

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
13 novembre 2008 (13.11.2008)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2008/135668 A2

(51) Classification internationale des brevets :
G06T 7/00 (2006.01) **A61B 5/00** (2006.01)

Domaine de Voluceau, Rocquencourt, F-78150 Le Ches-
nay (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2008/000394

(72) Inventeurs; et

(22) Date de dépôt international : 25 mars 2008 (25.03.2008)

(75) Inventeurs/Déposants (*pour US seulement*) : **COUPE,**
Pierrick [FR/FR]; 19, rue Hoche, F-35000 Rennes (FR).
BARILLOT, Christian [FR/FR]; 8 impasse des Fougères,
F-35890 Laille (FR). **MORANDI, Xavier** [FR/FR]; 7,
rue de Corbin, F-35000 Rennes (FR). **HELLIER, Pierre**
[FR/FR]; 4 A avenue du Bois Louet, F-35235 Thorigné
Fouillard (FR).

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
0702386 2 avril 2007 (02.04.2007) FR

(74) Mandataire : **PLACAIS, Jean-Yves**; Cabinet Netter, 36,
avenue Hoche, F-75008 Paris (FR).

(71) Déposant (*pour tous les États désignés sauf US*) : **IN-**
RIA INSTITUT NATIONAL DE RECHERCHE EN
INFORMATIQUE ET EN AUTOMATIQUE [FR/FR];

(81) États désignés (*sauf indication contraire, pour tout titre de*
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE FOR MATCHING IMAGES OF A SAME PORTION OF A BODY OBTAINED BY
MAGNETIC RESONANCE AND ULTRASOUNDS

(54) Titre : DISPOSITIF DE TRAITEMENT D'IMAGES POUR LA MISE EN CORRESPONDANCE D'IMAGES D'UNE MÊME
PORTION D'UN CORPS OBTENUES PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE ET PAR ULTRASONS

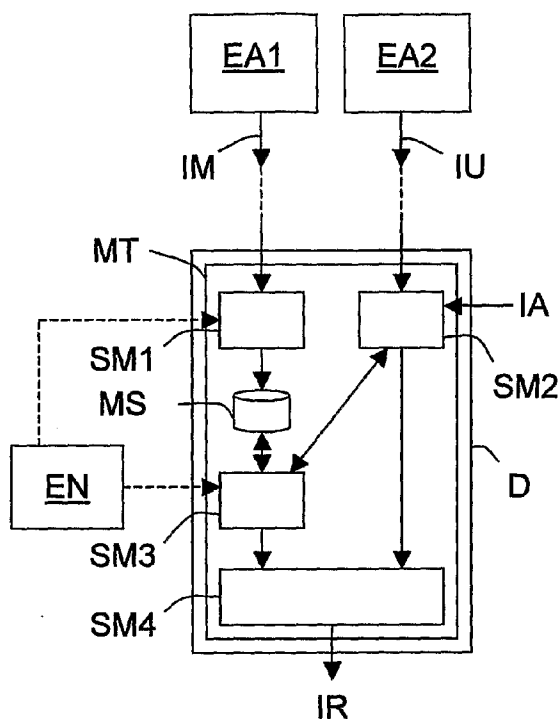


Figure unique

(57) Abstract: According to the invention, a device (D) is dedicated to the processing of data consisting of images of a portion or portions of a body, the device (D) includes processing means (MT) capable of, in the presence of first data representative of the elementary portions of an image obtained by magnetic resonance in a region of the body and of second data representative of the elementary portions of images obtained by ultrasounds in a portion of that region: i) generating first and second maps of the probability that the elementary portions belong to structures of interest of the portion of the region based at least on the intensities associated thereto and respectively defined by the first and second data; ii) estimating a conversion for shifting from one of the first and second maps to the other while maximising for each of their elementary portion the joined probability that it belongs to a same structure of interest; and iii) resetting the structures of interest of one of the first and second maps relative to those of the other by means of the conversion.

(57) Abrégé : Un dispositif (D) est dédié au traitement de données constituant des images de portion(s) d'un corps. Ce dispositif (D) comprend des moyens de traitement (MT) chargés, en présence de premières données représentatives de parties élémentaires d'une image obtenue par résonance magnétique dans une région d'un corps et de secondes données représentatives de parties élémentaires d'images obtenues par ultrasons dans une portion de cette région, i) de construire des

[Suite sur la page suivante]



AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM,

ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport

première et seconde cartes de probabilité d'appartenance des parties élémentaires à des structures d'intérêt de la portion de région en fonction au moins des intensités qui leurs sont associées et qui sont respectivement définies par les premières et secondes données, ii) d'estimer une transformation qui permet de passer de l'une des première et seconde cartes à l'autre en maximisant pour chacune de leurs parties élémentaires la probabilité conjointe qu'elle appartienne à une même structure d'intérêt, et iii) de recalculer les structures d'intérêt de l'une des première et seconde cartes par rapport à celles de l'autre au moyen de la transformation.

DISPOSITIF DE TRAITEMENT D'IMAGES POUR LA MISE EN CORRESPONDANCE D'IMAGES D'UNE MÊME PORTION D'UN CORPS OBTENUES PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE ET PAR ULTRASONS

5

L'invention concerne les dispositifs de traitement d'images de portion(s) d'un corps, et plus précisément les dispositifs permettant de recalculer automatiquement des paires d'images bidimensionnelles (2D) ou tridimensionnelles (3D) d'une même portion d'un corps obtenues respectivement par résonance magnétique et par ultrasons.

