

(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2014-239778

(P2014-239778A)

(43) 公開日 平成26年12月25日(2014.12.25)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)

F I  
A61B 8/06

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2013-123124 (P2013-123124)  
(22) 出願日 平成25年6月11日(2013.6.11)

(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  
(71) 出願人 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 110000866  
特許業務法人三澤特許事務所  
(72) 発明者 内堀 孝信  
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

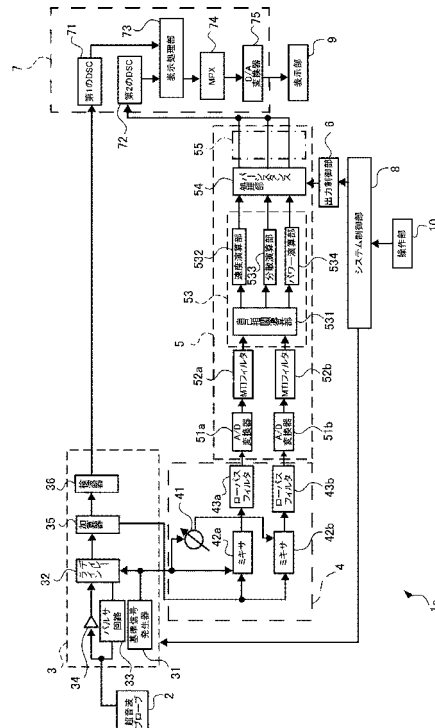
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 フリーズ解除後または走査領域変更後にドブラスキャンを開始したとき、ノイズを多く表す画像によってユーザへ与えるストレスを低減することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置は、データ生成部と、パースタンス処理部と、出力制御部とを有する。データ生成部は、エコー信号に基づくドブラ偏移データを逐次生成する。パースタンス処理部は、1以上の前記ドブラ偏移データを記憶し、最新の前記ドブラ偏移データと記憶した前記ドブラ偏移データとを平均化するフィルタ処理を施すことが可能に構成される。出力制御部は、パースタンス処理部に記憶された前記ドブラ偏移データを初期化するための初期化信号があったとき、前記パースタンス処理部からの出力を制御する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体における走査領域について超音波によるドブラスキャンを行い、前記被検体からの反射波に基づくエコー信号を求める超音波診断装置であって、

前記エコー信号に基づくドブラ偏移データを逐次生成するデータ生成部と、

1 以上の前記ドブラ偏移データを記憶し、最新の前記ドブラ偏移データと記憶した前記ドブラ偏移データとを平均化するフィルタ処理を施すことが可能に構成されたパーシスタンス処理部と、

前記パーシスタンス処理部に記憶された前記ドブラ偏移データを初期化するための初期化信号があったとき、前記パーシスタンス処理部からの出力を制御する出力制御部と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記初期化信号は、前記走査領域の変更指示またはフリーズ解除指示に基づく信号であ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】**

前記データ生成部は、前記ドブラ偏移データを生成するごとに、前記初期化信号があったときからの追番であるフレーム番号を当該ドブラ偏移データに付帯し、

前記パーシスタンス処理部は、前記フィルタ処理を施した前記ドブラ偏移データに出力係数を乗じて出力する構成であり、

前記出力制御部は、前記ドブラ偏移データに付帯された前記フレーム番号に基づいて、前記フィルタ処理が施された前記ドブラ偏移データに乗じる前記出力係数を決定することによって、前記パーシスタンス処理部からの出力を制御する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記出力制御部は、前記フレーム番号と前記出力係数とを関連付けて予め記憶し、前記ドブラ偏移データに付帯された前記フレーム番号に関連付けられた前記出力係数を前記フィルタ処理が施された当該ドブラ偏移データに乗じる前記出力係数として決定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記エコー信号に出力係数を付帯させる送受信制御部をさらに有し、

前記パーシスタンス処理部は、前記フィルタ処理を施した前記ドブラ偏移データに出力係数を乗じて出力する構成であり、

前記出力制御部は、前記ドブラ偏移データに付帯された前記出力係数を前記フィルタ処理が施された前記ドブラ偏移データに乗じる前記出力係数として決定することによって、前記パーシスタンス処理部からの出力を制御する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

この発明の実施形態は超音波診断装置に関する。

40

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体内に超音波を送信してその反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得するものである。

**【0003】**

超音波ドブラ法と超音波パルス反射法とを併用することで、1つの超音波プローブで被検体の断層像と血流情報とを求め、断層像に重ねて血流情報を逐次カラー表示する超音波診断装置が知られている。例えば超音波診断装置は、断層像を B ( Brightness ) モード画像として表示する。

