

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

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

3 022 760

②1 N° d'enregistrement national : 14 55899

⑤1 Int Cl⁸ : A 61 B 5/04 (2013.01), A 61 N 1/05, 1/36, 1/372

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 25.06.14.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 01.01.16 Bulletin 15/53.

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 :

○ Demande(s) d'extension :

⑦1 Demandeur(s) : *SORIN CRM SAS Société par actions
simplifiée* — FR.

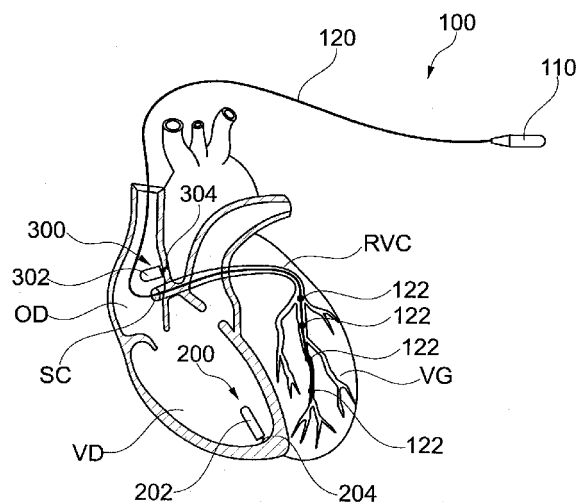
⑦2 Inventeur(s) :

⑦3 Titulaire(s) : *SORIN CRM SAS Société par actions
simplifiée*.

⑦4 Mandataire(s) : BARDEHLE PAGENBERG.

⑤4 ENSEMBLE HYBRIDE FORMANT DISPOSITIF MEDICAL IMPLANTABLE ACTIF.

⑤7 Cet ensemble comprend une capsule autonome sous-cutanée (100) et au moins une capsule leadless autonome intracorporelle (200; 300). La capsule sous-cutanée est une capsule hybride (100) comprenant un corps étanche (110) de dimensions comparables à celles d'une capsule leadless, mais prolongé directement par une microsonde (120) de détection /stimulation, sans connecteur intermédiaire. Chaque capsule leadless (200; 300) comprend un corps étanche (202; 302), des moyens d'ancrage (204; 304) à une paroi d'un organe et une électrode (204; 304) de détection/stimulation. La capsule hybride (100) et les capsules leadless (200; 300) comprennent chacune des moyens émetteurs/récepteurs de communication sans fil mutuelle par voie intracorporelle de manière à constituer un réseau où la capsule hybride est le maître et les capsules leadless sont les esclaves. La capsule hybride (100) comprend en outre des moyens de centralisation des données transmises par les capsules leadless et d'échange de données avec un équipement extérieur distant.



FR 3 022 760 - 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, et plus précisément la détection des potentiels électriques produits par les organes et/ou la stimulation électrique de ces organes, notamment dans des applications de diagnostic et de thérapie cardiaque.

Toutefois, bien que dans la suite on décrira principalement un ensemble de détection/stimulation cardiaque, cette application n'est pas limitative de l'invention qui, comme on le comprendra, peut être également appliquée, *mutatis mutandis*, à la détection/stimulation d'autres organes tels que système nerveux (notamment pour la stimulation du cerveau ou des nerfs), réseau artériel ou lymphatique, système digestif (estomac, intestin) ou encore le système respiratoire.

Dans le cas du cœur, l'invention vise plus particulièrement la situation des patients en insuffisance cardiaque (HF, *Heart Failure*), auxquels est proposée l'implantation d'un dispositif de resynchronisation cardiaque de type dit CRT-P (stimulateur cardiaque) ou CRT-D (stimulateur avec en outre une fonction de défibrillateur).

La thérapie vise à resynchroniser la contraction des deux ventricules entre eux, et si nécessaire celle des ventricules par rapport à l'oreillette, de manière à améliorer l'état du patient par optimisation des différentes phases du cycle hémodynamique. Pour cela, les dispositifs mettent en œuvre une technique dite "CRT" (*Cardiac Resynchronisation Therapy*) ou "BVP" (*Bi-Ventricular Pacing*) consistant à délivrer en tant que de besoin des impulsions électriques assurant une stimulation conjointe et permanente des deux ventricules, gauche et droit, afin de resynchroniser les contractions de ces derniers.

En ce qui concerne le dispositif implanté, celui-ci nécessite l'implantation dans le ventricule droit d'une sonde endocavitaire conventionnelle de stimulation et, pour la stimulation du ventricule gauche, d'une sonde introduite dans le réseau veineux coronaire via le sinus coronaire, de manière à placer l'électrode de stimulation de cette sonde contre la paroi du ventricule gauche. Une alternative consiste à utiliser comme sonde ventriculaire gauche une sonde épicaudique, introduite dans le sac péricardique et fixée sur la paroi externe du muscle cardiaque. Le dispositif met égale-

ment souvent en œuvre une troisième sonde, placée dans la cavité auriculaire droite, permettant de détecter la contraction de l'oreillette afin de synchroniser sur celle-ci la stimulation des ventricules, en respectant la chronologie du délai atrioventriculaire.

5 Ces sondes, qu'elles soient endocavitaires ou coronaires, sont introduites via le réseau veineux du patient, ce qui peut créer des complications telles que déplacement, rupture d'isolant ou de conducteur, développement de fibroses, etc.

10 Pour réduire ces risques, une nouvelle génération de dispositifs a été développée, qui se présentent sous forme de capsules autonomes implantables dans une cavité cardiaque (ventricule, oreillette ou même cavité cardiaque gauche artérielle), et sont généralement désignées "capsules *leadless*". Ces capsules sont dépourvues de toute liaison physique à un dispositif principal implanté (tel qu'un boîtier de générateur d'impulsions de stimulation) ou non implanté (périphérique externe tel que programmeur ou dispositif de *monitoring* pour le suivi à distance du patient). Elles sont qualifiées pour cette raison de *leadless*, pour les distinguer des électrodes disposées à l'extrémité distale d'une sonde (*lead*) conventionnelle, parcourue sur toute sa longueur par un ou plusieurs conducteurs reliant par voie galvanique l'électrode distale à un connecteur situé à l'extrémité opposée, proximale, de la sonde, ce connecteur étant destiné à être branché sur le boîtier du générateur d'impulsions.

