

(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2004-187828
(P2004-187828A)

(43) 公開日 平成16年7月8日(2004.7.8)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/06

F I
A61B 8/06

テーマコード (参考)
4C301
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2002-357648 (P2002-357648)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成14年12月10日 (2002.12.10)		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
			アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
		(74) 代理人	100085187
			弁理士 井島 藤治
		(74) 代理人	100090424
			弁理士 鮫島 信重
		最終頁に続く	

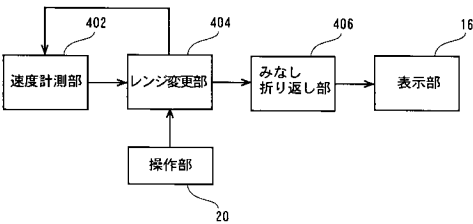
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 速度表示レンジがPRFの制約を受けない超音波診断装置を実現する。

【解決手段】 繰り返し周波数PRFで超音波送受信を繰り返して得られるエコーのドップラシフトに基づきエコー源の速度を計測する計測手段(402)と、計測された速度を表示する表示手段(16)と、計測のレンジ調節が行われたとき、計測手段における超音波送受信のPRFを変えずに表示手段による速度表示のレンジを変更するレンジ変更手段(404)と、変更されたレンジに合わせて表示速度のみなし折り返しを行う折り返し手段(406)とを有する。

【選択図】 図10



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

繰り返し周波数 P R F で超音波送受信を繰り返して得られるエコーのドップラシフトに基づきエコー源の速度を計測する計測手段と、
 前記計測された速度を表示する表示手段と、
 前記計測のレンジ調節が行われたとき、前記計測手段における超音波送受信の繰り返し周波数 P R F を変えずに前記表示手段による速度表示のレンジを変更するレンジ変更手段と、
 前記変更されたレンジに合わせて表示速度のみなし折り返しを行う折り返し手段と、
 を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記計測手段による計測のレンジを $V R - R$ とし、計測データを $v - R$ とし、前記表示手段による速度表示のレンジを $V R - I$ とし、レンジ $V R - I$ におけるデータの最大値を M とし、変数 x の四捨五入を $round(x)$ で表し、変数 x の絶対値を $abs(x)$ で表し、変数 x の符号を $sign(x)$ で表すとき、
 前記レンジ変更手段は、表示用のデータを

$$v - I = round(v - R * V R - R / V R - I)$$

 によって求め、
 前記折り返し手段は、みなし折り返し量を

$$A = abs(v - I) - M$$

 によって求め、 $abs(v - I) > M$ のときは、 $sign(v - I) \geq 0$ なら表示用のデータを $v - I = A - M$ とし、そうでないなら $v - I = M - A$ とする、
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

$M = 128$ である、
 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】

前記レンジ変更手段は、変更されたレンジが予め定められたレンジを超えるときは前記計測手段における超音波送受信の繰り返し周波数 P R F を変更する、
 ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波診断装置

30

【請求項 5】

前記表示手段は速度の 2 次元の分布を表示する、
 ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波診断装置

【請求項 6】

前記表示手段は前記速度の 2 次元の分布をカラー画像として表示する、
 ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示手段はサンプルボリューム内の速度を表示する、
 ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波診断装置

40

【請求項 8】

前記表示手段は前記速度をドップラシフトのスペクトラム像として表示する、
 ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、繰り返し周波数 P R F (p u l s e r e p e t i t i o n f r e q u e n c y) で超音波送受信を繰り返して得られるエコー (e c h 50

o) のドップラシフト (D o p p l e r s h i f t) に基づいてエコー源の速度を計測する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断では、超音波送エコーのドップラシフトに基づいてエコー源の速度を計測することが行われる。計測結果は速度の2次元分布を表すCFM (C o l o r F l o w M a p p i n g) 像や、サンプルボリューム (s a m p l e v o l u m e) における速度を表すスペクトラム (s p e c t r u m) 像として表示される (例えば、特許文献1参照)。

【0003】

10

【特許文献1】

特開2001-128976号公報 (第5-6頁、図1, 7, 8)

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

速度の計測レンジ (r a n g e) は超音波送受信の繰り返し周波数PRFによって定まるので、速度の表示レンジも繰り返し周波数PRFによって一義的に定まり、それ以外の任意の表示レンジとすることができない不便さがある。

