

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5269535号
(P5269535)

(45) 発行日 平成25年8月21日 (2013. 8. 21)

(24) 登録日 平成25年5月17日 (2013. 5. 17)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 2 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2008-250630 (P2008-250630)
 (22) 出願日 平成20年9月29日 (2008. 9. 29)
 (65) 公開番号 特開2010-75636 (P2010-75636A)
 (43) 公開日 平成22年4月8日 (2010. 4. 8)
 審査請求日 平成23年8月26日 (2011. 8. 26)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (73) 特許権者 594164531
 東芝医用システムエンジニアリング株式会
 社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110000235
 特許業務法人 天城国際特許事務所
 (72) 発明者 渡辺 欣孝
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 医用システムエンジニアリング株式会社内
 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表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受信を行う送受信部と、
 前記送受信部によって得られる受信信号を処理して診断部位の3次元画像データを生成する第1の画像データ生成部と、
 前記3次元画像に対して任意の断面位置を設定するサンプルマーカを生成するサンプルマーカ処理部と、
 前記受信信号を処理して前記被検体内の移動体の運動に関わるドップラ信号を抽出し、前記サンプルマーカで指定された断面位置での移動体の運動方向及び速度を表すベクトル情報を生成する第2の画像データ生成部と、
 前記第1の画像データ生成部からの前記3次元画像データ及び前記第2の画像データ生成部からのベクトル情報を処理して、前記移動体の移動方向に延びるブロックで表し、前記移動体の速度を前記ブロックの長さ又は太さで表す3次元的な棒グラフ画像で成るベクトル画像を生成し、少なくとも前記ベクトル画像を含むドップラ画像を表示部に表示するための画像表示処理部と、
 を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体に対して超音波の送受信を行い、受信信号を処理して診断部位の3次元画像データを生成し、
 前記3次元画像データに基づく3次元画像を表示部に表示し、

10

20

前記 3 次元画像に対してサンプルマーカを表示して前記 3 次元画像の任意の断面位置を設定し、

前記受信信号を処理して前記被検体内の移動体の運動に関わるドップラ信号を抽出し、前記ドップラ信号を処理して前記サンプルマーカで指定された断面位置での前記移動体の運動方向及び速度を表すベクトル情報を生成し、

前記 3 次元画像データ及び前記ベクトル情報を処理して、前記サンプルマーカで指定された断面部での移動体の動きを前記移動体の移動方向に延びるブロックで表し、前記移動体の速度を前記ブロックの長さ又は太さで表す 3 次元的なベクトル画像を生成し、

前記ベクトル画像を表示部に表示することを特徴とする超音波画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に超音波のドップラ効果を利用して、血流等の体内の移動体の状態をリアルタイムに 3D 表示可能にした超音波診断装置及び超音波画像表示方法に関するものがある。

【背景技術】

【0002】

従来、医用画像診断装置として超音波診断装置が使用されている。超音波診断装置は、被検体との間で超音波信号の送受信を行って、被検体内の情報を得ることができ、特に被検体内の移動体(血流等)の動きを検出する場合は、ドップラ法により動態観察が可能である。

20

【0003】

一方、超音波診断装置では、Bモード画像に血流画像を重ね合わせて表示する場合もある。この場合、血流画像はカラー画像で表示され、超音波プローブから遠ざかる方向の血流は青の色相で表示し、超音波プローブに近づく方向の血流は赤の色相で表示するようにしている。また血流の速度は輝度の変化で表示するようにしている。

【0004】

特許文献 1 には、このようなカラー表示を可能にした超音波ドップラ診断装置が記載されている。しかしながら、上記したような血流画像の表示方法は、2 次元的な表示方法であり、血流の方向や速度を色の变化で判断する必要があるため、直観的に血流の方向等を判断することが難しかった。

30

【特許文献 1】特開平 6 - 285065 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来の超音波診断装置においては、血流等の移動体画像を 2 次元的に表示し、移動体の移動方向や速度を色や輝度の変化で表すようにしているが、直観的に血流等の方向や速度を判断することが難しいという課題があった。

【0006】

本発明は上記事情に鑑み、被検体内のドップラ成分を 3 次元的に表示可能にした超音波診断装置及び超音波画像表示方法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】