15 Ces capsules *leadless* peuvent avantageusement remplacer les sondes endocavitaires conventionnelles telles que les sondes ventriculaires droites et auriculaires droites, ou encore les sondes épicaudiques, mais compte tenu de leur taille elles ne peuvent pas se substituer aux sondes de stimulation du ventricule gauche introduites dans le réseau coronaire veineux, sondes qui sont nécessaires pour la détection/stimulation du ventricule gauche, donc pour l'application d'une thérapie CRT. De plus, le réseau artériel endocavitaire (donnant donc accès aux cavités gauches) demeure toujours extrêmement risqué, même avec une capsule *leadless*, du fait des risques graves d'hémorragie ou de formation de caillots, susceptibles de former des embolies artérielles.

20 D'autre part, en ce qui concerne les sondes coronaires gauches, la nécessité d'utiliser pour leur implantation un fil-guide de pose, la norme
35

standard des connecteurs de sonde gauche multipolaires (normes IS-4 ou DF-4), ainsi que la nécessité d'une lumière centrale ménagée dans le corps de sonde pour l'introduction du fil-guide, sont des contraintes qui limitent la possibilité de réduire le diamètre de ces sondes coronaires et donc d'atteindre de nouvelles zones cibles de stimulation du ventricule gauche qui restent difficilement atteignables aujourd'hui.

Le but de l'invention est de proposer un dispositif permettant de pallier les limitations exposées ci-dessus.

Essentiellement, l'invention propose de constituer un ensemble comprenant, d'une part, un dispositif qui sera par la suite qualifié de "capsule hybride" pour la détection/stimulation du ventricule gauche et, d'autre part, de capsules *leadless* pour la détection/stimulation des cavités droites (ventricule droit et, le cas échéant, oreillette droite).

On entendra par "capsule hybride" un dispositif constitué :

- d'un corps de même forme et de même configuration qu'une capsule *leadless*, avec une architecture électronique basse consommation, une source d'énergie miniaturisée et des moyens de communication sans fil avec d'autres capsules,
- où ce corps est pourvu d'une sonde prolongeant directement le corps de la capsule sans solution de continuité (c'est-à-dire sans connecteur intermédiaire), de manière à former un dispositif monobloc et entièrement autonome,
- cette sonde étant de surcroît de type "microsonde", c'est-à-dire une sonde miniaturisée de très faible diamètre (typiquement au plus 1 French, soit 0,33 mm) et dépourvue de lumière interne, formée d'un câble de cœur revêtu d'une couche d'isolement avec, en région distale, une ou plusieurs zones sélectivement dénudées formant électrodes de détection/stimulation.

Plus précisément, l'ensemble de l'invention comprend, de façon caractéristique, une capsule hybride autonome sous-cutanée et au moins une capsule *leadless* autonome intracorporelle apte à être implantée dans ou contre un organe.

La capsule hybride comprend un corps étanche logeant des circuits électroniques et des moyens d'alimentation électrique de ces circuits électroniques, et, prolongeant ce corps, au moins une microsonde de détection

et/ou de délivrance de thérapie. Cette microsonde comprend au moins un microcâble formé d'un câble de cœur électriquement conducteur relié à un pôle desdits circuits électroniques, avec une couche d'isolement entourant le câble de cœur et comprenant au moins une zone sélectivement dénudée ménagée dans la couche d'isolement et destinée à former une électrode de détection et/ou de délivrance de thérapie.

5

La capsule *leadless* comprend un corps étanche logeant des circuits électroniques et des moyens d'alimentation électrique de ces circuits, des moyens d'ancrage à une paroi dudit organe, et au moins une électrode de détection et/ou de délivrance de thérapie apte à venir en contact direct avec ledit organe,

10

D'autre part, la capsule hybride et la capsule *leadless* comprennent chacune des moyens émetteurs/récepteurs de communication sans fil mutuelle par voie intracorporelle, la capsule hybride, ou l'une parmi les capsules hybrides, opérant en tant que maitresse et la ou les capsules *leadless* opérant en tant qu'esclaves sous le contrôle de la capsule hybride maitresse. Enfin, la capsule hybride comprend en outre des moyens de centralisation des données transmises par les capsules *leadless*, et des moyens de communication avec l'extérieur, aptes à opérer une télétransmission, vers un équipement distant, des données recueillies par les moyens de centralisation de données.

15

20

Selon diverses caractéristiques subsidiaires avantageuses :

– la capsule hybride est dépourvue de moyens d'ancrage à une paroi d'un organe ;

25

– la capsule hybride est dépourvue de connecteur électrique entre la microsonde et les circuits électroniques, et dans lequel le câble de cœur du microcâble, ou de chaque microcâble, est directement relié à un pôle respectif des circuits électroniques de la capsule hybride ;

30

– le corps étanche de la capsule hybride est un corps métallique comprenant au moins une traversée hermétique et électriquement isolante pour le passage de la liaison du câble de cœur du microcâble, ou de chaque câble de cœur de chaque microcâble, au pôle respectif des circuits électroniques contenus dans le corps de la capsule hybride ;

35

– la microsonde de détection et/ou de délivrance de thérapie prolonge le corps de la capsule hybride d'un premier côté de celle-ci, et le corps de

- la capsule supporte, du côté opposé, une antenne d'émission/réception pour la communication sans fil avec ledit équipement distant ;
- la microsonde de détection et/ou de délivrance de thérapie comprend, dans la région proximale de la microsonde attenante au corps de la capsule hybride, une zone de transition à gradient de raideur variable, décroissant dans le sens distal ;
 - le volume de la capsule hybride et le volume de la capsule *leadless* sont chacun d'au plus 1 cm³, et le diamètre de la microsonde, ou de chaque microsonde, est d'au plus 1 French (0,33 mm) dans sa région la plus distale, comprenant la zone sélectivement dénudée.



