

PRÉSENTATION D'APPAREIL

UN DÉFIBRILLATEUR PORTATIF, DESTINÉ A LA DÉFIBRILLATION TRANSTHORACIQUE OU DIRECTE, INDÉPENDANT DU RÉSEAU ET POURVU D'UN CONVERTISSEUR TRANSISTORISÉ

PAR

B. PELESKA, J. POHANKA et Z. BLAZEK (*)

(Prague)

Introduction.

Ces temps derniers, un procédé plus actif pour le traitement des arrêts cardiaques a puse développer essentiellement grâce à la mise au point d'une méthode simple et efficace du massage transthoracique du cœur. Le mérite en revient spécialement à KOUWENHOVEN et coll. (5, 6), JUDE et coll. (4). L'efficacité de la méthode a été vérifiée et analysée expérimentalement par SAFAR et coll. (13), REDDING et COZINE (12), GUREWICH et coll. (2) et d'autres. Les résultats cliniques obtenus jusqu'à maintenant par l'application de la méthode en question sur des malades atteints d'un arrêt du cœur, sont très encourageants et portent à croire que cette méthode va trouver une application très large en médecine générale.

On sait pourtant que la ressuscitation de l'arrêt cardiaque entraîne de nombreuses complications, dont la plus fréquente, la fibrillation ventriculaire, aboutit à des conséquences circulatoires identiques à celles de l'arrêt lui-même. Elle peut

(*) *Adresse* : Institut de Chirurgie clinique et expérimentale, Praha XIV — KRC — Budejovicka 800.
ANESTHÉSIE, ANALGÉSIE ET RÉANIMATION, XIX, n° 4, 1962.

aussi constituer la cause primaire de l'arrêt cardiaque, comme c'est le cas lors des accidents par le courant électrique. D'après STEPHENSON (14), une fibrillation se manifeste dans plus de 11 p. 100 des cas d'arrêt cardiaque brusque. L'impulsion la plus importante pour la provocation de la fibrillation ventriculaire, lors des ressuscitations, c'est le massage cardiaque direct. Ici, la fibrillation se développe à cause d'une sensibilité augmentée à la fibrillation en présence d'une ischémie, avec irritation mécanique simultanée.

La fibrillation ventriculaire représente toujours une complication grave qui nécessite une thérapie immédiate. La mesure thérapeutique la plus efficace et en même temps la plus rapide, c'est la défibrillation électrique par une impulsion électrique forte. Mais ceci nous oblige de faire face aux difficultés issues du caractère même de cette méthode, ainsi que des altérations fonctionnelles qui se développent dans le myocarde au cours de la fibrillation. Après l'apparition brusque de la fibrillation, il s'installe rapidement une atonie du muscle cardiaque qui, d'après Wiggers (15), se déclare entre la 2^e et la 3^e mn, d'après nos propres expériences entre la première et la 2^e minute. Pour interrompre la fibrillation et rétablir sa faculté de contraction au myocarde, il faut opérer la défibrillation pendant le stade tonique de la fibrillation, c'est-à-dire après 1-2 mn au plus tard, ou bien il faut, avant de procéder à la défibrillation, toniser le cœur en appliquant des cardiotoniques et un massage. Dans tous les cas, il est absolument nécessaire d'appliquer l'impulsion défibrillatrice aussi rapidement que possible. Il est vrai que par le massage cardiaque, soit direct, soit indirect, nous arrivons à maintenir la circulation sanguine indispensable, mais le massage direct cause des lésions morphologiques du myocarde et le massage indirect est beaucoup moins efficace pendant un temps prolongé. Dans cette lutte avec le temps et, parfois, du fait de, l'insuffisance du personnel, il est très avantageux que l'appareil resuscitateur se trouve prêt, à portée de main.

C'est pour ces raisons que l'on s'est occupé, pendant ces temps derniers, de construire des appareils alimentés par leur propre source de courant et donc indépendants du réseau et facilement transportables, ce qui améliore d'un côté leur mobilité, et de l'autre, facilite une mise en œuvre prompte en cas d'urgence.

Nous avons donc concentré nos efforts vers le développement et la construction d'un défibrillateur tel que sa mise en action serait possible immédiatement et n'importe où, indépendamment du réseau et qui pourrait servir aussi bien à la défibrillation directe qu'à la défibrillation indirecte du cœur. Pour satisfaire à ces besoins, une décharge de condensateur semble la plus appropriée. L'énergie accumulée dans le condensateur peut être déchargée dans un laps de temps extrêmement court, ce qui permet d'obtenir l'impulsion électrique forte nécessaire à l'interruption de la fibrillation ventriculaire (GURVITCH (3), MACKAY (7)).

