

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4515578号

(P4515578)

(45) 発行日 平成22年8月4日(2010.8.4)

(24) 登録日 平成22年5月21日(2010.5.21)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2000-8347 (P2000-8347)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成12年1月17日 (2000.1.17)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2001-190552 (P2001-190552A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成13年7月17日 (2001.7.17)	(74) 代理人	100078765
審査請求日	平成19年1月12日 (2007.1.12)		弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(72) 発明者	小林 忠晴
			栃木県大田原市下石上1385番の1 株
			式会社東芝 那須工場内
		審査官	後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元超音波診断装置、3次元超音波診断像の表示方法及び記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させるための3次元超音波診断装置において、

前記超音波プローブにより取得したエコー信号から成る3次元のベクタ・データに基づいて、プレーンカット画像及び断面変換画像のうち少なくとも一方である2次元の計測位置表示画像を生成する計測位置表示画像生成手段と、

前記計測位置表示画像生成手段によって生成された2次元の計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳する計測位置情報重畳手段と、
を具備することを特徴とする3次元超音波診断装置。

【請求項2】

超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させるための3次元超音波診断装置において、

前記超音波プローブにより取得したエコー信号から成る3次元のベクタ・データに基づいて、レンダリング画像及びプレーンカット画像である2次元の計測位置表示画像を生成する計測位置表示画像生成手段と、

前記計測位置表示画像生成手段によって生成された2次元の計測位置表示画像上に、前

記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳する計測位置情報重畳手段と、
を具備することを特徴とする3次元超音波診断装置。

【請求項3】

超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させるための3次元超音波診断装置において、

前記超音波プローブにより取得したエコー信号から成る3次元のベクタ・データに基づいて、レンダリング画像、プレーンカット画像及び断面変換画像である2次元の計測位置表示画像を生成する計測位置表示画像生成手段と、

前記計測位置表示画像生成手段によって生成された2次元の計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳する計測位置情報重畳手段と、
を具備することを特徴とする3次元超音波診断装置。

【請求項4】

前記計測位置情報重畳手段によって重畳される計測位置情報は、レンジゲートであることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか一項に記載の3次元超音波診断装置。

【請求項5】

前記計測位置情報重畳手段によって重畳される計測位置情報は、レンジゲート及びラインであることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか一項に記載の3次元超音波診断装置。

【請求項6】

超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させる3次元超音波診断像の表示方法において、

前記超音波プローブにより取得した3次元のベクタ・データセットに基づいて、プレーンカット画像及び断面変換画像のうち少なくとも一方である2次元の計測位置表示画像を生成し、前記表示手段に表示する表示処理と、前記計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳し、前記表示手段に表示する表示処理と、を行うことを特徴とする3次元超音波診断像の表示方法。

【請求項7】

超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させる3次元超音波診断像の表示方法において、

前記超音波プローブにより取得した3次元のベクタ・データセットに基づいて、レンダリング画像及びプレーンカット画像である2次元の計測位置表示画像を生成し、前記表示手段に表示する表示処理と、前記計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳し、前記表示手段に表示する表示処理と、を行うことを特徴とする3次元超音波診断像の表示方法。

【請求項8】

超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させる3次元超音波診断像の表示方法において、

前記超音波プローブにより取得した3次元のベクタ・データセットに基づいて、レンダリング画像、プレーンカット画像及び断面変換画像である2次元の計測位置表示画像を生成し、前記表示手段に表示する表示処理と、前記計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳し、前記表示手段に表示する表示処理と、を行うことを特徴とする3次元超音

10

20

30

40

50

波診断像の表示方法。

【請求項 9】

前記計測位置情報は、レンジゲートであることを特徴とする請求項 6 乃至 8 のいずれか一項に記載の 3 次元超音波診断像の表示方法。

【請求項 10】

前記計測位置情報は、レンジゲート及びラインであることを特徴とする請求項 6 乃至 8 のいずれか一項に記載の 3 次元超音波診断像の表示方法。

【請求項 11】

3 次元超音波診断装置における装置本体によって読み取り可能な記録媒体であって、前記請求項 6 乃至 10 のいずれか一項に記載の 3 次元超音波診断像の表示方法が実行可能なプログラムを記録した記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波を 3 次元的に送受信して断層像を生成する医用超音波診断装置や工業用超音波計測装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般に、2 次元超音波診断装置のモニタにドップラ・データや M モード・データ等を表示する場合、ドップラ・データや M モード・データが生体内のどの位置を計測したデータであるかを明確にするために、その計測位置も表示されている。具体的には、図 17 に示すように、画面の右側に、計測位置表示画像としての B モード画像 100 を表示すると共に、この B モード画像 100 上に計測位置情報としてのライン R O I（以下、「ライン」という。）101 及びレンジゲート（以下、「R G」という。）102 が表示される。また、画面の左側には、ドップラ・データ 103 と M モード・データ 104 が表示されている。また、その性質上、M モードデータの計測の場合はライン 101 のみを用い、ドップラ・データの計測の場合はライン 101 と R G 102 を用いている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、3 次元超音波診断装置（以下、「3 D－U S 装置」という）を使用する場合には、2 次元超音波診断装置の場合と同じ計測位置表示画像を表示させても、2 次元の計測位置情報しか表示できないため、奥行き方向の計測位置情報を表示することはできないという問題が生じていた。

