

19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
COURBEVOIE

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

3 066 902

21 N° d'enregistrement national : 17 55011

51 Int Cl<sup>8</sup> : A 61 B 34/20 (2017.01)

12 DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 06.06.17.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la demande : 07.12.18 Bulletin 18/49.

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 :

○ Demande(s) d'extension :

71 Demandeur(s) : THERENVA Société par actions simplifiée — FR.

72 Inventeur(s) : LALYS FLORENT, COLLEAUX MATHIEU, DURRMANN VINCENT, LUCAS ANTOINE et GOKSU CEMIL.

73 Titulaire(s) : THERENVA Société par actions simplifiée.

74 Mandataire(s) : LAVOIX.

54 PROCEDE ET SYSTEME D'AIDE AU GUIDAGE D'UN OUTIL ENDOVASCULAIRE.

57 L'invention concerne un procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires d'une zone anatomique d'intérêt du patient. Ce procédé comprend des étapes de :

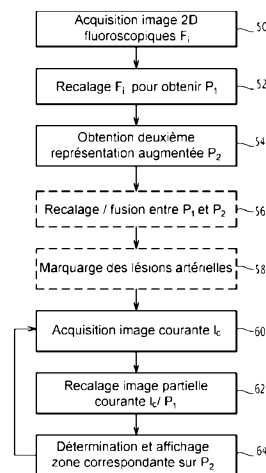
-acquisition (50) par un dispositif d'imagerie d'une pluralité d'images fluoroscopiques bidimensionnelles (Fi) partiellement superposées de la zone anatomique d'intérêt du patient, et formation (52) d'une première image augmentée (P<sub>1</sub>) représentative d'un panorama osseux complet de ladite zone anatomique d'intérêt,

-obtention (54) d'une deuxième image augmentée (P<sub>2</sub>) comportant une représentation des structures vasculaires de ladite zone anatomique d'intérêt,

-acquisition (60) d'une nouvelle image fluoroscopique bidimensionnelle, dite image fluoroscopique courante (I<sub>c</sub>), d'une portion de ladite zone anatomique d'intérêt,

-recalage (62) de l'image fluoroscopique courante (I<sub>c</sub>) par rapport à la première image augmentée (P<sub>1</sub>),

-localisation et affichage (64) d'une zone correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la deuxième image augmentée (P<sub>2</sub>).



FR 3 066 902 - A1



### **Procédé et système d'aide au guidage d'un outil endovasculaire**

La présente invention concerne un procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires d'une zone anatomique d'intérêt d'un patient, par exemple un membre inférieur d'un patient. Elle concerne également un système d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires associé.

Elle trouve une application dans le domaine des interventions endovasculaires guidées par l'image.

Les interventions endovasculaires permettent de traiter des maladies vasculaires de façon minimalement invasive. Elles consistent généralement à insérer par voie endovasculaire un dispositif médical dans le but d'interagir avec les tissus pathologiques. Des interventions endovasculaires sont notamment utilisées pour traiter les sténoses et les thromboses artérielles, via l'introduction de divers d'outils endovasculaires adaptés tels qu'un ballon ou un stent.

Contrairement aux interventions chirurgicales classiques qui nécessitent de réaliser une large ouverture du corps du patient pour accéder aux tissus d'intérêt, les interventions endovasculaires ne demandent que de fines incisions pour pouvoir insérer les outils dans la structure vasculaire. Elles présentent plusieurs avantages, notamment une augmentation du taux de succès à court terme ainsi qu'une diminution de la morbidité peropératoire et de la durée d'hospitalisation. Malgré la généralisation de ces interventions, elles restent délicates et nécessitent d'être sécurisées et fiabilisées. L'accès aux tissus pathologiques est rendu difficile par la nature de l'intervention. La manipulation et le contrôle des outils endovasculaires exigent une précision importante pour favoriser la réussite du traitement. Par ailleurs, le suivi des gestes opératoires ne peut être réalisé que par l'intermédiaire d'une imagerie peropératoire.

Dans le domaine des interventions endovasculaires on utilise des images bidimensionnelles acquises par fluoroscopie, permettant de guider l'insertion de dispositifs médicaux, tels des cathéters, dans l'artère fémorale et dans d'autres ramifications vasculaires.

La fluoroscopie désigne une technique d'imagerie médicale utilisant des rayons X qui permet de visualiser des structures anatomiques en mouvement et en temps réel, en particulier des structures osseuses.

Les artères étant des tissus mous et donc non visibles aux rayons X, on administre au patient un produit de contraste radio-opaque afin d'opacifier la structure vasculaire et de visualiser le cheminement des artères. On peut alors obtenir des images exploitables. Cette technique d'acquisition d'images des structures vasculaires, en particulier des

artères, d'un patient est connue sous le nom d'angiographie, et les images obtenues sont appelées images angiographiques.

Les images fluoroscopiques et angiographiques bidimensionnelles sont acquises et utilisées pendant une phase opératoire, donc une phase d'intervention.

5 En général, les salles d'opération conventionnelles sont équipées d'un dispositif de support d'un dispositif d'imagerie à rayons X, connu sous le nom d'arceau ou de dispositif C-arm, mobile, et permettant d'acquérir des images fluoroscopiques et angiographiques avec un champ de vision donné.

10 Dans le cas particulier des procédures endovasculaires pour traiter l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs, il existe un intérêt d'obtenir des images de la totalité d'un membre inférieur du patient. Or le champ de vision d'un dispositif d'acquisition d'images étant limité, il est nécessaire d'acquérir une pluralité d'images fluoroscopiques et angiographiques, de préférence partiellement superposées, pour obtenir par traitement d'images une image composite ou panoramique d'une zone anatomique d'intérêt, par  
15 exemple d'un membre inférieur du patient dans sa totalité.

De plus, dans le cadre des interventions endovasculaires conventionnelles, pour traitement des membres inférieurs, si les occlusions artérielles sont de grande taille ou occultées, elles ne peuvent pas être visualisées sur une seule image angiographique, donc plusieurs captures d'images angiographiques sont nécessaires, dans un premier  
20 temps pour visualiser l'ensemble des lésions à traiter, puis, dans un deuxième temps, pour effectuer précisément le traitement de chaque lésion.

Cependant, chaque acquisition d'image angiographique nécessite l'injection d'un produit de contraste, qui est toxique pour le patient. Par exemple, un produit de contraste iodé est néphrotoxique.

25 De plus, chaque acquisition d'image supplémentaire expose le patient et le personnel médical présent en salle d'opération à une quantité de rayonnement X supplémentaire.

L'invention a pour objet de remédier aux inconvénients des méthodes connues, pour améliorer les interventions endovasculaires guidées par l'image tout en limitant le  
30 nombre d'acquisitions d'images angiographiques.

A cet effet, l'invention propose un procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires d'une zone anatomique d'intérêt du patient. Ce procédé comporte des étapes de :

35 -acquisition par un dispositif d'imagerie d'une pluralité d'images fluoroscopiques bidimensionnelles partiellement superposées de la zone anatomique d'intérêt du patient,

et formation d'une première image augmentée représentative d'un panorama osseux complet de ladite zone anatomique d'intérêt,

-obtention d'une deuxième image augmentée comportant une représentation des structures vasculaires de ladite zone anatomique d'intérêt,

5 -acquisition d'une nouvelle image fluoroscopique bidimensionnelle, dite image fluoroscopique courante, d'une portion de ladite zone anatomique d'intérêt,

-recalage de l'image fluoroscopique courante par rapport à la première image augmentée,

10 -localisation et affichage d'une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la deuxième image augmentée.

