

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4785149号
(P4785149)

(45) 発行日 平成23年10月5日(2011.10.5)

(24) 登録日 平成23年7月22日(2011.7.22)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F 1

A61B 8/00

請求項の数 20 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-502633 (P2007-502633)
 (86) (22) 出願日 平成18年2月9日 (2006.2.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/302235
 (87) 国際公開番号 WO2006/085571
 (87) 国際公開日 平成18年8月17日 (2006.8.17)
 審査請求日 平成21年1月29日 (2009.1.29)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-32477 (P2005-32477)
 (32) 優先日 平成17年2月9日 (2005.2.9)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 辻田 剛啓
 千葉県柏市布施140-3-101
 (72) 発明者 林 哲矢
 千葉県柏市あけぼの2-9-29
 審査官 富永 昌彦

(56) 参考文献 特開平07-047064 (JP, A)

(58) 調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

(54) 【発明の名称】超音波診断装置とその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から受信される超音波信号に基づく3次元超音波画像データから3次元超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記3次元超音波画像を表示する表示部を備えた超音波診断装置において、

前記超音波探触子の位置を検出する位置センサと、前記位置センサより得られる前記超音波探触子の第1の位置を記憶し、前記超音波探触子の前記第1の位置と第2の位置との間の位置の変化量及び回転立体角度の変化量に基づいて前記第1の位置と前記第2の位置との位置関係を解析する位置情報解析部とを備え、

前記超音波画像構成部は、前記第2の位置で取得した3次元超音波画像データを前記位置関係に基づいて前記第1の位置における3次元超音波画像となるように変換し、前記第1の位置における前記3次元超音波画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記位置情報解析部は、前記超音波探触子の前記第1の位置を示す変換情報と前記超音波探触子の前記第2の位置を示す変換情報とから前記3次元超音波画像データを変換する補正パラメータを算定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示部に、前記第2の位置が指示マークとして表示され、前記超音波画像構成部は前記指示マークにより指定された位置における3次元超音波画像データとなるように前記第2の位置における3次元超音波画像データを変換し、前記指示マークにより指定された位

置における3次元超音波画像を構成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記表示部は、前記3次元超音波画像とともに前記指示マークを3次元表示することを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記超音波画像構成部は、前記3次元超音波画像に対応するBモード像のスライス面を示すラインを前記3次元超音波画像上に表示させ、前記ラインに対応した前記Bモード像を構成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記超音波画像構成部は、予め3次元超音波画像を記憶する記憶手段を備え、該記憶された3次元超音波画像とリアルタイム3次元超音波画像とを合成させることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項7】

前記超音波画像構成部は、前記複数の3次元超音波画像データの基準座標を一致させて3次元超音波画像を合成することを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記超音波画像構成部は、前記複数の3次元超音波画像データのうち輝度が大きい方の3次元超音波画像データの3次元超音波画像が優先され表示させることを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記超音波画像構成部は、前記3次元超音波画像データを部分的に削除させて3次元超音波画像を構成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

20

【請求項10】

前記3次元超音波画像データを前記部分的に削除させるプリカットラインを設定する操作部を備え、前記超音波画像構成部は、前記プリカットラインで区切られた一方の3次元超音波画像データを削除し、残りの3次元超音波画像を構成することを特徴とする請求項9記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記表示部は、前記3次元超音波画像を仮想的に表示し、前記操作部は、前記3次元超音波画像に対し前記プリカットラインを任意に設定することを特徴とする請求項10記載の超音波診断装置。

30

【請求項12】

前記第1の位置は前記被検体の正面像を撮影する位置であり、前記第2の位置は前記被検体の側面像を撮影する位置であることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記位置情報解析部は、前記超音波探触子の前記第1の位置を3次元超音波画像の表示位置となる第1の変換行列として設定し、前記第2の位置を第2の変換行列として設定し、3次元超音波画像データの補正パラメータを算定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記超音波画像構成部は、前記補正パラメータに基づいて3次元超音波画像の座標変換を行い、3次元超音波画像の表示方向を変えることを特徴とする請求項13記載の超音波診断装置。

40

【請求項15】

前記位置情報解析部は、前記第1の位置に対する前記第2の位置の変化量及び回転立体角の変位量を算出し、前記超音波画像構成部は、前記位置及び角度の変化量分、前記3次元超音波画像を回転させることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記位置情報解析部内には、前記超音波探触子の前記第1の位置を記憶するための記憶手段と、前記記憶手段に記憶された第1の位置と前記第2の位置との前記位置関係を算定す

50

る演算部が備えられていることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項17】

前記超音波画像構成部内には、2次元超音波画像或いは3次元超音波画像を記憶するための記憶手段と、前記位置関係により3次元超音波画像データを補正し3次元超音波画像を構成する画像処理演算部とを備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項18】

前記第2の位置での3次元超音波画像データを前記第1の位置の3次元超音波画像データに表示補正する表示補正機能のオン／オフを設定する手段を備え、

前記超音波画像構成部は、前記表示補正機能のオンの場合に、前記第1の位置で取得した3次元超音波画像データを前記位置関係と同一になるように前記第2の位置における3次元超音波画像を変換し、該変換された第2の位置における前記3次元超音波画像を構成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項19】

前記位置センサは、前記超音波探触子に取り付けられることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項20】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から受信される超音波信号に基づく3次元超音波画像データから3次元超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記3次元超音波画像を表示する表示部を備えた超音波診断装置の作動方法において、

