RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 524 808**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) N° **83 02228**

(54) **Stimulateur cardiaque à stimulation/sondage à trois électrodes.**

(51) Classification internationale (Int. Cl.³). **A 61 N 1/36.**

(22) Date de dépôt..... 11 février 1983.
(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *US, 12 avril 1982, n° 367.428.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 41 du 14-10-1983.

(71) Déposant : Société dite : TELECTRONICS PTY. LTD. — AU.

(72) Invention de : Tibor A. Nappholz.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Office Bletry,
2, bd de Strasbourg, 75010 Paris.

La présente invention concerne des stimulateurs cardiaques et, plus précisément, un dispositif dans lequel sont prévus des circuits différents pour des électrodes de stimulation et de sondage.

Dans la plupart des stimulateurs cardiaques modernes, des possibilités de sondage sont offertes en même temps que des possibilités de stimulation. Que le stimulateur soit un dispositif unicavitaire ou bicavitaire, on lui demande en général de sonder l'activité cardiaque dans toute cavité qui est stimulée. Une électrode de stimulation est fixée dans la paroi de la cavité du coeur. Dans certains cas, une électrode indifférente est également fixée à la paroi de la cavité cardiaque. Mais dans d'autres cas, on n'utilise pas d'électrode indifférente : à sa place, le boîtier métallique du stimulateur sert d'électrode de tension de référence "indifférente".

La présente invention est applicable aux stimulateurs, aussi bien unicavitaires que bicavitaires. Bien qu'elle soit ici décrite dans le contexte d'un dispositif bicavitaire, il est bien entendu que les mêmes principes de fonctionnement sont applicables à un appareil unicavitaire, puisque le dispositif d'électrodes qui sera décrit ci-après peut être appliqué à chacune des deux cavités. De façon générale, le terme "conducteur d'électrode" désigne le fil (ayant d'habitude une forme hélicoïdale) qui s'étend entre le groupe stimulateur et le coeur; le terme "électrode" lui-même désigne la pointe qui est fixée au conducteur d'électrode et qui est en rapport avec la cavité cardiaque. Un "conducteur unipolaire" est une gaine de plastique qui renferme un seul conducteur d'électrode enroulé en hélice; un "conducteur bipolaire" est une gaine qui renferme deux conducteurs d'électrode, l'un de ces

conducteurs étant ordinairement enroulé en hélice autour de l'autre et une isolation étant prévue entre eux. A chaque extrémité d'un conducteur bipolaire, il y a souvent une bague annulaire à l'extérieur. Les deux bagues annulaires sont raccordées à l'un des conducteurs d'électrode internes, chaque extrémité du conducteur bipolaire étant munie d'une pointe qui est raccordée à l'autre conducteur d'électrode. Des exemples de conducteurs unipolaires et bipolaires sont décrits notamment dans le brevet des Etats-Unis nº 4 301 805, délivré le 24 novembre 1981 et intitulé "Système de connexion pour stimulateur cardiaque". Lorsqu'on utilisait un conducteur unipolaire dans l'état antérieur de la technique, le potentiel pour la stimulation de la cavité cardiaque était appliqué entre l'unique conducteur d'électrode et le boîtier de l'appareil; de même, le sondage de l'activité cardiaque était basé sur la détection d'une différence de potentiel entre le même conducteur d'électrode et le boîtier. Lorsqu'on utilisait un conducteur bipolaire dans l'état antérieur de la technique, le potentiel de stimulation apparaissait entre les terminaisons des fils de stimulation et indifférent, à l'extrémité distale du conducteur à deux fils; de même, l'activité d'une cavité cardiaque était sondée sur la base de la détection d'une différence de potentiel entre les terminaisons des deux fils.

Ni l'une ni l'autre de ces dispositions n'est entièrement satisfaisante. Il vaut mieux "stimuler à partir du boîtier", c'est-à-dire ne pas utiliser une électrode indifférente pour la stimulation, afin d'éviter une stimulation anodique; la stimulation au moyen d'un conducteur bipolaire, avec deux électrodes de stimulation placées dans le ventricule, peut donner lieu à des phénomènes de fibrillation. Une autre raison en faveur de l'utilisation du boîtier comme électrode indifférente lorsqu'une stimulation s'impose est que la stimulation n'aura pas lieu en cas de perte de contact de l'un ou l'autre des conducteurs avec la paroi du ventricule. Le risque de rupture d'un maillon aussi vital est moindre si l'on utilise le boîtier comme électrode indifférente lors de la stimulation.

