

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4768100号  
(P4768100)

(45) 発行日 平成23年9月7日(2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日(2011.6.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2000-123615 (P2000-123615)  
 (22) 出願日 平成12年4月25日(2000.4.25)  
 (65) 公開番号 特開2001-299752 (P2001-299752A)  
 (43) 公開日 平成13年10月30日(2001.10.30)  
 審査請求日 平成19年4月10日(2007.4.10)

(73) 特許権者 390029791  
 日立アロカメディカル株式会社  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
 (74) 代理人 100075258  
 弁理士 吉田 研二  
 (74) 代理人 100096976  
 弁理士 石田 純  
 (72) 発明者 岡田 孝  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
 カ株式会社内  
 (72) 発明者 原田 烈光  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
 カ株式会社内

審査官 樋口 宗彦

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】

アレイ振動子を備え、電子走査される超音波ビームを形成して受信信号を取得するプローブと、

前記電子走査される超音波ビームによって形成される走査面に対応した断層画像を、受信信号に基づいて形成する画像形成手段と、

前記断層画像を表示する断層画像表示手段と、

を備える超音波診断装置であって、

前記走査面が血管の縦断面に一致した適正位置決め状態が、ユーザによる前記断層画像の観察及びユーザによる前記プローブの操作によって成立しているときに、前記縦断面上において複数の血管検出ビーム方位のそれぞれに対し超音波ビームが形成されるよう制御を実行して、各血管検出ビーム方位に対応する受信信号を得るステアリング手段と、

前記適正位置決め状態において、前記各血管検出ビーム方位に対応する受信信号に基づいて、前記縦断面上で前記血管に直交する第1目的ビーム方位を設定する第1ビーム方位設定手段と、

前記適正位置決め状態において、前記第1目的ビーム方位に基づいて、前記縦断面上で前記第1目的ビームと前記血管内で交わる第2目的ビーム方位を設定する第2ビーム方位設定手段と、

前記第1目的ビーム方位に対応する受信信号を利用して血管壁の変位を計測する血管壁変位計測手段と、

10

20

前記第 2 目的ビーム方位に対応する受信信号を利用して血流速度を計測する血流速度計測手段と、

前記血管壁の変位及び前記血流速度に基づいて評価値を演算する評価値演算手段と、  
を含み、

前記アレイ振動子は、

前記画像形成手段が前記断層画像を形成するための超音波ビームの形成、前記ステアリング手段の制御による超音波ビームの形成、前記血管壁変位計測手段による計測のための超音波ビームの形成、及び、前記血流速度計測手段による計測のための超音波ビームの形成について共通に用いられ、

前記ステアリング手段の制御による超音波ビーム、前記血管壁変位計測手段による計測のための超音波ビーム、及び、前記血流速度計測手段による計測のための超音波ビームは単一の前記走査面上に形成されることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記評価値演算手段は、

前記血管壁の変位の時間微分及び前記血流速度の時間微分を求め、それぞれの時間微分に基づいて前記評価値としてウェーブインテンシティを求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記第 1 ビーム方位設定手段は、

前記複数の血管検出ビーム方位のそれぞれに対応する受信信号から、前記血管の構造を反映した特徴信号をそれぞれ探索する特徴信号探索手段と、

前記各血管検出ビーム方位に対応する前記特徴信号の比較に基づいて、前記第 1 目的ビーム方位を設定する特徴信号比較手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記第 2 ビーム方位設定手段は、

前記第 1 目的ビーム方位上に位置し前記血管内に含まれるサンプルゲートの位置を、前記第 1 目的ビーム方位に対応する受信信号から探索された前記特徴信号に基づいて定め、当該サンプルゲートを通る方位として前記第 2 目的ビーム方位を設定することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 3 または請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記特徴信号比較手段は、前記特徴信号の振幅を前記複数の血管検出ビーム方位に対応する受信信号の相互間にて比較して前記第 1 目的ビーム方位を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記特徴信号比較手段は、前記特徴信号が最大振幅となることに基づいて、前記第 1 目的ビーム方位を設定することを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 7】

請求項 3 または請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記特徴信号比較手段は、前記特徴信号の発生タイミングを前記複数の血管検出ビーム方位に対応する受信信号の相互間にて比較して前記第 1 目的ビーム方位を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、

前記特徴信号比較手段は、前記血管検出ビーム方位の超音波ビームの送波から、その送

50

波に対応する前記特徴信号の検出までの経過時間が最小となることに基づいて、前記第 1 目的ビーム方位を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 3 または請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記特徴信号比較手段は、前記特徴信号の発生タイミング及び振幅を前記複数の血管検出ビーム方位に対応する受信信号の相互間にて比較して前記第 1 目的ビーム方位を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