前記超音波探触子を第1の位置に設定して第1の位置を記憶するステップと、前記超音波探触子を第2の位置に設定して3次元超音波画像データを取得するステップと、前記超音波探触子の前記第1の位置と前記第2の位置との間の位置の変化量及び回転立体角度の変化量に基づいて前記3次元超音波画像データを前記第1の位置における3次元超音波画像となるように変換するステップと、該変換した前記3次元超音波画像を構成して表示するステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を走査して、3次元超音波画像を表示する超音波診断装置及び超音波撮像方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

3次元超音波画像を表示する超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体に超音波を照射するとともに、被検体から発生する反射エコー信号に基づいて3次元超音波画像を再構成し、ディスプレイに表示する。

しかしながら、超音波診断装置を用いて被検体体内を描出する場合、目的部位を描出する際、超音波探触子と目的部位との間に障害物(例えば、胎盤、脂肪等)が存在してしまうことがある。

【0003】

そこで、特許文献1では、超音波探触子を介して取得した3次元超音波画像データにおける視点を任意に変えることにより、任意に設定した視点方向から見た3次元超音波画像を構成して表示する。しかし、超音波探触子と目的部位の間に障害物が存在する場合、超音波探触子の走査によって得られた超音波画像データは障害物を含むことになる。特許文献1を利用しても、超音波探触子をその位置に設置して3次元超音波画像を構成すると、障害物を含む画像が得られてしまう。よって3次元超音波画像を表示する視点位置を変えたとしても、超音波探触子から取得される3次元超音波画像データは変わらないため、3次元超音波画像に障害物による影響が出てしまうおそれがある。

40

【特許文献1】特開2001-79003号公報

【0004】

本発明は、超音波診断装置を用いて被検体の体内を描出する際、表示形態を安定させて

50

3次元超音波画像を表示させることを目的とする。

【発明の開示】

【0005】

本発明の目的を達成するため、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から受信される超音波信号に基づく3次元超音波画像データから3次元超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記3次元超音波画像を表示する表示部を備えた超音波診断装置において、前記超音波探触子の位置を検出する位置センサと、前記位置センサより得られる前記超音波探触子の第1の位置を記憶し、前記超音波探触子の前記第1の位置と第2の位置との間の位置の変化量及び回転立体角度の変化量に基づいて前記第1の位置と前記第2の位置との位置関係を解析する位置情報解析部とを備え、前記超音波画像構成部は、前記第2の位置で取得した3次元超音波画像データを前記位置関係に基づいて前記第1の位置における3次元超音波画像となるように変換し、前記第1の位置における前記3次元超音波画像を構成する。

【0007】

また、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から受信される超音波信号に基づく3次元超音波画像データから3次元超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記3次元超音波画像を表示する表示部を備えた超音波診断装置の作動方法において、前記超音波探触子を第1の位置に設定して第1の位置を記憶するステップと、前記超音波探触子を第2の位置に設定して3次元超音波画像データを取得するステップと、前記超音波探触子の前記第1の位置と前記第2の位置との間の位置の変化量及び回転立体角度の変化量に基づいて前記3次元超音波画像データを前記第1の位置における3次元超音波画像となるように変換するステップと、該変換した前記3次元超音波画像を構成して表示するステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の作動方法である。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明における超音波診断装置のブロック図である。

【図2】本発明における超音波診断装置のブロック図の詳細を示す図である。

【図3】本発明における表示処理の概念図及び第4の実施形態を示す図である。

【図4】本発明における表示処理のフローチャートを示す図である。

【図5】本発明における第2の実施形態を示す図である。

【図6】本発明における第3の実施形態を示す図である。

【図7】本発明における第5の実施形態を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明を適用してなる超音波診断装置の第1の実施形態について図面を参照して説明する。この実施形態は、超音波探触子に接続した位置センサを用いて、超音波探触子の位置に依存せず、一定の方向から見た目的部位の表示を行う例である。

【0010】

本実施形態における超音波診断装置のブロック図を図1に示す。図1に示される超音波診断装置1は、超音波を送受信する振動子素子が配列されている超音波探触子2と、超音波探触子2を介して超音波信号を被検体50に送波し、受信した超音波信号に対して整相加算、Log圧縮などの処理を行う超音波送受信部3と、超音波探触子2に取り付けられた位置センサ(端末)4、磁気信号等を用いて位置センサ4の位置を検出するソース5と、ソース5から位置センサ4の位置情報を解析し、3次元超音波画像データを補正する補正パラメータを算定する位置情報解析部6と、超音波送受信部3からの3次元超音波画像データに対し、フィルタ処理、走査変換などの処理を行い、位置情報解析部6からの補正パラメータを用いて3次元超音波画像の再構成を行う超音波画像構成部7と、画像の表示を行うディスプレイ8と、すべてのモジュールに接続され、制御を行う制御部9と、制御部9に指示を与えるコントロールパネル10から構成される。

【0011】

10

20

30

40

50

また、図2に示されるように位置情報解析部6には、超音波探触子2の位置を記憶するためのメモリ61と、メモリ61に記憶された位置情報から補正パラメータ等を算定する演算部62が備えられており、超音波画像構成部7には、2次元超音波画像或いは3次元超音波画像を記憶するためのメモリ71と、補正パラメータ等により3次元超音波画像データを補正し3次元超音波画像を構成する画像処理演算部72が備えられている。

