RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 516 797**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

# DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 82 19605**

(54) **Stimulateur cardiaque avec commande physiologique de la cadence de stimulation.**

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). **A 61 N 1/36.**

(22) Date de dépôt ..... 23 novembre 1982.
(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *US, 23 novembre 1981, n° 323,507.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 21 du 27-5-1983.

(71) Déposant : Société dite : MEDTRONIC, INC. — US.

(72) Invention de : Gene Bornzin.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Lavoix,
2, place d'Estienne-d'Orves, 75441 Paris Cedex 09.

La présente invention concerne de façon générale les dispositifs médicaux et elle porte plus particulièrement sur des dispositifs électroniques implantables pour la stimulation de muscles.

Les premiers dispositifs de stimulation implantables fonctionnaient de façon asynchrone par rapport aux fonctions physiologiques normales. Le brevet US 3 057 356 décrit un tel stimulateur qui comporte un oscillateur à cadence fixe connecté à un circuit d'attaque de sortie. Chaque cycle de l'oscillateur à cadence fixe provoque la génération d'une impulsion de stimulation par le circuit d'attaque de sortie. Il est rapidement apparu des structures comportant la caractéristique de stimulation à la demande qui consiste à détecter l'activité électrique naturelle dans le coeur et à ne générer une impulsion de stimulation que si aucune n'est produite de façon physiologique au cours d'une période d'espacement fixe. Les stimulateurs fonctionnant dans le mode de stimulation à la demande sont maintenant les plus répandus et existent probablement en plus grand nombre que tous les autres types combinés. Bien que des perfectionnements ultérieurs aient apporté la possibilité de programmer l'intervalle d'espacement, la cadence de stimulation effective de tels stimulateurs fonctionnant à la demande est insensible à des changements dans les exigences physiologiques.

Des travaux considérables ont été accomplis dans le domaine des stimulateurs à commande physiologique. La plupart de ces dispositifs mesurent un certain paramètre et règlent la période de l'oscillateur sous la dépendance de changements de ce paramètre. L'un des premiers dispositifs de ce type est décrit dans le brevet US 3 358 690. Cependant, dans ce cas spécial, le paramètre physiologique mesuré est la pression sanguine instantanée dans l'oreillette droite. Ce dispositif fonctionne apparamment bien pour des patients ayant un blocage auriculaire-ventriculaire complet, avec une stimulation correcte des oreillettes. La technique du brevet US 3 358 690 n'a guère de chance d'être effective pour un syndrome correspondant à une lésion du sinus, pour un blocage de type sinus/auriculaire ou pour des affections similaires.

On a développé ultérieurement des dispositifs stimulateurs à commande physiologique qui ont une application plus générale et qui peuvent être classés d'après le paramètre mesuré. Le brevet US 3 593 718 décrit la détection de l'activité mécanique à l'intérieur du thorax. On suppose qu'on détecte ainsi des changements du rythme respiratoire. La cadence de l'oscillateur du dispositif de stimulation est commandée par des variations de ce paramètre. Le brevet US 4 140 132 décrit un capteur implantable perfectionné destiné à déterminer le niveau d'activité physique du patient, pour commander la cadence d'un stimulateur conformément au brevet US 3 593 718.

Le brevet US 4 201 219 décrit une commande de cadence d'un stimulateur basée sur l'activité neurologique. Des électrodes incorporées dans le système nerveux détectent l'activité électrique. On utilise d'une manière ou d'une autre cette activité électrique pour commander la cadence de l'oscillateur d'un stimulateur asynchrone.

Les techniques les plus prometteuses apparaissent de loin être celles qui font intervenir la détection de certains paramètres chimiques du sang veineux, souvent intracardiaque. Le brevet US 4 009 721 décrit un stimulateur commandé par le pH du sang. Un capteur implantable de façon permanente détermine le pH du sang. Le pH détecté commande la cadence d'un oscillateur d'un stimulateur asynchrone. On a montré que le pH du sang diminue au cours d'une activité musculaire prolongée. Le brevet US 4 252 124 décrit un capteur de pH perfectionné.

Le brevet US 4 202 339 décrit un dispositif de stimulation dans lequel la cadence d'un oscillateur asynchrone est commandée par le niveau de $O_2$ du sang veineux intra-cardiaque. Comme c'est la cas pour tous les stimulateurs à commande physiologique connus, de l'art antérieur, ce que décrit le brevet US 4 202 339 consiste essentiellement en un stimulateur asynchrone, du type décrit dans le brevet US 3 057 356 précité, avec une cadence d'oscillateur commandée directement par le paramètre mesuré. De ce fait, ces dispositifs ne sont pas optimaux pour traiter des cas de blocage partiel du coeur.

La présente invention utilise le mode de stimulation à la demande avec un intervalle d'espacement qui est déterminé par un paramètre physiologique mesuré. Ceci conduit à un dispositif stimulateur capable d'accomplir une stimulation intermittente, à la demande, dans des coeurs ayant un blocage partiel ou un syndrome de lésion du sinus, à une cadence minimale qui varie en fonction des exigences physiologiques. Le mode préféré détecte le niveau d'oxygène moléculaire dans le sang veineux intra-cardiaque. Lorsque le niveau d'oxygène diminue, l'intervalle d'espacement est raccourci, ce qui donne une cadence minimale plus élevée. De façon similaire, une augmentation du niveau d'oxygène entraîne un allongement de l'intervalle d'espacement. On notera que, contrairement auxstimulateurs à commande physiologique de l'art antérieur, l'invention traite un blocage partiel du coeur ou un syndrome de lésion du sinus dans le mode de stimulation à la demande.

