

PREMA

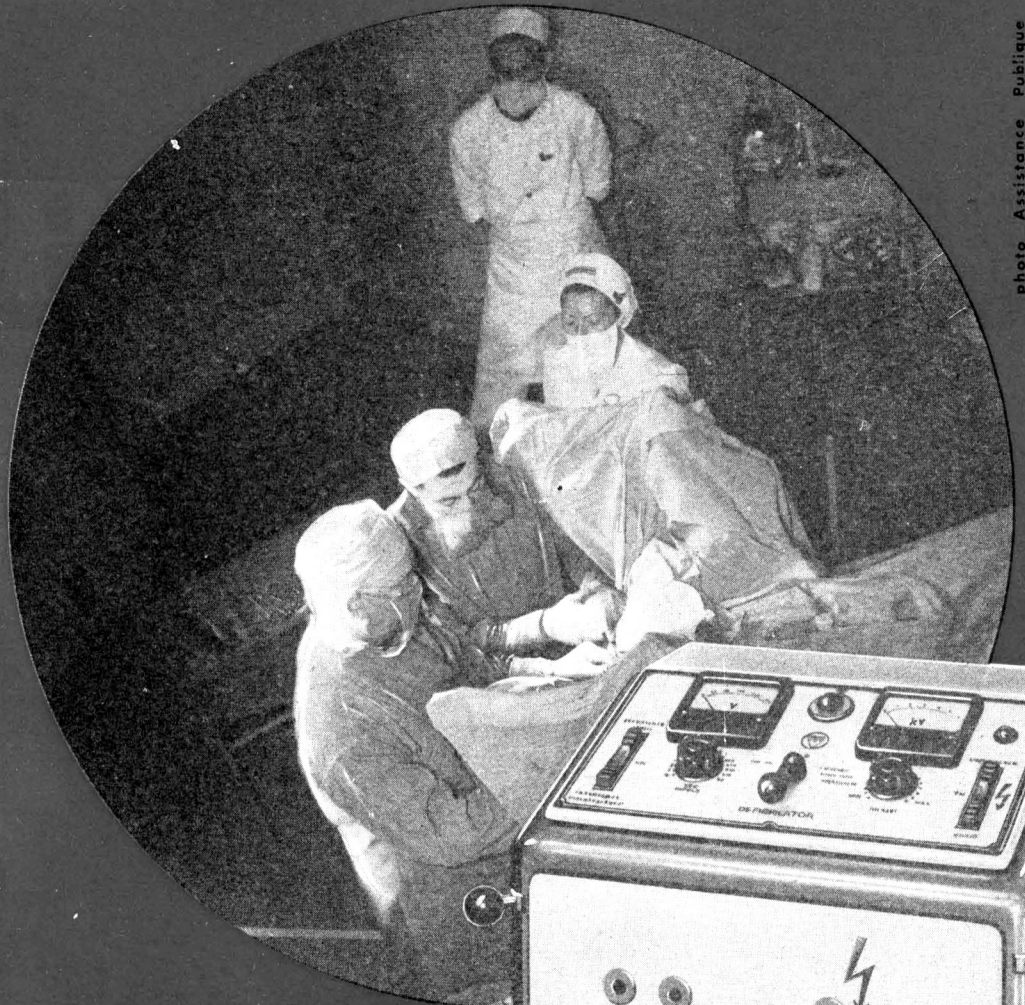
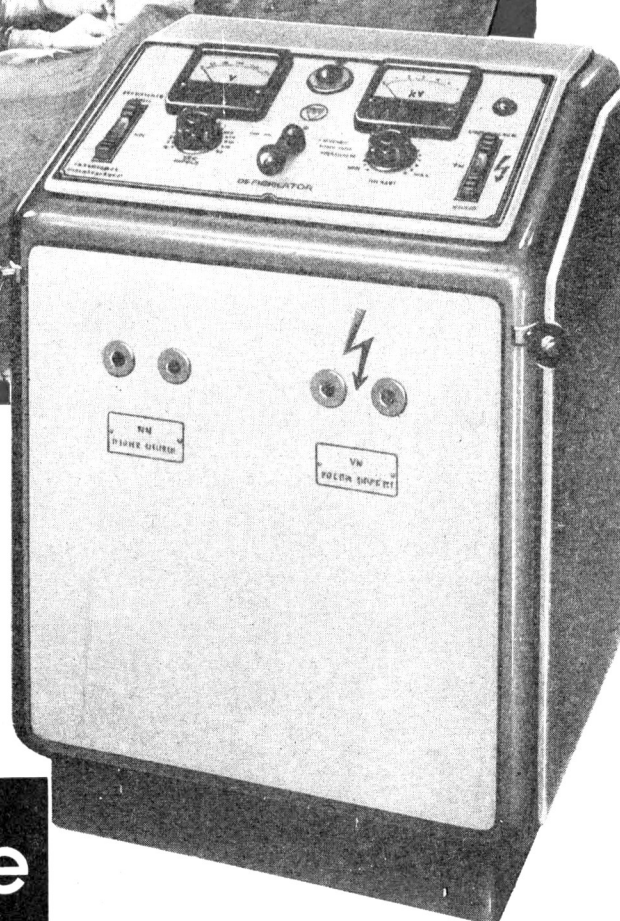


photo Assistance Publique



DÉFIBRILLATEUR

à thorax fermé
à voltage élevé

IMPORTATEUR - DISTRIBUTEUR EXCLUSIF

hellige-france

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 (*)

par
B. FELESKA **

Aperçu historique sur le développement de la défibrillation électrique

La méthode de défibrillation cardiaque, exécutée à l'aide des décharges d'un condensateur, est aussi ancienne que celle opérée à l'aide du courant alternatif. Ces deux méthodes ont été découvertes et décrites simultanément par PRÉVOST et BATTELLI en 1899 (a et b). Leurs découvertes sont restées inutilisées pendant très longtemps, bien que déjà SCHIFF (1884) ait constaté que la défibrillation ventriculaire peut causer la mort (in STEPHENSON 1958). Il était également connu, comme le prouve l'expression de d'HALUIN, que : « Un cœur qui tremble n'est pas un cœur mort » (in STEPHENSON) En 1929, HOOKER a fait revivre les découvertes de PRÉVOST et BATTELLI, mais déjà en 1933 HOOKER, KOUWENHOVEN et LANGWORTHY ont commencé à utiliser pour les défibrillations le courant alternatif du réseau. Sous l'influence de ces auteurs et surtout sous celle de l'école de WIGGERS (1940 a et b), la méthode utilisant les décharges d'un condensateur tomba petit à petit

en oubli et ce fut surtout la méthode par le courant alternatif du réseau qui fut perfectionnée (HOOPS et BIGELOW, 1954, BECK et coll., 1947, JOHNSON et KIRBY, 1951, KOUWENHOVEN et KAY, 1951, MC MILLAN et coll., 1952 NAHAS et WAPLER 1954, VANREMOORTERE et DALEM, 1954). Lorsque GUYTON et SATTERFIELD (1951), ont constaté qu'il est possible d'interrompre la fibrillation à l'aide du courant alternatif (440 volts), même si le thorax reste fermé, cette méthode est devenue pratiquement la méthode de choix pour la défibrillation directe et indirecte. Le mérite essentiel d'avoir contribué à l'application de la défibrillation indirecte à une échelle plus large en employant le courant alternatif, doit être attribué à HOSLER (1957, HOSLER et WOLFE (1959), KOUWENHOVEN et coll. (1957, 1960), ZOLL et coll. (1956) et d'autres.

Malgré ces faits, la méthode de la défibrillation par les décharges d'un condensateur n'a pas été vouée à un oubli total. Ce fut tout d'abord GOURVITCH qui, cité d'après NEGOVSKIJ (1954) a commencé à étudier la méthode de défibrillation par les décharges d'un condensateur depuis l'année 1935 et qui l'a perfectionnée plus tard, en opération avec AKOPJANE, YOUKOV et NEGOVSKIJ (AKOPJANE et coll. 1954).

* Travail reçu le 5 juillet 1963.

** Adresse : Institut de chirurgie clinique et expérimentale, Prague.

La question de l'effet des décharges d'un condensateur en rapport avec la défibrillation a été étudiée également par MACKAY et coll. (1951) et plus tard par KOUWENHOVEN et MILNOR (1958) (MILNOR et Coll. 1958) et d'autres. Dans notre institut, nous étudions systématiquement les questions de la défibrillation et des défibrillateurs depuis 1953 (PELESKA 1957).

Tendances actuelles du perfectionnement des défibrillateurs à condensateurs

Le progrès des méthodes de défibrillation par décharges d'un condensateur dépend de certaines conditions importantes que nous pouvons résumer ainsi :

1. La décharge d'un condensateur permet le dosage exact de la quantité d'énergie électrique, nécessaire à la réalisation de l'effet défibrillateur.
2. Il est ainsi possible de construire des appareils indépendants du réseau électrique, alimentés par une batterie. A l'aide du convertisseur de tension, l'énergie de la batterie est accumulée dans le condensateur pendant la durée de quelques secondes, pour être déchargée en quelques millièmes de seconde dans le circuit de l'électrode. Ceci permet d'obtenir la capacité nécessaire à la défibrillation (PELESKA et Coll., 1962 a, KOUWENHOVEN et KNICKERBOCKER 1962).
3. Les défibrillateurs transportables, munis de leur propre source d'énergie et destinés à la défibrillation indirecte d'après le principe de la décharge d'un condensateur, sont beaucoup moins lourds que les défibrillateurs utilisant le courant alternatif (PELESKA et Coll. 1962 b, JUDE et Coll. 1962).

