

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication : **2 991 160**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **12 55130**

⑤1 Int Cl⁸ : **A 61 B 19/00 (2013.01), A 61 B 8/12, 10/02**

①2 **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

A1

②2 **Date de dépôt** : 01.06.12.

③0 **Priorité** :

④3 **Date de mise à la disposition du public de la demande** : 06.12.13 Bulletin 13/49.

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** :

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

⑦2 **Inventeur(s)** : BAUMANN MICHAEL et LEROY ANTOINE.

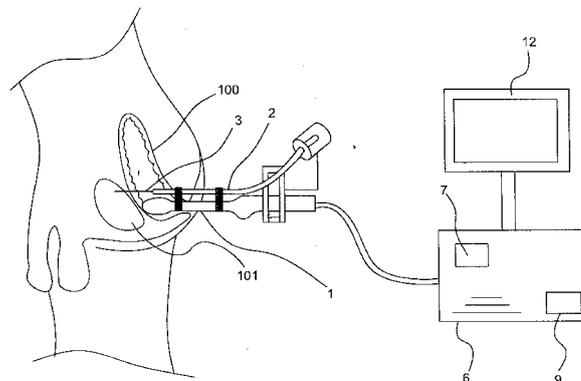
⑦3 **Titulaire(s)** : KOELIS Société par actions simplifiée.

⑦4 **Mandataire(s)** : CABINET BOETTCHER.

⑤4 **DISPOSITIF DE GUIDAGE D'UNE SONDE D'IMAGERIE MEDICALE, SONDE D'IMAGERIE MEDICALE ADAPTEE A ETRE GUIDEE PAR UN TEL DISPOSITIF ET PROCEDE DE GUIDAGE D'UNE TELLE SONDE.**

⑤7 L'invention concerne un dispositif de guidage d'une sonde d'imagerie médicale (1) pour amener ladite sonde à proximité d'un volume anatomique (101), la sonde comportant des moyens d'acquisition d'images (4,5) du volume anatomique, le dispositif comportant une unité de commande (6) qui est reliée à la sonde et qui comporte des moyens de traitement (7) des images pour situer la sonde relativement au volume anatomique, notamment à partir d'une image de référence du volume anatomique. Selon l'invention, le dispositif comporte au moins un capteur (10) monté solidaire de la sonde et apte à générer des signaux exploitables par les moyens de traitement afin d'en déduire au moins une rotation de la sonde dans l'espace.

L'invention concerne également une sonde adaptée à être guidée par un tel dispositif et un procédé de guidage d'une telle sonde.



FR 2 991 160 - A1



L'invention concerne un dispositif de guidage d'une sonde d'imagerie médicale, une sonde d'imagerie médicale adaptée à être guidée par un tel dispositif et un procédé de guidage d'une telle sonde.

5

ARRIERE-PLAN DE L'INVENTION

Les opérations dites « ouvertes » s'avèrent très lourdes pour un patient. Ainsi, de plus en plus, les praticiens ont recours à des opérations mini-invasives lors desquelles des instruments médicaux sont insérés dans une
10 voie naturelle du patient (vagin, rectum, conduit auditif...) ou dans une voie artificielle rapportée sur le corps du patient (canule, veine artificielle, trocart...). Pour cela, les praticiens s'aident d'images de l'organe ou des organes concernés, les images étant prises avant
15 ou pendant l'intervention.

En urologie, afin de dépister un éventuel cancer de la prostate, il est connu de réaliser une biopsie prostatique. Il s'agit de prélever des échantillons de
20 tissus au sein même de la prostate, lesdits échantillons étant ensuite analysés en laboratoire afin de détecter la présence d'éventuelles cellules cancéreuses. A cet effet, le patient est couché sur le flanc. Un instrument médical comportant un porte-aiguille portant une aiguille à biopsie est alors inséré dans la voie naturelle qu'est le
25 rectum. Grâce à l'instrument médical, le clinicien perce la paroi du colon pour atteindre la prostate et prélever ainsi des échantillons de tissus prostatiques. Pour le prélèvement, l'échographie bidimensionnelle de la prostate, prise pendant l'intervention sous forme de flux
30 d'images, permet au clinicien de positionner l'aiguille par rapport à la prostate. Or l'utilisation d'une image bidimensionnelle pour effectuer un positionnement tridimensionnel, le caractère relativement peu discriminant de l'échographie ainsi que la forme plutôt symétrique de la
35 prostate entraînent souvent une erreur significative de

positionnement de l'aiguille par rapport à la prostate de sorte que le clinicien ne prélève finalement pas les tissus aux bons endroits.

5 Pour aider le clinicien à prélever les échantillons de tissus aux lieux propices, il existe de nombreux dispositifs de guidage de l'instrument médical.

10 Par exemple, il est connu des dispositifs de guidage comportant un bras articulé commandé pour déplacer l'extrémité proximale de l'instrument. La position de l'extrémité proximale dans le repère général de la base fixe du bras articulé est donc toujours déterminable. En connaissant la position de la prostate dans le repère général, il est ainsi possible de connaître la position de l'instrument relativement à la prostate tout le long de
15 l'intervention.

Toutefois, un tel dispositif de guidage est particulièrement encombrant.

20 En outre, un tel dispositif de guidage ne prend en compte que les mouvements de l'instrument. Or le patient peut également bouger lors de l'intervention ce qui entraîne un déplacement de la prostate. Par exemple, il est possible que le patient ne soit pas sous anesthésie locale et/ou qu'il ne soit pas immobilisé de sorte qu'il puisse bouger pour trouver une position plus confortable
25 ou simplement par réflexe. La simple activité musculaire du patient comme son cycle respiratoire peut également entraîner un déplacement de la prostate. De plus, la prostate est un organe extrêmement mou de sorte que même le simple contact de l'aiguille, sans que celle-ci soit
30 enfoncée dans la prostate, suffit à déplacer ladite prostate. En outre, la vessie se remplit et grossit au cours de l'intervention. Elle peut alors venir appuyer sur la prostate de sorte à déplacer celle-ci. Des hématomes ou des accumulations de liquide, causés ou non par
35 l'intervention, peuvent également apparaître et provoquer

un déplacement de la prostate.

Ainsi, même si la position de l'instrument dans le repère général est correctement déterminée, la prostate peut bouger de sorte que le clinicien peut ne pas
5 atteindre avec l'aiguille la région initialement visée.

Il est également connu des dispositifs de guidage comprenant un ou plusieurs émetteurs (ou marqueurs) solidaires de l'instrument et un récepteur (ou détecteur des marqueurs) qui est disposé dans la pièce où se situe le
10 patient. Par exemple, les émetteurs génèrent des courants induits que le récepteur peut détecter ce qui permet de positionner les émetteurs, et donc l'instrument, dans le repère général du récepteur. En connaissant la position de la prostate dans le repère général du récepteur, il
15 est ainsi possible de connaître la position de l'instrument relativement à la prostate au cours de l'intervention.

