

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4350771号
(P4350771)

(45) 発行日 平成21年10月21日(2009.10.21)

(24) 登録日 平成21年7月31日(2009.7.31)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 5 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2007-150769 (P2007-150769)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年6月6日(2007.6.6)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2006-195727 (P2006-195727)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
	の分割	(74) 代理人	100078765
原出願日	平成7年7月17日(1995.7.17)		弁理士 波多野 久
(65) 公開番号	特開2007-222674 (P2007-222674A)	(74) 代理人	100078802
(43) 公開日	平成19年9月6日(2007.9.6)		弁理士 関口 俊三
審査請求日	平成19年6月6日(2007.6.6)	(72) 発明者	佐野 昭洋
(31) 優先権主張番号	特願平6-171338		栃木県大田原市下石上1385番地の1
(32) 優先日	平成6年7月22日(1994.7.22)		株式会社東芝 那須工場内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

審査官 右▲高▼ 孝幸

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】

生体内の組織の運動の速度を検出する速度検出手段と、

前記速度に基づいて前記組織を含む断層面の複数枚の速度分布のデータを時系列に作成する速度分布作成手段と、

前記複数枚の速度分布の各々における心筋又は血管壁上の複数の部位の相互間の速度情報に基づいて組織の運動状態を解析する解析手段と、

この解析手段の解析結果の時間変化に沿った解析データを作成するデータ作成手段と、
このデータ作成手段が作成した解析データを表示する表示手段とを備え、

前記解析手段は、

前記複数枚の速度分布の内の1枚を表示する速度分布表示手段と、

この表示された速度分布上で心筋又は血管壁上の前記複数の部位を包含しかつ前記組織の運動範囲を包含する単一の領域を設定する設定手段と、

前記複数枚の速度分布の各々における前記領域の速度ヒストグラムを演算するヒストグラム演算手段と、

この速度ヒストグラムに基づき、前記組織の運動状態を表す情報として心筋又は血管壁上の前記複数の部位の相互間の速度情報を表す指標を当該速度分布毎に演算する指標演算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】

前記速度検出手段が速度検出の対象としている組織は心筋である請求項1記載の超音波診

断装置。

【請求項 3】

前記解析手段は、前記心筋の内膜の運動速度が最大となる時相における速度分布のデータを前記速度分布作成手段から取得するデータ取得手段を含む請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記指標演算手段は、

前記速度ヒストグラム上の最高速度領域および最低速度領域の平均速度を各々、心筋又は血管壁上の前記複数の部位の速度として求める速度特定手段と、

前記 2 つの平均速度に基づいて前記指標を算出する算出手段とを有する請求項 3 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記算出手段が算出する指標は、前記 2 つの平均速度間の速度差、速度比、および速度勾配の内の少なくとも 1 つである請求項 4 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、心筋梗塞、狭心症などの虚血性心疾患、肥大型心筋症などの左室拡張障害などを有効に診断できる超音波診断技術に係り、とくに、心筋（心臓壁）や血管壁の運動速度をドブラ法を用いて検出し、その運動速度から運動の種々の物理量を演算し、その演算結果を適宜な態様で表示する、組織ドプライメージング（TDI）用の超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

現在、心臓や血管の機能を定量的に評価することは、心臓病の診断にとって必須となっており、各種の診断方法が試みられている。

【0003】

この内、超音波による診断においては、例えば心臓左室のリアルタイムの B モード断層像を観察することで、その定量的評価をすることが多かった（左室は心臓の機能評価の中心になるからである）。虚血性心疾患、左室拡張障害など、病状がかなり進んで重度の場合、この観察でもある程度の診断が可能ではある。

30

【0004】

また近年、より高度な、専門化された診断法もいくつか提案されている。例えば、虚血性心疾患の診断に専門の左室壁運動解析法がある。この解析法は、左室の収縮期と拡張期における心筋の厚みの変化を測定して、厚みの変化が少ない部位を「収縮能が低下した部位」、即ち「虚血部位」と診断するものである。この解析のアルゴリズムには種々の方式が考えられており、そのいずれにおいても、B モード断層像を用いて収縮末期及び拡張末期における左室心内膜又は心外膜のトレースを行い、そのトレース情報を用いて測定している。

