(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 586 552**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **85 13129**

(51) Int Cl⁴ : A 61 B 5/05; H 03 K 3/017, 5/156.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 4 septembre 1985.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** BOPI « Brevets » n° 10 du 6 mars 1987.

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

(71) **Demandeur(s) :** *HEPTAGONE S.A.R.L.* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** Eric Bringuier.

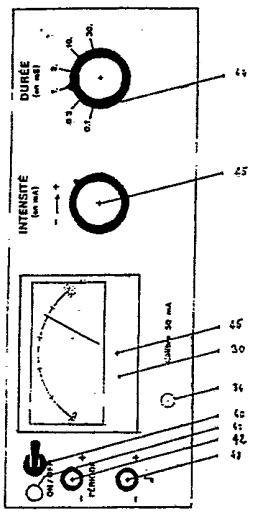
(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire(s) :** Eric Bringuier.

(54) Générateur d'impulsions de courant électrique, destiné notamment aux mesures d'excitabilité neuro-musculaire.

(57) L'appareil comporte notamment un moyen pour le réglage de la période 42 et de la durée 44 des impulsions carrées, un témoin sonore ou lumineux synchronisé au début des impulsions et un moyen pour en régler l'intensité 43, un moyen pour afficher l'intensité du courant que délivre l'appareil lors de l'impulsion 30 et effectuer un changement automatique de calibre signalé par un témoin lumineux 34, et enfin un moyen pour limiter l'intensité et/ou la charge électrique et/ou la durée de l'impulsion à des fins de sécurité.

Selon une variante, l'appareil peut comporter un moyen pour visualiser l'impulsion et/ou éditer les résultats.



FR 2 586 552 - A1

Vente des fascicules à l'IMPRIMERIE NATIONALE, 27, rue de la Convention — 75732 PARIS CEDEX 15

La présente invention concerne un générateur d'impulsions rectangulaires de courant électrique particulièrement adapté à un usage médical: il permet d'effectuer des mesures d'excitabilité neuromusculaire, chez l'homme ou les animaux. Il est fréquemment appelé "rhéotome" dans la littérature médicale.

Ces impulsions peuvent être caractérisées, dans un premier temps, par trois paramètres: la période T qui sépare le début de deux impulsions successives, et qui peut être réglée continuement entre 1 et 2 secondes environ; la durée D de passage du courant, qui peut prendre les six valeurs communément utilisées en excitabilité neuromusculaire, à savoir 0,1 0,3 1 3 10 30 millisecondes, ou un autre ensmble plus étendu; enfin, l'intensité I du courant qui doit pouvoir prendre toutes les valeurs au moins entre 0,3 et 30 milliampères.

D'autres caractéristiques seront mentionnées dans la description plus détaillée qui suit et qui s'appuie sur les figures annexées:

-la figure 1 est un plan schématique de l'appareil suivant l'invention;

-la figure 2 est un plan schématique du générateur d'impulsions de basse tension;

-la figure 3 est un plan schématique de l'ensemble permettant de transformer l'impulsion de tension fixe en impulsion de tension variable;

-la figure 4 est un plan schématique de l'ensemble permettant de transformer l'impulsion de tension variable en impulsion de courant de même durée et d'intensité proportionnelle;

-la figure 5 est un plan schématique du dispositif de sécurité principale;

-la figure 6 est un plan schématique du dispositif de sécurité auxiliaire;

-la figure 7 est un plan schématique du système d'affichage de l'intensité du courant;

-la figure 8 représente un exemple de face avant de l'appareil suivant l'invention;

-la figure 9 représente les électrodes les plus pratiques pour réaliser les mesures d'excitabilité neuromusculaire ;

-la figure 10 représente une trame possédant toutes les options préférentielles telles qu'elles seront définies dans la suite, et servant à représenter les "courbes d'excitabilité neuromusculaire";

-la figure 11 est un modéle de courbe normale;

-les figures 12 à 18 représentent divers types de déformation de ces courbes, telles qu'on peut les rencontrer en effectuant une mesure d'excitabilité neuromusculaire sur un patient, la signification clinique de ces déformations étant indiquée dans la suite du texte;

-la figure 19 représente la forme des impulsions fournies par l'appareil suivant l'invention, sur un diagramme où les temps sont portés en abscisses et les intensités en ordonnées, et comportant l'indication des caractéristiques définies plus haut;

-la figure 20 résume sous une forme condensée l'influence de divers médicaments sur les courbes d'excitabilité neuromusculaire réalisées avec l'appareil suivant l'invention.

D'un point de vue pratique, l'appareil suivant l'invention comporte au moins: un interrupteur marche-arrêt (40) couplé à un témoin lumineux (41); un bouton de réglage de la période des impulsions (42) qui varie usuellement entre 1 et 2 secondes, selon la célérité de l'opérateur, afin de permettre aux cellules excitables de retrouver leur état de repos et d'éviter une fatigue musculaire rapide; un bouton de réglage du niveau du top sonore (43) synchrone du début de l'impulsion; un bouton de

sélection des durées (44) qui comporte préférentiellement les six valeurs usuelles 0,1 0,3 1 3 10 30 ms, ou encore les valeurs 0,054 0,1 0,17 0,3 0,54 1 1,7 3 5,4 10 30 ms; un bouton de réglage de l'intensité (45) qui varie au moins de 0,3 à 30 mA; un milliampèremètre (30) qui indique l'intensité qui traverse ou va traverser le patient durant l'impulsion, et qui comporte au moins deux calibres, préférentiellement 0-10 mA et 0-50 mA, ainsi qu' un zéro mécanique ou électrique (46); deux douilles, pouvant être placées sur la face arrière, destinées aux connexions d'électrodes; enfin, un câble d'alimentation relié au secteur urbain par une prise de terre, la terre étant connectée au châssis de l'appareil.

Les électrodes utilisées appartiennent à deux types distincts. L'une d'elle, l'anode, qui est tenue à la main par le patient, est préférentiellement un cylindre, de hauteur 7 cm et de diamètre 2 cm. L'autre, la cathode, qui est manipulée par l'opérateur, est punctiforme et préférentiellement placée à l'extrémité d'un arc de cercle, lui-même inscrit dans le prolongement du manche (figure 9). Le manche est couvert d'une matière isolante. Les deux électrodes sont préférentiellement recouvertes de tissu éponge, afin de faciliter la conduction électrique. Le câble qui relie chaque électrode à l'appareil a préférentiellement une longueur de 1,5 m, pour la commodité des déplacements.

Pour réaliser correctement la mesure d'excitabilité neuromusculaire, il est préférable que le patient se trouve dans des conditions comparables, de préférence le matin du fait du cycle nychtéméral de la cortisone, au repos, ayant pris son petit déjeuner habituel. Assis, il tient de la main droite l'électrode cylindrique, reliée au pôle positif de l'appareil suivant l'invention. Le médecin, ou l'opérateur, assis à côté du patient, applique de la main gauche l'électrode punctiforme, reliée au pôle négatif de l'appareil, sur le point moteur du jambier antérieur, à la partie moyenne du muscle, à deux travers de doigt environ de la crête tibiale. De la main droite, il fixe la durée D de passage du courant, la première mesure étant pour le

temps le plus court, et, par rotation du bouton courant 45, augmente progressivement l'intensité délivrée jusqu'à ce que bouge le gros orteil. Chiffre noté, il reprend la même opération pour les durées suivantes, ceci jusqu'à 30 ms. Le graphique intensité fonction de durée correspondant est usuellement appelé "courbe du muscle". Dans un deuxième temps, l'opérateur refait des mesures analogues, en appliquant cette fois-ci la cathode directement sur le nerf sciatique poplité externe, au bord externe du creux poplité. Cette deuxième série de chiffres, normalement plus faibles, permet d'établir la "courbe du nerf".

Les deux séries de résultats sont représentées graphiquement afin de povoir les interpréter facilement. Préférentiellement, les courbes obtenues sont représentées dans un diagramme log-log, la durée des impulsions étant en abscisse et l'intensité correspondante en ordonnée. La gamme des durées s'étend de 0,1 à 100 ms au moins; des marques indiquent préférentiellement les durées remarquables 0,1 0,3 1 3 10 30 ms; une trame est préférentiellement tracée perpendiculairement à cet axe des abscisses, soulignant nettement les valeurs 1 10 et 100 ms. La gamme des intensités s'étend de 0,5 à 50 mA au moins; des marques indiquent préférentiellement les valeurs 0,5 0,7 1 1,5 2 3 4 5 6 7 8 10 15 20 30 40 50 mA; une trame est préférentiellement tracée perpendiculairement à cet axe des ordonnées. La courbe du muscle est tracée en traits pleins tandis que la courbe du nerf est en tiretés. Enfin, pour que le graphique soit le plus lisible possible, le rapport entre la hauteur et la largeur du graphique est préférentiellement égal à 2,4. Un exemple d'une telle trame est donné par la figure 10, qui possède toutes options préférentielles.

