

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication : **2 901 146**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **06 04446**

⑤1 Int Cl⁸ : **A 61 N 1/365** (2006.01)

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 18.05.06.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 23.11.07 Bulletin 07/47.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : *ELA MEDICAL Société par actions simplifiée* — FR.

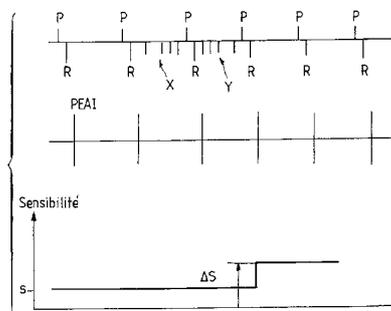
⑦2 Inventeur(s) : LIMOUSIN MARCEL et VINCENT ELODIE.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : DUPUIS LATOUR DOMINIQUE.

⑤4 DISPOSITIF MEDICAL IMPLANTABLE ACTIF DE STIMULATION CARDIAQUE, RESYNCHRONISATION, CARIOVERSION ET/OU DEFIBRILLATION, COMPORTANT DES MOYENS DE DETECTION D'ARTEFACTS DE BRUIT VENTRICULAIRE.

⑤7 Ce dispositif comporte des moyens de détection du rythme par une électrode endocavitare recueillant des potentiels de dépolarisation, et des moyens de détection des contractions du myocarde par un capteur d'accélération endocardiaque. Il comporte des moyens de recherche d'artefacts de bruit ventriculaire (X, Y) par corrélation des signaux représentatifs des dépolarisations ventriculaires et auriculaires (P, R) successives avec les signaux représentatifs des pics d'accélération (PEA I) successifs. En cas de défaut de corrélation, un signal de suspicion de bruit ventriculaire est délivré, qui modifie temporairement la sensibilité (S) du circuit de détection.



FR 2 901 146 - A1



L'invention concerne les "dispositifs médicaux implantables actifs" tels que définis par la directive 90/385/CEE du 20 juin 1990 du Conseil des communautés européennes, plus précisément les implants permettant de surveiller en continu le rythme cardiaque et délivrer si nécessaire au cœur des impulsions électriques de stimulation, de resynchronisation, de cardioversion et/ou de défibrillation en cas de trouble du rythme détecté par le dispositif.

L'analyse du rythme cardiaque est effectuée à partir de signaux d'électrogramme (EGM), recueillis par des électrodes portées par des sondes endocavitaires implantées dans le myocarde pour mesurer le potentiel de dépolarisation auriculaire et/ou ventriculaire. Ces signaux sont analysés par l'implant, qui délivrera éventuellement au patient une thérapie appropriée sous forme d'impulsions de faible énergie (stimulation antibradycardique ou stimulation de resynchronisation des ventricules) ou de chocs de cardioversion ou de défibrillation.

L'analyse du rythme, et donc la décision de délivrer ou non une thérapie, peut être cependant perturbée par des artefacts recueillis par la sonde endocavitaire.

Ces artefacts peuvent être d'origines diverses. Une première série d'artefacts correspond à des situations où le dispositif détecte non seulement l'évènement proprement dit, c'est-à-dire l'onde de dépolarisation de la cavité considérée, mais également une perturbation associée à ce même évènement et considérée, à tort, comme un autre évènement survenu après le premier : onde de dépolarisation tardive, diaphonie entre cavités,...

Une autre série d'artefacts, qui sont ceux concernés par la présente invention, sont les artefacts de bruit extrinsèque, non lié à la dépolarisation du myocarde. Ce bruit peut avoir plusieurs origines, dont notamment les myopotentiels associés aux contractions musculaires, ainsi que les interférences électromagnétiques provenant d'équipements électroniques de surveillance, d'appareils électriques environnants, d'instruments électrochirurgicaux, de systèmes de communication, etc.

Ce bruit, s'il est présent avec plus ou moins de régularité, peut alors être détecté par l'implant comme une dépolarisation du myocarde, avec le risque de générer des thérapies inappropriées, par exemple en inhibant à

tort les stimulations antibradycardiques ou les thérapies de resynchronisation ou, inversement, en délivrant à tort des chocs inappropriés.

Diverses techniques ont été proposées pour réduire l'incidence de ces bruits extrinsèques, notamment l'application d'un filtrage analogique ou numérique, l'instauration de périodes réfractaires, l'adaptation automatique de sensibilité des amplificateurs de détection, ou le contrôle automatique du gain de ces amplificateurs.

Cependant, l'utilisation de ces divers moyens se fait toujours au détriment d'une bonne détection.