**【0004】**

50

超音波診断装置が血流情報を求める原理について説明する。超音波診断装置が被検体において血液が流れている位置（血流位置）に対して超音波を送信すると、この送信された超音波の中心周波数は、流動する血球によってドブラ偏移周波数だけ偏移する。送信された超音波の中心周波数（基準周波数）を「 $f_c$ 」、ドブラ偏移周波数を「 $f_d$ 」、超音波プローブが受信する受信周波数を「 $f$ 」とすると、

$$f = f_c + f_d \text{ となる。}$$

【0005】

また、血流速度を「 $V$ 」、超音波ビームの方向と血流の方向とのなす角度を「 $\theta$ 」、音速を「 $c$ 」とすると、基準周波数  $f_c$  及びドブラ偏移周波数  $f_d$  はおよそ以下の式で表される。

$$f_d = (2 \times V \times \cos \theta) \times f_c / c$$

超音波診断装置は、このドブラ偏移周波数「 $f_d$ 」を検出し、前述の関係式に基づいて、血流速度「 $V$ 」を求めることができる。

【0006】

超音波診断装置が前述の原理で血流情報を求めるときのドブラスキャンについて図6及び図7を参照して説明する。図6は、ドブラスキャンの概略を表す模式図である。図7は、従来技術に係る超音波診断装置の構成を表すブロック図である。例えば超音波診断装置は、超音波プローブから被検体おける定められた走査領域に対して、まず、方向Aについて超音波パルスを複数回繰り返し送受信する。次に、超音波診断装置は、方向Bについて超音波パルスを複数回繰り返し送受信する。以下同様に、超音波診断装置は、例えば方向Zまで順次複数回ずつ超音波パルスの送受信を繰り返す。1つの方向（走査線）当たりの繰り返し送受信数は、予め設定される。

【0007】

図7に示す構成の超音波診断装置によって、前述のドブラスキャンが行われる。例えば超音波診断装置が方向Aについて超音波パルスを複数回送信したとき、超音波プローブ100は、被検体内の血流位置でドブラ偏移された反射波を受信する。超音波プローブ100は、受信した反射波を電気信号に変換して受信回路200へ出力する。受信回路200は、電気信号を増幅し、位相検波回路300へ出力する。位相検波回路300は、受信信号についてドブラ偏移信号を検出する。位相検波回路300は、超音波パルスの送信方向に沿って設定された観測点SPごとにドブラ偏移信号を検出し、周波数分析器400へ出力する。周波数分析器400は、ドブラ偏移信号について周波数分析を行い、ドブラ偏移データとしてDSC (Digital Scan Converter) 500へ出力する。DSC 500は、ドブラ偏移データについて走査変換を行い、画像データとして表示部600へ出力する。表示部600は、この画像データを方向Aに沿った血流分布像として表示する。例えば超音波診断装置は、方向Bから方向Zまでの各方向について同じ動作をし、各方向に沿った血流分布像を表示部600に表示させる。超音波診断装置は、以上の動作を設定された時間間隔（フレームレート）ごとに繰り返すことで、血流分布像をリアルタイムに表示部600に表示させる。

【0008】

なお、ドブラ偏移データには、一定の時間間隔ごとに求められるドブラ偏移データごとに变化するノイズが含まれている。この時間变化するノイズを低減するため、超音波診断装置において、最新のドブラ偏移データと、複数フレーム分過去のドブラ偏移データとを重み付け加算して、これらのドブラ偏移データを平均化して1つのフレームの画像データとするパーシスタンス処理が知られている。このパーシスタンス処理によって、ドブラ偏移データに含まれるノイズを低減し、S/N比が向上された画像データを求めることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2004-16612号公報

10

20

30

40

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0010】

しかしながら、フリーズ解除の後または走査領域を変更した後に、新たにドブラスキャンを開始したとき、前述したパーシスタンス処理のための過去のドブラ偏移データは求められていない。このとき、超音波診断装置は、前述のパーシスタンス処理が行われていないドブラ偏移データに基づく画像を表示部に表示させていた。この画像はノイズを多く表す画像なので、ユーザにとっては視認性が悪く、目障りでストレスを感じさせる画像であった。

## 【0011】

本発明が解決しようとする課題は、フリーズ解除後または走査領域変更後にドブラスキャンを開始したとき、ノイズを多く表す画像によってユーザへ与えるストレスを低減することができる超音波診断装置を提供することである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0012】

この実施形態に係る超音波診断装置は、被検体における走査領域について超音波によるドブラスキャンを行い、前記被検体からの反射波に基づくエコー信号を求める。超音波診断装置は、データ生成部と、パーシスタンス処理部と、出力制御部とを有する。データ生成部は、エコー信号に基づくドブラ偏移データを逐次生成する。パーシスタンス処理部は、1以上の前記ドブラ偏移データを記憶し、最新の前記ドブラ偏移データと記憶した前記ドブラ偏移データとを平均化するフィルタ処理を施すことが可能に構成される。出力制御部は、パーシスタンス処理部に記憶された前記ドブラ偏移データを初期化するための初期化信号があったとき、前記パーシスタンス処理部からの出力を制御する。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0013】

【図1】実施形態の超音波診断装置の構成を表すブロック図。

【図2】実施形態の超音波診断装置の構成を表すブロック図。

【図3】実施形態の超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図4】実施形態の超音波診断装置の動作を表すフローチャート。

【図5】実施形態の変形例に係る超音波診断装置の構成を表すブロック図。

【図6】従来の超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図7】従来の超音波診断装置の構成を表すブロック図。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0014】

