrilace, tak otázek přístrojové techniky, mají takové poznatky zásadní význam. Abychom mohli posoudit vhodnost různých defibrilačních impulsů vzhledem k arytmiím, jež mohou vyvolat, použili jsme, až na malé výjimky, stejný rozsah kapacit jako v obou předcházejících sériích pokusů. Vynechali jsme kapacity 0,5, 1 a 2 μF , kde jsou defibrilační prahy až kolem 10 kV a přidali jsme kapacitu 200 μF , aby tak byl zajištěn dostatečně velký rozsah kapacit.

Vzhledem k různým názorům o vhodnosti tvaru defibrilačního impulsu rozhodli jsme se stanovit defibrilační prah pro tři následující druhy impulsů:

1. Čistý kondenzátorový výboj (těchto impulsů použili Kouwenhoven a spol. 1958, Milnor a spol. 1958 a jiní a jejich závěry nejsou jednotné).

2. Kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku se železným jádrem o hodnotě $L = 0,25$ H. Tuto tlumivku jsme použili jednak v přístroji konstruovaném v našem ústavu (Peleška 1955, 1957, 1958), jednak v přístroji vyráběném n. p. PREMA.

3. Kondenzátorový impuls vedený přes tlumivku navinutou na izolantu (bez železného jádra) o indukčnosti $L = 0,29$ H, která význačně snižuje srdeční arytmiie (jak vyplynulo z předcházejícího sdělení). Velmi přibližných hodnot takové cívky používal Akopjan a spol. (1954) a Gurvič (1957).

Při použití indukčnosti ve vybíjecím obvodu se mění napětí na elektrodách a mění se tvar a doba vybíjení impulsu. Pro stanovení optimálních parametrů defibrilačních impulsů je daleko důležitější napětí těchto impulsů na elektrodách než na kondenzátorech. Proto jsme kromě napětí na kondenzátoru ještě registrovali tvar impulsu na osciloskopu a z fotografických snímků zhodnocovali napětí, proud a dobu trvání impulsu. K těmto výzkumným sledováním jsme si zhotovili zařízení, které nám během výboje synchronizovaně fotografickou kamerou registrovalo impuls z obrazovky osciloskopu.

2. Aparatura pro stanovení defibrilačního prahu srdce kondenzátorovým výbojem a pro registraci impulsu

Synchronizační aparatura, kterou jsme si sestavili, zajišťovala provedení následujících úkolů:

1. Mžikové odpojení vstupu elektrokardiografu v době výboje a jeho opětné zapojení po výboji.
2. Spuštění časové základny osciloskopu tak, aby fotografovaný impuls zapadl do středu obrazovky.
3. Zapojení impulsu na pokusné zvíře.

Blokové schéma celého zařízení je znázorněno na schématu 1. Sestává z následujících částí:

- A — elektrokardiograf s elektrokardioskopem, na kterém jsou neustále indikovány, kontrolovány, event. registrovány srdeční biopotenciály (tato část aparatury byla vytvořena Mingo-grafem 42),
- B — zdroje kondenzátorových impulsů,
- C — elektromagnetického spínače, řízeného synchronizačním obvodem (obě části tvořil standardně vyráběný defibrilátor PREMA),
- D — osciloskopu zapojeného k aplikačním elektrodám se spouštěním časové základny z fotokamery,
- E — fotokamery pro snímání impulsů z obrazovky,
- F — synchronizačního obvodu, provádějícího synchronizaci vypnutí kardiografu v době aplikace výboje.

Aparatura pracuje následujícím způsobem:

Srdeční biopotenciály jsou snímány z pokusného psa a přes relé zapojené v přívozech elektrod vedeny do elektrokardiografu a indikovány na elektrokardioskopu. Vstup dalšího osciloskopu je připojen

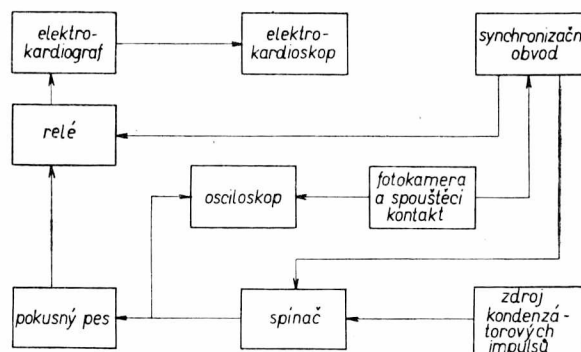


Schéma 1. Blokové schéma elektronické aparatury používané ke stanovení defibrilačního prahu. Podrobný popis v textu

přes odporový dělič k aplikačním elektrodám, které jsou přiloženy na pokusné zvíře. Celé zařízení je uváděno do funkce kontaktem na snímací fotokameře. Spoušť fotokamery — pomocí dvou synchronizací při zmačknutí — uvede v činnost časovou základnu osciloskopu a současně synchronizační obvod. Impuls ze synchronizačního obvodu nejdříve uvede v činnost relé, které vypojí příklady elektrod od elektrokardiografu, a potom uvede v činnost elektromagnetický spínač, který zapojí náboj ze zdroje kondenzátorových impulsů na pokusného psa. Po vybití kondenzátorů relé opět připojí příklady od pokusného psa ke vstupu elektrokardiografu.

3. Metoda stanovení parametrů prahového defibrilačního výboje

Pokusy jsme prováděli opět na psech anestetizovaných Pentothalem, váhy 20—25 kg. Snímali jsme elektrokardiogram z končetinových svodů a měřili jsme krevní tlak přímou metodou katétrelem zavedeným do arteria femoralis. Na záda a přední stranu hrudníku jsme přiložili olověné elektrody velikosti 15 × 17 cm. Místa přiložení elektrod jsme oholili a natřeli EKG pastou, aby se tak dosáhlo dokonalého kontaktu elektrod. K vyhledání defibrilačního prahu pro určitou hodnotu kondenzátoru jsme postupovali následujícím způsobem:

Nejdříve jsme vyvolali komorovou fibrilaci impulsem síťového proudu o napětí 40 V a dobou trvání 0,8 s. Proud byl zapojen do defibrilačních elektrod. Potom jsme aplikovali kondenzátorový výboj o napětí, které jsme podle získaných zkušeností považovali za prahové nebo mírně nadprahové. V případě, že došlo k defibrilaci a obnovení srdeční činnosti, počkali jsme 30—60 vteřin a znovu vyvolali komorovou fibrilaci. Defibrilační napětí jsme snížili o 100 V. V případě, že se opět obnovila srdeční činnost, snižovali jsme při dalších výbojích napětí vždy o 100 V. Poslední hodnotu napětí, kterou jsme ještě srdce defibrilovali, považovali jsme za prahové napětí.