On peut aisément employer l'invention avec des capteurs qui mesurent d'autres paramètres tels que le pH du sang, le rythme respiratoire, etc. De plus, on peut aisément utiliser l'invention aussi bien avec les modes de stimulation à une seule chambre qu'avec les modes à deux chambres.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui va suivre d'un mode de réalisation et en se référant aux dessins annexés sur lesquels :

La figure 1 est un schéma d'un dispositif de stimulation à commande physiologique caractéristique de l'art antérieur.

La figure 2 est un schéma d'un dispositif de stimulation à une seule chambre utilisant l'invention.

La figure 3 est un schéma du circuit logique de stimulation à la demande, 106.

La figure 4 est un schéma du circuit de traitement de capteur, 30.

La figure 5 est un schéma du système de stimulation à deux chambres utilisant l'invention.

La figure 6a est un tableau indiquant la correspondance entre une position dans un registre à décalage et le

rythme cardiaque minimal.

La figure 6b est un tableau indiquant la correspondance entre le niveau d'oxygène et l'intervalle d'espacement.

L'invention est décrite en relation avec les modes de réalisation préférés consistant en dispositifs de stimulation à une seule chambre et à deux chambres, qui utilisent des capteurs pour mesurer le niveau d'oxygène moléculaire dans le sang veineux intra-cardiaque. L'homme de l'art pourra cependant aisément appliquer les principes indiqués à des dispositifs qui utilisent d'autres modes de stimulation et qui mesurent d'autres paramètres physiologiques.

La figure 1 est un schéma d'un dispositif de stimulation à commande physiologique caractéristique de l'art antérieur. Un capteur 12 est placé à l'intérieur du ventricule droit 20 du coeur 10. Le capteur 12 peut mesurer le niveau d'oxygène moléculaire dans le sang intra-cardiaque, de la manière décrite par exemple dans le brevet US 4 202 339. Une ligne 14 transmet le signal de sortie du capteur 12 à un circuit de traitement de capteur, 30, d'un générateur d'impulsions 24. Le circuit de traitement de capteur, 30, transforme le signal détecté en un signal permettant de commander la cadence de l'oscillateur à cadence variable 28, par l'intermédiaire d'une ligne 32. Le signal de sortie de l'oscillateur à cadence variable 28 consiste ainsi en un train d'impulsions ayant une période entre impulsions qui est déterminée par le paramètre détecté. Un circuit d'attaque 26 amplifie ce train d'impulsions qui est transféré vers une électrode de stimulation 18 par un conducteur 16. Le ventricule droit 20 est ainsi stimulé de manière asynchrone par rapport à l'oreillette droite 22, à une cadence qui est déterminée par le niveau d'oxygène que détecte le capteur 12.

La figure 2 est un schéma d'un dispositif de stimulation à une seule chambre qui utilise l'invention. Le dispositif utilise un capteur 12 de l'art antérieur placé à l'intérieur du ventricule droit 20 du coeur 10. Il est préférable d'utiliser une sonde de mesure du niveau d'oxygène telle que celle décrite dans le brevet US 4 202 339. Le lecteur aura cependant intérêt à prendre connaissance des documents

suivants : "A Miniature Fiber Optic pH Sensor Suitable for In-Vivo Application", par Goldstein et col. du National Institute of Health et "Fiber Optic pH Probe for Physiological Use", Analytical Chemistry, Vol. 52; pages 864-869 (1980) par Peterson et col. Bien que ces documents décrivent des dispositifs destinés à mesurer le pH, qui est un paramètre moins souhaitable, la technique de mesure indirecte qu'ils proposent semble également prometteuse pour des capteurs de mesure d'oxygène implantables de façon permanente. Le circuit de traitement de capteur 30 convertit sous forme numérique le signal analogique reçu à partir du capteur 12 par la ligne 14, et il transfère un signal numérique de commande d'intervalle d'espacement au circuit logique de stimulation à la demande, 106, par la ligne 32.

La ligne 104 transfère vers l'amplificateur de détection 102 un signal d'électrocardiogramme (ECG) intra-cardiaque, provenant du ventricule droit 20. L'amplificateur de détection 102 fonctionne d'une manière bien connue dans la technique. Sa fonction est d'examiner le signal d'ECG intracardiaque reçu par la ligne 104 et de déterminer le moment auquel un complexe QRS d'origine naturelle est détecté. La présence du signal de sortie de l'amplificateur de détection 102, transmis par la ligne 108, signifie qu'aucune impulsion de stimulation artificielle ne doit être générée pendant au moins un intervalle d'espacement complet, du fait qu'une contraction stimulée naturellement vient de se produire. Le brevet US 3 478 746 décrit la fonction et le fonctionnement d'un tel amplificateur de détection.