On va maintenant décrire un exemple de mise en œuvre de la présente invention, en référence aux dessins annexés où les mêmes références désignent d'une figure à l'autre des éléments identiques ou fonctionnellement semblables.

La Figure 1 montre, en situation d'implantation, les différents éléments constituant un ensemble CRT selon l'état de la technique.

La Figure 2 montre, en situation d'implantation, les différents éléments constituant un ensemble CRT selon l'invention.

La Figure 3 est une vue agrandie de la capsule hybride de l'ensemble de la Figure 2.

La Figure 4 est un détail montrant la manière dont est réalisée la liaison électrique des conducteurs de la microsonde aux circuits internes de la capsule hybride.

La Figure 5 est un schéma fonctionnel décrivant les interactions entre les différents éléments de l'ensemble de l'invention.

30



On va maintenant décrire un exemple de réalisation de l'invention, appliquée à un ensemble de type resynchroniseur cardiaque (CRT).

Comme cela a été expliqué en introduction, cet exemple ne revêt qu'un caractère illustratif, l'invention pouvant être mise en œuvre dans le cadre

de configurations très variées de détection/stimulation, de surcroît dans un contexte qui n'est pas nécessairement lié à un diagnostic et/ou à une thérapie cardiaque.

5 La Figure 1 montre, en situation d'implantation, les différents éléments constitutifs d'un ensemble CRT selon l'état de la technique.

Cet ensemble comporte un générateur 10 de stimulateur CRT, par exemple de la famille *Paradym CRT* de Sorin CRM, Clamart, France. Ce générateur se présente sous forme d'un boîtier de volume 30 cm³ environ
10 auquel sont couplées trois sondes 12, 14 et 16 au moyen d'un connecteur 18 enfiché dans une tête de connecteur 20 du générateur 10, typiquement un connecteur de type normalisé IS-4. Le générateur 10 comprend une pile de longue durée pour l'alimentation des circuits internes de commande et de détection/stimulation, dont la puissance moyenne consommée est de l'ordre de 30 μ W.

15 Les sondes de l'ensemble CRT comprennent une sonde ventriculaire droite 12 de type endocavitaire introduite dans le réseau veineux, comprenant un corps de sonde de diamètre typique 4 French (1,33 mm), terminé à son extrémité distale par une tête de sonde portant une électrode de détection/stimulation 22 ancrée au fond de la cavité du ventricule droit
20 VD.

L'ensemble peut également (de manière optionnelle) comprendre une sonde auriculaire droite 14 de type endocavitaire, de structure comparable à celle de la sonde 12 avec un corps de sonde terminé à son extrémité distale par une tête de sonde implantée dans l'oreillette droite OD et pourvue d'une électrode de détection auriculaire 24.
25

Pour la détection/stimulation du ventricule gauche il n'est pas possible, ou tout au moins extrêmement risqué, d'utiliser une sonde endocavitaire, et pour cette raison on utilise généralement comme sonde ventriculaire gauche 16 une sonde introduite dans le réseau veineux coronaire SVC via
30 le sinus coronaire SC débouchant dans le ventricule droit. Cette sonde coronaire 16 est pourvue à son extrémité distale d'une électrode 26 positionnée en appui contre la paroi du ventricule gauche VG de manière à pouvoir stimuler celui-ci dans la zone de cette électrode. En variante, la sonde ventriculaire gauche 16 peut être une sonde épiscopidique, introduite
35 entre la paroi du myocarde et le sac épiscopidique entourant ce dernier, de

manière à venir, de la même façon, en contact avec la paroi externe du muscle ventriculaire à stimuler.

La Figure 2 est homologue de la Figure 1, mais pour un ensemble CRT 100 selon l'invention.

5 Cet ensemble comporte, en lieu et place du générateur 10, un dispositif ci-après dénommé "capsule hybride" 100, associé à une unique sonde 120 couplée au corps 110 de la capsule hybride par un système de liaison simplifié, permanent, remplaçant un connecteur tel que le connecteur IS-4 18 de l'ensemble selon l'état de la technique illustré Figure 1. En d'autres 10 termes, la sonde 120 prolonge le corps 110 de la capsule sans solution de continuité du fait de l'absence de connecteur.

La sonde 120 est une sonde de type "microsonde" telle que décrite notamment dans le EP 2 719 422 A1 (Sorin CRM). Il s'agit d'une sonde de très faible diamètre dans sa partie distale, typiquement un diamètre inférieur à 1,5 French (0,5 mm), de préférence d'au plus 1 French (0,33 mm). 15 Cette sonde est réalisée à partir d'au moins un microcâble constitué lui-même d'un câble de cœur électriquement conducteur revêtu d'une couche d'isolement entourant le câble de cœur et présentant au moins une zone sélectivement dénudée ménagée dans la couche d'isolement pour former 20 une électrode de détection/stimulation. Diverses structures de microcâbles sont notamment décrites dans le EP 2 581 107 A1 (Sorin CRM) auquel on pourra se référer pour de plus amples détails. Avantageusement, comme décrit dans le EP 2 719 422 A1 précité, une pluralité de ces microcâbles sont assemblés ensemble en un toron de microcâbles, chacun électriquement indépendant, de manière à obtenir une microsonde 25 multipolaire dotée de plusieurs électrodes 122 sélectionnables distinctement. Une telle microsonde multipolaire permet notamment de mettre en œuvre une fonction dite de "repositionnement électrique" consistant à sélectionner, parmi plusieurs points de stimulation correspondant à plusieurs 30 électrodes respectivement reliées à l'un des microcâbles de la sonde, celui assurant la meilleure efficacité. Cette sélection peut être opérée aussi bien au moment de l'implantation de la sonde qu'ultérieurement, en effectuant à intervalles réguliers des tests pour vérifier que le site initialement choisi est toujours optimal, et éventuellement en sélectionner un autre 35 dans le cas contraire.

