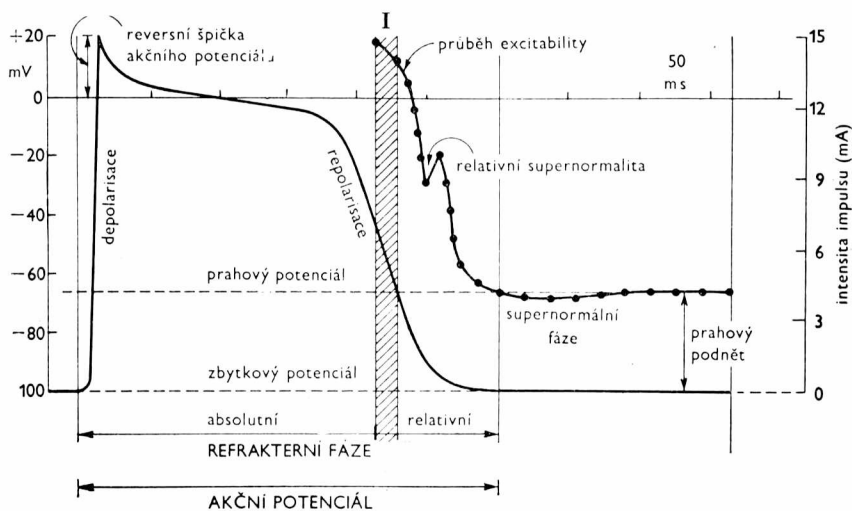


I. ELEKTRICKÁ DEFIBRILACE SRDCE

1. ELEKTROFYSIOLOGIE DEFIBRILACE

Stavy a příčiny vedoucí ke komorové fibrilaci jsou dostatečně známe a probrané v mnoha pracích (3, 10, 17). I když příčiny jsou různé, vyvolávají stav, který v důsledcích je stejný, a to asynchronní průběh excitability jednotlivých srdečních vláken, desintegraci dynamické síly myokardu, ztrátu kontrakce a zastavení oběhu krevního.



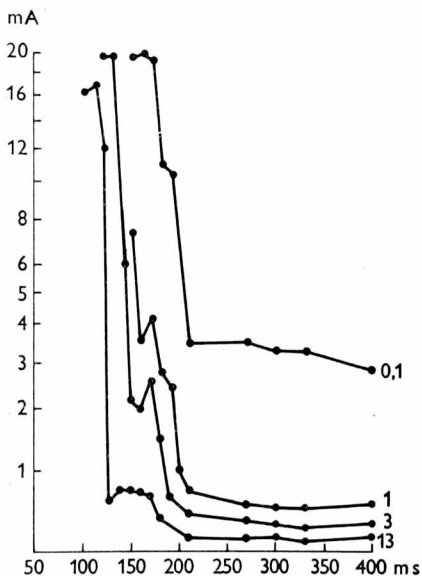
Graf 60. Monofázický záznam akčního srdečního potenciálu během jednoho cyklu. I — doba od začátku excitability až do dosažení prahového potenciálu — pravděpodobná optimální doba působení defibrilačního impulsu.

Defibrilace je děj, kterým způsobujeme opětovou synchronisaci v excitabilitě všech srdečních vláken, čímž je umožněno synchronní podráždění a efektivní kontrakce. Vzhledem k tomu, že při fibrilaci komor můžeme v každém časovém úseku u jednotlivých vláken pozorovat stav různé fáze srdečního cyklu, musíme použít tak silného podráždění, abychom všechna

vlákna depolarisovali současně. Znamená to, abychom je převedli do jedné fáze, kterou je absolutní refrakterní fáze (dále jen ARF). Máme tedy před sebou stav, kdy musíme podráždit vlákna, která jsou na různém stupni dráždivosti.

Na grafu 60 je monofázický záznam průběhu akčního srdečního potenciálu během jednoho cyklu. Z hlediska defibrilace je zde důležitý průběh dráždivosti. Myokard je nedráždivý během kladného potenciálu po depolarisaci. Akční potenciál klesá od kladné hodnoty k nule a nabývá záporné hodnoty. Začátek dráždivosti na nízkém stupni se objevuje teprve při poklesu potenciálu ve fázi repolarisace. Dráždivost stoupá s poklesem akčního potenciálu až k dosažení normální hodnoty prahového potenciálu okolo -60 mV. Po této fázi se objevuje v průběhu srdečního cyklu zvýšená dráždivost tzv. supernormální fáze. Na ose y vpravo je síla potřebného impulsu, nutná k podráždění v závislosti na excitabilitě myokardu.