【0005】

40

また、心筋梗塞を診断する方法として、ストレスエコー法も知られている。この診断方法は、運動、薬物、電気刺激などにより心臓に負荷を与え、この負荷の前後における心臓の超音波断層像（B モード像）を夫々録画しておく。そして、負荷をかける前と後の画像を一つのモニタに並列に表示し、心臓の収縮期と拡張期における心筋の厚みの変化（心筋は通常、収縮期に厚くなる）を比較し、梗塞部位を検出するものである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上述した各種の診断方法には、以下のような種々の不都合があった。

【0007】

50

まず、Bモード断層像を目視・観察する診断の場合、モニタ画面は単にリアルタイム像を表示しているだけであるから、器官の機能低下の判定や異常組織の識別が難しく、虚血性心疾患における局所的な収縮能低下部位、左室拡張障害などの詳細な情報を得ることは、相当に熟練を積んだ医師であっても實際上、困難であった。また、左室壁運動解析法は虚血性心疾患に専門の診断法であり、汎用性に乏しい。

【0008】

ましてや、前述した左室拡張障害の客観的診断情報の検出について、超音波診断装置を用いた有用かつ簡便な診断法は確立されていなかった。

【0009】

本発明は上述した従来の診断法の不都合に鑑みてなされたもので、表示画面を観察するだけで診断部位の器官（組織）の運動状態を容易に把握でき、その器官の機能低下や異常を定量的、高精度かつ迅速に評価可能な超音波診断装置を提供することを、主な目的とする。

10

【0010】

また、虚血性心疾患のみならず、正常部位に対して異常部位の運動速度が異なる症例など、心筋や血管壁などの収縮中心を持つ運動器官の診断に幅広く適用可能な組織ドプラインメージング用の超音波診断装置を提供することを、別の目的とする。

【0011】

さらに、診断のために心臓に負荷を与える必要も無く、患者に不快感を与えずに診断可能な超音波診断装置を提供することを、別の目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、生体内の組織の運動の速度を検出する速度検出手段と、前記速度に基づいて前記組織を含む断層面の複数枚の速度分布のデータを時系列に作成する速度分布作成手段と、前記複数枚の速度分布の各々における心筋又は血管壁上の複数の部位の相互間の速度情報に基づいて組織の運動状態を解析する解析手段と、この解析手段の解析結果の時間変化に沿った解析データを作成するデータ作成手段と、このデータ作成手段が作成した解析データを表示する表示手段とを備え、前記解析手段は、前記複数枚の速度分布の内の1枚を表示する速度分布表示手段と、この表示された速度分布上で心筋又は血管壁上の前記複数の部位を包含しかつ前記組織の運動範囲を包含する単一の領域を設定する設定手段と、前記複数枚の速度分布の各々における前記領域の速度ヒストグラムを演算するヒストグラム演算手段と、この速度ヒストグラムに基づき、前記組織の運動状態を表す情報として心筋又は血管壁上の前記複数の部位の相互間の速度情報を表す指標を当該速度分布毎に演算する指標演算手段とを有するものである。

30

【0017】

前記速度検出手段が速度検出の対象としている組織は好適には心筋である。

【0018】

前記解析手段は、好適には、前記心筋の内膜の運動速度が最大となる時相における速度分布のデータを前記速度分布作成手段から取得するデータ取得手段を含む。前記指標演算手段は、前記速度ヒストグラム上の最高速度領域および最低速度領域の平均速度を各々、心筋又は血管壁上の前記複数の部位の速度として求める速度特定手段と、前記2つの平均速度に基づいて前記指標を算出する算出手段とを有する。前記算出手段が算出する指標は、前記2つの平均速度間の速度差、速度比、および速度勾配の内の少なくとも1つである。

40

【発明の効果】

【0024】

本発明においては、生体内の運動する組織（例えば心筋や血管壁）の検出速度に基づいて組織を含む断層面の速度分布データを形成・表示し、速度分布像における心筋又は血管壁上の複数の部位（例えば、2つのROIによって指定された領域）の相互間の速度情報

50

(速度差、速度比など)に基づいて組織の運動状態の解析を時系列かつリアルタイムに繰り返して、解析データの時間変化曲線を表示したり、さらには、速度分布データに基づいて組織の２次元的な速度勾配を演算して、その勾配分布を２次元像として適宜な態様(例えば輝度変化像)で表示するようにしたため、表示画面を観察するだけで診断部位の器官(組織)の運動状態を容易に把握でき、その器官の機能低下や異常を定量的、高精度かつ迅速に評価可能になる。また、正常部位に対して異常部位の運動速度が異なる症例など、心筋や血管壁などの収縮中心を持つ運動器官の診断に幅広く適用可能になる。さらには、診断のために心臓に負荷を与える必要も無く、患者に不快感を与えず、診断可能を受け易い超音波診断装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【００２５】

