

(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2010-253254
(P2010-253254A)

(43) 公開日 平成22年11月11日(2010.11.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-64662(P2010-64662)
(22) 出願日 平成22年3月19日(2010.3.19)
(31) 優先権主張番号 10-2009-0036300
(32) 優先日 平成21年4月27日(2009.4.27)
(33) 優先権主張国 韓国(KR)

(71) 出願人 597096909
株式会社 メディソン
MEDISON CO., LTD.
大韓民国 250-870 江原道 洪川
郡 南面陽▲徳▼院里 114
114 Yangdukwon-ri, N
am-myun, Hongchun-gu
n, Kangwon-do 250-87
0, Republic of Korea
(74) 代理人 100137095
弁理士 江部 武史
(74) 代理人 100091627
弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

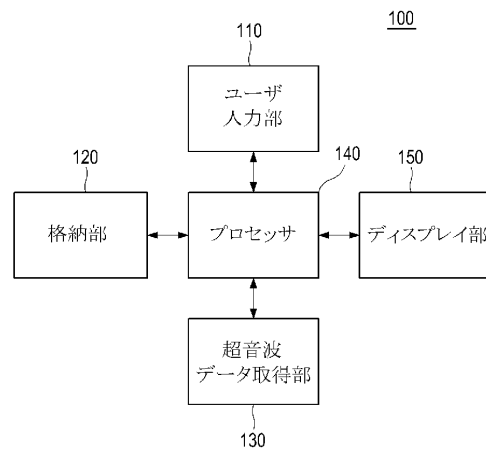
(54) 【発明の名称】 3次元超音波映像を整列させる超音波システムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】 3次元超音波映像を整列させる超音波システムおよび方法を提供する。

【解決手段】 本発明における超音波システムは、複数の対象体に該当する複数の基準位置情報を格納する格納部と、前記複数の対象体の中から1つの対象体を選択する入力情報を受信するユーザ入力部と、超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して超音波データを取得する超音波データ取得部と、前記超音波データを用いて前記対象体の3次元超音波映像を形成し、前記入力情報に該当する前記対象体の基準位置情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行うプロセッサを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の対象体に該当する複数の基準位置情報を格納する格納部と、
前記複数の対象体の中から1つの対象体を選択する入力情報を受信するユーザ入力部と

、
超音波信号を前記対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して超音波データを取得する超音波データ取得部と、

前記超音波データを用いて前記対象体の3次元超音波映像を形成し、前記入力情報に該当する前記対象体の基準位置情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行うプロセッサと

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記プロセッサは、

前記超音波データを用いてボリュームデータを形成するボリュームデータ形成部と、

前記ボリュームデータをレンダリングして前記3次元超音波映像を形成する映像形成部と、

前記3次元超音波映像を投影させるための複数の平面を設定する平面設定部と、

前記3次元超音波映像を前記複数の平面に投影させて前記複数の平面それぞれに該当する2次元投影映像を形成する投影部と、

前記2次元投影映像で前記対象体の輪郭点を検出する輪郭点検出部と、

前記検出された輪郭点に該当するピクセル間のピクセル距離を算出し、前記算出されたピクセル距離を含む位置情報を形成する位置情報形成部と、

前記入力情報に該当する前記対象体の前記基準位置情報を前記格納部から抽出し、前記位置情報と前記抽出された基準位置情報に基づいて位置ずれを算出して位置ずれ情報を形成する位置ずれ算出部と、

前記位置ずれ情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行う整列部と
を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記複数の平面は、XY平面、YZ平面およびXZ平面を備えることを特徴とする請求項2に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記位置情報形成部は、前記XY平面の前記2次元投影映像で前記検出された輪郭点に該当する前記ピクセル間の第1のピクセル距離を算出し、前記YZ平面の前記2次元投影映像で前記検出された輪郭点に該当する前記ピクセル間の第2のピクセル距離を算出し、前記XZ平面の前記2次元投影映像で前記検出された輪郭点に該当する前記ピクセル間の第3のピクセル距離を算出し、前記第1～第3のピクセル距離を含む前記位置情報を形成することを特徴とする請求項3に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記基準位置情報は、前記対象体の前記輪郭点に該当する前記ピクセル間の予め定められたピクセル距離を含むことを特徴とする請求項4に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記位置ずれ算出部は、前記位置情報の第1～第3のピクセル距離と前記基準位置情報の予め定められたピクセル距離間の位置ずれを算出することを特徴とする請求項5に記載の超音波システム。