D'autre part, il est plus avantageux de sonder l'activité cardiaque en utilisant un conducteur bipolaire. Typiquement, les signaux qui sont détectés ont une très faible amplitude et l'interférence électrique est un problème toujours présent. Une telle interférence peut provenir de myopotentiels produits autour du boîtier du stimulateur en conséquence d'une activité musculaire locale, de tremblements musculaires généralisés dus à une maladie de Parkinson et à d'autres troubles nerveux. Il existe aussi un problème avec les interférences extérieures provenant de sources électromagnétiques. Le degré d'interférence est déterminé par la situation de l'électrode "indifférente" par rapport à l'électrode de stimulation. Si l'électrode indifférente ou point de référence est situé très près de l'électrode de stimulation (qui sert d'électrode de sondage), dans le coeur ou juste à l'extérieur de celui-ci, les interférences peuvent être réduites considérablement. Cela est dû au fait qu'il y a moins de sources de potentiel entre deux terminaisons métalliques séparées par une courte distance qu'il y en a entre les deux mêmes terminaisons lorsqu'elles sont séparées par une grande distance.

Avec les stimulateurs ventriculaires, la sensibilité pour le circuit de sondage est typiquement de 2 à 3 millivolts (sur la base d'une impulsion triangulaire de 25 millisecondes, de façon connue dans la technique). Pour le sondage auriculaire, la sensibilité doit être augmentée, de telle manière que des signaux de l'ordre de 0,2 à 0,5 millivolts puissent être détectés. Ainsi, le problème des interférences est aggravé dans le cas d'un stimulateur bicavitaire qui comprend une fonction de sondage auriculaire, car il y a plus de risques pour que des signaux de bruit viennent masquer les signaux intéressants.

Alors que chacun des deux types différents de systèmes d'électrodes convient le mieux pour l'une des deux fonctions différentes, les stimulateurs de l'état antérieur de la technique étaient dépourvus de souplesse, en ce sens que le même conducteur unipolaire ou bipolaire étant utilisé à la fois pour la stimulation et pour le sondage. Certes, on se préoccupait de

permettre au médecin de déterminer si un système unipolaire ou bipolaire devait être utilisé, mais l'option qu'il choisissait, quelle qu'elle soit, s'appliquait nécessairement aux deux fonctions, la stimulation et le sondage. Cela est illustré par exemple par le brevet US n° 4 301 805 précité. Le stimulateur décrit dans ce brevet peut fonctionner conjointement avec un conducteur unipolaire ou avec un conducteur bipolaire. Une vis est prévue dans l'appareil pour établir une connexion sur la bague annulaire à l'extrémité proximale d'un conducteur bipolaire : le réglage de la vis détermine si le niveau de potentiel indifférent, dans le circuit du stimulateur contenu dans le boîtier, est relié à la bague annulaire du conducteur d'électrode indifférente ou au boîtier lui-même. En cas d'utilisation d'un conducteur unipolaire, il n'y a évidemment pas de choix : la vis est réglée de telle manière que le niveau de potentiel indifférent interne soit appliqué au boîtier, de telle manière que le boîtier remplisse la fonction d'électrode indifférente. Mais en cas d'utilisation d'un conducteur bipolaire, le médecin peut choisir si le niveau de potentiel indifférent du circuit du stimulateur sera appliqué au boîtier de l'appareil ou au conducteur d'électrode indifférente. Toutefois, que l'on utilise un conducteur unipolaire ou bipolaire et une fois que la vis a été réglée dans l'une de ses deux positions, les fonctions de stimulation et de sondage utilisent l'une et l'autre le même circuit d'électrodes, même en cas d'utilisation d'un conducteur bipolaire. Le boîtier ou l'un des fils du conducteur bipolaire sert de référence indifférente. On est obligé de faire un compromis qui favorise l'une ou l'autre des fonctions de stimulation et de sondage.

Le but général de la présente invention est de fournir un stimulateur qui utilise un conducteur bipolaire s'étendant jusqu'à une cavité cardiaque, mais qui, tout en utilisant le conducteur d'électrode indifférente pour le sondage, utilise néanmoins le boîtier de l'appareil en tant que référence indifférente pour la stimulation.

