(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) **N° de publication :** **2 872 019**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) **N° d'enregistrement national :** **04 06902**

(51) Int Cl[7] : **A 61 B 5/11**, G 06 T 7/00

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 24.06.04.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de mise à la disposition du public de la demande :** 30.12.05 Bulletin 05/52.

(56) **Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire :** *Ce dernier n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

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

(71) **Demandeur(s) :** *GENERAL ELECTRIC COMPANY* — US.

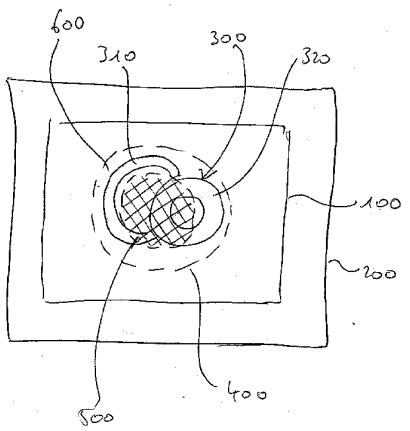
(72) **Inventeur(s) :** LIENARD JEAN et VAILLANT REGIS.

(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire(s) :** REGIMBEAU.

(54) PROCEDE DE SUIVI D'ACTIVITE CARDIAQUE A PARTIR D'UNE SERIE D'IMAGES DU COEUR.

(57) L'invention concerne un procédé de suivi de l'activité cardiaque à partir d'une série d'images du coeur (300) réalisées par rayons X, caractérisé en ce que l'on prélève une atténuation des rayons X sur une zone (600) sujette à des épaississements répétitifs d'au moins une paroi (310, 320) du coeur (300), et on exploite un signal d'atténuation répétitif dans cette zone en tant que signal représentatif de l'activité cardiaque.



FR 2 872 019 - A1

L'invention concerne le suivi du mouvement cardiaque par des moyens autres que l'enregistrement direct de l'activité électrique du cœur.

Il est en effet nécessaire, dans différentes situations, de connaître l'activité du cœur (notamment le rythme et la régularité des battements) alors que les moyens habituels d'établissement d'un électrocardiogramme ne sont pas disponibles ou peu utilisables.

On rappellera l'importance de l'électrocardiogramme non seulement pour diagnostiquer une maladie ou un dommage du cœur, mais aussi pour évaluer les effets d'un traitement ou d'un dispositif de régulation de l'activité cardiaque (pacemaker).

Cet électrocardiogramme est souvent utilisé en parallèle d'une acquisition d'images angiographiques, notamment lors d'interventions chirurgicales.

Outre ces applications médicales, le signal d'électrocardiogramme est également utilisé pour le traitement d'images d'angiographie cardio-vasculaire..

En effet il permet d'identifier aisément les images qui correspondent à la même phase au sein de différents cycles cardiaques. Ainsi, deux images synchrones peuvent être obtenues et soustraites l'une à l'autre, éliminant ainsi les effets de contraste dus aux tissus non imprégnés, mettant en évidence alors les seuls contrastes dus à l'imprégnation par le produit de contraste injecté et apparu entre les deux cycles.

L'invention vise à fournir un signal équivalent à l'électrocardiogramme en l'absence de moyens habituels à cet effet, c'est à dire à partir de la seule séquence d'images acquises par un système d'imagerie. L'invention concerne notamment les systèmes d'imagerie par projection, tout particulièrement les systèmes à rayons X.

L'invention vise en particulier à fournir un tel signal qui soit d'une fiabilité particulièrement élevée.

Ces buts sont atteints selon l'invention grâce à un procédé de suivi de l'activité cardiaque à partir d'une série d'images angiographiques réalisées par rayons X, caractérisé en ce que l'on prélève une atténuation des rayons X sur une zone sujette à des épaississements répétitifs d'au moins une paroi du cœur, et on exploite un signal d'atténuation répétitif correspondant à des épaississements en tant que signal représentatif de l'activité cardiaque.

D'autres caractéristiques, buts et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description détaillée qui va suivre, faite en référence aux figures annexée sur lesquelles :

- les figures 1A et 1B sont des prises de vue utilisées dans une première variante de l'invention ; l'une schématique, l'autre plus réaliste.

