

(19)



(11)

EP 2 131 326 B1

(12)

EUROPEAN PATENT SPECIFICATION

(45) Date of publication and mention of the grant of the patent:
13.02.2013 Bulletin 2013/07

(51) Int Cl.:
G06T 7/00 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(21) Application number: **09007286.9**

(22) Date of filing: **02.06.2009**

(54) Registration of CT image onto ultrasound images

Registrierung eines CT-Bild mit Ultraschallbildern

Recalage d'une image de tomodensitométrie sur images à ultrasons

(84) Designated Contracting States:
AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO SE SI SK TR

(30) Priority: **04.06.2008 KR 20080052652**

(43) Date of publication of application:
09.12.2009 Bulletin 2009/50

(73) Proprietors:
 • **Samsung Medison Co., Ltd. Gangwon-do (KR)**
 • **Korea Advanced Institute of Science and Technology Daejeon 305-338 (KR)**

(72) Inventors:
 • **Hyun, Dong Gyu Seoul 135-851 (KR)**
 • **Ra, Jong Beom Daejeon 30-762 (KR)**
 • **Lee, Duhgoon Daejeon 302-170 (KR)**
 • **Nam, Woo Hyun Busan 616-806 (KR)**
 • **Kang, Dong-Goo Suwon-si, yeonggi-do 441-400 (KR)**

(74) Representative: **Schmid, Wolfgang Lorenz & Kollegen Patentanwälte Partnerschaftsgesellschaft Alte Ulmer Strasse 2 89522 Heidenheim (DE)**

(56) References cited:

- **SHENG XU ET AL: "Closed-Loop Control in Fused MR-TRUS Image-Guided Prostate Biopsy", 29 October 2007 (2007-10-29), MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION À MICCAI 2007; [LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE], SPRINGER BERLIN HEIDELBERG, BERLIN, HEIDELBERG, PAGE(S) 128 - 135, XP019081674, ISBN: 978-3-540-75756-6 * abstract ** figure 1 ** section 2 ***
- **XISHI HUANG ET AL: "Dynamic 3D Ultrasound and MR Image Registration of the Beating Heart", 1 January 2005 (2005-01-01), MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION - MIC CAI 2005 LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE;; LNCS, SPRINGER, BERLIN, DE, PAGE(S) 171 - 178, XP019021752, ISBN: 978-3-540-29326-2 * abstract * * section 2 ***
- **BLACKALL J M ET AL: "ALIGNMENT OF SPARSE FREEHAND 3-D ULTRASOUND WITH PREOPERATIVE IMAGES OF THE LIVER USING MODELS OF RESPIRATORY MOTION AND DEFORMATION", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 24, no. 11, 1 November 2005 (2005-11-01), pages 1405-1416, XP001240918, ISSN: 0278-0062, DOI: 10.1109/TMI.2005.856751**
- **LINDSETH FRANK ET AL: "Multimodal image fusion in ultrasound-based neuronavigation: improving overview and interpretation by integrating preoperative MRI with intraoperative 3D ultrasound", COMPUTER AIDED SURGERY, TAYLOR & FRANCIS INC., PHILADELPHIA, PA, US, vol. 8, no. 2, 1 January 2003 (2003-01-01), pages 49-69, XP002481510, ISSN: 1092-9088, DOI: 10.3109/10929080309146040**

Note: Within nine months of the publication of the mention of the grant of the European patent in the European Patent Bulletin, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to that patent, in accordance with the Implementing Regulations. Notice of opposition shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

EP 2 131 326 B1

Description**TECHNICAL FIELD**

[0001] The present disclosure relates to image registrations, and more particularly to the registration of a computerized-tomography (CT) image onto ultrasound images.

BACKGROUND

[0002] Surgical treatment using a medical needle such as ablator or biopsy has decently become popular due to relatively small incisions made in such a procedure. The surgical treatment is performed by inserting the medical needle into an internal region of a human body while referring to an internal image of the human body. Such surgical treatment, which is performed while observing internal organs of the human body with the help of a diagnostic imaging system, is referred to as an interventional treatment. The interventional treatment is performed by directing the medical needle to the lesion to be treated or examined through a skin with reference to images during the treatment. The images are acquired by employing a computerized tomography (CT) scanner generally used in a radiology department or a magnetic resonance imaging (MRI) system. Compared to a normal surgical treatment requiring relatively wide incisions to open the lesion, the interventional treatment has the advantages of low costs and obtaining effective operation results. This is because general anesthesia is not necessary for the interventional treatment and patients are subjected to less pain while benefiting from rapid recovery.

[0003] However, the CT has problems since it is difficult to obtain an image in real time. Further, an operator and a patient may be exposed to radiation for a long time during the interventional treatment. Compared to the interventional treatment using the CT, an ultrasound diagnostic system may obtain an image in real time and is relatively harmless. However, it is difficult to examine all the lesions of a patient through the ultrasound image. Also, since a viewing angle of the ultrasound diagnostic system is relatively narrow, only a portion of a lesion may be obtained. That is, neighboring regions, which are used for tracing a path of the lesion, cannot be obtained with the target object. Further, a signal to noise ratio of the ultrasound image is low. Thus, it is not possible to practice the interventional treatment with mere reference to ultrasound images.

[0004] The article "Closed-Loop Control in Fused MR-TRUS Image-Guided Prostate Biopsy" by Sheng Xu et al. discloses registering a preoperative CT image with intraoperative US images. The intraoperative ultrasound image is first registered to a preoperative US image which has been mapped to the preoperative CT image during an offline phase.

SUMMARY

[0005] Embodiment for registering a CT image onto ultrasound images are disclosed. In one embodiment, a system for registering a computerized tomography (CT) image to ultrasound images is defined in claim 1.

[0006] In another embodiment, a method of registering a computerized tomography (CT) image to ultrasound images is defined in claim 9.

[0007] The Summary is provided to introduce a selection of concepts in a simplified form that are further described below in the Detailed Description. This Summary is not intended to identify key or essential features of the claimed subject matter, nor is it intended to be used in determining the scope of the claimed subject matter.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS**[0008]**

FIG. 1 is a block diagram showing an illustrative embodiment of a system for registering a CT image to ultrasound images.

FIG. 2 is a schematic diagram showing an example of a probe placed over a patient.

FIG. 3 is a flowchart showing a procedure of establishing registration functions.

FIG. 4 is a schematic diagram showing an example of registration of a CT image onto ultrasound images.

FIG. 5 is a flowchart showing an example of establishing a local registration function. FIG. 6 is a schematic diagram showing an example of probe movement between a preoperative stage and an intraoperative stage.

FIG. 7 is a schematic diagram showing an example of displaying a real-time ultrasound image and an ultrasound-CT registered image.

DETAILED DESCRIPTION

[0009] A detailed description may be provided with reference to the accompanying drawings. One of ordinary skill in the art may realize that the following description is illustrative only and is not in any way limiting. Other embodiments of the present invention may readily suggest themselves to such skilled persons having the benefit of this disclosure. In one embodiment, ultrasound-computerized tomography (CT) image registration will be described. As depicted in FIG. 1, a system 100 may include an ultrasound image forming unit 110 and a CT image forming unit 120. The ultrasound image forming unit 110 may include a probe (not shown) for transmitting and receiving ultrasound signals.

[0010] At a preoperative stage, the ultrasound image forming unit 110 may be configured to sequentially form ultrasound images at a predetermined interval. For example, the ultrasound image forming unit 110 may be configured to repeat forming the ultrasound image during

a first period while the probe is placed at a first position on a target object. The CT image forming unit 120 may form a CT image of the target object. In one embodiment, the CT image may be obtained at the maximum inspiration.

[0011] The system 100 may further include a registration unit 130 that may be configured to register the CT image to each of the ultrasound images. The registered CT-ultrasound images may be stored in a storage unit 140. At an intraoperative stage, the probe may be moved to a second position adjacent to the first position.

[0012] The system 100 may further include a calibration unit 150 for establishing a rigid motion calibration function to calibrate the probe movement from the first position to the second position. The calibration function may be applied to the registered ultrasound-CT images.