Jestliže při prvním výboji se neobnovila srdeční činnost, zvýšili jsme při dalším výboji napětí vždy o 100 V, až jsme dosáhli defibrilačního účinku. Nepodařilo-li se nám najít defibrilační práh do 30 vteřin po vyvolání fibrilace, defibrilovali jsme psa výbojem ze standardně vyráběného defibrilátoru PREMA o napětí 2500 V, abychom tak neprodlužovali ischemii myokardu přes 30 vteřin (je známo, že po delší ischemii než jedna minuta se defibrilační práh srdce zvyšuje). S hodnotou napětí, která byla nalezena jako prahová, jsme defibrilaci ještě jednou opakovali a provedli při případném neúspěchu korekci defibrilačního prahu.

Při vyhledávání defibrilačního prahu nebyla v činnosti fotokamera a osciloskop. Tyto dvě části aparatury byly zapojeny teprve při filmové registraci prahového výboje. Z těchto dokumentačních důvodů byl prahový defibrilační impuls ještě dvakrát zapojen na pokusné zvíře a způsobem popsaným v předešlé stati, tj. zapojením fotokamery a osciloskopu, nafilmován. Při prvním dokumentačním výboji jsme odebírali napětí pro vstup osciloskopu z odporového děliče, a tak jsme zaznamenali

a určovali napětí výboje na elektrodách. Při druhém výboji jsme odebírali napětí ze sériově zařazeného odporu, a tak jsme zaznamenali amplitudu proudu impulsu.

Stupnici standardních hodnot amplitudy, proudu i rychlosti časové základny jsme předem na stínítku obrazovky vyznačili, takže tyto hodnoty byly vyfotografovány současně s impulsem. Veličiny napětí, proudu a doby impulsu jsme pak určovali promítnutím negativních snímků a jejich porovnáním podle stupnice, jež byla na každém negativu současně ofotografována.

Na jednom pokusném psu se podařilo stanovit 5—10 defibrilačních prahů, takže bylo aplikováno průměrně 30—40 výbojů. V případě, že došlo již po menším počtu výbojů, než je shora uvedeno, k alteraci srdeční činnosti, projevující se změnou rytmu nebo tvaru EKG, nebylo dále na pokusném zvířeti pracováno. Pro každou hodnotu kondenzátoru bylo stanoveno okolo 40 defibrilačních prahů, aby tak byl získán dostatečný počet dat pro statistické zpracování.

4. Parametry různých prahových defibrilačních výbojů

Ze získaných dat pro každou hodnotu kondenzátoru jsme vypočetli průměrné hodnoty veličin elektrického impulsu a 95% meze spolehlivosti. Statistické zpracování jak průměrných hodnot, tak i jejich 95% meze spolehlivosti jsou uvedeny na detailních tabulkách u každé skupiny.

Z průměrných hodnot jsme sestavili křivky prahového napětí na kondenzátoru, na elektrodách, dále křivky proudu a doby trvání impulsu. U výbojů vedených přes indukci, kde nastávají zákřivky, je udávána pouze doba první pozitivní půlvlny impulsu a další zákřivky již nebyly hodnoceny. Ze zhodnocených údajů jsme pak sestavili pro každou skupinu jednak křivky závislosti uvedených veličin a jednak tabulku oscilogramů příslušného napětového impulsu s průměrnými hodnotami veličin. Doba trvání impulsu byla vyhodnocována z oscilogramů napětových křivek.

5. Defibrilační práh srdce pro čistý kondenzátorový výboj

V této skupině jsme hodnotili 343 získaných dat. Statistické zpracování snímaných hodnot všech veličin impulsů a 95% meze spolehlivosti jsou na tabulce 1.

Zhodnocené výsledky sestavené do křivek jsou na grafu 1. Křivka označená U_k vyznačuje prahové napětí na kondenzátoru. Křivka s označením U_e udává maximální napětí impulsu naměřené na elektrodách. Maximální hodnotu proudu znázorňuje na grafu křivka s označením I . Plná křivka se symbolem T pak udává dobu trvání impulsu. Uprostřed grafu nahoře je symbol vyznačující zapojení výstupního obvodu k elektrodám. Na levé straně grafu jsou stupnice všech tří veličin. Toto uspořádání s označením křivek je shodné i pro obě další pokusné skupiny.

Šrafovaná oblast na grafu 1 vyznačuje oblast optimálních hodnot pro tento druh impulsů. Na tabulce 1 jsou také oscilogramy (překreslené tvary)

prahových impulsů s uvedením průměrných hodnot. (U kondenzátorů $4 \mu\text{F}$ a $8 \mu\text{F}$ bylo použito poloviční citlivosti vstupu osciloskopu, a proto skutečná amplituda impulsů je dvojnásobná ve srovnání s impulsy od kapacity $16 \mu\text{F}$.)

Jak vyplývá z obou grafů, klesá prahové defibrilační napětí i proud se stoupající velikostí konden-

7. Defibrilační práh srdce pro kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku navinutou na izolantu

Použili jsme tlumivku navinutou na izolační cívce bez železného jádra. Hodnota indukčnosti byla $0,29 \text{ H}$ a její odpor činil 27 ohmů . V této skupině jsme hodnotili 381 pokusných dat. Statistické zpra-

Kapacita kondenzátoru v μF	4	8	16	24	32	50	66	100	200
Tvar impulsu									
Průměrné napětí v kV na kondenzátoru	5,0	3,0	2,3	2,0	1,5	1,5	1,2	1,2	1,0
Průměr maximálního napětí v kV na elektrodách a 95% meze spolehlivosti	3,49 $\pm 0,13$	2,83 $\pm 0,03$	1,97 $\pm 0,10$	1,80 $\pm 0,04$	1,45 $\pm 0,03$	1,23 $\pm 0,03$	1,04 $\pm 0,06$	1,04 $\pm 0,02$	0,89 $\pm 0,01$
Průměr maximálního proudu v A a 95% meze spolehlivosti	89,3 $\pm 6,5$	81,1 $\pm 7,2$	63,1 $\pm 1,6$	51,3 $\pm 3,4$	39,3 $\pm 1,02$	34,3 $\pm 1,1$	27,9 $\pm 1,2$	29,9 $\pm 0,8$	25,0 $\pm 0,6$
Průměrná doba trvání impulsu v ms a 95% meze spolehlivosti	0,65 ± 0	1,1 $\pm 0,2$	2,1 $\pm 0,1$	2,7 $\pm 0,2$	3,9 $\pm 0,4$	10,0 $\pm 0,6$	12,7 $\pm 0,8$	16,6 $\pm 0,7$	29,6 $\pm 1,8$

Tab. 1. Průměrné hodnoty prahových napětí, proudu a doby impulsu a jejich 95% meze spolehlivosti pro čistý kondenzátorový výboj. V tabulce jsou zakresleny tvary impulsů. Vyhodnoceno 343 pokusů

zátoru. Avšak od hodnoty $66 \mu\text{F}$ do $100 \mu\text{F}$ jsou hodnoty stejné a při $200 \mu\text{F}$ je další pokles nepatrný a je neúměrný celkovému zvětšení energie. Jako nejvhodnější se jeví impuls kondenzátoru o hodnotě $66 \mu\text{F}$. Maximální napětí na elektrodách je cca 1000 V a maximální proud 28 A a délka impulsu okolo 13 ms .

