

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6193124号
(P6193124)

(45) 発行日 平成29年9月6日(2017.9.6)

(24) 登録日 平成29年8月18日(2017.8.18)

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

請求項の数 11 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-544179 (P2013-544179)	(73) 特許権者	000005108
(86) (22) 出願日	平成24年10月4日 (2012.10.4)		株式会社日立製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/075746		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(87) 国際公開番号	W02013/073304	(74) 代理人	110001210
(87) 国際公開日	平成25年5月23日 (2013.5.23)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
審査請求日	平成27年9月8日 (2015.9.8)	(72) 発明者	脇 康治
(31) 優先権主張番号	特願2011-251740 (P2011-251740)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
(32) 優先日	平成23年11月17日 (2011.11.17)		アロカメディカル株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

前置審査

審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子に配列され、同時に振動して超音波ビームを被検体に照射する複数のトランスデューサと、

前記複数のトランスデューサが同時に振動して第1の超音波ビームを前記被検体に照射することにより、第1の超音波データを生成し、前記複数のトランスデューサが同時に振動して第2の超音波ビームを前記被検体に照射することにより、第2の超音波データを生成し、前記第1の超音波データと前記第2の超音波データとに基づいて弾性画像を生成する超音波画像生成部と、

を備え、

前記超音波探触子の複数のトランスデューサは往復動作を行い、

前記超音波画像生成部は、前記往動作のときに生成される前記第1の超音波データと、前記往動作の直後の復動作のときに生成される前記第2の超音波データとに基づいて前記弾性画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波画像生成部は、前記第1の超音波データと前記第2の超音波データに基づいて3次元超音波画像を生成する超音波画像生成部を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記複数のトランスデューサは、平面波を発生させることを特徴とする請求項1に記載

10

20

の超音波診断装置。

【請求項 4】

断層画像、弾性画像、及びドップラー画像から選択された少なくとも1つの超音波画像を取得する場合は、前記複数のトランスデューサが同時に振動して前記超音波ビームを前記被検体に照射し、

選択されなかった前記超音波画像を取得する場合は、前記複数のトランスデューサが前記配列の方向に順次振動して前記超音波ビームを前記被検体に照射することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

弾性画像又はドップラー画像を取得する場合は、前記複数のトランスデューサが移動するときに、前記複数のトランスデューサが同時に振動して前記超音波ビームを前記被検体に照射し、

断層画像を取得する場合は、前記複数のトランスデューサが移動するときに、前記複数のトランスデューサが前記配列の方向に順次振動して前記超音波ビームを前記被検体に照射することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記複数のトランスデューサは、同時に振動して照射される前記超音波ビームと前記配列の方向に順次振動して照射される前記超音波ビームとを、前記被検体に交互に照射することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数のトランスデューサは、同時に振動して照射される前記超音波ビームを、前記被検体に連続して複数回照射することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記複数のトランスデューサは、前記複数のトランスデューサが移動するときに、前記複数のトランスデューサが同時に振動して照射される前記超音波ビームを、前記被検体に連続して複数回照射し、

前記超音波画像生成部は、連続して複数回照射される前記超音波ビームに基づいて生成される超音波データに基づいて弾性画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記複数のトランスデューサは、前記超音波ビームを連続して3回以上照射することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波画像生成部は、前記複数のトランスデューサが移動するときに取得された超音波データに基づいて3次元超音波画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波探触子に配列される複数のトランスデューサが同時に振動することによって照射される超音波ビームを被検体に照射し、

前記超音波探触子の複数のトランスデューサを往復運動させ、

前記複数のトランスデューサが同時に振動して第1の超音波ビームを前記被検体に照射することにより、第1の超音波データを生成し、

前記複数のトランスデューサが同時に振動して第2の超音波ビームを前記被検体に照射することにより、第2の超音波データを生成し、

往動作のときに生成される前記第1の超音波データと、前記往動作の直後の復動作のときに生成される前記第2の超音波データと、に基づいて弾性画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、4D超音波画像を構築する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内の生体組織構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、被検体の断面を断層画像としてモノクロ(白黒)で画像化する。

【0003】

また、従来の超音波診断装置は、超音波探触子を機械的に往復動作させて、同区間で異なる時間に取得された2つの画像フレームを比較することにより生体組織の変位を算出し、生体組織の弾性情報(例えば、硬さ情報や歪み情報など)を弾性画像として画像化する。また、従来の超音波診断装置は、断層画像と弾性画像を交互にスキャンし、断層画像と弾性画像を重ね合わせて表示する(例えば、特許文献1参照)。

10

【0004】

また、従来の超音波診断装置は、3次元弾性画像を構築するときに、被検体の組織に加わる圧力が同等な状態で生成された複数の弾性画像を選択し、選択された複数の弾性画像を合成して3次元弾性画像を構築したり、相関係数が高い画像フレームのみで3次元弾性画像を構築したりする(例えば、特許文献2参照)。

【0005】

また、従来の超音波診断装置は、3次元画像(立体画像)をリアルタイムで表示して、4D

20

超音波画像を生成する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2004-141505号公報

【特許文献2】特開2008-259555号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来の超音波診断装置は、動き(圧迫による手振れ又は体動など)の影響を受けやすい。特に、超音波探触子を機械的に往復動作させるときに超音波画像の取得位置がずれたり、超音波探触子の往復時間によって2つの画像フレーム間の時間差が大きくなったりするので、従来の超音波診断装置では、4Dシステム(3次元画像を随時更新してリアルタイムに表示する画像生成システム)によって、動きに強い4D超音波画像を構築することは困難であった。また、従来の超音波診断装置では、探触子に配列された複数のトランスデューサが配列方向に沿って順次振動して超音波ビームを発生させるので、断層画像又は弾性画像を取得するために時間がかかり、高いフレームレート又は高いボリュームレートで4D超音波画像を構築することは困難であった。

30

【0008】

そこで、本発明は、高いフレームレート又は高いボリュームレートで超音波画像(例えば、4D超音波画像)を構築できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の超音波診断装置は、超音波探触子に配列され、同時に振動して超音波ビームを被検体に照射する複数のトランスデューサと、前記複数のトランスデューサが同時に振動して第1の超音波ビームを前記被検体に照射することにより、第1の超音波データを生成し、前記複数のトランスデューサが同時に振動して第2の超音波ビームを前記被検体に照射することにより、第2の超音波データを生成し、前記第1の超音波データと前記第2の超音波データとに基づいて弾性画像を生成する超音波画像生成部と、を備え、前記超音波探触子の複数のトランスデューサは往復動作を行い、前記超音波画像生成部は、前記往

50

動作のときに生成される前記第1の超音波データと、前記往動作の直後の復動作のときに生成される前記第2の超音波データとに基づいて前記弾性画像を生成することを特徴とする。

【0010】

この構成によれば、複数のトランスデューサが同時に振動して超音波ビームを被検体に照射することにより、1回の超音波ビームの照射で、被検体の断面の超音波データが生成されるので、フレームレート(又はボリュームレート)が向上し、高いフレームレート又は高いボリュームレートで弾性画像を構築することができる。

【発明の効果】

【0011】

本発明は、複数のトランスデューサが同時に振動して超音波ビームを被検体に照射することにより、1回の超音波ビームの照射で、被検体の断面の超音波データが生成されるので、フレームレート(又はボリュームレート)が向上することができる超音波診断装置を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施の形態の超音波診断装置を示す図