Ces avantages indiscutables ont décidé du chemin qu'empruntent actuellement aussi bien la recherche sur les méthodes de la défibrillation que la construction des défibrillateurs. Tandis que, il y a une dizaine d'années, un défibrillateur ne faisait que rarement partie de l'équipement des meilleures cliniques chirurgicales, nous le considérons aujourd'hui comme élément indispensable de l'équipement non seulement des services de chirurgie, mais également d'autres services, tels que stations de ressuscitation, les centres cardiologiques, les lieux où les travailleurs sont exposés au risque d'accidents par le courant électrique, etc...

Mais l'impulsion la plus importante pour le perfectionnement des défibrillateurs à condensateurs a été fournie par l'élaboration des méthodes très efficaces pour la réanimation de l'activité cardiaque et de la respiration (BENICHOX et Coll., REDDING et COZINE, 1961, HOOSLI 1960) et d'autres. Les méthodes simples du massage cardiaque indirect et de la respiration de bouche à bouche d'après KOUWENHOVEN et Coll., 1960, 1961, JUDE et Coll., 1961, SAFAR et Coll., 1961 ont acquis à l'heure actuelle, une telle importance qu'elles sont pratiquées avec succès même dans des services autres que ceux de la santé. Dans ces conditions, les appareils défibrillateurs à condensateurs représentent le seul moyen efficace pour résoudre le problème de la défibrillation indirecte, dans les conditions de terrain.

Au cours de ces dernières années, ce problème est étudié également aux Etats-Unis (MACKAY et LEEDS 1960, KOUWENHOVEN et MILNOR 1958, LEFEMINE et Coll. 1962). LOWN et Coll. (1962) ont présenté une étude comparative importante quant à l'efficacité et aux séquelles de la défibrillation au moyen des décharges d'un condensateur. Les résultats de cette étude théorique approfondie parlent presque sans réserve en faveur de la supériorité de la défibrillation par la décharge d'un condensateur. Les auteurs ont obtenu des résultats sensiblement meilleurs non seulement en ce qui concerne l'efficacité, mais aussi le nombre sensiblement inférieur des animaux d'expérience ayant succombé au cours des décharges répétées. Malgré les faits que nous venons de mentionner, les problèmes posés par la défibrillation à l'aide des décharges d'un condensateur sont loin d'être expliqués dans tous leurs détails. Nous étudions nous-mêmes systématiquement depuis plusieurs années aussi bien ces questions théoriques que leur application clinique. Un exposé détaillé des connaissances que nous avons pu acquérir jusqu'à présent sera ultérieurement publié dans cette revue.

Nous allons maintenant passer en revue quelques résultats de nos études qui nous ont inspiré de reconstruire le défibrillateur PREMA tel qu'il était réalisé jusqu'à présent. La reconstruction ne porte que sur la bobine d'induction dans le circuit LC et n'a pour but que de réaliser des paramètres plus avantageux de l'impulsion défibrillante.

Abaissement du seuil de l'arythmie et du seuil de la défibrillation cardiaque lors des décharges défibrillatrices effectuées par induction.

Dans les publications relatives à la défibrillation par décharges d'un condensateur, nous trouvons les paramètres les plus divers des impulsions utilisées, en rapport avec le volume de la capacité ou, le cas échéant, de l'induction utilisée par les auteurs. Lorsque la capacité du condensateur est faible, l'impulsion est courte et le seuil de la tension et le courant sont forts (PELESKA 1961). Si la capacité du condensateur est forte, le seuil de la tension et le courant sont plus faibles et la quantité totale de l'énergie électrique augmente. Comme on le sait, l'effet défibrillateur peut être réalisé aussi bien à l'aide d'une capacité faible

d'un condensateur à haute tension qu'à l'aide d'une capacité forte d'un condensateur à tension plus basse. Les facteurs qui doivent être considérés comme décisifs pour le choix des paramètres du seuil de l'impulsion défibrillatrice sont ses effets défavorables sur le myocarde et ses fonctions (ZAK et PELESKA 1957). Etant donné que cette question fondamentale n'a pas pu être résolue, jusqu'à présent, d'une manière satisfaisante, il n'existe pas d'auteur qui ait présenté une justification théorique pour les paramètres utilisés qui n'avaient été choisis que par hasard ou d'après certaines analogies.

Nos résultats expérimentaux qui expliquent l'effet exercé par les décharges d'un condensateur sur l'activité cardiaque, sont représentés sur la fig. 1. Il s'agit de l'évaluation statistique d'un

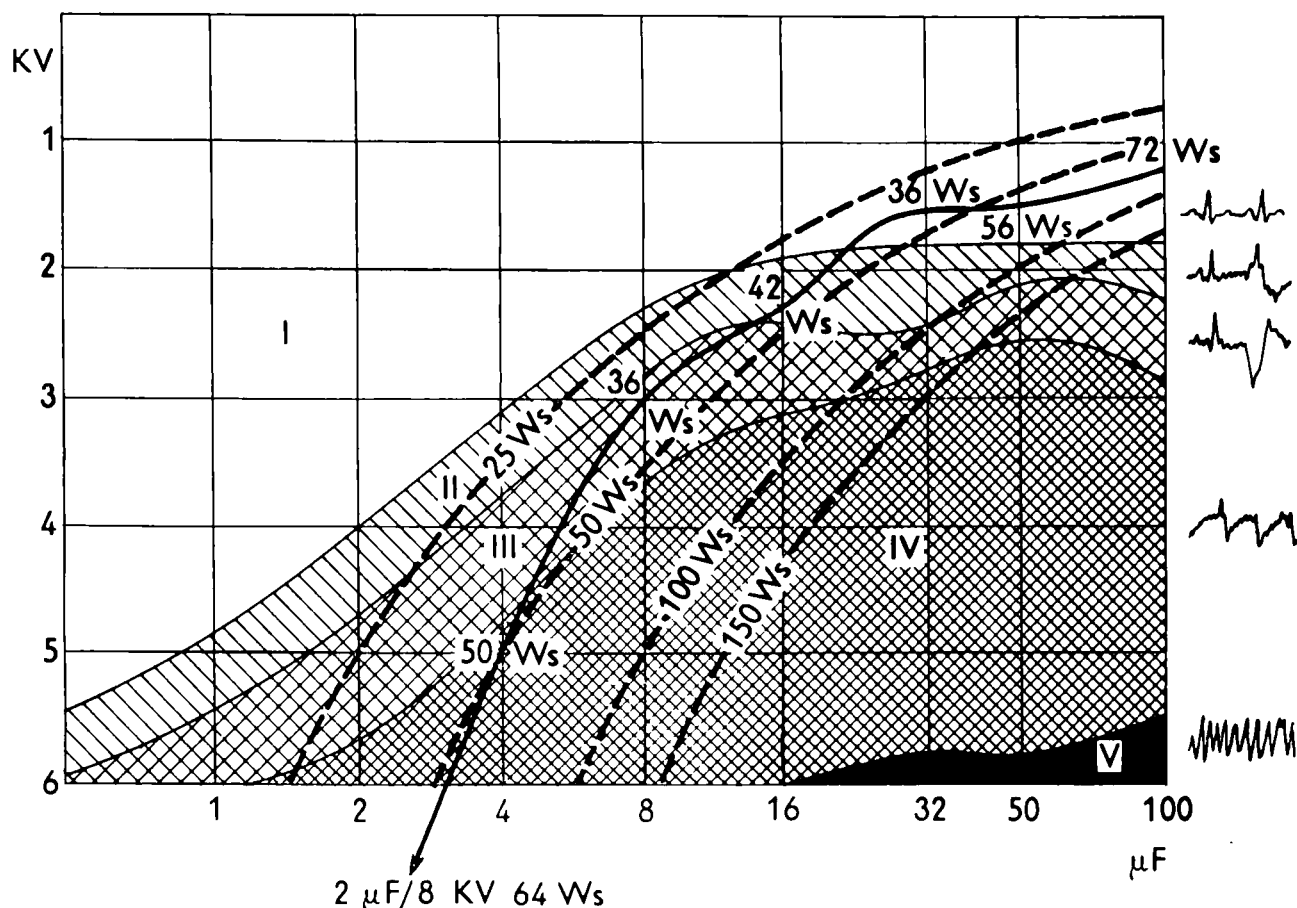


FIG. 1. — La figure montre des arythmies cardiaques intervenues à la suite de décharges d'un condensateur sans induction, ainsi que les valeurs du seuil de défibrillation, pour des chiens d'un poids de 20-25 kg. Sur l'axe X, la capacité du condensateur en μF , sur l'axe Y la tension en kV. I. région sans arythmies - II. arythmies légères - III. arythmies moyennes - IV. arythmies graves - V. fibrillation ventriculaire. Le tracé en traits forts, continus, représente le seuil défibrillateur, exprimé par la tension du condensateur. Les tracés en pointillé représentent les régions des énergies identiques. Evaluations statistiques, basées sur 2.160 décharges expérimentales.

premier groupe d'expériences, où 2.160 décharges d'essai avaient été réalisées. Pour ces décharges, nous avons fait varier la tension entre les limites de 500 à 6.000 volts et la capacité entre 0,5 et 100 μ F. Pendant la décharge et après celle-ci, nous avons enregistré l'E.C.G. et la pression sanguine jusqu'au moment où l'activité cardiaque est rede-

venue normale. Les arythmies faisant suite aux décharges ont été classées d'après leur degré et leur importance respectifs. I - signifie la zone exempte de toute arythmie, II - une arythmie légère, III - une arythmie moyenne, IV - une arythmie grave, V - une fibrillation ventriculaire.