[0013] In one embodiment, the ultrasound image forming unit 110 may be configured to consecutively form 3-dimensional ultrasound images $I_{US}(t_i)$ representative of the target object at a predetermined interval, wherein i is a positive integer and $1 \leq i \leq N$, during a half respiratory cycle representing from the inspiration up to the expiration at the preoperative stage. The CT image forming unit 120 may be also configured to provide the CT image I_{CT} at the preoperative stage. The ultrasound image forming unit 110 may form the 3-dimensional ultrasound image $I_{US}(t_i)$ at the brightness-mode (B-mode). The ultrasound image forming unit 110 may form the 3-dimensional ultrasound images $I_{US}(t_i)$ while the probe PB is fixed at the first position on a patient P, as illustrated in FIG 2.

[0014] In one embodiment, the target object may be a liver, which may be moved according to the respiration. For example, the liver may move about 30 mm for a half respiratory cycle (about 2 seconds) on average. Assuming that a permissible error for the ultrasound-CT registration is 2 mm, a required volume rate of the 3-dimensional ultrasound images may be over $1/[2mm \times (2s/30mm)] \approx 8vol/s$. That is, the required number of the volumes obtained for the half respiratory cycle, i.e., the required number of the 3-dimensional ultrasound images $I_{US}(t_i)$, may be over 16.

[0015] Hereinafter, an operation of the registration unit 130 will be described by referring to FIGS. 3 and 4. Once the ultrasound image forming unit 110 completes the formation of the 3-dimensional ultrasound images $I_{US}(t_i)$ and the CT image forming unit 120 provides the CT image I_{CT} at block 310-330, a transform T for the registration of the CT image I_{CT} to the 3-dimensional ultrasound images $I_{US}(t_i)$ is initialized at block 340. In one embodiment, the initial transform $T_{initial}(t_i)$ may be set to a transform $T(t_{i-1})$ previously used to register a CT image I_{CT} onto an ultrasound image $I_{US}(t_i)$. That is, the previous transform $T(t_{i-1})$ may be used as a current transform $T(t_i)$ for the ultrasound-CT registration. The transform $T(t_i)$ at subsequent respiration intervals may be similar to each other. Thus, if the previous transform $T(t_{i-1})$ resulting from the previous registration is used as the current transform $T(t_i)$, then it may be advantageous for an appropriate and robust final

transform.

[0016] After initializing the transform $T_{initial}(t_i)$, affine registration may be carried out for each interval of the respiration at block 350. In order to perform the affine registration, a set of common feature points may be first extracted from the ultrasound images $I_{US}(t_i)$ and the CT image I_{CT} . Then, an affine transform function T_{affine} may be established with the iterative closest point (ICP) algorithm using the set of the feature points. Referring once again to FIG. 3, after performing the affine registration at block 350, local registration for predicting a local motion, which may not be predicted through the affine registration, may be carried out at block 360.

[0017] Referring to FIG. 5, for the local registration of the CT image onto the ultrasound images in one embodiment, diaphragm extraction and vessel segmentation may be carried out upon the CT image at blocks 401 and 402. Further, a masking process for selecting boundary regions is carried out based on the information obtained through the diaphragm extraction and the vessel segmentation at block 403. Gradient vectors may be extracted from the masked CT image and the B-mode ultrasound images at block 404 and 405. The similarity may be measured based on the gradient vectors and brightness values obtained from each image to perform the local registration at block 406 and to obtain a local transform function T_{local} at block 407. The local transform function T_{local} may be defined by using the B-spline free-form deformation (FFD).

[0018] The smoothness constraint based on a bending energy of a thin-plate of metal may be imposed so as to plate the local transformation T_{local} .

[0019] Referring to FIG. 3, after performing the local registration at block 360, the affine transform function T_{affine} and the local transform function T_{local} may be summed to obtain a transform function $T(t_i)$ at block 370. The CT image I_{CT} may be transformed by using the transform function $T(t_i)$ to obtain a CT image registered onto the ultrasound image $I_{CT}(t_N)$ ("ultrasound-CT registered image") at each interval of the respiration. The ultrasound-CT registered images $I_{CT}(t_N)$ at respective intervals of the respiration may be stored in the storage unit 140. The above process 320-370 may be repeatedly carried out upon all the ultrasound images obtained at the preoperative stage. At the intraoperative stage, once the probe placed at the first position A at the preoperative stage is moved to the second position B adjacent to the first position A as shown in FIG 6, a rigid motion calibration function T_{rigid} may be established for calibrating a position difference between the first position A and the second position B. In one embodiment, an ultrasound image obtained at the maximum inspiration at the preoperative stage may be set to a reference ultrasound image. The calibration unit 150 may be configured to measure similarities of the reference ultrasound image to the ultrasound images obtained at the preoperative stage. A first candidate image and a second candidate image may be selected based on the order of the meas-

ured similarities among the ultrasound images obtained at the respective intervals of the respiration.

[0020] The calibration unit 150 may be configured to use the reference ultrasound image, the first candidate image and the second candidate image to determine a rigid transformation parameter, which produces maximal similarity, to thereby establish a calibration function T_{rigid} . The calibration function T_{rigid} may be applied to the ultrasound images obtained at the preoperative stage and the ultrasound-CT registered images to perform the calibration of the probe movement.

[0021] At the intraoperative stage, real-time ultrasound images may be acquired. Further, ultrasound images, which are most similar to the real-time ultrasound images $I_{\text{US-REAL}}(t)$, may be selected among the ultrasound images with the probe movement calibrated.

[0022] An ultrasound-CT registered image corresponding to the selected ultrasound image may be retrieved. The real-time ultrasound image $I_{\text{US-REAL}}(t)$ and the retrieved ultrasound-CT registered image $I_{\text{CT}}(x, t_N)$ may be displayed at the same time on a display unit 160, as shown in FIG. 7. In one embodiment, the display unit 160 may display the real-time ultrasound image and the ultrasound-CT registered image with superimposed or fused.

[0023] In one embodiment, the rigid motion calibration function is applied to the ultrasound images obtained at the preoperative stage and the registered images by considering the probe movement at the preoperative stage and the intraoperative stage. However, if the position of the probe is not changed at the preoperative stage and the intraoperative stage, then the application of the rigid motion calibration function may be omitted.

[0024] In another embodiment, the calibration unit 150 may be configured to select ultrasound images in the order of the measured similarity among the ultrasound images obtained at the respective intervals of the respiration. The calibration unit 150 may be configured to retrieve the ultrasound-CT registered image corresponding to the respective selected ultrasound images. The calibration unit 150 may be configured to perform interpolation upon the retrieved ultrasound-CT registered images. The display unit 160 may display the real-time ultrasound images obtained at the intraoperative stage together with the interpolated ultrasound-CT registered images.

[0025] Although embodiments have been described with reference to a number of illustrative embodiments thereof, it should be understood that numerous other modifications and embodiments can be devised by those skilled in the art that will fall within the scope of the appended claims. More particularly, numerous variations and modifications are possible in the component parts and/or arrangements of the subject combination arrangement within the scope of the the appended claims.

Claims

1. A system (100) for registering a computerized tomography, CT, image onto ultrasound images, comprising:

an ultrasound image forming unit (110) configured to sequentially form a plurality of first ultrasound images during a first predetermined cycle;

a CT image forming unit (120) configured to form a CT image during the first predetermined cycle; a registration unit (130) configured to transform the CT image to register the CT image onto the first ultrasound images to thereby form ultrasound-CT registered images, which are transformed CT images;

a storage unit (140) configured to store the ultrasound-CT registered images, wherein the ultrasound forming unit (110) is further configured to sequentially form a plurality of second ultrasound images during a second predetermined cycle, and

wherein the registration unit (130) is further configured to measure similarities between the first ultrasound images and the second ultrasound images and retrieve from the storage unit (140) ultrasound-CT registered images each corresponding to the first ultrasound image having a highest similarity to each of the second ultrasound images; and

a display unit (160) configured to display the retrieved ultrasound-CT registered image and the second ultrasound image corresponding to the retrieved ultrasound-CT registered image.