L'oscillateur à cadence fixe 112 constitue une horloge interne pour le circuit logique de stimulation à la demande, 106. On choisit une cadence de 60 hertz du fait qu'elle est suffisamment rapide et économise néanmoins l'énergie. L'oscillateur à cadence fixe 112 applique un train d'impulsions à 60 hertz au circuit logique de stimulation à la demande, 106, par l'intermédiaire de la ligne 110.

Le circuit logique de stimulation à la demande 106 compte un intervalle d'espacement ayant une période établie par le circuit de traitement de capteur 30, en multiples de

1/60 seconde. Si aucune impulsion n'est reçue à partir de l'amplificateur de détection 102 par la ligne 108 pendant cet intervalle d'espacement, le circuit logique de stimulation à la demande 106 applique un signal de validation d'impulsion au circuit d'attaque 26, par la ligne 34. Si une impulsion est reçue à partir de l'amplificateur de détection 102, une contraction stimulée naturellement s'est produite et l'intervalle d'espacement est restauré sans application d'un signal de validation d'impulsion au circuit d'attaque 26, par la ligne 34. La caractéristique importante consiste en ce que l'intervalle d'espacement n'est pas fixe mais est une période déterminée par le signal reçu à partir du circuit de traitement de capteur 30, par la ligne 32, qui est représentatif du niveau d'oxygène courant dans le sang intra-cardiaque.

Le circuit d'attaque 26 reçoit le signal de validation d'impulsion provenant du circuit logique de stimulation à la demande 106, par la ligne 34, et il produit une impulsion de stimulation qui est transférée vers le tissu du ventricule droit 20 par le conducteur 16 et l'électrode 18. Le circuit d'attaque 26 est de préférence un circuit à décharge capacitive, de type courant. On peut trouver la structure d'un tel circuit dans le brevet US 4 276 883.

La figure 3 est un schéma détaillé du circuit logique de stimulation à la demande 106. Le circuit logique de stimulation à la demande 106 a pour fonction de compter une période équivalente à l'intervalle d'espacement pour le niveau d'oxygène courant dans le sang intra-cardiaque, et de générer un signal de validation d'impulsion si et seulement si aucun complexe QRS n'a été détecté pendant cet intervalle d'espacement. L'intervalle d'espacement est remis à zéro sous l'effet de la génération d'un signal de validation d'impulsion ou de la réception d'un signal de détection d'un complexe QRS.

Le signal d'horloge est un train d'impulsions d'horloge à 60 hertz qui est reçu à partir de l'oscillateur à cadence fixe 112, par la ligne 110, comme expliqué ci-dessus. Le signal d'horloge a pour fonction de séquencer le re-

gistre à décalage à 30 bits 156 et le registre à décalage à 38 bits 158. Ces registres sont réalisés à partir de composants monolithiques CMOS de types courants.

La porte OU 150 émet un signal de restauration au départ chaque fois qu'un signal de détection de complexe QRS est reçu à partir de l'amplificateur de détection 102 par la ligne 108, ou qu'un signal de validation d'impulsion est généré et transmis à la porte OU 150 par la ligne 34a. Le multivibrateur monostable 152, qui est un composant courant, transforme le signal de restauration au départ en un signal d'effacement qui convient pour effacer le contenu du registre à décalage à 30 bits 156 et du registre à décalage à 38 bits 158. La sortie du multivibrateur monostable 152 applique le signal d'effacement au registre à décalage à 30 bits 156 et au registre à décalage à 38 bits 158 par les lignes respectives 168a et 168b.

Le signal d'effacement que génère le multivibrateur monostable 152 est également appliqué au circuit de retard 154 qui retarde l'impulsion pendant une durée suffisamment longue pour permettre l'effacement du registre à décalage à 30 bits 156 et du registre à décalage à 38 bits 158. La largeur d'impulsion du signal d'effacement correspond à une durée de retard suffisante. Le signal de sortie du circuit de retard 154 est transféré par la ligne 170 de façon à positionner la position de moindre poids du registre à décalage à 30 bits 156. Il en résulte que le registre à décalage à 30 bits 156 et le registre à décalage à 38 bits 158 sont tous deux effacés à l'apparition d'un complexe QRS détecté ou à la génération d'une impulsion de stimulation. Le bit de moindre poids est ensuite positionné et décalé d'une position de bit à chaque impulsion du signal d'horloge (c'est-à-dire à 60 hertz). On voit aisément que le bit de moindre poids nécessite 500 ms pour être décalé jusqu'à la sortie de report du registre à décalage à 30 bits 156, à partir de laquelle il est transmis par la ligne 166 vers la position de bit de moindre poids du registre à décalage à 38 bits 158. Ici encore, ce bit demande 1/60 s pour être décalé vers chaque position de bit successive du registre à décalage à 38

bits 158.

Il faudrait 633 ms de plus pour que le bit positionné soit décalé sur toute la longueur du registre à décalage à 38 bits 158. Ceci donne une durée totale de 1,133 s pour le décalage sur la longueur totale combinée du registre à décalage à 30 bits 156 et du registre à décalage à 38 bits 158. L'intervalle d'espacement maximal pour le dispositif est donc de 1,133 s, ce qui correspond à un rythme cardiaque de 52,9 battements par minute.