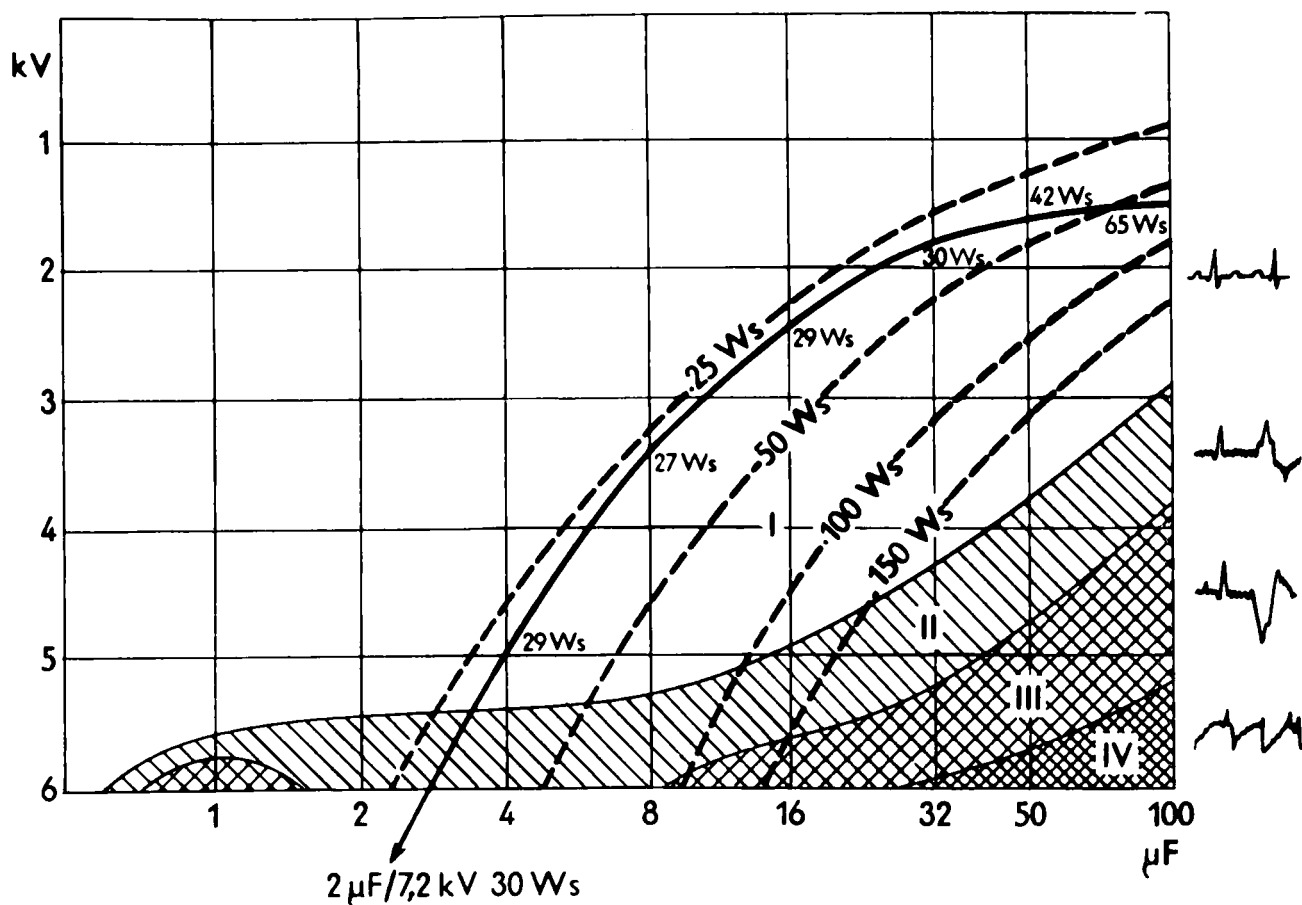


FIG. 2. — Représentation des arythmies cardiaques à la suite des décharges d'un condensateur, passant par une bobine d'induction ($L = 0,29$ H, $R = 27$ ohms) et du seuil défibrillateur, pour des chiens d'un poids de 20-25 kg. Sur l'axe X, la capacité en μ F et sur l'axe Y, la tension en kV. I. région sans arythmies - II. arythmies

légères - III. arythmies moyennes - IV. arythmies graves. Le trait fort, continu, représente le tracé du seuil défibrillateur exprimé par la tension du condensateur. Le tracé en pointillé indique les régions des énergies identiques de l'objet, abstraction faite des pertes dues à l'élément ohmique de la bobine d'induction.

La fig. 2 représente l'évaluation statistique des résultats d'une deuxième série d'expériences, réalisées à l'aide d'une méthode et sur un nombre d'animaux identiques à ceux du premier groupe.

La seule différence consistait dans le fait d'avoir disposé dans le circuit de décharge une bobine d'induction, d'une valeur de 0,29 H. et une résistance de 27 ohms. Compte tenu de la résistance

ohmique de cette bobine, l'énergie totale de l'objet est plus faible en raison des pertes causées par la bobine insérée. Toutes les courbes présentées sur cette figure sont tracées en tenant compte des pertes mentionnées et les chiffres représentent l'énergie réelle de l'objet. Pour pouvoir juger des rapports du seuil de l'arythmie, on a tracé des courbes indiquant les endroits des énergies identiques (25, 50, 100 et 150 W).

Si nous considérons p. ex. l'allure de la courbe de 50 W sur la fig. 1, nous voyons qu'elle traverse aussi bien la région des arythmies légères, moyennes et graves que celle sans arythmie. Il résulte également de façon nette des autres courbes présentées que les manifestations fonctionnelles des décharges des condensateurs dépendent aussi bien de la tension que de la quantité totale de l'énergie électrique. Mais les rapports avec la tension sont sensiblement les plus expressifs (PELESKA 1963)

Si nous y comparons maintenant l'arythmie qui s'est développée à la suite d'une décharge ayant passé par l'induction, ce fait ressort d'une façon plus nette. Comme on le sait, la mise en place d'une bobine d'induction dans le circuit de la décharge du condensateur transforme l'allure de l'impulsion. Elle abaisse sa tension et prolonge la durée de la décharge. Si nous considérons maintenant les courbes marquant 50 W, nous voyons que le tracé presque tout entier passe par la région sans arythmie (fig. 2.) C'est seulement entre 5,4 et 6 kV qu'il traverse la région des arythmies légères. L'induction installée dans le circuit de la décharge élève sensiblement le seuil de l'arythmie par rapport à l'énergie. Il en résulte donc que la bobine d'induction a diminué l'altération fonctionnelle du myocarde lors d'un apport énergétique identique.

Une autre constatation importante concerne le fait que cette allure de l'impulsion est plus favorable pour réaliser la défibrillation du cœur. Si nous comparons le trajet des courbes du seuil défibrillateur et leur énergie dans les secteurs différents, nous arrivons à deux conclusions importantes que voici :

1. La courbe du seuil défibrillateur de la fig. 2 est située presque entièrement dans la région sans arythmie, c'est-à-dire sans altération fonctionnelle, tandis que la courbe de la fig. 1 traverse sur une grande partie de son parcours des régions avec arythmie.
2. L'énergie nette du seuil défibrillateur de la

fig. 2 est, en comparaison de celle de la fig. 1, moins forte dans tous les points analogues.

Les faits mentionnés, vérifiés par des expériences témoignent en faveur de la nécessité d'introduire une induction dans le circuit de décharge du défibrillateur. Ainsi, on fait diminuer la possibilité d'une altération fonctionnelle, ou le cas échéant, morphologique du cœur et on augmente l'efficacité de l'impulsion défibrillatrice. L'explication de l'action des décharges du condensateur sur le cœur, le seuil de l'arythmie et le seuil de défibrillation est présenté ici d'une façon très simplifiée et sera donnée avec plus de détails dans des publications ultérieures.

Modèle perfectionné du défibrillateur PREMA et ses paramètres

Etant donné que pendant l'impulsion défibrillatrice des rendements très forts sont transmis dans le circuit des décharges, il faut adopter une construction appropriée de la bobine d'induction. C'est ainsi que, p. ex., lors d'une énergie de 100 W dans le condensateur et d'une durée de l'impulsion de 4 ms, la moyenne du rendement transmis correspond à 25 kW, le rendement maximum étant évidemment plus fort. Pour nos modèles antérieurs, nous avons utilisé une bobine d'induction bobinée autour d'un noyau en fer. Pour les débits transférés, la section du noyau devait évidemment être grande et pour cette raison, il est plus avantageux de choisir une bobine d'induction à noyau isolant. D'après nos expériences, une bobine ainsi construite réalise une allure plus avantageuse de la courbe de la décharge du condensateur et abaisse sensiblement le seuil défibrillateur.

La fig. 3 représente les aspects différents de plusieurs impulsions d'un condensateur. La capacité des condensateurs étant identique. L'impulsion du seul condensateur (tracé A) présente une pente ascendante très raide et un sommet élevé et est relativement courte. Cette allure nécessite une tension défibrillatrice du seuil très forte. En utilisant des bobines d'induction à noyau en fer (tracé B), la pente ascendante est moins raide, l'impulsion prolongée et la tension défibrillatrice du seuil abaissée. Les paramètres les plus avantageux sont réalisés si la décharge passe par une bobine sans noyau, bobinée sur du matériel isolant. La pente ascendante est alors très inclinée, la durée de l'impulsion prolongée et, comme c'était également le cas pour les bobines à noyau

en fer, les ondes sont amorties. De ces trois types d'impulsions, le dernier présente la tension défibrillatrice du seuil la plus faible.