- la figure 2 illustre l'évolution d'un signal représentatif de l'activité cardiaque obtenu dans cette première variante ;

- la figure 3 représente un tracé de corrélation établi à partir du signal représentatif d'activité cardiaque ;

- la figure 4 est une prise de vue utilisée dans une seconde variante de l'invention ;

- la figure 5 représente un profil d'atténuation de rayonnement, mis en correspondance avec une coupe schématique du cœur en phase diastolique ;

- la figure 6 représente un profil d'atténuation de rayonnement mis en correspondance d'une coupe schématique du cœur en phase systolique ;

- la figure 7 représente une association angiologique entre un profil d'atténuation et des courbes analytiques selon cette seconde variante de l'invention ;

- la figure 8 illustre l'évolution d'un signal représentatif de l'activité cardiaque obtenu dans le cadre de cette seconde variante de l'invention ;

Dans une première variante de l'invention, on s'apprête à disposer d'une série d'images telles que celles illustrées à la figure 1.

Chaque image s'inscrit au sein d'un champ d'acquisition 100 du type rectangulaire qui correspond sensiblement à l'ensemble de la zone d'affichage de l'écran 200.

Le cœur 300 se trouve sensiblement au centre du champ d'acquisition, représenté sur la figure 1A sous la forme de deux anneaux juxtaposés 310 et 320, ces anneaux 310 et 320 représentent schématiquement le ventricule droit 310 et le ventricule gauche 320. Sur la figure 1B, plus conforme à la nature projective du système d'imagerie, le cœur est représenté sous la forme elliptique grisée.

Bien entendu, ces représentations sont très schématiques, puisque l'image du cœur peut se présenter sous différentes orientations en fonction du positionnement du capteur et de la source à rayons X.

De plus, en pratique la vue n'est pas une vue en coupe telle que schématisée ici sur la figure 1A, mais une vue projective comme sur la figure 1B. En d'autres termes, chaque pixel du champ d'acquisition est la projection d'un ensemble d'atténuations rencontrées le long d'un axe qui relie le pixel considéré à la source de rayons X.

On met ici à profit les variations de l'épaisseur des parois du cœur, c'est à dire les variations de quantité de tissu traversé par l'ensemble des axes de projection d'une zone de prélèvement donnée. Pour cela, on s'intéresse ici aux variations des épaisseurs de parois sur un ensemble couvrant une partie du cœur, partie qui est délimitée sensiblement par la forme extérieure du cœur.

Cette zone s'inscrit ici à l'intérieur d'un cercle 400, représenté en pointillé sur la figure 1, qui est choisi pour englober sensiblement l'image du cœur. Il est à peine plus large que la projection du cœur de sorte qu'il affleure sensiblement les parois latérales du cœur.

L'atténuation du rayonnement sur cette zone est transformée en une hauteur d'eau équivalente, c'est à dire la hauteur d'eau délivrant une même intensité de pixels que celle présente à l'écran dans la zone en question.

On utilise pour cela la loi de Lambert qui définit l'atténuation d'un rayon X monochromatique de la façon suivante :

$$I = I_{\max} e^{-\mu H} \Rightarrow H = \frac{1}{\mu}\left[\log(I_{\max}) - \log(I)\right]$$

L'intensité I est l'intensité moyenne prélevée à chaque instant à l'intérieur sur une zone de suivi, c'est à dire dans la zone sujette aux variations d'épaisseur des parois du cœur.

Une telle zone 600 sera nommée « région d'intérêt » (ROI – Region Of Interest).

H est la hauteur d'eau équivalente, μ est le coefficient d'atténuation et I_{max} est l'intensité maximale de l'image. μ est égal à environ 0,02 mm^{-1}, pour l'atténuation linéaire de l'eau sous une exposition à 80 kV.

Dans le présent exemple, le dispositif d'imagerie est muni, de façon classique en soi, de moyens d'asservissement d'intensité d'image. Ces moyens d'asservissement ont pour rôle de maintenir une intensité moyenne constante dans une zone qui recouvre elle aussi une partie non négligeable du cœur.

Cette zone est représentée de manière hachurée sous la référence 500 sur la figure 1. Il s'agit d'un disque central d'une dimension classiquement inférieure à l'image du cœur à l'écran. Ces moyens d'asservissement mesurent l'intensité moyenne dans le disque 500 en intégrant l'ensemble des pixels sur ce disque, et modulent ensuite l'intensité des rayons X à l'émission, de façon à ce que cette intensité moyenne atteigne une valeur de consigne prédéfinie.

En d'autres termes, le disque central 500 ne présente que de très faibles variations d'intensité, y compris au sein d'un cycle cardiaque, car la boucle d'asservissement agit en temps réel, pour le maintien de l'intensité.

On extrait avantageusement ce disque central d'asservissement 500 de la zone servant à l'observation des variations d'atténuation.

Cette partie éliminée correspondra typiquement à 50% du champ de projection 100.