10

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波ビームの方位を計測に好適な条件に設定することに関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波ビームの向きを順次変えることによって、断層画像を形成する超音波診断装置がある。一方、超音波診断装置は、超音波ビームの向きを関心のある特定の方向に設定して、関心領域の診断、観察を行うことにも用いられる。

【0003】

この後者の第 1 の例としては、血管壁の変位の計測がある。血管壁の変位計測においては、超音波ビームの方位は血管壁に直交するように設定されることが望ましい。また第 2 の例としては、ドプラ効果を用いた血管内の血流速度の測定がある。この場合には、超音波ビームは血管内の計測点を通り、かつ血管に対して傾斜した方位を設定される。ちなみに、血管壁の変位と血流速度とが同時に計測される場合もあった。

20

【0004】

このようにビームを所望の方位に向ける場合、従来は、事前に得た断層画像を参考にしてユーザがプローブの向きを操作するという方法が採られていた。この場合、体表に押し当てられるプローブの向きを変えたり、スタンドオフを用いることにより体表とプローブとの角度関係を調節し、超音波ビームの向きが操作されていた。また、断層画像形成において行われるセクタ電子走査の原理に基づいて、ユーザがビーム方位を手動で調節するビームステアリングが可能な超音波診断装置もあった。

30

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

ここでプローブを体表に押し当てて超音波ビームの向きを変えようとする、血管等の測定対象に不要な力が加わり測定結果に影響を及ぼすという問題があった。またスタンドオフを用いると、感度が低下するという問題があった。また、ユーザが例えば装置のダイヤル等を操作してビームのステアリングを行うことは、操作性が悪いという問題があった。

【0006】

さらに、これら従来のユーザ操作によるビーム方位の設定においては、血管壁の変位と血流速度との同時計測を行う場合、血管壁変位計測と血流速度計測との各々に別個に好適なビーム方位を設定することが難しいという問題があった。そのため、一方向の超音波ビームの受信信号から血管変位と血流速度とを計測しており、計測精度が低下するおそれがあった。

40

【0007】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたものであり、超音波ビーム方位を自動的に設定することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波を行って超音波ビームを形成し受信信号を取得する送受波手段と、前記受信信号に基づいて診断目的に応じた第 1 目的ビーム方位を決定し、前記送受波手段に設定する第 1 ビーム方位設定手段とを含むものである。

50

## 【 0 0 0 9 】

本発明によれば、送受波手段はプローブから送受波する超音波ビームの方位（ビーム軸線の位置）を制御可能であって、診断目的に応じた第1目的ビーム方位が受信信号に基づいて自動的に決定される。

## 【 0 0 1 0 】

望ましくは、前記第1ビーム方位設定手段は、ビーム方位をステアリングするビームステアリング手段と、前記ステアリングによる各ビーム方位の受信信号それぞれに対して、検査対象の関心構造を反映した特徴信号を探索する特徴信号探索手段と、前記各ビーム方位の前記特徴信号を相互に比較し、その比較に基づいて前記第1目的ビーム方位を決定する特徴信号比較手段とを有する。この構成によれば、ビームステアリング手段は複数のビーム方位に対して超音波ビームを形成する。通常、ビーム方位を変えると関心構造までの距離もビーム方位によって異なる。そのため各ビーム方位上に位置する関心構造によって生じた特徴信号はそれぞれ送受波の間に経由する距離に応じて減衰や遅延を受け、相互に差異を生じる。よって各ビーム方位の特徴信号を比較して、各ビーム方位に関し、プローブ上での送受波中心から当該ビーム方位と交差する関心構造までの距離情報を取得し、それに基づいて関心構造の配置、形状についての情報を得ることができる。特徴信号比較手段は、このような各ビーム方位間での特徴信号の比較に基づいて得られた関心構造の配置、形状に応じて、第1目的ビーム方位を決定する。

10

## 【 0 0 1 1 】

本発明の好適な態様は、前記関心構造が血管の壁構造であり、前記第1目的ビーム方位が、血管壁に直交する方向であることを特徴とする超音波診断装置である。血管の壁構造から反射したエコーは受信信号に特有なピークを生じ、特徴信号探索手段はこれを特徴信号として探索する。第1目的ビーム方位を血管壁に直交するように設定することで、超音波の送受波ごとに第1目的ビーム方位から得られる受信信号での特徴信号の時間の変化は、血管の径方向に関する血管壁の変位に応じたものとなる。よって、この構成は、例えば血管の拡張、収縮の観察といった目的に適している。

20

## 【 0 0 1 2 】

本発明の他の好適な態様に係る超音波診断装置は、血管壁に直交する第1目的ビーム方位に対応する前記受信信号を利用して血管壁の変位を計測する血管壁変位計測手段を有する。この構成によれば、第1目的ビーム方位から得られる受信信号での特徴信号の時間の変化に基づいて、血管の径方向に関する血管壁の変位量が精度良く計測される。

