

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2011-115546
 (P2011-115546A)

(43) 公開日 **平成23年6月16日(2011.6.16)**

(51) Int.Cl. **A61B 8/00 (2006.01)** F1 A61B 8/00 テーマコード (参考) 4C601

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2010-151729 (P2010-151729)
 (22) 出願日 平成22年7月2日 (2010.7.2)
 (31) 優先権主張番号 200910225864.2
 (32) 優先日 平成21年11月30日 (2009.11.30)
 (33) 優先権主張国 中国 (CN)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

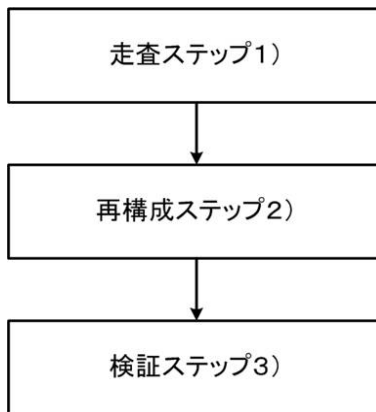
(54) 【発明の名称】 超音波三次元再構成方法及び装置、並びに超音波システム

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、複数の位置から走査し異なる位置の三次元走査画像を再構成して臓器全体の超音波三次元画像が得られる超音波三次元再構成方法及び装置、並びに超音波システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 本発明は超音波三次元再構成方法及び装置、並びに超音波システムを開示した。超音波三次元再構成方法は対応する特徴情報を含んだ複数枚の三次元画像が得られるように臓器の複数の位置に対して走査を行う走査ステップと、複数の三次元画像によって臓器全体の三次元画像を再構成する再構成ステップとを備える。超音波三次元再構成装置は走査ユニット及び再構成ユニットを備える。超音波システムは超音波三次元再構成装置を備える。本発明により複数の位置から走査し異なる位置の三次元走査画像を再構成して臓器全体の超音波三次元画像が得られる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対応する特徴情報を含んだ複数枚の三次元画像が得られるように、臓器の複数の位置に対して走査を行う走査ステップと、

上記複数の三次元画像によって臓器全体の三次元画像を再構成する再構成ステップと、
を備える超音波三次元再構成方法。

【請求項 2】

上記特徴情報は特徴血管、組織形態などを含む請求項 1 に記載の超音波三次元再構成方法。

【請求項 3】

上記再構成ステップは、

隣接した 2 枚の三次元画像の上記特徴情報を抽出する抽出ステップと、

上記特徴情報によって 1 枚目の三次元画像内の点の座標系を 2 枚目の三次元画像の座標系での座標に変換する座標系変換ステップと、

すべての三次元画像が 1 つの座標系にあるように、上記抽出ステップ及び上記座標系変換ステップを繰り返すステップと、

を備える請求項 2 に記載の超音波三次元再構成方法。

【請求項 4】

上記座標系変換ステップは、

2 枚の上記三次元画像の 4 つの共有している特徴点を見つけ、上記特徴点は特徴情報を含んでいる空間内の点であり、

各特徴点 w に対して数式 (1) の 3 つの方程式をそれぞれ立て、

【数 1】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

... (1)

立てられた 1 2 個の方程式で 1 2 個の未知数値 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z を求め、

求められた 1 2 個の未知数値を数式 (2) の方程式に代入して座標系の変換を行う、

【数 2】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

... (2)

請求項 3 に記載の超音波三次元再構成方法。

10

20

30

40

50

なお、 (x_w, y_w, z_w) は特徴点 w が 1 枚目の三次元画像の座標系での座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) は上記特徴点 w の 2 枚目の三次元画像の座標系での座標であり、

(x, y, z) は 1 枚目の三次元画像での点とその三次元画像の座標系での座標で、 (x', y', z') は上記点が 2 枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【請求項 5】

合成によって得られた上記臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にあるか否か検証する検証ステップを備える請求項 4 に記載の超音波三次元再構成方法。

【請求項 6】

上記検証ステップは、

三次元画像 m 及び三次元画像 n における L 個の共有している特徴点を選択し、
数式 (3) によって上記合成誤差を計算し、

【数 3】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

... (3)

上記合成誤差が閾値より小さいか否かを判断する請求項 5 に記載の超音波三次元再構成方法。

なお、 (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点 i が三次元画像 m の座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は上記特徴点 i が三次元画像 n の座標系での座標である。

【請求項 7】

対応する特徴情報を含んだ複数枚の三次元画像が得られるように、臓器の複数の位置に対して走査を行う走査ユニットと、

上記三次元画像によって、臓器全体の三次元画像を再構成する再構成ユニットと、
を含む超音波三次元再構成装置。

【請求項 8】

上記特徴情報は特徴血管、組織形態を含む請求項 7 に記載の超音波三次元再構成装置。

【請求項 9】

上記再構成ユニットは、

隣接した 2 枚の三次元画像の上記特徴情報を抽出する抽出ユニットと、

上記特徴情報によって 1 枚目の三次元画像内の点の座標系を 2 枚目の三次元画像の座標系での座標に変換する座標系変換ユニットと、

を備える請求項 8 に記載の超音波三次元再構成装置。

【請求項 10】

上記座標系変換ユニットは、

2 枚の上記三次元画像の 4 つの共有している特徴点を見つけるユニットを備え、上記特徴点は特徴情報を含んでいる空間内の点であり、

各特徴点 w に対して数式 (1) の 3 つの方程式をそれぞれ立てるユニットを備え、

【数 4】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

10

20

30

40

50

... (1)