La construction de l'appareil.

Notre projet de construction pour un défibrillateur à alimentation propre a pris naissance à partir de nos propres expériences, faites avec l'appareil PREMA, décrit dans des communications antérieures (PELESKA (8,9)). Nous avons essayé de réaliser une impulsion défibrillatrice à paramètres identiques à ceux du dit défibrillateur, étant donné que les travaux des recherches, entrepris afin de pouvoir indiquer la forme, la durée et l'énergie optimales de l'impulsion, n'étaient pas encore terminés.

Pour les défibrillateurs à condensateurs, on utilise une tension plus haute que pour les défibrillateurs se servant des impulsions du courant alternatif et leur

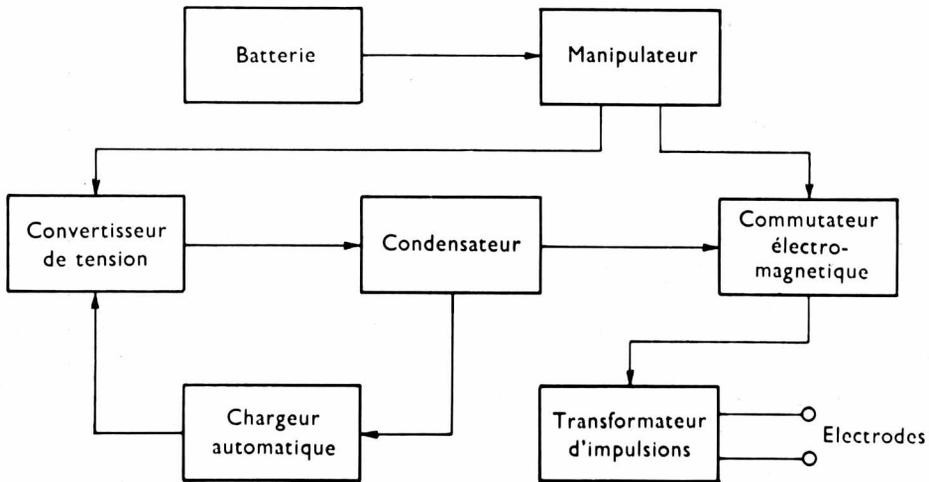


FIG. 1. — Schéma en fiches du défibrillateur portable, alimenté par sa propre source d'énergie.

construction s'avère donc plus exigeante et plus compliquée. Pour éliminer au moins partiellement quelques-unes des difficultés de construction, nous avons proposé et essayé un transformateur à impulsions, à l'aide duquel nous réalisons la tension nécessaire à l'impulsion défibrillatrice. En plus, ceci présente l'avantage de pouvoir construire la source comme appareil à basse tension.

La fig. n° 1 représente le schéma de l'appareil qui comprend les éléments que voici : 1° Batterie, 2° manipulateur, 3° convertisseur de tension transistorisé, 4° condensateurs, 5° rechargement automatique des condensateurs, 6° commutateur électro-magnétique, 7° transformateur à impulsions. Le schéma détaillé du dispositif électrique est indiqué sur la fig. n° 2.