Le signal de sortie de chacune des 38 positions de bit du registre à décalage à 38 bits 158 est appliqué par le câble 164 à un multiplexeur 162, du type 38 × 1. En sélectionnant la position désirée parmi les 38 positions de bit, il est possible un définir un intervalle quelconque parmi 38 intervalles d'espacement différents, entre 500 ms (ce qui correspond à 120 battements par minute) et 1,133 ms (ce qui correspond à 52,9 battements par minute), avec des intervalles de 1/60 s. Naturellement, on peut augmenter la cadence du signal d'horloge pour obtenir une résolution plus élevée, si on le désire. De façon similaire, on peut changer la longueur du registre à décalage à 38 bits 158 et/ou changer la longueur du registre à décalage à 30 bits 156, pour changer la plage des intervalles d'espacement qu'on peut sélectionner.

On utilise des composants monolithiques CMOS courants pour fabriquer le multiplexeur 162, de type 38 × 1. Un signal d'entrée à six bits provenant du réseau de bascules à six bits 160 par la ligne 161 sélectionne l'une des 38 positions de bit du registre à décalage à 38 bits 158 et détermine donc l'intervalle d'espacement. Si le bit de moindre poids introduit dans le registre à décalage à 30 bits 156 atteint la position sélectionnée parmi les 38 positions de bit du registre à décalage à 38 bits 158, le multiplexeur 162, de type 38 × 1, émet le signal de validation d'impulsion par la ligne 34. En retournant à la figure 2, on voit que ceci entraîne l'émission d'une impulsion de stimulation par le circuit d'attaque 26. Pour garantir une cadence minimale basée sur l'intervalle d'espacement maximal, la sortie de report du registre à décalage à 38 bits 158 peut être combinée par

une fonction OU avec la ligne 34. Ceci est une mesure de sécurité facultative.

En retournant à la figure 3, on voit que la sélection accomplie par le multiplexeur 162, de type 38 x 1, est déterminée par le contenu à six bits du réseau de bascules à six bits 160, qui conserve simplement le signal de sélection d'intervalle d'espacement courant, tel qu'il provient du circuit de traitement de capteur 30. Il existe un composant monolithique CMOS courant permettant de réaliser intégralement le réseau de bascules à six bits 160.

Le réseau de bascules à six bits 160 nécessite deux signaux de commande qui sont reçus par le câble 32a. Un premier de ces signaux efface le contenu du réseau de bascules à six bits 160 et un second est rétardé et autorise le chargement dans le réseau de bascules à six bits 160 de la quantité à six bits présente sur le câble 32b.

La figure 4 est un schéma détaillé du circuit de traitement de capteur 30. L'information de capteur sous forme analogique est reçue à partir du capteur 12 par la ligne 14. Comme dans le brevet US 4 202 339, il s'agit simplement d'un signal ayant une tension proportionnelle au pourcentage de concentration d'oxygène moléculaire dans le sang veineux intra-cardiaque. L'amplificateur 172 traite le signal analogique et le calibre pour l'application au convertisseur analogique-numérique à six bits 176, par la ligne 182. Le convertisseur analogique-numérique 176 convertit le signal analogique traité en un signal numérique qui est transmis par le câble 32b au réseau de bascules à six bits 160. Le signal de sortie "données prêtes" est appliqué par un conducteur du câble 32a pour effacer le contenu du réseau de bascules à six bits 160. Le signal "données prêtes"est retardé par le circuit de retard 178 et il est émis par l'autre conducteur du câble 32a de façon à autoriser le chargement des données à six bits dans le réseau de bascules à six bits 160. L'horloge 174 applique le signal de conversion au convertisseur analogique-numérique à six bits 176. L'horloge 174 peut avoir une cadence très faible (c'est-à-dire une fraction de hertz) du fait que les variations mesurables du niveau d'oxygène du sang se

produisent lentement par rapport au temps de conversion du convertisseur analogique-numérique à six bits 176 et à l'intervalle d'espacement résultant. On peut remplacer l'horloge 174 par l'oscillateur à cadence fixe 112 ou par un signal correspondant à un sous-multiple de la cadence de cet oscillateur, mais le caractère asynchrone d'une horloge séparée 174 n'est probablement pas préjudiciable et cette configuration nécessite moins de composants.

La figure 5 représente un autre mode de réalisation de l'invention, incorporé dans un dispositif de stimulation à deux chambres. Les éléments qui correspondent au circuit de traitement de capteur 30, au capteur 12, à l'électrode 18, au circuit logique de stimulation à la demande 106 et à l'oscillateur à cadence fixe 112 sont identiques aux éléments correspondants du dispositif à une seule chambre et ils fonctionnent de la manière décrite ci-dessus. Le circuit d'attaque (V) 26 est également identique au circuit d'attaque 26 du dispositif à une seule chambre.

L'amplificateur de détection 102 du dispositif à une seule chambre est remplacé par l'amplificateur de détection (p) 102a, qui est connecté par la ligne 104a à une électrode se trouvant dans l'oreillette 22. De cette manière, l'amplificateur de détection 102a contrôle l'activité auriculaire, alors que l'amplificateur de détection 102 dans le dispositif à une seule chambre (voir également la figure 2) contrôle l'activité ventriculaire. Par conséquent, l'amplificateur de détection (p) 102a génère un signal détecté d'onde p qui est appliqué par la ligne 108 au circuit logique de stimulation à la demande 106, chaque fois que l'oreillette 22 est stimulée naturellement. L'amplificateur de détection (p) 102a est similaire à l'amplificateur de détection 102, à l'exception du fait qu'il a une sensibilité accrue, comme il est bien connu dans le domaine des amplificateurs de détection d'onde p.