【図2】平面波の送受信について示す図

【図3】超音波探触子の往復動作によってボリュームデータ(超音波データ)を生成することを示す図

【図4】複数のトランスデューサが順次振動する場合と、同時に振動する場合とを示す図

【図5】複数のトランスデューサが順次振動する場合と同時に振動する場合について、往動作と復動作で比較する図

【図6】ボリュームデータの相関演算の演算間隔を説明する図

【図7】フレームデータ取得シーケンスにおける、複数のトランスデューサの順次送信及び同時送信を説明する図

【図8】断層画像(白黒画像)、弾性画像(エラストグラフィ)、及びドップラー画像を交互に取得することを説明する図

【図9】3次元方向(x, y, z)の変位に基づいて弾性画像を生成する場合について説明する図

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態の超音波診断装置について、図面を用いて説明する。

本発明の実施の形態の超音波診断装置100を図1に示す。図1に示すように、超音波診断装置100は、被検体101に当接させて用いる超音波探触子102と、超音波探触子102を介して被検体101に一定の時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信させる送信部105と、被検体101から反射した反射エコー信号を受信する受信部106と、送信部105と受信部106を制御する超音波送受信制御部107と、受信部106で受信された反射エコーを一時的に記憶するデータ記憶部111と、データ記憶部111から各々の受信ビームを形成するために整相加算する整相加算部108と、整相加算部108で生成されたRF信号フレームデータ(超音波データ)を記憶するRF保存・選択部109と、RF保存・選択部109に記憶されるRF信号フレームデータに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部150と、超音波画像生成部150により生成される超音波画像を表示する表示部120とを備える。また、超音波診断装置100は、各構成要素を制御する制御部103と、制御部103に各種入力を行なう操作部104とを備える。操作部104は、キーボードやトラックボールなどを含む。

【0014】

超音波探触子102には、複数のトランスデューサ122(振動子)が配列されている。超音波探触子102は、複数のトランスデューサ122を介して被検体101に超音波を送受信する機能を有している。超音波探触子102は、矩形又は扇形をなす複数のトランスデューサ122を含む。超音波探触子102は、複数のトランスデューサ122の配列の方向xと直交する方向(短軸

10

20

30

40

50

方向)に機械的に往復動作する。超音波探触子102が機械的に移動することにより、複数のトランスデューサ122が機械的に往復動作することで、超音波が3次元に送受信される。

【0015】

超音波探触子102に配列される複数のトランスデューサ122は、同時に振動して超音波ビームを被検体101に照射する。また、複数のトランスデューサ122は、配列の方向xに順次振動して超音波ビームを被検体101に照射することも可能である。

【0016】

送信部105は、超音波探触子102の複数のトランスデューサ122を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成する。送信部105は、送信される超音波の収束点を所定の深さに設定する機能や平面波を発生させる機能有している。また、受信部106は、超音波探触子102で受信した反射エコー信号を所定のゲインで増幅して、RF信号(すなわち、受信信号)生成するものである。超音波送受信制御部107は、送信部105や受信部106を制御する。

【0017】

整相加算部108は、受信部106で増幅されたRF信号の位相を制御し、1点又は複数点の収束点に対し超音波ビームを形成して、RF信号フレームデータ(RAWデータに相当する)を生成する。

【0018】

さらに、超音波画像生成部150は、2次元断層画像構成部113と、断層ポリリュームデータ生成部114と、3次元断層画像構成部115と、2次元弾性画像構成部116と、弾性ポリリュームデータ生成部117と、3次元弾性画像構成部118と、合成処理部119とを備える。

【0019】

2次元断層画像構成部113は、RF保存・選択部109に記憶されるRF信号フレームデータに基づいて、2次元断層画像(超音波画像)を構成する。断層ポリリュームデータ生成部114は、2次元断層画像構成部113で構成された2次元断層画像に基づき、2次元断層画像の取得位置に従って3次元座標変換を行ない、断層ポリリュームデータ(超音波データ)を生成する。3次元断層画像構成部115は、断層ポリリュームデータの輝度と不透明度に基づいてポリリュームレンダリングを行ない、3次元断層画像(超音波画像)を構成する。

【0020】

2次元弾性画像構成部116は、RF保存・選択部109に記憶された複数のRF信号フレームデータに基づいて、2次元弾性画像(超音波画像)を構成する。弾性ポリリュームデータ生成部117は、2次元弾性画像構成部116で構成される2次元弾性画像に基づき、2次元弾性画像の取得位置に従って3次元座標変換を行ない、弾性ポリリュームデータ(超音波データ)を生成する。3次元弾性画像構成部118は、弾性ポリリュームデータの弾性値と不透明度に基づいてポリリュームレンダリングを行い、3次元弾性画像(超音波画像)を構成する。

【0021】

合成処理部119は、2次元断層画像と2次元弾性画像とを合成したり、3次元断層画像と3次元弾性画像とを合成したりする。表示部120は、合成処理部119で合成された合成画像や2次元断層画像など(超音波画像)を表示する。

【0022】

次に、超音波画像生成部150の具体的な動作について説明する。2次元断層画像構成部113は、制御部103における設定条件に基づいて、RF保存・選択部109から出力されるRF信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ圧縮、輪郭強調、及びフィルタ処理などの信号処理を行ない、2次元断層画像を構成する。超音波探触子102は、超音波の送受信と同時に送受信方向()を計測することができ、断層ポリリュームデータ生成部114は、2次元断層画像の取得位置に相当する送受信方向()に従うことによって、複数の2次元断層画像に基づいて3次元変換を行ない、断層ポリリュームデータを生成する。

【0023】

3次元断層画像構成部115は、断層ポリリュームデータから3次元断層画像を構成する。3次元断層画像構成部115は、式(1)~(3)を用いてポリリュームレンダリングを行なう。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

$$\text{Cout}(i) = \text{Cout}(i-1) + (1-\text{Aout}(i-1)) \cdot \text{A}(i) \cdot \text{C}(i) \cdot \text{S}(i) \cdot \dots \cdot (1)$$

$$\text{Aout}(i) = \text{Aout}(i-1) + (1-\text{Aout}(i-1)) \cdot \text{A}(i) \cdot \dots \cdot (2)$$

$$\text{A}(i) = \text{Opacity}[\text{C}(i)] \cdot \dots \cdot (3)$$

ここで、 $\text{C}(i)$ は、作成される2次元投影面上の所定の点から3次元断層画像を見た場合に、視線*i*番目に存在するボクセルの輝度値である。 $\text{Cout}(i)$ は、出力されるピクセル値である。例えば、視線上に*N*ボクセルの輝度値が並んだとき、 $l = 0 \sim (N-1)$ までを積算した輝度値 $\text{Cout}(N-1)$ が、最終的に出力されるピクセル値となる。 $\text{Cout}(i-1)$ は、*i-1*番目までの積算値を示す。

【 0 0 2 5 】

また、 $\text{A}(i)$ は、視線上*i*番目に存在する輝度値の不透明度であり、式(3)に示すように、 $0 \sim 1.0$ の値をとる断層不透明度テーブル(断層オパシティテーブル)である。断層不透明度テーブルは、輝度値から不透明度を参照することによって、出力する2次元投影面(3次元断層画像)上への寄与率を決定する。

