(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 544 988**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **83 07210**

(51) Int Cl³ : A 61 N 1/36.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) Date de dépôt : 29 avril 1983.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 44 du 2 novembre 1984.

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

(71) Demandeur(s) : *Société anonyme dite : ELA MEDICAL.* — FR.

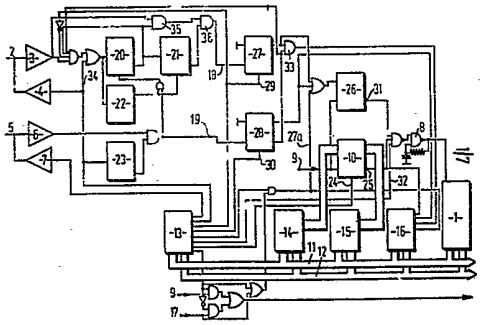
(72) Inventeur(s) : Peter M. Jacobson, Marcel Limousin, Renzo Dal Molin et Daniel Kroiss.

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : Bugnion Associés.

(54) Stimulateur cardiaque auriculo-ventriculaire.

(57) Le stimulateur cardiaque comprend des moyens 1, 37 d'identification de l'existence d'au moins un événement cardiaque ou d'une combinaison d'événements cardiaques tels qu'une tachycardie persistante transmise par le stimulateur peut survenir; ou/et des moyens 1, 38 pour détecter qu'une telle tachycardie est en cours; et/ou des moyens 1, 67 pour identifier le moment où une telle tachycardie ainsi détectée résulte de paramètres du stimulateur et non d'événements étrangers au stimulateur; et des moyens 1, 45, 65, 66, 68 pour empêcher une tachycardie ou/ et pour interrompre la tachycardie en cours ou /et pour modifier les paramètres du stimulateur en vue d'empêcher la récurrence de la tachycardie.



FR 2 544 988 A1

2544988

STIMULATEUR CARDIAQUE AURICULO-VENTRICULAIRE

L'invention concerne un stimulateur cardiaque auriculo-ventriculaire.

Les stimulateurs cardiaques auriculo-ventriculaires stimulent le ventricule si un temps prédéterminé, appelé retard auriculo-ventriculaire, après une contraction auriculaire, est dépassé sans détection d'une contraction ventriculaire. Le stimulateur stimule alors l'oreillette si un retard ventriculo-auriculaire correspondant est dépassé sans détection d'une contraction auriculaire. Le stimulateur constitue ainsi un stimulateur auriculaire artificiel et un dispositif de conduction auriculo-ventriculaire artificiel.

Il existe chez de nombreux patients un chemin de conduction rétrograde du ventricule à l'oreillette. Lorsque ce chemin de conduction est en dehors de sa période réfractaire naturelle, une dépolarisation ventriculaire peut être conduite à l'oreillette et provoquer une dépolarisation auriculaire, laquelle peut être détectée par le stimulateur. Le stimulateur ne stimule alors pas l'oreillette et commence le minutage d'un retard auriculo-ventriculaire, après quoi il stimule le ventricule. La dépolarisation ventriculaire résultante est à nouveau conduite par le chemin rétrograde jusqu'à l'oreillette, et le processus recommence. Les temps de conduction rétrograde s'établissent généralement de 160 à 450 msec. Le retard auriculo-ventriculaire du stimulateur est généralement fixé à l'avance à une valeur de 0 à 250 msec. Ainsi, dans les stimulateurs sans limitation de la fréquence ventriculaire, une tachycardie transmise par le stimulateur peut se produire avec une période comprise entre 160 et 700 msec, correspondant à des fréquences ventriculaires de 86 à 375 impulsions par minute (ppm). Une telle tachycardie peut être dangereuse et inconfortable pour le patient, résultant d'un débit cardiaque mal adapté ou complètement insuffisant pour les besoins du patient.

La plupart des stimulateurs auriculo-ventriculaires dont on dispose actuellement fournissent un intervalle de stimulation ventriculaire minimal corres-

pondant généralement à des fréquences comprises entre 100 et 160 ppm. Si un événement auriculaire est détecté, si bien que le retard auriculo-ventriculaire prend fin avant la fin de l'intervalle de stimulation ventriculaire minimale, le stimulateur stimule le ventricule à la fin de cet intervalle minimal, c'est-à-dire à la fréquence ventriculaire maximale. Ainsi, lorsqu'il y a une conduction rétrograde, un tel stimulateur stimule le ventricule à sa fréquence maximale fixée à l'avance jusqu'à ce que la conduction rétrograde cesse. L'inconvénient d'un tel dispositif est que le médecin doit choisir la fréquence maximale à une valeur de compromis qui permet de suivre de hautes fréquences auriculaires en cas d'effort physique, mais qui ne permettent pas de hautes fréquences ventriculaires dans le cas d'une tachycardie rétrograde transmise par le stimulateur.

Un deuxième stimulateur connu permet au médecin de choisir une période réfractaire auriculaire qui commence lors d'une dépolarisation ventriculaire et qui peut durer plus longtemps que le temps de conduction rétrograde. Ainsi, une onde P rétrograde, lorsqu'elle apparaît, n'est pas détectée par le stimulateur dans l'oreillette, et donc la tachycardie rétrograde ne commence pas. L'inconvénient de ce dispositif est que le médecin doit choisir une période réfractaire auriculaire qui sera plus longue que tout temps de conduction rétrograde chez un patient donné. Le temps de conduction rétrograde varie avec la fréquence ventriculaire et avec une multitude de facteurs physiologiques, aussi est-il difficile d'estimer quel pourrait être le temps maximal, et il faut choisir une valeur de précaution. Etant donné que la fréquence maximale à laquelle le stimulateur auriculo-ventriculaire peut synchroniser la stimulation ventriculaire avec détection auriculaire correspond à l'intervalle qui est la somme du retard auriculo-ventriculaire fixé à l'avance et de la période réfractaire auriculaire, le choix d'une longue période réfractaire auriculaire ne peut que limiter la fréquence synchrone maximale du stimulateur en cas d'effort physique.

Ainsi qu'on l'a expliqué plus haut, une conduction rétrograde se produit et peut commencer une tachycardie transmise par le stimulateur lorsqu'une dépolarisation ventriculaire se produit et que le chemin de conduction rétrograde est en dehors de sa période réfractaire naturelle. Normalement, lorsqu'une dépolarisation auriculaire est conduite dans le sens antérograde au ventricule, le chemin de conduction est réfractaire pendant 240 msec environ et donc aucune conduction rétrograde ne se produit. Cependant, lorsqu'il se produit une contraction ventriculaire qui n'est pas précédée par une contraction auriculaire dans un délai tel que le chemin de conduction rétrograde reste réfractaire, une conduction rétrograde peut se produire. Cela peut avoir lieu lorsque le minutage du stimulateur requiert une contraction ventriculaire isolée, ou bien lorsque le choix de la valeur fixée à l'avance pour le retard auriculo-ventriculaire est assez grand pour que dans certaines circonstances le chemin de conduction rétrograde se trouve en dehors de sa période réfractaire naturelle faisant suite à une stimulation ventriculaire, et pour qu'une conduction rétrograde se produise.

Un troisième stimulateur auriculo - ventriculaire assure une période réfractaire auriculaire longue à la suite d'un événement ventriculaire qui n'est pas précédé, dans un délai prédéterminé, par une dépolarisation auriculaire, tentant ainsi d'anticiper le moment où le chemin de conduction rétrograde pourrait se trouver en dehors de sa période réfractaire et bloquer la détection de l'onde P rétrograde qui pourrait en résulter. L'inconvénient d'un tel dispositif est que, lorsque l'onde P rétrograde se produit au cours de la période réfractaire auriculaire, elle déclenche une période réfractaire auriculaire naturelle de 200 msec environ. Etant donné que le stimulateur en question ne peut détecter cette dépolarisation auriculaire, il est possible qu'il tente de stimuler l'oreillette dans la période réfractaire naturelle faisant suite à la dépolarisation auriculaire due à l'onde P rétrograde. Une telle stimulation sera sans effet et ne sera donc pas

conduite au ventricule. Le stimulateur stimulera ainsi le ventricule à la fin du retard auriculo-ventriculaire fixé à l'avance, et le chemin de conduction rétrograde peut éventuellement être en dehors de sa période réfractaire naturelle, permettant à une tachycardie transmise par le stimulateur de commencer.

Ce dernier stimulateur comporte également un moyen de détection d'une tachycardie en cours, transmise par le stimulateur, malgré la mesure de prévention décrite. Ce stimulateur se caractérise par une fréquence ventriculaire maximale suivant la technologie déjà mentionnée. Lorsqu'un nombre de cycles prédéterminé se produit avec stimulation à ladite fréquence maximale, le troisième stimulateur suppose que la relation presque égale à un sur un entre la détection auriculaire et la stimulation ventriculaire résulte d'une tachycardie rétrograde transmise par le stimulateur, et le stimulateur fournit une longue période réfractaire auriculaire unique pour interrompre cette tachycardie. Les inconvénients de ce procédé sont les suivants : 1°, lorsque la somme du temps de conduction rétrograde et du retard auriculo-ventriculaire dépasse une période correspondant à la fréquence de stimulation ventriculaire maximale programmée, une tachycardie rétrograde peut se produire et ne sera pas détectée. Cela inclut une gamme de fréquences allant d'environ 86 ppm jusqu'à la fréquence maximale programmée du stimulateur, que le médecin peut éventuellement souhaiter de programmer jusqu'à 160 ppm pour permettre la synchronisation auriculo-ventriculaire en cas d'effort physique. Comme dans le second stimulateur, le physicien est obligé de choisir un compromis entre une fréquence synchrone maximale voulue en cours d'effort physique et une fréquence de tachycardie rétrograde soupçonnée qu'il est difficile de prévoir à l'avance. En général, ces deux dispositifs selon la technique antérieure permettent à une tachycardie rétrograde de rester non détectée au-dessous de la fréquence de stimulation synchrone maximale. Un second inconvénient du dispositif de détection inclut dans le troisième stimulateur est que des fréquences auriculaires stables légèrement supérieures à la

fréquence maximale seront détectées comme étant des tachycardies rétrogrades, et que de longues périodes réfractaires auriculaires seront périodiquement introduites perturbant ainsi le rythme cardiaque. Un troisième inconvénient du stimulateur en question est que, lorsqu'une tachycardie rétrograde existe parce que le retard auriculo-ventriculaire est programmé à une valeur à laquelle une conduction rétrograde peut se produire même après stimulation auriculo-ventriculaire synchrone, une tachycardie rétrograde se produit, est peut être détectée et est arrêtée par le dispositif de détection décrit, puis se reproduit immédiatement lorsque les mêmes conditions existent.

C'est l'objectif de la présente invention de surmonter les inconvénients cités dans les stimulateurs selon la technique antérieure et de fournir un stimulateur auriculo-ventriculaire qui empêchera une tachycardie rétrograde de commencer lorsque c'est possible, qui détectera la présence d'une tachycardie rétrograde à n'importe qu'elle fréquence quelle que soit la valeur choisie de la fréquence de stimulation ventriculaire maximale, qui mettra fin à une tachycardie détectée avec modification temporaire des paramètres du stimulateur, et dans le cas où la tachycardie persiste du fait du choix des paramètres programmables du stimulateur, le stimulateur mettra fin à cette tachycardie et modifiera de manière permanente la valeur de ces paramètres dans une séquence logique pour empêcher la récurrence de la tachycardie.

La présente invention permet d'identifier certaines combinaisons d'événements cardiaques dans le cas où le chemin de conduction rétrograde pourrait se trouver en dehors de sa période réfractaire naturelle et être ainsi susceptible de commencer une tachycardie rétrograde, et fournit une longue période réfractaire auriculaire à la suite de la stimulation ventriculaire suivante, si bien qu'une onde P rétrograde ne sera pas détectée. Ces événements comprennent une contraction auriculaire prématurée, une contraction ventriculaire prématurée, le changement d'un mode dans lequel aucune détection n'était disponible dans au moins une des deux cavités

cardiaques, et un retard auriculo-ventriculaire prolongé au-delà de sa valeur fixée à l'avance lorsqu'il n'est pas démontré que la fréquence auriculaire se trouve au-dessus de la fréquence ventriculaire maximum. La période réfractaire auriculaire, dans la forme de réalisation préférée est de 450 msec environ après l'événement ventriculaire. Une contraction ventriculaire prématurée est identifiée lorsque le temps écoulé depuis l'événement auriculaire précédent est plus court ou plus long que des valeurs fixées à l'avance destinées à représenter les limites physiologiques.

