

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5820128号

(P5820128)

(45) 発行日 平成27年11月24日(2015.11.24)

(24) 登録日 平成27年10月9日(2015.10.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 3 (全 15 頁)

|           |                               |           |                     |
|-----------|-------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2011-37597 (P2011-37597)    | (73) 特許権者 | 000003078           |
| (22) 出願日  | 平成23年2月23日(2011.2.23)         |           | 株式会社東芝              |
| (65) 公開番号 | 特開2012-170748 (P2012-170748A) |           | 東京都港区芝浦一丁目1番1号      |
| (43) 公開日  | 平成24年9月10日(2012.9.10)         | (73) 特許権者 | 594164542           |
| 審査請求日     | 平成25年12月20日(2013.12.20)       |           | 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  | 100111121           |
|           |                               |           | 弁理士 原 拓実            |
|           |                               | (74) 代理人  | 100176843           |
|           |                               |           | 弁理士 小林 美生子          |
|           |                               | (74) 代理人  | 100156579           |
|           |                               |           | 弁理士 寺西 功一           |
|           |                               | (72) 発明者  | 大島 文雄               |
|           |                               |           | 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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

スキャン領域へ超音波を送信し、その反射波を受信することによりエコー信号を得る超音波プローブと、

前記エコー信号からドブラ信号を抽出するドブラ信号抽出手段と、

前記ドブラ信号に基づいて、複数心拍に亘る第1のドブラ波形画像を生成する第1のドブラ波形画像生成手段と、

前記ドブラ信号に基づいて、前記複数心拍より少ない心拍数に亘る第2のドブラ波形画像を生成する第2のドブラ波形画像生成手段と、

前記ドブラ信号に基づいて、ドブラ信号における心拍の安定を示す情報を検出する安定検出手段と、

前記安定検出手段により心拍の安定を示す情報が検出されると、前記第1のドブラ波形画像と前記第2のドブラ波形画像とを並べて表示すると共に、前記安定を示す情報も付帯して表示する表示手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

少なくとも前記第2のドブラ波形画像を記憶する記憶部を更に備え、

前記安定検出手段にて検出した情報により心拍が安定していることを示すと、前記超音波プローブによる前記超音波の送信を停止し、前記記憶部に記憶された前記第2のドブラ波形画像を用いて計測を行う計測モードへ移行する計測部とを更に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。

10

20

## 【請求項 3】

予め取得した基準ドブラ信号を記憶する記憶部と、

前記基準ドブラ信号と前記ドブラ信号との心拍毎の比較に基づいて、前記ドブラ信号における心拍の安定を示す情報を検出する安定検出手段とを更に備えたことを特徴とする請求項 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】

本開示は、超音波のドブラ波形を用いて診断を行う超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

10

## 【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から超音波を被検体に対して送信し、被検体内で生じた反射波（以下、単にエコー信号と記載する）を超音波振動子で受信して、エコー信号に基づく超音波画像を生成する装置である。

## 【0003】

近年、被検体の任意の位置における血流速度を計測する方法として、ドブラスペクトラム法が普及している。このドブラスペクトラム法では、被検体の同一部位に対して一定間隔で複数回の超音波送受波を行い、血球などの移動反射体において反射した超音波反射波からドブラ信号を検出する。そして、このドブラ信号にスペクトル解析を施すことにより、ドブラ波形（ドブラスペクトラムの画像データ）を生成する。このドブラ波形の時間変化から、例えば任意の位置の血流速度の最大流速や平均流速といった血流に関する情報を計測することができる（例えば、特許文献 1 を参照。）

20

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献 1】特開 2010 - 240198 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

先述したような超音波診断装置を用いてドブラ波形に基づいた計測作業を行う場合には、まず被検体に超音波を送受信するプローブを当接させた状態でドブラ信号の収集を行い、リアルタイムで更新されるドブラ波形をモニタ上に表示する。一般的にはこのとき、心臓が 5 ～ 6 心拍分拍動する期間に収集されたドブラ波形が 1 画面中に表示される。プローブがリアルタイムでドブラ信号を収集するのに合わせて、画面中のドブラ波形も順次最新の波形に更新される。

30

## 【0006】

ここで、ドブラ波形を用いた計測は、通常被検体の拍動が安定した状態で行われる。被検体の拍動の安定は、モニタに表示されるドブラ波形が周期的に変化することによって読み取れる。超音波診断装置の操作者は、モニタに表示されたドブラ波形が周期的に変化していることを確認すると、プローブによるドブラ信号の収集を停止させて、モニタ上のドブラ波形の更新を停止させた（フリーズ表示した）状態で計測を行う。

40

## 【0007】

ここで、操作者による計測は、ドブラ波形上にマーカなどを配置してマーカ間の距離を測定することにより行われる。ここで、モニタ上には 5 ～ 6 心拍などの多数の心拍を 1 画面中に表示させているために、1 心拍あたりのドブラ波形の表示領域は小さいものになってしまう。モニタ上に小さく表示されたドブラ波形上にマーカを配置しなければならないため、波形の細部の観察が困難であり、正しい位置にマーカを配置しづらい少ない計測を行うことは操作者にとって困難であった。一方モニタ上に 5 心拍などの多数の心拍が表示された状態から、画面を拡大表示する操作を行って 1 心拍を表示することも考えられるが、計測を行うたびに拡大表示する操作を行うことは操作者にとって操作負担が大きく

50

、また複数心拍のうちどの心拍について表示を行っているか把握することが困難であるという課題もある。

【 0 0 0 8 】

そこで本願においては、ドブラ波形を用いた計測をより簡便に行うことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するため実施形態の超音波診断装置においては、スキャン領域へ超音波を送信し、その反射波を受信することによりエコー信号を得る超音波プローブと、前記エコー信号からドブラ信号を抽出するドブラ信号抽出手段と、前記ドブラ信号に基づいて、複数心拍に亘る第1のドブラ波形画像を生成する第1のドブラ波形画像生成手段と、前記ドブラ信号に基づいて、前記複数心拍より少ない心拍数に亘る第2のドブラ波形画像を生成する第2のドブラ波形画像生成手段と、前記ドブラ信号に基づいて、ドブラ信号における心拍の安定を示す情報を検出する安定検出手段と、前記安定検出手段により心拍の安定を示す情報が検出されると、前記第1のドブラ波形画像と前記第2のドブラ波形画像とを並べて表示すると共に、前記安定を示す情報も付帯して表示する表示手段とを有する。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図1】実施例に係る超音波診断装置の内部構成を示すブロック図。