【0012】

超音波探触子2は、長軸方向に1~mチャンネル分、振動子素子が配列されると共に、短軸方向にもk個に切断されて1~kチャンネル分、振動子素子が配列されている。超音波探触子2は、各振動子素子(1~kチャンネル)に与える遅延時間を変えることにより、長軸方向及び短軸方向に送波や受波のフォーカスがかけられるようになっている。また、超音波探触子2は、短軸方向の各振動子素子に与える超音波送信信号の振幅を変えることにより送波重み付けがかけられ、短軸方向の各振動子素子からの超音波受信信号の増幅度又は減衰度を変えることにより受波重み付けがかけられるようになっている。さらに、短軸方向のそれぞれの振動子素子をオン、オフすることにより、口径制御ができるようになっている。なお、超音波探触子2は、機械的に振動子を短軸方向に往復移動させながら、超音波を走査して3次元超音波画像データを取得する機械式の超音波探触子でもよい。

10

【0013】

この超音波探触子2を用いて3次元超音波画像を得る場合、超音波画像構成部7内のメモリ71は、まず超音波を走査して2次元超音波画像データを記憶する。そして、超音波画像構成部7は1フレームずつ順番に2次元超音波画像データを読み出し、各フレームが超音波構成部7内の加算器で合わされて3次元超音波画像を構成する。この際、2次元超音波画像データと超音波探触子2の位置データの整合はとれている。

20

【0014】

この超音波探触子2には位置センサ4が取り付けられている。位置センサ4は、ベッドなどに取り付けられたソース5から発生する例えば磁気信号を検知する磁気センサを有して構成されている。位置センサ4により、ソース座標系Sにおける超音波探触子2の3次元的な位置及び傾きが検出される。ソース座標系Sは、ソース5を原点S0とする3次元直交座標系であり、X軸を被検体が横たわるベッドの短手方向、Y軸をベッドの長手方向、Z軸を鉛直方向に合わせられている。なお、ソース座標系Sは、3次元直交座標系に限らず、超音波探触子2の位置を特定できるものであればよい。また、位置センサ4は、磁場を利用するものに限らず、例えば光を利用したものでもよい。

30

【0015】

本実施形態における画像処理の概念図を図3に示す。図3(a)に示すように、位置A(a, b, c)は、目的部位12の正面像を撮影する位置であるが、位置A(a, b, c)では、障害物13が3次元超音波画像に表示されてしまう。そこで、超音波探触子2を位置B(a', b', c')に設置し、目的部位12に対して超音波を走査する。超音波探触子2と目的部位12の間には障害物13が介在しないため、走査によって得られた3次元超音波画像データ14は障害物13を含まない。このように超音波探触子2を位置B(a', b', c')に設置して再構成を行うと、目的部位12の側面像が表示される。

【0016】

40

そこで、位置情報解析部6内のメモリ61は、位置センサ4より得られる超音波探触子2の位置を記憶し、位置情報解析部6内の演算部62は、メモリ61に記憶された位置A(a, b, c)と位置B(a', b', c')の位置関係を解析する。超音波画像構成部7内の画像処理演算部72は、この位置関係に基づいて、位置B(a', b', c')から得られる3次元超音波画像データを位置A(a, b, c)となるよう画像変換し、3次元超音波画像を構成する。なお、位置B(a', b', c')はメモリ61に記憶されていてもよい。

【0017】

具体的には、位置情報解析部6内の演算部62は、超音波探触子2の位置A(a, b, c)を3次元超音波画像の表示位置となる変換行列として設定する。そして、演算部62は、超音波探触子2の方向を変化させた後の位置B(a', b', c')の変換行列を設定する。そして、位置A(

50

a, b, c と位置 $B(a', b', c')$ の変換行列から回転立体角度の変化量(補正パラメータ)を算定する。画像処理演算部72は補正パラメータに基づいて3次元超音波画像の座標変換を行い、3次元超音波画像の表示方向を変える。

【0018】

ここで、位置情報解析部6における補正パラメータの算出方法について説明する。位置センサ4の基準軸より、位置 $A(a, b, c)$ の超音波探触子2の位置と方向を示す変換行列 S を式(1)、位置 $B(a', b', c')$ の超音波探触子2の位置と方向を示す変換行列 D を式(2)とする。この変換行列はメモリ61に記憶されている。そして、演算部62は、超音波探触子2において任意に決定された位置 $A(a, b, c)$ において3次元超音波画像データ14に対する回転行列 V を式(3)とすると、位置 $A(a, b, c)$ から、位置 $B(a', b', c')$ への変換行列 X は、式(5)より、式(6)として設定する。したがって、式(4)で表される補正パラメータ M 、変換行列 X 、回転行列 V の関係は式(7)の通りになる。
10

【0019】

ここで、簡便化のため、回転成分から表示角度補正のみを行う場合には、式(1)中、 $(ds_1, ds_2, ds_3) = (0, 0, 0)$ 、式(2)中、 $(dv_1, dv_2, dv_3) = (0, 0, 0)$ 、式(3)中、 $(dd_1, dd_2, dd_3) = (0, 0, 0)$ とする。

【0020】

したがって、補正パラメータ M は式(8)により演算部62で算定される。すなわち、超音波探触子2の位置 $B(a', b', c')$ で得られた3次元超音波画像データ14は、補正パラメータ M で表される座標変換を用い、3次元超音波画像の中央を原点として回転される。画像処理演算部72はこの回転した3次元超音波画像を再構成することにより、位置 $A(a, b, c)$ の方向からの3次元超音波画像を得ることができる。
20

【数1】

$$S = \begin{pmatrix} a_{s_1} & b_{s_1} & c_{s_1} & d_{s_1} \\ a_{s_2} & b_{s_2} & c_{s_2} & d_{s_2} \\ a_{s_3} & b_{s_3} & c_{s_3} & d_{s_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (1)$$