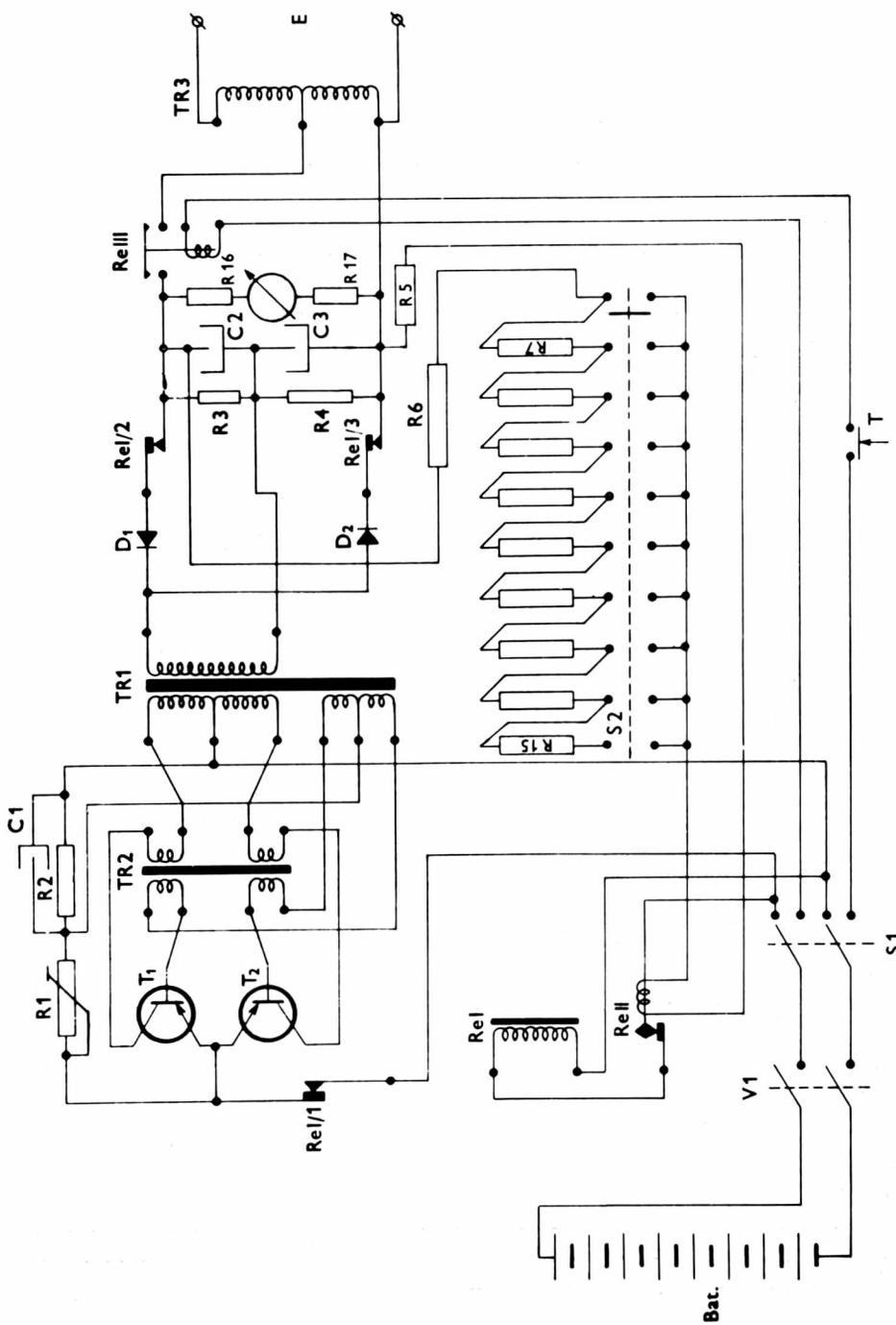


FIG. 2. — Schéma du dispositif électrique du défibrillateur avec son convertisseur de tension à transistors et transformateur d'impulsions.

Le fonctionnement de l'appareil.

Le courant électrique passe à partir de la batterie à 12 volts, par l'interrupteur principal V 1 et le commutateur S 1 dans le convertisseur à transistors. L'ensemble du convertisseur comprend les transistors T 1 et T 2, les résistances R 1 et R 2, le condensateur C 1 et les transformateurs TR 1 et TR 2. La bobine secondaire du transformateur TR 1 fournit une tension de 500 volts environ. Le redresseur avec ses deux diodes siliciées D 1 et D 2 fonctionne en doubleur de tension et, par l'intermédiaire des relais Re 1/2 et Re 1/3 charge les condensateurs principaux C 2 et C 3, disposés en série et dont la capacité de sortie est de 800 pF. Pour réaliser une distribution uniforme de la décharge, les condensateurs sont shuntés par deux résistances R 3 et R 4. L'allure linéaire du chargement est assurée par une dégénération à courant, à l'aide TR 2 et par une régénération à tension, formée par la bobine du TR 1. La tension nécessaire des condensateurs est réalisée par la disposition du commutateur S 2. Cette tension est maintenue automatiquement à l'aide du relais polarisé Re II et du système des résistances en série R 5-R 15. La tension des condensateurs est indiquée sur le voltmètre, dans le circuit duquel les résistances protectrices R 16 et R 17 sont reliées.

