



(11) **EP 2 249 178 B1**

(12) **EUROPEAN PATENT SPECIFICATION**

(45) Date of publication and mention of the grant of the patent:  
**09.11.2011 Bulletin 2011/45**

(51) Int Cl.:  
**G01S 15/89** <sup>(2006.01)</sup> **G06T 7/00** <sup>(2006.01)</sup>  
**G06T 3/60** <sup>(2006.01)</sup>

(21) Application number: **10156169.4**

(22) Date of filing: **11.03.2010**

(54) **Arranging a three-dimensional ultrasound image in an ultrasound system**

Anordnung eines dreidimensionalen Ultraschallbildes in einem Ultraschallsystem

Agencement d'une image à ultrasons tridimensionnelle dans un système 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 SM TR**

- **Kim, Sung Yoon**  
**Seoul 135-851 (KR)**
- **Lee, Sung Mo**  
**Seoul 137-030 (KR)**

(30) Priority: **27.04.2009 KR 20090036300**

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

(43) Date of publication of application:  
**10.11.2010 Bulletin 2010/45**

(73) Proprietor: **Samsung Medison Co., Ltd.**  
**Nam-myun**  
**Hongchun-gun**  
**Kangwon do 250-875 (KR)**

(56) References cited:  
**EP-A2- 1 717 758** **US-A1- 2006 034 513**  
**US-A1- 2008 186 378**

(72) Inventors:

- **Kim, Chul An**  
**Seoul 135-851 (KR)**

**EP 2 249 178 B1**

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).

**Description**

## CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATIONS

**[0001]** The present application claims priority from Korean Patent Application No. 10-2009-0036300 filed on April 27, 2009.

## TECHNICAL FIELD

**[0002]** The present disclosure generally relates to ultrasound systems, and more particularly to arranging a 3D (three-dimensional) ultrasound image in an ultrasound system.

## BACKGROUND

**[0003]** An ultrasound system has become an important and popular diagnostic tool since it has a wide range of applications. Specifically, due to its non-invasive and non-destructive nature, the ultrasound system has been extensively used in the medical profession. Modern high-performance ultrasound systems and techniques are commonly used to produce 2D (two-dimensional) or 3D (three-dimensional) ultrasound images of internal features of a target object (e.g., human organs).

**[0004]** The ultrasound system may provide the three-dimensional ultrasound image including clinical information such as spatial information and anatomical figures of the target object, which cannot be provided by the two-dimensional ultrasound image. The ultrasound system may transmit ultrasound signals into the target object, receive ultrasound echo signals reflected from the target objects and form volume data based on the ultrasound echo signals. The ultrasound system may further form the three-dimensional ultrasound image including the clinical information by rendering the volume data.

**[0005]** Generally, a position of the target object in the 3D ultrasound image is changed according to a position of an ultrasound probe, which transmits and receives ultrasound signals to and from the target object. Thus, there is a problem in that a user has to move or rotate the 3D ultrasound image in order to arrange the 3D ultrasound image.

**[0006]** An ultrasound system according to the preamble of claim 1 and a method of arranging a 3D ultrasound image according to the preamble of claim 7 are known from US 2008/186378 A1.

**[0007]** EP 1 717 758 A2 discloses a method for modeling of an anatomical structure including acquiring a plurality of ultrasonic images of the anatomical structure using an ultrasonic sensor, at a respective plurality of spatial positions of the ultrasonic sensor.

**[0008]** A view assistance in three-dimensional ultrasound imaging is known from US 2006/0034513 A1.

## SUMMARY

**[0009]** Embodiments for providing a plurality of slice images in an ultrasound system are disclosed herein. In one embodiment an ultrasound system comprises the features as stated in claim 1.

**[0010]** In another embodiment, there is provided a method of arranging a 3D ultrasound image, comprising the features as stated in claim 7.

**[0011]** In yet another embodiment, there is provided a computer readable medium comprising computer executable instructions configured to perform as stated in claim 13.

## BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

**[0012]**

Figure 1 is a block diagram showing an illustrative embodiment of an ultrasound system.

Figure 2 is a block diagram showing an illustrative embodiment of an ultrasound data acquisition unit.

Figure 3 is a schematic diagram showing an example of acquiring ultrasound data corresponding to a plurality of frames.

Figure 4 is a block diagram showing an illustrative embodiment of a processing unit.

Figure 5 is a schematic diagram showing an example of projecting a 3D ultrasound image to an XY plane, a YZ plane and an XZ plane.

Figure 6 is a schematic diagram showing an example of a 2D projection image of the XY plane.

Figure 7 is a schematic diagram showing an example of a 2D projection image of the YZ plane.

Figure 8 is a schematic diagram showing an example of a 2D projection image of the XZ plane.

## DETAILED DESCRIPTION

**[0013]** A detailed description is 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.

**[0014]** An ultrasound system 100 in accordance with an illustrative embodiment is shown in Fig. 1. As depicted therein, the ultrasound system 100 includes a user input unit 110. The user input unit 110 receives input information from a user. The input information is information for selecting a target object to form a 3D (three-dimensional) ultrasound image from a subject (e.g., a patient). The target object includes a heart, a liver, a blood vessel, a lesion or the like. However, the target object is not limited thereto. The user input unit 110 includes a control panel, a mouse, a keyboard or the like, although it is not limited thereto.

**[0015]** The ultrasound system 100 further includes a storage unit 120. The storage unit 120 stores a plurality

of reference position information each corresponding to a plurality of target objects. The reference position information is information for arranging the 3D ultrasound image to a predetermined position. In one embodiment, the reference position information includes a plurality of predetermined pixel distances between pixels corresponding to contour points of the target object. The storage unit 120 stores a mapping table providing the plurality of reference position information each corresponding to a plurality of target objects.

**[0016]** The ultrasound system 100 further includes an ultrasound data acquisition unit 130. The ultrasound data acquisition unit 130 transmits and receives ultrasound signals to and from a target object to thereby output ultrasound data. The ultrasound data acquisition unit 130 includes a transmit (Tx) signal generating section 131, as shown in Figure 2.

**[0017]** Referring to Figure 2, the Tx signal generating section 131 is configured to generate Tx signals. The Tx signal generating section 131 performs the generation of the Tx signals at every predetermined time to thereby form a plurality of Tx signals for obtaining each of frames  $F_i$  ( $1 \leq i \leq N$ ) representing the target object, as shown in Figure 3. The frames  $F_i$  ( $1 \leq i \leq N$ ) represent a plurality of sectional planes of the target object.

**[0018]** The ultrasound data acquisition unit 130 further includes an ultrasound probe 132 containing a plurality of elements for reciprocally converting between ultrasound signals and electrical signals. The ultrasound probe 132 is configured to transmit ultrasound signals into the target object in response to the Tx signals. The ultrasound probe 132 further receives echo signals reflected from the target object to thereby output received signals. The received signals are analog signals. The ultrasound probe 112 includes a three-dimensional mechanical probe, a two-dimensional array probe or the like.

**[0019]** The ultrasound data acquisition unit 130 further includes a beam former 133. The beam former 133 converts the received signals into digital signals. The beam former 133 further applies delays to the digital signals in consideration of distances between the plurality of elements of the ultrasound probe 132 and focal points to thereby output digital receive-focused signals.

**[0020]** The ultrasound data acquisition unit 130 further includes an ultrasound data forming section 134. The ultrasound data forming section 134 forms ultrasound data corresponding to each of the frames  $F_i$  ( $1 \leq i \leq N$ ) based on the digital receive-focused signals.