【数2】

$$D = \begin{pmatrix} a_{d_1} & b_{d_1} & c_{d_1} & d_{d_1} \\ a_{d_2} & b_{d_2} & c_{d_2} & d_{d_2} \\ a_{d_3} & b_{d_3} & c_{d_3} & d_{d_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (2)$$

10

20

30

40

【数3】

$$V = \begin{pmatrix} a_{v_1} & b_{v_1} & c_{v_1} & d_{v_1} \\ a_{v_2} & b_{v_2} & c_{v_2} & d_{v_2} \\ a_{v_3} & b_{v_3} & c_{v_3} & d_{v_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (3)$$

10

【数4】

$$M = \begin{pmatrix} a_{m_1} & b_{m_1} & c_{m_1} & d_{m_1} \\ a_{m_2} & b_{m_2} & c_{m_2} & d_{m_2} \\ a_{m_3} & b_{m_3} & c_{m_3} & d_{m_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (4)$$

20

【数5】

$$D = S \bullet X \dots (5)$$

【数6】

$$X = D \bullet S^{-1} \dots (6)$$

30

【数7】

$$M = X^{-1} \bullet V \dots (7)$$

【数8】

$$M = D^{-1} \bullet S \bullet V \dots (8)$$

40

【0 0 2 1】

図4に位置補正パラメータの算定を行うための手順を示す。超音波検査が開始された後、位置情報解析部6内の演算部62は、現在の超音波探触子2の位置を示す変換行列Dの更新(S100)を行い、コントロールパネル10より入力される回転行列Vの更新(S101)を行う。そして、位置A(a, b, c)に合わせて位置B(a', b', c')で得られる3次元超音波画像を補正する、つまり表示補正機能がオンになっている場合(S102)、移動前(位置A(a, b, c))の超音波探触子2の位置を示す変換行列Sを固定し、変換行列Dを可変するよう設定する(S103')。つまり変換行列S=変換行列Dとなる。そして、超音波画像構成部7内の画像処理演算部72において(S104)で算定した補正パラメータMによる座標変換を用いて、3次元超音波画像を作成し、ディスプレイ8で表示する。制御部9において検査終了が選択されていなければ、

50

処理(S100)から再び行い、検査終了が選択されていれば処理を終了する(S106)。

【0022】

なお、本発明を適用しない場合は、表示位置を位置A(a, b, c)に合わせて3次元超音波画像を補正しない。すなわち表示補正機能がオンになっていない場合(S102)、位置情報解析部6内の演算部62は、移動前(位置A(a, b, c))の超音波探触子2の位置を示す変換行列Sに変換行列Dを代入(S103)し、補正パラメータMを上記式より算定する(S104)。この時、変換行列S = 変換行列Dであるため、補正パラメータMはコントロールパネル10より入力された回転行列Vのみを行う変換行列となる。

【0023】

コントロールパネル10より表示補正機能がオンに操作された場合(S102)、移動前(位置A(a, b, c))の超音波探触子2の位置を示す変換行列Sが更新されないため、処理(S104)において算定される補正パラメータMは、現在の超音波探触子2の位置を表す変換行列Dから、移動前の超音波探触子2の位置A(a, b, c)を示す変換行列Sへの移動に加え、コントロールパネル10より入力された回転行列Vを行う変換行列となる。すなわち、前述の補正パラメータMは、現在の超音波探触子2の位置B(a', b', c')において走査した3次元超音波画像データを、位置A(a, b, c)の超音波探触子2の位置にて走査した3次元超音波画像データに対しコントロールパネル10より入力された回転行列Vによる座標変換を行った場合の表示方向と同一の位置から、3次元超音波画像を再構成するものになる。現在の超音波探触子2の位置B(a', b', c')を表す変換行列Dは走査毎に更新されるが、移動前の超音波探触子2の位置A(a, b, c)を示す変換行列Sは、表示補正オンがなされている間は更新されないことから、現在の超音波探触子2の位置B(a', b', c')に関わらず、常に移動前の超音波探触子2の位置A(a, b, c)において観察した場合の表示状態を保持することができる。

【0024】

このように位置情報解析部6内の演算部62は、超音波探触子2の位置A(a, b, c)と位置B(a', b', c')における位置情報より、3次元超音波画像データ14を回転させ、位置A(a, b, c)における3次元超音波画像と同じ画像を得るための補正パラメータを算定する。そして、超音波画像構成部7内の画像処理演算部72は、3次元超音波画像データ14に対し、この補正パラメータを用いて再構成を行うことで自動的に3次元超音波画像を得る。

【0025】

ここで、3次元超音波画像データ14を回転変換する他の形態について説明する。まず、位置情報解析部6内のメモリ61は、目的部位12の正面像を表示させ、表示位置としての位置A(a, b, c)を記憶する。そして、メモリ61は、超音波画像に障害物13が含まれない位置B(a', b', c')を記憶する。これらの位置情報は、位置情報解析部6内の演算部62へ送られ、演算部62は位置A(a, b, c)に対する位置B(a', b', c')の位置の変位量及び回転立体角の変位量を算出する。そして、画像処理演算部72は、その変化した超音波探触子2の位置と角度分だけ3次元超音波画像を回転させ、位置A(a, b, c)が表示位置となるよう3次元超音波画像を表示する。