【0004】

本発明は上述した事情を鑑みてなされたものであり、3 次元超音波診断装置であっても、ドップラ・データや M モード・データの計測位置情報をオペレータに提供できるようにしたことを目的としたものである。

【0005】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明のうち請求項 1 に記載の発明は、超音波プローブを駆動することにより取得した 3 次元のドップラ・データ又は M モード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させるための 3 次元超音波診断装置において、前記超音波プローブにより取得したエコー信号から成る 3 次元のベクタ・データに基づいて、プレーンカット画像及び断面変換画像のうち少なくとも一方である 2 次元の計測位置表示画像を生成する計測位置表示画像生成手段と、前記計測位置表示画像生成手段によって生成された 2 次元の計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又は M モード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳する計測位置情報重畳手段と、を具備することを特徴とする 3 次元超音波診断装置である。

【0007】

他方、上記課題を解決するために、本発明のうち請求項 2 に記載の発明は、超音波プロ

10

20

30

40

50

ープを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させるための3次元超音波診断装置において、前記超音波プローブにより取得したエコー信号から成る3次元のベクタ・データに基づいて、レンダリング画像及びプレーンカット画像である2次元の計測位置表示画像を生成する計測位置表示画像生成手段と、前記計測位置表示画像生成手段によって生成された2次元の計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳する計測位置情報重畳手段と、を具備することを特徴とする3次元超音波診断装置である。

【0008】

更に他方、上記課題を解決するために、本発明のうち請求項3に記載の発明は、超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させるための3次元超音波診断装置において、前記超音波プローブにより取得したエコー信号から成る3次元のベクタ・データに基づいて、レンダリング画像、プレーンカット画像及び断面変換画像である2次元の計測位置表示画像を生成する計測位置表示画像生成手段と、前記計測位置表示画像生成手段によって生成された2次元の計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳する計測位置情報重畳手段と、を具備することを特徴とする3次元超音波診断装置である。

【0009】

また、請求項4に記載の発明は、前記計測位置情報重畳手段によって重畳される計測位置情報は、レンジゲートであることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか一項に記載の3次元超音波診断装置である。

【0010】

更に、請求項5に記載の発明は、前記計測位置情報重畳手段によって重畳される計測位置情報は、レンジゲート及びラインであることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか一項に記載の3次元超音波診断装置である。

【0011】

一方、上記課題を解決するために、本発明のうち請求項6に記載の発明は、超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させる3次元超音波診断像の表示方法において、前記超音波プローブにより取得した3次元のベクタ・データセットに基づいて、プレーンカット画像及び断面変換画像のうち少なくとも一方である2次元の計測位置表示画像を生成し、前記表示手段に表示する表示処理と、前記計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳し、前記表示手段に表示する表示処理と、を行うことを特徴とする3次元超音波診断像の表示方法である。

【0013】

他方、上記課題を解決するために、本発明のうち請求項7に記載の発明は、超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させる3次元超音波診断像の表示方法において、前記超音波プローブにより取得した3次元のベクタ・データセットに基づいて、レンダリング画像及びプレーンカット画像である2次元の計測位置表示画像を生成し、前記表示手段に表示する表示処理と、前記計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳し、前記表示手段に表示する表示処理と、を行うことを特徴とする3次元超音波診断像の表示方法である。

【0014】

更に他方、上記課題を解決するために、本発明のうち請求項8に記載の発明は、超音波プローブを駆動することにより取得した3次元のドップラ・データ又はMモード・データのうち少なくとも一方を表示手段で表示させる3次元超音波診断像の表示方法において、

前記超音波プローブにより取得した3次元のベクタ・データセットに基づいて、レンダリング画像、プレーンカット画像及び断面変換画像である2次元の計測位置表示画像を生成し、前記表示手段に表示する表示処理と、前記計測位置表示画像上に、前記ドップラ・データ又はMモード・データが生体内のどの位置を計測したものであるかを示す計測位置情報を重畳し、前記表示手段に表示する表示処理と、を行うことを特徴とする3次元超音波診断像の表示方法である。

【0015】

また、請求項9に記載の発明は、前記計測位置情報は、レンジゲートであることを特徴とする請求項6乃至8のいずれか一項に記載の3次元超音波診断像の表示方法である。

【0016】

更に、請求項10に記載の発明は、前記計測位置情報は、レンジゲート及びラインであることを特徴とする請求項6乃至8のいずれか一項に記載の3次元超音波診断像の表示方法である。