La décharge de défibrillation s'opère par la mise en position du commutateur S 1, le relais Re 1 se trouvant ainsi mis hors circuit. Ainsi, le courant vers le convertisseur transistorisé est interrompu et, en même temps, la batterie est reliée au contact à courant fort Re III. La décharge elle-même s'opère en appuyant sur le bouton T ; le courant passe ainsi dans la bobine du relais électromagnétique Re III, par lequel les condensateurs C 2 et C 3 se déchargent dans le circuit de l'autotransformateur à impulsions TR 3, à la sortie duquel se trouvent attachées les électrodes défibrillatrices E.

L'appareil a été construit dans les laboratoires de développement industriel de l'Institut de chirurgie clinique et expérimentale et est représenté sur la fig. n° 3. Il est installé dans un coffret en matière plastique enduite de fibres de verre. La paroi antérieure sert de support aux éléments de contrôle et une pile échangeable, ainsi qu'au voltmètre pour la tension des condensateurs. La paroi de fond comprend un compartiment spécial pour les accessoires (électrodes). La fig. n° 4 montre le dispositif intérieur de chacun des éléments. L'autotransformateur à impulsions, comprenant 5 sections en fil d'aluminium, enduits de bakélite, occupe presque la moitié de l'espace intérieur.

Indications techniques.

Pour établir les paramètres techniques, nous nous sommes servis de ceux du type de défibrillateur alimenté par le réseau que nous avons décrit antérieurement. Le temps nécessaire pour le rechargement (les condensateurs étant formés) jusqu'à



FIG. 3. — Prototype du défibrillateur portatif, construit dans les laboratoires de développement industriel de l'Institut de chirurgie clinique et expérimentale à Prague.

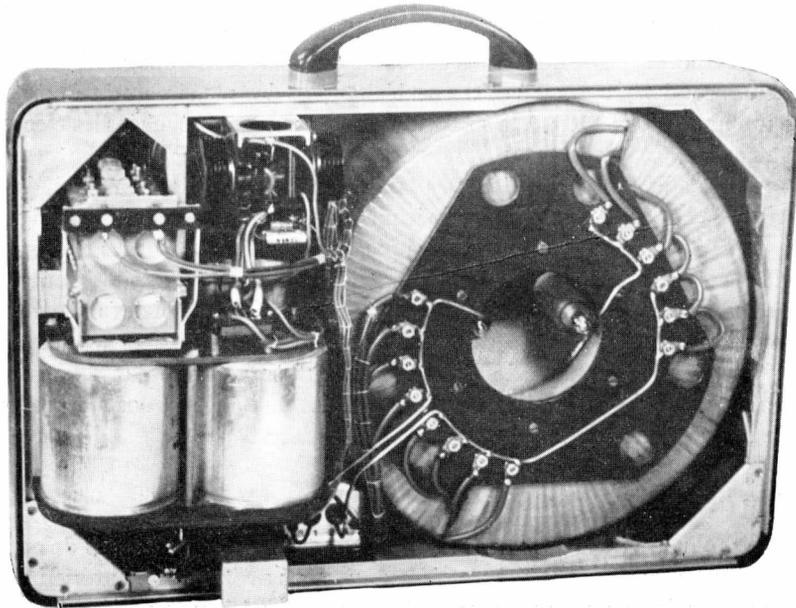


FIG. 4. — Aménagement intérieur du défibrillateur portatif.

la valeur maximale de 1 000 volts est de 30 s. La moitié de cette valeur, une tension de 500 volts, est atteinte après 14 s. L'énergie maximale des condensateurs est de 400 Wsec. Étant donné que la durée de l'impulsion ne diffère presque pas de celle du défibrillateur alimenté par le réseau, le courant constitue le facteur décisif pour la défibrillation. La fig. n° 5 reproduit une comparaison des courbes du courant de ces deux types de défibrillateurs, aux charges de 30 et de 50 ohms. La résistance moyenne entre les électrodes était, dans nos conditions expérimentales, de 40 ohms environ (PELESKA (10)). Les tracés montrent qu'il n'y a aucune différence essentielle quant aux valeurs maximales des deux appareils comparés. L'appareil à transformateur d'impulsions possède une impédance de sortie légèrement supérieure, ce qui est avantageux pour la défibrillation transthoracique.