【0026】

具体的には位置A(a, b, c)で表示される平面画像の法線ベクトルと、位置B(a', b', c')で表示される平面画像の法線ベクトルは、3次元超音波画像データ上で交わっている場合、交点を中心とした回転立体角の変位量である。この変位量は、X軸の回りの回転と、Y軸の回りの回転と、Z軸の周りの回転に分解され、それぞれの回転は次に表す回転行列で表現される。

【0027】

先ず、X軸の周りの角度 1の回転は、

【数9】

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_1 & \sin\theta_1 \\ 0 & -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \cdots (9)$$

で表され、Y軸の回りの角度 2の回転は、

【数10】

10

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta_2 & 0 & -\sin\theta_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta_2 & 0 & \cos\theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \cdots (10)$$

で表され、Z軸の回りの角度 3の回転は、

【数11】

20

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \cdots (11)$$

で表される。したがって、位置B(a', b', c')の3次元超音波画像データ14をX方向、Y方向、Z方向へ単位ベクトル(1, 0, 0)、Y方向の単位ベクトル(0, 1, 0)、Z方向の単位ベクトル(0, 0, 1)をそれぞれ上記回転行列を用いて、位置B(a', b', c')から位置A(a, b, c)へ3次元超音波画像データ14を回転変換させる。この回転した3次元超音波画像データ14に基づいて3次元超音波画像を再構成することにより、位置A(a, b, c)からの表示方向で3次元超音波画像を表示させることができる。

30

【0028】

このように、第1の実施形態によると、超音波探触子2の位置A(a, b, c)と位置B(a', b', c')の位置関係に基づいて、画像処理演算部72が位置B(a', b', c')から得られる3次元超音波画像データを変換することにより、位置A(a, b, c)からの表示方向で3次元超音波画像を表示させることができる。つまり、一旦、超音波探触子2の或る位置を指定すれば、超音波探触子2を移動させてもその位置から見た3次元超音波画像を表示させることができる。

【0029】

40

また、超音波探触子2を手ぶれ等があったとしても、すなわち位置B(a', b', c')から得られる3次元超音波画像データに変化があったとしても、位置A(a, b, c)は固定されているため、位置A(a, b, c)の位置から安定して3次元超音波画像を表示させることができる。

【0030】

次に第2の実施形態を図5に示す。第1の実施形態と異なる点は、表示位置を示す方向指示マーク30を3次元的に表示させ、その方向指示マーク30に対応した目的部位12を表示する点である。ディスプレイ8には、3次元超音波画像と補助画面81が表示される。補助画面81は、超音波探触子2を当接した位置B(a', b', c')から見た3次元超音波画像と、表示方向を示す方向指示マーク30が表示されている。この方向指示マーク30は、コントロールパ

50

ネル10を用いて、目的部位12の周囲を3次元的に移動される。なお、方向指示マーク30は、目的部位12の中心点を向いている。

【0031】

ここで、方向指示マーク30の位置を位置C(a'', b'', c'')：表示位置とする。図5の方向指示マーク30は、目的部位12を下方から撮影する位置である。位置情報解析部6内の演算部62は、上記第1の実施形態と同じ方式で、位置C(a'', b'', c'')に対する位置B(a', b', c')の位置の補正パラメータを算出したり、変化量及び回転立体角の変位量を算出する。そして、画像処理演算部72は、回転した3次元超音波画像を構成し、位置C(a'', b'', c'')つまり方向指示マーク30方向からの3次元超音波画像をディスプレイ8に表示させる。よって、設定した方向指示マーク30方向からの3次元超音波画像を観察することができる。

10

【0032】

また、超音波探触子2を被検体50に固定した状態で、コントロールパネル10を用いて、方向指示マーク30を移動させる。この方向指示マーク30の移動に伴い、位置情報解析部6内の演算部62はリアルタイムに位置の変化量及び回転立体角の変位量を算出する。そして、位置の変化量及び回転立体角の変位量に基づいて、回転した3次元超音波画像をリアルタイムに構成することにより、方向指示マーク30の向きの3次元超音波画像を常にディスプレイ8に表示することができる。第2次実施形態によると、方向指示マーク30の向きによる3次元超音波画像の調整を行うことができる。

【0033】

次に第3の実施形態を図6に示す。第1の実施形態及び第2の実施形態と異なる点は、3次元超音波画像とBモード像を同時に表示する点である。このBモード像は超音波探触子2の走査方向から撮影したものである。

20

【0034】

破線15は、ディスプレイ8に表示される3次元超音波画像に対応するBモード像のスライス面である。破線15は、コントロールパネル10により移動させることができ、破線15の位置情報を位置情報解析部6が認識し、超音波画像構成部7内の画像処理演算部72は3次元超音波画像データ14から破線15に対応した断面のBモード像を選択してディスプレイ8に表示する。このように、被検体50の外周面と内部を同時に表示することができ、Bモード像を観察したい時も適宜変更することができる。よって、第3の実施形態によると、超音波探触子2の位置A(a, b, c)と位置B(a', b', c')の位置関係に基づいて、位置B(a', b', c')から得られる3次元超音波画像データを変換することにより、位置A(a, b, c)からの表示方向で2次元超音波画像を表示させることができる。つまり、一旦、超音波探触子2の或る位置を指定すれば、超音波探触子2を移動させてもその位置から見た2次元超音波画像を表示させることができる。

30

なお、破線15の初期設定は、超音波探触子2の走査面としているが、上記の位置A(a, b, c)、位置B(a', b', c')、位置C(a'', b'', c'')や方向指示マーク30に追従させてもよい。