## [構成]

図1は、この実施形態の超音波診断装置1aの構成を表すブロック図である。超音波診断装置1aは、被検体における走査領域について超音波によるドブラスキャンを行う。超音波診断装置1aは、超音波プローブ2と、電子走査部3と、直交検波部4と、MTI (Moving Target Indicator) 演算部5と、出力制御部6と、表示制御部7と、システム制御部8と、表示部9と、操作部10とを有する。

## 【0015】

## (超音波プローブ2)

超音波プローブ2は、被検体へ超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。超音波プローブ2は、複数の超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が2次的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。また、超音波プローブ2の形態としては、リニア対応、セクタ対応、コンベックス対応などの中から適宜選択されてよい。

## 【0016】

## (電子走査部3)

電子走査部3は、被検体の断層像を求めるためのスキャン及び被検体の血流情報を求め

10

20

30

40

50

るためのダブルスキャンを行う。電子走査部 3 は、基準信号発生器 3 1 と、ディレーライン 3 2 と、パルサ回路 3 3 と、プリアンプ 3 4 と、加算器 3 5 と、検波器 3 6 とを有する。

【 0 0 1 7 】

基準信号発生器 3 1 は、基準周波数  $f_c$  を表す基準信号を、ディレーライン 3 2、ミキサ 4 2 a、及び 90 度移相器 4 1 へ出力する。例えば、基準周波数  $f_c$  は、プリセットされている。また、基準信号発生器 3 1 は、ユーザによる基準周波数  $f_c$  の指定を受けてもよい。

【 0 0 1 8 】

ディレーライン 3 2 は、超音波の送信時、受けた基準信号に、送信指向性を決定するための遅延時間を与えてパルサ回路 3 3 へ出力する。また、ディレーライン 3 2 は、超音波の受信時、プリアンプ 3 4 から受けたエコー信号に、受信指向性を決定するための遅延時間を与えて加算器 3 5 へ出力する。

【 0 0 1 9 】

パルサ回路 3 3 は、各超音波振動子に対応した経路（チャンネル）の数に応じたパルサを備え、ディレーライン 3 2 によって与えられた遅延時間に基づく送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給する。超音波振動子は、この駆動パルスに基づいて超音波を発生する。

【 0 0 2 0 】

プリアンプ 3 4 は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子からのエコー信号を受信チャンネルごとに増幅し、ディレーライン 3 2 へ出力する。加算器 3 5 は、ディレーライン 3 2 から受けたエコー信号を加算する。この加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。加算器 3 5 は加算したエコー信号を検波器 3 6、ミキサ 4 2 a、及びミキサ 4 2 b へ出力する。検波器 3 6 は、加算器 3 5 からエコー信号の包絡線を検波し、被検体の断層像を表す B モードデータを生成する。検波器 3 6 は B モードデータを第 1 の D S C 7 1 へ出力する。

【 0 0 2 1 】

（直交検波部 4）

直交検波部 4 は、90 度移相器 4 1 と、ミキサ 4 2 a と、ミキサ 4 2 b と、ローパスフィルタ 4 3 a と、ローパスフィルタ 4 3 b とを有する。90 度移相器 4 1 は、基準信号発生器 3 1 から基準信号に 90 度の位相差を加え、ミキサ 4 2 b へ出力する。ミキサ 4 2 a は、基準信号発生器 3 1 から基準信号と、加算器 3 5 からエコー信号とを合成してローパスフィルタ 4 3 a へ出力する。ミキサ 4 2 b は、90 度移相器 4 1 によって 90 度の位相差を加えられた基準信号と、加算器 3 5 からエコー信号とを合成してローパスフィルタ 4 3 b へ出力する。ここで、ミキサ 4 2 a 及びミキサ 4 2 b のそれぞれから出力される信号は、基準周波数  $f_c$  とドブラ偏移周波数  $f_d$  とが合成された周波数成分「 $2f_c + f_d$ 」を含んでいる。ローパスフィルタ 4 3 a 及びローパスフィルタ 4 3 b のそれぞれは、ミキサ 4 2 a 及びミキサ 4 2 b のそれぞれから受けた信号の周波数成分「 $2f_c + f_d$ 」のうちの高周波成分「 $2f_c$ 」を除去し、MTI フィルタ 5 2 a 及び MTI フィルタ 5 2 b のそれぞれへ位相検波出力信号として出力する。

【 0 0 2 2 】

（MTI 演算部 5）

MTI 演算部 5 は、A/D 変換器 5 1 a と、A/D 変換器 5 1 b と、MTI フィルタ 5 2 a と、MTI フィルタ 5 2 b と、データ生成部 5 3 と、パーシスタンス処理部 5 4 とを有する。A/D 変換器 5 1 a 及び A/D 変換器 5 1 b はそれぞれ、ローパスフィルタ 4 3 a 及びローパスフィルタ 4 3 b のそれぞれから受けた位相検波出力信号をデジタル信号に変換し、MTI フィルタ 5 2 a 及び MTI フィルタ 5 2 b のそれぞれへ出力する。

