

19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

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

2 944 203

21 N° d'enregistrement national : 09 52298

51 Int Cl^B : A 61 B 19/00 (2006.01), A 61 B 6/00, G 06 T 11/00,
17/00, G 06 F 19/00

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 08.04.09.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 15.10.10 Bulletin 10/41.

56 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

60 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

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

72 Inventeur(s) : SOUBELET ELISABETH et VAILLANT
REGIS.

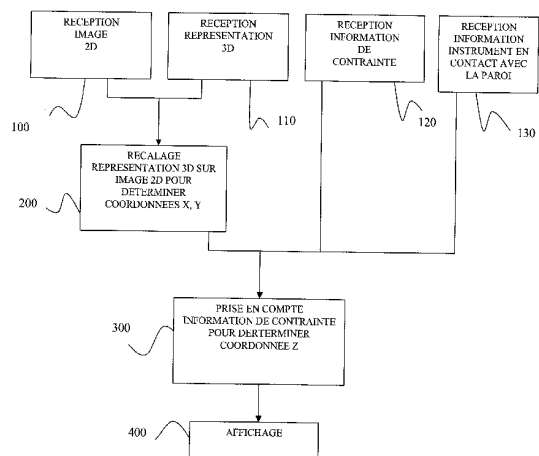
73 Titulaire(s) : GENERAL ELECTRIC COMPANY.

74 Mandataire(s) : CABINET REGIMBEAU.

54 SYSTEME ET PROCEDE POUR DETERMINER LA POSITION D'UN INSTRUMENT MEDICAL.

57 L'invention concerne un procédé d'imagerie médicale pour la navigation d'un instrument médical orientable (11) destiné à être déplacé à l'intérieur du corps d'un patient (6), caractérisé en ce qu'il comprend:

- la réception (100) d'au moins une image 2D d'une cavité d'un patient acquise par un dispositif d'acquisition (2), cavité pour laquelle on dispose d'une représentation 3D,
- la réception (120) d'au moins une information de contrainte appliquée à l'instrument pour commander l'orientation dudit instrument à l'intérieur du corps du patient,
- la combinaison (200, 300) des données issues de l'information de contrainte, de l'image 2D, et de la représentation 3D pour déterminer la position de l'instrument.



FR 2 944 203 - A1



SYSTEME ET PROCEDE POUR DETERMINER LA POSITION D'UN INSTRUMENT MEDICAL

5 DOMAINE DE L'INVENTION

La présente invention concerne de manière générale le domaine de la radiologie interventionnelle.

10 Plus particulièrement, la présente invention est relative à des procédés et systèmes d'imagerie pour déterminer la position d'un instrument médical situé à l'intérieur d'un patient.

ETAT DE LA TECHNIQUE

15 Le principe des procédures de radiologie interventionnelle consiste, pour un utilisateur, à guider et à déployer un instrument médical à l'intérieur d'un patient en étant assisté par un système d'imagerie médicale.

Ce système d'imagerie médicale permet l'acquisition, le traitement, et l'affichage en temps réel d'informations sur la position de l'instrument, de même
20 qu'une représentation de l'intérieur du patient

Il a déjà été proposé des systèmes d'imagerie médicale permettant l'affichage d'une représentation tridimensionnelle (3D) illustrant un instrument médical dans sa position courante et le système vasculaire du patient.

Le document US 6 317 621 décrit un système d'imagerie médicale
25 comprenant des moyens d'acquisition, des moyens de traitement et des moyens d'affichage. Les moyens d'affichage permettent d'afficher une représentation 3D illustrant l'instrument médical dans sa position courante et le système vasculaire du patient. Pour calculer la position 3D de l'instrument médical, les moyens de traitement utilisent deux images 2D simultanément acquises à différents angles
30 par les moyens d'acquisition.

Cependant, l'acquisition simultanée de deux images 2D nécessite l'émission de doses plus importantes de rayons X vers le patient. Or ces doses de rayons X sont nocives au patient. Par ailleurs, il y a une incertitude sur les coordonnées 3D calculées de l'instrument médical.

Le document US 6 389 104 décrit un système d'imagerie médicale permettant d'afficher une représentation 3D illustrant l'instrument médical dans sa position courante et le système vasculaire du patient. Le système d'imagerie comprend des moyens de traitement aptes à déterminer la position courante de l'instrument médical à partir d'une unique image 2D acquise par des moyens d'acquisition.

Un défaut de ce type de méthode est qu'elle n'est pas applicable à la détermination de la position 3D d'un instrument médical déplacé dans une cavité (par exemple le cœur).

En effet, ce type de méthode n'est applicable qu'à la détermination de la position de l'extrémité de l'instrument médical dans des vaisseaux (par exemple une veine) pour la raison suivante.

Une cavité est un plus gros volume qu'un vaisseau.

Le nombre de positions 3D potentielles de l'extrémité d'un instrument médical déplacé dans une cavité est donc beaucoup plus important que le nombre de positions 3D potentielles de l'extrémité d'un instrument médical déplacé dans un vaisseau.

Les méthodes du type de celle décrite dans US 6 389 104 ne peuvent donc pas s'appliquer à la détermination de la position 3D courante de l'extrémité d'un instrument médical déplacé dans une cavité du fait du trop grand nombre de positions 3D potentielles pour celle-ci.