【0007】

請求項 1 記載の本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受信を行う送受信部と、前記送受信部によって得られる受信信号を処理して診断部位の 3 次元画像データを生成する第 1 の画像データ生成部と、前記 3 次元画像に対して任意の断面位置を設定するサンプルマーカを生成するサンプルマーカ処理部と、前記受信信号を処理して前記被検体内の移動体の運動に関わるドップラ信号を抽出し、前記サンプルマーカで指定された断面位置での移動体の運動方向及び速度を表すベクトル情報を生成する第 2 の画像データ生成部と、前記第 1 の画像データ生成部からの前記 3 次元画像データ及び前記第 2 の画像デ

50

ータ生成部からのベクトル情報を処理して、前記移動体の移動方向に延びるブロックで表し、前記移動体の速度を前記ブロックの長さ又は太さで表す３次元的な棒グラフ画像で成るベクトル画像を生成し、少なくとも前記ベクトル画像を含むドップラ画像を表示部に表示するための画像表示処理部と、を具備したことを特徴とする。

【０００８】

請求項２記載の本発明の超音波画像表示方法は、被検体に対して超音波の送受信を行い、受信信号を処理して診断部位の３次元画像データを生成し、前記３次元画像データに基づく３次元画像を表示部に表示し、前記３次元画像に対してサンプルマーカを表示して前記３次元画像の任意の断面位置を設定し、前記受信信号を処理して前記被検体内の移動体の運動に関わるドップラ信号を抽出し、前記ドップラ信号を処理して前記サンプルマーカで指定された断面位置での前記移動体の運動方向及び速度を表すベクトル情報を生成し、前記３次元画像データ及び前記ベクトル情報を処理して、前記サンプルマーカで指定された断面部での移動体の動きを前記移動体の移動方向に延びるブロックで表し、前記移動体の速度を前記ブロックの長さ又は太さで表す３次元的なベクトル画像を生成し、前記ベクトル画像を表示部に表示することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【０００９】

本発明の実施形態によれば、リアルタイムな３Ｄ画像に合致したドップラ画像を表示することができる。ドップラ画像は、３Ｄ表示されたベクトル画像を含むため、移動体（血流等）の方向と速度を視覚的に直観できるように表示することができ、血流内の乱流、逆流等を容易に判別することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

以下、この発明の超音波診断装置の一実施形態について図面を参照して詳細に説明する。

【実施例】

【００１１】

図１は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【００１２】

図１において、超音波診断装置１０は、被検体（図示せず）に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ１１と、超音波プローブ１１を駆動して被検体に対して超音波走査を行う送受信部１２と、送受信部１２によって得られた受信信号を処理してＢモード画像データ、ドップラ画像データ等の画像データを生成する画像データ生成部１３を備えている。画像データ生成部１３は、Ｂモード画像データ生成部１４と、ドップラ画像データ生成部１５から成る。

30

【００１３】

Ｂモード画像データ生成部１４と、ドップラ画像データ生成部１５の出力は、画像表示処理部１６に供給され、画像表示処理部１６で生成された画像等を表示するため表示部１７が設けられている。

【００１４】

40

さらに超音波診断装置１０は、サンプルマーカ処理部１８と、装置全体を制御するシステム制御部１９と、各種のコマンド信号等を入力する操作部２０を備えている。尚、２１はシステム制御部１９と各回路部との間を結ぶバスラインである。

【００１５】

超音波プローブ１１は、複数個（Ｎ個）の超音波振動素子を２次元配列し、被検体に対して超音波パルスを送信するとともに、被検体から得られた受信超音波を受信信号に変換する。超音波プローブ１１は、セクタ走査、リニア走査、コンベックス走査等に対応して構成され、診断部位や診断目的に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施形態では、Ｎ個の超音波振動素子が２次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ１１を用いた場合について述べる。

50

【 0 0 1 6 】

送受信部 1 2 は、超音波パルス信号を生成する送信部 1 2 1 と、超音波プローブ 1 から得られる超音波受信信号を処理する受信部 1 2 2 とを備えている。送信部 1 2 1 は、超音波パルス信号を生成して超音波プローブ 1 1 に出力し、受信部 1 2 2 は、超音波振動素子からの N チャンネルの超音波受信信号を整相加算して 1 つに纏めて画像データ生成部 1 3 に出力する。

【 0 0 1 7 】

画像データ生成部 1 3 の B モード画像データ生成部 1 4 は、包絡線検波器 1 4 1 と対数変換器 1 4 2、レンジリング処理部 1 4 3 を備え、包絡線検波器 1 4 1 は、受信部 1 2 2 からの整相加算後の受信信号を包絡線検波する。この包絡線検波信号は、対数変換器 1 4 2 においてその振幅が対数変換される。尚、包絡線検波器 1 4 1 と対数変換器 1 4 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。