【 0 0 2 3 】

MTI フィルタ 5 2 a 及び MTI フィルタ 5 2 b はそれぞれ、A/D 変換器 5 1 a 及び A/D 変換器 5 1 b のそれぞれからの入力に含まれる周波数成分のうち、低周波成分を低

10

20

30

40

50

減する。それにより、A/D変換器51a及びA/D変換器51bのそれぞれからの入力に含まれる周波数成分のうち、高周波成分が抽出される。なお、MTIフィルタ52a及びMTIフィルタ52bのフィルタ特性は、例えば心臓壁などの比較的遅い速度で動く組織からの反射波に基づく低周波成分を低減し、血球などの比較的速い速度で動く組織からの反射波に基づく高周波成分を抽出するように予め設定される。MTIフィルタ52a及びMTIフィルタ52bはそれぞれ、抽出した高周波成分を自己相関演算部531へ出力する。

#### 【0024】

データ生成部53は、エコー信号に基づくドプラ偏移データを逐次生成する。ドプラ偏移データとは、後述する偏移周波数データ、速度データ、分散データ、またはパワーデータを表すデータである。また、データ生成部53は、ドプラ偏移データを生成するごとに、初期化信号があったときからの追番であるフレーム番号を当該ドプラ偏移データに付帯してもよい。初期化信号は、走査領域の変更指示またはフリーズ解除指示に基づく信号である。例えば、システム制御部8は、操作部10を介してユーザによる走査領域の変更指示またはフリーズ解除指示を受けたとき、初期化信号をパーシスタンス処理部54へ出力するとともに、初期化信号を出力したことを表す制御信号をデータ生成部53へ出力する。データ生成部53は、この制御信号を受けたときからの追番をフレーム番号としてドプラ偏移データに付帯する。データ生成部53は、自己相関演算部531と、速度演算部532と、分散演算部533と、パワー演算部534とを有する。

10

#### 【0025】

自己相関演算部531は、MTIフィルタ52a及びMTIフィルタ52bから受けた高周波成分に対して周波数分析を観測点SPごとに行う。例えば、自己相関演算部531は、受けた高周波成分を、予め設定されたゲイン値に基づいて増幅する。自己相関演算部531は、増幅した高周波成分について周波数解析を観測点SPごとに行うことによって、ドプラ偏移周波数 $f_d$ を求める。自己相関演算部531は、予め設定された時間間隔(フレームレート)ごとにドプラ偏移周波数 $f_d$ を求め、求めたドプラ偏移周波数 $f_d$ を偏移周波数データとして速度演算部532、分散演算部533、及びパワー演算部534へ逐次出力する。

20

#### 【0026】

速度演算部532、分散演算部533、及びパワー演算部534は、受けた偏移周波数データに基づいてそれぞれ予め設定された演算を行い、観測点SPごとの血流情報を求める。速度演算部532は、血流情報のうち、観測点SPごとの血流速度を求める。速度演算部532は、求めた血流速度を速度データとしてパーシスタンス処理部54へ出力する。分散演算部533は、血流情報のうち、観測点SPごとの血流速度の分散値を求める。分散演算部533は、求めた分散値を分散データとしてパーシスタンス処理部54へ出力する。パワー演算部534は、血流情報のうち、観測点SPごとの血流量に基づく値であるパワーを求める。パワー演算部534は、求めたパワーをパワーデータとしてパーシスタンス処理部54へ出力する。

30

#### 【0027】

パーシスタンス処理部54は、1以上のドプラ偏移データを記憶し、最新のドプラ偏移データと記憶したドプラ偏移データとを平均化するフィルタ処置を施すことが可能に構成される。例えば、パーシスタンス処理部54は、フィルタ処理を施したドプラ偏移データに出力係数を乗じて出力する構成である。図2は、パーシスタンス処理部54の構成を表すブロック図である。パーシスタンス処理部54は、記憶部541と、第1の乗算部542と、第2の乗算部543と、第1の加算器544と、第3の乗算部545と、第2の加算器546と、第4の乗算部547とを有する。

40

#### 【0028】

記憶部541は、1以上のドプラ偏移データを記憶することができる。ここで、1つのドプラ偏移データとは、1つのフレームのドプラ偏移データとする。記憶部541は、記憶したドプラ偏移データに替えて、後述する第1の加算器544から入力されたドプラ偏

50

移データを新たに記憶する。また、記憶部 5 4 1 は、初期化信号があったとき、記憶していたダブル偏移データを削除する。

【 0 0 2 9 】

第 1 の乗算部 5 4 2 は、データ生成部 5 3 からダブル偏移データを受ける。該ダブル偏移データを最新のダブル偏移データとする。第 1 の乗算部 5 4 2 は、最新のダブル偏移データに設定された係数を乗じ、第 1 の加算器 5 4 4 へ出力する。第 2 の乗算部 5 4 3 は、記憶部 5 4 1 が記憶したダブル偏移データを受け、該ダブル偏移データに設定された係数を乗じ、第 1 の加算器 5 4 4 へ出力する。第 1 の加算器 5 4 4 は、第 1 の乗算部 5 4 2 からの入力と第 2 の乗算部 5 4 3 からの入力とを加算し、記憶部 5 4 1 及び第 2 の加算器 5 4 6 へ出力する。第 3 の乗算部 5 4 5 は、記憶部 5 4 1 が記憶したダブル偏移データを受け、該ダブル偏移データに設定された係数を乗じ、第 2 の加算器 5 4 6 へ出力する。