10

On entend ici par « portion d'un corps » toute partie d'un corps humain ou animal constituée de tissus et/ou d'organes observables au moins partiellement grâce à des techniques de résonance magnétique et d'ultrasons (échographie en mode B).

15

Dans certains domaines, comme par exemple celui de la médecine, on utilise des images par résonance magnétique ou des images ultrasonores pour effectuer des diagnostics sur des portions d'un corps, voire même pour faire de la chirurgie assistée. Plus les actes chirurgicaux doivent être précis (compte tenu de l'environnement opératoire), plus les images utilisées doivent être fiables et précises. C'est tout particulièrement le cas, bien que non limitativement, dans le domaine de la neuro-chirurgie du cerveau.

20

Les deux techniques d'acquisition d'images précitées fournissant chacune des informations spécifiques (niveau de réflexion pour les ultrasons et concentration en eau pour la résonance magnétique), il est donc important d'essayer de recalculer entre elles (ou mettre en correspondance) les images qu'elles fournissent afin qu'elles soient précisément superposables et offrent ainsi des informations fiables et complémentaires pour certaines structures d'intérêt.

25

Hélas, comme le sait l'homme de l'art, le recalage (ou en anglais « registration ») de telles images est rendu particulièrement difficile du fait que les deux techniques d'acquisition d'images fournissent des informations dont les représentations sont très différentes (en raison de la physique de

30

formation des images) et induisent des artefacts de natures et d'origines différentes (comme par exemple les ombres acoustiques (occultation d'une partie du signal) ou le bruit de chatoiement (ou en anglais « speckle »)). En outre ce recalage devient rapidement instable.

5 Plusieurs méthodes de recalage classiques ont été proposées, mais aucune d'entre elles n'est réellement efficace et/ou utilisable en temps réel, en particulier dans le cadre d'opérations de neuro-chirurgie assistée par images. C'est notamment le cas des techniques dites « de différence de sommes au carré », « d'information mutuelle » et « de rapport de

10 corrélation ».

Il a également été proposé d'améliorer certaines des méthodes de recalage précitées soit en effectuant une mise en correspondance préalable de caractéristiques d'images homologues extraites des images, soit un pré-traitement des images de manière à les rendre plus semblables et ainsi

15 permettre l'utilisation de mesures de similarité classiques, soit encore en effectuant un recalage dit « iconique » basé sur une mesure de similarité spécifique destinée à accorder les intensités des images.

Le pré-traitement des images repose sur la définition de régions d'intérêt dans les images par résonance magnétique et ultrasonores, au

20 moyen de points, lignes et/ou surfaces. L'inconvénient principal de ce pré-traitement réside dans le fait qu'il rend le recalage très sensible à la segmentation (manuelle) des images.

Le recalage iconique repose sur l'utilisation de mesures de similarités à base d'intensité-images. Il permet de s'affranchir de l'inconvénient principal

25 du pré-traitement des images, mais il conduit à rechercher des mesures de similarités à partir de mesures statistiques sur histogrammes, qui peuvent manquer de spécificité et conduire à un échec de recalage.

Aucune technique connue de recalage d'images par résonance magnétique et par ultrasons n'étant satisfaisante, l'invention a donc pour but

30 d'améliorer la situation.

Elle propose à cet effet un dispositif, dédié au traitement de données constituant des images de portion(s) d'un corps, et comprenant des moyens de traitement chargés, en présence de premières données représentatives de

parties élémentaires d'image(s) obtenue(s) par résonance magnétique dans une région d'un corps et de secondes données représentatives de parties élémentaires d'image(s) obtenue(s) par ultrasons dans une portion de cette région :

- 5 - de construire des première et seconde cartes de probabilité d'appartenance des parties élémentaires à des structures d'intérêt de la portion de région en fonction au moins des intensités qui leurs sont associées et qui sont respectivement définies par les premières et secondes données,
- 10 - d'estimer une transformation qui permet de passer de l'une des première et seconde cartes à l'autre en maximisant pour chacune de leurs parties élémentaires la probabilité conjointe qu'elle appartienne à une même structure d'intérêt, et
- de recalibrer les structures d'intérêt de l'une des première et seconde cartes
15 par rapport à celles de l'autre au moyen de cette transformation.

Le dispositif de traitement selon l'invention peut comporter d'autres caractéristiques qui peuvent être prises séparément ou en combinaison, et notamment :

- 20 - ses moyens de traitement peuvent être chargés de maximiser pour chaque partie élémentaire une probabilité conjointe qui est fonction du produit de la probabilité qu'elle appartienne à une structure d'intérêt de(s) image(s) par résonance magnétique par le produit de la probabilité qu'elle appartienne à une structure d'intérêt de(s) image(s) ultrasonore(s) correspondantes ;
- 25 - en présence d'images ultrasonores bidimensionnelles (2D), ses moyens de traitement peuvent être chargés de construire la seconde carte en constituant des premières données qui définissent une image ultrasonore tridimensionnelle (3D) à partir des premières données définissant les images ultrasonores bidimensionnelles, puis en transformant l'intensité de
30 chaque partie élémentaire de cette image ultrasonore tridimensionnelle en une probabilité de faire partie d'une structure d'intérêt comprise entre 0 et 1 ;
- ses moyens de traitement peuvent être chargés de déterminer pour chaque partie élémentaire de la seconde carte la probabilité

d'appartenance à une structure d'intérêt égale au rapport entre son intensité et 2^n , où n est égal au nombre de bits de(s) image(s) ultrasonore(s) ;