Avšak intenzita impulsu není jediným parametrem určujícím podráždění srdečního svalu. Se změnou repolarisačního potenciálu mění se stav dráždivosti, a tím i délka optimálního impulsu. Na počátku excitability v relativní refrakterní fázi je optimální impuls s delší dobou trvání, zatímco v normální fázi je optimální impuls kratší. Závislost intenzity na době trvání impulsu ukazuje graf 61. Jsou na něm 4 křivky závislosti podráždění na době srdečního cyklu intenzity a délky impulsu (2). Z grafu je vidět, že u impulsu 13 ms rychle klesá potřebná intenzita dráždicího impulsu ještě v relativní refrakterní fázi. Vzhledem k tomu, že při defibrilaci jde o to, abychom všechna vlákna depolarisovali, i ta, která jsou na samém počátku excitability až do dosažení hodnoty zbytkového potenciálu, je účelnější použít impulsu delšího trvání. Jak bude uvedeno dále, je výhodnější použít impulsu s nejmenší intenzitou a nejmenším napětím,



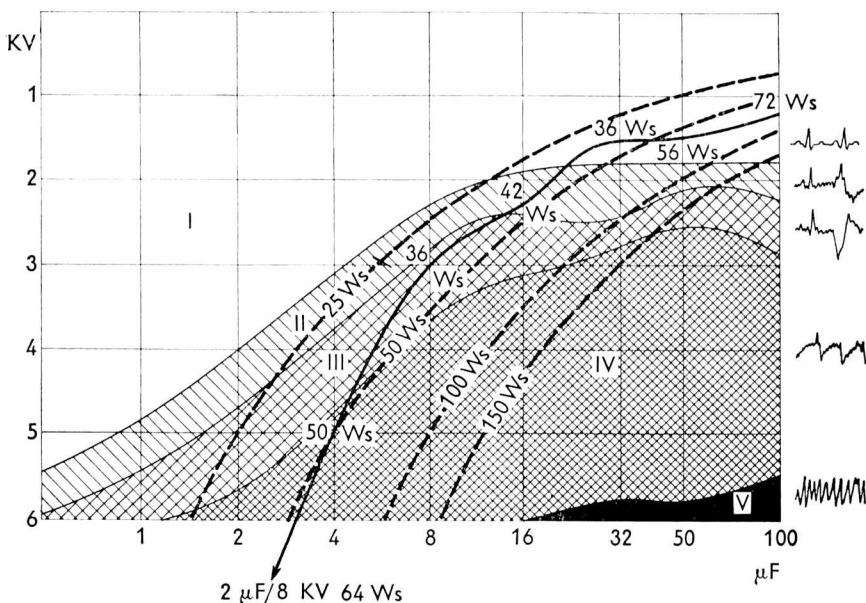
Graf 61. Časový průběh excitability srdečních komor v závislosti na době srdečního cyklu, intenzitě a době trvání stimulačního impulsu u psů podle Brookse. Na ose x je časový průběh srdečního cyklu (od začátku depolarisace v ms). Na ose y je intenzita prahového impulsu v mA. Číslo u jednotlivých křivek (0,1, 1, 3, 13) označují dobu trvání dráždicího impulsu v ms.

vzhledem k poškozením, která vysoká napětí a vysoké intenzity proudu v myokardu vyvolávají.

Jako nejvhodnější délka impulsu jeví se z elektrofysiologického hlediska doba od 10–16 ms. Impulsy kratší než 8 ms potřebují neúměrně vyšší napětí a při impulsech delších než 16 ms se nesnižuje již ani prahové napětí, ani proud (13).