Selon la présente invention, la période réfractaire auriculaire faisant suite à un événement ventriculaire est une période réfractaire relative en dehors de la période réfractaire absolue ventriculaire, relative en ce sens que la détection d'une contraction auriculaire au cours de cette période ne commencera pas un retard auriculo-ventriculaire, mais empêchera une stimulation auriculaire pendant une période dépassant la période réfractaire auriculaire naturelle normale. Cela empêche une stimulation auriculaire sans effet dans la période réfractaire auriculaire naturelle, suivie d'une stimulation ventriculaire avec les chemins de conduction rétrograde en dehors de leur période réfractaire naturelle et une tachycardie rétrograde résultante.

Le procédé de détection qui fait l'objet de la présente invention requiert que le temps de conduction rétrograde soupçonné reste constant, à l'intérieur de limites fixées à l'avance, sur un certain nombre de cycles. Dans une version de l'invention, cette exigence de stabilité est appliquée en présence de modulation et du retard auriculo-ventriculaire.

La modulation et les limites sont choisies de telle sorte qu'il soit extrêmement improbable qu'une fréquence auriculaire physiologique soit confondue avec une tachycardie rétrograde. Dans la forme de réalisation préférée de l'invention, il est prévu une longue période réfractaire auriculaire pour interrompre la tachycardie lorsque le procédé de détection décrit montre qu'elle est présente.

Si la tachycardie subsiste après que cette longue

période réfractaire auriculaire a été fournie, selon la forme de réalisation préférée de l'invention le stimulateur réduit le retard auriculo-ventriculaire et essaie à nouveau d'interrompre la tachycardie par une longue période réfractaire auriculaire. Si la tachycardie persiste sans interruption après cela, le retard auriculo-ventriculaire est rétabli à sa valeur antérieure et une longue période réfractaire auriculo-ventriculaire est fournie en permanence. L'ajustement des paramètres peut être progressif ou être effectué en un seul cycle. L'invention prévoit également des moyens pour compter les interruptions réussies des tachycardies transmises par le stimulateur.

L'invention sera bien comprise grâce à la description suivante en référence aux dessins dans lesquels :

La figure 1 est un schéma bloc d'un circuit mettant en oeuvre la présente invention dans sa forme de réalisation préférée.

La figure 2 illustre l'invention appliquée à un stimulateur cardiaque à deux cavités simples.

La figure 3 illustre le procédé de minutage de la période ventriculo-auriculaire après la période réfractaire absolue ventriculaire selon le procédé de l'invention.

La figure 4 illustre le procédé selon l'invention pour détecter une tachycardie rétrograde et prendre les mesures pour l'interrompre et les mesures pour empêcher sa récurrence.

La figure 5 illustre un procédé de minutage du retard auriculo-ventriculaire.

La figure 6 illustre le procédé qui à la fin de chaque cycle ventriculaire teste l'état d'un interrupteur à lame magnétique.

La figure 7 illustre le procédé qui détermine l'intervalle d'échappement sauf lorsque l'interrupteur à lame à fermé.

La figure 8 illustre l'application de l'invention au minutage de la période réfractaire absolue venticulaire.

Un stimulateur cardiaque selon l'invention comprend

comprend des moyens d'identification de l'existence d'au moins un évènement cardiaque ou d'une combinaison d'évènements cardiaques tels qu'une tachycardie persistante transmise par le stimulateur peut survenir ; ou/et des moyens pour détecter qu'une telle tachycardie est en cours ; ou/et des moyens pour identifier le moment où une telle tachycardie ainsi détectée résulte de paramètres du stimulateur et non d'évènement étranger à celui-ci ; et des moyens pour empêcher une tachycardie ou/et pour interrompre la tachycardie en cours ou/et pour modifier les paramètres du stimulateur en vue d'empêcher la récurrence la tachycardie.

Les combinaisons d'évènements cardiaques tels qu'une tachycardie transmise par le stimulateur pourrait commencer sont celles dans lesquelles le chemin de conduction rétrograde du ventricule à l'oreillette pourrait commencer en dehors de sa période réfractaire naturelle.

Le stimulateur comporte des moyens permettant de déceler que la dépolarisation ventriculaire n'est pas précédé par une dépolarisation auriculaire dans une limite de temps spécifiée. Cela est identifié comme signifiant qu'une tachycardie peut commencer.

Le stimulateur comporte des moyens permettant de déceler qu'une détection ventriculaire n'est pas précédée par une détection auriculaire dans un premier délai déterminé ; et/ou des moyens permettant de déceler qu'une dépolarisation ventriculaire est précédée par une dépolarisation auriculaire dans un second délai déterminé plus court qu'un délai de conduction auriculo-ventriculaire naturel, cela étant identifié comme signifiant qu'une tachycardie peut commencer lorsqu'il se produit une contraction ventriculaire spontanée.

Le stimulateur comporte des moyens permettant de déceler l'insuffisance d'informations au cours d'un cycle cardiaque permettant de déterminer si le chemin de conduction rétrograde peut se trouver en dehors de sa période naturelle lors de la dépolarisation ventriculaire amorçant ce cycle ventriculaire. Cela se produit au cours du fonc-

tionnement du stimulateur sans détection auriculaire et/ou ventriculaire dans le cycle précédent.

Le stimulateur selon l'invention est tel que lorsque au moins un évènement cardiaque signifiant qu'une tachycardie persistante transmise par le stimulateur est décelée, des moyens fournissent une période réfractaire auriculaire commençant avec l'évènement ventriculaire sensé amorcer cette conduction rétrograde et se terminant après un temps prédéterminé dépassant le temps de conduction rétrograde. Au cours de cette période réfractaire le stimulateur ne commence pas avec un retard auriculo-ventriculaire lors d'une détection auriculaire, évitant ainsi de déclencher une tachycardie transmise par le stimulateur.

Le stimulateur comporte des moyens créant un délai minimal dépassant la période réfractaire auriculaire naturelle entre une détection auriculaire survenant dans la période réfractaire auriculaire suivant des conditions identifiées comme pouvant déclencher une tachycardie transmise par le stimulateur et toute stimulation auriculaire ultérieure de telle manière que ladite stimulation intervienne en dehors de la période réfractaire auriculaire naturelle et que la stimulation ventriculaire suivante ne puisse se produire qu'avec le chemin de conduction rétrograde dans sa période réfractaire naturelle, ce qui a pour effet d'empêcher que commence une tachycardie rétrograde.

Le stimulateur comporte des moyens permettant de déceler que pour un nombre déterminé de cycles ventriculaires comportant chacun une stimulation ventriculaire suivie dans un délai spécifié d'une détection auriculaire, le délai entre la stimulation ventriculaire et la détection auriculaire reste constant dans des limites prédéterminées. Cela est interprété comme signifiant une possible tachycardie rétrograde.

Le stimulateur comporte des moyens permettant de déceler la probabilité plus grande de survenance d'une tachycardie rétrograde et des moyens pour créer des modifications induites par le stimulateur dans le retard auriculo-ventriculaire de certains cycles afin d'éliminer la détection d'une tachycardie rétrograde en présence d'une

fréquence auriculaire naturelle stable. Cela détermine précisément les conditions les plus probables d'une tachycardie rétrograde.

Le stimulateur comporte des moyens pour contrôler que le délai entre la stimulation ventriculaire et la détection auriculaire est constant dans des limites choisies pour autoriser une certaine variation du temps de conduction rétrograde avec la variation de la fréquence ventriculaire résultant de modifications induites par le stimulateur dans le retard auriculo-ventriculaire.

Le stimulateur comporte des moyens permettant de détecter qu'il n'y a sûrement pas de tachycardie rétrograde dans un cycle ventriculaire quelconque commençant par une détection ventriculaire et ne répondant pas aux conditions mentionnées précédemment ou encore ne comportant aucune détection auriculaire dans un délai spécifié après dépolarisation ventriculaire, ce délai dépassant le temps de conduction rétrograde probable.

Les moyens contrôlant le délai entre la stimulation ventriculaire et la détection auriculaire sont inactifs pour un nombre de cycles déterminé après que les moyens de prévention de tachycardie aient été mis en oeuvre, ce nombre devant permettre une stabilisation du temps de conduction rétrograde après une variation soudaine de la fréquence ventriculaire.

Les moyens pour interrompre une tachycardie persistante transmise par le stimulateur sont, de façon relative, mis en oeuvre moins fréquemment lorsque la tachycardie est détectée selon ses conditions les plus probables que selon ses conditions qui ne sont pas les plus probables.

Les moyens pour interrompre une tachycardie déjà détectée sont associés à des moyens pour modifier en permanence au moins un paramètre du stimulateur lorsqu'il est démontré qu'une tachycardie transmise par le stimulateur persiste sans interruption sauf celle autorisée à la suite de la mise en oeuvre des moyens pour essayer d'interrompre une tachycardie déjà détectée.

Le stimulateur comporte des moyens pour racourcir le retard de stimulation auriculo-ventriculaire, progressivement ou non, afin d'empêcher la récurrence de la tachycardie transmise par le stimulateur.

Le stimulateur cardiaque comporte des moyens permettant d'allonger la période réfractaire auriculaire qui commence au début du cycle ventriculaire, progressivement ou non, afin d'empêcher la détection de l'onde T rétrograde, en vue d'éviter la récurrence de la tachycardie rétrograde.

Le stimulateur cardiaque comporte des moyens permettant de passer à un mode de fonctionnement dans lesquels les moyens de détection auriculaire sont inactifs.

Le circuit représenté sur la figure 1 commande un stimulateur à deux cavités à l'aide d'un micro-ordinateur 1. Le stimulateur comporte un cathéter auriculaire 2 connecté à un moyen de détection 3 et à un moyen de stimulation 4, ainsi qu'un cathéter ventriculaire 5 connecté à un moyen de détection 6 et à un moyen de stimulation 7.

Le circuuit utilise la technique décrite dans la demande de brevet français n° 80 22117 de ELA MEDICAL pour réduire la puissance consommée par le micro-ordinateur et prolonger ainsi la durée des piles du stimulateur. Selon cette technique, il y a au moins deux moyens de minutage ou de synchronisation ; une horloge 8 de micro-ordinateur qui est réglée sur une fréquence relativement haute pour permettre au micro-ordinateur de réagir rapidement en traitant les évènements, et une horloge de minutage 9 qui fait progresser le compteur10 par intervalles de temps sur la commande du micro-ordinateur 1. Cela permet au micro-ordinateur de rester inactif avec son horloge 8 arrêtée pendant le minutage des intervalles lorsqu'il n'y a aucun

traitement d'événement à effectuer.

La forme de réalisation préférée de l'invention utilise également un micro-ordinateur à 8 bits avec des mémoires vive et morte internes, permettant la mise en mémoire modifiable et permanente de programmes. Ce micro-ordinateur communique avec le reste du circuit par l'intermédiaire d'un bus de données 11 et d'un bus de commande 12 qui chargent et/ou lisent les adaptateurs d'interface périphérique (PIA) 13, 14, 15, et 16.

Le circuit peut être subdivisé en quatre secteurs. Il y a premièrement un secteur d'interface de micro-ordinateur qui permet au micro-ordinateur de traiter les événements suivants : dépassement d'un intervalle fixé à l'avance dans le compteur 10, dépassement d'un cycle unique de l'horloge 9 de 12,5 msec, dépassement d'un cycle unique de l'horloge 17 de 25 msec, détection auriculaire en dehors de la période réfractaire auriculaire 18, et détection ventriculaire en dehors de la période d'effacement ventriculaire 19. Deuxièmement, il y a les moyens de stimulation et de détection susmentionnés 3, 4, 6 et 7.

Troisièmement, il y a un circuit de période réfractaire auriculaire se composant de multivibrateurs monostables 20, 21 et 22 et des circuits-portes correspondants. Quatrièmement, il y a un circuit de période d'effacement ventriculaire se composant d'un multivibrateur monostable 23 et des circuits-portes correspondants.

Ce circuit représente la complexité minimale nécessaire pour expliquer les enseignements de la présente invention à un homme du métier. L'omission de caractéristiques que l'on trouve d'ordinaire dans les stimulateurs cardiaques, telles que la télémesure à l'aide d'un programmateur externe par l'intermédiaire de moyens magnétiques où électromagnétiques, les moyens d'essai des piles, les moyens de décharge rapide des électrodes, etc... n'implique en aucune façon que l'application de cette invention se limite au stimulateur n'ayant que les caractéristiques décrites ou représentées ici.

