

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 05.12.07.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 12.06.09 Bulletin 09/24.

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) : UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCI-
DENTALE Etablissement public à caractère scientifique
et culturel — FR, GROUPE DES ECOLES DE TELE-
COMMUNICATIONS - ENST DE BRETAGNE — FR et
CHU DE BREST — FR.

72 Inventeur(s) : DARDENNE GUILLAUME, CHAOUI
JEAN, HAMITOUCHE CHAFIAA, STINDEL ERIC,
ROUX CHRISTIAN et ALIOTTI ANTOINE.

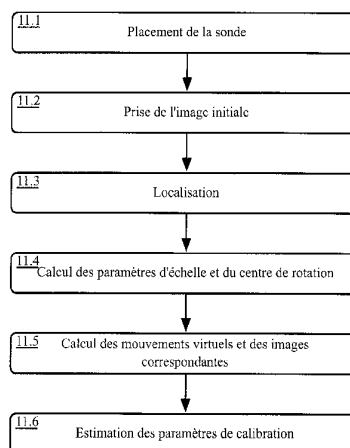
73 Titulaire(s) :

74 Mandataire(s) : CABINET LE GUEN ET MAILLET.

54 PROCEDE DE CALIBRAGE DE SONDES ECHOGRAPHIQUES.

57 Procédé de calibrage de sondes échographiques uti-
lisées pour obtenir la position 3D de points 2D situés sur
l'image échographique.

Procédé basé sur un fantôme particulier et l'introduction
de mouvements virtuels appliqués à la sonde. Ces mouve-
ments virtuels permettent d'obtenir à partir d'une seule pre-
mière prise de vue effective un ensemble de prises de vues
calculées. La première prise de vue effective et les prises de
vues calculées sont alors utilisées dans un procédé d'esti-
mation de la transformation entre le plan image et le repère
de la sonde en vue de calibrer la sonde.



La présente invention concerne les procédés de calibrage de sondes échographiques utilisées pour obtenir la position 3D de points 2D situés sur l'image échographique.

La Fig. 1 décrit un système de prise de vue échographique. Une sonde
5 échographique référencée 1.1 est reliée par un câble 1.4 à un dispositif de traitement de l'information 1.5. La sonde 1.1 est dotée d'un émetteur récepteur d'ultrasons qui émet un faisceau d'ultrasons 1.2. Ce faisceau est émis dans un plan en direction d'un objet 1.3 dont on veut obtenir des prises de vues. L'émetteur-récepteur d'ultrasons de la sonde 1.1 reçoit les ultrasons ayant fait écho sur l'objet 1.3 et permet de générer une
10 prise de vue sous la forme d'une image 1.6. Cette image 1.6 est transmise au dispositif de traitement 1.5 qui peut la stocker, la traiter et l'afficher. Cette image contient des échos représentant la forme 1.7 de l'objet tel qu'il intersecte le faisceau 1.2. Un localisateur 3D optique 1.8 est utilisé pour permettre de localiser à tout instant le corps de la sonde ainsi que l'objet sujet des prises de vues.

15 La position 3D d'un point de l'image échographique nécessite une connaissance du positionnement de la sonde dans l'espace au moment de la prise de vue ainsi que la connaissance de la transformation permettant de localiser dans l'espace de la sonde le plan représentant l'image échographique.

Des repères sont définis pour exprimer ces transformations. Un premier repère
20 R_m sert de repère de référence ou repère monde. Un second repère, R_s , est défini lié à la sonde. Un troisième repère, R_f , est lié à l'objet à analyser. Un quatrième repère, R_i , permet de définir les positions des points de l'image reçue. L'utilisation d'une telle sonde pour la reconstruction d'un modèle en trois dimensions d'un objet nécessite donc de pouvoir associer à un point identifié sur une image échographique dans le
25 repère R_i sa position absolue dans l'espace dans le repère R_m . Cette opération s'effectue en plusieurs étapes. Dans un premier temps, on détermine la position du point dans le repère R_s relatif à la sonde. Dans un second temps, connaissant la position de la sonde dans l'espace, on en déduit la position du point dans cet espace défini par le repère R_m .

30 La première transformation entre R_i et R_s dépend de paramètres physiques de la sonde comme, entre autres, la position exacte de l'image ultrasonore par rapport au repère de la sonde. Ces paramètres peuvent évoluer dans le temps. Une bonne précision des mesures 3D faites par échographie nécessite donc une phase dite de calibrage. Cette phase consiste à estimer la transformation mathématique permettant

de situer dans le repère Rs lié à la sonde un point identifié dans le repère Ri lié à l'image échographique obtenue.

Traditionnellement ce calibrage est effectué en utilisant un objet appelé fantôme dont la géométrie et la localisation spatiale sont connues. Un ensemble de prises de vues de ce fantôme est effectué avec la sonde. Une analyse des images obtenues permet d'identifier sur ces images des points du fantôme dont on connaît précisément la localisation spatiale dans le repère monde Rm. Il est alors possible de calculer la transformation recherchée permettant de passer d'un point de l'image à un point dans l'espace Rs de la sonde. Ici encore, la position et l'orientation de la sonde dans l'espace sont connues. Cette connaissance est obtenue, par exemple, en fixant un second objet de géométrie connue à la sonde, le positionnement de cet objet étant bien connu d'un localisateur optique 3D. D'autres systèmes de localisation peuvent être utilisés. Cette transformation est la combinaison des facteurs d'échelles, d'une translation et d'une rotation. Elle se définit mathématiquement par la formule suivante :

$$\overrightarrow{X}_s = T_{i \rightarrow s} \cdot S \cdot \overrightarrow{X}_i$$