En bref, d'après les principes de la présente invention, le

boîtier du stimulateur est raccordé au potentiel de référence indifférent interne dans le circuit du stimulateur. Toute impulsion de stimulation, auriculaire ou ventriculaire, est produite par l'application d'un potentiel de stimulation au conducteur d'électrode de stimulation auriculaire ou ventriculaire respectivement. Le conducteur d'électrode indifférente auriculaire ou ventriculaire n'est pas raccordé au circuit générateur d'impulsions.

Par contre, lorsque l'appareil passe au sondage, un amplificateur de lecture comporte deux entrées qui sont raccordées aux conducteurs d'électrodes de stimulation et indifférente de la cavité respective. Ainsi, le sondage est effectué par le traitement de la différence de potentiel entre les deux électrodes du conducteur bipolaire, et non par le traitement de la différence de potentiel entre l'électrode de stimulation et le boîtier.

Comme on le verra ci-après, il est prévu une option programmable, par laquelle le médecin peut commander que l'une des entrées de l'amplificateur de lecture sera raccordée au boîtier du stimulateur, plutôt qu'au conducteur indifférent. Si donc, pour une raison quelconque, le médecin ne souhaite pas un sondage par conducteur bipolaire, il peut "sonder à partir du boîtier" aussi bien que "stimuler à partir du boîtier", comme cela se faisait dans l'état antérieur de la technique avec des conducteurs unipolaires. Le médecin peut choisir cette option programmable, même si le stimulateur est équipé d'un conducteur bipolaire. Comme on le verra également, le circuit du stimulateur commande aussi des commutateurs sur les conducteurs de stimulation auriculaire et/ou ventriculaire, de telle manière que le réglage classique de la période réfractaire puisse être effectué.

Un autre avantage du système de la présente invention consiste en ce qu'un raccordement à toute épreuve du conducteur indifférent au circuit du stimulateur n'est pas vital, puisqu'il n'est pas fait usage d'un conducteur indifférent pour la stimulation; le conducteur indifférent n'est utilisé que pour le sondage

et une rupture de connexion aboutira simplement à une stimulation à cadence fixe lorsqu'aucune activité cardiaque n'est détectée. Ce n'est que quand l'électrode indifférente est utilisée pour la stimulation qu'un raccordement à toute épreuve devient vital, car en cas de défaillance de celui-ci, il n'y a plus de circuit fermé dans lequel peut passer un courant de stimulation. Cela signifie qu'il n'y a pas besoin d'utiliser le dispositif à vis sans tête pour raccorder la bague annulaire indifférente, située à l'extrémité proximale du conducteur bipolaire, au circuit du stimulateur à l'intérieur du boîtier; le raccordement n'a pas une importance décisive et on peut utiliser une simple connexion à ressort pour la bague annulaire. En outre, les conducteurs d'électrode peuvent être extrêmement fins; la résistance de chaque conducteur d'électrode, qui est fonction de sa finesse, peut même être supérieure à 1 kiloohm. L'impédance d'entrée d'un amplificateur de lecture typique est très élevée et le fait d'avoir des conducteurs d'électrode de résistance élevée, lorsque l'appareil passe au sondage, ne pose guère de problème. Ce n'est qu'en raison de la fonction de stimulation que les conducteurs d'électrode doivent avoir une faible résistance, car il peut passer d'autant moins de courant que la résistance est plus élevée. L'application de la présente invention permet donc d'utiliser des conducteurs d'électrode plus fins.

L'application de la présente invention offre encore un autre avantage qui se rapporte au réglage de la période réfractaire dans un stimulateur bicavitaire. Lorsque l'oreillette est stimulée par exemple, il apparaît nécessairement un potentiel sur l'électrode de stimulation ventriculaire. Afin que l'amplificateur de lecture ventriculaire n'interprète pas ce signal comme représentant un battement ventriculaire, l'amplificateur de lecture doit être invalidé pendant une courte période de temps, pendant et après l'émission de l'impulsion de stimulation auriculaire. Il est d'usage classique de bloquer le sondage ventriculaire pendant un bref intervalle de temps qui débute avec l'émission de l'impulsion de stimulation auriculaire. Alors que l'impulsion de

