

12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 27.11.07.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 29.05.09 Bulletin 09/22.

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.

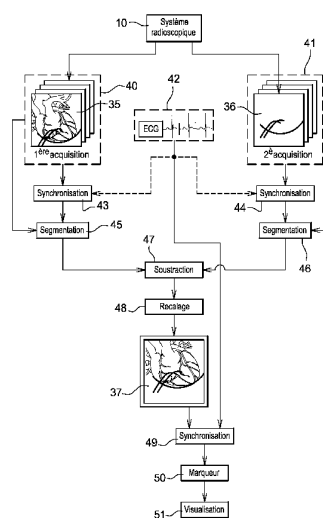
72) Inventeur(s) : VAILLANT REGIS, KOTIAN FRANCOIS et SOUBELET ELISABETH.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : CABINET SCHMIT CHRETIEN SCHIHIN.

54) PROCÉDE DE TRAITEMENT D'IMAGES CARDIAQUES RADIOGRAPHIQUES EN VUE D'OBTENIR UNE IMAGE SOUSTRAITE ET RECALEE.

57) La présente invention a pour objet un procédé de traitement d'images cardiaques radiographiques en vue d'obtenir une image de fusion (37) soustraite et recalée. En début d'une intervention médicale (26, 40), on acquiert une image radiologique (35) du coeur avec injection d'un produit de contraste dans une des structures anatomiques du coeur. On acquiert (27, 41) des images radioscopiques qui sont visualisées en temps réel. L'invention met en oeuvre un algorithme de soustraction (30, 47) qui utilise les images radiologiques pour rendre visible les structures anatomiques du coeur sur les images radioscopiques. L'invention met en oeuvre un algorithme de recalage (31, 48) apte à recalcer ces deux images à l'aide d'un cathéter placé dans le sinus coronaire. Ce recalage permet d'obtenir une concordance parfaite entre les deux images soustraites.



FR 2 924 255 - A1



Procédé de traitement d'images cardiaques radiographiques en vue d'obtenir une image soustraite et recalée

Domaine de l'invention

5 La présente invention a pour objet un procédé de traitement d'images cardiaques radiographiques en vue d'obtenir une image soustraite et recalée. La présente invention trouve des applications particulièrement avantageuses, mais non exclusives, dans le domaine de l'imagerie médicale et plus particulièrement celui de l'imagerie rayon X en cardiologie. La présente
10 invention concerne également une station de revue d'images médicales comportant un logiciel de mise en œuvre d'un tel procédé de traitement d'images.

L'invention a pour but de faire une soustraction puis un recalage des images radiologiques, avec injection de produit de contraste dans des
15 régions anatomiques du cœur, avec des images radioscopiques du cœur. Ces images étant obtenues avec un appareil interventionnel à rayons X.

Etat de la technique

L'imagerie par rayons X est aujourd'hui largement utilisée pour le diagnostic et le traitement de pathologies cardiaques. Les traitements
20 peuvent être entre autres l'électrophysiologie.

Dans un certain nombre de procédures interventionnelles concernant l'amélioration de la conduction électrique du cœur, le praticien doit manipuler des cathéters et/ou des guides à l'intérieur des cavités du cœur. Ces interventions permettent d'effectuer différentes procédures, comme
25 notamment une ablation de la fibrillation auriculaire ou une stimulation biventriculaire.

L'ablation de la fibrillation auriculaire permet de supprimer un trouble du rythme cardiaque caractérisé par des contractions auriculaires rapides, désynchronisées et totalement inefficaces causées par une activité électrique
30 désordonnée des fibres musculaires des oreillettes. La stimulation biventriculaire permet une re-synchronisation cardiaque lors d'une insuffisance cardiaque.

Ces techniques permettent d'éviter des interventions chirurgicales lourdes.

35 Pendant la procédure interventionnelle, la progression de la

manipulation du cathéter est visualisée et contrôlée à l'aide des rayons X. Cependant, des structures anatomiques d'une importance stratégique, telles que l'oreillette gauche et les veines pulmonaires, dans le cas d'une procédure interventionnelle d'ablation de la fibrillation auriculaire, et le sinus coronaire et ses branches dans le cas d'une procédure de stimulation biventriculaire, ne sont pas représentées par les appareils à rayons X, car elles ne présentent pas de contraste par rapport aux structures anatomiques environnantes.

Pour toutes ces applications, la connaissance d'informations anatomiques serait très utile pendant l'intervention afin de localiser les outils ou cathéters par rapport à ces structures.

Une solution récente consiste à produire, en début ou avant l'intervention médicale, une image 3D au moyen de système de tomodensitométrie ou de résonance magnétique ou par rotation du système par rayons X. Cette solution comporte des moyens aptes à recalcr les images 3D préopératoires avec des images de projection du système radiographique, pour être ensuite fusionnées. Cette fusion permet au praticien de visualiser en même temps l'outil interventionnel et l'anatomie. Ce type de solution est largement traité dans l'état de la technique.