L'emploi d'un micro-ordinateur à 8 bits constitue la

forme de réalisation préférée de l'invention, mais d'autres processeurs séquentiels ou parallèles pourraient être construits pour mettre en oeuvre les enseignements de l'invention. Par ailleurs, l'utilisation des circuits de minutage représentés est préférable, mais d'autres circuits de comptage pourraient être utilisés pour le minutage des périodes réfractaires et d'effacement à l'aide de l'horloge de 12,5 msec, ou bien ces intervalles pourraient être minutés dans le micro-ordinateur.

Ainsi qu'on l'a expliqué ci-dessus, dans ce circuit le micro-ordinateur 1 réagit à au moins 5 événements. Il y a un compteur 10 qui peut être réglé au préalable sur n'importe quel multiple entier, jusqu'à 255, de la période de l'horloge 9 de 12,5 msec, par le micro-ordinateur, par l'intermédiaire du PIA 14 et de la ligne 24 "PRESET CTR" (réglage préalable du compteur). Il s'agit d'un compteur régressif dont la sortie 25 prend un niveau bas lorsque le zéro est atteint. Le micro-ordinateur peut lire la valeur qui se trouve actuellement dans le compteur et qui correspond au temps qui reste, par l'intermédiaire du PIA 15. Lorsque le compteur 10 atteint le zéro, cela indique que le nombre fixé à l'avance de bords d'horloge de 12,5 msec s'est présenté depuis que le micro-ordinateur a effectué le réglage préalable du compteur. Ainsi, le micro-ordinateur utilise le compteur à intervalles de temps. Dans certains micro-ordinateurs que l'on trouve dans le commerce, le compteur peut être physiquement intégré au micro-ordinateur.

La bascule 26 est commandée par l'horloge 9 de 12,5 msec.

Le micro-ordinateur peut également mettre à 1 la ligne 27A "CLOCK WAKEUP" (Réveil d'horloge) par l'intermédiaire du PIA 13, ce qui permettra à la bascule 26 d'être mise à un par chaque, ou par un sur deux, des bords d'horloge positifs de 12,5 msec, suivant le choix du micro-ordinateur. Cette bascule est remise à 0 chaque fois que le micro-ordinateur lit le PIA 16, ainsi qu'on va l'expliquer.

La bascule 26 sera également mise sur sa valeur haute par un bord d'horloge de 12,5 msec lorsque ou bien la bascule 27 de détection auriculaire ou bien la bascule 28 de détec-

tion ventriculaire sera mise à 1. Le micro-ordinateur peut remettre à 0 indépendamment la bascule 27 ou 28 par l'intermédiaire du PIA 13 et de la ligne 29 "ATR SEN OFF" (détection ventriculaire coupée) ou la ligne 30 "VEN SEN OFF" (détection ventriculaire coupée). Les bascules 27 et 28 sont mises sur leur valeur haute en l'absence de remise à 0 des lignes 29 ou 30 par détection auriculaire en dehors de la période réfractaire auriculaire 18, ou bien par détection ventriculaire en dehors de la période d'effacement ventriculaire 19. Ainsi, une détection dans l'une ou l'autre des cavités cardiaques ne peut mettre à 1 la bascule 26 que sur le bord d'horloge de 12,5 msec positif suivant.

En résumé, la sortie 31 de la bascule 26 et la sortie 25 du compteur 10 ne peuvent prendre leur valeur basse qu'en synchronisme avec un bord d'horloge de 12,5 msec, et la bascule 26 peut être mise à 1 par le micro-ordinateur pour prendre une valeur basse soit sur un bord d'horloge de 12,5 msec, niveau haut de 25 msec et bord d'horloge de 12,5 msec, soit par une détection auriculaire ou ventriculaire au cours de la période d'horloge de 12,5 msec antérieure.

L'horloge 8 du micro-ordinateur ne tournera que lorsqu'au moins une des lignes 31 ou 25 est à son niveau bas, indiquant qu'un événement s'est produit, ou également lorsque la ligne 32 "HALT" (arrêt) est mise sur sa valeur basse par le micro-ordinateur par l'intermédiaire du PIA 13. Par l'intermédiaire du PIA 16, le micro-ordinateur peut lire l'état des bascules 27 et 28 et du compteur 10. Il y a lieu de noter que le circuit-porte 33 fera que le micro-ordinateur lira que seule la bascule 28 est mise à 1 lorsque les bascules 27 et 28 seront mises à 1 en même temps. Il en est ainsi pour que la détection ventriculaire soit toujours traitée la première par le micro-ordinateur, ainsi qu'on l'expliquera plus loin. Etant donné que le micro-ordinateur peut se souvenir à quel moment il a permis à l'horloge de 12,5 ou de 25 msec de mettre à 1 la bascule 26, il peut déterminer, en utilisant cette mémoire et le PIA 16 quels événements se sont produits au moment où il commence à fonctionner.

Le micro-ordinateur fonctionne de la façon suivante. Supposons qu'aucun événement ne s'est produit pendant un certain temps et que le micro-ordinateur a mis à 1 la ligne HALT 32, si bien que son horloge 8 est arrêtée. Un événement se produit et l'horloge 8 commence à tourner. Le micro-ordinateur commence à remettre à 0 la ligne HALT 32 puis examine le PIA 16 et sa mémoire pour voir s'il y a eu un réveil d'horloge et si un événement s'est produit. L'ordre de l'examen est fixé dans le logiciel et par le circuit-porte 33. Lorsqu'il est découvert un événement qui a mis en marche l'horloge, le micro-ordinateur exécute les opérations logiques nécessaires pour réagir à cet événement, comme fixé par son programme et par d'autre mémoire. A la fin du traitement, le micro-ordinateur remet à zéro la bascule qui correspond à l'événement et met à 1 la ligne HALT 32 dans l'attente de l'événement suivant. Les événements multiples à l'intérieur de la même période de 12,5 msec sont traités séquentiellement de la même manière.

La vitesse de l'horloge du micro-ordinateur est choisie à une fréquence relativement haute, généralement de 0,5 MHz, pour permettre à une combinaison quelconque d'événements se produisant à l'intérieur d'une période de 12,5 msec d'être traités dans les 12,5 msec du bord d'horloge de 12,5 msec. De la sorte, les événements qui se produisent à l'intérieur d'une période d'horloge de 12,5 msec donnée sont traités dans la période suivante, et la valeur du compteur, dans le cas où les événements sont traités par le micro-ordinateur, est inférieure de un, au moment où l'événement est effectivement traité par le micro-ordinateur, à ce qu'elle était au moment où l'événement s'est produit, à condition que l'horloge de 12,5 msec soit alors utilisée pour commander la bascule 26.

La période réfractaire auriculaire peut être divisée en 3 intervalles minutés par les monostables 20, 21 et 22, qui minutent respectivement la période absolue, la période relative et la période annulable.

La période réfractaire absolue est généralement de 125 msec, et au cours de cette période une détection auriculaire

n'a aucun effet sur le fonctionnement du stimulateur. Cette période peut être redéclenchée par une stimulation auriculaire 34 à n'importe quel moment, ce qui est nécessaire étant donné qu'une stimulation auriculaire saturera l'amplificateur 3 de détection auriculaire pendant la majeur partie de cette période réfractaire absolue. Cette période peut également être redéclenchée par une détection auriculaire pourvu que les 3 conditions suivantes soient remplies. Premièrement, la bascule 28 de détection ventriculaire ne doit pas être mise à 1. Si elle l'était, cela signifierait qu'une détection ventriculaire venait de se produire et n'avait pas encore été traitée par le micro-ordinateur. Une telle détection ventriculaire éventuelle s'est produite au cours des dernières 25 msec. Une détection auriculaire suivant d'aussi près une détection ventriculaire est supposée être une détection auriculaire de l'événement ventriculaire, aussi cette détection auriculaire n'est-elle pas autorisée à déclencher une période réfractaire auriculaire, étant donné qu'elle ne représente pas un événement d'origine auriculaire. Deuxièmement, la période réfractaire absolue auriculaire ne doit pas être en cours. Troisièmement, le micro-ordinateur ne doit pas avoir utilisé la ligne 29 pour couper la détection auriculaire, comme c'est la cas après qu'un événement ventriculaire a été traité. La période réfractaire auriculaire absolue prend fin 125 msec après son dernier redéclenchement. Il peut également être mis fin à la période réfractaire absolue dans un délai de 25 msec après son dernier redéclenchement si une détection ventriculaire se produit en dehors de la période d'effacement pendant ce temps, ainsi qu'on va l'expliquer.

La période réfractaire relative ne commence que lorsque la période réfractaire absolue prend fin, exceptée si la période réfractaire absolue prend fin dans un délai de 25 msec après son dernier redéclenchement lorsqu'une détection ventriculaire se produit pendant ce temps. La période réfractaire relative est minutée par le monostable 21 et prend fin ou bien lorsque la période réfractaire absolue 20 est redéclenchée, ou bien lorsque 125 msec se sont écoulées depuis le dernier déclenchement de la période réfractaire relative.

La période réfractaire annulable commence lorsque la période réfractaire absolue commence elle aussi, et prend fin 25 msec plus tard car elle est minutée par le monostable 22. Au cours de cette période, la période réfractaire auriculaire (qui doit impérativement être absolue au cours de cette période) est annulée si une détection ventriculaire se produit en dehors de la période d'effacement ventriculaire. Il en est ainsi car une détection ventriculaire dans les 25 msec d'une détection auriculaire indique que la détection auriculaire peut avoir concernée l'événement ventriculaire, se produisant probablement dans la partie supérieure du ventricule et étant donc d'abord détectée par le cathéter auriculaire 2. Il est inutile de commencer une période réfractaire auriculaire lors de cet événement ventriculaire, aussi le circuit annule-t-il la période réfractaire qui avait commencée.

Il y a lieu de noter qu'une détection auriculaire répétitive de période inférieure à 250 msec fera que la période réfractaire continuera à se redéclencher, et n'atteindra donc jamais le logiciel, car elle sera bloquée par les circuits portes 35 et 36. De la sorte, le stimulateur est rendu insensible à un "flutter" et à une tachycardie auriculaires aux fréquences supérieures à 240 impulsions par minute.

La période d'effacement ventriculaire commence quand le micro-ordinateur appelle une stimulation auriculaire sur la ligne 34. Elle prend fin au bout de 25 msec, minutée par le monostable 23. Elle empêche une détection ventriculaire d'atteindre le circuit d'interface du micro-ordinateur. Il en est ainsi parce que, dans un dispositif de stimulation unipolaire, une stimulation auriculaire utilise l'électrode indifférente à la détection ventriculaire (cas du stimulateur cardiaque) comme anode de stimulation. Ainsi, toute polarisation au niveau de l'anode est détectée par l'amplificateur 6 de détection ventriculaire. Le circuit d'effacement ventriculaire empêche cette fausse détection ventriculaire d'être transmise au logiciel.

La figure 2, illustre l'invention appliquée à

un stimulateur cardiaque à deux cavités simple. D'autres caractéristiques tels que la programmabilité et d'autres modes de fonctionnement pourraient être ajoutées à l'intérieur du cadre utilisé pour décrire la forme de réalisation préférée de l'invention étant donné qu'un processeur séquentiel tel que le micro-ordinateur 1 est optimal. Le procédé et l'appareil qui sont décrits pourraient être réalisés, selon les enseignements de la présente invention, dans des circuits logiques classiques, auquel cas le procédé décrit pourrait également être représenté par des schémas bloc équivalent de circuits spécialisés. Les avantages du micro-ordinateur sont exposés dans la demande de brevet Français N° 80 22117 de ELA MEDICAL citée plus haut.

Le stimulateur stimule le ventricule à la fin d'un retard auriculo-ventriculaire prédéterminé et en l'absence d'une détection ventriculaire pendant ce retard, puis stimule l'oreillette si un retard ventriculo-auriculaire correspondant est dépassé sans détection auriculaire. La somme des deux retards est appelée "intervalle d'échappement ventriculaire".

Sur la figure 2, le retard ventriculo-auriculaire est organisé dans l'organigramme PVAH (37) représenté sur la figure 3. La détection d'une tachycardie rétrograde est effectuée dans l'organigramme PRET (38) représenté sur la figure 4, qui est appelé à partir de PVAH et retourne à PVAH. L'achèvement de la période ventriculo-auriculaire sans détection ventriculaire mène à PDAV (39), la période auriculo-ventriculaire. La fin de cette période ou bien une détection ventriculaire au cours de PVAH (37) mène à un essai d'un interrupteur à lames magnétique PMAG (40). Si cet interrupteur est fermé par l'intermédiaire d'un aimant appliqué au stimulateur cardiaque, l'intervalle d'échappement est déterminé en PMAG et un nouveau cycle ventriculaire recommence en PVAH (37). Sinon, l'intervalle d'échappement est calculé en PMAX (41) représenté sur la figure 7. Ensuite, la période réfractaire ventriculaire absolue, qui fait partie

du retard ventriculo-auriculaire, est minutée en PREF (42) représenté sur la figure 8, après quoi le programme retourne à PVAH (37).