30

## 【 0 0 1 3 】

さらに別の本発明に係る超音波診断装置は、前記第1目的ビーム方位に対して傾斜した第2目的ビーム方位を前記送受波手段に設定する第2ビーム方位設定手段と、前記第2目的ビーム方位に対応する前記受信信号を利用して血流速度を計測する血流速度計測手段とを有するものである。

## 【 0 0 1 4 】

血流速度計測手段はドプラ計測法によって血流速度を計測することができる。この血流速度計測手段は、血流に傾斜した向きで血流速度の計測対象領域に交差する超音波ビームを必要とする。本発明では、血管に直交した、すなわち血流に直交した第1目的ビーム方位を基準とし、これに対して傾斜した第2目的ビーム方位を定める。これにより第2目的ビーム方位は血流に対して傾斜した向きとなる。

40

## 【 0 0 1 5 】

本発明の好適な態様は、前記第1目的ビーム方位に対して傾斜した第2目的ビーム方位を前記送受波手段に設定する第2ビーム方位設定手段と、前記第1目的ビーム方位に対応する前記受信信号を利用して血管壁の変位を計測する血管壁変位計測手段と、前記第2目的ビーム方位に対応する前記受信信号を利用して血流速度を計測する血流速度計測手段と、前記血管壁の変位及び前記血流速度から評価値を演算する評価値演算手段とを有することを特徴とする超音波診断装置である。本態様によれば、第1目的ビーム方位への超音波ビームの形成と第2目的ビーム方位への超音波ビームの形成とは、別々に時分割で実行され

50

る。評価値としては各種のものが想定されるが、例えば、血行動態指標としてWave Intensityがあり、それは血管壁の変位に基づいて得られる動脈中の圧力Pの時間微分と、血流速度Uの時間微分との積で定義される。

【0016】

本発明に係る超音波診断装置においては、前記第2ビーム方位設定手段が、前記特徴信号に基づいて、前記第1目的ビーム方位上に位置し前記血管内に含まれる観測点を定め、この観測点を通るように前記第2目的ビーム方位を設定するものである。本発明によれば、第1目的ビーム方位と第2目的ビーム方位とがなす角度がそのまま、第2目的ビーム方位が血流となす角度となる。すなわち、第2目的ビーム方位が血流となす角度を精度良く定めることができ、血流速度が良好な精度で計測される。

10

【0017】

本発明に係る超音波診断装置においては、前記特徴信号比較手段が、前記特徴信号の振幅を前記各受信信号相互間にて比較して前記第1目的ビーム方位を決定することを特徴とする。特徴信号の振幅は、超音波ビームの方位と特徴信号を生じる関心構造とのなす角度に依存する。すなわち、関心構造に垂直に交わるほど、基本的に特徴信号の振幅も大きい。本発明によれば、特徴信号の振幅から関心構造の形状情報を得て、それに基づいて第1目的ビーム方位が決定される。

【0018】

望ましくは、前記特徴信号比較手段は、前記特徴信号が最大振幅となることに基づいて、前記第1目的ビーム方位を決定する。特徴信号が最大振幅となるような関心構造上の点においては、超音波ビームは関心構造の表面と直交する。よって特徴信号が最大振幅となることに基づいて、関心構造の表面に直交する、又は直交に近い状態となる第1目的ビーム方位を定めることができる。

20

【0019】

本発明に係る超音波診断装置においては、前記特徴信号比較手段が、前記特徴信号の発生タイミングを前記各受信信号相互間にて比較して前記第1目的ビーム方位を決定することを特徴とする。特徴信号が受信されるタイミングは、プローブにおける超音波ビームの送受波の中心点と特徴信号を生じる関心構造との距離に依存する。すなわち、関心構造までの距離が近いほど、基本的に特徴信号の受信タイミングが早い。本発明によれば、特徴信号の受信タイミングから関心構造の形状情報を得て、それに基づいて第1目的ビーム方位が決定される。

30

【0020】

望ましくは、前記特徴信号比較手段は、前記超音波ビームの送波から前記特徴信号の受波までの経過時間が最小となることに基づいて、前記第1目的ビーム方位を決定する。プローブにおける超音波ビームの送受波の中心点との距離が極小となるような関心構造上の点においては、超音波ビームは関心構造の表面と直交する。よって特徴信号の受信タイミングが最も早いことに基づいて、関心構造の表面に直交する、又は直交に近い状態となる第1目的ビーム方位を定めることができる。

【0021】

望ましくは、前記特徴信号比較手段は、前記特徴信号の発生タイミング及び振幅を前記各受信信号相互間にて比較して前記第1目的ビーム方位を決定する。

40

【0022】

【発明の実施の形態】

次に、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0023】

〔実施の形態1〕

図1には、本発明に係る第1の実施の形態である超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されている。本装置は、特に血管の性状や心臓の機能などを診断する機能を有している。