6. Defibrilační práh srdce pro kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku se železným jádrem

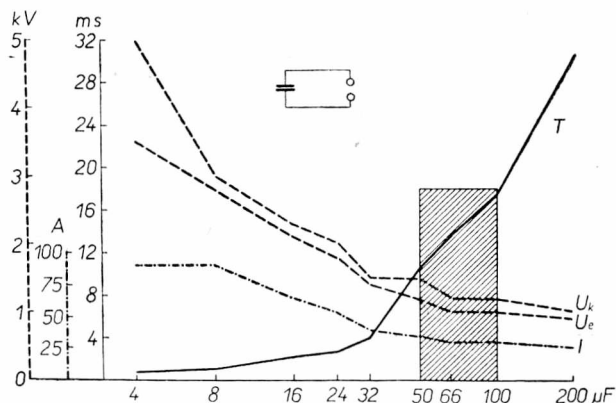
Do vybíjecího obvodu defibrilátoru jsme zařadili tlumivku se železným jádrem s indukčností $0,25 \text{ H}$, která měla odpor 20 ohmů .

V této skupině jsme hodnotili 379 získaných dat. Statistické zpracování průměrných hodnot všech veličin impulsů a jejich 95% meze spolehlivosti jsou na tabulce 2. Tabulka ukazuje také tvary impulsů překreslené z oscilogramů. (Také zde bylo použito poloviční citlivosti vstupu osciloskopu u kapacity kondenzátoru $4 \mu\text{F}$ a $8 \mu\text{F}$.)

Graf 2 pak ukazuje parametry defibrilačních impulsů v křivkách napětí i proudu a doby trvání. Na těchto křivkách vidíme již poměrně značný rozdíl mezi napětím na kondenzátoru a mezi maximálním napětím naměřeným na elektrodách. Tak např. u $4 \mu\text{F}$ je hodnota napětí na elektrodách pod 50 % hodnoty na kondenzátoru. Impulsy od $50 \mu\text{F}$ jsou již tak tlumeny, že nemají zákmitů. Optimální hodnoty kapacit pro tento druh defibrilačních výbojů se pohybují mezi $50 \mu\text{F}$ až $66 \mu\text{F}$. Od kapacity $66 \mu\text{F}$ zůstává hodnota napětí i proudu prakticky stejná a prodlužuje se pouze šířka impulsu.

cování snímaných hodnot všech veličin impulsů a jejich 95% meze spolehlivosti jsou na tabulce 3.

Křivky udávající prahové napětí, proud i dobu defibrilačních impulsů jsou na grafu 3. Tvary impulsů, výrazně se lišící od obou předešlých skupin, jsou zakresleny na tabulce 3. Jak je vidět z průběhu křivek na grafu i z čísel uvedených na tabulce, je při tomto druhu tlumivky snížení maximálního defibrilačního napětí na elektrodách největší. Maximální naměřené napětí na elektrodách, jak ukazuje graf 3, je 850 V , a sice při kapacitě $8 \mu\text{F}$, a nejmenší je v oblasti od $24 \mu\text{F}$ do $60 \mu\text{F}$. Nejmenší hodnota proudu je při $66 \mu\text{F}$, avšak doba impulsu je již značně dlouhá. Snížení napětí na začátku defibri-



Graf 1. Křivky prahových hodnot defibrilačních impulsů při kapacitě kondenzátoru od 4 do $200 \mu\text{F}$. Čistý kondenzátorový impuls. U_k — napětí na kondenzátoru, U_e — napětí na elektrodách, přiložených na objektu, I — proud, T — doba trvání impulsu. Vyhodnoceno ze 343 pokusů

lačních křivek, tj. u $4 \mu\text{F}$, je sedminásobné (u oscilogramů $4 \mu\text{F}$ a $8 \mu\text{F}$, stejně jako v obou předcházejících skupinách, je skutečná amplituda dvojnásobná). Nejmenší naměřené maximální napětí na elektrodách je 510 V. Při tomto druhu a hodnotě tlumivky se jeví jako optimální hodnota kondenzátoru mezi $24 \mu\text{F}$ až $50 \mu\text{F}$.

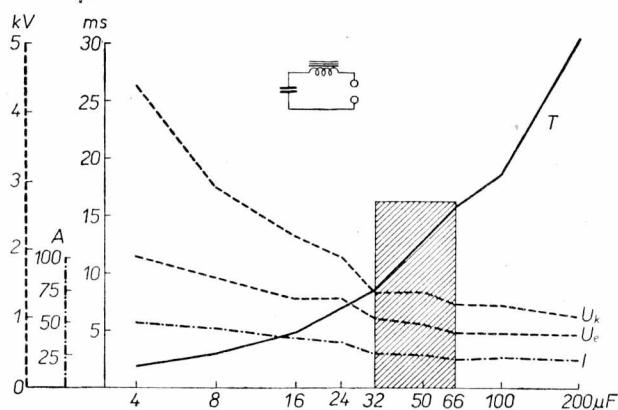
Nižší hodnoty defibrilačního prahu pro stejné kapacity jsme naměřili u kondenzátorových výbojů vedených přes tlumivku se železným jádrem. V rozsahu stejných kapacit, tj. od $4 \mu\text{F}$ do $200 \mu\text{F}$, pohybuje se maximální defibrilační napětí na elektrodách od 2 kV do 770 V, proud od 60 A do 22 A a doba impulsů od 1,7 do 31,6 ms. Optimální oblast

Kapacita kondenzátoru v μF	4	8	16	24	32	50	66	100	200
Tvar impulsu									
Průměrné napětí v kV na kondenzátoru	4,4	2,9	2,2	1,9	1,4	1,4	1,2	1,2	1,0
Průměr maximálního napětí v kV na elektrodách a 95% meze spolehlivosti	2,01 $\pm 0,15$	1,89 $\pm 0,27$	1,33 $\pm 0,02$	1,29 $\pm 0,03$	0,95 $\pm 0,01$	0,90 $\pm 0,02$	0,82 $\pm 0,03$	0,83 $\pm 0,01$	0,77 $\pm 0,01$
Průměr maximálního proudu v A a 95% meze spolehlivosti	59,8 $\pm 5,0$	51,7 $\pm 4,3$	39,3 $\pm 0,4$	35,5 $\pm 0,8$	26,5 $\pm 0,5$	24,8 $\pm 0,7$	22,1 $\pm 0,6$	23,8 $\pm 0,4$	21,7 $\pm 0,5$
Průměrná doba trvání impulsu v ms a 95% meze spolehlivosti	1,7 $\pm 0,1$	2,9 $\pm 0,2$	4,7 $\pm 0,2$	6,5 $\pm 0,3$	8,5 $\pm 0,3$	12,8 $\pm 0,9$	15,1 $\pm 0,9$	18,6 $\pm 0,8$	31,6 $\pm 1,8$

Tab. 2. Průměrné hodnoty prahových napětí, proudu a doby impulsu a jejich 95% meze spolehlivosti pro výboj vedený přes tlumivku se železným jádrem. $L = 0,25 \text{ H}$, $R = 20 \text{ ohmů}$. V tabulce jsou zakresleny tvary impulsů. Vyhodnoceno z 379 pokusů

8. Optimální hodnoty kapacity jednotlivých impulsů

Při posouzení všech tří skupin pokusů, které nám měly objasnit otázku, které tvary vybíjecích impulsů kondenzátorů jsou nejvhodnější pro elektrickou defibrilaci srdce, docházíme k závěru, že čistý kondenzátorový výboj je nejméně vhodný. V rozsahu kapacit kondenzátoru od $4 \mu\text{F}$ do $200 \mu\text{F}$ se pohybuje maximální hodnota prahového napětí na elektrodách od 3,5 kV do 900 V a proud od 89 do 25 A. Doba výboje činí 0,7–28,6 ms. Z těchto tvarů vybíjecích impulsů dává nejvhodnější hodnoty 50, 66 a $100 \mu\text{F}$.