Pour ne pas être forcé de trop changer la construction qui avait été adoptée pour le défibrillateur précédent, nous avons réalisé une série d'expériences ayant pour but de déterminer la forme la plus avantageuse de la bobine et la valeur de son induction qui, étant donnée la capacité du condensateur, $C = 16 \mu F$, devait fournir l'impulsion défibrillatrice la plus avantageuse, c'est-à-dire une impulsion dont la tension de seuil serait la plus basse. Nous avons pu conclure qu'une bobine bobinée sur du matériel isolant d'une induction de 0,2 H s'avère la mieux appropriée. (On trouvera une description plus détaillée des caractéristiques de la construction et des paramètres de la bobine dans une autre de nos publications (PELESKA, 1963).

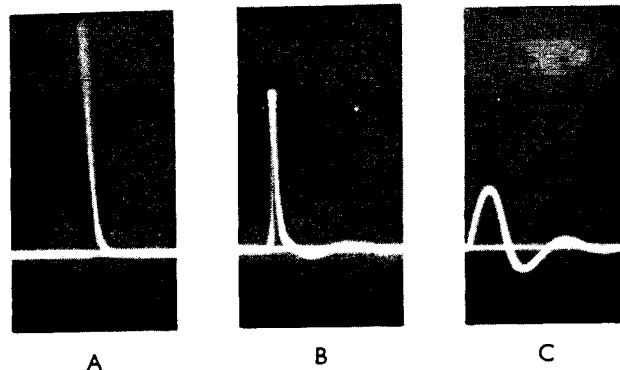


FIG. 3. — Oscillogramme du seuil des impulsions défibrillatrices différentes, lors d'une capacité constante de $24 \mu F$. - A. impulsion d'un condensateur sans bobine d'induction - B. impulsion passant par une bobine à noyau en fer ($L = 0,25 H$, $R = 20 \text{ ohms}$) - C. impulsion passant par une bobine à noyau en matériau isolant ($L = 0,29 H$, $R = 27 \text{ ohms}$).

	TENSION en kV		COURANT en amp.	DURÉE DE L'IMPULSION en msec
	du condensateur	de l'objet		
Décharge du condensateur $C = 16 \mu F$	2,3	2,1	63	2,2
Décharge du condensateur, passant par la bobine à noyau de fer $C = 16 \mu F$ $L = 0,25 H$ $R = 20 \Omega$	2,2	1,3	39	4,8
Décharge du condensateur, passant par une bobine sans noyau $C = 16 \mu F$ $L = 0,2 H$ $R = 21 \Omega$	2,4	0,5	13,5	7,5

TABEAU 1. — Caractéristiques électriques de trois impulsions défibrillatrices, d'un seuil différent, à capacité du condensateur constante de $16 \mu F$. Les valeurs ont été enregistrées au cours d'une défibrillation indirecte sur des chiens d'un poids de 20-25 kg.

Le tableau I montre de quelle façon la reconstruction a transformé les paramètres de l'impulsion défibrillatrice. On y compare les paramètres des valeurs du seuil de trois impulsions défibrillatrices différentes. Bien que les valeurs de la tension du condensateur ne diffèrent que très peu

les unes des autres, les caractéristiques électriques de l'objet ont sensiblement changé. Le courant maximum a beaucoup diminué. Si nous projetons ces changements sur les tracés des fig. 1 et 2, nous nous rendons compte qu'il s'est produit un déplacement des paramètres de l'impulsion défibrillatrice dans une région beaucoup plus favorable.

Le défibrillateur universel PREMA (*) (fig. 4),

(*) L'appareil a été exposé à l'Exposition Universelle de Bruxelles en 1958 et a obtenu le « Grand Prix ».

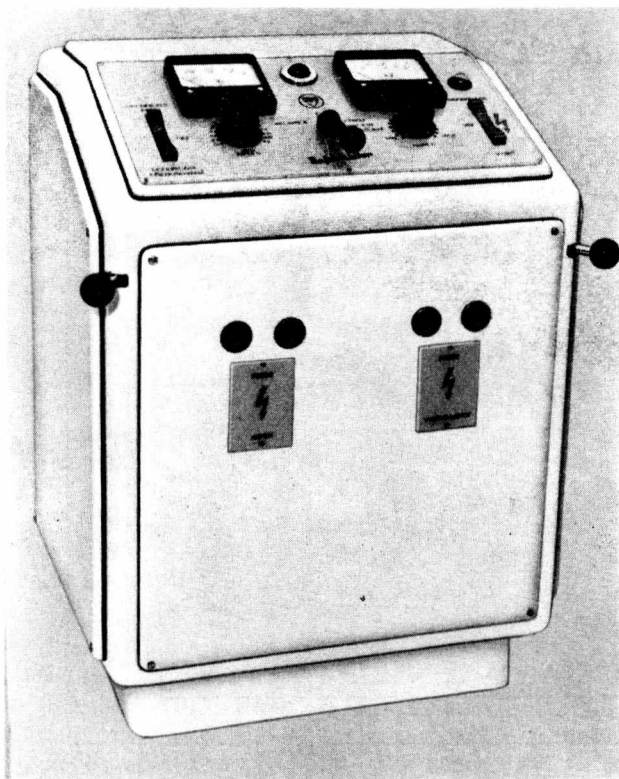


FIG. 4. — Défibrillateur universel PREMA.

construit à partir des résultats de nos recherches expérimentales, représente un appareil combiné qui possède également un dispositif à tension basse pour pouvoir réaliser des défibrillations directes à l'aide des tensions alternatives (50 Hz).

La paroi verticale antérieure porte deux paires de connecteurs. Aux connecteurs du côté gauche, nous relierons les électrodes pour la défibrillation à tension basse et aux connecteurs du côté droit, les électrodes pour la défibrillation à haute tension. A l'aide de cet appareil, on peut réaliser les méthodes de réanimation électrique que voici :

1. Défibrillation à haute tension, c'est-à-dire par décharge d'un condensateur, ou bien directe (les électrodes étant placées sur le cœur), ou bien indirecte (les électrodes étant placées sur le thorax).
2. Défibrillation à tension basse (par le courant alternatif) directe.
3. Défibrillation directe, modifiée d'après WIGGERS (1940 b) "Serial defibrillation".
4. Défibrillation indirecte, par courant alternatif, sur des enfants, d'après KOUWENHOVEN et coll. (1961) (220 volts, 0,3 sec.).

5. Réalisation d'une fibrillation expérimentale à l'aide du courant alternatif.

Pour la défibrillation indirecte du cœur des adultes, on peut choisir une tension entre 5-6 kV, ce qui représente le double des valeurs de la tension du seuil. Il ne faut pas régler la durée de l'impulsion, car elle est donnée par les valeurs du LC et de la résistance ohmique entre les électrodes.

La tension pour la défibrillation directe à faible tension peut être réglée, à des valeurs de 40 à 220 volts. Les valeurs de la tension du seuil pour la défibrillation directe sont suffisamment connues et ont été décrites dans les travaux de VANREMOORTER et DALEM (1954), de KOUWENHOVEN et Coll. (1951, 1957, 1960, 1961), de WIGGERS (1941), de GUYTON et SATTERFIELD (1951), de ZOLL (1956) et d'autres. Elles varient entre 90-180 volts. Pour un cœur normal, les paramètres de l'impulsion défibrillatrice les plus avantageux sont ceux de 120 volts et de 0,1 sec.

KOUWENHOVEN utilise, pour la défibrillation indirecte effectuée sur des adultes, une tension alternative/courant du réseau de 440 volts, 0,25 secondes. Pour les enfants, il utilise la moitié de ces valeurs de tension, c'est-à-dire 220 volts. Il est donc possible de se servir de cet appareil pour effectuer des défibrillations indirectes à l'aide du courant alternatif sur des enfants, étant donné que sa valeur maxima est de 220 volts. Comme la durée des impulsions peut être réglée, par 0,1 sec., nous recommandons de choisir la valeur de 0,3 sec.

Manipulation de l'appareil.

La paroi antérieure qui sert de support aux éléments de manipulation est représentée sur la fig. 5. Lors d'une défibrillation par décharge d'un condensateur, nous ne manipulons que les éléments entourés d'une ligne en pointillé (B). Après avoir relié l'appareil au réseau, nous mettons le commutateur principal 5 en position de chargement. Le voltmètre 10 indique la tension des condensateurs. La force de la tension et éventuellement la vitesse du chargement des condensateurs peuvent être réglées à l'aide du régulateur de la tension 6. En cette position, la fonction du commutateur VN (haute tension) est bloquée. Après avoir chargé les condensateurs à la valeur désirée de la tension, nous aiguillons le commutateur principal 5 en position de décharge. Ainsi, le chargement des condensateurs est interrompu et le commutateur VN est mis en circuit. Après avoir ajusté les électrodes, nous appuyons sur le

