

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-83525

(P2011-83525A)

(43) 公開日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

F1

A61B 8/06

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2009-240233 (P2009-240233)  
 (22) 出願日 平成21年10月19日(2009.10.19)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 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  
 (74) 代理人 110000866  
 特許業務法人三澤特許事務所  
 (72) 発明者 栗田 康一郎  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 貞光 和俊  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

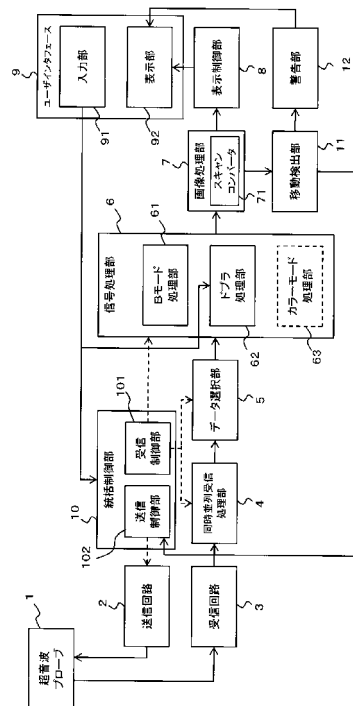
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】パルスドプラスキャンの繰り返し周波数を高く保ちつつ、実際に血流情報を取得している位置の所望の位置からの位置ずれを操作者に報知する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波を被検体に送信する送信回路2と、超音波エコーを受信する受信回路3と、並列同時受信処理を行うことで複数の受信信号を形成する同時並列受信処理部4と、Bモード画像用の受信信号及びドプラ画像用の受信信号を選択するデータ選択部5と、Bモードデータを生成するBモード処理部61と、ドプラデータを生成するドプラ処理部62と、Bモードデータを基に第1の範囲を表す第1のBモード画像を生成し、ドプラデータを基にドプラ画像を生成する画像処理部7と、ドプラ画像を表示部92に表示させる表示制御部8と、第1のBモード画像における形態の位置ずれを認識可能に報知する警告部12と、を備える。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブを介して超音波を被検体に送信する送信部と、  
指定された所望の位置に対し前記超音波を送信するよう前記送信部を制御する送信制御部と、

前記超音波プローブを介して前記被検体からの超音波エコーを受信する受信部と、  
前記受信部から入力された信号に対し同時並列受信処理を行うことで複数の受信信号を形成する並列同時受信処理部と、

前記複数の受信信号から B モード画像用の前記受信信号及びドプラ画像用の前記受信信号を選択するデータ選択部と、

前記 B モード画像用の受信信号に対し信号処理を行うことで B モードデータを生成する B モード処理部と、

前記ドプラ画像用の受信信号に対し信号処理を行うことでドプラデータを生成するドプラ処理部と、

前記 B モードデータを基に第 1 の範囲を表す第 1 の B モード画像を生成し、前記ドプラデータを基にドプラ画像を生成する画像処理部と、

前記ドプラ画像を表示部に表示させる表示制御部と、

前記第 1 の B モード画像における形態の位置の移動を認識可能に報知する報知部と、  
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記報知部は、

前記 B モードデータ又は前記第 1 の B モード画像を基に前記形態の移動量を検出する移動検出部と、

前記移動量が閾値を超えたときに警告を通知する警告部と、

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】**

前記移動量が前記閾値を超えた場合に、

前記送信制御部は、前記第 1 の範囲を含むより広い範囲の第 2 の範囲に対して超音波を送信するよう前記送信部を制御し、

前記 B モード処理部及び前記画像処理部は、前記受信部から入力された信号を基に前記第 2 の範囲を表す第 2 の B モード画像を生成し、

前記表示制御部は、前記第 2 の B モード画像を表示部に表示させる、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記報知部は、

前記表示制御部を介して前記表示部に前記第 1 の B モード画像を表示させて前記形態のずれを報知する

ことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一つ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、超音波のドプラ効果を利用して、体内の流体の運動状態を診断する超音波診断装置に関する。さらに詳しくは、ドプラ画像を取得する位置を B モード画像上に表示する超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置にはドプラスキャンを実行する装置がある。ドプラスキャンは、超音波ドプラ法の原理に基づいて被検体内の血液の情報を得る技術である。超音波診断装置では、パルスドプラ法 ( Pulse Wave Doppler method : PWドプラ法 ) などを実行して、血流情報の時間変化を観測する手法が一般的に実施されている。パ

10

20

30

40

50

ルスドブラ法は、血液の流れを見るためのスキャン方法である。

【0003】

パルスドブラ法では、操作者は表示されている参照用のBモード画像上で血流情報を取得する位置を指定する。そして、その指定された位置に超音波がフォーカスするように超音波を送信する。このパルスドブラ法において、より高速な血流の動きを取得するためには、超音波の送受信の繰り返し周波数(RPF: repetitive frequency)を高くする必要がある。そして、この繰り返し周波数を高くするためには、浅い深度で超音波を送受信することが必要である。

【0004】

ここで、従来の超音波診断装置におけるパルスドブラ法の手順を説明する。まず、超音波診断装置は、パルスドブラスキャンの対象となる組織を含む広い範囲の組織を表示するBモードスキャンを行う。そして、パルスドブラスキャンを実施する時に、超音波診断装置は、Bモードスキャンによる画像生成を停止する。このとき、超音波診断装置は、停止直前に生成されたBモード画像を参照画像として表示(静止画リファレンス表示)している。この参照画像は、操作者によるパルスドブラスキャンの血流情報の取得位置の指定のために用いられる。そして、操作者は静止画リファレンス表示されているBモード画像を参照し、そのBモード画像上におけるパルスドブラスキャンの血流情報を取得する位置を指定する。そして、超音波診断装置は、指定された血流情報を取得する位置に対し超音波がフォーカスするようにパルスドブラスキャン(PWDスキャン)を連続的に繰り返す。

10

【0005】

しかし、上述した従来の方法では、Bモード画像の生成がパルスドブラスキャンを行っている間は停止しているため、静止画リファレンス表示では過去のBモード画像が表示されている。そのため、パルスドブラスキャンにおける血流情報を取得する位置を示すサンプルマーカ(グラフィックス)を、現在の状態の直近の画像(一般的にリアルタイム画像と言われる画像)上に表示することはできなかった。このため、患者の移動などでパルスドブラスキャンの対象としている組織(血管など)の超音波プローブに対する位置が移動した場合にも、その組織の移動を容易に把握することはできなかった。

20

【0006】

そこで、パルスドブラスキャンの1回の超音波の送受信とBモードスキャンの1回の超音波の送受信とを交互に行う時分割スキャン(例えば、特許文献1参照。)が提案されている。時分割スキャンは、独立RPFスキャンとも呼ばれる。この時分割スキャンでは、パルスドブラスキャンで生成したドブラ画像を基に補間処理を行うことで、Bモードスキャンを行っている間のドブラ画像を生成する。このような時分割スキャンを行えば、Bモード画像は一定の間隔で更新されていくので、操作者は現在の状態に近いBモード画像を取得することができる。

30

【0007】

また従来、1回の送信から得られる各チャンネルの受信信号から、焦点の異なる複数の受信信号(複数の画像走査線上の受信信号)を得ることができる同時並列受信という技術(例えば、特許文献2参照)が提供されている。この並列同時受信とは、超音波の送受信の1回の繰り返しの間に、複数の受信ビームに基づくデータを取得することを指している。すなわち、ここでの同時とは、1回の送受信に対して一時に複数の受信ビームに基づくデータを取得することを指す。この並列同時受信は一般的には特許文献2に記載されているように、リアルタイム3D画像を効率よく生成することに用いられている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2005-185763号公報

【特許文献2】特開2008-55087号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 0 9 】

ここで、上述したようにパルスドプラスキャンではより高速な血流の情報を取得するために、繰り返し周波数を高くする必要がある。しかし、ドプラスキャンを行う所望の位置と現在実際にドプラスキャンを行っている位置とのずれを示すために上述した広い範囲の組織を表示するBモード画像を生成するには、深い深度に対して超音波の送受信を行う必要がある。このため、特許文献1に記載された技術のようにBモードスキャンとパルスドプラスキャンとを交互に行うと、パルスドプラスキャンのフォーカス位置を浅くしても、パルスドプラスキャンの繰り返し周波数はBモードスキャンの繰り返し周波数になってしまう。このため、パルスドプラスキャンの繰り返し周波数は低くなってしまふ。これでは、パルスドプラスキャンによって高速な血流の情報を取得することが困難になってしまう。

