

19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

11) N° de publication :

2 873 930

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

21) N° d'enregistrement national :

04 08609

51) Int Cl⁸ : A 61 N 1/368 (2006.01)

12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 04.08.04.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 10.02.06 Bulletin 06/06.

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 anonyme — FR.

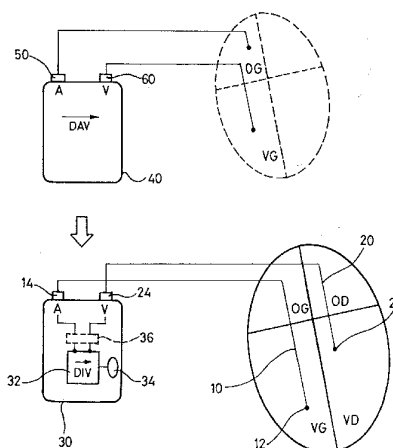
72) Inventeur(s) : RIPART ALAIN.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : DUPUIS LATOUR DOMINIQUE.

54) DISPOSITIF MEDICAL IMPLANTABLE ACTIF COMPRENANT UN MODE DE RESYNCHRONISATION DES CONTRACTIONS VENTRICULAIRES POUR LE TRAITEMENT DE L'INSUFFISANCE CARDIAQUE.

57) Ce dispositif comprend un générateur (30) relié à une électrode ventriculaire gauche (12) et à une électrode ventriculaire droite (22). Le générateur comprend deux bornes de sortie (14, 24) reliées aux électrodes ventriculaires (12, 22), et des moyens pour délivrer conjointement à ces électrodes des impulsions de stimulation respectives avec un délai interventriculaire ajustable (DIV). Selon l'invention, le générateur est un générateur de type stimulateur double chambre (40) comprenant une borne auriculaire (60), une borne ventriculaire (50), et des moyens pour délivrer conjointement aux bornes auriculaire et ventriculaire des impulsions de stimulation avec un délai atrio-ventriculaire ajustable (DAV). L'une (14) des bornes de sortie est la borne auriculaire (A) et l'autre (24) est la borne ventriculaire (V), le délai atrio-ventriculaire (DAV) étant ajusté à la valeur du délai interventriculaire (DIV).



FR 2 873 930 - 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 dispositifs stimulateurs cardiaques, défibrillateurs et/ou cardioverters permettant de délivrer au cœur des impulsions électriques de faible énergie pour le traitement des troubles du rythme cardiaque.

Ces « dispositifs » se composent d'un boîtier ou « générateur », comprenant une pile et l'électronique du dispositif, et de sondes connectées au générateur et pourvues d'électrodes de recueil/stimulation en contact avec des sites auriculaires ou ventriculaires du myocarde.

L'invention concerne plus particulièrement les dispositifs aptes à assurer une stimulation conjointe et permanente des ventricules gauche et droit afin de resynchroniser ces derniers.

En effet, en alternative ou en complément au traitement des troubles du rythme cardiaque, il a été proposé de traiter par stimulation biventriculaire certains troubles de contraction myocardique observés chez des patients en insuffisance cardiaque, ces troubles pouvant être spontanés ou induits par une stimulation traditionnelle. On pourra notamment se référer à l'étude de J. C. Daubert et coll., *Stimu cœur*, 25, n°3, pp. 170-176 qui fait le point des travaux sur ce sujet.

Le dispositif est alors indiqué pour traiter l'insuffisance cardiaque de manière à améliorer l'état hémodynamique général de ces patients, et cette thérapie a permis d'observer des résultats souvent spectaculaires pour des patients en insuffisance cardiaque en classe III non améliorée par les traitements classiques.