2. The system (100) of Claim 1, wherein the first and second predetermined cycles are a respiratory cycle, the first ultrasound images being formed at a predetermined interval for the respiratory cycle and the CT image being obtained at a maximum inspiration.

3. The system (100) of Claim 2, wherein the registration unit (130) is configured to perform an affine registration of the CT image onto each of the first ultrasound images to thereby obtain an affine transform function; perform a local registration of the CT image onto each of the first ultrasound images to thereby obtain a local transform function; and transform the CT image based on the affine transform function and the local transform function to form the ultrasound-CT registered images, and wherein the registration unit (130) is further configured to perform the affine registration to acquire the affine transform function, extract a set of common feature points from each of the first ultrasound images and the CT image, and obtain the affine transform function with integrated

closest point algorithm using the set of common feature points.

4. The system (100) of Claim 3, wherein the registration unit (130) is further configured to:

perform the local registration of the CT image onto each of the first ultrasound images to obtain the local transform function;
perform diaphragm extraction and vessel segmentation upon the CT image;
perform a masking process to select boundary regions based on results from the diaphragm extraction and the vessel segmentation;
extract gradient vectors and brightness values from the masked CT image and the ultrasound images; and
measure similarities based on the gradient vectors and the brightness values to perform the local registration and to obtain a local transform function.

5. The system (100) of Claim 1, wherein the registration unit (130) is further configured to select two or more ultrasound images from the first ultrasound images in an order of the similarities and retrieve ultrasound-CT registered images each corresponding to each of the selected ultrasound images, the registration unit (130) being further configured to interpolate the retrieved ultrasound-CT registered images to form interpolated ultrasound-CT registered images.

6. The system (100) of Claim 1, wherein the ultrasound image forming unit (110) includes a probe for transmitting and receiving ultrasound signals, the system (100) further comprising a calibration unit (150) configured to establish a calibration function based on a probe movement, wherein the calibration unit is further configured to apply the calibration function to the first ultrasound images and the ultrasound-CT registered images to form calibrated first ultrasound images and ultrasound-CT registered images.

7. The system (100) of Claim 6, wherein the ultrasound image forming unit (110) is configured to form the first ultrasound images when the probe is placed at a first position and the second ultrasound images when the probe is placed at a second position, and wherein the calibration unit is configured to establish the calibration function based on differences between the first and second ultrasound images.

8. The system (100) of Claim 7, wherein the ultrasound forming unit (110) is further configured to form a plurality of third ultrasound images in real time, wherein the registration unit (130) is further configured to measure similarities between the first ultrasound images and the third ultrasound images, se-

lect two or more ultrasound images from the first ultrasound images in an order of the similarities, and retrieve ultrasound-CT registered images corresponding to the selected ultrasound images, the registration unit being further configured to interpolate the retrieved ultrasound-CT registered images to form interpolated ultrasound-CT registered images.

9. A method of registering a computerized tomography, (CT), image to ultrasound images, comprising:

a) sequentially forming a plurality of first ultrasound images during a first predetermined cycle;
b) forming a CT image obtained during the first predetermined cycle;
c) transforming the CT image to register the CT image onto the first ultrasound images to thereby form ultrasound-CT registered images, which are transformed CT images;
d) storing the ultrasound-CT registered images;
e) sequentially forming a plurality of second ultrasound images during a second predetermined cycle;
f) measuring similarities between the first ultrasound images and the second ultrasound images and retrieving the ultrasound-CT registered images, each corresponding to each of the first ultrasound images having highest similarity to the second ultrasound images; and
g) displaying the retrieved ultrasound-CT registered image and the second ultrasound images corresponding to the retrieved ultrasound-CT registered image.

10. The method of Claim 9, wherein the first and second predetermined cycles are a respiratory cycle, the first ultrasound images being formed at a predetermined interval for the respiratory cycle and the CT image being obtained at a maximum inspiration.

11. The method of Claim 10, wherein the c) includes:

c1) performing an affine registration of the CT image onto each of the first ultrasound images to thereby obtain an affine transform function;
c2) performing a local registration of the CT image onto each of the first ultrasound images to thereby obtain a local transform function; and
c3) transforming the CT image based on the affine transform function and the local transform function to form the ultrasound-CT registered images,

wherein the c1) includes: performing the affine registration to acquire the affine transform function; extracting a set of common feature points from each of the first ultrasound images and the CT image; and

obtaining the affine transform function with integrated closet point algorithm using the set of common feature points.

12. The method of Claim 11, wherein the c2) includes: 5

performing the local registration of the CT image onto each of the first ultrasound images to obtain the local transform function;
 performing diaphragm extraction and vessel segmentation upon the CT image; 10
 performing a masking process upon the CT image and the ultrasound images to select boundary regions based on results from the diaphragm extraction and the vessel segmentation;
 extracting gradient vectors and brightness values from the masked CT image and the ultrasound images; and
 measuring a similarity based on the gradient vectors and the brightness values to perform the local registration and to obtain a local transform function. 20

13. The method of Claim 9, further comprising: 25

selecting two or more ultrasound images from the first ultrasound image in an order of the similarity;
 retrieving ultrasound-CT registered images corresponding to the selected ultrasound images; 30
 and
 interpolating the retrieved ultrasound-CT registered images to form interpolated ultrasound-CT registered images. 35

14. The method of Claim 9, further comprising: 40

establishing a calibration function based on a probe movement;
 applying the calibration function to the first ultrasound images and the ultrasound-CT registered images to form calibrated first ultrasound images and ultrasound-CT registered images, 45
 wherein the first ultrasound images are formed when the probe is placed at a first position and the second ultrasound images are formed when the probe is placed at a second position, and wherein the calibration function is established based on differences between the first and second ultrasound images. 50

15. The method of Claim 14, further comprising: 55

forming a plurality of third ultrasound images in real time at an intraoperative stage,
 measuring similarity between the first ultrasound images and the third ultrasound images;
 selecting two or more ultrasound images from

the first ultrasound image in an order of the similarity;
 retrieving ultrasound-CT registered images corresponding to the selected ultrasound images;
 and
 interpolating the retrieved ultrasound-CT registered images to form interpolated ultrasound-CT registered images.

Patentansprüche

1. System (100) zur Registrierung eines Computertomographie-, CT-Bilds auf Ultraschallbilder, welches Folgendes aufweist: 15

eine Ultraschallbilderzeugungseinheit (110), welche dafür vorgesehen ist, sequenziell eine Vielzahl von ersten Ultraschallbildern während eines ersten vorbestimmten Zyklus zu erzeugen;
 eine CT-Bild-Erzeugungseinheit (120), welche dafür vorgesehen ist, ein CT-Bild während des ersten vorbestimmten Zyklus zu erzeugen;
 eine Registriereinheit (130), welche dafür vorgesehen ist, das CT-Bild zu transformieren, um das CT-Bild auf den ersten Ultraschallbildern zu registrieren, um dadurch registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen, die transformierte CT-Bilder sind;
 eine Speichereinheit (140), welche dafür vorgesehen ist, die registrierten Ultraschall-CT-Bilder zu speichern,
 wobei die Ultraschallerzeugungseinheit (110) des Weiteren dafür vorgesehen ist, sequenziell eine Vielzahl von zweiten Ultraschallbildern während eines zweiten vorbestimmten Zyklus zu erzeugen, und
 wobei die Registriereinheit (130) des Weiteren dafür vorgesehen ist, Ähnlichkeiten zwischen den ersten Ultraschallbildern und den zweiten Ultraschallbildern zu messen und von der Speichereinheit (140) registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erlangen, welche jeweils dem ersten Ultraschallbild entsprechen, das eine höchste Ähnlichkeit mit jedem der zweiten Ultraschallbilder aufweist; und
 eine Anzeigeeinheit (160), welche dafür vorgesehen ist, die erlangten registrierten Ultraschall-CT-Bilder und das zweite Ultraschallbild, das dem erlangten registrierten Ultraschall-CT-Bild entspricht, anzuzeigen.