【 0 0 2 6 】

$\text{S}(i)$ は、輝度 $\text{C}(i)$ とその周辺の画素値より求めた勾配より算定される陰影付けのための重み成分で、例えば、光源とボクセル*i*を中心とした面の法線が一致する場合には、最も強く反射するため1.0が与えられ、光源と法線が直交する場合には、0.0が与えられるなど、 $\text{S}(i)$ は陰影の強調効果を指し示す。

【 0 0 2 7 】

$\text{Cout}(i)$ 及び $\text{Aout}(i)$ は、ともに0を初期値としている。式(2)に示すように、 $\text{Aout}(i)$ は、ボクセルを通過するたびに積算され、1.0に収束する。したがって、式(1)に示すように、(*i-1*)番目までの不透明度の積算値 $\text{Aout}(i-1)$ が約1.0となった場合、*i*番目以降の輝度値 $\text{C}(i)$ は、出力画像に反映されない。

【 0 0 2 8 】

2次元弾性画像構成部116は、RF保存・選択部109に記憶された複数のRF信号フレームデータ(超音波データ)から変位を計測する。そして、2次元弾性画像構成部116は、計測した変位に基づいて弾性値を演算し、2次元弾性画像を構成する。すなわち、超音波探触子102の複数のトランスデューサ122が同時に振動して第1の超音波ビームを被検体101に照射することにより、第1の超音波データが生成され、トランスデューサ122が同時に振動して第2の超音波ビームを被検体101に照射することにより、第2の超音波データが生成され、2次元弾性画像構成部116は、第1の超音波データと第2の超音波データとを比較することにより、被検体101の変位に基づいて弾性値を演算し、弾性画像(超音波画像)を生成する。弾性値は、歪み、弾性率、変位、粘性、硬さ、及び歪み比などの弾性情報のうち少なくとも1つを含む。

【 0 0 2 9 】

弾性ボリュームデータ生成部117は、2次元弾性画像の取得位置に相当する送受信方向()に従って、複数の2次元弾性画像に基づいて3次元変換を行ない、弾性ボリュームデータ(超音波データ)を生成する。3次元弾性画像構成部118は、弾性値に従うことによって弾性ボリュームデータ(超音波データ)に基づいてボリュームレンダリングを行ない、3次元弾性画像(超音波画像)を構成する。

【 0 0 3 0 】

次に、複数のトランスデューサ122が同時に振動して、平面波である超音波ビームを発生させる場合について説明する。図2は、平面波の送受信について示す図である。図2(a)は、平面波の送信について示す図である。例えば、超音波探触子102の各トランスデューサ122から同程度の強度の音波を同時に発生させることで、超音波探触子102の表面と平行な平面波を発生させることが可能である。複数のトランスデューサ122が同時に振動して平面波(超音波ビーム)を被検体101に照射することにより、1回の平面波(超音波ビーム)の照射で、被検体101の断面のRF信号フレームデータ(超音波データ)が生成されるので、複数のトランスデューサが配列の方向*x*に順次振動して超音波ビームを被検体101に照射する

10

20

30

40

50

超音波診断装置と比べて、フレームレート(又はボリュームレート)が向上し、フレームレートの場合はフレームレートが約1000~10000 [fps]となる。

【 0 0 3 1 】

図2(b)は、平面波の受信について示す図である。図2(b)に示すように、開口時間内において、各トランスデューサ122が反射信号を受信することで、画像化領域内の各時間位置において、被検体101内の組織から反射される反射信号が得られる。画像化領域内の反射信号のデータは、データ記憶部111に記憶される。図2(c)に示すように、反射信号のデータは、受信整相されることにより、画像化領域内に複数のビームラインを形成することが可能となる。所定の場所で発せられた音が球面上に広がることを想定し、その広がり方によって各トランスデューサ122に信号が到達する時間の遅れを整相加算部108の遅延回路で補正することで、受信整相が行われる。

10

【 0 0 3 2 】

このように、複数のトランスデューサ122は、超音波探触子102に配列され、同時に振動して超音波ビームを被検体101に照射する。そして、超音波画像生成部150は、超音波探触子102が移動するときに取得された超音波データに基づいて3次元超音波画像(3次元断層画像、3次元弾性画像など)を生成する。

【 0 0 3 3 】

次に、機械駆動の超音波探触子102(例えば、4Dプローブ)を用いた超音波画像(例えば、4D弾性画像)の取得について説明する。図3は、超音波探触子102の往復動作によってボリュームデータ(超音波データ)を生成することを示す図である。図3(a)に示すように、超音波探触子102の往動作M1によって、最初に0番目(偶数番目)の偶数ボリュームデータ(第1の超音波データ)が生成される。そして、超音波探触子102の復動作M2によって、次に1番目(奇数番目)の奇数ボリュームデータ(第2の超音波データ)が生成される。そして、超音波探触子102の往動作M1によって、2番目(偶数番目)の偶数ボリュームデータが生成される。超音波探触子102の往復動作M1、M2が繰り返されることで、偶数ボリュームデータ(第1の超音波データ)及び奇数ボリュームデータ(第2の超音波データ)が生成される。

20

【 0 0 3 4 】

2次元断層画像構成部113によって生成される2次元断層画像(超音波画像) $Ve(0) \sim Ve(50) \sim Ve(m)$ 及び $Vo(0) \sim Vo(50) \sim Vo(m)$ を、断層ボリュームデータ生成部114が、2次元断層画像の取得位置に従って3次元座標変換を行ない、断層ボリュームデータ(超音波データ)を生成することで、偶数ボリュームデータ(第1の超音波データ)及び奇数ボリュームデータ(第2の超音波データ)が生成される。

30

【 0 0 3 5 】

図3(b)及び(c)は、超音波探触子102の移動に従って、複数のトランスデューサ122が同時に振動して超音波ビームを照射することを示す図である。図3(b)及び(c)に示すように、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ の配列の方向 x と直交する方向 z (短軸方向)に、超音波探触子102が機械的に往復動作することで、超音波探触子102の往復動作M1、M2のスキューンシーケンスが行われる。図3(b)は、往スイング(往動作)のスキューンシーケンスであり、図3(c)は、復スイング(復動作)のスキューンシーケンスである。

【 0 0 3 6 】

具体的には、超音波探触子102に配列され、同時に振動して超音波ビームを被検体に照射する複数のトランスデューサと、複数のトランスデューサが同時に振動して第1の超音波ビームを被検体101に照射することにより、第1の超音波データを生成し、複数のトランスデューサが同時に振動して第2の超音波ビームを被検体101に照射することにより、第2の超音波データを生成し、第1の超音波データと第2の超音波データとに基づいて弾性画像を生成する超音波画像生成部150とを備える。また、超音波探触子102に配列される複数のトランスデューサが同時に振動することによって照射される超音波ビームを被検体101に照射し、複数のトランスデューサが同時に振動して第1の超音波ビームを被検体101に照射することにより、第1の超音波データを生成し、複数のトランスデューサが同時に振動して第2の超音波ビームを被検体101に照射することにより、第2の超音波データを生成し、

