

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/069021

発行日 平成22年3月18日 (2010.3.18)

(43) 国際公開日 平成20年6月12日 (2008.6.12)

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

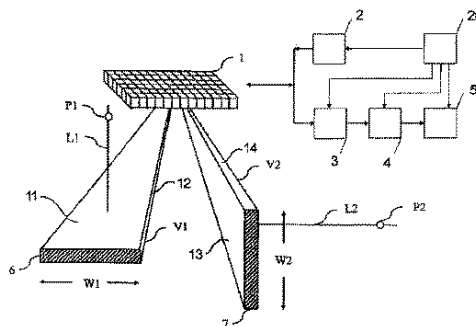
出願番号	特願2008-548216 (P2008-548216)	(71) 出願人	000005821 パナソニック株式会社
(21) 国際出願番号	PCT/JP2007/072516		大阪府門真市大字門真1006番地
(22) 国際出願日	平成19年11月21日 (2007.11.21)	(74) 代理人	100093067 弁理士 二瓶 正敬
(31) 優先権主張番号	特願2006-326074 (P2006-326074)	(72) 発明者	福喜多 博 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
(32) 優先日	平成18年12月1日 (2006.12.1)	(72) 発明者	秋山 恒 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	Fターム (参考)	4C601 BB03 BB06 EE07 FF08 GB06 HH15 HH28 JC26 JC37 KK22 KK25 KK42

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

3次元空間の複数の領域についてそれぞれレンダリング画像を得ることができる超音波診断装置を実現する技術が開示され、その技術によれば、送信ビームフォーマ2が複数の関心領域を走査する超音波ビームを発生するようにマトリクスアレイ1を駆動し、受信ビームフォーマ3が各関心領域からの反射波によるマトリクスアレイの受信信号に基づいて、それぞれ関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成すると、信号処理部4がビーム形成信号を処理して関心領域ごと設定された視点を基準として、複数の関心領域の各レンダリング画像を生成し、表示部5が複数のレンダリング画像を並行的に表示する。このとき、制御部20が、外部からの操作によって、複数の関心領域の設定と、レンダリング画像の視点の設定とを行う。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子が少なくとも 2 次元に配列されたマトリックスアレイと、
あらかじめ設定された 3 次元空間の複数の関心領域を走査する超音波ビームを発生する
ように前記マトリックスアレイを駆動する送信ビームフォーマと、

前記複数の関心領域からの反射波による前記マトリックスアレイの受信信号に基づいて、
それぞれ前記関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成する受信ビームフォーマ
と、

前記受信ビームフォーマで生成されたビーム形成信号を処理することにより、前記関心
領域ごとにあらかじめ設定された視点を基準として、前記複数の関心領域の各レンダリン
グ画像を生成する信号処理部と、

前記信号処理部で生成された複数のレンダリング画像を並行的に表示する表示部と、

外部からの操作によって、前記送信ビームフォーマが走査する前記複数の関心領域を設
定する手段と、

前記信号処理部が前記レンダリング画像を生成する前記視点を前記関心領域ごとに設定
する手段とを有し、

前記送信ビームフォーマにより前記 3 次元空間の全体を走査するよりも高速な走査を可
能にした超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記関心領域ごとに長断面を選択し、それぞ
れ選択された前記長断面の法線上に、少なくとも 1 つの視点を設定する手段を有している
請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の被験深度をそれぞれ独
立に設定する手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の走査のボリュームレ
ートをそれぞれ独立に設定する手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の各走査速度を、1 心拍
内で変更可能にする手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域をそれぞれ部分領域に分
割する手段、及び前記部分領域の少なくとも 1 つを走査単位として、異なる前記関心領域
における異なる前記部分領域が順次走査されるように前記関心領域における前記部分領域
の走査順を設定する手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数の関心領域の走査が、心拍に同期している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、3 次元データを表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置における超音波データは、通常はフレームで取得され、各フレームは、
トランスデューサ面から放射される超音波ビームの掃引に対応している。超音波ビームの
掃引は、典型的には、1 つの走査面に沿って複数の走査線を生成することによって得られ
る。走査線のセットは典型的には「スライス」と称されるものを形成する。スライスは典
型的には、1 つのフレームに対応している。例えば、3 次元（ボリューム）走査では、多
数のスライスがフレームを構成する。

【0003】

2次元（2D）マトリックスプローブは、多数のスライス（フレーム）のセットより3次元形状を形成する。これらの多数のスライスはスライスによって占有される容積に対する超音波データを生成する。所与の容積に対して収集されたすべてのデータを処理すると、計算負荷が大きくなって収集されたデータのフレームレートが低減されてしまう。そこで、すべてのデータを処理することを要せずに3次元データを表示するシステムの出現に対する要望が強かった。

【0004】

その要望を満たすものとして、2次元マトリックスプローブと、所望の超音波画像に対応する少なくとも2つの超音波スライスを決するシステム制御装置と、少なくとも2つの超音波スライスから得られるデータから所望の超音波画像を得る走査変換器と、所望の超音波画像を表示するディスプレイとを含む超音波診断装置が提案されている（例えば、下記の特許文献1参照）。

【特許文献1】特表2004-530502号公報（段落0016～0032）

【0005】

しかしながら、上述した従来の超音波診断装置においては、所望の超音波画像がスライスでしか得られないという問題があった。

【発明の開示】

【0006】

本発明は、上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は3次元空間の複数の関心領域についてそれぞれレンダリング画像を得ることができる超音波診断装置を提供することにある。

【0007】

上記の目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、超音波振動子が少なくとも2次元に配列されたマトリックスアレイと、あらかじめ設定された3次元空間の複数の関心領域を走査する超音波ビームを発生するように前記マトリックスアレイを駆動する送信ビームフォーマと、前記複数の関心領域からの反射波による前記マトリックスアレイの受信信号に基づいて、それぞれ前記関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成する受信ビームフォーマと、前記受信ビームフォーマで生成されたビーム形成信号を処理することにより、前記関心領域ごとにあらかじめ設定された視点を基準として、前記複数の関心領域の各レンダリング画像を生成する信号処理部と、前記信号処理部で生成された複数のレンダリング画像を並行的に表示する表示部と、外部からの操作によって、前記送信ビームフォーマが走査する前記複数の関心領域を設定する手段と、前記信号処理部が前記レンダリング画像を生成する前記視点を前記関心領域ごとに設定する手段とを有し、前記送信ビームフォーマにより前記3次元空間の全体を走査するよりも高速な走査を可能にしたものである。

この構成により、3次元空間の複数の関心領域についてそれぞれボリュームのレンダリング画像を得ることが可能になる。

【0008】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記関心領域ごとに長断面を選択し、それぞれ選択された前記長断面の法線上に、少なくとも1つの視点を設定する手段を有している。

この構成により、3次元空間の複数の関心領域についてボリュームのレンダリング画像を得る際の視点の設定が容易になる。

【0009】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の被験深度をそれぞれ独立に設定する手段を有している。

この構成により、3次元空間の複数の関心領域についてそれぞれの被験深度に応じて超音波ビームの走査速度の設定が可能となり、これによって高速の走査が可能になる。

【0010】

10

20

30

40

50

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の走査のボリュームレートをそれぞれ独立に設定する手段を有している。

この構成により、複数の関心領域のうちの、より関心度の高い関心領域、あるいは動きの早い関心領域に関して他の関心領域よりも高い走査のボリュームレートの設定が可能となり、これによって、より有益な診断情報が得られる。

【0011】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の各走査速度を、1心拍内で変更可能にする手段を有している。

この構成により、1心拍内で複数の関心領域においてそれらの組織における変位速度のピーク値が関心領域ごとに異なる場合、それぞれの変位速度のピーク値に対応して超音波ビームによる走査速度が高くなるように制御されるので、より有益な診断情報が得られる。

10

【0012】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記複数の関心領域をそれぞれ部分領域に分割する手段、及び前記部分領域の少なくとも1つを走査単位として、異なる前記関心領域における異なる前記部分領域が順次走査されるように前記関心領域における前記部分領域の走査順を設定する手段を有している。

この構成により、複数の関心領域の走査が並行して行われるので、より有益な診断情報が得られる。

【0013】

20

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記複数の関心領域の走査が、心拍に同期しているものである。

この構成により、心拍の特定のタイミングで複数の走査領域のボリュームレートを変更することができる。

【0014】

本発明は、3次元空間の複数の関心領域について超音波ビームによる走査を行い、各走査領域について独立に視点の設定を行い、レンダリングにより得られた複数の画像を並行表示することにより、3次元空間の複数の関心領域についてボリュームのレンダリング画像を得ることが可能になり、これによって、3次元空間全体の画像を得る場合に比べ高速な走査が可能になるという効果を有する超音波診断装置を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1A】本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態の構成を示すブロック図と併せて超音波ビームによる走査状態を示した図