La figure 11 représente l'excitabilité "normale" de référence; la courbe est convexe et classiquement constituée de trois segments de droite. Les figures 12 à 18 rereprésentent divers types de déformation de ces courbes.

Dans l'interprétation, on procède en trois temps: - on regarde d'abord le niveau général des courbes, lequel peut présenter un déplacement d'ensemble des deux courbes, la figure 12 étant un exemple d'un tel déplacement vers le haut, désigné par le terme d'hypo-excitabilité, la figure 13 étant un exemple d'un tel déplacement vers le bas, appelé hyper-excitabilité; - on regarde ensuite la position relative de la courbe du nerf et de la courbe du muscle, car il peut exister une hypo-excitabilité du nerf qui tend à rapprocher les deux courbes, comme sur la figure 14, ou bien une hypo-excitabilité du nerf limitée aux temps courts, comme sur la figure 15; - on examine enfin les déformations segmentaires, les plus fréquemment rencontrées étant: une hypo-excitabilité des temps courts du muscle, comme sur la figure 16; une hypo-excitabilité des temps moyens, par exemple comme sur les figures 17 et 18.

L'intérêt de cette mesure réside entre autres en ce que l'on a établi une correspondance entre :

- les résultats obtenus sur les temps courts et le calcium;
- les résultats obtenus sur les temps intermédiaires et le magnésium;
- les résultats obtenus sur les temps longs et le sodium et le potassium;
- le pincement des courbes dans leur ensemble et une carence en A.T.P. (acide triadénosinephosphorique);
- le pincement des courbes limité aux temps courts et une carence en cystéine.

L'appareil suivant l'invention est donc un instrument de prédiagnostic ou de complément de diagnostic: il suggère un déséquilibre métabolique particulier. D'autre part, nombre de médicaments ayant des répercussions métaboliques, il peut aider à prévoir la tolérance d'un médicament. L'aspirine, par exemple, est acidosante; en cas d'hypo-excitabilité traduisant une acidose préalable, elle peut accentuer l'acidose et provoquer des accidents, digestifs ou hémorragiques; alors que sur des courbes basses qu'elle aura tendance à rapprocher de la normale, elle sera parfai-

tement tolérée. On pourrait dire l'inverse de la colchicine qui ne donne d'accidents que chez les malades préalablement en hyper-excitabilité. Enfin, l'appareil suivant l'invention est aussi un instrument de suivi de traitement, car une grande partie des médications ont un effet sur les courbes d'excitabilité neuromusculaire. Le tableau de la figure 20 indique quelques actions médicamenteuses sur les courbes.

L'obtention des courbes est aisée avec l'appareil suivant l'invention. Il n'en a pas toujours été ainsi, notamment dans les temps courts, malgré toutes sortes d'astuces techniques, en raison du temps d'établissement et de stabilisation du courant. Il fut décidé de réduire la mesure de l'excitabilité à celle de la rhéobase, intensité liminaire dans les temps longs, et de la chronaxie, temps minimum qui voyait se déclencher la contraction sous une intensité double de la rhéobase.

Il existe déjà des appareils destinés aux mesures d'excitabilité neuromusculaire, mais ils présentent les défauts suivants:

- les temps d'établissement et d'interruption du courant peuvent atteindre 50 microsecondes, ce qui interdit des mesures précises pour les temps compris entre 0,054 et 0,3 millisecondes;

- l'usage, dans le "circuit haute tension", d'un relais électromécanique pour la sécurité, occasionne d'importants parasites dui perturbent la mesure; c'est, de plus, une pièce constamment utilisée et relativement plus fragile que les autres;

- la mesure de l'intensité se fait au moyen d'un milli-ampèremètre déconnecté au moment de l'impulsion, et de ce fait est imprécise, particulièrement pour les intensités importantes, à partir de 20 mA;

- certains schémas font intervenir des tubes électroniques dont la fabrication est actuellement en cours d'abandon;

- enfin, d'un point de vue pratique, la période n'est pas réglable; il est nécessaire de changer de gamme de mesure de l'intensité en cours de manipulation, ce qui est d'un emploi peu pratique.

La présente invention est conçue dans le but de pallier tous ces inconvénients, en délivrant des impulsions rectangulaires très bien définies et en comportant un système de sécurité très fiable. En outre, les durées d'impulsion sont bien définies et présélectionnées; la valeur du courant est affichée avec une grande précision. Enfin, l'intensité est indépendante de la charge employée, dans une très large gamme d'impédances, correspondant aux cas rencontrés en médecine.

L'appareil suivant l'invention représenté en figure 1 se caractérise essentiellement en ce qu'il comporte: un générateur d'impulsions ultra-courtes de basse tension 1, commandant un générateur d'impulsions 2 de durée précise, stable et réglable, de tension fixe, représenté en figure 2 ainsi qu'un générateur de tops sonores brefs 3, de volume réglable; un ensemble électronique 4 transformant les impulsions de tension fixe issues de 2, en impulsions de tension de même durée mais de tension variable; un deuxième ensemble électronique 5 transformant les impulsions issues de 4 en impulsions de courant de même durée et d'intensité proportionnelle; un dispositif de sécurité principal 6, connecté à 5, permettant de limiter la durée de passage du courant en cas de défaillance, et un dispositif de sécurité auxiliaire 7, connecté à 5, autonome vis-à-vis de l'alimentation générale, permettant d'interrompre le fonctionnement de l'appareil suivant l'invention en cas de dépassement accidentel de la durée du courant, ou en cas de dépassement de l'intensité du courant; enfin, un ensemble électronique 8, connecté à 4, permettant l'affichage du courant, et associé à un système de changement automatique de calibre 9. L'alimentation, elle,comporte une partie basse tension stabilisée produisant préférentiellement les tensions 0,-7, +7,-15,+15 volts, et une partie haute tension 350 volts, ou 1000 volts, isolée du secteur urbain.

Le générateur d'impulsions originel 1 est préférentiellement un multivibrateur astable ou une bascule de Schmitt 10 dont la fréquence est ajustable au moyen d'une

résistance variable 11, ou fixe, et d'un condensateur 12. Ces impulsions sont ensuite transmises au générateur de tops sonores 3 puis écourtées par un dérivateur 13.

Le générateur d'impulsions 2 commandé par 1 est préférentiellement un monostable 14 dont la durée est déterminée par un condensateur 15 et une résistance 16 pouvant varier par sauts de façon à définir un ensemble de valeurs présélectionnées de la durée; cette résistance 16 peut aussi être continuement variable. D'autre part, ce générateur d'impulsions de tension 2 peut être relié à une prise externe: ainsi l'impulsion peut être visualisée, ou servir au déclenchement d'un oscilloscope.

Le générateur de tops sonores brefs 3 commandé par 1 est préférentiellement un multivibrateur astable de fréquence 800 Hz (17) adapté en impédance à un haut-parleur 18 dont le volume peut être réglé ou fixé par un potentiomètre 19. Avantageusement, ce haut-parleur peut être remplacé par un dispositif de signalisation lumineux, LED ou autre.

L'ensemble électronique 4 permet de transformer l'impulsion de tension de hauteur fixe en impulsion de tension de hauteur variable déterminée préférentiellement par un potentiomètre 20, ou par toute autre source de tension, continue, stable et réglable. Il comporte essentiellement un circuit de multiplexage 21.

L'ensemble électronique 5 qui permet de transformer les impulsions issues de 4 en impulsions de courant, est avantageusement constitué d'un amplificateur de transconductance 22. Il contient les sorties destinées au patient 23 et est connecté aux dispositifs de sécurité 6 et 7, ainsi qu'à l'alimentation haute tension. Afin que les temps d'établissement et d'interruption du courant soient les plus courts possibles, il est nécessaire d'employer dans 22 des composants rapides: un amplificateur opérationnel de vitesse élevée (SR > 10 V/µs) et un transistor MOSFET. En outre, ce dernier doit supporter des tensions élevées, si l'on veut disposer d'un générateur de courant pouvant

débiter dans des charges importantes. En pratique médicale, chez l'homme, des tensions de 350 volts, correspondant au passage de l'intensité maximale 30 mA dans une charge résistive pure au moins égale à 10 kΩ, est suffisante. Toutefois, l'utilisation de tensions de 1000 volts, correspondant à une charge résistive de 33 kΩ, est possible si l'on emploie un transistor SIPMOS. Il est digne de noter que grâce à l'emploi d'un transistor MOSFET de puissance, l'appareil suivant l'invention peut également fonctionner sur des charges capacitives et, bien que la circonstance ne se rencontre pas en pratique médicale, inductives. Les temps d'établissement et d'interruption typiques obtenus sont de 2 µs.