- 5 - en présence d'une image par résonance magnétique tridimensionnelle (3D) représentant une région incluant la portion représentée par les secondes données, ses moyens de traitement peuvent être chargés de construire une première carte intermédiaire en déterminant pour chaque partie élémentaire de cette image par résonance magnétique tridimensionnelle une courbure moyenne locale de la valeur d'intensité, puis pour construire
10 la première carte à partir des courbures moyennes locales de la première carte intermédiaire et d'informations auxiliaires relatives à la région du corps ;
 - ses moyens de traitement peuvent être chargés d'extraire de la première carte intermédiaire la partie qui correspond à la portion de région qui est
15 représentée par la seconde carte, en fonction d'informations de positionnement obtenues au moyen d'un équipement de navigation ;
 - cette probabilité d'appartenance à une structure d'intérêt peut par exemple être égale soit au rapport entre la courbure moyenne locale d'une partie élémentaire de la première carte intermédiaire et 2^n si elle
20 appartient à une zone saine et si la courbure moyenne locale est positive, n étant égal au nombre de bits de l'image par résonance magnétique tridimensionnelle, soit à un paramètre constituant une information auxiliaire attribuée à la partie élémentaire correspondante de l'image par résonance magnétique tridimensionnelle, consécutivement à
25 la détermination des informations de positionnement, si elle appartient à une zone pathologique, soit encore à zéro dans tous les autres cas ;
- ses moyens de traitement peuvent être chargés de maximiser la probabilité conjointe au moyen d'une fonction d'optimisation n'impliquant pas le calcul des dérivées partielles de la fonction objective de mise en correspondance
30 (probabilité conjointe) ;
- ses moyens de traitement peuvent être chargés d'estimer une transformation de recalage rigide ou non rigide ;
- ses moyens de traitement peuvent être chargés de construire des première

et seconde cartes de probabilité d'appartenance à des structures d'intérêt dites hyper échogènes ou hypo échogènes.

L'invention est particulièrement bien adaptée, bien que non limitativement, au traitement d'images de portion(s) d'un corps devant faire
5 l'objet d'opérations de neurochirurgie assistée par des images.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée ci-après, et du dessin annexé, sur lequel l'unique figure illustre de façon très schématique et fonctionnelle un exemple de réalisation d'un dispositif de traitement selon l'invention. Le
10 dessin annexé pourra non seulement servir à compléter l'invention, mais aussi contribuer à sa définition, le cas échéant.

L'invention a pour objet de permettre un recalage précis (et éventuellement en temps réel) d'images d'une portion d'un corps obtenues par résonance magnétique et par ultrasons.

15 Dans ce qui suit, on considère à titre d'exemple non limitatif que la portion de corps est une portion de cerveau. Mais, l'invention n'est pas limitée à ce type de portion de corps. Elle concerne en effet toute partie d'un corps humain ou animal constituée de tissus et/ou d'organes observables au moins partiellement grâce à des techniques de résonance magnétique et d'ultrasons
20 (échographie en mode B).

Par ailleurs, on considère dans ce qui suit, à titre d'exemple non limitatif, que le traitement d'images est destiné à assister un chirurgien lors d'une opération de neurochirurgie assistée par des images recalées en temps réel.

25 Comme cela est schématiquement et fonctionnellement illustré sur l'unique figure, un dispositif de traitement D selon l'invention comprend un module de traitement MT chargé d'assurer aux moins les trois fonctions mentionnées ci-après, chaque fois qu'il dispose de premières données qui sont représentatives de parties élémentaires d'image(s) obtenue(s) par
30 résonance magnétique dans une région d'un corps (ici un cerveau) et de secondes données qui sont représentatives de parties élémentaires d'image(s) obtenue(s) par ultrasons dans une portion de cette même région.

Il est rappelé que les image(s) par résonance magnétique (premières

données) sont habituellement volumiques (3D), tandis que les images ultrasonores (secondes données) sont le plus souvent bidimensionnelles (2D) mais peuvent faire l'objet d'une reconstruction 3D. Mais, on pourrait envisager que les images par résonance magnétique comme les images ultrasonores
5 soient toutes du même type, à savoir 2D ou 3D.

Par ailleurs, il est rappelé que la partie élémentaire d'une image 2D est habituellement appelée « pixel », tandis que la partie élémentaire d'une image 3D est habituellement appelée « voxel ».

Lorsqu'une région d'un corps est représentée par une image par
10 résonance magnétique de type 3D, il faut généralement de une à plusieurs dizaines d'images ultrasonores de type 2D pour représenter une portion 3D de cette même région.

Chaque image par résonance magnétique 3D (IM) est acquise au moyen d'un premier équipement d'acquisition EA1 de type IRM (pour Imageur
15 par résonance magnétique). Chaque image ultrasonore 2D (IU) est acquise au moyen d'un second équipement d'acquisition EA2 de type appareil d'échographie (éventuellement de type Doppler).

Dans le cas d'une opération (ou intervention) chirurgicale, l'acquisition d'image(s) par résonance magnétique 3D (IM) se fait avant ladite opération,
20 tandis que l'acquisition d'image(s) ultrasonores 2D (IU) se fait pendant ladite opération. Ces images sont alors utilisées pour permettre au chirurgien d'observer avec précision sur un écran la portion de région qui est opérée et de progresser au sein de celle-ci afin d'y effectuer des interventions généralement planifiées à l'avance lors d'une phase dite de navigation pré-
25 opératoire effectuée au moyen d'un équipement de navigation EN.