【図1B】第1の実施の形態における走査領域の底面と超音波ビームとが交差する状態を示した図

【図1C】第1の実施の形態における画像の表示例を示した図

【図2A】本発明に係る超音波診断装置の第2の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図

【図2B】第2の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図

40

【図3A】本発明に係る超音波診断装置の第3の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図

【図3B】第3の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図

【図4A】本発明に係る超音波診断装置の第4の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図

【図4B】第4の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明を図面に示す好適な実施の形態に基づいて詳細に説明する。

<第1の実施の形態>

50

図1Aは本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態の構成を示すブロック図と併せて超音波ビームによる走査状態を示した図であり、図1Bは第1の実施の形態における走査領域の底面と超音波ビームとが交差する状態を示した図であり、図1Cは第1の実施の形態における画像の表示例を示した図である。

【0017】

図1Aにおいて、マトリックスアレイ1は2次元に配列された多数の超音波振動子で構成され、それぞれ不図示の音響部品と組み合わされてハウジング内に装着されて超音波プローブを形成する。送信ビームフォーマ2はあらかじめ設定された3次元空間の関心領域を走査する超音波ビームを発生するようにマトリックスアレイ1を駆動するものである。送信された超音波ビームは被験体内で反射され、その反射波がマトリックスアレイ1によって受信される。受信ビームフォーマ3はマトリックスアレイ1で受信された信号の増幅、遅延の処理を行って、関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成するものである。信号処理部4は受信ビームフォーマ3で生成されたビーム形成信号を処理することにより、あらかじめ設定された視点を基準として、関心領域のレンダリング画像を生成するものである。表示部5は信号処理部4で生成されたレンダリング画像を表示する。制御部20は、外部からの操作によって、送信ビームフォーマ2、受信ビームフォーマ3、信号処理部4及び表示部5を関連付けて制御するものである。

10

【0018】

このうち、制御部20は、キーボード、タッチパネルなどの周知の入力装置を用いて送信ビームフォーマ2が走査する複数の関心領域を設定する機能と、信号処理部4がレンダリング画像を生成する視点を関心領域ごとに設定する機能と、信号処理部4で生成された複数のレンダリング画像を表示部5に並行的に表示させる機能とを有している。

20

【0019】

上記のように構成された第1の実施の形態の動作について以下に説明する。制御部20に付帯する図示省略の入力装置を介して、ユーザが複数の関心領域と、関心領域ごとの視点を設定する。この視点の設定は、関心領域を走査する長断面を選択し、選択された長断面の法線上に、少なくとも1つの視点を設定することによって行われる。制御部20の設定に応じてマトリックスアレイ1は、図1Aに示したように、超音波ビームにより3次元空間の関心領域である領域V1と領域V2を3次元走査する。領域V1はマトリックスアレイ1内に不図示の頂点を有し、斜線で示された長方形の底面6と、底面6の長辺及び頂点を通る2つの側面11と、底面6の短辺及び頂点を通る2つの側面12とで表現される錐体を形成し、底面6の長辺の長さがW1である。そして、2つの側面11の間における後述する長断面に対する1つの法線L1の延長線上に視点P1が設定されている。同様に、領域V2はマトリックスアレイ1内に不図示の頂点を有し、斜線で示された長方形の底面7と、底面7の長辺及び頂点を通る2つの側面13と、底面7の短辺及び頂点を通る2つの側面14とで表現される錐体を形成し、底面7の長辺の長さがW2である。そして、2つの側面13の間における後述する長断面に対する1つの法線L2の延長線上に視点P2が設定されている。

30

【0020】

図1Bにおいて、領域V1の底面6中の破線で囲まれた面8には、底面6と1本の送信ビームとの交差位置が黒丸印で示され、底面6と1つの送信の超音波ビームで得られる16(=4x4)本の並列受信ビームとの交差位置が白丸印で示されている。同様にして複数の送信ビームの送信により、底面6には2次元に配列された並列受信ビームが交差する位置が示されている。また、受信ビームのそれぞれは頂点A1で交差し、頂点A1及び底面6の各辺を通過する受信ビームが領域V1を形成している。この例では領域V1は4枚のスライスで構成されている。領域V1の一对の側面11の中心の長断面(図示せず)は、底面6と一点鎖線Xにおいて交差し、法線L1に垂直に交わる。一点鎖線Xは底面6の長手方向に略平行となるように選ばれる。

40

【0021】

ここで、信号処理部4は下記のような処理を行う。図1Bに示した法線L1上の視点P

50

1が無限遠方にある場合、底面6と受信ビームとが交差する位置R1、R2、R3、R4に対応する受信ビームにより得られる画像データのうち、視点P1から見て、同一線上に位置する画像データD1、D2、D3、D4に対してそれぞれ重み付け加算（ボクセル値の加算、不透明度の定義を含む）を行う。重み付け加算は受信ビームの様々な深さで行われる。各受信ビームについて同様な演算が行われることにより領域V1についてボリュームのレンダリングが完成し、これによって3次元画像が得られる。同様にして領域V2について3次元画像が得られる。そこで、表示部5において、図1Cに示したように、領域V1の3次元画像9と領域V2の3次元画像10が並行表示される。

【0022】

このように、本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態によれば、3次元空間の複数の領域について超音波ビームによる走査を行い、各走査領域について独立に視点の設定を行い、レンダリングにより得られた複数の画像を並行表示することにより、3次元空間の複数の関心領域についてボリュームのレンダリング画像を得ることが可能になり、3次元空間全体の画像を得る場合に比べて高速な走査が可能になる。また、各走査領域の視点はそれぞれの走査の領域の長断面の法線上に位置するので、視点の位置設定が容易である。

【0023】

なお、図1Bにおいて、送信超音波ビームは底面6と直交する方向に1本である場合を示したが、複数本の場合においても同様な効果が得られる。

【0024】

<第2の実施の形態>

図2Aは本発明に係る超音波診断装置の第2の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図であり、図2Bは第2の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図である。なお、マトリックスアレイ1、送信ビームフォーマ2、受信ビームフォーマ3、信号処理部4、表示部5及び制御部20のハードウェア構成は図1Aに示した第1の実施の形態と同一であるので図示及びその説明を省略する。

【0025】

第2の実施の形態は、制御部20に、外部からの操作によって、複数の関心領域の被験深度をそれぞれ独立に設定する手段を設けたものである。すなわち、図2Aに示したように、マトリックスアレイ1が領域V1と領域V2を3次元走査するとき、領域V1の被験深度と領域V2の被験深度とが互いに異なるように、それぞれ独立に設定可能にしたものである。

【0026】

次に、第2の実施の形態の動作について、第1の実施の形態と構成を異にする部分について説明する。まず、領域V1は走査時間TV1で走査される。次に領域V2は走査時間TV2 (<TV1)で走査される。このような走査が、図2Bに示したように、交互に行われる。このとき、領域V2は領域V1に比べて被験深度が浅いため受信時間が短く、その結果として、全体の走査時間は短くなるとともに、走査速度は速くなることから、高速で運動する組織の3次元表示に適している。

【0027】

このように本発明に係る超音波診断装置の第2の実施の形態によれば、複数の領域の被験深度が独立に設定可能であることにより、3次元空間の複数の関心領域についてそれぞれの被験深度に応じて超音波ビームの走査速度を設定することが可能となり、高速な走査が可能になる。

【0028】

<第3の実施の形態>

図3Aは本発明に係る超音波診断装置の第3の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図であり、図3Bは第3の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図である。なお、マトリックスアレイ1、送信ビームフォーマ2、受信ビームフォーマ3、信号処理部4、表示部5及び制御部20のハードウェア構成は図1Aに示した第

1の実施の形態と同一であるので図示及びその説明を省略する。

【0029】

第3の実施の形態は、制御部20に、外部からの操作によって、複数の関心領域の走査のボリュームレートをそれぞれ独立に設定する手段と、複数の関心領域の走査速度を、1心拍内でそれぞれ変更することを可能にする手段とを設けたものである。

【0030】

次に、第3の実施の形態の動作について、第1の実施の形態と構成を異にする部分について説明する。図3Aに示したように、マトリックスアレイ1は、領域V1と領域V2を3次元走査する。この3次元走査に際して、心拍に同期した複数のパルスR11、R12が生体より得られる。パルスR11、R12としては例えば、心電波形から得られるR波トリガでもよい。そして、パルスR11の直後では、領域V1を走査時間TV1で2回走査し、次に領域V2を走査時間TV2 (<TV1) で1回走査する。これにより、パルスR11の直後では領域V1のボリュームレートを領域V2のボリュームレートより高くすることができる。一方、パルスR12の直前では、領域V1を走査時間TV1で1回走査し、次に領域V2を走査時間TV2で2回走査する。これにより、パルスR12の直前では領域V2の走査のボリュームレートを領域V1の走査のボリュームレートより高くすることができる。