stimulation elle-même peut n'avoir qu'une durée d'une milliseconde, le réglage de la "période réfractaire" est ordinairement beaucoup plus long. Le passage de courant à travers les tissus du corps accumule une charge dans les tissus qui se comportent effectivement comme un condensateur électrolytique. Jusqu'à ce que cette charge se dissipe et que l'équilibre électrique soit rétabli, l'amplificateur de lecture doit être invalidé, sinon il se saturerait. Mais la période réfractaire ne doit pas être trop longue, car le sondage ventriculaire n'est pas possible pendant cet intervalle. Dans les stimulateurs de l'état antérieur de la technique, on a réduit la période réfractaire à une durée aussi courte que 16 millisecondes. Mais une bonne partie de la décharge électrolytique lors de la stimulation se produit à proximité du boîtier du stimulateur. En utilisant deux conducteurs pour le sondage, tous deux éloignés du boîtier, il y a besoin de beaucoup moins de temps pour que la charge qui perturbe le sondage se dissipe. Suivant les principes de la présente invention, on peut construire un stimulateur bicavitaire dans lequel il est possible d'invalider le sondage ventriculaire pendant une période aussi courte que 8 millisecondes (il n'y a réellement aucune raison valable pour essayer de la réduire davantage encore) et il est possible d'invalider le sondage auriculaire pendant une période aussi courte que 10 millisecondes à la suite de l'émission d'une impulsion de stimulation ventriculaire (dans le cas du sondage auriculaire, la période réfractaire un peu plus longue est nécessaire, en raison de la sensibilité plus élevée de l'amplificateur de lecture). Si le boîtier est utilisé pour le sondage auriculaire, la période réfractaire doit généralement avoir une durée aussi longue que 35 millisecondes.

Le système d'électrodes de la présente invention doit être opposé à celui qui est décrit dans le brevet des Etats-Unis nº 4 289 134, délivré le 15 septembre 1981 et intitulé "Appareil à sonde tripolaire". Ce brevet de l'état antérieur de la technique enseigne une technique pour connecter trois conducteurs d'électrode sur les deux bornes d'un stimulateur classique fonctionnant

à la demande. Au moins une résistance et une diode sont incluses dans le système de conducteurs, deux des électrodes sont fixées à la cavité à stimuler et la troisième électrode est en dehors de cette cavité. La stimulation s'effectue par les deux électrodes fixées à la cavité et le sondage par l'une de ces électrodes et par la troisième. Il n'y a donc ni stimulation à partir du boîtier, ni sondage par deux électrodes fixées à la cavité. Comme on le verra ci-après, il est également envisagé, dans le cadre de la présente invention, un sondage par deux électrodes, dont l'une peut ne pas être forcément en rapport avec la cavité dont l'activité doit être sondée. Mais d'après les principes de la présente invention, le boîtier doit être utilisé obligatoirement pour la stimulation. Cela n'a jamais été réalisé dans l'état antérieur de la technique, sauf dans le cas où le boîtier était également utilisé pour le sondage, ce qui donne lieu aux difficultés évoquées ci-dessus.

D'autres buts, caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée qui suit, donnée en référence aux dessins ci-annexés.

La fig. 1 représente la forme de réalisation de la présente invention, choisie à titre d'illustration.

La fig. 2 illustre différentes localisations des électrodes que l'on peut adopter lorsqu'on utilise le stimulateur de la fig. 1.

Le stimulateur de la fig. 1 n'est représenté que schématiquement; seuls sont indiqués en détail les éléments qui sont nécessaires pour bien faire comprendre la présente invention. Par exemple, les circuits logiques et de chronologie classiques, utilisés dans un stimulateur bicavitaire, sont indiqués simplement par un seul bloc 44. Toutes les fonctions de chronologie et de commande ne sont pas nécessaires pour comprendre la présente invention. En ce qui concerne les circuits logiques et de chronologie, un potentiel haut à la sortie de l'amplificateur de lecture auriculaire 30 indique la détection d'un battement auriculaire et un potentiel haut à la sortie de l'amplificateur de lecture