立てられた 12 個の方程式で 12 個の未知数値 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z を求めるユニットを備え、求められた 12 個の未知数値を数式 (2) の方程式に代入して座標系の変換を行うユニットを備える、

【数 5】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$\begin{matrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \end{matrix}$$

10

... (2)

請求項 9 に記載の超音波三次元再構成装置。

20

なお、 (x_w, y_w, z_w) は特徴点 w が 1 枚目の三次元画像の座標系での座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) は上記特徴点 w の 2 枚目の三次元画像の座標系での座標であり、

(x, y, z) は 1 枚目の三次元画像での点 p がその三次元画像の座標系での座標で、 (x', y', z') は上記点 p が 2 枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【請求項 11】

合成によって得られた上記臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にあるか否かを検証する検証ユニットを備える請求項 10 に記載の超音波三次元再構成装置。

【請求項 12】

上記検証ユニットは、

30

三次元画像 m 及び三次元画像 n における L 個の共有している特徴点を選択するユニットを備え、

数式 (3) によって上記合成誤差を計算するユニットを備え、

【数 6】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

... (3)

40

上記合成誤差が閾値より小さいか否かを判断するユニットを備える請求項 11 に記載の超音波三次元再構成装置。

なお、 (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点 i が三次元画像 m の座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は上記特徴点 i が三次元画像 n の座標系での座標である。

【請求項 13】

超音波三次元再構成装置を有する超音波システムにおいて、

上記超音波三次元再構成装置は、

対応する特徴情報を含んだ複数枚の三次元画像が得られるように、臓器の複数の位置に対して走査を行う走査ユニットと、

上記三次元画像によって、臓器全体の三次元画像を再構成する再構成ユニットと、

50

を含む超音波システム。

【請求項 1 4】

上記特徴情報は特徴血管、組織形態を含む請求項 1 3 に記載の超音波システム。

【請求項 1 5】

上記再構成ユニットは、

隣接した 2 枚の三次元画像の上記特徴情報を抽出する抽出ユニットと、

上記特徴情報によって 1 枚目の三次元画像内の点の座標系を 2 枚目の三次元画像の座標系での座標に変換する座標系変換ユニットと、

を備える請求項 1 4 に記載の超音波システム。

【請求項 1 6】

上記座標系変換ユニットは、

2 枚の上記三次元画像の 4 つの共有している特徴点を見つけるユニットを備え、上記特徴点は特徴情報を含んでいる空間内の点であり、

各特徴点 w に対して数式 (1) の 3 つの方程式をそれぞれ立てるユニットを備え、

【数 7】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

... (1)

立てられた 1 2 個の方程式で 1 2 個の未知数値 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z を求めるユニットを備え、

求められた 1 2 個の未知数値を数式 (2) の方程式に代入して座標系の変換を行うユニットを備える、

【数 8】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

... (2)

請求項 1 5 に記載の超音波システム。

なお、 (x_w, y_w, z_w) は特徴点 w が 1 枚目の三次元画像の座標系での座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) は上記特徴点 w の 2 枚目の三次元画像の座標系での座標であり、

(x, y, z) は 1 枚目の三次元画像での点とその三次元画像の座標系での座標で、 (x', y', z') は上記点が 2 枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【請求項 1 7】

合成によって得られた上記臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にある

10

20

30

40

50

か否か検証する検証ユニットを備える請求項 16 に記載の超音波システム。

【請求項 18】

上記検証ユニットは、

三次元画像 m 及び三次元画像 n における L 個の共有している特徴点を選択するユニットを備え、

数式 (3) によって上記合成誤差を計算するユニットを備え、

【数 9】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

10

... (3)

上記合成誤差が閾値より小さいか否かを判断するユニットを備える請求項 17 に記載の超音波システム。

なお、 (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点 i が三次元画像 m の座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は上記特徴点 i が三次元画像 n の座標系での座標である。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波三次元走査の技術分野に関し、特に超音波三次元再構成方法及び装置、並びに超音波システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来、超音波三次元走査の技術分野において、最新技術は主にシステムの実現に集中されている。例えば発明名称が「三次元超音波画像の形成に用いられる装置及び方法」である特許文献 1、又は発明名称が「超音波ビームの三次元走査に用いられる機構及びシステム」である特許文献 2 が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】中国特許出願番号 200510006818.5

【特許文献 2】中国特許出願番号 02829603

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、実際の応用においてプローブのサイズ、パワーの制限などの要素の原因によって、1フレームの三次元超音波画像の走査範囲が限定され、走査される臓器全体を完全に走査できない場合が多い。このような場合において、臨床医師が異なる位置を走査するために、超音波プローブを移動する必要がある。このようにするとき、ある切断面の検査が漏れてしまうことがあり得る。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、複数の位置から超音波の三次元走査を行い、異なる位置の三次元走査画像を再構成して、臓器全体の超音波三次元画像が得られる超音波三次元再構成方法及び装置、並びに超音波システムを提供することを目的とする。

【0006】

上述の問題を解決ために、本発明の超音波三次元再構成方法は、対応する特徴情報を含んだ複数枚の三次元画像が得られるように臓器の複数の位置に対して走査を行う走査ステップと、複数の三次元画像によって臓器全体の三次元画像を再構成する再構成ステップとを備える。