Sur le tableau n° 1, nous voyons les valeurs de la tension et les durées des impulsions du défibrillateur portatif entre 100 et 800 volts ce qui représente les moyennes des valeurs constatées sur des objets biologiques, en l'espèce des chiens d'un poids de 20 à 35 kg. Les chiens de cette taille se rapprochent le plus, par leur physiologie de la circulation sanguine et cardiaque, des valeurs correspondantes de l'homme. Sur le tableau suivant (n° 2), on compare les valeurs de seuil des impulsions défibrillatrices d'un défibrillateur alimenté par le réseau à celles du type portatif. L'énergie maximale du type portatif est plus élevée, mais ceci est en rapport avec l'efficacité plus faibles de cet appareil. La tension défibrillatrice du seuil des condensateurs représente, pour les deux types, 50 p. 100 \pm 10 p. 100 environ de la tension maximale, ce qui correspond au quart environ de l'énergie maximale. Les tensions de seuil de l'objet ne montrent pas de différences importantes, mais le courant nécessaire est de 25 p. 100 moins fort pour le type portatif, peut-être à cause de la prolongation de l'impulsion jusqu'à la durée de 5,5 millisecc.

TABLEAU I

Table des valeurs moyennes de la tension et durées de l'impulsion du défibrillateur avec transformateur d'impulsions, décharges de 100-800 volts, évaluées sur 6 chiens d'un poids de 20-25 kg.

| | Voltage des condensateurs en Volts | | | | | | | |
|----------------------------------|------------------------------------|-----|-----|------|------|------|------|------|
| | 100 | 200 | 300 | 400 | 500 | 600 | 700 | 800 |
| E — en Volt entre les électrodes | 310 | 602 | 880 | 1142 | 1360 | 1587 | 1796 | 1991 |
| Durée de l'impulsion en milisecc | 2,64 | 3,3 | 3,9 | 4,1 | 4,7 | 5,9 | 6,4 | 6,9 |

Le défibrillateur, tel qu'il est représenté sur la fig. n° 3, pèse 14 kg, ce qui représente le cinquième environ du poids du type universel, alimenté par le réseau.

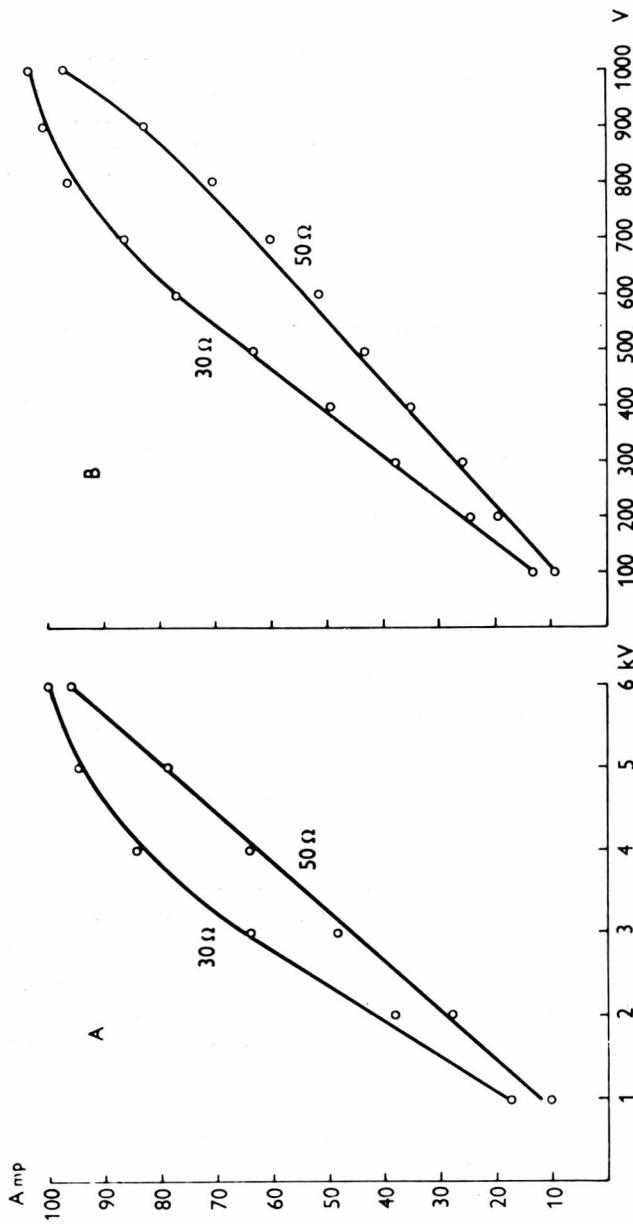


FIG. 5. — A : caractéristiques du courant de défibrillateur universel, alimenté par le réseau, avec circuit LC, lors d'une charge de 30 et de 50 ohms ($C = 16 \mu F, L = 0,25 \text{ Hy}$).
 B : caractéristiques du courant du défibrillateur portatif, avec transformateur d'impulsions, lors d'une charge de 30 et de 50 ohms ($C = 800 \mu F$).