Avantageusement, le procédé de l'invention comprend l'affichage d'une zone d'image correspondant à une image fluoroscopique courante dans une image augmentée comprenant une représentation des structures vasculaires de la portion de la zone anatomique d'intérêt visualisable dans l'image fluoroscopique courante, sans nécessité de  
15 ré-injecter du produit de contraste radio-opaque dans le corps du patient.

Le procédé selon l'invention peut également présenter une ou plusieurs des caractéristiques ci-dessous, prises indépendamment ou selon toutes les combinaisons techniquement acceptables.

20 Le procédé comporte en outre une étape d'affichage de marqueurs délimitant des lésions artérielles observées sur la deuxième image augmentée.

La deuxième image augmentée est une image bidimensionnelle représentative d'un panorama artériel de la zone anatomique d'intérêt, l'étape d'obtention d'une deuxième image augmentée comportant l'acquisition d'une pluralité d'images angiographiques correspondant à la pluralité d'images fluoroscopiques.

25 L'acquisition d'une pluralité d'images angiographiques est effectuée sensiblement en parallèle de l'acquisition d'une pluralité d'images fluoroscopiques partiellement superposées, le dispositif d'imagerie étant à une même position spatiale pour l'acquisition d'une image fluoroscopique et d'une image angiographique correspondante.

30 Le procédé comporte une fusion de la première image augmentée et de la deuxième image augmentée et un affichage de l'image fusionnée.

Il comporte en outre un affichage d'une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans l'image fusionnée.

35 Il comporte en outre, dans une phase préopératoire, l'obtention d'une troisième image augmentée représentative des structures osseuses et vasculaires de la zone anatomique d'intérêt, et, après l'étape de localisation d'une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la deuxième image augmentée, une étape de

localisation et d'affichage d'une autre zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la troisième image augmentée.

La deuxième image augmentée est une image tridimensionnelle représentative des structures osseuses et vasculaires de la zone anatomique d'intérêt, et l'étape d'obtention d'une deuxième image augmentée comporte l'obtention et la mémorisation, dans une phase préopératoire, de ladite image tridimensionnelle.

Selon un autre aspect, l'invention concerne un système d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires d'une zone anatomique d'intérêt d'un patient, comprenant un dispositif d'imagerie apte à acquérir des images bidimensionnelles de portions du corps d'un patient, un dispositif programmable et une unité de visualisation. Le système est tel que :

- le dispositif d'imagerie est adapté à acquérir une pluralité d'images fluoroscopiques partiellement superposées de la zone anatomique d'intérêt, et le dispositif programmable est configuré pour former une première image augmentée représentative d'un panorama osseux complet de ladite zone anatomique d'intérêt,

- le dispositif programmable est configuré pour coopérer avec le dispositif d'imagerie pour obtenir une deuxième image augmentée comportant une représentation des structures vasculaires de ladite zone anatomique d'intérêt,

- le dispositif d'imagerie est configuré pour acquérir une nouvelle image fluoroscopique, dite image fluoroscopique courante, d'une portion de la zone anatomique d'intérêt,

- le dispositif programmable est configuré pour recalculer ladite image fluoroscopique courante par rapport à la première image augmentée,

- localiser et afficher sur l'unité de visualisation une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la deuxième image augmentée.

Selon un autre aspect, l'invention concerne un programme d'ordinateur comportant des instructions pour mettre en œuvre les étapes d'un procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires tel que brièvement décrit ci-dessus, lors de l'exécution du programme par un processeur d'un dispositif programmable.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront de la description qui en est donnée ci-dessous, à titre indicatif et nullement limitatif, en référence aux figures annexées, parmi lesquelles :

- la figure 1 représente schématiquement un système d'intervention endovasculaire guidée par l'image;

## 5

- la figure 2 est un synoptique des principaux blocs d'un dispositif programmable apte à mettre en œuvre le procédé de l'invention ;

- la figure 3 est un organigramme des principales étapes d'un procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire selon l'invention ;

5 - la figure 4 est un organigramme des principales étapes d'un procédé selon un premier mode de réalisation ;

- la figure 5 est un organigramme des principales étapes d'un procédé selon un deuxième mode de réalisation ;

10 - la figure 6 est un exemple d'affichage des première et deuxième images augmentées selon un mode de réalisation ;

- la figure 7 est un exemple d'affichage en superposition d'informations fluoroscopiques et angiographiques ;

- la figure 8 est un exemple de représentation 3D des structures osseuse et vasculaire.

15

L'invention est décrite ci-après plus particulièrement pour une aide au guidage d'outil endovasculaire dans les membres inférieurs, mais l'invention s'applique plus généralement à d'autres zones anatomiques d'intérêt, ou à une zone plus large incluant également tout ou partie du tronc du patient.

20 La figure 1 illustre schématiquement une salle d'opération 1, équipée d'un système 10 d'intervention endovasculaire guidée par l'image.

La salle d'opération 1 est équipée d'une table d'opération 12, sur laquelle est représenté un patient 14 à traiter par une intervention endovasculaire.

25 Le système d'intervention 10 comporte un dispositif 21 d'imagerie à rayon X, lui-même composé d'un dispositif de support 16 en forme d'arceau, d'une source 18 de rayons X et d'une unité 20 de réception et de détection de rayons X, positionnée en regard de la source 18. Ce dispositif d'imagerie est apte à capter des images des éléments positionnés entre la source 18 de rayons X et l'unité 20 de réception et de détection, et est également apte à tourner autour de deux axes selon le besoin de  
30 l'opérateur.

On appelle généralement les images bidimensionnelles captées par un système d'imagerie à rayons X des images fluoroscopiques.

35 Ainsi, le dispositif d'imagerie 21 illustré est adapté pour capter des images bidimensionnelles fluoroscopiques de diverses zones anatomiques d'intérêt du corps du patient, comprenant des structures vasculaires ciblées, en particulier des artères.

## 6

En particulier, l'opérateur peut déplacer le dispositif d'imagerie 21 sensiblement en translation le long des jambes du patient 14, pour acquérir une pluralité de N d'images fluoroscopiques  $F_i$ .

5 Plus généralement, l'opérateur peut déplacer le dispositif d'imagerie 21 sensiblement en translation pour obtenir une pluralité d'images fluoroscopiques d'une zone anatomique d'intérêt choisie ou s'étendant du tronc supra-aortique aux pieds du patient.

10 Le nombre N d'images à acquérir est choisi en fonction du champ de vision du dispositif d'imagerie et de la taille du patient 14. Par exemple, 3 à 4 images de chaque jambe du patient 14 sont acquises le long de l'axe fémoral.

Le dispositif d'imagerie est positionné à des positions successives telles que deux images acquises successivement présentent une superposition partielle sur une zone de superposition rectangulaire, de taille prédéterminée ou variable.

15 De préférence, la zone de superposition a une surface supérieure ou égale à 20% de la surface des images bidimensionnelles acquises.

Le dispositif d'imagerie 21 est adapté à acquérir également des images angiographiques  $A_i$  de la jambe ou des jambes du patient, suite à une injection de produit de contraste radio-opaque par une unité d'injection 19.