ventriculaire 26 indique un battement ventriculaire. Lorsque les circuits logiques et de chronologie décident qu'une impulsion de stimulation auriculaire est nécessaire, l'entrée du générateur d'impulsions auriculaires 32 devient haute; de même, les circuits logiques et de chronologie appliquent un potentiel haut à l'entrée du générateur d'impulsions ventriculaires 34 toutes les fois qu'une impulsion de stimulation ventriculaire est nécessaire. Ces deux entrées et ces deux sorties constituent l'"interface" entre les circuits logiques et de chronologie classiques et des systèmes d'électrodes qui seront décrits ci-après. On notera que les circuits logiques et de chronologie sont raccordés au boîtier du stimulateur, symbolisé par le numéro 14. Cela veut dire qu'il existe une jonction fixe entre le boîtier du stimulateur et un certain point, dans les circuits logiques et de chronologie, qui est au potentiel de référence indifférent.

Le stimulateur est également équipé d'un récepteur de programme 40 et d'une mémoire de paramètres 42, en soi connus. A l'aide de signaux générés extérieurement, le médecin peut mémoriser plusieurs valeurs de paramètres dans la mémoire, afin de régler notamment les largeurs des impulsions auriculaires et ventriculaires, les délais auriculaire-ventriculaire et ventriculaire-auriculaire, etc., toutes choses connues dans la technique. Mais dans la forme de réalisation de la présente invention choisie à titre d'illustration, il existe deux autres bits qui sont stockés dans la mémoire de paramètres. Le bit SA détermine si le sondage auriculaire doit se faire en utilisant l'électrode auriculaire indifférente ou le boîtier du stimulateur. Comme on l'a déjà indiqué, bien qu'il soit préférable d'utiliser l'électrode auriculaire indifférente, certains médecins peuvent souhaiter utiliser le boîtier du stimulateur à cet effet. De même, le bit SV détermine si l'électrode ventriculaire indifférente ou le boîtier du stimulateur sera utilisé lors du sondage ventriculaire.

L'électrode auriculaire indifférente 10 est reliée, par le conducteur 70 et le commutateur SA2, à l'entrée "moins" de

l'amplificateur de lecture auriculaire 30. L'électrode de stimulation auriculaire 12 est reliée, par le conducteur d'électrode 72 et le commutateur SA3, à l'entrée "plus" de l'amplificateur. Le commutateur SA3 est normalement fermé; il n'est ouvert qu'au moment où une impulsion de stimulation ventriculaire est produite. Ainsi, en ce qui concerne le sondage auriculaire, l'électrode de stimulation auriculaire peut être considérée comme étant reliée par le conducteur 72 à l'entrée "plus" de l'amplificateur auriculaire. L'entrée "moins" de l'amplificateur est raccordée électriquement, soit à l'électrode auriculaire indifférente par l'intermédiaire du commutateur SA2, soit au boîtier du stimulateur par l'intermédiaire du commutateur SA1. Si le bit SA est un 0, le commutateur SA2 est fermé et le commutateur SA1 est ouvert, et le sondage auriculaire utilise l'électrode auriculaire indifférente. Par contre, si le bit SA est un 1, le commutateur SA1 est fermé et le commutateur SA2 est ouvert, et l'entrée "moins" de l'amplificateur auriculaire est raccordée au boîtier du stimulateur.

Une disposition identique est prévue pour la connexion de l'électrode ventriculaire de stimulation 22 et de l'électrode ventriculaire indifférente 20, par l'intermédiaire des conducteurs 74, 76 respectivement, aux entrées "plus" et "moins" de l'amplificateur de lecture ventriculaire 36. Dans ce cas, le bit SV détermine celui des commutateurs SV1 et SV2 qui est fermé, et si le sondage ventriculaire utilisera le boîtier du stimulateur ou l'électrode ventriculaire indifférente. Le commutateur SV3 est normalement fermé, de même que le commutateur SA3; le commutateur SV3 est ouvert afin d'invalider l'amplificateur de lecture ventriculaire, uniquement au moment où une impulsion de stimulation auriculaire est produite.