Les premiers dispositifs de ce type opéraient en stimulation synchrone, c'est-à-dire que les deux sites ventriculaires recevaient au même moment l'impulsion de dépolarisation (délai interventriculaire nul). Les dispositifs les plus récents, comme cela est décrit par exemple dans le EP-A-1 108 446 (ELA Medical) opèrent au contraire de manière synchrone et asservie, en appliquant entre les deux stimulations un délai interventriculaire (DIV) variable, ajusté de manière à resynchroniser la contraction des ventricules avec optimisation fine de l'état hémodynamique du patient.

Les dispositifs utilisés actuellement à cet effet sont les prothèses dites « multisite » dans lesquelles des électrodes sont placées en une pluralité

de sites respectifs distincts comportant les deux sites ventriculaires, droit et gauche, et au moins un site auriculaire. Il peut s'agir d'une prothèse de type « triple chambre » (double stimulation ventriculaire et détection/stimulation auriculaire droite) ou « quadruple chambre » (double stimulation ventriculaire et double détection/stimulation auriculaire). Le EP-A-0 925 806 (ELA Medical) décrit un tel type de dispositif multisite, comportant notamment des moyens de sélection de la configuration de stimulation la plus appropriée en fonction du patient.

5
10 Le point de départ de l'invention est la constatation de ce que la plupart des patients recevant un tel dispositif multisite implanté sont des patients qui présentent une conduction auriculo-ventriculaire habituellement normale (où chaque évènement auriculaire est suivi d'une dépolarisation ventriculaire associée) et qui n'ont donc pas d'indication standard pour la pose d'un stimulateur implanté.

15 Les dispositifs multisite triple ou quadruple chambre utilisés à cet effet, lorsqu'ils sont convenablement paramétrés pour assurer une stimulation biventriculaire, donnent certes entièrement satisfaction sur le plan clinique.

20 Mais il s'agit de dispositifs relativement élaborés, donc coûteux et délicats à programmer, alors même que nombre de fonctions dont ils sont pourvus ne sont pas utilisées.

L'un des buts de l'invention est de proposer un dispositif médical implantable actif spécialement adapté à une stimulation conjointe des ventricules afin de resynchroniser ces derniers, avec une configuration plus simple que les dispositifs multisite triple ou quadruple chambre utilisés jusqu'à
25 présent à cet effet.

30 Un autre but de l'invention est la réduction du coût unitaire des dispositifs destinés à la stimulation biventriculaire en reprenant pour cela une partie matérielle identique à ce qui existe déjà dans un stimulateur connu, autorisant par là même une mise en œuvre de l'invention sans surcoût important, à partir d'un appareillage existant et éprouvé ne nécessitant qu'une simple adaptation du logiciel de pilotage.

35 L'idée de base de l'invention consiste à utiliser un générateur de stimulateur double chambre DDD, c'est-à-dire originellement destiné à une stimulation atrio-ventriculaire, et à adapter ce dispositif pour le rendre capable

d'une stimulation biventriculaire en lieu et place d'une stimulation auriculo-ventriculaire.

Cette adaptation pourra être réalisée par une modification simple du logiciel de pilotage du générateur. Ainsi, la partie matérielle du dispositif étant
5 identique à ce qui existe déjà pour un stimulateur DDD, la stimulation biventriculaire pourra être mise en œuvre, grâce à l'invention, sans surcoût important.

De plus, cette adaptation pourra être effectuée sur un générateur double
10 chambre DDD de conception relativement simple et robuste, rendant d'autant plus facile la programmation par le praticien au moment de l'implantation.

Ce générateur DDD adapté pour permettre une stimulation biventriculaire sera relié à des sondes de stimulation ventriculaire gauche et ventriculaire droite de type connu, et non modifiées, pour donner un dispositif complet
15 susceptible d'assurer la stimulation conjointe et permanente des ventricules gauche et droit afin d'en resynchroniser la contraction et, par voie de conséquence, améliorer l'état hémodynamique général du patient.

Plus précisément, l'invention concerne un dispositif médical implantable comprenant un mode de resynchronisation des contractions ventriculaires
20 pour le traitement de l'insuffisance cardiaque.