【0035】

次に第4の実施形態を図3を用いて説明する。第1～第3の実施形態と異なる点は、2以上の3次元超音波画像を合成する点である。

40

位置B(a', b', c')から超音波を走査して得る3次元超音波画像データ14は、超音波探触子2側の3次元超音波画像データは充分であるが、位置B(a', b', c')の点対称である裏側の3次元超音波画像データが不足している。図3では、超音波探触子2が当接される右耳側の3次元超音波画像データは充分であるが、目的部位12の左耳側の3次元超音波画像データが不足している。そこで、3次元超音波画像データが不足している側の3次元超音波画像データ14を予めメモリ71に記憶させておき、画像処理演算部72はメモリ71に記憶された3次元超音波画像とリアルタイムに取得される3次元超音波画像を合成する。

【0036】

具体的に、この合成する機能について説明する。超音波画像構成部7内の画像処理演算

50

部72は、2つ以上の3次元超音波画像を合成する機能を有している。まず、被検体50に超音波を走査し3次元超音波画像を取得し、メモリ71に記憶させる。この際、位置センサ4の位置情報から3次元超音波画像の基準点を設定し、その基準点をメモリ71に記憶させる。そして、超音波探触子2の位置を変え、被検体50に超音波を走査し、リアルタイムに3次元超音波画像を取得する。次に、画像処理演算部72は、メモリ71に記憶された3次元超音波画像の基準点と、リアルタイムに3次元超音波画像の基準点を合わせて、記憶された3次元超音波画像とリアルタイムの3次元超音波画像を重ね合わせる。2つ以上の3次元超音波画像を重ね合わせる際、輝度が大きい3次元超音波画像を優先的に表示させる。なお、重ね合わせる3次元超音波画像は3つ以上でもよい。

【0037】

10

このように、メモリ71は、予め不足する側の3次元超音波画像データを記憶させ、画像処理演算部72は、その3次元超音波画像データを用いてリアルタイム3次元超音波画像を補正する。よって、第4の実施形態によると、どの角度でも均一輝度の3次元超音波画像を表示させることができる。

【0038】

次に第5の実施形態を図7を用いて説明する。第1～第4の実施形態と異なる点は、3次元超音波画像データを部分的に削除するプリカットラインを設定する点である。

【0039】

20

左図31は、ディスプレイ8に表示されるプリカット設定画面に関する図である。右図32は、超音波画像構成部7内の画像処理演算部72で行われる3次元超音波画像データ処理に関するイメージ図である。超音波探触子2の位置A(a, b, c)から取得される3次元超音波画像データは、設定されたR0135で指定された範囲内の3次元超音波画像データである。つまり、このR0135は立体的な領域を持っている。そして、3次元超音波画像データには、胎児36に関する3次元超音波画像データと、胎盤33に関する3次元超音波画像データを含まれている。R0135内に胎盤33に関する3次元超音波画像データを削除するプリカットライン34を設定する。プリカットライン設定画面31に示されるように、胎盤33と胎児36の間にプリカットライン34が配置される。このプリカットライン34の設定は、コントロールパネル10を介して行われる。

【0040】

30

プリカットライン34が設定されると、3次元超音波画像データは、プリカットライン34を境界にして2つの領域に区切られる。具体的に、3次元超音波画像データは、プリカットライン34を軸にして、3次元超音波画像データの表面に対して垂直方向に領域が立体的に区切られる。そして、このように区切られた2つの領域のうち、一方の3次元超音波画像データが削除され、もう一方の3次元超音波画像データが残る。本実施形態の場合、横方向ラインが付与された胎盤33側の3次元超音波画像データ領域38は削除され、胎児36側の3次元超音波画像データ領域37が残る。この3次元超音波画像データ領域37の設定については、コントロールパネル10を介して手動で領域を選択し、選択された方を残す領域37と設定し、もう一方を削除する領域38として設定する。また、画像処理演算部72は、体積が少ない3次元超音波画像データの方を自動的に削除するという設定をしてもよい。画像処理演算部72は領域37内の3次元超音波画像データを用いて、ボクセル法又はボリュームレンダリング法などの手法によって3次元超音波画像を再構成する。そして、3次元超音波画像をディスプレイ8に表示する。

40

【0041】

超音波探触子2の位置D(A, B, C)から取得される3次元超音波画像データに対しても、超音波探触子2の位置A(a, b, c)のプリカットライン34の位置をメモリ71に記憶させておき、灰色に色付けされた胎盤33側の3次元超音波画像データ領域38を削除し、胎児36側の3次元超音波画像データ領域37を残させ、画像処理演算部72は3次元超音波画像データ領域37における3次元超音波画像をディスプレイ8に表示させる。

【0042】

具体的には、超音波画像構成部7内の画像処理演算部72は超音波探触子2の位置A(a, b,

50

c)で設定されるプリカットライン34の位置を超音波探触子2の位置A(a, b, c)に対応させてメモリ71に記憶させる。また、プリカットライン34で削除される3次元超音波画像データの方向をメモリ71に記憶させる。そして、超音波探触子2を位置D(A, B, C)に移動させて、位置D(A, B, C)における3次元超音波画像データを得る。この位置D(A, B, C)における3次元超音波画像データに対し、位置A(a, b, c)で設定したプリカットライン34の位置とプリカットライン34で削除される3次元超音波画像データの方向をメモリ71から読み出し対応させる。詳細に説明すると、位置D(A, B, C)における3次元超音波画像データに対し、超音波探触子2の位置A(a, b, c)におけるプリカットライン34の位置を読み出し設定する。プリカットライン34の位置はメモリ71に記憶されているため、超音波探触子2の移動量及び角度に対応させても、削除される3次元超音波画像データ領域は胎盤33側である。