Lorsque les circuits logiques et de chronologie 44 décident qu'une impulsion de stimulation auriculaire est nécessaire, la sortie de l'amplificateur 32 devient haute. L'impulsion est appliquée directement au conducteur 72 et le courant passe entre l'électrode de stimulation auriculaire et le boîtier du stimula-

teur. Le multivibrateur monostable 50 est déclenché au début de l'impulsion de stimulation auriculaire; la sortie du multivibrateur devient haute pour maintenir le commutateur SV3 ouvert pendant 10 millisecondes, comme on l'a vu ci-dessus, de telle manière que l'amplificateur de lecture ventriculaire n'interprète pas par erreur une impulsion de stimulation auriculaire comme un battement ventriculaire. De même, le générateur d'impulsions ventriculaires 34 émet une impulsion à sa sortie lorsqu'une impulsion de stimulation ventriculaire est nécessaire, le courant passant entre l'électrode de stimulation ventriculaire 22 et le boîtier du stimulateur. A l'instant où la sortie du générateur d'impulsions ventriculaires devient haute, le multivibrateur monostable 52 est déclenché, ce qui fait que le commutateur SA3 est maintenu ouvert pendant 8 millisecondes; de cette manière, l'amplificateur de lecture auriculaire n'interprète pas par erreur une activité sur l'électrode de stimulation auriculaire comme un battement auriculaire.

Il est donc visible qu'alors que l'utilisation d'un conducteur bipolaire pour chaque cavité permet d'utiliser, pour le sondage, les deux électrodes (à condition que le bit SA ou SV respectivement soit un 0), l'électrode indifférente n'est pas dans le circuit de stimulation correspondant. A la place, le courant qui sert à stimuler l'une et l'autre des cavités passe entre l'électrode de stimulation respective et le boîtier du stimulateur.

Il a été représenté sur la fig. 1 un stimulateur bicavitaire, mais, comme on l'a déjà mentionné, il est visible que le même type fondamental de disposition des électrodes peut être adopté dans un stimulateur unicavitaire. Il est également possible de prévoir un dispositif de conducteur bipolaire pour l'une des cavités dans un stimulateur bicavitaire, comme représenté sur la fig. 1, avec un conducteur unipolaire pour l'autre cavité. Une autre possibilité encore est celle qui est symbolisée par la ligne de tirets 78. Si l'on ne veut utiliser qu'une seule électrode indifférente, c'est-à-dire un conducteur unipolaire et un

conducteur bipolaire, mais que cette unique électrode indifférente intervienne dans les deux fonctions de sondage, les conducteurs 70 et 76 peuvent être reliés l'un à l'autre au niveau du stimulateur. Dans ce cas, trois fils seulement devront s'étendre jusqu'au coeur, deux sous la forme d'un conducteur bipolaire et un sous la forme d'un conducteur unipolaire.

La fig. 2 montre différentes localisations des électrodes. Il faut se souvenir qu'un conducteur bipolaire typique se compose de deux fils enroulés en hélice, l'un autour de l'autre, séparés par une isolation. Le fil extérieur est enfermé dans une gaine de plastique et il sert d'électrode indifférente. Afin de "coupler" l'électrode indifférente au coeur, il suffit de couper un morceau de la gaine de plastique autour de l'électrode indifférente et de raccorder l'électrode à une bague annulaire en ce point, de façon connue en soi.

Le stimulateur lui-même est représenté sur la fig. 2 comme comprenant un boîtier métallique 14 et un ensemble de connexion 80. Deux conducteurs bipolaires sont utilisés, les fils 70, 72 constituant le conducteur bipolaire auriculaire et les fils 74, 76 constituant le conducteur bipolaire ventriculaire. Les numéros 12 et 22 désignent respectivement les électrodes de stimulation auriculaire et ventriculaire représentées sur la fig. 1. Le symbole I2 indique la position de l'électrode auriculaire indifférente et le symbole I4 indique la position de l'électrode ventriculaire indifférente, lorsqu'une électrode indifférente particulière est prévue pour chaque cavité. Dans le cas seulement où une seule électrode indifférente est utilisée, c'est-à-dire lorsque la connexion symbolisée par la ligne de tirets 78 sur la fig. 1 est prévue, cette unique électrode indifférente peut être placée dans de nombreuses positions différentes, dont certaines sont indiquées par les symboles I1, I3 et I5. Les positions I2 et I4 sont trop proches de l'une des électrodes de stimulation pour permettre que l'électrode indifférente respective soit utilisée dans l'autre circuit de sondage. Si l'on utilise donc une seule électrode indifférente dans la position I2, le sondage ventricu-

laire doit s'effectuer au boîtier et le bit SV doit être un 1. De même, si l'unique électrode indifférente est en position I4, le sondage auriculaire doit s'effectuer au boîtier et le bit SA doit être un 1. D'autres combinaisons sont également possibles : par exemple, il est possible d'utiliser deux électrodes indifférentes aux positions I2 et I3. Dans le cas seulement où une seule électrode indifférente est utilisée, la localisation préférée de l'électrode est la position I1.