La figure 3 illustre le procédé après la période réfractaire absolue ventriculaire, selon le procédé qui fait l'objet de la présente invention. A l'entrée de PVAH (37) la mémoire EV contient le temps écoulé jusqu'à la fin de la période ventriculo-auriculaire si aucune détection ne se produit. Le compteur 10 est chargé de façon à atteindre 0 et à mettre en marche l'horloge du micro-ordinateur à ce moment là. Le micro-ordinateur commence par mettre à 1 la ligne HALT (32) pour arrêter son horloge (8), puis attendre une détection ventriculaire, une détection auriculaire, ou un dépassement de l'intervalle ventriculo-auriculaire par le compteur (10).

Lorsque l'horloge (8) commence à tourner, le micro-ordinateur (1) détermine, comme cela a été décrit dans l'exposé de la figure 1, quel événement a provoqué la mise en marche de l'horloge (8), et suit le chemin approprié de l'organigramme.

Dans le cas d'une détection ventriculaire, il peut s'agir soit d'une contraction ventriculaire spontanée, soit d'une réponse conduite à une contraction auriculaire. En (43), le temps écoulé depuis le début du cycle ventriculaire jusqu'à cette détection ventriculaire est mis en mémoire dans la mémoire EV. Si aucune détection auriculaire ne s'est déjà produite dans ce cycle ventriculaire (44), il s'agit d'une contraction ventriculaire spontanée qui sera traitée en (45). S'il y a eu précédemment une détection auriculaire dans ce cycle ventriculaire mais si elle s'est produite plus tôt qu'un intervalle auriculo-ventriculaire prédéterminé PD avant la détection ventriculaire (46), on suppose qu'il s'agit d'une contraction ventriculaire spontanée, laquelle sera également traitée en (45). Si (47) l'intervalle écoulé entre une détection auriculaire précédente et la détection ventriculaire est plus court qu'un intervalle prédéterminé (généralement 37,5 ms), la détection auriculaire était

probablement due à l'événement ventriculaire, notamment si cet événement a eu lieu dans la partie supérieure du ventricule du côté de l'oreillette. Cela est également supposé être une contraction ventriculaire spontanée, qui sera traitée en (45).

Maintenant, si une contraction ventriculaire spontanée se produit, le chemin de conduction naturel du ventricule à l'oreillette se trouve probablement en dehors de sa période réfractaire naturelle et est donc susceptible d'une conduction rétrograde conduisant à une tachycardie rétrograde. Ainsi, en (45), lorsque cette condition est identifiée, il est demandé qu'une longue période réfractaire auriculaire, déclenchée par le ventricule, soit établie pour le cycle suivant en PREF, par l'intermédiaire d'une mémoire FR. Cela empêchera une détection de l'onde P rétrograde dans l'oreillette et empêchera le commencement d'une tachycardie rétrograde.

Si, en revanche, (48), une détection ventriculaire qui n'est pas spontanée d'après les tests (44), (46) et (47) se produit, toute demande antérieure FR pour une période réfractaire longue dans le cycle suivant est annulée. Dans l'un et l'autre cas (45) ou (48), la détection est coupée pour commencer une période réfractaire absolue ventriculaire, et un nouveau cycle ventriculaire commence en PMAG sur la figure 6.

Si, au lieu d'une détection ventriculaire, il se produit une détection auriculaire (49), le temps écoulé jusqu'à la détection depuis le commencement du cycle ventriculaire est mis en mémoire dans la mémoire SA.

Si cette détection auriculaire se produit à l'intérieur d'une période réfractaire auriculaire prédéterminée commençant au début du cycle ventriculaire AR (50), elle ne doit absolument pas avoir d'effet sur le minutage ventriculaire, excepté dans le cas où une stimulation auriculaire est programmée dans les 250 msec de la détection auriculaire. Il en est ainsi parce que cette détection auriculaire déclenchera une période réfractaire auriculaire naturelle, au cours de laquelle la stimulation auriculaire sera sans effet. Cette

stimulation auriculaire ne sera pas conduite vers les ventricules, et ainsi une stimulation ventriculaire faisant suite à la stimulation auriculaire avec le retard auriculo-ventriculaire prédéterminé trouvera les chemins de conduction ventriculo-auriculaire en dehors de leur période réfractaire naturelle, et sera donc susceptible d'une conduction rétrograde et éventuellement d'une tachycardie rétrograde. Pour empêcher cela, (51) vérifie si une stimulation auriculaire est programmée dans les 250 msec d'une détection auriculaire dans la période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule. Si oui, (52) retarde cette stimulation auriculaire programmée 250 msec après cette détection auriculaire, et le nouveau temps de dépassement programmé est mis en réserve dans la mémoire EV. Le programme retourne à PVAH (37) pour attendre une détection ventriculaire, une autre détection auriculaire ou un dépassement ventriculo-auriculaire. Ainsi, une détection auriculaire dans la période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule n'a qu'un seul effet sur le minutage du stimulateur, à savoir de retarder une stimulation auriculaire éventuelle (et donc la stimulation ventriculaire qui suit) d'un minimum de 250 msec après la détection auriculaire.

Maintenant, si la détection auriculaire se trouve en dehors de la période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule, la mémoire de détection auriculaire FS est mise à 1 (53), si bien que l'oreillette ne sera pas stimulée en PDAV (figure 5) au début du retard auriculo-ventriculaire. PRET (38, figure 4) vérifie alors s'il y a tachycardie rétrograde, ainsi que cela sera expliqué.

Maintenant si cette détection auriculaire se produit assez tôt dans le cycle ventriculaire pour qu'à la suite de cette détection auriculaire la stimulation ventriculaire avec le retard auriculo-ventriculaire prédéterminé PD dépasse la fréquence de stimulation ventriculaire maximale prédéterminée, la détection auriculaire est considérée comme prématurée. La mémoire NP compte les cycles ventriculaires libres de telles prématurités auriculaires, et augmente ce compte de un. Une prématurité est considérée comme isolée si

les deux cycles ventriculaires précédants n'en comportaient pas, c'est-à-dire si NP=3. Lorsque les tests (54) et (55) constatent une prématurité isolée, une longue période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventriculaire est demandée (56). Il en est ainsi parce que le cycle ventriculaire prendra fin (en l'absence de conduction auriculo-ventriculaire), avec une stimulation ventriculaire avec un retard plus grand que le retard auriculo-ventriculaire prédéterminé faisant suite à la détection auriculaire prématurée. Le chemin de conduction rétrograde dans le coeur peut se trouver en dehors de sa période réfractaire naturelle et être donc susceptible d'une conduction rétrograde et éventuellement de déclencher une tachycardie rétrograde. La longue période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule qui est demandée pour le cycle ventriculaire suivant empêchera une onde P rétrograde faisant éventuellement suite à cette stimulation ventriculaire isolée d'être détectée dans l'oreillette, et empêchera ainsi le déclenchement d'une tachycardie rétrograde.

Supposons maintenant (57) que la détection auriculaire prématurée n'était pas isolée. Dans ce cas, il y a une fréquence auriculaire persistante au-dessus de la fréquence de stimulation ventriculaire maximale. Le stimulateur stimule alors à la fréquence ventriculaire maximale à chaque cycle, avec un retard de plus en plus long entre la détection auriculaire et la stimulation ventriculaire étant donné que l'oreillette bat plus vite que le stimulateur ne peut stimuler le ventricule. Après un ou plusieurs cycles à la fréquence de stimulation ventriculaire maximale, un battement auriculaire tombera dans la période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule, et le stimulateur stimulera l'oreillette et le ventricule à son intervalle d'échappement. Ce mode est appelé "mode Wenckebach" étant donné qu'il ressemble à certain côté au bloc cardiaque naturel de Wenckebach.

Maintenant, si l'essai (54) a montré que la détection auriculaire n'était pas prématurée, en (58) le retard auriculo-ventriculaire peut commencer immédiatement en PDAV

(figure 5). Toute demande antérieure pour une longue période réfractaire auriculaire dans le cycle ventriculaire suivant est annulée étant donné que la synchronisation auriculo-ventriculaire se produira en PDAV sans risque de conduction rétrograde. La détection auriculaire est coupée étant donné qu'elle n'est pas utilisée pour influencer le fonctionnement du stimulateur pendant le retard auriculo-ventriculaire.

Maintenant, dans le cas où aucune détection ne se produit dans la période ventriculo-auriculaire et où le compteur (10) atteint le zéro, il est nécessaire de stimuler l'oreillette et ensuite le ventricule en PDAV (figure 5). Ce besoin de stimulation auriculaire indique qu'il n'y a pas de tachycardie rétrograde en cours, aussi le programme appelle-t-il PRET (38) avant de passer à PDAV pour mettre fin à toute recherche de tachycardie rétrograde qui peut être en cours dans PRET.

La figure 4 est explique le procédé de la présente invention permettant de détecter une tachycardie rétrograde, de prendre des mesures pour l'interrompre, et de prendre des mesures pour empêcher sa récurrence.

Un certain nombre de mémoires sont utilisées dans ce procédé. Ce sont.

MP qui indique le type de recherche de tachycardie rétrograde voulu (programmable)
- = 0 indique une recherche avec modulation du retard AV (auriculo-ventriculaire)
- = 1 indique une recherche sans modulation du retard AV
- = 2 indique l'absence de recherche

MR qui indique si le stimulateur a détecté une tachycardie rétrograde
- = 0 indique qu'il a été démontré qu'il n'y avait pas de tachycardie
- = 1 indique qu'une tachycardie peut exister mais que des mesures ne doivent pas encore être prises pour essayer de l'interrompre
- = 2 indique qu'une tachycardie peut exister lorsque

MP=1 ou existe effectivement lorsque MP=0, et que des moyens peuvent maintenant être utilisés pour l'interrompre

M3 qui indique qu'il existe une situation telle que le temps de condition rétrograde ne peut être mesuré.

RR qui sert à mettre en réserve le temps de conduction rétrograde

RP qui sert à compter des incidences soupçonnées consécutives de conduction rétrograde, ou parfois, lorsque M3 est mis à 1, à compter les cycles jusqu'à ce que le temps de conduction rétrograde puisse à nouveau être mesuré

X qui indique que la modulation du retard AV est en cours d'utilisation pour détecter une tachycardie rétrograde.

Les systèmes de détection qui sont décrits dans la présente invention utilisent les critères suivants pour identifier si une tachycardie rétrograde est en cours :

Si (59) le temps écoulé depuis le début d'un cycle ventriculaire jusqu'à la détection auriculaire dépasse 450 msec (36 cycles de l'horloge de 12,5 msec), il n'y a sûrement pas de tachycardie rétrograde. Il y a lieu de noter que (60 et 38 sur la figure 3) rendent la condition (59) vérifiée lorsqu'aucune détection auriculaire ne se produit au cours d'un cycle ventriculaire.

Si (61) il y a un battement ventriculaire conduit si bien que le cycle en cours comportait une détection auriculaire non précédée par une stimulation ventriculaire, il n'y a sûrement pas de tachycardie rétrograde. Il y a lieu de noter que (62, figure 8) met à 1 la mémoire M3 après que toute contraction ventriculaire prématurée a provoqué une demande de période réfractaire longue en (45, figure 3), si bien que (63, figure 4) assure que, lorsque (61) est vérifié, cela est dû à un battement ventriculaire conduit et non à une contraction ventriculaire prématurée.

Si les deux conditions (59) et (61) ne sont pas vérifiées et si le temps écoulé entre la stimulation ventriculaire et la détection auriculaire, appelé ci-après "temps

de conduction rétrograde soupçonnée", et abrégé VP', est constante dans des limites prédéterminées pour un nombre prédéterminé de cycle ventriculaire consécutif, il peut y avoir une tachycardie rétrograde.

Si les conditions du paragraphe précédent sont remplies en présence de modulation du retard auriculo-ventriculaire, comme décrit ci-dessous, on suppose, selon l'invention, qu'il y a sûrement une tachycardie rétrograde.

Selon la présente invention il y a deux modes de recherche pour une tachycardie rétrograde, qui peuvent être choisis par le médecin par programmation "non envahissante".