【0017】

更にまた、請求項11に記載の発明は、3次元超音波診断装置における装置本体によって読み取り可能な記録媒体であって、前記請求項6乃至10のいずれか一項に記載の3次元超音波診断像の表示方法が実行可能なプログラムを記録した記録媒体である。

【0018】

ここで、上記「記録媒体」とは、上記3D-U S装置の装置本体で上記処理手順を実行するためのプログラムが読み取り可能であればよく、物理的な記録方法には依存しない。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を、図面に基づいて説明する。

【0020】

図1は、本実施形態の3D-U S装置1の全体構成を示すブロック図である。この3D-U S装置1は、圧電振動子を有する超音波プローブ2と、この超音波プローブ2に電気パルスを送信すると共に超音波プローブ2からの電気パルスを受信する装置本体3と、この装置本体3に接続されたスイッチ・パネル4及びTVモニターとしての画像表示装置5と有している。

【0021】

この内、スイッチ・パネル4は、オペレータが手で操作する各種スイッチを備えており、装置の駆動、停止を含め、各種信号を装置本体3に出力できるように構成されている。また、超音波プローブ2は、図2に示すように3次元的に超音波を送受信するものである。画像表示装置5のモニター画面には、後述する図12に示すような4分割の画面が表示される。〔画面1〕は、タッチパネル等の操作画面であり、それ以外の画面には、後述する各種断層像の情報が表示される。

【0022】

また、図1に示すように、装置本体3は、3D-U S装置1全体の制御を行うCPU（中央処理装置）6と、このCPU6の制御に必要なプログラムが記憶されている制御プログラム記憶部7を備える。この制御プログラム記憶部7に記憶されているプログラムは、後述するアルゴリズムを実行するためのプログラムである。

【0023】

更に、装置本体3は、超音波プローブ2に接続された超音波送信部9及び超音波受信部10を備え、この超音波受信部10の信号処理側に一時記憶部11、画像生成部12を順次接続した構成を有している。更にまた、装置本体3は、一時記憶部11に接続される長期記憶部13を有している。この長期記憶部13は、3D-U S装置1で得た超音波断層像データを長期間記憶させることにより、このデータを保管するためのものである。

【0024】

超音波送信部9は、CPU6の制御の下、超音波プローブ2から検査対象に超音波を送波することができるように、超音波プローブ2を電氣的に駆動させるものである。これによ

10

20

30

40

50

り、超音波プローブ2から超音波パルス信号が検査対象に向かって送波され、その検査対象から反射してきたエコー波が電気信号に変換されて、超音波受信部10に供給される。超音波受信部10では、入力したエコー波のエコー信号（電気信号）を適当に信号処理し、デジタル信号として一時記憶部11に供給する。尚、この超音波受信部10の出力を、ベクタ・データセットといい、その概念図を図3に符号8で示す。

【0025】

一時記憶部11に記憶されたベクタ・データセット8は、画像生成部12に転送され、以下に示すような方法で3次元画像に生成される。

【0026】

まず、一時記憶部11から供給されたベクタ・データセット8は、画像生成部12で、図4に示すような立方体（又は直方体）のボクセル・データセット14に変換される。このボクセル・データセット14は、各ボクセルの空間位置がXYZ座標により表されたものである。また、極座標により表される場合もある。

【0027】

次に、ボクセル・データセット14は、画像生成部12において、オペレータが所望する2次元の計測位置表示画像データに生成される。この計測位置表示画像データは、画像表示装置5に出力され、画像表示装置5のモニタ画面上に後述する計測位置表示画像として表示される。

【0028】

ここで、本実施形態における計測位置表示画像の説明をする前に、計測位置表示画像を構成する、レンダリング画像、断面変換（MPR：Multi-Plane Reconstruction）画像又はプレーンカット（PC：Plane Cut）画像の生成方法について説明する。

【0029】

まず、レンダリング画像を生成する方法について、図5を用いて説明する。

【0030】

レンダリング画像は、ボクセル・データセット14を特定の視点15をもとに特定の方向を有する投影光線16で貫くことによって、当該投影光線16に垂直な投影面17に投影されたピクセル18に基づいて生成される。投影光線16によって貫かれた各ボクセル値により積分値や重み付き累積加算値が計算され、この得られた積分値や重み付き累積加算値がピクセル18に格納される。そして、最終的には、ボクセル値が格納されたピクセル18が複数個集ることによって、2次元画像としてのレンダリング画像が生成される。

【0031】

一方、オペレータは、投影光線16の投影方向（視点15からボクセル・データセット14を望む方向）を設定することが可能である。この投影光線16及び投影面17は、図5中のXYZ座標を用いれば、簡単な方程式で設定することができる。レンダリング画像は、投影面17上に投影された複数のピクセル18により生成され、最終的にモニタ等に表示される。