10

【0031】

このように本発明に係る超音波診断装置の第3の実施の形態によれば、複数の領域の超音波ビームによる走査のボリュームレートを独立に設定可能な構成とすることにより、心拍の特定のタイミングで複数の走査領域のボリュームレートを可変にすることができ、例えば心臓の僧帽弁と大動脈弁のように閉鎖するタイミングが異なる部位を観察する場合に、それぞれの弁が閉鎖するタイミングでそれぞれの領域の走査のボリュームレートを高くすることが可能になる。

20

【0032】

<第4の実施の形態>

図4Aは本発明に係る超音波診断装置の第4の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図であり、図4Bは第3の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図である。なお、マトリックスアレイ1、送信ビームフォーマ2、受信ビームフォーマ3、信号処理部4、表示部5及び制御部20のハードウェア構成は図1Aに示した第1の実施の形態と同一であるので図示及びその説明を省略する。

30

【0033】

第4の実施の形態は、制御部20に、外部からの操作によって、複数の関心領域をそれぞれ部分領域に分割する手段、及び部分領域の少なくとも1つを走査単位として、異なる関心領域における異なる部分領域が順次走査されるように関心領域における部分領域の走査順を設定する手段を設けたものである。

【0034】

次に、第4の実施の形態の詳しい動作について説明する。図4Aに示したように、マトリックスアレイ1は、領域V1と領域V2を3次元走査する。領域V1は部分領域a1、a2、a3、a4に分割される。領域V2は部分領域b1、b2、b3、b4に分割される。これらの部分領域に対する3次元走査に際して、心拍に同期したパルスR11、R12が生体より得られる。パルスR11、R12としては、例えば、心電波形から得られるR波トリガでもよい。

40

【0035】

そこで、パルスR11の直後では、部分領域b1を走査時間Tb1で走査し、部分領域b2を走査時間Tb2 (=Tb1) で走査する。次に部分領域a1を走査時間Ta1 (>Tb1) で走査する。さらに部分領域b3を走査時間Tb3 (=Tb1) で走査し、部分領域b4を走査時間Tb4 (=Tb1) で走査する。次に部分領域a2を走査時間Ta2 (=Ta1) で走査する。このようにして領域V2のボリュームの走査が完成する。さらに部分領域b1を走査時間Tb1で走査し、部分領域b2を走査時間Tb2で走査する。

50

次に部分領域 a 3 を走査時間 T_{a3} ($=T_{a1}$) で走査する。さらに部分領域 b 3 を走査時間 T_{b3} で走査し、部分領域 b 4 を走査時間 T_{b4} で走査する。次に部分領域 a 4 を走査時間 T_{a4} ($=T_{a1}$) で走査する。このようにして領域 V 1 と領域 V 2 のボリュームの走査が完成する。以上のようにしてパルス R 1 1 の直後では領域 V 2 の走査のボリュームレートを領域 V 1 の走査のボリュームレートより高くすることができる。

【0036】

一方、パルス R 1 2 の直前では、部分領域 b 1 を走査時間 T_{b1} で走査する。続いて部分領域 a 1 を走査時間 T_{a1} で走査し、部分領域 a 2 を走査時間 T_{a2} で走査する。次に部分領域 b 2 を走査時間 T_{b2} で走査する。さらに部分領域 a 3 を走査時間 T_{a3} で走査し、部分領域 a 4 を走査時間 T_{a4} で走査する。次に部分領域 b 3 を走査時間 T_{b3} で走査する。さらに部分領域 a 1 を走査時間 T_{a1} で走査し、部分領域 a 2 を走査時間 T_{a2} で走査する。次に部分領域 b 4 を走査時間 T_{b4} で走査する。さらに部分領域 a 3 を走査時間 T_{a3} で走査し、部分領域 a 4 を走査時間 T_{a4} で走査する。このようにして領域 V 1 と領域 V 2 のボリュームの走査が完成する。以上のようにして、パルス R 1 2 の直前では領域 V 1 の走査のボリュームレートを領域 V 2 の走査のボリュームレートより高くすることができる。

10

【0037】

以上のように本発明に係る超音波診断装置の第 4 の実施の形態によれば、複数の領域をそれぞれ部分領域に分割し、複数の領域の走査を交互に行い、分割された部分領域の走査速度をそれぞれ変化させ、複数の領域の超音波ビームによる走査のボリュームレートが独立に設定可能な構成としたことにより、複数の領域の走査が並行して行われ、さらに心拍の特定のタイミングで複数の走査領域のボリュームレートを変更することができる。

20

【0038】

なお、上述した各実施の形態では、超音波振動子が 2 次元に配列されたマトリックスアレイで構成された超音波プローブを用いる場合について説明したが、3 次元走査が可能なものであれば他の超音波プローブを用いても上述したと同様な動作をさせることができる。

【0039】

また、上述した各実施の形態では、関心領域が 2 つである場合について説明したが、関心領域が 3 つ以上である場合でも上述したと同様な動作をさせることができる。

30

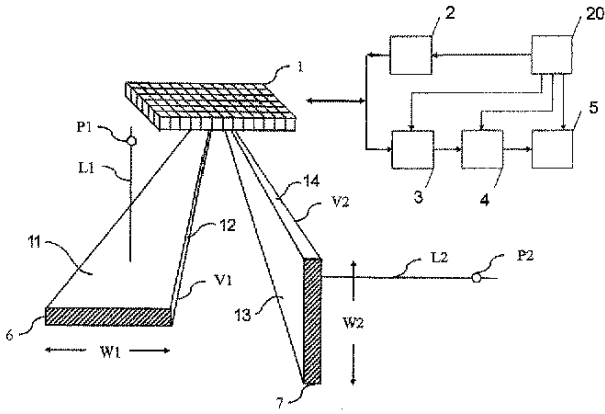
【産業上の利用可能性】

【0040】

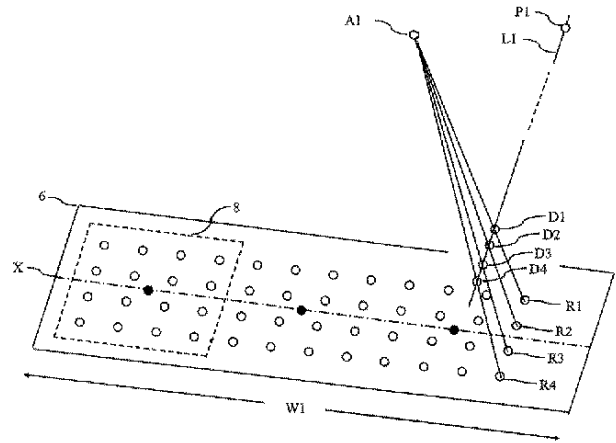
以上のように、本発明に係る超音波診断装置は、3 次元空間の複数の領域について超音波ビームによる走査を行い、各走査領域について独立に視点の設定を行い、レンダリングにより得られた複数の画像を並行表示することにより、3 次元空間の複数の関心領域についてそれぞれボリュームのレンダリング画像を得ることが可能になり、3 次元空間全体の画像を得る場合に比べ高速な走査が可能になるという効果を有し、3 次元空間の複数の領域についてそれぞれレンダリング画像を得るようにした超音波診断装置などに有用である。