Par ailleurs, il n'existe aucune méthode mathématique exacte permettant de calculer les coordonnées 3D d'un point à partir d'une image 2D unique. Par conséquent, la représentation 3D affichée ne représente pas l'instrument médical dans sa position courante vraie. La représentation 3D affichée représente l'instrument dans sa position courante la plus probable. Or l'opérateur ne dispose d'aucune information visuelle leur précisant la probabilité d'exactitude de la position courante affichée.

Ceci peut entraîner une dégradation des structures internes du patient par l'opérateur qui se base sur des informations inexactes pour déplacer l'instrument médical.

Un but de la présente invention est de proposer un procédé et un système d'imagerie médicale permettant de pallier au moins l'un des inconvénients précités.

Plus précisément, un but de la présente invention est de proposer un procédé et un système d'imagerie médical permettant de suivre avec précision la position 3D d'un instrument médical mobile et orientable déplacé dans une cavité.

5 PRESENTATION DE L'INVENTION

A cet effet, l'invention propose un procédé pour le suivi de la navigation d'un instrument médical mobile et orientable, dont le mouvement peut être commandé par des moyens de commande aptes à fournir une information sur la
10 contrainte appliquée à l'instrument médical pour commander son orientation, dans le cadre d'un procédé d'imagerie médical, remarquable en ce qu'il comprend :

- l'acquisition par un dispositif d'acquisition d'au moins une image 2D d'une cavité pour laquelle on dispose d'une représentation 3D,
- la réception d'au moins une information de contrainte appliquée à
15 l'instrument pour commander l'orientation dudit instrument,
- la combinaison des données issues de l'information de contrainte, de l'image 2D, et de la représentation 3D pour déterminer la position de l'instrument.

L'instrument médical peut être un cathéter, un endoscope, ou tout autre
20 instrument connu de l'homme du métier. De préférence, l'image 2D acquise par le dispositif d'acquisition est une image fluoroscopique rayons X.

Ainsi, une solution au but de l'invention est d'utiliser un cathéter commandé par des moyens de commande aptes à fournir une information sur la contrainte appliquée à l'instrument pour commander l'orientation de celui-ci, et de combiner
25 cette information dite information de contrainte avec la représentation 3D et l'image 2D pour déterminer la position 3D courante de l'extrémité de l'instrument médical.

Le fait de combiner des données relatives à la commande d'orientation de l'instrument médical, et des données de l'image 2D et de la représentation 3D
30 permet de déterminer avec précision la position courante en trois dimensions de l'instrument médical.

Des aspects préférés mais non limitatifs du procédé selon l'invention sont les suivants :

- l'étape de combinaison des données comprend :

- le recalage de la représentation 3D sur l'image 2D pour déterminer les coordonnées 2D de l'instrument médical par rapport à la représentation 3D et
 - la prise en compte de l'information de contrainte pour déterminer la troisième coordonnée de l'instrument par rapport à la représentation 3D,
- 5
- le procédé comprend la réception d'une information sur la position 3D précédente de l'instrument, ladite information sur la position 3D précédente de l'instrument étant combinée à l'information de contrainte pour déterminer la position de l'instrument lorsque qu'aucune information indiquant que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité n'est reçue,
- 10
- le procédé comprend en outre la prise en compte du cycle cardiaque du patient et l'affichage de la position de l'instrument sur la vue 2D de la représentation 3D à chaque cycle cardiaque.
- 15

L'invention concerne également un système d'imagerie médicale comportant :

- un dispositif d'acquisition composé d'une source de rayonnement et d'un capteur d'acquisition d'images 2D pour l'acquisition d'une image 2D d'une cavité d'un patient,
- 20
- au moins une mémoire pour le stockage d'au moins une représentation 3D de la cavité du patient,
 - un instrument médical orientable destiné à être déplacé à l'intérieur du corps d'un patient, l'orientation dudit instrument étant commandée par une information de contrainte appliquée à l'instrument par l'utilisateur en utilisant des moyens de commande,
- 25
- une unité de traitement apte à combiner les données issues de l'information de contrainte, de l'image 2D et de la représentation 3D pour déterminer les coordonnées 3D de l'instrument.

30 Des aspects préférés mais non limitatifs du système selon l'invention sont les suivants :

- le système comprend en outre des moyens pour déterminer que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité dans laquelle est déplacé l'instrument médical,

- l'unité de traitement est apte à :
 - o recalcr la représentation 3D sur l'image 2D pour déterminer les coordonnées 2D de l'instrument médical par rapport à la représentation 3D et
 - 5 o prendre en compte de l'information de contrainte pour déterminer la troisième coordonnée de l'instrument par rapport à la représentation 3D,
- l'unité de traitement est apte à recevoir une information sur la position 3D précédente de l'instrument, ladite information sur la position 3D précédente
10 de l'instrument étant combinée à l'information de contrainte pour déterminer la position de l'instrument lorsque qu'aucune information indiquant que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité n'est reçue.
L'invention concerne également un produit programme d'ordinateur
15 comprenant des instructions de code programme pour la mise en œuvre du procédé décrit ci-dessus.