Les expériences comparatives, faites sur des chiens de 20-25 kg de poids, ont montré que l'efficacité était satisfaisante. Le tracé A de la fig. n° 6 correspond à l'ECG d'une fibrillation et d'une défibrillation opérées à l'aide d'un défibrillateur alimenté par le réseau, le tracé B à une défibrillation opérée avec le type portatif. Comme il résulte des valeurs indiquées pour ces deux types, on a utilisé, dans les deux cas, 1/4 environ de leur énergie totale maximale respective.

TABEAU II

Comparaison des valeurs défibrillatrices du seuil, entre le type universel avec circuit LC et le type portatif avec transformateur d'impulsions. Le tableau indique les moyennes des valeurs évaluées sur 6 chiens d'un poids de 20-25 kg.

| | Energie du condensateur en Ws | Tension en kV | | Courant en Amp | Durée de l'impulsion en milisec |
|---|-------------------------------|-----------------|----------------------|----------------|---------------------------------|
| | | du condensateur | entre les électrodes | | |
| Type universel (LC) alimenté par le réseau C = 16 uF L = 0,25 H R = 20 Ω | 38,72 | 2,2 | 1,33 | 39,3 | 4,8 |
| Type portatif à auto-transformateur d'impulsion C = 800 uF | 121 | 0,55 | 1,42 | 28,5 | 5,5 |

Conclusions.

Le modèle du défibrillateur portatif que nous venons de décrire ne réalise qu'une des possibilités de construction dont plusieurs autres encore peuvent bien être envisagées. L'autotransformateur à impulsions présente plusieurs avantages, dont celui que le convertisseur peut être réalisé sous forme d'une installation à basse tension. En plus, il semble avantageux de pouvoir choisir une construction telle de l'autotransformateur qu'elle doit aboutir à la forme la plus appropriée de l'impulsion. Le seul désavantage consiste dans une efficacité inférieure à celle du dispositif du circuit LC, où les pertes ne se manifestent que dans la sphère ohmique de l'inductivité.

Les méthodes modernes de ressuscitation se développent de plus en plus et n'intéressent pas seulement un nombre croissant des disciplines médicales, mais aussi vont-elles directement s'appliquer sur les lieux où les travailleurs sont exposés aux risques professionnels. Pour pouvoir assurer l'utilisation de ces méthodes modernes, il est absolument indispensable de disposer d'un équipement technique convenable, comprenant en premier lieu des appareils respiratoires, des cardiosti-