**[0021]** Referring back to Figure 1, the ultrasound system 100 further includes a processing unit 140, which is coupled to the user input unit 110, the storage unit 120 and the ultrasound data acquisition unit 130. Figure 4 is a block diagram showing an illustrative embodiment of the processing unit 140. Referring to Figure 4, the processing unit 140 includes a volume data forming section 141, an image forming section 142, a plane setting section 143, a projecting section 144, a contour point detecting section 145, a position information forming,

section 146, a skewness calculating section 147 and an arranging section 148.

**[0022]** The volume data forming section 141 synthesizes the ultrasound data corresponding to the frames  $F_i$  ( $1 \leq i \leq N$ ) to thereby form volume data including the frames  $F_i$  ( $1 \leq i \leq N$ ). The volume data includes a plurality of voxels having brightness values.

**[0023]** The image forming section 142 renders the volume data provided from the volume data forming section 141 to thereby form the 3D ultrasound image. The methods of rendering the volume data are well known in the art. Thus, they have not been described in detail so as not to unnecessarily obscure the present invention.

**[0024]** The plane setting section 143 sets a plurality of planes for projecting the 3D ultrasound image. In one embodiment, the plane setting section 143 sets an XY plane 310, a YZ plane 320 and an XZ plane 330 for projecting the 3D ultrasound image 210, as shown in Figure 5. In Figure 5, reference numeral 220 represents the target object.

**[0025]** The projecting section 144 projects the 3D ultrasound image to the XY plane 310, the YZ plane 320 and the XZ plane 330 to thereby form 2D (two-dimensional) projection images on the XY plane 310, the YZ plane 320 and the XZ plane 330. The methods of projecting the 3D ultrasound image are well known in the art. Thus, they have not been described in detail so as not to unnecessarily obscure the present invention.

**[0026]** The contour point detecting section 145 detects contour points of the target object in the 2D projection images of the XY plane 310, the YZ plane 320 and the XZ plane 330. The contour point is detected by using an edge mask such as Sobel, Prewitt, Robert, Canny mask or the like. The contour point is detected based on the differences between eigenvalues using structure tensors.

**[0027]** The position information forming section 146 calculates pixel distances between pixels corresponding to the detected contour points to thereby form position information including the pixel distances.

**[0028]** In one embodiment, the position information forming section 146 calculates pixel distances between the pixels  $P_{X1,Y4}$ ,  $P_{X2,Y3}$ ,  $P_{X2,Y5}$ ,  $P_{X3,Y2}$ ,  $P_{X3,Y6}$ ,  $P_{X4,Y2}$ ,  $P_{X4,Y6}$ ,  $P_{X5,Y2}$ ,  $P_{X5,Y6}$ ,  $P_{X6,Y3}$ ,  $P_{X6,Y5}$  and  $P_{X7,Y4}$  corresponding to the detected contour points in the 2D projection image of the XY plane 310, as shown in Figure 6. More particularly, the position information forming section 146 calculates pixel distance ( $D_{X2}=2$ ) between pixels  $P_{X2,Y3}$  and  $P_{X2,Y5}$  located in X2, pixel distance ( $D_{X3}=4$ ) between pixels  $P_{X3,Y2}$  and  $P_{X3,Y6}$  located in X3, pixel distance ( $D_{X4}=4$ ) between pixels  $P_{X4,Y2}$  and  $P_{X4,Y6}$  located in X4, pixel distance ( $D_{X5}=4$ ) between pixels  $P_{X5,Y2}$  and  $P_{X5,Y6}$  located in X5, and pixel distance ( $D_{X6}=2$ ) between pixels  $P_{X6,Y3}$  and  $P_{X6,Y5}$  located in X6. Also, the position information forming section 146 further calculates pixel distance ( $D_{Y21}=1$ ) between pixels  $P_{X3,Y2}$  and  $P_{X4,Y2}$  located in Y2, pixel distance ( $D_{Y22}=1$ ) between pixels  $P_{X4,Y2}$  and  $P_{X5,Y2}$  located in Y2, pixel distance

( $D_{Y23}=2$ ) between pixels  $P_{X3,Y2}$  and  $P_{X5,Y2}$  located in Y2, pixel distance ( $D_{Y3}=4$ ) between pixels  $P_{X2,Y3}$  and  $P_{X6,Y3}$  located in Y3, pixel distance ( $D_{Y4}=6$ ) between pixels  $P_{X1,Y4}$  and  $P_{X7,Y4}$  located in Y4, pixel distance ( $D_{Y5}=4$ ) between pixels  $P_{X2,Y5}$  and  $P_{X6,Y5}$  located in Y5, pixel distance ( $D_{Y61}=1$ ) between pixels  $P_{X3,Y6}$  and  $P_{X4,Y6}$  located in Y6, pixel distance ( $D_{Y62}=1$ ) between pixels  $P_{X4,Y6}$  and  $P_{X5,Y6}$  located in Y6, and pixel distance ( $D_{Y63}=2$ ) between pixels  $P_{X3,Y6}$  and  $P_{X5,Y6}$  located in Y6.

**[0029]** Similarly, the position information forming section 146 further calculates pixel distances between the pixels  $P_{Y1,Z4}$ ,  $P_{Y2,Z3}$ ,  $P_{Y2,Z5}$ ,  $P_{Y3,Z2}$ ,  $P_{Y3,Z6}$ ,  $P_{Y4,Z1}$ ,  $P_{Y4,Z7}$ ,  $P_{Y5,Z2}$ ,  $P_{Y5,Z6}$ ,  $P_{Y6,Z3}$ ,  $P_{Y6,Z5}$  and  $P_{Y7,Z4}$  corresponding to the detected contour points in the 2D projection image of the YZ plane 320, as shown in Figure 7. Also, the position information forming section 146 further calculates pixel distances between the pixels  $P_{X1,Z4}$ ,  $P_{X2,Z4}$ ,  $P_{X3,Z3}$ ,  $P_{X3,Z5}$ ,  $P_{X4,Z1}$ ,  $P_{X4,Z2}$ ,  $P_{X4,Z6}$ ,  $P_{X5,Z2}$ ,  $P_{X5,Z3}$ ,  $P_{X5,Z5}$ ,  $P_{X6,Z3}$ ,  $P_{X6,Z4}$  and  $P_{X7,Z4}$  corresponding to the detected contour points in the 2D projection image of the XZ plane 330, as shown in Figure 8. The position information forming section 146 forms the position information including the calculated pixel distances.

**[0030]** The skewness calculating section 147 retrieves reference position information corresponding to the input information from the storage unit 120. The skewness calculating section 147 further calculates skewness based on the position information and the retrieved reference position information to thereby form skewness information. In one embodiment, the skewness calculating section 147 calculates skewness between the pixel distances of the position information and the predetermined pixel distances of the retrieved reference position information to thereby form the skewness information. However, the methods of calculating the skewness are not limited thereto.

**[0031]** The arranging section 148 performs a position arrangement of the 3D ultrasound image based on the skewness information provided from the skewness calculating section 147. In one embodiment, the arrangement section 148 compares the skewness of the skewness information with a predetermined threshold value. If the skewness is larger than the threshold value, then the arranging section 148 calculates difference between the skewness and the threshold value. The arranging section 148 further performs the position arrangement of the 3D ultrasound image by moving or rotating the 3D ultrasound image based on the calculated difference.

**[0032]** The projecting section 144, the contour point detecting section 145, the position information forming section 146, the skewness calculating section 147 and the arranging section 148 of the processing unit 140 perform the position arrangement of the 3D ultrasound image until the skewness is smaller than the threshold value. That is, the 3D ultrasound image is arranged to the predetermined position.

**[0033]** Referring back to Figure 1, the ultrasound system 100 further includes a display unit 150. The display

unit 150 displays the 3D ultrasound image.