BREVE DESCRIPTION DES FIGURES

- 20 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront encore de la description qui suit, laquelle est purement illustrative et non limitative et doit être lue en regard des dessins annexés, sur lesquels :
- la figure 1 illustre un mode de réalisation du système d'imagerie selon l'invention ;
 - 25 - la figure 2 illustre un mode de réalisation du procédé d'imagerie médical selon l'invention
 - la figure 3 illustre les positions potentielles d'une extrémité distale d'un instrument médical orientable par rapport à une source et un capteur du système d'imagerie selon l'invention.

30

DESCRIPTION DETAILLEE DE L'INVENTION

On va maintenant décrire plus en détail le système et le procédé d'imagerie médicale selon l'invention en référence à une procédure d'électrophysiologie. Il est

bien entendu que l'invention peut s'appliquer à d'autres types de procédures interventionnelles.

Instrument médical orientable

5 Lors d'une procédure d'électrophysiologie, un opérateur place l'extrémité distale – dite extrémité de travail – d'un instrument médical orientable dans une zone à traiter à l'intérieur du corps d'un patient, par exemple en passant par les vaisseaux sanguins (les veines et les artères) du système vasculaire du patient.

L'instrument médical orientable peut être un cathéter orientable, comme par
10 exemple un cathéter orientable d'électrophysiologie.

Le cathéter orientable inclut des moyens de commande pour appliquer une force sur l'extrémité du cathéter. Ceci permet d'orienter l'extrémité de travail du cathéter orientable. Les moyens de commande du cathéter orientable sont aptes à fournir à des moyens de traitement une information sur la contrainte appliquée à
15 l'extrémité du cathéter pour commander son orientation.

Le cathéter orientable peut être par exemple de type mécanique ou magnétique.

Système d'imagerie

20 Pour faciliter le positionnement de l'extrémité de travail de l'instrument au niveau de la région à traiter, on utilise un système d'imagerie médicale permettant de déterminer et d'afficher la position courante de l'instrument médical dans le patient.

Ce système d'imagerie permet d'afficher la position 3D courante de certains
25 points de l'instrument médical, comme par exemple les points constituant l'extrémité de travail de l'instrument médical.

Dans la suite, on considèrera que l'on ne cherche à afficher que la position 3D courante de l'extrémité de travail de l'instrument employé par l'utilisateur lors de la procédure de radiologie interventionnelle.

30 En référence à la figure 1, on a illustré un mode de réalisation du système d'imagerie. Le système comprend un dispositif d'acquisition d'image 2, une unité de traitement d'image 3 et un écran d'affichage d'image 5.

Le dispositif d'acquisition 2 permet d'acquérir une image 2D représentant l'instrument médical et la zone à traiter du patient. Le dispositif d'acquisition

comprend un bras 9 en C qui porte à l'une de ses extrémités une source 7 de rayonnement et à son autre extrémité un capteur 8.

L'unité de traitement 3 est apte à mettre en œuvre des procédés de traitement tel que le procédé décrit ci-après. L'unité de traitement d'image 3 peut
5 être intégré dans le système d'acquisition d'image 2, ou être séparé du système d'acquisition d'image 2. L'unité de traitement 3 est par exemple un/des ordinateur(s), un/des processeur(s), un/des microcontrôleur(s), un/des micro-ordinateur(s), un/des automate(s) programmable(s), un/des circuit(s) intégré(s) spécifique(s) d'application, d'autres circuits programmables, ou d'autres dispositifs
10 qui incluent un ordinateur tel qu'une station de travail.

Dans un mode de réalisation, l'unité de traitement 3 inclut un dispositif de lecture (non montré), par exemple un lecteur de disquettes ou un lecteur de CD-ROM, pour lire les instructions du procédé d'imagerie médicale (qui va être décrit dans la suite) d'un support d'instructions (non montré), comme une disquette ou
15 un CD-ROM. Dans un autre mode de réalisation, l'unité de traitement 3 exécute les instructions du procédé d'imagerie médicale (qui va être décrit dans la suite) stockées dans des micrologiciels (non montrés).

L'unité de traitement 3 est couplée à une (ou plusieurs) mémoire(s) 10 qui peut être intégrée au ou séparée de l'unité de traitement 3. Cette mémoire 10
20 permet de stocker notamment la représentation 3D de la zone à traiter du patient. La mémoire 10 peut être une mémoire ROM/RAM de l'unité de traitement 3, un CD-ROM, une clé USB, une mémoire d'un serveur central.

L'écran d'affichage 5 permet l'affichage de l'image de sortie illustrant la position 3D courante de l'instrument. Cette position 3D courante peut être
25 superposée à une vue 2D de la représentation 3D de la zone à traiter du patient. L'écran d'affichage d'image 5 peut être intégré dans le système d'acquisition 2 ou l'unité de traitement 3, ou être séparé du dispositif d'acquisition 2 et de l'unité de traitement 3. L'écran d'affichage 5 est par exemple un écran d'ordinateur, un moniteur, un écran plat, un écran plasma ou tout type de dispositif d'affichage
30 connu de l'homme de l'art.

Principe de fonctionnement

Le principe de fonctionnement du système de la figure 1 est le suivant.

Durant la procédure d'électrophysiologie, l'opérateur déplace l'instrument médical 11 à l'intérieur du corps du patient 6, et utilise les moyens de commande de l'instrument pour orienter l'extrémité distale de celui-ci.