【請求項 7】

前記整列部は、前記位置ずれ情報の前記位置ずれと予め定められたしきい値を比較し、前記位置ずれが前記しきい値以上であれば、前記位置ずれと前記しきい値間の差を算出し、前記算出された差に基づいて、前記3次元超音波映像を移動または回転させて、前記3次元超音波映像の位置整列を行うことを特徴とする請求項6に記載の超音波システム。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

- a) ユーザから1つの対象体を選択する入力情報を受信する段階と、
- b) 超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して前記対象体の超音波データを取得する段階と、
- c) 前記超音波データを用いて前記対象体の3次元超音波映像を形成する段階と、
- d) 複数の対象体に対応する複数の基準位置情報から前記入力情報に該当する前記対象体の基準位置情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行う段階とを備えることを特徴とする3次元超音波映像整列方法。

【請求項9】

前記段階d)は、

- d1) 前記3次元超音波映像を投影させるための複数の平面を設定する段階と、
- d2) 前記3次元超音波映像を前記複数の平面に投影させて前記複数の平面それぞれに該当する2次元投影映像を形成する段階と、
- d3) 前記2次元投影映像で前記対象体の輪郭点を検出する段階と、
- d4) 前記検出された輪郭点に該当するピクセル間のピクセル距離を算出し、前記算出されたピクセル距離を含む位置情報を形成する段階と、
- d5) 前記入力情報に該当する前記対象体の前記基準位置情報を抽出する段階と、
- d6) 前記位置情報と前記抽出された基準位置情報に基づいて位置ずれを算出して位置ずれ情報を形成する段階と、
- d7) 前記位置ずれ情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行う段階とを備えることを特徴とする請求項8に記載の3次元超音波映像整列方法。

10

20

【請求項10】

前記複数の平面は、XY平面、YZ平面およびXZ平面を含むことを特徴とする請求項9に記載の3次元超音波映像整列方法。

【請求項11】

前記段階d4)は、

- 前記XY平面の前記2次元投影映像で前記検出された輪郭点に該当する前記ピクセル間の第1のピクセル距離を算出する段階と、
- 前記YZ平面の前記2次元投影映像で前記検出された輪郭点に該当する前記ピクセル間の第2のピクセル距離を算出する段階と、
- 前記XZ平面の前記2次元投影映像で前記検出された輪郭点に該当する前記ピクセル間の第3のピクセル距離を算出する段階と、
- 前記第1～第3のピクセル距離を含む前記位置情報を形成する段階とを備えることを特徴とする請求項10に記載の3次元超音波映像整列方法。

30

【請求項12】

前記基準位置情報は、前記対象体の前記輪郭点に該当する前記ピクセル間の予め定められたピクセル距離を含むことを特徴とする請求項11に記載の次元超音波映像整列方法。

【請求項13】

前記段階d6)は、

- 前記位置情報の前記第1～第3のピクセル距離と前記基準位置情報の前記予め定められたピクセル距離間の位置ずれを算出する段階
- を備えることを特徴とする請求項12に記載の3次元超音波映像整列方法。

40

【請求項14】

前記段階d7)は、

- 前記位置ずれ情報の前記位置ずれと予め定められたしきい値を比較する段階と、
- 前記位置ずれが前記しきい値以上であれば、前記位置ずれと前記しきい値間の差を算出する段階と、
- 前記算出された差に基づいて前記3次元超音波映像を移動または回転させて前記3次元超音波映像の位置整列を行う段階と
- を備えることを特徴とする請求項13に記載の3次元超音波映像整列方法。

【請求項15】

50

3次元超音波映像を整列する方法を行うためのプログラムを格納するコンピュータ読み出し可能記録媒体であって、前記方法は、

- a) ユーザから1つの対象体を選択する入力情報を受信する段階と、
 - b) 超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して前記対象体の超音波データを取得する段階と、
 - c) 前記超音波データを用いて前記対象体の3次元超音波映像を形成する段階と、
 - d) 複数対象体に対応する複数の基準位置情報から前記入力情報に該当する前記対象体の基準位置情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行う段階と
- を備えることを特徴とするコンピュータ読み出し可能記録媒体。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に3次元(three-dimensional)超音波映像を整列させる(データ配列を並び換える)超音波システムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、無侵襲および非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るために医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供できるので、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