Il est rappelé que pour permettre le lien entre un patient en salle d'opération et les images pré-opératoires de ce même patient, on calcule une transformation géométrique rigide au moyen de systèmes de localisation tridimensionnelle (3D). Ces systèmes de localisation 3D, principalement
30 basés sur une technologie optique, détectent et localisent, dans un repère 3D lié au patient et en temps réel, la position de diodes électroluminescentes fixées sur les instruments chirurgicaux et sur le microscope chirurgical. Ainsi, il est possible de fusionner les images pré-opératoires du patient avec la vue du

champ opératoire du chirurgien.

La première fonction du module de traitement MT consiste à construire des première et seconde cartes de probabilité d'appartenance des parties élémentaires à des structures d'intérêt qui sont contenues dans la
5 portion de région en fonction au moins des intensités qui leurs sont associées et qui sont respectivement définies par les premières (IM) et secondes (IU) données.

Lorsque l'image par résonance magnétique IM est de type 3D et qu'elle est obtenue avant l'opération, le module de traitement MT traite, de
10 préférence quasi-immédiatement, les premières données qui la constituent afin de construire une première carte dite intermédiaire. Pour ce faire, il détermine pour chaque partie élémentaire (ici un voxel $X(x, y, z)$) de l'image par résonance magnétique 3D IM une courbure moyenne locale de la valeur de l'intensité $V(X)$ qui lui est associée (définie par une première donnée).

De préférence, chaque courbure moyenne d'un voxel X est donnée
15 par la valeur d'un opérateur appelé $Mlvv$ bien connu de l'homme de l'art et défini (dans le cas 3D) par la relation (1) de l'annexe, dans laquelle $V(X)$ désigne la valeur de l'intensité associée au voxel $X(x,y,z)$ de l'image par résonance magnétique 3D (IM), ∂ désigne un opérateur de dérivée partielle, et $\|w\|^2$ est défini par la relation (2) de l'annexe.
20

Il est rappelé que cet opérateur $Mlvv$ a été introduit pour détecter les sillons du cortex cérébral et la fausse cérébrale, dans le document de G. Le Goualher et al, « Three-dimensional segmentation and representation of cortical sulci using active ribbons », Int. J. of Pattern Recognition and Artificial
25 Intelligence, vol. 11 ; n°8, pp.1295-1315, 1997. Bien entendu, d'autres opérateurs permettant d'obtenir une carte d'intensités probabilistes à partir de données d'intensité peuvent être utilisés, comme par exemple les courbures moyennes, les courbures gaussiennes et les index de courbure.

L'ensemble des courbures moyennes locales $Mlvv$ des valeurs de
30 l'intensité associées aux voxels de l'image par résonance magnétique 3D (IM) constitue une première carte intermédiaire d'intensités (probabilistes) de structures d'intérêt. Cette première carte est dite intermédiaire car, d'une part, elle représente généralement une région d'un corps et non une portion d'une

région d'un corps comme c'est le cas des images ultrasonores IU, et d'autre part, elle n'est pas encore constituée par des probabilités d'appartenance à des structures d'intérêt.

Il est important de noter que le type des structures d'intérêt peut être
5 soit hyper échogène, soit hypo échogène. On entend ici par « structure hyper échogène » une structure d'une région d'un corps dont l'intensité est très élevée (tendant vers le blanc), et par « structure hypo échogène » une structure d'une région d'un corps dont l'intensité est très faible (tendant vers le noir). Par conséquent, une courbure moyenne locale $Mlvv$ très élevée
10 correspond à une forme anatomique convexe, tandis qu'une courbure moyenne locale $Mlvv$ très faible correspond à une forme anatomique concave.

Par exemple, et comme illustré, le module de traitement MT peut comporter un premier sous-module SM1 chargé de construire chaque
15 première carte intermédiaire à partir des premières données qui définissent une image par résonance magnétique 3D (IM).

Le module de traitement MT peut également comporter, comme illustré, des moyens de stockage MS dans lesquels son premier sous-module SM1 stocke chaque première carte intermédiaire afin qu'elle puisse être
20 utilisée plus tard pour le recalage d'images ultrasonores IU, obtenues éventuellement pendant une opération chirurgicale. Ces moyens de stockage MS peuvent se présenter sous n'importe quelle forme, comme par exemple une mémoire (éventuellement logique). On notera que dans une variante les moyens de stockage MS peuvent être externes au module de traitement MT,
25 voire même au dispositif D.

Lorsque les images ultrasonores IU sont de type 2D et qu'elles sont obtenues pendant l'opération, le module de traitement MT doit les traiter « à la volée ». Plus précisément, il les reçoit en provenance de l'appareil d'échographie EA2 et commence par construire une image ultrasonore 3D à
30 partir des premières données qui définissent un groupe d'images ultrasonores 2D. A ce stade, les intensités associées à chacun des voxels de l'image ultrasonore 3D sont généralement comprises dans l'intervalle de valeurs [0, 255]. Par conséquent, pour construire une seconde carte de probabilité le

module de traitement MT doit transformer l'intensité de chaque voxel de cette image ultrasonore 3D en une probabilité de faire partie d'une structure d'intérêt comprise entre 0 et 1. Cette transformation constitue une normalisation.