40

50

第1の超音波データと第2の超音波データとに基づいて超音波画像を生成する。

【0037】

この場合、複数のトランスデューサ122が同時に振動して超音波ビームを照射することにより、1回の平面波(超音波ビーム)の照射で、被検体101の断面のRF信号フレームデータ(超音波データ)が生成されるので、複数のトランスデューサが配列の方向xに順次振動して超音波ビームを被検体101に照射する超音波診断装置と比べて、フレームレート(又はボリュームレート)が向上する。フレームレート(又はボリュームレート)が向上することで、4Dシステムにおいて、動きに強い4D超音波画像(4D弾性画像)を構築することが可能となる。

【0038】

超音波探触子102の複数のトランスデューサは往復動作を行い、超音波画像生成部150は、往動作のときに生成される第1の超音波データと、往動作の直後の復動作のときに生成される第2の超音波データとに基づいて弾性画像を生成する。この構成によれば、往動作と往動作直後の復動作のときに得られる超音波データに基づいて弾性画像を生成することができるので、相関演算の演算間隔を小さくすることができ、動きに強い超音波画像(例えば、4D弾性画像)を構築することが可能となる。

【0039】

超音波探触子102に配列され、同時に振動して超音波ビームを被検体101に照射する複数のトランスデューサと、複数のトランスデューサが移動するときに取得された超音波データに基づいて3次元超音波画像を生成する超音波画像生成部150とを備える。

【0040】

この構成によれば、複数のトランスデューサが同時に振動して超音波ビームを被検体101に照射することにより、1回の超音波ビームの照射で、被検体101の断面の超音波データが生成されるので、フレームレート(又はボリュームレート)が向上し、動きに強く、高いフレームレート又は高いボリュームレートで超音波画像(断層画像、弾性画像、ドップラー画像など)を構築することができる。

【0041】

また、複数のトランスデューサは、平面波を発生させる。この構成によれば、複数のトランスデューサが同時に振動して超音波ビームを被検体101に照射することにより、平面波を発生させることができ、1回の超音波ビームの照射で、被検体101の断面の超音波データを生成することができる。

【0042】

図4は、複数のトランスデューサ122が順次振動して超音波ビームを照射する場合と、複数のトランスデューサ122が同時に振動して超音波ビームを照射する場合とを示す図である。図4(a)に示すように、超音波探触子102は、往動作M1に従って短軸方向zに移動する。超音波探触子102が短軸方向zに移動するとともに、配列方向xに配列される複数のトランスデューサT(0)~T(n)が順次振動する。トランスデューサから送信されるパルスの繰り返し周波数をPRF(Pulse Repetition Frequency)とすると、PRFの周期(パルス繰り返し周期)は、 $1/PRF = PRT$ (Pulse Repetition Time)となる。つまり、1つのトランスデューサが振動してパルスを送信するためには、“ $1/PRF$ ”の時間が必要となる。

【0043】

したがって、複数のトランスデューサT(0)~T(n)が順次振動してパルスを送信し、1つの断面(例えば、断面S(0))のRF信号フレームデータを生成するためには、“ $(1/PRF) * (n+1)$ ”の時間が必要となる。さらに、スキャンシーケンスにおいて、複数の断面S(0)~S(m)の2次元断層画像(超音波画像)Ve(0)~Ve(m)を取得するためには、“ $(1/PRF) * (n+1) * (m+1)$ ”の時間が必要となる。図4(a)では、複数の断面S(0)~S(4)の2次元断層画像(超音波画像)Ve(0)~Ve(4)を取得するためには、“ $(1/PRF) * (n+1) * 5$ ”の時間が必要となる。

【0044】

一方、図4(b)に示すように、超音波探触子102は、往動作M1に従って短軸方向zに移動す

10

20

30

40

50

るとともに、配列方向xに配列される複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が同時に振動する。この場合、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が同時に振動してパルスを送信し、1回の平面波(超音波ビーム)の照射で、断面(例えば、断面 $s(0)$)のRF信号フレームデータ(超音波データ)が生成される。したがって、1つの断面(例えば、断面 $s(0)$)のRF信号フレームデータを生成するためには、“ $1/PRF$ ”の時間が必要となる。さらに、スキャンシーケンスにおいて、複数の断面 $S(0) \sim S(m)$ の2次元断層画像(超音波画像) $Ve(0) \sim Ve(m)$ を取得するためには、“ $(1/PRF) * (m+1)$ ”の時間が必要となる。図4(b)では、複数の断面 $s(0) \sim s(4)$ の2次元断層画像(超音波画像) $Ve(0) \sim Ve(4)$ を取得するためには、“ $(1/PRF) * 5$ ”の時間が必要となる。

【0045】

以上のように、複数のトランスデューサ122が同時に振動する場合は、順次振動する場合に比べて、フレームレート(又はボリュームレート)が $(n+1)$ 倍に向上する。

【0046】

次に、超音波データの相関係数に基づいて弾性画像を生成する場合について、図4乃至図6を用いて説明する。超音波探触子102は往復動作M1、M2を行う。超音波画像生成部150は、超音波探触子102の往動作M1のときに生成される第1の超音波データ(偶数ボリュームデータ)と、往動作M1の直後の復動作M2のときに生成される第2の超音波データ(奇数ボリュームデータ)との相関係数に基づいて弾性画像を生成する。

【0047】

図4に示すように、スキャンシーケンスにおいて、超音波探触子102は、スイング方向(短軸方向z)に一定速度で移動する。このため、図4(a)に示すように、複数のトランスデューサ122が順次振動して超音波ビームを照射する場合は、複数のトランスデューサ122の配列方向xに対して斜め方向の断面 $S(0) \sim S(4)$ に超音波ビームが照射される。

【0048】

図4(a)は、超音波探触子102の往動作M1について説明する図である。図4(a)に示すように、往動作M1中に複数のトランスデューサ122が順次振動するので、配列方向xに対して、スイング方向(往動作M1方向)に傾いた断面 $S(0) \sim S(4)$ に超音波ビームが照射される。一方、超音波探触子102の復動作M2の場合は、図5(c)に示すように、復動作M2中に複数のトランスデューサ122が順次振動するので、配列方向xに対して、スイング方向(復動作M2方向)に傾いた断面 $S(0) \sim S(4)$ に超音波ビームが照射される。

【0049】

したがって、図5(a)及び(c)に示すように、復動作M2の場合、配列方向xに対する断面Sの角度が、往動作M1の場合と異なるので、超音波画像の取得位置がずれる。つまり、往動作M1の超音波画像取得位置と復動作M2の超音波画像取得位置が異なる。よって、図6(a)に示すように、複数のトランスデューサ122が順次振動して超音波ビームを照射する場合は、往動作M1で生成される偶数ボリュームデータ $V0$ (第1の超音波データ)と復動作M2で生成される奇数ボリュームデータ $V1$ (第2の超音波データ)とを比較する代わりに、往動作M1で生成される複数の偶数ボリュームデータ $V0$ 、 $V2$ (RFボリュームデータ)を比較することにより、相関係数に基づいて弾性画像 $V4$ (弾性ボリューム画像)が生成される。

【0050】

または、復動作M2で生成される複数の奇数ボリュームデータ $V1$ 、 $V3$ (RFボリュームデータ)を比較することにより、相関係数に基づいて弾性画像 $V5$ (弾性ボリューム画像)が生成される。