【図2】実施例に係るドブラ波形及び超音波画像の表示例を示す図。

【図3】実施例に係るドブラ波形の処理に関連する各構成要素についての、機能的な接続態様を示したブロック図。

20

【図4】実施例に係るリングバッファの構成について示す図。

【図5】実施例に係る拡大ドブラ波形を表示する時間領域の表示例を示す図。

【図6】実施例に係る平均ドブラ波形を拡大ドブラ波形と重畳表示した際の表示例を示す図。

【図7】実施例に係る心拍の安定を示す情報の表示例を示す図。

【図8】実施例に係る、拡大ドブラ波形を表示する処理に関連する処理の流れを示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

30

( 超音波診断装置 1 の構成 )

以下、本開示の実施例について図面を参照して説明する。図1は、各実施例に係る超音波診断装置1の構成を示したブロック図である。超音波診断装置1は、システム制御部10、入力部21、表示部23、超音波プローブ30、及び生体信号検出ユニット40を組み合わせるにより構成される。なお、本発明における超音波診断装置1の構成はこれに限られるものではなく、適宜構成要素を追加しても構わないし、超音波診断装置1の構成要素の幾つかを省略して、超音波診断装置1の外部に接続した装置が省略された構成要素の役割を果たすものであっても構わない。例えば後述するドブラ波形処理部17などのドブラ波形の生成や処理に用いる構成要素を超音波診断装置1の外部接続した外部処理装置に行われる構成としても構わない。あるいは本実施例に述べるドブラ波形の拡大表示機能やドブラ波形処理機能を実行するためのプログラムを任意のコンピュータにインストールして実行することで、コンピュータを実質的に超音波診断装置1として動作させるものであっても構わない。

40

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ30はシステム制御部10に接続される、超音波を送受波するための部材である。超音波プローブ30は超音波振動子31を内蔵し、送受信部13から出力された駆動信号に基づいて超音波振動子31を駆動する。

【 0 0 1 4 】

超音波振動子31は、送受信部13を介して入力された駆動信号に基づいて超音波を発生し、また被検体から反射された超音波を受信して電気信号へと変換する部材である。超

50

音波振動子 31 は超音波を受信することにより生じた電気信号（以下、単にエコー信号と記載する）を送受信部 13 へと出力する。なお、本実施例における超音波振動子 31 は、リニア形、コンベックス形、セクタ形などの 2 次元領域をスキャンしうる種々の形状によって構成されていても構わない。

【0015】

システム制御部 10 は、記憶部 12、超音波画像生成部 15、ドブラ波形処理部 17、Bモード処理部 18、ドブラ処理部 19 から構成される。システム制御部 10 はシステム制御部 10 に接続された各構成要素へ制御命令を出力し、超音波診断装置 1 を統括的に制御する。

【0016】

送受信部 13 は、超音波プローブ 30 が受信したエコー信号を処理するアンプ回路、A/D変換器、加算器などを備える。アンプ回路は、超音波プローブ 30 が受信したエコー信号を増幅し、A/D変換器へ出力する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号の受信指向性を決定するために必要な遅延時間をエコー信号に与え、加算器へと出力する。加算器は遅延時間を与えられたエコー信号を加算することで、超音波を送信するスキャンラインに対応したエコー信号を得る。送受信部 21 はスキャンラインに対応したエコー信号を Bモード処理部 18 あるいはドブラ処理部 19 へと出力する。また送受信部 13 は、超音波振動子 31 を駆動し超音波を送信するための駆動信号を超音波超音波プローブ 30 へと出力する。

【0017】

Bモード処理部 18 は、送受信部 13 が出力したエコー信号の振幅強度に応じて変化する Bモード信号を生成する。Bモード処理部 18 は生成した Bモード信号を記憶部 12 へ出力する。

【0018】

ドブラ処理部 19 は、エコー信号に対し直交位相検波処理を施すことにより、エコー信号の周波数遷移を示すドブラ信号を生成する。このドブラ信号の収集位置は、超音波画像中に表示したサンプルゲートの位置を調節することによって設定される。図 2 にサンプルゲートの表示例を示す。超音波診断装置 1 の操作者は入力部 21 を操作して、超音波画像 100 中のドブラ信号を収集した領域にサンプルゲート 102 を位置させる。送受信部 13 はサンプルゲート 102 を通る走査線 101 に対して超音波の送信を行い、ドブラ処理部 19 へと出力する。ドブラ処理部 19 はドブラ信号を生成すると、これを記憶部 12 へ出力する。

【0019】

超音波画像生成部 15 は、Bモード処理部 18 から出力された Bモード信号、あるいはドブラ処理部 19 から出力されたドブラ信号を記憶部 12 から読み出して、超音波画像を生成する。超音波画像生成部 15 が Bモード信号を用いて超音波画像（以下、単に Bモード画像と記載する）を生成する場合は、超音波画像生成部 15 は Bモード信号の振幅値から算出された画素値を超音波の送受信方向に対応した 2 次元平面へマッピングすることで Bモード画像を生成する。一方超音波画像生成部 15 がドブラ信号に基づいて超音波画像（以下、単にドブラ画像と記載する）を生成する場合には、超音波画像生成部 15 はドブラ処理部 19 から受けたドブラ信号にフィルタ処理を施すことにより、被検体中の移動していない組織から得られたクラッタ成分を除去し、血流によって得られたドブラ信号のみを抽出する。そして、抽出したドブラ信号に自己相関処理を施して、血流の平均流速値や分散値を色情報に変換したカラードブラ信号を得る。そして、超音波画像生成部 15 はこのカラードブラ信号を超音波の送受信方向に対応した 2 次元平面へマッピングすることで、ドブラ画像を生成する。

【0020】

ドブラ波形処理部 17 は、ドブラ処理部 19 から出力された所定の期間中のドブラ信号を記憶部 12 から読み出して、ドブラ信号の時間的な変化を示すドブラ波形を生成する。このドブラ波形は、縦軸を流速として、横軸を時間軸とした 2 次元波形である。ドブラ波