Le dispositif de sécurité principal 6 est constitué préférentiellement d'un comparateur 24 délivrant une tension de sortie fixe, et d'un intégrateur 25 commandant un circuit interrupteur 26 chargé de couper l'alimentation haute tension si la durée de l'impulsion de courant issue de 5 excède accidentellement un certaine valeur fixée à l'avance, préférentiellement égale à 50 ms. Avantageusement, ce dispositif 6 peut être remplacé ou complété par un dispositif dépourvu de comparateur et capable de limiter la charge électrique totale transmise au patient.

Le dispositif de sécurité 7 est indépendant de toute alimentation et peut donc fonctionner même en cas de défaillance de celle-ci. Il comporte préférentiellement une diode Zéner 27, en série avec le patient connecté en 23, et associé à un intégrateur 28 qui commande un Darlington coupe-circuit 29. Ce dispositif de sécurité 7 déconnecte l'alimentation haute tension en cas de dépassement accidentel d'une certaine durée, préférentiellement 100 ms, ou d'une certaine intensité, préférentiellement 50 mA. Il contient, en série, le fusible ultra-rapide correspondant.

L'ensemble électronique 8 chargé d'afficher l'intensité du courant, est constitué préférentiellement d'un milliampèremètre 30, numérique ou autre, alimenté par un amplificateur de transconductance 31, analogue à 22, avantageusement compensé de tension de décalage au moyen d'un potentiomètre 32, afin d'obtenir une lecture très précise

de l'intensité.

Dans une version simplifiée de l'appareil, cet ensemble 8, ainsi que 9, peut être omis et remplacé par une graduation étalonnée du bouton de réglage de l'intensité 45.

L'ensemble électronique 9, relié à 8, permet de réaliser automatiquement le changement de calibre du milliampèremètre 30. Les gammes préférentiellement utilisées sont 0-10 et 0-50 mA. Elles peuvent être différentes et plus nombreuses dans les variantes plus complètes, notamment pour laboratoire. L'ensemble 9 est préférentiellement constitué d'un comparateur 33 associé à un témoin lumineux 34, LED ou autre, commandant un amplificateur opérationnel 35 fonctionnant en suiveur de zéro pour la gamme 0-10 mA, ou bloqué à saturation pour la gamme 0-50 mA.

Dans une version simplifiée de l'appareil, cet ensemble 9 peut être omis et remplacé par un changement de calibre manuel. Dans une version plus complète, les valeurs mesurées des intensités correspondant aux différentes durées, peuvent être mises en mémoire à l'aide de tout circuit, échantillonneur ou autre, et/ou être ensuite enregistrées sur imprimante sous forme de tableau de valeurs ou de courbes, sur disque dur ou sur disquette, et peuvent enfin être transmises à un réseau informatique externe quelconque.

L'alimentation de l'appareil suivant l'invention se divise en une partie basse tension, stabilisée, et une partie haute tension reliée au secteur urbain par un transformateur d'isolement, éventuellement abaisseur; le redressement haute tension est préférentiellement suivi d'un filtrage non stabilisé, si l'on désire une tension de 350 volts, ou, si l'on veut une tension maximale de 1000 volts, d'étages multiplicateurs de tension utilisant des condensateurs, ceci afin de minimiser les risques liés à l'usage des hautes tensions continues.

Selon une variante, l'appareil suivant l'invention peut comporter un moyen pour pouvoir fonctionner de manière autonome, par exemple un accumulateur délivrant les tensions basses, la haute tension étant obtenue à l'aide d'un circuit hacheur et d'un transformateur. Le chargeur peut être inclus dans le boîtier, ou séparé.

De même, l'appareil peut comporter un ou plusieurs moyens pour le transporter, par exemple une ou plusieurs poignées, amovible(s) ou non, rétractable(s) ou non, et/ou un ou plusieurs points d'ancrage pour fixer une sangle amovible ou non.

Le bouton courant 45 est préférentiellement associé à un moyen pour pouvoir dériver ou interrompre le courant qui doit traverser le patient, ou pour commander l'arrêt des impulsions de courant. Ainsi lorsque l'opérateur ne presse pas ou ne touche pas le bouton courant, le patient ne reçoit pas d'impulsion.

Selon une variante, l'appareil selon l'invention peut produire des impulsions de tension au lieu d'impulsions de courant. Il suffit pour cela de faire fonctionner l'amplificateur de l'ensemble 5 à saturation et d'utiliser une alimentation haute tension stabilisée et réglable extérieurement. Dans ce cas l'ensemble 4 peut être omis.

Le type d'impulsion cité ci-dessus, à savoir rectangulaire, n'est pas limitatif et peut être remplacé par tout autre, triangle, dent de scie ou autre. Il suffit pour cela de remplacer les ensembles électroniques 2 et 4, qui génèrent des impulsions carrées de tension variable, par un autre circuit générateur de fonction.

Avantageusement, aux bornes 23 peut être connecté un oscilloscope ou tout autre dispositif de visualisation ou d'enregistrement de la tension entre les bornes 23 comme fonction du temps.

La mesure d'excitabilité neuromusculaire consiste classiquement à chercher une intensité liminaire en fonction d'une durée; on peut, à l'inverse, vouloir mesurer la durée minimale sous laquelle on observe une contraction du muscle étant donné une certaine intensité. Pour cela, il suffit de remplacer l'ensemble de résistances fixes 16 par un potentiomètre gradué qui permettra une variation continue de la durée. Celle-ci pourra être affichée par le truchement d'une tension proportionnelle lue sur un voltmètre. De cette façon, on peut se limiter à la mesure de la rhéobase et de la chronaxie.

Il va de soi que la présente invention peut recevoir tout aménagement et toute variante dans le domaine des équivalents techniques sans sortir du cadre du présent brevet.

REVENDICATIONS

2586552

R1/ Générateur d'impulsions rectangulaires de courant galvanique ou faradique, de durée variant au moins dans l'intervalle 0,1 30 ms, d'intensité variant au moins de 0,3 à 30 mA, de temps d'établissement et d'interruption inférieurs ou égaux à 2 µs, capable de fonctionner sur une charge résistive pure de valeur comprise entre zéro et 33 kilohms, destiné en particulier à la mesure de l'excitabilité neuromusculaire, chez l'homme ou sur l'animal, caractérisé en ce qu'il comporte: un ou plusieurs générateurs d'impulsions de tension (1,2) de fréquence stable et ajustable, de hauteur fixe, associés à un témoin sonore ou lumineux d'intensité pouvant être réglable (3); un ou plusieurs ensembles électroniques (4,5) transformant cette impulsion de tension de hauteur fixe en impulsion de courant de même durée et d'intensité variable; un ou plusieurs ensembles électroniques, électriques et/ou mécaniques (8,9) capables d'afficher l'intensité que délivre l'appareil lors de l'impulsion et d'effectuer, si besoin est, un ou plusieurs changements automatiques ou manuels de calibre, indiqués par un ou plusieurs témoins lumineux; un ou plusieurs ensembles électroniques (6,7) capables de limiter l'intensité et/ou la durée de l'impulsion en cas de défaillance, pouvant être indépendant(s) de l'alimentation générale, celle-ci étant isolée du secteur au moyen d'un transformateur.

R2/ Générateur d'impulsions de courant selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte au moins un moyen pour faire varier et/ou afficher la durée des impulsions entre les valeurs extrêmes, soit par sauts au moyen des résistances fixes 16, soit continuement au moyen d'un potentiomètre.

R3/ Générateur d'impulsions de courant selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte un dispositif au moins (25,26) capable de limiter la charge électrique totale transmise au patient, ce dispositif pouvant notamment être réalisé à partir du système de sécurité principal 6 en supprimant le comparateur 24.

R4/ Générateur d'impulsions de courant selon la revendication 1 ou 3, caractérisé en ce qu'il comporte au moins un moyen pour mémoriser les valeurs mesurées des intensités, ceci étant réalisé par exemple par un circuit échantillonneur connecté en 31 et associé à un ensemble de condensateurs, et/ou un moyen pour les enregistrer ou les imprimer sous forme de tableaux de valeurs ou de courbes, ceci étant réalisé par exemple par un micro-ordinateur doté de disquette ou d'une imprimante, et/ou enfin un moyen pour les transmettre à un réseau informatique externe.