Un dispositif de ce type, par exemple divulgué par le EP-A-1 108 446 précité, comprend un générateur combiné à une première sonde, pourvue d'une électrode ventriculaire gauche, et à une deuxième sonde, pourvue d'une électrode ventriculaire droite. Le générateur comprend une première
25 borne de sortie, reliée à l'électrode ventriculaire gauche, et une deuxième borne de sortie, reliée à l'électrode ventriculaire droite. Il comprend également des moyens de stimulation ventriculaire droite et gauche, aptes à délivrer conjointement aux électrodes ventriculaires gauche et droite des impulsions de stimulation respectives, ainsi que des moyens pour établir
30 un délai interventriculaire ajustable entre les instants d'application des impulsions respectivement délivrées à l'électrode ventriculaire droite et à l'électrode ventriculaire gauche au cours d'un même cycle cardiaque.

De façon caractéristique de l'invention, le générateur est un générateur de type stimulateur double chambre, c'est-à-dire comprenant une borne auriculaire et une borne ventriculaire, des moyens de stimulation auriculaire et
35

- ventriculaire, aptes à délivrer conjointement aux bornes auriculaire et ventriculaire des impulsions de stimulation respectives, et des moyens pour établir un délai atrio-ventriculaire ajustable entre les instants d'application des impulsions respectivement délivrées à la borne auriculaire et à la borne ventriculaire. L'une desdites première et deuxième bornes de sortie du dispositif est la borne auriculaire du générateur double chambre, et l'autre borne de sortie en est la borne ventriculaire, le délai atrio-ventriculaire étant ajusté à la valeur dudit délai interventriculaire.
- 5
- Les moyens pour établir un délai atrio-ventriculaire ajustable peuvent être soit des moyens aptes à donner une valeur positive, nulle ou négative à ce délai atrio-ventriculaire, soit des moyens aptes à donner une valeur positive ou nulle à ce délai atrio-ventriculaire, le dispositif comportant alors des moyens commutateurs programmables pour permuter les bornes auriculaire et ventriculaire.
- 10
- Le dispositif peut avantageusement comprendre un capteur d'au moins un paramètre hémodynamique, combiné à des moyens d'asservissement aptes, en fonction d'un signal délivré par ce capteur, à faire varier le délai atrio-ventriculaire ajustable dans le sens de l'amélioration dudit paramètre hémodynamique.
- 15
- En variante ou en complément, le dispositif peut comprendre des moyens d'analyse d'un paramètre représentatif du degré de désynchronisation entre ventricules sur un cycle cardiaque, combiné à des moyens d'asservissement aptes, en fonction d'un signal délivré par ces moyens d'analyse, à faire varier le délai atrio-ventriculaire ajustable dans le sens de la diminution de ce degré de désynchronisation.
- 20
- 25

◇

- On va maintenant décrire un exemple de mise en œuvre du dispositif de stimulation biventriculaire de l'invention, en référence au dessin annexé où la figure unique illustre schématiquement un dispositif selon l'invention, et la manière de le réaliser à partir d'un générateur double chambre DDD.
- 30

◇

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

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
5 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*.
10

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 télémetrie 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.
15

La figure 1 représente très schématiquement un muscle cardiaque, avec ses quatre cavités : oreillette droite OD, oreillette gauche OG, ventricule droit VD et ventricule gauche VG.
20

Pour permettre une stimulation biventriculaire, des sondes ont été implantées pour la stimulation de chacun des ventricules. Le ventricule gauche VG reçoit une sonde 10 comportant une électrode ventriculaire gauche 12. Il s'agit d'une sonde de type connu, par exemple celle présentée dans le EP-A-0 950 426 (ELA Medical), qui ne sera donc pas décrite plus en détail.
25