【0032】

尚、投影光線16によって貫かれた各ボクセル値の中から最大値を計算し、得られた最大値をピクセル18に格納することによって生成する画像を、最大値投影画像というが、本実施形態では、上記レンダリング画像に代えてこの最大値投影画像を用いてもよい。

【0033】

次に、MPR画像を生成する方法を、図6を用いて説明する。MPR画像は、ボクセル・データセット14を特定の平面（切断平面19）で切断することにより得られた切断面20により生成される。図6（a）は、ボクセル・データセット14を切断平面19で切断した模式図である。また、図6（b）は、ボクセル・データセット14が切断平面19で切断されることにより得られた切断面20を示す模式図である。切断面20上のピクセルには、切断平面19がボクセル・データセット14と交わるボクセルの値が格納される。

【0034】

一方、オペレータは、3次元空間（XYZ座標軸より形成される空間）における切断平面19を設定することが可能である。この切断平面19は、図6中のXYZ座標を用いれば、簡単な方程式で設定することができる。MPR画像は、切断面20である2次元画像として、最終的にモニタ等に表示される。

【0035】

次に、PC画像を生成する方法を、図7を用いて説明する。PC画像は、ボクセル・データセット14を特定の平面（切断平面21）で切断して生成されるという点は、上記MPR画像の生成と同じである。しかし、PC画像では、更に図7（a）に示すように、切断することにより得たボクセル・データセット14の切断面22を、特定の視点23をもとに特定の方向を有する投影光線24で貫くことによって、当該投影光線24に垂直な投影面25に投影されたピクセル26に基づいて生成されるという点が異なる。また、ピクセル26には、ボクセル・データセット14のうちで切断平面21により切断されたボクセル（切断面22が形成されたボクセル）の値が格納される。換言すると、視点23と切断平面21の間のボクセル値と、切断平面21と投影面25の間のボクセル値は、ピクセル26に格納されない。但し、厳密にいうと、デジタル処理では、切断面22の近傍のボクセルを使って補間処理が行われ、ピクセル26の値が格納される。

10

【0036】

また、図7（b）に示すように、投影面25上には、PC画像27以外の領域にレンダリング画像28が生成されるのが普通である。

【0037】

20

尚、PC画像は、必ずしも1画面のみである必要はなく、1つの投影面上に複数のPC画像が生成されてもよい。またこの場合は、切断面を複数設定する必要があるが、各切断面に対して、上記の計算処理を繰り返せばよい。

【0038】

次に、本実施形態の3D-US装置1における計測位置表示画像の生成及び表示方法について説明するが、その前に、いくつかの点を補足する。例えば、MPR画像とPC画像は異なる目的を持った画像であるため、両画像の生成の際に、図6で示した切断平面19と図7で示した切断平面21は必ずしも同じである必要はない。しかし、本実施形態では、図8に示すように、図6の切断平面19と図7の切断平面21を同じ平面（切断平面29）とする。更に、切断平面29は、常に超音波の送受信点30を通るように設定されることとする。

30

【0039】

続いて、この3D-US装置1の動作について、図10、図11に示すアルゴリズムに基づいて説明する。

【0040】

まず、オペレータは、図12に示す画像表示装置5の〔画面1〕の操作画面を操作して、レンダリング画像を作成するために必要な視点位置、拡大率、透明度等のパラメータを設定する。これにより、画像表示装置5において、上記設定されたパラメータを認識する（ステップS1）。そして、認識したパラメータに基づいて、画像生成部12でレンダリング画像34を生成する（ステップS2）。また、図12に示すように、レンダリング画像34を画面表示装置5の〔画面2〕に表示すると共にPC画像35をレンダリング画像34上の適当な位置に表示し、更にMPR画像36も〔画面3〕上のPC画像35に対応した位置に表示する（ステップS3）。尚、レンダリング画像34を生成する目的は、PC画像35の空間的な位置を確認するものであるため、オペレータがPC画像35を見るだけで、ボクセル・データセット内の空間的な位置を特定できるのであれば、レンダリング画像34は不要である。

40

【0041】

次に、オペレータは〔画面2〕上に表示されたPC画像35や〔画面3〕上に表示されたMPR画像36を参照し、図9に示す切断平面29が検査部位を横断するように、〔画面1〕の操作画面を用いてXYZ座標における切断平面29の空間的な位置を変更する。こ

50

れにより、画像表示装置 5 において、変更された切断平面 29 の空間的な位置を認識する（ステップ S 4）。続いて、画像生成部 12 において、図 9 に示す切断平面 29 が常に超音波の送受信点 30 を通るように設定する（ステップ S 5）。更に、画像生成部 12 において、変更された切断平面 29 により切断されることによって形成された切断面 31 に基づいて、PC 画像及び MPR 画像を生成する（ステップ S 6）。そして、図 13 に示すように、画像表示装置 5 において、〔画面 2〕に PC 画像 37 を表示すると共に、〔画面 3〕に MPR 画像 38 を表示する（ステップ S 7）。尚、切断平面 29 の設定変更は、何度でも可能であり、設定変更する度に PC 画像及び MPR 画像が変更される。