10

【 0 0 4 3 】

このように位置D(A, B, C)において設定されたプリカットライン34に基づいて3次元超音波画像データが削除される方向を定めて、灰色に色付けされた胎盤33側の3次元超音波画像データ領域38は削除され、胎児36側の3次元超音波画像データ領域37が残る。そして、位置D(A, B, C)における領域37内の3次元超音波画像データを用いて、ボクセル法又はボリュームレンダリング法などの手法によって3次元超音波画像に再構成する。そして、位置D(A, B, C)における3次元超音波画像がディスプレイ8に表示される。

【 0 0 4 4 】

超音波探触子2の位置A(a, b, c)で撮影する3次元超音波画像は、胎盤33等の障害物を通過して超音波を送受信するが、位置D(A, B, C)で超音波を送受信する経路、超音波探触子2と胎児との間に胎盤33等の障害物が無い。つまり、第5の実施形態によると、超音波探触子2の位置A(a, b, c)で撮影する3次元超音波画像よりも、位置D(A, B, C)で撮影する3次元超音波画像の方が、超音波送受信における胎盤33等の障害物が無いため、よりクリアな3次元超音波画像を表示させることができる。

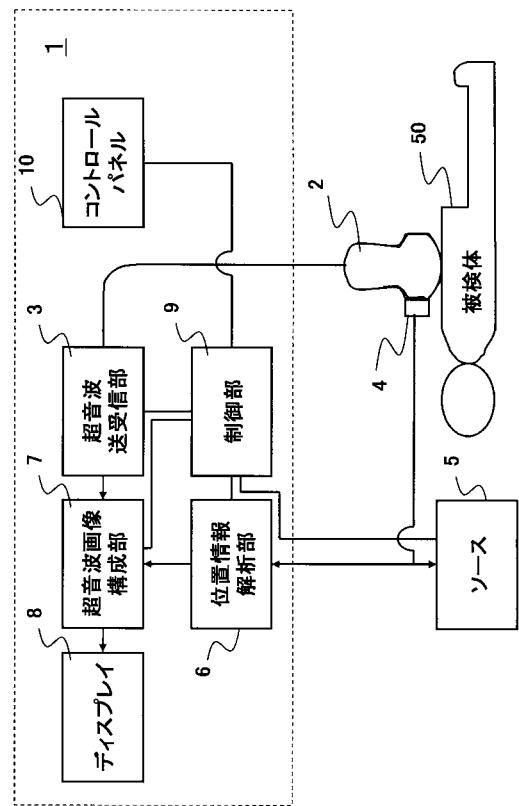
20

【 0 0 4 5 】

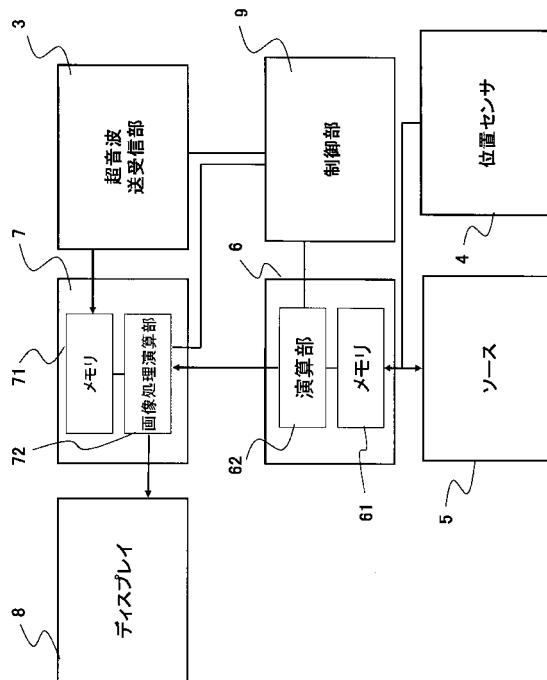
なお、上記第1~5の実施形態は組み合わせて実施でき、操作者は任意に選択して実施することもできる。また、超音波画像構成部7は超音波受信信号の一種であるドプラ信号から血流画像を構成してもよい。そして、3次元超音波画像と血流画像の3次元画像とを別個に再構成し、Bモード画像と血流画像とを3次元画像上で合成したり、あるいは並列表示したりしてもよい。