Le ventricule droit VD, quant à lui, est stimulé par une sonde 20 pourvue d'une électrode ventriculaire droite 22. La cavité ventriculaire droite n'étant pas directement accessible, sa stimulation est opérée par une sonde enfilée dans le sinus coronaire (comme celle décrite dans le EP-A-1 374 945 (ELA Medical)) ou par une sonde épicaudique, dont l'électrode 22 vient se placer sur la paroi externe du myocarde en un site permettant la stimulation du ventricule droit.
30
35

Les électrodes 12 et 22 des sondes 10 et 20 sont reliées à des bornes respectives 14 et 24 d'un générateur 30 comprenant divers circuits d'analyse des signaux, de stimulation et de commande pilotés par un logiciel approprié, ces circuits étant schématisés par le bloc fonctionnel 32.

5 Pour permettre une resynchronisation satisfaisante de la contraction des ventricules avec optimisation fine de l'état hémodynamique du patient, un délai interventriculaire DIV est appliqué entre les instants respectifs de stimulation des deux ventricules gauche et droit.

10 En effet, une stimulation simultanée des deux ventricules n'est pas nécessairement optimale, car elle n'aboutit pas forcément à une contraction synchrone des deux ventricules, car les délais de conduction au sein du myocarde ne sont pas les mêmes à droite et à gauche et peuvent dépendre de multiples facteurs, ainsi que de l'emplacement de la sonde ventriculaire gauche, selon que celle-ci est une sonde enfilée dans le sinus coronaire ou une sonde épicaudique.

15 Il est donc avantageux d'établir un délai interventriculaire entre les deux stimulations, et d'ajuster ce délai de manière à resynchroniser la contraction des ventricules et aboutir ainsi à une optimisation fine de l'hémodynamique.

20 L'introduction d'un délai interventriculaire de stimulation et son ajustement peuvent être réalisés par une programmation appropriée du microprocesseur du dispositif de manière à déclencher les différentes stimulations aux instants appropriés, ou par de la logique câblée, ou par une combinaison de moyens matériels et logiciels.

25 Le délai interventriculaire pourra être :

- nul,
 - positif, le ventricule gauche étant stimulé après le ventricule droit avec un délai pouvant atteindre par exemple 48 ms, ou
 - négatif, le ventricule droit étant stimulé après le ventricule gauche
- 30 avec un délai pouvant atteindre par exemple 48 ms.

Ce délai interventriculaire est asservi à un signal directement ou indirectement représentatif du degré de synchronisation des contractions ventriculaires.

35 Le délai interventriculaire est ajusté à intervalles périodiques, en fonction de paramètres hémodynamiques mesurés en externe (par exemple par

échographie) ou en continu par un capteur implanté 34 (capteur d'accélération endocavitaire, capteur de bioimpédance intracardiaque, etc.) délivrant au microprocesseur un indicateur du degré de synchronisation des contractions des ventricules droit et gauche.

- 5 Ces techniques d'analyse de l'état hémodynamique du patient et d'ajustement des paramètres de fonctionnement d'un dispositif asservi sont en elles-mêmes connues et ne seront pas décrites plus en détail. On pourra se référer notamment, outre le EP-A-1 108 446 précité, au EP-A-1 116 497 (ELA Medical) qui expose la manière de recueillir un signal de
- 10 bioimpédance intracardiaque pour faire varier le délai interventriculaire d'application des impulsions respectives de stimulation des ventricules droit et gauche dans le sens de l'amélioration du débit cardiaque, et donc de la fraction d'éjection qui est le paramètre hémodynamique de référence.
- 15 De façon caractéristique de l'invention, le générateur 30 utilisé pour cette stimulation biventriculaire à délai interventriculaire variable est un générateur de stimulateur double chambre originellement prévu pour une stimulation atrio-ventriculaire (générateur DDD).
- 20 Un tel générateur 40 comprend, entre autres, une borne auriculaire 50, destinée à être reliée à une sonde pourvue d'une électrode implantée dans l'oreillette gauche OG, et une borne ventriculaire 60, destinée à être reliée à une sonde pourvue d'une électrode implantée dans le ventricule gauche VG. Un tel générateur doit en outre pouvoir appliquer entre les instants de stimulation de l'oreillette et du ventricule un délai atrio-ventriculaire DAV ajustable.
- 25 Les EP-A-1 048 322 et EP-A-1 050 320 (ELA Medical) décrivent de tels générateurs DDD comprenant des moyens pour reprogrammer si nécessaire le délai atrio-ventriculaire, de façon automatique.
- 30 Pour opérer une stimulation biventriculaire en lieu et place d'une stimulation atrio-ventriculaire, il suffit de connecter à ce générateur DDD 40 une sonde de stimulation ventriculaire gauche 10 et une sonde de stimulation ventriculaire droite 20 respectivement aux bornes 50 et 60, et de modifier le logiciel de pilotage du délai atrio-ventriculaire DAV de manière à ajuster ce délai à la valeur voulue du délai interventriculaire DIV.