【0042】

以上までが計測位置表示画像を構成する PC 画像及び MPR 画像を生成する動作であり、以下に示すのが、計測位置情報としてのライン及び RG を設定する動作である。

【0043】

続いて、図 14 に示すように、オペレータは、MPR 画像 38 上にライン 39、RG 40 を設定するために、〔図面 1〕の操作画面を用いて図 9 の XYZ 座標におけるライン 32、RG 33 の空間的な位置を設定する。これにより、画像表示装置 5 において、上記設定されたライン 32、RG 33 の空間的な位置を認識する（ステップ S 11）。続いて、画像生成部 12 において、ライン 32、RG 33 が常に超音波の送受信点 30 を通るように設定する（ステップ S 12）。次に、画像表示装置 5 において、〔図面 3〕の MPR 画像 38 上にライン 39 と RG 40 を重畳して表示すると共に、〔図面 2〕の PC 画像 37 上にライン 39' と RG 40' を重畳して表示する（ステップ S 13）。このライン 39' と RG 40' は、MPR 画像 38 上におけるライン 39 と RG 40 の空間的な位置に対応した PC 画像 37 上における空間的な位置に表示される。尚、ドップラ機能ではライン 39（39'）と RG 40（40'）が必要であるが、Mモード機能ではライン 39（39'）のみが必要である。また、ライン 39 又はライン 39' のどちらか一方を表示してもよいし、RG 40 又は RG 40' のどちらか一方を表示してもよい。

【0044】

以上までが計測位置情報としてのライン及び RG を設定する動作であり、以下に示すのが、ドップラ・データ及び（又は）Mモードデータが画像表示装置 5 のモニタ画面上に表示されるまでの動作である。

【0045】

上記ステップ S 11 において、画像表示装置 5 で認識したライン 32、RG 33 の空間的な位置情報を、画像生成部 12、一時記憶部 11 を介して超音波送信部 9 及び超音波受信部 10 に転送する（ステップ S 14）。すると、超音波送信部 9 及び超音波受信部 10 において、上記位置情報に基づいたライン 32、RG 33 における検査対象のドップラ・データ又は（及び）Mモード・データを取得するように超音波プローブ 2 を駆動する（ステップ S 15）。取得したドップラ・データ又は（及び）Mモード・データを、一時記憶部 11 を介して画像生成部 12 に転送する（ステップ S 16）。画像生成部 12 において、転送されたドップラ・データ又は（及び）Mモード・データを解析する（ステップ S 17）。

【0046】

最後に、解析結果を画像表示装置 5 に転送し、図 15 に示すように、〔画面 4〕上にドップラ又は（及び）Mモード表示を行う（ステップ S 18）。

【0047】

以上のように、本実施形態によれば、計測位置情報であるライン 39（39'）、RG 40（40'）を表示するための計測位置表示画像を MPR 画像 38、PC 画像 37 及びレンダリング画像 34 としたため、3次元超音波診断装置であっても、ドップラ・データや Mモード・データの計測位置をオペレータに提供することができる。

【0048】

尚、本実施形態では、図 3 に示すベクタ・データセット 8 を図 4 に示すボクセル・データセット 14 に変換しているが、これに限るものではなく、図 3 に示すベクタ・データセッ

10

20

30

40

50

ト 8 から直接、図 1 6 に示すようにレンダリング画像、P C 画像、M P R 画像等を生成してもよい。

【0049】

また、上記アルゴリズムを実行するためのプログラムは、制御プログラム記憶部 7 に記憶されているが、これに限るものではなく、当該プログラムが記録されている F D、C D - R O M、D V D、M D、磁気テープ等の記録媒体を用いて、当該プログラムを制御プログラム記憶部 7 にインストールし、上記手順と同様に処理させてもよい。

【0050】

更に、本実施形態では、画像表示装置における〔画面 1〕の操作画面によって、M P R 画像、ライン等の設定が行えるようにしているが、これに限るものではなく、スイッチパネル 4 で設定を行えるようにしてもよい。

10

【0051】

また、本実施形態では、図 1 5 に示すように、1 つの画面で〔画面 1〕～〔画面 4〕の 4 分割表示しているが、これに限るものではなく、4 つの画像表示装置 (T V モニタ) を用いて、それぞれに〔画面 1〕～〔画面 4〕を表示させてもよい。更に、〔画面 1〕～〔画面 4〕の 4 つが表示できれば、画像表示装置を 2 つにしても、3 つにしてもよい。

