(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 558 376**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **84 00897**

(51) Int Cl⁴ : A 61 N 1/05, 1/36.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) Date de dépôt : 20 janvier 1984.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 30 du 26 juillet 1985.

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

(71) Demandeur(s) : *BUFFET Jacques.* — FR.

(72) Inventeur(s) : Jacques Buffet.

(73) Titulaire(s) :

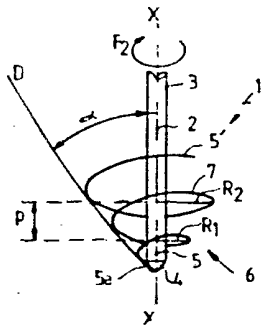
(74) Mandataire(s) : Bugnion associés.

(54) Conducteur implantable dans le corps comprenant un corps conducteur, une électrode, et des moyens de coopération de l'électrode avec la paroi cardiaque constituée d'un élément hélicoïdal.

(57) La présente invention concerne un conducteur implantable dans le corps.

Le conducteur comprend un corps de conducteur 1, au moins une électrode 4 supportée à une extrémité 5 dudit corps 1, des moyens de coopération 6 de l'électrode 4 avec la paroi cardiaque caractérisé par le fait que les moyens de coopération 6 sont constitués d'un élément hélicoïdal 7 comprenant une extrémité 5*a* associée à l'extrémité 5 du conducteur 1 portant l'électrode 4 et une extrémité opposée libre 5'.

Applicable aux stimulateurs cardiaques.



FR 2 558 376 - A1

CONDUCTEUR IMPLANTABLE DANS LE CORPS COMPRENANT UN CORPS DE CONDUCTEUR, UNE ELECTRODE, ET DES MOYENS DE COOPERATION DE L'ELECTRODE AVEC LA PAROI CARDIAQUE CONSTITUEE D'UN ELEMENT HELICOIDAL.

L'invention concerne un conducteur implantable dans le corps, notamment pour la stimulation cardiaque.

On connaît des conducteurs électriques implantables qui sont destinés à délivrer des impulsions de stimulation à une région donnée du corps. Plus particulièrement ces conducteurs électriques sont destinés à la stimulation cardiaque. Ces conducteurs implantables sont introduits par une veine, ce qui évite l'ouverture du thorax. Ces conducteurs sont souvent utilisés pour la stimulation mais peuvent aussi bien être utilisés pour la détection des impulsions naturelles cardiaques.

Les conducteurs implantables de la technique antérieure comprennent un conducteur électrique, un corps de conducteur, co-axial, au moins une

électrode supportée à une extrémité dudit corps, cette électrode devant être en contact avec la paroi cardiaque pour effectuer la stimulation ou la détection d'impulsions cardiaques. Il est nécessaire que l'électrode soit toujours au contact de la paroi cardiaque. Les conducteurs connus comportent donc des dispositifs d'ancrage de l'électrode dans la paroi cardiaque ou des dispositifs de maintien de l'électrode au contact de la paroi cardiaque. Ces dispositifs connus sont constitués de cônes, de barbes ou de nacelles etc qui sont moulés à l'extrémité du corps de conducteur, proche de l'électrode active.

Cependant, l'inconvénient principal de tels dispositifs d'ancrage ou de maintien en place réside dans leur encombrement ce qui rend difficile la pénétration du conducteur implantable par l'intermédiaire d'une veine. En effet, les extrémités des conducteurs ont un encombrement supérieur à l'espace qui leur est disponible à l'intérieur de la veine. La cathétérisation de tels conducteurs dans les veines est donc difficile.

Le but de l'invention est donc de pallier ces inconvénients.

A cet effet, l'invention concerne un conducteur implantable dans le corps, du type comprenant un corps de conducteur, au moins une électrode supportée à une extrémité dudit corps, des moyens de coopération de l'électrode avec la paroi cardiaque, le conducteur implantable selon l'invention étant caractérisé par le fait que les moyens de coopération sont constitués d'au moins un élement hélicoïdal.

Selon l'invention, l'élément hélicoïdal comprend une extrémité associée à l'extrémité du conducteur portant l'électrode et une extrémité opposée libre.