10

【 0 0 1 8 】

レンジリング処理部 1 4 3 は、3 次元画像データを生成するもので、データ記憶部 (図示せず) を含み、B モード画像データを順次にデータ記憶部に保存する。また、この保存された画像データを読み出し、不透明度や色調の情報に基づいてレンジリング処理して、3 次元画像データを生成する。この場合の 3 次元画像データとしては、例えばボリウムレンジリング画像データが生成される。

【 0 0 1 9 】

一方、ドップラ画像データ生成部 1 5 は、直交検波器 1 5 1、周波数変換器 1 5 2、ドップラ変移算出部 1 5 3 を備えている。直交検波器 1 5 1 は、受信部 1 2 2 から供給された受信信号を直交位相検波してドップラ信号を抽出する。

20

【 0 0 2 0 】

即ち、直交検波器 1 5 1 は、 $\pi / 2$ 移相器及び第 1、第 2 のミキサを備え、受信部 1 2 2 から供給された受信信号を、第 1、第 2 のミキサの一方の入力端子に入力する。また送信部 1 2 1 から供給された矩形波が第 1 のミキサの他方の入力端子に供給され、矩形波を $\pi / 2$ 移相器で 90 度位相シフトした信号が第 2 のミキサの他方の入力端子に供給される。そして、第 1、第 2 のミキサ出力が、それぞれ L P F (低域通過フィルタ) に供給され、受信部 1 2 2 の出力信号周波数と矩形波の基本周波数の差の成分が検出される。

【 0 0 2 1 】

30

直交検波器 1 5 1 で検出されたデータは、周波数変換器 1 5 2 で周波数変換され、周波数変移が求められる。即ち、被検体内の移動体 (例えば血液) に超音波を送信した場合、移動体から得られるエコー信号は、移動体の速度によってドップラ周波数を生じる。その周波数は、移動体が超音波プローブに近づく向きに流れているときは高くなり、移動体が超音波プローブから遠ざかる向きに流れているときは低くなるため、この周波数変移を求めることでドップラ信号 (移動体情報) を取り出すことができる。

【 0 0 2 2 】

ドップラ変移算出部 1 5 3 は、例えば、M T I フィルタ及び自己相関演算器を備え、直交検波器 1 5 1 によって検出されたドップラ信号は、M T I フィルタによってフィルタリング処理され、血管内の血流に起因した血流ドップラ成分が抽出される。又、自己相関演算器は、M T I フィルタによって抽出された血流ドップラ成分に対して自己相関値を算出し、自己相関処理結果に基づいて血流の平均流速値、分散値などを算出してドップラ画像データを生成する。

40

【 0 0 2 3 】

また、ドップラ変移算出部 1 5 3 には、サンプルマーカ処理部 1 8 が接続されている。サンプルマーカ処理部 1 8 は、レンジリング処理部 1 4 3 によって生成された 3 D 画像に対して断面位置マーカ (以下サンプルマーカと称す) を設定するものである。サンプルマーカ処理部 1 8 は、操作者が操作部 2 0 を操作することにより、システム制御部 1 9 の制御のもとにサンプルマーカ (後述) の位置を任意に設定することができる。

【 0 0 2 4 】

50

ドップラ変移算出部 1 5 3 は、記憶部 1 5 4 を含み、前段で周波数変換されたドップラ信号のデータを任意のフレーム分、記憶部 1 5 4 に保持し、サンプルマーカによって指定されたサンプル領域の 1 区画毎の周波数変移を求め、求めた値から、その点でのベクトル情報を算出するようにしている。ベクトル情報は変移の方向データと変移量データを持っている。

【 0 0 2 5 】

画像表示処理部 1 6 は、レンダリング処理部 1 4 3 によって生成された 3 D 画像と、ドップラ変移算出部 1 5 3 で算出したベクトル情報をもとに、サンプルマーカで指定されたサンプル領域内の移動体（血液等）の変移の方向と速度（変移量）を表す画像（以下、ベクトル画像と称す）を生成する。

10

【 0 0 2 6 】

また画像表示処理部 1 6 は、D S C（Digital Scan Converter）を含み、生成した画像データの走査変換を行い、表示部 1 7 に表示可能な超音波画像に変換する。