50

【 0 0 0 7 】

特徴情報は特徴血管、組織形態などを含む。

【 0 0 0 8 】

再構成ステップは、隣接した2枚の三次元画像の特徴情報を抽出する抽出ステップと、特徴情報によって1枚目の三次元画像内の点の座標系を2枚目の三次元画像の座標系での座標に変換する座標系変換ステップと、すべての三次元画像が1つの座標系にあるように抽出ステップ及び座標系変換ステップを繰り返すステップとを備える。

【 0 0 0 9 】

座標系変換ステップは、2枚の三次元画像の4つの共有している特徴点を見つけ、特徴点は特徴情報を含んでいる空間内の点であり、各特徴点 w に対して数式(1)の3つの方程式をそれぞれ立てる。

10

【 数 1 】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

20

... (1)

【 0 0 1 0 】

立てられた12個の方程式で12個の未知数値 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z を求め、求められた12個の未知数値を数式(2)の方程式に代入して座標系の変換を行う。

【 数 2 】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

30

... (2)

【 0 0 1 1 】

40

なお、 (x_w, y_w, z_w) は特徴点 w が1枚目の三次元画像の座標系での座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) は特徴点 w の2枚目の三次元画像の座標系での座標であり、 (x, y, z) は1枚目の三次元画像での点とその三次元画像の座標系での座標で、 (x', y', z') は点が2枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【 0 0 1 2 】

本発明の超音波三次元再構成方法は、合成によって得られた臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にあるか否か検証する検証ステップをさらに備える。

【 0 0 1 3 】

検証ステップは、三次元画像 m 及び三次元画像 n における L 個の共有している特徴点を選択し、数式(3)によって上記合成誤差を計算する。

50

【数 3】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(X_{mi} - X_{ni})^2 + (Y_{mi} - Y_{ni})^2 + (Z_{mi} - Z_{ni})^2}$$

... (3)

【0014】

合成誤差が閾値より小さいか否かを判断する。

なお、 (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点 i が三次元画像 m の座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は特徴点 i が三次元画像 n の座標系での座標である。

10

【0015】

本発明の超音波三次元再構成装置は、対応する特徴情報を含んだ複数枚の三次元画像が得られるように臓器の複数の位置に対して走査を行う走査ユニットと、三次元画像によって臓器全体の三次元画像を再構成する再構成ユニットとを含む。

【0016】

特徴情報は特徴血管、組織形態を含む。

【0017】

再構成ユニットは、隣接した2枚の三次元画像の特徴情報を抽出する抽出ユニットと、特徴情報によって1枚目の三次元画像内の点の座標系を2枚目の三次元画像の座標系での座標に変換する座標系変換ユニットとを備える。

20

【0018】

座標系変換ユニットは、2枚の三次元画像の4つの共有している特徴点を見つけるユニットを備え、特徴点は特徴情報を含んでいる空間内の点であり、各特徴点 w に対して数式(1)の3つの方程式をそれぞれ立てるユニットを備える。

【数 4】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

... (1)

【0019】

立てられた12個の方程式で12個の未知数値 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z を求めるユニットを備え、求められた12個の未知数値を数式(2)の方程式に代入して座標系の変換を行うユニットを備える、

30

【数 5】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$\begin{matrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \end{matrix}$$

10

... (2)

【0020】

なお、 (x_w, y_w, z_w) は特徴点 w が 1 枚目の三次元画像の座標系での座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) は特徴点 w の 2 枚目の三次元画像の座標系での座標であり、 (x, y, z) は 1 枚目の三次元画像での点とその三次元画像の座標系での座標で、 (x', y', z') は点が 2 枚目の三次元画像の座標系での座標である。

20

【0021】

本発明の超音波三次元再構成装置は、合成によって得られた臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にあるか否かを検証する検証ユニットをさらに備える。

【0022】

検証ユニットは、三次元画像 m 及び三次元画像 n における L 個の共有している特徴点を選択するユニットを備え、数式 (3) によって合成誤差を計算するユニットを備える。

【数 6】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

30

... (3)

【0023】

合成誤差 が閾値より小さいか否かを判断する。

なお、 (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点 i が三次元画像 m の座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は特徴点 i が三次元画像 n の座標系での座標である。

【0024】

超音波三次元再構成装置を有する超音波システムにおいて、超音波三次元再構成装置は、対応する特徴情報を含んだ複数枚の三次元画像が得られるように臓器の複数の位置に対して走査を行う走査ユニットと、三次元画像によって臓器全体の三次元画像を再構成する再構成ユニットとを含む。

40

【0025】

特徴情報は特徴血管、組織形態を含む。

【0026】

再構成ユニットは、隣接した 2 枚の三次元画像の特徴情報を抽出する抽出ユニットと、特徴情報によって 1 枚目の三次元画像内の点の座標系を 2 枚目の三次元画像の座標系での座標に変換する座標系変換ユニットとを備える。

【0027】

座標系変換ユニットは、2 枚の上記三次元画像の 4 つの共有している特徴点を見つけるユニットを備え、特徴点は特徴情報を含んでいる空間内の点である。また、各特徴点 w に対して数式 (1) の 3 つの方程式をそれぞれ立てるユニットを備える。

50

【数 7】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

... (1)

10

【0028】

立てられた12個の方程式で12個の未知数値 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z を求めるユニットを備え、求められた12個の未知数値を数式(2)の方程式に代入して座標系の変換を行うユニットを備える。

【数 8】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

20

... (2)

30

【0029】

なお、 (x_w, y_w, z_w) は特徴点 w が1枚目の三次元画像の座標系での座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) は特徴点 w の2枚目の三次元画像の座標系での座標であり、 (x, y, z) は1枚目の三次元画像での点とその三次元画像の座標系での座標で、 (x', y', z') は点が2枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【0030】