5 Il est important de noter que le type des structures d'intérêt d'une seconde carte est choisi identique à celui de la première carte (éventuellement intermédiaire) correspondante (stockée dans la mémoire MS). Par conséquent, les structures d'intérêt d'une seconde carte sont soit hyper échogènes lorsqu'elles correspondent à des voxels dont la probabilité
10 est voisine de un (1), soit hypo échogènes lorsqu'elles correspondent à des voxels dont la probabilité est voisine de zéro (0).

Dans ce qui suit, on considère à titre d'exemple illustratif et non limitatif que les structures d'intérêt sont hyper échogènes.

Par exemple, et comme illustré, le module de traitement MT peut
15 comporter un deuxième sous-module SM2 chargé de construire chaque seconde carte à partir des secondes données qui définissent un groupe d'images ultrasonores 2D (IU).

La deuxième fonction du module de traitement MT consiste à estimer une transformation de recalage TR qui permet de passer de l'une des
20 première et seconde cartes (qui correspondent à une même portion de région) à l'autre en maximisant pour chacune de leurs parties élémentaires (ici des voxels $X(x,y,z)$) la probabilité conjointe qu'elle appartienne à une même structure d'intérêt.

Habituellement, l'objectif est de caler la seconde carte (ultrasonore)
25 par rapport à la première carte (résonance magnétique) correspondante.

Lorsque l'on dispose d'une première carte intermédiaire (résonance magnétique) et qu'il faut passer d'une seconde carte à une première carte, le module de traitement MT doit extraire de cette première carte intermédiaire les données constituant la partie qui correspond à la portion de région qui est
30 représentée par la seconde carte (ultrasonore), et constituer la première carte avec ces données extraites. Pour ce faire, il est par exemple alimenté avec des informations de positionnement préalablement obtenues au moyen de l'équipement de navigation EN.

Ces informations de positionnement sont généralement des amers qui ont été associés par le chirurgien (ou un opérateur), lors d'une phase de navigation pré-opératoire au moyen de l'équipement de navigation EN, à des structures caractéristiques apparaissant dans l'image par résonance magnétique 3D.

Grâce à ces informations de positionnement il est possible de constituer à partir d'une première carte intermédiaire une première carte représentant sensiblement la portion de la région représentée par la seconde carte. Pour ce faire, on peut par exemple utiliser des amers géométriques ponctuels après avoir effectué une optimisation de la transformation par une méthode aux moindres carrés.

Par exemple, et comme illustré, le module de traitement MT peut comporter un troisième sous-module SM3 chargé de construire chaque première carte à partir d'une première carte intermédiaire (éventuellement stockée dans la mémoire MS), des informations de positionnement et de la seconde carte correspondante.

La transformation de recalage TR à déterminer peut être soit rigide soit non rigide.

Par exemple, on peut utiliser la transformation de recalage TR rigide ou non rigide donnée par la relation (3) de l'annexe, dans laquelle $p(X \in \Phi_{IU}, T(X) \in \Phi_{IM})$ est la probabilité conjointe que le voxel $X(x,y,z)$ appartienne à une même structure d'intérêt dans les première et seconde cartes, $T(X)$ désigne le voxel $X(x,y,z)$ dans la première carte (issue de la première carte intermédiaire et donc de l'image par résonance magnétique 3D), Φ_{IU} désigne la portion de région représentée par la seconde carte, et Φ_{IM} désigne la portion de région représentée par la première carte.

La probabilité que le voxel $X(x,y,z)$ appartienne à une structure d'intérêt de la seconde carte étant indépendante de la probabilité que le voxel $T(X)$ appartienne à une structure d'intérêt de la première carte, alors la probabilité conjointe $p(X \in \Phi_{IU}, T(X) \in \Phi_{IM})$ peut se réécrire comme indiqué par la relation (4) de l'annexe, dans laquelle $p_{IU}(X \in \Phi_{IU})$ est la probabilité que le voxel $X(x,y,z)$ appartienne à une structure d'intérêt de la seconde carte et $p_{IM}(T(X) \in \Phi_{IM})$ est la probabilité que le voxel $T(X)$ appartienne à une structure

d'intérêt de la première carte.

Par conséquent, l'expression de la transformation TR (donnée par la relation (3) de l'annexe) peut se réécrire comme indiqué par la relation (5) de l'annexe.

- 5 Afin de maximiser cette transformation TR, le module de traitement MT doit donc disposer de la probabilité $p_{IU}(X \in \Phi_{IU})$ associée à chaque voxel de la seconde carte et de la probabilité $p_{IM}(T(X) \in \Phi_{IM})$ associée à chaque voxel de la première carte correspondante.

- 10 La détermination des probabilités $p_{IU}(X \in \Phi_{IU})$ que les voxels X appartiennent à des structures d'intérêt de la deuxième carte (et donc de l'image ultrasonore 3D) peut par exemple être effectuée par le deuxième sous-module SM2. Pour ce faire, la probabilité qu'un voxel X de l'image ultrasonore 3D appartienne à une structure d'intérêt peut par exemple être choisie égale au rapport entre son intensité et 2^n , où n est égal au nombre de bits de l'image ultrasonore 3D afin de ré-étaler les intensités dans l'intervalle [0,1], soit :

$$p_{IU}(X \in \Phi_{IU}) = U(X)/2^n.$$

où U(X) désigne l'intensité du voxel X(x,y,z) de l'image ultrasonore 3D.