10

## 【 0 0 1 0 】

また、所望のドプラスキャン位置と実際にドプラスキャンを行っている位置のずれを示すには、なるべく現在スキャンしている範囲を示す画像からドプラスキャンを行っている位置を取得した方がよい。それには、現在のBモード画像を得た方がよい。そして、現在のBモード画像を得るためには、Bモードスキャンの単位時間当たりの回数を増やすことが望ましい。しかし、単位時間当たりのBモードスキャンの回数が増加すると、その分単位時間当たりのドプラスキャンの回数が減り、補間処理によるドプラ画像データが増えてしまふ。このように補間処理により生成されるドプラ画像が増えると、その補間処理によるドプラ画像の画質が劣化してしまうおそれがある。

20

## 【 0 0 1 1 】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、パルスドプラスキャンの繰り返し周波数を高く保ちつつ、実際に血流情報を取得している位置の所望の位置からの位置ずれを操作者に報知する超音波診断装置を提供することを目的としている。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 2 】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の超音波診断装置は、超音波プローブを介して超音波を被検体に送信する送信部と、指定された所望の位置に対し前記超音波を送信するよう前記送信部を制御する送信制御部と、前記超音波プローブを介して前記被検体からの超音波エコーを受信する受信部と、前記受信部から入力された信号に対し並列同時受信処理を行うことで複数の受信信号を形成する同時並列受信処理部と、前記複数の受信信号からBモード画像用の前記受信信号及びドプラ画像用の前記受信信号を選択するデータ選択部と、前記Bモード画像用の受信信号に対し信号処理を行うことでBモードデータを生成するBモード処理部と、前記ドプラ画像用の受信信号に対し信号処理を行うことでドプラデータを生成するドプラ処理部と、前記Bモードデータを基に第1の範囲を表す第1のBモード画像を生成し、前記ドプラデータを基にドプラ画像を生成する画像処理部と、前記ドプラ画像を表示部に表示させる表示制御部と、前記第1のBモード画像における形態の位置の移動を認識可能に報知する報知部と、を備えることを特徴とするものである。

30

## 【発明の効果】

## 【 0 0 1 3 】

請求項1に記載の超音波診断装置は、同時並列受信処理によって複数の受信ビームに基づくデータを生成し、そのうち一つの受信ビームに基づくデータをドプラ画像に使用し残りの受信ビームに基づくデータをBモード画像に使用して、ドプラ画像を生成しながらリアルタイムで第1のBモード画像を更新していく構成である。これにより、パルスドプラスキャンの繰り返し周波数を高く保ちつつ、実際に血流情報の取得を行っている位置の所望の位置からのずれを操作者に報知することができる。これにより、高速の血流のドプラ画像を撮像しながら、操作者は被検体に対する血流情報の取得を行っている実際の位置のずれを把握することができる。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 1 4 】

50

【図 1】第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図

【図 2】B モード画像上におけるサンプルマーカの位置の指定を説明するための図

【図 3】同時並列受信における超音波の送受信を説明するための図

【図 4】同時並列受信を行っている場合に表示される B モード画像の模式図

【図 5】画像処理後の B モード画像によるマッチング処理を説明するための図、( A ) 測定箇所を含む組織 ( 血管 ) 上に、血流情報の取得位置が一致している状態を表す図、( B ) 測定箇所を含む組織 ( 血管 ) が移動し、組織上に血流情報の取得位置が一致していない状態を表す図

【図 6】生データを用いた組織の移動検出を説明するための図、( A ) 測定箇所を含む領域 ( 血管 ) 上に、血流情報の取得位置が一致している状態の生データを表す図、( B ) 測定箇所を含む領域 ( 血管 ) が移動し、組織上に血流情報の取得位置が一致していない状態の図

【図 7】第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によるドブラ画像の生成及び B モード画像上の組織の移動を検出するフローチャート

【図 8】第 2 の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

〔第 1 の実施形態〕

以下、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図 1 は本実施形態に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。ただし、点線で表されるカラーモード処理部 6 3 は本実施形態では設けられておらず変形例で説明する。以下ではパルスドプラスキャンを含めて単にドプラスキャンと言う。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 は、送信回路 2 からのパルス電圧に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電素子等を有している。超音波プローブ 1 から被検体に超音波が送信されると、送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 1 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波が、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 7 】

ユーザインタフェース 9 に設けられた入力部 9 1 は、操作者からの各種指示、条件、関心領域 ( R O I ) の設定指示、又は種々の画質条件設定指示等を、統括制御部 1 0 へ入力するための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、又はキーボード等を有している。操作者は、ユーザインタフェース 9 に設けられた表示部 9 2 に表示されている情報を参照しながら入力部 9 1 を用いて情報の入力を行う。

【 0 0 1 8 】

入力の一例として、ドプラスキャンにおける操作者によるサンプルマーカ ( B モード画像上で血流情報を取得する位置を指定する符号 ) の位置の入力を、図 2 を参照して説明する。図 2 は B モード画像上におけるサンプルマーカの位置の指定を説明するための図である。操作者は、表示部 9 2 に表示された B モード画像 2 0 を参照する。ここで、B モード画像 2 0 上に表示されている紙面に向かって上下に平行な 2 本の 1 組の直線がサンプルマーカ 2 1 である。サンプルマーカ 2 1 の 2 本の直線で挟まれた間の領域が血流情報を取得する位置を示している。操作者は、B モード画像 2 0 上での、血流情報を取得したい所望の位置をサンプルマーカ 2 1 で指定する。本実施形態では、操作者は、サンプルマーカ 2 1 を入力部 9 1 であるマウスでクリックしてそのままドラッグし、所望の位置でドロップすることで、サンプルマーカ 2 1 を所望の位置に移動してその位置を指定することができる。具体的には、サンプルマーカ 2 1 は、超音波を送受信する方向 ( 矢印 P で示される方向 ) に沿って移動する。この超音波を送受信する方向に対するサンプルマーカの移動によ

10

20

30

40

50

りドプラスキャンを行う深度を指定する。さらに、サンプルマーカ 2 1 は、超音波を走査する方向（矢印 Q で示される方向）に沿って移動する。この超音波を走査する方向の移動により、ドプラスキャンを行う方向を指定する。このように、サンプルマーカ 2 1 の B モード画像 2 0 上の位置を指定することにより、操作者はサンプルマーカ 2 1 の示す深度及び方向を統括制御部 1 0 に入力する。ここで、操作者は、深度として超音波プローブ 1 を基準とした深さ方向を指定する。これにより、操作者は統括制御部 1 0 に対し深度及び方向で表されるドプラスキャンにおける血流情報を取得する位置を入力できる。また、操作者はこの血流情報の取得位置を指定するとともにドプラスキャンの開始命令の入力を行う。

#### 【 0 0 1 9 】

また、操作者は入力部 9 1 を用いて、後述する血流情報の取得位置を含む広い範囲の B モード画像のスキャンにおける超音波を送信する角度の入力を行い、その広い範囲の B モード画像スキャンにおけるスキャン範囲の指定を行う。

#### 【 0 0 2 0 】

表示制御部 8 は、画像処理部 7 で生成された、生体内の形態学的情報や、血流情報に基づく画像の入力を受け、それらの入力された画像を表示部 9 2 に表示させる。

#### 【 0 0 2 1 】

送信回路 2 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数  $f_r$  Hz（周期； $1/f_r$  秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 にパルス電圧を印加する。この送信回路 2 が本発明における「送信部」の一例にあたる。

#### 【 0 0 2 2 】

統括制御部 1 0 は、受信制御部 1 0 1 及び送信制御部 1 0 2 を備えている。統括制御部 1 0 は、ある機能部から出力されたデータを受けデータ送信先である他の機能部へと送信する。ただし、ここでは説明の都合上、データの受け渡しを各機能部が直接行っているように説明することがある。さらに、統括制御部 1 0 は、各機能部の動作タイミングの調整などを行う。

#### 【 0 0 2 3 】

送信制御部 1 0 2 は、入力部 9 1 からの、各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等の入力に基づき、それらの入力に対応する超音波の送信を行うように送信回路 2 を制御する。例えば、上述した操作者からの入力部 9 1 を用いた血流情報の取得位置の入力を受けて、送信制御部 1 0 2 は、入力された方向に超音波を送信し、指定された深度にその送信した超音波の焦点が位置するように送信回路 2 の遅延回路等を制御する。

#### 【 0 0 2 4 】

まず、送信制御部 1 0 2 は、入力部 9 1 から超音波診断の開始命令を受けて、B モードスキャンを行うように送信回路 2 を制御する。すなわち、送信制御部 1 0 2 は、被検体の断面画像を撮像するように送信ビームの方向を順次変更していくよう送信回路 2 を制御する。また、送信制御部 1 0 2 は、ドプラスキャン開始後において所定の時間間隔で B モードスキャンを行うよう送信回路 2 を制御する。さらに、後述する移動検出部 1 1 から B モード画像の再スキャンの要求を受けた場合にも、送信制御部 1 0 2 は、1 回の B モードスキャンを行うよう送信回路 2 を制御する。