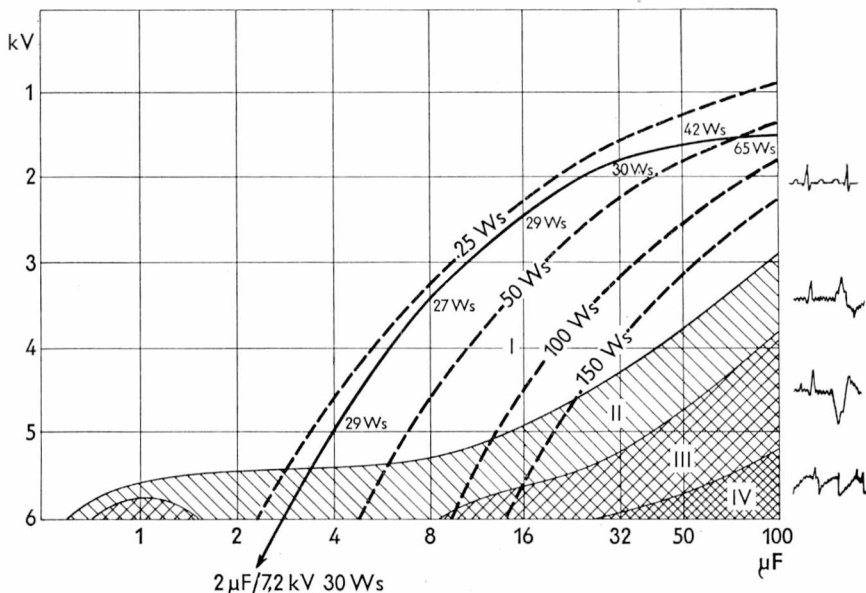
2. DEFIBRILAČNÍ PRÁH A ELEKTRICKÉ PARAMETRY DEFIBRILAČNÍCH IMPULSŮ

Je známo, že při defibrilaci kondenzátorovým výbojem můžeme dosáhnout efektu použitím jak malou kapacitou a vysokým napětím, tak velkou kapacitou a relativně menším napětím při stejném množství elektrické energie. Avšak škodlivé působení elektrického proudu na myokard je méně závislé na energii než na napětí (16). Tyto závislosti ukazuje graf 62. Na ose x je kapacita kondenzátoru v μF a na ose y je napětí v kilovoltech.



Graf 62. Graf označující srdeční arytmie po kondenzátorových výbojích a defibrilační prah srdce u psů. 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 prah (napětí na kondenzátoru), přerušované křivky označují oblasti identických energií. Defibrilační prah je udáván v napětí na kondenzátoru.

Na grafu jsou označeny oblasti arytmií, jež jsou výrazem funkčního poškození myokardu při působení elektrického výboje příslušného napětí a velikosti kapacity. Uvedená závislost srdečních arytmií je dokumentována na křivkách indentických energií, které jsou proloženy polem grafu.



Graf 63. Graf označující srdeční arytmie po kondenzátorových výbojích, vedených přes indukční cívku ($L = 0,29 \text{ H}$ a $R = 27 \text{ ohmů}$) a defibrilační práh srdce u psů. Na ose x je kapacita v μF , na ose y — napětí v kV. I — oblast bez arytmií, II — lehké arytmie, III — arytmie středního stupně, IV — těžké arytmie. Silná nepřerušovaná křivka vyznačuje defibrilační práh. Přerušované křivky označují oblasti indentických energií na objektu redukované o ztráty na ohmické složce indukční cívky. Defibrilační práh je udáván napětím na kondenzátoru.

Zde vidíme, že jedna a táž energie, např. 100 Ws, může způsobit těžké funkční poškození při malé kapacitě a vysokém napětí, zatímco při vysoké kapacitě kondenzátoru a menším napětí nezpůsobuje vůbec poškození. Grafem je proložen defibrilační práh daný napětím pro jednotlivé kapacity. Zde je vidět, že od $32 \mu\text{F}$ leží defibrilační práh již v oblasti bez arytmií a tudíž bez funkčního poškození myokardu.

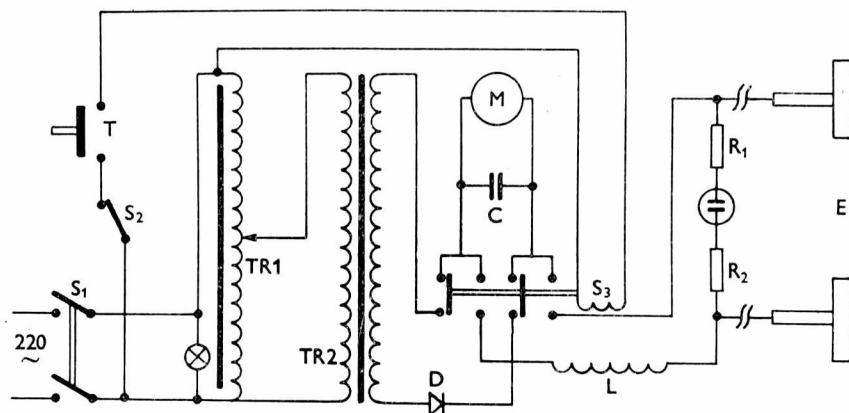
Ryzí kondenzátorový výboj nemá však zcela optimální tvar vybíjecí křivky vhodný pro defibrilaci (12). Vhodnější tvar křivky dostaneme, zařadíme-li do vybíjecího obvodu induktivní odpor (1). Tím dosahujeme snížení špičky vybíjecího napětí a prodloužení doby vybíjení, menší strmosti

náběhových hran, vlastností, jež jsou pro prahové podráždění mnohem výhodnější z hlediska funkčního a morfologického poškození myokardu.

Graf 63, který ukazuje stejné závislosti jako předešlý graf 62, je zhodnocením výsledků působení kondensátorových výbojů na srdce, kde ve vybíjecím obvodu byla zařazena tlumivka 0,29 H. Rozdíly v intenzitě arytmí i v křivce defibrilačního prahu jsou při srovnání obou grafů velmi významné. Z těchto důvodů se do všech vybíjecích obvodů kondensátorových defibrilátorů zařazuje induktivní odpor.