- 20 Par ailleurs, la détermination des probabilités $p_{IM}(T(X) \in \Phi_{IM})$ que les voxels T(X) appartiennent à des structures d'intérêt de l'image par résonance magnétique 3D peut par exemple être effectuée par le troisième sous-module SM3. Pour ce faire, la probabilité qu'un voxel X de la première carte intermédiaire appartienne à une structure d'intérêt de l'image par résonance magnétique 3D peut par exemple être choisie en fonction de la valeur de sa courbure moyenne locale et d'informations auxiliaires IA relatives à la portion de la région du corps considérée.

- 30 Ces informations auxiliaires IA sont par exemple déterminées par le chirurgien (ou l'opérateur) dans une phase pré-opératoire, par exemple celle (appelée segmentation manuelle) qui est effectuée au moyen de l'équipement de navigation EN. Elles constituent par exemple des informations a priori ($\Psi(X)$) sur des structures pathologiques caractéristiques M2 contenues dans la région concernée. Par exemple, on peut attribuer une valeur de $\Psi(X)$

élevée (proche de 1) à chaque voxel d'une structure hyper échogène telle qu'un cavernome ou un gliome de bas grade, et on peut attribuer une valeur de $\Psi(X)$ faible (proche de 0) à chaque voxel d'une structure hypo échogène telle qu'une nécrose ou un kyste.

5 Par exemple si l'on considère qu'une structure hyper échogène est homogène, on peut alors attribuer une valeur $\Psi(X)$ égale à 1 à chaque voxel X qui la représente. De même, si l'on considère qu'une structure hypo échogène est homogène, on peut alors attribuer une valeur $\Psi(X)$ égale à 0 à chaque voxel X qui la représente.

10 A titre d'exemple non limitatif, la probabilité qu'un voxel X de la première carte appartienne à une structure d'intérêt peut être définie par les relations (6) de l'annexe, dans lesquelles $M1$ désigne une structure caractéristique non pathogène dont chaque valeur de M_{lv} correspond à une courbure moyenne négative, et n est égal au nombre de bits de l'image par
15 résonance magnétique 3D (et donc de la première carte intermédiaire).

Cela revient à déterminer les courbures moyennes locales M_{lv} d'une région en masquant les zones pathologiques $M2$, puis à ne conserver que les valeurs positives des M_{lv} et enfin à rajouter les informations auxiliaires ($\Psi(X)$ ou IA) relatives aux zones pathologiques $M2$. De ce fait, les probabilités $p_{IM}(X \in \Phi'_{IM})$ que les voxels X appartiennent à des structures d'intérêt de l'image par
20 résonance magnétique 3D (et donc de la première carte intermédiaire) peuvent être éventuellement déterminées à l'avance, par exemple par le premier sous-module $SM1$, à partir de ladite première carte intermédiaire (et plus précisément des valeurs des courbures moyennes locales) et des
25 informations auxiliaires IA (ou $\Psi(X)$) relatives à la portion de la région du corps considérée. Ces probabilités $p_{IM}(X \in \Phi'_{IM})$ (où Φ'_{IM} désigne la région du corps représentée par l'image par résonance magnétique 3D) constituent alors une première carte de probabilité intermédiaire qui peut être stockée dans la mémoire MS par le premier sous-module $SM1$.

30 Dans ce cas, lorsque le module de traitement MT a besoin d'une première carte correspondant à une seconde carte, il doit tout d'abord accéder à la mémoire MS afin de récupérer la première carte intermédiaire correspondante. Puis, il construit la première carte à partir de cette première

carte intermédiaire, des informations de positionnement (éventuellement fournies par l'équipement de navigation EN), et de la portion de région qui est représentée par la seconde carte concernée.

Une fois que le module de traitement MT dispose des première et
5 seconde cartes de probabilité, il est alors en mesure de maximiser la transformation de recalage TR (fonction de la probabilité conjointe). Toute technique connue de l'homme de l'art peut être utilisée à cet effet. A titre d'exemple non limitatif, on peut par exemple utiliser une fonction
10 d'optimisation qui n'implique pas le calcul des dérivées partielles de la fonction objective de mise en correspondance (telle que celle dite « simplex avec un schéma à multi-résolutions »), ou bien une fonction d'optimisation de type dit « Powell ».

Il est rappelé que la fonction d'optimisation simplex, bien connue de l'homme de l'art, permet d'estimer les paramètres optimaux qui maximisent ou
15 minimisent une fonction objective. Elle repose sur un algorithme itératif de programmation linéaire qui permet, dans le cas présent, d'estimer les paramètres de la transformation 3D TR (au nombre de six dans le cas rigide) qui maximisent la probabilité conjointe définie dans l'équation (4).

Puis, une fois que la transformation de recalage TR a été maximisée,
20 le module de traitement MT utilise sa troisième fonction. Cette dernière consiste à recalculer les structures d'intérêt de l'une des première et seconde cartes par rapport à celles de l'autre au moyen de la transformation de recalage TR maximisée. Comme indiqué précédemment, on recalcule généralement la seconde carte (ultrasonore) par rapport à la première carte
25 (résonance magnétique) (l'inverse est aussi possible), afin de délivrer une image recalée IR exploitable par le chirurgien (ou un opérateur).

Par exemple, et comme illustré, le module de traitement MT peut comporter un quatrième sous-module SM4 chargé de maximiser la transformation de recalage TR et de procéder au recalage d'image au moyen
30 de cette dernière.