où

$$\overrightarrow{X}_i = \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \text{ représente les coordonnées du point dans l'espace Ri de l'image ;}$$

$$S = \begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \text{ représente les facteurs d'échelles appliqués sur les}$$

dimensions x et y de l'image ;

$$T_{i \rightarrow s} = \begin{bmatrix} R(\alpha, \beta, \gamma) & T(t_x, t_y, t_z) \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ représente la rotation et la translation, } R(\alpha, \beta, \gamma)$$

représentant la matrice 3 par 3 en fonction des angles par rapport à chaque dimension et $T(t_x, t_y, t_z)$ la matrice 3 par 1 des coefficients de translation dans les trois

dimensions. Déterminer la transformation $T_{i \rightarrow s}$ du repère image Ri vers le repère de la sonde Rs revient donc à déterminer les huit paramètres : $\alpha, \beta, \gamma, t_x, t_y, t_z, s_x, s_y$.

Les différentes méthodes de calibrage connues proposent un ensemble de géométries possibles pour le fantôme. Une fois le fantôme choisi, une pluralité de prises de vues de ce fantôme est effectuée. Des points de positions connues sont alors extraits de ces prises de vues. On dispose alors d'un ensemble de points dont la position dans l'image et la position dans le repère du fantôme Rf sont connues. Connaissant la position du fantôme et de la sonde dans le repère monde Rm, on connaît la position de ces points dans le repère de la sonde Rs. L'imprécision inhérente à ces mesures est due, entre autres, à la difficulté de localiser précisément des points dans l'image et à la manière d'acquérir cette image. De plus, un nombre important d'images avec plusieurs angles de vue est nécessaire afin d'estimer correctement les paramètres. On obtient alors un grand nombre de points. L'estimation des paramètres est alors faite, par exemple, par une méthode d'optimisation mathématique comme l'algorithme de Levenberg-Marquardt (Levenberg, K. « A Method for the Solution of Certain Problems in Least Squares. » Quart. Appl. Math. 2, 164-168, 1944 et Marquardt, D. « An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. » SIAM J. Appl. Math. 11, 431-441, 1963).

Ces procédures sont longues et fastidieuses. Elles impliquent une manipulation de la part de l'utilisateur pour effectuer les nombreuses prises de vues nécessaires à l'obtention d'une bonne précision du calibrage.

L'invention propose un procédé de calibrage d'une sonde échographique basé sur un fantôme particulier et l'introduction de mouvements virtuels appliqués à la sonde. Ces mouvements virtuels permettent d'obtenir à partir d'une seule première prise de vue effective un ensemble de prises de vues calculées. La première prise de vue effective et les prises de vues calculées sont alors utilisées dans un procédé d'estimation de la transformation entre le plan image et le repère de la sonde en vue de calibrer la sonde.

Le remplacement des mouvements effectués par l'opérateur par des mouvements virtuels pour l'obtention des prises de vues nécessaires au processus de calibrage simplifie et raccourcit considérablement celui-ci. Les prises de vues étant calculées, on peut optimiser leur nombre et leur acquisition afin d'augmenter la précision de l'estimation des paramètres de la transformation.

L'invention concerne un procédé de calibrage d'une sonde échographique comportant un corps de sonde et d'un émetteur récepteur d'ultrasons, par un dispositif de calibrage comprenant un corps fixe appelé fantôme, des moyens de localisation dans l'espace permettant de localiser précisément ledit fantôme ainsi que le corps de la sonde, des moyens de prise de vue échographique et des moyens de traitement de ces prises de vue, comportant une étape de positionnement de la sonde au-dessus du fantôme définissant une position initiale de la sonde ; une étape de prise de vue initiale du fantôme donnant une image initiale par les moyens de prise de vue échographique, la position du corps de la sonde lors de cette prise de vue étant mémorisée ; une étape de localisation du fantôme dans l'espace par les moyens de localisation dans l'espace ; une étape d'estimation des paramètres de calibrage à partir d'un ensemble de prises de vues et des positions associées de la sonde lors de ces prises de vue, la position du fantôme dans l'espace étant connue et une étape de calcul permettant d'obtenir au moins une des prises de vue et la position associée de la sonde par un mouvement calculé virtuel de la sonde par rapport au fantôme.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, l'étape de calcul comporte une étape où, le fantôme définissant un plan, un ensemble de prises de vue et la position associée de la sonde sont calculés par translation virtuelle de la sonde parallèlement à ce plan à partir de la position initiale.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, l'étape de calcul comporte une étape où, le fantôme définissant un plan et présentant une ligne comprise dans le plan identifiable sur l'image initiale, un ensemble de prises de vue et la position associée de la sonde sont calculés par rotation virtuelle de la sonde par rapport à la ligne du fantôme identifiable sur l'image initiale.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, l'étape de calcul comporte une étape où, le fantôme définissant un plan, un ensemble de prises de vue et la position associée de la sonde sont calculés par rotation par rapport à un axe perpendiculaire au plan du fantôme à partir de la position initiale.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, l'étape de calcul comporte une étape où, le fantôme définissant un plan, un ensemble de prises de vue et la position associée de la sonde sont calculés par translation verticale orthogonale au plan à partir de la position initiale, les facteurs d'échelles ayant été calculés sur l'image initiale, la prise de vue étant obtenue par la translation correspondante de l'image initiale corrigée des facteurs d'échelles.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, l'étape de calcul comporte une étape où, le fantôme définissant un plan et présentant une ligne comprise dans le plan et identifiable sur l'image initiale ainsi qu'un point hors du plan également identifiable sur l'image initiale, un ensemble de prises de vue et la position associée de la sonde sont calculés par rotation par rapport à un axe de rotation perpendiculaire à la ligne identifiable et passant par le point identifiable du fantôme, la prise de vue étant obtenue par la rotation correspondante de l'image initiale autour du point de l'image représentant le point identifiable du fantôme corrigée des facteurs d'échelles.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, tous les mouvements étant des mouvements calculés virtuels, le procédé ne comporte qu'une seule prise de vue réelle du fantôme.