【0024】

50

図 1 において、プローブ 10 は、超音波パルスの送波及びエコーの受波を行う超音波探触子である。このプローブ 10 はアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子の電子走査によって超音波ビームが電子的に走査される。その電子走査方式としては例えば電子リニア走査や電子セクタ走査などを挙げることができる。

【0025】

送受信部 12 は、プローブ 10 に対して送信信号を供給する送信回路と、プローブ 10 からの受信信号に対して増幅や整相加算などの処理を行う受信回路とを含んで構成される。

【0026】

送受信制御部 14 は、送信ビームの形成及び受信ビームの形成を行うための送受信制御を実行している。

【0027】

受信信号処理部 16 は、断層画像形成部 18、変位演算部 20、速度演算部 22、評価値演算部 24 を含んで構成される。

【0028】

断層画像形成部 18 は、受信信号から断層画像すなわち B モード画像を形成する回路である。形成された断層画像のイメージ情報は表示処理部 30 に出力される。

【0029】

変位演算部 20 は、血管壁の位置の変位を演算する回路である。この変位演算部 20 は、前壁の位置と後壁の位置とから血管径を演算する機能を有している。具体的には、変位演算部 20 は、後に示す変位計測ライン上に設定されたトラッキングゲートにおいて、血管壁の位置をトラッキングする機能を有している。血管壁は比較的強いエコーを生じるため、エコーデータのレベルを所定の閾値とを比較することによって、血管壁により生じる特徴的な強い信号を検知することができる。そして、この特徴信号に基づいて血管壁の変位がトラッキングされる。また変位演算部 20 は変位計測ライン上に血管の midpoint を含むサンプルゲートを設定する。このサンプルゲートは、後述するドプラビーム方位の設定において利用される。

【0030】

ドプラビーム方位上には、変位計測ラインとの交点近傍に血流速度サンプルゲートが設定される。速度演算部 22 は、この血流速度サンプルゲート内のエコーデータを参照し、そのエコーデータからドプラ情報を抽出して速度情報を求め、それらの平均値として血流速度を演算する回路である。

【0031】

変位演算部 20 で演算された血管径を表す変位信号及び速度演算部 22 で演算された血流速度を表す血流速度信号は、表示処理部 30 及び評価値演算部 24 に出力されている。

【0032】

評価値演算部 24 は血管径及び血流速度から、評価値としての Wave Intensity を演算する回路である。評価値演算部 24 では、血流速度信号から血流速度の時間微分が演算され、また変位信号に基づいて血管の時間微分が演算され、それら微分結果が乗算される。この乗算結果が Wave Intensity である。

【0033】

表示処理部 30 は、表示器 32 に表示する表示画像を構成する回路である。表示処理部 30 は画像合成機能などを有している。

【0034】

本装置は変位計測ライン及びドプラビーム方位を受信信号に基づいて自動的に設定するビーム方位自動設定機能を有している。この機能は、送受信制御部 14 及びビーム方位決定部 40 により実現され、血管壁に直交し、血管壁の変位計測に適した変位計測ラインとなる第 1 の目的ビーム方位と、血流に対して傾斜したドプラビーム方位となる第 2 の目的ビーム方位とが設定される。これらの 2 つのビーム方位が同一の走査面に含まれるように、ビーム方位自動設定は、断層画像上に血管の縦断面が捉えられた状態で起動するのが好適である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 5 】

ビーム方位自動設定機能がユーザにより起動されると、送受信制御部 1 4 は、異なるビーム方位に対して超音波の送受波を行う。送受信制御部 1 4 は、例えばセクタ走査が行われるように送受信部 1 2 を制御する。この場合、プローブ 1 0 から互いに異なる角度に対して超音波ビームの送受波が行われる。

## 【 0 0 3 6 】

ビーム方位決定部 4 0 は電子走査により得られる各ビーム方位についての受信信号を入力される。特徴信号検出器 4 2 は、各ビーム方位についての受信信号を探索して、当該信号に含まれる血管壁に起因する強いエコーを特徴信号として検出する。なお、特徴信号は一般的に血管の前壁と後壁とのそれぞれから得られる。振幅比較器 4 4 は、前壁、後壁のいずれか一方、又は両方の特徴信号の振幅を各ビーム方位ごとに求める。この振幅は超音波ビームと血管壁とのなす角度が垂直になるにつれて大きくなる。よって、振幅が極大となるビーム方位は、血管壁に直交していることが期待される。本装置の振幅比較器 4 4 は、上記各ビーム方位間で特徴信号の振幅を比較して、振幅が極大となるビーム方位を第 1 の目的ビーム方位として選択する。また振幅に極大点が生じない場合には、最大となる点でのビーム方位が血管壁となす角度が走査範囲内で最も直角に近いであろうとして、これを第 1 の目的ビーム方位として選択する。

## 【 0 0 3 7 】

このように選択された第 1 目的ビーム方位は、ビーム方位設定器 4 6 に入力され、ビーム方位設定器 4 6 が送受信制御部 1 4 に対し第 1 目的ビーム方位を指示する。

