

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication : **2 579 40**  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **85 0461**

⑤1 Int Cl<sup>a</sup> : A 61 N 1/39.

①2 **DEMANDE DE CERTIFICAT D'ADDITION  
À UN BREVET D'INVENTION**

②2 Date de dépôt : 26 mars 1985.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la  
demande : BOPI « Brevets » n° 40 du 3 octobre 1986.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux appa-  
rentés : 1<sup>re</sup> addition au brevet 84 04751 pris le 27 mars  
1984.

⑦1 Demandeur(s) : *Société anonyme dite : ATESYS.* —

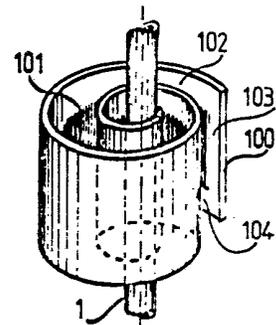
⑦2 Inventeur(s) : Albert Cansell.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Cabinet Arbousse-Bastide.

⑤4 **Electrode pour les appareils de traitement des troubles du rythme cardiaque.**

⑤7 Electrode selon la revendication 21 du brevet principal,  
caractérisée en ce que l'organe d'écartement a la forme d'un  
ruban rectangulaire allongé 100' fixé au cathéter 1 par un  
petit côté et enroulé élastiquement en spirale autour du cathé-  
ter, de manière, en se déployant, à venir au contact de la paroi  
cardiaque.



**FR 2 579 469 - A2**

D

Il est prévu au Brevet Principal que, dans la mesure où l'électrode de décharge est maintenue au milieu du ventricule droit sans contact avec les parois du muscle cardiaque, et où l'électrode indifférente est suffisamment éloignée du coeur pour qu'il ne s'établisse pas de direction préférentielle des lignes de courant, la décharge de défibrillation intéresse de manière uniforme toute la masse cardiaque, ce qui assure une efficacité accrue du traitement, un positionnement moins critique de l'électrode et réduit fortement les effets nocifs du courant.

A cet effet, le Brevet Principal précise qu'à ladite électrode de décharge est associé un organe d'écartement qui, dans le cas représenté, est constitué par une bague 7 reliant entre elles une pluralité de lamelles plastiques élastiques 8 formant un cône dont la pointe est dirigée vers l'extrémité du cathéter, de sorte que l'ensemble de ces lamelles constitue une sorte d'ombrelle qui, à l'état ouvert, empêche l'électrode de venir au contact de la paroi interne du ventricule droit.

La poursuite des recherches de la Déposante l'ont conduite, d'une part à la confirmation de l'efficacité du principe de cette disposition, et d'autre part à une extension de la notion de traitements de défibrillation, de stimulation et de cardioversion à un système d'électrodes présentant d'importants avantages par rapport aux systèmes connus.

Ainsi, en premier lieu, les essais de confirmation ont montré que les lamelles peuvent avantageusement être venues de moulage avec le cathéter perpendiculairement par rapport à l'axe du cathéter, et être placées aussi bien en amont ou en aval de la bague conductrice, ou à ces deux endroits à la fois, et que le même système pouvait être avantageusement appliqué, à l'électrode ou aux électrodes situées dans l'oreillette droite ou dans la veine cave.

Compte-tenu de ces résultats, le présent Certificat d'Addition vise donc une variante des moyens d'isolation mécanique et électrique de l'électrode, et plus généralement, il concerne un nouveau type d'électrode dont la constitution est adaptée, selon différentes variantes possibles, non seulement à l'application visée au brevet principal, à savoir à la défibrillation ventriculaire, mais encore aussi à des applications différentes, à savoir par exemple la cardioversion unipolaire et la fulguration endocavitaire.

La nouvelle électrode selon l'invention, est du type visé au brevet principal, c'est-à-dire qu'elle est associée à un organe en matière isolante élastique, capable de se contracter au moment de son introduction ou de son extraction dans le coeur, et de se déployer après ladite introduction en assurant l'écartement et/ou l'isolement de la partie conductrice de l'électrode par rapport à la paroi interne du coeur.