【0051】

一方、図5(b)及び(d)に示すように、複数のトランスデューサ122が同時に振動して超音波ビームを照射する場合は、配列方向xに対する断面Sの角度が一定であり、超音波画像の取得位置がずれないので、往動作M1の超音波画像取得位置と復動作M2の超音波画像取得位置が同じである。よって、図6(b)に示すように、往動作M1で生成される偶数ボリュームデータ $V0$ (第1の超音波データ)と復動作M2で生成される奇数ボリュームデータ $V1$ (第2の超音波データ)とを比較することにより、相関係数に基づいて弾性画像 $V4$ (弾性ボリューム画像

10

20

30

40

50

)が生成される。また、奇数ボリュームデータV1(RFボリュームデータ)と偶数ボリュームデータV2(RFボリュームデータ)とを比較することにより、相関係数に基づいて弾性画像V5(弾性ボリューム画像)が生成される。さらに、偶数ボリュームデータV2(RFボリュームデータ)と奇数ボリュームデータV3(RFボリュームデータ)とを比較することにより、相関係数に基づいて弾性画像V6(弾性ボリューム画像)が生成される。

【 0 0 5 2 】

このように、超音波画像生成部150は、超音波探触子102の往動作M1のときに生成される第1の超音波データ(偶数ボリュームデータ)と、往動作M1の直後の復動作M2のときに生成される第2の超音波データ(奇数ボリュームデータ)との相関係数に基づいて弾性画像を生成する。

10

【 0 0 5 3 】

なお、超音波探触子102の複数のトランスデューサは往復動作を行い、超音波画像生成部150は、往復動作のときに生成される第1の超音波データと、往復動作と同じ動作のときに生成される第2の超音波データとに基づいて弾性画像を生成することもできる。

【 0 0 5 4 】

例えば、超音波画像生成部150は、往動作のときに生成される第1の超音波データと、往動作のときに生成される第2の超音波データとに基づいて弾性画像を生成することもできる。また、超音波画像生成部150は、復動作のときに生成される第1の超音波データと、復動作のときに生成される第2の超音波データとに基づいて弾性画像を生成することもできる。第2の超音波データは、往動作又は復動作のときに、第1の超音波データの次に超音波ビームが照射されて生成された超音波データである。つまり、第1の超音波データと第2の超音波データは隣接する断面の超音波データである。第1の超音波データを $V_e(n)$ とすると第2の超音波データは $V_e(n+1)$ である。

20

【 0 0 5 5 】

図6に示すように、複数のトランスデューサ122が順次振動して超音波ビームを照射する場合は、1つのRFボリュームデータを超えて相関演算を行うため、演算間隔が大きくなる。

【 0 0 5 6 】

一方、複数のトランスデューサ122が同時に振動して超音波ビームを照射する場合は、隣のRFボリュームデータで相関演算を行うため、複数のトランスデューサ122が順次振動する場合と比べて、演算間隔が小さくなる。

30

【 0 0 5 7 】

したがって、相関演算の演算間隔が小さくなることで、4Dシステムにおいて、動きに強い超音波画像(例えば、4D弾性画像)を構築することが可能となる。また、相関演算の演算間隔が小さくなることで、組織の変動量を少なくできるため、動き(圧迫による手振れ又は体動など)による断面のずれを低減することができる。

【 0 0 5 8 】

また、図4に示すように、複数のトランスデューサ122が同時に振動する場合は、順次振動する場合に比べて、フレームレート(又はボリュームレート)が $(n+1)$ 倍に向上する。

【 0 0 5 9 】

次に、ボリュームデータ(超音波データ)を構成する際のフレームデータ取得シーケンスについて、図7を用いて説明する。図7(a)に示すように、スキャンシーケンスにおいて、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が順次振動する場合、1つの断面のRF信号フレームデータを取得するためには、“ $(1/PRF) * (n+1)$ ”の時間が必要となる。一方、図7(b)複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が同時に振動する場合、1つの断面のRF信号フレームデータを取得するためには、“ $(1/PRF)$ ”の時間が必要となる。したがって、1回の平面波(超音波ビーム)の照射で、断面のRF信号フレームデータ(超音波データ)が生成される場合は、短時間でフレームデータ及びボリュームデータを取得することが可能となり、フレームレート及びボリュームレートを大きく向上させることが可能となるので、3次元画像を随時更新してリアルタイムに表示する画像生成システムによって、動きに強い4D超音波画像

40

50

を構築することができる。

【0060】

このように、2次元断層画像構成部113が、RF保存・選択部109に記憶されるRF信号フレームデータに基づいて、2次元断層画像(超音波画像)を構成する場合のフレームレートが向上する。したがって、断層ポリウムデータ生成部114が、2次元断層画像構成部113で構成された2次元断層画像に基づき、2次元断層画像の取得位置に従って3次元座標変換を行ない、断層ポリウムデータ(超音波データ)を生成する場合のポリウムレートが向上する。また、3次元断層画像構成部115が、断層ポリウムデータの輝度と不透明度に基づいてポリウムレンダリングを行ない、3次元断層画像(超音波画像)を構成する場合のポリウムレートが向上する。

10

【0061】

また、2次元弾性画像構成部116が、RF保存・選択部109に記憶された複数のRF信号フレームデータに基づいて、2次元弾性画像(超音波画像)を構成する場合のフレームレートが向上する。したがって、弾性ポリウムデータ生成部117が、2次元弾性画像構成部116で構成される2次元弾性画像に基づき、2次元弾性画像の取得位置に従って3次元座標変換を行ない、弾性ポリウムデータ(超音波データ)を生成する場合のポリウムレートが向上する。また、3次元弾性画像構成部118が、弾性ポリウムデータの弾性値と不透明度に基づいてポリウムレンダリングを行い、3次元弾性画像(超音波画像)を構成する場合のポリウムレートが向上する。

【0062】

さらに、合成処理部119が、2次元断層画像と2次元弾性画像とを合成したり、3次元断層画像と3次元弾性画像とを合成したりする時間が短縮される。

20

【0063】

以上、本発明にかかる実施の形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

例えば、図8に示すように、断層画像(白黒画像)、弾性画像(エラストグラフィ)、及びドップラー画像(カラードップラー画像)から選択された少なくとも1つの超音波画像を取得する場合は、複数のトランスデューサ122が同時に振動して超音波ビームを被検体101に照射し、選択されなかった超音波画像を取得する場合は、複数のトランスデューサ122が配列の方向xに順次振動して超音波ビームを被検体101に照射してもよい。この構成によれば、選択された超音波画像については、1回の超音波ビームの照射で、被検体の断面の超音波データが生成されるので、フレームレート(又はポリウムレート)が向上し、動きに強く、高いフレームレート又は高いポリウムレートで超音波画像を構築することができる。選択されなかった超音波画像については、超音波ビームをフォーカスして超音波画像を構築することができる。

30

【0064】

図8(a)は、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が順次振動して、断層画像のための断層フレームデータ(RF信号フレームデータ)と弾性画像のための弾性フレームデータ(RF信号フレームデータ)とを交互に取得することを示す図である。図8(a)に示すように、1つの断面のRF信号フレームデータ(断層フレームデータ及び弾性フレームデータ)を取得するためには、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が順次振動する場合、“ $(1/PRF) * (n+1)$ ”の時間が必要となる。この場合、断層ポリウム画像及び弾性ポリウム画像の両方を構築することができるが、断層ポリウム画像及び弾性ポリウム画像のうちの何れか1つのポリウム画像を構築する場合と比べて、時間が2倍かかり、ポリウムレートが半分になる。