## 【 0 0 3 8 】

また第 1 目的ビーム方位は血流速度ビーム方向設定器 4 8 にも入力される。血流速度ビーム方向設定器 4 8 は、第 1 目的ビーム方位に対して走査面内で所定角度だけ傾斜した方位を第 2 目的ビーム方位（ドブラビーム方位）として定め、これを送受信制御部 1 4 へ指示する。第 2 目的ビーム方位は、変位演算部 2 0 から得られる変位計測ライン上のサンプルゲートを通るように設定される。そのため、プローブ 1 0 にて、第 1 目的ビーム方位の超音波ビームの送受波に対する送受信開口と、第 2 目的ビーム方位の超音波ビームの送受波に対する送受信開口とは、基本的に互いにずれている。ドブラビーム方位上の血管の中点近傍には上述した血流速度サンプルゲートが設定され、速度演算部 2 2 はこの血流速度サンプルゲート内の血流速度を測定する。

## 【 0 0 3 9 】

送受信制御部 1 4 は、例えば Wave Intensity を計測する場合には、送受信部 1 2 に対して交互に第 1 目的ビーム方位、第 2 目的ビーム方位を設定し、それに対応して受信信号処理部 1 6 では血管壁の変位の計測と血流速度の計測とが交互に行われる。

## 【 0 0 4 0 】

なお、上述の例では血管壁が直線状であってセクタ走査が行われる場合を説明したが、血管壁が曲線状である場合には、リニア走査を行って、振幅が極大、又は極小になるビーム軸の位置を血管壁に直交する第 1 目的ビーム方位として設定することもできる。

## 【 0 0 4 1 】

図 2 には、図 1 に示した表示器 3 2 に表示される画像の一例が示されている。当該画像の左側には断層画像 6 0 が表示される。その断層画像 6 0 は血管 6 2 の縦断面を含んでいる。すなわち、この断層画像 6 0 はプローブを血管に対して正しく位置決めした状態において取り込まれたものである。

## 【 0 0 4 2 】

断層画像 6 0 上において、上述のビーム方位自動設定機能により探索された第 1 目的ビーム方位が変位計測ライン 6 4 として設定される。変位計測ライン 6 4 上にはユーザ設定によりトラッキングゲート A , B が設定される。ここで、トラッキングゲート A は前壁 6 6 の内膜 6 6 A を含んで設定されるものであり、トラッキングゲート B は後壁 6 8 の内膜 6 8 A を含んで設定される。このトラッキングゲート A , B においてエコーデータが参照され、そのエコーデータのレベルを基準として内膜 6 6 A , 6 8 A が自動的に特定され、

10

20

30

40

50

また血管 6 2 の変動に伴って内膜 6 6 A 及び 6 8 A の位置が追従検出される。例えば、その追従は、受信信号の位相の変化に基づいて行われる。

【 0 0 4 3 】

本装置においては、上記のように血管の前壁と後壁の位置が特定されると、その中点を基準として血管 7 0 内に変位計測ライン上のサンプルゲートが自動的かつ動的に設定される。この設定されたサンプルゲートを通り、かつ変位計測ライン 6 4 に対して所定の角度だけ傾いた第 2 目的ビーム方位が血流速度ビーム方向設定器 4 8 によってドプラビーム方位として設定され、このドプラビーム方位 7 2 が断層画像上に表示される。またドプラビーム方位上には血流速度サンプルゲート S が設定され、これが断層画像上に表示される。この血流速度サンプルゲート S の幅はユーザにより自在設定可能である。

10

【 0 0 4 4 】

表示画面の右側には、互いに時間軸を平行とした複数のグラフが表示される。具体的には、変位計測ライン上でのエコーを時系列に表示した M モード画像 8 0、トラッキングゲート A にてトラッキングされた前壁 6 6 の変位波形 8 2、トラッキングゲート B にてトラッキングされた後壁 6 8 の変位波形 8 4、それらの変位波形 8 2、8 4 の間の距離として演算される血管径の変化波形 8 6 が表示される。さらにその下段には、サンプルゲート S での血流速度波形 8 8 が表示され、その下段には図 1 には示さない心電計から入力される心電図 9 0 が補助情報として表示される。また、これらと合わせて、評価値演算部 2 4 から得られる Wave Intensity 等の評価値を表示することもできる。

【 0 0 4 5 】

20

図 3 は、本装置におけるビーム方位自動設定の動作を説明するフロー図である。ユーザは、プローブ 1 0 を操作して、表示器 3 2 に診断部位、例えば頸動脈の血管縦断面を表示させる ( S 1 0 0 )。ユーザは断層画像上に表示される変位計測ライン 6 4 をトラックボール等の操作によりマニュアルで目的とする計測位置を指定する ( S 1 0 5 )。このマニュアルで設定された変位計測ラインを用いて血管壁の変位等の計測を行うこともできるが、本装置では、変位計測ラインを基準として、より好適な変位計測ライン、ドプラビーム方位の設定を行う。このビーム方位自動設定動作は、ユーザが本装置に設けられるボタン等を操作して起動される ( S 1 1 0 )。