10

20

30

40

50

形処理部 17 は記憶部 12 からドプラ信号を循環的に読み出してドプラ波形の生成処理を行う。このドプラ波形の生成処理については後に詳しく述べる。

【0021】

ドプラ波形処理部 17 は、所定の期間に亘るドプラ信号の変化を標準ドプラ波形として生成し表示部 23 へと出力する。標準ドプラ波形には、例えば被検体の約 6 心拍分のドプラ信号の変化が収まるような、比較的長い期間のドプラ信号の変化が表される。ドプラ波形処理部 17 は標準ドプラ波形を生成する一方で、標準ドプラ波形から 1 心拍分のドプラ波形の変化を切り出した拡大ドプラ波形を生成して表示部 23 へと出力する。なお、これ以降標準ドプラ波形と拡大ドプラ波形とを総称する場合には、単にドプラ波形とだけ記載する。またドプラ波形処理部 17 は、ドプラ波形の形状をより分かりやすく表示するために、各時点におけるドプラ信号の最大値を抽出して最大値波形（以下、オートトレース波形と記載する）を出力するオートトレース機能を備える。表示部 23 はドプラ波形上に、オートトレース波形を示す曲線 211 を表示する。

10

【0022】

またドプラ波形処理部 17 は、ドプラ処理部 19 から出力されたドプラ信号と後述する生体信号検出ユニット 40 から出力される生体信号とを組み合わせ、ドプラ信号に対する計測処理を行う。具体的には、ドプラ波形処理部 17 は生体信号をもとにドプラ波形中の 1 心拍の期間、拡張期の時相、収縮期の時相を設定し、1 心拍期間中のドプラ信号を用いて計測処理を行い、ドプラ計測値として最高流速値（ $V_{max}$ ）、平均流速値（ $V_{mean}$ ）、抵抗指数（ $RI$  値）、拍動指数（ $PI$  値）を算出する。なお、最高流速値（ $V_{max}$ ）は、1 心拍期間中に得られた最大のドプラ信号値を示す。平均流速値（ $V_{mean}$ ）は、1 心拍期間中の平均のドプラ信号値を示す。抵抗指数（ $RI$  値）は、（収縮期流速 - 拡張期流速）/ 収縮期流速を計算することにより求められる。拍動指数（ $PI$  値）は、（収縮期流速 - 拡張期流速）/ 平均流速を計算することにより求められる。なお、ドプラ波形処理部 17 が算出するドプラ計測値の種類は、ここに挙げたものに限定されない。

20

【0023】

またドプラ波形処理部 17 は、過去の心拍におけるドプラ計測値と拡大ドプラ波形 210 におけるドプラ計測値とを比較して、最新の心拍が安定しているか否かを判断する安定検出機能を備える。心拍の安定検出方法については後に詳しく述べる。

【0024】

記憶部 12 は、例えば ROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）やフラッシュメモリ、及び HDD（Hard Disk Drive）などから構成される記憶媒体である。記憶部 12 は超音波画像生成部 16 が生成した超音波画像や、あるいはドプラ処理部 19 が出力したドプラ信号、あるいはドプラ波形処理部 17 が出力したドプラ計測値などを記憶する。また、記憶部 12 は過去の検査データとして、過去に測定して得た被検体のドプラ波形のデータやドプラ計測値、あるいは標準の検査データとして、健康者のドプラ波形のデータやドプラ計測値を記憶する。

30

【0025】

入力部 21 は、例えば機械的なボタン、ダイヤル、トラックボール、ジョイスティック、スライダやホイールなどの種々の操作デバイスを用いて構成され、オペレータの入力操作を受け付けて、入力操作を電気信号に変換してシステム制御部 10 へ出力する部材である。入力部 21 は受け付けた入力操作に応じて、例えば送受信部 13 にスキンの開始・停止を指示する指示信号や、表示部 23 に表示される標準ドプラ波形と拡大ドプラ波形の更新を停止させて計測モードへ移行するフリーズ信号をシステム制御部 10 へ出力する。

40

【0026】

表示部 23 は、例えば LCD（Liquid Crystal Display）ディスプレイや有機 EL（Electro luminescence）ディスプレイ、あるいはブラウン管ディスプレイなどの任意のディスプレイにより構成される。表示部 23 は、参照画像やライブ像を表示する。あるいは、送受信部 13 がスキャンを行う際のスキャン

50

パラメータや、超音波画像生成部 15 がライブ像を生成する際の画像化パラメータ、参照画像生成部 13 が参照ボリュームデータから参照画像を生成する際の画像化パラメータ、種々のメッセージなどを表示する。

#### 【0027】

生体信号検出ユニット 40 は、被検体に取り付けられ、被検体から定期的に発せられる生体信号を電気信号に変換して制御部 10 へ出力する部材である。ドブラ波形処理部 17 は、生体信号検出ユニット 40 から出力される電気信号に基づいて被検体の心時相を検出して、ドブラ波形の生成や計測処理を行う。例えば生体信号検出ユニット 40 は心電計によって構成され、被検体に取り付けた電極から心拍に同期して発せられる電気信号を検出して、ECG（心電波形）として制御部 10 へ出力する。また例えば生体信号検出ユニット 40 は心音計によって構成され、被検体に取り付けた小型のスピーカから心拍に同期して発せられる心音信号を検出して、PCG（心音波形）として制御部 10 へ出力する。出力された生体信号は、図 2 中の生体信号波形 212 に示されるようにドブラ波形と並べて表示される。以降の実施例では、例として生体信号検出ユニット 40 が心電計によって構成されるものとして述べる。なお、ドブラ波形処理部 17 がドブラ信号の変化に基づいて心時相を検出する場合には、生体信号検出ユニット 40 の構成及び生体信号波形 212 を省略して超音波診断装置 1 を構成しても構わない。

10

#### 【0028】

（拡大ドブラ波形の表示処理）

先に述べた各構成要素に基づいて、超音波診断装置 1 は標準ドブラ波形 200 及び拡大ドブラ波形 210 の生成及び表示を行う。図 2 は、表示部 23 に表示される B モード画像 100、標準ドブラ波形 200、及び拡大ドブラ波形 210 の表示例を示した図である。例えば表示部 23 の右上の領域には、サンプルゲート 102 を設定するために B モード画像 100 が表示される。操作者は入力部 21 を用いて B モード画像 100 に表示されたサンプルゲート 102 の表示位置を変化させて、ドブラ信号を収集するための領域を設定する。B モード画像 100 上には、サンプルゲート 102 と合わせてサンプルゲート 102 を通過する走査線 101 の位置が表示される。

20

#### 【0029】

例えば B モード画像 100 の下には、ドブラ波形処理部 17 が生成した標準ドブラ波形 200 が表示される。標準ドブラ波形 200 は先述したように、例えば被検体の約 6 心拍分を表示するような、長い時間領域のドブラ信号の変化が表示される。ここで、標準ドブラ波形 200 と並べて心電波形を表示しても構わない。また、標準ドブラ波形 200 上には、現在の時相の位置を示すムービングバー 201 が表示される。また、標準ドブラ波形 200 上には、拡大ドブラ波形 210 が対応する領域を示す枠線 202 が表示される。