La partie distale, active, de la microsonde 120 est implantée dans le réseau veineux coronaire RVC de manière que les électrodes 122 soient en contact avec différentes zones de la paroi du ventricule gauche VG. Les diverses électrodes 122 peuvent être constituées par une pluralité de régions dénudées d'une zone monopolaire (ces électrodes étant donc
5 toutes actives et reliées électriquement en parallèle), ou bien par des électrodes différentes, sélectivement commutables, d'une microsonde multipolaire.

L'ensemble de l'invention comporte en outre une capsule *leadless* 200
10 implantée dans le ventricule droit VD. Cette capsule est de type *leadless*, c'est-à-dire qu'elle est dépourvue de toute liaison physique à un dispositif principal implanté (tel que le générateur 10 de la Figure 1) ou non implanté. Une telle capsule *leadless* comporte un corps 202 muni à l'une de ses extrémités d'un organe d'ancrage 204, généralement une vis hélicoïdale
15 saillante prolongeant axialement le corps 202 de la capsule, et destiné à pénétrer dans le tissu cardiaque par vissage au site d'implantation, de la même manière que pour les sondes à vis conventionnelles.

Le EP 2 394 695 A1 (Sorin CRM) décrit un tel type de capsule *leadless* à vis, ainsi qu'un accessoire permettant son implantation au site choisi par
20 accostage de la vis axiale, entraînement en rotation de la capsule pour fixer celle-ci de façon permanente à la paroi cardiaque où elle se trouvera maintenue par la vis axiale d'ancrage, puis retrait de l'accessoire, la capsule restant alors librement fixée à la paroi cardiaque.

Le corps 202 d'une telle capsule *leadless* se présente habituellement
25 sous une forme générale cylindrique avec une longueur de 20 à 40 mm, un diamètre extérieur inférieur à 6 mm (2 French, dimension imposée par le calibre de la voie d'accès via le réseau veineux périphérique), et un volume d'environ 1 cm³.

La capsule *leadless* intègre une architecture électronique à basse consommation, typiquement 5 à 8 μ W, ce qui permet de l'alimenter par un système de récupération d'énergie ou *harvester* (décrit par exemple dans
30 les EP 2 638 930 A1 (Sorin CRM) ou EP 2 639 845 A1 (Sorin CRM)) en lieu et place d'une pile dont la durée de vie est par nature limitée.

Dans la configuration illustrée Figure 2, il est également prévu une seconde capsule *leadless* 300 d'un type comparable à la capsule 200, com-
35

prenant un corps 302 et des moyens 304 d'ancrage à la paroi cardiaque, cette paroi étant celle de l'oreillette droite OD de manière à pouvoir recueillir les signaux de dépolarisation auriculaires.

5 Les capsules 200 et 300 sont des capsules *leadless* conventionnelles, d'un type en elles-mêmes connu, et ne seront pas décrites plus en détail pour cette raison.

Les Figures 3 et 4 sont des vues agrandies montrant des détails de la capsule hybride 100 de l'ensemble selon l'invention.

10 La capsule hybride comprend un corps tubulaire métallique 110 (en titane ou alliage) étanche, atraumatique et biocompatible. Le diamètre externe de ce corps est d'au plus 6 mm (18 French), sa longueur est d'au plus 40 mm, et son volume est de l'ordre de 1 cm³. En d'autres termes, le corps de la capsule hybride 110 a sensiblement les mêmes dimensions qu'une capsule *leadless* conventionnelle telle que les capsules 200 et
15 300.

À l'une des extrémités, le corps 110 de la capsule hybride est pourvu d'une antenne 112 pour une communication sans fil, notamment pour lui permettre de communiquer avec un périphérique externe de type programmeur ou dispositif de télétransmission de données, notamment par
20 télémétrie RF dans la bande MICS (*Medical Implant Communication System*), MEDS, dans les bandes banalisées publiques ISM utilisées par les dispositifs médicaux, ou encore par communication selon les protocoles *Bluetooth*.

Pour la communication HBC entre capsules, il peut être prévu une électrode en forme d'anneau, isolée électriquement du corps 110 de la capsule et de l'antenne 112, destinée à assurer la transmission de données par contact avec les tissus ou le sang via des impulsions électriques dans
25 le corps du patient.

À l'extrémité opposée, la capsule hybride 110 est prolongée par la microsonde 120, avec une région intermédiaire 124 de transition procurant, sur
30 une longueur de l'ordre de 30 mm, un gradient de raideur progressif entre l'extrémité rigide du corps 110 et la partie souple de la microsonde 120.

Comme illustré Figure 4, la liaison entre les microcâbles 126 de la microsonde 120 et les circuits électriques internes contenus dans le corps de la
35 capsule hybride 110 est réalisée par des traversées 114 étanches, qui

sont des traversées unipolaires avec une broche conductrice soudée sur une embase solidaire du corps 110 de la capsule hybride et reliées chacune à un microcâble 126 respectif de la microsonde 120.

5 Comme pour les capsules *leadless* 200 et 300, la capsule hybride 110 intègre une architecture électronique basse consommation, typiquement 5 à 8 μW , alimentée par une batterie ou, en variante, un système *harvester* de récupération d'énergie. Avantageusement, le circuit électronique de la capsule hybride 100 intègre également un ou plusieurs capteurs d'asservissement, par exemple un accéléromètre 3D et une thermistance permettant de mesurer la température corporelle (dans une configuration où le corps 110 de la capsule hybride est implantée en sous-cutané).

10 La Figure 5 est un schéma fonctionnel illustrant les interactions entre les différents dispositifs de l'ensemble de l'invention.