【0005】

そこで、本発明の課題は、速度表示レンジが繰り返し周波数PRFの制約を受けない超音波診断装置を実現することである。

20

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するための本発明は、繰り返し周波数PRFで超音波送受信を繰り返して得られるエコーのドップラシフトに基づきエコー源の速度を計測する計測手段と、前記計測された速度を表示する表示手段と、前記計測のレンジ調節が行われたとき、前記計測手段における超音波送受信の繰り返し周波数PRFを変えずに前記表示手段による速度表示のレンジを変更するレンジ変更手段と、前記変更されたレンジに合わせて表示速度のみなし折り返しを行う折り返し手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0007】

30

本発明では、計測のレンジ調節が行われたとき、計測手段における超音波送受信の繰り返し周波数PRFを変えずに表示手段による速度表示のレンジを変更し、それに合わせて表示速度のみなし折り返しを行うので、速度表示レンジを繰り返し周波数PRFに無関係に任意に設定することができる。

【0008】

前記計測手段による計測のレンジを VR_R とし、計測データを v_R とし、前記表示手段による速度表示のレンジを VR_I とし、レンジ VR_I におけるデータの最大値を M とし、変数 x の四捨五入を $round(x)$ で表し、変数 x の絶対値を $abs(x)$ で表し、変数 x の符号を $sign(x)$ で表すとき、

前記レンジ変更手段は、表示用のデータを

40

$$v_I = round(v_R * VR_R / VR_I)$$

によって求め、

前記折り返し手段は、みなし折り返し量を

$$A = abs(v_I) - M$$

によって求め、 $abs(v_I) > M$ のときは、 $sign(v_I) \geq 0$ なら表示用のデータを $v_I = A - M$ とし、そうでないなら $v_I = M - A$ とすることが、速度表示のレンジ変更およびみなし折り返しを適切に行う点で好ましい。

【0009】

$M = 128$ であることが、速度表示の分解能をレンジの $1/128$ とする点で好ましい。

前記レンジ変更手段は、変更されたレンジが予め定められたレンジを超えるとときは前記計

50

測手段における超音波送受信の繰り返し周波数 P R F を変更することが、計測を適切に行う点で好ましい。

【0010】

前記表示手段は速度の2次元の分布を表示することが、面内のエコー源の運動を示す点で好ましい。前記表示手段は前記速度の2次元の分布をカラー画像として表示することが、視認性が良い点で好ましい。

【0011】

前記表示手段はサンプルボリューム内の速度を表示することが、局所的なエコー源の運動を示す点で好ましい。前記表示手段は前記速度をドップラシフトのスペクトラム像として表示することが、速度の時間的変化の視認性が良い点で好ましい。

10

【0012】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1に超音波診断装置のブロック (block) 図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【0013】

図1に示すように、本装置は、超音波プローブ2 (probe) を有する。超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波トランスデューサ (transducer) のアレイ (array) を有する。個々の超音波トランスデューサは例えば P Z T (チタン (Ti) 酸ジルコン (Zr) 酸鉛) セラミックス (ceramics) 等の圧電材料によって構成される。超音波プローブ2は、操作者により撮影対象4に当接して使用される。

20

【0014】

超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波したエコー信号を受信する。

【0015】

送受信部6のブロック図を図2に示す。同図に示すように、送受信部6は送波タイミング (timing) 発生ユニット (unit) 602 を有する。送波タイミング発生ユニット602は、送波タイミング信号を周期的に発生して送波ビームフォーマ (beam former) 604 に入力する。送波タイミング信号の周期は後述の制御部18により制御される。

30

【0016】

送波ビームフォーマ604は、送波のビームフォーミング (beam forming) を行うもので、送波タイミング信号に基づき、所定の方位の超音波ビームを形成するためのビームフォーミング信号を生じる。ビームフォーミング信号は、方位に対応した時間差が付与された複数の駆動信号からなる。ビームフォーミングは後述の制御部18によって制御される。送波ビームフォーマ604は、送波ビームフォーミング信号を送受切換ユニット606に入力する。

【0017】

送受切換ユニット606は、ビームフォーミング信号を超音波トランスデューサアレイに入力する。超音波トランスデューサアレイにおいて、送波アパーチャ (aperture) を構成する複数の超音波トランスデューサは、駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成により、所定方位の音線に沿った超音波ビームが形成される。