L'inconvénient de cette solution est qu'il faut une image 3D préopératoire et qu'il faut faire concorder les géométries d'acquisition de l'image 3D et 2D, lors du recalage.

Exposé de l'invention

L'invention a justement pour but de remédier aux inconvénients des techniques exposées précédemment. Pour cela, l'invention propose un procédé de traitement des images cardiaques radiographiques. Ce procédé permet de rendre visibles les structures anatomiques du cœur sur des images radioscopiques visualisées en temps réel, sans utiliser une image 3D préopératoire.

Pour ce faire, l'invention acquiert, en début de l'intervention médicale, des images radiologiques du cœur. Pour obtenir ces images, on injecte un produit de contraste dans une structure anatomique du cœur que l'on veut rendre visible par rapport à l'intervention à réaliser. Ce produit de contraste permet de rendre opaque aux rayons X ces structures anatomiques. Ces images sont obtenues avec une intensité de rayons X standard.

3

L'invention est également apte à acquérir des images radioscopiques qui sont visualisées en temps réel. Ces images sont obtenues avec une intensité de rayons X réduite d'environ 10 fois par rapport à l'intensité de rayons X des images radiologiques.

5 L'invention met en œuvre un algorithme de soustraction qui utilise les images radiologiques avec produit de contraste précédemment acquises, lors de l'intervention médicale, pour rendre visible les structures anatomiques du cœur sur les images radioscopiques. Pour ce faire, l'algorithme est apte à effectuer une soustraction des images radioscopiques obtenues sans
10 l'injection de contraste aux images radiographiques obtenues avec l'injection de contraste. Cette soustraction fournit au praticien une image finale plus adéquate à une intervention.

Toutefois, la soustraction qui est obtenue ne permet pas de manière précise, au praticien, d'effectuer l'intervention. En effet, le principal problème
15 rencontré dans la partie spécifique de l'anatomie, le cœur, est qu'il est sujet à de grands mouvements dus au cycle cardiaque et à la respiration du patient.

L'invention met en œuvre un algorithme de recalage apte à supprimer ces mouvements en recalant toutes les images acquises à l'aide d'un cathéter placé dans le sinus coronaire. Ce recalage permet d'obtenir une
20 image soustraite montrant en même temps au praticien l'outil interventionnel et la structure de l'anatomie où le produit de contraste est injecté.

L'invention est ainsi particulièrement adaptée pour une procédure d'ablation où le cathéter d'ablation va permettre de « brûler » le tissu de la paroi cardiaque, afin de modifier la conduction électrique à la surface de
25 celle-ci. En effet, en effectuant un recalage lors de la soustraction des images radiologiques avec produit de contraste aux images radioscopiques sans produit de contraste, on met en concordance ces images. Par conséquent, des veines pulmonaires et autres zones impliquées dans le lancement et la poursuite d'une fibrillation auriculaire peuvent être identifiées
30 d'une manière plus précise et plus simple sur les images radioscopiques, ce qui améliore le taux de succès d'une procédure d'ablation par cathéter.

Les formes de réalisation de l'invention permettent également au praticien de visualiser le sinus coronaire et le ventricule gauche sur les images radioscopiques, ce qui permet de faire naviguer et de placer des

électrodes de stimulation à l'endroit qui convient le mieux dans le cas des procédures de stimulation biventriculaire.

Le fait d'avoir une concordance parfaite entre les deux images soustraites permet, par exemple à un cardiologue, de suivre en temps réel la progression des cathéters, lors d'une intervention.

L'invention permet d'utiliser un dispositif placé à une position fixe, tel que le cathéter du sinus coronaire, dans un organe mobile, qui est ici le cœur, pour dépister le mouvement de cet organe et puis pour appliquer des approches angiographiques standard.

Plus précisément, l'invention a pour objet un procédé de traitement d'images cardiaques dans lequel,

- en début d'une intervention médicale, on injecte un produit de contraste dans une structure anatomique d'un cœur d'un patient,

- on expose le cœur du patient à des radiations produites par un appareil d'imagerie radiographique,

- on obtient via un détecteur une image radiologique avec produit de contraste représentative d'une structure interne du cœur,

- pendant l'intervention médicale, on expose le cœur du patient à des radiations produites par l'appareil d'imagerie radiographique,

- on obtient via un détecteur une succession d'images radioscopiques représentatives d'une structure interne du cœur,

caractérisé en ce que

- on applique un algorithme de soustraction d'images entre l'image radiologique avec produit de contraste et les images radioscopiques,

- on effectue un recalage entre l'image radiologique avec produit de contraste et les images radioscopiques, on obtient une image de fusion,