本発明の超音波システムは、合成によって得られた臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にあるか否かを検証する検証ユニットをさらに備える。

【0031】

検証ユニットは、三次元画像 m 及び三次元画像 n における L 個の共有している特徴点を選択するユニットを備え、数式(3)によって合成誤差を計算するユニットを備える。

40

【数 9】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

... (3)

【0032】

合成誤差 が閾値より小さいか否かを判断するユニットを備える。

なお、 (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点 i が三次元画像 m の座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は特徴点 i が三次元画像 n の座標系での座標である。

50

【発明の効果】

【0033】

従来技術と比べれば、本発明の超音波三次元再構成方法及び装置、並びに超音波システムは以下の有益な効果がある。

まず、本発明は複数の位置から走査するので、複数の位置から臓器を走査することができる。このため、臓器全体の領域を覆うことができ、臓器全体の三次元画像を得ることができる。

次に、本発明は医師による超音波の走査をガイドする方法、装置又はシステムとして、臨床応用に役立ち、医師が1つ1つの位置を順に走査して組織臓器全体を走査する。

さらに、本発明が臓器全体の三次元画像を表示できるので、任意の角度において任意の切断面を選択して病気診断を行うことができ、臓器のある小さい病気のサーチ及びフィルタに対してさらに優れる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【0034】

以下、本開示内容をより容易に理解するために、図面を参照しながら説明する。

【図1】本発明の超音波三次元再構成方法のフローチャートである。

【図2】図1における再構成ステップをさらに小別したフローチャートである。

【図3】図2における座標系変換ステップをさらに小別したフローチャートである。

【図4】検証ステップのフローチャートである。

【図5】本発明の超音波三次元再構成装置の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

以下、本発明の実施形態について詳しく説明するが、本発明は後述の実施形態に限定されない。

図1に示されたように、超音波三次元再構成方法を開示し、以下のステップを備えている。

走査ステップ1)：複数枚の三次元画像が得られるように、臓器に対して複数の位置から走査し、各三次元画像は対応する特徴情報を含んでいる。

再構成ステップ2)：ステップ1)で得られた三次元画像によって臓器全体の三次元画像を再構成する。

なお、特徴情報は特徴血管、組織形態などを含む。

【0036】

上述のように、本発明の超音波三次元再構成方法は複数の位置から走査するようになっている。すなわち、複数の位置から走査して複数の三次元画像を得る。また、各三次元画像は対応する点の範囲内の特徴情報を含むようにする。そして、これらの三次元画像を再構成して臓器全体の三次元画像を得る。得られた臓器全体の三次元画像はその臓器のすべての特徴情報を含んでいる。これにより、医師は臓器全体の三次元画像が見え、臓器のいずれの部分も漏れないようになる。

【0037】

再構成ステップ2)において、図2に示されたように以下のステップが含まれる。

抽出ステップ21)隣接した2枚の三次元画像の特徴情報を抽出する。

座標系変換ステップ22)1枚目の三次元画像内の点の座標を2枚目の三次元画像の座標系での座標に変換する。

【0038】

走査により得られた複数の三次元画像を臓器全体の三次元画像に再構成するとき、2枚ずつ合成するようにする。すなわち、隣接した2枚の三次元画像を合成した後、順次に合成して臓器全体の三次元画像が得られる。例えば、3つの位置から走査する実施例において、3枚の三次元画像(画像1、画像2及び画像3)が得られ、まず画像1と画像2とを合成して画像4が得られ、次に画像4と画像3とを合成して画像5が得られる。ここで、画像5が最後に得られた臓器全体の三次元画像である。もちろん、別の順で合成してもよ

10

20

30

40

50

い。

【0039】

画像の合成において、まず合成しようとする2枚の三次元画像の特徴情報を抽出する。なお、特徴情報は例えば臓器の一部の特徴血管、組織形態などである。次に、2枚の三次元画像の座標系を変換する。すなわち、1枚目の三次元画像の座標系を2枚目の三次元画像の座標系に変換する。すべての三次元画像が1つの座標系内にあると、合成の完成を証明する。

【0040】

座標系変換ステップ22)において、図3に示されたように以下の方法で実現することができる。

ステップ221) 2枚の三次元画像において4つの共有している特徴点を見つける。その特徴点は特徴情報を含んでいる空間内の点である。

ステップ222) 各特徴点Wにおいて、以下の3つの方程式がある。

【数1】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

【0041】

なお、 (x_w, y_w, z_w) は1枚目の三次元画像の座標系での特徴点wの座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) は2枚目の三次元画像の座標系での特徴点wの座標である。

【0042】

ステップ223) 立てられた12個の方程式で12個の未知数値 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z を求める。

ステップ224) 求められた12個の未知数値を以下の数式(1)に示された方程式に代入して座標系を変換する。

【数2】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

... (1)

【0043】

なお、 (x, y, z) は1枚目の三次元画像での点とその三次元画像の座標系での座標で、 (x', y', z') は上述の点が2枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【0044】

上述のように、本発明は2枚の三次元画像で共有している特徴点を見つけることで、共有している特徴点により2つの座標系の変換に必要な係数を計算する。これらの係数を獲

10

20

30

40

50

得した後、座標系を変換することができる。

【0045】

ここで、本発明で言及された画像再構成方法はただ様々な再構成計算方法の1つで、当業者はいずれの別の画像再構成方法を考えてもよい。また、画像再構成方法は尽きないので、一つ一つ列挙しない。