【 0 0 4 6 】

送受信制御部 1 4 は、ユーザが設定した変位計測ラインを中心として、その両側に振れるように超音波ビームをステアリング制御する ( S 1 1 5 )。これにより得られた各ビーム方位からの特徴信号の振幅が振幅比較器 4 4 により比較され ( S 1 2 0 )、血管壁からの特徴信号の振幅が極大となるビーム方位を血管壁に垂直方向の第 1 目的ビーム方位として選択する ( S 1 2 5 )。この血管壁に直交する第 1 目的ビーム方位が自動設定により得られた変位計測ラインとして設定され、血管壁の変位計測時にビーム方位設定器 4 6 から送受信制御部 1 4 に設定される ( S 1 3 0 )。また設定された変位計測ラインの情報は血流速度ビーム方向設定器 4 8 に入力される。血流速度ビーム方向設定器 4 8 は、この変位計測ラインに対して所定角度だけ傾斜し、かつ変位計測ラインの血管中央付近に設定されるサンプルゲートを通る第 2 目的ビーム方位を血流速度計測に用いるドプラビーム方位として設定する ( S 1 3 5 )。

30

【 0 0 4 7 】

本装置においては、変位計測ラインとドプラビーム方位とが上述のように自動設定され、これらを用いて血管変位計測と血流速度計測とが行われる ( S 1 4 0 )。

【 0 0 4 8 】

なお、上述の例では、ユーザが目的とする計測位置を指定するために、ビーム方位の自動設定の開始に際して変位計測ラインを指定したが、このようなユーザ指定は必ずしも行わなくても各ビーム方位の自動設定は可能である。

【 0 0 4 9 】

[ 実施の形態 2 ]

図 4 には、本発明に係る第 2 の実施の形態である超音波診断装置の全体構成がブロック図

50



として示されている。図4において、図1と同様の構成要素には同一の符号を付し、説明を簡単にする。

【0050】

本装置が第1の実施の形態の装置と異なる点は、振幅比較器44に代えて遅延時間比較器150を有している点である。本装置では、遅延時間比較器150により第1目的ビーム方位が決定される。他の点については、第1の実施の形態と基本的に同様であるので、以下、この第1の実施の形態との相違点についてのみ説明する。

【0051】

特徴信号検出器42は、送受信制御部14によるステアリングにより得られる各ビーム方位の受信信号から血管壁に起因する特徴信号を検出する。遅延時間比較器150は、超音波ビームの送信から特徴信号の受信までの遅延時間を各ビーム方位ごとに求める。この遅延時間はビームの送信ポイントとそのビームを反射した血管壁との距離が長くなるにつれて長くなる。よって、遅延時間が極小となるビーム方位は、血管壁に直交していることが期待される。本装置の遅延時間比較器44は、上記各遅延時間を比較して、遅延時間が極小となるビーム方位を第1の目的ビーム方位として選択する。また遅延時間に極小点が生じない場合には、最小となる点でのビーム方位が血管壁となす角度が走査範囲内で最も直角に近いであろうとして、これを第1の目的ビーム方位として選択する。

【0052】

このように選択された第1目的ビーム方位は、ビーム方位設定器46に入力され、ビーム方位設定器46が送受信制御部14に対し第1目的ビーム方位を指示する。

【0053】

[実施の形態3]

図5には、本発明に係る第3の実施の形態である超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されている。図5において、図1又は図4と同様の構成要素には同一の符号を付し、説明を簡単にする。

【0054】

本装置が第1、第2の実施の形態の装置と異なる点は、第1目的ビーム方位の決定が、振幅比較器44と遅延時間比較器150との両方の比較結果に基づいて行われる点である。他の点については、第1、第2の実施の形態と基本的に同様であるので、以下、第1、第2の実施の形態との相違点についてのみ説明する。

【0055】

特徴信号検出器42での特徴信号の検出結果は、振幅比較器44と遅延時間比較器150との両方に入力される。判定器160は、これら振幅比較器44と遅延時間比較器150との比較結果を入力され、それらに基づいて第1目的ビーム方位を決定する。

【0056】

例えば、振幅比較器44が振幅が極大となるビーム方位を選択し、遅延時間比較器150が遅延時間が極小となるビーム方位を選択する構成とし、判定器160がこれら両方位の中間の方位を第1目的ビーム方位として決定することができる。

【0057】

また、遅延時間は、送受波の開口中心と超音波ビームが反射される血管壁との距離 $d$ に比例し、一方、振幅は距離 $d$ が増加するに従って指数関数的に減衰する。そこで、遅延時間と振幅の対数とを適当な重み付け平均し、その平均値が極値となるビーム方位を第1目的ビーム方位として決定することもできる。