## Claims

1. An ultrasound system (100), comprising:

a storage unit (120) for storing a plurality of reference position information each corresponding to a plurality of target objects;  
 a user input unit (110) configured to receive input information for selecting a target object;  
 an ultrasound data acquisition unit (130) configured to transmit and receive ultrasound signals to and from the target object to thereby output ultrasound data; and  
 a processing unit (140) in communication with the storage unit (120), the user input unit (110) and the ultrasound data acquisition unit (130), the processing unit (140) being configured to form a 3D ultrasound image (210) based on the ultrasound data and to perform movement or rotation of the 3D ultrasound image based on reference position information, corresponding to the input information, the processing unit (140) comprising:

a volume data forming section (141) configured to form volume data based on the ultrasound data;  
 an image forming section (142) configured to render the volume data to thereby form the 3D ultrasound image (210);

**characterized in that** the processing unit (140) further comprises:

a plane setting section (143) configured to set a plurality of planes (310,320,330) for projecting the 3D ultrasound image (210);  
 a projecting section (144) configured to project the 3D ultrasound image (210) to the plurality of planes (310,320,330) to thereby form 2D (two-dimensional) projection images;  
 a contour point detecting section (145) configured to detect contour points of the target object in the 2D projection images;  
 a position information forming section (146) configured to calculate pixel distances between pixels corresponding to the detected contour points to thereby form position information including the calculated pixel distances;  
 a skewness calculating section (147) configured to retrieve the reference position information corresponding to the input information from the storage unit and calculate skewness based on the reference position information and the position information to thereby form skewness infor-

- mation; and  
 an arranging section (148) configured to perform the movement or rotation of the 3D ultrasound image (210) based on the skewness information.
2. The ultrasound system (100) of Claim 1, wherein the planes comprise an XY plane (310), a YZ plane (320) and an XZ plane (330).
  3. The ultrasound system (100) of Claim 2, wherein the position information forming section (146) is configured to calculate a plurality of first pixel distances between pixels corresponding to the detected contour points in the 2D projection image of the XY plane (310), calculate a plurality of second pixel distances between pixels corresponding to the detected contour points in the 2D projection image of the YZ plane (320), calculate a plurality of third pixel distances between pixels corresponding to the detected contour points in the 2D projection image of the XZ plane (330) and form the position information including the plurality of first, second and third pixel distances.
  4. The ultrasound system (100) of Claim 3, wherein the reference position information comprises a plurality of predetermined pixel distances between pixels corresponding to contour points of the target object.
  5. The ultrasound system (100) of Claim 4, wherein the skewness calculating section (147) is configured to calculate the skewness between the plurality of first, second and third pixel distances of the position information and the plurality of predetermined pixel distances of the reference position information.
  6. The ultrasound system (100) of Claim 5, wherein the arranging section (148) is configured to compare the skewness of the skewness information with a predetermined threshold value, calculate difference between the skewness and the threshold value when the skewness is larger than the threshold value, and move or rotate the 3D ultrasound image (210) based on the calculated difference.
  7. A method of arranging a 3D (three-dimensional) ultrasound image, comprising:
    - a) receiving input information for selecting a target object;
    - b) transmitting and receiving ultrasound signals to and from the target object to thereby output ultrasound data;
    - c) forming a 3D ultrasound image based on the ultrasound data; and
    - d) performing movement or rotation of the 3D ultrasound image based on reference position information corresponding to the input information, wherein the reference position information is stored in a storage unit corresponding to a plurality of target objects,
- 5 **characterized in that** the step d) comprises:
- d1) setting a plurality of planes for projecting the 3D ultrasound image;
  - d2) projecting the 3D ultrasound image to the plurality of planes to thereby form 2D (two-dimensional) projection images;
  - d3) detecting contour points of the target object in the 2D projection images;
  - d4) calculating pixel distances between pixels corresponding to the detected contour points to thereby form position information including the calculated pixel distances;
  - d5) retrieving the reference position information corresponding to the input information from the storage unit;
  - d6) calculating a skewness based on the reference position information and the position information to thereby form skewness information; and
  - d7) performing the movement or rotation of the 3D ultrasound image based on the skewness information.
8. The method of Claim 7, wherein the planes comprise an XY plane, a YZ plane and an XZ plane.
  9. The method of Claim 8, wherein the step d4) comprises:
    - calculating a plurality of first pixel distances between pixels corresponding to the contour points in the 2D projection image of the XY plane;
    - calculating a plurality of second pixel distances between pixels corresponding to the contour points in the 2D projection image of the YZ plane;
    - calculating a plurality of third pixel distances between pixels corresponding to the contour points in the 2D projection image of the XZ plane; and
    - forming the position information including the plurality of first, second and third pixel distances.
  10. The method of Claim 9, wherein the reference position information comprises a plurality of predetermined pixel distances between pixels corresponding to contour points of the target object.
  11. The method of Claim 10, wherein the step d6) comprises:
    - calculating skewness between the plurality of first, second and third pixel distances of the position information and the plurality of predetermined pixel distances of the reference position

information.

12. The method of Claim 11, wherein the step d7) comprises:

comparing the skewness of the skewness information with a predetermined threshold value; calculating difference between the skewness and the threshold value when the skewness is larger than the threshold value; and moving or rotating the 3D ultrasound image based on the calculated difference.

13. A computer readable medium comprising computer executable instructions configured to perform following acts:

a) receiving input, information for selecting a target object;  
 b) transmitting and receiving ultrasound signals to and from the target object to thereby output ultrasound data;  
 c) forming a 3D ultrasound image based on the ultrasound data; and  
 d) performing movement or rotation of the 3D ultrasound image based on reference position information corresponding to the input information, wherein the reference position information is stored in a storage unit corresponding to a plurality of target objects,

**characterized in that** the step d) comprises:

d1) setting a plurality of planes for projecting the 3D ultrasound image;  
 d2) projecting the 3D ultrasound image to the plurality of planes to thereby form 2D (two-dimensional) projection images;  
 d3) detecting contour points of the target object in the 2D projection images;  
 d4) calculating pixel distances between pixels corresponding to the detected contour points to thereby from position information including the calculated pixel distances;  
 d5) retrieving the reference position information corresponding to the input information from the storage unit;  
 d6) calculating a skewness based on the reference position information and the position information to thereby form skewness information; and  
 d7) performing the movement or rotation of the 3D ultrasound image based on the skewness information.

## Patentansprüche

1. Ultraschallsystem (100), das Folgendes aufweist:

5 eine Speichereinheit (120) zum Speichern einer Vielzahl von Referenzpositionsinformationen, die jede mit einer Vielzahl von Zielobjekten korrespondiert; eine Benutzereingabeeinheit (110), die dafür vorgesehen ist,  
 10 Eingabeinformationen zum Auswählen eines Zielobjekts zu empfangen;  
 eine Ultraschalldaten-Beschaffungseinheit (130), die dafür vorgesehen ist, Ultraschallsignale zu dem Zielobjekt zu übertragen und von demselben zu empfangen, um auf diese Weise Ultraschalldaten auszugeben; und  
 15 eine Verarbeitungseinheit (140), die in Verbindung mit der Speichereinheit (120), der Benutzereingabeeinheit (110) und der Beschaffungseinheit (130) steht, wobei die Verarbeitungseinheit (140) dafür vorgesehen ist, ein 3D-Ultraschallbild (210) basierend auf den Ultraschalldaten zu erzeugen und eine Bewegung oder Rotation des 3D-Ultraschallbilds basierend auf Referenzpositionsinformationen, die mit den Eingabeinformationen korrespondieren, durchzuführen, wobei die Verarbeitungseinheit (140)  
 20 Folgendes aufweist:

30 einen Volumendaten-Erzeugungsabschnitt (141), der dafür vorgesehen ist, Volumendaten basierend auf den Ultraschalldaten zu erzeugen;  
 einen Bilderzeugungsabschnitt (142), der dafür vorgesehen ist, die Volumendaten zu rendern, um auf diese Weise das 3D-Ultraschallbild (210) zu erzeugen;

### **dadurch gekennzeichnet, dass**

40 die Verarbeitungseinheit (140) des Weiteren Folgendes aufweist:  
 einen Ebenen-Festlegungsabschnitt (143), der dafür vorgesehen ist, eine Vielzahl von Ebenen (310,320,330) festzulegen, um das 3D-Ultraschallbild (210) zu projizieren;  
 einen Projektionsabschnitt (144), der dafür vorgesehen ist, das 3D-Ultraschallbild (210) auf die Vielzahl von Ebenen (310,320,330) zu projizieren, um **dadurch** 2D (zweidimensionale) Projektionsbilder zu erzeugen;  
 45 einen Konturpunkt-Ermittlungsabschnitt (145), der dafür vorgesehen ist, Konturpunkte des Zielobjekts in den 2D-Projektionsbildern zu detektieren;  
 50 einen Positionsinformations-Bildungsabschnitt (146), der dafür vorgesehen ist, Pixelabstände zwischen Pixeln, die mit den detektierten Kon-

- turpunkten korrespondieren, zu berechnen, um auf diese Weise Positionsinformationen einschließlich der berechneten Pixelabstände zu erzeugen;
- einen Schrägheits-Berechnungsabschnitt (147), der dafür vorgesehen ist, die Referenzpositionsinformationen, die mit den Eingabeinformationen von der Speichereinheit korrespondieren, zu erlangen und eine Schrägheit basierend auf den Referenzpositionsinformationen und den Positionsinformationen zu berechnen, um auf diese Weise Schrägheitsinformationen zu erzeugen; und
- einen Anordnungsabschnitt (148), der dafür vorgesehen ist, die Bewegung oder Rotation des 3D-Ultraschallbilds (210) basierend auf den Schrägheitsinformationen durchzuführen.
2. Ultraschallsystem (100) nach Anspruch 1, wobei die Ebenen eine XY-Ebene (310), eine YZ-Ebene (320) und eine XZ-Ebene (330) aufweisen.
  3. Ultraschallsystem (100) nach Anspruch 2, wobei der Positionsinformations-Bildungsabschnitt (146) dafür vorgesehen ist, eine Vielzahl von ersten Pixelabständen zwischen Pixeln, die mit den detektierten Konturpunkten in dem 2D-Projektionsbild der XY-Ebene (310) korrespondieren, zu berechnen, eine Vielzahl von zweiten Pixelabständen zwischen Pixeln, die mit den detektierten Konturpunkten in dem 2D-Projektionsbild der YZ-Ebene (320) korrespondieren, zu berechnen, eine Vielzahl von dritten Pixelabständen zwischen Pixeln, die mit den detektierten Konturpunkten in dem 2D-Projektionsbild der XZ-Ebene (330) korrespondieren, zu berechnen und die Positionsinformationen einschließlich der Vielzahl von ersten, zweiten und dritten Pixelabständen zu bilden.
  4. Ultraschallsystem (100) nach Anspruch 3, wobei die Referenzpositionsinformationen eine Vielzahl von vorbestimmten Pixelabständen zwischen Pixeln, die mit Konturpunkten des Zielobjekts korrespondieren, umfasst.
  5. Ultraschallsystem (100) nach Anspruch 4, wobei der Schrägheits-Berechnungsabschnitt (147) dafür vorgesehen ist, die Schrägheit zwischen der Vielzahl von ersten, zweiten und dritten Pixelabständen der Positionsinformationen und der Vielzahl von vorbestimmten Pixelabständen der Referenzpositionsinformationen zu berechnen.
  6. Ultraschallsystem (100) nach Anspruch 5, wobei der Anordnungsabschnitt (148) dafür vorgesehen ist, die Schrägheit der Schrägheitsinformationen mit einem vorbestimmten Grenzwert zu vergleichen, den Unterschied zwischen der Schrägheit und dem Grenzwert zu berechnen, wenn die Schrägheit größer ist als der Grenzwert, und das 3D-Ultraschallbild (210) basierend auf dem berechneten Unterschied zu bewegen oder zu rotieren.
7. Verfahren zur Anordnung eines 3D (dreidimensionalen) Ultraschallbilds, welches Folgendes aufweist:
    - a) Empfangen von Eingabeinformationen zum Auswählen eines Zielobjekts;
    - b) Übertragen und Empfangen von Ultraschallsignalen zu und von dem Zielobjekt, um auf diese Weise Ultraschalldaten auszugeben;
    - c) Erzeugen eines 3D-Ultraschallbilds basierend auf den Ultraschalldaten; und
    - d) Durchführen einer Bewegung oder Rotation des 3D-Ultraschallbilds basierend auf Referenzpositionsinformationen, die mit den Eingabeinformationen korrespondieren, wobei die Referenzpositionsinformationen entsprechend einer Vielzahl von Zielobjekten in einer Speichereinheit gespeichert wird,

**dadurch gekennzeichnet, dass**  
der Schritt d) Folgendes aufweist:

    - d1) Festlegen einer Vielzahl von Ebenen, um das 3D-Ultraschallbild zu projizieren;
    - d2) Projizieren des 3D-Ultraschallbilds auf die Vielzahl von Ebenen, um **dadurch** 2D (zweidimensionale) Projektionsbilder zu erzeugen;
    - d3) Detektieren von Konturpunkten des Zielobjekts in den 2D-Projektionsbildern;
    - d4) Berechnen von Pixelabständen zwischen Pixeln, die mit den detektierten Konturpunkten korrespondieren, um auf diese Weise Positionsinformationen einschließlich der berechneten Pixelabstände zu erzeugen;
    - d5) Erlangen der Referenzpositionsinformationen, die mit den Eingabeinformationen von der Speichereinheit korrespondieren;
    - d6) Berechnen einer Schrägheit basierend auf den Referenzpositionsinformationen und den Positionsinformationen, um auf diese Weise Schrägheitsinformationen zu erzeugen; und
    - d7) Durchführen der Bewegung oder Rotation des 3D-Ultraschallbilds basierend auf den Schrägheitsinformationen.
  8. Verfahren nach Anspruch 7, wobei die Ebenen eine XY-Ebene, eine YZ-Ebene und eine XZ-Ebene aufweisen.
  9. Verfahren nach Anspruch 8, wobei der Schritt d4) Folgendes aufweist:
    - Berechnen einer Vielzahl von ersten Pixelab-

ständen zwischen Pixeln, die mit den detektierten Konturpunkten in dem 2D-Projektionsbild der XY-Ebene korrespondieren;  
 Berechnen einer Vielzahl von zweiten Pixelabständen, zwischen Pixeln, die mit den detektierten Konturpunkten in dem 2D-Projektionsbild der YZ-Ebene korrespondieren;  
 Berechnen einer Vielzahl von dritten Pixelabständen, zwischen Pixeln, die mit den detektierten Konturpunkten in dem 2D-Projektionsbild der XZ-Ebene korrespondieren; und  
 Bilden der Positionsinformationen einschließlich der Vielzahl von ersten, zweiten und dritten Pixelabständen.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die Referenzpositionsinformationen eine Vielzahl von vorbestimmten Pixelabständen zwischen Pixeln, die mit Konturpunkten des Zielobjekts korrespondieren, umfasst.