3. DEFIBRILACE KONDENSÁTOROVÝM VÝBOJEM A KONSTRUKCE DEFIBRILÁTORŮ

Z uvedených stručných poznámek z elektrofysiologie vyplývá také návrh na konstrukční řešení kondensátorových defibrilátorů. Pokud nebyly známy přesné parametry pro kondensátorové defibrilátory, byly voleny velmi rozdílné hodnoty kapacit i napětí pro defibrilaci a veličiny impulsů se pohybovaly po nejrozličnějších prahových křivkách bez ohledu na funkční

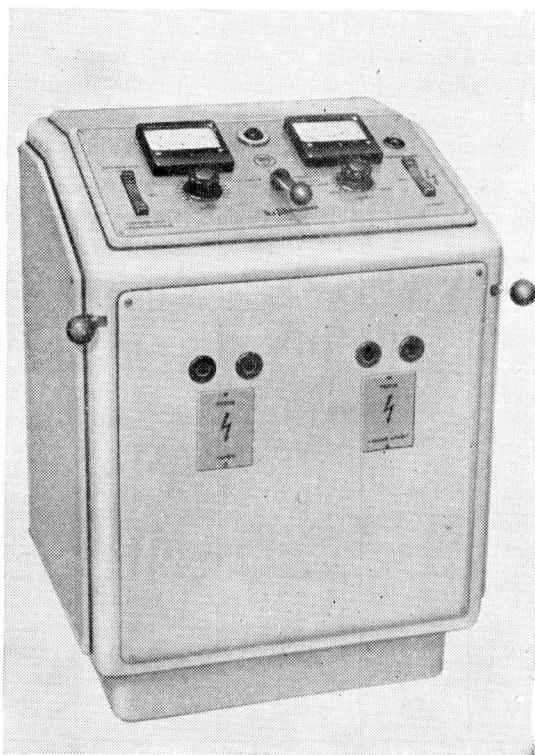


Graf 64. Schéma elektrického zapojení kondensátorového defibrilátoru (Peleška). Vysvětlení je v textu.

poškození. Dnes však klademe důraz na délku trvání impulsu, který má být v rozsahu optimálních hodnot. Toto je možné dosáhnout vhodnou volbou hodnot LC členů vybíjecího obvodu. Při nižší hodnotě kapacity je nutné volit větší hodnotu indukce a naopak.

Kompletní schéma kondensátorového jednoduchého defibrilátoru je na grafu 64. Skládá se z regulačního transformátoru — TR 1, vysokovolt-

vého transformátoru na 5000 V uloženého v oleji — TR 2, selenového usměrňovače, složeného z 18 selenových článků 300 V/5 mA — D, kondensátoru o kapacitě 16 μ F/6000 V — C, voltmetru pro měření vysokého napětí — M, tlumivky 0,2 H — L, dvou elektromagnetických, mechanicky



Obr. 8. Universální defibrilátor PREMA pro všechny druhy přímé i nepřímé defibrilace srdce.

spojených přepínačů vysokého napětí — S 3, spínače — S 2, síťového spínače — S 1, tlačítka na spouštění výboje — T a zařízení pro kontrolu výboje.

Přepojování kondensátorů na zdroj napětí a k výstupním elektrodám děje se pomocí elektromagnetických přepínačů. Potřebné napětí na kondensátorech se řídí regulačním transformátorem TR-1. Defibrilace se provádí po přepojení spínače S 2 do příslušné polohy a zmáčknutím tlačítka spouštěče výboje — T. Tím je odpojen kondensátor — C od zdroje a připojen přes tlumivku — L k elektrodám. Aparátem je možné provést výboj kondensátorů až do 5000 V.

Příkladem kondensátorového defibrilátoru je výrobek n. p. PREMA na obr. 8. Je to universální defibrilátor, který dává možnost použít všech tří metod elektrické defibrilace: 1. defibrilace kondensátorovým výbojem, 2. střídavým napětím 50 Hz do 220 V s trváním impulsu od 0,1 do 2 s a 3. tzv. „serial defibrillation“, tj. série impulsů střídavého napětí o délce 0,1 s., mezi nimiž je vždy 0,1 s. prodleva. Napětí je regulovatelné od 40 do 220 V a celková doba trvání přerušovaných impulsů je od 0,1 do 2 s. Vhodnějších parametrů u kondensátorových defibrilátorů PREMA, které

Tab. 2. Vhodné parametry LC obvodů pro konstrukci kondensátorových defibrilátorů.

Parametry LC obvodů			Parametry defibrilačních impulsů			
C v μF	L v H	R v ohmech	napětí v kV na kondensátoru	Napětí v kV na objektu	proud v A	délka impulsu v ms
16	0,29	27	2,5	0,6	15	8
24	0,29	27	2,3	0,5	16	10
32	0,29	27	1,8	0,5	14	12
50	0,29	27	1,7	0,5	14	16
66	0,05	5	1,5	0,7	21	11
66	0,1	10	1,5	0,6	17	13
100	0,05	5	1,2	0,6	19	14
100	0,1	10	1,4	0,6	18	15

mají tlumivku se železným jádrem, lze dosáhnout výměnou dosavadní tlumivky za tlumivku vzduchovou $L = 0,2$ H (15). Touto výměnou se prodlouží doba trvání impulsů a značně sníží prahové defibrilační napětí na elektrodách.