30

#### 【0030】

例えば B モード画像 100 の左には、ドブラ波形処理部 17 が生成した拡大ドブラ波形 210 が表示される。拡大ドブラ波形 210 は、標準ドブラ波形 200 のうち最新の 1 心拍分を拡大して表示した波形である。拡大ドブラ波形 210 上には、オートトレース波形 211 が重畳して表示される。なお、標準ドブラ波形 200 と並べて心電波形を表示している場合には、拡大ドブラ波形 210 と並べて心電波形を表示しても構わないし、更に心電波形上に心電波形の平均値を示す心電オートトレース波形 212 を重畳して表示しても構わない。また、表示部 23 は、例えば拡大ドブラ波形 210 の心拍に関するドブラ計測値を計測値表示領域 220 に表示する。

40

#### 【0031】

ここで図 2 に示されるように、拡大ドブラ波形 210 は、1 心拍分あたりの表示領域が標準ドブラ波形 200 よりも大きくなるように大きな表示領域に表示される。これにより、操作者は被検体の最新の心拍がどのように変化しているかを大きな表示領域で視認し、心拍が安定しているか否かをより簡便に判断することができる。また、ドブラ波形の表示をフリーズし、ドブラ波形上に手動でマーカを配置する計測操作を行う際にも、大きく表示された拡大ドブラ波形 210 を用いてより正確にマーカを配置することができる。また

50

、大きな表示領域でドブラ波形を視認する際に操作者の拡大操作などが不要であるため、操作者の操作負担を軽減することができる。

【 0 0 3 2 】

なお、図 2 において示した各画像やドブラ波形の表示位置あるいは表示方法は単なる例であり、表示位置あるいは表示方法はここに挙げたものに限定されない。例えば B モード画像 1 0 0 の表示を省略して標準ドブラ波形 2 0 0 と拡大ドブラ波形 2 1 0 を並べて表示しても構わないし、標準ドブラ波形 2 0 0 の表示を省略して B モード画像 1 0 0 と拡大ドブラ波形 2 1 0 とを並べて表示しても構わない。あるいは、各画像やドブラ波形の表示位置を並べ替えても構わない。

【 0 0 3 3 】

10

(リングバッファを用いたドブラ波形の生成処理)

図 3 は、ドブラ波形の処理に関連する各構成要素についての、機能的な接続態様を示したブロック図である。ここで、記憶部 1 2 は複数の記憶領域を繋げて構成したリングバッファ 1 2 1 によって構成される。ここでは、リングバッファ 1 2 を用いたドブラ波形の生成処理及びドブラ計測値の算出処理について述べる。

【 0 0 3 4 】

まずドブラ処理部 1 9 は、送受信部 1 3 から出力されたエコー信号にドブラ処理を施し、ドブラ信号として記憶部 1 2 へと出力する。リングバッファ 1 2 1 は、ドブラ信号が出力された時刻に合わせて記憶領域を順に変化させながら記憶を行う。リングバッファ 1 2 1 は、例えば時刻  $t_0 \sim t_1$  の期間中に出力されたドブラ信号を領域 0 に、時刻  $t_1 \sim t_2$  の期間中に出力されたドブラ信号を領域 1 に記憶する。リングバッファ 1 2 は時刻が進むのに合わせて記憶領域を変化させながらドブラ信号の記憶を続け、 $t_{n-1} \sim t_n$  の期間中に出力された領域を最後の領域である領域  $n$  に記憶すると、次の  $t_n \sim t_{n+1}$  の期間中に出力されたドブラ信号を、最初の領域 0 へ上書きする。更に次の  $t_{n+1} \sim t_{n+2}$  の期間中に出力されたドブラ信号は、次の領域 1 へ上書きされる。このように、リングバッファ 1 2 はドブラ信号の記憶領域を時刻の変化と共に変化させながら記憶を行い、すべての記憶領域に記憶を行うと最初の記憶領域から順にドブラ信号を上書きしてゆく。

20

【 0 0 3 5 】

一方ドブラ波形処理部 1 7 が標準ドブラ波形 2 0 0 を生成する場合には、記憶領域を順に変化させながらドブラ信号を読み出して、波形生成処理を行う。まずドブラ波形処理部 1 7 は領域 0 に記憶されたドブラ信号を読み出してこれを画像情報へ変換する。次にドブラ波形処理部 1 7 は領域 1 に記憶されたドブラ信号を読み出して画像情報へ変換し、これを領域 0 における画像情報に付け加える。ドブラ波形処理部 1 7 は記憶領域を変化させながら画像情報の変換処理を続け、 $m$  個 (ここで、 $m$  は  $m < n$  を満たす数) のドブラ信号による画像情報を繋ぎ合わせることで、これを標準ドブラ波形 2 0 0 として表示部 2 3 へ出力する。そして、ドブラ信号を読み出す領域が最後の領域である領域  $n$  に到達すると、次は領域 0 に戻ってドブラ信号の読み出し及び画像情報の変換処理を続ける。ドブラ処理部 1 9 によるリングバッファ 1 2 への書き込み及び、ドブラ波形処理部 1 7 によるドブラ信号の読み出しが循環的に行われることによって、ドブラ処理部 1 9 によるドブラ信号の書き込みとドブラ波形処理部 1 7 による読み出しと画像情報の生成処理がリアルタイムで行われる。

30

40

【 0 0 3 6 】

なお、リングバッファ 1 2 の各領域へはドブラ信号と合わせて生体信号検出ユニット 4 0 から検出された時相情報が合わせて記憶される。図 4 は、各領域に書き込まれるドブラ信号及び時相情報の様子を模式的に表した図である。生体信号検出ユニット 4 0 は、心電波形上で特徴的な波形である R 波を検出すると、これを R 波タグデータとしてドブラ処理部 1 9 へと出力する。ドブラ処理部 1 9 は R 波タグデータを受け取ると、ドブラ信号と合わせてこれをリングバッファ 1 2 へと出力する。図 4 に示すように、リングバッファ 1 2 はドブラ信号を時系列順に記憶するとともに、R 波タグデータが得られた時刻のドブラ信号と同じ領域に R 波タグデータを記憶する。