。

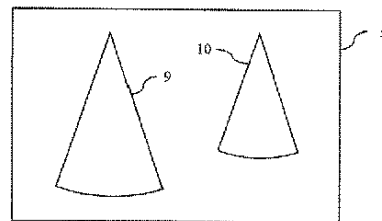
【図 1 A】



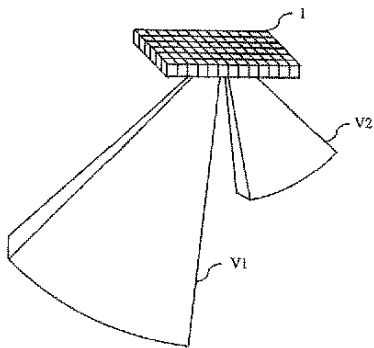
【図 1 B】



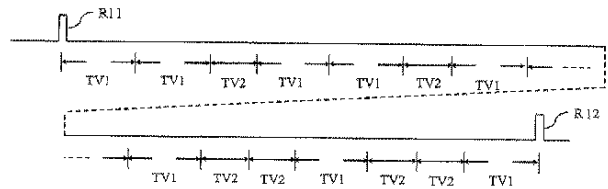
【図 1 C】



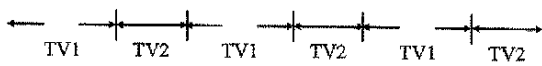
【図 2 A】



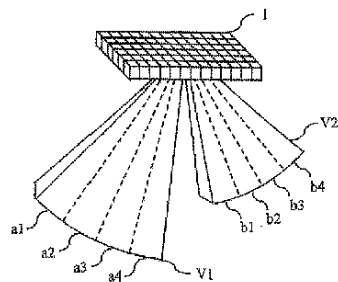
【図 3 B】



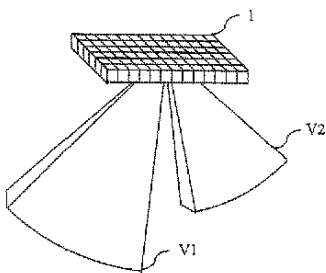
【図 2 B】



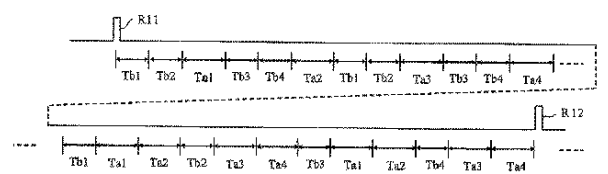
【図 4 A】



【図 3 A】



【図 4 B】



【手続補正書】

【提出日】平成20年4月17日(2008.4.17)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波振動子が少なくとも2次元に配列されたマトリックスアレイと、あらかじめ設定された3次元空間の複数の関心領域を走査する超音波ビームを発生するように前記マトリックスアレイを駆動する送信ビームフォーマと、前記複数の関心領域からの反射波による前記マトリックスアレイの受信信号に基づいて、それぞれ前記関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成する受信ビームフォーマと、

前記受信ビームフォーマで生成されたビーム形成信号を処理することにより、前記関心領域ごとにあらかじめ設定された視点を基準として、前記複数の関心領域の各レンダリング画像を生成する信号処理部と、

前記信号処理部で生成された複数のレンダリング画像を並行的に表示する表示部と、

外部からの操作によって、前記送信ビームフォーマが走査する前記複数の関心領域を設定する手段と、

前記信号処理部が前記レンダリング画像を生成する前記視点を前記関心領域ごとに設定する手段とを有し、

前記信号処理部は、前記視点から見て同一直線上に位置する前記関心領域内の画像データに対し重み付け加算を行って前記レンダリング画像を生成するものであり、

前記送信ビームフォーマにより前記3次元空間の全体を走査するよりも高速な走査を可能にした超音波診断装置。

【請求項2】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記関心領域ごとに長断面を選択し、それぞれ選択された前記長断面の法線上に、少なくとも1つの視点を設定する手段を有している請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の被験深度をそれぞれ独立に設定する手段を有している請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の走査のボリュームレートをそれぞれ独立に設定する手段を有している請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の各走査速度を、1心拍内で変更可能にする手段を有している請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域をそれぞれ部分領域に分割する手段、及び前記部分領域の少なくとも1つを走査単位として、異なる前記関心領域における異なる前記部分領域が順次走査されるように前記関心領域における前記部分領域の走査順を設定する手段を有している請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記複数の関心領域の走査が、心拍に同期している請求項1に記載の超音波診断装置。

【手続補正書】

【提出日】平成21年5月21日(2009.5.21)

【手続補正1】

【補正対象書類名】 特許請求の範囲

【補正対象項目名】 全文

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子が少なくとも 2 次元に配列されたマトリックスアレイと、
あらかじめ設定された 3 次元空間の複数の関心領域を走査する超音波ビームを発生するように前記マトリックスアレイを駆動する送信ビームフォーマと、
前記複数の関心領域からの反射波による前記マトリックスアレイの受信信号に基づいて、それぞれ前記関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成する受信ビームフォーマと、

前記受信ビームフォーマで生成されたビーム形成信号を処理することにより、前記関心領域ごとにあらかじめ設定された視点を基準として、前記複数の関心領域の各レンダリング画像を生成する信号処理部と、

前記信号処理部で生成された複数のレンダリング画像を並行的に表示する表示部と、

外部からの操作によって、前記送信ビームフォーマが走査する前記複数の関心領域を設定する手段と、

前記信号処理部が前記レンダリング画像を生成する前記視点を前記関心領域ごとに設定する手段とを有し、

前記信号処理部は、前記視点から見て同一直線上に位置する前記関心領域内の画像データに対し重み付け加算を行って前記レンダリング画像を生成するものであり、

前記送信ビームフォーマにより前記 3 次元空間の全体を走査するよりも高速な走査を可能にした超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記関心領域ごとに長断面を選択し、それぞれ選択された前記長断面の法線上に、少なくとも 1 つの視点を設定する手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の被験深度をそれぞれ独立に設定する手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の走査のボリュームレートをそれぞれ独立に設定する手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の各走査速度を、1 心拍内で変更可能にする手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、外部からの操作によって、前記複数の関心領域をそれぞれ部分領域に分割する手段、及び前記部分領域の少なくとも 1 つを走査単位として、異なる前記関心領域における異なる前記部分領域が順次走査されるように前記関心領域における前記部分領域の走査順を設定する手段を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数の関心領域の走査が、心拍に同期している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 全文

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、3次元データを表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置における超音波データは、通常はフレームで取得され、各フレームは、トランスデューサ面から放射される超音波ビームの掃引に対応している。超音波ビームの掃引は、典型的には、1つの走査面に沿って複数の走査線を生成することによって得られる。走査線のセットは典型的には「スライス」と称されるものを形成する。スライスは典型的には、1つのフレームに対応している。例えば、3次元（ボリューム）走査では、多数のスライスがフレームを構成する。

【0003】

2次元（2D）マトリックスプローブは、多数のスライス（フレーム）のセットより3次元形状を形成する。これらの多数のスライスはスライスによって占有される容積に対する超音波データを生成する。所与の容積に対して収集されたすべてのデータを処理すると、計算負荷が大きくなって収集されたデータのフレームレートが低減されてしまう。そこで、すべてのデータを処理することを要せずに3次元データを表示するシステムの出現に対する要望が強かった。

【0004】

その要望を満たすものとして、2次元マトリックスプローブと、所望の超音波画像に対応する少なくとも2つの超音波スライスを決定するシステム制御装置と、少なくとも2つの超音波スライスから得られるデータから所望の超音波画像を得る走査変換器と、所望の超音波画像を表示するディスプレイとを含む超音波診断装置が提案されている（例えば、下記の特許文献1参照）。

【特許文献1】特表2004-530502号公報（段落0016～0032）

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、上述した従来の超音波診断装置においては、所望の超音波画像がスライスでしか得られないという問題があった。

【0006】

本発明は、上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は3次元空間の複数の関心領域についてそれぞれレンダリング画像を得ることができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0007】**

上記の目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、超音波振動子が少なくとも2次元に配列されたマトリックスアレイと、あらかじめ設定された3次元空間の複数の関心領域を走査する超音波ビームを発生するように前記マトリックスアレイを駆動する送信ビームフォーマと、前記複数の関心領域からの反射波による前記マトリックスアレイの受信信号に基づいて、それぞれ前記関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成する受信ビームフォーマと、前記受信ビームフォーマで生成されたビーム形成信号を処理することにより、前記関心領域ごとにあらかじめ設定された視点を基準として、前記複数の関心領域の各レンダリング画像を生成する信号処理部と、前記信号処理部で生成された複数のレンダリング画像を並行的に表示する表示部と、外部からの操作によって、前記送信ビームフォーマが走査する前記複数の関心領域を設定する手段と、前記信号処理部が前記レンダリング画像を生成する前記視点を前記関心領域ごとに設定する手段とを有し、前記送信ビームフォーマにより前記3次元空間の全体を走査するよりも高速な走査を可能にしたものである。

この構成により、3次元空間の複数の関心領域についてそれぞれボリュームのレンダリング画像を得ることが可能になる。

【0008】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記関心領域ごとに長断面を選択し、それぞれ選択された前記長断面の法線上に、少なくとも1つの視点を設定する手段を有している。

この構成により、3次元空間の複数の関心領域についてボリュームのレンダリング画像を得る際の視点の設定が容易になる。

【0009】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の被験深度をそれぞれ独立に設定する手段を有している。

この構成により、3次元空間の複数の関心領域についてそれぞれの被験深度に応じて超音波ビームの走査速度の設定が可能となり、これによって高速の走査が可能になる。

【0010】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の走査のボリュームレートをそれぞれ独立に設定する手段を有している。

この構成により、複数の関心領域のうちの、より関心度の高い関心領域、あるいは動きの早い関心領域に関して他の関心領域よりも高い走査のボリュームレートの設定が可能となり、これによって、より有益な診断情報が得られる。