【 0 0 2 7 】

一方、操作部 2 0 は、例えばキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイス及び表示パネルを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報や各種コマンド信号の入力、超音波送受信条件の設定、各種画像データの生成条件の設定等を行なう。またサンプルマーカの位置や向き等の設定を行う。

【 0 0 2 8 】

サンプルマーカは、表示された診断部位の 3 D 画像に対して任意の断面位置を設定するものであり、その断面は 3 D 画像の広い領域、或いは 3 D 画像上の任意の一部分の断面を設定することができる。

20

【 0 0 2 9 】

サンプルマーカ処理部 1 8 は、操作部 2 0 によって設定されたサンプルマーカをもとに 3 D 画像の断面位置を決定し、ドップラ成分を検出したい領域が設定される。領域の設定は、設定された断面（平面）を複数の区画で分割してサンプル領域を指定する。それぞれの区画は、任意の大きさであり、例えば正方形又は長方形で区分される。

【 0 0 3 0 】

また、システム制御部 1 9 は、C P U 及び記憶部（R A M，R O M 等）を備え、操作部 2 0 からの指示信号に基づいて、各部の制御を行うとともに、システム全体の制御を行なう。

30

【 0 0 3 1 】

次に本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。本発明では、画像表示処理部 1 6 で処理された超音波画像、即ち B モード画像データ処理部 1 4 によって生成された 3 D 画像データと、ドップラ画像データ生成部 1 5 で生成されたベクトル情報の処理及び表示方法に特徴がある。

【 0 0 3 2 】

図 2、図 3 は、超音波画像の表示例を示す図であり、図 2 は血管等の管状体の 3 D 画像を示し、図 3 は心臓部の 3 D 画像をそれぞれ概略的に示している。図 2、図 3 において、左側の画像はリアルタイム 3 D 画像であり、右側の画像はドップラ画像である。この場合、3 D 画像とドップラ画像を並べて表示しているが、必要に応じてドップラ画像だけを選択して拡大表示するようにしてもよい。

40

【 0 0 3 3 】

図 2 の血管画像の表示例について説明すると、3 1 は B モード画像データ処理部 1 4 によって生成された 3 D 画像であり、3 2 は任意の断面位置を指定するサンプルマーカを示している。サンプルマーカ 3 2 は、実線あるいは点線で示すように、操作部 2 0 の操作によって任意の位置に移動可能であって、その向きも任意に設定可能であり、3 D 画像に対して任意の断面位置を設定することができる。

【 0 0 3 4 】

図 2（a）においては、サンプルマーカ 3 2 が血管の管軸と直交するように設定されて

50

おり、サンプルマーカ 3 2 のプレーンによって血管の断面位置 3 3 が決定され、図 2 (b) では、当該断面位置でのドップラ画像 3 4 が表示されている。

【 0 0 3 5 】

サンプルマーカ 3 1 のプレーンの大きさは、操作部 2 0 の操作、あるいは予め設定された値に基いて任意に設定することができる。またサンプル領域を設定するために、プレーン上を複数の区画に分け、それぞれの区画の大きさは、操作部 2 0 の操作、あるいは予め設定された値に基いて任意に設定することができる。

【 0 0 3 6 】

血管断面部のドップラ画像 3 4 は、血管の断面画像 3 5 とその断面部を流れる血液（移動体）の血流の方向と血流の速度を表すベクトル画像 3 6 を含む。即ち、ベクトル画像 3 6 は、血流の方向と角度を矢印で表し、血流の速度を矢印の長さで表している。またサンプルマーカ 3 2 も表示されている。

10

【 0 0 3 7 】

したがって、医師等の操作者は、ベクトル画像 3 6 を観察することにより、任意の断面位置での血流の方向、角度、及び速度（流速、流量）を一目瞭然で判断することができる。

【 0 0 3 8 】

また、図 3 の例では、サンプルマーカ 3 2 のプレーンが水平の向きに設定され、心臓部の 3 D 画像 3 1 を水平方向に切断するように設定した状態を示している。この場合もサンプルマーカ 3 2 の位置は実線あるいは点線で示すように、任意の位置に設定することができる。

20

【 0 0 3 9 】

図 3 (b) は、断面部 3 3 のドップラ画像 3 4 を示している。図 3 (b) においても、断面画像 3 5 とベクトル画像 3 6 が表示されている。この場合、血流（移動体）の方向が左画と右側で逆になっているため、ベクトル画像 3 6 の矢印の向きが左画と右側で異なっている。