5 De façon classique, le bras 9 en C est apte à être pivoté autour de l'axe d'une table 4 destinée à recevoir le patient 6 à imager et à être déplacé par rapport à cette table 4 selon divers mouvements, schématisés par les doubles flèches sur la figure, de façon à permettre de régler le positionnement dudit bras 9 par rapport à la partie du patient 6 que l'on veut imager.

10 Une fois le bras 9 en C positionné, la source 7 projette un rayonnement conique qui est reçu par le capteur 8 après avoir traversé le patient 6 que l'on veut imager. Le capteur 8 est de type matriciel et comporte à cet effet une matrice de détecteurs.

15 L'unité de traitement 3 reçoit, traite et le cas échéant mémorise les images numériques 2D ainsi obtenues dans la mémoire 10. L'unité de traitement 3 est apte à mettre en œuvre différents procédés d'imagerie.

20 Notamment, l'unité de traitement 3 est apte à mettre en œuvre le procédé d'imagerie médicale décrit dans la suite. En particulier, l'unité de traitement 3 combine les données issues du dispositif d'imagerie 2 (image 2D), de la mémoire 10 (représentation 3D) et des moyens de commande (information de contrainte) pour déterminer la position 3D courante de l'extrémité de l'instrument 11.

Une image de sortie illustrant la position 3D de l'instrument sur une ou plusieurs vues 2D de la représentation 3D, ou directement sur la représentation 3D, peut ensuite être affichée sur l'écran d'affichage.

25 Toutes les N secondes, N étant un intervalle de temps donné (par exemple N = 10 millisecondes), le système d'acquisition acquiert des données de projection pour l'obtention d'une image 2D. Chaque image 2D correspond à une nouvelle position courante de l'extrémité de l'instrument. La position courante du point de la pointe est déterminée en temps réel.

30 L'image de sortie représentant la position 3D courante de l'extrémité de l'instrument peut être régénérée toutes les N secondes.

Avantageusement, l'unité de traitement est apte à prendre en compte le cycle cardiaque du patient de sorte à afficher une unique image de sortie par cycle cardiaque.

Procédé d'imagerie médical

On va maintenant décrire plus en détail le procédé selon l'invention pour la navigation d'un instrument médical orientable destiné à être déplacé à l'intérieur du corps d'un patient.

5 Ce procédé permet notamment d'obtenir une image de sortie représentant la position 3D courante de l'extrémité de travail de l'instrument.

Le procédé comprend les étapes suivantes :

- la réception 100 d'au moins une image 2D d'une zone d'observation d'un patient acquise par un dispositif d'acquisition,
- 10 - la réception 110 d'une représentation 3D de la zone d'observation,
- la réception 120 d'au moins une information de contrainte appliquée à l'instrument pour commander l'orientation dudit instrument à l'intérieur du corps du patient.

A partir de ces données issues de l'information de contrainte, de l'image 15 2D, et de la représentation 3D de la cavité, le procédé comprend une étape de détermination 200, 300 de la position de l'instrument à l'intérieur du corps du patient.

On va maintenant décrire plus en détail ces différentes étapes.

20 Réception de l'image 2D

Comme rappelé ci-dessus, l'une des étapes du procédé consiste à recevoir 100 une image 2D acquise lors du déplacement de l'instrument médical à l'intérieur du patient. Cette image 2D est par exemple une image fluoroscopique 2D acquise par le système d'imagerie décrit ci-dessus.

25 Un traitement est mis en œuvre sur cette image 2D pour localiser la position de l'instrument dans l'image 2D. Pour localiser l'instrument dans l'image 2D, on peut utiliser tous les procédés connus de l'homme de l'art. Ces procédés peuvent comprendre des prétraitements morpho-mathématiques (dilatation, érosion, et leur combinaison comme ouverture et fermeture) un seuillage pour 30 obtenir une image binaire, et des post-traitements pour lisser l'image, etc.

Réception de la représentation 3D

Une autre étape du procédé consiste à recevoir 110 la représentation 3D de la zone à traiter du patient.

Pour obtenir la représentation 3D, on peut utiliser tous les procédés connus de l'homme de l'art, par exemple on peut utiliser le procédé décrit dans le document US 6 389 104. On peut également obtenir le modèle 3D du patient par un procédé de tomographie permettant l'acquisition d'une portion du patient (par exemple le tronc du patient) par tranche.

Détermination du recalage entre la représentation 3D et l'image 2D

On détermine alors le recalage entre la représentation 3D et l'image 2D de sorte à superposer l'image 2D à une vue 2D de la représentation 3D.

L'étape de recalage peut être effectuée manuellement ou automatiquement.

Pour effectuer le recalage de la représentation 3D et de l'image 2D, on peut utiliser des procédés connus de l'homme de l'art. Par exemple, le recalage peut être mis en œuvre à partir de structures internes du patient ou de marqueurs externes, ou tout autre méthode connue de l'homme de l'art.

Le recalage entre la représentation 3D et l'image 2D permet de déterminer deux des trois coordonnées définissant la position 3D courante de l'extrémité de l'instrument visualisé sur l'image 2D (les coordonnées en X et en Y).

La position et l'orientation du patient lors de l'acquisition de l'image fluoroscopique 2D correspondent alors à la position et l'orientation de la représentation 3D ayant permis d'obtenir la vue 2D de la représentation 3D qui se superpose à l'image fluoroscopique 2D acquise.