10 En particulier, afin d'assurer la détection de la fibrillation ventriculaire (FV) dont le niveau du signal est faible, il est nécessaire de rechercher une sensibilité maximale de détection, sous peine de ne pas détecter des évènements qui auraient dû l'être. En effet, l'amplitude des signaux de fibrillation ventriculaire peut se situer à un niveau variable compris entre le niveau des signaux de bruit susceptibles d'être détectés par la prothèse, et celui des signaux des complexes sinusaux. Si l'on veut pouvoir détecter la fibrillation ventriculaire, la détection d'un bruit éventuel est donc inévitable.

15 Si, de plus, l'on se trouve en présence d'un bruit régulier, pour un patient présentant un rythme cardiaque sinusal normal ce bruit peut être confondu avec des dépolarisations. Cette situation peut fausser l'évaluation du rythme moyen par l'implant, ce rythme étant estimé à un niveau très supérieur à la réalité, avec un risque corrélatif d'application d'une thérapie anti-tachycardique indésirable (faux positif). Inversement, si l'appareil est programmé à une valeur de sensibilité trop faible, c'est-à-dire avec un seuil de sensibilité trop élevé, les épisodes réels de fibrillation ventriculaire risquent de ne pas être détectés (faux négatif), avec des conséquences encore plus graves pour le patient.

20 La détection du bruit extrinsèque étant généralement inévitable, le problème de l'invention consiste à discriminer ce bruit parmi les dépolarisations cardiaques afin d'éviter le déclenchement de traitements inappropriés causés par ce bruit d'origine externe.

30 Le point de départ de l'invention est la constatation de ce que la dépolarisation, qui est un phénomène électrique sensible au bruit, est normalement suivie d'une contraction cardiaque, qui est un phénomène mécanique qui n'est pas affecté par le bruit. De la sorte, en procédant à une dou-

35

ble détection – de la dépolarisation et de la contraction – par des moyens distincts, on peut en présence de bruit suspect, opérer un lever de doute pour confirmer que le signal détecté a été effectivement suivi par une activité mécanique du cœur et constitue donc bien un signal de dépolarisation et non un artefact.

5

La détection de l'activité mécanique du cœur peut en particulier être opérée par mesure de l'accélération endocardiaque, réalisée par un accéléromètre directement en contact avec le muscle cardiaque (généralement à l'apex ventriculaire droit).

10 On sait en effet que l'accélération endocardiaque reflète très précisément et en temps réel les phénomènes concourant au fonctionnement mécanique du cœur.

Plus précisément, le EP-A-0 515 319 (Sorin Biomedica Cardio SpA) enseigne la manière de recueillir un signal d'accélération endocardiaque au moyen d'une sonde endocavitaire pourvue d'une électrode distale de stimulation implantée au fond du ventricule et intégrant un micro-accéléromètre permettant de mesurer l'accélération endocardiaque.

15

Le signal d'accélération endocardiaque ainsi recueilli au cours d'un cycle cardiaque forme notamment deux pics correspondant aux deux bruits majeurs qu'il est possible de reconnaître dans chaque cycle d'un cœur sain :

20

– le premier pic d'accélération endocardiaque ("PEA I") correspond à la fermeture des valvules mitrale et tricuspide, au début de la phase de contraction ventriculaire isovolumique (systole). Les variations de ce premier pic sont étroitement liés aux variations de la pression dans le ventricule (l'amplitude du pic PEA I étant, plus précisément, corrélée au maximum positif de la variation de pression dP/dt dans le ventricule gauche) et peuvent donc constituer un paramètre représentatif de la contractilité du myocarde.

25

– le second pic d'accélération endocardiaque ("PEA II"), quant à lui, correspond à la fermeture des valvules aortique et pulmonaire, au début de la diastole. Il est produit par la décélération brusque de la masse sanguine en mouvement dans l'aorte.

30

Le EP-A-0 655 260 (Sorin Biomedica Cardio SpA) décrit une manière de traiter le signal d'accélération endocavitaire délivré par le capteur situé en

bout de sonde pour en dériver deux valeurs respectives liées à ces pics d'accélération endocardiaque.

Dans ce document, il est proposé d'utiliser les valeurs d'amplitude des pics PEA I et PEA II pour détecter des troubles cardiaques et déclencher
5 ou non une thérapie de défibrillation.

Dans le cas de la présente invention, il s'agit de détecter la présence ou l'absence d'une contraction cardiaque, en partant du principe qu'à chaque cycle cardiaque réel correspond une seule contraction cardiaque. L'accélération endocardiaque est analysée, avantageusement en détectant la
10 présence ou non d'un pic PEA I, pour confirmer la présence d'une activité mécanique du cœur sur détection d'une dépolarisation : une telle détection qui ne serait pas suivie par une activité mécanique du cœur peut avoir été générée par du bruit, elle est donc suspecte et ne doit pas entraîner systématiquement l'application ou l'inhibition (selon le cas) d'une thérapie.