Chacune des capsules hybride 100 ou *leadless* 200 et 300 comporte des circuits électroniques de commande, respectivement 116, 206, 306, couplés à des moyens émetteurs/récepteurs de communication sans fil, respectivement 108a-118b, 208 et 308, pour permettre la communication mutuelle entre les différentes capsules 100, 200, 300 ainsi que pour la communication de la capsule hybride 110 avec un équipement distant 400. L'équipement distant 400 comprend de son côté des circuits 406 couplés à des moyens émetteurs/récepteurs 408. Cet équipement externe 400 peut être notamment le programmeur d'un praticien, la communication servant alors à interroger l'ensemble implanté, y lire des données stockées en mémoire, en modifier certains paramètres, etc. L'équipement externe 400 peut être également un dispositif de *home monitoring*, c'est-à-dire un dispositif externe de suivi à domicile de l'état du patient, avec éventuellement possibilité de transmission des informations à un site distant, hospitalier ou autre. Le *Smartview Remote Monitoring System* de Sorin CRM est un exemple d'un tel dispositif externe.

25
30 La communication entre la capsule hybride 100 et les capsules *leadless* 200 et 300 (via les circuits respectifs 118a, 208 et 308) est une communication intracorporelle de type HBC (*Human Body Communication*, communication par voie intracorporelle), mettant par exemple en œuvre une technique de communication au moyen d'impulsions transmises via les
35 tissus interstitiels du corps du patient, ces impulsions étant générées,

émises, recueillies et détectées par des circuits appropriés par exemple tels que ceux décrits dans les EP 2 441 491 A1 (Sorin CRM) et EP 2 486 953 A1 (Sorin CRM). La communication entre la capsule hybride 110 et le dispositif externe 400 est une communication de télémétrie RF par exemple dans les bandes MICS, MEDS, ISM ou encore utilisant le protocole *Bluetooth*.

La capsule hybride 100 joue un rôle de dispositif maître, ou concentrateur, dans une architecture de réseau sans fil en étoile, dont les capsules *leadless* 200 et 300 sont des dispositifs esclaves.

- Plus précisément, le rôle de la capsule hybride 100 (maîtresse) est de :
- détecter l'activité sur le ventricule gauche, recueillie sur les électrodes de la microsonde 120 et transmise directement, par voie galvanique, via les microcâbles 126 de cette sonde ;
 - stimuler le ventricule gauche, par envoi d'impulsions appropriées sur les électrodes de la microsonde 120 ;
 - recevoir des informations en provenance de la capsule ventriculaire droite 200 et de la capsule auriculaire gauche 300 ;
 - envoyer des ordres à ces capsules ventriculaires droite 200 et auriculaire gauche 300 ;
 - interagir avec un dispositif 400 extérieur au corps du patient.

Le rôle (esclave) de la capsule *leadless* ventriculaire droite 200 est de :

- détecter l'activité sur le ventricule droit à partir des signaux détectés par l'électrode en contact avec le myocarde dans cette zone, par exemple par la vis d'ancrage 204 si celle-ci joue également le rôle d'électrode ;
- envoyer des informations correspondantes vers la capsule hybride 100 située dans une région sous-cutanée ;
- exécuter les ordres envoyés par la capsule hybride 100, notamment pour la délivrance d'impulsions de stimulation du ventricule droit.

Le rôle (esclave) de la capsule *leadless* auriculaire 300 est de :

- détecter l'activité auriculaire à partir des signaux détectés par l'électrode en contact avec le myocarde dans cette zone, par exemple par la vis d'ancrage 304 si celle-ci joue également le rôle d'électrode ;
- envoyer des informations correspondantes vers la capsule hybride 100 située dans une région sous-cutanée ;

- exécuter les ordres envoyés par la capsule hybride 100, notamment pour la délivrance d'impulsions de stimulation du ventricule droit.

L'invention que l'on vient de décrire présente un certain nombre d'avantages, parmi lesquels on peut citer :

- 5 – par rapport à un générateur de stimulateur conventionnel, la capsule hybride 100 selon l'invention permet une miniaturisation poussée et une réduction importante de la consommation d'énergie : dans l'invention, une capsule avec un corps 110 de 1 cm³ environ, associée à une microsonde de 1 French (0,33 mm), remplace avantageusement un
10 générateur de 30 cm³ sur lequel est branchée une sonde coronaire de calibre 4 French (1,33 mm) ;
- simplification du système grâce à la suppression complète du connecteur ;
- possibilité d'utiliser pour la pose un microcathéter tel que celui décrit
15 dans le EP 2 682 151 A1 (Sorin CRM), qui permet d'implanter une microsonde en conservant les accessoires de pose traditionnels (introducteur, fil-guide, cathéter, etc.), qui seront utilisés de la même façon qu'antérieurement, donc avec le même geste chirurgical ;
- gain de temps à l'implantation, du fait de la suppression de l'étape de
20 connexion de la sonde sur la tête de connecteur du stimulateur, ainsi que de l'étape de test de la sonde pour vérifier la conformité de l'interaction sonde/générateur ;
- système par conception compatible avec les examens par imagerie par résonance magnétique (IRM/MRI), qui ne risquent pas de détruire les
25 électrodes du système grâce à l'utilisation de pièces biocompatibles en matière plastique ou silicone et de pièces rigides en titane
- fiabilité accrue grâce à une conception simplifiée et une réduction du nombre de pièces ;
- possibilité de réduire encore le diamètre de la capsule hybride en deçà
30 de 20 French (6,6 mm), en fonction du volume de l'électronique et du système d'alimentation en énergie.