50

## 【 0 0 3 7 】

ドブラ波形処理部 1 7 は、リングバッファ 1 2 に記憶された R 波タグデータを利用して、拡大ドブラ波形 2 1 0 中のドブラ計測値を算出するためのドブラ信号読み出し領域を設定する。即ち、ドブラ波形処理部 1 7 は R 波タグデータが記憶された領域から p 個の領域分離れた領域を始点として、約 1 心拍分の領域数である q 個（ここで、q は  $q < m$  を満たす数）のドブラ信号を抽出し、この q 個のドブラ信号を用いてドブラ計測値を算出する。図 4 を用いて具体的に説明すると、ドブラ波形処理部 1 7 は図 4 に示すように、R 波タグデータが得られた領域から 2 領域分離れた領域を始点とした、X ( k ) に示す 6 個分のドブラ信号を抽出する。そして、ドブラ波形処理部 1 7 は抽出した 6 個のドブラ信号を基にドブラ計測値を算出する。リングバッファ 1 2 上の各領域のドブラ信号はドブラ信号の収集に合わせて次々と上書きされてゆくため、ドブラ波形処理部 1 7 は上書きされるドブラ信号に合わせてドブラ信号読み出し領域を変化させながらドブラ計測値の算出を行う。過去の時点において算出されたドブラ計測値（図 4 中で X ( k - 1 ) で示される領域から得られたドブラ計測値）は、過去のドブラ計測値として記憶部 1 2 に記憶される。

10

## 【 0 0 3 8 】

図 5 ( a ) は、拡大ドブラ波形 2 1 0 を表示する時間領域を標準ドブラ波形 2 0 0 上に示した図である。心電波形上で R 波が得られた時刻を T e c g とすると、ドブラ波形処理部 1 7 は T e c g から得られた時刻から d T o f f c e t だけ離れた時間領域（即ち、リングバッファ 1 2 上で p 個分のドブラ信号を記憶する時間領域）を始点として、d T c u t の時間領域（即ち、リングバッファ 1 2 上で q 個分のドブラ信号を記憶する時間領域）内にあるドブラ信号を抽出する。

20

## 【 0 0 3 9 】

なお、ドブラ波形処理部 1 7 は R 波タグデータを用いる代わりに、オートトレース波形を用いてドブラ計測値を算出するためのドブラ信号読み出し領域を設定しても構わない。この場合、リングバッファ 1 2 上にはオートトレース波形で最大値を検出した時相と対応する領域に、最大値タグデータが書き込まれる。最大値タグデータが得られた時刻を T m a x とすると、ドブラ波形処理部 1 7 は T m a x が得られた時刻から d T o f f c e t だけ離れた時間領域を始点として、d T c u t の時間領域内にあるドブラ信号を抽出する。

## 【 0 0 4 0 】

d T o f f c e t 及び d T c u t の長さは、例えば入力部 2 1 を用いて操作者が任意に設定するものであっても構わないし、例えば心電波形やオートトレース波形から検出された心拍の時間間隔に基づいて制御部 1 0 が設定するものであっても構わない。

30

## 【 0 0 4 1 】

（拡大ドブラ波形の平均化機能）

ドブラ波形処理部 1 7 は先述した拡大ドブラ波形 2 1 0 を表示する際に、最新の一心拍を拡大して表示する表示モードの他に、過去の数心拍を平均化した平均ドブラ波形 2 1 1 を拡大ドブラ波形 2 1 0 の表示領域に重畳して表示する機能を備える。例えば入力部 2 1 の操作によって平均ドブラ波形 2 1 1 を表示することが指示される。すると、ドブラ波形処理部 1 7 は過去の例えば 5 心拍に亘るドブラデータを平均化して、平均ドブラ波形 2 1 1 を生成する。具体的には、ドブラ波形処理部 1 7 は平均ドブラ波形 2 1 1 を以下の数式（数 1）によって生成する。

40

## 【 0 0 4 2 】

（数 1）  $Y(N) = \text{SUM}(a_i X(N - i)) \quad i = 0 \quad \text{to} \quad N$

上述の（数 1）において、SUM ( ) は括弧内の合計値を、Y ( N ) は平均ドブラ波形 2 1 1 のドブラ値を、N は平均化を行う心拍の数を、X ( i ) は各心拍におけるドブラ値を、 $a_i$  は平均化演算を行う際の各心拍に対する重みづけ係数をそれぞれ示している。例えば 5 心拍分のドブラデータを重み付けなしで平均化する際には、 $N = 5$ 、 $a_1 \sim a_5 = 1$  として（数 1）の演算を行えばよい。平均化を行う心拍の数や重みづけ係数はここにあげたものに限られず、例えば 2 心拍について平均化を行っても構わないし、あるいは重みづけ係数を最新の心拍に近いドブラ波形ほど大きくなるように設定して、平均ドブラ波形 2 1 1 の

50

表示がより最新の心拍の変化を反映するようにしても構わない。

【 0 0 4 3 】

図 6 に、平均ドブラ波形 2 1 1 を拡大ドブラ波形 2 1 0 と重畳表示した際の画面表示例を示す。図 2 に示した拡大ドブラ波形 2 1 0 の表示領域内に、平均ドブラ波形 2 1 1 が点線で重畳表示される。ここで、平均ドブラ波形 2 1 1 の表示はオートトレース波形として示しているが、単にオートトレース処理を行う前のドブラ値を平均化した波形を表示するものであっても構わない。この場合、拡大ドブラ波形 2 1 0 と平均ドブラ波形 2 1 1 の表示領域が重なるために、表示部 2 3 は拡大ドブラ波形 2 1 0 と平均ドブラ波形 2 1 1 の表示色を変化させて、両者を区別して表示する。また、平均ドブラ波形 2 1 1 のオートトレース波形を表示する際には、過去の心拍のオートトレースによって得られた値を  $X(n)$  として (数 1) に述べた演算を行っても構わない。これにより、より少ない演算数で平均ドブラ波形 2 1 1 のオートトレース波形を算出することができる。また、ドブラ波形だけでなく心電波形を平均化した平均心電波形を更に表示しても構わない。

10

【 0 0 4 4 】

また、図 2 に示したときと同様に、B モード画像 1 0 0 の下には標準ドブラ波形 2 0 0 が表示される。標準ドブラ波形 2 0 0 内には、拡大ドブラ波形 2 1 0 および平均ドブラ波形 2 1 1 が対応する領域を示す枠線 2 0 2 が表示される。

【 0 0 4 5 】

この平均ドブラ波形 2 1 1 を表示する機能により、操作者は最新の心拍の様子を表す拡大ドブラ波形 2 1 0 と、過去の心拍変化の概要を表す平均ドブラ波形 2 1 1 とを同じ表示領域に重畳表示して、両者の違いを見比べながら診断を行うことができる。

20

【 0 0 4 6 】

( ドブラ波形の安定検出処理 )