Le lecteur aura compris qu'il y a une incertitude sur le recalage du fait des imprécisions mécaniques, d'un éventuel mouvement du patient lors de l'acquisition de l'image fluoroscopique 2D, ou encore d'une éventuelle déformation de l'extrémité de l'instrument.

Réception de l'information de contrainte

Une autre étape du procédé consiste à recevoir l'information de contrainte appliquée à l'instrument pour commander l'orientation dudit instrument à l'intérieur du corps du patient.

En effet, comme illustré à la figure 3, une fois le recalage entre la représentation 3D et l'image 2D effectué (superposition de l'image 2D et de la

vue 2D de la représentation 3D), on sait que l'extrémité de l'instrument 11 est située quelque part sur un axe 21 allant de la source 7 de rayons X au capteur 8.

L'information contenue dans l'image fluoroscopique 2D n'étant pas suffisante pour déterminer les coordonnées 3D de l'extrémité de l'instrument, on

5 utilise alors :

- des conditions de position que doit vérifier l'extrémité de l'instrument, et
- l'information de contrainte appliquée à l'instrument pour commander l'orientation de l'extrémité dudit instrument à l'intérieur du corps du patient.

En effet, lors d'une procédure d'électrophysiologie, l'extrémité distale de
10 l'instrument 11 est mise en contact avec la paroi 12, 13 de l'organe à traiter par l'opérateur.

Avantageusement, le procédé peut comprendre une étape 130 de réception d'une information indiquant que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité dans laquelle est déplacé l'instrument médical.

15 La connaissance du fait que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité peut être obtenue par de nombreux moyens comme par exemple :

- une mesure d'impédance (l'impédance de l'instrument médical diffère suivant que l'extrémité de l'instrument soit en contact ou non avec la paroi),
- 20 - la mesure de signaux électriques (les signaux électriques de l'instrument médical varient suivant que son extrémité est en contact ou non avec la paroi)
- une étude du mouvement de l'extrémité de l'instrument médical (si la cavité est le cœur le mouvement de l'extrémité de l'instrument médical est
25 différent suivant qu'il est ou non en contact avec une paroi de la cavité).

Bien entendu, d'autres méthodes connues de l'homme du métier permettent de déterminer si l'extrémité de l'instrument médical est en contact ou non avec une paroi de la cavité.

Ainsi, cette condition sur la position de l'extrémité de l'instrument 11 réduit à
30 deux le nombre de positions potentielles 14, 15 de l'extrémité distale de l'instrument 11 sur l'axe 21 allant de la source 7 au capteur 8 : l'extrémité distale de l'instrument 11 est en contact soit avec la paroi 12 de l'organe la plus proche de la source 7, soit avec la paroi 13 de l'organe la plus éloignée de la source 7.

Pour chaque nouvelle image 2D acquise, on considère un axe 21 joignant les moyens d'émission de rayons X 7 à la projection sur les moyens de prise de clichés radiographiques 8 du point de la pointe. Cet axe permet de définir la côte Z (axe des Z) d'un repère orthonormé d'abscisse X et d'ordonnée Y.

5 En prenant en compte l'information de contrainte appliquée à l'instrument pour commander l'orientation de l'extrémité distale de celui-ci, on détermine alors si la contrainte appliquée à l'instrument tend à orienter l'extrémité distale de l'instrument vers la paroi de l'organe la plus proche de la source, ou vers la paroi de l'organe la plus éloignée de la source.

10 Ceci permet de réduire le nombre de position potentielle de l'extrémité distale de l'instrument sur l'axe 21 à une unique position qui correspond à la position courante de l'extrémité de l'instrument médical.

Le procédé d'imagerie permet ainsi de gérer les ambiguïtés sur la position 3D de l'extrémité de l'instrument et ainsi d'afficher avec précision la position 3D courante de l'extrémité de l'instrument.

15 En variante, on utilise une information sur la position 3D précédente de l'extrémité de travail de l'instrument médical pour déterminer la position 3D courante de celle-ci. En effet, la position courante de l'extrémité de l'instrument est fonction de la position précédente de celle-ci: le mouvement de l'extrémité de l'instrument médical est continu ; cela signifie que si l'acquisition d'une image 2D au temps t est temporellement proche de l'acquisition d'une image 2D au temps t-1, alors la position 3D de l'extrémité de l'instrument au temps t sera spatialement proche de la position 3D de l'extrémité de l'instrument au temps t-1.

25 Toutefois dans cette variante de l'invention, la détermination de la position 3D courante de l'extrémité de l'instrument est moins précise que dans le mode de réalisation comprenant une étape de réception d'une information indiquant que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité.

Visualisation du résultat

30 Le procédé décrit permet de déterminer la position 3D courante du point de la pointe de l'instrument à partir d'une image 2D.

Le résultat peut être affiché sous forme d'une vue 2D de la représentation 3D avec rendu de volume.

Avantageusement, l'opérateur peut sélectionner différents points de vue pour l'affichage de la vue 2D en utilisant des moyens de saisi du système d'imagerie, comme par exemple une souris ou un clavier d'ordinateur (un écran tactile, etc.).