Lorsqu'une recherche sans modulation du retard AV est programmée (MP=1), comme expliqué ci-dessus, l'invention peut détecter quand une tachycardie rétrograde n'est certainement pas présente et quand une tachycardie rétrograde peut être présente. Lorsque c'est une recherche avec modulation qui est programmée (MP=0), l'invention permet de détecter quand il n'y a sûrement pas de tachycardie rétrograde, quand il peut y en avoir, et quand il y en a sûrement.

Lorsqu'une tachycardie peut être présente, il est souhaitable d'essayer de l'interrompre rapidement après qu'elle a été détectée. Etant donné qu'il n'est pas certain qu'elle soit réellement présente, il ne faut avoir accord qu'à des modifications temporaires des paramètres du stimulateur pour essayer de l'interrompre. Si après la tentative d'interruption le dispositif de l'invention détecte qu'il peut encore y avoir une tachycardie, il est souhaitable d'essayer d'interrompre la tachycardie moins fréquemment de manière à éviter de perturber indûment ce qui est peut être un rythme naturel.

Lorsqu'il y a certainement tachycardie, il est souhaitable d'essayer de l'interrompre rapidement après qu'elle a été détectée. Si elle subsiste après cette tentative d'interruption, il faut avoir recours à d'autres moyens pour essayer de l'interrompre, y compris à des modifications éventuellement permanentes des paramètres programmés, le cas échéant. Tant que la tachycardie est certainement présente, il reste souhaitable d'appliquer rapidement des moyens

d'interruption.

Ainsi, l'invention assure au moins deux intervalles d'attente entre tentatives d'interruption d'une tachycardie rétrograde. Il y a un intervalle cours, qui est ici de 10 cycles ventriculaires que l'on utilise lorsque l'interruption de la tachycardie n'a pas encore été tentée, ou bien lorsque la modulation montre qu'il y a sûrement tachycardie. Il y a aussi un intervalle long, qui est ici de 100 cycles ventriculaires, et que l'on utilise lorsqu'il y a peut être tachycardie après une tentative d'interruption de celle-ci.

Ainsi, l'invention procure en outre au moins trois moyens pour tenter d'interrompre une tachycardie. Les moyens utilisés sont commandés par la mémoire MR, comme expliqué ci-dessus.

Le premier moyen (65) consiste en une longue période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule (elle est ici de 450 msec). Si une tachycardie rétrograde est en cours, l'onde P rétrograde tombera dans cette période réfractaire et ne sera donc pas détectée dans l'oreillette. Le stimulateur n'amorçera pas un retard auriculo-ventriculaire lors de cet événement, et ainsi la tachycardie sera interrompue. Etant donné que ce premier moyen ne consiste qu'en une modification temporaire des paramètres du stimulateur, c'est le seul moyen que l'on utilise lorsqu'on n'est pas certain qu'il y a tachycardie. C'est également le premier des trois moyens que l'on utilise lorsqu'on est certain qu'il y a tachycardie.

Le second moyen (66) consiste à réduire le retard auriculo-ventriculaire à 100 msec et à fournir la période réfractaire longue comme dans le premier moyen. Cela aura pour effet d'interrompre la tachycardie rétrograde chez certain patient où il y a un bloc antérograde et la somme du temps de conduction rétrograde jusqu'à l'emplacement de ce bloc et du retard AV a dépassé le temps réfractaire naturel au-dessus de l'emplacement du bloc. Cela se produira généralement lorsque de longs retards AV de 200 msec par exemple, sont programmés par inadvertance. On utilise le second moyen que lorsque le premier moyen a été utilisé seul et qu'on est

certain que la tachycardie subsiste après cela, et lorsque le retard AV programmé est supérieur à 100 msec (67).

Le troisième moyen (68) consiste à modifier de manière permanente à 450 msec la période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule, pour empêcher la détection de toute onde P rétrograde dans les tachycardies qui existent à coup sûr après que les premier et second moyens ci-dessus ont été employés.

Lorsqu'on utilise l'un des premiers moyens ou bien lorsqu'il se produit une contraction ventriculaire prématurée, VP' peut être perturbé sur plusieurs cycles ventriculaires, et n'être donc pas utilisable pour décider s'il y a tachycardie. Ainsi, en PREF (42, figure 8), l'élément (62) met à 1 la mémoire M3 chaque fois qu'une longue période réfractaire est demandée, que ce soit ou par une contraction ventriculaire prématurée (PVC), par un moyen d'interruption de la tachycardie, ou par un autre événement. Ensuite, pour un nombre de cycle fixé à l'avance, ici égal à 3, (69, 70), comptés (71) en RP, jusqu'à ce que M3 soit remise à zéro (72), aucune tentative n'est faite (63) pour détecter une tachycardie rétrograde.

Pour que le second et le troisième moyen soit utilisé, il faut être sûr qu'il y a tachycardie rétrograde, et donc qu'une modulation du retard AV doit être utilisée (MP=0) comme déjà indiqué. Le principe de cette méthode de détection est de soustraire une quantité fixe du retard auriculo-ventriculaire programmé dans un cycle ventriculaire sur deux ou bien d'ajouter cette quantité lorsque le retard programmé est trop court pour qu'elle lui soit soustraite, et de montrer que VP' est relativement constant malgré cette modulation. S'il y avait un rythme ventriculaire naturel au lieu d'une tachycardie rétrograde, la modulation du retard AV modifierait le retard VP' étant donné que le temps qui s'écoule entre ondes P est un intervalle naturel du coeur. En conduction rétrograde, VP' est relativement insensible au retard P'V.

La modulation est assurée lorsque la mémoire X est mise à 1. Il y a lieu de noter que cela peut être utilisé pour

modifier la tolérance autorisée pour VP' (71, 72), étant donné que l'on pourrait s'attendre à ce qu'une variation de VP' soit légèrement plus grande avec modulation que sans modulation. Le retard AV est modifié en PDAV (39, figure 5) lorsque (73) X=1, en soustrayant (74) 62,5 ms du retard AV programmé sur un sur deux des cycles ventriculaires (75). Lorsque (76) le retard AV ne permet pas de raccourcissement, 62,5 msec sont ajoutées (77). Sinon (78), c'est le retard AV programmé qui est utilisé. La quantité ajoutée au retard AV est choisie de telle sorte qu'une fréquence auriculaire constante ne pourrait satisfaire (71, 72) en présence d'une modulation.

Il sera utile de revoir le fonctionnement de PRET (39) avec et sans modulation programmée.

Le cycle commence lorsqu'il est certain qu'il n'y a pas de tachycardie parce que l'une ou l'autre des conditions (59) ou (61) est vérifiée, et MR est remise à zéro (79).

Lorsque la première onde P arrive, si bien que les deux conditions (59) et (61) ne sont pas vérifiées, VP' est mis en mémoire dans RR (80) et le compteur des ondes P rétrogrades soupçonné RP est remis à zéro. Maintenant, un tel cycle éventuel avec VP' plus différent que RR que les tolérances en (71, 72) sera traité comme la première onde P. Chaque onde P ultérieure à l'intérieur de ces limites sera comptée (81) jusqu'à ce que RP atteigne une limite de temps d'attente fixée à l'avance (82).

Dans l'exemple où une modulation n'est pas programmée (83), on a constaté ce qui pouvait être une tachycardie rétrogade, aussi la mémoire MR est-elle mise (84) à 2 pour indiquer que le premier moyen d'interruption de tachycardie (65) doit être utilisé. Par ailleurs, (84A), si cette situation persiste, ledit premier moyen d'interruption ne sera utilisé que tous les 100 cycles pour éviter de perturber ce qui est peut-être un rythme auriculaire naturel. Le premier moyen d'interruption (65) est essayé comme ci-dessus. Après que la détection est à nouveau permise, le premier moyen d'interruption sera essayé tous les 100 cycles tant que les limites (71, 72) seront respectés, et sera encore essayé

10 cycles après le premier VP' en dehors de (71, 72), pourvu que ces 10 cycles respectent tous les nouvelles limites (71, 72). En somme, lorsque la modulation n'est pas programmée, une modification temporaire des paramètres du stimulateur est autorisée pour interrompre rapidement la tachycardie après sa détection, et moins rapidement après la première tentative d'interruption.

Dans le cas où 10 VP' relativement constants ont été découverts et la modulation est programmée (83), la modulation est activée (86, 87) pour 10 cycles (88). Si ces 10 cycles tombent tous à l'intérieur des limites élargies (71, 72), en (89) on est sûr qu'il y a tachycardie rétrograde. Le premier moyen d'interruption (65) est essayé comme expliqué ci-dessus. Le processus est répété pour le second et le troisième moyen d'interruption à condition que les limites (71, 72) soient toujours respectées. 10 cycles sont requis sans modulation et avec VP relativement constant, puis 10 cycles sont requis avec modulation et VP relativement constant. La modulation est coupée (89A) après que chaque moyen d'interruption a été essayé.

L'invention suppose qu'il est extrêmement improbable de rencontrer un rythme auriculaire naturel qui démontre une stabilité relative sur 10 cycles puis varie en synchronisme avec la modulation du retard AV pour 10 autres cycles.

Il y a lieu de noter que, juste avant que la modulation commence (87), la valeur actuelle de VP' est mise en mémoire dans RR pour servir de base aux comparaisons (71, 72) en cours de modulation. Si VP' se trouve en dehors de ces limites à un moment quelconque (90) sauf au cours du premier cycle après que les moyens d'interruption ont été employés ou après qu'on a su qu'il n'y avait pas de tachycardie, en (91) MR est remise à 1 pour indiquer que, bien qu'il puisse y avoir tachycardie, il n'est pas encore temps d'essayer un moyen d'interruption quelconque. La minuterie d'attente RP est remise à zéro (92), si bien qu'une nouvelle recherche complète est requise pour démontrer qu'il y a tachycardie, chaque fois qu'une recherche se termine soit par la fin d'une période d'attente (82) soit par une modification de l'état de

laire, se produisant probablement dans la partie supérieure du ventricule la plus proche de l'oreillette. Ainsi, la détection ventriculaire est identifiée comme étant une contraction ventriculaire prématurée, avec des chemins de conduction situés hors de leur période réfractaire naturelle et donc susceptibles de conduction rétrograde. Le programme met à 1 (106) la mémoire FR pour demander une longue période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule dans le cycle ventriculaire suivant, pour que toute onde P rétrograde ne soit pas détectée par le stimulateur.

Dans le cas d'un dépassement du compteur (97), cela signifie que l'intervalle AV prédéterminé s'est écoulé sans détection ventriculaire, et donc il est nécessaire de stimuler le ventricule. La mémoire FV est mise à un pour être testée en (61) (Figure 4).

Lorsque la fin de la période AV est atteinte par détection au stimulation ventriculaire, la détection ventriculaire est coupée (107) pour commencer la période réfractaire absolue ventriculaire.

La figure 6 illustre le procédé PMAG 40 qui à la fin de chaque cycle ventriculaire teste l'état d'un interrupteur à lames magnétique est testé. Cet interrupteur lorsqu'il est fermé, indique qu'un aimant a été placé au-dessus du stimulateur pour induire le stimulateur à fonctionner à une fréquence fixe, sans détection auriculaire ou ventriculaire, pour qu'un médecin puisse vérifier son fonctionnement.

Lorsque l'interrupteur à lames est fermé (108) en (109) la mémoire FM est mise à 1, le drapeau FS de détection auriculaire est remis à zéro, si bien qu'une stimulation auriculaire (100) se produira en PDAV (figure 5), l'intervalle d'échappement est obtenu d'une autre mémoire A4, et le programme commence directement en PVAH (figure 3), si bien que les détections auriculaire et ventriculaire ne sont jamais activées. L'intervalle d'échappement auriculaire a été chargé dans le compteur et sera dépassé (60) en PVAH. L'oreillette (100) et le ventricule (97) seront stimulés en PDAV (39 sur la figure 5).

MR (59 ou 61 ou 71 ou 72).

Si la condition (59) ou (61) est satisfaite dans le premier cycle (RP = 0) après M3 = 0 après tentative d'interruption (94), en (95) le stimulateur peut compter dans une mémoire les interruptions réussies de tachycardie rétrograde.

La figure 5 illustre le procédé de minutage du retard auriculo-ventriculaire, appelé PDAV (39). Cette partie du programme est atteinte après une détection auriculaire ou un dépassement de compteur en PVAH (37).

Ce sous-programme commence (96) par la coupure de la détection auriculaire, étant donné que le stimulateur cardiaque ne réagit pas à une détection auriculaire au cours du retard auriculo-ventriculaire. L'indicateur de stimulation ventriculaire qui est utilisé en (61), (figure 4) comme condition préalable à la conduction rétrograde est remis à zéro à ce moment là, pour être mis à 1 uniquement dans le cas d'une stimulation ventriculaire à la fin du retard AV (97).