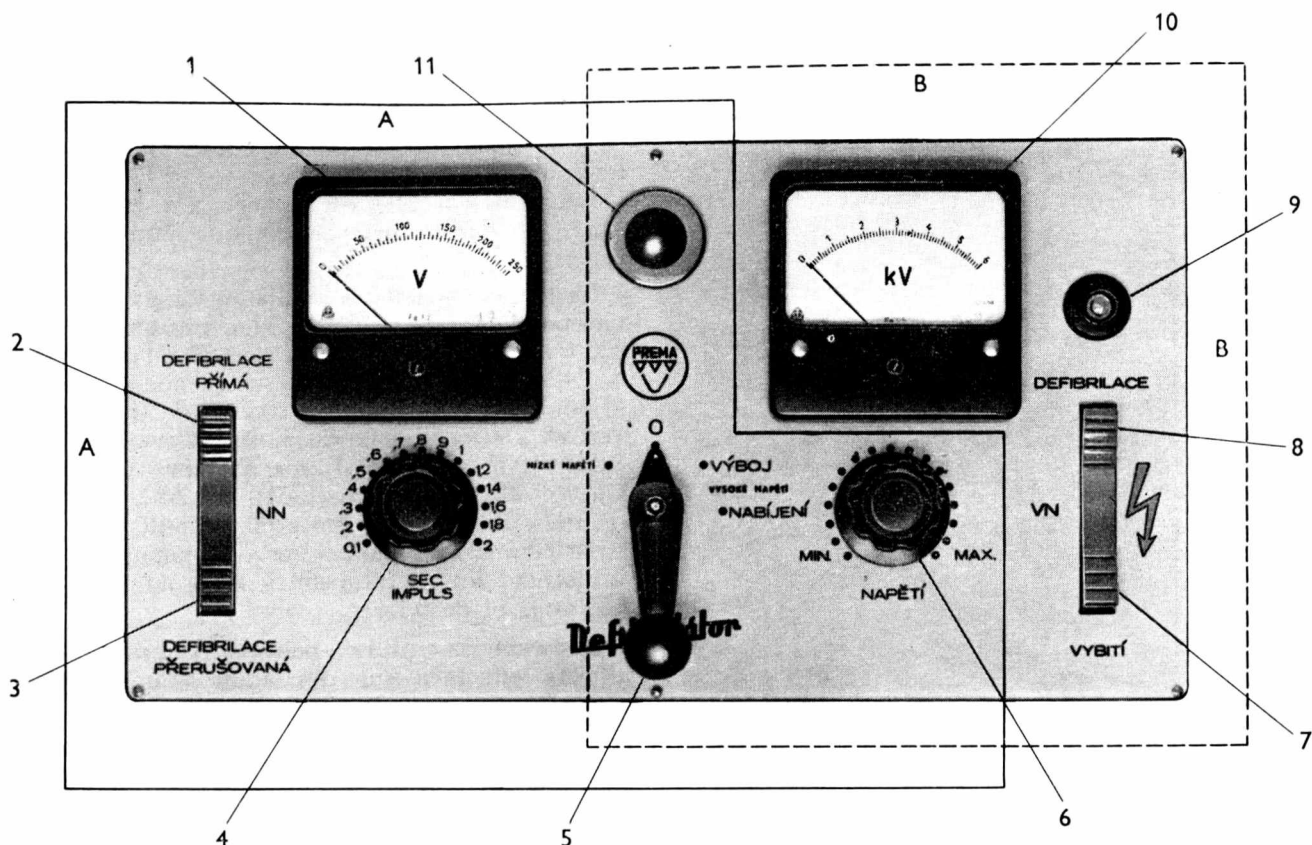


FIG. 5. — Paroi antérieure du défibrillateur universel PREMA, avec son dispositif de manipulateurs - A. éléments régulateurs de la partie à basse tension, entourés d'un trait continu - B. éléments régulateurs de la partie à haute tension, entourés d'un trait en pointillé. - 1. voltmètre pour les bases tensions 0-250 vo'ls - 2. commutateur pour la défibrillation directe - 3. commutateur pour la "serial defibrillation" - 4. régulateur de la tension - 7. commutateur pour le déchargement du condensateur, par les résistances à l'intérieur de l'appareil - 8. commutateur pour la défibrillation à haute tension - 10. voltmètre de la haute tension - 11. ampoule de contrôle de la mise sous tension et indicateur de la décharge défibrillatrice à basse tension.

Traduction des inscriptions tchèques :

Defibrilace primá	défibrillation directe
Defibrilace prerusovaná	« serial defibrillation »
NN = nízké napětí	basse tension
Vyboj	décharge
Vysoké napětí	haute tension
Nabíjení	chargement
Napětí	tension
Defibrilace	défibrillation
Vybití	déchargement

commutateur VN en position 8. De cette façon, la charge du condensateur est reliée au circuit des électrodes en passant par la bobine d'induction.

Au cas où nous aurions chargé le condensateur à une tension trop forte, nous remettons le commutateur principal 5 en position de décharge et appuyons sur le commutateur VN en position 7. Ainsi, la charge du condensateur est déchargée par les résistances à l'intérieur de l'appareil. La tension n'entre pas dans le circuit des électrodes. Après cette décharge intérieure, il nous faut re-

mettre le commutateur principal 5 en sa position de chargement et recharger les condensateurs. Le déchargement dans le circuit des électrodes est signalé sur l'indicateur lumineux 9. Après la décharge, le voltmètre indique zéro.

Pour opérer une défibrillation à basse tension par courant alternatif, nous manipulons les éléments de l'appareil encadrés d'une ligne continue (A). Nous mettons le commutateur principal en position « basse tension ». A l'aide du régulateur 6 nous fixons la tension défibrillatrice dé-

sirée, indiquée sur le voltmètre (1). A l'aide du manipulateur de la durée de l'impulsion 4, nous fixons le temps que l'impulsion doit durer. Après avoir appliqué les électrodes, nous appuyons sur le commutateur NN (basse tension). En position 2, l'impulsion se trouve reliée à la sortie des électrodes pendant toute la durée du temps fixée à l'aide du régulateur 4. En appuyant sur le commutateur en position 3, l'impulsion à la sortie des électrodes est interrompue de façon que des périodes de mise en circuit et d'interruption se succèdent régulièrement à des intervalles de 0,1 sec.

La mise sous courant de l'appareil est signalée par la lampe témoin 11. L'intensité des signaux lumineux augmente lorsque les impulsions se trouvent reliées à la sortie des électrodes.

Méthode de la défibrillation directe et indirecte et application correcte des électrodes.

Les méthodes aussi bien de la défibrillation directe que de la défibrillation indirecte ont été décrites en détail dans nos travaux précédents (PELESKA (1957-1960) et sont également relatées dans les travaux de GOURVITCH (1952), HUGUENARD (1958), NEGOVSKIJ (1960), KOUWENHOVEN et coll.

(1951, 1962), ZOLL (1956), HOSLER (1957), KOLGANOVA (1962), SMETANA et coll. (1959) et d'autres.

En ce qui concerne les principes essentiels de la défibrillation, il faut souligner surtout que la défibrillation électrique doit être effectuée toujours au stade de la fibrillation tonique qui se manifeste par des ondulations importantes et bien perceptibles à la surface du myocarde. Les questions de la tonisation du myocarde par des produits pharmacologiques ou un massage cardiaque ont été également traitées dans les travaux que nous venons de citer.

Si le thorax est ouvert, nous posons les électrodes directement sur le cœur, des deux côtés latéraux. Les électrodes servant à la défibrillation directe qui font partie de l'équipement de l'appareil PREMA peuvent être échangées. Elles sont représentées sur la fig. 6, du côté gauche. (A droite, les électrodes destinées à la défibrillation indirecte). Nous choisissons les électrodes d'après la taille du cœur. Nous vérifions toujours si elles s'adosent bien à la paroi cardiaque et c'est pourquoi nous comprimons légèrement le cœur entre les électrodes. Pour opérer une défibrillation directe à haute tension, à l'aide du défibrillateur PREMA, nous utilisons pour les cœurs des adultes

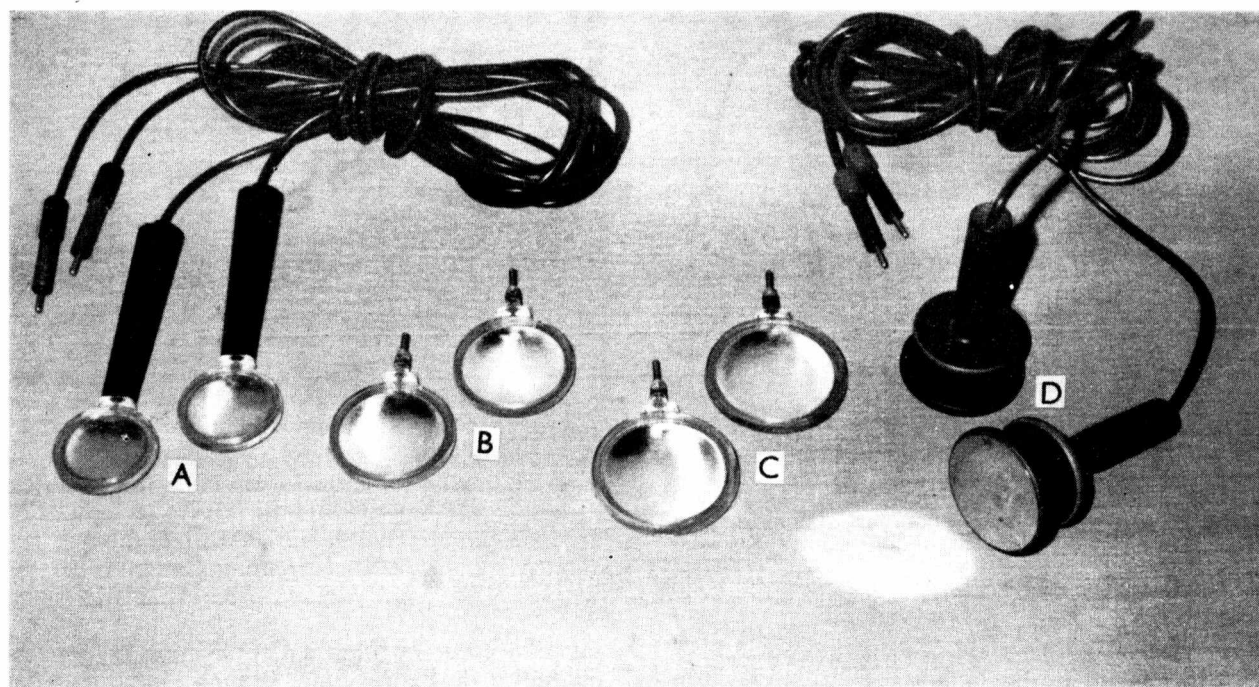


FIG. 6. — Electrodes destinées à la défibrillation directe. (A) : avec deux autres paires d'électrodes échangeables.