- on synchronise l'image de fusion avec un signal d'électrocardiogramme,

- on visualise l'image de fusion synchronisée sur un écran de visualisation.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que la synchronisation de l'image de fusion comporte les étapes suivantes :

- lors de l'acquisition de l'image radiologique avec produit de contraste, on synchronise ladite image avec l'électrocardiogramme,

- lors de l'acquisition des images radioscopiques, on synchronise

lesdites images avec l'électrocardiogramme.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que la soustraction des images comporte l'étape suivante :

- on soustrait chaque valeur de niveau de gris de pixel de l'image radiologique avec produit de contraste de la valeur de niveau de gris de pixel correspondante dans les images radioscopiques, la correspondance étant déterminé par la position des pixels dans ces images.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que la soustraction est recalculée chaque fois que l'appareil d'imagerie ou le patient est en mouvement.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que le recalage des images radioscopiques à l'image radiologique comporte les étapes suivantes :

- on applique un algorithme de détection d'un cathéter du sinus coronaire aux images radioscopiques et à l'image radiologique avec produit de contraste,

- on effectue le recalage par une superposition du cathéter du sinus coronaire détecté dans les images radioscopiques et du cathéter du sinus coronaire détecté dans l'image radiologique avec produit de contraste.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que le recalage est effectué par la mise en concordance des contours externes des structures anatomiques dans les images radioscopiques et l'image radiologique avec produit de contraste.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que le recalage est effectué par la mise en concordance, dans les images radioscopiques et dans l'image radiologique avec produit de contraste, d'un objet artificiel introduit dans le cœur dans le but d'identifier le mouvement de la structure anatomique dudit cœur.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que la structure anatomique dans laquelle est injectée un produit de contraste est déterminée en fonction de l'intervention médicale à effectuer.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que le recalage est recalculé ou re-effectué manuellement chaque fois que le système d'imagerie ou le patient est en mouvement.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que l'image

radiologique avec produit de contraste et les images radioscopiques sont segmentées, cette segmentation étant réalisée manuellement ou automatiquement.

Avantageusement, l'invention est caractérisée en ce que

- 5 - on crée des marqueurs dans l'image de fusion à des positions prédéterminées représentant une position anatomique ou une position d'une zone à traiter.

L'invention concerne également un appareil à rayons X pour la mise en œuvre dudit procédé de traitement d'images cardiaques radiographiques en vue d'obtenir une image soustraite et recalée.

Brève description des dessins

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit et à l'examen des figures qui l'accompagnent. Celles-ci ne sont présentées qu'à titre indicatif et nullement limitatif de l'invention.

15 La figure 1 montre un appareil de production d'images radioscopiques et radiologiques mettant en œuvre un procédé de traitement d'images, selon l'invention.

La figure 2 montre une illustration de moyens mettant en œuvre le procédé, selon l'invention.

20 *Description détaillée de modes de réalisation de l'invention*

La figure 1 illustre un appareil de production d'images radioscopiques mettant en œuvre un procédé de traitement d'images cardiaques, selon l'invention. La radioscopie est un appareil d'imagerie médicale qui permet d'obtenir une image radiologique dynamique, c'est à dire une séquence d'images, ou une vidéo du patient. Cet outil est utilisé pour le diagnostic et à des fins interventionnelles, c'est à dire pendant le traitement du patient, en assistant une intervention sur le patient. La radioscopie est ici utilisée pour assister un geste interventionnel du praticien dans le cœur du patient.

Les images produites par l'appareil 10 de production de rayons X résultent de la détection d'une irradiation incidente provenant d'une source de rayonnement 11 à laquelle est exposé un patient 13. L'appareil 10 comprend aussi un détecteur 14 d'images, un circuit de commande 15.

Le détecteur 14 d'images émet des signaux électriques correspondant à l'énergie des rayons reçus. Ces signaux électriques sont transmis au circuit 35 15 de commande par l'intermédiaire d'un bus 16 externe. Le détecteur 14

d'images est ainsi couplé électriquement au circuit 15 de commande.

Les signaux électriques permettent au circuit 15 de produire une image correspondante à la partie du corps analysée. Ces images peuvent être visualisées à l'aide d'un écran de ce circuit 15, ou imprimées, ou
5 mémorisées.

Dans un exemple, le circuit 15 comporte un microprocesseur 17, une mémoire 18 de programme, une mémoire de données 19, un écran de visualisation 20, un clavier 21 et une interface 22 d'entrée sortie interconnectés par un bus 23 interne.