Na tabulce 2 je uvedeno několik vyzkoušených a prověřených LC obvodů, vhodných pro konstrukci kondensátorového defibrilátoru. Jsou zde také uvedeny prahové hodnoty defibrilačních impulsů, získané u psů 20–25 kg těžkých, tj. takových, které se fyziologií srdce i ostatními parametry nejvíce blíží fyziologii lidského srdce. (Rozdíl napětí na kondensátoru a na elektrodách je dán tím, že výboj je veden k elektrodám přes induktivní odpor.)

defibrilačního obvodu. Příkladem řešení takového přenosného, na síti nezávislého přístroje je schéma na grafu 65. Místo LC obvodu je zde použito impulsního autotransformátoru, což má výhodu v tom, že napájecí část lze řešit jako nízkonapěťový zdroj (14).

1. Bateriový zdroj — stříbrozinkový akumulátor 12 V. Výhoda je v tom, že má malý vnitřní odpor, nevýhoda je v obtížnosti nabíjení a v malém počtu nabíjecích cyklů. Články Ni-Cd jsou proto vhodnější.

2. Transistorový měnič napětí se dvěma výkonovými transistory T 1 a T 2, transformátory TR 1 a TR 2. Kmitočet 7 kHz.

3. Kapacitu tvoří 4 kondensátory $800\text{ }\mu\text{F}/500\text{ V}$. Jsou zapojeny vždy dva paralelně a pak sériově, čímž vytvářejí potřebnou kapacitu, tj. $800\text{ }\mu\text{F}/1000\text{ V}$.

4. Automatické dobíjení, jehož podstatnou částí je polarisované relé Re II, spínající při průtoku proudu přes relé Re I obvod zdroje k měniči. Sada odporů R_6 až R_{15} umožňuje nastavit napětí na kondensátorech v 10 stupních po 100 V.

5. Elektromagnetický silnoproudý spínač S 4 ovládaný proudem přes tlačítko přímo z baterie. Max. proud spínače je 400 A.

6. Impulsový autotransformátor TR 3, navinutý z pěti sekcí hliníkového drátu. Transformační poměr 1 : 6. Impregnace je provedena bakelisováním.

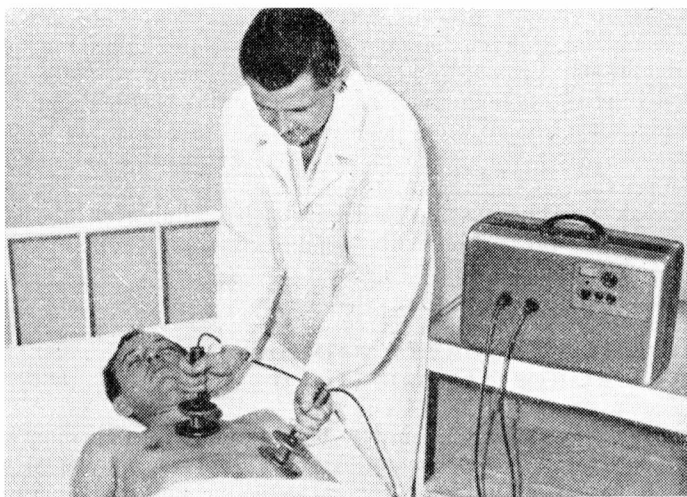
Elektrický proud z baterie 12 V se přes hlavní spínač S 1 a přepínač S 2

Tab. 3. Srovnání prahových veličin elektrického defibrilačního impulsu u síťového a přenosného typu defibrilátoru.

	Energie ve Ws na kon- densátoru	Napětí v kV		Proud v A	Délka impulsu v ms
		na kon- densá- toru	na objek- tu (na elektro- dách)		
Universální síťový typ (LC) $C = 16\text{ }\mu\text{F}$ $L = 0,25\text{ H}$ $R = 20\text{ }\Omega$	38,72	2,2	1,33	39,3	4,8
Přenosný typ s impulso- vým transformátorem $C = 800\text{ }\mu\text{F}$	121	0,55	1,42	28,5	5,5

přivádí do transistorového měniče. Celý měnič je tvořen transistory T 1 a T 2, odpory R 1 a R 2, kondensátorem C 1 a transformátory TR 2 a TR 2. Na sekundárním vinutí transformátoru TR 1 se vytvoří napětí kolem 500 V. Usměrňovač s křemíkovými diodami D 1 a D 2 pracuje jako zdvojovač napětí a přes kontakty relé ReI/2 a ReI/3 nabíjí hlavní kondensátory C 2 a C 3, zapojené v sérii, jejichž výsledná kapacita je $800\text{ }\mu\text{F}$. Aby bylo dosaženo stejnoměrného rozložení náboje, jsou kondensátory překlenuty odpory R 3 a R 4. Lineárního průběhu nabíjení se dosahuje proudovou zpětnou vazbou pomocí TR 2 a napěťovou zpětnou vazbou, jež tvoří vinutí na TR 1.