2. System (100) nach Anspruch 1, wobei die ersten und zweiten vorbestimmten Zyklen ein Atemkreislauf sind, wobei die ersten Ultraschallbilder in einem vorbestimmten Intervall für den Atemkreislauf erzeugt werden und das CT-Bild bei einer maximalen Einat-

mung erhalten wird.

3. System (100) nach Anspruch 2, wobei die Registriereinheit (130) dafür vorgesehen ist, eine affine Registrierung des CT-Bilds auf jedes der ersten Ultraschallbilder durchzuführen, um dadurch eine affine Transformationsfunktion zu erhalten; eine lokale Registrierung des CT-Bilds auf jeden der ersten Ultraschallbilder durchzuführen, um dadurch eine lokale Transformationsfunktion zu erhalten; und das CT-Bild basierend auf der affinen Transformationsfunktion und der lokalen Transformationsfunktion zu transformieren, um die registrierten Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen, und wobei die Registriereinheit (130) des Weiteren dafür vorgesehen ist, die affine Registrierung durchzuführen, um die affine Transformationsfunktion zu erlangen, einen Satz gemeinsamer Merkmalspunkte von jedem der ersten Ultraschallbilder und dem CT-Bild zu extrahieren und die affine Transformationsfunktion mit einem integrierten geschlossenen Punkalgorithmus unter Verwendung des Satzes gemeinsamer Merkmalspunkte zu erhalten.
4. System (100) nach Anspruch 3, wobei die Registriereinheit (130) des Weiteren für Folgendes vorgesehen ist:
- Durchführen der lokalen Registrierung des CT-Bilds auf jedes der ersten Ultraschallbilder, um die lokale Transformationsfunktion zu erhalten; Durchführen einer Membranextraktion und einer Gefäßsegmentierung an dem CT-Bild; Durchführen eines Maskierungsverfahrens, um Grenzbereiche basierend auf Ergebnissen von der Membranextraktion und der Gefäßsegmentierung auszuwählen; Extrahieren von Gradientenvektoren und Helligkeitswerten von dem maskierten CT-Bild und den Ultraschallbildern; und Messen von Ähnlichkeiten basierend auf den Gradientenvektoren und den Helligkeitswerten, um die lokale Registrierung durchzuführen und eine lokale Transformationsfunktion zu erhalten.
5. System (100) nach Anspruch 1, wobei die Registriereinheit (130) des Weiteren dafür vorgesehen ist, zwei oder mehr Ultraschallbilder aus den ersten Ultraschallbildern in einer Reihenfolge der Ähnlichkeiten auszuwählen und registrierte Ultraschall-CT-Bilder, die jedem der ausgewählten Ultraschallbilder entsprechen, zu erlangen, wobei die Registriereinheit (130) des Weiteren dafür vorgesehen ist, die erlangten registrierten Ultraschall-CT-Bilder zu interpolieren, um interpolierte, registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen.
6. System (100) nach Anspruch 1, wobei die Ultraschallbilderzeugungseinheit (110) eine Sonde zum Übertragen und Empfangen von Ultraschallsignalen aufweist, wobei das System (100) des Weiteren eine Kalibriereinheit (150) aufweist, die dafür vorgesehen ist, eine Kalibrierfunktion basierend auf einer Sondenbewegung zu erzeugen, wobei die Kalibriereinheit des Weiteren dafür vorgesehen ist, die Kalibrierfunktion an den ersten Ultraschallbildern und den registrierten Ultraschall-CT-Bildern abzuwenden, um kalibrierte erste Ultraschallbilder und registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen.
7. System (100) nach Anspruch 6, wobei die Ultraschallbilderzeugungseinheit (110) dafür vorgesehen ist, die ersten Ultraschallbilder zu erzeugen, wenn die Sonde in einer ersten Position angeordnet ist, und die zweiten Ultraschallbilder zu erzeugen, wenn die Sonde in einer zweiten Position angeordnet ist, und wobei die Kalibriereinheit dafür vorgesehen ist, die Kalibrierfunktion basierend auf Unterschieden zwischen den ersten und zweiten Ultraschallbildern zu erzeugen.
8. System (100) nach Anspruch 7, wobei die Ultraschallbilderzeugungseinheit (110) des Weiteren dafür vorgesehen ist, eine Vielzahl von dritten Ultraschallbildern in Echtzeit zu erzeugen, wobei die Registriereinheit (130) des Weiteren dafür vorgesehen ist, Ähnlichkeiten zwischen den ersten Ultraschallbildern und den dritten Ultraschallbildern zu messen, zwei oder mehr Ultraschallbilder von den ersten Ultraschallbildern in einer Reihenfolge von Ähnlichkeiten auszuwählen und den ausgewählten Ultraschallbildern entsprechende registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erlangen, wobei die Registriereinheit des Weiteren dafür vorgesehen ist, die erlangten registrierten Ultraschall-CT-Bilder zu interpolieren, um interpolierte, registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen.
9. Verfahren zur Registrierung eines Computertomographie-CT-Bilds auf Ultraschallbildern, welches Folgendes aufweist:
- sequenzielles Erzeugen einer Vielzahl von ersten Ultraschallbildern während eines ersten vorbestimmten Zyklus;
 - Erzeugen eines CT-Bilds, welches während des ersten vorbestimmten Zyklus erhalten worden ist,
 - Transformieren des CT-Bilds, um das CT-Bild auf den ersten Ultraschallbildern zu registrieren, um dadurch registrierte Ultraschallbilder zu erzeugen, welche transformierte CT-Bilder sind;
 - Speichern der registrierten Ultraschall-CT-Bilder;
 - sequenzielle Bilden einer Vielzahl von zwei-