【0046】

また図1に示されたように、本発明の超音波三次元再構成方法は、合成によって得られた臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にあるか否かを検証する検証ステップ3)をさらに有している。

【0047】

合成誤差は、図4に示されたステップによって検証することができる。

ステップ31)三次元画像m及び三次元画像nのL個の共有している特徴点を選択する。

ステップ32)以下の数式によって合成誤差を計算する。

【数3】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

【0048】

なお、 (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点が三次元画像mの座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は特徴点が三次元画像nの座標系での座標で、LはL個の共有している特徴点を選択したことを示している。

【0049】

ステップ33)合成誤差が閾値より小さいか否か判断する。

上述のステップにおいて、特徴点の三次元画像mの座標系における座標及び三次元画像nの座標系における座標によって合成誤差を計算する。もちろん、別の方法で合成結果を検証してもよい。

【0050】

肝臓が人体内で最大の器官で、腹腔の右上に位置し、ちょうど右下肋骨の下方に位置していることはよく知られている。右下肋骨は肝臓の大部分を保護する。人と対面した方向から見ると、成人の肝臓の平均的な大きさは約25cm(左から右まで)*15cm(前から後まで)*6cm(上から下まで)である。このため、1つの位置だけで肝臓全体の領域を走査しにくい。

【0051】

以下、本発明の超音波三次元再構成方法について、肝臓を一例として説明する。

肝臓に対して3つの点を選択して走査することができる。すなわち、プローブを位置1、位置2及び位置3の3つの位置に位置させる。位置1は腹部の中央部、左肝の正面にあり、位置1においてプローブは左肝領域を覆うことができる。位置2は右下肋骨の下方にあり、位置2においてプローブは右肝の下部領域を覆うことができる。位置3は側面にあり、第5及び第6肋骨の間で、プローブが右肝の上部領域を覆うことができる。この3つの位置で肝臓を走査して3枚の三次元画像が得られ、各枚の三次元画像は特徴情報を含むようにする。

【0052】

位置1の三次元画像は以下の特徴情報を含むようにする。

左肝の縁部、

肝静脈の中央分枝及び左分枝、

肝動脈、門静脈及び胆管の主分枝点。

【0053】

位置2の三次元画像は以下の特徴情報を含むようにする。

10

20

30

40

50

右肝の下部縁部、
肝動脈、門静脈及び胆管の主分枝点、
肝動脈、門静脈及び胆管の右分枝。

【0054】

位置2の三次元画像は以下の特徴情報を含むようにする。

右肝の上部縁部、
肝動脈、門静脈及び胆管の右分枝、
肝静脈の中央分枝及び右分枝。

【0055】

走査により得られた三次元画像が対応する特徴情報を含まないと、対応する特徴情報が含まれるようにその位置をもう一度走査する。 10

対応する特徴情報が含まれた3つの三次元画像を得た後、まず位置1の三次元画像と位置2の三次元画像を合成する。血管を見つけてそれらの中心軸を抽出する。超音波画像において血管は低エコー領域であるため、まず低エコー管状領域を選択し、次に領域の収縮で一つ一つの画素に従って血管の軸線を抽出する。

【0056】

この2枚の三次元画像の4つの共有の特徴点は、門静脈、胆管及び肝動脈の主分枝点（第1分枝点）（3つの点がある）、並び肝動脈、門静脈及び胆管が肝臓の縁部に進入する交差点（3つのうち1つの点を選択すれば良い）である。

【0057】

各特徴点（4つの特徴点をa、b、c、dとする）に対して、数式（2）に示されたように12個の方程式が立てられる。 20

【数 4】

$$x'_a = R_{11} * x_a + R_{12} * y_a + R_{13} * z_a + t_x$$

$$y'_a = R_{21} * x_a + R_{22} * y_a + R_{23} * z_a + t_y$$

$$z'_a = R_{31} * x_a + R_{32} * y_a + R_{33} * z_a + t_z$$

$$x'_b = R_{11} * x_b + R_{12} * y_b + R_{13} * z_b + t_x$$

$$y'_b = R_{21} * x_b + R_{22} * y_b + R_{23} * z_b + t_y$$

$$z'_b = R_{31} * x_b + R_{32} * y_b + R_{33} * z_b + t_z$$

$$x'_c = R_{11} * x_c + R_{12} * y_c + R_{13} * z_c + t_x$$

$$y'_c = R_{21} * x_c + R_{22} * y_c + R_{23} * z_c + t_y$$

$$z'_c = R_{31} * x_c + R_{32} * y_c + R_{33} * z_c + t_z$$

$$x'_d = R_{11} * x_d + R_{12} * y_d + R_{13} * z_d + t_x$$

$$y'_d = R_{21} * x_d + R_{22} * y_d + R_{23} * z_d + t_y$$

$$z'_d = R_{31} * x_d + R_{32} * y_d + R_{33} * z_d + t_z$$

... (2)

【0058】

得られた R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z は数式 (3) のとおりである。

【数 5】

$$\begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.59 & 0.12 & 0.12 & -80.7 \\ 0.12 & 1.11 & 0.24 & -91.3 \\ -0.48 & 0.21 & 0.09 & 138.6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

... (3)

【0059】

注意：Z軸がプローブの中心軸線で、プローブを離れる方向が正方向で、プローブの表面が原点である。X軸はプローブ表面に平行で、プローブの走査平面内にあり、左から右の方向が正方向である。Y軸は走査平面に垂直で、下から上の方向が正方向である。