Si le générateur DDD 40 permet, techniquement, de programmer le DAV à une valeur indifféremment négative, nulle ou positive (bien que, physiologiquement, la stimulation de l'oreillette doive toujours précéder celle du ventricule), le circuit du générateur d'impulsion pourra être directement
5 utilisé pour la stimulation biventriculaire, en le pilotant de la manière indiquée plus haut par l'information représentative de l'état hémodynamique du patient.

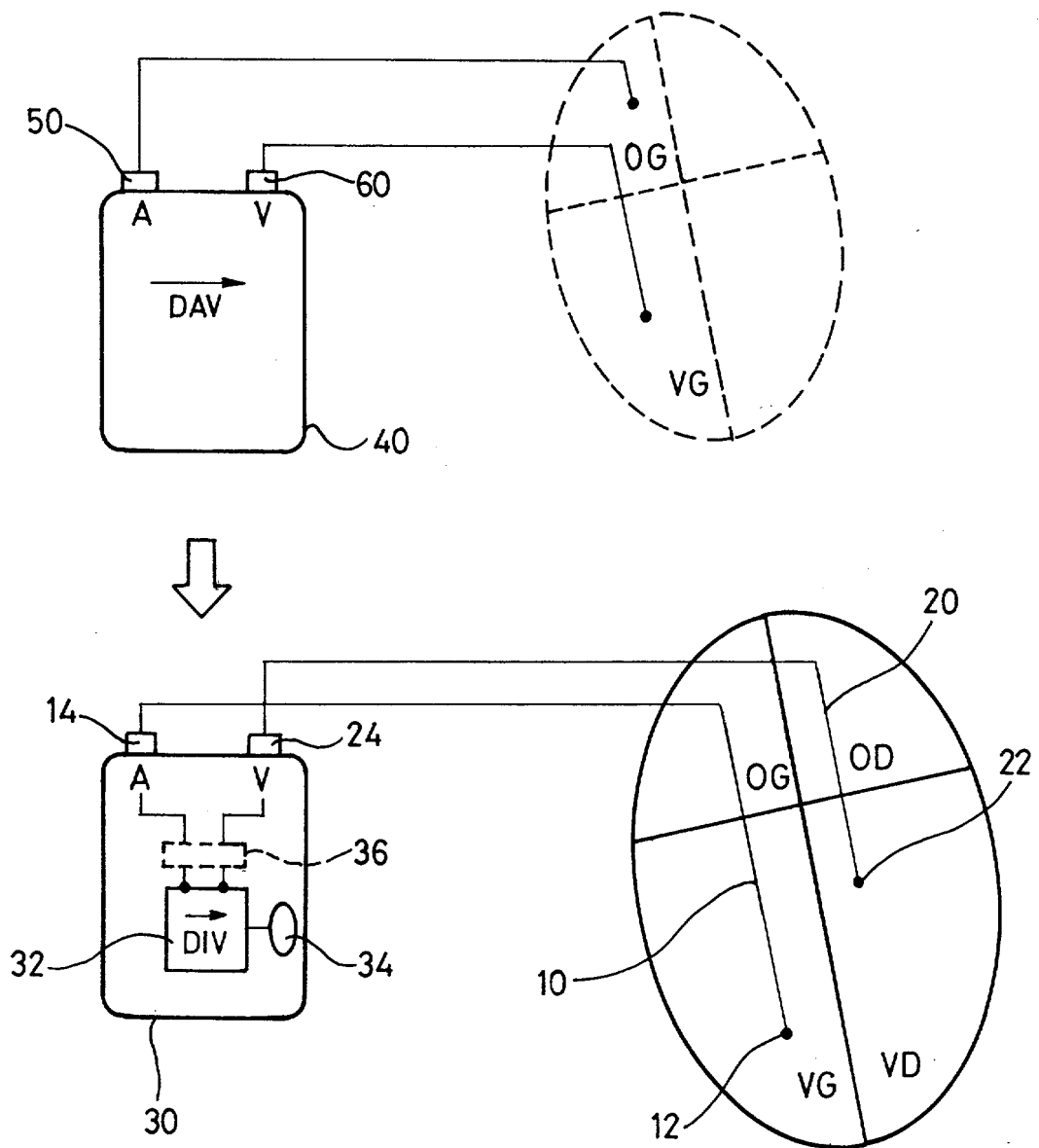
Si le générateur 40 ne permet pas de programmer de délai atrio-ventriculaire négatif, il sera alors nécessaire d'ajouter au générateur 30 de stimulation biventriculaire des moyens commutateurs programmables 36 aptes
10 à permuter électriquement les deux bornes 14 et 24 pour pouvoir stimuler un ventricule indifféremment en avance ou en retard sur l'autre, selon la position de ce commutateur 36.