- ten Ultraschallbildern während eines zweiten vorbestimmten Zyklus;
- f) Messen von Ähnlichkeiten zwischen den ersten Ultraschallbildern und den zweiten Ultraschallbildern und Erlangen der registrierten Ultraschall-CT-Bilder, von denen jedes jedem der ersten Ultraschallbilder entsprechen, welche die höchste Ähnlichkeit mit den zweiten Ultraschallbildern aufweisen; und
- g) Anzeigen der erlangten registrierten Ultraschall-CT-Bilder und der zweiten Ultraschallbilder, die dem erlangten registrierten Ultraschall-CT-Bild entsprechen.
- 10.** Verfahren nach Anspruch 9, wobei die ersten und zweiten vorbestimmten Zyklen ein Atemkreislauf sind, wobei die ersten Ultraschallbilder in einem vorbestimmten Intervall für den Atemkreislauf erzeugt werden und das CT-Bild bei einer maximalen Einatmung erhalten wird.
- 11.** Verfahren nach Anspruch 10, wobei der Schritt c) Folgendes beinhaltet:
- c1) Durchführen einer affinen Registrierung des CT-Bilds auf jedes der ersten Ultraschallbilder, um dadurch eine affine Transformationsfunktion zu erhalten;
- c2) Durchführen einer lokalen Registrierung des CT-Bilds auf jedes der ersten Ultraschallbilder, um dadurch eine lokale Transformationsfunktion zu erhalten; und
- c3) Transformieren des CT-Bilds basierend auf der affinen Transformationsfunktion und der lokalen Transformationsfunktion, um die registrierten Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen,
- wobei der Schritt c1) Folgendes aufweist: Durchführen der affinen Registrierung, um die affine Transformationsfunktion zu erlangen; Extrahieren eines Satzes gemeinsamer Merkmalspunkte von jedem der ersten Ultraschallbilder und dem CT-Bild; und Erhalten der affinen Transformationsfunktion mit einem integrierten geschlossenen Punktalgorithmus unter Verwendung des Satzes gemeinsamer Merkmalspunkte.
- 12.** Verfahren nach Anspruch 11, wobei der Schritt c2) Folgendes beinhaltet:
- Durchführen der lokalen Registrierung des CT-Bilds auf jedes der ersten Ultraschallbilder, um die lokale Transformationsfunktion zu erhalten; Durchführen einer Membranextraktion und einer Gefäßsegmentierung an dem CT-Bild; Durchführen eines Maskierungsverfahrens an dem CT-Bild und den Ultraschallbildern, um Grenzbereiche, basierend auf Ergebnissen von
- der Membranextraktion und der Gefäßsegmentierung auszuwählen, Extrahieren von Gradientenvektoren und Helligkeitswerten von dem maskierten CT-Bild und den Ultraschallbildern; und Messen einer Ähnlichkeit basierend auf den Gradientenvektoren und den Helligkeitswerten, um die lokale Registrierung durchzuführen, und eine lokale Transformationsfunktion zu erhalten.
- 13.** Verfahren nach Anspruch 9, welches des Weiteren Folgendes aufweist:
- Auswählen von zwei oder mehr Ultraschallbildern aus dem ersten Ultraschallbild in einer Reihenfolge der Ähnlichkeit; Erlangen von registrierten Ultraschall-CT-Bildern, die den ausgewählten Ultraschallbildern entsprechen; und Interpolieren der erlangten registrierten Ultraschall-CT-Bilder, um interpolierte, registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen.
- 14.** Verfahren nach Anspruch 9, welches des Weiteren Folgendes aufweist:
- Erzeugen einer Kalibrierfunktion basierend auf einer Sondenbewegung; Anwenden der Kalibrierfunktion an den ersten Ultraschallbildern und den registrierten Ultraschall-CT-Bildern, um kalibrierte erste Ultraschallbilder und registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen, wobei die ersten Ultraschallbilder erzeugt werden, wenn die Sonde in einer ersten Position angeordnet ist, und die zweiten Ultraschallbilder erzeugt werden, wenn die Sonde in einer zweiten Position angeordnet ist, und wobei die Kalibrierfunktion basierend auf Unterschieden zwischen den ersten und zweiten Ultraschallbildern erzeugt wird.
- 15.** Verfahren nach Anspruch 14, welches des Weiteren Folgendes aufweist:
- Erzeugen einer Vielzahl von dritten Ultraschallbildern in Echtzeit in einem intraoperativen Schritt, Messen einer Ähnlichkeit zwischen den ersten Ultraschallbildern und den dritten Ultraschallbildern; Auswählen von zwei oder mehr Ultraschallbildern aus dem ersten Ultraschallbild in einer Reihenfolge der Ähnlichkeit; Erlangen von registrierten Ultraschall-CT-Bildern, die den ausgewählten Ultraschallbildern entsprechen; und

Interpolieren der erlangten, registrierten Ultraschall-CT-Bilder, um interpolierte, registrierte Ultraschall-CT-Bilder zu erzeugen.

Revendications

1. Système (100) pour enregistrer une image numérique tomographique (CT) sur des images ultrasoniques, comportant :

une unité (110) de formation d'image agencée pour former séquentiellement une pluralité d'images ultrasoniques au cours d'un premier cycle prédéterminé ;

une unité (120) de formation d'image CT configurée pour former une image CT au cours du premier cycle prédéterminé;

une unité d'enregistrement (130) configurée pour transformer l'image CT, enregistrer l'image CT sur les premières images ultrasoniques en vue de former des images ultrasoniques-CT enregistrées qui sont des images CT transformées ;

une unité de mémorisation (140) configurée pour mémoriser les images ultrasoniques-CT enregistrées,

dans lequel, l'unité (110) de formation d'images ultrasoniques est en outre configurée pour former séquentiellement une pluralité de secondes images ultrasoniques au cours d'un second cycle prédéterminé, et

dans lequel, l'unité d'enregistrement (130) est en outre configurée pour mesurer les similarités entre les premières images ultrasoniques et les secondes images ultrasoniques et extraire de l'unité de mémorisation (140) les images ultrasoniques-CT enregistrées, correspondant chacune à la première image ultrasonique ayant la plus grande similarité avec chacune des secondes images ultrasoniques ; et

une unité d'affichage (160) configurée pour afficher les images extraites ultrasoniques-CT enregistrées.

2. Système (100) selon la revendication 1, dans lequel le premier et le second cycles prédéterminés sont des cycles respiratoires, les premières images ultrasoniques étant formées à un intervalle prédéterminé du cycle respiratoire et l'image CT étant obtenue lors de l'inspiration maximale.

3. Système (100) selon la revendication 2, dans lequel l'unité d'enregistrement (130) est configurée pour effectuer un enregistrement affine de l'image CT sur chacune des images ultrasoniques pour obtenir ainsi une fonction de transformation affine; pour effectuer un enregistrement local de l'image CT sur chacune

des premières images ultrasoniques pour obtenir ainsi une fonction de transformation locale ; et pour transformer l'image CT basée sur la fonction de transformation affine et la fonction de transformation locale pour former les images ultrasoniques-CT enregistrées, et dans lequel l'unité d'enregistrement (130) est en outre configurée pour effectuer l'enregistrement affine pour acquérir une fonction de transformation affine, extraire une série de points caractéristiques communs de chacune des premières images ultrasoniques et de l'image CT, et obtenir la fonction de transformation affine avec des algorithmes de points fermés utilisant des séries de points caractéristiques communs.

4. Système (100) selon la revendication 3, dans lequel l'unité d'enregistrement (130) est en outre configurée pour :

effectuer un enregistrement local de l'image CT sur chacune des premières images ultrasoniques pour obtenir une fonction de transformation locale ;

effectuer l'extraction du diaphragme et la segmentation de vaisseau sur l'image CT ;

effectuer un masquage pour sélectionner des zones limites basées sur les résultats de l'extraction de diaphragme et de la segmentation de vaisseau ;

extraire des vecteurs de gradients et des valeurs de luminosité de l'image CT masquée et des images ultrasoniques, et

mesurer les similarités basées sur les vecteurs de gradients et les valeurs de luminosité pour effectuer l'enregistrement local et obtenir la fonction de transformation locale.

5. Système (100) selon la revendication 1, dans lequel l'unité d'enregistrement (130) est en outre configurée pour sélectionner deux ou plusieurs images ultrasoniques par ordre de similarités parmi les premières images ultrasoniques et extraire les images ultrasoniques-CT enregistrées chacune correspondant à chacune des images ultrasoniques sélectionnées, l'unité d'enregistrement (130) étant en outre configurée pour interpoler les images enregistrées ultrasoniques-CT extraites pour constituer des images interpolées ultrasoniques-CT enregistrées.

6. Système (100) selon la revendication 1, dans lequel l'unité de formation d'image ultrasonique (110) comprend une sonde pour transmettre et recevoir des signaux ultrasoniques, le système (100) comprenant en outre une unité de calibrage (150) configurée pour établir une fonction de calibration basée sur le déplacement de la sonde, dans lequel l'unité de calibration est en outre configurée pour appliquer la fonction de calibrage aux premières images ultraso-