Or, de la même façon, un tel dispositif de guidage est très encombrant et ne prend en compte que les
20 mouvements de l'instrument et aucunement les éventuels déplacements de la prostate.

Récemment, une nouvelle catégorie de dispositifs de guidage est apparue permettant au clinicien de réaliser plus précisément les différentes ponctions sur la
25 prostate. En effet, lesdits dispositifs de guidage comportent une sonde échographique pourvue de moyens d'acquisition d'images en trois dimensions. Ladite sonde est agencée dans le dispositif de guidage de sorte qu'une position de la sonde relativement à l'instrument soit
30 connue ou du moins toujours déterminable. Par exemple, la sonde est solidaire de l'instrument.

La sonde fournit alors en continu des images de la voie naturelle, des tissus environnants et de la prostate lors du déplacement de l'instrument dans la voie naturelle. Ces images sont ensuite traitées afin de déter-
35

miner la position de la sonde, et donc de l'instrument, par rapport à la prostate. Comme les images contiennent des informations sur les déplacements de la prostate, le guidage de l'instrument est plus précis. La demande de brevet FR 2 920 961 décrit un tel dispositif de guidage.

5
Toutefois, les sondes échographiques acquérant des images en trois dimensions présentent l'inconvénient de nécessiter plusieurs secondes pour l'acquisition d'une image. En outre, les images tridimensionnelles comportant
10 une quantité importante d'informations, le traitement desdites images requiert en conséquence également quelques secondes. Il n'est donc pas possible de connaître la position de la sonde relativement à la prostate rapidement après le début de l'acquisition d'une nouvelle image
15 de sorte que le positionnement de l'instrument relativement à la prostate reste encore trop imprécis.

Afin de pallier les inconvénients précités, une troisième catégorie de dispositifs de guidage combinant la localisation de l'instrument par les images prises par
20 une sonde échographique (deux dimensions, trois dimensions...) et la localisation par un ensemble émetteur/récepteur sont connus.

L'ensemble émetteur/récepteur permet de fournir rapidement une position approximative de la sonde, et
25 donc de l'instrument, relativement à la prostate. Cette position est utilisée pour initialiser le traitement des images fournies par la sonde, le traitement des images permettant alors d'affiner la position de la sonde relativement à la prostate.

30 Ainsi, la position de la sonde, et donc de l'instrument, relativement à la prostate est réglée autour d'une position globale déterminée rapidement par le système émetteur/récepteur.

Un tel dispositif de guidage permet de localiser
35 très précisément la sonde, et donc l'instrument, relati-

vement à la prostate mais nécessite à la fois un système sonde/traitement d'images et un système émetteur/récepteur. De plus, le récepteur est souvent encombrant. En outre, des perturbations externes, comme des interférences magnétiques, peuvent gêner la localisation des récepteurs.

OBJET DE L'INVENTION

Un but de l'invention est d'obvier au moins en partie aux inconvénients précités.

BREVE DESCRIPTION DE L'INVENTION

A cet effet, on propose un dispositif de guidage d'une sonde d'imagerie médicale pour amener ladite sonde à proximité d'un volume anatomique, la sonde comportant des moyens d'acquisition d'images du volume anatomique, le dispositif comportant une unité de commande qui est reliée à la sonde et qui comporte des moyens de traitement des images pour situer la sonde relativement au volume anatomique, notamment à partir d'une image de référence du volume anatomique. Selon l'invention, le dispositif comporte au moins un capteur monté solidaire de la sonde et apte à générer des signaux exploitables par les moyens de traitement afin d'en déduire au moins une rotation de la sonde dans l'espace.

Ainsi, le capteur fournit des signaux permettant de déduire rapidement une rotation de la sonde dans l'espace. Cette rotation est utilisée pour initialiser le traitement des images fournies par les moyens d'acquisition qui permet de déterminer la position de la sonde relativement au volume anatomique. En fournissant cette rotation de la sonde dans l'espace, le traitement des images est rendu plus robuste puisqu'il n'est plus nécessaire de déterminer la rotation de la sonde dans l'espace à partir des images. Par conséquent, le traitement des images requiert moins d'informations provenant des moyens d'acquisition pour déterminer la position com-

plète de la sonde relativement au volume anatomique. Il devient donc possible de travailler avec un plus faible nombre d'informations provenant des moyens d'acquisition d'images ce qui permet d'accélérer le temps consacré à l'acquisition des images mais également d'accélérer le traitement en lui-même des images. Grâce à l'invention, on connaît ainsi précisément et rapidement la position de la sonde relativement au volume anatomique tout en s'affranchissant d'un système encombrant du type émetteur/récepteur de l'art antérieur, et ce malgré les possibles déplacements du volume anatomique.

Par volume anatomique on entend ici aussi bien un organe comme le rein, le sein ou la prostate qu'une cavité comme par exemple le cul de sac de Douglas.

L'invention concerne également une sonde d'imagerie médicale destinée à être amenée à proximité d'un volume anatomique, la sonde comportant des moyens d'acquisition d'images du volume anatomique, la sonde comportant au moins un capteur pour générer des signaux représentatifs d'au moins une rotation de la sonde dans l'espace.

L'invention concerne également un procédé de guidage d'une sonde médicale d'imagerie médicale pour amener la sonde à proximité d'un volume anatomique, la sonde comportant des moyens d'acquisition d'images du volume anatomique, le procédé comportant l'étape de traiter les images pour situer la sonde relativement au volume anatomique, notamment à partir d'une image de référence du volume anatomique. Selon l'invention, le procédé comporte l'étape de monter solidairement à la sonde au moins un capteur apte à générer des signaux représentatifs d'au moins une rotation de la sonde dans l'espace, et comportant l'étape de traiter lesdits signaux pour en déduire au moins une rotation de la sonde dans l'espace.

BREVE DESCRIPTION DES DESSINS

L'invention sera mieux comprise à la lumière de la description qui suit d'un mode de réalisation particulier non limitatif de l'invention. Il sera fait référence aux figures ci-jointes parmi lesquelles :

5 - la figure 1 est une vue schématique d'un dispositif de guidage selon l'invention inséré en partie dans le corps d'un patient ;

 - la figure 2 est une vue agrandie en coupe d'une partie du dispositif de guidage illustré à la figure 1 ;

10 - la figure 3 est un schéma illustrant les différentes étapes d'un mode de mise en œuvre particulier du procédé de guidage d'une sonde du dispositif illustré à la figure 1.