【0060】

10

20

30

40

50

次に、数式(3)の数値を以下の数式(1)に代入して三次元画像の座標系を変換する。

【数6】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

10

... (1)

【0061】

注意：座標軸において1つの画素が1つの座標軸単位1に対応すると仮定し、1つの画素の距離が1mmであると定義し、計算後は四捨五入で整数を得る。

このため、位置1で得られた三次元画像と位置2で得られた三次元画像とを合成して三次元画像'が得られる。

20

【0062】

次に、合成により得られた三次元画像'と位置3で得られた三次元画像とを合成し、共有の特徴点は以下のとおりである。

肝動脈、門静脈及び胆管が肝臓に進入した後、右分枝の第1番目の分枝点(ここで3つの点を選択できる)、

肝臓縁部と肝静脈との交差点。

【0063】

上述のような4つの特徴点に対して、数式(2)に示されたように12個の方程式を立て、12個の方程式の解を求めると、以下の数式(4)に示されたとおりである。

30

【数7】

$$\begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.36 & 0.67 & 0.22 & 98.72 \\ 0.88 & 1.43 & 0.36 & 0.79 \\ -0.51 & 0.02 & 0.52 & 163.28 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

... (4)

【0064】

次に、数式(4)の数値を以下の数式(1)に代入して三次元画像の座標系を変換する。

40

【数 8】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

10

... (1)

【0065】

上述のステップに基づいて、最後に肝臓全体の三次元画像が得られる。

【0066】

以下、得られた三次元画像の合成誤差が認められるか否か検証する。

この例において、位置 1 で得られた三次元画像及び最後に得られた肝臓全体の三次元画像をそれぞれに画像 m 及び画像 n とする。

20

次に、画像 m と画像 n との 3 つの共同点を選択し、すなわち肝静脈が肝臓に進入する方向の左、中、右の第 1 番目の分枝点である。

以下の数式により合成誤差を計算する。

【数 9】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^3 \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

【0067】

(x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点が三次元画像 m の座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は特徴点が三次元画像 n の座標系での座標である。

30

が閾値より小さいと、再構成の質量に優れる。本例では を 16 にする。ここで、座標は 1 つの画素を 1 つの単位とする。

【0068】

以下、本発明の超音波三次元再構成システムについて、脾臓を一例として説明する。

脾臓は左季肋部に位置し、胃の左側と膈との間、すなわち左側の第 9 ~ 第 11 肋の深さ面に相当し、その長軸が第 10 肋の方向とほぼ一致している。一般的に、脾動脈血管と脾静脈血管とは伴って存在している。

【0069】

プローブを第 9 肋骨と第 10 肋骨との間の前後対称である 2 つの位置（それぞれに第 1 脾位置及び第 2 脾位置と称する）に置くと、脾臓のすべての領域を走査することができる。

40

【0070】

第 1 脾位置で得られた第 1 三次元画像は以下の特徴情報を含むようにする。

脾の前方縁部及び上下縁部、
脾動脈の主幹及び脾に進入する動脈血管、
脾静脈の主幹及び脾に進入する静脈血管。

【0071】

第 2 脾位置で得られた第 2 三次元画像は以下の特徴情報を含むようにする。

脾の後方縁部及び上下縁部、

50

脾動脈の主幹及び脾に進入する動脈血管、
脾静脈の主幹及び脾に進入する静脈血管。

【 0 0 7 2 】

以下、再構成ステップを行い、第 1 三次元画像と第 2 三次元画像とを合成する。

第 1 三次元画像と第 2 三次元画像との 4 つの共同特徴点を見つける。

脾動、静脈の主幹分枝の第 1 番目の節点 (2 つの特徴点)、

脾動、静脈の主幹分枝の前から後の第 2 番目の分枝における第 1 番目の節点 (2 つの特徴点) である。

これにより、各特徴点に対して、以下の 3 つの方程式を立てる。

【数 1 0】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

【 0 0 7 3 】

得られた R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z の数値は数式 (5) のとおりである。 20

【数 1 1】

$$\begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.34 & 0.06 & 0.16 & -72.8 \\ 0.11 & 1.06 & 0.08 & 0.92 \\ -0.55 & 0.31 & 0.11 & 137.7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

... (5)

【 0 0 7 4 】

なお、X、Y、Z 軸を設定し、Z 軸はプローブの中心軸線で、プローブを離れる方向が正方向で、プローブの表面が原点である。X 軸はプローブ表面に平行でプローブの走査平面内にあり、左から右の方向が正方向である。Y 軸は走査平面に垂直で、下から上の方向が正方向である。

【 0 0 7 5 】

次に、数式 (5) の数値を以下の数式 (1) に代入して計算する。

【数 1 2】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

10

20

30

40

50

... (1)

【 0 0 7 6 】

これにより、脾臓全体の三次元画像が得られる。

次に検証を行い、検証のステップは肝臓と類似しているので説明を省略する。

【 0 0 7 7 】

超音波三次元再構成方法に対応して、本発明は超音波三次元再構成装置を開示している。図 5 に示されたように、超音波三次元再構成装置は以下の構成要件を有している。

走査ユニット 1 : 複数枚の三次元画像が得られるように、臓器に対して複数の位置から走査し、各三次元画像は対応する特徴情報を含むようにする。

再構成ユニット 2 : これらの三次元画像によって、臓器全体の三次元画像を再構成する。

10

特徴情報は特徴血管、組織形態を含む。

【 0 0 7 8 】

再構成ユニット 2 はさらに以下の構成要件をさらに含んでいる。

抽出ユニット : 隣接した 2 枚の三次元画像の特徴情報を抽出する。

座標系変換ユニット : 特徴情報によって 1 枚目の三次元画像内の点の座標を 2 枚目の三次元画像の座標系の座標に変換する。

【 0 0 7 9 】

なお、座標系変換ユニットは 2 枚の三次元画像における共有の 4 つの特徴点を見つけるユニットを備え、特徴点としては特徴情報を含んでいる空間内の点である。

20

座標系変換ユニットは、各特徴点 w に対して以下の 3 つの方程式をそれぞれ立てるユニットを備える。

【 数 1 3 】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

30

【 0 0 8 0 】

なお、 (x_w, y_w, z_w) は特徴点 w が 1 枚目の三次元画像の座標系での座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) はその特徴点 w が 2 枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【 0 0 8 1 】