11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei der Schritt d6) Folgendes aufweist:

Berechnen der Schrägheit zwischen der Vielzahl von ersten, zweiten und dritten Pixelabständen der Positionsinformationen und der Vielzahl von vorbestimmten Pixelabständen der Referenzpositionsinformationen.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei der Schritt d7) Folgendes aufweist:

Vergleichen der Schrägheit der Schrägheitsinformationen mit einem vorbestimmten Grenzwert;  
 Berechnen des Unterschieds zwischen der Schrägheit und dem Grenzwert, wenn die Schrägheit größer ist als der Grenzwert; und  
 Bewegen oder Rotieren des 3D-Ultraschallbilds basierend auf dem berechneten Unterschied.

13. Computerlesbares Medium mit von einem Computer ausführbaren Anweisungen, welches dafür vorgesehen ist, die folgenden Schritte auszuführen:

a) Empfangen von Eingabeinformationen zum Auswählen eines Zielobjekts;  
 b) Übertragen und Empfangen von Ultraschallsignalen zu und von dem Zielobjekt, um auf diese Weise Ultraschalldaten auszugeben;  
 c) Erzeugen eines 3D-Ultraschallbilds basierend auf den Ultraschalldaten; und  
 d) Durchführen einer Bewegung oder Rotation des 3D-Ultraschallbilds basierend auf Referenzpositionsinformationen, die mit den Eingabeinformationen korrespondieren, wobei die Referenzpositionsinformationen entsprechend einer Vielzahl von Zielobjekten in einer Speicherein-

heit gespeichert wird,

**dadurch gekennzeichnet, dass**  
 der Schritt d) Folgendes aufweist:

d1) Festlegen einer Vielzahl von Ebenen, um das 3D-Ultraschallbild zu projizieren;  
 d2) Projizieren des 3D-Ultraschallbilds auf die Vielzahl von Ebenen, um **dadurch** 2D (zweidimensionale) Projektionsbilder zu erzeugen;  
 d3) Detektieren von Konturpunkten des Zielobjekts in den 2D-Projektionsbildern;  
 d4) Berechnen von Pixelabständen zwischen Pixeln, die mit den detektierten Konturpunkten korrespondieren, um auf diese Weise Positionsinformationen einschließlich der berechneten Pixelabstände zu erzeugen;  
 d5) Erlangen der Referenzpositionsinformationen, die mit den Eingabeinformationen von der Speichereinheit korrespondieren;  
 d6) Berechnen einer Schrägheit basierend auf den Referenzpositionsinformationen und den Positionsinformationen, um auf diese Weise Schrägheitsinformationen zu erzeugen; und  
 d7) Durchführen der Bewegung oder Rotation des 3D-Ultraschallbilds basierend auf den Schrägheitsinformationen.

## Revendications

1. Système ultrasonore (100) comprenant :

une unité de stockage (120) pour stocker une pluralité d'informations de position de référence dont chacune correspond à une pluralité d'objets cibles ;  
 une unité d'entrée utilisateur (110) configurée pour recevoir une information d'entrée pour sélectionner un objet cible ;  
 une unité d'acquisition de données ultrasonores (130) configurée pour transmettre et recevoir des signaux ultrasonores à / de l'objet cible afin de délivrer des données ultrasonores ; et  
 une unité de traitement (140) en communication avec l'unité de stockage (120), l'unité d'entrée utilisateur (110) et l'unité d'acquisition de données ultrasonores (130), l'unité de traitement (140) étant configurée pour former une image ultrasonore 3D (210) sur la base des données ultrasonores et pour effectuer un déplacement ou une rotation de l'image ultrasonore 3D sur la base d'une information de position de référence correspondant à l'information d'entrée, l'unité de traitement (140) comprenant :

une section de formation de données de volume (141) configurée pour former des don-

nées de volume sur la base des données ultrasonores ;  
une section de formation d'image (142) configurée pour rendre les données de volume et ainsi former les images ultrasonores 3D (210) ;

**caractérisé en ce que** l'unité de traitement (140) comprend en outre :

- une section de définition de plans (143) configurée pour définir une pluralité de plans (310, 320, 330) pour projeter l'image ultrasonore 3D (210) ;  
une section de projection (144) configurée pour projeter l'image ultrasonore 3D (210) sur la pluralité de plans (310, 320, 330) pour former ainsi des images de projection 2D (bidimensionnelles) ;  
une section de détection de points de contour (145) configurée pour détecter des points de contour de l'objet cible dans les images de projection 2D ;  
une section de formation d'information de position (146) configurée pour calculer des distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour détectés pour ainsi former une information de position comprenant les distances en pixels calculées ;  
une section de calcul de l'obliquité (147) configurée pour récupérer dans l'unité de stockage l'information de position de référence correspondant à l'information d'entrée et pour calculer une obliquité sur la base de l'information de position de référence et de l'information de position pour ainsi former une information d'obliquité ; et  
une section d'arrangement (148) configurée pour effectuer le déplacement ou la rotation de l'image ultrasonore 3D (210) sur la base de l'information d'obliquité.
2. Système ultrasonore (100) de la revendication 1, dans lequel les plans comprennent un plan XY (310), un plan YZ (320) et un plan XZ (330).

3. Système ultrasonore (100) de la revendication 2, dans lequel la section de formation d'information de position (146) est configurée pour calculer une pluralité de premières distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour détectés dans l'image de projection 2D du plan XY (310), calculer une pluralité de deuxièmes distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour détectés dans l'image de projection 2D du plan YZ (320), calculer une pluralité de troisièmes distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour détectés dans l'image de position 2D du plan XZ (330) et former l'information de position com-

prenant la pluralité de premières, deuxièmes et troisièmes distances en pixels.

4. Système ultrasonore (100) de la revendication 3, dans lequel l'information de position de référence comprend une pluralité de distances en pixels prédéterminées entre des pixels correspondant à des points de contour de l'objet cible.
5. Système ultrasonore (100) de la revendication 4, dans lequel la section de calcul d'obliquité (147) est configurée pour calculer l'obliquité entre la pluralité de premières, deuxièmes et troisièmes distances en pixels de l'information de position et la pluralité de distances en pixels prédéterminées de l'information de position de référence.
6. Système ultrasonore (100) de la revendication 5, dans lequel la section d'arrangement (148) est configurée pour comparer l'obliquité de l'information d'obliquité avec une valeur seuil prédéterminée, calculer une différence entre l'obliquité et la valeur seuil lorsque l'obliquité est plus grande que la valeur seuil, et déplacer ou tourner l'image ultrasonore 3D (210) sur la base de la différence calculée.
7. Procédé pour arranger une image ultrasonore 3D (tridimensionnelle), comprenant:
- la réception d'une information d'entrée pour sélectionner un objet cible;
  - la transmission et la réception de signaux ultrasonores vers et de l'objet cible pour ainsi délivrer des données ultrasonores ;
  - la formation d'une image ultrasonore 3D sur la base des données ultrasonores ; et
  - l'exécution d'un déplacement ou d'une rotation de l'image ultrasonore 3D sur la base de l'information de position de référence correspondant à l'information d'entrée, l'information de position de référence étant stockée dans une unité de stockage correspondant à une pluralité d'objets cibles,

**caractérisé en ce que** l'étape d) comprend :

- la définition d'une pluralité de plans pour projeter l'image ultrasonore 3D ;
- la projection de l'image ultrasonore 3D sur la pluralité de plans pour former par ce moyen des images de projection 2D (en deux dimensions) ;
- la détection des points de contour de l'objet cible dans les images de projection 2D ;
- le calcul des distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour détectés pour former ainsi une information de position qui contient les distances en pixels