15 Le dispositif de l'invention est du type décrit par le EP-A-0 655 260 précité, c'est-à-dire comportant :

- des moyens de détection du rythme comprenant au moins une électrode endocavitaire apte à recueillir des potentiels électriques représentatifs de dépolarisations du myocarde, et un circuit de détection
20 apte à analyser les potentiels recueillis et délivrer une séquence de signaux représentatifs des dépolarisations ventriculaires et auriculaires successives, et
- des moyens de détection des contractions du myocarde comprenant un capteur d'accélération endocardiaque, et des moyens pour déterminer au moins un pic de l'accélération endocardiaque au cours d'un
25 cycle cardiaque donné et délivrer une séquence de signaux représentatifs des pics d'accélération successifs.

De façon caractéristique de l'invention, il est en outre prévu des moyens de recherche d'artefacts de bruit ventriculaire, comprenant des moyens
30 pour recevoir en entrée et corrélérer entre eux lesdits signaux représentatifs des dépolarisations et lesdits signaux représentatifs des pics d'accélération et, en cas de défaut de corrélation, délivrer un signal de suspicion de bruit ventriculaire.

Le dispositif peut en particulier comprendre des moyens pour modifier un paramètre de fonctionnement des moyens de détection du rythme, en réponse à la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire.

5 Ce paramètre peut notamment être un seuil de sensibilité du circuit de détection, modifié de manière à élever ce seuil en réponse à la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire.

Ce paramètre peut également être un paramètre d'un filtre numérique du circuit de détection, modifié dans le sens d'un filtrage plus restrictif en réponse à la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire.

10 Le paramètre est de préférence modifié pendant une durée prédéterminée, ou pendant un nombre de cycles prédéterminé, suivant la délivrance du signal de suspicion de bruit ventriculaire. De préférence, il est néanmoins restauré à sa valeur antérieure en cas de suspicion d'arythmie. La suspicion d'arythmie peut notamment utiliser des moyens d'analyse des
15 dépolarisations ventriculaires et auriculaires successives, ou des moyens de détection d'une accélération des pics de contraction cardiaque.

Le dispositif peut notamment comprendre deux sondes endocavitaires distinctes, l'une portant ladite électrode endocavitaire, l'autre portant ledit capteur d'accélération endocardiaque.

20 La délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire est notamment conditionnée par la détection :

- d'une séquence de pics d'accélération stable en amplitude et/ou en intervalles de couplage,
- d'une séquence de pics d'accélération de fréquence inférieure à une
25 fréquence limite représentative d'un seuil de détection des tachycardies, et
- d'une séquence de dépolarisations présentant des intervalles de couplage successifs courts et variables.

30 Le capteur d'accélération peut être un capteur apte à relever l'accélération au niveau d'un ventricule, d'une oreillette, ou d'un vaisseau sanguin périphérique du cœur.

◇

35 On va maintenant décrire un exemple de mise en œuvre du dispositif de l'invention, en référence aux dessins annexés.

La figure 1 est un chronogramme montrant, au cours de trois cycles cardiaques successifs, les variations de l'accélération endocavitaire ainsi que de l'électrogramme et de l'électrocardiogramme de surface.

5 La figure 2 est un autre chronogramme montrant, au cours de six cycles cardiaques successifs : (i) les différents signaux recueillis représentatifs de dépolarisations successives, (ii) les signaux indiquant la présence d'un pic d'accélération endocardiaque, et (iii) les modifications apportées à la sensibilité de détection en présence de bruit.

10 La figure 3 est un organigramme illustrant la succession des différentes étapes d'analyse pour la mise en œuvre de l'invention.

◇

15 On va maintenant décrire un exemple de réalisation du dispositif de l'invention.

20 En ce qui concerne ses aspects logiciels, l'invention peut être mise en œuvre par une programmation appropriée du logiciel de commande d'un stimulateur connu, par exemple de type stimulateur cardiaque ou défibrillateur/cardiovertteur, comprenant des moyens d'acquisition d'un signal fourni par des sondes endocavitaires et/ou un ou plusieurs capteurs implantés.

L'invention peut notamment être appliquée aux dispositifs implantables commercialisés par ELA Médical, Montrouge, France tels que les appareils *Symphony* et *ELA Rhapsody*.

25 Il s'agit de dispositifs à microprocesseur programmables comportant des circuits pour recevoir, mettre en forme et traiter des signaux électriques recueillis par des électrodes implantées, et délivrer des impulsions de stimulation à ces électrodes. Il est possible d'y transmettre par télé-métrie des logiciels qui seront conservés en mémoire et exécutés pour mettre en œuvre les fonctions de l'invention qui seront décrites ci-dessous. L'adaptation de ces appareils à la mise en œuvre des fonctions de l'invention est à la portée de l'homme du métier, et elle ne sera pas décrite en détail.