10 Le détecteur 14 comprend une multitude de zones de détection ou de pixels 24 disposées selon deux dimensions. La première dimension est l'axe des abscisses X et la deuxième dimension est l'axe des ordonnées Y. L'image est répartie en lignes et en colonnes correspondant à une matrice de taille (n x m). Le circuit 15 de commande permet une mesure d'une charge
15 créée dans chaque pixel du détecteur 14 respectif, en réponse à une irradiation incidente. Les dimensions de l'image traitée par le circuit 15, sont, de préférence, les mêmes que celles de l'image de départ. Elles sont celles d'une matrice, dans un exemple de 1024 x 1024 pixels, 512 x 512 pixels ou 256 x 256 pixels ou autre, voire d'une matrice non carrée. Ces dimensions
20 ne sont pas limitatives et peuvent être changées pour le besoin de l'invention.

Au moment d'une pose radiologique, une dose 25 de rayonnement est envoyée par la source 11 de rayonnement sur le corps 13 du patient. Cette dose 25 traverse le corps 13 du patient et est reçue par le détecteur 14
25 d'images.

Dans la présente description, on attribue des actions à des appareils ou à des programmes, cela signifie que ces actions sont exécutées par un microprocesseur de cet appareil ou d'un appareil comportant le programme, ledit microprocesseur étant alors commandé par des codes instructions
30 enregistrés en tant que programme dans une mémoire de l'appareil. Ces codes instructions permettent de mettre en œuvre les moyens de l'appareil et donc de réaliser l'action entreprise.

La mémoire 18 de programme est divisée en plusieurs zones, chaque zone correspondant à une fonction ou à un mode de fonctionnement du
35 programme du circuit 15 de commande.

8

La mémoire 18 comporte, selon les variantes de l'invention, plusieurs zones. Une zone 26 comporte des codes instructions pour acquérir, lors d'une première acquisition, au moins une image radiologique avec injection de contraste.

5 Une zone 27 comporte des codes instructions pour acquérir, lors d'une deuxième acquisition, en temps réel une succession d'images radioscopiques. Une zone 28 comporte des codes instructions pour synchroniser les images radiologiques avec produit de contraste et les images radioscopiques avec un signal d'électrocardiogramme. Une zone 29
10 comporte des codes instructions pour segmenter les images acquises aux zones 26 et 27.

Une zone 30 comporte des codes instructions pour traiter ces deux acquisitions d'images en appliquant un algorithme de soustraction d'images. Une zone 31 comporte des codes instructions pour effectuer un recalage
15 entre ces deux acquisitions d'images.

Une zone 32 comporte des codes instructions pour créer des marqueurs à une position anatomique ou à une position de la zone à traiter de l'image obtenue après soustraction et recalage. Ces marqueurs peuvent être une annotation graphique notamment un triangle, un carré, voire une
20 lettre ou un chiffre. Ils peuvent être également un nombre binaire. Ces marqueurs peuvent être obtenus par une colorisation de ladite position. Ils servent dans ce cas à une imagerie en couleur de leur localisation. Ces marqueurs permettent au praticien de connaître les zones à traiter et les zones déjà traitées. Ceci permet au praticien de ne pas traiter plusieurs fois
25 une même zone. Une zone 33 comporte des codes instructions pour visualiser l'image finale recalée et soustraite.

La figure 2 montre une illustration de moyens mettant en œuvre le procédé de traitement d'images cardiaques de l'invention. L'exemple de la figure 2 peut être utilisé dans une procédure d'intervention médicale, comme
30 par exemple une procédure d'ablation de fibrillation auriculaire ou une procédure biventriculaire.

En début d'intervention médicale, une première acquisition d'images radiographique est effectuée à une étape 40 préliminaire. Lors de cette première acquisition, un produit de contraste est injecté dans une des
35 structures anatomiques du cœur. Cette structure anatomique étant

déterminée en fonction de l'intervention médicale à effectuer.

Cette injection de contraste a pu être faite par exemple dans une des cavités du cœur. Elle peut également être faite notamment dans le ventricule droit ou l'oreillette droite. Le produit de contraste est en général un
5 composant iodé. Il permet de rendre opaques aux rayons X les structures anatomiques.

Le circuit 15 de commande acquiert au moins une image radiologique 35 du cœur avec le produit de contraste injecté et avec une intensité de rayons X standard.

10 Pendant l'intervention médicale, une deuxième acquisition d'images radiographique est effectuée à une étape 41 suivante. A l'étape 41, le circuit 15 acquiert une succession d'images radioscopiques 36. Ces images radioscopiques 36 sont obtenues avec une dose de rayons X moindre par rapport à la dose de rayons X fournie pour obtenir l'image radiologique de
15 l'étape 40. Dans ces images radioscopiques 36, les structures anatomiques du cœur ne sont pas visibles.

A l'étape 42, le circuit 15 acquiert un signal d'électrocardiogramme (ECG).