L'invention a été décrite à propos d'une forme de réalisation préférée, mais il est bien entendu que cette forme de réalisation n'est qu'une illustration de l'application des principes de l'invention. De nombreuses modifications peuvent y être faites et d'autres dispositions peuvent être imaginées, sans que l'on s'écarte pour autant de l'esprit et du cadre de l'invention.

- REVENDICATIONS -

1. Stimulateur cardiaque, comprenant des moyens conducteurs qui se terminent en formant au moins deux électrodes (10, 12), un boîtier (14) et un circuit à l'intérieur de ce boîtier, présentant un point de potentiel de référence qui est raccordé au boîtier, caractérisé en ce que ce circuit comprend des moyens pour sonder l'activité cardiaque sous la forme d'une différence de potentiel qui apparaît entre les deux électrodes, le circuit comprenant en outre des moyens destinés à intervenir, en fonction de l'activité cardiaque sondée, en stimulant l'activité cardiaque par l'application d'une impulsion de courant entre l'une des électrodes (10, 12) et le boîtier (14).

2. Stimulateur cardiaque selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens conducteurs comprennent deux conducteurs (72, 74), dont l'un se termine en formant au moins deux électrodes et dont le second se termine en formant au moins une électrode.

3. Stimulateur cardiaque selon la revendication 2, caractérisé en ce que les moyens de sondage comprennent des premiers moyens propres à détecter une différence de potentiel qui apparaît entre les deux électrodes qui terminent le premier conducteur (72), et des seconds moyens propres à détecter la différence de potentiel qui apparaît entre l'électrode au moins qui termine le second conducteur (74) et un point au potentiel de référence.

4. Stimulateur cardiaque selon la revendication 3, caractérisé en ce que le second conducteur ne comprend qu'un fil se terminant par une seule électrode, et en ce que les seconds moyens détectent la différence de potentiel qui apparaît entre cette électrode et l'une des deux électrodes qui terminent le premier conducteur.

5. Stimulateur cardiaque selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens, sous commande programmable extérieurement, pour commander sélectivement les moyens de sondage de telle manière qu'ils détectent une différence de potentiel qui apparaît entre le boîtier du stimulateur et l'une des deux électrodes qui terminent le premier conducteur.

6. Stimulateur cardiaque selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens, sous commande programmable extérieurement, pour commander sélectivement les moyens de sondage de telle manière qu'ils détectent une différence de potentiel qui apparaît entre le boîtier du stimulateur et l'une desdites deux électrodes.