Ainsi, la zone de suivi de l'épaisseur de paroi traversée se limite à un anneau 600, défini extérieurement par le cercle 400 précédemment décrit, et délimité intérieurement par la périphérie du disque 500 sujet à l'asservissement. Cet anneau 600 s'avère être justement la zone la plus sujette à des variations d'épaisseur de parois, puisqu'elle recouvre

transversalement les parois de ventricule gauche et droit. En d'autres termes, cet anneau 600 englobe les parois dont l'épaisseur variable forme un masque à étendue variable devant le faisceau de rayons X.

En d'autres termes, la zone de prélèvement est positionnée de telle sorte que le cœur présente au moins une paroi dont l'épaisseur projetée à une étendue variable dans la zone de prélèvement.

L'intensité moyenne intégrée sur l'ensemble des pixels de cet anneau 600 présente une évolution au cours du temps qui est représentée à la figure 2, où chaque pic correspond à la phase systolique d'un battement.

Ces pics se répartissent sur une évolution générale de forme croissante, car le test a ici été effectué au cours de l'injection d'un produit de contraste. Ce produit de contraste utilisé pour d'autres buts, n'est pas nécessaire à la mise en œuvre de l'invention.

Ainsi, le signal d'épaisseur d'eau qui résulte de ce traitement présente une variation quasi périodique superposée à la variation graduelle due à l'injection de produit de contraste dans l'artère épicardiale et sa perfusion dans le myocarde.

Le tracé obtenu par un relevé d'intensité de ce type est particulièrement significatif.

Le tracé de la figure 2 est avantageusement exploité par une étape de calcul consistant à calculer une fonction de corrélation, exprimée par la formule suivante :

$$R(k) = \sum_t S(t).S(t+k)$$

Dans cette formule, R est la fonction d'autocorrélation, S est le signal temporel de la figure 2, t est le temps tel qu'intégré sur ce signal et k est la variable de la fonction d'autocorrélation, également sous la forme d'un temps.

Le tracé de la fonction d'autocorrélation, tel que représenté à la figure 3, se présente lui-même sous la forme d'une série de pics successifs, dont le premier est positionné à la valeur moyenne des périodes du signal cardiaque. Les pics suivants sont les multiples de la période moyenne.

La fonction fournit une valeur moyenne T de la période qui est particulièrement précise. Cette valeur moyenne S est mise à profit dans une étape ultérieure où l'on compare T à la durée de chacun des battements rencontrés sur le tracé de la figure 2. On identifie ainsi les allongements ou raccourcissements individuels de chaque battement, permettant d'identifier chaque phase donnée de la configuration du cœur au sein des différents battements.

En d'autres termes, l'identification des allongements et raccourcissements de périodes grâce à la comparaison à cette valeur moyenne T permettent d'extraire des images synchrones appartenant à différents battements. Par soustraction entre ces images synchrones, on élimine les contrastes dus aux tissus non imprégnés par le produit de contraste, c'est à dire les tissus ayant un intérêt moindre, notamment les tissus autres que ceux du cœur.

Dans une seconde variante que l'on va décrire maintenant, le relevé d'intensité présente la forme d'un profil d'atténuation établi transversalement à au moins une paroi du cœur.

Pour cela, on limite ici les valeurs d'atténuation prises en compte à des segments de pixels dirigés transversalement à l'image du cœur.

Ainsi, sur la figure 4, un premier segment 700 est un segment spécifiquement orienté à 30° par rapport à un axe principal longitudinal X du cœur.

Un second segment est un segment 800 positionné, lui, à 60° par rapport à l'axe longitudinal X.

Ces orientations à 30 et 60° sont choisies pour intersecter les parois des ventricules et obtenir des profils indépendants de l'orientation de l'arceau mécanique porteur du dispositif d'imagerie à rayons X.

Là encore, la zone de prélèvement (le segment considéré) est donc positionnée de telle sorte que le cœur présente au moins une paroi dont l'épaisseur projetée a une étendue variable dans la zone de prélèvement.

On relève les intensités de pixels sur chacun de ces segments 700 et 800 et on affiche ces intensités en fonction du degré d'avancement sur

ce segment considéré (figure 5) sous la forme d'un profil d'atténuation transversale au coeur.

Plus spécifiquement, on établit un profil moyen 900 en faisant une moyenne des deux profils des segments 700 et 800.

Ce profil moyen 900 tel que représenté aux figures 5 et 6, présente ici deux élévations principales 910 et 920. Elles correspondent chacune au croisement du segment de prélèvement avec les parois du ventricule gauche, où l'épaisseur traversée est particulièrement importante. Ce profil 900 présente également une élévation additionnelle 930 nettement moins élevée, correspondant à une paroi du ventricule droit.