また、座標系変換ユニットは立てられた 1 2 個の方程式により R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z の 1 2 個の未知数値を得るユニットを備える。

さらに、座標系変換ユニットは得られた 1 2 個の未知数値を以下の数式 (1) に代入しその数式 (1) に基づいて座標系変換を行うユニットを備える。

40

【数 1 4】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

10

... (1)

【0082】

なお、(x、y、z)は1枚目の三次元画像内の点とその三次元画像の座標系での座標で、(x'、y'、z')は上述の点が2枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【0083】

また図5に示されたように、本発明の超音波三次元再構成装置は合成によって得られた臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にあるか否かを検証する検証ユニット3をさらに備えている。

20

【0084】

さらに、検証ユニット3は三次元画像m及び三次元画像nにおける共有しているL個の特徴点を選択するユニットを備える。

検証ユニット3は、以下の数式により合成誤差を計算するユニットを備える。

【数 1 5】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

30

【0085】

なお、(x_{mi}、y_{mi}、z_{mi})は特徴点iが三次元画像mの座標系での座標で、(x_{ni}、y_{ni}、z_{ni})は特徴点iが三次元画像nの座標系での座標である。

また検証ユニット3は、合成誤差が閾値より小さいか否かを判断するユニットを備える。

【0086】

(元の

【0087】

を削除しました。)

また、本発明は超音波システムを開示し、その超音波システムは超音波三次元再構成装置を有し、超音波三次元再構成装置は以下のユニットを有している。

40

【0088】

走査ユニット1：臓器に対して複数の位置から走査して複数の三次元画像を獲得し、各三次元画像は対応する特徴情報を含んでいる。

再構成ユニット2：それらの三次元画像に基づいて臓器全体の三次元画像を再構成する。

なお、特徴情報は特徴血管、組織形態を含む。

【0089】

さらに、再構成ユニット2は以下の構成要件をさらに含んでいる。

抽出ユニット：隣接した2枚の三次元画像の特徴情報を抽出する。

50

座標系変換ユニット：特徴情報によって1枚目の三次元画像内の点の座標を2枚目の三次元画像の座標系の座標に変換する。

【0090】

なお、座標系変換ユニットは2枚の三次元画像における共有の4つの特徴点を見つけるユニットを備え、特徴点としては特徴情報を含んでいる空間内の点である。

座標系変換ユニットは、各特徴点Wに対して以下の3つの方程式をそれぞれ立てるユニットを備える。

【数16】

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x \quad 10$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

【0091】

なお、 (x_w, y_w, z_w) は特徴点Wが1枚目の三次元画像の座標系での座標で、 (x'_w, y'_w, z'_w) はその特徴点Wが2枚目の三次元画像の座標系での座標である。

20

【0092】

また、座標系変換ユニットは立てられた12個の方程式により R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 、 t_z の12個の未知数値を得るユニットを備える。

さらに、座標系変換ユニットは得られた12個の未知数値を以下の数式(1)に代入しその数式(1)に基づいて座標系変換を行うユニットを備える。

【数17】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad 30$$

... (1)

40

【0093】

なお、 (x, y, z) は1枚目の三次元画像内の点とその三次元画像の座標系での座標で、 (x', y', z') は上述の点が2枚目の三次元画像の座標系での座標である。

【0094】

また超音波システムは、合成によって得られた臓器全体の三次元画像の合成誤差が認められる範囲内にあるか否か検証する検証ユニット3をさらに備えている。

【0095】

さらに、検証ユニット3は三次元画像m及び三次元画像nにおける共有しているL個の特徴点を選択するユニットを備える。

検証ユニット3は、以下の数式により合成誤差を計算するユニットを備える。

50

【数 18】

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(X_{mi} - X_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (Z_{mi} - Z_{ni})^2}$$

【0096】

なお、 (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) は特徴点 i が三次元画像 m の座標系での座標で、 (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) は特徴点 i が三次元画像 n の座標系での座標である。

また検証ユニット 3 は、合成誤差 が閾値より小さいか否かを判断するユニットを備える。

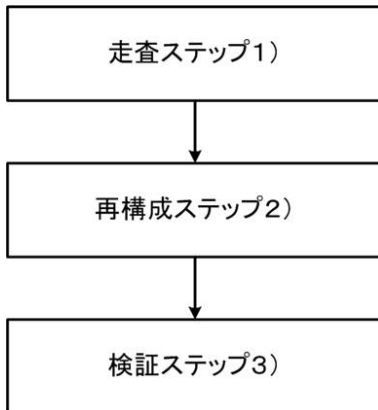
【0097】

もちろん、本発明の超音波三次元再構成装置及びその方法はいずれの超音波システムに応用できる。

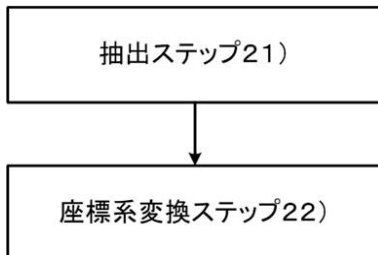
【0098】

上述のように本発明の具体的な実施例について図面を参照しながら説明したが、当業者は本発明の主旨及び範囲を逸脱しない範囲で、本発明に対して様々な変形、修正及び改良を加えて実施することができる。これらの変形、修正及び改良は本発明の請求の範囲が限定する主旨及び範囲内である。