(B et C) de taille différente. (D) : électrodes destinées à la défibrillation indirecte.

une première décharge de 1.000 volts et si celle-ci reste sans succès, nous augmentons la tension chaque fois de 200-300 volts. Lors de la défibrillation à tension basse, nous nous servons d'une première décharge de 120 volts 0,1 sec. En cas d'insuccès, nous augmentons chaque fois la tension de 20 volts ou, le cas échéant, nous exécutons une "serial defibrillation". Dans ce cas, nous manipulons le régulateur de la durée de l'impulsion de façon à obtenir des impulsions de 0,4-0,6 sec.

Si nous avons constaté une fibrillation ventriculaire, le thorax étant fermé, nous opérons une défibrillation indirecte transthoracique. Ici, la mise en place appropriée des électrodes représente un des facteurs de la plus haute importance pour le succès final. KOUWENHOVEN et coll. (1961) ont constaté que l'endroit le plus avantageux pour l'application des électrodes, est la région de l'articulation sterno-claviculaire, à peu près dans la fosse jugulaire, en ce qui concerne la première électrode et la région du côté latéral gauche du thorax, au-dessous de la mamelle, à l'endroit de la pointe cardiaque pour la deuxième électrode. Ces endroits sont indiqués sur la fig. 7.

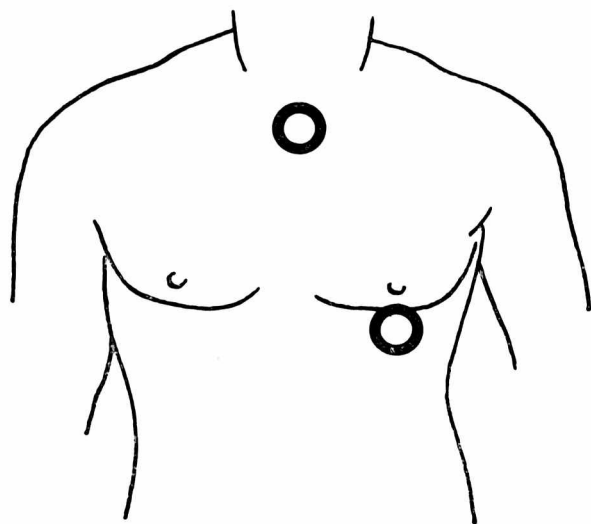


FIG. 7. — Schéma des endroits les plus appropriés pour l'application des électrodes (d'après KOUWENHOVEN).

Les électrodes destinées à la défibrillation indirecte sont représentées sur la fig. 8. Elles sont munies d'une manchette isolante et d'une plaque protectrice, afin d'empêcher la main de

la personne effectuant la défibrillation de glisser sur le corps du malade. Pour assurer un contact parfait, KOUWENHOVEN (1961) recommande d'appuyer sur les électrodes, posées sur le corps du malade, en exerçant une pression de 5 kg environ. L'image montre la mise en place et la position exacte des électrodes pour opérer une défibrillation indirecte. D'après nos expériences, la pâte utilisée pour l'ECG abaisse sensiblement la résistance ohmique de la peau. Nous recommandons d'enduire de cette pâte les endroits de la peau où les électrodes vont être appliquées. Si cette pâte ECG ne se trouvait pas à portée de la main, il suffit de mouiller la peau avec un soluté physiologique ou simplement avec de l'eau.

Pour la première décharge, nous réglons la tension à la valeur de 3.000 volts, indiquée au voltmètre, s'il s'agit d'un adulte. Si la première décharge n'a pas de succès, nous élevons la tension de chaque décharge suivante de 500 volts. Ici aussi, il est absolument indispensable d'effectuer la défibrillation pendant la phase tonique de la fibrillation. C'est pour cela que, avant d'opérer la défibrillation, nous procédons toujours au mas-



FIG. 8. — Emplacement et position appropriée des électrodes sur le thorax, lors de la défibrillation indirecte du cœur.

sage du cœur ou bien à l'application de noradrénaline ou de l'adrénaline, comme l'indiquent dans leurs travaux KOUWENHOVEN et coll. (1960), KESSLER et coll. (1961), PELESKA (1958), JUNA et coll. (1959) et d'autres. Si le malade est obèse, nous appli-

quons dès la première décharge une tension plus élevée, c'est-à-dire de 3.500-4.000 volts.

C'est uniquement pour énumérer toutes les méthodes de défibrillation dont l'exécution est possible avec l'appareil en question que nous allons mentionner la méthode de défibrillation indirecte du cœur d'enfant à l'aide d'une tension alternative de 220 volts (d'après KOUWENHOVEN), même si nous préférons toujours la défibrillation par décharge d'un condensateur. L'emplacement des électrodes sera identique à celui pratiqué chez les adultes. Le régulateur (6) (fig. 5) de la partie à tension basse de l'appareil sera aiguillé pour donner la valeur maximum, c'est-à-dire 220 volts. Nous choisirons une durée de l'impulsion de 0.3 sec. Nous n'emploierons la défibrillation à basse tension, opérée sur des enfants de cette manière que tout à fait exceptionnellement, par exemple si le dispositif à haute tension se trouve dérangé.

Pour la défibrillation des cœurs extrêmement petits ou sur des enfants, nous pouvons diminuer de 20-30 p. 100 la tension employée pour toutes les méthodes de défibrillation sur les adultes.

Application clinique de la méthode de défibrillation par décharge d'un condensateur.

Les expériences cliniques, faites avec la défibrillation directe ou indirecte par décharge des condensateurs, sont déjà assez nombreuses à l'heure actuelle et nous en trouvons des rapports surtout dans les travaux de NEGOVSKIJ (1960), GOURWITCH (1952), JUNA et coll. (1959), KESSLER et coll. (1961), JUDE et coll. (1961, 1962). En analysant l'ensemble des expériences cliniques dont nous disposons à présent, nous pouvons conclure que la défibrillation par décharge d'un condensateur, appliquée en clinique, a confirmé les résultats obtenus dans les expériences faites sur des animaux.

Pour illustrer ces faits, nous présentons un des cas de défibrillation exécuté dans notre service clinique (KESSLER et coll. (1961), où le défibrillateur PREMA avait été essayé. Sur la fig. 9, nous présentons 10 tracés d'ECG, enregistrés au cours de l'opération du malade F.M., opéré pour sténose mitrale.

- A - 12 h 15 Enregistrement avant le début de l'opération. A rythmie complète, symptômes de digitalisation.
- B - 12 h 55 Essai d'une commissurolyse. Exception faite de la tachycardie, l'ECG

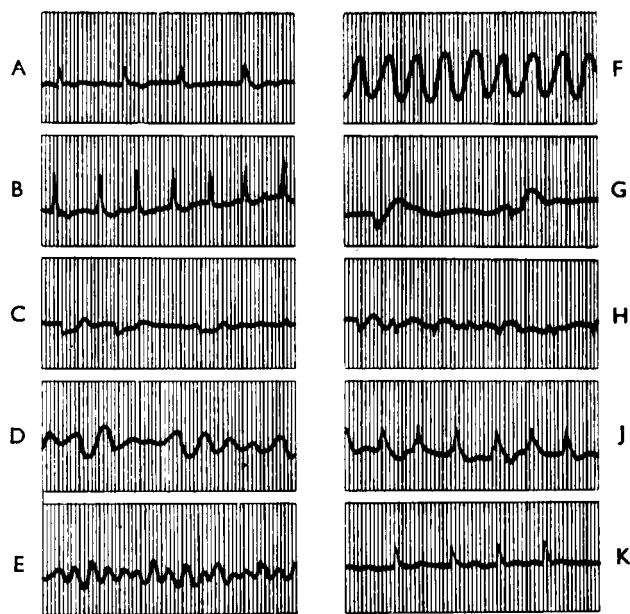


FIG. 9. — Modifications électrocardiographiques enregistrées sur le malade F. M., opéré dans notre service d'une sténose mitrale, chez lequel une fibrillation ventriculaire est survenue pendant l'intervention (KESSLER).

ne présente aucun changement important.

- C - 13 h 11 Commissurotomie. Sur l'ECG, tension basse et rythme ventriculaire.
- D - 13 h 12 Etat immédiatement après la commissurotomie. Le tracé montre une fibrillation ventriculaire grossière.
- E - 13 h 13 A la deuxième minute, le rythme cardiaque s'était affaibli et pour cela on a immédiatement commencé le massage du cœur. A la surface cardiaque, on aperçoit des ondes de fibrillation très petites qui se manifestent par la faible amplitude des potentiels enregistrés sur l'ECG.
- F - 13 h 14 Déjà après un massage très court du cœur, il se manifeste une élévation du tonus du myocarde; la fibrillation à la surface redevient importante. Sur le tracé de l'ECG, on aperçoit la sinusoïde caractéristique de la fibrillation tonique accentuée du cœur.
- G - 13 h 15 Situation immédiatement après la défibrillation directe électrique, par

décharge de condensateur, avec le défibrillateur PREMA. Tension du condensateur 1.500 volts. Sur le tracé de l'ECG, un rythme ventriculaire lent apparaît.

- II - 13 h 19 Après l'application de 3 ml d'amide procainique à 10 p. 100, manifestation d'une tachycardie ventriculaire polytope.
- J - 13 h 21 Au moment de la fermeture de l'auricule gauche, la tachycardie ventriculaire existe toujours.
- K - 13 h 38 L'intervention opératoire s'étant terminée, le rythme se normalise.