Des différences notables apparaissent entre les profils de la figure 5 et de la figure 6.

Ainsi, on remarquera que les élévations sont nettement plus prononcées à la phase systolique (figure 6) car les parois rencontrées sont surépaissies du fait de la contraction des ventricules.

Les élévations 910 et 920 ont une hauteur plus prononcée correspondant aux épaisseurs plus prononcées de parois, en travers de la zone de prélèvement. Cette contraction génère également un rétrécissement de la cavité 940 intérieure aux élévations principales 910 et 920 correspondant au rétrécissement de la cavité intérieure du ventricule droit.

Ce sont ces deux modifications du profil 900 qui sont mises à profit (figure 7) pour délivrer un signal représentatif de l'épaisseur des parois du cœur, et donc de l'activité du cœur.

Pour cela, le profil 900 est ici analysé comme étant l'assemblage de deux paraboles.

La première parabole 950 est considéré comme étant la forme de la silhouette extérieure du profil.

En d'autres termes, les deux élévations principales 920 et 910 présentent une courbure externe assimilables au flanc d'une parabole dont le sommet vient surplomber la cavité supérieure 940. Cette parabole est identifiée en positionnement et en courbure, par des moyens de

reconnaissance de forme automatiques intégrés aux moyens de traitement du dispositif d'imagerie.

La seconde parabole 960 correspond à la courbure et à la profondeur de la cavité supérieure 940.

En d'autres termes, les flancs intérieurs et le fond de cette cavité sont considérés comme définissant une parabole (de courbure et de positionnement).

Le profil 900 définit donc à chaque instant un couple de paraboles 950 et 960 dont les paramètres (de courbure et de positionnement) sont uniques.

Lorsque le profil 900 varie au cours d'un mouvement du cœur, les paraboles 950 et 960 ainsi positionnées évoluent en concordance.

D'autres courbes analytiques peuvent également être adoptées mais la parabole est la courbe analytique préférée pour la mise en œuvre de cette étape.

Il s'avère en outre que la courbure de la parabole externe 950 évolue fidèlement à la largeur du profil 900, et constitue de ce fait un paramètre de mesure de la distance séparant les parois externes du ventricule droit (et plus généralement du cœur).

La courbure de la parabole interne 960 représente quant à elle la largeur de la cavité interne du ventricule. Ainsi, la courbure de la parabole 960 évolue en concordance avec l'épaisseur interne du cœur.

Afin de tenir compte de ces deux courbures, on réalise une combinaison linéaire pondérée de celles-ci.

Cette moyenne pondérée est ici une simple différence entre ces deux courbures. Cette différence peut être considérée comme une mesure fidèle de l'épaisseur des parois du ventricule.

Ces courbures s'avèrent ainsi correspondre aux rayons de courbure intérieur et extérieur du cœur dans la zone ainsi observée.

Elle présente une évolution temporelle selon le tracé de la figure 8.

Cette évolution présente une série de pics répétitifs correspondant aux phases systoliques, répartis sur une variation graduelle correspondant à l'injection d'un produit de contraste. Le produit de contraste n'est toutefois

pas nécessaire à l'observation de ces pics, donc au suivi de l'activité cardiaque en elle-même.

Là encore, ce tracé est avantageusement exploité par le calcul d'une fonction de corrélation permettant d'identifier avec acuité la durée moyenne des cycles cardiaques et également d'en tirer les bénéfices en termes de traitement d'images synchrones.

L'invention peut être mise en œuvre dans le cadre d'images enregistrées (en particulier après la circulation du produit de contraste dans le réseau d'artères) aussi bien que dans le cadre d'images angioscopiques.

Les différents moyens décrits ci-dessus, et amenant à un suivi efficace de l'activité cardiaque sont par exemple mis en œuvre sous la commande d'un produit logiciel apte à réaliser les différentes étapes de traitement lorsqu'il est implémenté sur un processeur adapté.

REVENDICATIONS

1. Procédé de suivi de l'activité cardiaque à partir d'une série d'images du cœur (300) réalisées par rayons X, caractérisé en ce que l'on prélève une atténuation des rayons X sur une zone (600, 700, 800) sujette à des épaississements répétitifs d'au moins une paroi (310, 320) du cœur (300), et on exploite un signal d'atténuation répétitif dans cette zone en tant que signal représentatif de l'activité cardiaque.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la zone de prélèvement (600, 700, 800) présente une périphérie sensiblement circulaire (400) et correspondant sensiblement aux dimensions du cœur.