DESCRIPTION DETAILLEE DE L'INVENTION

15 L'invention est illustrée en application à une biopsie de la prostate. Cette application n'est bien sûre pas limitative. En outre, l'invention est illustrée en application à un porte-aiguille. Cette application n'est pas non plus limitative.

20 En référence à la figure 1, le dispositif de guidage selon l'invention comporte une sonde d'imagerie médicale 1 qui est illustrée insérée dans le rectum 100 d'un patient. Ici, le dispositif de guidage est destiné à guider la sonde 1 à proximité de la prostate 101 du patient. La sonde 1 comporte des moyens d'acquisition d'images de la prostate 101.

25 Selon un mode de réalisation particulier, la sonde 1 est rigidement liée à un instrument médical comportant ici un porte-aiguille 2 afin de réaliser une biopsie de la prostate 101. Le porte-aiguille 2 porte une aiguille 3. La sonde 1 étant solidaire du porte-aiguille 2, la position relative de la sonde 1 vis-à-vis du porte-aiguille 2 est connue.

35 Le dispositif de guidage comporte une unité de commande 6 à laquelle est reliée la sonde 1. L'unité de

commande 6 comporte des moyens de traitement 7 des images acquises par les moyens d'acquisition d'images. De façon connue en soi, à partir d'une image de référence et du traitement des images acquises par les moyens
5 d'acquisition, les moyens de traitement 7 déterminent en service la position de la sonde 1 relativement à la prostate 101. La position relative de la sonde 1 vis-à-vis du porte-aiguille 2 étant connue, les moyens de traitement 7 permettent ici également de déterminer la position du
10 porte-aiguille 2 relativement à la prostate 101.

De préférence, le dispositif de l'invention comporte un écran de visualisation 12 des images acquises par la sonde 1. L'écran de visualisation 12 est relié à l'unité de commande 6. Ainsi, un praticien peut avoir un
15 retour visuel des images prises de la prostate 101 ou d'une zone particulière de la prostate 101.

Selon un mode de réalisation privilégié, l'unité de commande 6 comporte des moyens de mémorisation 9 des images acquises par la sonde.

20 En référence à la figure 2, selon un mode de réalisation privilégié, les moyens d'acquisition comportent une barrette échographique 4 permettant d'acquérir des images en deux dimensions. Les moyens d'acquisition comportent en outre ici un moteur 5 qui est agencé dans la
25 sonde 1 de sorte qu'une rotation de l'axe du moteur 5 entraîne une rotation de la barrette échographique 4 autour d'un premier axe Y.

De préférence, le moteur 5 est un moteur pas à pas ce qui permet de déplacer précisément, car sans accumulation d'erreur, la barrette échographique 4. Les images acquises par la barrette échographique 4 sont donc de
30 meilleure qualité. En outre, le moteur 5 peut ainsi amener la barrette échographique 4 dans une position précise même sur une petite plage d'angle de rotation autour du
35 premier axe Y.

Le moteur 5 et la barrette échographique 4 sont reliés, par exemple de façon filaire, à l'unité de commande 6.

5 Selon un mode de réalisation privilégié, l'unité de commande 6 contrôle le moteur 5 et la barrette échographique de sorte que le moteur 5 déplace la barrette échographique 4 dans une plage de rotation restreinte autour du premier axe Y, typiquement dans une plage de rotation de 20°, lorsque la barrette échographique 4 acquiert des images.
10

De façon privilégiée, l'unité de commande 6 contrôle le moteur 5 et la barrette échographique 4 de sorte que la barrette échographique 4 acquiert un faible nombre d'images, typiquement trois images, lors sa rotation par le moteur 5. De préférence, la barrette échographique 4 acquiert les images à des angles de rotation répartis régulièrement sur la plage de rotation autour du premier axe Y.
15

Selon un mode de réalisation privilégié, l'unité de commande 6 contrôle le moteur 5 et la barrette échographique 4 afin que le moteur 5 amène la barrette échographique dans une position initiale dite position de référence et bloque la barrette échographique 4 dans cette position de référence le temps pour la barrette échographique 4 d'acquérir au moins une image. Le moteur 5 entraîne alors en rotation la barrette échographique 4 sur une plage de rotation centrée autour de cette position de référence, la barrette échographique 4 acquérant d'autres images au cours de cette rotation. De façon encore plus privilégiée, le moteur 5 est commandé de sorte à bloquer la barrette échographique 4 dans chaque position prédéterminée où la barrette échographique 4 doit acquérir une image, le temps pour la barrette échographique d'acquérir ladite image.
20
25
30

35 Selon un mode de réalisation privilégié, l'unité

de commande 6 contrôle le moteur 5 et la barrette échog-
graphique 4 de sorte que, après une première série
d'acquisition d'images, le moteur 5 amène la barrette
échographique 4 dans une position initiale pour une
5 deuxième série d'acquisition d'images, ladite position
initiale étant déterminée au moins à partir des images de
la première série.

Ainsi, les images de la deuxième série sont ac-
quises pour des positions bien particulières de la bar-
10 rette échographique 4, afin de focaliser une collecte
d'informations sur une zone de la prostate 101 à étudier
plus en détail, zone identifiée à l'aide de la première
série d'images. Ceci permet notamment de maximiser une
qualité de localisation de la sonde 1 relativement à la-
15 dite zone.

Selon l'invention, le dispositif comporte au
moins un premier capteur 10 solidaire de la sonde 1 et
apte à générer des signaux exploitables par les moyens de
traitement 7 afin d'en déduire au moins une rotation de
20 la sonde 1 dans l'espace. Le premier capteur 10 est par
exemple relié de façon filaire à l'unité de commande 6.

De préférence, le premier capteur 10 comporte au
moins un gyroscope générant des signaux exploitables qui
permettent de calculer une position angulaire de la sonde
25 1 dans l'espace.

A partir des signaux générés par le premier cap-
teur 10, les moyens de traitement 7 déterminent en temps
réel la rotation de la sonde 1 dans l'espace. Ainsi, la
détermination de la position de la sonde 1 relativement à
30 la prostate 101 et donc ici du porte-aiguille 2 relative-
ment à la prostate 101, est accélérée. La prostate 101
n'ayant que peu de mouvements propres de rotation, la
simple connaissance de la rotation de la sonde 1 dans
l'espace permet d'estimer de façon déjà précise la posi-
35 tion de la sonde 1 relativement à la prostate 101.

En référence à la figure 3, selon un mode de réalisation particulier, les moyens de traitement 7 déterminent la position de la sonde 1 relativement à la prostate 101 comme suit.