Comme avec le dispositif à une seule chambre, le circuit logique de stimulation à la demande 106 génère un signal de validation d'impulsion chaque fois que la période d'intervalle d'espacement a été atteinte, comme expliqué ci-

dessus. Cependant, dans ce mode de réalisation, l'intervalle d'espacement est mesuré entre des ondes p au lieu de l'être entre des ondes r. Par conséquent, un retard est établi par le circuit de retard A-V 202, pour simuler le retard de propagation oreillette-ventricule normal. Il peut s'agir d'un retard fixe, ce qui est facile à réaliser, ou bien il peut s'agir d'un retard lié à la cadence de stimulation (c'est-à-dire à l'inverse de l'intervalle d'espacement),comme il est également connu dans la technique.

On peut également stimuler artificiellement l'oreillette 22 en utilisant le circuit d'attaque (A) 204 et le conducteur 206. Cette possibilité procure une thérapie effective pour des manifestations intermittentes combinées des désordres suivants : blocage sinus-auriculaire, syndrome de lésion du sinus, bradycardie relative au sinus et blocage auriculaire-ventriculaire. Le circuit d'attaque facultatif (A) 204 améliore les performances hémodynamiques en stimulant une contraction auriculaire synchronisée.

On peut aisément construire d'autres configurations en utilisant les principes indiqués ici. Par exemple, on peut supprimer le circuit d'attaque (V) 26 et n'utiliser qu'un seul circuit d'attaque (A) 204. Cette configuration traiterait aisément un blocage sinus-auriculaire ou un syndrome de lésion du sinus de nature intermittente dans un patient ayant une conduction auriculaire-ventriculaire normale.

La figure 6a est un tableau montrant le rythme cardiaque minimal effectif, en battements par minute, correspondant à diverses positions de bit sélectionnées du registre à décalage à 30 bits 156 et du registre à décalage à 38 bits 158, avec indication du nombre total cumulé de positions de bit. Le nombre maximal de positions de bit qui est permis dans le mode de réalisation du circuit logique de stimulation à la demande 106 représenté sur la figure 3 est de 68. Cependant, le tableau de la figure 6a est étendu à 78 positions de bit pour montrer l'effet de l'extension à 48 bits du registre à décalage à 38 bits 158.

La figure 6b montre la relation entre un niveau d'oxygène moléculaire donné dans le sang veineux intra-car-

diaque et le signal de sortie que le convertisseur analogique-numérique à six bits 176 doit appliquer au réseau de bascules 160. On obtient ce résultat en réglant la polarisation de l'amplificateur 172 pour appliquer une tension d'entrée de valeur zéro au convertisseur analogique-numérique à six bits 176 pour un niveau d'oxygène correspondant à 60% de la saturation. On règle le gain de l'amplificateur 172 pour attaquer le convertisseur analogique-numérique à six bits 176 à environ la moitié de sa valeur maximale pour un niveau d'oxygène correspondant à 70% de la saturation. Ainsi, comme on peut le voir, une conversion analogique-numérique à cinq bits est suffisante pour la résolution choisie pour le dispositif. Cependant, on trouve plus couramment des convertisseurs à six bits. La plage mesurée totale intéressante pour le niveau d'oxygène est comprise entre 60% et 66%. Du fait des composants choisis, ceci procure une plage d'intervalle d'espacement correspondant à 52,9 à 120 battements par minute. Le dispositif est auto-limitateur de façon à demeurer dans cette plage. La relation idéale entre les niveaux de saturation et l'intervalle d'espacement peut varier d'un patient à un autre et elle est de préférence programmable au moyen d'un dispositif externe. On peut aisément trouver dans la littérature médicale courante des renseignements permettant la détermination d'autres relations effectives.

Il va de soi que de nombreuses modifications peuvent être apportées au dispositif décrit et représenté, sans sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Stimulateur implantable dans le corps, pour un tissu du corps, caractérisé en ce qu'il comprend : des moyens (12, 30) destinés à mesurer un paramètre physiologique ; des moyens (102) destinés à contrôler l'activité électrique dans ledit tissu du corps ; des moyens (106) fonctionnant sous la dépendance des moyens de mesure de façon à calculer un intervalle de temps variable basé sur le paramètre physiologique que mesurent les moyens de mesure (12, 30) ; et des moyens (26) fonctionnant sous la dépendance des moyens de contrôle (102) et des moyens de calcul (106) de façon à générer une impulsion de stimulation électrique si les moyens de contrôle ne détectent pas un événement électrique prédéterminé pendant l'intervalle de temps variable.

2. Stimulateur implantable dans le corps selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de contrôle comprennent un amplificateur de détection (102).

3. Stimulateur implantable dans le corps selon la revendication 2, caractérisé en ce que le paramètre physiologique est le niveau d'oxygène moléculaire dans le sang veineux.

4. Stimulateur implantable dans le corps selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que l'événement électrique prédéterminé consiste dans l'apparition d'une onde R.

5. Stimulateur implantable dans le corps selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que l'événement électrique prédéterminé consiste dans l'apparition d'une onde P.