20

【0003】

3次元の超音波映像を用いた超音波システムは、2次元超音波映像では提供することができない空間情報や解剖学的な形態情報を提供してくれる。即ち、この超音波システムは超音波信号を対象体に送信して対象体から反射される超音波信号(即ち、超音波エコー信号)を用いてボリュームデータを形成し、その形成されたボリュームデータをレンダリングして3次元超音波映像を形成する。

【0004】

従来の方法では、超音波を送受信するプローブの位置を変えるとディスプレイ部に表示される3次元映像の位置や方向が変わってしまう。このため、ユーザが主観的な判断に従って3次元超音波映像を移動または回転させて3次元超音波映像を整列し直さなければならない(即ち、映像データを並び換えなければならない)問題がある。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2003-325519号公報

【特許文献2】特開2008-259764号公報

【特許文献3】特開平6-254097号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

本発明の課題は、対象体を観察するプローブの位置に関係なく対象体内で診断しようとする関心物体の3次元超音波映像を予め定められた位置に整列させる超音波システムおよび方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

従来の問題点を解決するために、本発明における超音波システムは、複数の対象体に該当する複数の基準位置情報を格納する格納部と、前記複数の対象体の中から1つの対象体を選択する入力情報を受信するユーザ入力部と、超音波信号を前記対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して超音波データを取得する超音波データ

50

取得部と、前記超音波データを用いて前記対象体の3次元超音波映像を形成し、前記入力情報に該当する前記対象体の基準位置情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行うプロセッサとを備える。

【0008】

また、本発明における3次元超音波映像整列方法は、a)ユーザから1つの対象体を選択する入力情報を受信する段階と、b)超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して前記対象体の超音波データを取得する段階と、c)前記超音波データを用いて前記対象体の3次元超音波映像を形成する段階と、d)複数の対象体に対応する複数の基準位置情報から前記入力情報に該当する前記対象体の基準位置情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行う段階とを備える。

10

【0009】

また、本発明における3次元超音波映像を整列する方法を行うためのプログラムを格納するコンピュータ読み出し可能記録媒体であって、前記方法は、a)ユーザから1つの対象体を選択する入力情報を受信する段階と、b)超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して前記対象体の超音波データを取得する段階と、c)前記超音波データを用いて前記対象体の3次元超音波映像を形成する段階と、d)複数の対象体に対応する複数の基準位置情報から前記入力情報に該当する前記対象体の基準位置情報に基づいて前記3次元超音波映像の位置整列を行う段階とを備える。

【発明の効果】

【0010】

本発明は、対象体を観察するプローブの位置が変わっても3次元超音波映像を予め定められた位置に整列することができ、同一の関心物体に対して予め定められた位置に整列した3次元超音波映像をユーザに提供でき、ユーザの利便性を増加させることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例における超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。

【図3】複数のフレームに対応する超音波データを取得する例を示す例示図である。

【図4】本発明の実施例におけるプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施例によって3次元超音波映像をXY平面、YZ平面およびXZ平面に投影させる例を示す例示図である。

30

【図6】本発明の実施例におけるXY平面の境界を示す例示図である。

【図7】本発明の実施例におけるYZ平面の境界を示す例示図である。

【図8】本発明の実施例におけるXZ平面の境界を示す例示図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【0013】

図1は、本発明の実施例における超音波システム100の構成を示すブロック図である。超音波システム100は、ユーザ入力部110、格納部120、超音波データ取得部130、プロセッサ140およびディスプレイ部150を備える。

40

【0014】

ユーザ入力部110は、ユーザからの入力情報を受信する。本実施例で、入力情報は、対象体内で3次元(three-dimensional)超音波映像を形成する関心物体を選択する情報を含む。ここで、関心物体は、対象体内の心臓、肝臓、血管、病変などを含んでいる。ユーザ入力部110は、コントロールパネル(control panel)、マウス(mouse)、キーボード(keyboard)などを備える。