40

【0065】

図8(b)は、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が順次振動して、断層画像のための断層フレームデータ(RF信号フレームデータ)を取得し、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が同時に振動して、弾性画像のための弾性フレームデータ(RF信号フレームデータ)を取得することを示す図である。この場合、複数のトランスデューサ122は、同時に振動して照射

50

される超音波ビームと配列方向xに順次振動して照射される超音波ビームとを、被検体101に交互に照射する。この構成によれば、フレームレート及びボリュームレートを向上させることができるので、断層画像、弾性画像、及びドップラー画像を交互にスキャンし、断層画像、弾性画像、及びドップラー画像を重ね合わせて表示させることができ、4Dシステムでリアルタイムに断層情報、弾性情報、及び血流情報を同時に表示させることができる。なお、同時に振動して照射される超音波ビームと順次振動して照射される超音波ビームは、1回の超音波ビームごとに交互に切り替わってもよいし、複数回の超音波ビームごとに交互に切り替わってもよい。

【0066】

図8(b)に示すように、1つの断面の断層フレームデータを取得するためには、“ $(1/PRF) * (n+1)$ ”の時間が必要となる。一方、1つの断面の弾性フレームデータを取得するためには、“ $1/PRF$ ”の時間が必要となる。この場合、断層ボリューム画像及び弾性ボリューム画像の両方を構築する場合と比べて、スキャン時間が短縮され、ボリュームレートが向上する。また、超音波ビームをフォーカス(多段フォーカスを含む)して断層画像(超音波画像)を取得したい場合は、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ を順次振動させて、断層フレームデータ(RF信号フレームデータ)を取得することができる。つまり、断層画像、弾性画像、及びドップラー画像から選択された少なくとも1つの超音波画像のうち、超音波ビームをフォーカスして超音波画像を取得する場合は、複数のトランスデューサ122を順次振動させて、超音波データ(RF信号フレームデータ)を取得することができる。

【0067】

また、弾性画像又はドップラー画像を取得する場合は、超音波探触子102が移動するときに、複数のトランスデューサ122が同時に振動して超音波ビームを被検体101に照射し、断層画像を取得する場合は、超音波探触子102が移動するときに、複数のトランスデューサ122が配列の方向xに順次振動して超音波ビームを被検体101に照射してもよい。この構成によれば、断層画像、弾性画像、及びドップラー画像を構築する場合と比べて、スキャン時間が短縮され、ボリュームレートが向上し、断層画像(超音波画像)を取得する場合は、超音波ビームをフォーカスして、断層フレームデータを取得することができる。

【0068】

図8(c)は、複数のトランスデューサ $T(0) \sim T(n)$ が同時に振動して、弾性画像のための弾性フレームデータ及びドップラー画像のためのドップラーデータ(超音波データ)を取得することを示す図である。

【0069】

従来の超音波診断装置では、フレームレート及びボリュームレートが低下するという理由により、3つ以上の超音波画像を同時に用いて、複数の診断に適用可能な観察モードを4Dシステムで表示することは困難であった。本実施の形態では、フレームレート及びボリュームレートを向上させることができるので、3つ以上の超音波画像(例えば、断層画像、弾性画像、及び血流画像)を、4Dシステムにより同時に表示することも可能となる。

【0070】

図8(c)に示すように、超音波ビームをフォーカスして断層画像を取得する場合は、複数のトランスデューサ122を順次振動させて、断層フレームデータ(RF信号フレームデータ)を取得することができる。また、超音波ビームのフォーカスを必要としない弾性画像及び血流画像(ドップラー画像)を取得する場合は、複数のトランスデューサ122を同時に振動させて、平面波を発生させ、弾性フレームデータ及び血流フレームデータを取得することができる。この結果、形態情報(断層情報)を維持しつつ、機能情報(弾性情報及び血流情報)の表示を1回のスキャンで行うことができる。

【0071】

なお、血流画像を取得するためには、通常8~10程度のアンサンブル(ensemble)情報を必要とするので、複数のトランスデューサ122を順次振動させる場合はフレームレート及びボリュームレートが低下することから、特に4Dシステムを用いて血流画像を取得することは困難であった。本実施の形態では、フレームレート及びボリュームレートを向上させ

10

20

30

40

50

ることができるので、通常8~10程度のensemble情報を必要とする場合であっても、4Dシステムでリアルタイムに血流情報の表示が可能となり、例えば、腫瘍の硬さ(弾性情報)の3次元分布をリアルタイムに表示させるとともに、腫瘍に流入する血流が定常性であるか拍動性であるかの血流情報を同時に表示させることができるようになり、付加価値の高い超音波診断装置を提供することができる。

【0072】

上記の実施の形態において、第1の超音波データは偶数ボリュームデータに限られず、第2の超音波データは奇数ボリュームデータに限られない。例えば、2次元弾性画像構成部116が、RF保存・選択部109に記憶された複数のRF信号フレームデータに基づいて、2次元弾性画像(超音波画像)を構成する場合は、同じ断面位置において異なる時間に取得されたRF信号フレームデータを、第1の超音波データ及び第2の超音波データとしてもよい。つまり、第1の超音波データ及び第2の超音波データは、ボリュームデータに限らず、フレームデータであってもよい。

10

【0073】

また、第1の超音波データ及び第2の超音波データは、同じ断面位置において取得された超音波データに限らず、異なる断面位置において取得された超音波データであってもよい。例えば、複数のトランスデューサ122は、超音波探触子102が移動するときに、複数のトランスデューサ122が同時に振動して照射される超音波ビームを、被検体101に連続して複数回(例えば、3回以上)照射し、超音波画像生成部150は、連続して複数回照射される超音波ビームに基づいて生成される超音波データ(第1の超音波データ及び第2の超音波データを含む)を比較することにより、被検体101の3次元方向(x, y, z)の変位に基づいて弾性画像を生成してもよい。

20

【0074】

このように、複数のトランスデューサは、同時に振動して照射される超音波ビームを、被検体101に連続して複数回照射する。この構成によれば、連続して複数回照射される超音波ビームに基づいて生成される超音波データを比較することにより、被検体の3次元方向(x, y, z)の変位に基づいて超音波画像を生成することができる。

【0075】

また、複数のトランスデューサは、複数のトランスデューサが移動するときに、複数のトランスデューサが同時に振動して照射される超音波ビームを、被検体101に連続して複数回照射し、超音波画像生成部150は、連続して複数回照射される超音波ビームに基づいて生成される超音波データに基づいて弾性画像を生成する。この構成によれば、連続して複数回照射される超音波ビームに基づいて生成される超音波データを比較することにより、被検体101の3次元方向(x, y, z)の変位に基づいて弾性画像を生成することができ、1フレーム当たりのスキャン時間が短縮されることにより、相関精度を向上させることができる。

30

【0076】

3次元方向(x, y, z)の変位に基づいて弾性画像を生成する場合について、図9を用いて説明する。上記の実施の形態では、2つの超音波画像を比較することにより、体動や対外的圧力による組織変位に基づいて弾性情報や弾性画像を生成する。これにより、超音波探触子102又は超音波送受信面に平行する断面の変位を計測することができる。