40

【0018】

送受切換ユニット606には受波ビームフォーマ610が接続されている。送受切換ユニット606は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数のエコー信号を受波ビームフォーマ610に入力する。受波ビームフォーマ610は、送波の音線に対応した受波のビームフォーミングを行うもので、複数の受波エコーに時間差を付与

50

して位相を調整し、次いでそれら加算して所定方位の音線に沿ったエコー受信信号を形成する。受波のビームフォーミングは後述の制御部18により制御される。

【0019】

超音波ビームの送波は、送波タイミング発生ユニット602が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。それに合わせて、送波ビームフォーマ604および受波ビームフォーマ610により、音線の方位が所定量ずつ変更される。それによって、撮影対象4の内部が、音線によって順次に走査される。このような構成の送受信部6は、例えば図3に示すような走査を行う。すなわち、放射点200からz方向に延びる音線202で扇状の2次元領域206を θ 方向に走査し、いわゆるセクタスキャン (sector scan) を行う。

10

【0020】

送波および受波のアパーチャを超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成するときは、このアパーチャをアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図4に示すような走査を行うことができる。すなわち、放射点200からz方向に発する音線202を直線状の軌跡204に沿って平行移動させることにより、矩形状の2次元領域206をx方向に走査し、いわゆるリニアスキャン (linear scan) を行う。

【0021】

なお、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたいわゆるコンベックスアレイ (convex array) である場合は、リニアスキャンと同様な音線走査により、例えば図5に示すように、音線202の放射点200を円弧状の軌跡204に沿って移動させ、扇面状の2次元領域206を θ 方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンが行える。

20

【0022】

送受信部6はBモード (mode) 処理部10およびドップラ処理部12に接続されている。送受信部6から出力される音線ごとのエコー受信信号は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12に入力される。

【0023】

Bモード処理部10はBモード画像データを形成するものである。Bモード処理部10は、図6に示すように、対数増幅ユニット102と包絡線検波ユニット104を備えている。Bモード処理部10は、対数増幅ユニット102でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波ユニット104で包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ (scope) 信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データを形成する。

30

【0024】

ドップラ処理部12はドップラ計測データを形成するものである。ドップラ計測データには、後述する速度データ、分散データ、パワーデータおよびドップラ周波数データが含まれる。

【0025】

ドップラ処理部12は、図7に示すように直交検波ユニット120、MTIフィルタ (moving target indication filter) 122、自己相関演算ユニット124、平均流速演算ユニット126、分散演算ユニット128およびパワー (power) 演算ユニット130を備えている。

40

【0026】

ドップラ処理部12は、直交検波ユニット120でエコー受信信号を直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理してエコー信号のドップラシフトを求める。また、自己相関演算ユニット124でMTIフィルタ122の出力信号について自己相関演算を行い、平均流速演算ユニット126で自己相関演算結果から平均流速Vを求め、分散演算ユニット128で自己相関演算結果から流速の分散Tを求め、パワー演算ユニット130で自己相関演算結果からドップラ信号のパワーPWを求める。

【0027】

50

これによって、撮影対象4内で移動するエコー源、例えば血液等の平均流速Vとその分散Tおよびドップラ信号のパワーPWを表すそれぞれのデータが音線ごとに得られる。これら画像データは、音線上の各点（ピクセル：pixel）の平均流速、分散およびパワーを示す。以下、平均流速を単に速度という。なお、速度は音線方向の成分として得られる。また、超音波プローブ2に近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。なお、エコー源は血液に限るものではなく、例えば血管等に注入されたマイクロバルーン（micro balloon）造影剤等であって良い。以下、血液の例で説明するがマイクロバルーン造影剤の場合も同様である。

【0028】

ドップラ処理部12は、また、図8に示すように、ローパスフィルタ（low-pass filter）152、サンプルホールドユニット（sample hold unit）154、バンドパスフィルタ（band-pass filter unit）156および周波数分析ユニット158を有する。 10

【0029】

ローパスフィルタ152は直交検波ユニット120の出力信号をローパスフィルタリングする。ローパスフィルタ152の出力信号をサンプルホールドユニット154により、撮影対象4内のサンプルボリューム（sample volume）の位置に応じてサンプルホールドし、サンプルホールドした信号をバンドパスフィルタ156でバンドパスフィルタリングする。これによって、サンプルボリュームにおけるエコーのドップラシフトを表す信号、すなわち、ポイントドップラ信号が得られる。これを周波数分析ユニット15 20
8で周波数分析してドップラシフト周波数を表すデータを得る。以下、ドップラシフト周波数を表すデータを単にドップラ周波数データという。