Graf 2. Křivky prahových hodnot defibrilačního impulsu při kapacitě kondenzátoru od 4 do $200 \mu\text{F}$. Kondenzátorový impuls vedený přes tlumivku se železným jádrem. $L = 0,25 \text{ H}$, $R = 20 \text{ ohmů}$. U_k — napětí na kondenzátoru, U_e — napětí na elektrodách (přiložených na objektu), I — proud, T — doba trvání impulsu. Vyhodnoceno 379 pokusů

defibrilačních impulsů v této skupině je mezi $32 \mu\text{F}$ až $66 \mu\text{F}$.

Nejvhodnější defibrilační impulsy dává kondenzátorový výboj vedený přes tlumivku bez jádra, navinutou na izolantu. Zde jsme jako maximální hodnotu prahového defibrilačního impulsu naměřili 850 V a 21 A. Nejmenší analogické hodnoty pak 510 V a 13 A. Jako nejvhodnější jsme označili hodnotu 24, 32 a $50 \mu\text{F}$ s dobou trvání impulsu 10, 11,7 a 16,3 ms.

Na tabulce 4 je vybrán nejvhodnější impuls z každé skupiny pokusů. Pro doplnění je jako čtvrtý uveden jeden impuls s hodnotou kapacity $100 \mu\text{F}$ a tlumivkou $L = 0,1 \text{ H}$. Avšak u tohoto impulsu jsou jak parametry, tak i celková hodnota energie o něco vyšší než u předcházejících druhů defibrilačních impulsů.

9. Definice optimálního defibrilačního impulsu a jeho parametry

Defibrilační práh srdce se nám jevil za našich pokusných podmínek velmi konstantním. Při opakovaných měřeních jsme našli vždy stejné hodnoty prahového napětí pro určité kapacity. Podmínkou však bylo, abychom defibrilaci provedli do 30 vteřin. Tam, kde jsme defibrilovali srdce po jedné minutě, našli jsme již rozdíly v původně stanovených hodnotách. Že ischemie myokardu ovlivňuje jak práh pro fibrilaci, tak i pro defibrilaci, vyplývá z prací Wiggersových a Wégriových (1940) a dalších autorů.

Defibrilační práh a jeho závislosti se pokusilo stanovit mnoho autorů, za nejrozumnějších podmínek (Gurvič 1952, 1957, Guyton a Satterfield 1951, Kaiser

a spol. 1957, Kouwenhoven a spol. 1957, Mackay a spol. 1960, Vanremoortere 1950, Wégria a spol. 1953, McLean a Tyn 1961). Vzhledem k tomu, že na otázky defibrilačního impulsu až dosud nebyl jednotný názor, nemohl být ani jednotný názor na otázky defibrilačního prahu.

Na podkladě stejných výsledků můžeme určit pořadí důležitosti jednotlivých jeho parametrů.

1. Nejnižší prahové napětí.
2. Nejnižší proud.
3. Nejmenší množství elektrické energie.

Amplituda napětí byla ve všech našich pokusných

Kapacita kondensátoru v μF	4	8	16	24	32	50	66	100	200
Tvar impulsu									
Průměrné napětí v kV na kondensátoru	5,0	3,4	2,5	2,3	1,8	1,7	1,5	1,5	1,3
Průměr maximálního napětí v kV na elektrodách a 95% meze spolehlivosti	0,76 $\pm 0,04$	0,85 $\pm 0,06$	0,58 $\pm 0,01$	0,51 $\pm 0,01$	0,53 $\pm 0,01$	0,54 $\pm 0,01$	0,52 $\pm 0,01$	0,57 $\pm 0,01$	0,56 $\pm 0,01$
Průměr maximálního proudu v A a 95% meze spolehlivosti	17,8 $\pm 1,5$	21,4 $\pm 1,7$	15,1 $\pm 0,1$	16,0 $\pm 0,2$	13,7 $\pm 0,2$	13,9 $\pm 0,4$	13,3 $\pm 0,2$	15,5 $\pm 0,5$	15,3 $\pm 0,2$
Průměrná doba trvání impulsu v ms a 95% meze spolehlivosti	4,3 $\pm 0,1$	6,5 $\pm 0,3$	8,3 $\pm 0,4$	10,0 $\pm 0,1$	11,7 $\pm 0,3$	16,3 $\pm 0,4$	19,6 $\pm 0,4$	25,3 $\pm 1,2$	41,9 $\pm 1,6$

Tab. 3. Průměrné hodnoty prahových napětí, proudu a doby impulsu a jejich 95% meze spolehlivosti pro výboj vedený přes tlumivku navinutou na izolantu. $L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$. V tabulce jsou zakresleny tvary impulsů. Vyhodnoceno ze 381 pokusů

Někteří autoři přisuzují primární důležitost amplitudě napětí, jiní velikosti kondenzátoru a někteří celkovému množství energie (Něgovskij 1954. 1960, Gurvič 1957, Mackay 1960). Avšak optimální defibrilační impuls nemohl být až dosud stanoven

skupinách faktorem, který ze všech parametrů nejvíce určoval závažnost arytmií po kondenzátorových výbojích. Naproti tomu energie v J není rozhodující pro stupeň arytmií, není-li vztahována k napětí impulsu. Tato skutečnost nám nejlépe vyplyne při

C v μF	66	50	32	100
L v H	0	0,25 železné jádro	0,29 bez železného jádra	0,1 bez železného jádra
tvar impulsu				
U v kV na kondenzátorech	1,2	1,4	1,8	1,4
U v kV na elektrodách	1,04	0,9	0,53	0,6
I v A	27,9	24,8	13,7	18
doba impulsu v ms	12,7	12,8	11,7	15

Tab. 4. Průměrné hodnoty elektrických parametrů a tvary optimálních impulsů vybraných z každé série pokusů. Čtvrtý impuls reprezentuje rovněž prahový impuls vytvořený kapacitou $100 \mu\text{F}$ a indukcí $0,1 \text{ H}$

také proto, poněvadž nebyly ještě jasně definovány vlastnosti takového impulsu.