Ensuite, le retard AV est choisi et est chargé dans le compteur (73-78) comme déjà décrit, et la mémoire EV est mise à jour de façon à contenir le temps écoulé depuis le début du cycle ventriculaire jusqu'à la fin du retard AV dans le cas d'un dépassement du compteur (98).

Si (99) aucune détection auriculaire n'a eu lieu en PVAH (37), le drapeau PS de détection auriculaire sera à zéro et le stimulateur stimulera l'oreillette (100). Puis, le retard auriculo-ventriculaire (101) commencera. Cela pourra se terminer par une détection ventriculaire ou par un dépassement du compteur. Dans le cas d'une détection ventriculaire, le temps écoulé depuis le début du cycle ventriculaire est calculé (103). Dans le cas où la détection ventriculaire était précédée par une détection auriculaire (104) au temps SA mis en mémoire en 49 dans un délai prédéterminé (105), qui est ici de deux à trois cycles d'horloge de 12,5 msec, le programme suppose que la détection auriculaire n'a pas pu être conduite aussi rapidement jusqu'aux ventricules, et qu'il doit y avoir une détection d'un événement ventricu-

Maintenant, lorsqu'on constate d'abord que l'interrupteur à lames est ouvert à la fin d'un cycle ventriculaire, signalé (110) par FM = 1, FM est remis à zéro (111) et FR est mis à 1 pour demander une période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule, de 450 msec, dans le cycle ventriculaire suivant. Il en est ainsi parce que au cours du cycle précédent il n'y a pas eu de détection auriculaire ou ventriculaire, aussi l'état de la période réfractaire naturelle du chemin de conduction rétrograde est-il inconnu lors de la stimulation ventriculaire qui commence ce cycle. Il est possible qu'une conduction rétrograde se produise et amorce une tachycardie rétrograde. La longue période réfractaire empêche cette tachycardie de commencer, ainsi qu'on l'a déjà expliqué.

Bien que cela ne soit pas représenté sur les figures, il est de même prévu selon cette invention qu'une telle longue période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule est nécessaire dans n'importe quel cycle après que la détection auriculaire ou ventriculaire n'a pas été disponible, si bien que l'état du chemin de conduction rétrograde est inconnu. Cela inclut mais ne se limite pas à un changement du mode programmé à partir d'un mode dans lequel la détection n'est pas utilisée, la fin d'un mode non programmé temporaire dans lequel la détection n'est pas disponible, etc...

La figure 7 décrit le procédé PMAX 41 qui détermine l'intervalle d'échappement sauf lorsque l'interrupteur à lames est fermé comme décrit ci-dessus.

Au départ de PMAX (112), les intervalles d'échappement auriculaire et ventriculaire sont fixés, et la mémoire FS de détection auriculaire est remise à zéro, pour être mise à 1 (53) lors d'une détection auriculaire en dehors de la période réfractaire auriculaire dans le cycle suivant.

Il y a lieu de noter que si (113) un bref retard AV a été appelé dans le cycle précédent (74), il est nécessaire (114) de prolonger l'intervalle d'échappement de la quantité dont le retard AV a été raccourci dans le dernier cycle, pour que les deux cycles aient une longueur totale de deux inter-

valles d'échappement ventriculaire. De la sorte, la modulation du retard AV est effectuée sans modification de la fréquence ventriculaire moyenne. Cela devrait procurer certains avantages hémodynamiques et réduire également la variation de VP' avec modulation. La mémoire FI est mise à 1 (74) pour indiquer un bref retard AV, elle est testée en (113) et remise à zéro (114) pour être utilisée dans le cycle suivant.

La période minimale CN est calculée en PMAX (115) pour être utilisée pour déterminer quand une détection auriculaire est prématurée (54 sur la figure 3).

La figure 8 illustre l'application de l'invention au minutage de la période réfractaire absolue ventriculaire, appelée PREF (42).

Le sous-programme commence par incrémenter (116) la mémoire NP jusqu'à (117) une valeur de 3, à chaque cycle ventriculaire. NP est égal à 1 plus le nombre de cycles sans détection auriculaire prématurée, elle est testée (55) dans PVAH pour voir quand une prématurité est isolée, et elle est remise à zéro (57) dans PVAH lorsqu'une prématurité se produit.

Maintenant, lorsque (118) une longue période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule a été demandée pour ce cycle ailleurs dans le programme dans le cycle précédent par mise à 1 de la mémoire FR ou FQ, en (62) une période réfractaire auriculaire de 450 msec est fournie à l'aide de la mémoire AR qui est testée (50) dans PVAH (figure 3) pour déterminer si une détection auriculaire tombe dans la période réfractaire. Lorsqu'une longue période réfractaire est utilisée, le programme remet à zéro FR et FQ pour qu'elles soient utilisées dans le cycle suivant. Il déclenche également une période de 3 cycles (62, 69, 70, 72) dans le cas où une tachycardie rétrograde n'est pas recherchée dans PRET (39), comme expliqué dans la description de la figure 4.

Si en revanche une longue réfractaire n'est pas requise dans ce cycle, en (119) la période réfractaire auriculaire déclenchée par le ventricule, prédéterminée ou programmée, PR est utilisé.

Après que la période réfractaire auriculaire a été choisie, en (120) la période réfractaire absolue ventriculaire PA est chargée dans le compteur, et le micro-ordinateur attend (121) la fin de cette période. Ensuite, l'intervalle d'échappement auriculaire est chargé (122) dans le compteur, et le temps de dépassement programmé du compteur est mis en réserve dans EV. Le programme passe au retard ventriculo-auriculaire dans PVAH (figure 3).

REVENDICATIONS

1/ Stimulateur cardiaque ariculo-ventriculaire caractérisé par le fait qu'il comprend des moyens (1, 37) d'identification de l'existence d'au moins un évènement cardiaque ou d'une combinaison d'évènements cardiaques tels qu'une tachycardie persistante transmise par le stimulateur peut survenir ; ou/et des moyens (1, 38) pour détecter qu'une telle tachycardie est en cours ; et/ou des moyens (1, 67) pour identifier le moment où une telle tachycardie ainsi détectée résulte de paramètres du stimulateur et non d'évènements étrangers au stimulateur ; et des moyens (1, 45, 65, 66, 68) pour empêcher une tachycardie ou/et pour interrompre la tachycardie en cours ou/et pour modifier les paramètres du stimulateur en vue d'empêcher la récurrence de la tachycardie.

2/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 44, 46, 47) permettant de déceler que la dépolarisation ventriculaire n'est pas précédée par une dépolarisation auriculaire dans une limite de temps spécifiée, cela étant identifié comme signifiant qu'une tachycardie peut commencer.

3/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 44, 46) permettant de déceler qu'une détection ventriculaire n'est pas précédée par une détection auriculaire dans un premier délai déterminé ; et/ou des moyens (1, 47) permettant de déceler qu'une dépolarisation ventriculaire est précédée par une dépolarisation auriculaire dans un second délai déterminé plus court qu'un temps de conduction auriculo-ventriculaire naturel, cela étant identifié comme signifiant qu'une tachycardie peut commencer lorsqu'il se produit une contraction ventriculaire spontanée.

4/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 38) permettant de déceler l'insuffisance d'information au cours d'un cycle cardiaque permettant de déterminer si le chemin de conduction rétrograde peut se trouver en dehors de sa période naturelle lors de la dépolarisation ventriculaire amorçant ce cycle ventriculaire, cet évènement étant interprêté comme signifiant qu'une tachycardie peut commencer.

5/Stimulateur cardiaque selon la revendication 1, dans lequel lorsque au moins un évènement cardiaque signifiant qu'une tachycardie persistante transmise par le stimulateur est décelée, des moyens (1, 45) fournissent une période réfractaire auriculaire commençant avec l'évènement ventriculaire sensé amorcer cette conduction rétrograde et se terminant après un temps prédéterminé dépassant le temps de conduction rétrograde.

6/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 5, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 56) créant un délai minimal dépassant la période réfractaire auriculaire naturelle entre une détection auriculaire survenant dans la période réfractaire auriculaire suivant des conditions identifiées comme pouvant déclencher une tachycardie transmise par le stimulateur et toute stimulation auriculaire ultérieure de telle manière que ladite stimulation intervienne en dehors de la période réfractaire auriculaire naturelle et que la stimulation ventriculaire suivante ne puisse se produire qu'avec le chemin de conduction rétrograde dans sa période réfractaire naturelle, ce qui a pour effet d'empêcher que commence une tachycardie rétrograde.

7/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 38) permettant de déceler que pour un nombre déterminé de cycles ventriculaires comportant chacun une stimulation ventriculaire suivie dans un délai spécifié d'une détection auriculaire, le délai entre la stimulation ventriculaire et la détection auriculaire reste constant dans des limites prédéterminées, cet évènement étant interprêté comme signifiant une possible tachycardie rétrograde.

8/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 7, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 38) permettant de déceler la probabilité plus grande de survenance d'une tachycardie rétrograde et des moyens (1, 87) pour créer des modifications induites par le stimulateur dans le retard auriculo-ventriculaire de certains cycles afin d'éliminer la détection d'une tachycardie rétrograde en présence d'une fréquence auriculaire naturelle stable, ce qui détermine les conditions les plus probables d'une tachycardie rétrograde.

9/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 8, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 38) pour contrôler que le délai entre la stimulation ventriculaire et la détection auriculaire est constant dans des limites choisies pour autoriser une certaine variation du temps de conduction rétrograde avec la variation de la fréquence ventriculaire

résultant de modifications induites par le stimulateur dans le retard auriculo-ventriculaire.

10/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (1, 44, 46, 47) permettant de détecter qu'il n'y a sûrement pas de tachycardie rétrograde dans un cycle ventriculaire quelconque commençant par une détection ventriculaire et ne répondant pas aux conditions de la revendication (3) ou ne comportant aucune détection auriculaire dans un délai spécifié après dépolarisation ventriculaire, lequel délai dépasse le temps de conduction rétrograde probable.

11/ Stimulateur cardiaque selon l'une quelconque des revendications 7 à 10, caractérisé par le fait que les moyens (1, 38) contrôlant le délai entre la stimulation ventriculaire et la détection auriculaire sont inactifs pour un nombre de cycles déterminés après que les moyens de prévention de tachycardie aient été mis en oeuvre, ce nombre devant permettre une stabilisation du temps de conduction rétrograde après une variation soudaine de la fréquence ventriculaire.

12/ Stimulateur cardiaque selon l'une quelconque des revendications 5, 6, caractérisé en ce que les moyens (1, 45, 56), selon les revendications 5 et 6, pour interrompre une tachycardie persistante transmise par le stimulateur et détectée, sont, de façon relative, mis en oeuvre, moins fréquemment lorsque la tachycardie est détectée selon la revendication 7, que selon la revendication 8.

13/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 1, caractérisé par le fait que les moyens pour interrompre une tachycardie déjà détectée (1, 65, 66) sont associés à des moyens (1, 68) pour modifier en permanence au moins un paramètre du stimulateur.

14/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 13, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 74) pour raccourcir le retard de stimulation auriculo-ventriculaire, progressivement ou non, afin d'empêcher la récurrence de la tachycardie transmise par le stimulateur.

15/ Stimulateur cardiaque selon la revendication 14, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 45, 56) permettant d'allonger la période réfractaire auriculaire qui commence au début du cycle ventriculaire, progressivement ou non, afin d'empêcher la détection de l'onde P rétrograde, en vue d'éviter la récurrence de la tachycardie rétrograde.

16/ Stimulateur cardiaque selon l'une quelconque des revendications 14 et 15, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (1, 13, 29, 27) permettant de passer à un mode de fonctionnement dans lesquels les moyens de détection auriculaire sont inactifs.