L'invention concerne également un dispositif de calibrage d'une sonde échographique comportant un corps de sonde et d'un émetteur-récepteur d'ultrasons comportant un corps fixe appelé fantôme définissant un plan ; des moyens de localisation dans l'espace permettant de localiser précisément ledit fantôme ainsi que le corps de la sonde ; des moyens de prise de vue échographique et des moyens de traitement de ces prises de vue ; des moyens d'estimation des paramètres de calibrage à partir d'un ensemble de prises de vue et des positions associées de la sonde lors de ces prises de vue, la position du fantôme dans l'espace étant connue et des moyens de calcul permettant d'obtenir au moins une des prises de vue et la position associée de la sonde par un mouvement calculé virtuel de la sonde par rapport au plan défini par le fantôme.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, le fantôme comprend une ligne comprise dans le plan et identifiable sur l'image initiale de prise de vue.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, le fantôme comprend en outre un point hors du plan identifiable sur l'image initiale de prise de vue.

Selon un mode particulier de réalisation de l'invention, le fantôme est constitué de trois fils composant un triangle, le fantôme définissant un plan comprenant une des bases du triangle et perpendiculaire à la droite définie par la projection du sommet opposé sur cette base.

Les caractéristiques de l'invention mentionnées ci-dessus, ainsi que d'autres, apparaîtront plus clairement à la lecture de la description suivante d'un exemple de

réalisation, ladite description étant faite en relation avec les dessins joints, parmi lesquels :

- La Fig. 1 représente un système de prise de vue échographique.
- La Fig. 2 représente la sonde échographique en position de calibrage.
- 5 La Fig. 3 représente une famille de mouvements utilisés pour le calibrage.
- La Fig. 4 représente une famille de mouvements utilisés pour le calibrage.
- La Fig. 5 représente une famille de mouvements utilisés pour le calibrage.
- La Fig. 6 représente une famille de mouvements utilisés pour le calibrage.
- La Fig. 7 représente une famille de mouvements utilisés pour le calibrage.
- 10 La Fig. 8 représente le fantôme utilisé selon le mode de réalisation de l'invention.

Pour réaliser le calibrage, plusieurs types de fantômes ont été utilisés. L'invention se place dans le cadre d'un fantôme de type plan. Dans la pratique, le fantôme utilisé pourra ne pas présenter un plan réel mais une simple ligne qui
15 représentera l'intersection d'un plan virtuel avec l'image ultrasonore. Dans tous les cas et quelque soit la forme retenue pour le fantôme, celle-ci permet de définir un plan servant au calibrage. Cette configuration est illustrée Fig. 2. On y voit la sonde 2.1 reliée au dispositif de prise de vue par le cordon 2.2. La sonde fonctionne en émettant un faisceau d'ultrasons 2.3. Le calibrage se fait en prenant une série de prises de vues
20 d'un fantôme plan 2.4. L'avantage d'utiliser un fantôme plan réside dans le fait que les images obtenues contiennent une ligne correspondant à l'écho de l'intersection du faisceau d'ultrasons et du fantôme. Une telle image est simple à analyser pour déterminer la position de la ligne dans l'image de manière automatique. La position de cette ligne est utilisée pour effectuer le calibrage.

25 Pour obtenir par cette méthode une bonne précision dans l'estimation des huit paramètres de calibrage, il est nécessaire d'effectuer une série de mouvements de la sonde par rapport au fantôme. A l'occasion de chacun de ces mouvements, un ensemble de prises de vues correspondant à différentes positions de la sonde au cours de son mouvement est pris. Connaissant précisément la position de la sonde au
30 moment de la prise de vue grâce au système de localisation utilisé – par exemple un système de localisation 3D optique avec un corps visible attaché à la sonde – et la position du plan utilisé comme fantôme, on obtient par analyse de l'image un ensemble d'équations ayant pour seules inconnues les huit paramètres que l'on cherche à estimer. Un tel système d'équations est obtenu pour chaque prise de vue.

Les valeurs des huit paramètres optimisant la résolution de ces systèmes d'équations sont obtenues en utilisant, par exemple, l'algorithme de Levenberg-Marquardt.

Pour obtenir une bonne précision dans cette estimation, les mouvements doivent comprendre au moins 5 familles de mouvements. Une première famille de
 5 mouvements est illustrée Fig. 3. Elle consiste à faire effectuer à la sonde dirigée vers le plan du fantôme un mouvement de translation vertical orthogonal au plan à partir de la position initiale. On appelle ces mouvements les mouvements de translation
 verticaux. Une seconde famille de mouvements est illustrée Fig. 4. Elle consiste à faire effectuer à la sonde dirigée vers le plan du fantôme un mouvement de rotation
 10 par rapport à un axe de rotation parallèle au plan du fantôme et sensiblement perpendiculaire au faisceau d'ultrasons émis par la sonde. On appelle ce mouvement un mouvement de rotation latérale. Une troisième famille de mouvements est illustrée
 par la Fig. 5. Elle consiste à faire effectuer à la sonde dirigée vers le plan du fantôme un mouvement de rotation par rapport à un axe de rotation parallèle au plan du
 15 fantôme et également sensiblement parallèle au plan du faisceau d'ultrasons émis. On appelle ce mouvement un mouvement de rotation axial. Une quatrième famille de mouvements est illustrée par la Fig. 6. Elle consiste à faire effectuer à la sonde dirigée
 vers le plan du fantôme des mouvements de translation parallèles au plan du fantôme à partir de la position initiale. Préférentiellement, ces mouvements sont effectués selon
 20 deux directions pouvant correspondre aux normales aux côtés de la sonde. On appelle ces mouvements des mouvements de translation parallèle. Une cinquième famille de mouvements est illustrée par la Fig. 7. Elle consiste à faire effectuer à la sonde dirigée
 vers le plan du fantôme des mouvements de rotation par rapport à un axe perpendiculaire au plan du fantôme à partir de la position initiale. On appelle ce
 25 mouvement un mouvement de rotation parallèle.