【0030】

Bモード処理部10およびドップラ処理部12は画像処理部14に接続されている。画像処理部14は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12からそれぞれ入力されるデータに基づいて、それぞれBモード画像、ドップラ画像およびドップラ周波数画像を生成するものである。

【0031】

画像処理部14は、図9に示すように、バス（bus）140によって接続された入力データメモリ（data memory）142、ディジタル・スキャンコンバータ（digital scan converter）144、画像メモリ146およびプロセッサ（processor）148を備えている。 30

【0032】

Bモード処理部10およびドップラ処理部12から音線ごとに入力されたBモード画像データおよびドップラ計測データは、入力データメモリ142にそれぞれ記憶される。入力データメモリ142のデータは、ディジタル・スキャンコンバータ144で走査変換されて画像メモリ146に記憶される。プロセッサ148は、入力データメモリ142および画像メモリ146のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施すものである。データ処理の詳細については後述する。

【0033】

画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は、画像処理部14から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。なお、表示部16は、カラー（color）画像が表示可能なグラフィックディスプレイ（graphic display）等で構成される。 40

【0034】

以上の送受信部6、Bモード処理部10、ドップラ処理部12、画像処理部14および表示部16には制御部18が接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御する。また、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。

【0035】

制御部18の制御の下で、Bモード動作およびドップラモード動作が実行される。制御部 50

18には操作部20が接続されている。操作部20は操作者によって操作され、制御部18に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード(key board)やポインティングデバイス(pointing device)およびその他の操作具を備えた操作パネル(panel)で構成される。

【0036】

ドップラ処理部12による血流計測のためのレンジの設定および調節は、操作部20を通じて行われる。計測レンジの調節については、後にあらためて説明する。

【0037】

本装置の動作を説明する。操作者は超音波プローブ2を撮影対象4の所望の個所に当接し、操作部20を操作して、例えばBモードとドップラモードを併用した撮影動作を行う。これによって、制御部18による制御の下で、Bモード撮影とドップラモード撮影が時分割で行われる。これにより、例えばドップラモードのスキャンを所定回数行う度にBモードのスキャンを1回行う割合で、Bモードとドップラモードの混合スキャンが行われる。

【0038】

Bモードにおいては、送受信部6は、超音波プローブ2を通じて音線順次で撮影対象4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。Bモード処理部10は、送受信部6から入力されるエコー受信信号を対数増幅ユニット102で対数増幅し包絡線検波ユニット104で包絡線検波してAスコープ信号を求め、それに基づいて音線ごとのBモード画像データを形成する。画像処理部14は、Bモード処理部10から入力される音線ごとのBモード画像データを入力データメモリ142に記憶する。これによって、入力データメモリ142内に、Bモード画像データについての音線データ空間が形成される。

【0039】

ドップラモードにおいては、送受信部6は超音波プローブ2を通じて音線順次で撮影対象4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。その際、1音線当たり複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われる。同一音線における送受信の繰り返し周波数がPRFである。撮影開始時には、PRFとして予め用意されているデフォルト(default)値が用いられる。

【0040】

ドップラ処理部12は、エコー受信信号を直交検波ユニット120で直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理し、自己相関演算ユニット124で自己相関を求め、自己相関結果から、平均流速演算ユニット126で平均流速を求め、分散演算ユニット128で分散を求め、パワー演算ユニット130でパワーを求める。また、拍動検出ユニット132により前述のようにして拍動の強度を求める。これらの算出値は、それぞれ、例えば血流等の平均速度とその分散、ドップラ信号のパワーおよび血流等の拍動性を、音線ごとかつピクセルごとに表す画像データとなる。

【0041】

ドップラ処理部12は、また、ローパスフィルタ152、サンプルホールドユニット154、バンドパスフィルタ156および周波数分析ユニット158からなる構成により、サンプルボリュームにおけるドップラ周波数データを求める。