R5/ Générateur d'impulsions de courant selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte un ou plusieurs systèmes de dérivation ou d'interruption du courant traversant le patient, dont la commande est préférentiellement liée au bouton de réglage de l'intensité 45, et qui peut être réalisé par un interrupteur mécanique ou électronique placé en parallèle ou en série sur le patient.

R6/ Générateur d'impulsions de courant selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte comme ensembles électroniques 2 et 4 soit un générateur de créneaux de tension variable, soit un générateur de fonctions permettant de générer des formes d'impulsion quelconques, notamment rectangulaires, triangulaires et en dent de scie.

R7/ Générateur d'impulsions de courant selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte aux bornes 23 un oscilloscope ou un autre moyen de visualisation ou d'enregistrement de la tension aux bornes du patient et du courant qui le traverse en fonction du temps, pouvant être déclenché par les impulsions issues de l'ensemble électronique 2.

R8/ Générateur d'impulsions de courant selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte un moyen pour pouvoir fonctionner de manière autonome, par exemple un accumulateur délivrant les basses tensions, la haute tension étant obtenue à l'aide d'un circuit hacheur et d'un transformateur, et/ou un moyen pour être transportable, par exmple une ou plusieurs poignées.

R9/ Générateur d'impulsions de courant selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte une alimentation haute tension stabilisée, de tension réglable, permettant ainsi de délivrer des impulsions de tension, ceci étant réalisé par exemple en faisant fonctionner l'ensemble 5 à saturation et en déconnectant l'ensemble 4, le réglage de la tension délivrée au patient étant effectué en faisant varier la haute tension.