20 Comme il sera expliqué plus en détail par la suite, dans un mode de réalisation de l'invention, lors d'une première phase opératoire de préparation, à chaque position successive du dispositif d'imagerie, une image fluoroscopique et une image angiographique correspondantes sont acquises et mémorisées sous forme d'images numériques bidimensionnelles.

25 Le système d'intervention 10 comporte également un dispositif programmable 22, comportant un ou plusieurs processeurs, associé à une unité de visualisation 24 composée d'un ou de plusieurs écrans et d'une interface homme-machine 26.

L'interface homme-machine 26 comprend des moyens de pointage et de sélection d'éléments, par exemple un ensemble clavier-souris, un pavé tactile, une interface gestuelle 3D sans contact ou une combinaison de ces dispositifs.

30 Dans un mode de réalisation, l'interface homme-machine 26 est intégrée avec l'unité de visualisation 24 sous la forme d'un écran tactile.

35 Le dispositif programmable 22 est adapté à recevoir les images bidimensionnelles (fluoroscopiques et/ou angiographiques) acquises par le dispositif d'imagerie à rayons X et à les traiter selon un procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires selon l'invention.

Les images bidimensionnelles acquises pendant la phase d'intervention sont affichées sur l'unité de visualisation 24 pour aider à un guidage précis des outils endovasculaires à l'intérieur des structures vasculaires, en particulier des artères, du patient.

5 Les outils endovasculaires sont sélectionnés parmi un cathéter, un dispositif endovasculaire de type stent, un guide souple ou rigide, une endoprothèse ou un ballon.

La figure 2 illustre les principaux blocs d'un dispositif programmable 30 apte à mettre en œuvre le procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires selon un mode de réalisation de l'invention.

10 Un dispositif programmable 30 apte à mettre en œuvre l'invention, comprend un écran 32, analogue à l'unité de visualisation 24, une unité 34 de saisie des commandes d'un opérateur, par exemple un clavier, une souris, un pavé tactile ou une interface sans contact, analogue à l'unité 26, une unité centrale de traitement 36, ou CPU, apte à exécuter des instructions de programme informatique lorsque le dispositif 30 est mis sous  
15 tension. Le dispositif 30 comporte optionnellement un contrôleur 40, permettant d'envoyer des commandes et de sélectionner des éléments à distance.

Le dispositif 30 comporte également une unité de stockage d'informations 38, par exemple des registres, aptes à stocker des instructions de code exécutable permettant la mise en œuvre de programmes comportant des instructions de code aptes à mettre en  
20 œuvre le procédé selon l'invention. Les divers blocs fonctionnels du dispositif 30 décrits ci-dessus sont connectés via un bus de communication 42.

Le dispositif 30 est apte à recevoir des données d'image d'une source 44.

Le procédé de l'invention est adapté à être mis en œuvre par un dispositif programmable tel un ordinateur intégré dans une salle d'intervention standard, ce qui  
25 permet de limiter les coûts d'équipement.

La figure 3 représente les principales étapes mises en œuvre dans un procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires selon un mode de réalisation de l'invention, mises en œuvre par un processeur 36.

Le procédé comporte, dans une première phase opératoire, une première étape  
30 50 d'acquisition de N images fluoroscopiques bidimensionnelles d'un membre inférieur du patient, par exemple 3 ou 4 images successives acquises par translation du dispositif d'imagerie le long de l'axe fémoral.

Les images fluoroscopiques bidimensionnelles sont notées  $\{F_1, \dots, F_i, \dots, F_N\}$  et sont mémorisées sous forme d'images numériques. Deux images successives sont  
35 partiellement superposées, et présentent donc une zone de superposition rectangulaire

de taille variable lorsque le dispositif est déplacé par l'opérateur, de préférence supérieure ou égale à une taille prédéterminée.

Par exemple, lorsque chaque image numérique est représentée sous forme d'une matrice bidimensionnelle de pixels, chaque pixel ayant une valeur numérique associée  
5 appelée intensité, la taille de l'image est définie par un nombre de lignes et un nombre de colonnes, une zone de superposition comporte un nombre de lignes et de colonnes formant une zone de surface donnée, de préférence supérieure ou égale à 20% de la surface totale de l'image.

L'étape 50 est suivie d'une étape 52 de recalage deux à deux des images  
10 fluoroscopiques bidimensionnelles pour former une première image augmentée, notée  $P_1$ , représentative d'un panorama osseux complet du membre inférieur représenté.

Le recalage d'images ou mise en correspondance spatiale consiste à placer en correspondance spatiale des structures anatomiques ou fonctionnelles présentes dans  
15 chacune des images. Par fusion successive des images recalées le long du membre inférieur, on obtient une image augmentée représentant la structure osseuse de la totalité du membre inférieur.

Dans le cas d'application présent, le recalage a pour objectif de réaliser une superposition précise des structures osseuses présentes dans la zone de superposition commune aux images successives.

20 Deux images successives peuvent présenter une légère rotation entre elles, en particulier lorsque l'opérateur déplace le dispositif d'imagerie. Le recalage 2D/2D consiste à optimiser deux translations et une rotation.

Les images fluoroscopiques bidimensionnelles acquises présentent un niveau de contraste relativement important grâce aux os. Il existe plusieurs méthodes de recalage  
25 rigide entre images bidimensionnelles (ou recalage 2D-2D) applicables pour des images comprenant des objets ayant un niveau de contraste relativement élevé.

Par exemple, un recalage automatique de type iconique peut être mis en œuvre, en utilisant une mesure de similarité basée sur la différence de gradients entre les deux images, couplé à une stratégie d'optimisation de type descente de gradient ou optimiseur  
30 de Powell.

Suite à l'étape 52 de recalage 2D-2D est obtenue une première image augmentée  $P_1$  représentant un panorama osseux du membre inférieur du patient. Comme expliqué ci-dessus l'image  $P_1$  est obtenue à partir d'une pluralité d'images bidimensionnelles fluoroscopique acquises.

Lors d'une étape 54, au moins une deuxième image augmentée du membre inférieur du patient est obtenue. Cette deuxième image augmentée comporte une représentation des structures vasculaires du membre inférieur du patient.

5 Deux modes de réalisation différents de l'étape 54 sont envisagés et seront décrits plus en détail ci-après en référence aux figures 4 et 5.

Dans un premier mode de réalisation, la deuxième image augmentée est une image bidimensionnelle représentative d'un panorama artériel du membre inférieur considéré, situé dans le même repère spatial que le panorama osseux  $P_1$ .

10 Le panorama artériel est obtenu à partir d'images angiographiques bidimensionnelles représentant les structures vasculaires du membre inférieur considéré. Les images angiographiques obtenues étant dans le dans le même repère spatial que les images fluoroscopiques, les paramètres de recalage obtenus à l'étape 50 sont directement appliqués aux images angiographiques pour obtenir le panorama artériel.

15 Dans un deuxième mode de réalisation, la deuxième image augmentée est une image tridimensionnelle des structures osseuse et vasculaire du membre inférieur considéré. Dans ce deuxième mode de réalisation, la deuxième image augmentée est obtenue dans une phase préalable, pré-opératoire, et mémorisée. Elle est par exemple calculée à partir d'images obtenues par des techniques d'acquisition comme par exemple la tomographie également appelée CT pour « computed tomography », l'imagerie par  
20 résonance magnétique (IRM), rehaussés par l'injection de produit de contraste pour mieux faire apparaître les structures vasculaires.