5 En variante, la représentation 3D peut être mise automatiquement ou manuellement en rotation pour une meilleure compréhension de la position 3D de l'extrémité de l'instrument médical.

Une autre visualisation peut être la suivante. Comme on l'a vu précédemment, l'image 2D est acquise par le dispositif d'acquisition 2 selon un point de vue. L'unité de traitement 3 est apte à déterminer une vue 2D selon le même point de vue que le point de vue de l'image 2D, et à déterminer une vue 2D selon un point de vue opposé au point de vue d'acquisition de l'image 2D. Les moyens de saisi du système permettent alors de sélectionner soit la vue 2D de la représentation 3D déterminée selon le même point de vue que le point de vue d'acquisition de l'image 2D, soit la vue 2D de la représentation 3D déterminée selon le point de vue opposé au point de vue d'acquisition de l'image 2D. La vue 2D sélectionnée est ensuite affichée sur l'écran d'affichage 5.

Le procédé et l'ensemble d'imagerie médicale décrits précédemment permettent de faciliter le placement de l'extrémité de travail de l'instrument dans la zone à traiter.

20 Ils permettent également de déterminer la position 3D courante d'un ou plusieurs points de l'instrument.

Le lecteur aura compris que de nombreuses modifications peuvent être apportées sans sortir matériellement des nouveaux enseignements et des avantages décrits ici.

25 Par exemple, dans les différents modes de réalisation décrits ci-dessus, le système d'acquisition est un système d'acquisition d'image par rayons X. Toutefois, le système d'acquisition peut être d'un autre type. Le système d'acquisition d'image 2 peut par exemple être un système d'acquisition d'image par ultrasons, un système d'acquisition d'image par résonance magnétique (IRM), un système d'acquisition d'image par tomographie par émission de photon unique (TEPU), un système d'acquisition d'image par tomodensitométrie (TDM), un système d'acquisition d'image par tomographie par émission de positons (TEP).

Par conséquent, toutes les modifications de ce type sont destinées à être incorporées à l'intérieur de la portée du système et du procédé d'imagerie tels qu'ils sont définis dans les revendications jointes.

5 REFERENCES

- 1 système d'imagerie médicale
- 2 dispositif d'acquisition
- 3 unité de traitement
- 10 4 table
- 5 écran d'affichage
- 6 patient
- 7 source
- 8 capteur
- 15 9 bras en C
- 10 mémoire
- 11 instrument médical
- 12, 13 parois de l'organe
- 14, 15 positions potentielles de l'extrémité de l'instrument
- 20 100 acquisition
- 110 réception de la représentation 3D
- 120 réception information de contrainte
- 130 réception information indiquant que l'instrument est en contact avec une paroi de la cavité
- 25 200 recalage de la représentation 3D sur l'image 2D
- 300 prise en compte de l'information de contrainte
- 400 affichage

REVENDICATIONS

1. Procédé pour le suivi de la navigation d'un instrument médical mobile et orientable (11) dans le cadre d'un procédé d'imagerie médicale, caractérisé en ce qu'il comprend :
5
 - l'acquisition (100) par un dispositif d'acquisition (2) d'au moins une image 2D d'une cavité pour laquelle on dispose d'une représentation 3D,
 - la réception (120) d'au moins une information de contrainte appliquée à l'instrument pour commander l'orientation dudit instrument,
 - 10 - la combinaison (200, 300) des données issues de l'information de contrainte, de l'image 2D, et de la représentation 3D pour déterminer la position de l'instrument.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que le procédé
15 comprend en outre une étape de réception (130) d'une information indiquant que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité dans laquelle est déplacé l'instrument médical.

3. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'étape de
20 combinaison des données comprend :
 - le recalage (200) de la représentation 3D sur l'image 2D pour déterminer les coordonnées 2D (x, y) de l'instrument médical par rapport à la représentation 3D et
 - la prise en compte (300) de l'information de contrainte pour déterminer la
25 troisième coordonnée (z) de l'instrument par rapport à la représentation 3D.

4. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que le procédé
30 comprend la réception d'une information sur la position 3D précédente de l'instrument, ladite information sur la position 3D précédente de l'instrument étant combinée à l'information de contrainte pour déterminer la position de l'instrument lorsque qu'aucune information indiquant que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité n'est reçue.

5. Procédé selon l'une des revendications 2 à 4, caractérisé en ce qu'il comprend en outre la prise en compte du cycle cardiaque du patient et l'affichage (400) de la position de l'instrument (11) sur la vue 2D de la représentation 3D à chaque cycle cardiaque.
- 5
6. Système d'imagerie médicale caractérisé en ce qu'il comporte :
- un dispositif d'acquisition (2) composé d'une source (7) de rayonnement et d'un capteur (8) d'acquisition d'images 2D pour l'acquisition d'une image 2D d'une cavité,
 - 10 - au moins une mémoire (10) pour le stockage d'au moins une représentation 3D de la cavité,
 - un instrument médical mobile orientable (11), l'orientation dudit instrument (11) étant commandée par une information de contrainte appliquée à l'instrument (11) par l'utilisateur,
 - 15 - une unité de traitement (3) apte à combiner les données issues de l'information de contrainte, de l'image 2D et de la représentation 3D pour déterminer les coordonnées 3D de l'instrument (11).
7. Système selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens pour déterminer que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité dans laquelle est déplacé l'instrument médical.
- 20
8. Système selon l'une des revendications 6 ou 7, caractérisé en ce que
- 25 l'unité de traitement (3) est apte à :
- recalculer la représentation 3D sur l'image 2D pour déterminer les coordonnées 2D (x, y) de l'instrument médical par rapport à la représentation 3D et
 - prendre en compte de l'information de contrainte pour déterminer la
 - 30 troisième coordonnée (z) de l'instrument par rapport à la représentation 3D.
9. Système selon l'une des revendications 6 à 8, caractérisé en ce que l'unité de traitement est apte à recevoir une information sur la position 3D précédente de l'instrument, ladite information sur la position 3D précédente