【0052】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、計測位置情報であるライン、R G を表示するための計測位置表示画像を M P R 画像、P C 画像及びレンダリング画像としたため、3 次元超音波診断装置であっても、ドップラ・データや M モード・データの計測位置をオペレータに提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施形態に係る 3 D - U S 装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】3 D - U S 装置における超音波プローブで照射した超音波コーンの概念図。

【図 3】3 D - U S 装置におけるベクタ・データセットを示す概念図。

【図 4】3 D - U S 装置におけるボクセル・データセットを示す概念図。

【図 5】レンダリング画像を生成する方法を説明するための概念図。

【図 6】M P R 画像を生成する方法を説明するための概念図。

【図 7】P C 画像を生成する方法を説明するための概念図。

30

【図 8】本実施形態における計測位置表示画像を生成するための概念図。

【図 9】本実施形態における計測位置表示画像を生成するための概念図。

【図 1 0】本実施形態の 3 D - U S 装置で、P C 画像及び M P R 画像を生成する動作のアルゴリズムを示すフローチャート。

【図 1 1】本実施形態の 3 D - U S 装置で、ライン及び R G を設定し、ドップラ表示及び M モード表示をする動作のアルゴリズムを示すフローチャート。

【図 1 2】本実施形態の画像表示装置のモニタ画面を示す図。

【図 1 3】本実施形態の画像表示装置のモニタ画面を示す図。

【図 1 4】本実施形態の画像表示装置のモニタ画面を示す図。

【図 1 5】本実施形態の画像表示装置のモニタ画面を示す図。

40

【図 1 6】ベクタ・データセットから直接レンダリング画像、P C 画像、M P R 画像等を生成する場合の概念図。

【図 1 7】2 次元超音波診断装置のモニタに表示される画像を示す図。

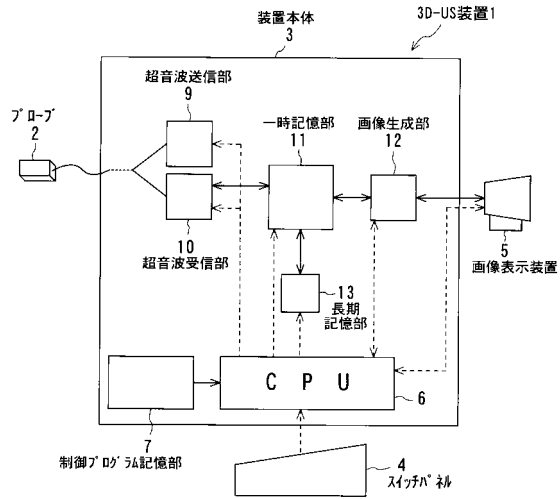
【符号の説明】

- 1 3 D - U S 装置
- 2 超音波プローブ
- 3 装置本体
- 4 スイッチ・パネル
- 5 画像表示装置
- 6 C P U

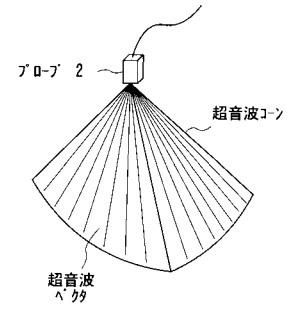
50

7	制御プログラム記憶部	
8	ベクタ・データセット	
9	超音波送信部	
10	超音波受信部	
11	一時記憶部	
12	画像生成部	
13	長期記憶部	
14	ボクセル・データセット	
15	視点	
16	投影光線	10
17	投影面	
18	ピクセル	
19	切断平面	
20	切断面	
21	切断平面	
22	切断面	
23	視点	
24	投影光線	
25	投影面	
26	ピクセル	20
27	P C 画像	
28	レンダリング画像	
29	切断平面	
30	超音波の送受信点	
31	切断面	
32	ライン	
33	R G	
34	レンダリング画像	
35	P C 画像	
36	M P R 画像	30
37	P C 画像	
38	M P R 画像	
39	(3 9 ') ライン	
40	(4 0 ') R G	