Potřebné napětí na kondensátorech je dáno polohou přepínače S 3. Jeho hodnota je udržována automaticky pomocí polarisovaného relé Re II a systémem předradných odporů R 5 až R 15. Napětí na kondensátorech je indikováno na voltmetru, v jehož obvodu jsou zapojeny ochranné odpory R 16 a R 17. Defibrilační výboj se provádí přepnutím přepínače S 2, čímž



Obr. 9. Přenosný bateriový defibrilátor s impulsovým autotransformátorem, zkonstruovaný v Ústavě klinické a experimentální chirurgie (Peleška a spol.). Obraz ukazuje také správné držení elektrod a jejich naložení na hrudník.

je vypojeno relé Re I. Tím je přerušen proud do transistorového měniče, jsou odpojeny kondensátory od usměrňovače a současně je připojena baterie na obvod silnoproudého spínače S 4. Vlastní výboj se provádí stisknutím tlačítka T, čímž je proud zapnut do cívky elektromagnetického spínače S 4, přes který se vybíjejí kondensátory C 2 a C 3 do obvodu impulsového autotransformátoru TR 3. Na jeho výstup jsou připojeny elektrody E pro defibrilaci.

Parametry přístroje jsou přibližně totožné s parametry přístroje PREMA již vyráběného v síťovém provedení. Na tabulce 3 jsou pro srovnání uvedeny hodnoty prahových impulsů obou typů defibrilátorů. (Rozdíl prahového napětí na kondensátoru a na elektrodách je dán tím, že výboj je veden do impulsního autotransformátoru s transformačním poměrem 1 : 6.) Doba nabíjení na maximální hodnotu (1000 V) při zformovaných kondensátorech je 30 s. Maximální proud při zátěži 30 ohmů = 100 A.

Délka impulsu kolem 5 ms. Váha 14 kg, tj. 1/5 váhy dosud vyráběného defibrilátoru PREMA. Maximální napětí na kondensátorech 1000 V. Maximální energie 400 Ws. Defibrilační práh (u psů 20—25 kg) při nepřímé defibrilaci 500—550 V. Popsaný defibrilátor s vlastními zdroji je na obr. 9.

Kondensátorovými defibrilátory je možné provést defibrilaci srdce při uzavřeném hrudníku, to je tzv. nepřímá metoda, anebo přiložením elektrod na srdce při otevřeném hrudníku, což je přímá defibrilace srdce. Nelze ovšem obecně říci, jakých napětí se má užívat pro nepřímou nebo pro přímou defibrilaci, protože u kondensátorových typů to vždy závisí na konstrukci přístroje a hodnotách kapacity a indukčnosti. Je proto nutné řídit se vždy údaji konstruktéra nebo výrobce. Údaje musí být ke každému typu vyzkoušeny experimentálně na vhodných zvířatech a nakonec ověřeny v klinické praxi.

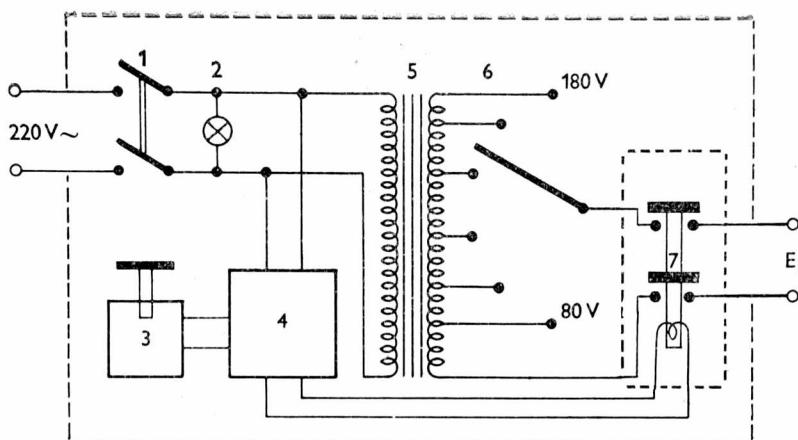
Co lze však ze zkušeností experimentálních i klinických obecně vyvozovat je, že poměr prahového defibrilačního napětí mezi přímou i nepřímou defibrilací je v rozmezí 1 : 2 až 1 : 4.