35 Sur la figure 1, on a représenté (tracé du haut), les variations de l'accélération endocardiaque (EA), mesurée par un capteur tel que celui décrit dans le EP-A-0 515 319 précité, intégré à une tête de sonde endocavitaire

placée au fond du ventricule. On a également illustré sur cette figure les tracés de l'électrogramme (EGM), c'est-à-dire du signal électrique recueilli par l'électrode distale de ce même capteur, et d'un électrocardiogramme de surface (ECG) correspondant, au cours de trois cycles cardiaques consécutifs. Comme on l'a expliqué plus haut le tracé de l'accélération présente deux complexes successifs ou pics d'accélération endocardiaque (PEA), dont les paramètres (amplitude, durée et position temporelle, c'est-à-dire instant de survenue) peuvent être déterminées par un traitement approprié du signal délivré par le capteur d'accélération, comme décrit dans le EP-A-0 655 260 précité.

La présente invention propose d'utiliser les paramètres liés à l'accélération endocardiaque ainsi recueillis, notamment la survenue du pic PEA I (indiquée par la position temporelle de ce pic), pour confirmer ou infirmer la présence d'une activité mécanique du cœur.

La première ligne de la figure 2 illustre la succession des événements auriculaires P et ventriculaires R au cours de six cycles cardiaques successifs, pour un patient présentant un rythme sinusal normal.

Le recueil de ces signaux peut être perturbé par la détection de bruits ventriculaires extrinsèques qui peuvent se traduire par des artefacts, tels que ceux illustrés en X et Y, susceptibles d'être interprétés (à tort) par le dispositif comme des événements ventriculaires conduisant à une suspicion erronée d'augmentation brutale du rythme ventriculaire, similaire à ce qui pourrait apparaître en cas de fibrillation ventriculaire.

En revanche, la séquence des pics d'accélération (seconde ligne de la figure 2) n'est pas perturbée par du bruit, puisqu'il s'agit de la détection d'une activité purement mécanique, comme on l'a expliqué plus haut.

Le caractère régulier des contractions permet d'écarter la suspicion de fibrillation ventriculaire et de qualifier d'artefacts les événements suspects X et Y.

Pour éviter la détection de ce bruit ventriculaire sur les cycles cardiaques suivants, il est avantageux de moduler la sensibilité des circuits de détection des dépolarisations, en augmentant le seuil de détection S d'un incrément ΔS (troisième ligne de la figure 2), pendant une durée prédéterminée, ou pendant un nombre de cycles prédéterminé. Cette réduction de

sensibilité (incrément ΔS) peut être éventuellement modulée en fonction du niveau du bruit détecté.

On va maintenant décrire plus en détail, en référence à l'organigramme de la figure 3, la manière dont est opérée la corrélation entre les signaux représentatifs des dépolarisations (première ligne de la figure 2) et ceux représentatifs des pics d'accélération (seconde ligne de la figure 2)

5

La première étape, référencée 10, consiste à recueillir de façon continue les signaux d'accélération endocardiaque et les dépolarisations ventriculaires, l'analyse étant opérée sur chaque cycle cardiaque.

10

Le dispositif détermine à partir de ces mesures une première série de signaux représentatifs des dépolarisations ventriculaires, et une deuxième série de signaux représentatifs des pics d'accélération (avantageusement le pic PEA I).

15

La première phase de l'analyse (étape 12) consiste à déterminer si les signaux de pics PEA sont stables en amplitude et/ou en intervalles de couplage (l'intervalle de couplage étant la période temporelle séparant deux pics relatifs à des cycles consécutifs). La condition de stabilité en amplitude signifie par exemple que l'amplitude du pic PEA I ne varie pas de plus de x % par rapport à la moyenne des y cycles précédents. La condition de stabilité du couplage signifie que l'intervalle de couplage ne varie pas de plus ou moins z millisecondes, par exemple plus ou moins 30 millisecondes d'un cycle au suivant.

20

En présence d'un rythme PEA stable révélateur de contractions régulières, le dispositif détermine (étape 14) si la fréquence de ces contractions (fréquence des pics PEA) est inférieure à une fréquence limite, inférieure à la zone de détection des tachycardies.

25

Dans la négative, il s'agit vraisemblablement d'une tachycardie avérée, pour laquelle un thérapie doit être envisagée sans qu'il y ait lieu de poursuivre l'analyse.

30

Dans l'affirmative, donc en présence d'un rythme des contractions suffisamment lent, le dispositif examine (étape 16) s'il est en présence d'une série d'évènements ventriculaires de couplage court et variable (le critère de "couplage court" signifiant que les intervalles de couplage entre évènements ventriculaires successifs sont inférieurs à un seuil donné, et le critère de "couplage variable" signifiant que les différences entre les inter-

35

valles de couplage dépassent un seuil donné sur un nombre prédéterminé de cycles successifs).