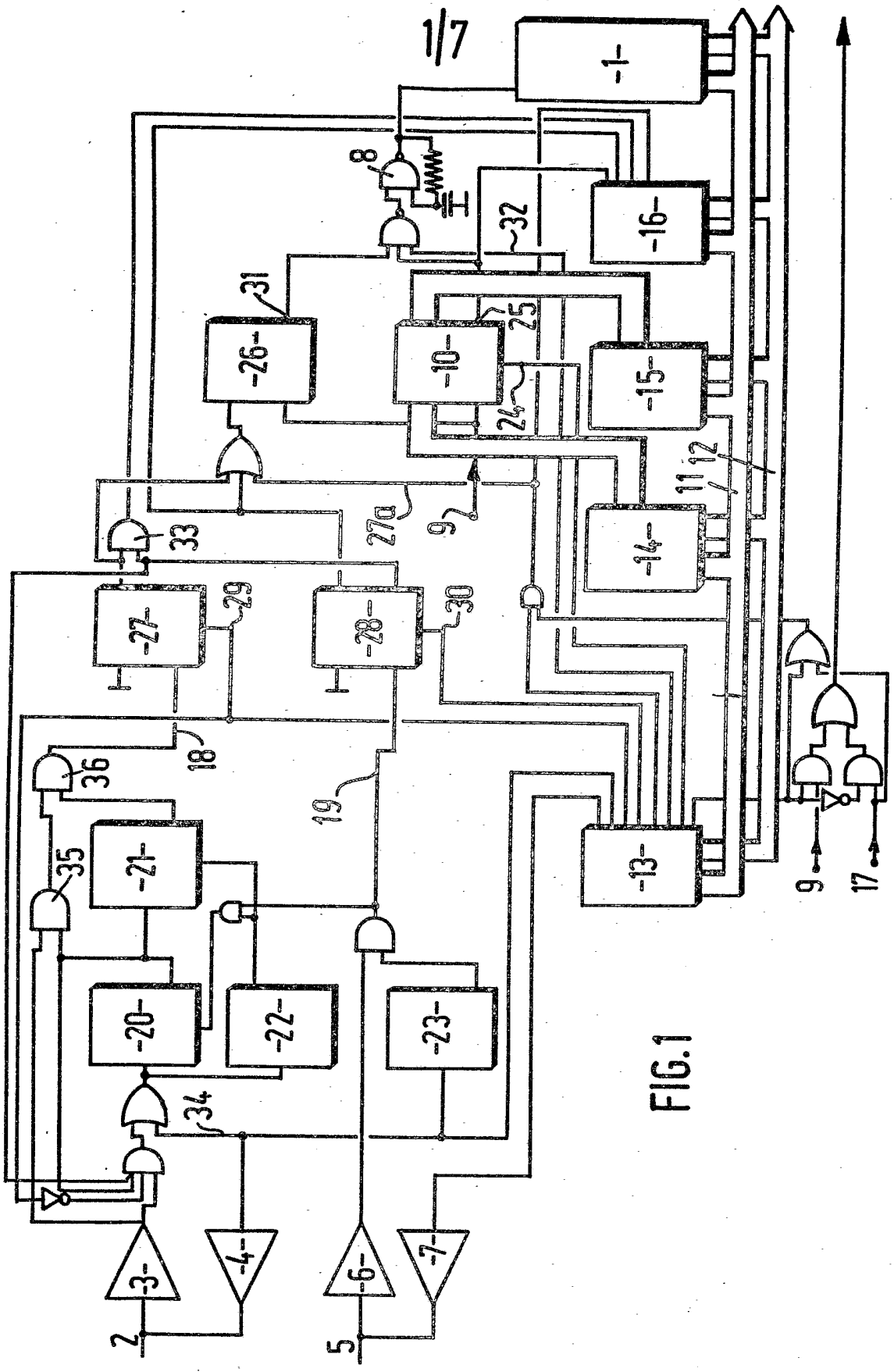

-1-
8
-32-
-16-
31
-26-
-10-
25
-15-
24
12
11
-14-
33
27a
9
-27-
29
-28-
30
18
36
19
35
-21-
-13-
-20-
-22-
-23-
34
-3-
-4-
-6-
-7-
2
5
9
17

FIG.1

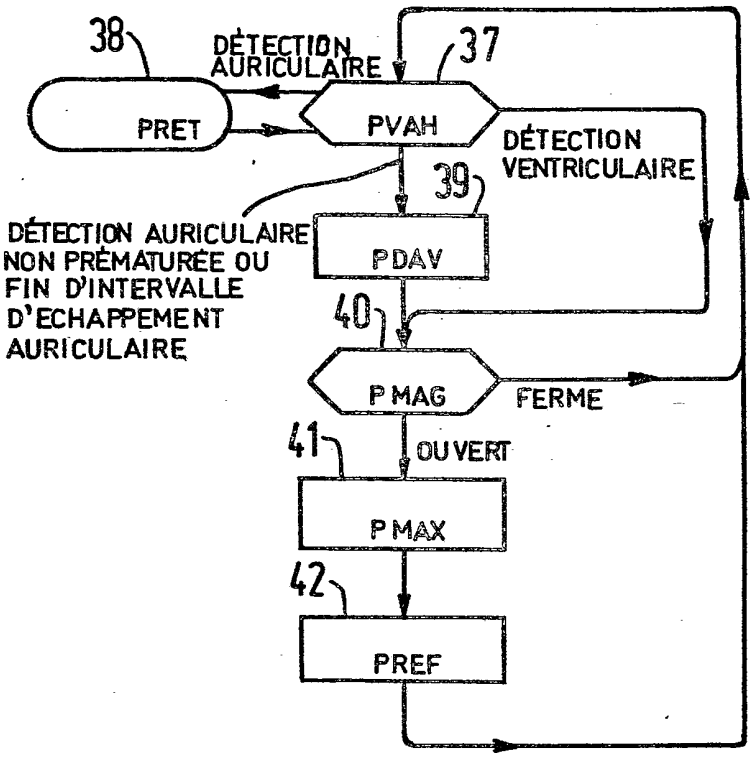

38
DÉTECTION AURICULAIRE
37
PRET
PVAH
DÉTECTION VENTRICULAIRE
39
DÉTECTION AURICULAIRE NON PRÉMATURÉE OU FIN D'INTERVALLE D'ECHAPPEMENT AURICULAIRE
PDAV
40
PMAG
FERME
41
OUVERT
PMAX
42
PREF

FIG.2

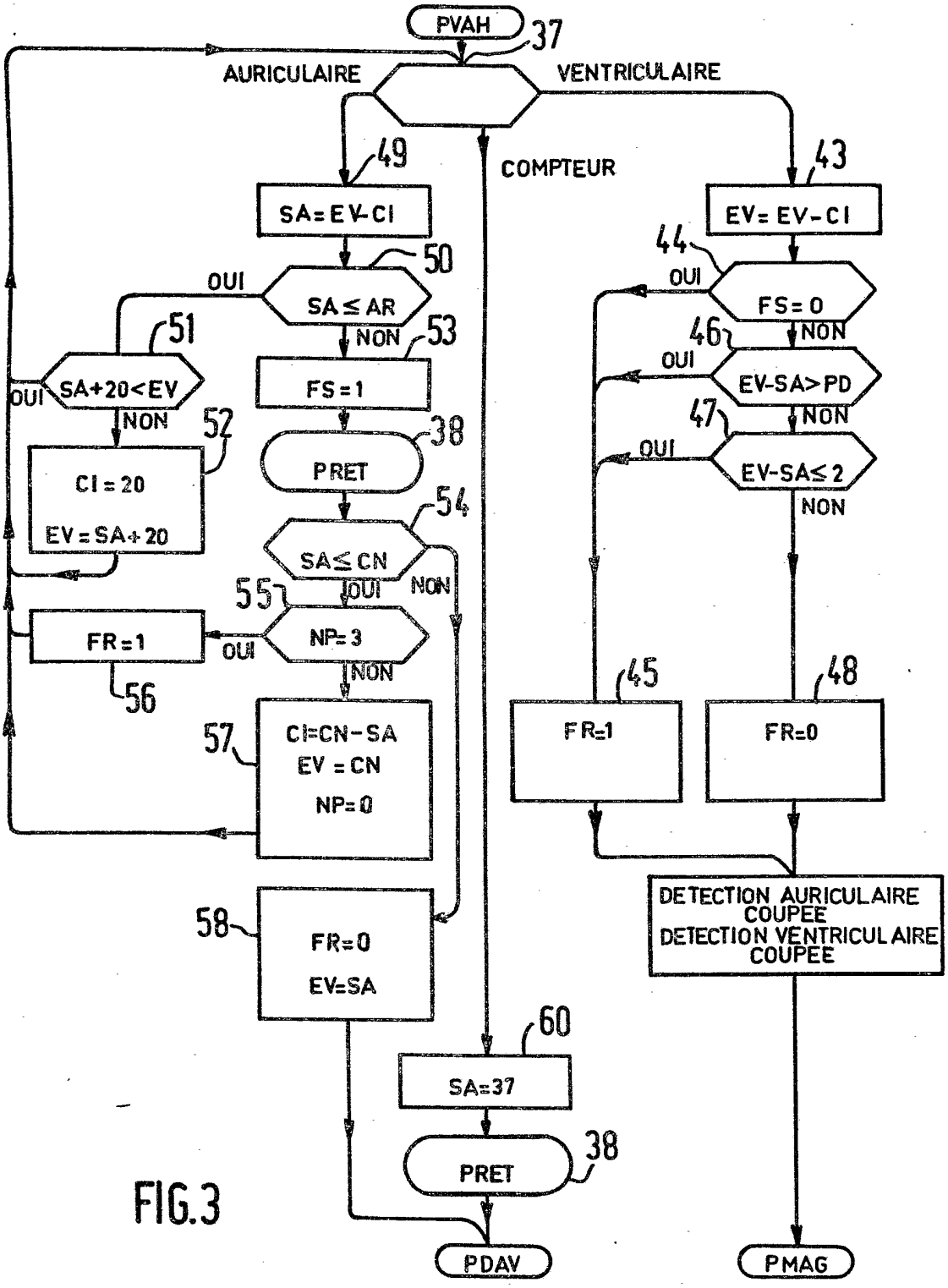

PVAH
37
AURICULAIRE
VENTRICULAIRE
COMPTEUR
49
SA=EV-CI
50
OUI
SA≤AR
NON
53
FS=1
51
OUI
SA+20<EV
NON
52
CI=20
EV=SA+20
38
PRET
54
SA≤CN
OUI
NON
55
NP=3
OUI
FR=1
NON
56
57
CI=CN-SA
EV=CN
NP=0
58
FR=0
EV=SA
60
SA=37
38
PRET
PDAV
43
EV=EV-CI
44
OUI
FS=0
NON
46
OUI
EV-SA>PD
NON
47
OUI
EV-SA≤2
NON
45
FR=1
48
FR=0
DETECTION AURICULAIRE COUPEE
DETECTION VENTRICULAIRE COUPEE
PMAG