2586552

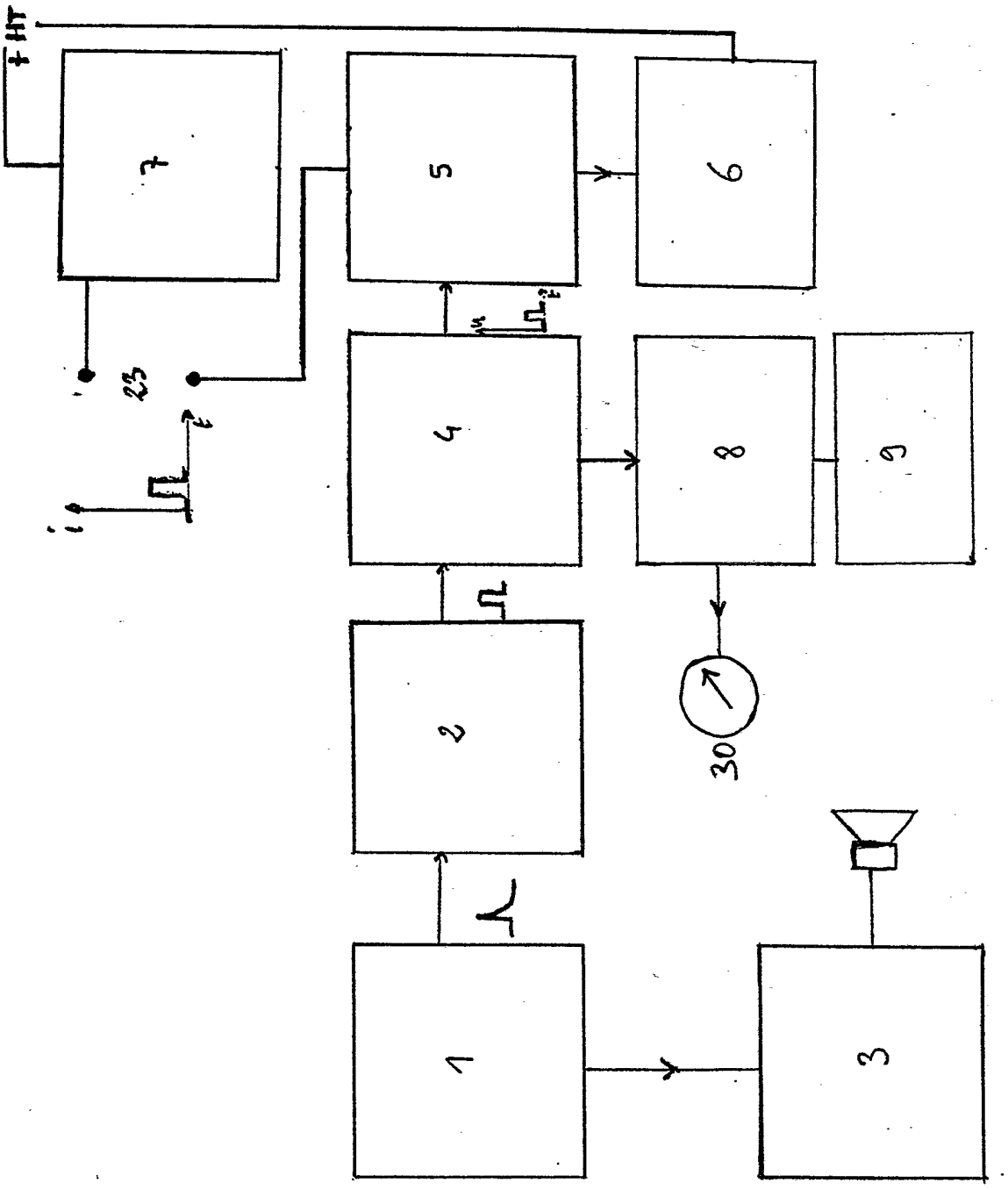


FIG. 1

2586552

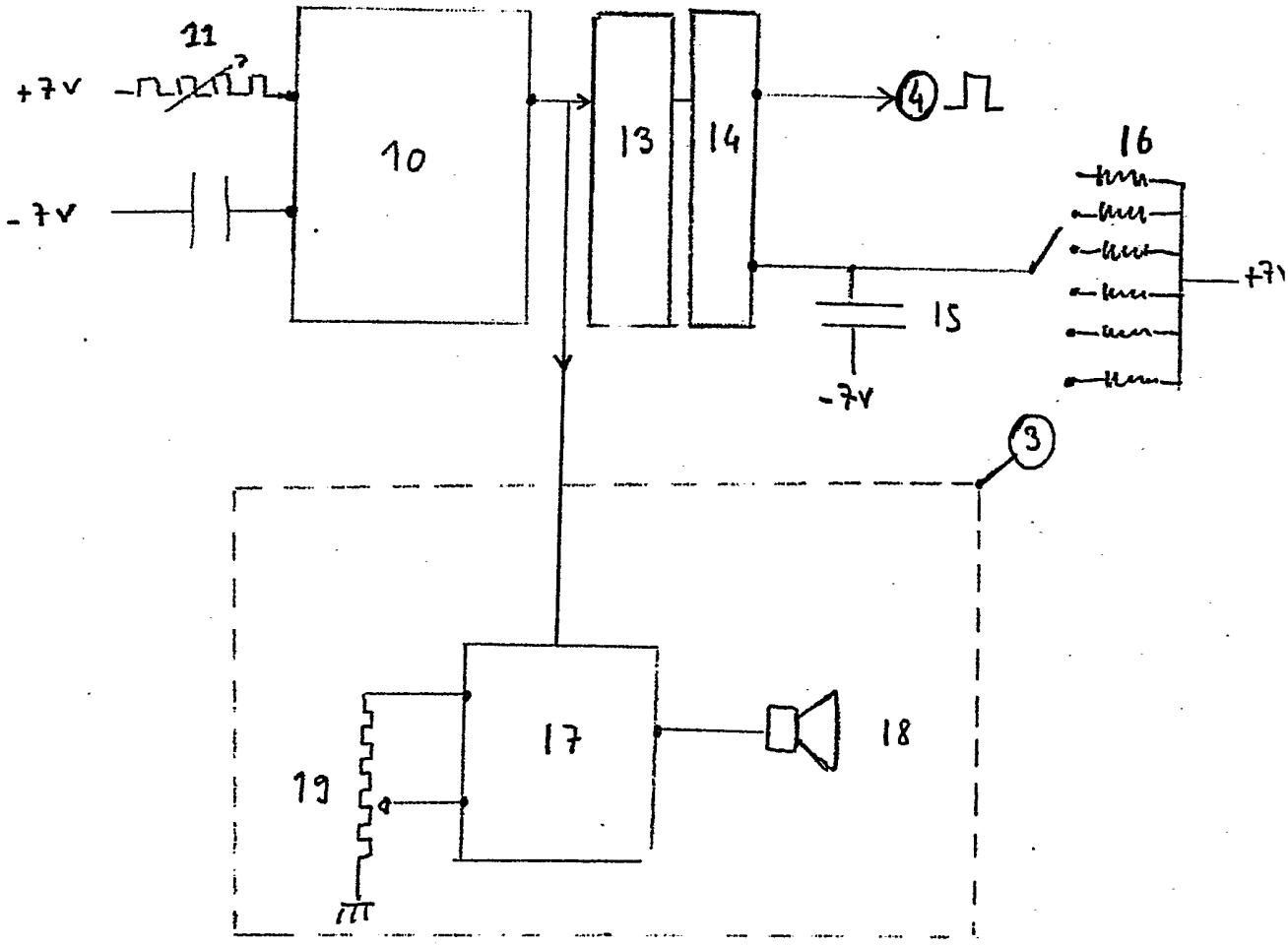


FIG. 2

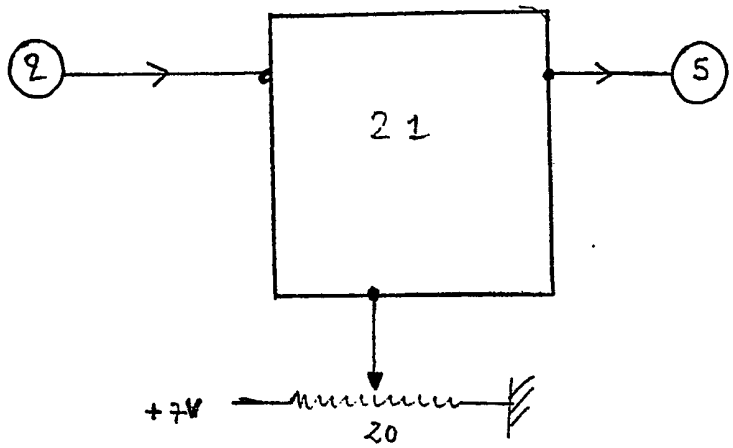


FIG 3

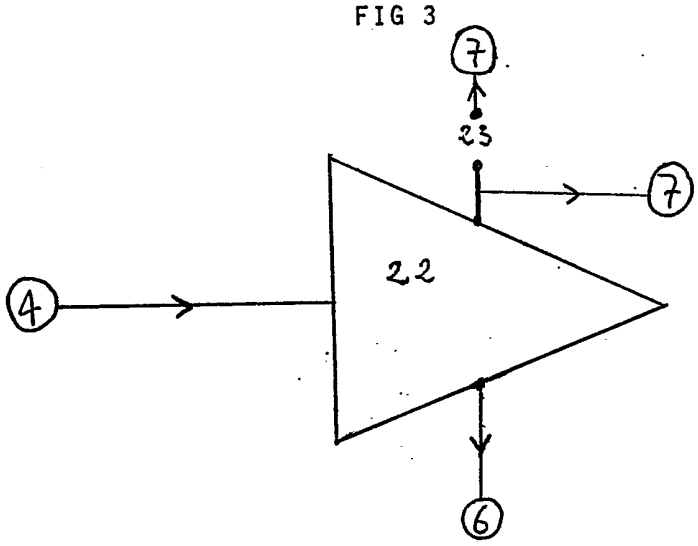


FIG 4

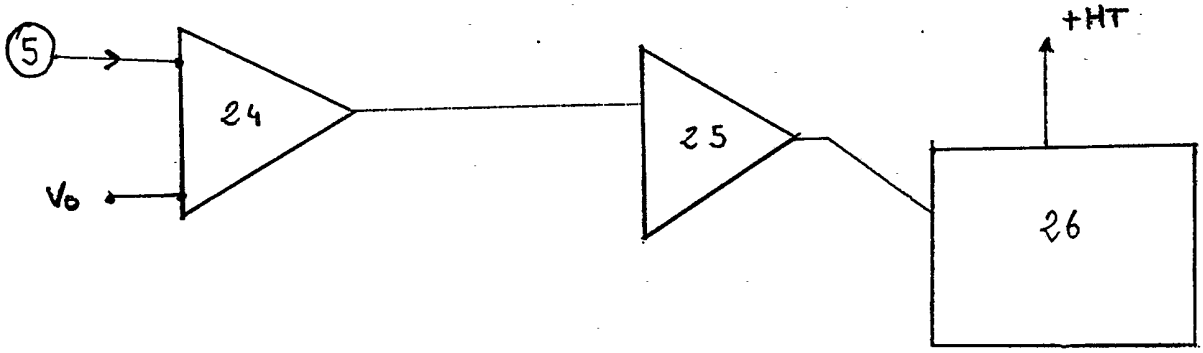


FIG 5

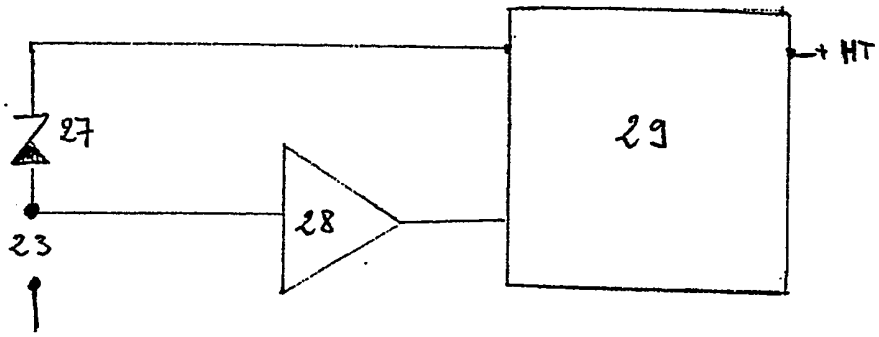


FIG 6

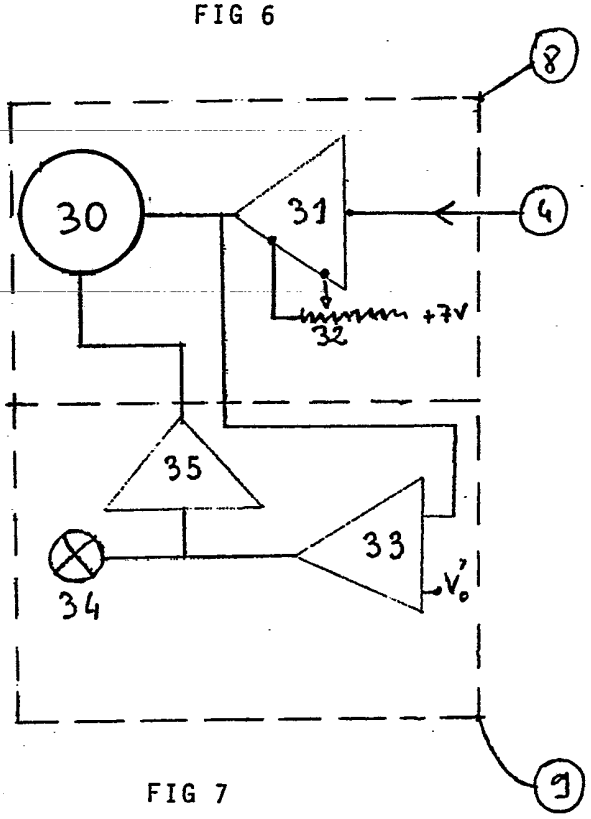


FIG 7

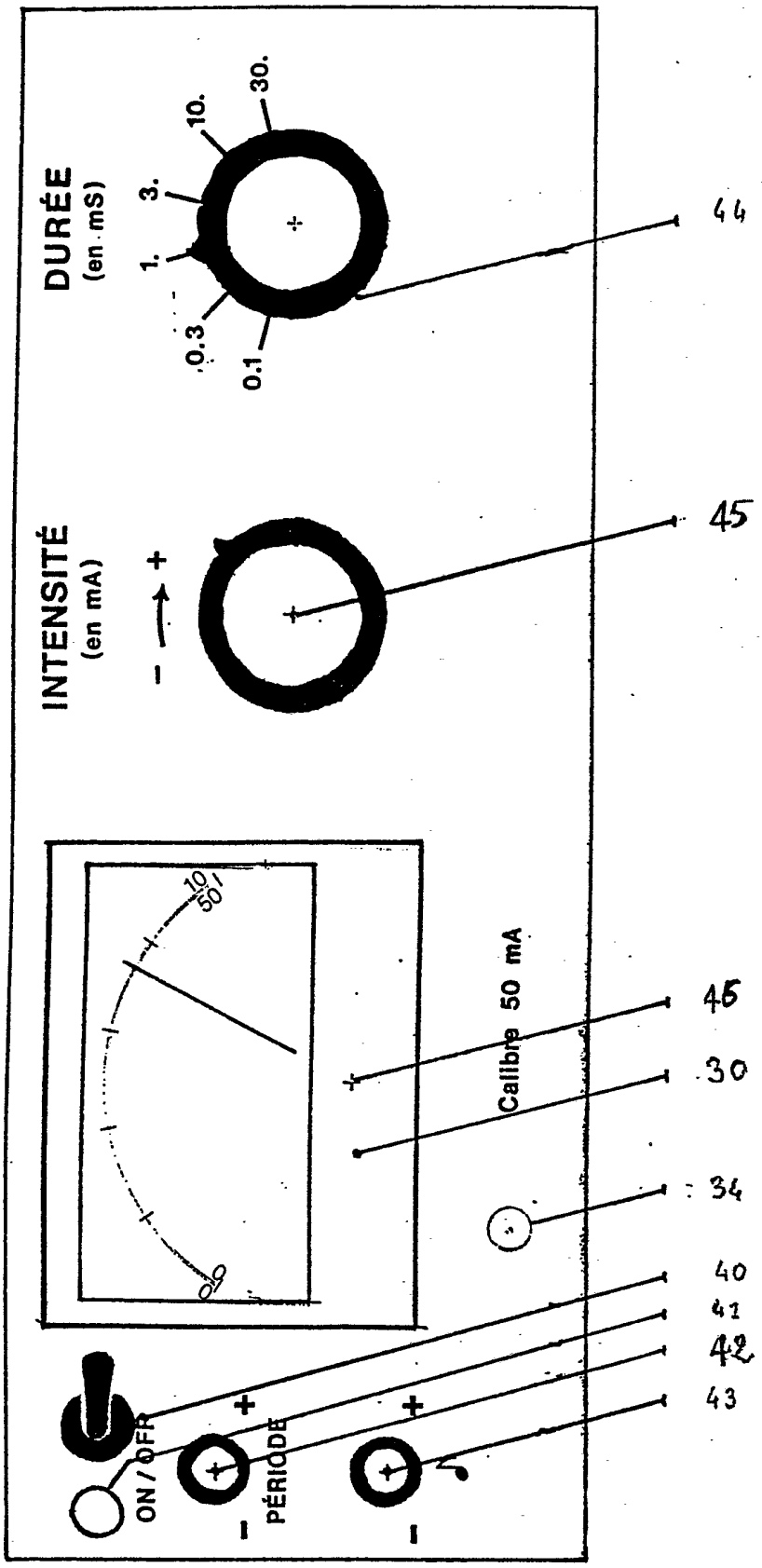

DURÉE
(en mS)
0.1
0.3
1.
3.
10.
30.
44
INTENSITÉ
(en mA)
45