Si l'analyse des dépolarisations ventriculaires révèle à l'étape 16 un rythme rapide et instable, il y a alors suspicion de bruit ventriculaire (étape 5 18).

Afin d'éviter la détection de ce bruit ventriculaire sur les cycles suivants, la sensibilité du circuit de détection ventriculaire est diminuée (c'est-à-dire que le seuil de sensibilité est relevé) pendant un temps prédéterminé (temps défini en durée ou en nombre de cycles). On notera que d'autres 10 paramètres des circuits de détection peuvent être modifiés en cas de suspicion de bruit ventriculaire, notamment les réglages des circuits ou des algorithmes de filtrage.

Il y aura toutefois lieu de restaurer au plus vite la sensibilité ventriculaire à sa valeur initiale en cas de suspicion d'arythmie ou de perte du signal sinusal (étapes 20, 22). 15

La détection des arythmies peut être notamment mise en œuvre par l'algorithme mis en œuvre par l'algorithme "PARAD" (marque déposée d'ELA Medical), qui est un algorithme de diagnostic décrit notamment dans les EP-A-0 626 182 et EP-A-0 838 235 (ELA Medical), auxquels on pourra se 20 référer pour plus de détails.

Elle peut être également mise en œuvre par détection d'une accélération des pics de contraction cardiaque : par exemple une accélération de 25 % de la moyenne des 8 intervalles précédents sera considérée comme une situation correspondant à une suspicion d'arythmie.

Par ailleurs, dans ce qui précède on a décrit un dispositif utilisant les signaux d'accélération endocardiaque au niveau du ventricule droit. Mais cette caractéristique n'est pas limitative, et l'invention peut être également mise en œuvre en utilisant des signaux représentatifs de l'accélération endocardiaque relevée au niveau : 25

- 30
- d'une oreillette,
 - ou du ventricule gauche,
 - ou d'un vaisseau sanguin périphérique du cœur, c'est-à-dire d'un vaisseau situé sur le cœur ou à proximité immédiate du cœur (en contact avec la paroi du cœur).
-