Selon un premier mode de réalisation, cette partie conductrice est une bague métallique, comme dans le Brevet Principal et cet organe d'écartement, selon le présent Certificat d'Addition, est constitué par une couronne de pétales radiaux solidaire du cathéter en amont et/ou en aval de ladite bague, ces pétales étant orientés, par rapport à l'axe du cathéter, selon un angle suffisant pour assurer l'écartement recherché à l'état déployé, et de préférence sensiblement perpendiculaire, et pouvant se rabattre élastiquement vers cet axe pour permettre l'introduction ou l'extraction du cathéter.

Selon un second mode de réalisation, cet organe élastique est constitué par un ruban rectangulaire en matière plastique telle que du polytéréphtalate d'éthylène, par exemple la qualité vendue sous la marque commerciale "MYLAR", fixé au cathéter le long d'un petit côté, et enroulé sur lui-même en spirale de manière qu'après introduction, les spires se détendent élastiquement leur portion extrême pouvant venir au contact de la paroi cardiaque.

Par ailleurs, selon une autre caractéristique du présent Certificat d'Addition, le même organe peut en même temps jouer le rôle de l'électrode elle-même, la face interne de ladite spirale étant alors recouverte d'une couche mince de métal.

Selon une variante de cette seconde caractéristique, les deux faces du ruban sont métallisées, ou la face extérieure seule, et le dispositif peut jouer alors le rôle d'électrode de contact avec le sang et/ou la paroi cardiaque.

Dans tous les cas, la métallisation pourra n'intéresser que la zone centrale de ladite surface interne et/ou externe, pour éviter que l'arête du ruban ne soit conductrice.

Quant au tronçon de cylindre du cathéter qui porte la spirale, il peut à cet endroit porter une bague métallique, mais peut aussi rester isolé, en particulier dans le cas où la spirale est elle-même conductrice.

Le dessin annexé illustre les diverses réalisations qui viennent d'être définies, à savoir :

- les figures 1 et la représentent, avant et après enroulement, un organe d'écartement élastique selon l'invention,

5 - la figure 2 représente en perspective, une électrode constituée avec l'organe élastique de la figure 1, à l'état déployé en spirale.

10 - la figure 3 illustre l'organe d'écartement élastique déjà décrit dans le brevet principal, mais modifié conformément au présent certificat d'addition.

En se référant maintenant aux figures 1 et la, on y a représenté, fixé au cathéter 1, un organe élastique 100 jouant le rôle d'organe d'écartement associé à l'électrode 5 en forme de bague, comme l'organe d'écartement 8 du Brevet Principal. Cet  
15 organe 100 a la forme d'un ruban rectangulaire allongé, fixé par un de ses petits côtés au cathéter 1. La surface de cet organe est très supérieure à la surface latérale de la bague 5. Selon l'invention, ce ruban est enroulé sur lui-même en spirale, et est réalisé en une matière plastique semi-élastique pré-formée, de  
20 sorte que les spires, libérées dans le ventricule droit se déploient partiellement, de manière à passer de la position serrée 100a à la position déployée 100b où elles viennent au contact de la paroi cardiaque P. L'électrode en forme de bague 5 est donc efficacement maintenue écartée de la paroi P, ce qui est essentiel dans le dispositif de défibrillation décrit précédemment.  
25

Selon une intéressante réalisation de l'invention, illustrée à la figure 2 en position déployée, le même organe 100' remplit à la fois les deux fonctions d'électrode et d'organe d'écartement. A cet effet, sur la face interne du ruban en spirale 100' est déposée une couche métallique 101. De préférence,  
30 cette couche ne s'étend pas jusqu'au bord du ruban 100', en laissant subsister sur ses trois bords libres 102, 103, 104, une zone non conductrice. Selon une variante, cette zone non conductrice peut être obtenue en recouvrant la tranche du ruban 100' avec une fine bande isolante, repliée et collée sur chaque face.  
35

Quand cet ensemble est introduit dans le ventricule droit, le ruban en spirale 100' est maintenu serré contre le cathéter par un tube amovible. Une fois en place, on retire ce tube et la spirale se déploie, la face externe du ruban, non  
40 métallisée, jouant le rôle d'organe d'écartement, assurant

l'isolation mécanique et électrique du système. Pour l'extraire on peut soit compter sur l'élasticité du matériau à l'épaisseur utilisée pour confectionner le ruban, soit donner au ruban un côté longitudinal légèrement biseauté pour permettre son enroulement par rotation du cathéter. On peut aussi utiliser un tube muni d'un dispositif permettant l'enroulement et l'introduction du ruban dans son intérieur.