#### 【 0 0 2 5 】

また、送信制御部 1 0 2 は、前述した超音波診断開始時の B モード画像の生成、所定の時間間隔で行う B モード画像の生成、及び移動検出部 1 1 からの要求に基づく B モード画像の生成以外のときには、ドプラ画像を生成するように送信回路 2 を制御する。すなわち、送信制御部 1 0 2 は、入力部 9 1 を用いて操作者により指定された方向に超音波を送信

10

20

30

40

50

し、且つ指定された深度に超音波の焦点を合わせ、さらにパルス状に超音波を送信するように送信回路 2 を制御する。

【 0 0 2 6 】

送信回路 2 は、パルス電圧を超音波プローブ 1 に送信することで、超音波プローブ 1 から被検体に向けて超音波を送信させる。

【 0 0 2 7 】

送信回路 2 は、B モードスキャンを行う場合、被検体の操作者が指定した広い範囲の断面画像を撮像するため後述するドプラスキャンの場合よりも被検体の深い位置で超音波が反射するように、超音波プローブ 1 に超音波を送信させる。なぜなら、ドプラスキャンの場合には深い深度まで超音波を送受信すると繰り返し周波数が低くなってしまい、血流速度の速い部分の画像を生成することが困難になる。これに対し B モードスキャンの場合には繰り返し周波数は低くてもよいため、深い深度で超音波の送受信が行える。そして、送信回路 2 はこの超音波の送信の方向を順次変更していく。

10

【 0 0 2 8 】

送信回路 2 は、同時並列受信を行う場合、サンプルマーカで指定された方向に超音波を送信し、且つ指定された深度に超音波の焦点が合うように超音波プローブ 1 に超音波を送信させる。この超音波プローブ 1 から送信された超音波は図 3 における実線の矢印 3 0 で表される。図 3 は同時並列受信における超音波の送受信を説明するための図である。図 3 の矢印 3 0 が向かう方向、すなわち紙面上で下方向が被検体に向かう方向である。矢印 3 0 で示すように、一回の送信で送られる超音波は一本のビームである。

20

【 0 0 2 9 】

受信回路 3 は、超音波プローブ 1 で受信された超音波エコー信号の入力を受ける。そして、受信回路 3 は、入力された超音波エコー信号に対して A / D 変換を行う。そして、受信回路 3 は、A / D 変換した超音波エコー信号を同時並列受信処理部 4 へ出力する。

【 0 0 3 0 】

受信制御部 1 0 1 は、前述した超音波診断開始時の B モードスキャン、所定の時間間隔で行う B モードスキャン、及び移動検出部 1 1 からの要求に基づく B モードスキャンの場合、受信回路 3 から入力された超音波エコー信号に対し B モード画像を生成するための遅延処理及び加算処理を施して受信ビームに基づくデータを生成するよう同時並列受信処理部 4 を制御する。そして、受信制御部 1 0 1 は、同時並列受信処理部 4 から入力されたデータを B モード処理部 6 1 に出力するようデータ選択部 5 を制御する。

30

【 0 0 3 1 】

受信制御部 1 0 1 は、メモリなどの記憶領域を有している。そして、受信制御部 1 0 1 は、入力された超音波プローブ 1 の振動子列の中心（以下では、単に「超音波プローブ 1 の中心」という。）に向かう受信ビームの情報を基に生成する他の受信ビームの方向及び深度を決定する方法を記憶している。また、受信制御部 1 0 1 は、その各受信ビームに対応する識別情報（例えば、ID 番号など）を予め記憶している。

【 0 0 3 2 】

受信制御部 1 0 1 は、ドプラスキャンの場合、入力部 9 1 から超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビームの方向及び深度の情報（超音波の焦点の情報）の入力を受ける。そして、受信制御部 1 0 1 は、超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビームと、その受信ビームの焦点から超音波プローブ 1 の端の振動子に向かう受信ビームとがなす角度を等分するなどして、他の受信ビームの方向を求める。また、受信制御部 1 0 1 は、入力された超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビームの深度に基づく、他の受信ビームのそれぞれの深度の算出方法を予め記憶している。この算出方法は、例えば、中心に向かう受信ビームの焦点が底辺の中心となり、且つ超音波プローブ 1 の端の振動子に向かう受信ビームが斜辺を形成する三角形を求め、他の受信ビームの深度をその三角形の底辺に位置するように求める方法である。そして、受信制御部 1 0 1 は、その算出方法を基に他の受信ビームの深度を求める。図 3 では受信ビーム 3 1 が超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビームであり、さらに、受信ビーム 3 2 a、受信ビーム 3 2 b、受信ビーム 3 2 c、受信ビーム 3 2

40

50

d、受信ビーム 3 2 e、受信ビーム 3 2 f、受信ビーム 3 2 g、受信ビーム 3 2 h、  
・  
・受信ビーム 3 2 m、受信ビーム 3 2 n (以下では、この受信ビームの組み合わせを「受信ビーム 3 2 a 等」という。)が他の受信ビームとなる。

【0033】

受信制御部 1 0 1 は、求めた各受信ビームの方向及び深度を基に、同時並列受信処理部 4 に対し受信ビーム 3 2 a 等及び受信ビーム 3 1 を生成する命令を順次送信する。この時、受信制御部 1 0 1 は、生成命令の対象になっている受信ビームに対応する識別情報も共に同時並列受信処理部 4 へ送信する。この識別情報は所定の規則に従って決められている。この所定の規則とは、超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビームを特定できる規則であればよい。例えば、図 3 における超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビーム 3 1 を 1 番とし、他の受信ビームを超音波プローブ 1 の一端側から他端側に向かって 2 番以降の番号を振る、すなわち図 3 の受信ビーム 3 2 a を 2 番とし順に受信ビーム 3 2 n に向かって番号を振るなどでもよい。また、他の方法としては、受信ビーム 3 2 a 等に受信ビーム 3 1 を加えて、受信ビーム 3 2 a から順に受信ビーム 3 2 n に向かって番号を振っていく方法でもよい。この場合には、受信ビームの真ん中の番号を有する受信ビームが超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビーム、すなわち受信ビーム 3 1 だと特定することができる。

10

【0034】

受信制御部 1 0 1 は、データ選択部 5 に対し受信ビーム 3 1 の識別情報を出力する。また、受信制御部 1 0 1 は、データ選択部 5 に対し受信ビーム 3 2 a 等の識別情報を出力する。

20

【0035】

同時並列受信処理部 4 は、メモリなどの記憶領域(不図示)を有している。同時並列受信処理部 4 は、受信回路 3 からデジタル信号に変換された超音波エコー信号の入力を受ける。そして、同時並列受信処理部 4 は、入力された超音波エコー信号を自己の記憶領域に保存する。

【0036】

同時並列受信処理部 4 は、前述した超音波診断開始時の B モードスキャン、所定の時間間隔で行う B モードスキャン、及び移動検出部 1 1 からの要求に基づく B モードスキャンの場合、受信制御部 1 0 1 からの B モード用の受信ビームに基づくデータの生成命令を受ける。そして、同時並列受信処理部 4 は、自己の記憶領域に記憶した超音波エコー信号に対し B モード画像を生成するための遅延処理及び加算処理を施して、1 本の送信ビームに対して 1 本の B モード画像用の受信ビームに基づくデータを生成する。この場合、同時並列受信処理部 4 は、被検体の広い範囲の断面画像を生成するため、ドプラスキャンの場合よりも深い部分で反射した超音波エコーを使用して受信ビームに基づくデータを生成する。そして、同時並列受信処理部 4 は、生成した B モード画像用の受信ビームに基づくデータを画像処理部 7 へ出力する。

30

【0037】

同時並列受信処理部 4 は、ドプラスキャンの場合、受信制御部 1 0 1 からの図 3 における受信ビーム 3 2 a 等のうちのいずれかにあたる受信ビームに基づくデータ生成の命令を受ける。そして、同時並列受信処理部 4 は、その指定に対応する受信ビームに基づくデータを生成するように、自己の記憶領域に記憶されたチャンネル毎の超音波エコー信号に対して遅延処理を施す。そして、同時並列受信処理部 4 は、遅延処理を施したチャンネル毎の超音波エコー信号を加算して指定された受信ビームに基づくデータを生成する。同時並列受信処理部 4 は、受信ビーム 3 2 a から受信ビーム 3 2 n に基づくデータの生成指示を受信制御部 1 0 1 から順次受けて、受信ビーム 3 2 a から受信ビーム 3 2 n のそれぞれの受信ビームに基づくデータを生成する。