10

【 0 0 3 0 】

第 2 の加算器 5 4 6 は、第 1 の加算器 5 4 4 からの入力と第 3 の乗算部 5 4 5 からの入力とを加算する。それにより、最新のダブル偏移データと過去のダブル偏移データとが重み付け加算され、これらのダブル偏移データの移動平均を表すダブル偏移データが求められる。該ダブル偏移データは、最新のダブル偏移データと記憶したダブル偏移データとを平均化するフィルタ処置が施されたダブル偏移データに相当する。第 2 の加算器 5 4 6 は、該ダブル偏移データを第 4 の乗算部 5 4 7 へ出力する。

【 0 0 3 1 】

第 4 の乗算部 5 4 7 は、第 2 の加算器 5 4 6 からの入力に出力係数を乗じ、第 2 の D S C 7 2 へ出力する。パーシスタンス処理部 5 4 は、以上の処理を速度データ、分散データ、及びパワーデータのそれぞれに施す。

20

【 0 0 3 2 】

なお、第 1 の乗算部 5 4 2、第 2 の乗算部 5 4 3、及び第 3 の乗算部 5 4 5 における係数は、超音波診断装置 1 a の動作条件ごとに設定される。この動作条件には、1 つの走査線当たりの繰り返し送受信数やフレームレートなどが含まれる。例えばパーシスタンス処理部 5 4 において、第 1 の乗算部 5 4 2 の係数が「 $1 - \alpha$ 」として設定され、第 2 の乗算部 5 4 3 の係数が「 $\alpha$ 」として設定され、第 3 の乗算部 5 4 5 の係数が「 $\beta$ 」として設定されている。これらの係数「 $1 - \alpha$ 」、「 $\alpha$ 」、及び「 $\beta$ 」は、第 2 の加算器 5 4 6 における重み付け加算の重み係数として作用する。また、係数「 $\alpha$ 」及び係数「 $\beta$ 」各々の値は、動作条件ごとに適宜設定されてよい。

30

【 0 0 3 3 】

(出力制御部 6)

出力制御部 6 は、パーシスタンス処理部 5 4 に記憶されたダブル偏移データを初期化するための初期化信号があったとき、パーシスタンス処理部 5 4 からの出力を制御する。例えば、出力制御部 6 は、ダブル偏移データに付帯されたフレーム番号に基づいて、フィルタ処理が施されたダブル偏移データに乗じる出力係数を決定する。出力制御部 6 は、決定した出力係数を第 4 の乗算部 5 4 7 に設定することによって、パーシスタンス処理部 5 4 からの出力を制御する。この場合、出力制御部 6 は、フレーム番号と出力係数とを関連付けて予め記憶し、ダブル偏移データに付帯されたフレーム番号に関連付けられた出力係数をフィルタ処理が施された当該ダブル偏移データに乗じる出力係数として決定する。

40

【 0 0 3 4 】

ここで、フレーム番号と出力係数との関係について説明する。図 3 は、フレーム番号と出力係数との関係を表す模式図である。まず、フレーム番号 F 1 からフレーム番号 F n までの区間について説明する。フレーム番号 F 1 は、初期化信号があった後、最初に生成されたダブル偏移データに付帯されるフレーム番号である。出力係数  $\alpha_1$  は、フレーム番号 F 1 に関連付けられた出力係数である。フレーム番号 F n は、初期化信号があった後、所定の n 番目に生成されたダブル偏移データに付帯されるフレーム番号である。なお、フレーム番号 F 1 からフレーム番号 F n までのフレーム枚数 n は、予め設定されてよい。出力係数  $\alpha_n$  は、フレーム番号 F n に関連付けられた出力係数である。このように、フレーム

50

番号  $F_i$  ( $i: 1$  から  $n$  までの自然数) と出力係数  $i$  ( $i: 1$  から  $n$  までの自然数) とが関連付けられる。また、フレーム番号  $F_1$  からフレーム番号  $F_n$  までの区間において、出力係数  $i$  は、フレーム番号  $F_i$  に対して単調増加するように関連付けられる。出力係数  $1$  の値としては、例えば零など、出力係数  $i$  の中で最も小さな値が設定される (図 3 では、説明のため、フレーム番号  $F_1$  と出力係数  $1$  とを零の位置からずらして表している)。それにより、第 4 の乗算部 547 は、初期化信号があった後、フレーム番号  $F_1$  が付帯されたドブラ偏移データに、最も小さな値である出力係数  $1$  を乗じて小さな強度のデータとし、そしてフレーム番号  $F_n$  が付帯されたドブラ偏移データまで、徐々に出力係数の値を増加させながら乗じ、データの強度を徐々に増加させる。