De nombreuses variantes de l'invention peuvent être envisagées, notamment dans des configurations où l'ensemble est adapté à d'autres applications qu'une thérapie CRT, ou même à une autre application qu'une thérapie cardiaque. En particulier :

35

- la microsonde peut être une microsonde apte à être introduite dans une veine, dans une artère, dans le système lymphatique, dans le système nerveux (notamment pour une thérapie de type VNS (*Vagus Nerve Stimulation*, stimulation du nerf vague), et de façon générale dans toute cavité corporelle ;
- 5
- la capsule hybride peut comporter plusieurs sondes qui prolongent le corps 110 de la capsule proprement dite ;
 - les capsules *leadless* de l'ensemble selon l'invention peuvent être adaptées à la détection ou à la délivrance de thérapies non seulement
- 10
- au cœur, mais également à d'autres organes tels que l'estomac, l'intestin, le poumon, le cerveau, etc.
 - l'ensemble peut comprendre une pluralité de capsules hybrides, dont l'une est maitresse et dont l'(es)autre(s) est(sont) esclave(s). Ces capsules hybrides additionnelles joueront alors, fonctionnellement, le
- 15
- même rôle que les capsules *leadless*, à la différence près que la détection/stimulation sera opérée par la région active, distale de la microsonde de la capsule hybride additionnelle, au lieu de l'être directement par la vis d'ancrage ou l'électrode au point de contact avec la paroi d'une capsule *leadless*.
-

REVENDICATIONS

1. Un ensemble formant dispositif médical implantable actif, caractérisé en ce que cet ensemble comprend :

– une capsule hybride autonome (100) sous-cutanée comprenant :

- 5 • un corps étanche (110) logeant des circuits électroniques et des moyens d'alimentation électrique de ces circuits électroniques ; et
- 10 • prolongeant ce corps, au moins une microsonde (120) de détection et/ou de délivrance de thérapie, cette microsonde comprenant au moins un microcâble (126) formé d'un câble de cœur électriquement conducteur relié à un pôle desdits circuits électroniques, avec une
- 10 couche d'isolement entourant le câble de cœur et comprenant au moins une zone sélectivement dénudée ménagée dans la couche d'isolement et destinée à former une électrode (122) de détection et/ou de délivrance de thérapie ; et

– au moins une capsule *leadless* autonome (200 ; 300) intracorporelle

- 15 apte à être implantée dans ou contre un organe et comprenant :
- 15 • un corps étanche (202 ; 302) logeant des circuits électroniques et des moyens d'alimentation électrique de ces circuits ;
- 20 • des moyens d'ancrage (204 ; 304) à une paroi dudit organe ; et
- 20 • au moins une électrode (204 ; 304) de détection et/ou de délivrance de thérapie apte à venir en contact direct avec ledit organe,

20 en ce que la capsule hybride (100) et la capsule *leadless* (200 ; 300) comprennent chacune des moyens émetteurs/récepteurs (118a ; 208 ; 308) de communication sans fil mutuelle par voie intracorporelle, la capsule hybride opérant en tant que maitresse et la ou les capsules *leadless*

25 opérant en tant qu'esclaves sous le contrôle de la capsule hybride maitresse,

et en ce que la capsule hybride (100) comprend en outre :

- 30 • des moyens de centralisation des données transmises par les capsules *leadless*, et
- 30 • des moyens (118b, 112) de communication avec l'extérieur, aptes à opérer une télétransmission, vers un équipement distant (400), des données recueillies par les moyens de centralisation de données.

2. L'ensemble de la revendication 1, dans lequel la capsule hybride est dépourvue de moyens d'ancrage à une paroi d'un organe.
3. L'ensemble de la revendication 1, dans lequel la capsule hybride est dépourvue de connecteur électrique entre la microsonde et les circuits électroniques, et dans lequel le câble de cœur du microcâble (126), ou de chaque microcâble, est directement relié à un pôle respectif des circuits électroniques de la capsule hybride.
4. L'ensemble de la revendication 3, dans lequel le corps étanche (110) de la capsule hybride est un corps métallique comprenant au moins une traversée hermétique et électriquement isolante (114) pour le passage de la liaison du câble de cœur du microcâble (126), ou de chaque câble de cœur de chaque microcâble, au pôle respectif des circuits électroniques contenus dans le corps (110) de la capsule hybride.
5. L'ensemble de la revendication 1, dans lequel la au moins une microsonde (120) de détection et/ou de délivrance de thérapie prolonge le corps (110) de la capsule hybride d'un premier côté de celle-ci, et le corps de la capsule supporte, du côté opposé, une antenne (112) d'émission/réception pour la communication sans fil avec ledit équipement distant.
6. L'ensemble de la revendication 1, dans lequel la au moins une microsonde (120) de détection et/ou de délivrance de thérapie comprend, dans la région proximale de la microsonde attenante au corps (110) de la capsule hybride, une zone de transition (124) à gradient de raideur variable, décroissant dans le sens distal.
7. L'ensemble de la revendication 1, dans lequel le volume de la au moins une capsule hybride (100) et le volume de la au moins une capsule *leadless* (200 ; 300) sont chacun d'au plus 1 cm^3 , et le diamètre de la microsonde (120), ou de chaque microsonde, est d'au plus 1 French (0,33 mm) dans sa région la plus distale, comprenant la zone sélectivement dénudée.
-