【0042】

画像処理部14は、ドップラ処理部12から入力される音線ごとかつピクセルごとの各ドップラ計測データ、および、ドップラ周波数データを入力データメモリ142に記憶する。これによって、入力データメモリ142内に、各ドップラ計測データについての音線データ空間、および、ドップラ周波数データ空間がそれぞれ形成される。

【0043】

プロセッサ148は、入力データメモリ142のBモード画像データ、ドップラ計測データおよびドップラ周波数データをディジタル・スキャンコンバータ144でそれぞれ走査変換して画像メモリ146に書き込む。その際、ドップラ計測データは、速度に分散を加味したCFM画像データおよびパワードップラ(PDI)画像データとして書き込まれる。PDI画像データには、ドップラシフトの極性に応じた方向性を付与する。このPDI

10

20

30

40

50

画像は特にDPDI (directional power Doppler imaging) と呼ばれる。ドップラ周波数データについては、縦軸を周波数、横軸を時間とするグラフ (graph) 上の座標として書き込む。

【0044】

プロセッサ148は、Bモード画像データ、CFM画像データ、DPDI画像データおよびドップラ周波数データを別々の領域に書き込む。Bモード画像は、音線走査面における体内組織の断層像を示すものとなる。CFM画像は、音線走査面における血流速度等の2次元分布を示す画像となる。この画像では血流の方向に応じて表示色を異ならせる。また、速度に応じて表示色の輝度を異ならせる。また、分散に応じて所定の色の混色率を高め表示色の純度を変える。これによって、速度の大きさ、方向、分散が視認性良く表示される。 10

【0045】

DPDI画像は、音線走査面における血流等の存在を方向とともに示す画像となる。DPDI画像では、血流の方向を区別するため表示色は2色とする。表示色はCFM画像に用いる色とは異ならせる。信号強度に応じて表示色の輝度を変える。

【0046】

これらの画像を表示部16に表示させる場合には、例えばBモード画像とCFM画像を重ね合わせて表示する。これにより、体内組織との位置関係が明確な血流速度分布像を観察することができる。また、Bモード画像とDPDI画像を重ね合わせて表示する。この場合は、体内組織との位置関係が明確な血管走行状態を観察することができる。 20

【0047】

ドップラ周波数の時間変化を示すグラフは、必要に応じて上記の各画像に並べて同一画面に表示する。これによってサンプルボリュームにおけるドップラ周波数の時間変化を観察することができる。

【0048】

図10に、レンジ調節の観点での本装置の機能ブロック図を示す。同図において図1に示したものと同一ものは同じ符号を付して説明を省略する。同図に示すように、本装置は、速度計測部402、レンジ変更部404、みなし折り返し部406、表示部16および操作部20を有する。

【0049】

速度計測部402は、図1に示した装置の超音波プローブ2、送受信部6およびドップラ処理部12からなる部分に相当する。速度計測部402は、本発明における計測手段の実施の形態の一例である。レンジ変更部404およびみなし折り返し部406は、いずれも、図1に示した装置の画像処理部14および制御部18からなる部分に相当する。レンジ変更部404は、本発明におけるレンジ変更手段の実施の形態の一例である。みなし折り返し部406は、本発明における折り返し手段の実施の形態の一例である。表示部16は、本発明における表示手段の実施の形態の一例である。 30

【0050】

速度計測部402は、前述のようなドップラ計測を行い、計測データをレンジ変更部404に入力する。レンジ変更部404には操作部20を通じてレンジ変更指令が入力される。レンジ変更部404は、計測データのレンジを変更してみなし折り返し部406に入力する。みなし折り返し部406は、レンジ変更後のデータについてみなし折り返しを行って表示部16に入力する。 40

【0051】

レンジ変更部404によるレンジ変更、および、みなし折り返し部406によるみなし折り返しを、図11によって説明する。同図は、レンジと表示スケール (scale) の関係を示す概念図である。同図は、レンジを $\pm 14 \text{ cm/sec}$ から $\pm 12 \text{ cm/sec}$ に変更する例を示している。

【0052】

レンジが $\pm 14 \text{ cm/sec}$ のときは、(1)に示すように、流速 $\pm 14 \text{ cm/sec}$ が 50

表示スケールの最大値に対応している。±14 cm/sec のレンジは、PRF を 1.8 kHz とすることによって実現される。

【0053】

表示スケールの最大値は、レンジの如何にかかわらず、例えば±128 とされる。このようにすることにより、速度表示の分解能（階調）を表示スケールの 1/128 とすることができる。なお、表示スケールの最大値は 128 に限らず適宜でよい。また、正負別々の最大値にしてもよい。