40

【0038】

また、同時並列受信処理部 4 は、受信制御部 1 0 1 から図 3 における受信ビーム 3 1 に基づくデータの生成命令を受ける。そして、同時並列受信処理部 4 は、自己の記憶領域に記憶しているチャンネル毎の超音波エコー信号に対して受信ビーム 3 1 に基づくデータを生

50

成するように遅延処理を施す。さらに、同時並列受信処理部 4 は、遅延処理を施したチャネル毎の超音波エコー信号を加算して受信ビーム 3 1 に基づくデータを生成する。

【 0 0 3 9 】

さらに、同時並列受信処理部 4 は、受信ビーム 3 2 a から受信ビーム 3 2 n 及び受信ビーム 3 1 に基づくデータのそれぞれの生成指示とともに、その生成した受信ビームに基づくデータに対応する受信ビームの識別情報 ( I D ) の入力を受信制御部 1 0 1 から受ける。

【 0 0 4 0 】

同時並列受信処理部 4 は、生成した受信ビームに基づくデータに対し、対応する入力された識別情報を付加する。ここで、識別情報の付加とは、例えば生成した受信ビームに基づくデータのヘッダやフッタとして識別情報を付加することにより行われる。

10

【 0 0 4 1 】

同時並列受信処理部 4 は、識別情報を付加した受信ビームに基づくデータをデータ選択部 5 へ出力する。

【 0 0 4 2 】

データ選択部 5 は、前述した超音波診断開始時の B モードスキャン、所定の時間間隔で行う B モードスキャン、及び移動検出部 1 1 からの要求に基づく B モードスキャンの場合、受信制御部 1 0 1 から B モード処理部 6 1 への送信命令を受ける。そして、データ選択部 5 は、同時並列受信処理部 4 から入力された B モード画像用の受信ビームに基づくデータを B モード処理部 6 1 へ出力する。

20

【 0 0 4 3 】

データ選択部 5 は、受信制御部 1 0 1 から受信ビーム 3 1 を特定するための識別情報及び受信ビーム 3 2 a 等の各受信ビームの識別情報の入力を受ける。また、データ選択部 5 は、同時並列受信処理部 4 から受信ビーム 3 1 及び受信ビーム 3 2 a 等の識別番号が付加された受信ビームに基づくデータの入力を受ける。

【 0 0 4 4 】

データ選択部 5 は、受信制御部 1 0 1 から入力された受信ビーム 3 1 の識別情報を基に、同時並列受信処理部 4 から入力された受信ビームに基づくデータの中から受信ビーム 3 1 に基づくデータを特定する。そして、データ選択部 5 は、ドブラ処理部 6 2 に、特定した受信ビーム 3 1 に基づくデータを出力する。さらに、データ選択部 5 は、同時並列受信処理部 4 から入力された受信ビームに基づくデータのうち受信ビーム 3 2 a 等の特定情報を有するデータを特定する。そして、データ選択部 5 は、特定した受信ビーム 3 2 a 等に基づくデータを B モード処理部 6 1 へ出力する。ここで、本実施形態では、データ選択部 5 は、同時並列受信処理部 4 から入力された受信ビームに基づくデータの中から受信ビーム 3 2 a 等の特定情報を有するデータを特定しているが、この特定は行わなくてもよく、例えば、受信ビーム 3 1 の識別情報以外の識別情報を有する受信ビームに基づくデータを B モード処理部 6 1 へ出力する構成でもよい。

30

【 0 0 4 5 】

信号処理部 6 は、B モード処理部 6 1 及びドブラ処理部 6 2 を有している。

【 0 0 4 6 】

信号処理部 6 に搭載された B モード処理部 6 1 は、データ選択部 5 から受信ビーム 3 2 a 等の各受信ビームに基づくデータを受信する。B モード処理部 6 1 は、受信した各データに対し、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モードデータを生成する。B モード処理部 6 1 は、生成した B モードデータを画像処理部 7 へ出力する。

40

【 0 0 4 7 】

信号処理部 6 に搭載されたドブラ処理部 6 2 は、データ選択部 5 から受信ビーム 3 1 に基づくデータを受信する。ドブラ処理部 6 2 は、入力部 9 1 を用いてサンプルマーカで指定された位置により算出される超音波の送受信時間を基に、受信したデータに対し速度情報の周波数解析といった信号処理を施すことで、サンプルマーカで指定された位置にお

50

る血流情報を求める。ドブラ処理部 6 2 は、求めた血流情報を画像処理部 7 へ出力する。

【 0 0 4 8 】

画像処理部 7 は、スキャンコンバータ 7 1 を有している。スキャンコンバータ 7 1 は、超音波スキャンの走査線信号列に対し、座標変換等によりテレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列への変換を行うことで、表示画像としての超音波診断画像を生成する。なお、当該画像処理部 7 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。そして、画像処理部 7 は、B モード処理部 6 1 から入力された B モードデータを基に、反射波の強度を輝度にて表した B モード画像を生成し、表示制御部 8 及び移動検出部 1 1 へ出力する。また、画像処理部 7 は、ドブラ処理部 6 2 から入力された血流情報を基にドブラ画像を生成し、表示制御部 8 へ出力する。

10

【 0 0 4 9 】

次に表示制御部 8 の動作を図 4 を参照して説明する。図 4 は、同時並列受信を行っている場合に表示されている B モード画像の模式図である。図 4 は、図 2 の状態を基に同時並列受信によって B モード画像の一部が更新される状態を表している。

【 0 0 5 0 】

表示制御部 8 は、同時並列受信を行う前に、血流情報の取得位置を含む広い範囲の B モード画像 2 0 を表示部 9 2 に予め表示させている。この広い範囲の B モード画像 2 0 が本発明における「第 2 の B モード画像」の一例にあたる。また、この B モード画像 2 0 の生成における被検体をスキャンする範囲が、本発明における「第 2 の範囲」の一例にあたる。

20

【 0 0 5 1 】

表示制御部 8 は、画像処理部 7 から B モード画像及びドブラ画像の入力を受ける。そして、表示制御部 8 は、各受信ビーム 3 2 a 等の方向及び深度の情報を基に、現在表示されている B モード画像 2 0 の中で、画像処理部 7 から入力された B モード画像で更新される部分を特定する。例えば、表示制御部 8 は、受信ビーム 3 2 a 等の方向及び深度によって図 4 の B モード画像 2 0 の中の領域 2 3 の部分が更新される部分と特定する。ここで、表示制御部 8 は、B モード画像 2 0 の中の特定した領域 2 3 の画像を画像処理部 7 から入力された B モード画像に更新して表示部 9 2 に表示させる。この領域 2 3 の部分を更新する B モード画像が本発明における「第 1 の B モード画像」の一例にあたる。また、同時並列受信によってこの領域 2 3 で表される第 1 の B モード画像の生成における被検体をスキャンする範囲が、本発明における「第 1 の範囲」の一例にあたる。

30

【 0 0 5 2 】

さらに、表示制御部 8 は、画像処理部 7 から入力されたドブラ画像を基にドブラ画像 2 4 を更新する。ここで、ドブラ画像 2 4 は、横軸を時間（紙面に向かい左に向かうに従い古い情報となる。）とし、縦軸を速度にとったグラフである。

【 0 0 5 3 】

移動検出部 1 1 は、メモリなどの記憶領域を有している。移動検出部 1 1 は、自己の記憶領域に B モード画像に表示されている組織の移動量の閾値を記憶している。この移動量の閾値は、例えば図 4 の領域 2 3 が形成する三角形の底辺の長さの 4 分の 1 の量として決定することができる。ここで、B モード画像に表示されている組織が本発明における「B モード画像における形態」の一例にあたる。また、移動検出部 1 1 は、組織が移動した状態がその時間以上の場合に組織が移動したと判断するための所定時間を記憶している。この組織が移動したと判断するための時間は 1 秒～2 秒が好ましい。本実施形態ではこの時間を 1 秒とする。また、移動検出部 1 1 は、表示されている B モード画像の各点の座標を記憶している。

40

【 0 0 5 4 】

移動検出部 1 1 は、画像処理部 7 から B モード画像の入力を受ける。以下では、この一番新しく入力された B モード画像を「現在のフレームの B モード画像」という。移動検出部 1 1 は、現在のフレームの B モード画像が生成された時間に対する所定時間前のフレームから、現在のフレームのひとつ前のフレームまでに生成された B モード画像を記憶して