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que la périphérie circulaire (400) englobe le coeur.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la zone de prélèvement (600) englobe une zone (500) qui est exclue du prélèvement.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que la zone exclue (500) est une zone à intensité régulée.

6. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la zone de prélèvement (600, 700, 800) est constitué d'au moins un segment (700, 800) qui intersecte la projection d'étendue variable d'une épaisseur de paroi (310, 320).

7. Procédé selon la revendication précédente, caractérisé en ce que le segment (700, 800) est positionné à 30° par rapport à l'axe longitudinal du cœur.

8. Procédé selon la revendication 6 ou la revendication 7, caractérisé en ce que le segment (700, 800) est positionné à 60° par rapport à l'axe longitudinal du cœur.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications 6 à 8, caractérisé en ce que l'on établit un profil d'atténuations (900) sur un parcours de segment(s) et on identifie un ou des paramètres d'une courbe

analytique (950, 960) d'un type préétabli qui soit concordante en forme avec ce profil (900).

10. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce que l'on identifie les paramètres de deux paraboles (950, 960), l'une concordant en forme avec la silhouette externe (910, 920) du profil, l'autre avec une cavité supérieure (930) du profil (900), et on établit une combinaison pondérée de ces paramètres en tant que signal représentatif de l'activité cardiaque.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'on établit un tracé représentatif de l'activité cardiaque et on calcule une relation de corrélation sur ce tracé, de manière à identifier au moins la période moyenne des battements du cœur.

12. Procédé selon la revendication précédente, caractérisé en ce que l'on utilise la période moyenne de battement du cœur pour établir, sur le tracé d'activité cardiaque, les retards ou avances de chacun des battements du cœur identifiés.

13. Procédé selon la revendication précédente, caractérisé en ce que les retards ou avances ainsi identifiés sont utilisés pour associer des images synchrones de différents cycles cardiaques.

14. Dispositif d'imagerie médicale par rayons X, comportant des moyens de suivi de l'activité cardiaque à partir d'une série d'images du cœur (300), caractérisé en ce qu'il présente des moyens pour prélever une atténuation de rayons X sur une zone (600, 700, 800) sujette à des épaississements répétitifs d'au moins une paroi (310, 320) du cœur (300), et des moyens pour exploiter un signal d'atténuation répétitif dans cette zone (600, 700, 800) en tant que signal répétitif de l'activité cardiaque.