5 Lors d'une séquence d'initialisation, au cours d'une première étape 201, les moyens d'acquisition acquièrent une première image dite image de référence I_r et la transmettent aux moyens de traitement 7. L'image de référence est par exemple une image générale de la prostate 101 ou bien une image d'une zone particulière de la prostate 101. Simultanément, le premier capteur 10 génère des signaux exploitables pour déterminer une position angulaire en temps réel de la sonde 1. De préférence, les moyens de traitement 7 déterminent en temps réel les L positions angulaires A_1 de la sonde 1 durant le temps qu'a duré l'acquisition de l'image de référence I_r . Dans une deuxième étape 202, à partir des L positions angulaires A_1 déterminées à la première étape 201, les moyens de traitement 7 calculent la position angulaire moyenne A_r de la sonde 1 par la formule suivante :

$$A_r = (1/L) \sum A_i$$

Dans une troisième étape 203, les moyens de traitement 7 mémorisent l'image de référence I_r ainsi que la position angulaire moyenne A_r de la sonde 1 associée à cette image de référence I_r .

Lors d'une séquence de déplacement de la sonde 1, au cours d'une première étape 301, les moyens d'acquisition acquièrent au moins une image I_s et la transmettent aux moyens de traitement 7. Simultanément, le premier capteur 10 génère des signaux exploitables pour déterminer une position angulaire en temps réel de la sonde 1. De préférence, les moyens de traitement 7 déterminent en temps réel les L positions angulaires A_1 de la sonde 1 durant le temps qu'a duré l'acquisition de l'image I_s . Dans une deuxième étape 302, à partir des L

positions angulaires A_1 déterminées à la première étape 301, les moyens de traitement 7 calculent la position angulaire moyenne A_s de la sonde 1 par la formule suivante :

$$5 \quad A_s = (1/L) \sum A_i$$

Lors d'une troisième étape 303, les moyens de traitement 7 déterminent la position angulaire relative A de la sonde par la formule :

$$10 \quad A = (A_s)^{-1} A_r$$

On rappelle que A_r est la position angulaire moyenne de référence de la sonde 1 et A_s la position angulaire moyenne de la sonde 1 associée à la séquence de déplacement de la sonde 1.

15 Lors d'une quatrième étape 304, les moyens de traitement 7 mettent en œuvre l'algorithme suivant.

Pour chaque entier m compris entre 1 et M , M étant un entier prédéterminé par exemple par une analyse statistique de données de plusieurs tests initiaux, les moyens de traitement 7 déterminent T_m une position de la sonde 1 relativement à la prostate 101 par la formule

20 suivante :

$$T_m = \text{Mod}(A, m)$$

où Mod est un modèle statistique ou cinématique décrivant un nombre restreint de positions plausibles de la sonde 1 par rapport à la prostate 101 à partir de l'image de référence I_r .

25

Par exemple, $\text{Mod}(A, m)$ peut définir un échantillonnage régulier de translation pour une orientation donnée par la formule suivante :

$$30 \quad \text{Mod}(A, m) = \begin{cases} t_x = (m \text{ modulo } x) * S_x - x_0 \\ t_y = ((m/x) \text{ modulo } y) * S_y - y_0 \\ t_z = m/(x * y) * S_z - z_0 \end{cases}$$

35 de sorte que la position T_m soit alors définie

par

$$T_m(x, y, z) = A(x, y, z) + (t_x \ t_y \ t_z)^T$$

x_0, y_0, z_0 définissant le centre de la zone d'échantillonnage,

5 S_x, S_y, S_z définissant l'échelonnage de la zone d'échantillonnage.

Les paramètres $x, y, z ; S_x, S_y, S_z$ et x_0, y_0, z_0 sont par exemple déterminés par une analyse statistique.

10 Puis, les moyens de traitement 7 évaluent un paramètre de similarité S_m entre l'image I_s acquise en début de séquence de déplacement et l'image de référence I_r transformée à partir de la position T_m selon la formule:

$$S_m = \text{Sim}(I_s, I_r \circ T_m)$$

15 où, Sim est une fonction de mesure de la distance entre deux images ou deux sous-ensembles d'images. Sim est par exemple une fonction de mesure de la corrélation croisée de deux images (ou de deux sous-ensembles d'images) qui est déterminée sur les niveaux de gris des images (ou des éléments des deux sous-ensembles d'images).

20

Ainsi, lors de la quatrième étape 304, à partir des informations de la rotation de la sonde 1 dans l'espace et d'un modèle statistique ou cinématique Mod , les moyens de traitement 7 prédisent un nombre limité mais suffisamment exhaustif de positions plausibles de la sonde 1 relativement à la prostate 101. Les moyens de traitement 7 estiment également pour chaque position plausible, un paramètre de similarité entre l'image acquise en début de séquence de déplacement et une transformation de l'image de référence à partir de la position plausible associée. A chaque position plausible T_m est ainsi associé un paramètre de similarité S_m .

25

30

Lors d'une cinquième étape 305, les moyens de traitement 7 mettent en œuvre l'algorithme suivant.

35 Pour chaque entier n compris entre 1 et N , N

étant un entier prédéterminé par une analyse statistique de données de plusieurs tests initiaux, les moyens de traitement 7 déterminent le paramètre de similarité S_j correspondant au n -ième meilleur résultat dans la liste des paramètres de similarités $\{S_1, \dots, S_m\}$ calculés au cours de la quatrième étape 304.

Puis les moyens de traitement 7 effectuent une optimisation locale sur le paramètre de similarité S_j retenue en faisant varier la position T_j associée, jusqu'à ce qu'un paramètre de similarité maximale S_n soit trouvé pour une position T_n qui est située dans l'environnement de T_j . Les moyens de traitement utilisent par exemple la formule suivante :

$$\langle T_n, S_n \rangle = \arg \min_T [T_j] \text{Sim}(I_s, I_r \circ T_m)$$

Des techniques d'optimisation locales comme la descente de gradient conjugué ou encore Powell-Brent sont bien connues de l'art antérieur et pourront être employées pour l'optimisation locale sur le paramètre de similarité S_j précité.

Ainsi, lors de la cinquième étape 305, les moyens de traitement 7 testent et classifient les positions T_m de la sonde 1 relativement à la prostate 101 calculées au cours de la quatrième étape 304. Les positions T_m associées à un paramètre de similarité maximal sont retenues en tant que candidats ayant une forte probabilité d'être proches de la position réelle de la sonde 1 par rapport à la prostate 101. Ces positions à paramètre de similarité maximal sont ensuite étudiées plus en détail en effectuant une optimisation locale sur le paramètre de similarité pour chaque position à paramètre de similarité maximal retenu.

Puis, lors d'une sixième étape 306, les moyens de traitement 7 déterminent le paramètre de similarité maximal S_k parmi tous les paramètres de similarité qui ont été déterminés lors de la cinquième étape 305. La posi-

tion T_k associée à ce paramètre de similarité maximal S_k est la position déterminée de la sonde 1 par rapport à la prostate 101. Cette position T_k est utilisée par exemple pour guider la sonde 1 relativement à la prostate 101.