【 0 0 4 0 】

図 4 は、図 2 のドップラ画像 3 4 を拡大して示す説明図である。

【 0 0 4 1 】

ドップラ画像 3 4 には、3 D 画像 3 1 上に設定されたサンプルマーカ 3 2 の平面画像（ドップラ表示用プレーン 3 2 と呼ぶ）が表示されており、ドップラ表示用プレーン 3 2 は、複数の区画されたサンプル領域 3 2 1 で構成されている。各サンプル領域 3 2 1 は、例えば正方形や長方形に区画されている。

30

【 0 0 4 2 】

ドップラ画像 3 4 は、断面画像 3 5 とベクトル画像 3 6 を含み、ベクトル画像 3 6 が各サンプル領域 3 2 1 の区画の中心部に、プレーンに対して所定の角度と大きさを持つ矢印として表示される。矢印の角度は、ドップラ処理されたベクトルデータとドップラ表示用プレーン 3 2 とのなす角から算出された角度であり、血流の方向を示す。また矢印の大きさ（長さ）は血流の速度を示す。

【 0 0 4 3 】

図 4 においては、ベクトル画像 3 6 の矢印が奥側から手前側に向いているが、ドップラ表示用プレーン 3 2 に対し奥側に向かう場合は、手前から奥側に向かう矢印で表示し、表示ドップラ表示用プレーン 3 2 は半透明または透明で表示するようにすれば、手前側からでも血流の向き等を判断することができる。

40

【 0 0 4 4 】

図 5 は、ドップラ画像 3 4 の別の表示形態を拡大して説明する説明図である。

【 0 0 4 5 】

ドップラ画像 3 4 には、ドップラ表示用プレーン 3 2 が表示されており、ドップラ表示用プレーン 3 2 は、複数の区画されたサンプル領域 3 2 1 で構成されている。ドップラ画像 3 4 は、断面画像 3 5 とベクトル画像 3 6 を含み、ベクトル画像 3 6 が各サンプル領域

50

3 2 1 の区画の中心部に、プレーンに対して所定の方向に延びるブロックとして表示されている。ブロックの延びる方向は血流の方向を示し、ブロックの大きさ（長さ）は血流の速度を示す。したがって、ベクトル画像 3 6 は、棒グラフ状に表示される。

【 0 0 4 6 】

図 5 においても、ベクトル画像 3 6 のブロックがドップラ表示用プレーン 3 2 に対し奥側に向かう場合は、表示ドップラ表示用プレーン 3 2 は半透明または透明で表示するようにすれば、手前側からでも血流の向き等を判断することができる。またブロックの集まりを色付けして表示するようにしても良い。

【 0 0 4 7 】

尚、以上の説明では、ベクトル画像 3 6 の大きさを矢印の長さやブロックの長さで表示するようにしたが、矢印やブロックの太さを変えて表示するようにしても良い。

10

【 0 0 4 8 】

図 6 (a) は、ドップラ画像 3 4 の他の表示形態を示すもので、ベクトル画像 3 6 の矢印を移動体（血流）の速度に応じて太さを変えて表示した例である。また、矢印の長さ太さの両方を移動体の速度に応じて変えるようにしても良い。

【 0 0 4 9 】

さらに、図 6 (b) は、ドップラ画像 3 4 の他の表示形態を示すものである。この例では、ドップラ画像を回転させて表示した例を示している。即ち、図 6 (a) の表示では、奥側（矢印 X）に位置するベクトル画像 3 6 1（他と区別するため点線で示す）が見にくいような場合に、図 6 (a) の画像を Y 方向に回転させることで、注視したい部分を見易く表示したものである。

20

【 0 0 5 0 】

このような回転表示は、例えば操作部 2 0 に回転を指示するボタン等を設け、操作部 2 0 から回転の指示があった場合に、システム制御部 1 9 は画像表示処理部 1 6 を制御して、ドップラ画像 3 4 を所定の角度だけ回転した画像を生成するようにすれば良い。

【 0 0 5 1 】

また、以上の説明では、ドップラ画像 3 4 を表示する際に、ドップラ表示用プレーン 3 2 及びサンプル領域 3 2 1 を表示するようにしているが、このドップラ表示用プレーン 3 2 及びサンプル領域 3 2 1 表示は省略しても良い。さらに図 2、図 3 においては、3 D 画像 3 1 とドップラ画像 3 4 を並べて表示するようにしているが、表示部 1 7 にはドップラ画像 3 4 のみを選択的に表示するようにしても良い。