Dans un troisième mode de réalisation, on utilise à la fois une deuxième image augmentée représentative d'un panorama artériel et une troisième image tridimensionnelle des structures osseuse et vasculaire du membre inférieur considéré.

25 Dans le cas d'obtention d'une image augmentée de type image tridimensionnelle pré-opératoire, l'étape 54 est suivie d'une étape optionnelle 56 de recalage entre les première et deuxième images augmentées.

30 Suite à l'étape 56, il est utile de représenter une image fusionnée  $P_3$  du panorama osseux  $P_1$  et de l'image augmentée  $P_2$ , qui servira pour la visualisation simultanée des structures osseuses et artérielles.

L'étape 56 ou l'étape 54 est suivie optionnellement d'une étape 58 de marquage, par l'opérateur du système, par exemple un médecin, des lésions artérielles observées sur la deuxième image augmentée  $P_2$ .

35 Dans une deuxième phase opératoire, une image fluoroscopique courante  $I_c$  est acquise à l'étape 60. La deuxième phase opératoire est une phase d'intervention effective, lors de laquelle un outil endovasculaire, sélectionné parmi un cathéter, un

dispositif endovasculaire de type stent, un guide souple ou rigide, une endoprothèse ou un ballon, est introduit pour traiter le patient.

L'image fluoroscopique courante  $I_c$  est ensuite recalée par rapport à la première image augmentée  $P_1$  représentative d'un panorama osseux du membre inférieur à l'étape 5 62.

Le recalage consiste ici à placer en correspondance spatiale des structures anatomiques osseuses présentes dans l'image fluoroscopique courante  $I_c$  avec des structures de la première image augmentée  $P_1$ . Le recalage utilisé ici est ainsi de type « template matching » du fait de l'appartenance de l'image courante  $I_c$  à une partie bien 10 précise de la première image augmentée  $P_1$ .

De préférence, le recalage effectué est de type iconique, en utilisant une mesure de similarité basée sur la différence de gradients entre les deux images, une mesure de similarité basée sur l'information mutuelle, ou une combinaison des deux.

Enfin, à l'étape 64, une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante  $I_c$  est déterminée dans la deuxième image augmentée  $P_2$  et/ou dans l'image fusionnée  $P_3$ , et affichée, grâce à des informations de recalage calculées et mémorisées 15 entre la première image augmentée  $P_1$  et la deuxième image augmentée  $P_2$ .

Avantageusement, la structure vasculaire locale est affichée en lien avec l'image fluoroscopique courante sans nécessiter une nouvelle acquisition d'image angiographique, et par conséquent sans nécessité d'injecter un supplément de produit de 20 contraste.

Avantageusement, dans le cas où le marquage des lésions a été effectué lors de l'étape 58, les lésions sont localisées précisément par rapport à l'image fluoroscopique courante grâce aux recalages effectués entre l'image fluoroscopique courante et la 25 première image augmentée  $P_1$  et grâce au recalage entre la première image augmentée  $P_1$  et la deuxième image augmentée  $P_2$ .

Les étapes 60 à 64 sont itérées sensiblement en temps réel autant que nécessaire durant l'intervention, notamment pour chaque lésion à traiter sur le membre inférieur.

La figure 4 illustre plus en détail un premier mode de réalisation de l'invention, 30 dans lequel la deuxième image augmentée  $P_2$  est un panorama artériel du membre inférieur du patient.

Dans ce premier mode de réalisation, à l'étape d'acquisition d'images 70, à chaque position d'acquisition d'images du dispositif d'imagerie, on acquiert une image fluoroscopique  $F_i$  et une image angiographique  $A_i$ . Ainsi, il y a une correspondance 35 spatiale initiale entre ces images. En d'autres termes, les images sont acquises dans le même repère spatial.

L'étape 72 de recalage est analogue à l'étape 52 précédemment décrite. Les paramètres de recalage rigide 2D-2D entre images fluoroscopiques successives sont mémorisés, et appliqués ensuite à l'étape 74 aux images angiographiques  $A_i$  pour obtenir la deuxième image augmentée  $P_2$ .

5           Ainsi, avantageusement, les paramètres de recalage sont calculés sur les images fluoroscopiques qui présentent un bon contraste grâce à la présence des structures osseuses. Grâce à l'acquisition des images fluoroscopiques et angiographiques en correspondance spatiale, un panorama des structures vasculaires correspondant au panorama osseux est obtenu aisément.

10           Les première et deuxième images augmentées sont fusionnées à l'étape de fusion 76 dans une image fusionnée  $P_3$  faisant apparaître à la fois les structures osseuses et vasculaires de la totalité du membre inférieur étudié. La fusion comprend par exemple une somme pondérée par des coefficients de pondération, pixel par pixel, des images augmentées  $P_1$  et  $P_2$ , les coefficients de pondération associés aux pixels respectifs étant  
15           choisis en fonction de l'intensité initiale des images.

L'image  $P_3$  est affichée, par exemple à côté de la deuxième image augmentée  $P_2$ . Bien évidemment, des variantes d'affichage sont envisageables.

A l'étape optionnelle de marquage 78, l'opérateur ajoute des marqueurs, dont la position est enregistrée, pour marquer les lésions artérielles à traiter.

20           Les marqueurs sont de préférence ajoutés sur la deuxième image augmentée  $P_2$  représentative du panorama des structures vasculaires, et reportés précisément sur l'image fusionnée  $P_3$ . Les marqueurs sont par exemple représentés par des traits de couleur superposés sur la ou les images affichées.

En variante, les marqueurs sont ajoutés sur la deuxième image augmentée  $P_2$   
25           avant l'étape 76 de calcul de l'image fusionnée  $P_3$ , et sont reportés sur l'image fusionnée affichée.

Selon une autre variante, les marqueurs sont ajoutés directement sur l'image fusionnée  $P_3$ .

30           L'étape 80 d'acquisition d'image fluoroscopique courante  $I_c$  est analogue à l'étape 60 décrite précédemment.

L'image fluoroscopique courante est ensuite recalée par rapport à la première image augmentée  $P_1$  à l'étape 82, analogue à l'étape 62 précédemment décrite.

35           Ensuite, à l'étape 84, les structures vasculaires correspondant à l'image fluoroscopique courante sont relocalisées dans la deuxième image augmentée  $P_2$  et/ou dans l'image fusionnée  $P_3$ , et sont affichées.

Par exemple, dans un mode de réalisation, un cadre indiquant la zone correspondant à l'image fluoroscopique courante est affiché, à la fois sur l'image augmentée  $P_2$  et l'image fusionnée  $P_3$ , qui sont affichées en parallèle, ainsi que les marqueurs précédemment positionnés, comme illustré dans l'exemple de la figure 6.

5 Dans la figure 6, la partie de gauche représente une image fusionnée, comportant le panorama osseux de la première image augmentée fusionné avec l'image fluoroscopique courante, ainsi que des marqueurs de délimitation d'une lésion artérielle. En parallèle, sur la partie droite de la figure, la deuxième image augmentée représentative du panorama artériel est représentée, avec également des marqueurs de délimitation de  
10 la même lésion artérielle.

De plus, selon une variante, une image représentative de l'image fluoroscopique courante avec en superposition la structure angiographique correspondante, et, le cas échéant, avec les marqueurs préalablement enregistrés, est affichée, avec une meilleure résolution d'affichage que la résolution de la zone affichée sur l'image augmentée  $P_2$  ou  
15 sur l'image  $P_3$ .