ドブラ波形処理部 1 7 は先述した拡大ドブラ波形 2 1 0 を表示する機能の他に、被検体の心拍が安定しているか否かを検出する安定検出機能を更に備える。安定検出機能は、例えば被検体の最新の心拍におけるドブラ計測値と、過去の数心拍において得られたドブラ計測値の平均値とを比較することによって、最新の心拍が過去の心拍に比べて大きく変化していないか、即ち心拍が安定しているかを検出する機能である。

【 0 0 4 7 】

例えば入力部 2 1 の操作によってドブラ波形処理部 1 7 の安定検出機能を動作させるよう指示を受けると、ドブラ波形処理部 1 7 は過去の数心拍に亘るドブラ計測値と、最新の心拍におけるドブラ計測値との差を比較する。このとき比較に用いるドブラ計測値は、先にドブラ計測値の例として挙げた最高流速値 (  $V_{max}$  )、平均流速値 (  $V_{mean}$  )、抵抗指数 (  $RI$  値 )、拍動指数 (  $PI$  値 ) のいずれかをを用いる。いずれを用いるかは例えば入力部 2 1 の操作によって定められるものであっても構わないし、複数の計測値を用いて比較を行っても構わない。

30

【 0 0 4 8 】

ドブラ波形処理部 1 7 は、過去数心拍のドブラ計測値と最新の 1 心拍におけるドブラ計測値との標準偏差を比較し、偏差の値が予め定めた閾値以下の値に収まった場合には心拍が安定しているものと判断する。なお、心拍の安定を判断する閾値はここに挙げた値の他に、任意に設定されるものであっても構わない。例えば過去数心拍のドブラ計測値の平均値と、最新の 1 心拍におけるドブラ計測値との値の差を求め、この差がドブラ計測値の平均値に対して 2 0 % 以下であった場合に心拍の安定を判断しても構わない。

40

【 0 0 4 9 】

また、ドブラ波形処理部 1 7 はリアルタイムでドブラ値を取得して、最新の 1 心拍のドブラ計測値を算出するたびに上述したドブラ計測値の比較を行う。そして、最新の 1 心拍のドブラ計測値が安定していると連続で 5 回判断されたときに、現在の心拍が安定していると判断する。なお、心拍の安定を判断する回数は 5 回に限られず、入力部 2 1 の操作によって任意の値に変更するものであっても構わない。

【 0 0 5 0 】

50

ドブラ波形処理部 17 は現在の心拍が安定していると判断すると、表示部 23 に心拍の安定を示す情報を表示させる。図 7 に心拍の安定を示す情報の表示例を示す。図 7 (a) は心拍が安定していない時の拡大ドブラ波形 210 の表示領域を、図 7 (b) は心拍が安定した時の拡大ドブラ波形 210 の表示領域をそれぞれ示している。ドブラ波形処理部 17 は表示部 23 を用いて、図 7 (b) に示すように計測値表示ウインドウ 220 の表示を白黒反転させ、また拡大ドブラ波形 210 の表示領域下部に心拍が安定したことを示すメッセージを表示させる。更に、拡大ドブラ波形 210 の表示領域を示す枠線を例えば太くしたり、色を変えたりして強調表示する。なお、心拍が安定したことを示す方法はここに挙げた動作に限られず、例えばオートトレース波形の色を変化させたり、あるいは音声やビープ音などを発することで心拍の安定を操作者に示しても構わない。

10

#### 【0051】

この動作によれば、操作者は過去の心拍におけるドブラ計測値と最新の心拍におけるドブラ計測値の比較に基づいて、被検体の心拍の安定を検出することができる。これにより、波形の目視に基づいて心拍の安定を判断する従来の手法に比べて、より定量的な診断を行うことが可能となる。

#### 【0052】

なお、本実施形態においては平均ドブラ計測値と最新の心拍におけるドブラ計測値とを比較すると述べたが、動作はこれに限られるものではない。例えばドブラ計測値の代わりに、過去の心拍におけるドブラ値と最新の心拍におけるドブラ値とを比較して心拍の安定を検出しても構わないし、あるいはドブラ計測値の平均化を行わず、過去の心拍それぞれで得られたドブラ計測値と最新の心拍のドブラ計測値とをそれぞれ比較しても構わない。

20

#### 【0053】

またあるいは、ドブラ波形処理部 17 が現在の波形が安定していることを検出すると、自動的に超音波プローブ 30 による超音波の送受信を停止し、ドブラ波形の更新を停止するフリーズ動作を行い、更に標準ドブラ波形 200 や拡大ドブラ波形 210 中にマーカを配置して計測値を得る計測モードへの移行を自動的に行っても構わない。これにより、操作者は心拍が安定した時に逐一フリーズ操作と計測モードへの移行動作を行う必要がなく、操作者の操作負担を軽減した迅速な診断を行うことができる。

#### 【0054】

30

またあるいは、記憶部 12 に過去の検査で得られた被検体のドブラ計測値や、あるいは検査を行う被検体と同一の年代、性別の健常者の被検体を検査して得られたドブラ計測値を比較対象として記憶しておく。ドブラ波形処理部 17 は、記憶部 12 に記憶されたドブラ計測値と、最新のドブラ計測値とを比較して現在の心拍が異常値であるか否かを検出しても構わない。先述した実施例においては心拍が安定した場合に心拍が安定したことを示すメッセージを表示させていたが、例えば健常者のドブラ計測値との比較を行う場合、健常者のドブラ計測値と最新のドブラ計測値との差が大きい場合には現在の心拍が異常な値を示していることを示す警告メッセージを表示させても構わない。このとき、過去のドブラ計測値や健常者のドブラ計測値は記憶部 12 に記憶される場合に限られず、例えば超音波診断装置 1 の外部に接続された記憶装置から読みだすものであっても構わないし、あるいは超音波診断装置 1 にネットワーク接続された他の端末からドブラ計測値を取得するものであっても構わない。

40

#### 【0055】

(ドブラ波形表示処理の流れ)

図 8 は、超音波診断装置 1 が拡大ドブラ波形 210 を表示した上で、心拍安定検出機能に基づいて安定を検出して計測モードへ移行する際の、一連の処理の流れを示したフローチャートである。以下、図 8 に沿って処理の流れについて述べる。

#### 【0056】

まず、超音波診断装置 1 の使用者がドブラ波形の計測を開始する(ステップ 1000)と、超音波プローブ 30 は超音波の送受信を行う。そして、ドブラ処理部 19 が出力した