L'élément hélicoïdal, lors de l'introduction du conducteur dans le coeur par l'intermédiaire de la veine, diminue de rayon et reprend son rayon initial après introduction.

L'élément hélicoïdal, lors de l'introduction du conducteur par la veine, diminue de pas et reprend son pas initial après introduction.

Cet élément hélicoïdal selon l'invention est tel qu'au repos la droite qui est tangente extérieurement aux spirales de l'hélicoïde forme un angle avec l'axe longitudinal du corps.

Selon un mode de réalisation préféré de l'invention l'angle alpha est égal à environ 45°.

Selon un autre mode de réalisation de l'invention, l'élément hélicoïdal est tel qu'au repos la droite tangente extérieurement aux spirales de l'hélicoïde est parallèle à l'axe longitudinal du corps.

L'élément hélicoïdal est constitué de préférence d'une matière non conductrice et souple, par exemple d'une matière synthétique compatible avec le corps et le plus souvent, mais non obligatoirement, opaque aux rayons X.

Le procédé d'introduction d'un tel conducteur est tel que l'on confère au corps un mouvement de translation dirigé vers le coeur et simultanément un mouvement de rotation autour de l'axe

longitudinal du corps. On effectue le mouvement de rotation jusqu'à ce que l'extrémité du conducteur portant l'électrode ait pénétrée dans une cavité cardiaque.

Enfin l'invention concerne un procédé de fabrication d'un tel conducteur implantable caractérisé par le fait que l'on moule conjointement le corps et l'élément hélicoïdal. Un autre procédé de fabrication du conducteur implantable selon l'invention est tel que l'on moule d'une part le corps et d'autre part l'élément hélicoïdal et qu'enfin on fixe l'élément hélicoïdal par soudage ou collage à l'extrémité du corps du conducteur, proche de l'électrode.

La description suivante, au regard des dessins annexés à titre d'exemples non limitatifs permettra de comprendre comment l'invention peut être mise en pratique.

La figure 1 est une vue d'un conducteur implantable selon la présente invention.

La figure 2 est une vue du conducteur de la figure 1, lors de l'introduction du conducteur dans une veine.

La figure 3 est une vue du conducteur selon la présente invention, mis en place à l'intérieur d'une cavité cardiaque.

La figure 4 est un second mode de réalisation du conducteur implantable selon la présente invention.

le conducteur implantable 1 est constitué notamment d'un élément conducteur 2 placé sensiblement selon l'axe longitudinal XX du conducteur 1, et d'une gaine 3 coaxiale à l'élément conducteur 2, recouvrant celui-ci. La gaine 3 est notamment constituée d'une matière compatible avec le corps humain.

Le conducteur 1 comporte une électrode 4 supportée à l'extrémité 5 du conducteur implantable 1. Celui-ci comporte en outre des moyens de coopération 6 de l'électrode 4 avec la paroi cardiaque.

Selon la présente invention les moyens de coopération 6 sont constitués d'un élément hélicoïdal 7 à rayon R et/ou à pas p variables à l'état statique et/ou à l'état dynamique.

Par rayon R et/ou pas p variables on entend qu'à l'état de repos, le rayon R_1 d'une spire 8 est différent du rayon R_2 de la spire suivante. Ainsi, selon l'invention le rayon R des spires augmente au fur et à mesure que les spires s'éloignent de l'électrode 4. Par conséquent la spire 8 la plus proche de l'électrode 4 est de plus petit rayon (Figure 1). Le pas p c'est-à-dire la distance entre un plan dans lequel se trouve une spire et le plan dans lequel se trouve la spire suivante peut être variable, à l'état de repos, mais de préférence est constant (Figure 1).

Selon un mode de réalisation de l'invention, les spires sont toutes de même rayon (voir Figure 4) et le pas p de l'hélicoïde est constant.

Par l'expression rayon et pas variables on entend en outre que le rayon R des différentes spires et le pas p se modifient lors de l'introduction du conducteur implantable dans une veine. Ainsi, comme on peut le voir sur la figure 2, le rayon R des différentes spires, lors de l'introduction du conducteur implantable 1 est inférieur au rayon R' de la veine 9. Ainsi, le rayon de l'hélicoïde diminue lors de l'introduction du conducteur 1 dans le coeur, par la veine, et ce rayon R de l'hélicoïde reprend sa valeur initiale après introduction, c'est-à-dire lorsque l'extrémité du conducteur portant l'élément hélicoïdal 7 se trouve dans la cavité cardiaque 10.