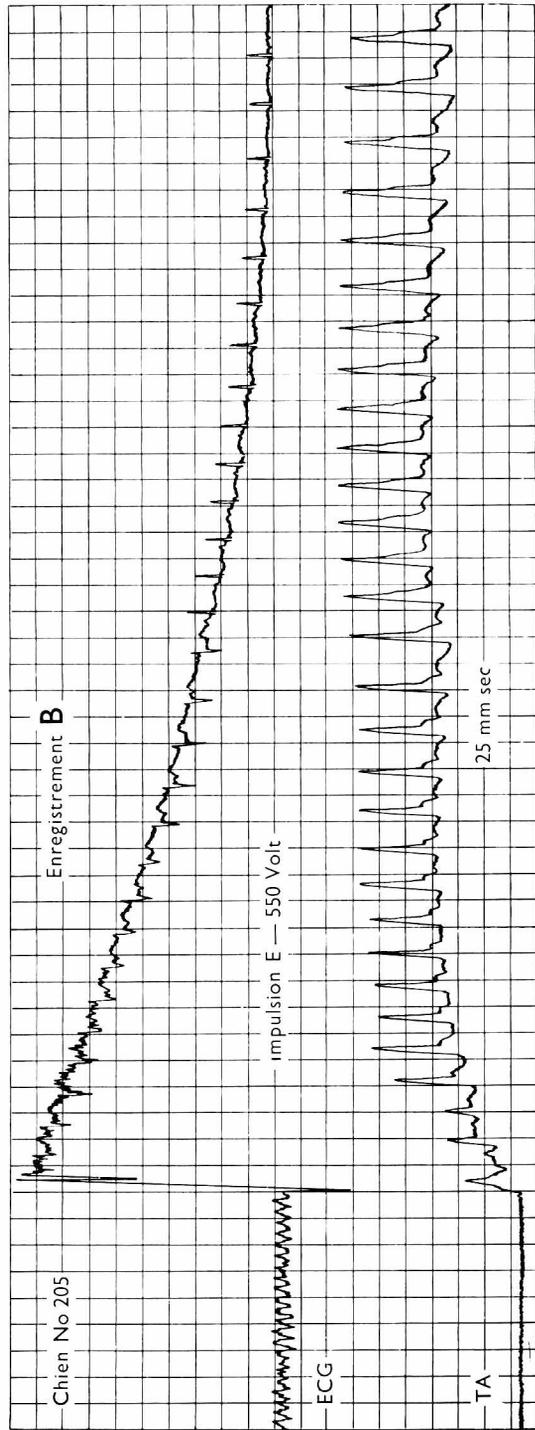
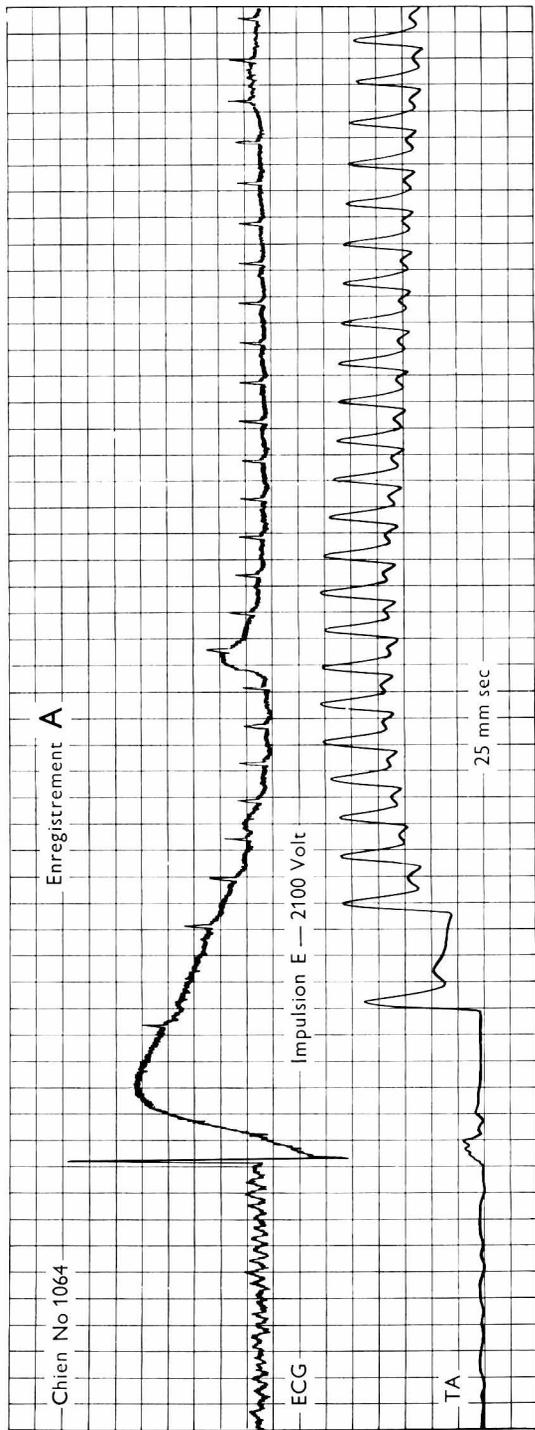


FIG. 6. — A : ECG tracé d'une fibrillation et d'une défibrillation opérées à l'aide du type alimenté par le réseau (E du condensateur = 2,100 volts). Chien n° 1064.
 B : ECG — tracé d'une fibrillation et d'une défibrillation réalisées par le type portatif (E du condensateur = 550 volts). Chien n° 205.