【0058】

【発明の効果】

本発明の超音波診断装置によれば、関心構造からのエコーに含まれる特徴信号に基づいて、その関心構造と所定の角度で交差するビーム方位が自動的に設定され、装置の操作性が向上する。また、特に血管を測定対象とした場合、血管壁の変位の計測を行うビーム方位と血流速度の計測を行うビーム方位とのそれぞれが好適に自動設定される。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の第 1 の実施の形態である超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】 表示器に表示される画像の一例を示す模式図である。

【図 3】 ビーム方位自動設定の動作を説明するフロー図である。

【図 4】 本発明の第 2 の実施の形態である超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

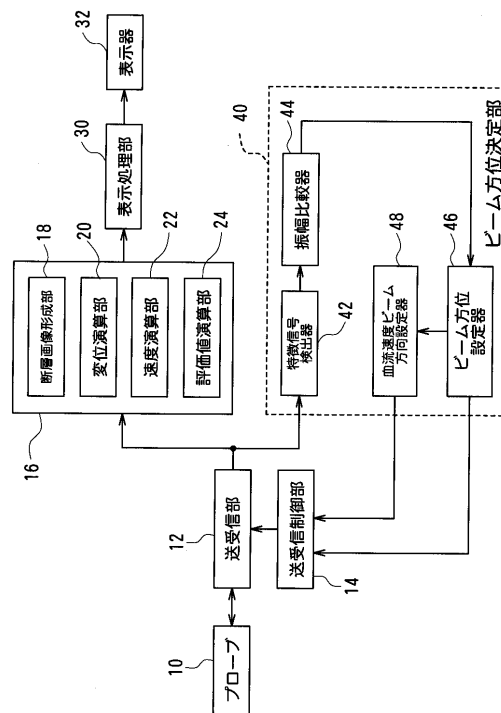
【図 5】 本発明の第 3 の実施の形態である超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

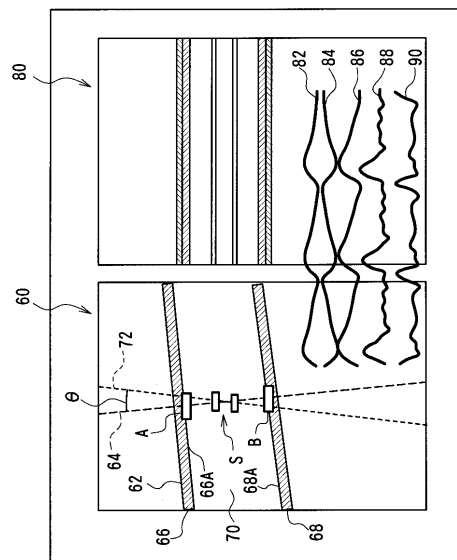
10 プローブ、12 送受信部、14 送受信制御部、18 断層画像形成部、20 変位演算部、22 速度演算部、24 評価値演算部、32 表示器、40 ビーム方位決定部、42 特徴信号検出器、44 振幅比較器、46 ビーム方位設定器、48 血流速度ビーム方向設定器、150 遅延時間比較器、160 判定器。