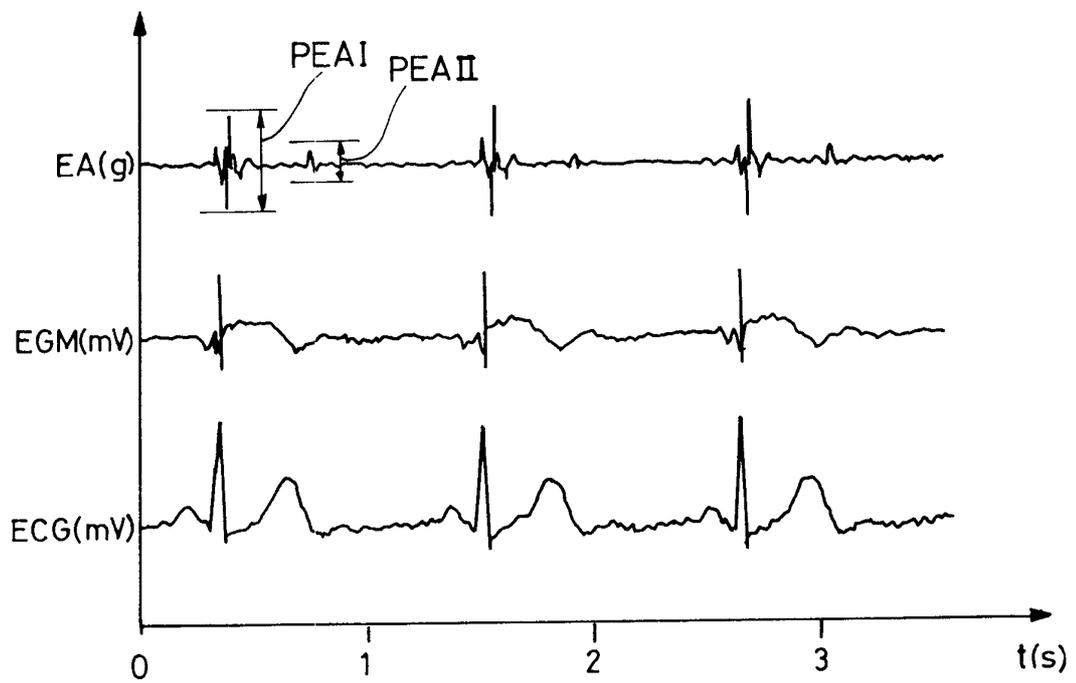
REVENDICATIONS

1. Un dispositif médical implantable actif du type prothèse cardiaque de stimulation, resynchronisation, cardioversion et/ou défibrillation, comportant :
 - 5 – des moyens de détection du rythme comprenant au moins une électrode endocavitaire apte à recueillir des potentiels électriques représentatifs de dépolarisations du myocarde, et un circuit de détection apte à analyser les potentiels recueillis et délivrer une séquence de signaux représentatifs des dépolarisations ventriculaires et auriculaires (P, R) successives, et
 - 10 – des moyens de détection des contractions du myocarde comprenant un capteur d'accélération endocardiaque, et des moyens pour déterminer au moins un pic de l'accélération endocardiaque au cours d'un cycle cardiaque donné et délivrer une séquence de signaux représentatifs des pics d'accélération (PEA I) successifs,
 - 15 dispositif caractérisé en ce qu'il comporte en outre des moyens de recherche d'artefacts de bruit ventriculaire (X, Y), comprenant des moyens pour :
 - recevoir en entrée et corrélérer entre eux lesdits signaux représentatifs des dépolarisations et lesdits signaux représentatifs des pics d'accélération, et
 - 20 – en cas de défaut de corrélation, délivrer un signal de suspicion de bruit ventriculaire.
2. Le dispositif de la revendication 1, comprenant en outre des moyens pour modifier un paramètre de fonctionnement des moyens de détection
25 du rythme, en réponse à la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire.
3. Le dispositif de la revendication 2, dans lequel ledit paramètre de fonctionnement est un seuil de sensibilité (S) dudit circuit de détection, et les
30 moyens pour modifier le paramètre de fonctionnement comportent des moyens pour élever ce seuil (ΔS), en réponse à la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire.

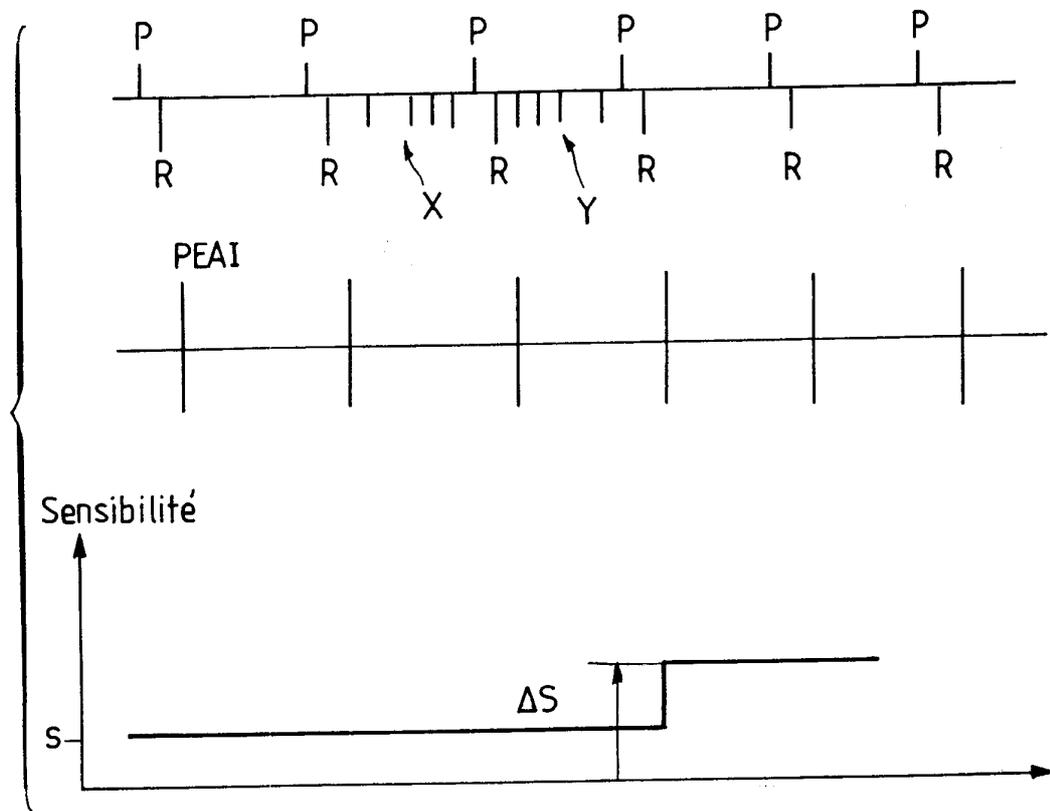
4. Le dispositif de la revendication 2, dans lequel le circuit de détection comporte un filtre numérique et ledit paramètre de fonctionnement est un paramètre de ce filtre numérique, et dans lequel les moyens pour modifier le paramètre de fonctionnement comportent des moyens pour modifier le paramètre du filtre dans le sens d'un filtrage plus restrictif, en réponse à la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire.
5. Le dispositif de la revendication 2, dans lequel les moyens pour modifier le paramètre de fonctionnement comportent des moyens pour modifier ce paramètre pendant une durée prédéterminée, ou pendant un nombre de cycles prédéterminé, suivant la délivrance du signal de suspicion de bruit ventriculaire.
6. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel le dispositif comprend des moyens d'analyse desdits signaux représentatifs des dépolarisations ventriculaires et auriculaires successives, et dans lequel les moyens pour modifier le paramètre de fonctionnement comportent des moyens (20, 22) pour restaurer le paramètre à sa valeur antérieure en cas de suspicion d'arythmie.
7. Le dispositif de la revendication 7, dans lequel les moyens (20, 22) pour restaurer le paramètre à sa valeur antérieure en cas de suspicion d'arythmie comprennent des moyens d'analyse des dépolarisations ventriculaires et auriculaires successives.
8. Le dispositif de la revendication 7, dans lequel les moyens (20, 22) pour restaurer le paramètre à sa valeur antérieure en cas de suspicion d'arythmie comprennent des moyens de détection d'une accélération des pics de contraction cardiaque.
9. Le dispositif de la revendication 1, comprenant deux sondes endocavitaires distinctes, l'une portant ladite électrode endocavitaire, l'autre portant ledit capteur d'accélération endocardiaque.