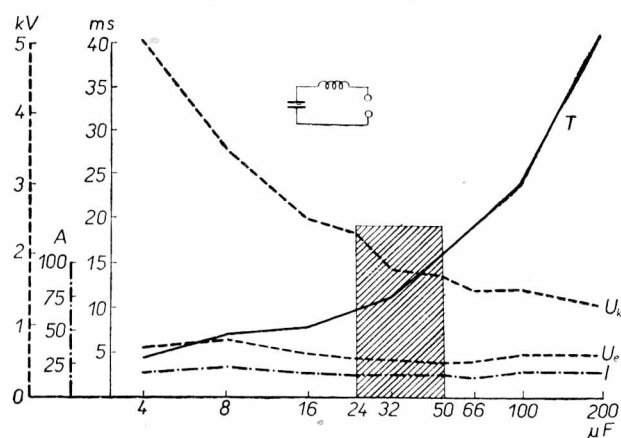
Na podkladě našich výsledků, uvedených v předchozích sděleních, můžeme definovat optimální defibrilační impuls jako impuls, který vyvolává nejmenší funkční a morfologické poškození myokardu.

srovnání grafů 4 a 5, do kterých jsou zakresleny příslušné křivky defibrilačních prahů. U grafu 5 jsou všechny křivky energií i křivka defibrilačního prahu přepočteny na čistotu energií na objektu.

Při použití čistých kondenzátorových výbojů k defibrilaci (graf 4), probíhá křivka defibrilačního

prahu až do $24 \mu\text{F}$ v oblasti těžkých a lehkých arytmií. Teprve od $32 \mu\text{F}$ probíhá poměrně těsně nad oblastí lehkých arytmií, v oblasti bez arytmií.

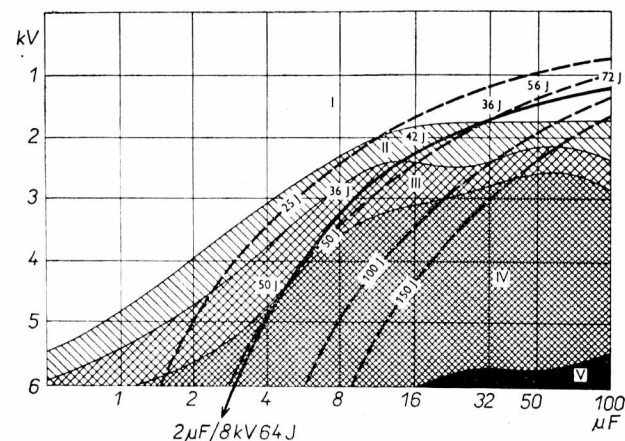
Při zařazení tlumivky o indukčnosti $0,29 \text{ H}$ jeví se nám vztah křivky defibrilačního prahu k arytmiím



Graf 3. Křivky prahových hodnot defibrilačních impulsů při kapacitě kondenzátoru od 4 do $200 \mu\text{F}$. Kondenzátorový impuls vedený přes tlumivku navinutou na izolantu. $L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$. U_k — napětí na kondenzátoru, U_e — napětí na elektrodách (přiložených na objektu), I — proud, T — doba trvání impulsu. Vyhodnoceno 381 pokusů

ve zcela jiném poměru, jak to vyplývá z grafu 5. Jen v úseku od $2 \mu\text{F}$ do $4 \mu\text{F}$ probíhá tato křivka oblastí lehkých arytmií. Od $4 \mu\text{F}$ až do $100 \mu\text{F}$ je její průběh položen hluboko do oblasti bez arytmií. Dalším příznivým faktorem je ta okolnost, že energie prahových defibrilačních impulsů je ve všech analogických hodnotách kapacit menší.

Ovšem tento fakt příznivý pro konstrukci přenosných defibrilátorů s vlastním zdrojem není tak významný a důležitý, jako je důležitý průběh křivek defibrilačních prahů na grafech 4 a 5. Zařazení správné indukčnosti do vybíjecích obvodů konden-

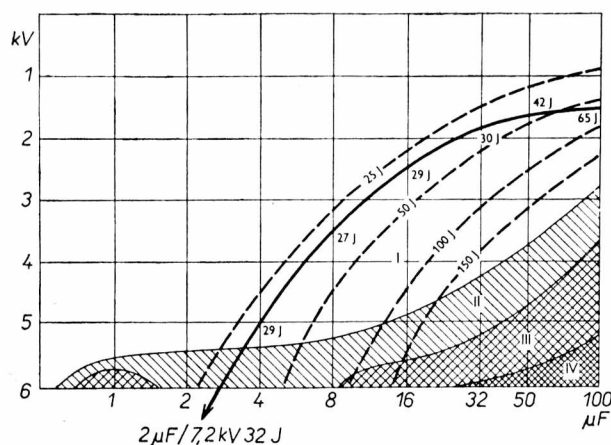


Graf 4. Srdeční arytmie po čistých kondenzátorových výbojích a defibrilační práh srdce u psů váhy $20\text{--}25 \text{ kg}$. Na ose X kapacita kondenzátoru v μF , na ose Y napětí v kV. I — oblast bez arytmií, II — lehké arytmie, III — arytmie středního stupně, IV — těžké arytmie, V — fibrilace srdečních komor. Silná nepřerušovaná křivka vyznačuje defibrilační práh udávaný v napětí na kondenzátoru. Přerušované křivky vyznačují oblasti identických energií. Vyhodnoceno z 2160 pokusných výbojů

zátorových defibrilátorů má pro metodu elektrické defibrilace a pro prognózu úspěšného a trvalého obnovení srdeční činnosti největší význam.

Nakonec zbývá ještě probrat poslední otázku: Co je pro optimální defibrilační impuls nejdůležitějším vodítkem? Odpověď na tuto otázku není těžká a vyplývá z rozboru pokusných výsledků. Podíváme-li se na defibrilační křivku na grafu 4, pak vidíme, že do kapacity $32 \mu\text{F}$ nejvíce křivka velkých rozdílů v množství celkové energie, avšak probíhá oblastmi arytmií a způsobuje funkční poškození. Při hodnotách od $32 \mu\text{F}$ do $100 \mu\text{F}$ probíhá již oblastmi bez arytmií, avšak celkové množství energie začíná neúměrně stoupat a při $200 \mu\text{F}$ činila by již potřebná energie 100 J .

Srovnáme-li parametry defibrilačních impulsů označené za optimální, pak zjistíme, že pouze délka impulsu je u všech tří druhů impulsů téměř shodná. Pohybuje se od $8,5$ do $16,6 \text{ ms}$ se středem okolo 12 ms . Směrem k menším hodnotám kondenzátoru se zkracuje doba impulsu a stoupá prahové napětí i proud a to jsou nevýhodné vlastnosti. Směrem k vyšším hodnotám kapacit ani prahový defibrilační



Graf 5. Srdeční arytmie po kondenzátorových výbojích vedených přes indukci ($L = 0,29 \text{ H}$, $R = 27 \text{ ohmů}$) a defibrilační práh u psů váhy $20\text{--}25 \text{ kg}$. Na ose X je kapacita v μF a na ose Y napětí v kV. I — oblast bez arytmií, II — oblast lehkých arytmií, III — arytmie středního stupně, IV — těžké arytmie. Silná nepřerušovaná křivka vyznačuje defibrilační práh udávaný v napětí na kondenzátoru. Přerušované křivky vyznačují oblasti identických energií na objektu, redukované o ztráty na ohmické složce indukční cívky. Vyhodnoceno z 2160 pokusných výbojů

proud, ani napětí významně neklesají, ale neúměrně se prodlužuje doba působení impulsu. Tím se zvětšuje i celkové množství energie. A to jsou vlastnosti nejenom nevýhodné, ale i neekonomické z hlediska bateriových defibrilátorů.