6. Stimulateur cardiaque fonctionnant à la demande, destiné à appliquer des impulsions de stimulation au coeur à une cadence prédéterminée en l'absence de battements de coeur se produisant naturellement, caractérisé en ce qu'il comprend : des moyens de détection (102) destinés à détecter des signaux cardiaques apparaissant naturellement et à générer un signal de restauration ; des moyens de génération d'impulsions (100) destinés à générer des impulsions de stimulation à une cadence de stimulation minimale, comprenant des moyens de définition

de cadence (156, 158) destinés à produire chaque impulsion de stimulation de façon que les impulsions successives soient séparées par un intervalle d'espacement correspondant à la cadence de stimulation, et des moyens de restauration (152) qui réagissent à un signal de restauration en restaurant les moyens de définition de cadence et en faisant redémarrer l'intervalle d'espacement ; des moyens (12, 30) destinés à mesurer un paramètre physiologique représentatif du niveau de débit cardiaque demandé par le corps du patient, et à fournir un signal de modification d'intervalle d'espacement ; et des moyens (160, 162) qui réagissent au signal de modification d'intervalle d'espacement en réglant l'intervalle d'espacement de façon à fournir des impulsions de stimulation à la demande, à une cadence minimale corrélée avec les exigences de débit cardiaque du patient.

7. Stimulateur cardiaque fonctionnant à la demande selon la revendication 6, caractérisé en ce que les moyens de réglage (160, 162) comprennent des moyens destinés à diminuer l'intervalle d'espacement.

8. Stimulateur cardiaque fonctionnant à la demande selon l'une quelconque des revendications 6 ou 7, caractérisé en ce que les moyens de réglage (160, 162) comprennent des moyens destinés à augmenter l'intervalle d'espacement.