La figure 7 illustre un exemple d'affichage d'une image fluoroscopique courante, avec en superposition la structure angiographique correspondante issue de la deuxième image augmentée.

Ainsi, avantageusement, les lésions artérielles à traiter sont relocalisées, en lien  
20 avec l'image fluoroscopique courante et avec les images augmentée  $P_2$  et fusionnée  $P_3$  du membre inférieur, ce qui permet d'aider au guidage de l'outil endovasculaire introduit en cours d'intervention sans nouvelle acquisition d'image angiographique.

La figure 5 illustre plus en détail un deuxième mode de réalisation de l'invention, dans lequel la deuxième image augmentée  $P_2$  est une image 3D représentative des  
25 structures osseuses et vasculaires du membre inférieur du patient.

Dans ce mode de réalisation, la deuxième image augmentée  $P_2$  est obtenue et mémorisée dans une phase préopératoire. Cette image tridimensionnelle est par exemple calculée à partir d'images obtenues à l'étape pré-opératoire 90 par des techniques d'acquisition comme par exemple la tomographie également appelée CT pour « computed  
30 tomography », ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM), rehaussés par l'injection de produit de contraste pour mieux faire ressortir les structures vasculaires.

A partir des images obtenues une image 3D est calculée et mémorisée à l'étape pré-opératoire 92. Il existe diverses méthodes connues de calcul d'une telle image. Par exemple, en travaillant sur l'image CT obtenue avec injection de produit de contraste, une  
35 segmentation automatique des structures artérielles peut être utilisée pour créer un

modèle anatomique tridimensionnel du patient. Un algorithme de segmentation semi-automatique de type coupe de graphe peut être utilisé.

Par exemple, un tel modèle anatomique tridimensionnel virtuel peut comprendre les volumes segmentés de l'artère fémorale, des artères iliaques internes, des hanches et du fémur.

En phase opératoire, le procédé comporte une étape 94 d'acquisition d'images bidimensionnelles fluoroscopiques, analogue à l'étape 50 précédemment décrite, suivie d'une étape de recalage 96 pour former la première image augmentée  $P_1$ , analogue à l'étape 52 précédemment décrite.

Un recalage 2D-3D rigide est ensuite appliqué à l'étape 98, et des paramètres permettant la mise en correspondance de la première image augmentée  $P_1$  et la deuxième image augmentée tridimensionnelle sont mémorisés.

Toute méthode de recalage 2D-3D rigide connue est applicable. Par exemple, un recalage semi-automatique de type iconique est mis en œuvre, dans lequel l'initialisation d'une partie des points utilisés pour le recalage est effectuée manuellement, ce qui permet de faire correspondre grossièrement les deux images à recaler, et le recalage automatique est ensuite lancé par la suite pour affiner le résultat.

L'étape 98 est suivie des étapes d'acquisition 100 d'une image bidimensionnelle fluoroscopique courante, représentative d'une portion du membre inférieur considéré, analogue à l'étape 60 précédemment décrite, puis d'une étape 102 de recalage par rapport à la première image augmentée  $P_1$ , analogue à l'étape 62 déjà décrite.

Enfin, lors de l'étape 104, une zone correspondant à l'image courante est déterminée dans l'image tridimensionnelle  $P_2$ , en appliquant les paramètres de mise en correspondance 2D-3D entre la première image augmentée  $P_1$  et l'image tridimensionnelle  $P_2$  calculés et mémorisés à l'étape 98.

En variante, un recalage 2D-3D est effectué à l'étape 104.

Enfin, une zone correspondant à l'image fluoroscopique courante est affichée sur l'image tridimensionnelle  $P_2$ .

La figure 8 illustre un exemple d'image 3D représentative des structures osseuses et vasculaires d'une portion de membre inférieur, superposée avec une image fluoroscopique courante.

Bien évidemment, des variantes de détail de la mise en œuvre des étapes ci-dessus, à la portée de l'homme du métier, sont tout à fait envisageables.

Dans un troisième mode de réalisation, les deux premiers modes de réalisation sont combinés. La deuxième image augmentée  $P_2$  représentative d'un panorama artériel est calculée et affichée, comme dans le premier mode de réalisation. De plus, une autre

image augmentée  $P'_2$ , qui est l'image tridimensionnelle représentative des structures osseuses et vasculaires du membre inférieur, est également calculée et affichée comme dans le deuxième mode de réalisation.

5 La zone correspondant à l'image fluoroscopique courante est déterminée et affichée sur chacune des images augmentées.

Ainsi, le procédé permet l'affichage, dans la deuxième phase opératoire, d'une zone correspondant à l'image fluoroscopique courante à la fois dans l'image augmentée correspondant au panorama artériel, et dans l'image augmentée tridimensionnelle.

10 Avantageusement, l'opérateur dispose d'informations sur les lésions artérielles, ainsi que d'informations complémentaires sur le patient, par exemple la localisation des calcifications visible uniquement dans l'image 3D.

15 Dans tous les modes de réalisation, il n'est pas nécessaire d'injecter du produit de contraste et d'acquérir de nouvelles images angiographiques correspondant aux images fluoroscopiques courantes, donc la quantité de produit de contraste à injecter au patient est diminuée par rapport aux interventions conventionnelles.

De plus, avantageusement, plus d'informations sont affichées, ce qui permet d'améliorer l'aide apportée dans le cadre d'interventions endovasculaires.

REVENDICATIONS

5 1.- Procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires d'une zone anatomique d'intérêt du patient, caractérisé en ce qu'il comporte des étapes de :

-acquisition (50) par un dispositif d'imagerie d'une pluralité d'images fluoroscopiques bidimensionnelles ( $F_i$ ) partiellement superposées de la zone anatomique d'intérêt du patient, et formation (52) d'une première image augmentée ( $P_1$ ) représentative  
10 d'un panorama osseux complet de ladite zone anatomique d'intérêt,

-obtention (54) d'une deuxième image augmentée ( $P_2$ ) comportant une représentation des structures vasculaires de ladite zone anatomique d'intérêt,

-acquisition (60) d'une nouvelle image fluoroscopique bidimensionnelle, dite image fluoroscopique courante ( $I_c$ ), d'une portion de ladite zone anatomique d'intérêt,  
15

-recalage (62) de l'image fluoroscopique courante ( $I_c$ ) par rapport à la première image augmentée ( $P_1$ ),

-localisation et affichage (64) d'une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la deuxième image augmentée ( $P_2$ ).

20 2.- Procédé selon la revendication 1, comportant en outre une étape d'affichage (58) de marqueurs délimitant des lésions artérielles observées sur la deuxième image augmentée ( $P_2$ ).

25 3.- Procédé selon l'une des revendications 1 ou 2, dans lequel la deuxième image augmentée ( $P_2$ ) est une image bidimensionnelle représentative d'un panorama artériel de la zone anatomique d'intérêt, l'étape d'obtention d'une deuxième image augmentée comportant l'acquisition (70) d'une pluralité d'images angiographiques correspondant à la pluralité d'images fluoroscopiques.

30 4.- Procédé selon la revendication 3, dans lequel l'acquisition (70) d'une pluralité d'images angiographiques est effectuée sensiblement en parallèle de l'acquisition d'une pluralité d'images fluoroscopiques partiellement superposées, le dispositif d'imagerie étant à une même position spatiale pour l'acquisition d'une image fluoroscopique et d'une image angiographique correspondante.  
35

5.- Procédé selon l'une des revendications 3 ou 4, comportant une fusion (56, 76) de la première image augmentée ( $P_1$ ) et de la deuxième image augmentée ( $P_2$ ) et un affichage de l'image fusionnée.