10. Teorie o působení defibrilačního výboje

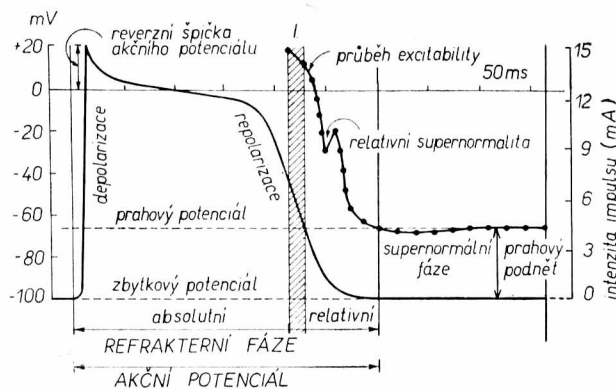
Zbývá ještě z teoretického hlediska zdůvodnit naše tvrzení, že nejdůležitější parametr určující optimální impuls je doba jeho trvání. Teoretické zdůvodnění se nezdá být snadné a vysvětlení se nabízí několik.

Na grafu 6, který ukazuje obecně známý průběh srdečního biopotenciálu a excitability srdečních vlá-

ken během jednoho cyklu, je podáno jedno z možných vysvětlení. Jak již bylo zdůrazněno, dosáhnout defibrilace znamená dosáhnout synchronizace v průběhu excitability a vzrušivé aktivity všech srdečních vláken, respektive převést všechna vlákna do jedné fáze, kterou je ARF. Vlákná, která jsou v DF, lze převést i slabým podnětem do ARF. Nejdůležitější je tedy převést do ARF vlákna v RRF, a sice ta, která jsou na samém počátku excitability a která přecházejí z ARF do RRF, a mají tudíž velmi vysoký práh dráždivosti.

Pro to, aby vlákna jsoucí na začátku excitability byla spolehlivě převedena do ARF, zdá se být pravděpodobné, že na ně musí působit podráždění od začátku procesu obnovování excitability až do doby dosažení prahového potenciálu. Jak je vidět na grafu 6, činí tato doba právě dobu okolo 12 až 15 ms. Znázorňuje ji šrafovaný sloupec označený I.

Podrobnější objasnění významu tohoto důležitého parametru defibrilačního impulsu, tj. doby jeho trvání, přineslo by jistě nová hlediska k teorii elektrické defibrilace srdce. Avšak i tak má určen



Graf 6. Průběh akčních potenciálů a excitability srdečních vláken během jednoho srdečního cyklu. Šrafovaná oblast označená I vyznačuje úsek od začátku excitability do dosažení prahového potenciálu, pravděpodobný úsek vhodného působení defibrilačního impulsu

optimální doby trvání defibrilačního impulsu svůj význam jak pro metodiku defibrilace, tak i pro konstrukci přístrojů.

Jak jsme již konstatovali, prodlužování impulsu nad 16 ms nepřináší již další snížení napětí nebo proudu. Není tedy účelné podle našich zkušeností i výsledků prodlužovat impuls nad 20 ms. Význam tohoto zjištění vyplývá při porovnání defibrilačních parametrů doporučovaných mnohými autory. K nepřímé defibrilaci se dříve používal impuls střídavého proudu 440 V a 0,25 s. Převedeme-li efektivní hodnotu tohoto napětí na maximální, pak je to impuls cca 620 V. I když maximální napětí prahového impulsu, střídavého proudu a optimálního kondenzátorového výboje pro nepřímou defibrilaci se mnoho neliší, je doba trvání impulsu zhruba 15krát delší. Zde vyvstává otázka, zda tento parametr defibrilačního impulsu není zbytečně dlouhý anebo zda jde o menší účinnost toho impulsu. Důkazy o tom, že defibrilace kondenzátorovým výbojem oproti dosud užívané defibrilaci střídavým proudem je účinnější i šetrnější, vyplynuly nejenom z analýzy našich prací, ale i z poměrně velké srovnávací stu-

die, kterou provedl Lown se svými spolupracovníky [Lown a spol. 1962, 1963].

S o u h r n

Práce pojednává o křivkách defibrilačních prahů od 4 μF do 200 μF pro čisté kondenzátorové výboje, pro kondenzátorové výboje vedené přes tlumivku se železným jádrem o indukci 0,25 H a odporem 20 ohmů a pro výboje vedené přes tlumivku navinutou na izolantu o indukčnosti 0,29 H a odpor 27 ohmů. Optimální parametry dávají impulsy vedené přes vzduchovou tlumivku.

Při podrobnějším hodnocení významu jednotlivých parametrů defibrilačního impulsu jsme došli k závěru, že optimální doba trvání výboje ve všech skupinách se pohybovala téměř vždy mezi 8,5 až 16,6 ms se středem kolem 12 ms. Dalším prodlužováním impulsu nedochází již k významnému snížení napětí, ale ke zvýšení energie. Z našeho stanoviska jeví se nám proto doba trvání impulsu jako jeden z nejdůležitějších parametrů optimálního defibrilačního výboje. Stejně důležitý význam má zařazení správné hodnoty indukčnosti do vybíjecího obvodu kondenzátoru.

V ý v o d y

Пелешка Б.: Порог дефибриляции сердца для разряда конденсатора и его зависимость от параметров дефибриляционного импульса

Описываются кривые порогов дефибриляции от 4 микрофарадов до 200 микрофарадов для чистых разрядов конденсатора, для разрядов конденсатора, проводимых через дроссель с железным сердечником величиной индукции 0,25 генри и сопротивления 20 ом, а также для разрядов, проводимых через дроссель, намотанный на изолянте индукции 0,29 генри и сопротивления 27 ом. Оптимальные параметры дают импульсы, проводимые через воздушный дроссель. При более подробной оценке значения отдельных параметров дефибриляционных импульсов автор пришел к заключению, что оптимальное время продолжительности разряда во всех группах колебалось всегда в пределах 8,5—16,6 милсек., в среднем около 12 милсек. При дальнейшем удлинении импульса не наблюдается уже статистически значимого снижения напряжения, однако повышается энергия. Время продолжительности импульса является, по мнению автора, одним из наиболее важных параметров оптимального дефибриляционного разряда. Такое же значение имеет включение правильной величины индукции в разрядную цепь конденсатора.

Čas. Lék. čes., 105, 1966, 8 : 200—208.