【0011】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記複数の関心領域の各走査速度を、1心拍内で変更可能にする手段を有している。

この構成により、1心拍内で複数の関心領域においてそれらの組織における変位速度のピーク値が関心領域ごとに異なる場合、それぞれの変位速度のピーク値に対応して超音波ビームによる走査速度が高くなるように制御されるので、より有益な診断情報が得られる。

【0012】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記制御部が、外部からの操作によって、前記複数の関心領域をそれぞれ部分領域に分割する手段、及び前記部分領域の少なくとも1つを走査単位として、異なる前記関心領域における異なる前記部分領域が順次走査されるように前記関心領域における前記部分領域の走査順を設定する手段を有している。

この構成により、複数の関心領域の走査が並行して行われるので、より有益な診断情報が得られる。

【0013】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記複数の関心領域の走査が、心拍に同期しているものである。

この構成により、心拍の特定のタイミングで複数の走査領域のボリュームレートを変更することができる。

【0014】

本発明は、3次元空間の複数の関心領域について超音波ビームによる走査を行い、各走査領域について独立に視点の設定を行い、レンダリングにより得られた複数の画像を並行表示することにより、3次元空間の複数の関心領域についてボリュームのレンダリング画像を得ることが可能になり、これによって、3次元空間全体の画像を得る場合に比べ高速な走査が可能になるという効果を有する超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明を図面に示す好適な実施の形態に基づいて詳細に説明する。

<第1の実施の形態>

図1Aは本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態の構成を示すブロック図と併せて超音波ビームによる走査状態を示した図であり、図1Bは第1の実施の形態における

走査領域の底面と超音波ビームとが交差する状態を示した図であり、図1Cは第1の実施の形態における画像の表示例を示した図である。

【0016】

図1Aにおいて、マトリックスアレイ1は2次元に配列された多数の超音波振動子で構成され、それぞれ不図示の音響部品と組み合わされてハウジング内に装着されて超音波プローブを形成する。送信ビームフォーマ2はあらかじめ設定された3次元空間の関心領域を走査する超音波ビームを発生するようにマトリックスアレイ1を駆動するものである。送信された超音波ビームは被験体内で反射され、その反射波がマトリックスアレイ1によって受信される。受信ビームフォーマ3はマトリックスアレイ1で受信された信号の増幅、遅延の処理を行って、関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成するものである。信号処理部4は受信ビームフォーマ3で生成されたビーム形成信号を処理することにより、あらかじめ設定された視点を基準として、関心領域のレンダリング画像を生成するものである。表示部5は信号処理部4で生成されたレンダリング画像を表示する。制御部20は、外部からの操作によって、送信ビームフォーマ2、受信ビームフォーマ3、信号処理部4及び表示部5を関連付けて制御するものである。

【0017】

このうち、制御部20は、キーボード、タッチパネルなどの周知の入力装置を用いて送信ビームフォーマ2が走査する複数の関心領域を設定する機能と、信号処理部4がレンダリング画像を生成する視点を関心領域ごとに設定する機能と、信号処理部4で生成された複数のレンダリング画像を表示部5に並行的に表示させる機能とを有している。

【0018】

上記のように構成された第1の実施の形態の動作について以下に説明する。制御部20に付帯する図示省略の入力装置を介して、ユーザが複数の関心領域と、関心領域ごとの視点を設定する。この視点の設定は、関心領域を走査する長断面を選択し、選択された長断面の法線に、少なくとも1つの視点を設定することによって行われる。制御部20の設定に応じてマトリックスアレイ1は、図1Aに示したように、超音波ビームにより3次元空間の関心領域である領域V1と領域V2を3次元走査する。領域V1はマトリックスアレイ1内に不図示の頂点を有し、斜線で示された長方形の底面6と、底面6の長辺及び頂点を通る2つの側面11と、底面6の短辺及び頂点を通る2つの側面12とで表現される錐体を形成し、底面6の長辺の長さがW1である。そして、2つの側面11の間における後述する長断面に対する1つの法線L1の延長線上に視点P1が設定されている。同様にして、領域V2はマトリックスアレイ1内に不図示の頂点を有し、斜線で示された長方形の底面7と、底面7の長辺及び頂点を通る2つの側面13と、底面7の短辺及び頂点を通る2つの側面14とで表現される錐体を形成し、底面7の長辺の長さがW2である。そして、2つの側面13の間における後述する長断面に対する1つの法線L2の延長線上に視点P2が設定されている。

【0019】

図1Bにおいて、領域V1の底面6中の破線で囲まれた面8には、底面6と1本の送信ビームとの交差位置が黒丸印で示され、底面6と1つの送信の超音波ビームで得られる16(=4x4)本の並列受信ビームとの交差位置が白丸印で示されている。同様にして複数の送信ビームの送信により、底面6には2次元に配列された並列受信ビームが交差する位置が示されている。また、受信ビームのそれぞれは頂点A1で交差し、頂点A1及び底面6の各辺を通過する受信ビームが領域V1を形成している。この例では領域V1は4枚のスライスで構成されている。領域V1の一对の側面11の中心の長断面(図示せず)は、底面6と一点鎖線Xにおいて交差し、法線L1に垂直に交わる。一点鎖線Xは底面6の長手方向に略平行となるように選ばれる。

【0020】

ここで、信号処理部4は下記のような処理を行う。図1Bに示した法線L1上の視点P1が無限遠方にある場合、底面6と受信ビームとが交差する位置R1、R2、R3、R4に対応する受信ビームにより得られる画像データのうち、視点P1から見て、同一線上に

位置する画像データ D 1、D 2、D 3、D 4 に対してそれぞれ重み付け加算（ボクセル値の加算、不透明度の定義を含む）を行う。重み付け加算は受信ビームの様々な深さで行われる。各受信ビームについて同様な演算が行われることにより領域 V 1 についてボリュームのレンダリングが完成し、これによって 3 次元画像が得られる。同様にして領域 V 2 について 3 次元画像が得られる。そこで、表示部 5 において、図 1 C に示したように、領域 V 1 の 3 次元画像 9 と領域 V 2 の 3 次元画像 1 0 が並行表示される。

【0021】

このように、本発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施の形態によれば、3 次元空間の複数の領域について超音波ビームによる走査を行い、各走査領域について独立に視点の設定を行い、レンダリングにより得られた複数の画像を並行表示することにより、3 次元空間の複数の関心領域についてボリュームのレンダリング画像を得ることが可能になり、3 次元空間全体の画像を得る場合に比べて高速な走査が可能になる。また、各走査領域の視点はそれぞれの走査の領域の長断面の法線上に位置するので、視点の位置設定が容易である。

【0022】

なお、図 1 B において、送信超音波ビームは底面 6 と直交する方向に 1 本である場合を示したが、複数本の場合においても同様な効果が得られる。

【0023】

<第 2 の実施の形態>

図 2 A は本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図であり、図 2 B は第 2 の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図である。なお、マトリックスアレイ 1、送信ビームフォーマ 2、受信ビームフォーマ 3、信号処理部 4、表示部 5 及び制御部 2 0 のハードウェア構成は図 1 A に示した第 1 の実施の形態と同一であるので図示及びその説明を省略する。

【0024】

第 2 の実施の形態は、制御部 2 0 に、外部からの操作によって、複数の関心領域の被験深度をそれぞれ独立に設定する手段を設けたものである。すなわち、図 2 A に示したように、マトリックスアレイ 1 が領域 V 1 と領域 V 2 を 3 次元走査するとき、領域 V 1 の被験深度と領域 V 2 の被験深度とが互いに異なるように、それぞれ独立に設定可能にしたものである。

【0025】

次に、第 2 の実施の形態の動作について、第 1 の実施の形態と構成を異にする部分について説明する。まず、領域 V 1 は走査時間 T V 1 で走査される。次に領域 V 2 は走査時間 T V 2 ($< T V 1$) で走査される。このような走査が、図 2 B に示したように、交互に行われる。このとき、領域 V 2 は領域 V 1 に比べて被験深度が浅いため受信時間が短く、その結果として、全体の走査時間は短くなるとともに、走査速度は速くなることから、高速で運動する組織の 3 次元表示に適している。

【0026】

このように本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施の形態によれば、複数の領域の被験深度が独立に設定可能であることにより、3 次元空間の複数の関心領域についてそれぞれの被験深度に応じて超音波ビームの走査速度を設定することが可能となり、高速な走査が可能になる。