- calculées ;  
 d5) la récupération dans l'unité de stockage de l'information de position de référence correspondant à l'information d'entrée ;  
 d6) le calcul d'une obliquité sur la base de l'information de position de référence et de l'information de position pour former ainsi une information d'obliquité ; et  
 d7) l'exécution du déplacement ou de la rotation de l'image ultrasonore 3D sur la base de l'information d'obliquité,
8. Procédé de la revendication 7, dans lequel les plans comprennent un plan XY, un plan YZ et un plan XZ. 15
9. Procédé de la revendication 8, dans lequel l'étape d4) comprend :
- le calcul d'une pluralité de premières distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour dans l'image de projection 2D du plan XY ; 20  
 le calcul d'une pluralité de deuxièmes distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour dans l'image de projection 2D du plan YZ ; 25  
 le calcul d'une pluralité de troisièmes distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour de l'image de projection 2D du plan XZ ; et 30  
 la formation de l'information de position contenant la pluralité de premières, deuxièmes et troisièmes distances en pixels.
10. Procédé de la revendication 9, dans lequel l'information de position de référence comprend une pluralité de distances en pixels prédéterminées entre des pixels correspondant à des points de contour de l'objet cible. 35
11. Procédé de la revendication 10, dans lequel l'étape d6) comprend :
- le calcul de l'obliquité entre la pluralité de premières, deuxièmes et troisièmes distances en pixels de l'information de position et la pluralité de distances en pixels prédéterminées de l'information de position de référence. 45
12. Procédé de la revendication 11, dans laquelle l'étape d7) comprend: 50
- la comparaison de l'obliquité de l'information d'obliquité à une valeur seuil prédéterminée ;  
 le calcul d'une différence entre l'obliquité et la valeur seuil lorsque l'obliquité est plus grande que la valeur seuil ; et  
 le déplacement ou la rotation de l'image ultra-

sonore 3D sur la base de la différence calculée.

13. Moyen lisible par ordinateur comprenant des instructions exécutables par ordinateur configurées pour exécuter les actions suivantes :

- a) la réception d'une information d'entrée pour sélectionner un objet cible;  
 b) la transmission et la réception de signaux ultrasonores vers et de l'objet cible pour ainsi délivrer des données ultrasonores ;  
 c) la formation d'une image ultrasonore 3D sur la base des données ultrasonores ; et  
 d) l'exécution d'un déplacement ou d'une rotation de l'image ultrasonore 3D sur la base d'une information de position de référence correspondant à l'information d'entrée, l'information de position de référence étant stockée dans une unité de stockage correspondant à une pluralité d'objets cibles ;

**caractérisé en ce que** l'étape d) comprend :

- d1) la définition d'une pluralité de plans pour projeter l'image ultrasonore 3D ;  
 d2) la projection de l'image ultrasonore 3D sur la pluralité de plans pour former des images de projection 2D (bidimensionnelles) ;  
 d3) la détection des points de contour de l'objet cible dans les images de projection 2D ;  
 d4) le calcul des distances en pixels entre des pixels correspondant aux points de contour détectés pour former ainsi une information de position qui contient les distances en pixels calculées ;  
 d5) la récupération dans l'unité de stockage de l'information de position de référence correspondant à l'information d'entrée ;  
 d6) le calcul d'une obliquité sur la base de l'information de position de référence et de l'information de position pour former ainsi une information d'obliquité ; et  
 d7) l'exécution du déplacement ou de la rotation de l'image ultrasonore 3D sur la base de l'information d'obliquité.