Après la réussite de l'opération et de la resuscitation de l'activité cardiaque, il ne s'est produit aucun trouble perceptible du SNC chez le malade qui, après cicatrisation, a quitté l'hôpital.

Développement futur des défibrillateurs à condensateurs et des appareils de l'électro-réanimation.

Les résultats expérimentaux surprenants et les succès cliniques ont stimulé sensiblement le perfectionnement des défibrillateurs à condensateurs. D'une façon analogue à ce qui se passe dans les autres disciplines électroniques et techniques, on note ici aussi une tendance vers la miniaturisation et la construction d'appareils munis de leur propre source d'énergie fournie par une batterie. Les systèmes des défibrillateurs à condensateurs semblent bien correspondre à cette tendance de la technique des appareils médicaux, étant donné qu'ils peuvent être construits dans des dimensions réellement miniatures. Dans nos laboratoires, nous venons de réaliser deux types de défibrillateurs

portatifs, dont l'un a déjà été décrit (PELESKA et coll. (1962 b)).

Mais pour garantir la pleine réussite des réanimations, il faut encore avoir à côté des appareils thérapeutiques des appareils diagnostiques, tels que cardioscopes, tensiomètres, cardiotachomètres et autres. Dans ce but, on construit des appareils de réanimation dits « Complexes » à l'aide desquels il est possible d'effectuer également le diagnostic et la thérapie des arrêts cardiaques. Le matériel électronique de la réanimation est ainsi en train de devenir, soit sous forme d'appareils indépendants, soit sous forme d'ensembles complets, l'équipement non seulement courant, mais surtout indispensable de tous les services chirurgicaux. Vu le fait que les méthodes modernes de réanimation sont devenues d'une importance générale pour la majorité des services médicaux, les appareils destinés à la réanimation électrique commencent à faire leur apparition également dans les disciplines autres que celles de la chirurgie.

L'intervention vraiment active en cas d'arrêt cardiaque brusque exige non seulement des connaissances théoriques approfondies, mais également une expérience pratique. Mais souvent, même la meilleure qualification s'avère insuffisante pour sauver la vie humaine, si les moyens pour réaliser une intervention telle que par exemple la défibrillation cardiaque électrique font défaut. D'un autre côté, les appareils à eux seuls, sans connaissances suffisantes de leur fonctionnement et de leur manipulation, ne représentent qu'une garantie trop faible pour l'accomplissement d'une resuscitation appropriée et couronnée de succès. Les méthodes de réanimation actuelles exigent donc aussi bien des connaissances professionnelles profondes que des appareils perfectionnés.

BIBLIOGRAPHIE

- AKOPJANE A.A., GOURVITCH N.L., YOUKOFF I.A. et NEGOVSKIJ V.A. (1954). O vozmožnosti oživlenija organizma pri fibrilácii serdca vozdiestviem impulsnovo toka. *Elektritchestvo* 10 : 43.
- BECK C.S., PRITCHARD W.H. and FEIL H.S. (1947). Ventricular Fibrillation of Long Duration Abolished by Electric Shock. *J. Amer. Med. Ass.* 135 : 985.
- COHEN A.I., SUMMER R.G., WHALEN R.E., BROWN I. and Mc MUTOSH H.D. (1962). Closed-Chest Cardiac Massage. *Arch. Int. Med.* 110 : 57.
- GOURVITCH N.L., (1952). Vosstanovleniije jizniennykh founkčii organizma posle smertielnoi elektrotravny. *Klin. Med.* 30, 6 : 66.
- GOURVITCH N.L. (1957). Fibrillyaciya idéfibrillyaciya serdca. Moscou, Medgiz.
- GUYTON A.C. and SATTERFIELD J. (1951). Factors concerned in Electrical defibrillation of Heart Particulary Through Unopened Chest. *Amer. J. Physiol.* 167 : 81.
- HOOKE D.R. (1929). On the Recovery of the Heart in Electric Shock. *Amer. J. Physiol.* 91 : 305.
- HOOKE D.R., KOUWENHOVEN W.B. and LANGWORTHY O.R. (1933). Current Following Through the Heart Under Conditions of Electric Shock. *Amer. J. Physiol.* 103 : 444.
- HOOPS J.A. and BIGELOW W.J. (1954). Electrical Treatment of Cardiac Arrest. *Surgery* 36 : 833.
- HOSLER R.M. (1957). Cardiac Resuscitation. *Nebraska State Med. J.* 42 : 391.
- HOSLER R.M. and WOLFE K. (1959). Closed Chest Resuscitation. *Arch. Surg.* 79 : 31.
- HOSLI G. (1960). 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 : 603.
- HUGUENARD P. (1958). A propos du Défibrillateur A.L.S.E.M. Une méthode standard de défibrillation. *Anesth. Analg.* 15 : 351.
- JOHNSON J. and KIRBY C.K. (1951). The Surgical Treatment of Ventricular Fibrillation. *Ann. Surg.* 134 : 672.
- JUDE J.R., KOUWENHOVEN W.B. and KNICKERBOCKER G.G. (1961). A New Approach to Cardiac Ressuscitation. *Ann. Surg.* 154 : 311.
- JUDE J.R., KOUWENHOVEN W.B. and KNICKERBOCKER G.G. (1962). An Experimental and Clinical Study of a Portable External Cardiac Defibrillator. *Surgical Forum* 13 : 185.
- JUNA S., MARKALOUS P., SMETANA J. and RACENBERG E. (1959). Nase zkusenosti s resuscitací srdce část klinická. *Rozhl. Chirur.* 38 : 812.
- KESZLER H., PASTOROVA J. and JANRNY J. Resuscitace Praha 1961, S Z N.
- KOLGANOVA N.S. (1962). Fibrillyaciya i defibrillyaciya serdza pri vosstanovlenij yevo djeyatelnosti posle clinitchescoy smerti v ouslaviyakh ghipotermiy. *Exp. Chir. Anest.* 7 : 15.
- KOUWENHOVEN W.B., JUDE J.R. and KNICKERBOCKER G.G. (1960). Closed-Chest Cardiac Massage. *J. Amer. med. Ass.* 173 : 1064.
- KOUWENHOVEN W.B., JUDE J.R. and KNICKERBOCKER G.G. (1961). Heart Activation in Cardiac Arrest. *Modern. Concepts of Cardiovascular Disease* 30 : 639.
- KOUWENHOVEN W.B. and KNICKERBOCKER G.G. (1962) The Development of Portable Defibrillator. *Power Apparatus and Systems* 62 : 428.
- KOUWENHOVEN W.B. and KAY J.H. (1951). A Simple Electrical Apparatus for the Clinical Treatment of Ventricular Fibrillation. *Surgery* 30 : 781.
- KOUWENHOVEN W.B. and MILNOR W.R. (1958). The effects of High-Voltage, Low Capacitance Electrical Discharges in the Dog. *IRE - Trans. on Medical Electronics PGME - II* : 41.
- KOUWENHOVEN W.B., MILNOR W.R., KNICKERBOCKER G.G. and CHESNUT W.R. (1957). Closed Chest Defibrillation of the Heart. *Surgery* 42 : 550.
- LEFEMINE A.A., AMARASINGHAM R., HARKEN D.E., BERKOVITZ B. and LOWN B. (1962) Defibrillation by Direct and Alternating Currents at Normal and Reduced Temperatures. *Surgical Forum* 13 : 183.
- LOWN B., NEUMAN J., AMARASINGHAM E. and BERKOVITZ B.V. (1962). Comparison of Alternating Current with Direct Electroschock Across the Closed Chest. *Amer. J. Cardiol.* 10 : 223.
- MACKAY R.S., MOOSLIN K.E. and LEEDS S.E. (1951) The effects of Electric Currents on the Canine Heart with Particular Reference to Ventricular Fibrillation. *Ann. Surg.* 134 : 173.
- MACKAY R.S. and LEEDS S.E. (1960). Physiological Effects of Condenser Discharges with Application to Tissue Stimulation and Ventricular Defibrillation. *IRE- Trans. on Medical Electronics* 7 : 104.
- MCMILLAN I.K.R., COCKETT F.B. and STYLES P. (1952) Cardiac Arrest and Ventricular Fibrillation: A method of Treatment by Electrical Shock. *Thorax* 7 : 205.
- MILNOR W.L., KNICKERBOCKER G.G. and KOUWENHOVEN W.B. (1958). Cardiac Responses to Thoracic Capacitor Discharges in the Dog. *Circulation Res* 6 : 60.
- NAHAS G.G. et WAPLER C. (1954) Réanimation cardiaque et défibrillation. *Presse méd.* 62 : 1668.