5           6.- Procédé selon la revendication 5, comportant en outre un affichage d'une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans l'image fusionnée.

10           7.- Procédé selon la revendication 6 comportant en outre, dans une phase préopératoire, l'obtention d'une troisième image augmentée représentative des structures osseuses et vasculaires de la zone anatomique d'intérêt, et, après l'étape de localisation d'une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la deuxième image augmentée, une étape de localisation et d'affichage d'une autre zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la troisième image augmentée.

15           8.- Procédé selon l'une des revendications 1 ou 2, dans lequel la deuxième image augmentée est une image tridimensionnelle représentative des structures osseuses et vasculaires de la zone anatomique d'intérêt, et dans lequel l'étape d'obtention d'une deuxième image augmentée comporte l'obtention et la mémorisation (90, 92), dans une phase préopératoire, de ladite image tridimensionnelle.

20           9.- Programme d'ordinateur comportant des instructions pour mettre en œuvre les étapes d'un procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires conforme à l'une quelconque des revendications 1 à 8 lors de l'exécution du programme par un processeur d'un dispositif programmable.

25           10.- Système d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structures vasculaires d'une zone anatomique d'intérêt d'un patient, comprenant un dispositif d'imagerie apte à acquérir des images bi-dimensionnelle de portions du corps d'un patient, un dispositif programmable et une unité de visualisation, caractérisé en ce que :

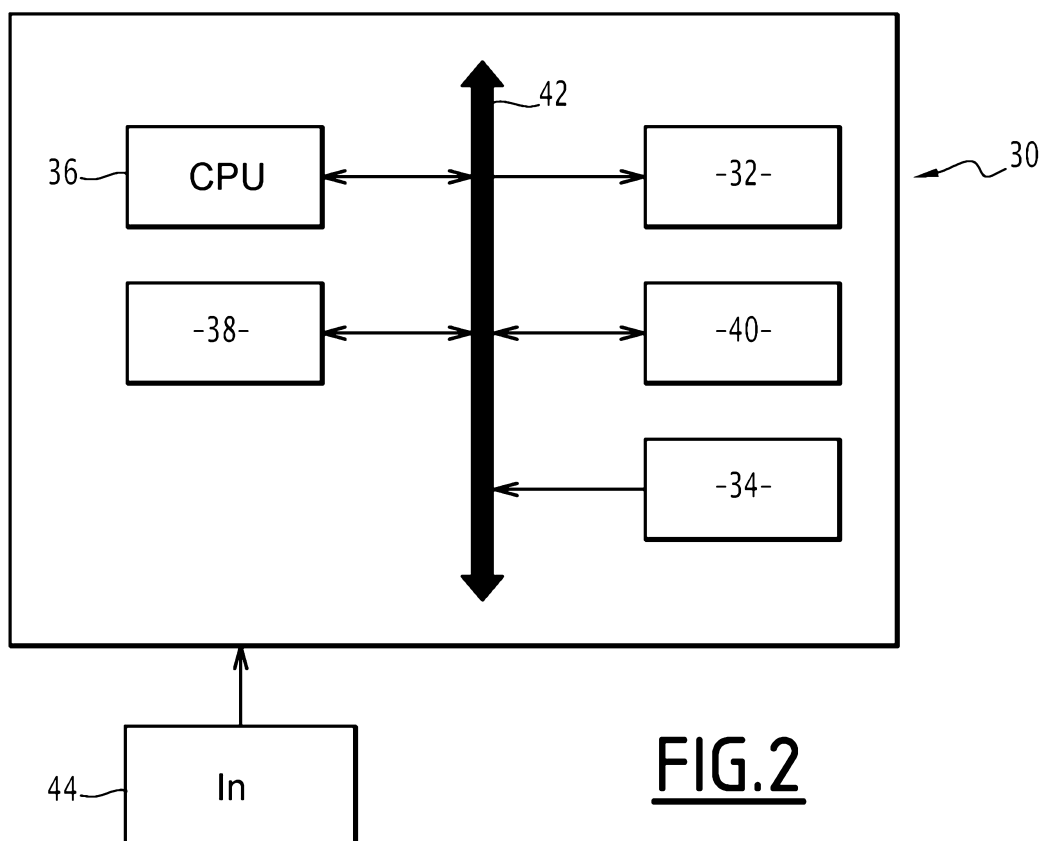
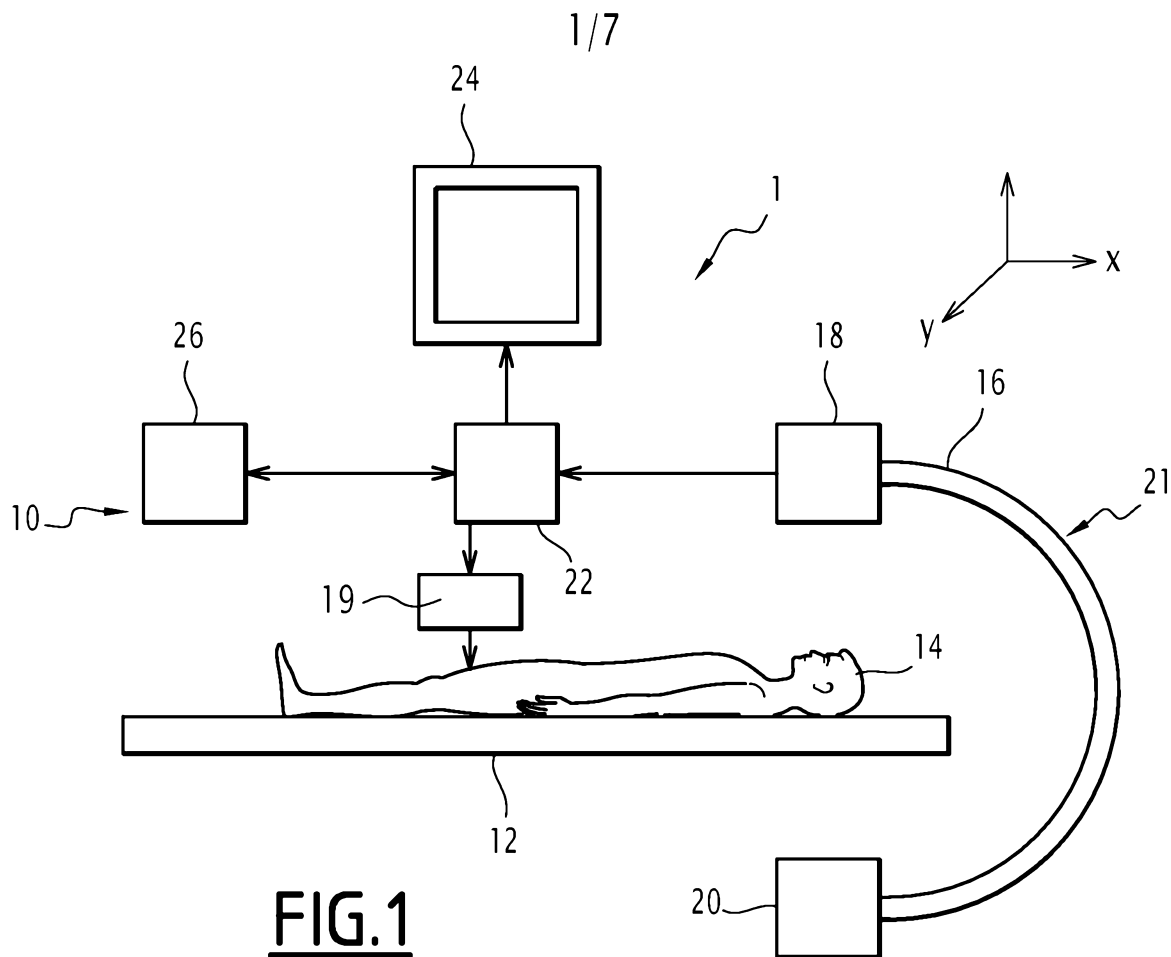
30           -le dispositif d'imagerie est adapté à acquérir une pluralité d'images fluoroscopiques partiellement superposées de la zone anatomique d'intérêt, et le dispositif programmable est configuré pour former une première image augmentée représentative d'un panorama osseux complet de ladite zone anatomique d'intérêt,