De même le pas p de l'élément hélicoïdal 7 diminue lors de l'introduction du conducteur dans la veine.

Selon la présente invention, l'hélicoïde est telle qu'au repos la droite tangente D forme un angle alpha avec l'axe longitudinal XX du corps du conducteur 1. On peut alors dire que l'élément hélicoïdal 7 est un élément hélicoïdal cônique.

Selon un autre mode de réalisation préféré de l'invention, l'élément hélicoïdal 7 est tel qu'au repos la droite tangente D' extérieurement aux spirales 8 de l'hélicoïde est parallèle à l'axe longitudinal XX du corps. Lorsque cette droite D forme un angle alpha avec l'axe longitudinal XX, cet angle alpha est de préférence égal à environ 45°. Cet élément hélicoïdal 7 comprend une extrémité 5a associée à l'extrémité 5 du conducteur 1 portant l'électrode 4 et une extrémité opposée libre 5'.

L'élément hélicoïdal 7 est constitué d'une matière souple non conductrice et compatible avec le corps

humain. Par exemple cette matière peut être une matière synthétique, compatible avec le corps humain et opaque de préférence aux rayons X pour permettre la visualisation de l'extrémité du conducteur implantable lorsqu'il se trouve dans la cavité cardiaque 10.

L'invention concerne en outre un procédé d'introduction d'un conducteur implantable le procédé étant tel que l'on confère au corps conducteur 1 un mouvement de rotation autour de l'axe longitudinal XX, par exemple selon la flèche F1 (voir figure 2). Le sens de la flèche F1 est opposé au sens F2 de l'hélice, en partant de l'extrémité 5. Ainsi, lorsqu'on effectue un mouvement de rotation du conducteur 1, les spires ont un diamètre R qui diminue pour devenir inférieur à la valeur du diamètre R' de la veine par laquelle on introduit le conducteur implantable 1 selon la présente invention. De préférence on effectue, simultanément avec le mouvement de rotation un mouvement de translation selon la flèche F3, c'est-à-dire un mouvement de translation dirigé vers la cavité cardiaque 10 pour permettre l'introduction du conducteur implantable 1. Par ce mouvement de translation, les spires 8 ont tendance à se reserrer et le pas p à diminuer.

On confère ce mouvement de rotation/translation jusqu'à ce que l'extrémité 5 portant l'électrode 4 ait pénétré dans la cavité cardiaque 10. Lorsque l'élément hélicoïdal commence à pénétrer dans la cavité cardiaque 10, il n'est plus maintenu par la veine de rayon R' et se déploie pour reprendre sa forme initiale (voir figure 3). En effet les forces centrifuges s'exerçant sur l'élément hélicoïdal 7

disparaissent et cet élément hélicoïdal 7 sous l'action des forces centripètes se déploie pour reprendre sa forme initiale au repos.

Selon la présente invention le conducteur implantable 1 est tel qu'on le fabrique en moulant conjointement le corps du conducteur 1 et l'élément hélicoïdal 7. Selon un autre mode de réalisation il est possible de mouler d'une part le corps 1 et d'autre part l'élément hélicoïdal 7, puis de fixer l'élément hélicoïdal par soudage ou collage à l'extrémité 5 portant l'électrode 4.

Lorsque le conducteur est en place dans la cavité 10 on comprend que le conducteur selon l'invention est maintenu de façon que l'électrode 4 touche la paroi cardiaque 11. Par ailleurs, l'élément hélicoïdal 7 est maintenu en place par les trabercules (filaments de la paroi cardiaque) qui se trouvent sur les parois et constituent même ces parois de la cavité cardiaque 10.

REVENDICATIONS

1. Conducteur implantable dans le coprs, du type comprenant un corps de conducteur (1), au moins une électrode (4) supportée à une extrémité (5) dudit corps (1), des moyens de coopération (6) de l'électrode (4) avec la paroi cardiaque, caractérisé par le fait que les moyens de coopération (6) sont constitués d'un élément hélicoïdal (7) comprenant une extrémité (5a) associée à l'extrémité (5) du conducteur (1) portant l'électrode (4) et une extrémité opposée libre (5').