【0027】

<第 3 の実施の形態>

図 3 A は本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図であり、図 3 B は第 3 の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図である。なお、マトリックスアレイ 1、送信ビームフォーマ 2、受信ビームフォーマ 3、信号処理部 4、表示部 5 及び制御部 2 0 のハードウェア構成は図 1 A に示した第 1 の実施の形態と同一であるので図示及びその説明を省略する。

【0028】

第3の実施の形態は、制御部20に、外部からの操作によって、複数の関心領域の走査のボリュームレートをそれぞれ独立に設定する手段と、複数の関心領域の走査速度を、1心拍内でそれぞれ変更することを可能にする手段とを設けたものである。

【0029】

次に、第3の実施の形態の動作について、第1の実施の形態と構成を異にする部分について説明する。図3Aに示したように、マトリックスアレイ1は、領域V1と領域V2を3次元走査する。この3次元走査に際して、心拍に同期した複数のパルスR11、R12が生体より得られる。パルスR11、R12としては例えば、心電波形から得られるR波トリガでもよい。そして、パルスR11の直後では、領域V1を走査時間TV1で2回走査し、次に領域V2を走査時間TV2 (<TV1) で1回走査する。これにより、パルスR11の直後では領域V1のボリュームレートを領域V2のボリュームレートより高くすることができる。一方、パルスR12の直前では、領域V1を走査時間TV1で1回走査し、次に領域V2を走査時間TV2で2回走査する。これにより、パルスR12の直前では領域V2の走査のボリュームレートを領域V1の走査のボリュームレートより高くすることができる。

【0030】

このように本発明に係る超音波診断装置の第3の実施の形態によれば、複数の領域の超音波ビームによる走査のボリュームレートを独立に設定可能な構成とすることにより、心拍の特定のタイミングで複数の走査領域のボリュームレートを可変にすることができ、例えば心臓の僧帽弁と大動脈弁のように閉鎖するタイミングが異なる部位を観察する場合に、それぞれの弁が閉鎖するタイミングでそれぞれの領域の走査のボリュームレートを高くすることが可能になる。

【0031】

<第4の実施の形態>

図4Aは本発明に係る超音波診断装置の第4の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図であり、図4Bは第3の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図である。なお、マトリックスアレイ1、送信ビームフォーマ2、受信ビームフォーマ3、信号処理部4、表示部5及び制御部20のハードウェア構成は図1Aに示した第1の実施の形態と同一であるので図示及びその説明を省略する。

【0032】

第4の実施の形態は、制御部20に、外部からの操作によって、複数の関心領域をそれぞれ部分領域に分割する手段、及び部分領域の少なくとも1つを走査単位として、異なる関心領域における異なる部分領域が順次走査されるように関心領域における部分領域の走査順を設定する手段を設けたものである。

【0033】

次に、第4の実施の形態の詳しい動作について説明する。図4Aに示したように、マトリックスアレイ1は、領域V1と領域V2を3次元走査する。領域V1は部分領域a1、a2、a3、a4に分割される。領域V2は部分領域b1、b2、b3、b4に分割される。これらの部分領域に対する3次元走査に際して、心拍に同期したパルスR11、R12が生体より得られる。パルスR11、R12としては、例えば、心電波形から得られるR波トリガでもよい。

【0034】

そこで、パルスR11の直後では、部分領域b1を走査時間Tb1で走査し、部分領域b2を走査時間Tb2 (=Tb1) で走査する。次に部分領域a1を走査時間Ta1 (>Tb1) で走査する。さらに部分領域b3を走査時間Tb3 (=Tb1) で走査し、部分領域b4を走査時間Tb4 (=Tb1) で走査する。次に部分領域a2を走査時間Ta2 (=Ta1) で走査する。このようにして領域V2のボリュームの走査が完成する。さらに部分領域b1を走査時間Tb1で走査し、部分領域b2を走査時間Tb2で走査する。次に部分領域a3を走査時間Ta3 (=Ta1) で走査する。さらに部分領域b3を走査時間Tb3で走査し、部分領域b4を走査時間Tb4で走査する。次に部分領域a4を走

査時間 T_{a4} ($=T_{a1}$) で走査する。このようにして領域 $V1$ と領域 $V2$ のボリュームの走査が完成する。以上のようにしてパルス $R11$ の直後では領域 $V2$ の走査のボリュームレートを領域 $V1$ の走査のボリュームレートより高くすることができる。

【0035】

一方、パルス $R12$ の直前では、部分領域 $b1$ を走査時間 T_{b1} で走査する。続いて部分領域 $a1$ を走査時間 T_{a1} で走査し、部分領域 $a2$ を走査時間 T_{a2} で走査する。次に部分領域 $b2$ を走査時間 T_{b2} で走査する。さらに部分領域 $a3$ を走査時間 T_{a3} で走査し、部分領域 $a4$ を走査時間 T_{a4} で走査する。次に部分領域 $b3$ を走査時間 T_{b3} で走査する。さらに部分領域 $a1$ を走査時間 T_{a1} で走査し、部分領域 $a2$ を走査時間 T_{a2} で走査する。次に部分領域 $b4$ を走査時間 T_{b4} で走査する。さらに部分領域 $a3$ を走査時間 T_{a3} で走査し、部分領域 $a4$ を走査時間 T_{a4} で走査する。このようにして領域 $V1$ と領域 $V2$ のボリュームの走査が完成する。以上のようにして、パルス $R12$ の直前では領域 $V1$ の走査のボリュームレートを領域 $V2$ の走査のボリュームレートより高くすることができる。

【0036】

以上のように本発明に係る超音波診断装置の第4の実施の形態によれば、複数の領域をそれぞれ部分領域に分割し、複数の領域の走査を交互に行い、分割された部分領域の走査速度をそれぞれ変化させ、複数の領域の超音波ビームによる走査のボリュームレートが独立に設定可能な構成としたことにより、複数の領域の走査が並行して行われ、さらに心拍の特定のタイミングで複数の走査領域のボリュームレートを変更することができる。

【0037】

なお、上述した各実施の形態では、超音波振動子が2次元に配列されたマトリックスアレイで構成された超音波プローブを用いる場合について説明したが、3次元走査が可能なものであれば他の超音波プローブを用いても上述したと同様な動作をさせることができる。

【0038】

また、上述した各実施の形態では、関心領域が2つである場合について説明したが、関心領域が3つ以上である場合でも上述したと同様な動作をさせることができる。

【産業上の利用可能性】

【0039】

以上のように、本発明に係る超音波診断装置は、3次元空間の複数の領域について超音波ビームによる走査を行い、各走査領域について独立に視点の設定を行い、レンダリングにより得られた複数の画像を並行表示することにより、3次元空間の複数の関心領域についてそれぞれボリュームのレンダリング画像を得ることが可能になり、3次元空間全体の画像を得る場合に比べ高速な走査が可能になるという効果を有し、3次元空間の複数の領域についてそれぞれレンダリング画像を得るようにした超音波診断装置などに有用である。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1A】本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態の構成を示すブロック図と併せて超音波ビームによる走査状態を示した図