5 En référence à la figure 2, selon un mode de réalisation privilégié, le dispositif comporte un deuxième capteur 11, qui est solidaire de la sonde 1, apte à générer des signaux exploitables par les moyens de traitement 7 pour en déduire également une translation de la sonde 1
10 dans l'espace.

 A partir des signaux générés par le premier capteur 10 et le deuxième capteur 11, les moyens de traitement 7 déterminent en temps réel la rotation et la translation de la sonde 1 dans l'espace ce qui accélère encore davantage la détermination de la position de la sonde 1, et donc du porte-aiguille 2, relativement à la prostate 101 une fois une image acquise.

 Le premier capteur 10 et le deuxième capteur 11 sont peu encombrants et permettent de simplifier considérablement des calculs des moyens de traitement 7.
20

 Le dispositif selon l'invention permet de connaître précisément et rapidement la position de la sonde relativement au volume anatomique tout en s'affranchissant d'un système encombrant du type émetteur/récepteur de l'art antérieur, et ce malgré les possibles déplacements du volume anatomique. Le dispositif permet ainsi de guider précisément et rapidement la sonde relativement au volume anatomique mais également ici de guider précisément et rapidement l'instrument relativement au volume anatomique. De façon avantageuse, le ou les capteurs solitaires de la sonde sont légers, de petites dimensions et agencés dans ou sur la sonde.
25
30

 Le dispositif est en outre employable pour de nombreuses applications. Par exemple, un praticien peut déplacer seul la sonde et/ou l'instrument en s'aidant des
35

images acquises par la sonde et de la position relative de la sonde et de l'instrument vis-à-vis du volume anatomique pour guider la sonde et/ou l'instrument. En variante, le dispositif pourra comporter des moyens de déplacement de la sonde et/ou de l'instrument, les moyens de déplacement comportant par exemple un bras articulé. L'unité de commande générera des ordres de commande à destination des moyens de déplacement afin de contrôler au moins un déplacement de la sonde et/ou de l'instrument relativement au volume anatomique à partir des images acquises par la sonde et de la position de la sonde relativement au volume anatomique. En variante, les moyens de déplacement seront co-manipulables avec le praticien.

L'invention n'est pas limitée à ce qui vient d'être décrit, mais bien au contraire englobe toute variante entrant dans le cadre défini par les revendications.

Bien que l'invention soit illustrée en application à une biopsie d'une prostate, l'invention pourra être utilisée dans d'autres applications. Par exemple, l'invention pourra permettre le traitement d'une maladie de la prostate, un instrument associé à la sonde étant alors approché de la prostate par le périnée ou le rectum. L'invention pourra permettre une ponction d'un volume anatomique du système génital féminin, comme une ponction de l'utérus, un instrument associé à la sonde étant alors approché du volume anatomique par le vagin. L'invention pourra également permettre une ponction d'autre volume anatomique comme un rein, un rachis, un sein, un poumon ...

Si la sonde doit être insérée dans le corps du patient pour atteindre le volume anatomique voulu, la sonde pourra être introduite par une voie naturelle comme le rectum mais également par une voie artificielle. La sonde pourra également être guidée relativement au volume

anatomique voulu sans être insérée dans le corps du patient selon l'application à laquelle on destine l'invention. En tout état de cause, l'invention est totalement indépendante du point d'entrée de la voie naturelle ou artificielle choisie.

La sonde pourra approcher un tout volume anatomique qu'une prostate comme un rein, un sein, ou le cul de sac de Douglas ...

La sonde pourra ainsi être associée à un autre instrument qu'un porte-aiguille comme un scalpel. La sonde pourra également n'être associée à aucun instrument, l'invention permettant alors l'étude d'une zone particulière d'un volume anatomique par la sonde. Dans le cas où le dispositif comporte un instrument médical, l'instrument médical pourra ne pas être rigidement lié à la sonde. Le dispositif comportera alors des moyens de localisation de l'instrument médical relativement à la sonde de sorte que les moyens de traitement déterminant la position de la sonde relativement au volume anatomique puissent également déterminer la position de l'instrument relativement au volume anatomique. Le dispositif selon l'invention permettra ainsi de guider l'instrument relativement au volume anatomique. Par exemple les moyens de localisation de l'instrument médical relativement à la sonde comporteront des moyens mécaniques de solidarisation de l'instrument médical à la sonde comme un bras articulé.

La sonde pourra comporter un autre nombre de capteurs et d'autres types de capteur. Ainsi, la sonde pourra ne comporter qu'un capteur permettant de déduire la rotation de la sonde dans l'espace, cette information étant la plus importante. Les mouvements de translations de la sonde dans l'espace devront alors être déterminés de façon traditionnelle par traitement des images acquises par les moyens d'acquisition. Le premier capteur

pourra par exemple comporter au moins un inclinomètre et/ou au moins un accéléromètre et/ou au moins un gyromètre. Les capteurs pourront être solidaires de la sonde sans être agencés à l'intérieur de la sonde.

5 Les moyens d'acquisition d'images pourront être différents de ceux décrits. Par exemple, les moyens d'acquisition d'images pourront être de type optique et non échographique. Par exemple, les moyens d'acquisition
10 pourront comporter deux barrettes échographiques agencées dans la sonde de sorte à se croiser orthogonalement mais ne comporteront pas de moteur. Le dispositif pourra ne pas comporter d'écran de visualisation des images prises par la sonde. De préférence, le dispositif comportera une interface de communication avec une personne utilisant
15 ledit dispositif comme un écran de visualisation et/ou des moyens de communication auditif et/ou des moyens de retour haptique ...

Bien que l'on ait indiqué que l'unité de commande était agencée de sorte à contrôler le moteur et la barrette échographique afin que, en service, après une première série d'acquisition d'images, le moteur amène la
20 barrette échographique dans une position initiale pour une deuxième série d'acquisition d'images, ladite position initiale étant déterminée au moins à partir des images de la première série, l'unité de commande pourra ne pas comporter une telle fonction. Pour certaines interventions, il est parfois nécessaire qu'une image illustrant au moins une partie du volume de référence avec au moins une partie d'un instrument médical associé à la
25 sonde soit toujours acquise au cours d'une série d'acquisition d'images. Une telle image est en effet très utile au clinicien pour se repérer. Dans ces conditions, la position initiale pour la deuxième série d'acquisition d'images doit également être déterminée de sorte qu'une
30 telle image soit acquise au cours de la deuxième série.