2. Conducteur selon la revendication 1, caractérisé par le fait que l'élément hélicoïdal (7) diminue de rayon R lors de l'introduction du conducteur (1) dans le coeur et reprend son rayon initial après introduction.

3. Conducteur selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisé par le fait que l'élément hélicoïdal (7) diminue de pas p, lors de l'introduction du conducteur (1) dans le coeur et reprend son rayon initial après introduction.

4. Conducteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé par le fait que l'élément hélicoïdal (7) est tel qu'au repos la droite tangente D extérieurement aux spirales (8) de l'hélicoïde forme un angle α avec l'axe longitudinal XX du corps (1).

5. Conducteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé par le fait que l'élément hélicoïdal (7) est tel qu'au repos la droite tangente D' extérieurement aux spirales (8) de l'hélicoïde est parallèle à l'axe longitudinal XX du corps.

6. Conducteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé par le fait que l'élément hélicoïdal (7) est constitué d'une matière non conductrice souple.

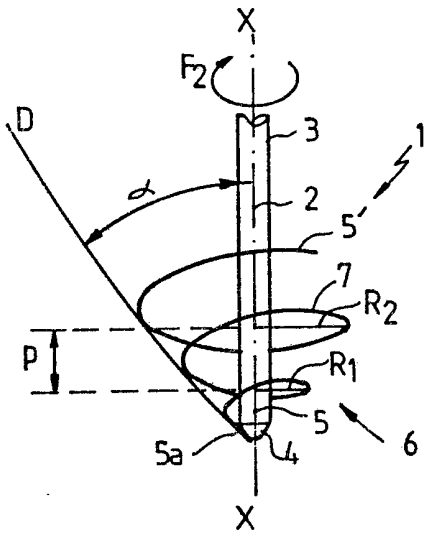
7. Conducteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé par le fait que l'élément hélicoïdal (7) est constitué d'une matière synthétique compatible avec le corps humain.

8. Conducteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé par le fait que l'élément hélicoïdal (7) est opaque aux rayons X.

9. Procédé de fabrication d'un conducteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisé par le fait que l'on moule conjointement le corps (1) et l'élément hélicoïdal (7).

10. Procédé de fabrication d'un conducteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisé par le fait que l'on moule d'une part le corps (1) du conducteur et d'autre part l'élément hélicoïdal (7) et que l'on fixe l'élément hélicoïdal (7) par soudage ou collage à l'extrémité du conducteur.

FIG. 1



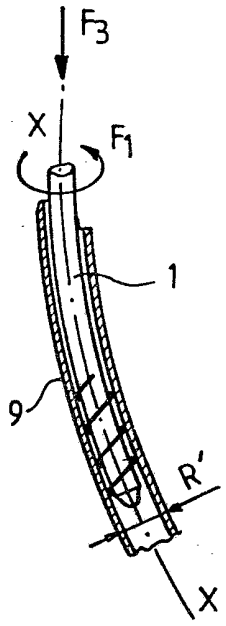


FIG. 2

FIG. 3

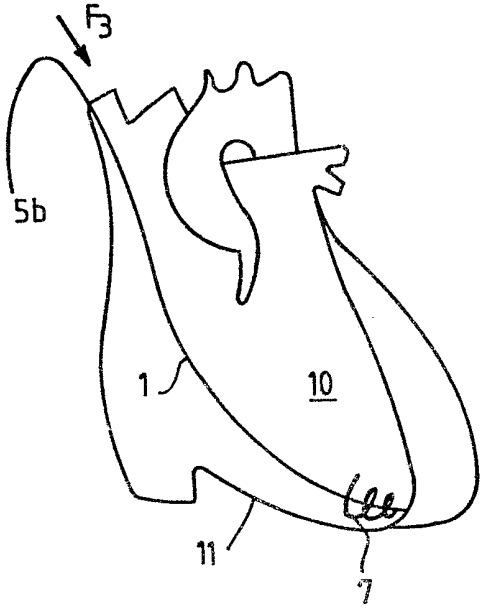


FIG. 4