【0054】

この状態において、レンジを ±12 cm/sec に変更する指令が入力されたとき、レンジ変更部 404 は下記のような計算によりレンジ変更を行う。すなわち、変更前のレンジを VR_R とし、そのレンジにおけるデータを v_R とし、変更後のレンジを VR_I とし、そのレンジにおけるデータを v_I とすると、レンジ変更部 404 は、変更後のレンジにおけるデータ v_I を次式によって求める。なお、このとき PRF は変更しない。

【0055】

$$v_I = \text{round} (v_R * VR_R / VR_I)$$

ここで、 $\text{round}(x)$ は変数 x の四捨五入である。

【0056】

このような計算により、データ v_I が属するレンジは (2) のようになる。すなわち、流速 ±12 cm/sec に相当するデータ v_I が表示スケールの最大値となり、±12 cm/sec を超える流速に相当するデータ v_I は、斜線で示すように、表示スケールをはみ出すようになる。

【0057】

この部分は、変更後のレンジにおいては折り返し（エイリアシング：aliasing）となるべき部分であるが、PRF を変更していないので、折り返しとはならない。そこで、この部分をみなし折り返しと呼ぶ。

【0058】

このようなデータ v_I について、みなし折り返し部 406 は、下記のような計算によりみなし折り返しを行う。すなわち、レンジ VR_I におけるデータの最大値を M （ここでは 128）としたとき、みなし折り返し量 A を

$$A = \text{abs}(v_I) - M$$

によって求める。ただし、 $\text{abs}(x)$ は変数 x の絶対値である。これによって、斜線で示したみなし折り返し部分の大きさが求まる。

【0059】

みなし折り返し部 406 は、さらに、 $\text{abs}(v_I) > M$ のときは、 $\text{sign}(v_I) > 0$ なら $v_I = A - M$ とし、そうでないなら $v_I = M - A$ とする。ただし、 $\text{sign}(x)$ は変数 x の符号である。これによって、(3) 示すように、みなし折り返し部分に変更後のレンジにおける折り返しとなる。

【0060】

このようにレンジ変更およびみなし折り返しが行われたデータが、表示部 16 に入力される。これによって、表示部 16 では、PRF 変更により計測レンジを変更したのと変わらない速度表示が行われる。

【0061】

このようにしてレンジ変更を行う利点は、PRF を変えずにレンジ変更できる点にある。このため、予め定められている PRF で実現不可能なレンジも任意に実現することができる。すなわち、例えば 1.8 kHz の次の PRF として例えば 1.4 kHz が定められているとすると、それに対応する計測レンジは ±10 cm/sec となるが、±14 cm/sec から ±10 cm/sec までの任意のレンジを PRF を変えることなく連続的に実現することができる。

【0062】

レンジ変更が ±10 cm/sec のレンジに達したときは、レンジ変更部 404 は速度計

10

20

30

40

50

測部 4 0 2 に P R F の切 換を行わせる。これによって、実際の計測レンジと見かけ上の計測レンジすなわち表示レンジが一致する。

【 0 0 6 3 】

以下、同様にしてレンジ調節が行われる。このように、レンジ変更が所定の範囲を超えるたびに P R F を切り換えて、実際の計測レンジと見かけ上の計測レンジを一致させることにより、流速計測を適切に行うことができる。なお、P R F 切 換を行う場合でも切 換のステップを粗くして良いので、P R F 切 換部の構成を簡素化することができる。

【 0 0 6 4 】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、速度表示レンジが P R F の制約を受けない 10
超音波診断装置を実現する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 2】送受信部のブロック図である。