30

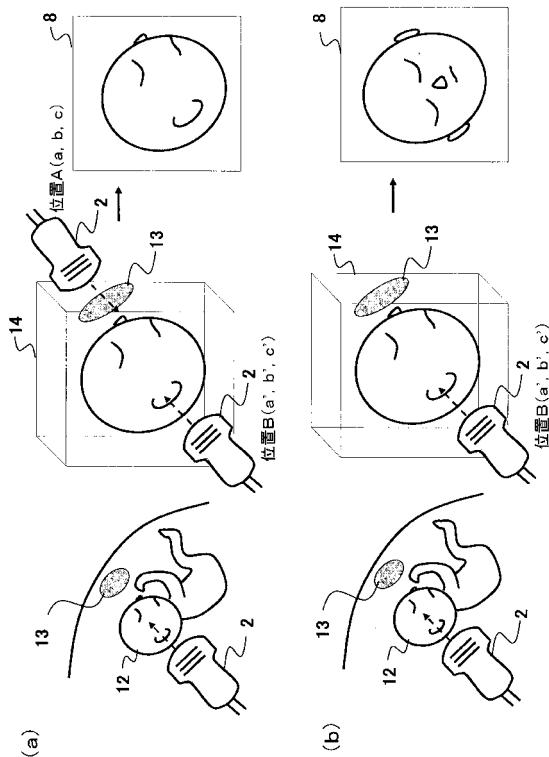
【図1】



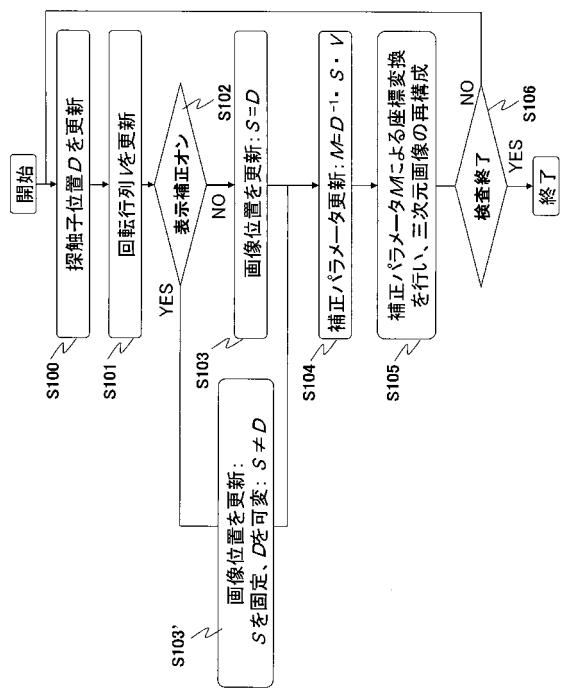
【図2】



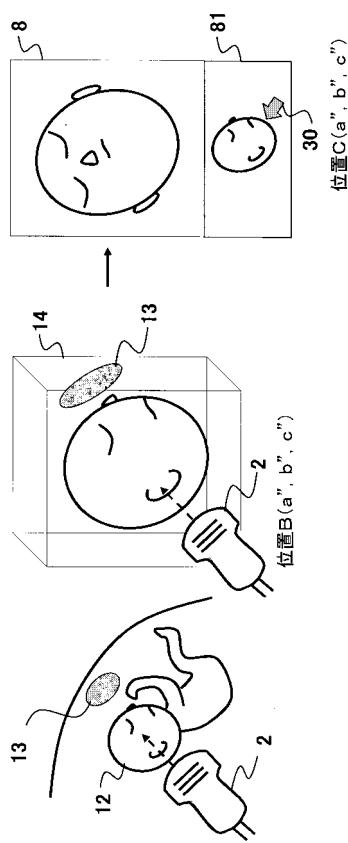
【図3】



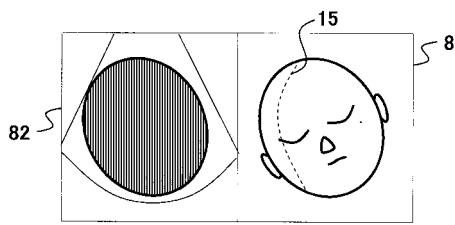
【図4】



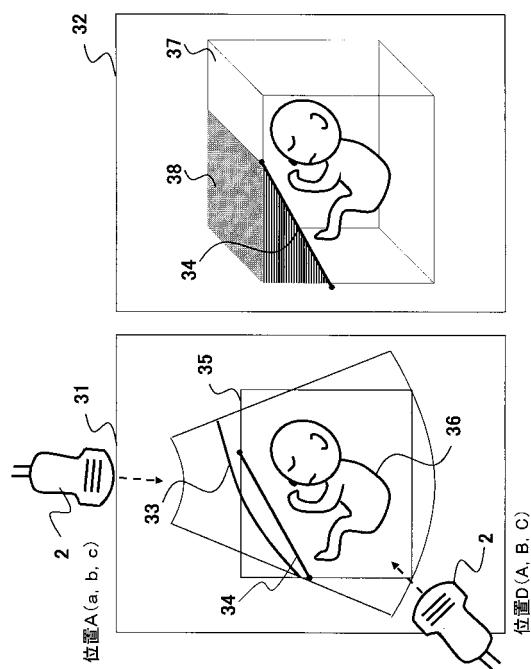
【図5】



【図6】



【図7】



专利名称(译)	超声诊断设备及其操作方法		
公开(公告)号	JP4785149B2	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	JP2007502633	申请日	2006-02-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	辻田剛啓 林哲矢		
发明人	辻田 剛啓 林 哲矢		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/0866 A61B8/4254 A61B8/483 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	2005032477 2005-02-09 JP		
其他公开文献	JPWO2006085571A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于向对象发送超声波和从对象接收超声波的超声波探头2，以及用于基于来自超声波探头2的超声波信号的三维超声波图像数据形成三维超声波图像的超声波在包括图像形成单元7和用于显示三维超声图像的显示单元8的超声诊断设备中，从用于检测超声探头的位置的位置传感器4获得的超声探头和位置传感器4提供存储探测器2的第一位置并分析第一位置和第二位置之间的位置关系的位置信息分析单元6，并且超声图像配置单元7获取第二位置。基于位置关系将3D超声图像数据转换为第一位置处的3D超声图像，以在第一位置处构建3D超声图像。

$$D = \begin{pmatrix} a_{d_1} & b_{d_1} & c_{d_1} & d_{d_1} \\ a_{d_2} & b_{d_2} & c_{d_2} & d_{d_2} \\ a_{d_3} & b_{d_3} & c_{d_3} & d_{d_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (2)$$