【0035】

次に、フレーム番号  $F_n$  以降の区間について説明する。この区間のフレーム番号にはすべて、出力係数  $n$  が関連付けられる。それにより、第 4 の乗算部 547 は、初期化信号があった後、フレーム番号  $F_n$  以降のフレーム番号が付帯されたドブラ偏移データに一定の値を乗じる。出力係数  $n$  の値として、例えば「1」が予め設定されてよい。

【0036】

例えば、出力制御部 6 は、パースタンス処理部 54 がドブラ偏移データを受けると共に、当該ドブラ偏移データに付帯されたフレーム番号を読み、該フレーム番号に関連付けられた出力係数をパースタンス処理部 54 の第 4 の乗算部 547 に設定する。

【0037】

なお、出力制御部 6 は、パースタンス処理部 54 がドブラ偏移データを受けると共に、受けたドブラ偏移データの数をフレーム番号としてカウントし、カウントしたフレーム番号に関連付けられた出力係数を第 4 の乗算部 547 に設定してもよい。このとき、出力制御部 6 は、初期化信号があった後、フレーム番号を最初から新たにカウントする。また、出力制御部 6 は、係数「 $i$ 」若しくは係数「 $n$ 」又はこれら双方を出力係数と同様に制御してもよい。

【0038】

(表示制御部 7)

表示制御部 7 は、第 1 の D S C 7 1 と、第 2 の D S C 7 2 と、表示処理部 7 3 と、M P X ( M u l t i p l e x e r ) 7 4 と、D / A 変換器 7 5 とを有する。第 1 の D S C 7 1 は、検波器 3 6 から B モードデータを受け、超音波の走査線の信号列で表された B モードデータを表示用の座標系に走査変換する。第 1 の D S C 7 1 は走査変換した B モードデータを表示処理部 7 3 へ出力する。

【0039】

第 2 の D S C 7 2 は、パースタンス処理部 5 4 からドブラ偏移データを受け、超音波の走査線の信号列で表されたドブラ偏移データを表示用の座標系に走査変換する。第 2 の D S C 7 2 は、走査変換したドブラ偏移データを表示処理部 7 3 へ出力する。

【0040】

表示処理部 7 3 は、第 1 の D S C 7 1 から B モードデータを受け、B モードデータの振幅を輝度で表す輝度情報を付加し、被検体の断層像を表す B モード画像データとして M P X 7 4 へ出力する。また、表示処理部 7 3 は、第 2 の D S C 7 2 からドブラ偏移データを受け、表示処理部 7 3 は、ドブラ偏移データをカラー表示するためのカラー情報を予め記憶する。例えばカラー情報は、超音波プローブ 2 へ近づく血流を赤とし、超音波プローブ 2 から遠ざかる血流を青とし、速度の大きさを輝度で表し、分散を緑の色相で段階的に表す情報を含む。表示処理部 7 3 は、ドブラ偏移データにカラー情報を付加し、被検体の血流情報を表すドブラ画像データとして M P X 7 4 へ出力する。

【0041】

M P X 7 4 は、表示処理部 7 3 から B モード画像データ及びドブラ画像データを受ける。M P X 7 4 は、B モード画像にドブラ画像を重ねさせた画像を表示するための表示画像データを生成する。M P X 7 4 は、表示画像データの各画素について、B モード画像データの輝度情報又はドブラ画像データのカラー情報を割り当て、B モード画像にドブラ画像

10

20

30

40

50

を重畳させた画像を表す表示画像データを生成し、D/A変換器75へ出力する。D/A変換器75は、MPX74から受けた表示画像データをアナログ信号に変換し、表示部9へ出力する。

【0042】

(システム制御部8)

システム制御部8は、超音波診断装置1aの各部の動作を制御する。システム制御部8は、出力制御部6を制御して、出力係数の設定をさせる。また、システム制御部8は、電子走査部3を制御して超音波の送受信条件及び走査領域を設定する。システム制御部8は、操作部10を介しユーザによるフリーズ解除指示または走査領域の変更指示を受けたとき、初期化信号をパーシスタンス処理部54へ出力する。システム制御部8は、超音波診断装置1aの各部の機能を実行するためのコンピュータプログラムを予め記憶する。システム制御部8は、これらコンピュータプログラムを実行することで、上記機能を実現する。

10

【0043】

(表示部9)

表示部9は、D/A変換器75からの入力に基づく画像を表示する。表示部9は、例えば、CRT(Cathode Ray Tube)やLCD(Liquid Crystal Display)などの表示デバイスで構成される。

【0044】

(操作部10)

操作部10は、ユーザによる操作を受けて、この操作の内容に応じた信号や情報を装置各部に入力する。操作部10は、例えば、キーボード、マウス、タッチパネルなどによって構成される。

20

【0045】

なお、MTI演算部5は、パーシスタンス処理部54の後段にブランク処理部55を有してもよい。ブランク処理部55は、受けたドブラ偏移データについて、予め設定された閾値以下の強度の信号を表示させないためのブランク処理を行う。