Ce nouveau type d'électrode comporte tout un ensemble de particularités avantageuses, qui viennent compléter sa simplicité de réalisation et d'emploi.

En effet, par sa conception même, il permet de disposer d'une surface d'électrode importante, et modulable à volonté, aussi bien en degré qu'en répartition : ainsi la métallisation peut intéresser une plus ou moins grande surface de ruban, et/ou elle peut être renforcée à l'endroit de sa connection électrique avec le cathéter, ou encore au centre de manière à se comporter en collecteur de charge, ou affaiblie sur les bords. La métallisation peut aussi être d'épaisseur progressivement décroissante d'un grand côté du ruban à l'autre.

Par ailleurs, le même type d'électrode peut recevoir, en plus ou à la place d'une métallisation sur la face interne de la spirale, une métallisation semblable sur la face externe, auquel cas, pouvant entrer en contact avec la paroi cardiaque, elle peut par exemple être utilisée pour jouer le rôle de l'élément de 4 de la figure 3 du brevet principal (stimulation et prélèvement du signal).

Toutes les applications de ce nouveau type d'électrode n'ont pas encore été explorées. Son intérêt général est de déployer à l'intérieur du coeur une surface de contact importante que ce soit avec la paroi interne du coeur ou avec le sang. Ce fait est en principe intéressant pour de nombreux traitements électriques dans le but d'uniformiser les lignes de courant qui traversent le coeur. Il en résulte une meilleure efficacité du traitement et une nocivité réduite, étant donné que les zones à forte densité de courant qui existent dans le cas d'électrodes trop petites sont supprimées.

D'autre part, en utilisant ce type d'électrode en version semi-rigide, il est possible de provoquer une action sélective du courant soit directement sur les tissus en métallisant la face extérieure de la spirale, soit exclusivement à

travers le sang comme le prévoit le brevet principal, en métallisant uniquement la face intérieure de la spirale.

5 Bien que le brevet principal enseignait pour la défibrillation une action exclusive à travers le sang, il n'est pas exclu dans le présent certificat d'addition, la défibrillation et la cardioversion par contact avec la paroi (dans le cas d'une métallisation sur la face extérieure de l'organe). La raison en est que dans le cas du brevet principal, on était limité pour l'électrode de décharge 5 à une surface imposée par la géométrie du cathéter, alors que dans le cas de la présente invention on dispose comme surface d'électrode pouvant toucher la paroi, d'une surface de contact importante, ce qui tend à répartir uniformément les lignes de courant et à supprimer les endroits à forte densité de courant, tout en touchant la paroi.

15 Les chocs ou impulsions peuvent être appliqués sur ce type d'électrode selon différents modes : soit en unipolaire, soit en bipolaire, soit selon un nouveau mode que nous appellerons mixte. En unipolaire le courant est appliqué entre une électrode du type décrit par la présente invention, qui joue alors le rôle d'électrode active, et une ou plusieurs électrodes indifférentes du type de l'électrode 10 décrite dans le brevet principal, alors qu'en bipolaire on délivre le courant entre deux électrodes identiques en principe à celles faisant l'objet de la présente invention ou du brevet principal, et situées par exemple respectivement dans le ventricule droit et dans l'oreillette droite ou la veine cave supérieure.

25 Une exploitation avantageuse du fait de disposer de métallisations pouvant être portées par les deux faces de la spirale semi-rigide est de ne pas relier électriquement ces deux métallisations et d'utiliser par exemple la métallisation extérieure pour prélever les signaux dans les cavités respectives ou pour stimuler, alors que la métallisation intérieure servira à appliquer les chocs.

35 Une réalisation particulière de l'invention consiste à choisir pour le ruban un matériau suffisamment souple pour que dans le coeur il se déroule comme un drapeau et flotte dans le sang. Pour cette réalisation le ruban est métallisé des deux côtés et ces métallisations sont reliées électriquement. On aura donc un contact aussi bien avec le sang qu'avec les tissus. Si par exemple cette électrode est placée dans le ventricule droit, le

40

drapau aura tendance à flotter en direction de l'artère pulmonaire qui entraîne un accroissement de la masse myocardique directement concernée par le courant délivré par cette électrode, donc encore une augmentation de l'efficacité du choc.