FIG. 1

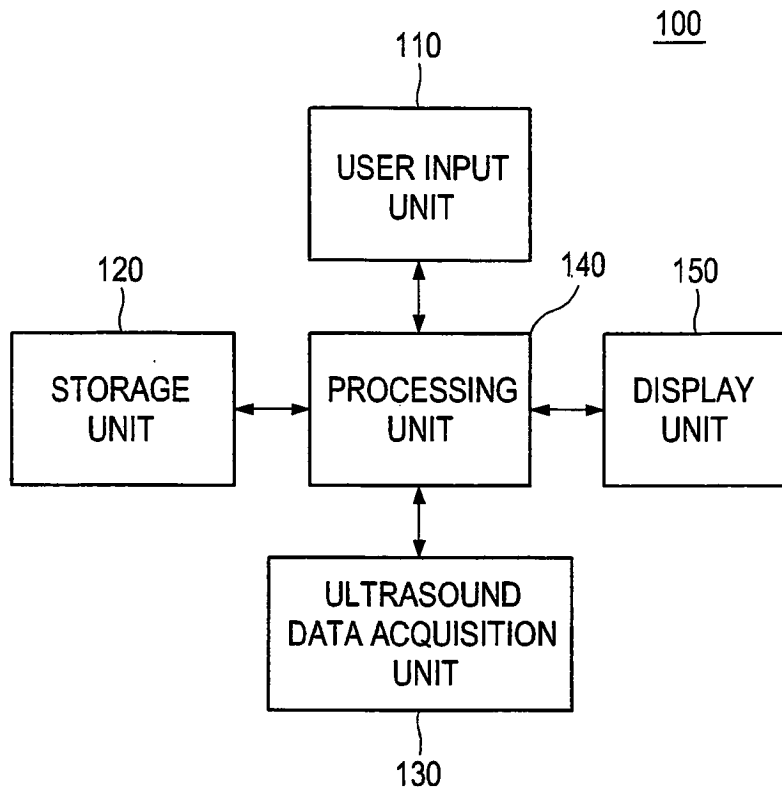


FIG. 2

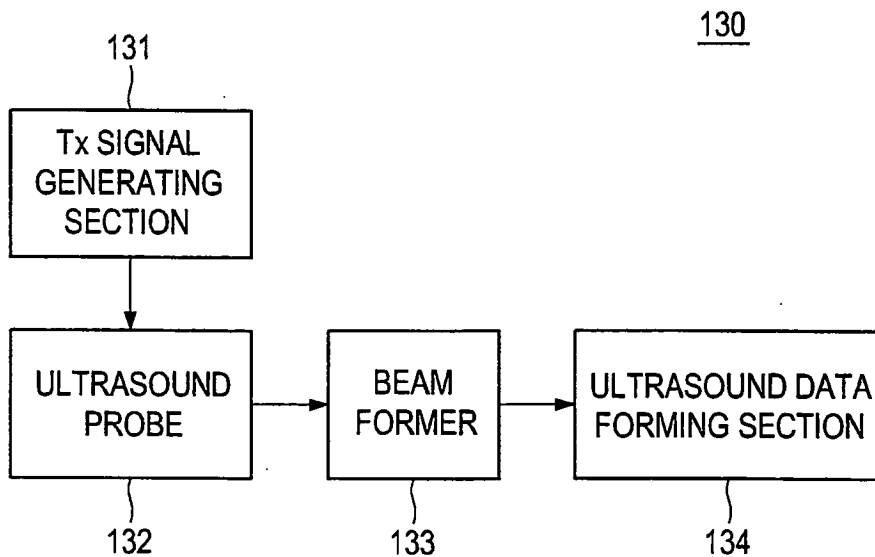


FIG. 3

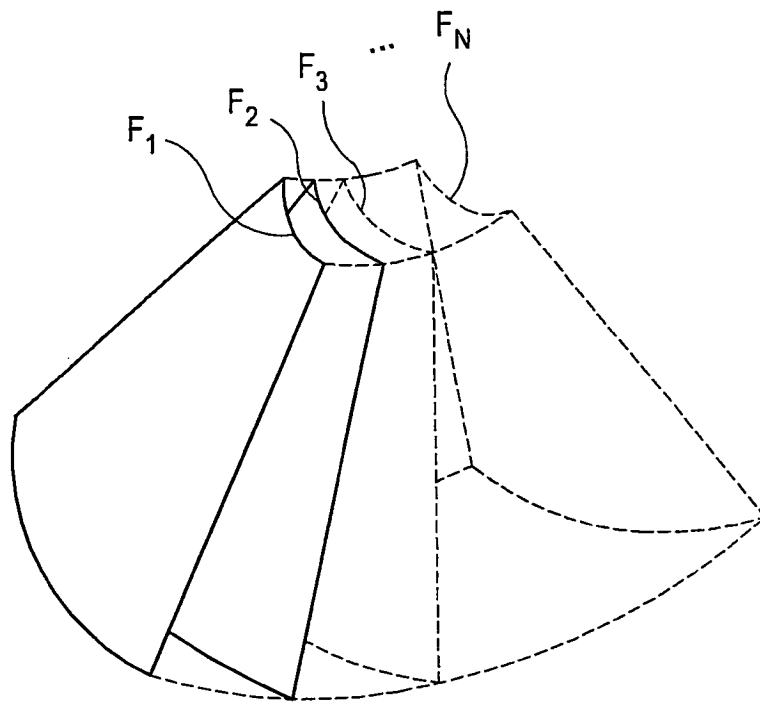


FIG. 4

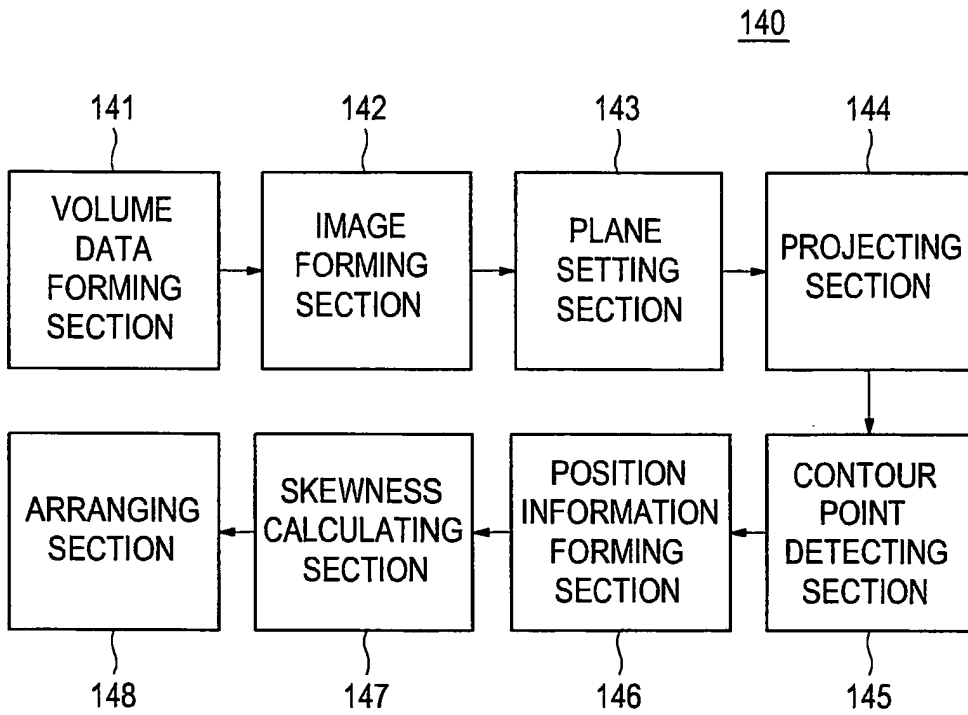


FIG. 5

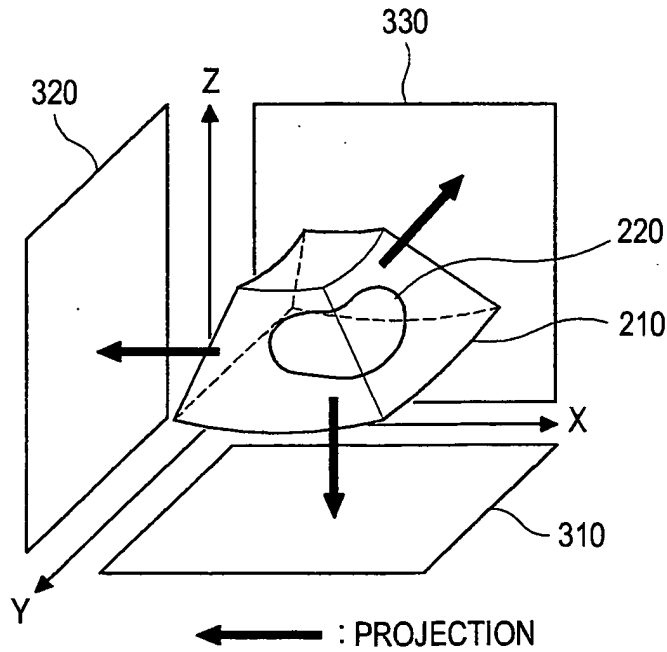


FIG. 6

310

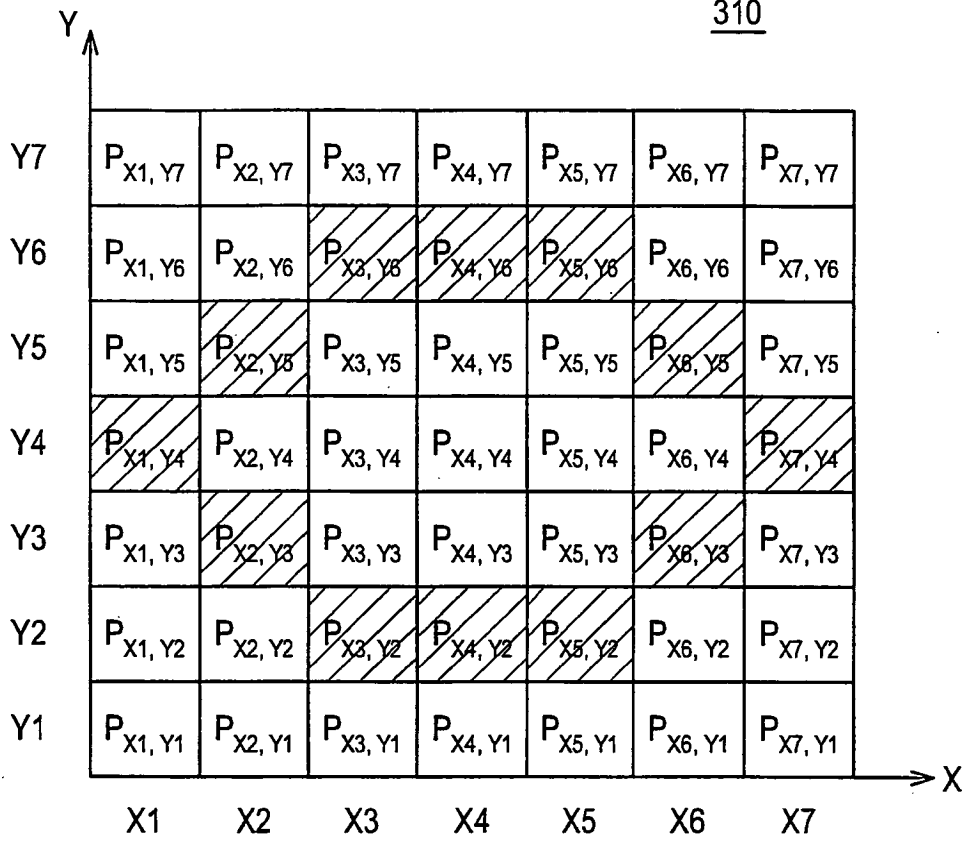


FIG. 7

320

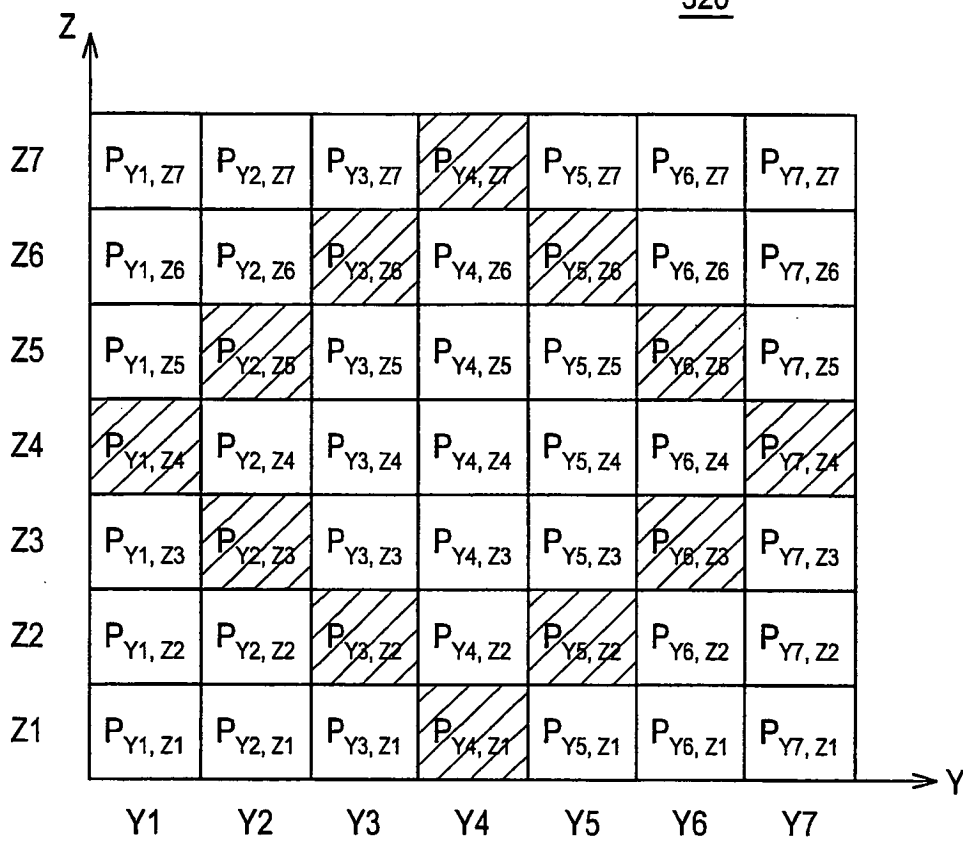
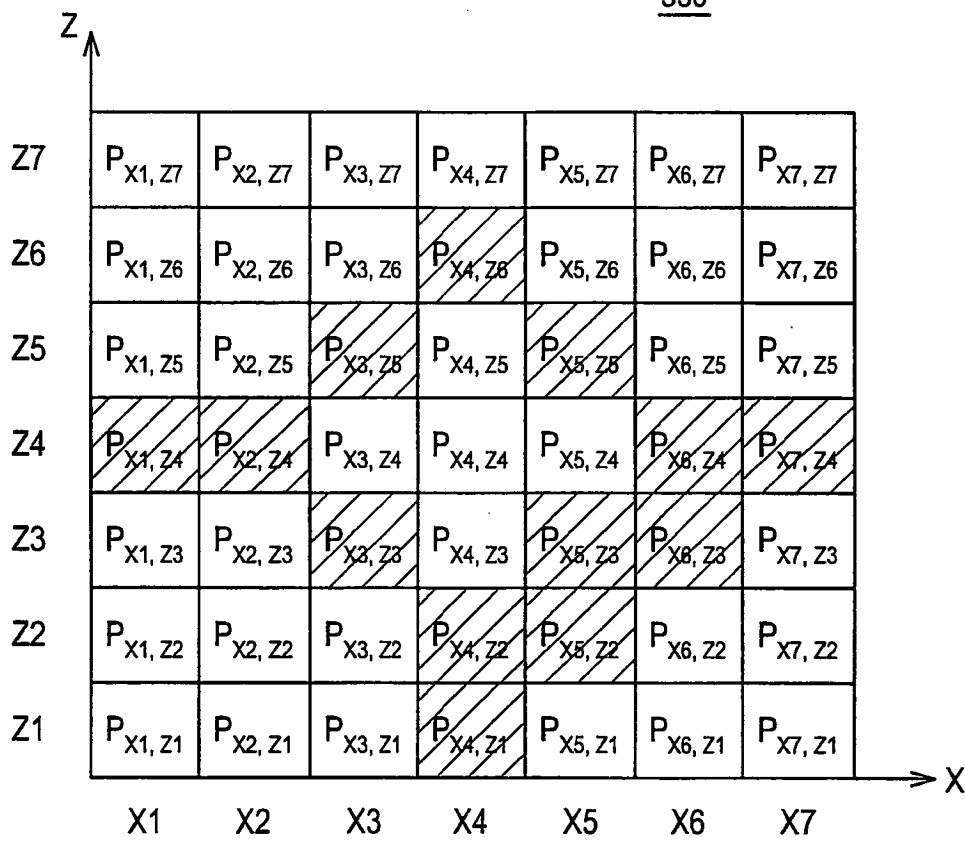


FIG. 8

330



**REFERENCES CITED IN THE DESCRIPTION**

*This list of references cited by the applicant is for the reader's convenience only. It does not form part of the European patent document. Even though great care has been taken in compiling the references, errors or omissions cannot be excluded and the EPO disclaims all liability in this regard.*

**Patent documents cited in the description**

- KR 1020090036300 [0001]
- US 2008186378 A1 [0006]
- EP 1717758 A2 [0007]
- US 20060034513 A1 [0008]

专利名称(译)	在超声系统中布置三维超声图像		