- NEGOVSKIY V.A. (1954). Patofisiologia i terapia agonii i klinicheskoi smerti. Medgiz, Moscou.
- NEGOSKIY V.A. (1960) Ojivlenije organisma i iscoustvenaya gihhotermiya. Medgiz, Moscou.
- PELESKA B. (1957). Transthorákkální a primá defivrilace. *Rozhl. Chir.* 36 : 731.
- PELESKA B. (1958). La défibrillation transthoracique et directe à haute tension. *Anesth. Analg.* 15 : 238.
- PELESKA B. (1959). Der « Universaldefibrillator PREMA », ein Gerät zur Beseitigung des Herzkammerflimmerns bei geöffnetem oder geschlossenem Brustkorb. KOVO-export, Tschechoslowakische Exportzeitschrift 9.
- PELESKA B. (1960). A High Voltage Defibrillator and the Theory of High Voltage Defibrillation. Proc. of the Third International Conference on Medical Electronics: 265, London.
- PELESKA B. (1961). The Dependence of the Defibrillation Threshold of the Heart on the Parameters of Defibrillation Impulses. Digest of the 1961 International Conference on Medical Electronics: 180, New York.
- PELESKA B. (1963). Cardiac Arrhythmias Following Condenser Discharges and Their Dependence Upon Strength and Phase of Cardiac Cycle. *Circulation Res.* (in presse).
- PELESKA B., POHANKA J. and BLAZEK Z. (1962 a). Bateriový defibrilátor s impulsovým au tototransfomátorem pro defibrilaci srdečních komor. *Slaboproudý obzor* 23 : 686.
- PELESKA B., POHANKA J. et BLAZEK Z. (1962 b). Un défibrillateur portatif, destiné à la défibrillation transthoracique ou directe, indépendant du réseau et pourvu d'un convertisseur transistorisé. *Anesth. Analg.* 19 : 837.
- PELESKA B. and BLAZEK Z. Vliv seriove razené indukčnosti u kondenzátorových defibrilátoru na defibrilacní práh srdce a návrh na úpravu dosavadního typu defibrilátoru PREMA. *Rozhl. Chir.* (in presse).
- PRÉVOST J.L. et BATELLI F. (1889 a). La mort par les courants électriques. Courants alternatifs à haute tension. *J. Physiol. Pathologie Générale* I : 427.
- PRÉVOST J.L. et BATELLI F. (1889 b) La mort par les décharges électriques. *J. Physiol. Pathologie Générale* I : 1085.
- REDDING J.S. and COZINE R.A. (1961). Comparison of Open-Chest and Closed Chest Cardiac Massage in Dogs. *Anesthesiology* 22 : 280.
- SAFAR P., BROWN T.C., HOLTEY W.J. and WILDER R.J. (1961). Ventilation and Circulation with Closed Chest Cardiac Massage in Man. *J. Amer. med. Ass.* 176 : 574.
- SMETANA J., RACEMBERG E., JUNA S. and MARKALOUS P. (1959). Nase zkusenosti s resuscitací srdce (část pokusná). *Rozhl. Chir.* 38 : 805.
- STEPHENSON H.E. (1958). Cardiac Arrest and Resuscitations. The C.V. Mosby Company St.Louis.
- VANREMOORTERE E. et DALEM J. (1954). Défibrillation électrique et impédance cardiaque. *Acta Cardiol.* 9 : 53.
- WIGGERS C.J. (1940 a). The Mechanism and Nature of Ventricular Fibrillation. *Amer. Heart J.* 20 : 399.
- WIGGERS C.J. (1940 b). The Physiologic Basis for Cardiac Resuscitation from Ventricular Fibrillation - Method for Serial Defibrillation. *Amer. Heart J.* 20 : 412.
- ZOLL P.M., LINENTHAL A.J., GIBSON W., PAUL M.H. and NORMAN L.R. (1956). Termination of Ventricular Fibrillation in Man by Externally Applied Electric Counter-shock. *N. Engl. J. Med.* 254 : 727.
- ZÁK F. and PELESKA B. (1957). Morfologické zmeny v Myokardu po defibrilaci. *Rozhl. Chir.* 36 : 727.

RESUMES

Le seuil de la défibrillation cardiaque, exprimé par sa tension, dépend de la forme et de la durée de l'impulsion électrique. Pour les impulsions courtes, il est élevé et pour les impulsions plus longues, il est plus bas. L'altération fonctionnelle du cœur, évaluée d'après le degré de l'arythmie après application des décharges d'un condensateur sur des chiens normaux, dépend essentiellement de la tension. Il est donc nécessaire de choisir les paramètres de l'impulsion défibrillatrice en tenant compte du seuil de la tension minimum.

Nous réalisons des paramètres avantageux des décharges d'un condensateur si nous faisons entrer une bobine d'induction appropriée dans le circuit de décharge d'un défibrillateur à condensateurs. Nous réalisons ainsi, en comparaison avec des décharges défibrillatrices d'un condensateur sans induction (la capacité étant identique), un abaissement important de la tension défibrillatrice du seuil des électrodes.

A base des résultats ainsi obtenus, le type défibrillateur PREMA, tel qu'il avait été réalisé jusqu'à présent, vient d'être reconstruit. La construction de la bobine permet de réaliser des propriétés plus avantageuses de l'impulsion défibrillatrice et l'abaissement de la tension des électrodes de plus de la moitié de sa valeur. Le travail présenté comprend également des indications relatives à la manipulation de l'appareil et les méthodes éprouvées de la défibrillation directe et indirecte. Les expériences cliniques confirment les résultats obtenus par les expériences faites sur des animaux.

The threshold of cardiac defibrillation, as expressed by its voltage, depends on the form and duration of the electrical impulse. With short impulses, it is high, and with longer impulses it is lower. In the normal dog, the functional deterioration of the heart, determined by the degree of arrhythmia obtained with discharges produced by a condenser, depends essentially on the voltage. The choice of parameters of defibrillation impulses must, therefore, take into account the minimal voltage threshold.

Useful parameters for condenser discharges can be obtained if a proper spark-coil is introduced into the discharge circuit of a defibrillator equipped with condensers. An important decrease is thereby obtained in the defibrillation voltage of the electrode threshold, when compared to defibrillating discharges produced by a condenser with a spark-coil (the capacity being the same).

Modifications have now been introduced in the recent model of the defibrillator of the PREMA type on the basis of these results. The introduction of the coil gives more favorable properties to the defibrillation impulse and decreases the voltage of the electrodes to less than half of its former value.

The work presented includes also certain directions for the handling of the apparatus, and describes thoroughly classical methods of direct and indirect defibrillation. Clinical results are presented in support of observations collected in animal experimentation.

Die Schwelle des Herzentflimmerns, als Spannung ausgesprochen, ist von der Form und der Zeitspanne des elektrischen Impulses abhängig. Für kurze Impulse ist die Schwelle hoch, für längere Impulse ist sie tiefer. Die funktionelle Änderung des Herzes abgeschätzt nach der Arrhythmie-Stufe welche bei normalen Hunden durch Kondensator-Entladungen entsteht, hängt hauptsächlich von der Spannung ab. Es ist also notwendig bei der Wahl des Parameters des Entflimmer-Impuls mit der Schwelle der Minimalspannung zu rechnen.

Durch Entladungen eines Kondensators werden vorteilhafte Parameter verwirklicht wenn eine geeignete Induktionsspule in den Entladungskreis eines Kondensatorenflimmers eingebaut wurde. Es wurden so, im Vergleich mit Entflimmer-Entladungen eines Kondensators ohne Induktion (aber mit gleicher Kapazität), ein beträchtliche Senkung der Entflimmerspannung an dem Elektroden-Niveau erreicht.

Von diesen Ergebnissen ausgehend, wurde der PREMA-Entflimmerapparat neu aufgebaut. Der Bau der Spule insbesondere erlaubt vorteilhafte Entflimmer-Impulse und die Senkung der Elektroden-Spannung über die Hälfte seines Wertes. Es werden noch Handhabungsvorschriften des Apparates und erprobte direkte und indirekte Entflimmermethoden angegeben. Klinische Experimente bestätigen die Ergebnisse der Tierversuche.

El umbral de la desfibrilación cardíaca expresado por su tensión, depende de la forma y de la duración de la impulsión eléctrica. Para las impulsiones cortas, es elevado y para las impulsiones más largas, es más bajo. La alteración funcional del corazón, evaluada según el grado de arritmia después de la aplicación de descargas de un condensador sobre perros normales, depende esencialmente de la tensión. Es necesario pues escoger los parámetros de la impulsión desfibrilatoria teniendo en cuenta el umbral de la tensión minimum.

Efectuamos parámetros eventajosos de descargas de un condensador si hacemos entrar una bobina de inducción apropiada en el circuito de descarga de condensadores. Efectuamos así, en comparación con las descargas desfibrilatorias de un condensador sin inducción (la capacidad siendo idéntica), una rebaja importante de la tensión desfibrilatoria del umbral de electrodos. A base de los resultados así conseguidos el tipo desfibrilator PREMA, tal como habia sido realizado hasta ahora, acaba de ser reconstruido. La construcción de la bobina permite realizar propiedades más ventajosas de la impulsión desfibrilatoria y la rebaja de la tensión de electrodos de más de la mitad de su valor. El trabajo presentado comprende igualmente indicaciones en relación con la manipulación del aparato y los métodos experimentados de la desfibrilación directa e indirecta. Las experiencias clínicas confirman los resultados logrados por las experiencias hechas sobre animales.

порог дефибриляции миокарда, выраженный его тонусом, зависит от формы и времени действия электрического импульса. Он является повышенным для импульсов кратковременных и сниженным для длительных. Функциональные изменения миокарда определенные на основании степени аритмии после разряда конденсатора у здоровых собак, зависит главным образом от его напряжения. Поэтому необходимо избирать параметры дефибрилирующих импульсов учесть порог минимального напряжения. Автор применяет такую схему, при которой конденсатор разряжается посредством индукционной катушки. Он получает таким образом, по сравнению с конденсатором без индукции/ при такой же емкости конденсатора/ значительное снижение порога дефибрилирующего напряжения электродов. На основании полученных результатов авторы решили изменить употребляемый до настоящего времени дефибрилятор типа Према. Введенная в схему разряда конденсатора индукционная катушка разрешает получить дефибрилирующие импульсы обладающие лучшими свойствами и снизить напряжение электродов более чем на половину. Настоящая работа заключает инструкцию обслуживания аппарата и опись методов посредственной и непосредственной дефибриляции. Результаты полученные в клинике полностью согласны с результатами полученными в экспериментальных условиях у животных.