4. DEFIBRILACE STŘÍDAVÝM PROUDEM ZE SÍTĚ A KONSTRUKCE DEFIBRILÁTORŮ

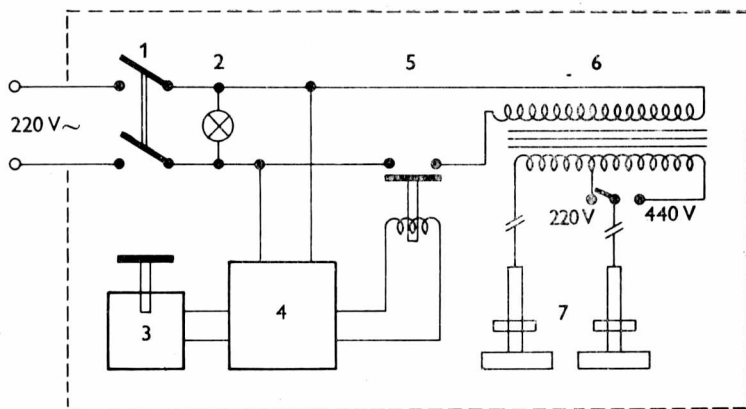
Defibrilace střídavým proudem 50—60 Hz je nejvíce užívanou metodou v západních zemích a byla teoreticky rozpracována hlavně Wiggersem (4, 9, 18). Je to metoda dovolující velmi jednoduchou konstrukci přístroje. Její nevýhoda dnes záleží v tom, že přístroj je vždy závislý na síťovém připojení, což nedovoluje konstrukci v přenosném provedení pro nepřímou defibrilaci. Pro přímou defibrilaci postačuje impuls 100—150 V, intenzity 1—2 A. Délka impulsu bývá u těchto defibrilátorů měnitelná od 0,05 do 2 s. V případě neúspěchu lze užít metody tzv. „serial defibrillation“ podle Wiggerse, což je několik impulsů 100 V délky 0,1 s. v intervalech po jedné vteřině.

Schéma jednoduchého síťového defibrilátoru je na grafu 66. Hlavní součástí je oddělovací transformátor 5 s příkonem cca 300 W, na sekundárním vinutí pomocí přepínače 6 nastavitelný přibližně od 80 do 180 V. Délka impulsu se určuje nastavením časovacího zařízení 4, ovládajícího elektromagnetický spínač 7. Časovací zařízení je uvedeno do provozu spouštěčem 3. Po provedení výboje má být funkce časovacího zařízení na 1—2 vteřiny blokována, aby nedošlo k náhodnému sepnutí spínače a tak k nežádoucímu výboji.

Pro nepřímou defibrilaci u lidí je nutné použít silnějších proudů. Kouwenhoven (7, 8) stanovil pro nepřímou defibrilaci u lidí za nejvhodnější impuls 440 V s dobou trvání 0,25 s. Na grafu 67 je blokové schéma defibrilátoru pro nepřímou defibrilaci. Hlavní součástí je transformátor 6 o příkonu



Graf 66. Schéma zapojení hlavních součástí defibrilátoru s impulsem střídavého proudu pro přímou defibrilaci (Peleška). 1 – síťový spínač, 2 – světelná indikace zapojení na síť, 3 – spouštěč, 4 – časovač, 5 – bezpečnostní oddělovací transformátor, 6 – přepínač výstupního napětí, 7 – elektromagnetický spínač, E – výstup k elektrodám.

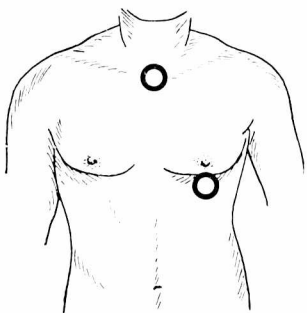


Graf 67. Schéma zapojení hlavních součástí defibrilátoru s impulsem střídavého proudu pro přímou i nepřímou defibrilaci srdce (z části podle Kouwenhoven). 1 – síťový spínač, 2 – světelná indikace zapojení na síť, 3 – spouštěč, 4 – časovač, 5 – elektromagnetický spínač, 6 – bezpečnostní oddělovací transformátor, 7 – elektrody.

3 kW. Výstup transformátoru má napětí přepínatelné na 220 V, určené pro defibrilaci u dětí, a na 440 V pro defibrilaci dospělých. Elektromagnetický spínač 5, řízený časovačem 4, je zapojen do primárního obvodu transformátoru. Spouštěč časovacího zařízení 3 může být uveden do provozu i nožním spínačem.

5. METODA DEFIBRILACE

Důležitou podmínkou správné defibrilace je přiložení elektrod. U přímé defibrilace je nutné, aby impuls byl rozložen po celém srdci pokud možno rovnoměrně. Toho je dosahováno velkou plochou defibrilačních elektrod (11). Tato metoda je v našem i zahraničním písemnictví dostatečně publikována.