Calibre 50 mA
45
30
34
40
41
42
43
ON / OFF
PÉRIODE

FIG . 8

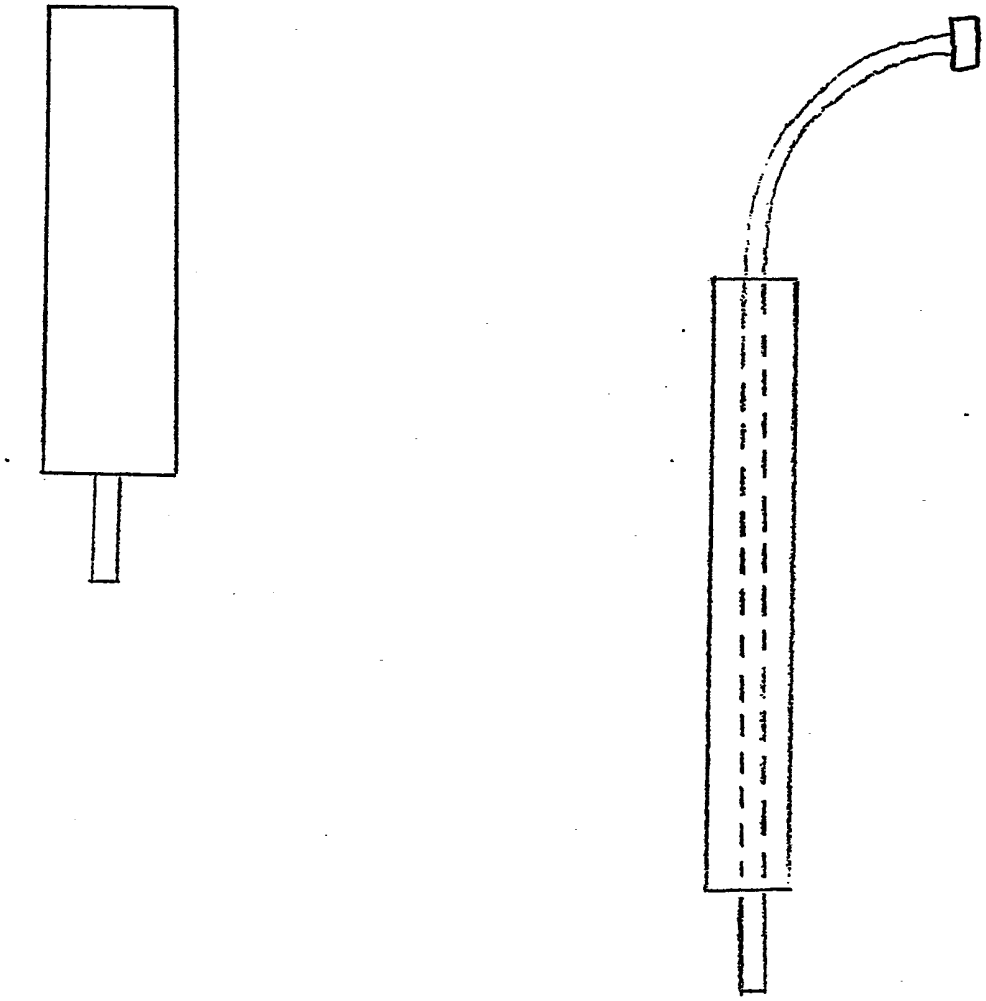


FIG . 9

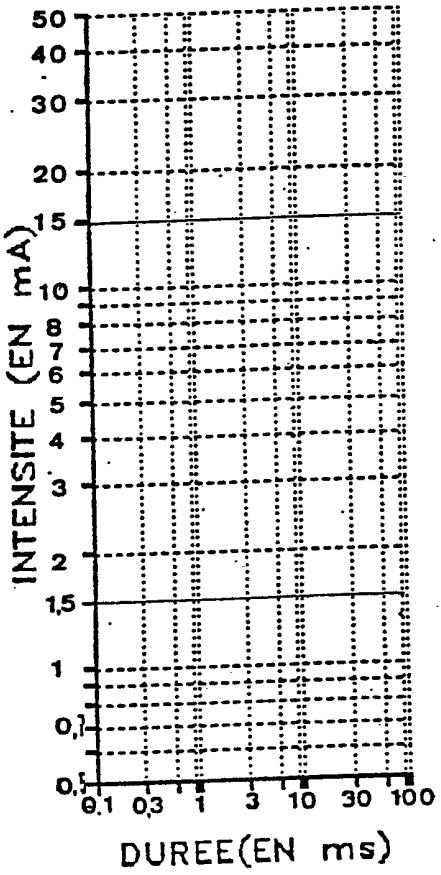

50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,7
0,5
INTENSITE (EN mA)
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG .10

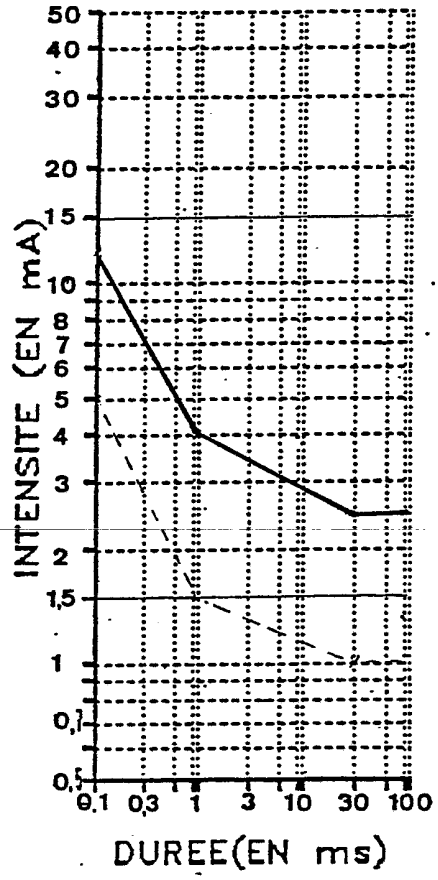

50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,7
0,5
INTENSITE (EN mA)
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG . 11