Selon un mode de réalisation de l'invention, des étapes 43 et 44 de
20 synchronisation sont exécutées respectivement lors de la première et de la deuxième acquisition des images. Selon ce mode de réalisation, à l'étape 43 simultanément à la première acquisition des images 35 radiologiques, le signal d'électrocardiogramme (ECG) est acquis, afin d'obtenir des images 35 radiologiques synchronisées avec l'ECG. De même, à l'étape 44
25 simultanément à la deuxième acquisition des images 36 radioscopiques, le signal d'électrocardiogramme (ECG) est acquis, afin d'obtenir des images 36 radioscopiques synchronisées avec l'ECG.

La synchronisation de ces images radiographiques 35 et radioscopiques 36 au signal d'électrocardiogramme permet de séparer de
30 ces images le mouvement dû au cycle cardiaque.

A une étape 45 suivant l'étape 43, les images radiologiques 35 sont segmentées. Cette segmentation a pour but de séparer dans des images les objets les uns des autres et de l'arrière-plan en extrayant les contours ou en segmentant en régions homogènes. Elle permet d'extraire uniquement de
35 l'image 35 radiologique les cavités du cœur. Cette segmentation peut être

réalisée manuellement ou automatiquement. A une étape 46 suivant l'étape 44, les images radioscopiques 36 sont également segmentées.

Les étapes 40, 43 et 45 sont réalisées en début d'intervention.

5 A une étape 47 suivant les étapes 45 et 46 de segmentation, une technique de soustraction est appliquée à l'image 35 radiologique et à l'image 36 radioscopique obtenue à l'instant t . Cette technique de soustraction est une combinaison ou une superposition de deux images pour démontrer les différences entre elles. Cette soustraction permet d'effectuer une reconstruction d'image dans laquelle on soustrait, à chaque valeur de
10 niveau de gris de pixel de l'image 35 radiologique, la valeur de niveau de gris de pixel correspondante dans l'image 36 radioscopique. Cette correspondance étant déterminée par la position dans le plan (x, y) des pixels dans ces images.

Cette soustraction permet de mieux faire ressortir les différents
15 éléments de l'image à traiter. Cette soustraction est recalculée chaque fois que l'appareil ou le patient est en mouvement. Les mouvements de l'appareil sont soit des déplacements d'une table où est couché le patient soit des rotations de faible amplitude d'un bras en arceau sur lequel est fixé le détecteur.

20 A une étape 48 suivante, un recalage, de préférence automatique, de l'image 35 radiologique est effectué avec l'image 36 radioscopique. Le recalage peut être effectué ou ajusté manuellement par un utilisateur. Ce recalage est re-effectué ou recalculé chaque fois que l'appareil ou le patient est en mouvement.

25 Pour obtenir un recalage précis, il n'est pas nécessaire de définir un appareil de référence commun, tel que la géométrie d'acquisition. En effet, les deux acquisitions d'images sont obtenues avec le même appareil de rayons X et sous la même orientation.

Le recalage est effectué, de préférence, par une superposition d'un
30 cathéter du sinus coronaire dont la forme caractéristique, j à l'envers, est bien visible dans les images 36 radioscopiques et radiologiques 35.

Il est pratique de choisir un tel cathéter pour effectuer le recalage. En effet, dans quasiment toutes les interventions médicales ayant pour but l'amélioration de la conduction électrique dans le cœur, on place un cathéter
35 à l'intérieur du sinus coronaire pour un enregistrement continu de l'activité

électrique du cœur à cette position centrale. De ce fait, un tel cathéter est presque toujours disponible.

En outre, le cathéter placé dans le sinus coronaire présente un très bon contraste par rapport à la structure anatomique et est en principe bien visible dans les images 36 radioscopiques. En conséquence, l'invention met en œuvre un algorithme de détection apte à localiser automatiquement ce cathéter dans les images 36 radioscopiques. Cet algorithme de détection peut être mis en œuvre par des filtres directionnels aptes à détecter les pixels du cathéter dans les images 36 radioscopiques. Ces filtres directionnels sont appliqués aux images 36 radioscopiques.

Ainsi, ce cathéter visible est de préférence utilisé pour recalibrer les images 35 radiologiques avec injection du contraste issues de la première acquisition avec les images 36 radioscopiques issues de la deuxième acquisition.

Dans une variante, le recalage de l'étape 48 peut être mis en œuvre par la mise en concordance des contours externes des structures anatomiques.

Dans une autre variante, le praticien peut visser dans la zone d'intérêt, par exemple le septum inter-auriculaire ou inter-ventriculaire, une électrode qui servira ensuite de référentiel tout au long de la procédure pour recalibrer les masques injectées avec l'image courante.

Le référentiel permettant de mettre en œuvre ce recalage peut être obtenu par tout objet artificiel introduit par le praticien dans le cœur dans le but d'identifier le mouvement de la structure anatomique dudit cœur.