【0046】

また、この実施形態の超音波診断装置1aにおいて、パーシスタンス処理部54は、速度演算部532、分散演算部533、及びパワー演算部534からの入力にフィルタ処理を施しているが、自己相関演算部531からの入力にフィルタ処理を施し、そして速度演算部532、分散演算部533、及びパワー演算部534へフィルタ処理を施したドブラ偏移データを出力してもよい。

30

【0047】

[動作]

この実施形態の超音波診断装置1aの動作について説明する。図4は、超音波診断装置1aが初期化信号を受けてからの動作を表すフローチャートである。

【0048】

(S001)

データ生成部53は、初期化信号を出力したことを表す制御信号を受けたときからの追番をフレーム番号としてドブラ偏移データに付帯する。データ生成部53は、該ドブラ偏移データをパーシスタンス処理部54へ出力する。

40

【0049】

(S002)

出力制御部6は、パーシスタンス処理部54がドブラ偏移データを受けたとき、当該ドブラ偏移データに付帯されたフレーム番号を読み、該フレーム番号に関連付けられた出力係数をパーシスタンス処理部54の第4の乗算部547に設定する。

【0050】

(S003)

パーシスタンス処理部54は、受けたドブラ偏移データにフィルタ処理を施し、設定さ

50

れた出力係数を乗じて表示制御部 7 へ出力する。表示制御部 7 は、パーシスタンス処理部 5 4 によって出力係数が乗じられたドブラ偏移データに基づくドブラ画像を電子走査部 3 からの入力に基づく断層画像に重畳させた画像を表示部 9 に表示させる。

【 0 0 5 1 】

( S 0 0 4 )

当該ドブラ偏移データのフレーム番号が所定のフレーム番号  $F_n$  でないとき、ステップ S 0 0 1 へ戻る。当該ドブラ偏移データのフレーム番号が所定のフレーム番号  $F_n$  であるとき、ステップ S 0 0 5 へ進む。

【 0 0 5 2 】

( S 0 0 5 )

出力制御部 6 は、所定のフレーム番号  $F_n$  以降のドブラ偏移データについて、出力係数を一定の値である出力係数  $n$  に設定する。パーシスタンス処理部 5 4 は、所定のフレーム番号  $F_n$  以降のドブラ偏移データにフィルタ処理を施し、出力係数  $n$  を乗じたドブラ偏移データを出力する。表示制御部 7 は、電子走査部 3 からの入力に基づく断層画像とパーシスタンス処理部 5 4 によって出力係数  $n$  が乗じられたドブラ偏移データに基づくドブラ画像とを重畳させた画像を表示部 9 に表示させる。

【 0 0 5 3 】

[ 効果 ]

この実施形態の超音波診断装置 1 a の効果について説明する。超音波診断装置 1 a は、データ生成部 5 3 と、パーシスタンス処理部 5 4 と、出力制御部 6 とを有する。データ生成部 5 3 は、エコー信号に基づくドブラ偏移データを逐次生成する。パーシスタンス処理部 5 4 は、1 以上のドブラ偏移データを記憶し、最新のドブラ偏移データと記憶したドブラ偏移データとを平均化するフィルタ処理を施すことが可能に構成される。出力制御部 6 は、パーシスタンス処理部 5 4 に記憶されたドブラ偏移データを初期化するための初期化信号があったとき、パーシスタンス処理部 5 4 からの出力を制御する。この超音波診断装置 1 a は、初期化信号があった後、最初にパーシスタンス処理されるフレームのドブラ偏移データの出力を低減し、そしてその後パーシスタンス処理されるフレームの出力を徐々に増加させる。このことは、初期化信号があった後に表示される所定枚数のノイズを多く含んだ画像は、その出力が弱められて表示されることに相当する。それにより、フリーズ解除後または走査領域変更後にドブラスキャンを開始したとき、ノイズを多く含んだ画像によってユーザへ与えるストレスを低減することができる超音波診断装置 1 a を提供することができる。

【 0 0 5 4 】

変形例

上述した実施形態の超音波診断装置 1 b の変形例について説明する。図 5 は、この変形例の超音波診断装置 1 b の構成を表すブロック図である。この変形例の超音波診断装置 1 b は、システム制御部 8 及び出力制御部 6 における処理内容が上述した実施形態の超音波診断装置 1 a と異なる。以下、上述した実施形態と異なる事項について主に説明する。

【 0 0 5 5 】

システム制御部 8 は、送受信制御部を有する。送受信制御部は、電子走査部 3 から直交検波部 4 へ出力されるエコー信号に出力係数を付帯させる。例えば送受信制御部は、電子走査部 3 を制御して、1 フレーム分のエコー信号が出力されるごとに、出力係数を表す情報を付帯させる。出力係数を表す情報が付帯されたエコー信号は、後段の処理を経てデータ生成部 5 3 へ入力される。該情報は、後段のローパスフィルタ 4 3 a、ローパスフィルタ 4 3 b、MTI フィルタ 5 2 a、及び MTI フィルタ 5 2 b を通過する周波数帯域の信号に設定される。また出力係数を表す情報は、後段の処理において、出力係数の値を表すビット列となるように設定される。