35           - le dispositif programmable est configuré pour coopérer avec le dispositif d'imagerie pour obtenir une deuxième image augmentée comportant une représentation des structures vasculaires de ladite zone anatomique d'intérêt,

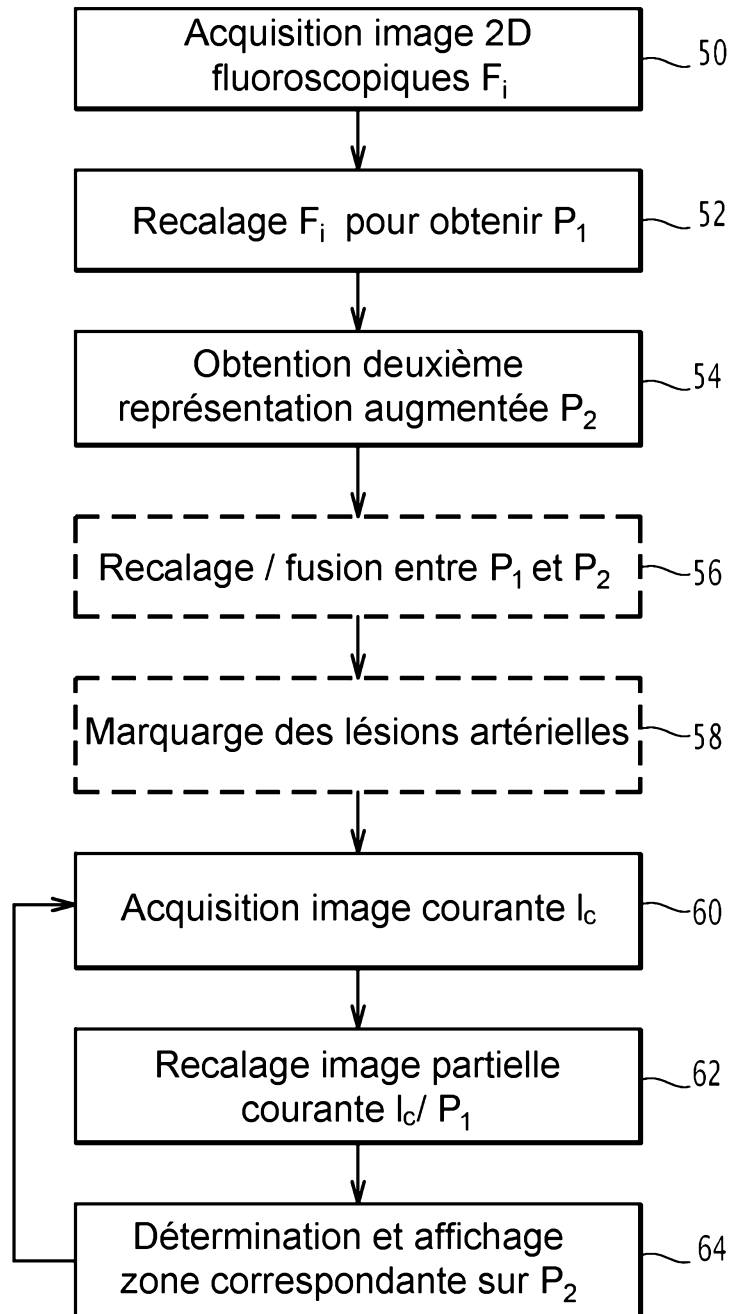
- le dispositif d'imagerie est configuré pour acquérir une nouvelle image fluoroscopique, dite image fluoroscopique courante, d'une portion de la zone anatomique d'intérêt,

5 - le dispositif programmable est configuré pour recalculer ladite image fluoroscopique courante par rapport à la première image augmentée,

- localiser et afficher sur l'unité de visualisation une zone d'image correspondant à l'image fluoroscopique courante dans la deuxième image augmentée.