1

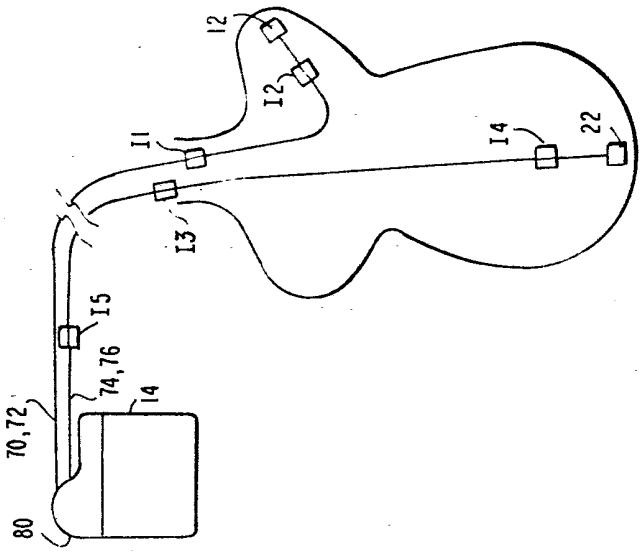
12
I2
I1
I4
22
I3
I5
74,76
14
70,72
80

FIG. 2

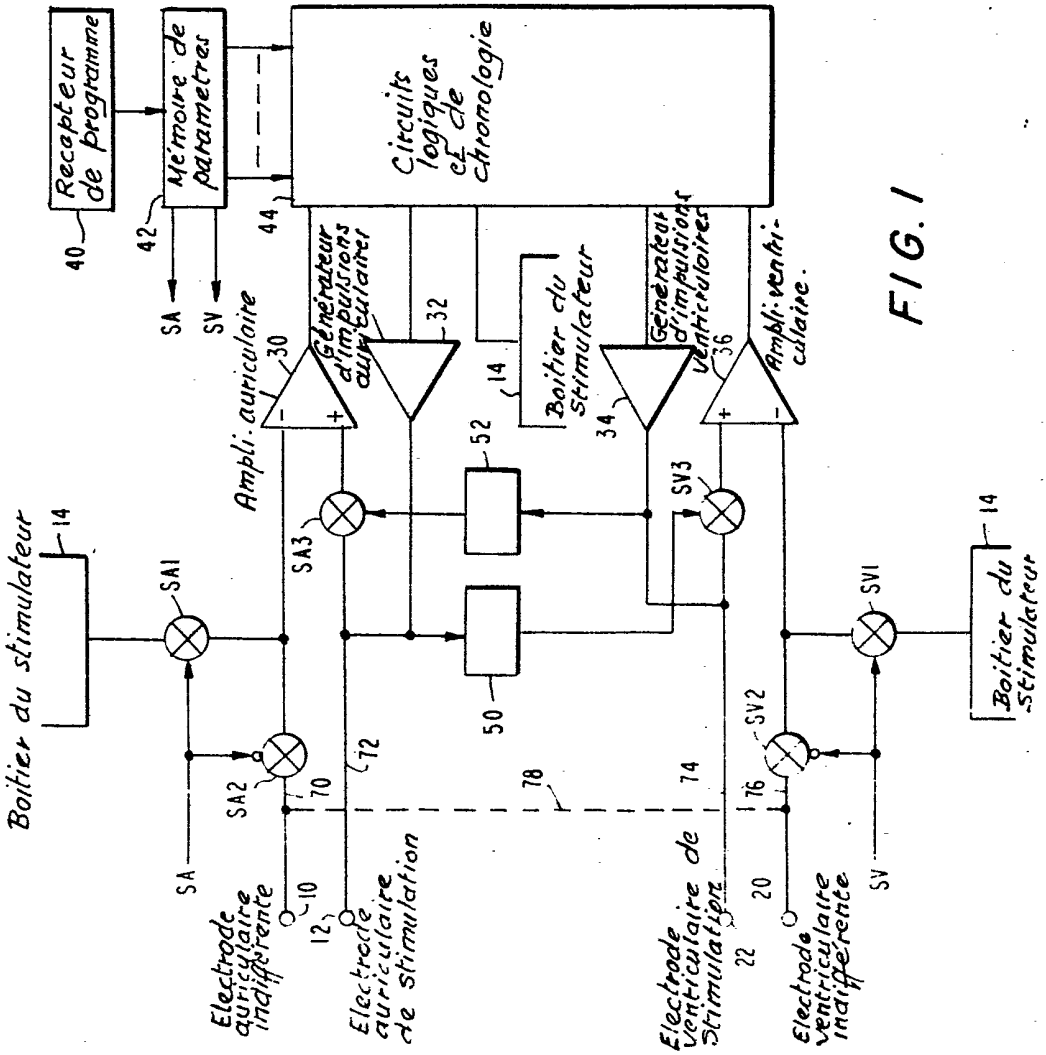
Recepteur de programme
40
Mémoire de parametres
42
Circuits logiques et de chronologie
44
SA
SV
Ampli. auriculaire
30
Générateur d'impulsions auriculaire
32
Boitier du stimulateur
14
Générateur d'impulsions ventriculaires
34
Ampli. ventriculaire
36
Boitier du stimulateur
14
SA1
SA2
SA3
SV1
SV2
SV3
50
52
70
72
74
76
78
SA
SV
Electrode auriculaire indifférente
10
Electrode auriculaire de stimulation
12
Electrode ventriculaire de Stimulation
22
Electrode ventriculaire indifférente
20

FIG. 1