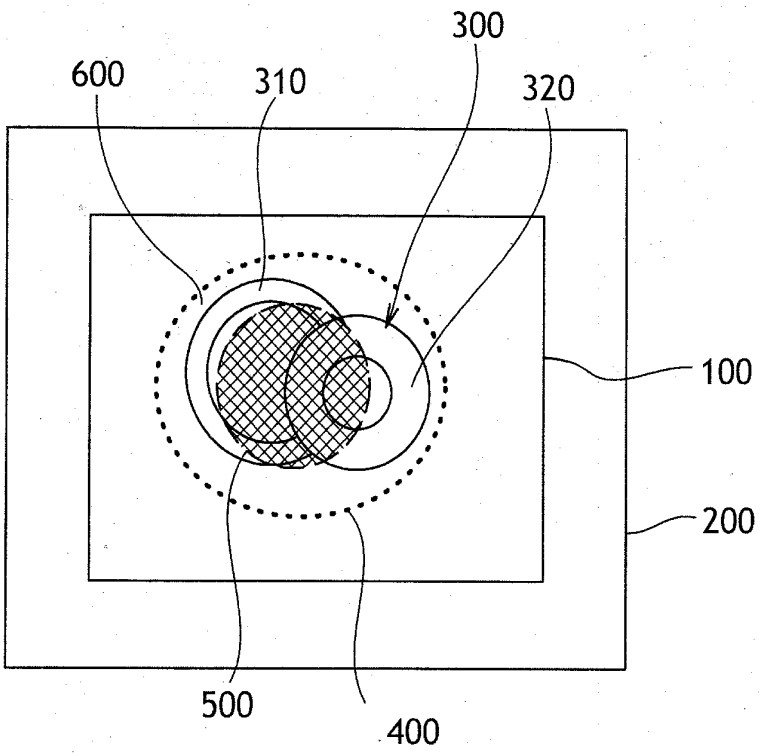


FIG.1A

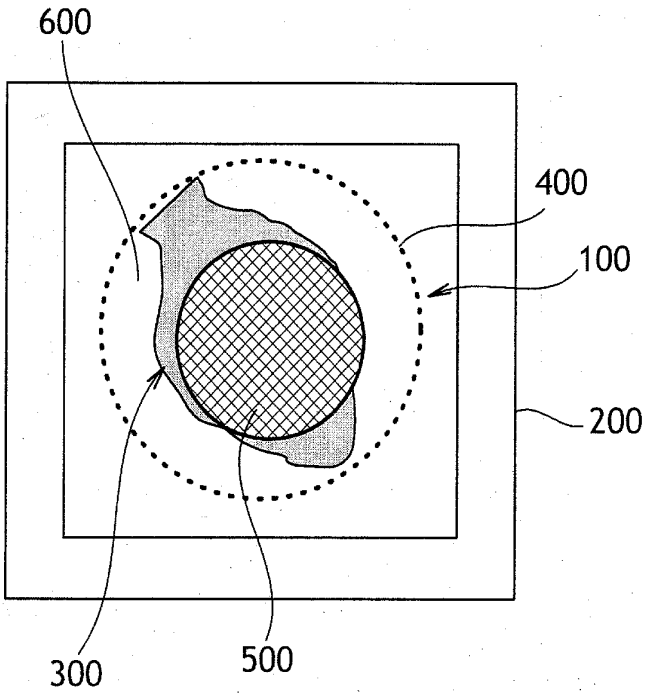


FIG.1B

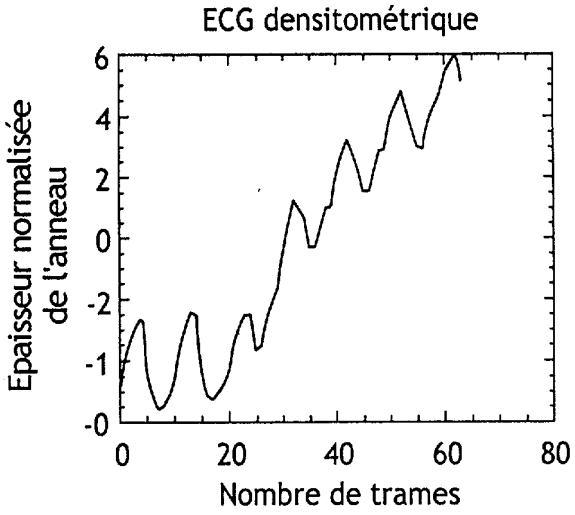

ECG densitométrique
Epaisseur normalisée de l'anneau
6
4
2
0
-2
-1
-0
0
20
40
60
80
Nombre de trames