Le résultat du recalage est une image de fusion 37 de l'image radiologique 35 avec, par exemple, l'image radioscopique 36 obtenue à l'instant t .

Dans un mode de réalisation préféré, l'étape de synchronisation n'est effectuée qu'après l'étape de recalage et non lors de l'acquisition des images. A une étape 49 suivant l'étape 48, le circuit de commande effectue une synchronisation de l'image 37 de fusion au signal d'électrocardiogramme. Cette synchronisation permet de séparer de l'image 37 de fusion le mouvement dû au cycle cardiaque.

A une étape 50 suivante, des marqueurs peuvent être ajoutés sur l'image 37 de fusion dans le but d'indiquer au praticien la position

anatomique ou la position de la zone à traiter dans l'image.

5 A une étape 51 suivant l'étape 50, l'image de fusion 37 est visualisée sur l'écran 20 de visualisation. Les étapes de soustraction et de recalage de l'invention permettent d'insérer une information anatomique critique dans des images radioscopiques, même dans un environnement mobile comme le cœur.

10 L'image 37 de fusion peut être utilisée pour faciliter un recalage des modèles en 3D de régions anatomiques du cœur avec des images radioscopiques de ces régions anatomiques, obtenues avec un appareil à rayons X. Ces images en 3D de régions anatomiques du cœur sont produites en début ou avant l'intervention médicale. Elles sont acquises au moyen de système de tomodensitométrie ou de résonance magnétique ou par rotation du système par rayons X.

REVENDEICATIONS

- 1 - Procédé de traitement d'images cardiaques dans lequel,
- en début d'une intervention médicale (26, 40), on injecte un produit
- 5 de contraste dans une structure anatomique d'un cœur d'un patient,
- on expose le cœur du patient à des radiations produites par un
- appareil (10) d'imagerie radiographique,
- on obtient via un détecteur (14) une image radiologique (40) avec
- produit de contraste représentative d'une structure interne du cœur,
- 10 - pendant l'intervention médicale (27, 41), on expose le cœur du
- patient à des radiations produites par l'appareil d'imagerie radiographique,
- on obtient via le détecteur une succession d'images radioscopiques
- (36) représentatives d'une structure interne du cœur,
- caractérisé en ce que
- 15 - on applique un algorithme de soustraction (30, 47) d'images entre
- l'image radiologique avec produit de contraste et les images radioscopiques,
- on effectue un recalage (31, 48) entre l'image radiologique avec
- produit de contraste et les images radioscopiques, on obtient une image de
- fusion(37),
- 20 - on synchronise (28, 43, 44, 49) l'image de fusion avec un signal
- d'électrocardiogramme,
- on visualise (33, 53) l'image de fusion synchronisée sur un écran
- (20) de visualisation.
- 2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la
- 25 synchronisation de l'image de fusion comporte les étapes suivantes :
- lors de l'acquisition de l'image radiologique avec produit de
- contraste, on synchronise (43) ladite image avec l'électrocardiogramme,
- lors de l'acquisition des images radioscopiques, on synchronise (44)
- lesdites images avec l'électrocardiogramme.
- 30 3 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 2, caractérisé en ce
- que la soustraction des images comporte l'étape suivante :
- on soustrait chaque valeur de niveau de gris de pixel de l'image
- radiologique avec produit de contraste de la valeur de niveau de gris de pixel
- correspondante dans les images radioscopiques, la correspondance étant
- 35 déterminée par la position dans le plan (x, y) des pixels dans ces images.

4 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la soustraction est recalculée chaque fois que l'appareil d'imagerie ou le patient est en mouvement.

5 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le recalage des images radioscopiques à l'image radiologique comporte les étapes suivantes :

- on applique un algorithme de détection d'un cathéter du sinus coronaire aux images radioscopiques et à l'image radiologique avec produit de contraste,

10 - on effectue le recalage par une superposition du cathéter du sinus coronaire détecté dans les images radioscopiques et du cathéter du sinus coronaire détecté dans l'image radiologique avec produit de contraste.

6 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le recalage est effectué par la mise en concordance des contours externes des structures anatomiques dans les images radioscopiques et l'image radiologique avec produit de contraste.

7 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le recalage est effectué par la mise en concordance, dans les images radioscopiques et dans l'image radiologique avec produit de contraste, d'un objet artificiel introduit dans le cœur dans le but d'identifier le mouvement de la structure anatomique dudit cœur.

8 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que la structure anatomique dans laquelle est injectée un produit de contraste est déterminée en fonction de l'intervention médicale à effectuer.

25 9 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que le recalage est recalculé ou re-effectué manuellement chaque fois que le système d'imagerie ou le patient est en mouvement.

10 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que l'image radiologique avec produit de contraste et les images radioscopiques sont segmentées (29, 45, 46), cette segmentation étant réalisée manuellement ou automatiquement.