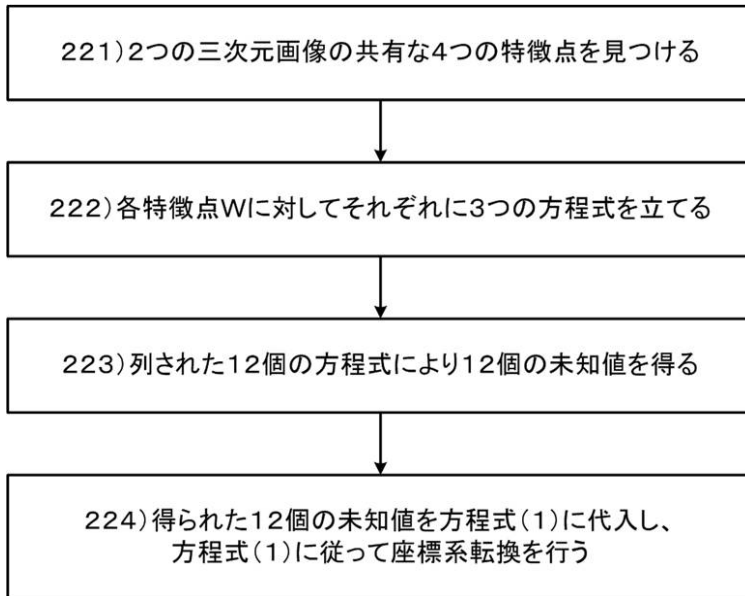
【図 1】



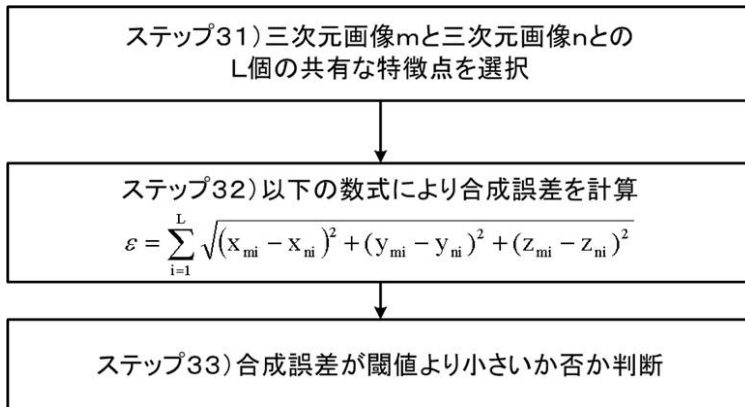
【図 2】



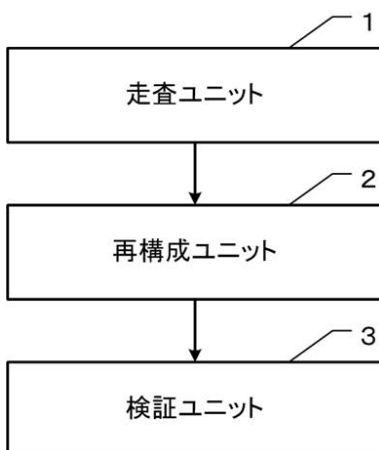
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 シェン リアング

中華人民共和国 江蘇 214028、ウーシー、チャング ジャング ロード、ナンバー19、
ジーイー メディカル システムズ チャイナ カンパニー リミッテッド

(72)発明者 チェン ファイレン

中華人民共和国 江蘇 214028、ウーシー、チャング ジャング ロード、ナンバー19、
ジーイー メディカル システムズ チャイナ カンパニー リミッテッド

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE05 JC06 JC25 KK21

专利名称(译)	超声波三维重建方法和装置，以及超声波系统		
公开(公告)号	JP2011115546A	公开(公告)日	2011-06-16
申请号	JP2010151729	申请日	2010-07-02
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	シェンリアング チェンファイレン		
发明人	シェン リアング チェン ファイレン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T3/0068 G01S15/8993 G06T7/33 G06T2207/10136 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE05 4C601/JC06 4C601/JC25 4C601/KK21		
代理人(译)	伊藤亲		
优先权	200910225864.2 2009-11-30 CN		
其他公开文献	JP5618653B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波三维重建方法和装置，以及一种超声波系统，该超声波系统用于通过从多个位置进行扫描并在不同位置重建三维扫描图像来获得整个器官的超声波三维图像。目的是提供。本发明公开了一种超声三维重建方法，装置和超声系统。超声波三维重建方法包括扫描步骤，该扫描步骤扫描器官的多个位置以便获得包括相应特征信息的多个三维图像和整个器官的多个三维图像。用于重建三维图像的重建步骤。超声波三维重建装置包括扫描单元和重建单元。超声系统包括超声三维重建装置。根据本发明，可以通过从多个位置进行扫描并且在不同位置处重构三维扫描图像来获得整个器官的超声波三维图像。[选型图]图1