Graf 68. Schéma optimálního naložení defibrilačních elektrod podle Kouwenhovena.

Stejně tak záleží na přiložení elektrod i u nepřímé defibrilace. Je nutné, aby největší část toku defibrilačního proudu procházela srdcem a aby rozložení proudu na srdci bylo rovnoměrné. Bylo vyzkoušeno několik způsobů přiložení elektrod, jako např. v předozadním průmětu nebo na laterální strany hrudníku. Podle Kouwenhovena (7) protéká největší proud srdcem při přiložení jedné elektrody do místa sternoklavikulárního spojení a druhé do medioklavikulární čáry vlevo pod prsní bradavku. Přiložení elektrod je znázorněno na grafu 68.

Elektrody mají být tlačeny na toto místo tlakem 4—5 kg. Aby nedošlo ke sklouznutí ruky, a tím kontaktu osoby provádějící defibrilaci s tělem postiženého, jsou na elektrodách ochranné isolační kruhy, jak to ukazuje obraz 9. Kožní odpor pod elektrodami lze snížit potřením kůže roztokem kuchyňské soli nebo potřením elektrokardiografickou pastou.

Správná defibrilace se musí řídit podle zásad, které byly zpracovány a dostatečně publikovány v našem písemnictví (5, 6, 10).

LITERATURA

1. Akopjan A. A., Gurvič N. L., Žukov I. A. i Něgovskij V. A.: O možnosti oživení organismu pri fibrillácii sercea vozdejstviem impulsnovo toka. *Električestvo* 10 : 43, 1954.
2. Brooks Ch. McC., Hoffman B. F., Suckling E. E. and Orias O.: *Excitability of the Heart*. New York, 1955, Grune and Stratton.

3. *Gurvič N. L.*: Fibrilljacija i defibrilljacija serdca. Moskva, 1957, Medgiz.
4. *Jude J. R., Kouwenhoven W. B. and Knickerbocker G. G.*: Clinical and Experimental Application of a New Treatment for Cardiac Arrest. Surg. Forum 46th Annual Clinical Congress 11 : 252, 1960.
5. *Juna S., Markalous P., Smetana J. a Racenberg, E.*: Naše zkušenosti s resuscitací srdce (část klin.). Rozhl. Chir. 38 : 812, 1959.
6. *Keszler H., Pastorová J. a Jadrný J.*: Resuscitace. Praha, 1961, SZdN.
7. *Kouwenhoven W. B., Milnor W. R., Knickerbocker G. G. and Chesnut, W. R.*: Closed Chest Defibrillation of the Heart. Surgery 42 : 550 1957.
8. *Kouwenhoven W. B., Jude J. R. and Knickerbocker G. G.*: Heart Activation in Cardiac Arrest. Modern Concepts of Cardiovascular Disease 30 : 639, 1961.
9. *Leeds S. E., MacKay R. S. and Mooslin K. E.*: Production of Ventricular Fibrillation and Defibrillation in Dogs By Means of Accurately Measured Shocks Across Exposed Heart. Amer. J. Physiol. 165 : 179, 1951.
10. *Peleška B.*: Transthorakální a přímá defibrilace. Rozhl. Chir. 36 : 731, 1957.
11. *Peleška B.*: La défibrillation transthoracique et directe a haute tension. Anesth. Analg. 15 : 238, 1958.
12. *Peleška B.*: A High Voltage Defibrillator and the Theory of High Voltage Defibrillation. Proc. of the Third International Conference on Medical Electronics : 265, 1960, London.
13. *Peleška B.*: The Dependence of the Defibrillation Treshold of the Heart on the Parameters of Defibrillation Impulses. Digest of the 1961 International Conference on Medical Electronics : 180, 1961, New York.
14. *Peleška B., Pohanka J. a Blažek Z.*: Bateriový defibrilátor s impulsovým autotransfornátorem pro defibrilaci srdečních komor. Slaboproudý obzor 23 : 686, 1962.
15. *Peleška B. a Blažek Z.*: Vliv sériově řazené indukčnosti u kondensátorových defibrilátorů na defibrilační práh srdce a návrh na úpravu dosavadního typu defibrilátoru PREMA. Rozhl. Chir. 10 : 104, 1963.
16. *Peleška B.*: Cardiac Arrhythmias Following Condenser Discharges and Their Dependence Upon Strength of Current and Phase of Cardiac Cycle. Circulation Res. 13 : 21, 1963.
17. *Stephenson H. E.*: Cardiac Arrest and Resuscitation. St. Louis, 1958, The C. V. Mosby Company.
18. *Wiggers C. J.*: The Physiologic Basis for Cardiac Resuscitation from Ventricular Fibrillation. — Method for Serial Defibrillation. Amer. Heart J. 20 : 413, 1940.