【図1B】第1の実施の形態における走査領域の底面と超音波ビームとが交差する状態を示した図

【図1C】第1の実施の形態における画像の表示例を示した図

【図2A】本発明に係る超音波診断装置の第2の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図

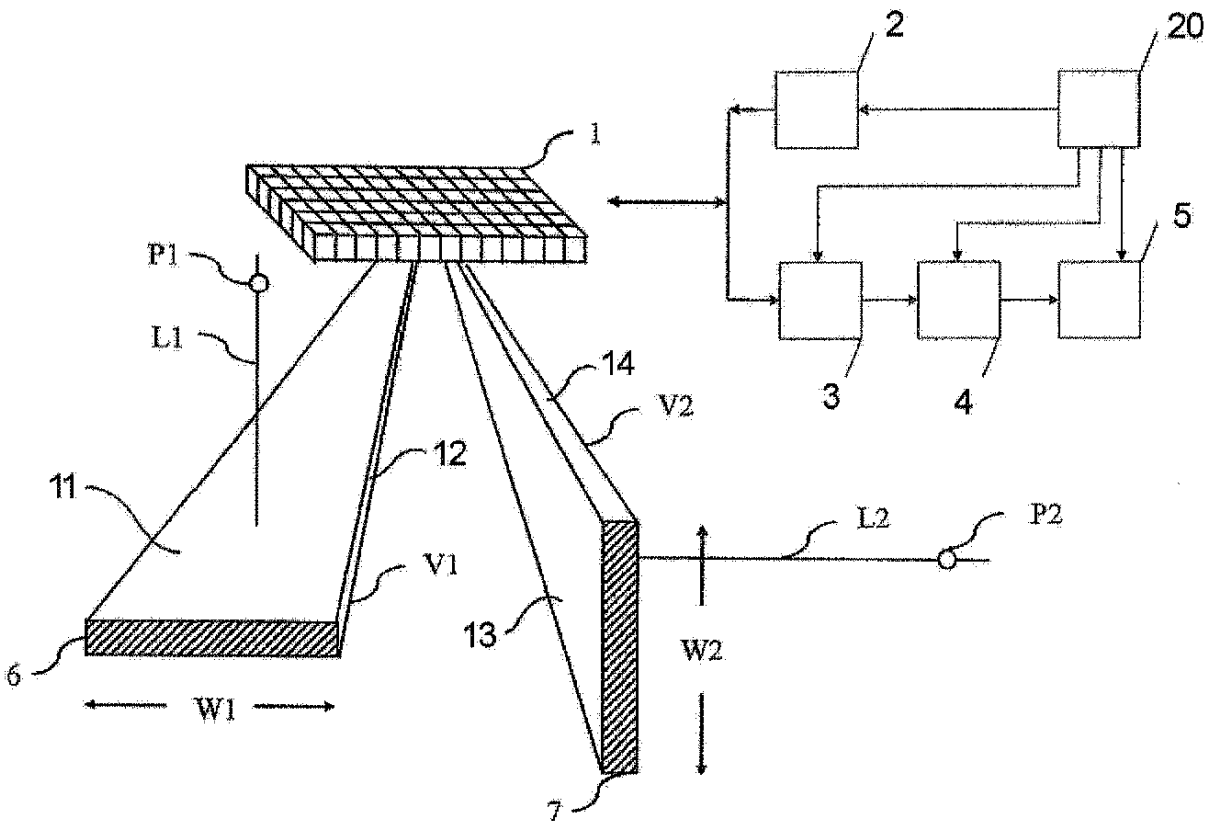
【図2B】第2の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図

【図3A】本発明に係る超音波診断装置の第3の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図

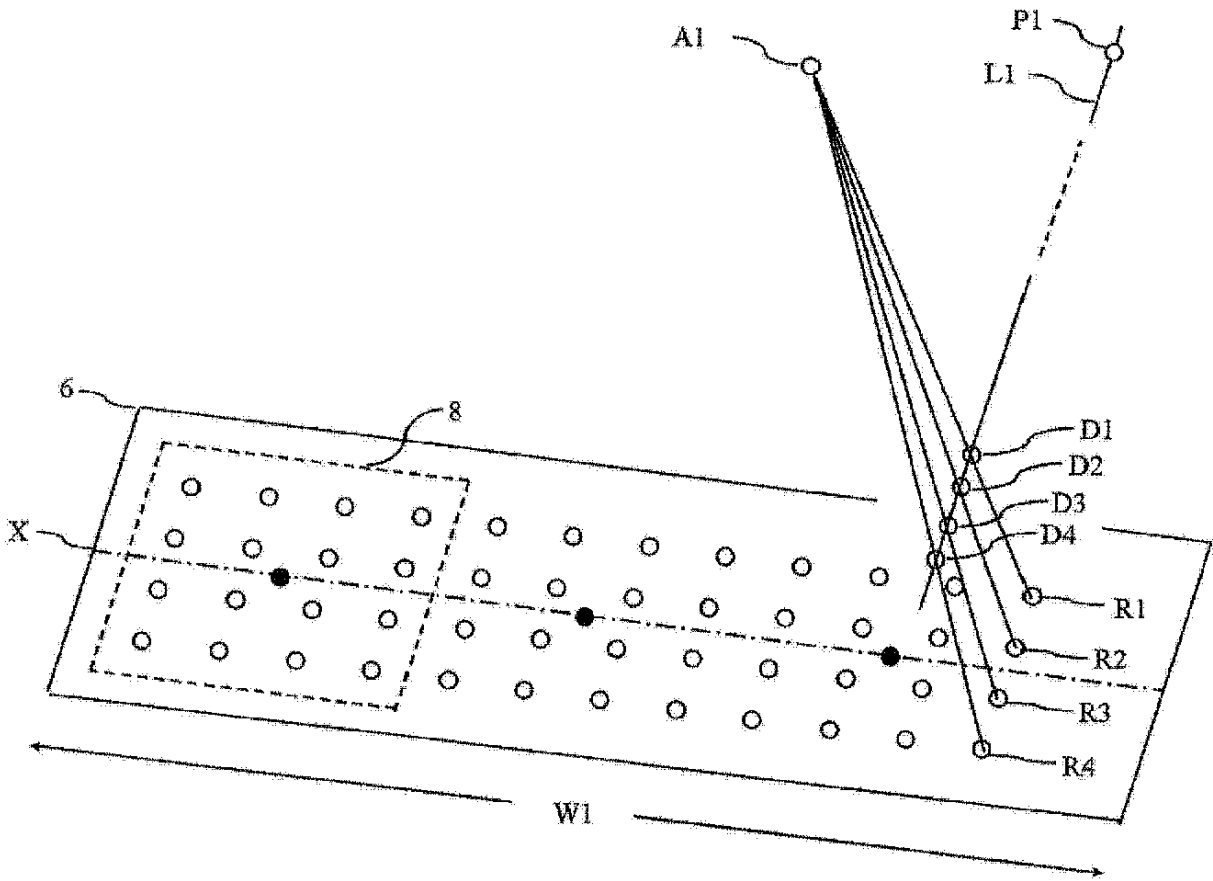
【図3B】第3の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図

- 【図 4 A】 本発明に係る超音波診断装置の第 4 の実施の形態の超音波ビームによる走査状態を示した図
- 【図 4 B】 第 4 の実施の形態による複数の領域の走査のタイミングを示した図
- 【手続補正 3】
- 【補正対象書類名】 図面
- 【補正対象項目名】 全図
- 【補正方法】 変更
- 【補正の内容】