S u m m a r y

Peleška B.: Defibrillation Threshold of the Heart for Condenser Discharge and its Dependence on the Parameters of the Defibrillation Impulse

The paper deals with the curves of defibrillation thresholds ranging from 4 to 200 μF for pure condenser discharges, for condenser discharges led through a coil with iron core and an induction

of 0,25 H and a resistance of 20 Ohm and for discharges led through a coil on an insulant with 0,29 H induction and 27 Ohm resistance. Optimal parameters are yielded by impulses led through an air coil.

A detailed evaluation of the importance of the individual parameters of the defibrillation impulse resulted in the conclusion that the optimum duration of discharge ranged in all groups almost always between 8,5 and 16,6 ms. with a mean of about 12 ms. Further prolongation of the impulse does not reduce significantly the voltage but increases the amount of energy. From our standpoint the time of duration of the impulse appears to be one of the most important parameters of the optimal defibrillation discharge. Correct choice of induction in the discharge circuit of the condenser appears to be of the same importance. Z-n

Čas. Lék. čes., 105, 1966, 8 : 200—208.

Résumé

Peleška B.: Le seuil de défibrillation cardiaque pour la décharge de condensateur et sa dépendance des paramètres de l'impulsion défibrillatrice

Le travail traite les courbes des seuils de défibrillation de 4 μ F à 200 μ F pour les décharges de condensateur pures, pour les décharges de condensateur conduites à travers un amortisseur au noyau de fer ayant l'induction de 0,25 H et une résistance de 20 Ohm, et pour les décharges conduites à travers un amortisseur enroulé autour d'un isolant ayant une inductivité de 0,29 H et une résistance de 27 Ohm. Les paramètres optimum sont obtenus lors de l'utilisation des impulsions conduites à travers un amortisseur à air.

Après une évaluation minutieuse de l'importance des paramètres individuels de l'impulsion défibrillante l'auteur conclut que la durée optimum de la décharge était, dans tous les groupes, de 8,5 à 16,6 ms, avec le moyen aux approches de 12 ms. La prolongation de l'impulsion ne produit aucune augmentation significative de la tension, elle augmente cependant l'énergie. De notre point de vue la durée de l'impulsion se montre comme l'un des paramètres les plus importants de la décharge défibrillatrice optimum. Une importance égale revient au réglage d'une inductivité correcte dans le circuit de décharge du condensateur. Ja

Čas. Lék. čes., 105, 1966, 8 : 200—208.

Literatura

1. Akopjan, A. A., Gurvič, N. L., Žukov, I. A., Nėgovskij, V. A.: O vozmožnosti oživlenija organizma pri fibrilljacii serdca vozdejstvijem impulsnogo toka. Električestvo, 10, 1954 : 43. — 2. Brofman, B. L., Leighninger, D. S., Beck, C. S.: Electric instability of the heart. Circulation, 13, 1956 : 161. — 3. Bross, W., Nowacki, P., Koczorowsky, S., Klisiecki, A., Topinski, S., Aronski, A.: Experimentelle Untersuchungen der intrakardialen Temperatur bei Defibrillation des Herzens. Langenbecks Arch. klin. Chir., 289, 1958 : 312. — 4. Burn, J. H., Hukovic, S.: Anoxia and ventricular fibrillation with a summary of evidence on the cause of fibrillation. Brit. J. Pharmacol., 15, 1960 : 67. — 5. Covino, B. G., Charleson, D. A.: Ventricular fibrillation in the hypothermic dog. Amer. J. Physiol., 178, 1954 : 148. — 6. Covino, B. G., Hegnauer, A. H.: Electro-

lytes and pH changes in relation to hypothermic ventricular fibrillation. Circulat. Res., 3, 1955 : 575. — 7. Frank, H. A., Lambert, P. B., Bellman, S., Williams, J. A.: Electrical excitability of ventricular myocardium in relation to gradual changes in coronary inflow. Surg. Forum, 10, 1960 : 639. — 8. Gurvič, N. L.: Vosstanovlenije žizněnych funkcij organizma posle smertělnoj elektrotravmy. Klin. Med. (Mosk.), 30, 1952 : 66. — 9. Gurvič, N. L.: Fibrilljacija i defibrilljacija serdca. Moskva, Medgiz 1957. — 10. Guyton, A. C., Satterfield, J.: Factors concerned in electrical defibrillation of the heart particularly through the unopened chest. Amer. J. Physiol., 167, 1951 : 81. — 11. Harris, A. S., Rojas, A. G.: The initiation of ventricular fibrillation due to coronary occlusion. Exp. Med. Surg., 1, 1943 : 105. — 12. Hosler, R. M.: Cardiac Resuscitation. Neb. St. med. J., 42, 1957 : 391. — 13. Hosler, R. M., Wolfe, K.: Closed-chest resuscitation. Arch. Surg., 79, 1959 : 31. — 14. 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 : 603. — 15. Kaiser, G. C., Endgcomb, J. H., Kay, J. H.: Ventricular fibrillation; an experimental study comparing various voltages and durations of electric shock in defibrillation of canine heart. J. thorac. Surg., 33, 1957 : 537. — 16. Kirby, C. K., Jensen, J. M., Johnson, J.: Defibrillation of the ventricles under hypothermic conditions. Arch. Surg., 68, 1954 : 663. — 17. Kolganova, N. S.: Fibrilljacija i defibrilljacija serdca pri vosstanovlenii jeho dējatělnosti posle kliničeskoj smerti v uslovijach gipotermii. Eksp. Khir. Anest., 7, 1962 : 15. — 18. Kouwenhoven, W. B., Milnor, W. R., Knickerbocker, G. G., Chesnut, W. R.: Closed-chest defibrillation of the heart. Surgery, 42, 1957 : 550. — 19. 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. — 20. Kouwenhoven, W. B., James, R. J., Knickerbocker, G. C.: Closed-chest cardiac massage. J. Amer. med. Ass., 173, 1960 : 1064. — 21. Lambert, P. B., Frank, H. A., Bellman, S., Williams, J. A.: Electrical excitability of ventricular myocardium in relation to graded changes in coronary inflow. J. surg. Res., 1, 1961 : 251. — 22. 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. — 23. Lown, B., Bey, S. K., Perlroth, M. G., Abe, T.: Cardioversion of ectopic tachycardias. Amer. J. med. Sci., 246, 1963 : 257. — 24. Mackay, R. S., Leeds, S. E.: Physiological effects of condenser discharges with application to tissue stimulation and ventricular defibrillation. J. appl. Physiol., 6, 1953 : 67. — 25. Mackay, R. S., Leeds, S. E.: Physiological effects of condenser discharges with application to tissue stimulation and ventricular defibrillation. IRE-Trans. med. Electronics, 7, 1960 : 104. — 26. McLean, L. D., Van Tyn, R. A.: Ventricular defibrillation. An experimental investigation of voltage requirements and effect of electrode size. J. Amer. med. Ass., 175, 1961 : 471. — 27. Málek, P., Kolc, J., Zástava, V., Žák, F., Peleška, B.: Fluorescence of tetracycline analogues fixed in myocardial infarction. Cardiologia, 42, 1963 : 303. — 28. Milnor, W. R., Knickerbocker, G. G., Kouwenhoven, W. B.: Cardiac responses to transthoracic capacitor discharges in the dog. Circulat. Res., 6, 1958 : 60. — 29. Montgomery, A., Prevedel, A., Swan, H.: Prostigmine inhibition of ventricular fibrillation in hypothermic dog. Circulation, 10, 1954 : 721. — 30. Nėgovskij, V. A.: Patofiziologija i těrapija agonii i kliničeskoj smerti. Moskva, Medgiz 1954. — 31. Nėgovskij, V. A.: Oživlenije organizma i iskusstvennaja gipotermija. Moskva, Medgiz 1960. — 32. Nickel, S. N., Gale, H. H.: Altered prognosis with cardiac massage. Cardiac resuscitation in acute myocardial infarction — report of two successfully treated cases. J. Amer. med. Ass., 170, 1959. — 33. Peleška, B.: Srdeční defibrilátor.