50

ドブラデータに基づいて、ドブラ波形処理部 17 が標準ドブラ波形 200 を生成する（ステップ 1001）。ドブラ波形処理部 17 は標準ドブラ波形 200 を生成すると、ドブラ値を用いてオートトレース処理を行う（ステップ 1002）。ドブラ波形処理部 17 は、生成した標準ドブラ波形 200 及びオートトレース波形を表示部 23 へ表示させる。

【0057】

ドブラ波形処理部 17 が標準ドブラ波形 200 を生成しオートトレース処理を終えると、ドブラ波形処理部 17 は最新の 1 心拍分のドブラデータを記憶部 12 から抽出し、抽出したドブラデータから拡大ドブラ波形 210 を生成する（ステップ 1003）。ドブラ波形処理部 17 は、生成した拡大ドブラ波形 210 を表示部 23 へ表示させる。更に、ドブラ波形処理部 17 は抽出したドブラデータに基づいて、最新の 1 心拍に関するドブラ計測値を算出する（ステップ 1004）。ドブラ波形処理部 17 は、算出したドブラ計測値を心拍毎に区別して記憶部 12 に記憶する。ここまでの動作により、表示部 23 には標準ドブラ波形 200 とは別に、最新の 1 心拍を表す拡大ドブラ波形 210 と拡大ドブラ波形 210 のドブラ計測値が表示部 23 中に表示される。

10

【0058】

次に、ドブラ波形処理部 17 は記憶部 12 に記憶された過去の心拍におけるドブラ計測値と、最新の 1 心拍におけるドブラ計測値との差を比較する。そして、ドブラ計測値同士の差異が所定の閾値以下に収まっているか否かを判断する。ドブラ波形処理部 17 は差異が連続で N 回以上閾値以下に収まっていると判断すると（ステップ 1005 の Yes）、拡大ドブラ波形 210 の表示領域内に心拍が安定したことを示すメッセージを表示させる（ステップ 1006）。一方ドブラ波形処理部 17 が、ドブラ計測値同士の差異が連続して閾値以下に収まっている回数が N 回以下であると判断すると（ステップ 1005 の No）、ドブラ波形処理部 17 はステップ 1001 に戻ってドブラ波形の生成を繰り返す。

20

【0059】

表示部 23 がステップ 1006 にて心拍が安定したことを示すメッセージを表示させると、ドブラ波形処理部 17 は記憶部 12 に記憶された過去の被検体のドブラ計測値、あるいは健常者のドブラ計測値と最新の 1 心拍におけるドブラ計測値との差異を比較する（ステップ 1007）。そして、ドブラ波形処理部 17 は差異が所定の閾値以上であると判断すると（ステップ 1007 の No）、拡大ドブラ波形 210 の表示領域に現在の心拍におけるドブラ計測値が異常値であることを示すメッセージを表示させる（ステップ 1008）。

30

【0060】

ドブラ波形処理部 17 が、差異が所定の閾値以下であると判断する（ステップ 1007 の Yes）か、あるいはドブラ計測値が異常値であることを示すメッセージを表示させる（ステップ 1008）と、超音波プローブ 30 は超音波の送受信を停止する。更に、ドブラ波形処理部 17 は標準ドブラ波形 200 及び拡大ドブラ波形 210 の生成を停止し、表示部 23 に表示させる標準ドブラ波形 200 及び拡大ドブラ波形 210 を停止させる、いわゆるフリーズ動作を行う（ステップ 1009）。ドブラ波形処理部 17 がフリーズ動作を行うと、制御部 10 は表示部 23 にマーカを表示させて、入力部 21 の操作によってマーカを移動させてマーカの位置に基づく計測値を表示させる計測モードへと移行して（ステップ 1010）、処理を終了する（ステップ 1011）。

40

【0061】

なお、図 8 に述べた処理ではステップ 1007 に述べた過去のドブラ計測値あるいは健常者のドブラ計測値との比較を心拍安定後に行うものとして述べた。しかし、動作はこれに限られるものではなく、例えばステップ 1004 で最新の 1 心拍の計測値を算出するたびごとに過去のドブラ計測値あるいは健常者のドブラ計測値との比較を行っても構わない。

【0062】

以上に述べた処理により、超音波診断装置 1 は 1 心拍分あたりの表示領域を標準ドブラ波形 200 よりも大きくした拡大ドブラ波形 210 を表示する。これにより、操作者は被

50

検体の最新の心拍がどのように変化しているかを大きな表示領域で視認し、心拍が安定しているか否かをより簡便に判断することができる。また、ドブラ波形の表示をフリーズし、ドブラ波形上に手動でマーカを配置する計測操作を行う際にも、大きく表示された拡大ドブラ波形 210 を用いてより正確にマーカを配置することができる。また、大きな表示領域でドブラ波形を視認する際に操作者の拡大操作などが不要であるため、操作者の操作負担を軽減することができる。

【0063】

また以上に述べた処理により、超音波診断装置 1 は拡大ドブラ波形 210 に重畳して、過去の心拍におけるドブラ波形を平均化した平均ドブラ波形 211 を表示する。これにより、操作者は拡大ドブラ波形 210 と平均ドブラ波形 211 とを比較して、現在の心拍が過去の心拍と比較して安定しているかを確認し、また心拍のどの時相上で差異が大きいかを容易に確認することができる。

10

【0064】

また以上に述べた処理により、超音波診断装置 1 は現在の心拍が安定しているか否かを自動で検出し、検出結果を表示部 23 に表示する。心拍の安定を機械的に検出することができるため、操作者の標準ドブラ波形 200 の目視による安定検出に比べてより定量的な判断を行うことができる。また、操作者は標準ドブラ波形 200 を観察し続ける必要がないため、診断に係る操作者の負担をより軽減することができる。

【0065】

また以上に述べた処理により、超音波診断装置 1 は被検体の過去のドブラ計測値や健常者のドブラ計測値を比較して、現在の心拍が異常であるか否かを自動で検出し、検出結果を表示部 23 に表示する。心拍の異常を機械的に検出することができ、操作者が心拍の異常を判断し損ねる事態を防止することができる。

20

【0066】

また以上に述べた処理により、超音波診断装置 1 は心拍が安定したことを検出すると、フリーズ操作及び計測モードへの移行を自動的に行う。これにより、心拍が安定した際に素早く計測モードへ移行することができる。更に、フリーズ操作及び計測モードへの移行操作が不要になるために、操作者の操作負担をより軽減することができる。