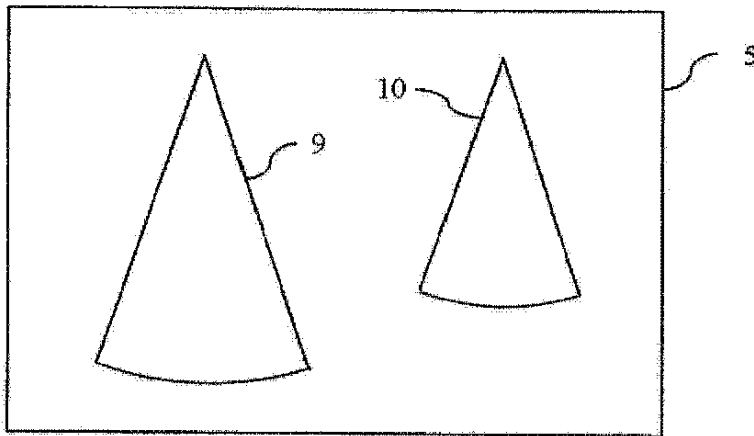
【図 1 A】



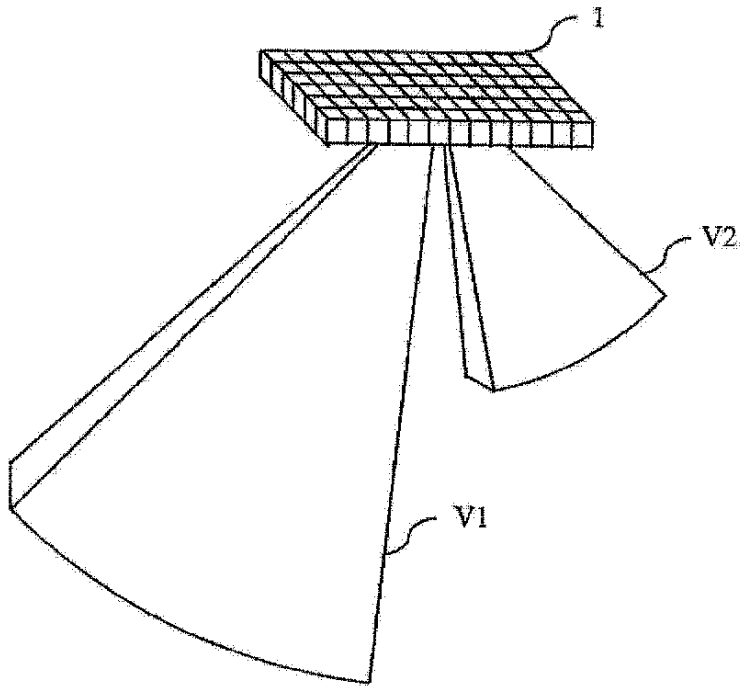
【図 1 B】



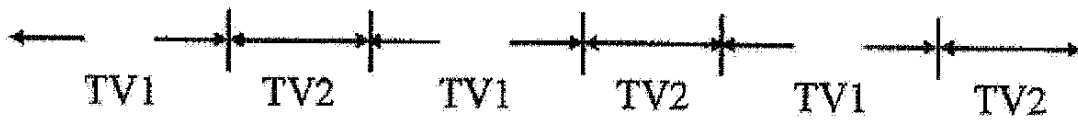
【図 1 C】



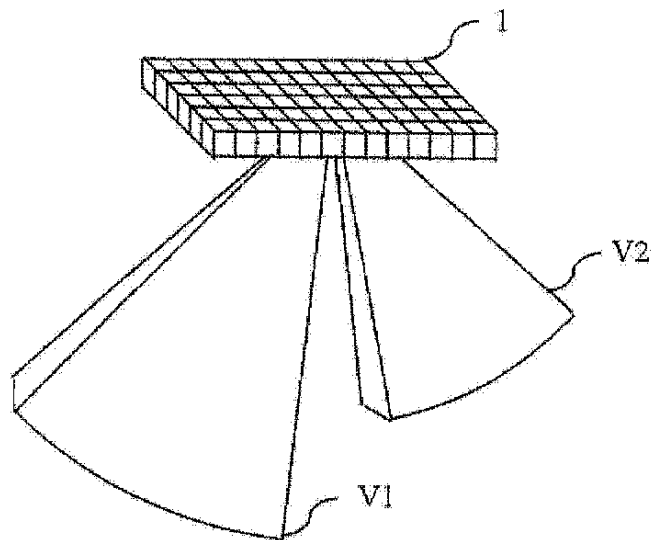
【図 2 A】



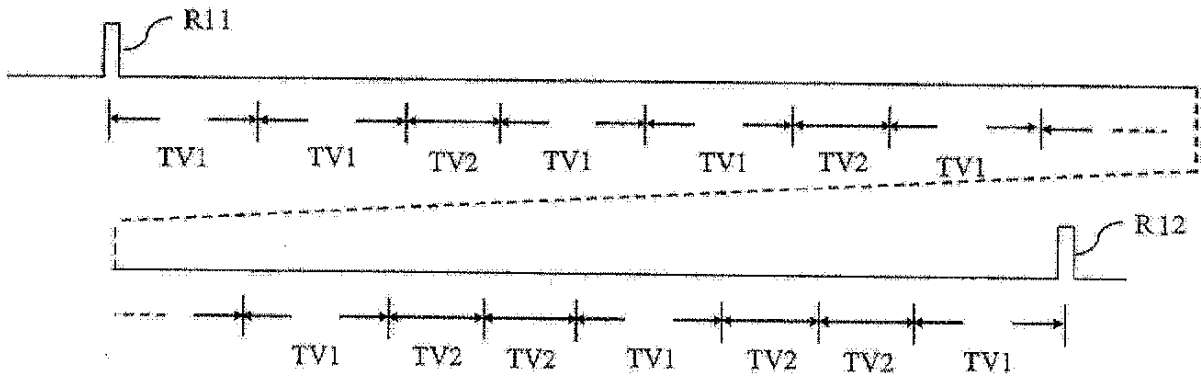
【図 2 B】



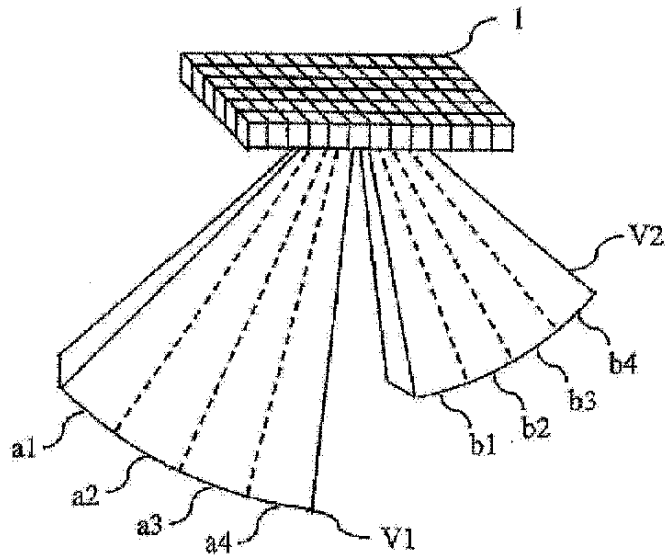
【図 3 A】



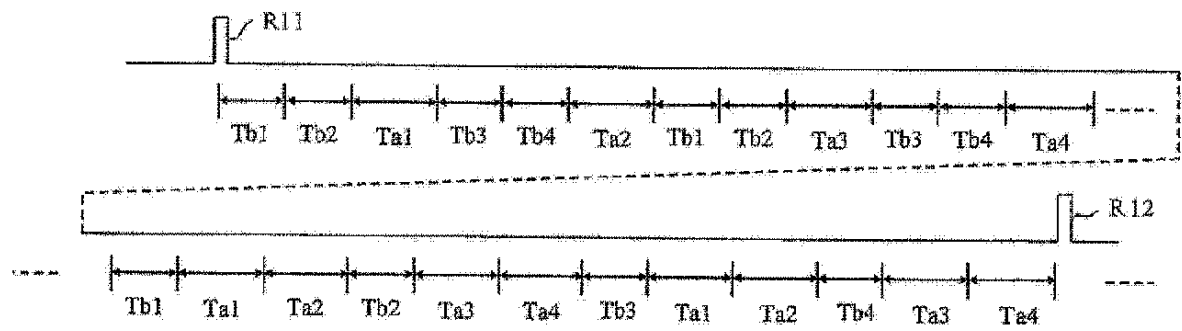
【図 3 B】



【図 4 A】



【図 4 B】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/072516
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2004-530502 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 07 October, 2004 (07.10.04), Par. Nos. [0024] to [0028]; Figs. 2, 3 & WO 2003/001240 A1 & CN 1518670 A	1-5, 7 6
Y	JP 2001-515373 A (Volumetrics Medical Imaging), 18 September, 2001 (18.09.01), Page 19, lines 4 to 20; page 20, lines 17 to 18; Fig. 3 & US 5546807 A & WO 1997/045724 A1	1-5, 7
Y	JP 2006-280768 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 19 October, 2006 (19.10.06), Par. No. [0017]; Fig. 4 (Family: none)	3
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 12 February, 2008 (12.02.08)	Date of mailing of the international search report 26 February, 2008 (26.02.08)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/072516

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 1-121040 A (Shimadzu Corp.), 12 May, 1989 (12.05.89), Page 2, lower right column, lines 4 to 10; Fig. 2 (Family: none)	3
Y	JP 59-118142 A (Hitachi Medical Corp.), 07 July, 1984 (07.07.84), Page 2, lower left column, lines 12 to 16; Figs. 2, 4 (Family: none)	4, 5, 7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2007/072516	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006,01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2008年 日本国実用新案登録公報 1996-2008年 日本国登録実用新案公報 1994-2008年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
Y A	JP 2004-530502 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2004.10.07 段落 24-28、図 2, 3 & WO 2003/001240 A1 & CN 1518670 A	1-5, 7 6	
Y	JP 2001-515373 A (ポリユメトリクス・メディカル・イメージング) 2001.09.18 19 頁 4-20 行目、20 頁 17-18 行目、図 3 & US 5546807 A & WO 1997/045724 A1	1-5, 7	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 12.02.2008		国際調査報告の発送日 26.02.2008	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸	2Q 9808
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 7 2 5 1 6

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2006-280768 A (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) 2006. 10. 19 段落 17、図 4 (ファミリーなし)	3
Y	JP 1-121040 A (株式会社島津製作所) 1989. 05. 12 2 頁右下欄 4-10 行目、図 2 (ファミリーなし)	3
Y	JP 59-118142 A (株式会社日立メディコ) 1984. 07. 07 2 頁左下欄 12-16 行目、図 2, 4 (ファミリーなし)	4, 5, 7

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2008069021A1	公开(公告)日	2010-03-18
申请号	JP2008548216	申请日	2007-11-21
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	福喜多博 秋山恒		
发明人	福喜多 博 秋山 恒		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/463 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE07 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH28 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK42		
优先权	2006326074 2006-12-01 JP		
其他公开文献	JP5186389B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于超声检查设备的技术，该技术可以获取3D空间的多个区域的相应绘制图像。根据该技术，发射束形成器产生用于扫描多个感兴趣区域的超声波束并驱动矩阵阵列。当接收波束形成器根据由来自各个关注区域的反射波生成的矩阵阵列的接收信号，生成分别与关注区域相对应的多个波束形成信号时，信号处理单元处理波束形成信号并且，以为每个关注区域设置的视点为基准，生成多个关注区域的各个绘制图像。显示单元并行显示渲染图像。控制单元通过外部操作来进行多个关注区域和视点的设置。