5 La présente invention a en conséquence comme objet le produit industriel nouveau que constituent tous les appareillages pour le traitement des troubles du rythme cardiaque, ou plus généralement ceux qui délivrent un courant électrique à l'intérieur du coeur dans un but thérapeutique quelconque. Les énumérations qui suivent ne sont donc pas limitatives.

10 Ainsi, l'électrode décrite convient de façon optimale aux appareillages pour le traitement des troubles du rythme cardiaque en mode unipolaire. Elle est alors placée préférentiellement dans le ventricule droit et le choc est appliqué entre elle et une ou plusieurs électrodes indifférentes placées sous la peau pour un matériel implantable ou sur la peau pour un traitement intensif. Outre les faibles énergies nécessaires et les dommages réduits causés au myocarde on constate que son positionnement exact n'est pas critique pour l'efficacité. La réduction d'énergie est telle que le procédé est envisagé même en cardioversions, pour des patients conscients, et malgré le fait que le courant traverse également des muscles squelettiques.

15 La même électrode est utilisable dans les appareillages pour le traitement des troubles du rythme cardiaque en mode bipolaire, en utilisant deux électrodes sensiblement identiques portées par le même cathéter ou des cathéters différents, et placées dans une application préférentielle respectivement dans le ventricule droit et l'oreillette droite ou la veine cave supérieure. Celle qui est placée dans l'oreillette droite ou la veine cave supérieure peut aussi être remplacée par la variante à bague métallique et lamelles d'écartement. Dans cette application on observe également une importante réduction d'énergie, des lésions pratiquement inexistantes et un positionnement non critique.

20 On peut aussi prévoir avec ces électrodes un mode d'application mixte du courant : à la fois unipolaire et bipolaire. Ce mode d'application, qui est nouveau, est décrit dans l'exemple suivant, qui n'est pas limitatif pour le cas particulier choisi : On introduit le cathéter représenté sur la figure 3 dans le coeur de manière que l'électrode 5 avec ses pétales 8

se trouve dans le ventricule droit, alors que l'électrode 6 avec ses p $\acute{e}$ tales 8' se trouve dans l'oreillette droite ou la veine cave sup $\acute{e}$ rieure. On utilise d'autre part une ou plusieurs

5 électrodes indiff $\acute{e}$ rentes I, plac $\acute{e}$ es sur ou sous la peau. Le mode mixte consiste  $\grave{a}$  relier entre elles les  $\acute{e}$ lectrodes 6 et I directement ou  $\grave{a}$  travers un  $\acute{e}$ clateur et/ou une r $\acute{e}$ sistance et  $\grave{a}$  appliquer le choc entre I et 5. Il circulera donc d'une part un courant de type unipolaire entre I et 5, et en plus il circulera

10 entre 6 et 5,  $\acute{e}$ tant donn $\acute{e}$  que 6 est reli $\acute{e}$   $\grave{a}$  I  $\grave{a}$  travers une r $\acute{e}$ sistance plus ou moins forte, ce qui permet de "doser" le courant bipolaire par rapport au courant unipolaire. Le fait d'intercaler en s $\acute{e}$ rie avec l' $\acute{e}$ ventuelle r $\acute{e}$ sistance un  $\acute{e}$ clateur, permet d' $\acute{e}$ viter que le signal pr $\acute{e}$ sent sur l' $\acute{e}$ lectrode 6 par rapport

15  $\grave{a}$  l' $\acute{e}$ lectrode indiff $\acute{e}$ rente ne soit court circuit $\acute{e}$ , car ce signal doit aussi servir  $\grave{a}$  la surveillance et  $\grave{a}$  la d $\acute{e}$ t $\acute{e}$ c $\acute{t}$ ion du trouble. L' $\acute{e}$ clateur, qui a par exemple une tension d'amor $\acute{c}$ age de 90V constitue un court circuit pour toute tension sup $\acute{e}$ rieure  $\grave{a}$  cette valeur et repr $\acute{e}$ sente un parfait isolant pour les tensions inf $\acute{e}$ rieures, donc le signal cardiaque.