【0067】

なお、本実施例における超音波診断装置 1 の構成はこれに限定されず、適宜構成や動作を省略し、あるいは追加しても構わない。例えば図 2 の画面表示例では標準ドブラ波形 200 と拡大ドブラ波形 210 とを並べて表示するものとして述べたが、標準ドブラ波形 200 の表示を省略しても構わない。あるいはドブラ波形処理部 17 が心拍の安定を検出したときに標準ドブラ波形 200 の表示を消去し、代わりに拡大ドブラ波形 210 を表示させる動作を行なっても構わない。

30

【0068】

以上に本発明のいくつかの実施例を説明したが、これらの実施例は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施例は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施例やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

40

【符号の説明】

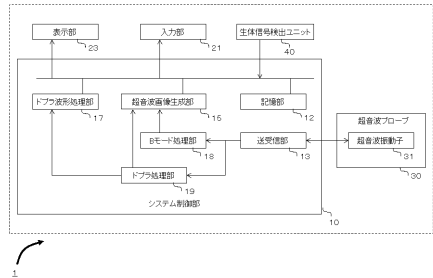
【0069】

- 1 超音波診断装置
- 10 システム制御部
- 12 記憶部
- 13 送受信部
- 15 超音波画像生成部
- 17 ドブラ波形処理部
- 18 Bモード処理部

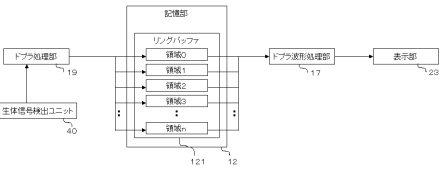
50

- 1 9      ドプラ処理部
- 2 1      入力部
- 2 3      表示部
- 3 0      超音波プローブ
- 3 1      超音波振動子
- 4 0      生体信号検出ユニット

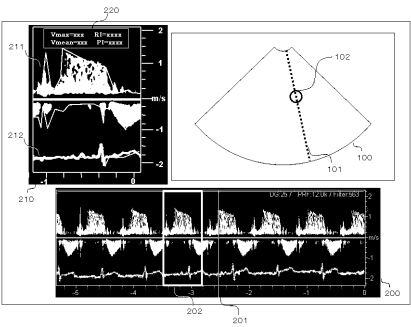
【図 1】



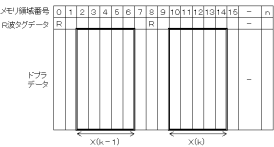
【図 3】



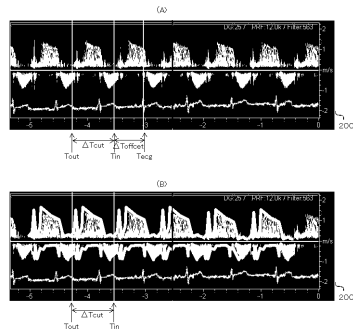
【図 2】



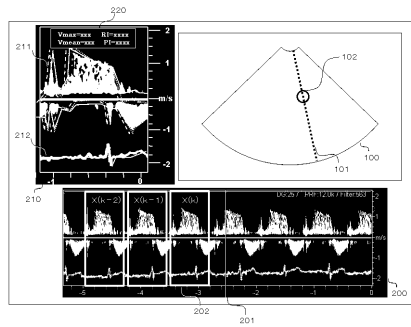
【図 4】



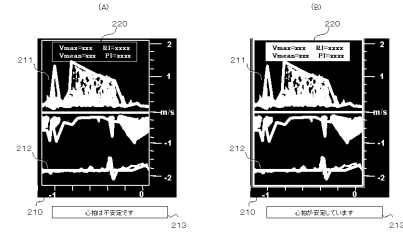
【図 5】



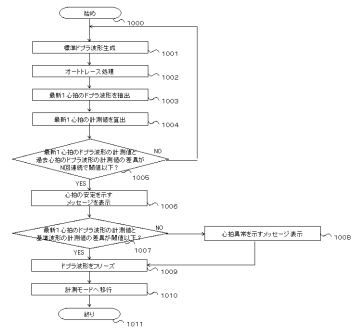
【図 6】



【図 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 1 5 5 0 7 3 ( J P , A )  
特開 2 0 0 8 - 1 3 2 0 9 5 ( J P , A )  
特開 2 0 0 1 - 2 1 8 7 6 8 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 0 6 / 0 6 8 0 7 9 ( W O , A 1 )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

|                |                                                                                                    |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5820128B2</a>                                                                        | 公开(公告)日 | 2015-11-24 |
| 申请号            | JP2011037597                                                                                       | 申请日     | 2011-02-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社<br>东芝医疗系统工                                                                    |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司<br>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<br>东芝医疗系统有限公司                                                                                 |         |            |
| [标]发明人         | 大島文雄                                                                                               |         |            |
| 发明人            | 大島 文雄                                                                                              |         |            |
| 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/EE11 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK17 4C601/KK31 |         |            |
| 代理人(译)         | 原拓海                                                                                                |         |            |
| 其他公开文献         | JP2012170748A                                                                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                          |         |            |

# 摘要(译)

要解决的问题：更简单地使用多普勒波形进行诊断。解决方案：超声波诊断装置包括：超声波探头，通过将超声波发送到扫描区域并接收其反射波来获取回波信号；多普勒信号提取装置，从回波信号中提取多普勒信号；第一多普勒波形图像产生装置，其根据多普勒信号产生跨越若干心跳的第一多普勒波形图像；第二多普勒波形图像产生装置，它根据多普勒信号产生第二多普勒波形图像，该第二多普勒波形图像跨越少于几次心跳的多次心跳；以及并排显示第一多普勒图像和第二多普勒图像的显示装置。

|           |                               |           |                     |
|-----------|-------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2011-37597 (P2011-37597)    | (73) 特許権者 | 000003078           |
| (22) 出願日  | 平成23年2月23日 (2011. 2. 23)      |           | 株式会社東芝              |
| (65) 公開番号 | 特開2012-170748 (P2012-170748A) |           | 東京都港区芝浦一丁目1番1号      |
| (43) 公開日  | 平成24年9月10日 (2012. 9. 10)      | (73) 特許権者 | 594164542           |
| 審査請求日     | 平成25年12月20日 (2013. 12. 20)    |           | 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  | 100111121           |
|           |                               |           | 弁理士 原 拓実            |
|           |                               | (74) 代理人  | 100176843           |
|           |                               |           | 弁理士 小林 美生子          |
|           |                               | (74) 代理人  | 100156579           |
|           |                               |           | 弁理士 寺西 功一           |
|           |                               | (72) 発明者  | 大島 文雄               |
|           |                               |           | 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              |