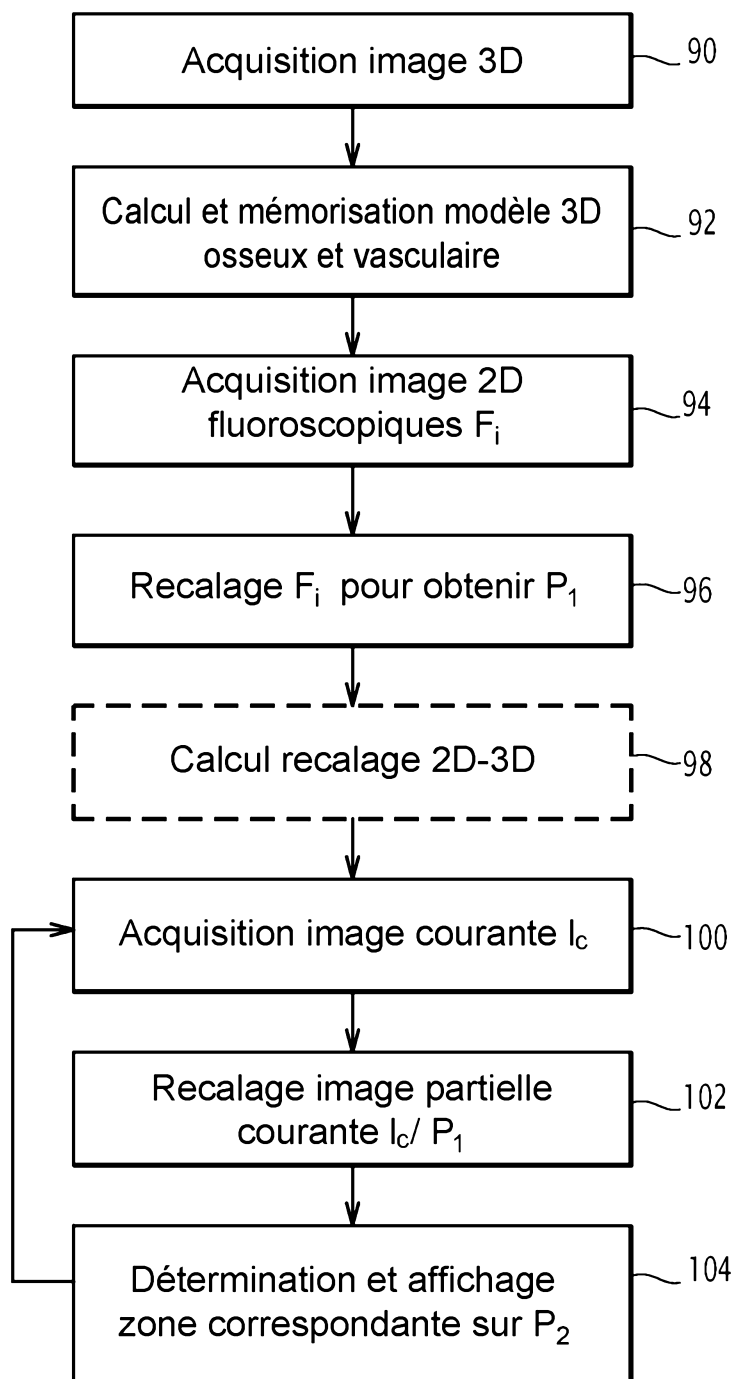
2/7

**FIG.3**

3/7

**FIG.4**

4/7

**FIG.5**

5/7



FIG.6

6/7



FIG.7

7/7

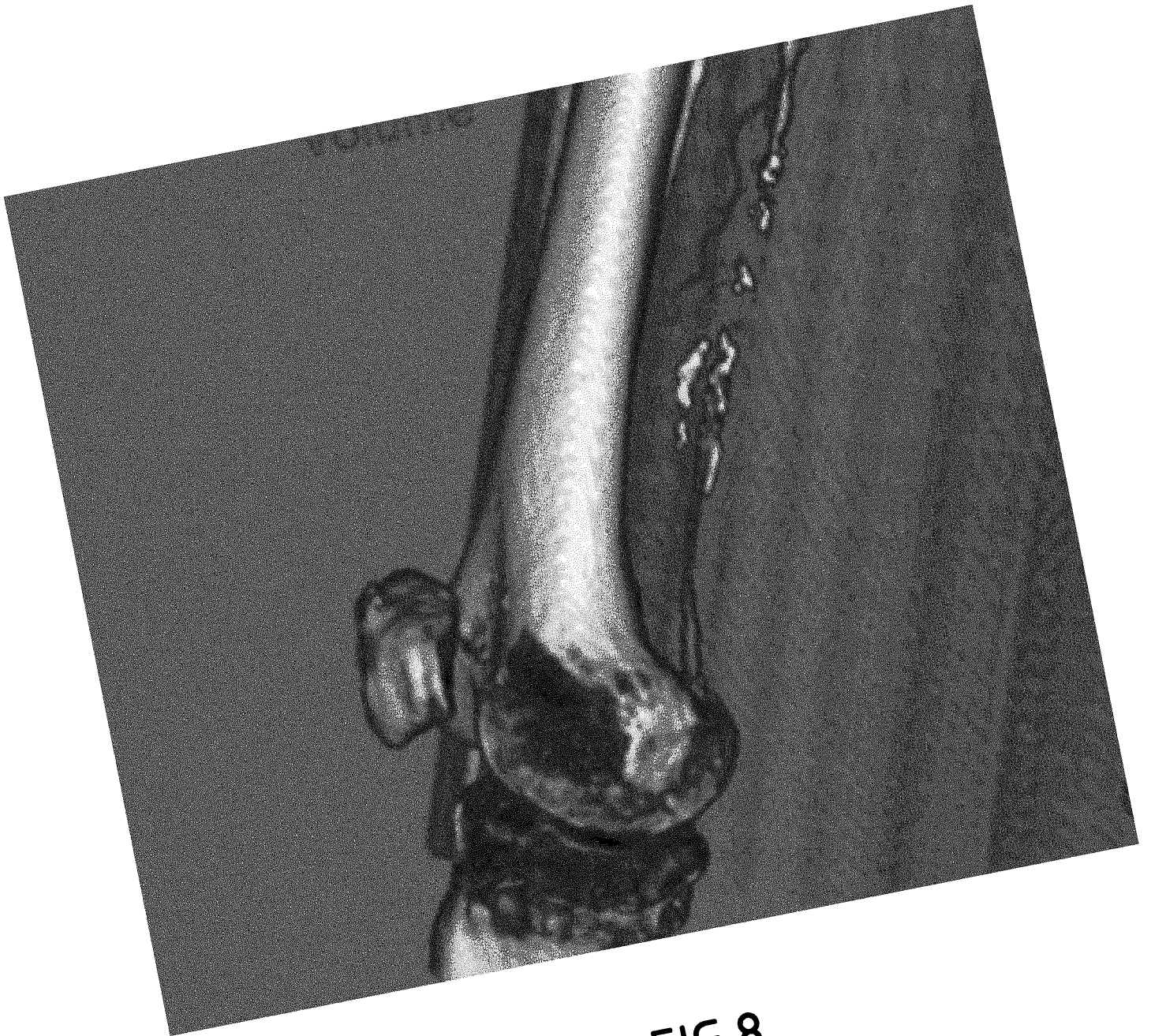


FIG.8



**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRÉLIMINAIRE PARTIEL**

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

N° d'enregistrement  
national

FA 839226  
FR 1755011

voir FEUILLE(S) SUPPLÉMENTAIRE(S)

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 2006/063141 A2 (MEDICAL METRX SOLUTIONS INC [US]) 15 juin 2006 (2006-06-15) * figures 1-4 * * page 13, ligne 15 - page 20, ligne 8 * -----	9,10	A61B34/20
X	FR 2 942 124 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 20 août 2010 (2010-08-20) * figures 1-4 * * revendications 1-8 * -----	9,10	
A	FR 3 037 785 A1 (THERENVA [FR]) 30 décembre 2016 (2016-12-30) * figures 1-3 * * page 6, ligne 19 - page 11, ligne 31 * -----	9,10	
A	FR 2 884 703 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 27 octobre 2006 (2006-10-27) * figure 7 * * abrégé * * revendications 1-11 * -----	9,10	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61B
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		15 janvier 2018	Etienne, Nicolas
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITES		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	
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			

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C35)

**RECHERCHE INCOMPLÈTE  
FEUILLE SUPPLÉMENTAIRE C**

Numéro de la demande

FA 839226  
FR 1755011

Revendications susceptibles de faire l'objet de recherches complètes:  
9, 10

Revendications n'ayant pas fait l'objet de recherches:  
1-8

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

Une recherche significative n'est pas possible au regard des revendications 1-8, celles-ci ayant trait à une méthode de traitement chirurgical du corps humain ou animal.  
En effet, le procédé d'aide au guidage d'un outil endovasculaire dans des structure vasculaires tel que défini dans la revendication 1 implique le mouvement d'un outil dans le corps d'un patient, voir la dernière phrase de la page 9 de la description de la présente demande.

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1755011 FA 839226**

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 **15-01-2018**

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 2006063141 A2	15-06-2006	US 2006184006 A1	17-08-2006
		US 2011130651 A1	02-06-2011
		WO 2006063141 A2	15-06-2006
-----			
FR 2942124 A1	20-08-2010	CN 101803930 A	18-08-2010
		FR 2942124 A1	20-08-2010
		US 2010208973 A1	19-08-2010
-----			
FR 3037785 A1	30-12-2016	FR 3037785 A1	30-12-2016
		WO 2016207358 A1	29-12-2016
-----			
FR 2884703 A1	27-10-2006	DE 102006019340 A1	02-11-2006
		FR 2884703 A1	27-10-2006
-----			