20 En ce qui concerne les cavit $\acute{e}$ s cardiaques ou vaisseaux cit $\acute{e}$ s pour l'introduction de l' $\acute{e}$ lectrode sous toutes ses variantes, ils ne sont pas limitatifs. Ainsi, d'autres emplacements ont  $\acute{e}$ t $\acute{e}$  trouv $\acute{e}$ s, qui donnent d'excellents r $\acute{e}$ sultats aussi bien en d $\acute{e}$ fibrillation qu'en cardioversion : l'art $\acute{e}$ re pulmonaire (AP) et le sinus coronaire (SC). Si on appelle VD le cas d'une  $\acute{e}$ lectrode situ $\acute{e}$ e dans le ventricule droit, OD le cas d'une  $\acute{e}$ lectrode situ $\acute{e}$ e dans l'oreillette droite ou la veine cave sup $\acute{e}$ rieure; et I, l' $\acute{e}$ lectrode indiff $\acute{e}$ rente situ $\acute{e}$ e sur ou sous la peau, alors on peut citer  $\grave{a}$  titre d'exemple les combinaisons suivantes d'emplacements entre lesquels peuvent  $\acute{e}$ tre donn $\acute{e}$ s les chocs :

30 entre VDet OD  
entre VD et OD r $\acute{e}$ uni  $\grave{a}$  I  
entre VD et AP  
entre VD r $\acute{e}$ uni  $\grave{a}$  AP et I  
35 entre VD et SC  
entre VD et SC r $\acute{e}$ uni  $\grave{a}$  I.

Les  $\acute{e}$ lectrodes r $\acute{e}$ unies peuvent l' $\acute{e}$ tre soit directement, soit  $\grave{a}$  travers une r $\acute{e}$ sistance et/ou un  $\acute{e}$ clateur et/ou un autre  $\acute{e}$ l $\acute{e}$ ment.

40 Ces diverses  $\acute{e}$ lectrodes peuvent  $\acute{e}$ tre port $\acute{e}$ es par des

cathéters différents ou communs, selon les vaisseaux ou cavités et selon les trajets des cathéters.

Notons enfin que les diverses variantes de l'électrode faisant l'objet de l'invention sont aussi avantageuses pour empêcher le recul spontané de la sonde sur son propre trajet, tout en permettant néanmoins son retrait éventuel. Des lamelles ou des spirales (non métallisées) peuvent aussi être placées aux endroits adéquats du cathéter (correspondant au niveau d'une valve ou d'une embouchure de vaisseau), dans le seul but d'empêcher le recul spontané de la sonde. Le retrait de la sonde restant bien entendu toujours possible soit par une manoeuvre particulière, (par exemple rotation sur son propre axe) ou par un dispositif particulier (par exemple tube spécial permettant de réintroduire les électrodes en son intérieur).

La plus récente application de ce type d'électrode concerne la fulguration endocavitaire. Il s'agit d'un traitement radical tendant à remplacer une opération chirurgicale à coeur ouvert, et consistant à appliquer à l'intérieur du coeur droit ou gauche une énergie d'environ 200 joules sur une électrode suffisamment petite pour provoquer une étincelle. Cette étincelle entraîne la destruction ou la modification de cellules cardiaques dans un but thérapeutique. L'inconvénient actuel de la méthode est qu'elle fonctionne en unipolaire et nécessite une électrode indifférente externe. Une grande partie de l'énergie est donc perdue dans le coeur ou d'autres tissus sans bénéfice pour le traitement, mais avec l'inconvénient d'une nocivité certaine. L'application de l'électrode faisant l'objet de la présente invention à ce procédé consiste à remplacer l'électrode indifférente extérieure par le type d'électrode en forme de spirale, par exemple métallisée à l'intérieur, et placée sur le même cathéter que l'électrode distale active, mais quelques centimètres en arrière. Grâce au bon contact avec le sang cette électrode jouera le rôle d'électrode indifférente et permettra d'obtenir en fulguration les mêmes effets qu'avec une plaque extérieure, mais avec des énergies considérablement diminuées. Le même rôle peut être joué par une bague conductrice, de surface environ 5 à 10 fois supérieure à l'électrode distale active, à la condition que cette bague ne touche pas la paroi intérieure du coeur, ce qui peut être obtenu avec l'électrode à organe d'écartement en forme de pétales décrite plus haut.

Enfin, en se référant à la figure 3, on y a représenté la variante faisant l'objet du présent certificat d'addition de l'organe d'écartement 8 de la figure 1 du brevet principal.