- niques et aux images ultrasoniques-CT enregistrées pour former des premières images ultrasoniques calibrées et des images ultrasoniques-CT enregistrées.
7. Système (100) selon la revendication 6, dans lequel l'unité de formation d'image ultrasonique (110) est configurée pour former des premières images ultrasoniques lorsque la sonde est placée dans une première position et des secondes images ultrasoniques lorsque la sonde est placée dans une seconde position, et dans lequel, l'unité de calibration est configurée pour établir la fonction de calibrage basée sur les différences entre les premières et les secondes images ultrasoniques.
8. Système (100) selon la revendication 7, dans lequel l'unité de formation d'images (110) est en outre configurée pour former une pluralité de troisièmes images ultrasoniques en temps réel, dans lequel l'unité d'enregistrement (130) est en outre configurée pour mesurer les similarités entre les premières images ultrasoniques et les troisièmes images ultrasoniques, pour sélectionner par ordre de similarité deux ou plusieurs images ultrasoniques parmi les premières images ultrasoniques, et pour extraire les images ultrasoniques-CT enregistrées correspondant aux images ultrasoniques sélectionnées, l'unité d'enregistrement étant en outre configurée pour interpoler les images enregistrées, ultrasoniques-CT extraites pour former des images enregistrées ultrasoniques-CT interpolées.
9. Procédé pour enregistrer une image numérique de tomographie (CT) en images ultrasoniques, comportant :
- la formation séquentielle d'une pluralité de premières images ultrasoniques pendant un premier cycle prédéterminés ;
 - la formation d'une image CT obtenue au cours du premier cycle prédéterminé ;
 - la transformation de l'image CT en vue de l'enregistrement de l'image CT sur les premières images ultrasoniques en vue de former des images ultrasoniques-CT enregistrées qui sont des images CT transformées ;
 - la mémorisation des images ultrasoniques-CT enregistrées,
 - la formation séquentielle d'une pluralité de secondes images ultrasoniques au cours d'un second cycle prédéterminé, et
 - la mesure des similarités entre les premières images ultrasoniques et les secondes images ultrasoniques et l'extraction des images ultrasoniques-CT enregistrées, chacune correspondant à chacune des premières images ultrasonique ayant la plus grande similarité avec les
- secondes images ultrasoniques ; et
- g) l'affichage de l'image extraite ultrasoniques-CT et des secondes images ultrasoniques correspondant à l'image ultrasonique-CT extraite enregistrée.
10. Procédé selon la revendication 9, dans lequel le premier et le second cycles prédéterminés sont des cycles respiratoires, les premières images ultrasoniques étant formées à un intervalle prédéterminé du cycle respiratoire et les images CT étant obtenues lors de l'inspiration maximale.
11. Procédé selon la revendication 10, dans lequel c) inclut :
- la réalisation d'un enregistrement affine de l'image CT sur chacune des premières images ultrasoniques pour obtenir ainsi une fonction de transformation affine;
 - la réalisation d'un enregistrement local de l'image CT sur chacune des premières images ultrasoniques pour obtenir ainsi une fonction de transformation locale ; et
 - la transformation de l'image CT basée sur la fonction de transformation affine et la fonction de transformation pour former les images ultrasoniques-CT enregistrées, et
- dans lequel c1) comprend : la réalisation de l'enregistrement affine pour acquérir une fonction de transformation affine ; l'extraction d'une série de points caractéristiques communs de chacune des premières images ultrasoniques et de l'image CT ; et l'obtention de la fonction de transformation affine avec des algorithmes de points fermés utilisant des séries de points caractéristiques communs.
12. Procédé selon la revendication 11, dans lequel c2) comprend :
- l'enregistrement local de l'image CT sur chacune des premières images ultrasoniques pour obtenir une fonction de transformation locale ;
 - l'extraction du diaphragme et la segmentation de vaisseau sur l'image CT;
 - la réalisation et le procédé de masquage sur l'image CT et les images ultrasoniques pour sélectionner des zones limites sur les résultats de l'extraction de diaphragme et de la segmentation de vaisseau ;
 - l'extraction des vecteurs de gradients et des valeurs de luminosité de l'image CT masquée et des images ultrasoniques, et
 - la mesure des similarités basées sur les vecteurs de gradients et des valeurs de luminosité pour effectuer l'enregistrement local et obtenir la fonction de transformation locale.

13. Procédé selon la revendication 9, comportant :

la sélection de deux ou plus d'images ultrasoniques parmi les premières images ultrasoniques par ordre de similarités ; 5
 l'extraction des images ultrasoniques-CT enregistrées correspondant aux images ultrasoniques sélectionnées ; et
 l'interpolation des images enregistrées ultrasoniques-CT extraites pour constituer des images interpolées ultrasoniques-CT enregistrées. 10

14. Procédé selon la revendication 9, comprenant en outre :

l'établissement d'une fonction de calibrage basée sur le déplacement de la sonde ;
 l'application de la fonction de calibrage aux premières images ultrasoniques et aux images ultrasoniques-CT enregistrées pour former les premières images ultrasoniques calibrées et les images ultrasoniques-CT enregistrées , 20
 dans lequel les premières images ultrasoniques sont formées lorsque la sonde est placée dans une première position et les secondes images ultrasoniques sont formées lorsque la sonde est placée dans une seconde position, et dans lequel, la fonction de calibrage est basée sur les différences entre les premières et les secondes images ultrasoniques. 25 30

15. Procédé selon la revendication 14, comprenant en outre :

la formation d'une pluralité de troisièmes images ultrasoniques en temps réel dans un état interopératif, 35
 la mesure des similarités entre les premières images ultrasoniques et les troisièmes images ultrasoniques, 40
 la sélection par similarités de deux ou de plusieurs images ultrasoniques parmi les premières images ultrasoniques, et
 l'extraction des images ultrasoniques-CT enregistrées correspondant aux images ultrasoniques sélectionnées, et 45
 l'interpolation des images ultrasoniques enregistrées pour former des images enregistrées ultrasoniques-CT interpolées. 50