Le procédé de détermination de la position de la sonde pourra être différent de ce qui a été présenté. Seule une position angulaire de la sonde pourra être déterminée et non une position angulaire moyenne de la sonde. D'autres étapes de traitement des images pourront être ajoutées pour affiner la détermination de la position de la sonde 1 relativement à la prostate 101. Les entiers N et M pourront être déterminés lors de la séquence d'initialisation. Par exemple, les moyens de traitement 7 pourront poursuivre le traitement des images après l'étape de détermination de Tk par exemple en estimant des transformations résiduelles telles que les déformations causées par la sonde 1 à la prostate 101. Dans tous les cas, le modèle statistique ou cinématique sera en général spécifique du type d'intervention visé voire même spécifique du patient.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de guidage d'une sonde d'imagerie médicale (1) pour amener ladite sonde à proximité d'un volume anatomique (101), la sonde comportant des moyens d'acquisition d'images (4,5) du volume anatomique, le dispositif comportant une unité de commande (6) qui est reliée à la sonde et qui comporte des moyens de traitement (7) des images pour situer la sonde relativement au volume anatomique, notamment à partir d'une image de référence du volume anatomique, le dispositif étant caractérisé en ce qu'il comporte au moins un capteur (10) monté solidaire de la sonde et apte à générer des signaux exploitables par les moyens de traitement afin d'en déduire au moins une rotation de la sonde dans l'espace.
2. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel le capteur (10) comporte un gyroscope pour générer des signaux exploitables par les moyens de traitement afin d'en déduire au moins une rotation de la sonde dans l'espace.
3. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel les moyens d'acquisition d'images sont de type échographique.
4. Dispositif selon la revendication 3, dans lequel les moyens d'acquisition d'images comportent une barrette échographique (4) et un moteur (5) agencé de sorte à, en service, entraîner en rotation la barrette échographique autour d'un axe de rotation (Y).
5. Dispositif selon la revendication 4, dans lequel l'unité de commande (6) est agencée de sorte à contrôler le moteur (5) et la barrette échographique (4) afin que, en service, le moteur déplace la barrette échographique dans une plage de rotation restreinte, typiquement de 20 degrés, autour de l'axe de rotation (Y).
6. Dispositif selon la revendication 4, dans lequel l'unité de commande (6) est agencée de sorte à

contrôler le moteur (5) et la barrette échographique (4) afin que, en service, après une première série d'acquisition d'images, le moteur amène la barrette échographique dans une position initiale pour une deuxième
5 série d'acquisition d'images, ladite position initiale étant déterminée au moins à partir des images de la première série.

7. Dispositif selon la revendication 1, comportant un instrument médical (2) et des moyens de localisation de l'instrument médical relativement à la sonde
10 (1).

8. Dispositif selon la revendication 7, dans lequel les moyens de localisation de l'instrument médical relativement à la sonde comportent des moyens mécaniques
15 de solidarisation de l'instrument médical à la sonde.

9. Sonde d'imagerie médicale (1) destinée à être amenée à proximité d'un volume anatomique (101), la sonde comportant des moyens d'acquisition d'images (4,5) du volume anatomique, la sonde étant caractérisée en ce
20 qu'elle comporte au moins un capteur (10) pour générer des signaux représentatifs d'au moins une rotation de la sonde dans l'espace.

10. Procédé de guidage d'une sonde médicale d'imagerie médicale (1) pour amener la sonde à proximité
25 d'un volume anatomique (101), la sonde comportant des moyens d'acquisition d'images (4,5) du volume anatomique, le procédé comportant l'étape de traiter les images pour situer la sonde relativement au volume anatomique, notamment à partir d'une image de référence du volume anatomique, le procédé étant caractérisé en ce qu'il comporte
30 l'étape de monter solidairement à la sonde au moins un capteur (10) apte à générer des signaux représentatifs d'au moins une rotation de la sonde dans l'espace, et comportant l'étape de traiter lesdits signaux pour en déduire au moins une rotation de la sonde dans l'espace.
35

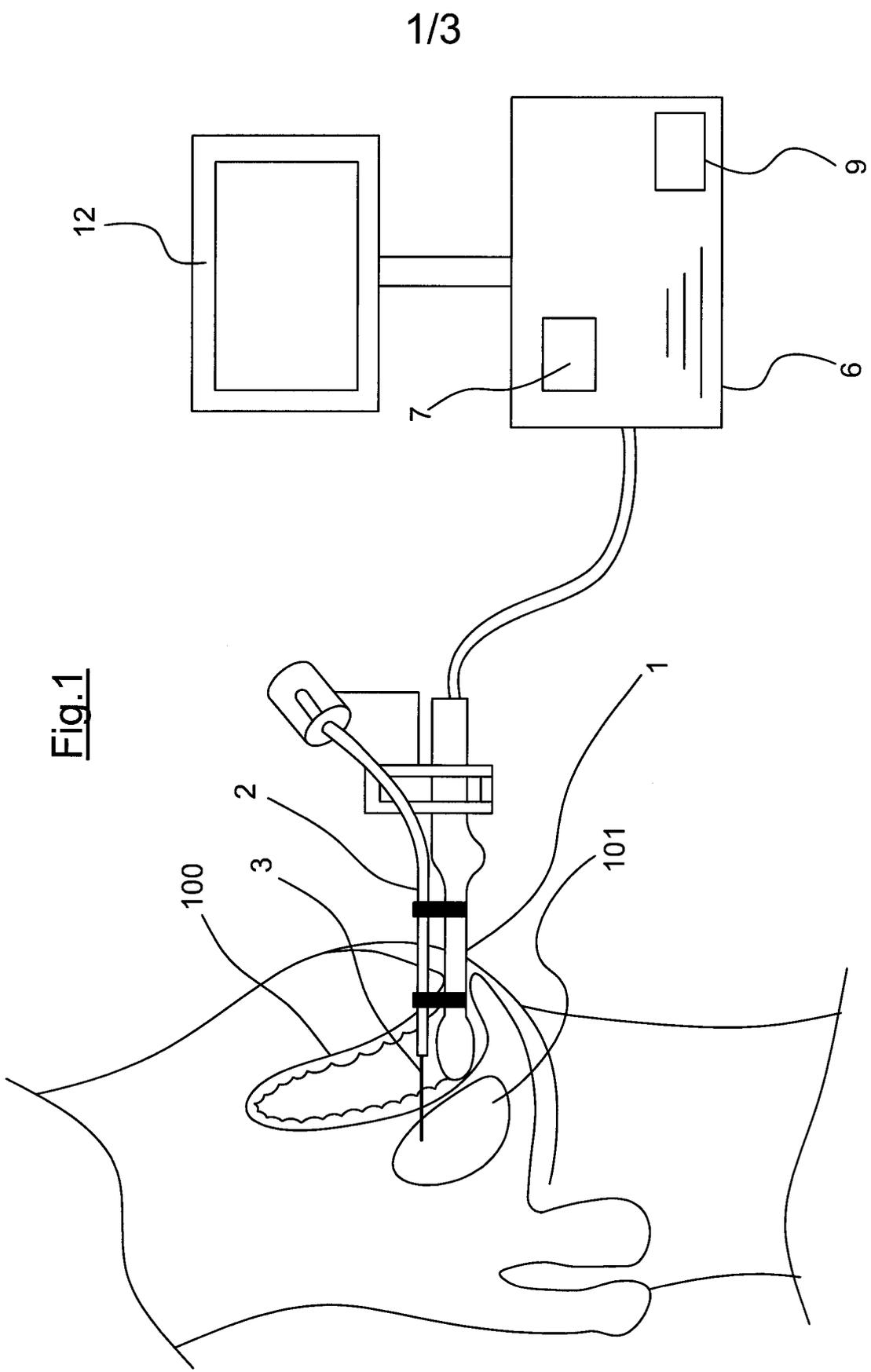
11. Procédé selon la revendication 10, comportant les étapes successives de :