40

【0077】

つまり、トランスデューサ122の配列方向x及び配列方向xの垂直方向yに平行する断面の変位を計測することができる。これに対し、図9に示すように、複数のトランスデューサ122が同時に振動して、平面波の送受信を3回繰り返すことで、連続する弾性フレームデータ(例えば、弾性フレームデータ1a、1b、1c)を1つのセットとして取得することにより、配列方向x及び垂直方向yのみならず、短軸方向zの変位を計測することができる。複数のトランスデューサは、超音波ビームを連続して3回以上照射する。この構成によれば、連続して3回照射される超音波ビームに基づいて生成される超音波データを比較することにより、被検体の3次元方向(x, y, z)の変位に基づいて弾性画像を生成することができる。

50

【0078】

従来の超音波診断装置では、フレームレート及びボリュームレートが低下するという理由により、断面の超音波データ(RF信号フレームデータ)を連続して複数回取得することは困難であった。本実施の形態では、フレームレート及びボリュームレートを向上させることができるので、複数のトランスデューサ122が同時に振動して照射される超音波ビームを、被検体101に連続して複数回(例えば、3回以上)照射を繰り返して、連続する弾性フレームデータ(超音波データ)を構成することにより、短軸方向zも含めた3次元方向(x, y, z)に相関又は探索を行うことが可能となる。この結果、体動の激しい幼児や動物等を対象とする場合であっても、4Dシステムを用いて、リアルタイムに弾性画像を表示させることができる。また、平面波の送受信による1フレーム当たりのスキャン時間が短縮されることにより、相関精度を向上させることができる。

10

【産業上の利用可能性】

【0079】

本発明にかかる超音波診断装置は、フレームレート又はボリュームレートが向上するという効果を有し、動きに強く、高いフレームレート又は高いボリュームレートで超音波画像(例えば、4D超音波画像)を構築できる超音波診断装置として有用である。

【符号の説明】

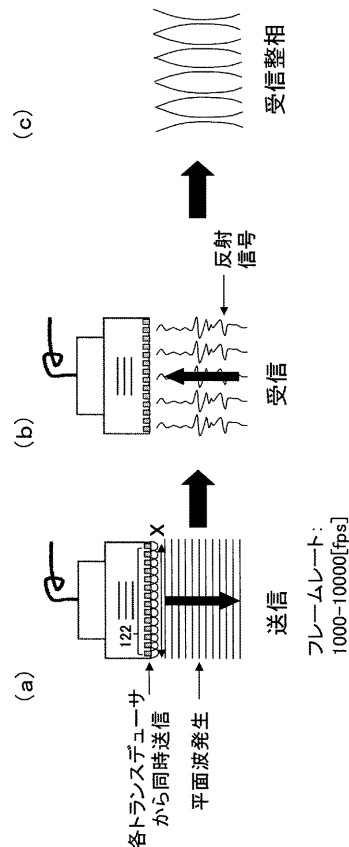
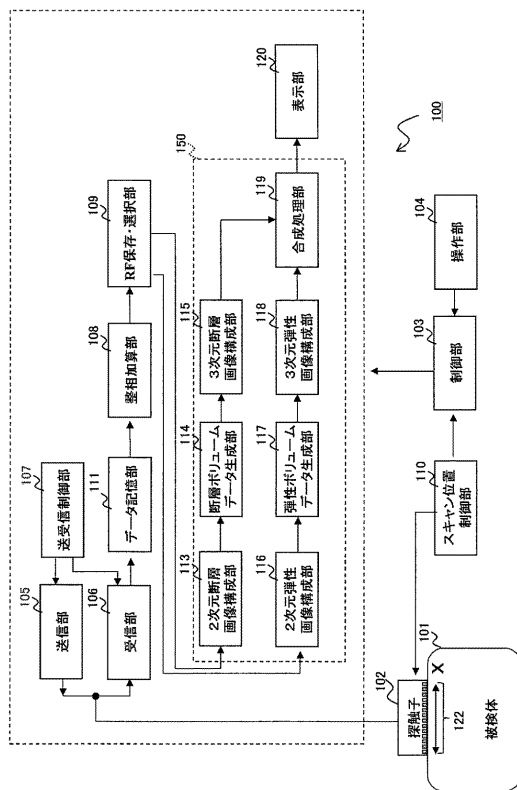
【0080】

100 超音波診断装置、101 被検体、102 超音波探触子、103 制御部、104 操作部、105 送信部、106 受信部、107 超音波送受信制御部、108 整相加算部、109 R F保存・選択部、111 データ記憶部、113 2次元断面画像構成部、114 断面ボリュームデータ生成部、115 3次元断面画像構成部、116 2次元弾性画像構成部、117 弾性ボリュームデータ生成部、118 3次元弾性画像構成部、119 合成処理部、120 表示部、122 トランスデューサ、150 超音波画像生成部