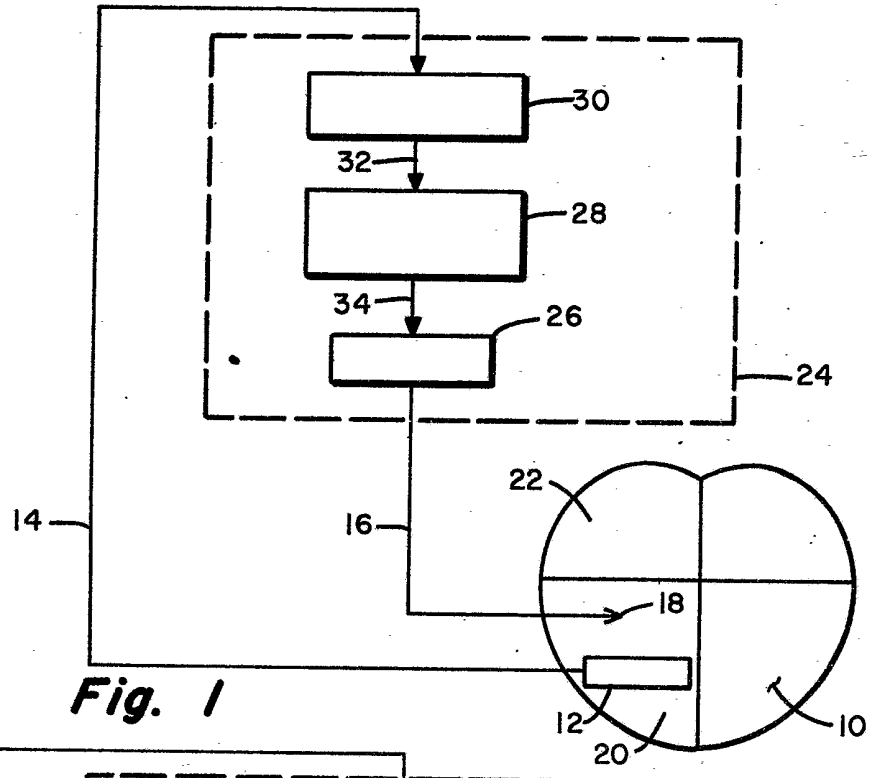

30
32
28
34
26
24
22
14
16
18
12
20
10

Fig. 1

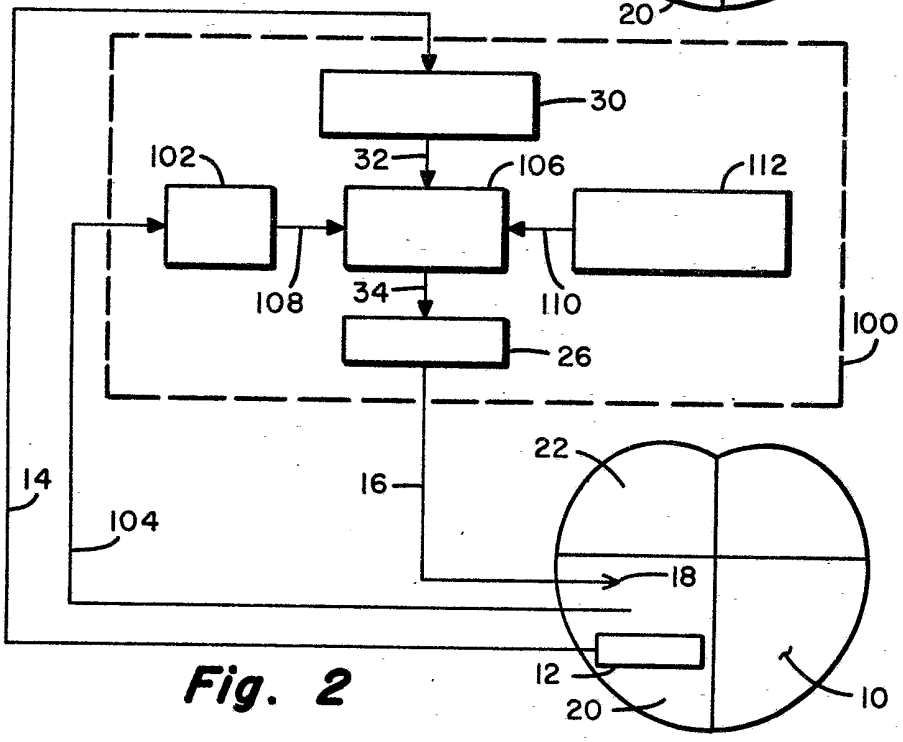

30
102
32
106
112
108
34
110
100
26
22
14
16
104
18
12
20
10

Fig. 2

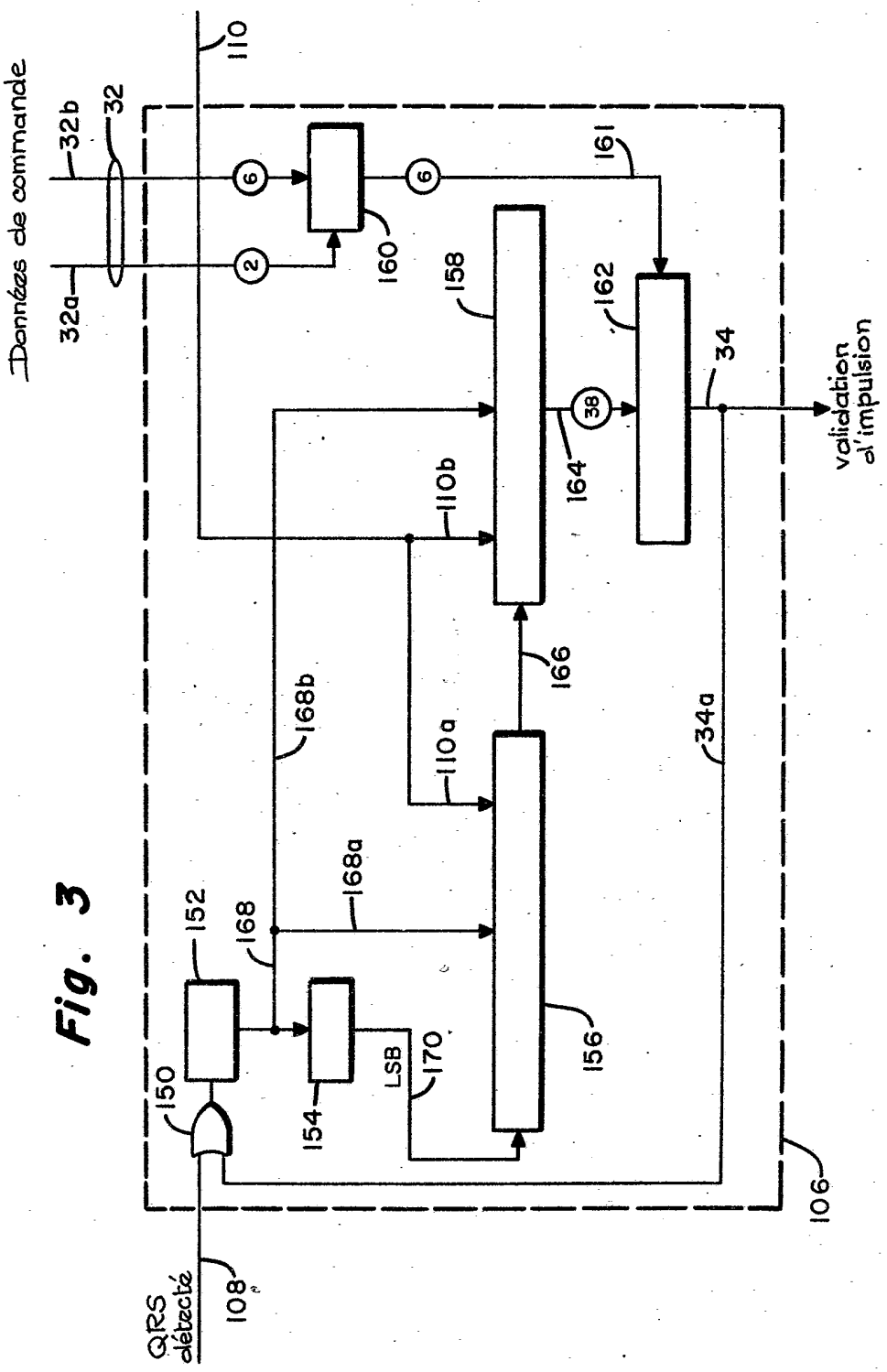

Données de commande
32b
32
32a
110
6
2
160
161
158
162
34
validation d'impulsion
38
164
110b
166
168b
110a
34a
168a
168
152
150
154
LSB
170
156
106
QRS détecté
108