Le dispositif de traitement D est préférentiellement réalisé sous la forme de modules logiciels (ou informatiques (ou « software »)). Mais il peut également se présenter sous la forme de circuits électroniques (ou

« hardware »), ou d'une combinaison de circuits et de logiciels.

L'invention ne se limite pas aux modes de réalisation de dispositif de traitement décrits ci-avant, seulement à titre d'exemple, mais elle englobe toutes les variantes que pourra envisager l'homme de l'art dans le cadre des

5 revendications ci-après.

ANNEXE

(1)

$$Mlvv(V(X)) = -\frac{1}{2\|w\|^2} \left[\begin{aligned} &\frac{\partial V(X)^2}{\partial x} \left(\frac{\partial^2 V(X)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 V(X)}{\partial z^2} \right) - 2 \frac{\partial V(X)}{\partial y} \frac{\partial V(X)}{\partial z} \frac{\partial^2 V(X)}{\partial y \partial z} + \\ &\frac{\partial V(X)^2}{\partial y} \left(\frac{\partial^2 V(X)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V(X)}{\partial z^2} \right) - 2 \frac{\partial V(X)}{\partial x} \frac{\partial V(X)}{\partial z} \frac{\partial^2 V(X)}{\partial x \partial z} + \\ &\frac{\partial V(X)^2}{\partial z} \left(\frac{\partial^2 V(X)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V(X)}{\partial y^2} \right) - 2 \frac{\partial V(X)}{\partial x} \frac{\partial V(X)}{\partial y} \frac{\partial^2 V(X)}{\partial x \partial y} + \end{aligned} \right]$$

5

$$(2) \quad \|w\|^2 = \left[\frac{\partial V(X)^2}{\partial x} + \frac{\partial V(X)^2}{\partial y} + \frac{\partial V(X)^2}{\partial z} \right]$$

$$(3) \quad TR = \arg \max_T \int_{\Omega} p(X \in \Phi_{IU}, T(X) \in \Phi_{IM}) dX$$

$$10 \quad (4) \quad p(X \in \Phi_{IU}, T(X) \in \Phi_{IM}) = p_{IU}(X \in \Phi_{IU}) \cdot p_{IM}(T(X) \in \Phi_{IM})$$

$$(5) \quad TR = \arg \max_T \int_{\Omega} p_{IU}(X \in \Phi_{IU}) \cdot p_{IM}(T(X) \in \Phi_{IM}) dX$$

$$(6) \quad p_{IM}(T(X) \in \Phi_{IM}) = \begin{cases} \frac{Mlvv(V(X))}{2^n} & \text{si } X \in M1 \\ \Psi(X) & \text{si } X \in M2 \\ 0 & \text{dans tous les autres cas} \end{cases}$$

REVENDEICATIONS

1. Dispositif (D) de traitement de données constituant des images de portion(s) d'un corps, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de
5 traitement (MT) agencés, en présence de premières données représentatives de parties élémentaires d'image(s) obtenue(s) par résonance magnétique dans une région d'un corps et de secondes données représentatives de parties élémentaires d'image(s) obtenue(s) par ultrasons dans une portion de ladite région, pour i) construire des première et seconde cartes de probabilité
10 d'appartenance des parties élémentaires à des structures d'intérêt de ladite portion de région en fonction au moins des intensités qui leurs sont associées et qui sont respectivement définies par lesdites premières et secondes données, ii) estimer une transformation permettant de passer de l'une desdites première et seconde cartes à l'autre en maximisant pour chacune de
15 leurs parties élémentaires la probabilité conjointe qu'elle appartienne à une même structure d'intérêt, et iii) recalibrer les structures d'intérêt de l'une desdites première et seconde cartes par rapport à celles de l'autre au moyen de ladite transformation.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits
20 moyens de traitement (MT) sont agencés pour maximiser pour chaque partie élémentaire une probabilité conjointe fonction du produit de la probabilité qu'elle appartienne à une structure d'intérêt de(s) image(s) par résonance magnétique par le produit de la probabilité qu'elle appartienne à une structure d'intérêt de(s) image(s) ultrasonore(s) correspondantes.

25 3. Dispositif selon l'une des revendications 1 et 2, caractérisé en ce qu'en présence d'images ultrasonores bidimensionnelles, lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour construire ladite seconde carte en constituant des premières données définissant une image ultrasonore tridimensionnelle à partir des premières données définissant lesdites images
30 ultrasonores bidimensionnelles, puis en transformant l'intensité de chaque partie élémentaire de ladite image ultrasonore tridimensionnelle en une probabilité de faire partie d'une structure d'intérêt comprise entre 0 et 1.

4. Dispositif selon la combinaison des revendications 2 et 3,

caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour déterminer pour chaque partie élémentaire de ladite seconde carte la probabilité d'appartenance à une structure d'intérêt égale au rapport entre son intensité et 2^n , où n est égal au nombre de bits de(s) image(s) ultrasonore(s).

5 5. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'en présence d'une image par résonance magnétique tridimensionnelle représentant une région incluant la portion représentée par lesdites secondes données, lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour construire une première carte intermédiaire en déterminant pour chaque partie
10 élémentaire de ladite image par résonance magnétique tridimensionnelle une courbure moyenne locale de la valeur d'intensité, puis pour construire ladite première carte à partir des courbures moyennes locales de ladite première carte intermédiaire et d'informations auxiliaires relatives à ladite région du corps.