FIG.3

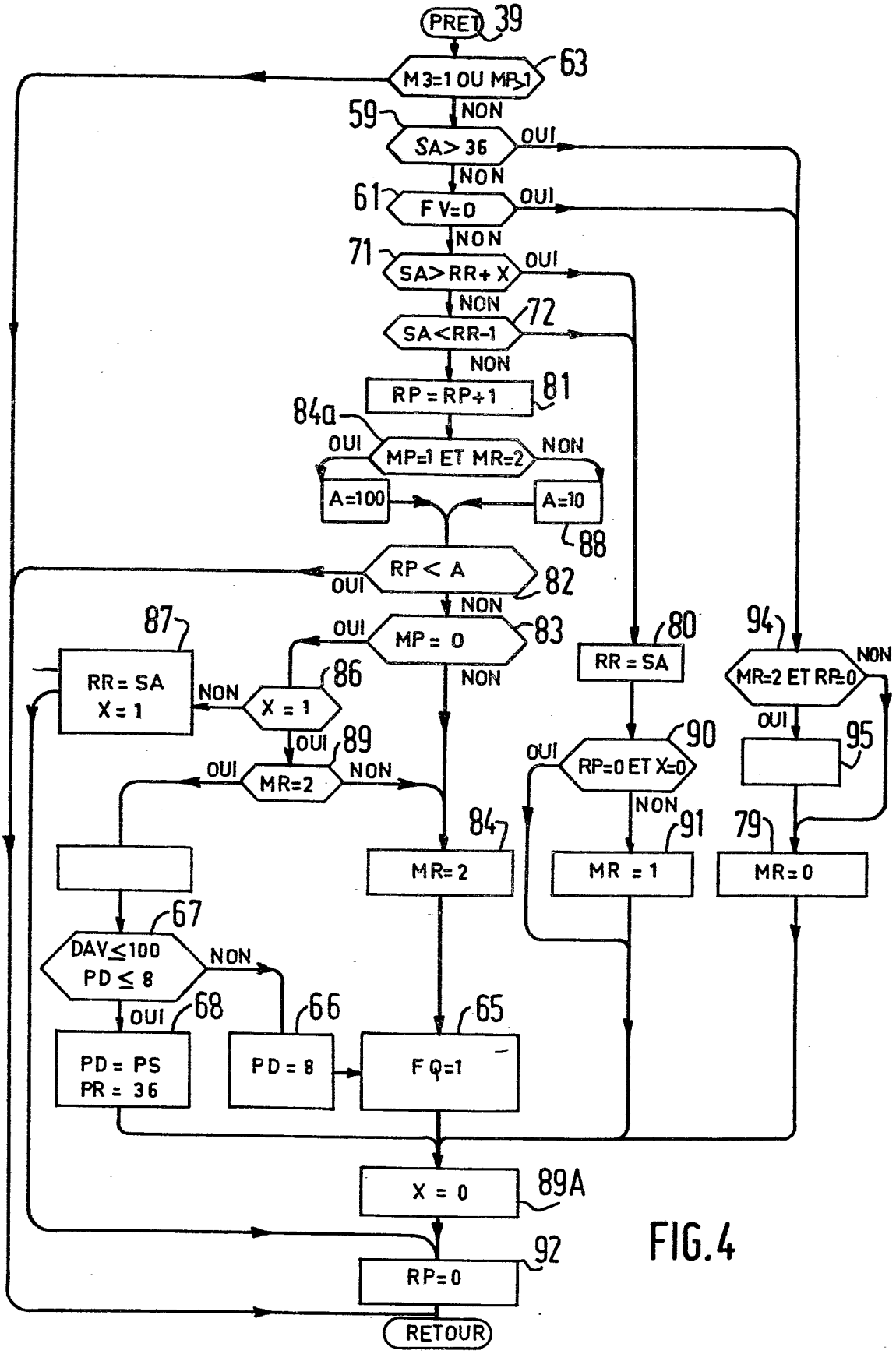

PRET
39
M3=1 OU MR=1
63
NON
59
SA> 36
OUI
NON
61
F V=0
OUI
NON
71
SA>RR+ X
OUI
NON
72
SA<RR-1
NON
RP = RP+1
81
84a
OUI
MP=1 ET MR=2
NON
A=100
A=10
88
RP < A
OUI
82
NON
87
OUI
MP = 0
83
80
94
NON
RR = SA
X = 1
NON
X = 1
86
RR = SA
MR=2 ET RP=0
NON
OUI
OUI
89
90
95
OUI
MR=2
NON
OUI
RP=0 ET X=0
NON
84
91
79
MR=2
MR = 1
MR=0
67
DAV≤100
PD ≤ 8
NON
OUI
68
66
65
PD = PS
PR = 36
PD = 8
F Q=1
X = 0
89A
92
RP=0
RETOUR

FIG.4

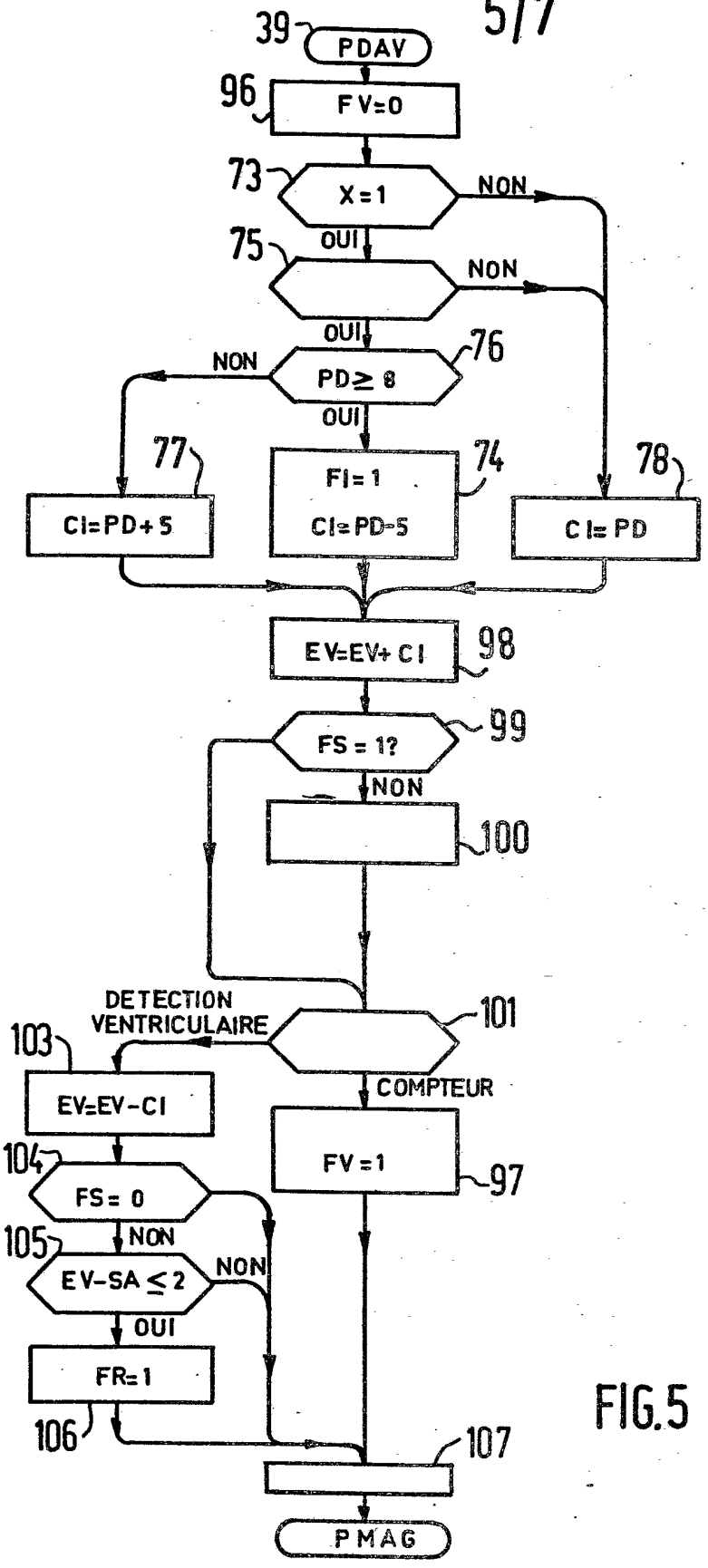

39
PDAV
96
FV=0
73
X=1
NON
OUI
75
NON
OUI
76
NON
PD≥ 8
OUI
77
CI=PD+5
74
FI=1
CI=PD-5
78
CI=PD
98
EV=EV+CI
99
FS = 1?
NON
100
DETECTION VENTRICULAIRE
101
103
EV=EV-CI
COMPTEUR
FV=1
97
104
FS= 0
NON
105
EV-SA ≤ 2
NON
OUI
FR=1
106
107
PMAG

FIG.5

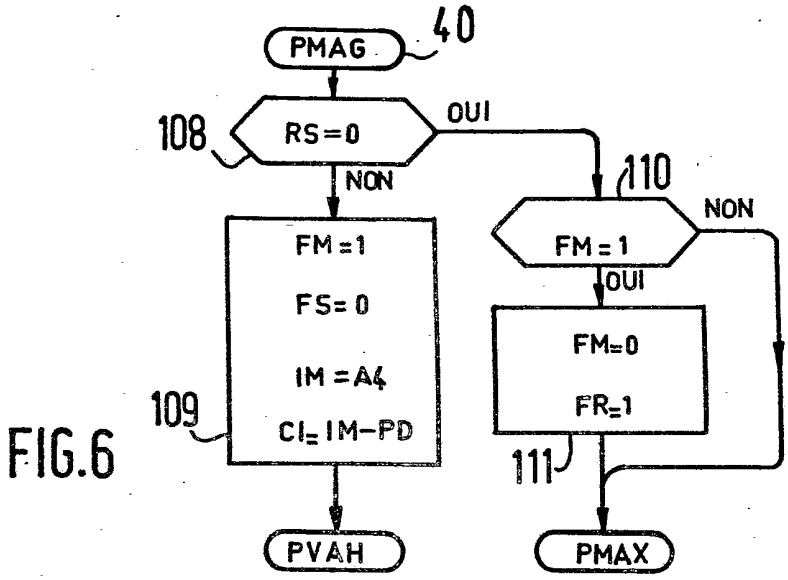

PMAG
40
108
RS=0
OUI
NON
110
FM=1
NON
FM=1
OUI
FM=0
FR=1
FS=0
IM=A4
109
CI=IM-PD
111
PVAH
PMAX

FIG.6

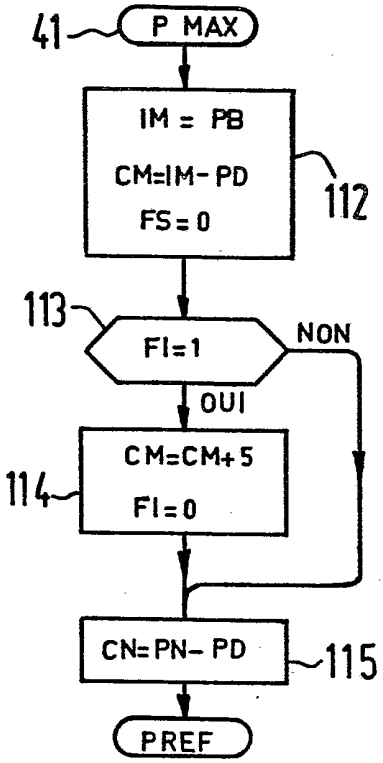

41
P MAX
IM = PB
CM=IM-PD
FS=0
112
113
FI=1
NON
OUI
CM=CM+5
FI=0
114
CN=PN-PD
115
PREF

FIG.7

7/7

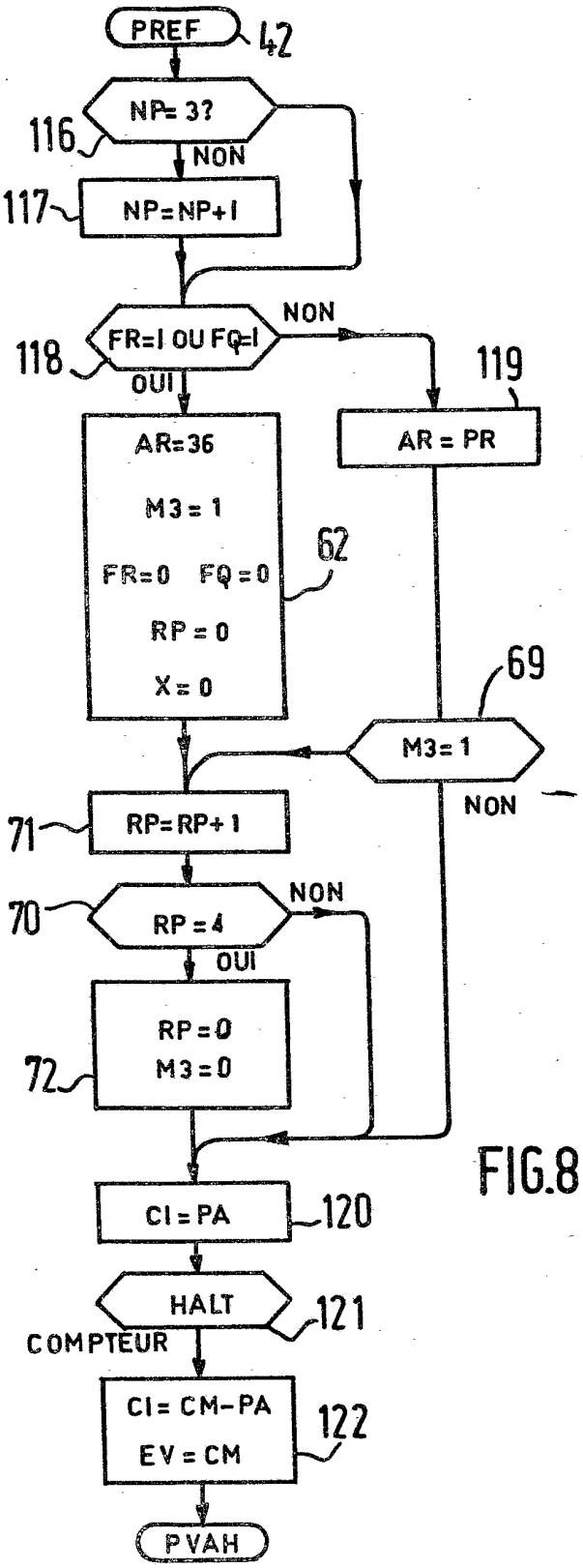

PREF
42
NP= 3?
116
NON
117
NP=NP+1
FR=1 OU FQ=1
NON
118
OUI
119
AR=36
M3 = 1
FR=0 FQ=0
62
RP = 0
X = 0
AR = PR
69
M3= 1
NON
71
RP=RP+1
70
RP = 4
NON
OUI
RP=0
M3=0
72
CI = PA
120
HALT
121
COMPTEUR
CI= CM-PA
EV = CM
122
PVAH

FIG.8