5 Selon cette variante, au-dessous de l'électrode 5, le cathéter 1 porte une couronne de lamelles en matière plastique 8, dont l'ensemble présente une analogie de forme avec les pétales d'une marguerite.

10 Venus de moulage avec le cathéter, ces pétales sont naturellement sensiblement perpendiculaires à l'axe du cathéter. Quand on introduit le cathéter dans le coeur, ces pétales sont repliés élastiquement contre le cathéter. Une fois introduits, ils se déploient en reprenant leur orientation naturelle, assurant l'écartement de l'électrode 5 par rapport à la paroi du coeur. A l'extraction du cathéter, les pétales se replient également vers le cathéter, mais en sens inverse.

15 Comme on le voit sur la figure, les pétales 8 peuvent être placés en amont et/ou en aval de l'électrode 5. De même, des pétales 8' peuvent être placés, dans le même but, en aval et/ou en amont de l'électrode 6.

20 Les pétales peuvent être également montés sur une bague en matière plastique 7, fixe, soit mobile sur le cathéter.

25

## REVENDICATIONS.

1. Electrode selon la revendication 21 du brevet principal portée par un cathéter introduit dans le coeur et utilisable comme électrode de décharge ou de détection pour le traitement des troubles du rythme cardiaque, caractérisée en ce qu'elle  
5 comporte un organe en matière isolante élastique capable de se déployer après ladite introduction en présentant de préférence une surface de contact avec le sang et/ou les tissus cardiaques supérieure à la surface développée du tronçon de cylindre qui porte cette électrode.
- 10 2. Electrode selon la revendication 1, caractérisée en ce que, la partie conductrice de l'électrode consistant en une bague métallique, l'organe d'écartement est constitué par une couronne de pétales radiaux solidaires du cathéter en amont et/ou en aval de ladite bague, ces pétales étant orientés, par  
15 rapport à l'axe du cathéter, selon un angle suffisant pour assurer l'écartement recherché à l'état déployé, et de préférence sensiblement perpendiculaires, et pouvant se rabattre élastiquement vers cet axe pour permettre l'introduction ou l'extraction du cathéter.
- 20 3. Electrode selon la revendication 1, caractérisée en ce que l'organe d'écartement a la forme d'un ruban rectangulaire allongé fixé au cathéter par un petit côté et enroulé élastiquement en spirale autour du cathéter, de manière, en se déployant, à venir au contact de la paroi cardiaque.
- 25 4. Electrode selon les revendications 1 et 3, caractérisée en ce que la face interne de la spirale est métallisée, ledit organe remplissant à la fois la fonction d'électrode et celle de dispositif d'écartement et d'isolement de la paroi.
5. Electrode selon les revendications 1 et 3, caractérisée  
30 en ce que la face externe de la spirale est métallisée.
6. Electrode selon les revendications 1 et 3, caractérisée en ce que les deux faces de la spirale sont métallisées.
7. Electrode selon les revendications 4 à 6, caractérisée en ce qu'une zone non conductrice est réservée sur la périphérie  
35 desdites faces métallisées.
8. Electrode selon les revendications 4 à 6, caractérisée en ce que des zones de métallisation renforcées sont prévues au niveau du raccordement électrique de la métallisation et sur la

médiane dans le sens de la longueur du ruban rectangulaire.

5 9. Electrode selon la revendication 6, caractérisée en ce que les métallisations des deux faces sont connectées à des conducteurs électriques différents contenus dans le cathéter et utilisés pour des détections et/ou traitements différents.

10. Electrode selon la revendication 6, caractérisée en ce que ledit organe en matière isolante élastique est suffisamment souple pour se redérouler dans le coeur sous forme de drapeau et flotter dans le cours du sang.

10 11. Appareillage pour le traitement des troubles du rythme cardiaque, caractérisé en ce qu'il comporte une ou plusieurs électrodes selon au moins l'une quelconque des revendications 1 à 10.

15 12. Appareillage pour le traitement des troubles du rythme cardiaque, caractérisé en ce qu'il est du type unipolaire, l'électrode active étant du type selon au moins une des revendications 4,5,6 et 10, et la ou les électrodes indifférentes étant du type de l'électrode 10 du brevet principal.