15 6. Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour extraire de ladite première carte intermédiaire la partie qui correspond à la portion de région représentée par ladite seconde carte en fonction d'informations de positionnement obtenues au moyen d'un équipement de navigation (EN).

20 7. Dispositif selon l'une des revendications 5 et 6, caractérisé en ce que ladite probabilité d'appartenance à une structure d'intérêt est égale soit au rapport entre la courbure moyenne locale d'une partie élémentaire de ladite première carte intermédiaire et 2^n , si elle appartient à une zone saine et si ladite courbure moyenne locale est positive, n étant égal au nombre de bits
25 de l'image par résonance magnétique tridimensionnelle, soit à un paramètre constituant une information auxiliaire attribuée à la partie élémentaire correspondante de l'image par résonance magnétique tridimensionnelle, consécutivement à la détermination desdites informations de positionnement, si elle appartient à une zone pathologique, soit encore à zéro dans tous les
30 autres cas.

8. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour maximiser ladite probabilité conjointe au moyen d'une fonction d'optimisation n'impliquant pas

le calcul des dérivées partielles de la fonction objective de mise en correspondance.

9. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour estimer une
5 transformation de recalage rigide.

10. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour estimer une transformation de recalage non rigide.

11. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisé en ce
10 que lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour construire des première et seconde cartes de probabilité d'appartenance à des structures d'intérêt dites hyper échogènes.

12. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement (MT) sont agencés pour construire des
15 première et seconde cartes de probabilité d'appartenance à des structures d'intérêt dites hypo échogènes.

13. Utilisation du dispositif de traitement (D) selon l'une des revendications précédentes pour le traitement d'images de portion(s) de corps propre(s) à faire l'objet d'opérations de neurochirurgie assistée par des
20 images.

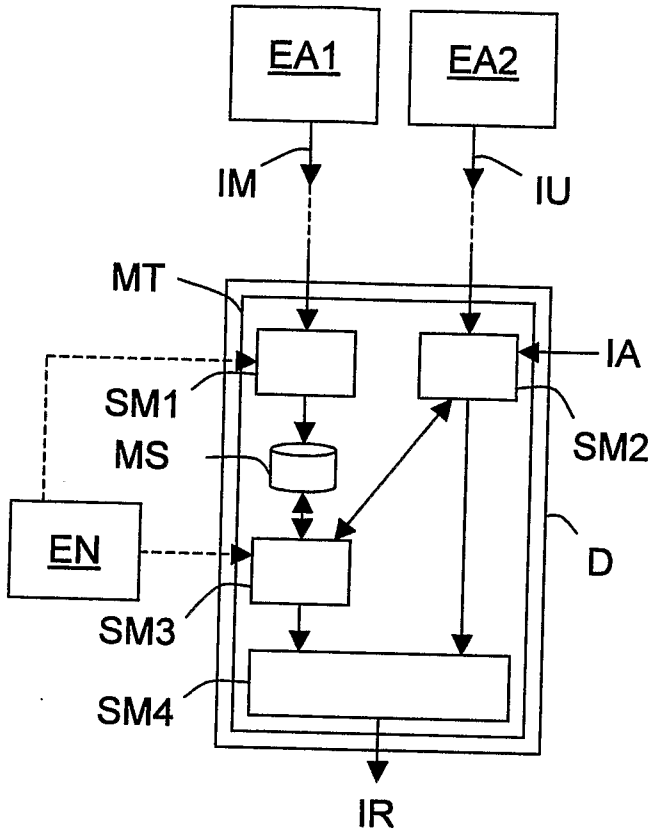


Figure unique

专利名称(译)	用于匹配通过磁共振和超声波获得的身体的相同部分的图像的图像处理装置		
公开(公告)号	EP2137695A2	公开(公告)日	2009-12-30
申请号	EP2008787840	申请日	2008-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	法国国家信息与自动化研究所		
申请(专利权)人(译)	INRIA INSTITUT 巴黎国家 EN INFORMATIQUE ET EN AUTOMATIQUE		
当前申请(专利权)人(译)	INRIA INSTITUT 巴黎国家 EN INFORMATIQUE ET EN AUTOMATIQUE		
[标]发明人	COUPE PIERRICK BARILLOT CHRISTIAN MORANDI XAVIER HELLIER PIERRE		
发明人	COUPE, PIERRICK BARILLOT, CHRISTIAN MORANDI, XAVIER HELLIER, PIERRE		
IPC分类号	G06T7/00 A61B5/05 G06T5/50 A61B8/13		
CPC分类号	G06K9/32 G06T5/50 G06T7/32 G06T7/35 G06T7/38 G06T2207/10088 G06T2207/10136 G06T2207/20076 G06T2207/30016		
优先权	2007002386 2007-04-02 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明，设备 (D) 专用于处理由身体的一部分或多个部分的图像组成的数据，该设备 (D) 包括能够在存在第一数据代表的情况下处理装置 (MT) 通过在身体区域中的磁共振获得的图像的基本部分和在该区域的一部分中通过超声波获得的图像的基本部分的第二数据： i) 产生第一和第二图的概率。基本部分属于该区域部分的感兴趣结构，至少基于与其相关的强度并分别由第一和第二数据定义； ii) 估计从第一和第二映射之一转移到另一个映射的转换，同时为它们的每个基本部分最大化它属于相同的感兴趣结构的连接概率； iii) 通过转换重置第一和第二映射之一的感兴趣结构相对于另一个映射的感兴趣结构。