Fig. 3

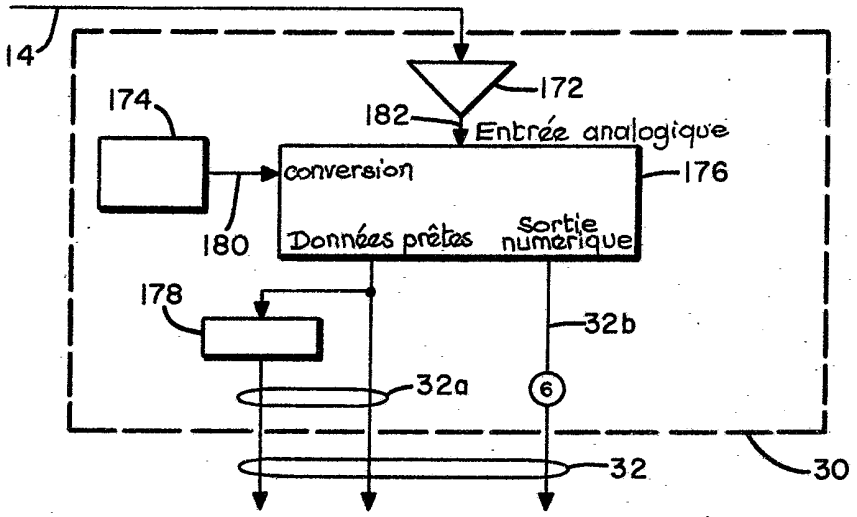

14
174
172
182
Entrée analogique
conversion
176
180
Données prêtes
Sortie numérique
178
32b
32a
6
32
30

Fig. 4

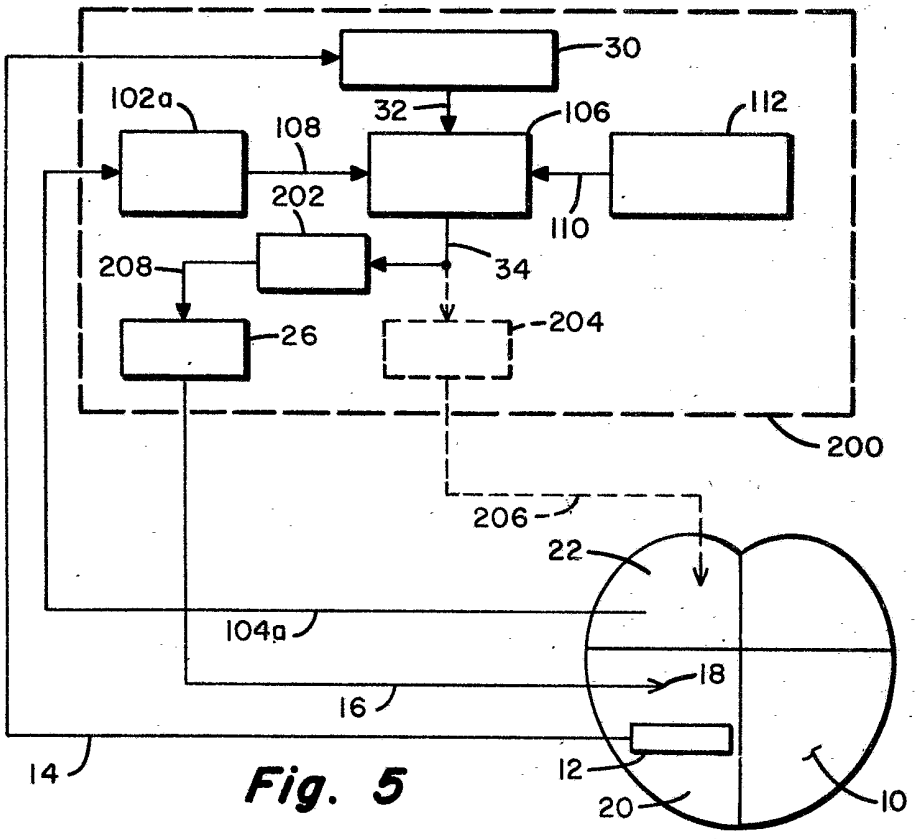

30
102a
32
106
112
108
202
110
208
34
26
204
200
206
22
104a
18
16
14
12
20
10

Fig. 5

| Position de Bit | Cadence (Battements/minute) |
|---|---|
| 30 | 120 |
| 36 | 100 |
| 40 | 90 |
| 45 | 80 |
| 50 | 72 |
| 55 | 65,4 |
| 60 | 60 |
| 65 | 55,4 |
| 70 | 51,4 |
| 75 | 48 |
| 78 | 46 |

Fig. 6a

| Niveau de $O_2$ (%) | Position de bit | Réseau de bascules à 6bits (Poids fort ... Poids faible) |
|---|---|---|
| 70+ | 67 | 1 0 0 0 0 1 |
| 70 | 60 | 0 1 1 1 1 0 |
| 68 | 50 | 0 1 0 1 0 0 |
| 66 | 45 | 0 0 1 1 1 1 |
| 64 | 40 | 0 0 1 0 1 0 |
| 62 | 36 | 0 0 0 1 1 0 |
| 60 | 30 | 0 0 0 0 0 0 |

Fig. 6b