- 5 - acquérir au moins une image de référence du volume anatomique (I_r) et déterminer au moins une position angulaire de la sonde dans l'espace associée à l'image de référence dite position angulaire de référence (A_r);
- acquérir au moins une première image du volume anatomique (I_s) et déterminer au moins une première position angulaire (A_s) de la sonde dans l'espace associée à ladite image à partir des signaux du capteur;
- 10 - déterminer à partir de l'image de référence (I_r), de la position angulaire de référence (A_r), de la première image (I_s) et de la première position angulaire (A_s), un nombre fini de positions estimées (T_m) de la sonde relativement au volume anatomique par l'intermédiaire d'un modèle statistique ou cinématique ($\text{Mod}(A,m)$);
- calculer pour chaque position estimée (T_m), un paramètre de similarité (S_m) entre l'image du volume anatomique (I_s) et une transformation de l'image de référence (I_r) à partir de ladite position estimée;
- 20 - à l'aide des paramètres de similarité (S_m) calculés à l'étape précédente, sélectionner parmi les positions estimées (T_m) des positions plausibles (T_j) les plus proches d'une position réelle de la sonde relativement au volume anatomique ;
- 25 - affiner la détermination de chaque position plausible (T_n) de la sonde relativement au volume anatomique par une optimisation locale sur chacun des paramètres de similarités associés aux positions plausibles (T_j);
- 30 - sélectionner, parmi toutes les positions plausibles ainsi affinées (T_n) la position (T_k) dont le paramètre de similarité associé (S_k) est maximal après l'étape d'optimisation locale.

12. Procédé selon la revendication 11, dans lequel le paramètre de similarité est calculé à partir

35

d'une corrélation croisée sur des niveaux de gris entre l'image du volume anatomique (I_s) et la transformation de l'image de référence (I_r).



2/3

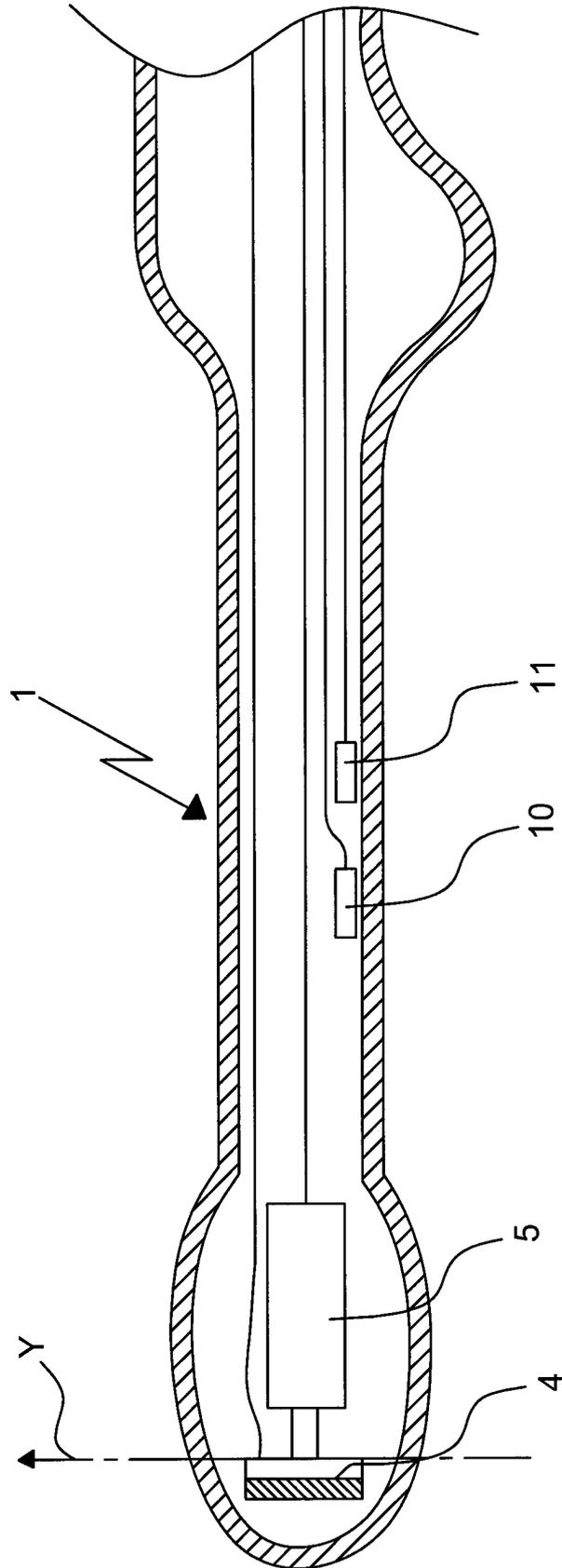
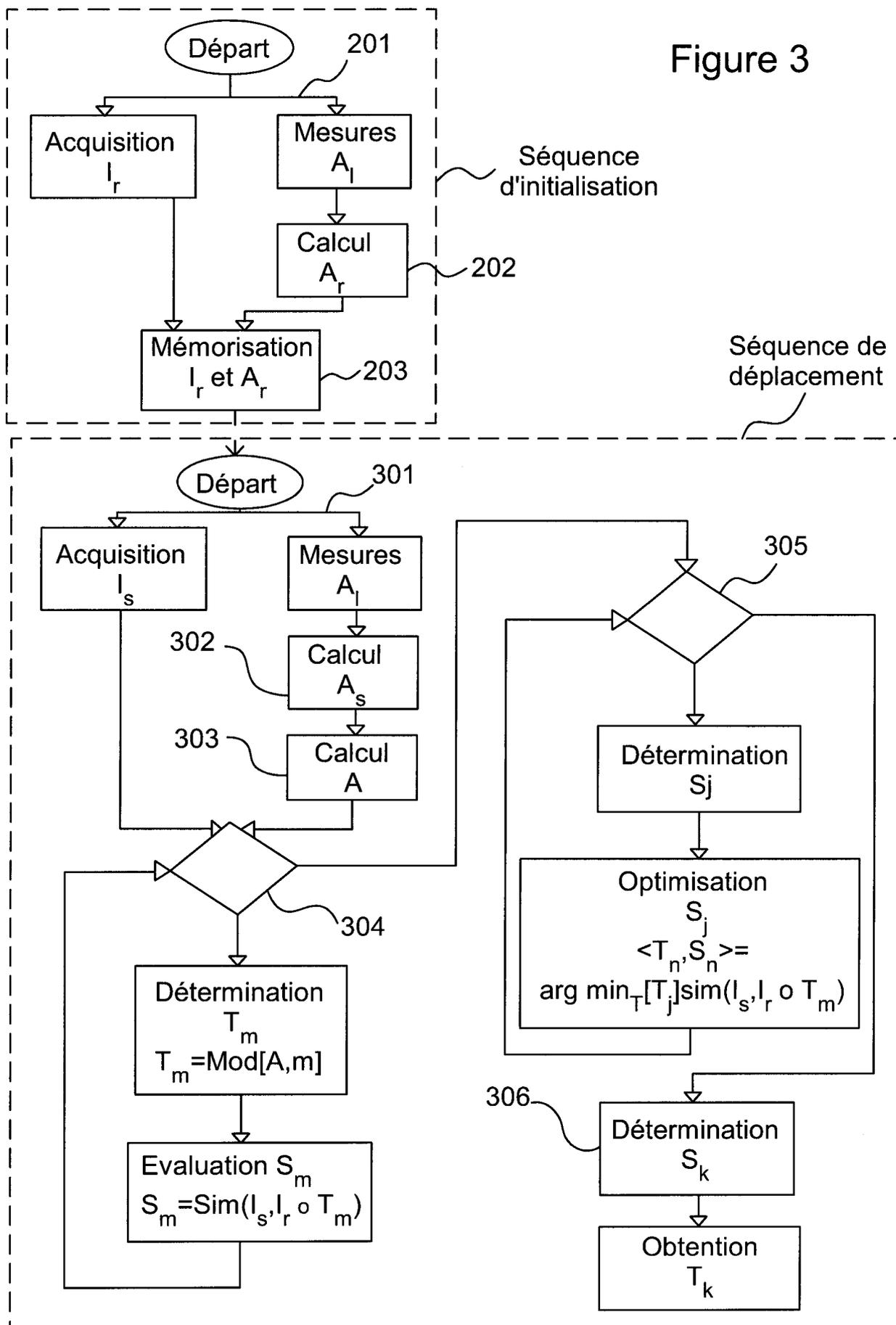