50

いる。そして、移動検出部 11 は、現在の B モード画像と、記憶している複数フレームの B モード画像とを基にマッチング処理を行う。このマッチング処理により移動検出部 11 は、表示されている組織の位置ずれによる組織の移動量を検出する。ここで、具体的なマッチング処理としては、例えば、B モード画像の中でドブラ画像を生成している領域の付近の特徴的な輝度を有する領域をマッチング領域とし、各フレームにおけるマッチング領域の B モード画像上の位置を抽出し、その位置のずれによって移動量を算出することで行われる。このマッチング処理を、さらに具体的に、図 5 を参照しながら説明する。図 5 は画像処理後の B モード画像によるマッチング処理を説明するための図である。図 5 (A) は測定箇所を含む組織 (血管) 上に血流情報の取得位置が一致している状態を表す図であり、図 5 (B) は測定箇所を含む組織 (血管) が移動し組織上に血流情報の取得位置が一致していない状態を表す図である。まず、最初にサンプルマーカで血流情報の取得位置が指定された時の血管 27 を含む組織の状態で、操作者が、図 5 (A) における B モード画像 20 上に表された血管 27 上の領域 25 をマッチング領域として設定する。次に図 5 (A) の状態から操作者が超音波プローブ 1 を被検体に対し強く押し付けるなどした場合に、B モード画像 20 に表示されている血管 27 が移動してしまい、図 5 (B) で示される状態に遷移してしまう。このとき、移動検出部 11 は、図 5 (B) の B モード画像 20 の中から図 5 (A) における領域 25 と輝度の分布が一致する領域を抽出する。ここでは、移動検出部 11 は図 5 (B) における血管 27 上の領域 26 を抽出する。そして、移動検出部 11 は、記憶している B モード画像上の各点の座標を基に、B モード画像上の領域 25 が領域 26 まで移動した距離を算出する。ここでは、図 5 (B) の点線で表されている領域 25 から領域 26 までマッチング領域が移動した距離となる。ここで、点線で表されている領域 25 は、マッチング領域の移動の説明を容易にするために付加した図であり、実際には B モード画像上に表示はされていない。

10

20

30

40

50

#### 【0055】

そして、移動検出部 11 は、その移動量と記憶している閾値とを比較し、組織の B モード画像上の移動量が閾値を超えているか否かを判断する。そして、移動検出部 11 は、予め記憶している所定時間 (本実施形態では 1 秒) 前のフレームの B モード画像において閾値を超える組織の移動が発生し、その組織の移動が現在のフレームの B モード画像まで続いているときに B モード画像上において組織が移動したと判断する。このように組織の移動を判断するために所定時間を用いるのは、確実に組織が移動したときに組織の移動を判断することで、よりマッチングの精度を上げるためである。

#### 【0056】

この判断の具体的な方法としては、例えば、現在のフレームの B モード画像とひとつ前のフレームの B モード画像とでマッチング処理を行い、組織の移動として閾値を超える移動があるか否かを判断する。そして、閾値を超える移動がある場合に、現在のフレームのひとつ前のフレーム以前で所望の組織の位置から閾値を超える移動が発生したフレームを特定する。そして、特定したフレームの一つ前のフレームと現在のフレームとを比較し、組織の移動が閾値を超えているか否かを判断する。移動量が閾値を超えている場合には特定したフレームから現在のフレームまでの時間が 1 秒以上か否かを判断し、1 秒以上の場合には、1 秒前のフレームの B モード画像において閾値を超える組織の移動が発生し、その組織の移動が現在のフレームの B モード画像まで続いているときに B モード画像上において組織が移動したと判断できる。1 秒未満の場合には、所望の組織の位置から閾値を超える組織の移動が発生しているという結果を記憶する。また、特定したフレームの一つ前のフレームと現在のフレームとを比較し、ずれが閾値以下の場合には、所望の組織の位置から閾値を超える移動が発生していないと判断して、その結果を記憶する。

#### 【0057】

移動検出部 11 は、B モード画像上で組織が移動したと判断した場合、警告部 12 に組織の移動の通知を行う。また、移動検出部 11 は、B モード画像上で組織が移動したと判断した場合、送信制御部 102 に対し上述した操作者が予め指定した広い範囲の B モード画像 20 (第 2 の B モード画像) の再スキャンの要求を送信する。

## 【0058】

ここで、本実施形態では、移動検出部11は、Bモード処理部61から出力された生データに対して画像処理部7で座標変換などを行うことにより生成されたBモード画像を用いて組織の移動の検出を行ったが、これは生データを用いて行うことも可能である。図6は生データを用いた組織の移動検出を説明するための図である。図6(A)は測定箇所を含む領域(血管)上に血流情報の取得位置が一致している状態の生データを表す図であり、図6(B)は測定箇所を含む領域(血管)が移動し組織上に血流情報の取得位置が一致していない状態の図である。図6(A)、(B)共に、横軸を時間(深さ)とし、縦軸に各受信ビーム(図3の受信ビーム32a等)を並べた図である。この場合でも、移動検出部11は、生データを使ってマッチング処理を行うことで組織の移動を検出することができる。すなわち、操作者により移動検出部11は、操作者から超音波の送受信時間の指定を受けて、図6(A)での生データ50上でマッピング領域を領域51と決定する。そして、移動検出部11は、輝度を用いて図6(B)の生データ50上で図6(A)の領域51と同じ輝度分布を有する領域である領域52を特定する。そして、移動検出部11は領域51と領域52との距離を算出しその距離が記憶している閾値を超えるか否かを判断し、さらにその状態が現在のフレームの所定時間前のフレームから一つ前のフレームまで連続しているか否かを判断することによって、組織の移動を検出できる。

10

## 【0059】

警告部12は、移動検出部11からの組織の移動の通知を受けて、表示部92に警告を表示させる。ここで、本実施形態では表示部に警告を表示させることで操作者に移動を報知したが、これは他の方法でもよく、例えば警告灯などを付けるなどの処理を行ってもよい。警告部12は移動検出部11とともに、この発明の報知部の一例を構成している。

20

## 【0060】

次に図7を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置におけるドプラ画像の生成及びBモード画像上の組織の移動の検出について説明する。図7は、本実施形態に係る超音波診断装置におけるドプラ画像の生成及びBモード画像上の組織の移動を検出するフローチャートである。

## 【0061】

ステップS001:入力部91より超音波診断開始の命令を受けて、統括制御部10は、Bモードスキャンを実施するよう送信回路2、同時並列受信処理部4、及びデータ選択部5を制御する。

30

## 【0062】

ステップS002:送信回路2、受信回路3、及びデータ選択部5は、Bモードスキャンの受信ビームに基づくデータを生成する。さらに、信号処理部6及び画像処理部7は、Bモードスキャンの受信ビームに基づくデータに対し信号処理及び画像処理を施しBモード画像を生成する。表示制御部8は、生成されたBモード画像を表示部92に表示させる。

## 【0063】

ステップS003:操作者は、表示部92に表示されたBモード画像を参照し、入力部91を用いてサンプルマーカでBモード画像上の位置を指定することで、ドプラスキャンにより血流情報を取得する位置を指定する。

40

## 【0064】

ステップS004:統括制御部10は、同時並列受信を行うように送信回路2、同時並列受信処理部4、及びデータ選択部5を制御する。

## 【0065】

ステップS005:送信回路2は、被検体のサンプルマーカで指定された位置で血流情報を取得するように、超音波プローブ1を介して超音波を送信する。

## 【0066】

ステップS006:受信回路3は、超音波プローブ1を介して被検体からの超音波エコーを受信し、A/D変換を行う。

50

## 【 0 0 6 7 】

ステップ S 0 0 7 : 同時並列受信処理部 4 は、受信回路 3 から入力された超音波エコー信号を記憶する。そして、同時並列受信処理部 4 は、受信制御部 1 0 1 により指定された受信ビームに基づくデータを順次生成し、生成した各受信ビームに基づくデータに受信制御部 1 0 1 から入力された対応する識別番号を付加する。

## 【 0 0 6 8 】

ステップ S 0 0 8 : データ選択部 5 は、受信制御部 1 0 1 から入力されたドブラ画像用の受信ビームの識別番号を基に、同時並列受信処理部 4 から入力された受信ビームに基づくデータの中からドブラ画像用の受信ビーム（超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビーム）に基づくデータを特定する。そして、データ選択部 5 は、特定したドブラ画像用の受信ビームに基づくデータをドブラ処理部 6 2 へ出力する。さらに、データ選択部 5 は、受信制御部 1 0 1 から入力された他の受信ビームの識別情報を基に、同時並列受信処理部 4 から入力された受信ビームに基づくデータの中からドブラ画像用以外の受信ビームに基づくデータを特定する。そして、データ選択部 5 は、特定したドブラ画像用以外の受信ビームに基づくデータを B モード処理部 6 1 に出力する。