11 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que :

35 - on crée des marqueurs (32, 50) dans l'image de fusion à des positions prédéterminées représentant une position anatomique ou une

position d'une zone à traiter.

12. Appareil (10) à rayons X caractérisé en ce qu'il comporte un microprocesseur (17) apte à mettre en œuvre un procédé de traitement d'images cardiaques radiographiques en vue d'obtenir une image de fusion (37) soustraite (30) et recalée (31), selon l'une quelconque des revendications 1 à 11.

1/2

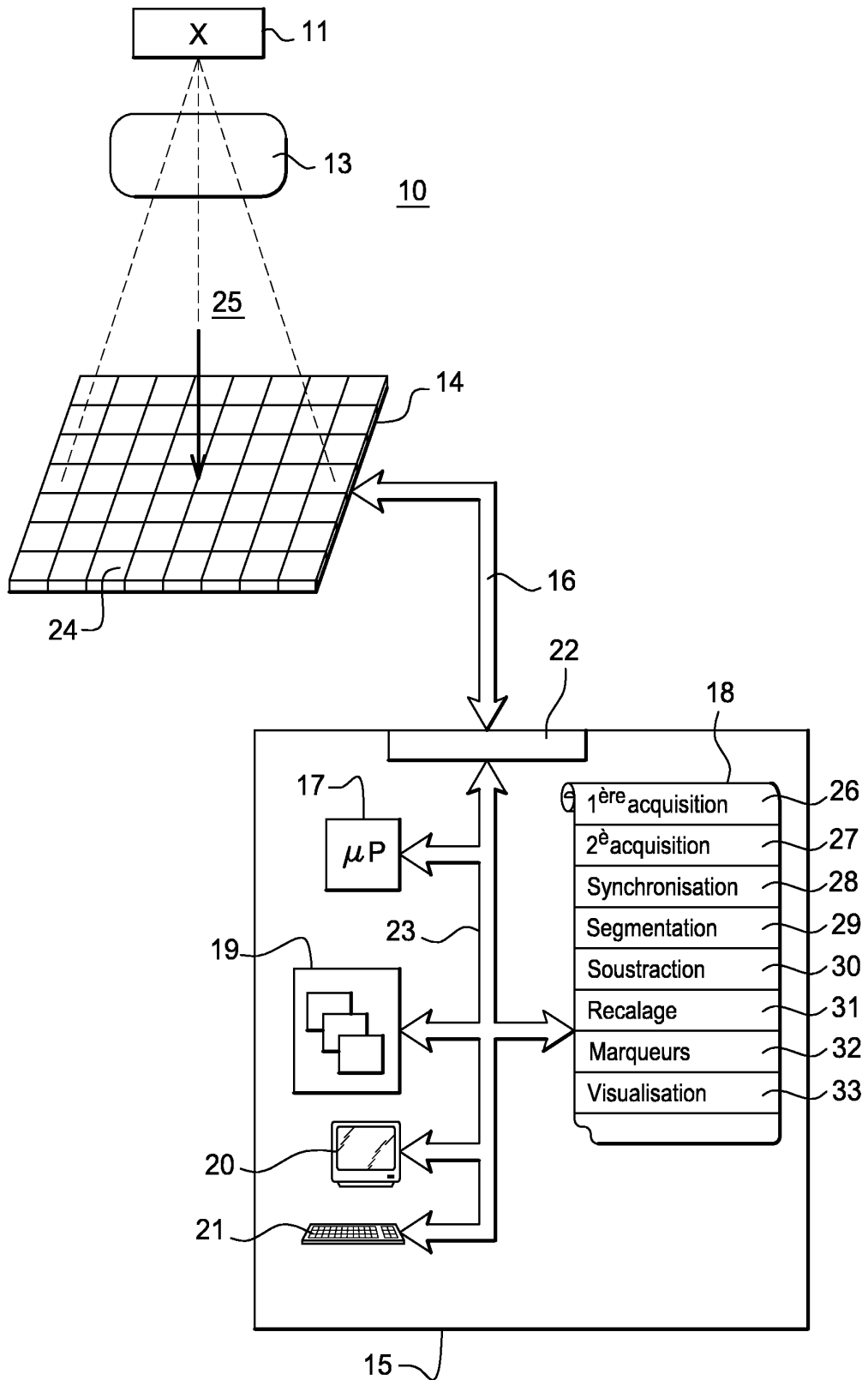
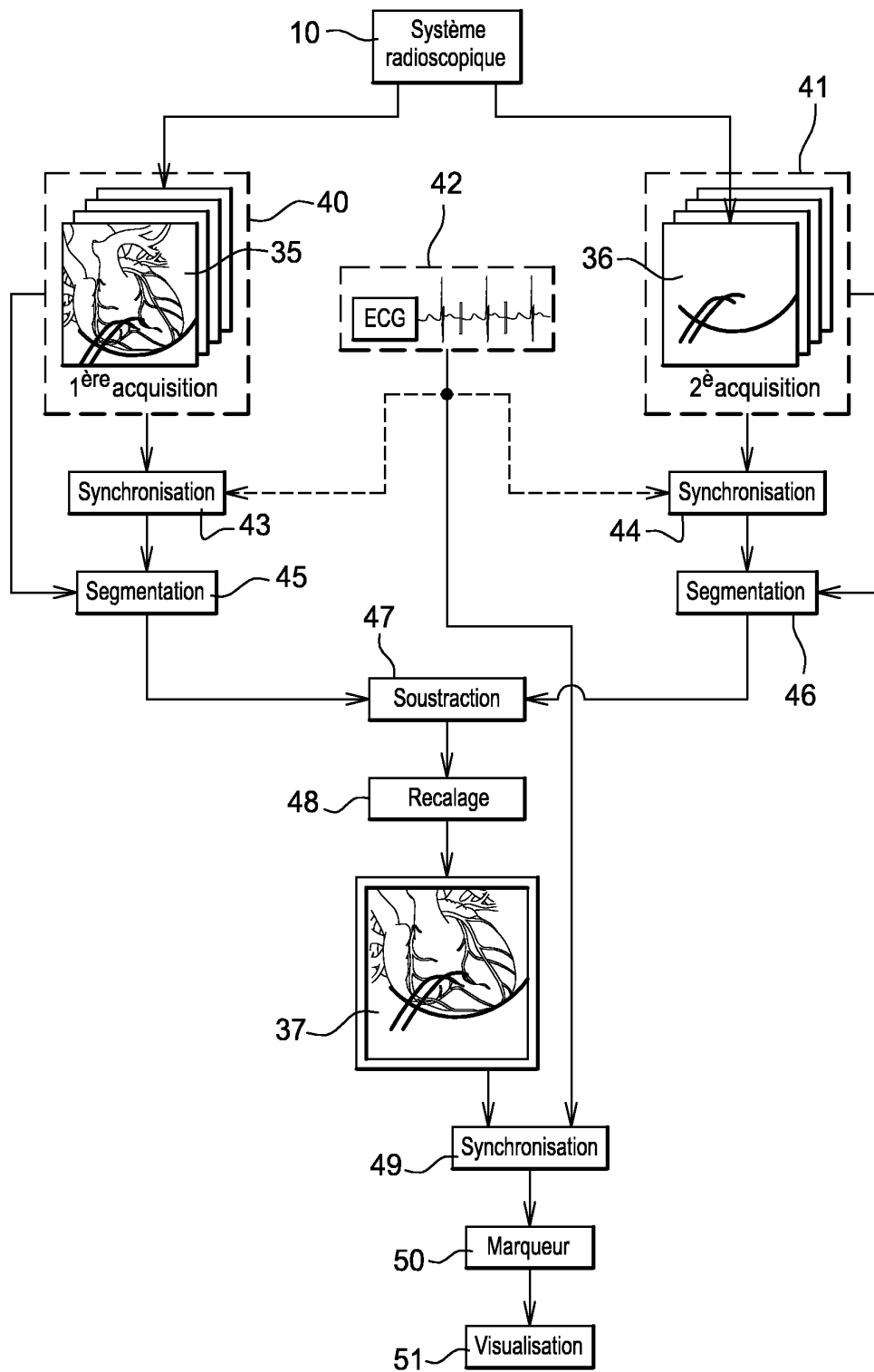


Fig. 1

2 / 2

**Fig. 2**



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement
national

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

FA 702605
FR 0759344

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	BEIER J ET AL: "Advanced subtraction angiography: mask selection and image registration" COMPUTERS IN CARDIOLOGY 1994 BETHESDA, MD, USA 25-28 SEPT. 1994, LOS ALAMITOS, CA, USA, IEEE COMPUT. SOC, US, 25 septembre 1994 (1994-09-25), pages 105-108, XP010147930 ISBN: 978-0-8186-6570-7 * le document en entier *	1-12	
A	KO C-C ET AL: "Multiresolution registration of coronary artery image sequences" INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL INFORMATICS, ELSEVIER SCIENTIFIC PUBLISHERS, SHANNON, IR, vol. 44, no. 2, 1 avril 1997 (1997-04-01), pages 93-104, XP004262353 ISSN: 1386-5056 * le document en entier *	1-12	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		25 juillet 2008	Borotschnig, Hermann
<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>			

1
EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0759344 FA 702605**

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 25-07-2008

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
FR 2884703	A	27-10-2006	DE 102006019340 A1	02-11-2006
US 5630414	A	20-05-1997	DE 4413458 A1	19-10-1995