【0015】

格納部120は、複数の関心物体に該当する複数の基準位置情報を格納する。基準位置情報は、関心物体を含む3次元超音波映像を予め定められた位置に整列させるための情報

50

である。本実施例で格納部 120 は、複数の関心物体それぞれに該当する基準位置情報を提供するマッピングテーブルを格納する。

【0016】

超音波データ取得部 130 は、超音波信号を対象体に送信して対象体から反射される超音波信号（即ち、超音波エコー信号）を受信し、対象体の超音波データを取得する。

【0017】

図 2 は、本発明の実施例による超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。図 2 を参照すると、超音波データ取得部 130 は、送信信号形成部 131、複数の変換素子（transducer element）（図示せず）を有する超音波プローブ 132、ビームフォーマ 133 および超音波データ形成部 134 を備える。

10

【0018】

送信信号形成部 131 は、変換素子の位置および集束点を考慮して 3 次元超音波映像をなす複数のフレーム $P_i (1 \leq i \leq N)$ （図 3 参照）それぞれに該当する送信信号を形成する。

【0019】

超音波プローブ 132 は、送信信号形成部 131 から提供される送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する。

【0020】

ビームフォーマ 133 は、超音波プローブ 132 から提供される受信信号をアナログデジタル変換してデジタル信号を形成する。また、ビームフォーマ 133 は、変換素子の位置および集束点を考慮してデジタル信号を受信集束させて受信集束信号を形成する。

20

【0021】

超音波データ形成部 134 は、ビームフォーマ 133 から提供される受信集束信号を用いて複数のフレーム $P_i (1 \leq i \leq N)$ それぞれに該当する超音波データを形成する。超音波データ形成部 134 は、超音波データを形成するのに必要な多様な信号処理（例えば、利得（gain）調節等）を受信集束信号に行うことができる。

【0022】

再び図 1 を参照すると、プロセッサ 140 は、ユーザ入力部 110、格納部 120 および超音波データ取得部 130 に連結されている。プロセッサ 140 は、超音波データ取得部 130 から提供される超音波データを用いて 3 次元超音波映像を形成し、ユーザ入力部 110 から提供される入力情報に該当する基準位置情報に基づいて 3 次元超音波映像の位置整列を行う。

30

【0023】

図 4 は、本発明の実施例におけるプロセッサの構成を示すブロック図である。図 4 を参照すると、プロセッサ 140 は、ボリュームデータ形成部 141、映像形成部 142、平面設定部 143、投影部 144、輪郭点（コンターポイント）検出部 145、位置情報形成部 146、位置ずれ算出部 147 および整列部 148 を備える。

【0024】

ボリュームデータ形成部 141 は、超音波データ取得部 130 から提供される超音波データを用いてボリュームデータを形成する。ボリュームデータは複数のフレーム $P_i (1 \leq i \leq N)$ からなり、輝度値を有する複数のボクセルを有する。

40

【0025】

映像形成部 142 は、ボリュームデータ形成部 141 から提供されるボリュームデータをレンダリングして 3 次元超音波映像を形成する。ボリュームデータのレンダリングは、公知となった多様な方法を用いて行うことができるので、本実施例では詳細に説明しない。

【0026】

平面設定部 143 は、3 次元超音波映像を投影する複数の平面を設定する。本実施例で、平面設定部 143 は、図 5 に示すように 3 次元超音波映像 210 を投影する XY 平面 3

50

10、YZ平面320およびXZ平面330を設定する。図5において、図面符号220は関心物体である。

【0027】

投影部144は、3次元超音波映像210をXY平面310、YZ平面320およびXZ平面330に投影してXY平面310、YZ平面320およびXZ平面330に2次元投影映像を形成する。3次元超音波映像の投影は、公知となった多様な方法を用いて行うことができるので、本実施例では詳細に説明しない。

【0028】

輪郭点検出部145は、XY平面310、YZ平面320およびXZ平面330に投影された2次元投影映像を用いて、関心物体の輪郭点を検出する。輪郭点は、ソーベル(Sobel)、プレウィット(Prewitt)、ロバート(Robert)またはキャニー(Canny)マスクなどのような輪郭マスク(edge mask)を用いて検出することができる。または、輪郭点は、構造テンソル(structure tensor)を用いた固有値の差を用いて検出することもできる。