30

【 0 0 5 2 】

このように本発明の実施形態によれば、リアルタイムな 3 D 画像に合致した、ドップラ画像を表示することができ、ドップラ画像は、3 D 表示されたベクトル画像を含むため、移動体（血流等）の方向と速度を視覚的に直観できるように表示することができる。したがって、血流内の乱流、逆流等を容易に判別することができる。また、リアルタイムに診断することができ、診断効率の向上、診断精度を向上することができる。

【 0 0 5 3 】

尚、本発明の特許請求の範囲を逸脱しない範囲内で種々の変形が可能である。

【図面の簡単な説明】

40

【 0 0 5 4 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】同実施形態に係る超音波診断装置における表示画像の一例を示す説明図。

【図 3】同実施形態に係る超音波診断装置における表示画像の他の例を示す説明図。

【図 4】同実施形態に係る超音波診断装置におけるドップラ画像の表示例を示す説明図。

【図 5】同実施形態に係る超音波診断装置におけるドップラ画像の他の表示例を示す説明図。

【図 6】同実施形態に係る超音波診断装置におけるドップラ画像のさらに他の表示例を示す説明図。

【符号の説明】

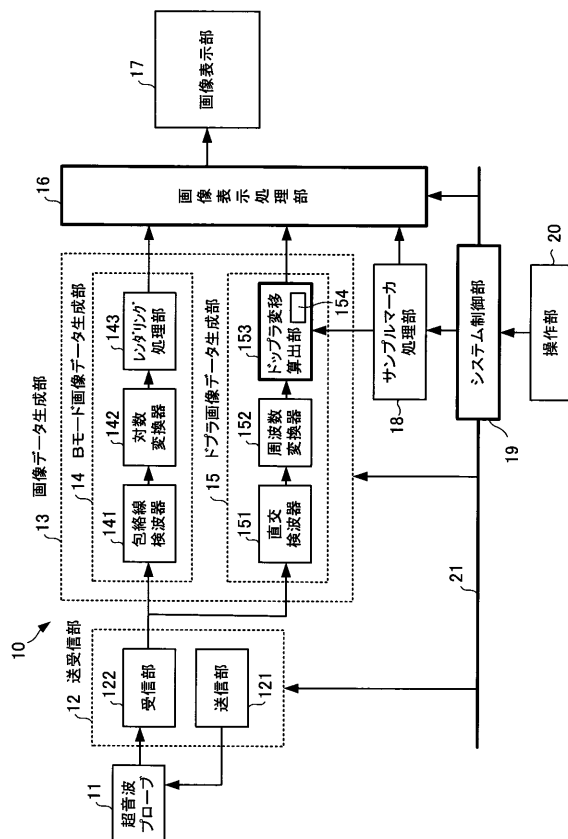
50

【 0 0 5 5 】

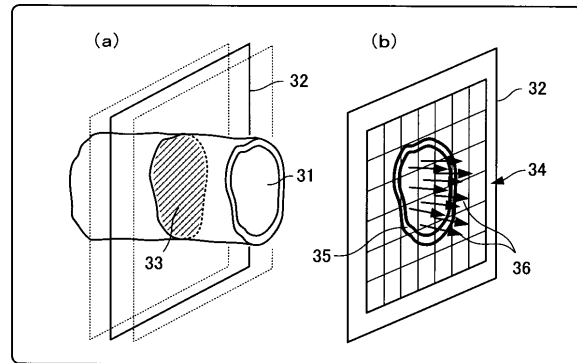
- 1 0 ... 超音波診断装置
- 1 1 ... 超音波プローブ
- 1 2 ... 送受信部
- 1 3 ... 画像データ生成部
- 1 4 ... Bモード画像データ生成部
- 1 4 1 ... 包絡線検波器
- 1 4 2 ... 対数変換器
- 1 4 3 ... レンダリング処理部
- 1 5 ... ドップラ画像データ生成部
- 1 5 1 ... 直交検波器
- 1 5 2 ... 周波数変換器
- 1 5 3 ... ドップラ変移算出部
- 1 6 ... 画像表示処理部
- 1 7 ... 表示部
- 1 8 ... サンプルマーカ処理部
- 1 9 ... システム制御部
- 2 0 ... 操作部