REVENDEICATIONS

1. Un dispositif médical implantable actif tel que stimulateur cardiaque, défibrillateur ou cardiovertteur, comprenant un mode de resynchronisation des contractions ventriculaires pour le traitement de l'insuffisance cardiaque, ce dispositif comprenant :
 - 5 – une première sonde (10), comportant une électrode ventriculaire gauche (12),
 - une deuxième sonde (20), comportant une électrode ventriculaire droite (22), et
 - un générateur (30), comprenant :
 - 10 · une première borne de sortie (14), reliée à l'électrode ventriculaire gauche (12), et une deuxième borne de sortie (24), reliée à l'électrode ventriculaire droite (22),
 - des moyens de stimulation ventriculaire droite et gauche, aptes à délivrer conjointement aux électrodes ventriculaires gauche et droite
 - 15 · des impulsions de stimulation respectives, et
 - des moyens pour établir un délai interventriculaire ajustable (DIV) entre les instants d'application des impulsions respectivement délivrées à l'électrode ventriculaire droite et à l'électrode ventriculaire gauche au cours d'un même cycle cardiaque,
 - 20 dispositif caractérisé en ce que :
 - ledit générateur est un générateur de type stimulateur double chambre (40) comprenant :
 - une borne auriculaire (60) et une borne ventriculaire (50),
 - des moyens de stimulation auriculaire et ventriculaire, aptes à délivrer conjointement aux bornes auriculaire et ventriculaire des impulsions de stimulation respectives, et
 - 25 · des moyens (32) pour établir un délai atrio-ventriculaire ajustable (DAV) entre les instants d'application des impulsions respectivement délivrées à la borne auriculaire et à la borne ventriculaire,
 - 30 – l'une (14) desdites première et deuxième bornes de sortie est ladite borne auriculaire (A) et l'autre (24) desdites première et deuxième bornes de sortie est ladite borne ventriculaire (V), et