20 13. Appareillage pour le traitement des troubles du rythme cardiaque, caractérisé en ce qu'il est du type bipolaire et que ses deux électrodes actives sont du type selon l'une quelconque des revendications 2,4,5,6 et 10.

25 14. Appareillage selon l'une quelconque des revendications 11 à 13, caractérisé en ce qu'il comporte deux capteurs de signaux, dont le premier élément est commun et dont les deux deuxièmes éléments sont placés respectivement dans le ventricule droit et dans l'oreillette droite ou la veine cave supérieure, la comparaison temporelle des signaux fournis par ces deux capteurs étant utilisée pour la détection des troubles cardiaques.

30

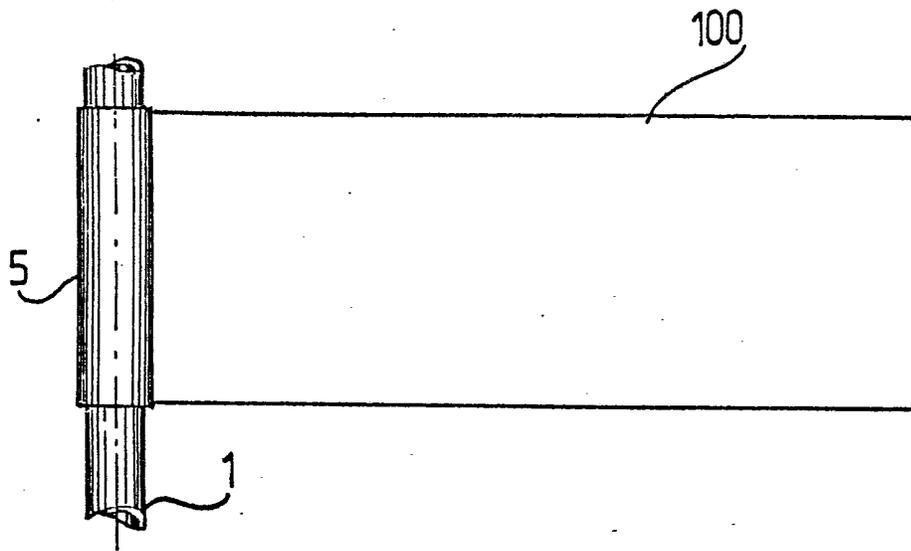


Fig 1

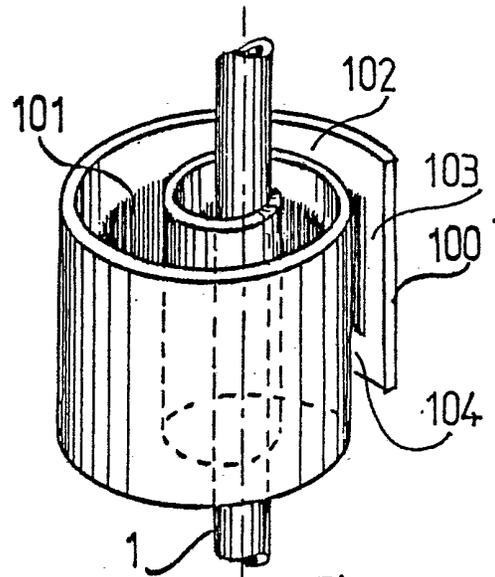


Fig 2

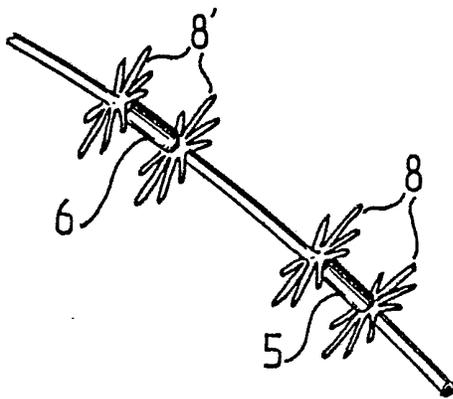


Fig 3

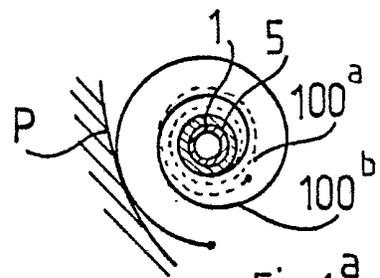


Fig 1<sup>a</sup>