- 5 10. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens pour délivrer un signal de suspicion de bruit ventriculaire des moyens de recherche d'artefacts comprennent des moyens pour conditionner la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire (18) à la détection (12) d'une séquence de pics d'accélération stable en amplitude et/ou en intervalles de couplage.
- 10 11. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens pour délivrer un signal de suspicion de bruit ventriculaire des moyens de recherche d'artefacts comprennent des moyens pour conditionner la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire (18) à la détection (14) d'une séquence de pics d'accélération de fréquence inférieure à une fréquence limite représentative d'un seuil de détection des tachycardies.
- 15 12. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens pour délivrer un signal de suspicion de bruit ventriculaire des moyens de recherche d'artefacts comprennent des moyens pour conditionner la délivrance d'un signal de suspicion de bruit ventriculaire (18) à la détection (16) d'une séquence de dépolarisations présentant des intervalles de couplage successifs courts et variables.
- 20 13. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel le capteur d'accélération est un capteur apte à relever l'accélération au niveau d'un ventricule du cœur.
- 25 14. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel le capteur d'accélération est un capteur apte à relever l'accélération au niveau d'une oreillette du cœur.
- 30 15. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel le capteur d'accélération est un capteur apte à relever l'accélération au niveau d'un vaisseau sanguin périphérique du cœur.
-