L'article « Automatic Calibration for 3-D Free-hand Ultrasound » par R.W. Prager, R.N. Rohling, A.H. GEE et L. Berman publié par l'Université de Cambridge sous la référence CUED/F-INFENG/TR 303, décrit un système de ce type basé sur un
 fantôme dit de Cambridge. Ce fantôme implémente le plan sous la forme d'une barre.
 30 La sonde est maintenue en regard de cette barre. Un ensemble de guides permet d'obtenir ces 5 familles de mouvements de la sonde relativement au plan représenté par la barre.

Les inventeurs ont observé que certains de ces mouvements, au moins sous certaines conditions, ne modifient pas l'image obtenue lors de la prise de vue. Il s'agit

des mouvements de translation parallèle. En effet, la sonde étant maintenue à la même distance du plan du fantôme, l'image écho correspond à une ligne placée au même endroit dans l'image. Il en est encore de même pour les mouvements de rotation parallèle. Les images issues de ces mouvements de la sonde sont néanmoins
5 nécessaires pour une bonne estimation des paramètres de calibrage.

En ce qui concerne les rotations axiales, nous considérons les fantômes conçus de telle sorte que le plan contienne une ligne qui soit identifiable sur l'image ultrasonore. Ceci est le cas, par exemple, lorsque le fantôme comprend un fil servant à définir le plan. Dans ce cas, la prise de vue initiale est faite de façon à permettre la vue
10 de cette ligne sur l'image. La ligne est alors prise comme axe de rotation. Les rotations autour de l'axe ainsi défini donnent également une image identique quelque soit l'angle de la rotation.

Les mouvements réels de la sonde sont alors remplacés par des mouvements virtuels calculés par le dispositif de calibrage. On imprime au repère R_s de la sonde
15 des mouvements calculés à partir de la position initiale de la sonde, les images issues des prises de vue sont alors remplacées par l'image initiale. On obtient ainsi un ensemble de systèmes d'équations correspondant aux systèmes d'équations que l'on aurait obtenu par des mouvements réels. Ces systèmes d'équations issus des mouvements virtuels sont alors utilisés en lieu et place des systèmes issus de
20 mouvements réels dans l'algorithme d'estimation des paramètres. L'utilisation de l'invention permet donc de simplifier les manipulations nécessaires pour effectuer le processus de calibrage en remplaçant au moins certains mouvements de la sonde par des mouvements virtuels calculés et les prises de vues par la prise de vue initiale pour chacun de ces mouvements. Le processus de calibrage est donc plus simple et plus
25 rapide. Ces mouvements peuvent être virtualisés pour tout fantôme définissant un plan, du moins en ce qui concerne les translations et rotations parallèles. Le fantôme doit de plus définir une ligne comprise dans le plan et identifiable sur l'image pour les rotations axiales, le mouvement virtuel étant effectué autour d'un axe coïncidant avec la localisation de cette ligne sur le fantôme. L'image initiale est prise de façon à
30 visualiser cette ligne identifiable.

Le mouvement de translation vertical donne des images où la ligne représentant le plan est translatée verticalement en fonction de la distance de la sonde au plan du fantôme. Ce mouvement peut également être remplacé par un mouvement virtuel de translation à partir de la position initiale sous la condition d'effectuer la translation

correspondante dans l'image initiale. Cette translation dépend des facteurs d'échelles de l'image comme illustré sur la Fig. 8. Ces facteurs d'échelles correspondent au rapport entre les dimensions réelles du fantôme et celles observées sur l'image. On peut donc calculer ces facteurs d'échelles si l'on dispose de points identifiables à des distances connues entre eux visibles sur l'image échographique. Nous verrons que cette condition est remplie grâce au fantôme choisi dans l'exemple de réalisation.

Le mouvement de rotation latérale donne des images où la ligne représentant le plan subit une rotation autour d'un point. Ceci est illustré par la Fig. 9 représentant l'image obtenue pour différents angles lors d'un mouvement de rotation latérale de la sonde. Sous les conditions de connaître, d'une part, les facteurs d'échelles, et d'autre part, dans l'image le point de rotation correspondant à la position dans l'espace de l'axe de rotation situé hors du plan, il est possible de remplacer également les mouvements de rotation latérale par des mouvements virtuels. Dans ce cas, l'image remplaçant la prise de vue réelle correspondra à l'image initiale ayant subi une rotation d'un angle autour du point de l'image correspondant à la position de l'axe de rotation. Nous verrons que cette condition se vérifie en utilisant un fantôme de géométrie particulière qui nous permet d'identifier ce point facilement. L'axe de rotation est alors l'axe perpendiculaire à la ligne identifiable sur le fantôme et passant par le point identifiable hors du plan. L'image initiale est prise de façon à visualiser cette ligne identifiable et le point identifiable.