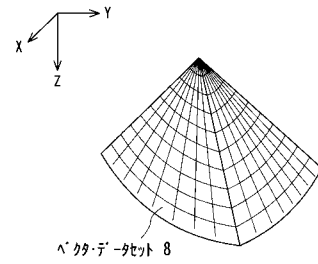
【図 1】



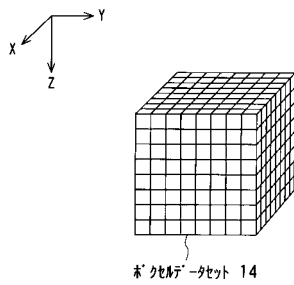
【図 2】



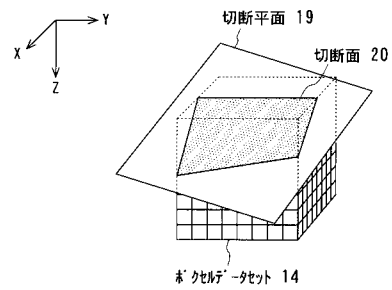
【図 3】



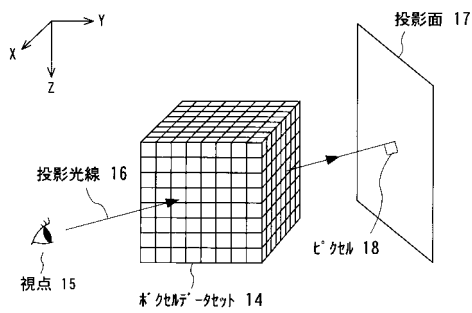
【図 4】



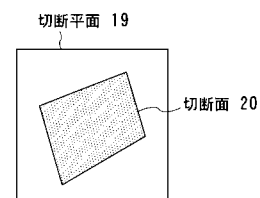
【図 6】



【図 5】

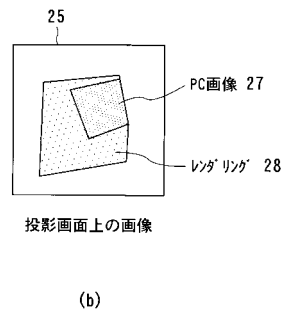
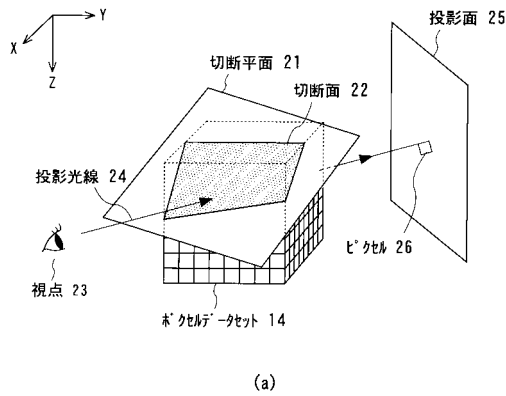


(a)

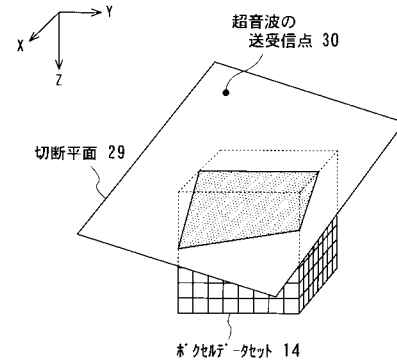


(b)