de l'instrument étant combinée à l'information de contrainte pour déterminer la position de l'instrument lorsque qu'aucune information indiquant que l'extrémité de l'instrument médical est en contact avec une paroi de la cavité n'est reçue.

5

10. Programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme pour l'exécution des étapes ou procédé selon l'une des revendications 1 à 5 lorsque ledit programme est exécuté sur un ordinateur.

10

1/2

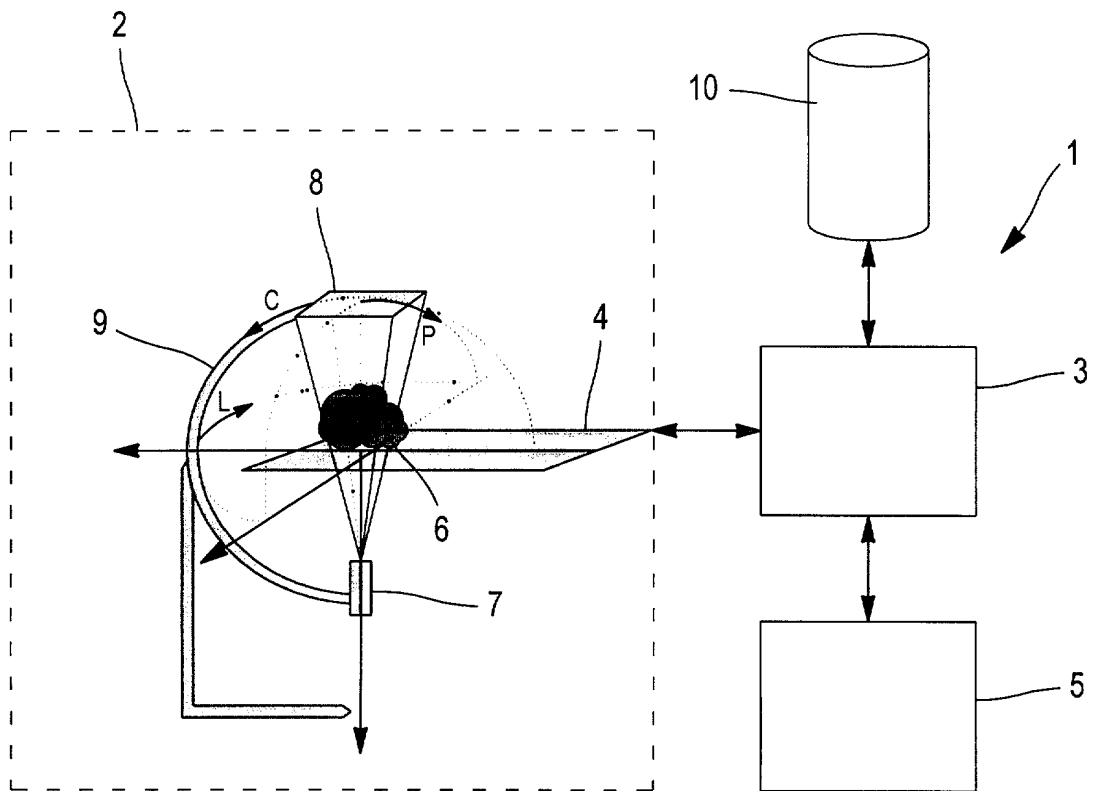


FIG. 1

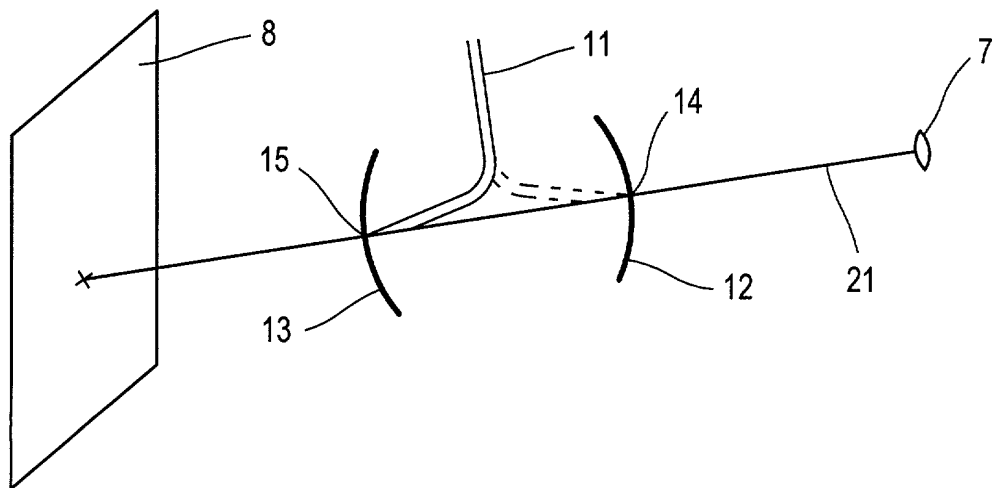


FIG. 3

2/2

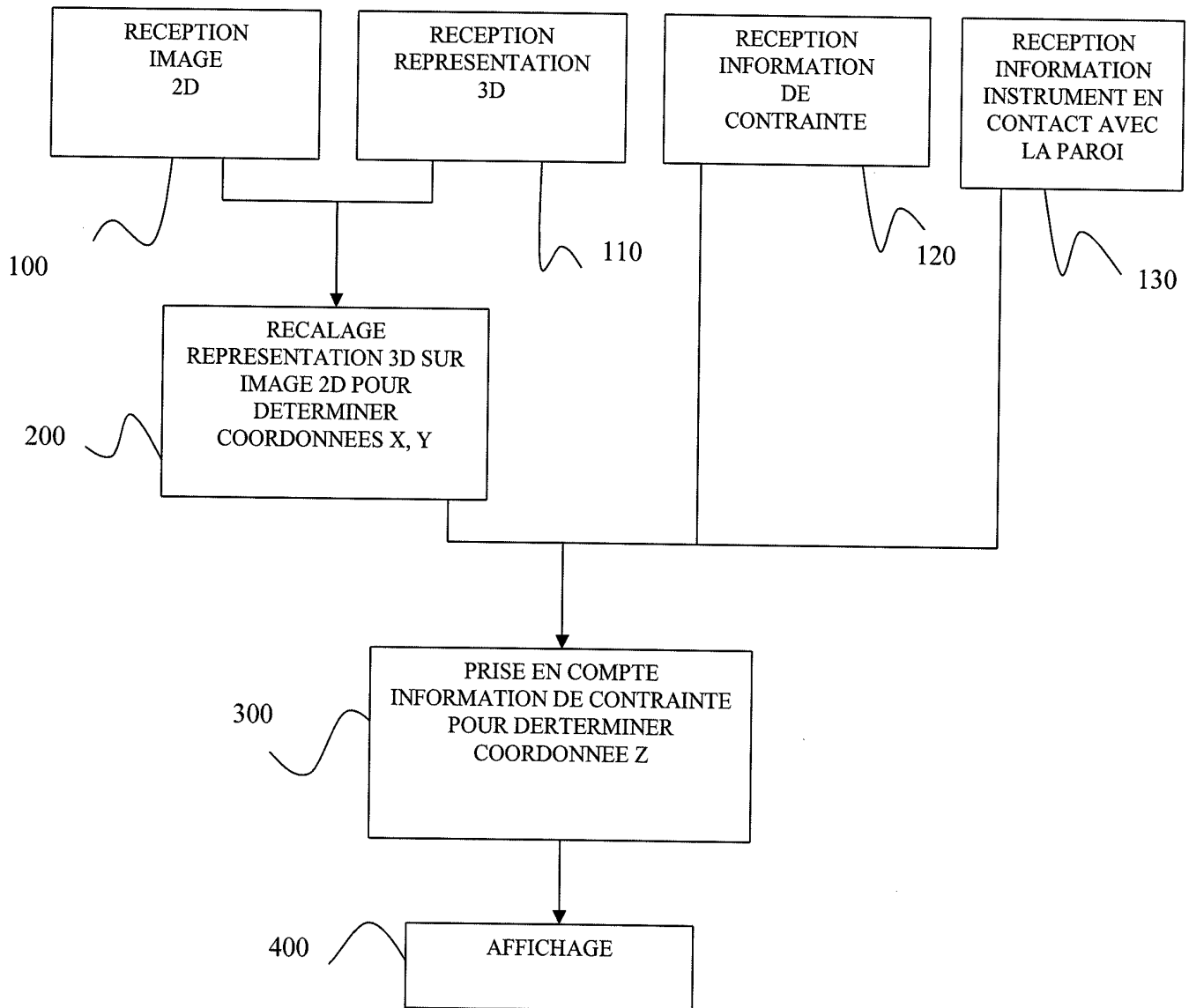


FIG. 2



**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 722259
FR 0952298

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 2009/023801 A (HANSEN MEDICAL INC [US]; RAMAMURTHY BHASKAR S [US]; TANNER NEAL A [US]) 19 février 2009 (2009-02-19) * pages 30,56-57; figures 45-47,49 * * page 26; figure 43 * -----	6-10	A61B19/00 A61B6/00 G06T11/00 G06T17/00 G06F19/00
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61B A61M
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		3 novembre 2009	Herberhold, C
<p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</p> <p>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</p> <p>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</p>			

EPO FORM 1503 12.99 (P04C35) 3

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0952298 FA 722259**

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 **03-11-2009**

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 2009023801 A	19-02-2009	US 2009137952 A1	28-05-2009

**RECHERCHE INCOMPLÈTE
FEUILLE SUPPLÉMENTAIRE C**

Numéro de la demande

FA 722259
FR 0952298

Revendications n'ayant pas fait l'objet de recherches:
1-5

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

Méthode de traitement chirurgical du corps humain ou animal