10

## 【 0 0 6 9 】

ステップ S 0 0 9 : ドブラ処理部 6 2 は、データ選択部 5 から入力された受信ビームに基づくデータに対し、速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織の成分を抽出し、サンプルマーカで指定された箇所の血流情報を生成する。そして、ドブラ処理部 6 2 は、得られた血流情報を画像処理部 7 へ出力する。

20

## 【 0 0 7 0 】

ステップ S 0 1 0 : B モード処理部 6 1 は、データ選択部 5 から入力された受信ビームに基づくデータに対し、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モードデータを生成する。そして、B モード処理部 6 1 は、生成した B モードデータを画像処理部 7 へ出力する。

## 【 0 0 7 1 】

ステップ S 0 1 1 : 画像処理部 7 は、入力された B モードデータ及び血流情報を基に B モード画像及びドブラ画像を生成する。そして、表示制御部 8 は、画像処理部 7 から入力された B モード画像により、表示部 9 2 に表示されている B モード画像の中の対応する部分（図 4 の領域 2 3）の画像を更新する。さらに、表示制御部 8 は、画像処理部 7 から入力されたドブラ画像を用いて、表示部 9 2 に表示されているドブラ画像を更新する。

30

## 【 0 0 7 2 】

ステップ S 0 1 2 : 統括制御部 1 0 は、超音波診断が終了したか否かを判断する。統括制御部 1 0 は、入力部 9 1 からの診断終了の命令が入力されたか否かで超音波診断の終了か否かを判断できる。超音波診断が終了していない場合には、ステップ S 0 1 3 に進む。超音波診断が終了した場合には、動作を終了する。

## 【 0 0 7 3 】

ステップ S 0 1 3 : 移動検出部 1 1 は、画像処理部 7 から入力された B モード画像を記憶する。そして、移動検出部 1 1 は、最新フレームの B モード画像及び所定時間前のフレームの B モード画像を対象として最新フレームの B モード画像を基にマッチング処理を行い、B モード画像に表示された組織の移動量を算出し、B モード画像に表示された組織の移動量が記憶している閾値を超えている状態が所定時間以上続いているか否かを判断する。B モード画像上に表示された組織の移動量が閾値を超えている状態が所定時間以上続いている場合には、ステップ S 0 1 5 に進む。B モード画像に表示された組織の移動量が閾値を超えている状態が所定時間未満の場合には、ステップ S 0 0 4 へ戻る。

40

## 【 0 0 7 4 】

ステップ S 0 1 4 : 移動検出部 1 1 は、警告部 1 2 に B モード画像に表示されている組織が移動した旨の通知を行う。さらに、移動検出部 1 1 は、統括制御部 1 0 に操作者が予め指定した広い範囲の B モードスキャン（第 2 の B モード画像の生成）の実施命令を送信する。

50

## 【 0 0 7 5 】

ステップ S 0 1 5 : 警告部 1 2 は、表示部 9 2 に B モード画像に表示されている組織が移動した旨の警告を表示させ、操作者に組織の移動を報知する。

## 【 0 0 7 6 】

ステップ S 0 1 6 : 統括制御部 1 0 は、B モード画像用の受信ビームに基づくデータを生成するよう送信回路 2、同時並列受信処理部 4、及びデータ選択部 5 を制御する。その後ステップ S 0 0 2 へ戻る。

## 【 0 0 7 7 】

以上に説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置は、ドプラスキャン実行時に同時並列受信を行うことで、ドプラ画像を生成するのとほぼ同時に所定の範囲（少なくとも血流情報を取得する深さ付近までの領域）の B モード画像のデータを取得することができる。そして、この取得した B モード画像のデータを基に、B モード画像に表示されている組織の移動を検出し、操作者に報知することができる。したがって、パルスドプラスキャンの繰り返し周波数を高く保ちつつ、現在実際にドプラスキャンを行っている位置の所望の位置からのずれを操作者に報知することができる。これにより、高速の血流のドプラ画像を撮像しながら、操作者は被検体に対するパルスドプラスキャンを行っている実際の位置のずれを把握することが可能となる。

10

## 【 0 0 7 8 】

（変形例）

本変形例に係る超音波診断装置を表すブロック図も図 1 で表される。ただし、本変形例は上述した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の信号処理部 6 に、さらに図 1 の点線で表されるカラーモード処理部 6 3 を備えた構成である。

20

## 【 0 0 7 9 】

操作者は超音波診断の開始時に、ドプラ画像を生成するか、カラードプラ画像を生成するかを選択する。この選択はユーザインタフェース 9 を用いて行われる。

## 【 0 0 8 0 】

ドプラ画像の生成が選択された場合には第 1 の実施形態と同様の動作となる。そこで、以下ではカラードプラ画像の生成が選択された場合で説明する。

## 【 0 0 8 1 】

送信回路 2 及び受信回路 3 は、送信制御部 1 0 2 及び受信制御部 1 0 1 の制御を受けて、同じ方向に超音波を複数回送信し、その各送信に対応する超音波エコーを受信する。さらに、所望の撮影領域（例えば断層面）における血流情報を取得するためには、その撮影領域（断層面）を構成する全ての走査線について、前述した 1 方向に対する複数回の超音波の送受信を繰り返す。

30

## 【 0 0 8 2 】

同時並列受信処理部 4 は、一回の送信に対応する超音波エコー信号に対して、同時並列受信処理を行い、複数の受信ビームに基づくデータを生成し、生成した受信ビームに基づくデータをデータ選択部 5 へ出力する。

## 【 0 0 8 3 】

同時並列受信処理部 4 から入力された同時並列受信で生成された複数の受信ビームに基づくデータのうち、データ選択部 5 が超音波プローブ 1 の中心に向かう受信ビームに基づくデータとして特定した受信ビームに基づくデータは、カラーモード処理部 6 3 へ出力される。また、同時並列受信処理部 4 から入力された複数の受信ビームに基づくデータのうち、他の受信ビームに基づくデータは B モード処理部 6 1 へ出力される。この受信ビームに基づくデータの特定は第 1 の実施形態と同様に行われる。

40

## 【 0 0 8 4 】

カラーモード処理部 6 3 は、データ選択部 5 から入力された受信ビームに基づくデータを基に、血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報などのカラードプラ画像のデータを生成する。そして、カラーモード処理部 6 3 は、生成したカラードプラ画像用のデータを画像処理部 7 へ出力する。

50

## 【 0 0 8 5 】

Bモード処理部61は、第1の実施形態と同様に動作し、所定範囲のBモードデータを生成し、そのデータを画像処理部7へ出力する。

## 【 0 0 8 6 】

画像処理部7は、複数の受信ビームに基づくデータを基に生成されたカラードブラ画像用のデータを基に、Bモード画像上の特定の領域に配色するなどしてカラードブラ画像を生成することができる。また、画像処理部7は、BモードデータからBモード画像を生成する。

## 【 0 0 8 7 】

表示制御部8は、表示部92に表示されているBモード画像の所定の領域を更新するとともに、カラードブラ画像を更新する。

10

## 【 0 0 8 8 】

移動検出部11は、第1の実施形態と同様に、画像処理部7が生成したBモード画像を用いてBモード画像に表示されている組織が移動したか否かを判断する。

## 【 0 0 8 9 】

移動検出部11が組織が移動したと判断した場合には、警告部12は、表示部92に組織の移動の通知を行い操作者に報知する。また、統括制御部10は、送信回路2、同時並列受信処理部4、及びデータ選択部5を操作者が予め指定した広い範囲のBモードスキャンを行うように制御する。

## 【 0 0 9 0 】

本変形例では、第1の実施形態にカラードブラ画像の生成する機能を備えた装置を説明したが、Mモードなどの機能を備えた場合にも、Bモード画像に表示されている組織の移動の検出を同様に行うことが可能である。

20

## 【 0 0 9 1 】

このように、ドブラ画像の生成の場合だけでなく、カラードブラ画像の生成や、Mモード画像の生成を行う場合にも、Bモード画像に表示されている組織の移動の検出を行うことが可能である。

## 【 0 0 9 2 】

## 〔 第 2 の 実 施 形 態 〕

以下、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置はBモード画像に表示された組織の位置の移動の自動検出を行わずに、現在の状態のBモード画像を表示することで操作者に報知する構成であることが第1の実施形態と異なるものである。すなわち、本実施形態に係る超音波診断装置は、第1の実施形態の超音波診断装置における移動検出部11及び警告部12を有していない構成である。以下の説明では、第1の実施形態と同一の符号を付された機能部は特に説明のない限り同じ機能を有するものとする。図8は本実施形態に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。

30

## 【 0 0 9 3 】

ドブラ画像生成の命令の入力を受けて、超音波プローブ1、送信回路2、受信回路3、同時並列受信処理部4、データ選択部5、信号処理部6、及び画像処理部7は第1の実施形態と同様に動作し、指定された位置におけるドブラ画像及び同時並列受信処理によるBモード画像を生成する。