Sborník vynálezů a zlepšovacích návrhů ve zdravotnictví, 3, 1955:33. — 34. **Peleška, B.:** Transthorakální a přímá defibrilace. Rozhl. Chir., 36, 1957:731. — 35. **Peleška, B.:** La défibrillation transthoracique et directe à haute tension. Anesth. et Analg., 15, 1958:238. — 36. **Peleška, B.:** A high voltage defibrillator and the theory of high voltage defibrillation. Proceedings of the Third International Conference on Medical Electronics. (Lond.), 1960:265. — 37. **Perry, B. J., Trotmann, R. E.:** An internal defibrillator with current measuring facilities. Electronics Eng., 30, 1958:24. — 38. **Phibbs, C. H., Van Tyn, R. A., McLean, L. D.:** Vulnerability of the dog heart to ventricular fibrillation: a comparative study of chronic ischemia and three myocardial revascularization procedures. J. thorac. cardiovasc. Surg., 42, 1961:228. — 39. **Shumway, N. E., Johnson, J. A., Stish, R. J.:** The study of ventricular fibrillation by threshold determinations. J. thorac. Surg., 34, 1957:643. — 40. **Vanremoortere, E.:** Nouveau défibrillateur électrique avec mesure de la résistance du coeur. Arch. int. Physiol., 57, 1950:347. —

41. **Wégria, R., Frank, C. W., Wang, H. H., Misrahy, G., Mitler, R., Kornfeld, P.:** A study of the usefulness and limitations of electrical countershock, cardiac massage, epinephrine and procaine in cardiac resuscitation from ventricular fibrillation. Circulation, 8, 1953:1. — 42. **Wiggers, C. J., Wégria, R., Pinera, B.:** The effects of myocardial ischemia on the fibrillation threshold — the mechanism of spontaneous ventricular fibrillation following coronary occlusion. Amer. J. Physiol., 131, 1940:309. — 43. **Zoll, P. M., Linenthal, A. J., Gibson, W., Paul, M. H., Norman, L. R.:** Termination of ventricular fibrillation in man by externally applied electric countershock. New Engl. J. Med., 254, 1956:727. — 44. **Zoll, P. M., Linenthal, A. J., Zarsky, L. R. N.:** Ventricular fibrillation. Treatment and prevention by external electric currents. New Engl. J. Med., 262, 1960:105. — 45. **Žák, F., Peleška, B.:** Morfologické změny v myokardu po defibrilaci. Rozhl. Chir., 36, 1957:727.

B. P., Praha-Krč, Budějovická 800

Do redakce došlo v lednu 1965.

618.146-006.6-089.87

K DNEŠNÍMU VÝZNAMU ROZŠÍŘENÉ VAGINÁLNÍ HYSTEREKTOMIE U KARCINOMU DĚLOŽNÍHO ČÍPKU

V. VAŠEK

OÚNZ, Liberec, gynekologicko-porodnické oddělení, vedoucí doc. dr. V. Vašek

Rozšířená vaginální hysterektomie u karcinomu (ca) děložního čípku, známá pod jménem operace Schautova, je u nás neprávem zanedbávána. Tuto výtku možno vznést zejména v dnešních dobách, kdy vlivem depistážních akcí a prohloubením diagnostiky počínajících forem (kolposkopie, cytologie) zastihujeme maligní růst stále častěji na samém počátku. Mimoto stále lepší ozařovací aparáty znamenají i stále lepší výsledky v ozařování postižených lymfatických uzlin. Technika této operace je dobře popsána v řadě učebnic operačních metod v gynekologii a nemá tedy smyslu zde zacházet do podrobností jejího provádění.

Pokud se týče názvu „operace Schautova“, tu namítá např. Mikulitz-Radecki, že by se měla vlastně nazývat operací Schuchardovou, neboť ten prý nejdříve tuto operaci pomocí vaginopereineálního řezu provedl. Nechybí ani hlasy starších pamětníků (např. Novák z Lublaně), kteří tvrdí, že dokonce Schauta se tuto operaci naučil od Pawlika v Praze. Schauta tuto operaci technicky propracoval a zvláště v písemnictví propagoval. Zejména jeho monografie „Die erweiterte vaginale Totalexstirpation des Uterus beim Kollumkarzinom“ z r. 1908 měla neobyčejný význam. Peham a Amreich prostudovali zejména topografii této operace. Byli vedeni snahou co nejvíce zradikalizovat resekci pánevního vaziva. Stoeckelovi se připisuje zejména to, že izolovanou preparací ureteru vyzvedl jako základní princip. Není však pravda, jak tvrdí i nejnověji Mikulitz-Radecki

ki ve své učebnici operační gynekologie (r. 1962), že Schauta na rozdíl od Stoeckela uretery jen tupě odsunoval. Vždyť Schauta ve své monografii výslovně uvádí, že z 258 operací uretery vysunoval tupě jen 28krát. Zdá se tedy, že Mikulitz-Radecki, jako žák Stockelův, učinil ústupek kultu osobnosti svého učitele. Halban sám zase ve své učebnici operační gynekologie mluví pouze o tupém odsunování ureteru. My jsme ovšem zastánci jejich ostré preparace.

Máme-li řešit otázku výhodnosti abdominálního postupu (Wertheimova operace) proti postupu vaginálnímu (Schautova operace), a naopak, nelze tak učinit bez vzájemného srovnávání v nejrozličnějších směrech. Boj mezi názory na tyto dvě operace trvá vlastně již 60 let a zejména pak od vyjití monografie Schautovy. A že dosud tento boj do konce přiveden nebyl, dokazuje nejlépe již jen z toho hlediska vhodnost dalších diskusí. Tato diskuse se točí stále hlavně kolem problému odstranění lymfatických žláz a možností radikality odstranění pánevního vaziva.

Zastánci abdominálního postupu takřka až dogmaticky lpí na tvrzení, že jedině radikální odstranění lymfatických regionálních žláz zabezpečuje relativně nejlepší operační výsledek (Tauszig, Navrátil a řada našich operatérů). Tomu, kdo se touto otázkou zabývá hlouběji, je však jasno, že tato hlavní zbraň boje názorů výhodnosti abdominálního postupu proti postupu vaginálnímu se poněkud přeceňuje. Jestliže si ještě dnes přečteme kapi-