10

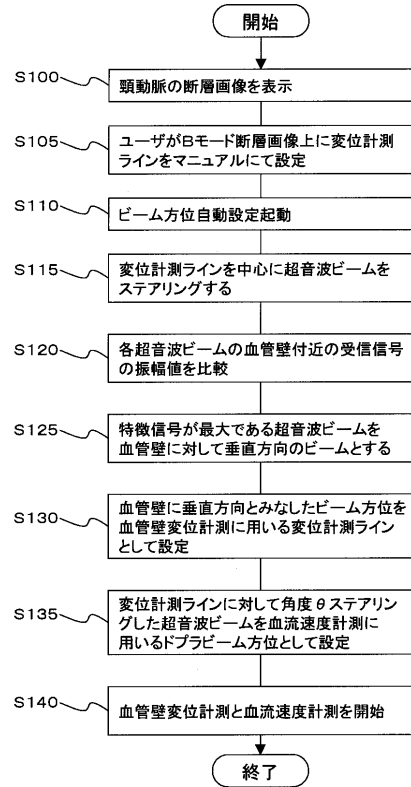
【図 1】



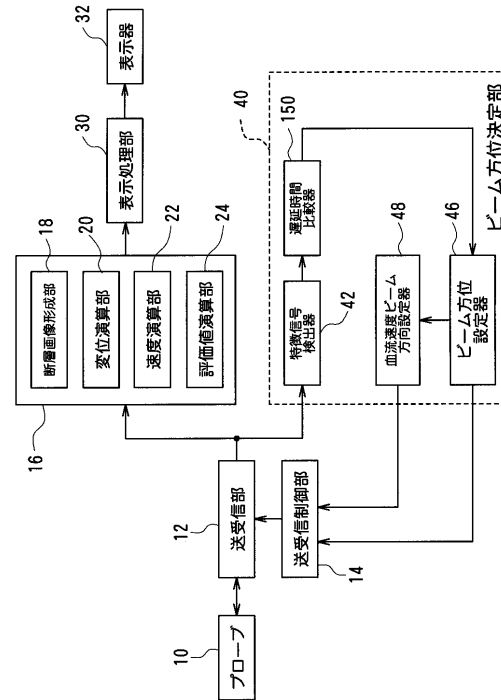
【図 2】



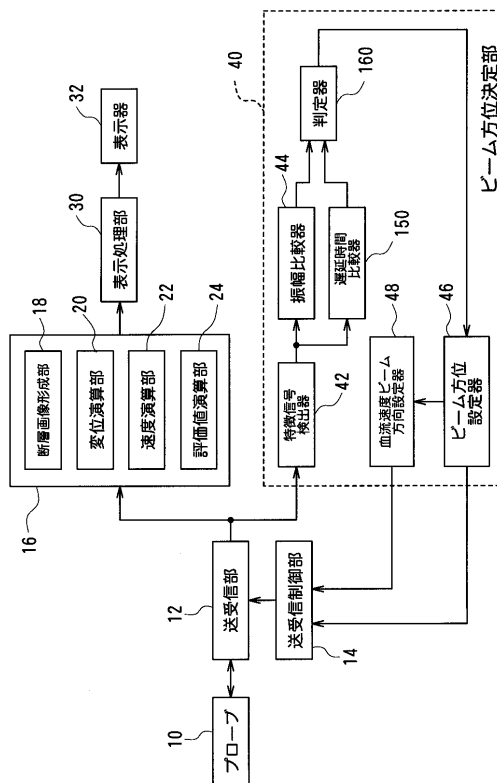
【図 3】



【図 4】



【図 5】



---

 フロントページの続き

(56)参考文献 特開平04-200539(JP,A)

特開平11-089838(JP,A)

特開昭60-096233(JP,A)

特開平05-023335(JP,A)

特開昭58-177631(JP,A)

特開2001-070305(JP,A)

特開2000-271117(JP,A)

特開平06-217975(JP,A)

特開平10-216129(JP,A)

特開2001-218768(JP,A)

特開平09-201361(JP,A)

特開平11-221217(JP,A)

特開平10-179589(JP,A)

特開平07-124162(JP,A)

特開平04-231031(JP,A)

BRANDS P J, HOEKS A P G, WILLIGERS J, WILLEKES C, RENEMAN R S (Maastricht Univ., Maastricht, NLD), An integrated system for the non-invasive assessment of vessel wall and hemodynamic properties of large arteries by means of ultrasound., Eur J Ultrasound, IL, 1999年7月, Vol.9, No.3, Page.257-266

NIKI K, SUGAWARA M (Tokyo Women's Medical Univ. School of Medicine, Tokyo, JPN), UCHIDA A K, TANAKA R (Nihon Kohden Corp., Saitama, JPN), TANIMOTO K, IMAMURA H, SAKOMURA Y, KOYANAGI H, KASANUKI H (Tokyo Women's Medical Univ., Tokyo, JPN), A noninvasive method of measuring wave intensity, a new hemodynamic index: application to the carotid artery in patients with mitral regurgitation before and after surgery., Heart Vessels, 日本, 1999年, Vol.14, No.6, Page.263-271

SUNAGAWA K, KANAI H (Tohoku Univ., Sendai, JPN), TANAKA M (Japan Anti-Tuberculosis Association, Sendai, JPN), Simultaneous Measurement of Blood Flow and Arterial Wall Vibrations in Radial and Axial Directions., Proc IEEE Ultrason Symp, 米国, 2000年10月25日, Vol.2000, No.Vol.2, Page.1541-1544

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4768100B2</a>	公开(公告)日	2011-09-07
申请号	JP2000123615	申请日	2000-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	岡田孝 原田烈光		
发明人	岡田 孝 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/EE14 4C301/JB23 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB50		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2001299752A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：设置适合于血管壁的位移测量的射束方向，并且适合于测量血流速度的射束方位是复杂的。发送/接收控制单元（14）控制超声波的波束方向，并向/从每个波束方向发送/接收超声波。特征信号检测器42检测出现在接收信号中的血管壁的强回波特性。幅度比较器44将血管壁的特征信号的幅度与每个束方向进行比较。振幅取决于超声波束和血管壁形成的角度，并且随着角度接近垂直，振幅变大。选择振幅变为最大的波束方位作为与血管壁正交的波束方位角，并用于测量血管壁的位移。而且，倾斜预定角度的光束取向用于使用多普勒频移测量血流速度。

【图 2】