Nous voyons donc qu'en remplissant quelques conditions sur les facteurs d'échelles et sur l'identification du point représentant l'axe de la rotation latérale, les 5 familles de mouvements sont remplaçables par des mouvements virtuels. On peut donc bâtir un procédé de calibrage d'une sonde échographique basée sur le remplacement des mouvements réels effectués par la sonde pour obtenir des prises de vues par des mouvements virtuels calculés. L'image obtenue à chaque prise de vue sera soit l'image d'origine, soit une transformée simple de cette image. Une seule prise de vue réelle du fantôme est donc nécessaire et l'obtention d'un ensemble de prises de vues correspondant aux 5 familles de mouvements est remplacé par des mouvements virtuels calculés.

L'exemple de réalisation de l'invention utilise un fantôme du type 3 fils de 0.5 mm de diamètre comme illustré à la Fig. 10. Ce fantôme est composé d'un premier fil 10.1 qui représente le plan d'un fantôme de type plan. Ce fil constitue également la ligne identifiable utilisée dans les mouvements virtuels de rotations axiale et latérale.

Les deux autres fils sont tendus de façon à former un triangle. Le point d'intersection 10.2 de ces deux autres fils correspond au sommet opposé au premier fil. Ce point représente le point de rotation servant à définir la rotation latérale. Une rotation de la sonde autour de ce point provoque la rotation de l'image obtenue autour de ce point dans la prise de vue. Les distances entre les 3 points servent à calculer les facteurs d'échelles. Le plan du fantôme est défini par le plan passant par le premier fil 10.1 et orthogonal au plan du triangle passant par le point 10.2.

Le procédé de calibrage est illustré par la Fig. 11. Il consiste, lors d'une étape 11.1, à positionner la sonde de telle façon que l'image permette de visualiser le triangle du fantôme de façon nette. Cette position de la sonde définit une position initiale de la sonde. On effectue alors une prise de vue pour obtenir une image appelée image initiale lors d'une étape 11.2. La position de la sonde lors de la prise de vue est mémorisée. Elle permet de définir la position du repère de la sonde R_s lors de cette prise de vue initiale. On mesure, par exemple à l'aide d'un palpeur, des points précis du système. Cette étape de localisation 11.3 permet de localiser précisément le fantôme dans l'espace. Pour ce faire, on utilise, par exemple, un palpeur constitué d'une pointe sur laquelle est fixé un corps visible par le localisateur 3D optique. La position de la pointe par rapport au corps étant connue, on localise ainsi des points de l'espace en y plaçant la pointe. On identifie ainsi la localisation des trois fils en positionnant deux points par fil.

Les paramètres de localisation étant connus, on analyse l'image et on en déduit les paramètres d'échelles ainsi que la position du point de rotation dans cette image lors d'une étape 11.4.

Lors d'une étape 11.5, on calcule les mouvements virtuels. Pour chaque famille de mouvements, on déplace virtuellement le repère de la sonde R_s . On calcule en fait la position d'un repère de la sonde virtuel appelé R_{vs} . Pour chaque mouvement, un ensemble de positions du repère R_{vs} est déterminé. Pour chaque position du repère R_{vs} on calcule l'image correspondant à cette prise de vue si nécessaire. Comme nous l'avons vu plus haut, pour les mouvements de translation parallèle, de rotation axiale et de rotation parallèle, l'image calculée est l'image initiale de la première prise de vue. Pour la translation verticale, l'image correspond à l'image translatée verticalement. Pour le mouvement de rotation latérale, celui-ci est effectué autour du point 10.2 du fantôme pour le repère R_{vs} . Une rotation d'un même angle est effectuée sur l'image autour de l'image du point d'intersection des deux fils. Il est possible de

n'effectuer des mouvements virtuels que pour les mouvements donnant la même image et de faire des mouvements et des prises de vue réels pour les autres.

On obtient ainsi un nombre arbitrairement grand de prises de vues pour lesquelles nous avons la position exacte du fantôme dans l'espace, la position de la sonde prise par le système de localisation 3D ainsi que l'image ultrason obtenue. On peut alors effectuer le calcul de l'estimation des paramètres de calibrage lors d'une étape 11.6. Ce calcul peut être fait en utilisant l'algorithme de Levenberg-Marquardt par exemple.

Nous avons décrit un procédé de calibrage simplifié nécessitant un nombre réduit de prises de vues, ce nombre pouvant être réduit à une seule prise de vue. Ce procédé permet de générer un nombre de prises de vues optimisées calculées, permettant une estimation précise des paramètres de calibrage. L'invention n'est pas limitée à l'exemple de réalisation donné. En particulier, il est possible de l'adapter à d'autres formes de fantômes. Si les mouvements de translation verticale et de rotation latérale sont virtuels, il faut être en mesure d'estimer les facteurs d'échelles ainsi qu'un point de rotation sur une première prise de vue. Dans ces conditions, tout type de fantôme peut être utilisé. De même, l'invention n'est pas limitée par l'utilisation de l'algorithme de Levenberg-Marquardt et toute méthode mathématique permettant d'estimer les paramètres de calibrage à partir d'un ensemble de systèmes d'équations peut être utilisée. La localisation de la sonde dans l'espace peut également être effectuée par d'autres méthodes que l'optique comme un positionnement électromagnétique.