【図 3】音線走査の概念を示す図である。

【図 4】音線走査の概念を示す図である。

【図 5】音線走査の概念を示す図である。

【図 6】B モード処理部のブロック図である。

【図 7】ドップラ処理部の一部のブロック図である。

【図 8】ドップラ処理部の一部のブロック図である。 20

【図 9】画像処理部のブロック図である。

【図 1 0】本発明の実施の形態の一例の装置の機能ブロック図である。

【図 1 1】レンジ調節の概念を示す図である。

【符号の説明】

2 超音波プローブ

4 撮影対象

6 送受信部

1 0 B モード処理部

1 2 ドップラ処理部

1 4 画像処理部 30

1 6 表示部

1 8 制御部

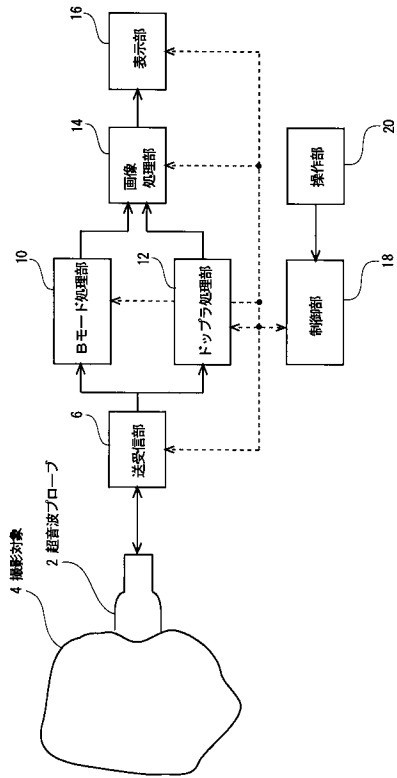
2 0 操作部

4 0 2 速度計測部

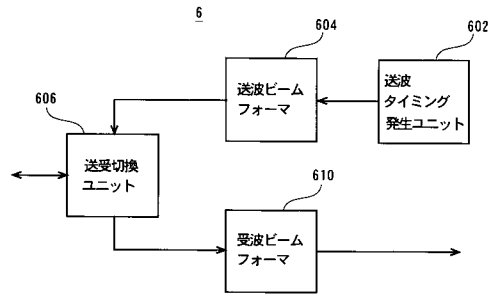
4 0 4 レンジ変更部

4 0 6 みなし折り返し部

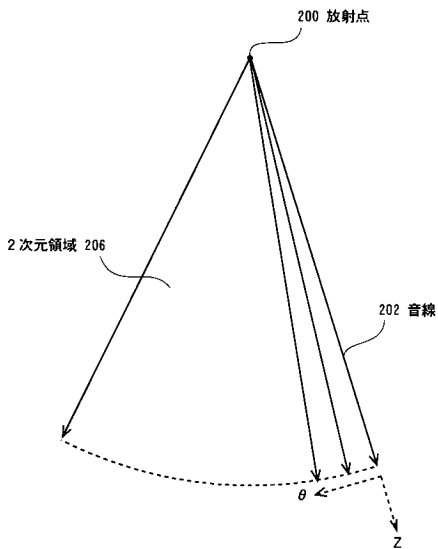
【図 1】



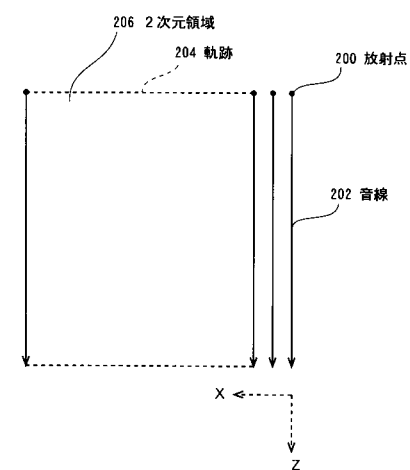
【図 2】



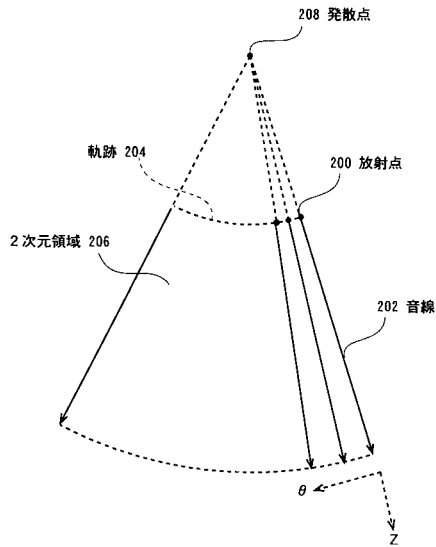
【図 3】



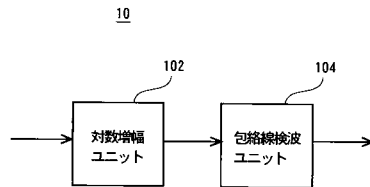
【図 4】



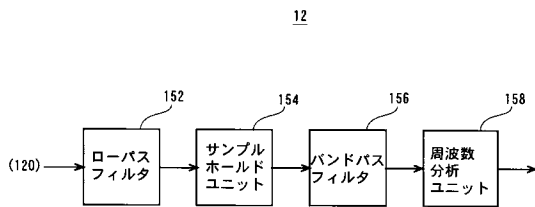
【図 5】



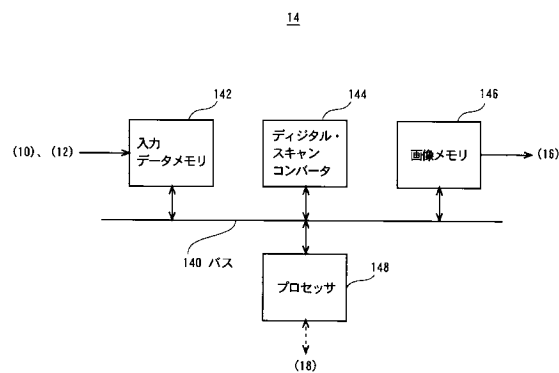
【図 6】



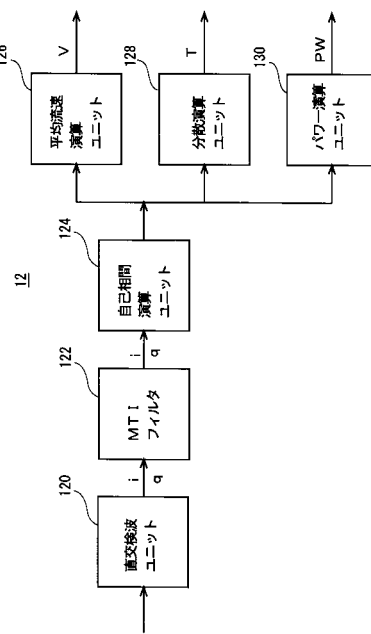
【図 8】



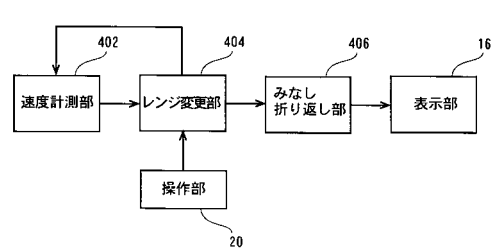
【図 9】



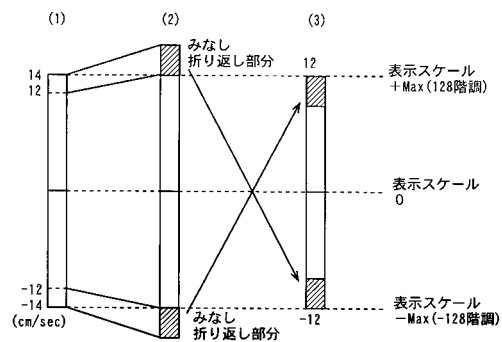
【図 7】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 片岡 宏章

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の1 2 7 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C301 AA02 DD01 DD04 EE09 HH03 KK02 KK09 KK22

4C601 DD03 DE01 DE03 EE06 HH04 KK02 KK18 KK19

专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	JP2004187828A	公开(公告)日	2004-07-08
申请号	JP2002357648	申请日	2002-12-10
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	片岡宏章		
发明人	片岡 宏章		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE09 4C301/HH03 4C301/KK02 4C301/KK09 4C301/KK22 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE06 4C601/HH04 4C601/KK02 4C601/KK18 4C601/KK19		
代理人(译)	信茂Sameshima		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现一种超声波诊断设备，其速度显示范围不受PRF限制。 解决方案：测量装置（402），用于基于通过以重复频率PRF重复进行超声波发射/接收而获得的回声的多普勒频移来测量回声源的速度，以及显示装置（16），用于显示测得的速度，当调整了测量范围时，范围改变部件（404）在不改变测量部件中的超声波发送和接收的PRF的情况下改变由显示部件显示的速度显示的范围，以及根据改变后的范围显示范围的显示速度 它具有用于执行所认为的折叠的折叠装置（406）。

[选择图]图10