10

【0029】

位置情報形成部146は、輪郭点検出部145で検出された輪郭点に該当するピクセル間のピクセル距離を算出し、算出されたピクセル距離を含めて位置情報を形成する。

【0030】

一例として、位置情報形成部146は、図6に示すようにXY平面310の2次元投影映像で検出された輪郭点に該当するピクセル $P_{X1, Y4}$ 、 $P_{X2, Y3}$ 、 $P_{X2, Y5}$ 、 $P_{X3, Y2}$ 、 $P_{X3, Y6}$ 、 $P_{X4, Y2}$ 、 $P_{X4, Y6}$ 、 $P_{X5, Y2}$ 、 $P_{X5, Y6}$ 、 $P_{X6, Y3}$ 、 $P_{X6, Y5}$ および $P_{X7, Y4}$ について、同一のXおよびY座標それぞれに存在するピクセル間の距離を算出する。

20

【0031】

より詳しくは、位置情報形成部146は、X2座標に存在するピクセル $P_{X2, Y3}$ 、 $P_{X2, Y5}$ 間のピクセル距離($D_{X2} = 2$)を算出し、X3座標に存在するピクセル $P_{X3, Y2}$ 、 $P_{X3, Y6}$ 間のピクセル距離($D_{X3} = 4$)を算出し、X4座標に存在するピクセル $P_{X4, Y2}$ 、 $P_{X4, Y6}$ 間のピクセル距離($D_{X4} = 4$)を算出し、X5座標に存在するピクセル $P_{X5, Y2}$ 、 $P_{X5, Y6}$ 間のピクセル距離($D_{X5} = 4$)を算出し、X6座標に存在するピクセル($P_{X6, Y3}$ 、 $P_{X6, Y5}$)間のピクセル距離($D_{X6} = 2$)を算出する。

30

【0032】

また、位置情報形成部146は、Y2座標に存在するピクセル $P_{X3, Y2}$ 、 $P_{X4, Y2}$ 間のピクセル距離($D_{Y21} = 1$)、ピクセル $P_{X4, Y2}$ 、 $P_{X5, Y2}$ 間のピクセル距離($D_{Y22} = 1$)およびピクセル $P_{X3, Y2}$ 、 $P_{X5, Y2}$ 間のピクセル距離($D_{Y23} = 2$)を算出する。同様に、Y3座標に存在するピクセル $P_{X2, Y3}$ 、 $P_{X6, Y3}$ 間のピクセル距離($D_{Y3} = 4$)を算出し、Y4座標に存在するピクセル $P_{X1, Y4}$ 、 $P_{X7, Y4}$ 間のピクセル距離($D_{Y4} = 6$)を算出し、Y5座標に存在するピクセル $P_{X2, Y5}$ 、 $P_{X6, Y5}$ 間のピクセル距離($D_{Y5} = 4$)を算出し、Y6座標に存在するピクセル $P_{X3, Y6}$ 、 $P_{X4, Y6}$ 間のピクセル距離($D_{Y61} = 1$)、ピクセル $P_{X4, Y6}$ 、 $P_{X5, Y6}$ 間のピクセル距離($D_{Y62} = 1$)およびピクセル $P_{X3, Y6}$ 、 $P_{X5, Y6}$ 間のピクセル距離($D_{Y63} = 2$)を算出する。

40

【0033】

また、位置情報形成部146は、図7に示すようにYZ平面320の2次元投影映像で検出された輪郭点に該当するピクセル $P_{Y1, Z4}$ 、 $P_{Y2, Z3}$ 、 $P_{Y2, Z5}$ 、 $P_{Y3, Z2}$ 、 $P_{Y3, Z6}$ 、 $P_{Y4, Z1}$ 、 $P_{Y4, Z7}$ 、 $P_{Y5, Z2}$ 、 $P_{Y5, Z6}$ 、 $P_{Y6, Z3}$ 、 $P_{Y6, Z5}$ および $P_{Y7, Z4}$ に対しても、同一のYおよびZ座標それぞれに存在するピクセル間の距離を算出する。

【0034】

また、位置情報形成部146は、図8に示すようにXZ平面330の2次元投影映像で

50

検出された輪郭点に該当するピクセル P_{x_1, z_4} 、 P_{x_2, z_4} 、 P_{x_3, z_3} 、 P_{x_3, z_5} 、 P_{x_4, z_1} 、 P_{x_4, z_2} 、 P_{x_4, z_6} 、 P_{x_5, z_2} 、 P_{x_5, z_3} 、 P_{x_5, z_5} 、 P_{x_6, z_3} 、 P_{x_6, z_4} および P_{x_7, z_4} に対しても、同一の X および Z 座標それぞれに存在するピクセル間の距離を算出する。位置情報形成部 146 は、算出された複数のピクセル距離を含めて位置情報を形成する。