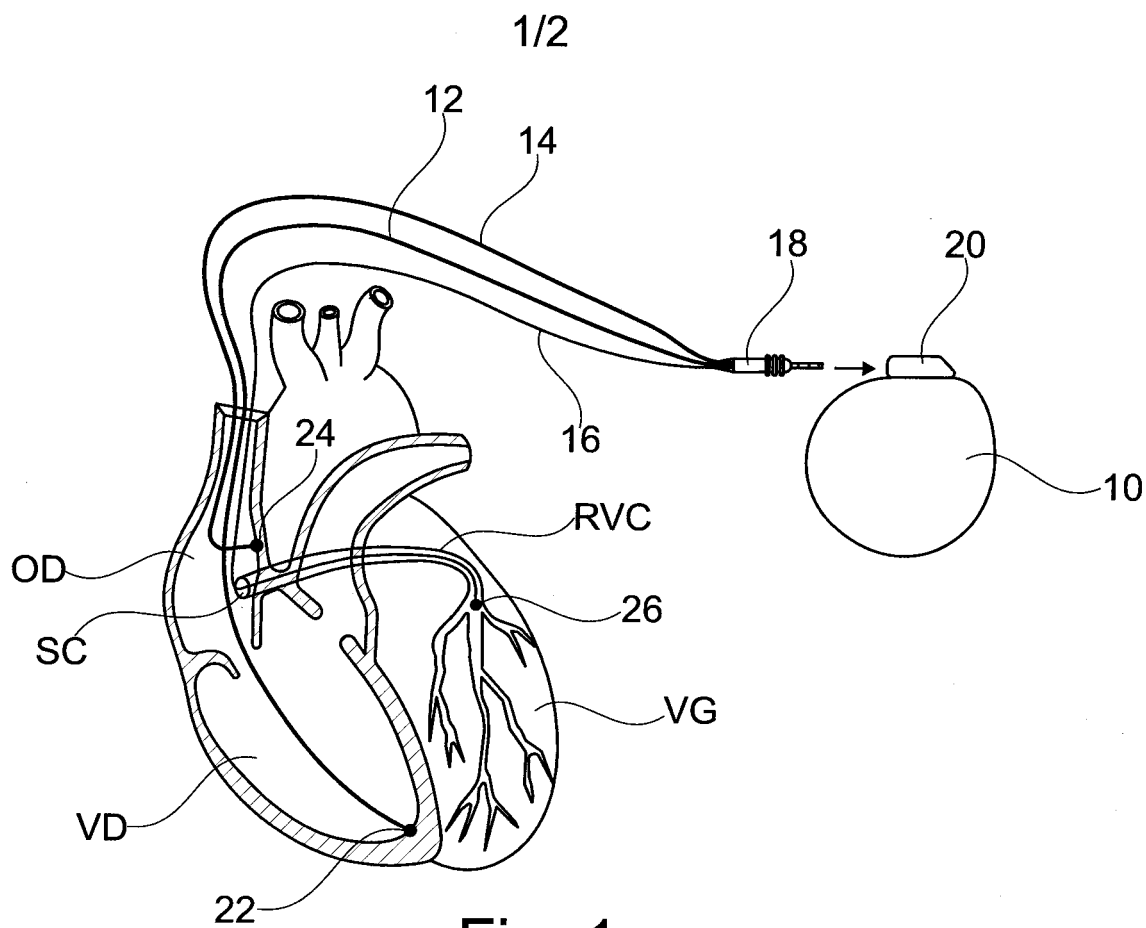


Fig. 1

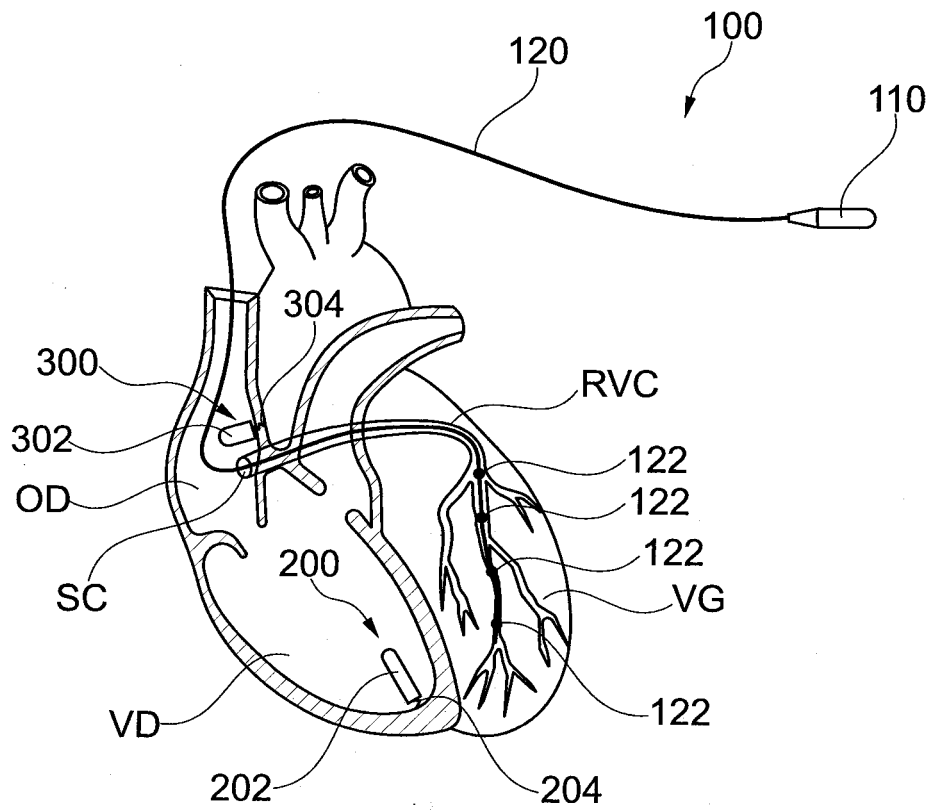


Fig. 2

2/2

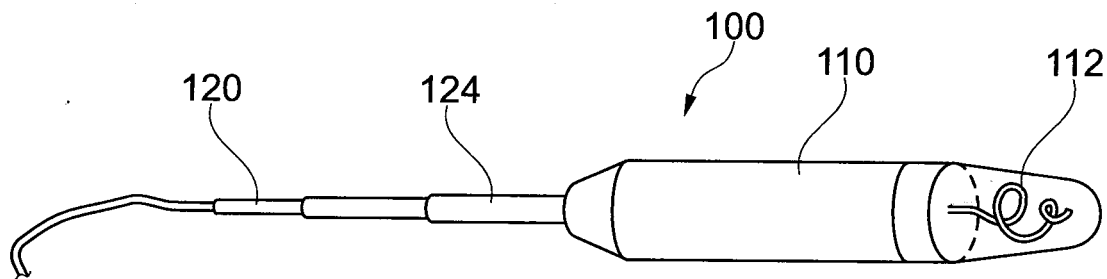


Fig. 3

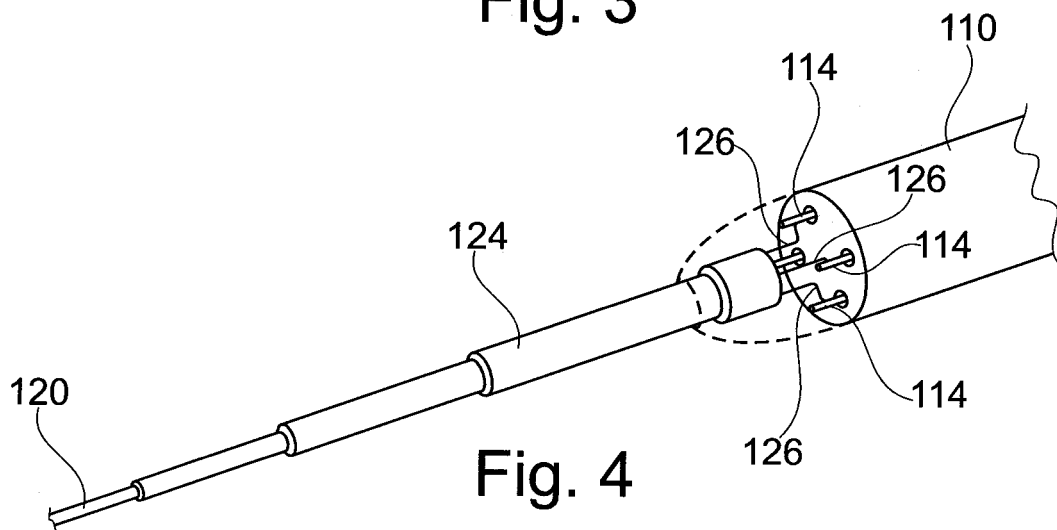


Fig. 4

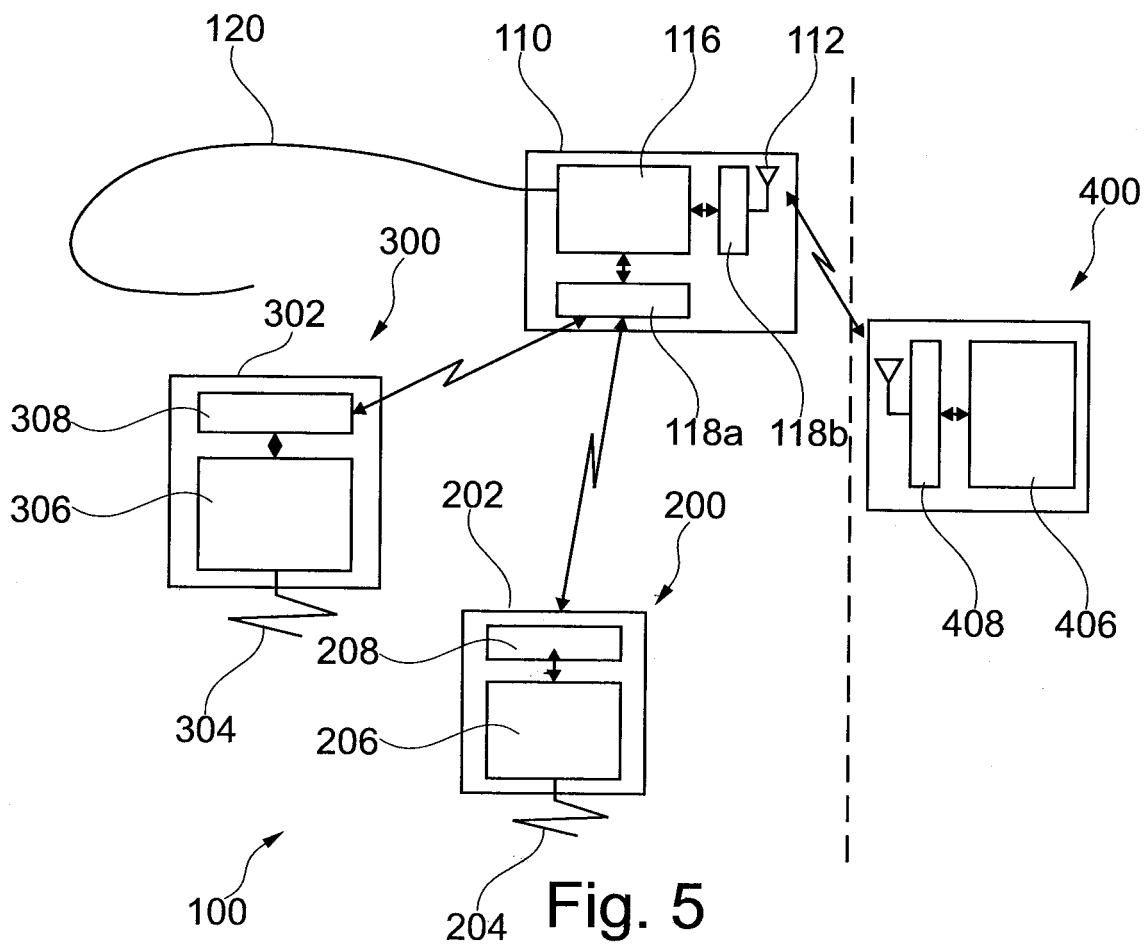


Fig. 5



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

N° d'enregistrement
national

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

FA 798836
FR 1455899

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 7 634 313 B1 (KROLL MARK W [US] ET AL) 15 décembre 2009 (2009-12-15) * abrégé * * colonne 4, ligne 56 - colonne 11, ligne 3 * * colonne 16, ligne 1 - ligne 14 * * figures 1-10 *	1-7	A61B5/04 A61N1/05 A61N1/36 A61N1/372
A	----- US 6 409 674 B1 (BROCKWAY BRIAN P [US] ET AL) 25 juin 2002 (2002-06-25) * abrégé * * colonne 6, ligne 51 - colonne 11, ligne 62 * * figures 1-9 * -----	1-7	----- DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) ----- A61B A61N
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
25 février 2015		Marteau, Frédéric	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS 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		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	

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1455899 FA 798836**

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 25-02-2015

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 7634313	B1	15-12-2009	AUCUN	

US 6409674	B1	25-06-2002	CA 2345389 A1	30-03-2000
			DE 69929448 T2	21-09-2006
			EP 1115329 A2	18-07-2001
			US 6409674 B1	25-06-2002
			US 2002138009 A1	26-09-2002
			US 2005159789 A1	21-07-2005
			WO 0016686 A2	30-03-2000