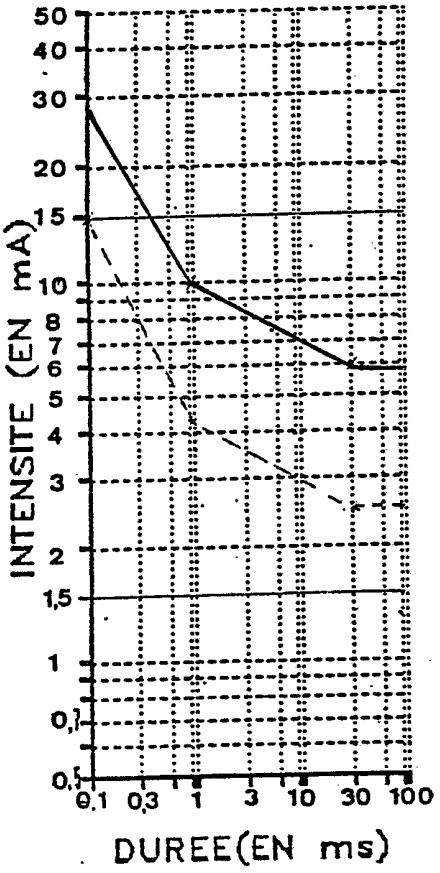

50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,7
0,5
INTENSITE (EN mA)
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG . 12

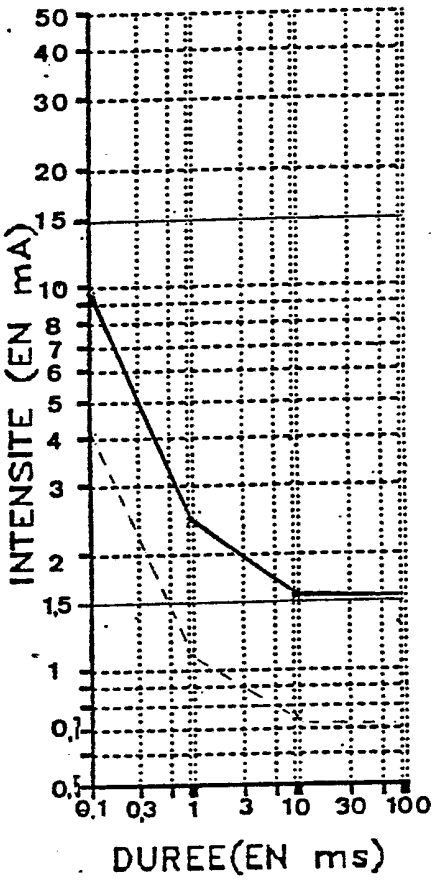

50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,7
0,5
INTENSITE (EN mA)
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG . 13

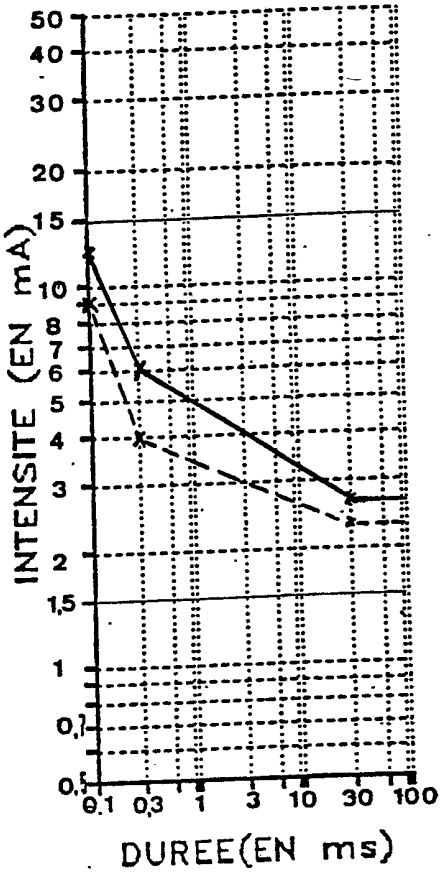

INTENSITE (EN mA)
50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,7
0,5
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG . 14

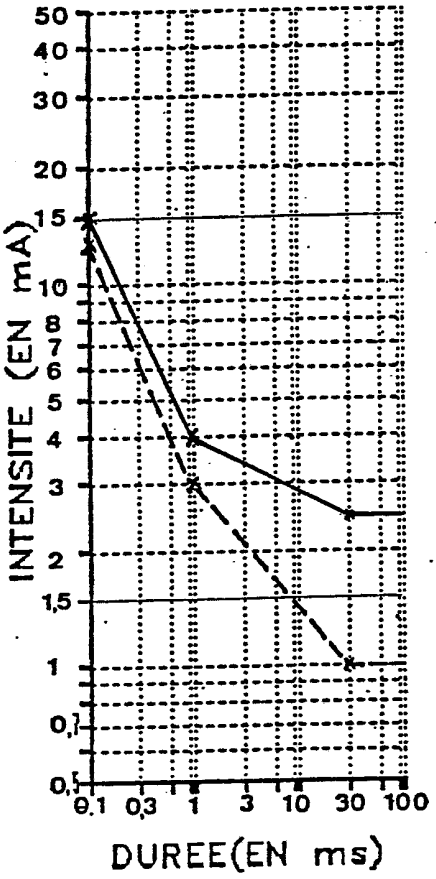

50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,7
0,5
INTENSITE (EN mA)
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG . 15

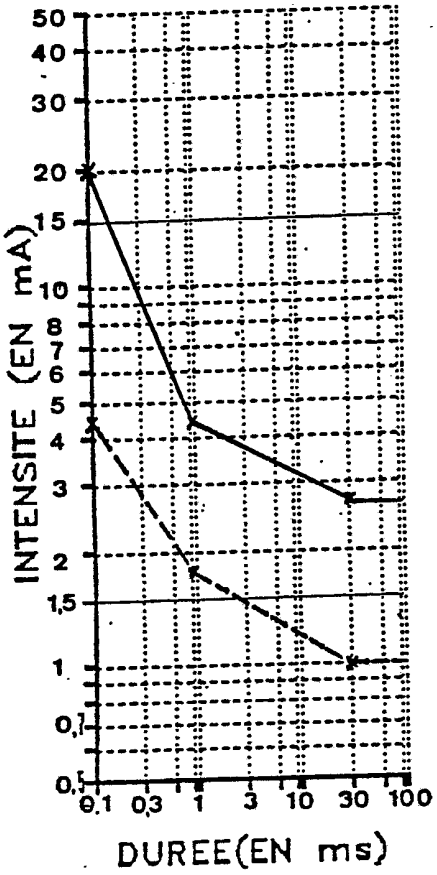

50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,7
0,5
INTENSITE (EN mA)
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG . 16

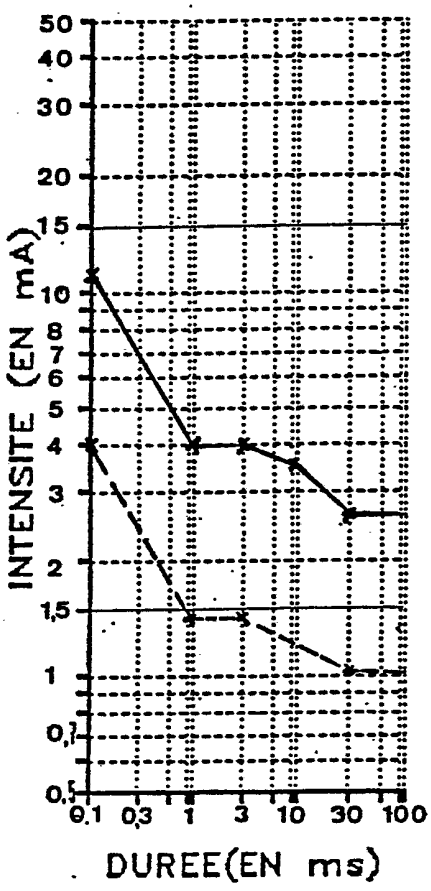

50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,7
0,5
INTENSITE (EN mA)
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG . 17