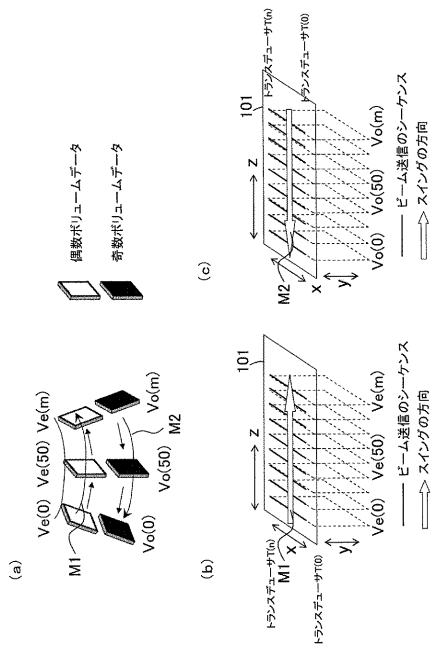
20

【図1】

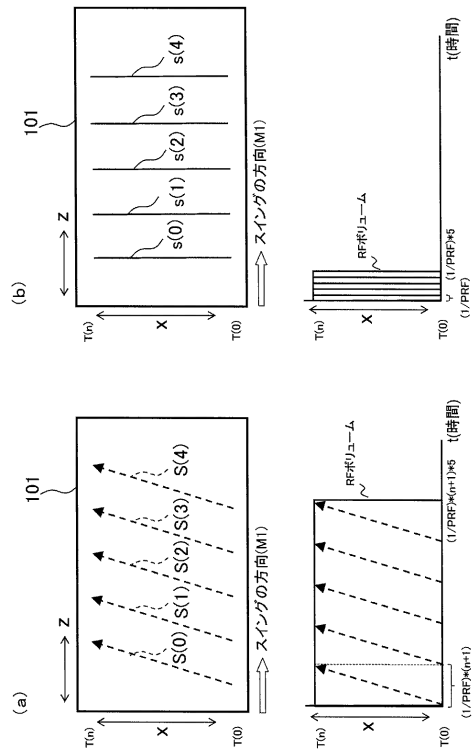
【図2】



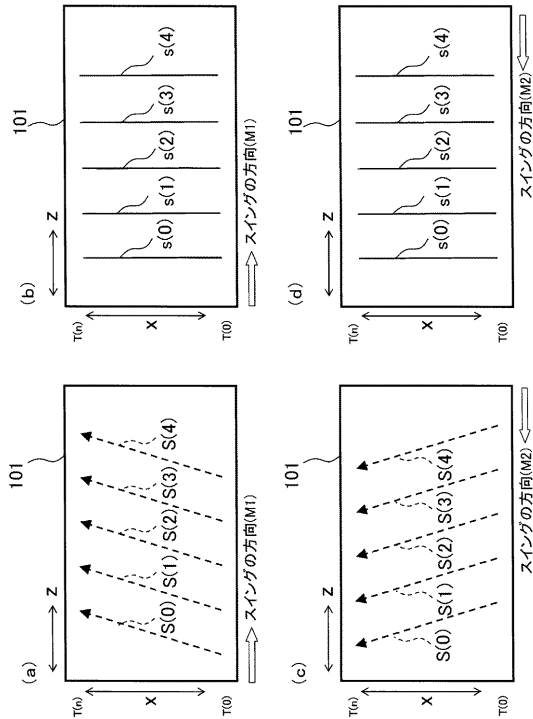
【図3】



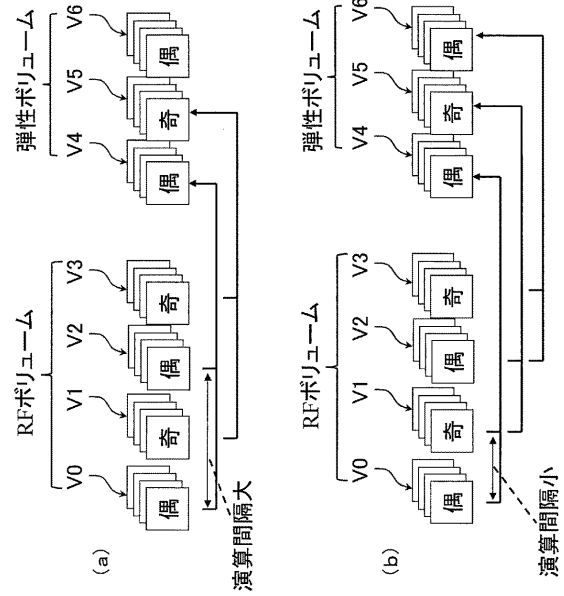
【図4】



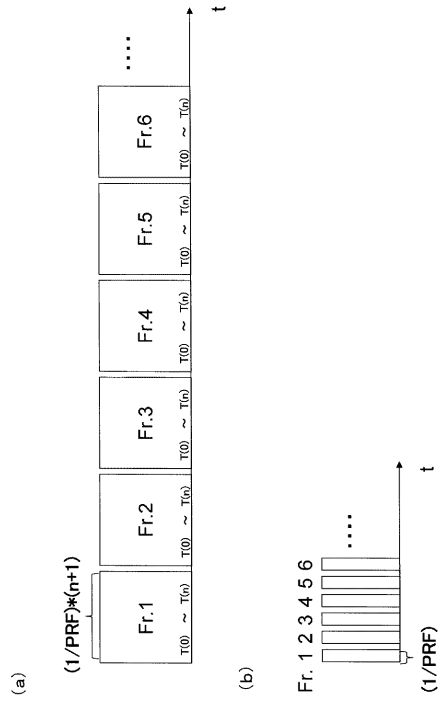
【図5】



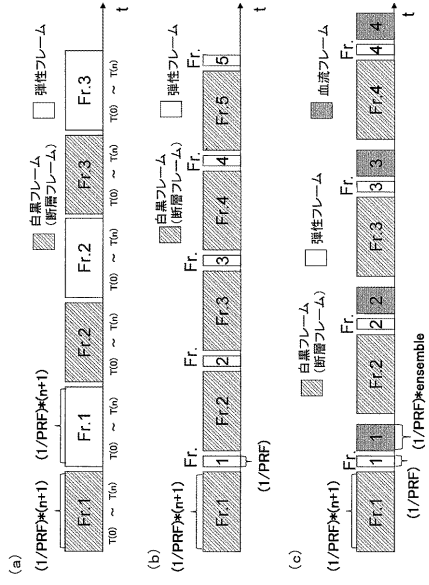
【図6】



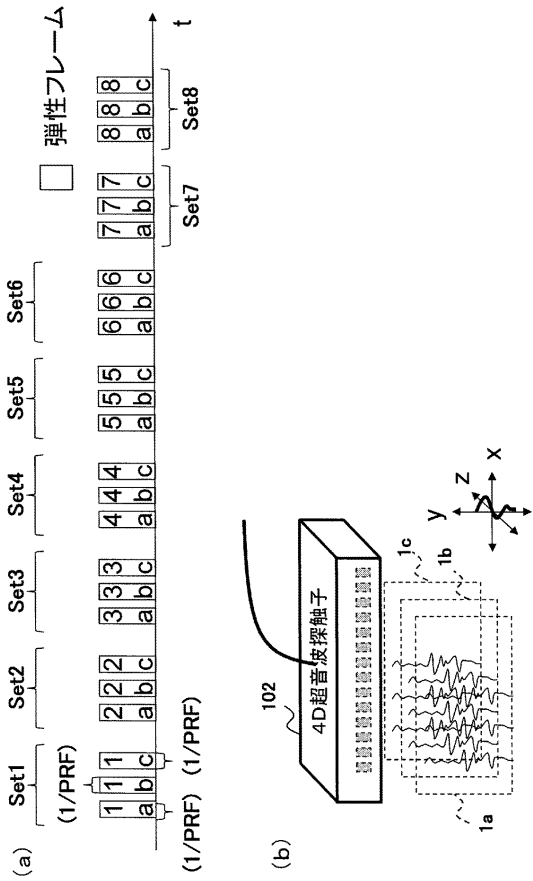
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-201989(JP,A)
国際公開第2011/030812(WO,A1)
特表2008-536578(JP,A)
特開2004-222798(JP,A)
特開2009-028366(JP,A)
特開2010-246692(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波画像生成方法		
公开(公告)号	JP6193124B2	公开(公告)日	2017-09-06
申请号	JP2013544179	申请日	2012-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	脇康治		
发明人	脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4461 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5276 A61B8/54 G01S7/52042 G01S7/52085 G01S15/8915 G01S15/8945 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2011251740 2011-11-17 JP		
其他公开文献	JPWO2013073304A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其提高帧速率（或体积率），耐移动，并且能够以高帧速率或高体积率构建超声波图像。超声波诊断装置包括：多个换能器，设置在超声波探头上，同时振荡，并在对象上照射超声波束；超声图像生成单元，由于多个换能器同时振荡并且在对象上照射第一超声波束而生成第一超声波数据，由于多个换能器在振荡时产生第二超声波数据。同时，在对象上照射第二超声波束，并根据第一超声波数据和第二超声波数据生成声像。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6193124号 (P6193124)
(45) 発行日 平成29年9月6日(2017.9.6)	(24) 登録日 平成29年8月18日(2017.8.18)	
(51) Int. Cl. A61B 8/08 (2006.01)	F 1 A61B 8/08	
請求項の数 11 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-544179 (P2013-544179)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
(86) (22) 出願日 平成24年10月4日(2012.10.4)	(74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2012/075746	(72) 発明者 脇 康治 東京都三鷹市幸礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	
(87) 国際公開番号 W02013/073304	審査官 堀熊 政一	
(87) 国際公開日 平成25年5月23日(2013.5.23)		
審査請求日 平成27年9月8日(2015.9.8)		
(31) 優先権主張番号 特願2011-251740 (P2011-251740)		
(32) 優先日 平成23年11月17日(2011.11.17)		
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		
前置審査		
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像生成方法