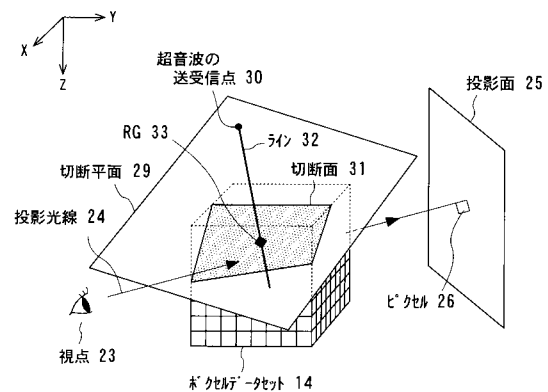
【図 7】



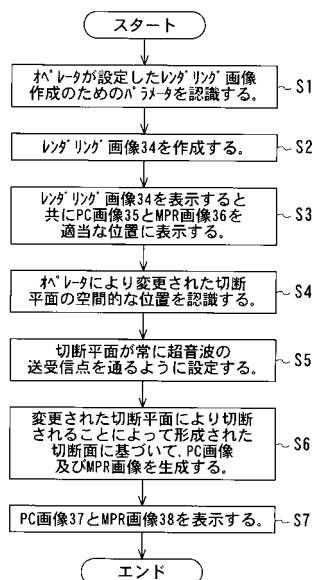
【図 8】



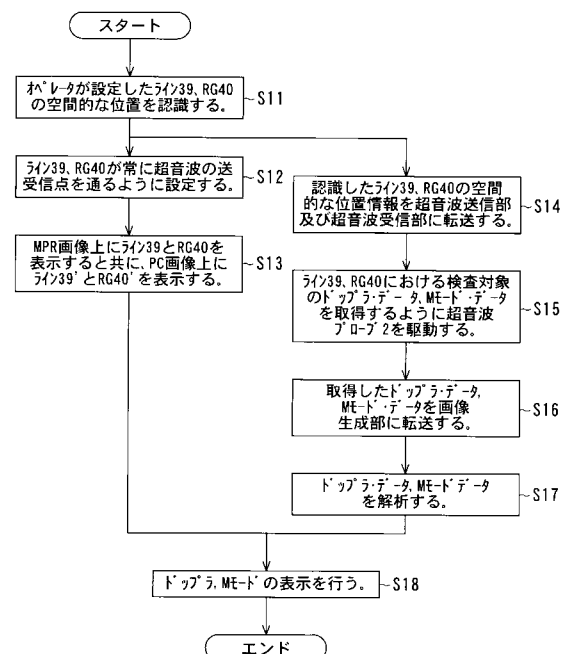
【図 9】



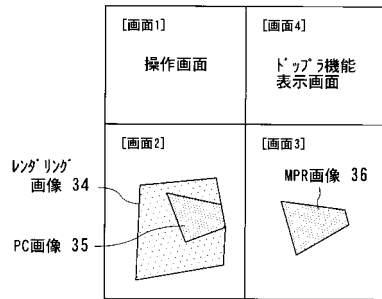
【図 10】



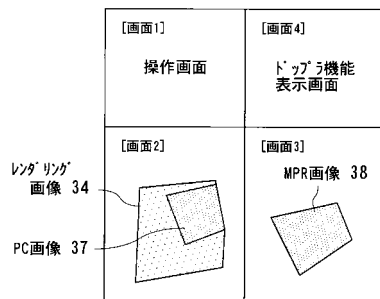
【図 11】



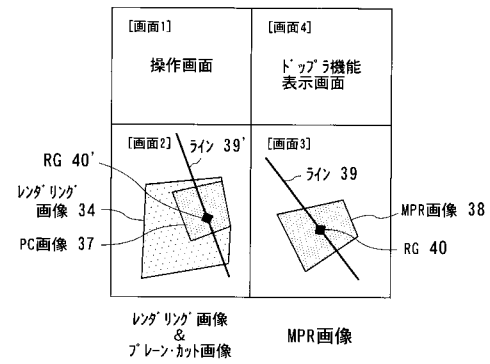
【図 12】



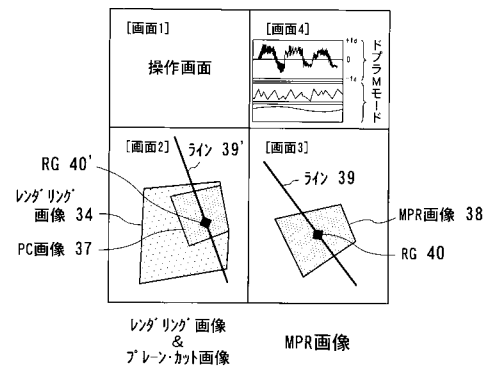
【図 13】



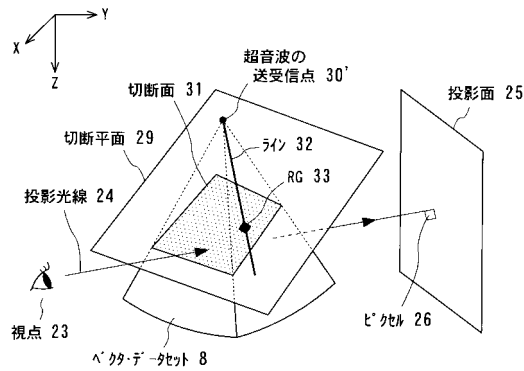
【図 14】



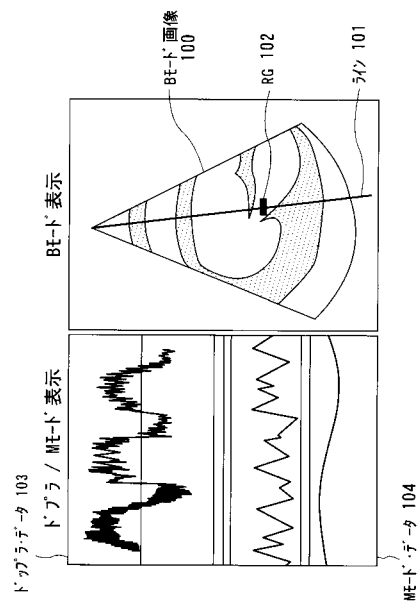
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(56)参考文献 実開平03-088508 (JP, U)
特開2000-201930 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	3D超声诊断设备，3D超声诊断图像显示方法和记录介质		
公开(公告)号	JP4515578B2	公开(公告)日	2010-08-04
申请号	JP2000008347	申请日	2000-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	小林忠晴		
发明人	小林 忠晴		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01N29/06 G01N29/22 G01N29/44		
CPC分类号	G01N29/0609		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01N29/06 G01N29/22.502 G01N29/44		
F-TERM分类号	2G047/EA12 2G047/GH09 2G047/GH15 4C301/EE13 4C301/KK19 4C301/KK27 4C601/EE11 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志		
其他公开文献	JP2001190552A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：旨在为操作者提供多普勒数据和M模式-数据的测量位置信息，即使使用三维超声诊断设备也是如此。从由三维超声诊断设备获得的体素数据（集合）生成渲染图像，PC图像，MPR图像等的二维测量位置显示图像，并且二者 - 诸如线39（39'），RG 40（40'）等的测量位置信息显示在位置显示图像上。

【图 1】