55

FIG. 1

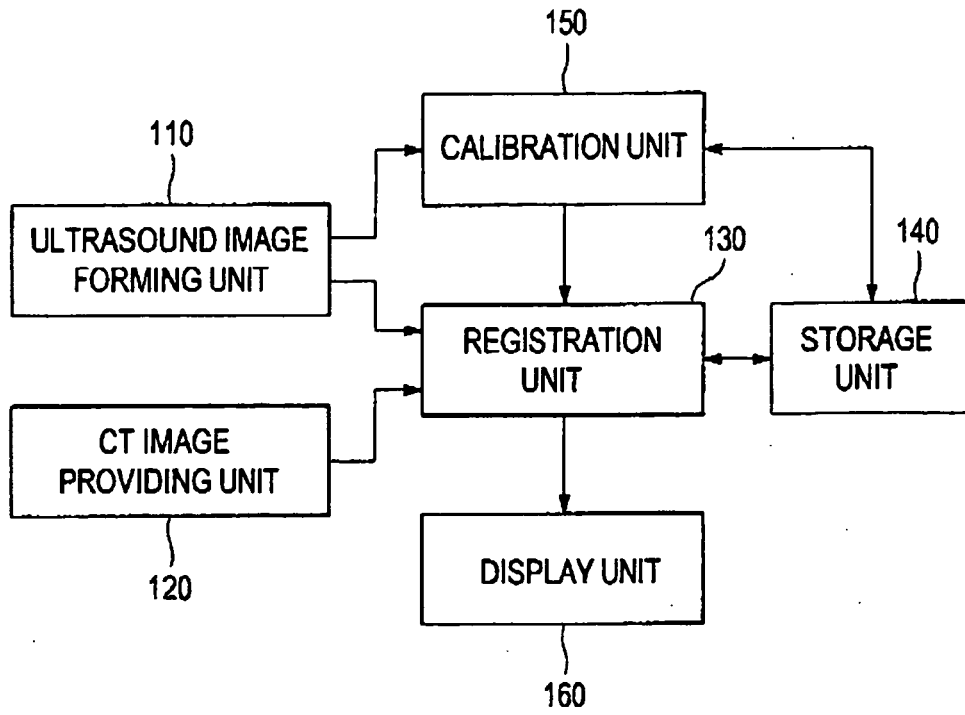


FIG. 2

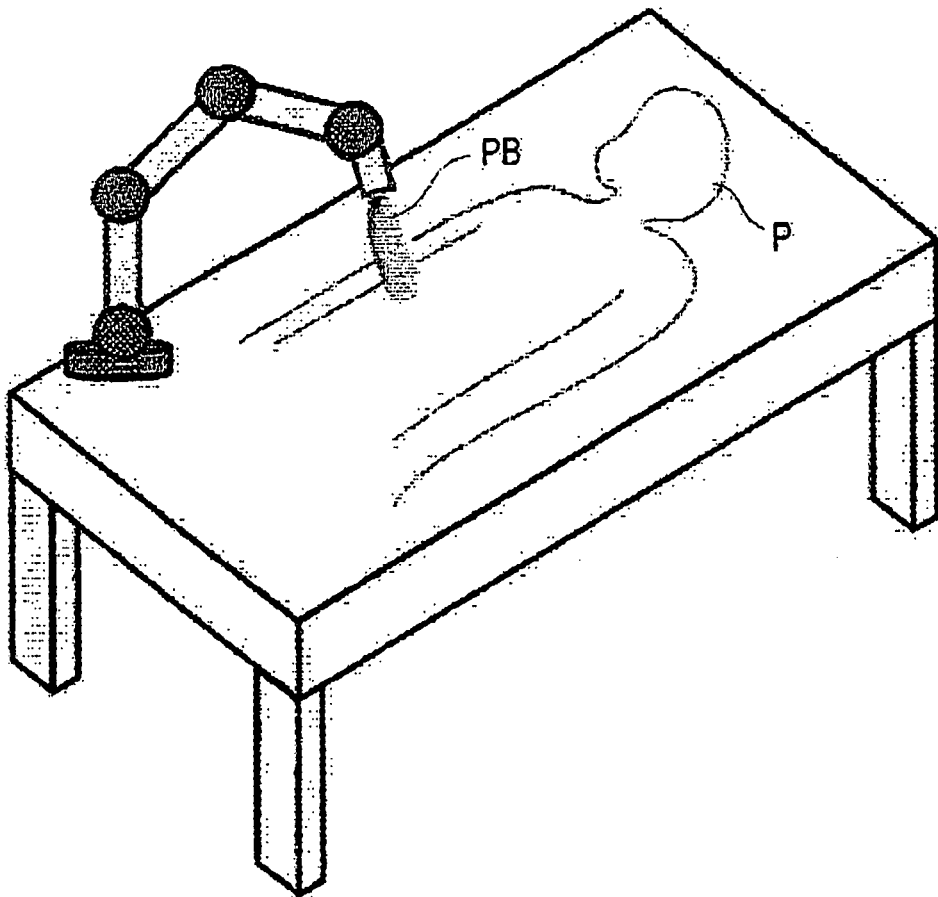


FIG. 3

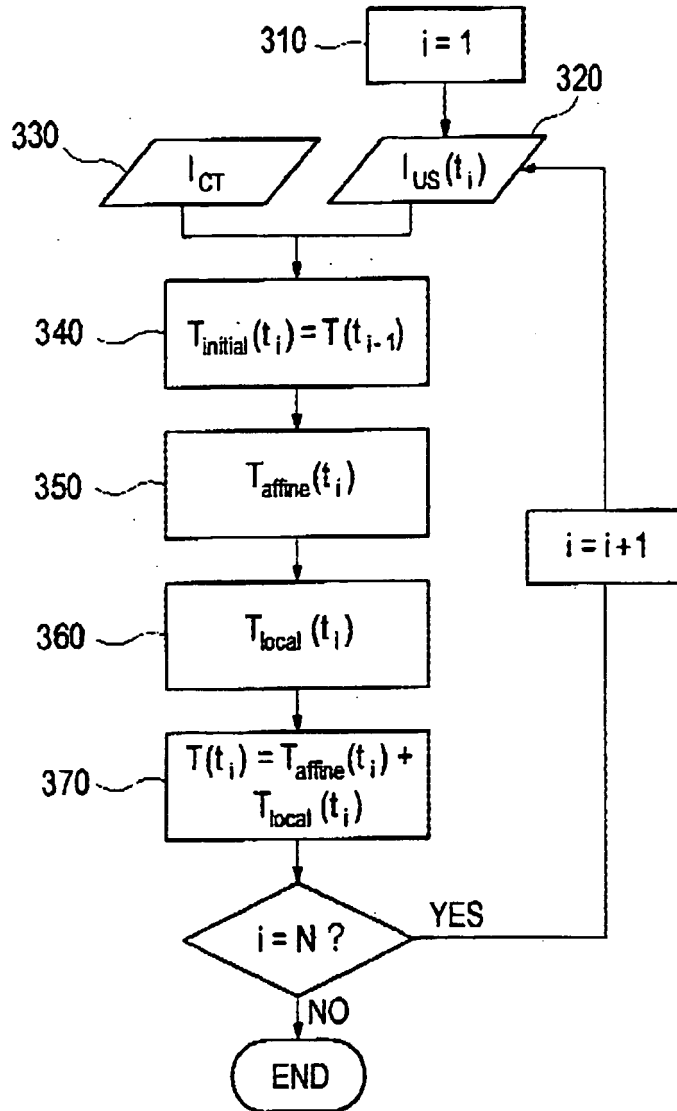


FIG. 4

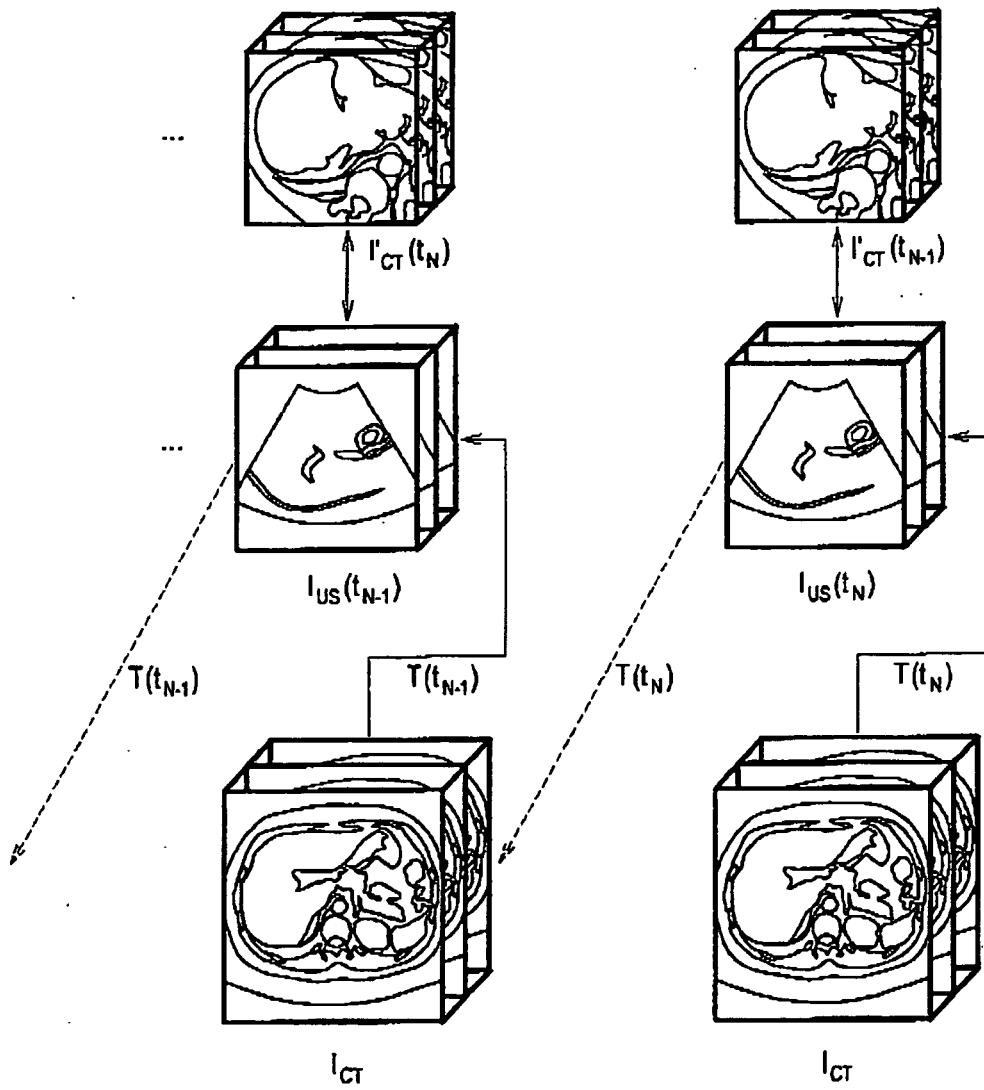


FIG. 5

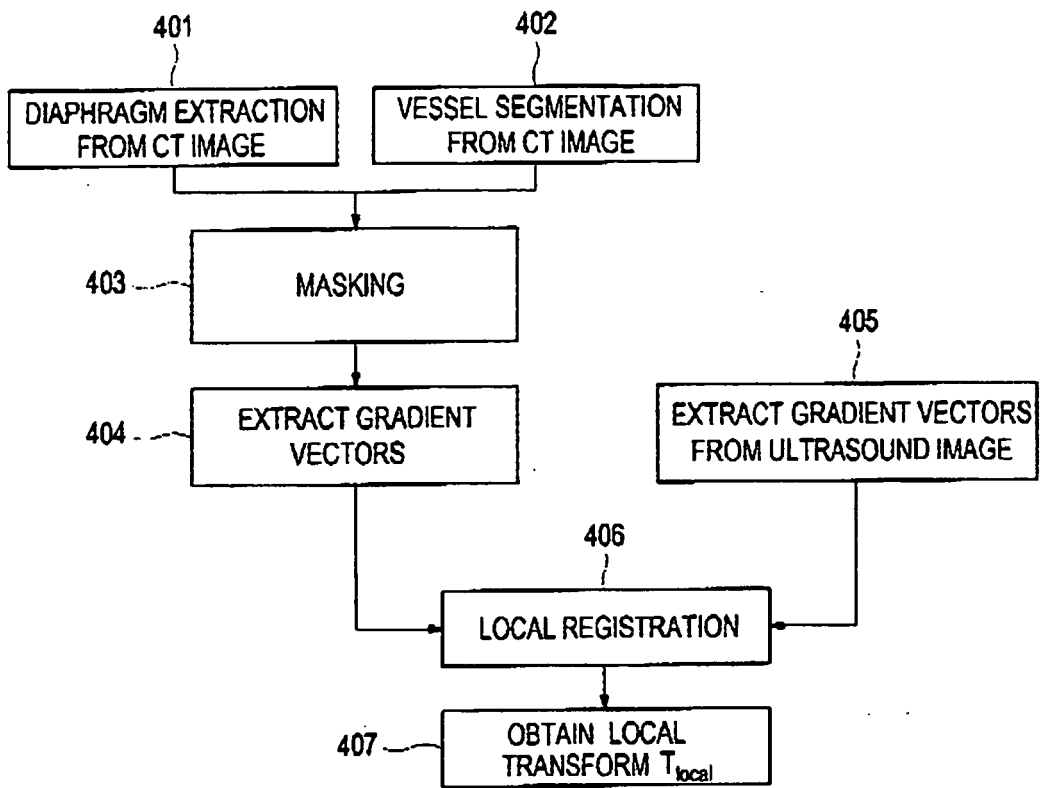


FIG. 6

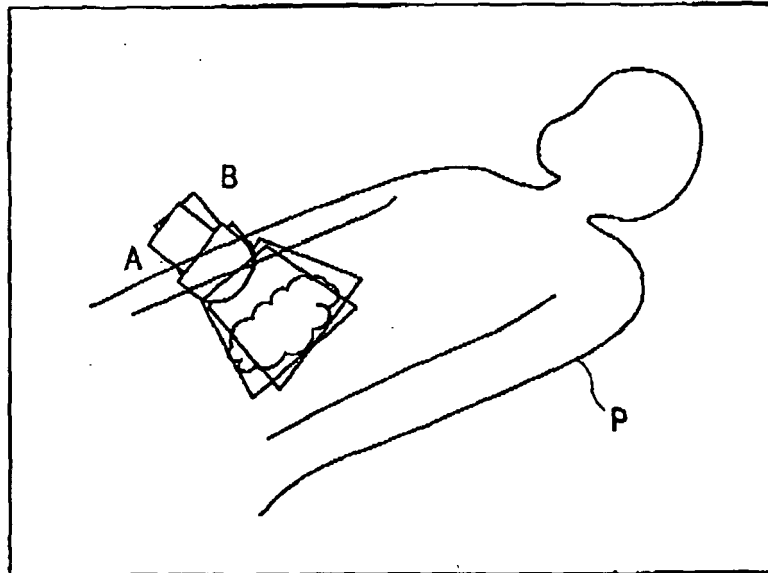
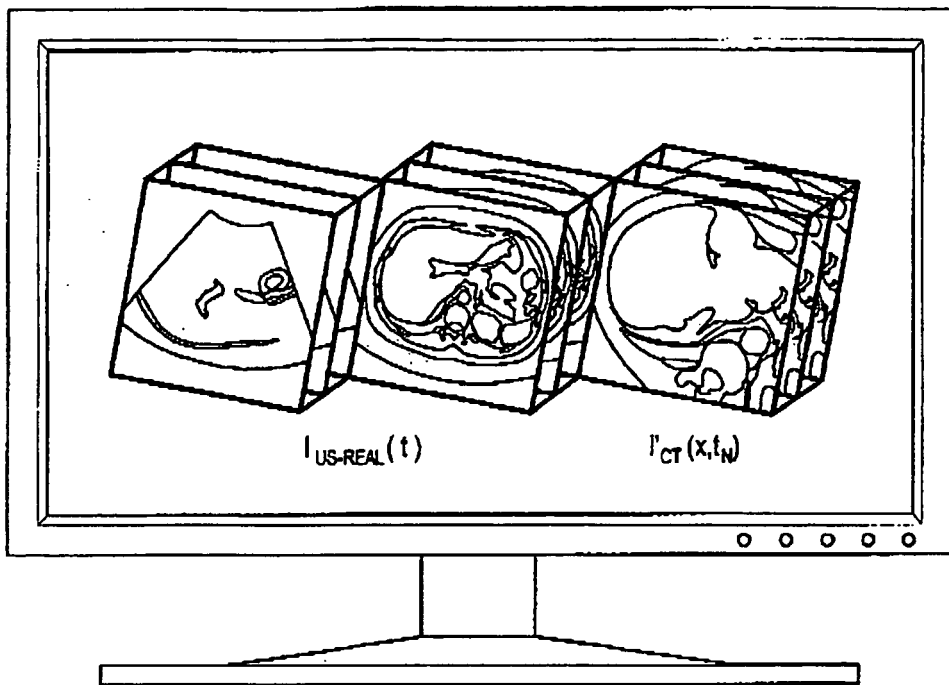


FIG. 7



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 将CT图像配准到超声图像上 | | |
| 公开(公告)号 | EP2131326B1 | 公开(公告)日 | 2013-02-13 |
| 申请号 | EP2009007286 | 申请日 | 2009-06-02 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 韩国科学技术院 | | |
| 申请(专利权)人(译) | MEDISON CO. , LTD. 韩国高等学院科技 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 韩国高等学院科技 三星MEDISON CO. , LTD. | | |