40

## 【 0 0 9 4 】

画像処理部7は、生成したドブラ画像及びBモード画像を表示制御部8に出力する。

## 【 0 0 9 5 】

表示制御部8は、図4の領域23の画像を入力されたBモード画像に変更し、表示部92に表示されているBモード画像20を更新する。さらに、表示制御部8は、入力されたドブラ画像を用いて図4のドブラ画像24を更新する。

## 【 0 0 9 6 】

このように、表示制御部8は、同時並列受信処理によって生成された現在のBモード画

50

像により更新されたBモード画像20を表示部92に表示させることにより、血流情報を取得している現在の位置を操作者に報知する。

【0097】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置は、表示されているBモード画像の一部を現在のBモード画像に更新して表示することができる。これにより、操作者は、表示されている画像を参照することで、Bモード画像に表示されている組織の位置の移動を把握でき、高速の血流のドプラ画像を撮像しながら、操作者は被検体に対する血流情報の取得を行っている実際の位置のずれを把握することが可能となる。

【符号の説明】

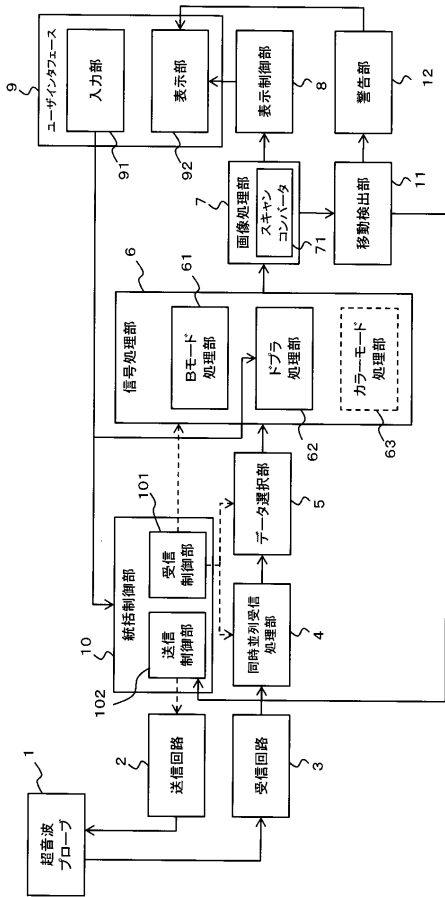
【0098】

- 1 超音波プローブ
- 2 送信回路
- 3 受信回路
- 4 同時並列受信処理部
- 5 データ選択部
- 6 信号処理部
- 7 画像処理部
- 8 表示制御部
- 9 ユーザインタフェース
- 10 統括制御部
- 61 Bモード処理部
- 62 ドプラ処理部
- 63 カラーモード処理部
- 71 スキャンコンバータ
- 91 入力部
- 92 表示部
- 101 受信制御部
- 102 送信制御部