REVENDICATIONS

- 1/ Procédé de calibrage d'une sonde échographique comportant un corps de sonde et d'un émetteur-récepteur d'ultrasons, par un dispositif de calibrage comprenant un corps fixe appelé fantôme, des moyens de localisation dans l'espace permettant de localiser précisément ledit fantôme ainsi que le corps de la sonde, des moyens de prise de vue échographique et des moyens de traitement de ces prises de vues, comportant les étapes suivantes :
- une étape de positionnement de la sonde au-dessus du fantôme définissant une position initiale de la sonde ;
 - une étape de prise de vue initiale du fantôme donnant une image initiale par les moyens de prise de vue échographique, la position du corps de la sonde lors de cette prise de vue étant mémorisée ;
 - une étape de localisation du fantôme dans l'espace par les moyens de localisation dans l'espace ;
 - une étape d'estimation des paramètres de calibrage à partir d'un ensemble de prises de vues et des positions associées de la sonde lors de ces prises de vues, la position du fantôme dans l'espace étant connue ;
- caractérisé en ce qu'il comporte en outre :
- une étape de calcul permettant d'obtenir au moins une des prises de vues et la position associée de la sonde par un mouvement calculé virtuel de la sonde par rapport au fantôme.
- 2/ Procédé de calibrage selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'étape de calcul comporte :
- une étape où, le fantôme définissant un plan, un ensemble de prises de vues et la position associée de la sonde sont calculés par translation virtuelle de la sonde parallèlement à ce plan à partir de la position initiale.
- 3/ Procédé de calibrage selon la revendication 1, caractérisé en ce que, l'étape de calcul comporte :
- une étape où, le fantôme définissant un plan et présentant une ligne comprise dans le plan identifiable sur l'image initiale, un ensemble de prises de vues et la

position associée de la sonde sont calculés par rotation virtuelle de la sonde par rapport à la ligne du fantôme identifiable sur l'image initiale.

4/ Procédé de calibrage selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'étape de calcul comporte :

- une étape où, le fantôme définissant un plan, un ensemble de prises de vues et la position associée de la sonde sont calculés par rotation par rapport à un axe perpendiculaire au plan du fantôme à partir de la position initiale.

5/ Procédé de calibrage selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'étape de calcul comporte :

- une étape où, le fantôme définissant un plan, un ensemble de prises de vues et la position associée de la sonde sont calculés par translation verticale orthogonale au plan à partir de la position initiale, les facteurs d'échelles ayant été calculés sur l'image initiale, la prise de vue étant obtenue par la translation correspondante de l'image initiale corrigée des facteurs d'échelles.

6/ Procédé de calibrage selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'étape de calcul comporte :

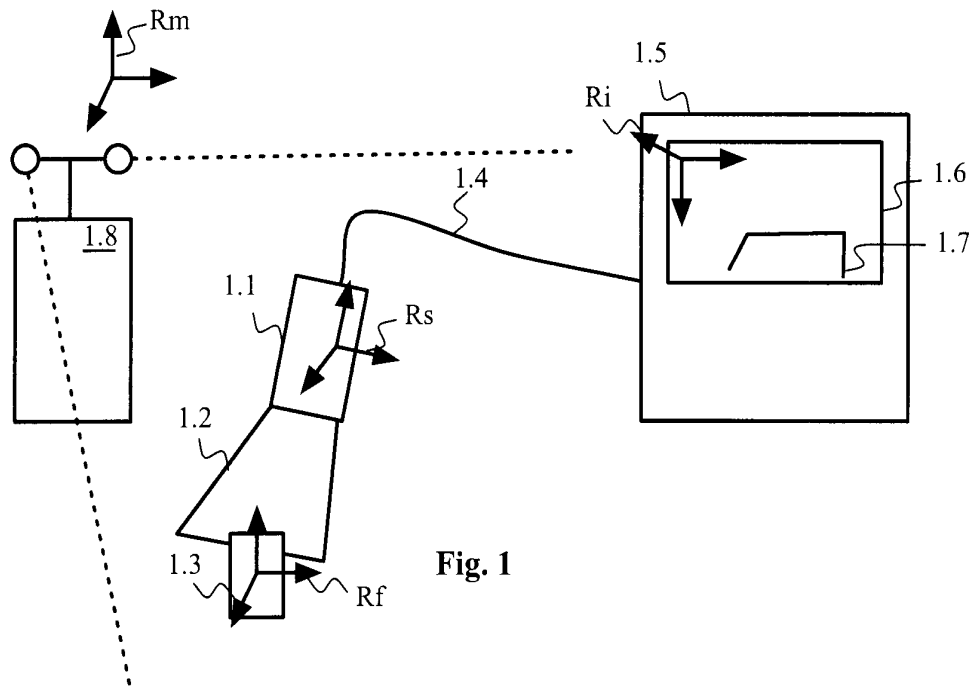
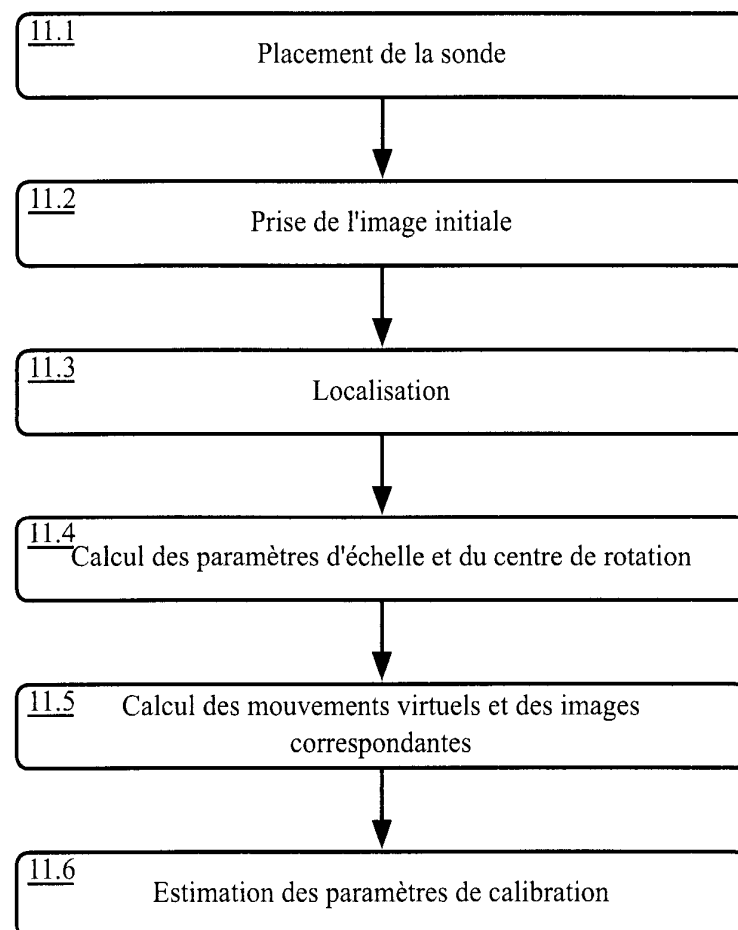
- une étape où, le fantôme définissant un plan et présentant une ligne comprise dans le plan et identifiable sur l'image initiale ainsi qu'un point hors du plan également identifiable sur l'image initiale, un ensemble de prises de vues et la position associée de la sonde sont calculés par rotation par rapport à un axe de rotation perpendiculaire à la ligne identifiable et passant par le point identifiable du fantôme, la prise de vue étant obtenue par la rotation correspondante de l'image initiale autour du point de l'image représentant le point identifiable du fantôme corrigée des facteurs d'échelle.