【 0 0 5 6 】

送受信制御部は、フレーム番号と出力係数とを関連付けて予め記憶する。フレーム番号と出力係数との関係は、図 3 に表す関係と同様である。送受信制御部は、電子走査部 3 を

10

20

30

40

50

制御して、初期化信号があった後、最初の1フレームのエコー信号に、フレーム番号F1に関連付けられた出力係数1を表す情報を付帯させる。そして、所定のフレーム枚数(フレーム番号Fn)のフレームのエコー信号まで、出力係数の値が単調増加させながら、1フレーム分のエコー信号に逐次付帯させる。なお、送受信制御部は、電子走査部3を制御して、所定のフレーム枚数以降のエコー信号には設定された出力係数nを表す情報を付帯させる。

【0057】

出力係数を表す情報が付帯されたエコー信号は、後段の直交検波部4、A/D変換器51a、A/D変換器51b、MTIフィルタ52a、MTIフィルタ52b、及びデータ生成部53による処理の後、出力係数を表すビット列が付帯されたドブラ偏移データとして、パーシスタンス処理部54へ入力される。

10

【0058】

出力制御部6は、ドブラ偏移データに付帯された出力係数をフィルタ処理が施されたドブラ偏移データに乗じる出力係数として決定することによって、パーシスタンス処理部54からの出力を制御する。このとき出力制御部6は、パーシスタンス処理部54がドブラ偏移データを受けると共に、当該ドブラ偏移データに付帯された出力係数を読み、該出力係数を第4の乗算部547に設定する。それにより、パーシスタンス処理部54からの出力が制御される。

【0059】

この変形例の超音波診断装置1bによれば、出力制御部6は、ドブラ偏移データに付帯された出力係数を読み、該出力係数をパーシスタンス処理部54からの出力係数に設定する。それにより、初期化信号があった後に表示される所定枚数のノイズを多く含んだ画像は、その出力が弱められて表示される。従って、フリーズ解除後または走査領域変更後にドブラスキャンを開始したとき、ノイズを多く表す画像によってユーザへ与えるストレスを低減することができる超音波診断装置1bを提供することができる。

20

【0060】

実施形態及び変形例に共通の効果

以上述べた実施形態又は変形例の超音波診断装置によれば、初期化信号があった後、最初にパーシスタンス処理されるフレームのドブラ偏移データの出力を低減し、そしてその後パーシスタンス処理されるフレームの出力を徐々に増加させる。それにより、フリーズ解除後または走査領域変更後にドブラスキャンを開始したとき、ノイズを多く表す画像によってユーザへ与えるストレスを低減することができる超音波診断装置を提供することができる。

30

【0061】

この発明の実施形態を説明したが、上記の実施形態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を意図していない。例えばパーシスタンス処理部には速度演算部、分散演算部、パワー演算部の出力信号を入力しているが、自己相関演算部の出力信号を入力し、パーシスタンス処理した後の自己相関係数から速度、分散、パワーを求めるようにしても良い。

【0062】

また、これら新規な実施形態は、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。これら実施形態やその変形は、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】

【0063】

- 1 a、1 b 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 電子走査部
- 4 直交検波部

50

5	MTI演算部	
6	出力制御部	
7	表示制御部	
8	システム制御部	
9	表示部	
10	操作部	
31	基準信号発生器	
32	ディレーライン	
33	パルサ回路	
34	プリアンプ	10
35	加算器	
36	検波器	
41	90度移相器	
42 a、42 b	ミキサ	
43 a、43 b	ローパスフィルタ	
51 a、51 b	A/D変換器	
52 a、52 b	MTIフィルタ	
53	データ生成部	
54	パーシスタンス処理部	
55	ブランク処理部	20
71	第1のDSC	
72	第2のDSC	
73	表示処理部	
74	MPX	
75	D/A変換器	
531	自己相関演算部	
532	速度演算部	
533	分散演算部	
534	パワー演算部	
541	記憶部	30
542	第1の乗算部	
543	第2の乗算部	
544	第1の加算器	
545	第3の乗算部	
546	第2の加算器	
547	第4の乗算部	





フロントページの続き

(72)発明者 藤掛 俊太

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE04 HH15 JB28 JB30 JB48 KK01

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014239778A</a>	公开(公告)日	2014-12-25
申请号	JP2013123124	申请日	2013-06-11
[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		
[标]发明人	内堀孝信 藤掛俊太		
发明人	内堀 孝信 藤掛 俊太		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/HH15 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB48 4C601/KK01		
其他公开文献	JP6245853B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够减小在冻结取消之后或者在改变扫描区域之后开始多普勒扫描时显示大量噪声的图像对用户施加的压力。超声诊断设备包括数据生成单元，持久性处理单元和输出控制单元。数据生成器基于回波信号顺序生成多普勒频移数据。持久性处理单元被配置为存储一个或多个多普勒频移数据，并且执行滤波处理以平均最新的多普勒频移数据和所存储的多普勒频移数据。当存在用于初始化存储在持久性处理单元中的多普勒频移数据的初始化信号时，输出控制单元控制来自持久性处理单元的输出。[选型图]图1