- ledit délai atrio-ventriculaire (DAV) est ajusté à la valeur dudit délai interventriculaire (DIV).
2. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel lesdits moyens (32) pour
- 5 établir un délai atrio-ventriculaire ajustable (DAV) sont des moyens aptes à donner une valeur positive, nulle ou négative à ce délai atrio-ventriculaire.
3. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel lesdits moyens (32) pour
- 10 établir un délai atrio-ventriculaire ajustable (DAV) sont des moyens aptes à donner une valeur positive ou nulle à ce délai atrio-ventriculaire, et le dispositif comporte en outre des moyens commutateurs programmables (36) pour permuter les bornes auriculaire (A) et ventriculaire (V).
- 15 4. Le dispositif de la revendication 1, comprenant en outre :
- un capteur (34) d'au moins un paramètre hémodynamique, et
 - des moyens d'asservissement aptes, en fonction d'un signal délivré par ce capteur, à faire varier ledit délai atrio-ventriculaire ajustable dans le sens de l'amélioration dudit paramètre hémodynamique.
- 20
5. Le dispositif de la revendication 1, comprenant en outre :
- des moyens d'analyse d'un paramètre représentatif du degré de désynchronisation entre ventricules sur un cycle cardiaque, et
 - des moyens d'asservissement aptes, en fonction d'un signal délivré
- 25 par ces moyens d'analyse, à faire varier ledit délai atrio-ventriculaire ajustable dans le sens de la diminution dudit degré de désynchronisation.
-

1/1

FIG. 1



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

N° d'enregistrement
national

FA 652572
FR 0408609

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		
X	US 5 334 222 A (SALO ET AL) 2 août 1994 (1994-08-02) * le document en entier *	1,4	A61N1/368
Y	-----	2	
X	US 4 945 909 A (FEARNOT ET AL) 7 août 1990 (1990-08-07) * le document en entier *	1,4	
X	US 5 873 895 A (SHOLDER ET AL) 23 février 1999 (1999-02-23) * le document en entier *	1	
X	EP 0 600 631 A (PACESETTER AB; SIEMENS AG; PACESETTER, INC) 8 juin 1994 (1994-06-08) * le document en entier *	1	
Y,D	EP 1 108 446 A (ELA MEDICAL) 20 juin 2001 (2001-06-20) * le document en entier *	2	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)
			A61N
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
8 mars 2005		Ferrigno, A	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un		à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date	
autre document de la même catégorie		de dépôt ou qu'à une date postérieure.	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		
		& : membre de la même famille, document correspondant	

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0408609 FA 652572**

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 08-03-2005

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
US 5334222 A	02-08-1994	US 5584868 A	17-12-1996
US 4945909 A	07-08-1990	AUCUN	
US 5873895 A	23-02-1999	US 5814077 A	29-09-1998
		US 5741308 A	21-04-1998
		US 5334220 A	02-08-1994
		US 6122546 A	19-09-2000
		AU 5070293 A	26-05-1994
		DE 69327447 D1	03-02-2000
		DE 69327447 T2	13-07-2000
		EP 0600631 A2	08-06-1994
		JP 8500272 T	16-01-1996
		WO 9411061 A1	26-05-1994
EP 0600631 A	08-06-1994	US 5334220 A	02-08-1994
		AU 5070293 A	26-05-1994
		DE 69327447 D1	03-02-2000
		DE 69327447 T2	13-07-2000
		EP 0600631 A2	08-06-1994
		JP 8500272 T	16-01-1996
		WO 9411061 A1	26-05-1994
		US 6122546 A	19-09-2000
		US 5873895 A	23-02-1999
		US 5741308 A	21-04-1998
		US 5814077 A	29-09-1998
EP 1108446 A	20-06-2001	FR 2802433 A1	22-06-2001
		EP 1108446 A1	20-06-2001
		JP 2001198228 A	24-07-2001
		US 2001012953 A1	09-08-2001