公开(公告)号	<a href="#">EP2249178B1</a>	公开(公告)日	2011-11-09
申请号	EP2010156169	申请日	2010-03-11
申请(专利权)人(译)	MEDISON CO. , LTD.		
当前申请(专利权)人(译)	三星MEDISON CO. , LTD.		
[标]发明人	KIM CHUL AN KIM SUNG YOON LEE SUNG MO		
发明人	KIM, CHUL AN KIM, SUNG YOON LEE, SUNG MO		
IPC分类号	G01S15/89 G06T7/00 G06T3/60 A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/483 G06T7/75 G06T15/08 G06T19/00 G06T2207/10136 G06T2207/30004 G06T2219/008		
代理机构(译)	SCHMID , WOLFGANG		
优先权	1020090036300 2009-04-27 KR		
其他公开文献	EP2249178A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了用于布置3D ( 三维 ) 超声图像 ( 210 ) 的实施例。在一个实施例中，作为非限制性示例，超声系统 ( 100 ) 包括：存储单元 ( 120 ) ，用于存储多个参考位置信息，每个参考位置信息对应于多个目标对象;用户输入单元 ( 110 ) ，用于接收用于选择目标对象的输入信息 ( 220 ) ;超声数据获取单元 ( 130 ) ，被配置为向目标对象 ( 220 ) 发送超声信号和从目标对象 ( 220 ) 接收超声信号，从而输出超声数据;处理单元 ( 140 ) ，与存储单元 ( 120 ) ，用户输入单元 ( 110 ) 和超声数据获取单元 ( 130 ) 通信，处理单元 ( 140 ) ，用于形成3D超声图像 ( 210 ) ) 基于超声数据并基于与输入信息对应的参考位置信息执行3D超声图像 ( 210 ) 的位置布置。