Fig. 2

3/3

Figure 3





**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement
national

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

FA 766068
FR 1255130

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		
X	US 6 045 508 A (HOSSACK JOHN A [US] ET AL) 4 avril 2000 (2000-04-04)	1-3,9,10	A61B19/00 A61B8/12
Y	* colonne 5, ligne 7 - colonne 8, ligne 24; figures 1-8 * * colonne 9, ligne 56 - ligne 62 *	4-8,11, 12	A61B10/02
Y	US 6 248 074 B1 (OHNO MASAHIRO [JP] ET AL) 19 juin 2001 (2001-06-19) * colonne 22, ligne 49 - colonne 31, ligne 17; figures 26-30 *	4-8,11, 12	
X	JP 2011 104108 A (TOSHIBA CORP; TOSHIBA MEDICAL SYS CORP; TOSHIBA MEDICAL SYS CO LTD) 2 juin 2011 (2011-06-02) * alinéa [0025] - alinéa [0027]; figures 1, 3 *	1-6	
X	WO 2011/094585 A1 (UNIV VIRGINIA [US]; MAULDIN JR F WILLIAM [US]; VIOLA FRANCESCO [US]; W) 4 août 2011 (2011-08-04) * page 8, ligne 18 - page 9, ligne 7; figure 1 *	1-3,9,10	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
X	US 2009/306509 A1 (PEDERSEN PEDER C [US] ET AL) 10 décembre 2009 (2009-12-10) * alinéa [0039]; figure 2 *	1-3,9,10	A61B
X	US 2008/262356 A1 (CHALANA VIKRAM [US] ET AL) 23 octobre 2008 (2008-10-23) * alinéa [0037] - alinéa [0040]; figure 1a *	1-3,9,10	
A,D	FR 2 920 961 A1 (KOELIS) 20 mars 2009 (2009-03-20) * abrégé; figures 1-9 *	1,7-10	
	-/--		
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
13 février 2013		Moers, Roelof	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un		à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date	
autre document de la même catégorie		de dépôt ou qu'à une date postérieure.	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		& : membre de la même famille, document correspondant	

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

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

N° d'enregistrement
national

FA 766068
FR 1255130

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	WO 2011/161684 A2 (UC CARE LTD [IL]; ZVULONI RONI [IL]; SCHATZBERGER SHAIKE [IL]) 29 décembre 2011 (2011-12-29) * page 33, ligne 27 - page 35, ligne 19; figure 6 *	1,7-10	
A	US 2011/184684 A1 (LI LU [US] ET AL) 28 juillet 2011 (2011-07-28) * alinéa [0032] - alinéa [0035]; figure 1 *	1,9,10	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
13 février 2013		Moers, Roelof	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un		à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date	
autre document de la même catégorie		de dépôt ou qu'à une date postérieure.	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		& : membre de la même famille, document correspondant	

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1255130 FA 766068**

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 **13-02-2013**

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
US 6045508	A	04-04-2000	AU 6340698 A	18-09-1998
			US 6045508 A	04-04-2000
			US 6171248 B1	09-01-2001
			WO 9838486 A2	03-09-1998

US 6248074	B1	19-06-2001	AUCUN	

JP 2011104108	A	02-06-2011	AUCUN	

WO 2011094585	A1	04-08-2011	EP 2528509 A1	05-12-2012
			US 2012296213 A1	22-11-2012
			WO 2011094585 A1	04-08-2011

US 2009306509	A1	10-12-2009	EP 1866871 A2	19-12-2007
			US 2009306509 A1	10-12-2009
			WO 2006127142 A2	30-11-2006

US 2008262356	A1	23-10-2008	AUCUN	

FR 2920961	A1	20-03-2009	EP 2209425 A1	28-07-2010
			FR 2920961 A1	20-03-2009
			US 2011081063 A1	07-04-2011
			WO 2009071766 A1	11-06-2009

WO 2011161684	A2	29-12-2011	AUCUN	

US 2011184684	A1	28-07-2011	AUCUN	