7/ Procédé de calibrage selon les revendications 2 à 6, caractérisé en ce que tous les mouvements étant des mouvements calculés virtuels, le procédé ne comporte qu'une seule prise de vue réelle du fantôme.

8/ Dispositif de calibrage d'une sonde échographique comportant un corps de sonde et d'un émetteur-récepteur d'ultrasons, ledit dispositif comportant

- un corps fixe appelé fantôme définissant un plan ;
 - des moyens de localisation dans l'espace permettant de localiser précisément ledit fantôme ainsi que le corps de la sonde ;
 - des moyens de prise de vue échographique et des moyens de traitement de ces
- 5 prises de vues ;
- des moyens d'estimation des paramètres de calibrage à partir d'un ensemble de prises de vues et des positions associées de la sonde lors de ces prises de vues, la position du fantôme dans l'espace étant connue ;
- caractérisé en ce qu'il comporte en outre :
- 10 - des moyens de calcul permettant d'obtenir au moins une des prises de vue et la position associée de la sonde par un mouvement calculé virtuel de la sonde par rapport au plan défini par le fantôme.
- 9/ Dispositif de calibrage selon la revendication 8, caractérisé en ce que le
- 15 fantôme comprend une ligne comprise dans le plan et identifiable sur l'image initiale de prise de vue.
- 10/ Dispositif de calibrage selon la revendication 9, caractérisé en ce que le
- 20 fantôme comprend en outre un point hors du plan identifiable sur l'image initiale de prise de vue.
- 11/ Dispositif de calibrage selon la revendication 10, caractérisé en ce que le
- fantôme est constitué de trois fils composant un triangle, le fantôme définissant un plan comprenant une des bases du triangle et perpendiculaire à la droite définie par la
- 25 projection du sommet opposé sur cette base.