FIG.2

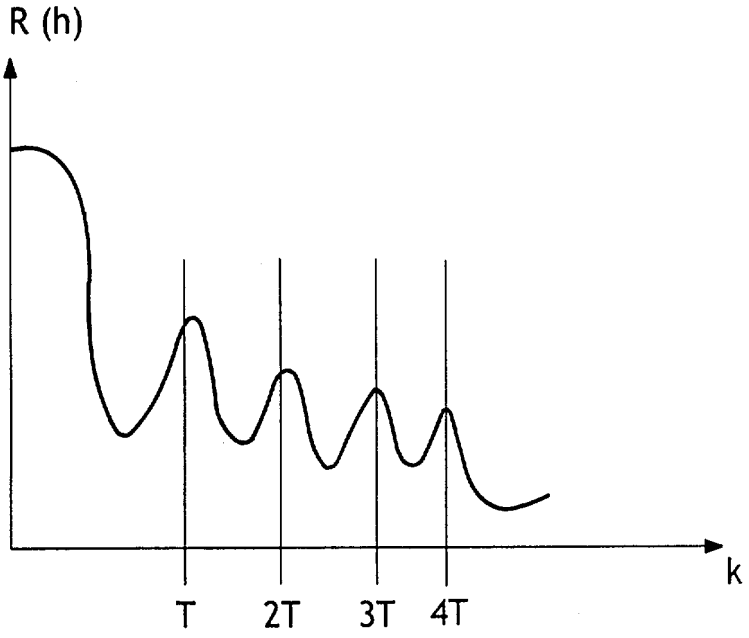

R (h)
k
T
2T
3T
4T

FIG.3

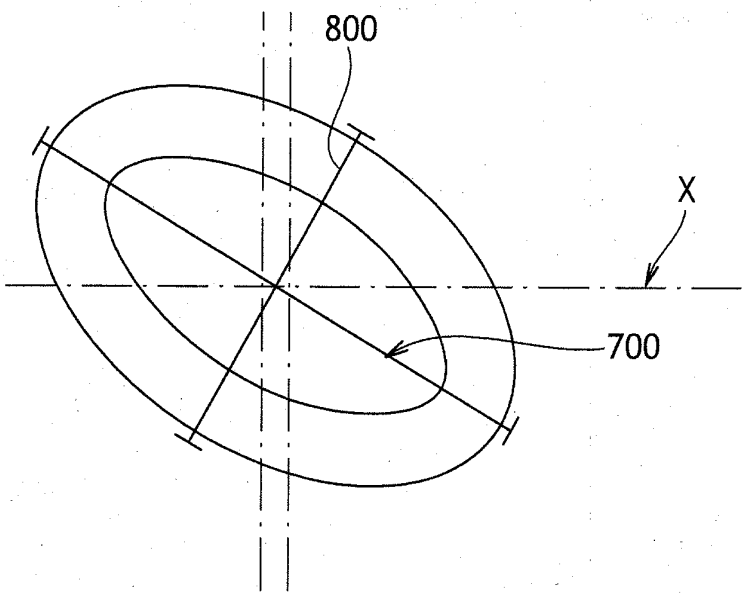


FIG.4

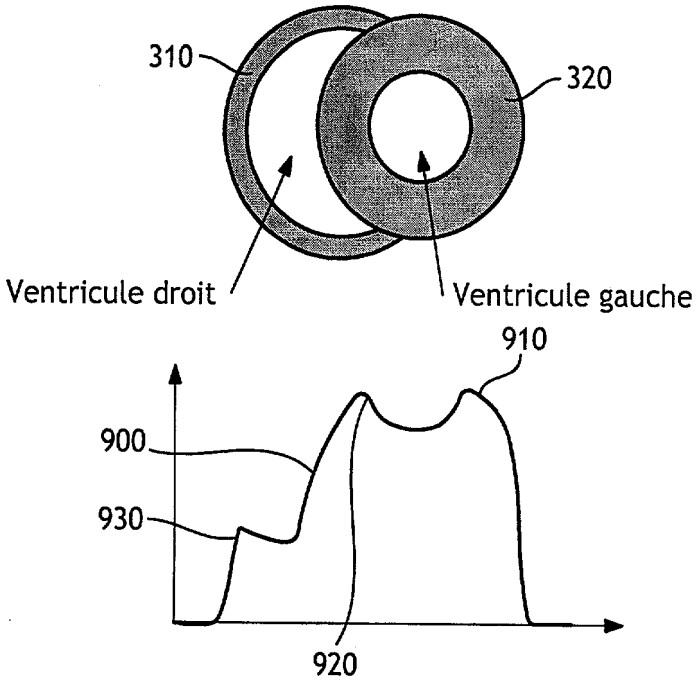

310
320
Ventricule droit
Ventricule gauche
910
900
930
920

FIG.5

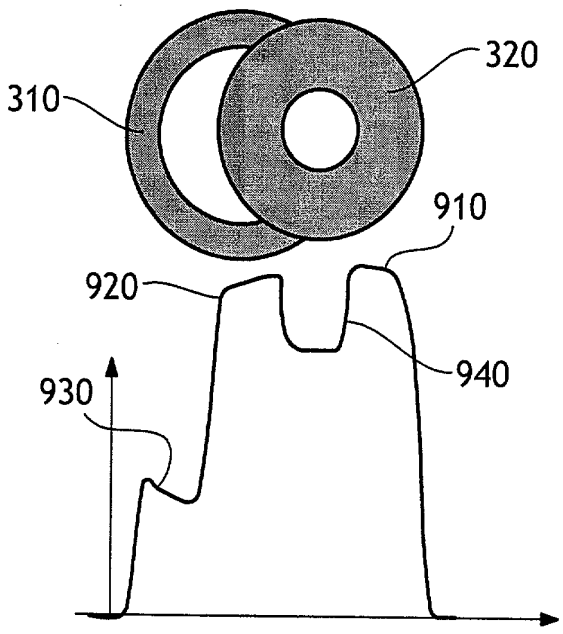

320
310
910
920
940
930

FIG.6

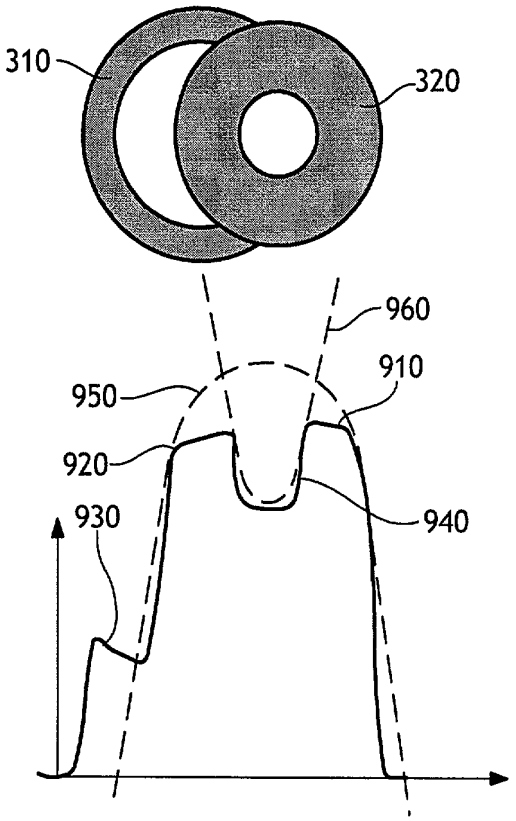

310
320
960
910
950
920
930
940

FIG.7

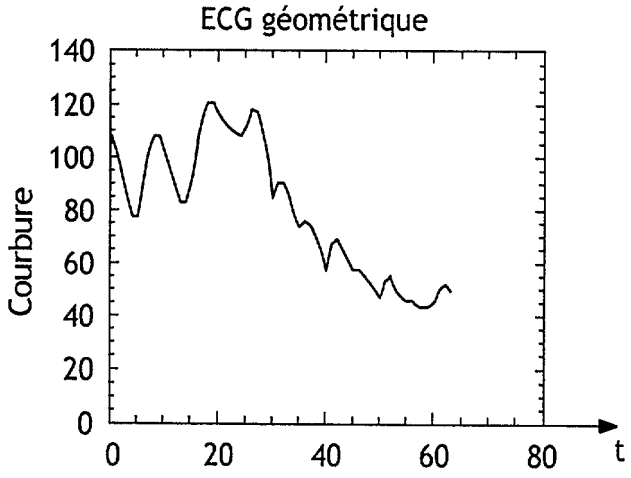

ECG géométrique
Courbure
140
120
100
80
60
40
20
0
0
20
40
60
80
t

FIG.8

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

2872019

INPI
INSTITUT NATIONAL DE LA PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE PARTIEL

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

voir FEUILLE(S) SUPPLÉMENTAIRE(S)

N° d'enregistrement national

FA 651193
FR 0406902

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendications concernées	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	WO 01/67960 A (CEDARA SOFTWARE CORP ; MENHARDT WIDO (US)) 20 septembre 2001 (2001-09-20) * page 3, ligne 19; revendications 6-8; figures 1,4,5 *	14	A61B5/11 G06T7/00
X	WO 02/26125 A (VITAL IMAGES INC) 4 avril 2002 (2002-04-04) * page 7, ligne 4-9; revendications 10,24,25 *	14	
A	FR 2 848 093 A (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC) 11 juin 2004 (2004-06-11) * revendications 1,12; figure 2 *	14	
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 2000, no. 11, 3 janvier 2001 (2001-01-03) & JP 2000 225115 A (SHIMADZU CORP), 15 août 2000 (2000-08-15) * le document en entier *	1	

DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)

G06T

Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
19 janvier 2005	Bernas, Y

CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITES

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : arrière-plan technologique
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons

& : membre de la même famille, document correspondant

EPO FORM 1503 12.99 (P04C35)

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0406902 FA 651193

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 19-01-2005
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 0167960 A	20-09-2001	AU 4212701 A	24-09-2001
		WO 0167960 A2	20-09-2001
WO 0226125 A	04-04-2002	AU 9471101 A	08-04-2002
		CA 2423485 A1	04-04-2002
		EP 1322219 A2	02-07-2003
		JP 2004509686 T	02-04-2004
		WO 0226125 A2	04-04-2002
FR 2848093 A	11-06-2004	FR 2848093 A1	11-06-2004
		DE 10357274 A1	24-06-2004
		JP 2004188196 A	08-07-2004
		US 2005002549 A1	06-01-2005
JP 2000225115 A	15-08-2000	AUCUN	

EPO FORM P0465

RECHERCHE INCOMPLÈTE
FEUILLE SUPPLÉMENTAIRE C

Numéro de la demande
FA 651193
FR 0406902

Revendications ayant fait l'objet de recherches complètes:
14

Revendications n'ayant pas fait l'objet de recherches:
1-13

Raison pour la limitation de la recherche (invention(s) non brevetable(s)):

Méthode de diagnostic appliquée au corps humain ou animal possédant de surcroît un caractère invasif (rayons X) at ainsi s'apparentant également à une méthode de traitement chirurgical du corps humain ou animal.