【0035】

位置ずれ算出部 147 は、入力情報に該当する基準位置情報を格納部 120 から抽出する。位置ずれ算出部 147 は、位置情報形成部 146 から提供される位置情報と抽出された基準位置情報に基づいて位置ずれを算出して位置ずれ情報を形成する。本実施例で、位置ずれ算出部 147 は、位置情報のピクセル距離と抽出された基準位置情報の予め定められたピクセル距離との間で位置ずれを算出して位置ずれ情報を形成する。しかし、位置ずれを算出する方法は必ずしもこれに限定されない。

10

【0036】

整列部 148 は、位置ずれ算出部 147 から提供される位置ずれ情報に基づいて、3次元超音波映像の位置整列を行う。本実施例で、整列部 148 は、位置ずれ情報部から提供された位置ずれと予め定められたしきい値を比較し、位置ずれがしきい値以上であるものと判断されれば、位置ずれとしきい値間の差を算出し、算出された差に基づいて3次元超音波映像を移動または回転させて3次元超音波映像の位置整列を行う。

【0037】

再び図1を参照すると、ディスプレイ部 150 はプロセッサ 140 から提供される3次元超音波映像を表示する。

20

【0038】

本発明は望ましい実施例によって説明および例示をしたが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項および範疇を逸脱することなく様々な変形および変更が可能である。

【符号の説明】

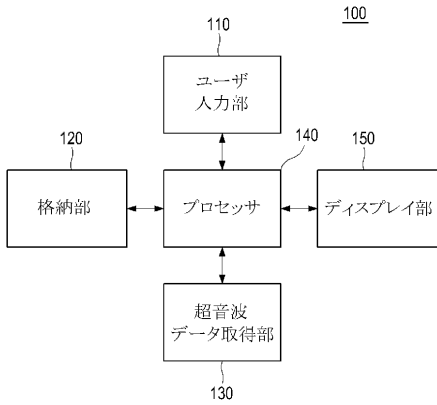
【0039】

- 100 超音波システム
- 110 ユーザ入力部
- 120 格納部
- 130 超音波データ取得部
- 131 送信信号形成部
- 132 超音波プローブ
- 133 ビームフォーマ
- 134 超音波データ形成部
- 140 プロセッサ
- 141 ボリュームデータ形成部
- 142 映像形成部
- 143 平面設定部
- 144 投影部
- 145 輪郭点検出部
- 146 位置情報形成部
- 147 位置ずれ算出部
- 148 整列部
- 150 ディスプレイ部
- 210 3次元超音波映像
- 220 関心物体
- 310 XY平面
- 320 YZ平面
- 330 XZ平面