| [标]发明人 | HYUN DONG GYU RA JONG BEOM LEE DUHGOON NAM WOO HYUN KANG DONG GOO | | |
| 发明人 | HYUN, DONG GYU RA, JONG BEOM LEE, DUHGOON NAM, WOO HYUN KANG, DONG-GOO | | |
| IPC分类号 | G06T7/00 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B6/032 A61B6/5247 A61B6/541 A61B8/00 A61B8/5238 G06T7/33 G06T7/38 G06T2207/10081 G06T2207/10132 G06T2207/30004 | | |
| 代理机构(译) | SCHMID , WOLFGANG | | |
| 优先权 | 1020080052652 2008-06-04 KR | | |
| 其他公开文献 | EP2131326A2 EP2131326A3 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

公开了用于将CT图像配准到超声图像上的实施例。在术前阶段，在呼吸循环期间形成多个第一超声图像，并且在最大吸气时获得CT图像。将CT图像配准到每个超声图像上，从而形成超声CT注册图像。超声CT扫描图像可以存储在存储单元中。随后，在术中阶段，可以实时顺序地形成多个第二超声图像。可以在第一超声图像和第二超声图像之间测量相似度，并且可以检索每个对应于与第二超声图像具有最高相似性的每个第一超声图像的超声CT登记图像。可以同时显示检索到的超声图像和第二超声图像。