mulateurs et des défibrillateurs portatifs et toujours prêts à l'usage. On dispose déjà de pace-makers transistorisés appropriés qui ne nécessitent qu'un apport énergétique insignifiant et, d'un autre côté, des appareils respiratoires portatifs peu encombrants viennent d'être construits, sans parler des possibilités de se servir des méthodes efficaces de la respiration artificielle de la bouche à la bouche (ELAM et coll., (1.)) L'utilisation des défibrillateurs est toujours beaucoup plus problématique, étant donné qu'elle dépendait des disponibilités du réseau électrique. C'est pour cela que la réalisation d'un défibrillateur à condensateur et son emploi en médecine pratique est de toute première importance à l'époque actuelle. Mais la construction d'appareils encore plus légers ne dépend pas uniquement de la miniaturisation des accessoires et de la transistorisation de certains ensembles. Elle dépend essentiellement du progrès des recherches sur la physiopathologie et la thérapie de la défibrillation électrique et de la détermination des paramètres les plus convenables de l'impulsion défibrillatrice (PELEŠKA (11)). C'est de ces problèmes que nous allons nous occuper dans nos autres travaux.

Résumé.

La communication présentée relate sommairement la problématique de la construction de défibrillateurs portatifs, alimentés par leur propre source d'énergie. On décrit le dispositif d'un tel défibrillateur, indépendant du réseau et muni d'un transformateur à impulsions. Le schéma détaillé d'un tel appareil est présenté, ainsi que les paramètres techniques qui correspondent à peu près à ceux du type déjà réalisé, alimenté par le réseau. Le défibrillateur décrit peut servir aussi bien à la défibrillation cardiaque transthoracique que directe.

BIBLIOGRAPHIE

1. ELAM (J. O.), RUBEN (A. M.), GREENE (D. C.) and BITNER (T. J.). — Mouth to Nose Resuscitation During convulsive Seizures. *JAMA*, **176**, 7, 565-570, 1961.
2. GUREWICH (V.), SASAHARA (A. A.), QUINN (J. S.), PEFFER (C. J.) and LITTMANN (D.). — Aortic pressures during closed chest cardiac massage, *Circulation* **23**, 4, 593-596, 1961.
3. GURVIC (N. L.). — Fibrilljacija i defibrilljacija serdca. *Medgiz*, 1957, Moskva.
4. JUDE (J. R.), KOUWENHOVEN (W. B.), Knickerbocker (G. G.) : Clinical and experimental application of a new treatment for cardiac arrest. *Surg. Forum 46th Annual Clinical Congress*, Vol. **11**, 252-254, 1960.
5. KOUWENHOVEN (W. B.), JUDE (J. R.), KNICKERBOCKER (G. G.). — Closed chest cardiac massage. *JAMA*, **173**, 1064, 1960.
6. KOUWENHOVEN (W. B.), JUDE (J. R.) et KNICKERBOCKER (G. G.). — Heart activation in cardiac arrest. *Modern Concepts of Cardiovascular Disease*, **3**, 2, 639-643, 1961.
7. MACKAY (R. S.), and LEEDS (S. E.). — Physiological effects of condenser discharges with application to tissue stimulation and ventricular defibrillation. *IRE-Transactions on Medical Electronics*, Vol. ME-7, n° 2, 104-110, 1960.
8. PELEŠKA (B.). — La défibrillation transthoracique et directe à haute tension. *Anesth. Analg.*, **15**, 2 238-274, 1958.

9. PELESKA (B.). — Der Universaldefibrillator «PREMA» ein Gerät zur Beseitigung des Herzkammerflimmerns bei geöffnetem oder geschlossenem Brustkorb. *Kovo Tschecoslow. Exportzeitschrift*, **9**, 5, 1959.
 10. PELESKA (B.). — A high voltage defibrillator and the theory of high voltage defibrillation. *Proceedings of the Third International Conference on Medical Electronics London*, 265-267, 1960.
 11. PELESKA (B.). — The dependance of the defibrillation threshold of the heart of defibrillation impulses. *Digest of the 1961 International Conference on Medical Electronics*, 180, 1961, New-York.
 12. REDDING (J. S.) et COZINE (R. A.). — A comparison of open-chest and closed-chest cardiac massage in dogs. *Anaesthesiology*, **22**, 280, 1961.
 13. SAFAR (P.), BROWN (T. C.), HOLTEY (W. J.) and WILDER (R. J.). — Ventilation and circulation with closed chest cardiac massage in man. *JAMA*, **176**, **7**, 574-577, 1961.
 14. STEPHENSON (H. E.). — Cardiac arrest and resuscitation. *Copyright 1958 by the C. V. Mosby Company, St Louis*.
 15. WIGGERS C. J.). — The mechanism and nature of ventricular fibrillation. *Am. Heart. Journal*, **20**, 399-412, 1940.
-