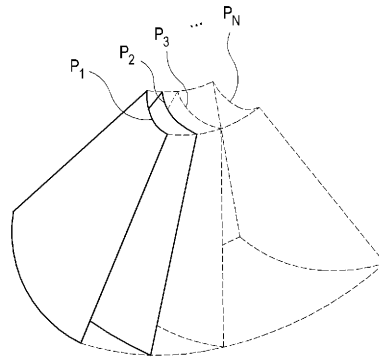
30

40

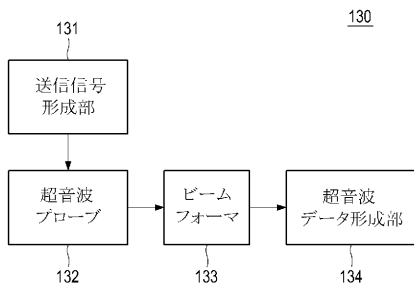
【 図 1 】



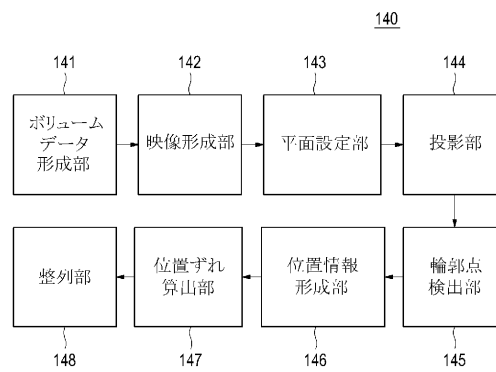
【 図 3 】



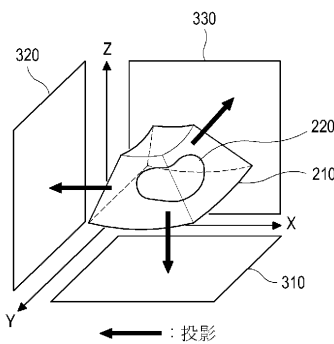
【 図 2 】



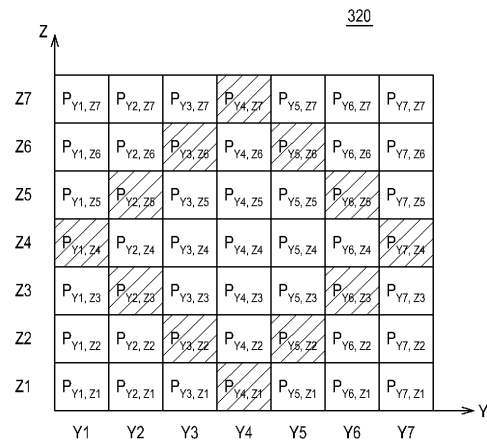
【 図 4 】



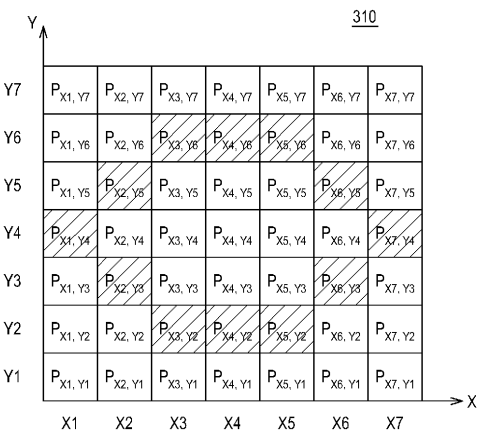
【 図 5 】



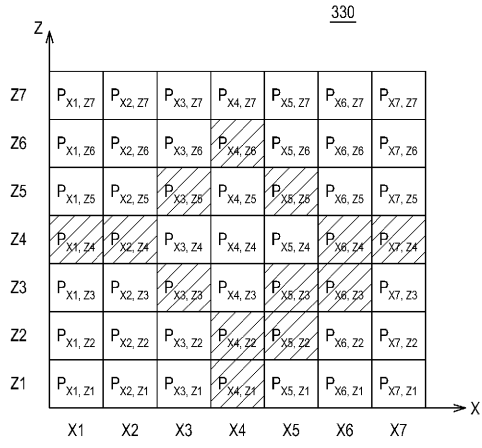
【 図 7 】



【 図 6 】



【 図 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 キム, チョル アン
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, メディソンビル, 3階, 株式会社メディ
ソン R & Dセンター
- (72)発明者 キム, ソン ユン
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, メディソンビル, 3階, 株式会社メディ
ソン R & Dセンター
- (72)発明者 イ, ソン モ
大韓民国, ソウル特別市瑞草区蠶院洞, ハンシン 6 次アパート 2 1 3 - 5 0 6
- Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE11 GB03 JC09 JC20 JC26 KK09 KK22 KK42
KK43 LL05 LL38

专利名称(译)	用于对准3D超声图像的超声系统和方法		
公开(公告)号	JP2010253254A	公开(公告)日	2010-11-11
申请号	JP2010064662	申请日	2010-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	キムチョルアン キムソンユン イソンモ		
发明人	キム, チョル アン キム, ソン ユン イ, ソン モ		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/483 G06T7/75 G06T15/08 G06T19/00 G06T2207/10136 G06T2207/30004 G06T2219/008		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE11 4C601/GB03 4C601/JC09 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/KK09 4C601/KK22 4C601/KK42 4C601/KK43 4C601/LL05 4C601/LL38		
优先权	1020090036300 2009-04-27 KR		
其他公开文献	JP5559580B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声系统和布置三维（3D）超声图像的方法。解决方案：超声系统包括：存储单元，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，被配置为从多个目标对象接收用于选择目标对象的输入信息；超声数据获取单元，被配置为将超声信号发送到目标对象并接收从目标对象反射的超声回波信号，从而获取超声数据；处理器，被配置为基于超声数据形成目标对象的3D超声图像，并基于与输入信息对应的目标对象的参考位置信息，执行3D超声图像的位置布置。