1/2



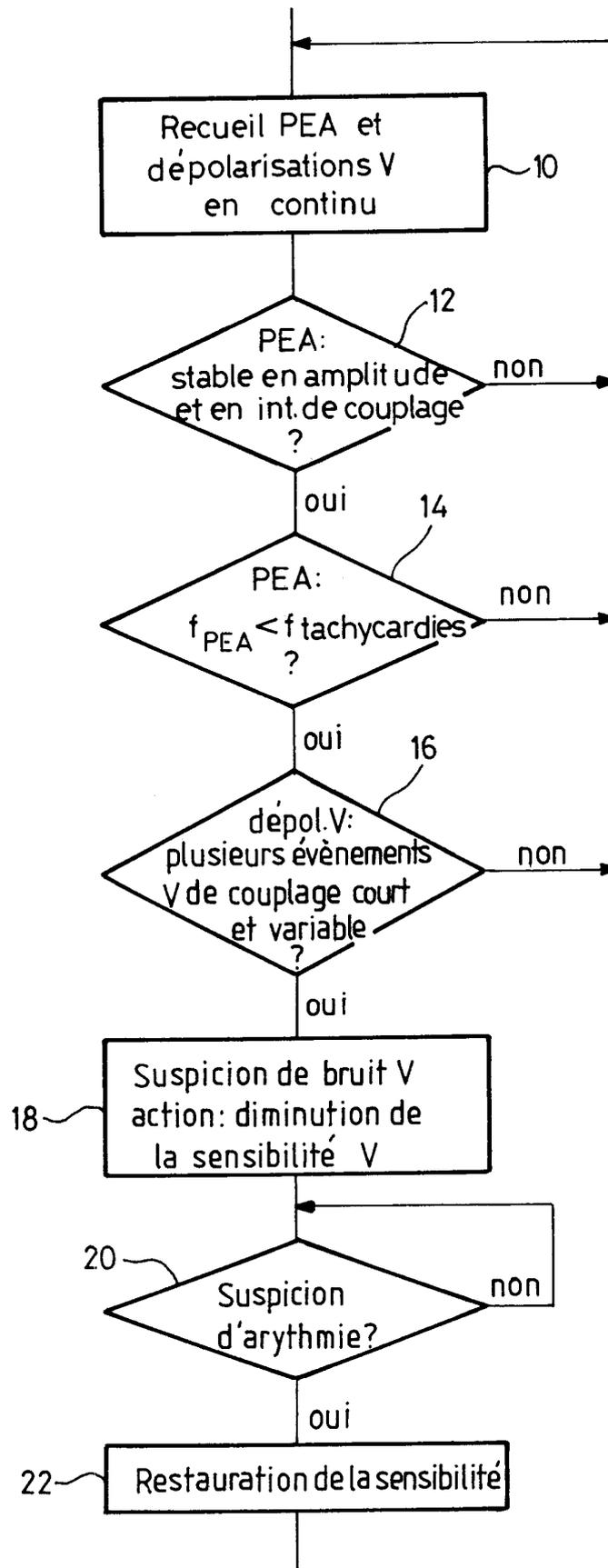
FIG_1



FIG_2

2/2

FIG_3





**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 681846
FR 0604446

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
D,A	EP 0 655 260 A2 (SORIN BIOMEDICA CARDIO SPA [IT]) 31 mai 1995 (1995-05-31) * page 3, ligne 1-54 * * page 5, ligne 30-58 * * figures 1-3 *	1-15	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) A61N
A	EP 1 537 894 A (ELA MEDICAL SA [FR]) 8 juin 2005 (2005-06-08) * colonne 5, ligne 26 - colonne 7, ligne 56 *	1-15	
A	EP 1 433 496 A (ELA MEDICAL SA [FR]) 30 juin 2004 (2004-06-30) * colonne 3, ligne 30 - colonne 5, ligne 42 *	1-15	
A	EP 0 653 225 A1 (ELA MEDICAL SA [FR]) 17 mai 1995 (1995-05-17) * colonne 1, ligne 4-27 * * colonne 3, ligne 16-53 *	1-15	
A	WO 2005/018738 A (CARDIAC PACEMAKERS [US]; PALREDDY SUREKHA [US]; RICCI CARLOS [US]; LIN) 3 mars 2005 (2005-03-03) * page 3, ligne 1-17; figures 1,2 *	1-15	
A	US 6 892 092 B2 (PALREDDY SUREKHA [US] ET AL) 10 mai 2005 (2005-05-10) * colonne 2, ligne 17 - colonne 3, ligne 13 * * colonne 7, ligne 62 - colonne 8, ligne 40 * * figures 4,7 *	1-15	
A	US 5 776 168 A (GUNDERSON BRUCE D [US]) 7 juillet 1998 (1998-07-07) * colonne 3, ligne 61 - colonne 4, ligne 42; revendications 20,23,26; figures 1-5 *	1-15	
-/--			
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
19 décembre 2006		Fischer, Olivier	
<p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>			



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**
établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 681846
FR 0604446

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	US 5 647 379 A (MELTZER MARK J [US]) 15 juillet 1997 (1997-07-15) * abrégé; figure 1 *	1-15	
A	EP 1 533 001 A (ELA MEDICAL SA [FR]) 25 mai 2005 (2005-05-25) * page 2, ligne 36 - page 3, ligne 58 *	1-15	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		19 décembre 2006	Fischer, Olivier
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			

1
EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0604446 FA 681846**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 19-12-2006

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 0655260	A2	31-05-1995	AT 197679 T	15-12-2000
			DE 69426323 D1	28-12-2000
			DE 69426323 T2	26-04-2001
			ES 2153848 T3	16-03-2001
			GR 3035343 T3	31-05-2001
			IT 1260692 B	22-04-1996
			PT 655260 T	30-03-2001
			US 5496351 A	05-03-1996
			US 5693075 A	02-12-1997

EP 1537894	A	08-06-2005	FR 2863175 A1	10-06-2005
			US 2005137488 A1	23-06-2005

EP 1433496	A	30-06-2004	FR 2848861 A1	25-06-2004
			US 2004176695 A1	09-09-2004

EP 0653225	A1	17-05-1995	DE 69427802 D1	30-08-2001
			DE 69427802 T2	04-04-2002
			ES 2160621 T3	16-11-2001
			FR 2712500 A1	24-05-1995
			US 5564430 A	15-10-1996

WO 2005018738	A	03-03-2005	EP 1656182 A1	17-05-2006

US 6892092	B2	10-05-2005	US 2003083713 A1	01-05-2003
			US 2005192504 A1	01-09-2005

US 5776168	A	07-07-1998	AU 2077997 A	22-10-1997
			DE 69700748 D1	09-12-1999
			DE 69700748 T2	08-06-2000
			EP 0891207 A1	20-01-1999
			WO 9736647 A1	09-10-1997

US 5647379	A	15-07-1997	CA 2161201 A1	23-05-1996
			EP 0713714 A2	29-05-1996
			JP 8206238 A	13-08-1996

EP 1533001	A	25-05-2005	FR 2862543 A1	27-05-2005
			US 2005131470 A1	16-06-2005