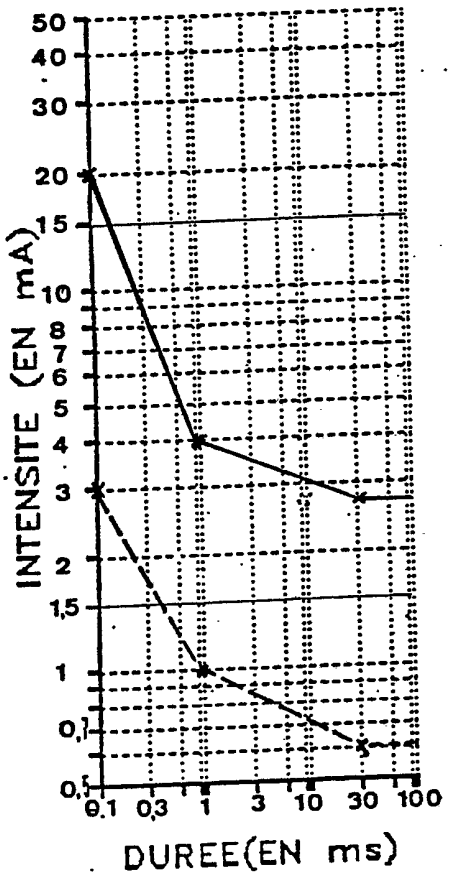

INTENSITE (EN mA)
50
40
30
20
15
10
8
7
6
5
4
3
2
1,5
1
0,1
0,1
0,1
0,3
1
3
10
30
100
DUREE(EN ms)

FIG . 18

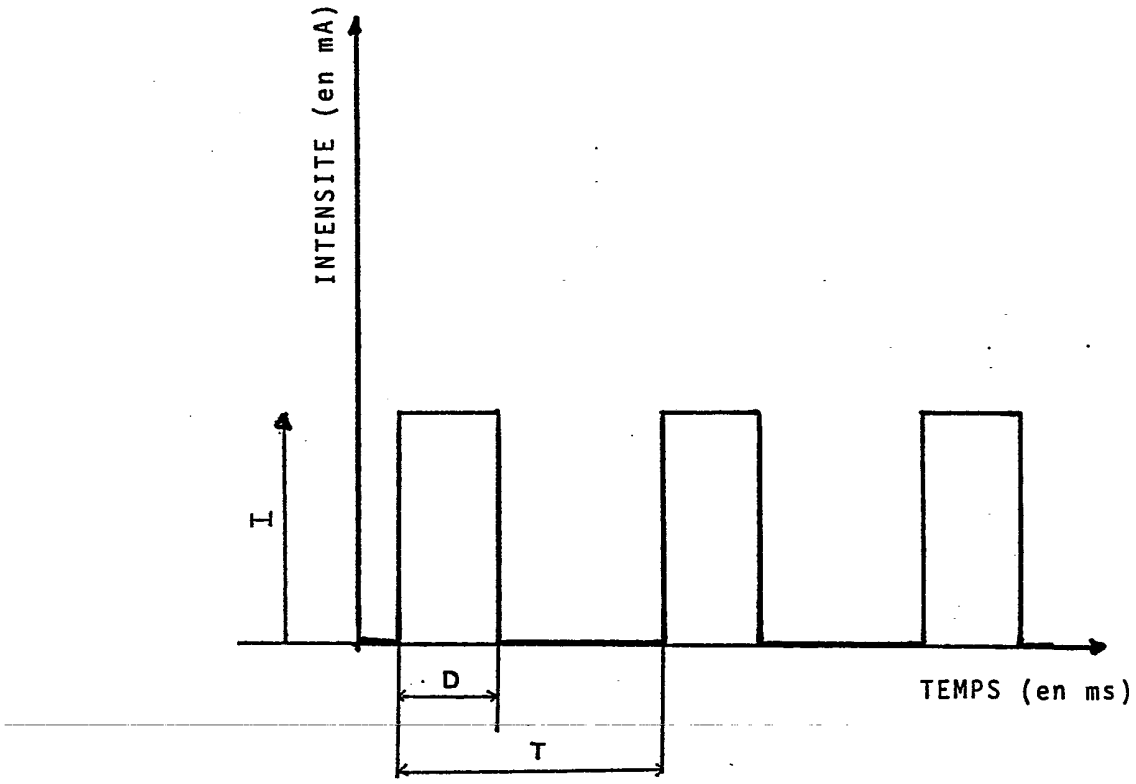
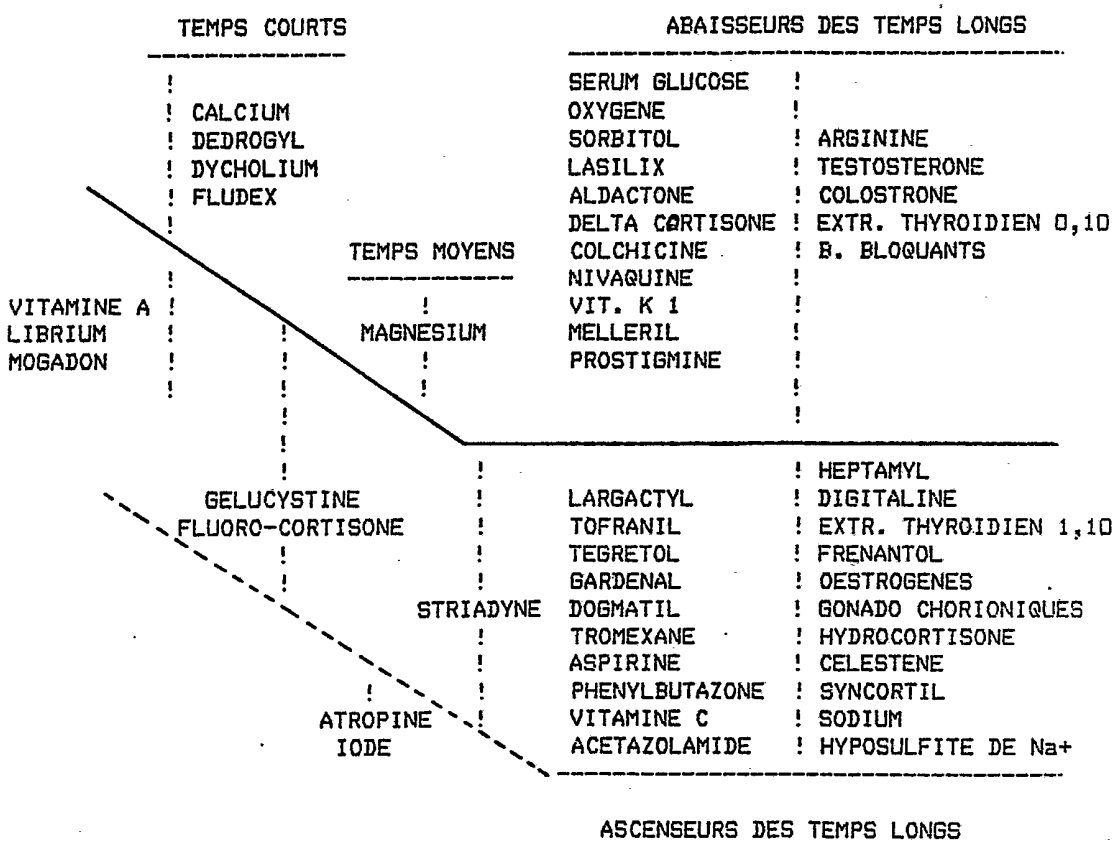


FIG . 19

Figure 20


TEMPS COURTS
ABAISSEURS DES TEMPS LONGS
CALCIUM
DEDROGYL
DYCHOLIUM
FLUDEX
SERUM GLUCOSE
OXYGENE
SORBITOL
LASILIX
ALDACTONE
DELTA CORTISONE
COLCHICINE
NIVAQUINE
VIT. K 1
MELLERIL
PROSTIGMINE
ARGININE
TESTOSTERONE
COLOSTRONE
EXTR. THYROIDIEN 0,10
B. BLOQUANTS
TEMPS MOYENS
VITAMINE A
LIBRIUM
MOGADON
MAGNESIUM
HEPTAMYL
DIGITALINE
EXTR. THYROIDIEN 1,10
FRENANTOL
OESTROGENES
GONADO CHORIONIQUES
HYDROCORTISONE
CELESTENE
SYNCORTIL
SODIUM
HYPOSULFITE DE Na+
GELUCYSTINE
FLUORO-CORTISONE
LARGACTYL
TOFRANIL
TEGRETOL
GARDENAL
DOGMATIL
TROMEXANE
ASPIRINE
PHENYLBUTAZONE
VITAMINE C
ACETAZOLAMIDE
STRIADYNE
ATROPINE
IODE
ASCENSEURS DES TEMPS LONGS