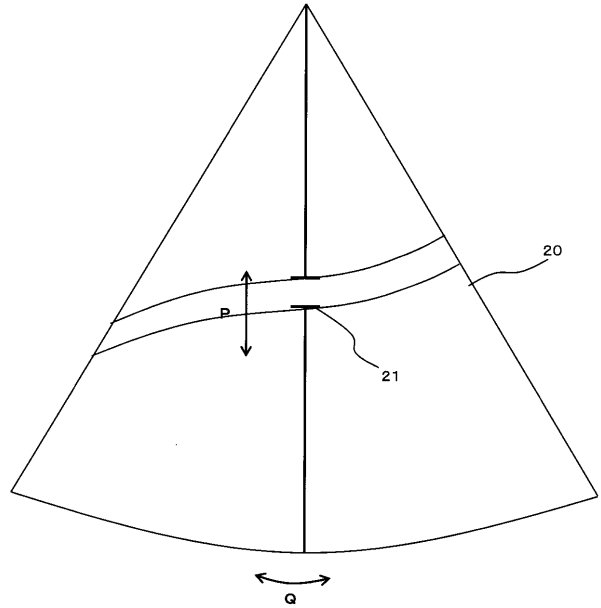
10

20

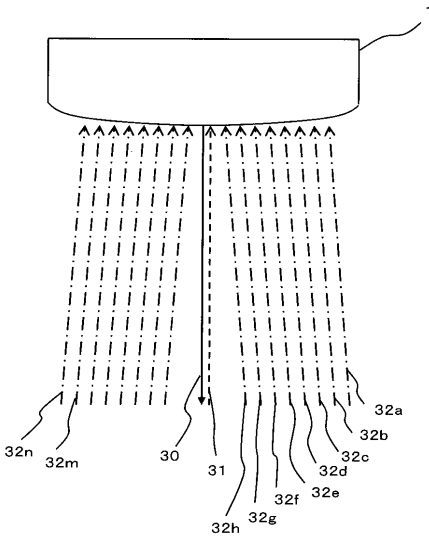
【図1】



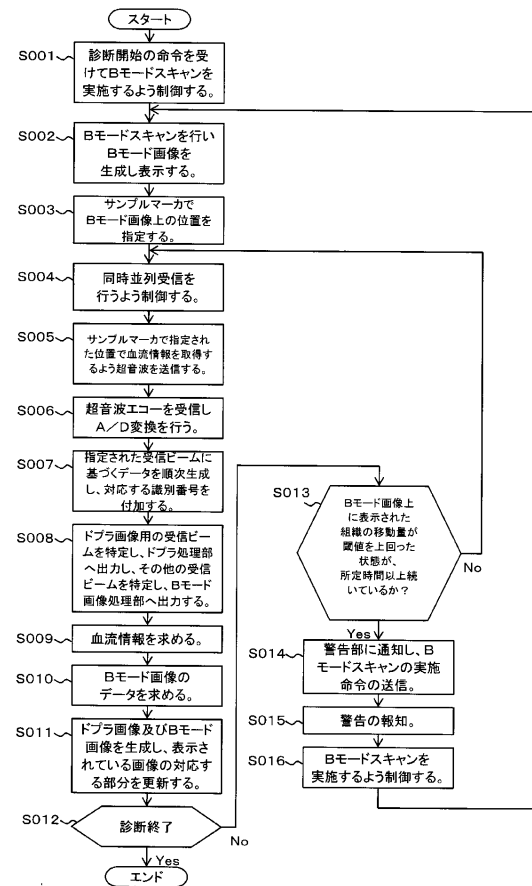
【図2】



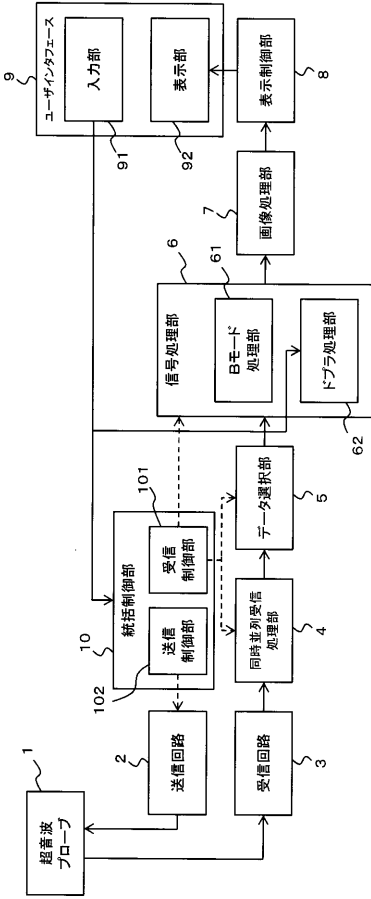
【図3】



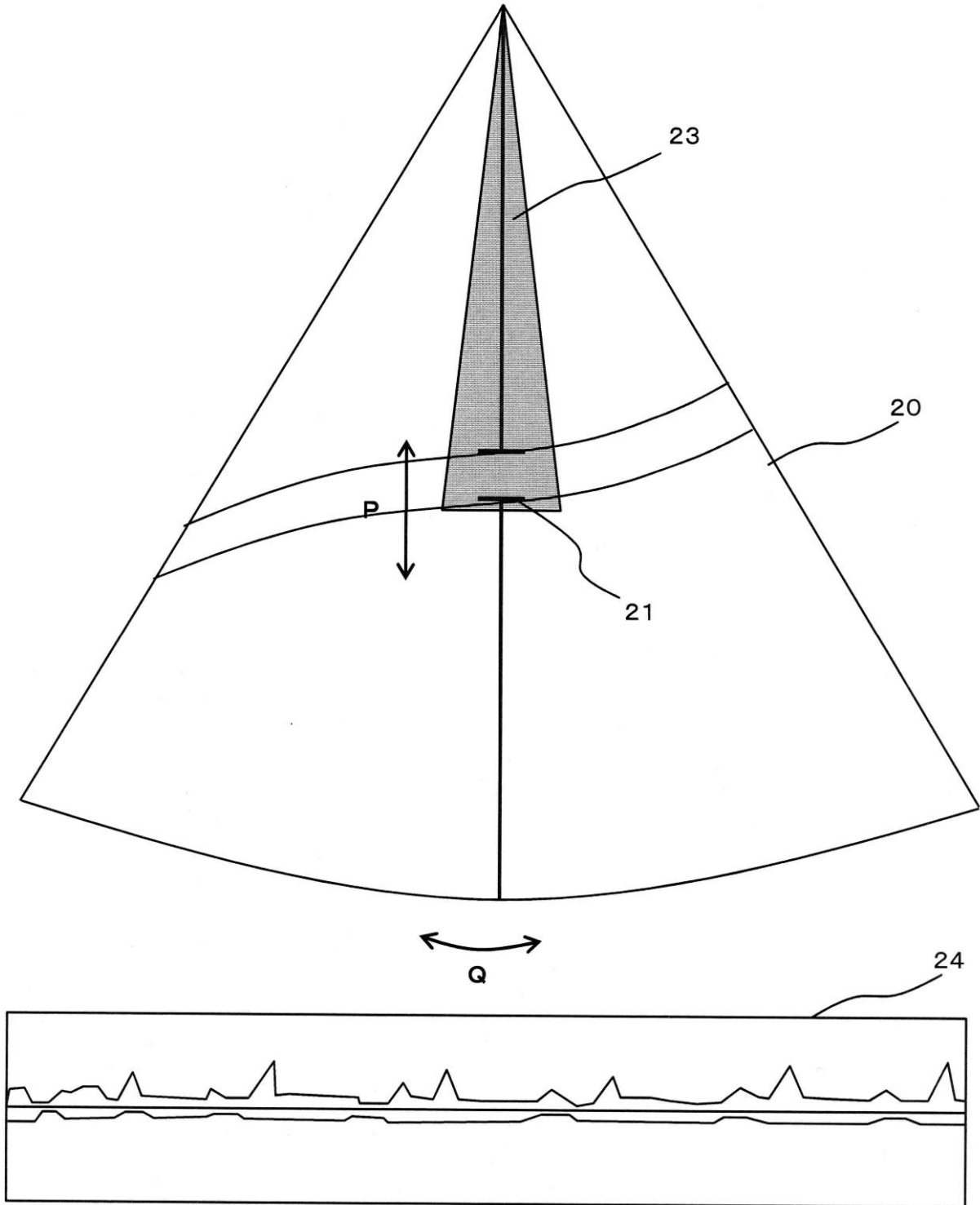
【図7】



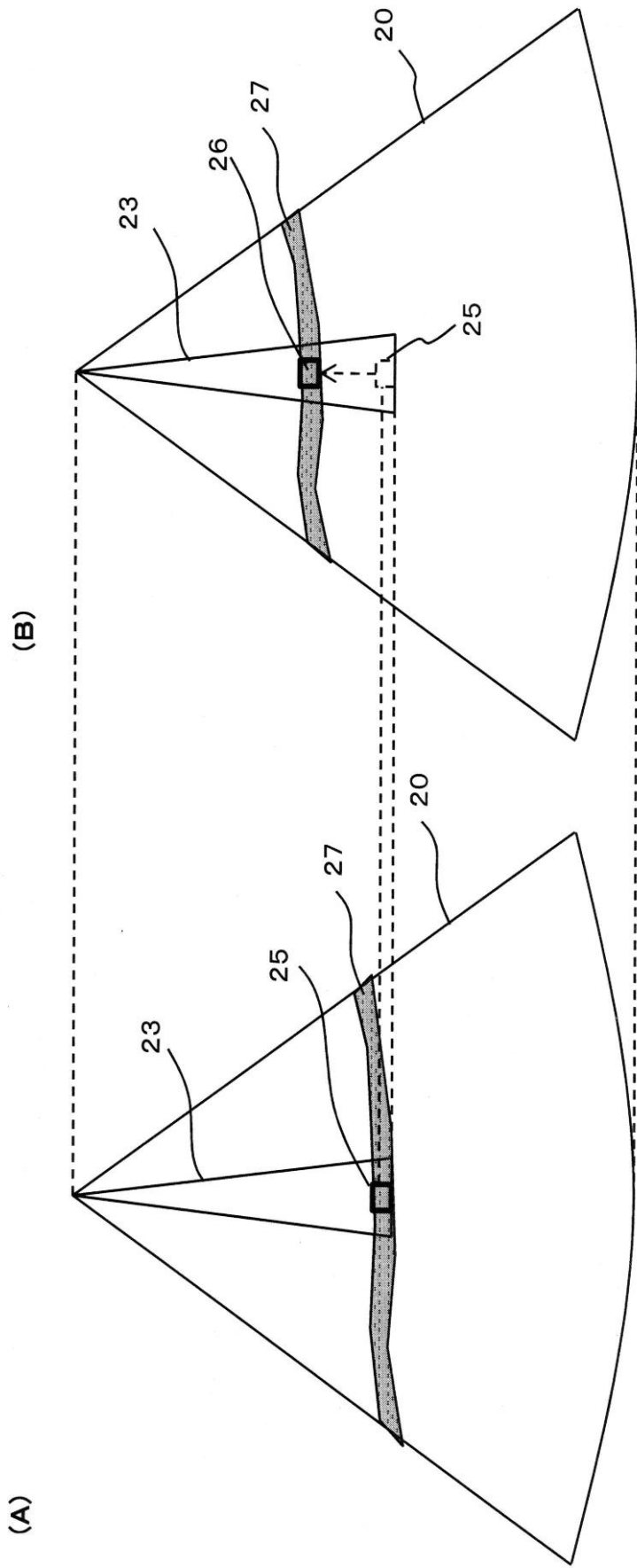
【 図 8 】



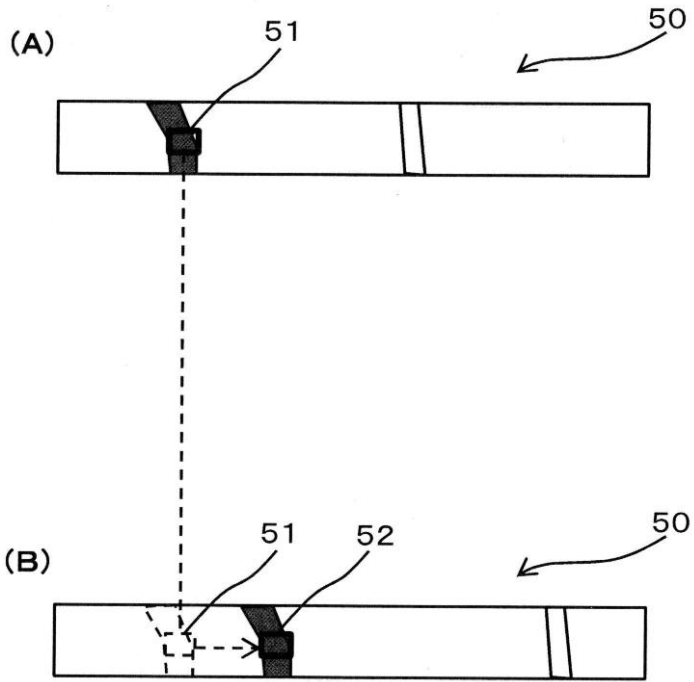
【 図 4 】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 大森 慈浩

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE03 HH28 JC16 JC37 KK12 KK17 KK25 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011083525A</a>	公开(公告)日	2011-04-28
申请号	JP2009240233	申请日	2009-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	栗田康一郎 贞光和俊 大森慈浩		
发明人	栗田 康一郎 贞光 和俊 大森 慈浩		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/HH28 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK25 4C601/KK31		
其他公开文献	JP5537115B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

维持脉冲多普勒扫描的高重复频率，实际上用于从所期望的位置通知所述位置偏差向操作员提供一种超声波诊断装置A，而取得血流信息。用于接收超声回波的接收电路；同时并行接收处理单元，用于通过执行并行同时接收处理来形成多个接收信号；中，用于选择接收信号的接收信号和用于B模式图像，用于产生B模式数据，多普勒处理单元62用于产生多普勒数据，B模式B模式处理单元61的多普勒图像数据选择器5数据以产生表示基于第一范围中的第一个B模式图像，图像处理单元7基于所述多普勒数据，显示控制单元8在显示单元92上的多普勒图像生成多普勒图像和警告部分12，用于以可识别的方式通知第一B模式图像中的表格的未对准。 点域1