10

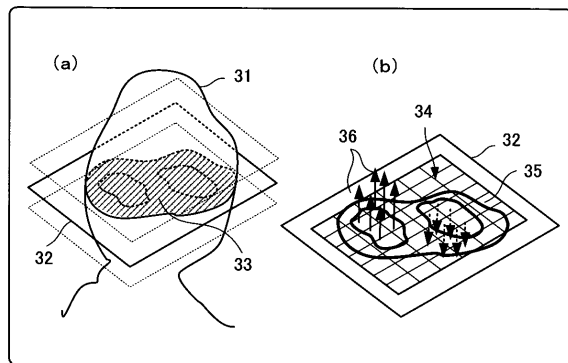
【 図 1 】



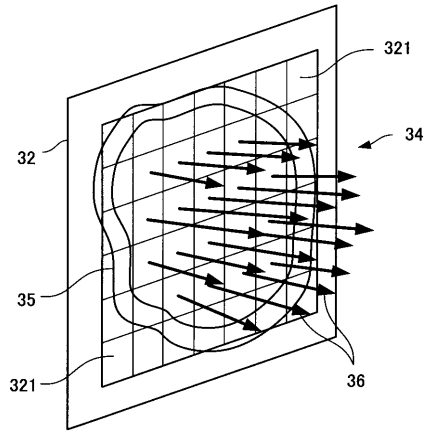
【 図 2 】



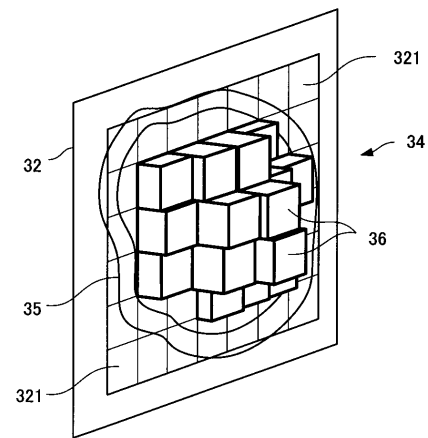
【 図 3 】



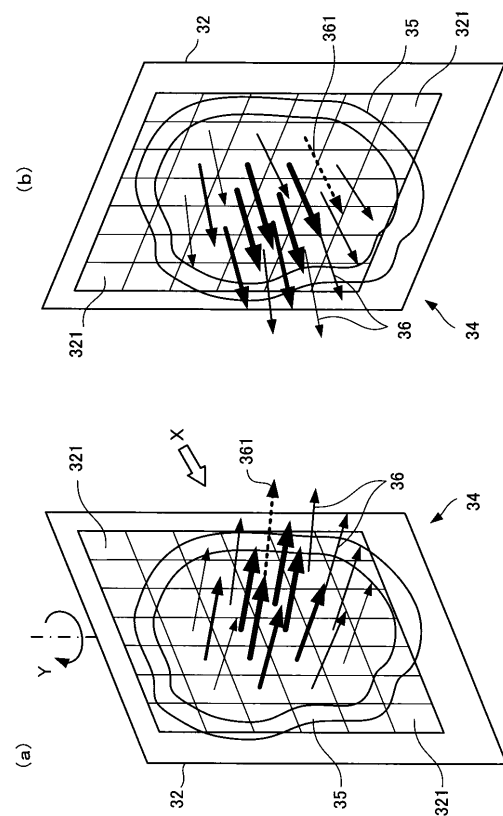
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 0 8 0 1 0 6 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 3 3 5 5 3 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 0 0 2 3 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波画像表示方法		
公开(公告)号	JP5269535B2	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	JP2008250630	申请日	2008-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	渡辺 欣孝		
发明人	渡辺 欣孝		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/JB24 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK20 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2010075636A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够三维地显示要诊断的身体的多普勒分量的超声波诊断装置。解决方案：超声波诊断装置包括：发送和接收部，用于相对于待诊断的身体发送和接收超声波；第一图像形成部，用于处理接收信号以形成诊断部位的三维图像数据；样本标记处理部，用于形成用于对三维图像设置任意截面位置的样本标记；第二图像数据形成部，用于提取与要诊断的身体中的移动构件的移动相关的多普勒信号以生成向量表示在由样本标记指定的截面位置中的移动部件的移动方向和速度的信息，以及用于处理三维图像数据和矢量信息以显示至少包括矢量图像的多普勒图像的图像显示处理部分在显示部件上。

【 図 1 】