1/3

**Fig. 1****Fig. 11**

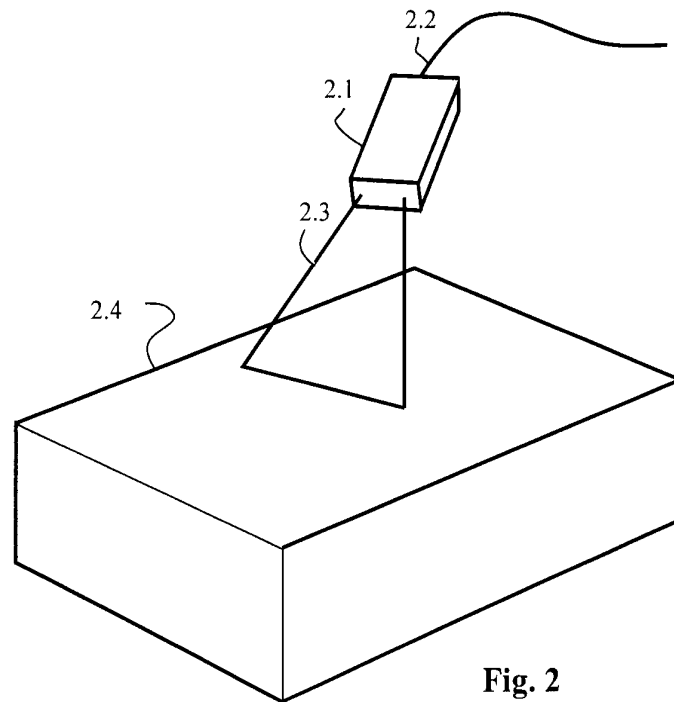


Fig. 2

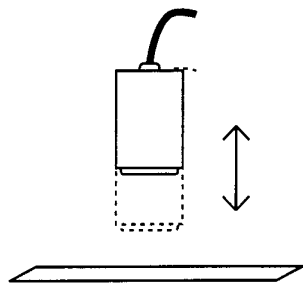


Fig. 3

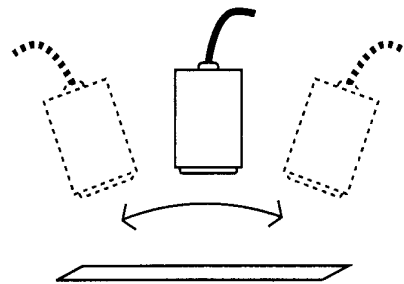


Fig. 4

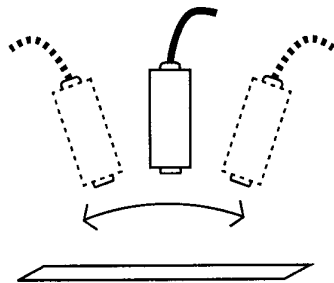


Fig. 5

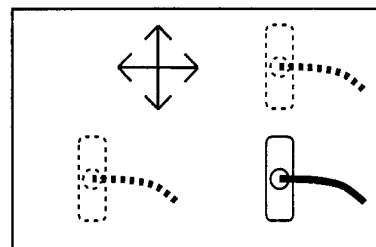


Fig. 6

3/3

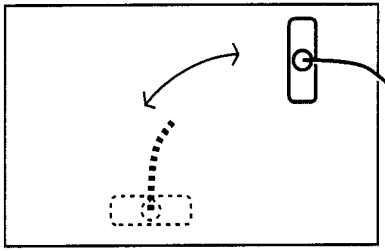


Fig. 7

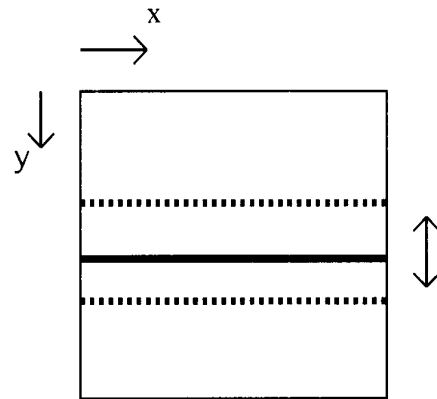


Fig. 8

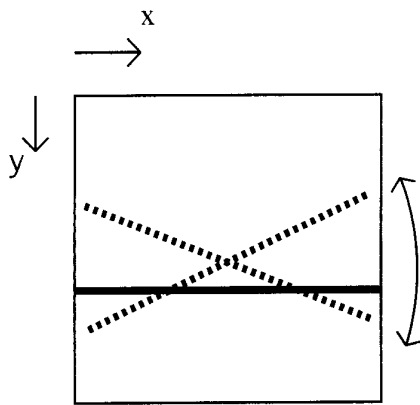


Fig. 9

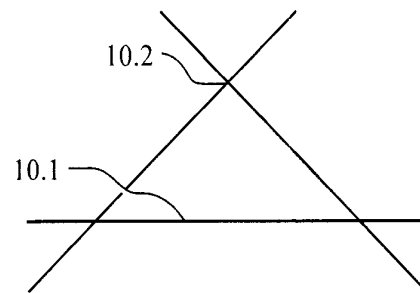


Fig. 10

**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

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

N° d'enregistrement
national

FA 704854
FR 0708476

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	GEE A H ET AL: "A mechanical instrument for 3D ultrasound probe calibration" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 31, no. 4, 1 avril 2005 (2005-04-01), pages 505-518, XP004849069 ISSN: 0301-5629 * abrégé * * page 505, colonne de gauche, dernier alinéa - colonne de droite, alinéa 1 * * page 506, colonne de gauche, alinéa 1 - colonne de droite, alinéa 2 * * page 507, colonne de gauche, alinéa 2; figure 2 *	1-11	G01N29/30 A61B8/14
A	MERCIER L: "A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 31, no. 2, 1 février 2005 (2005-02-01), pages 143-165, XP004902234 ISSN: 0301-5629 * abrégé * * page 453, colonne de droite, dernier alinéa - page 454, colonne de droite, alinéa 1 * * page 455, colonne de gauche, dernier alinéa - page 457, colonne de droite, alinéa 4 * * page 465, colonne de droite, alinéa 2 *	1-11	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) A61B G01N
A	WO 2005/099581 A (UNIV JOHNS HOPKINS [US]; BOCTOR EMAD MOUSSA [US]; HAGER GREGORY D [US]) 27 octobre 2005 (2005-10-27) * alinéas [0008], [0015], [0020]; revendication 1 *	1-11	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
9 juillet 2008		Filipas, Alin	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant			



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

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

N° d'enregistrement
national

FA 704854
FR 0708476

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	PRAGER R W ET AL: "Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 24, no. 6, 1 juillet 1998 (1998-07-01), pages 855-869, XP004295314 ISSN: 0301-5629 * page 860, colonne de droite, alinéa 4; figure 4 *	1-11	
A	ROUSSEAU F ET AL: "A fully automatic calibration procedure for freehand 3D ultrasound" BIOMEDICAL IMAGING, 2002. PROCEEDINGS. 2002 IEEE INTERNATIONAL SYMPOSI UM ON JULY 7-10, 2002, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, 7 juillet 2002 (2002-07-07), pages 985-988, XP010600758 ISBN: 978-0-7803-7584-0 * abrégé * * page 986, colonne de droite, dernier alinéa - page 987, colonne de gauche, alinéa 4 *	1-11	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
9 juillet 2008		Filipas, Alin	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant			