本発明の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【００２６】

(第１の実施の形態)

本発明の第１の実施の形態を図１～図６、図３１、および図３２に基づき説明する。この実施の形態に係る超音波診断装置は、組織としての心筋や血管壁のＴＤＩ(組織ドプライメージング：Tissue Doppler Imaging)による画像を得る装置である。

【００２７】

図１には、超音波診断装置のブロック構成を示す。図に示すように、この超音波診断装置１０は、被検者との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ１１と、この超音波プローブ１１を駆動し且つ超音波プローブ１１の受信信号を処理する装置本体１２と、この装置本体１２に接続され且つ心電情報を検出するＥＣＧ(心電計)１３と、装置本体１２に接続され且つオペレータからの指示情報を装置本体に出力可能な操作パネル１４とを備える。

20

【００２８】

装置本体１２は、その扱う信号経路の種別に拠り超音波プローブ系統、ＥＣＧ系統及び操作パネル系統に大別することができる。超音波プローブ系統としては、超音波プローブ１１に接続された超音波送受信部１５を備え、この超音波送受信部１５の出力側に配置されたＢモード用ＤＳＣ(デジタルスキャンコンバータ)部１６、Ｂモード用フレームメモリ(FM)１７、画像データ合成部１８、Ｄ／Ａ変換器１８Ａ及び表示器１９を備える一方、同じく超音波プローブ１１に接続された、パルスドプラ法による組織ドプライメージング(TDI)のための位相検波部２０、フィルタ部２１、周波数解析部２２、ベクトル速度演算部２３、ＴＤＩ用ＤＳＣ部２４、ＴＤＩ用フレームメモリ２５、および速度解析部２６を備えている。また、ＥＣＧ系統としては、ＥＣＧ１３に接続されたＥＣＧ用アンプ４０を備え、このアンプ４０の出力側に接続されたトリガ信号発生器４１及び参照データメモリ４２を備える。さらに、操作パネル系統としては、操作パネル１４からの操作情報を入力するＣＰＵ(中央処理装置)４３と、このＣＰＵ４３の管理下に置かれるタイミング信号発生器４４、ＲＯＩ表示制御部４５、グラフィックメモリ４６とを備える。なお、ＣＰＵ４３は、オペレータが操作パネル１４を介して指令したＲＯＩ(関心領域)の設定信号を供給できるようになっている。

30

40

【００２９】

超音波プローブ１１は、短冊状の複数の圧電振動子を配列させたフェーズドアレイ形のトランスデューサを内蔵している。各圧電振動子は、超音波送受信部１５からの駆動信号によって励振される。各駆動信号の遅延時間を制御することにより、スキャン方向を変更してセクタ電子走査可能になっている。超音波送受信部１５の遅延時間パターンは、後述するタイミング信号発生器４４から送られてくる基準信号を基準時として、ＣＰＵ４３により制御される。超音波送受信部１５は、スキャン方向に対応して遅延時間パターンが制御された駆動電圧信号を超音波プローブ１１に出力する。この駆動電圧信号を受けた超音波プローブ１１は、そのトランスデューサにおいて電圧信号を超音波信号に変換する。この変換された超音波信号は、被検者の心臓に向けて送波される。この送波された超音波信

50

号は、心臓を含む各組織で反射され、再び超音波プローブ 11 に戻ってくる。そこで、プローブ 11 内のトランスデューサでは反射超音波信号が再び電圧信号（エコー信号）に変換され、そのエコー信号は超音波送受信部 15 に出力される。

【0030】

上記超音波送受信部 15 の信号処理回路は、送信時と同様に、入力したエコー信号に遅延をかけて整相加算し、スキャン方向に超音波ビームを絞ったと等価なエコービーム信号を生成する。この整相加算されたエコービーム信号は、検波された後、Bモード用 DSC 部 16 に出力される。この DSC 部 16 は超音波走査のエコーデータを標準テレビ走査のデータに変換し、画像データ合成部 18 に出力する。また、これと並行して、Bモード用 DSC 部 16 は、任意の心位相における複数枚の画像データを Bモード用フレームメモリ 17 に記憶させる。

10

【0031】

一方、超音波送受信部 15 で処理されたエコー信号は、位相検波部 20 にも出力される。位相検波部 20 はミキサとローパスフィルタを備える。心筋のような運動をしている部位で反射したエコー信号は、ドブラ効果によって、その周波数にドブラ偏移（ドブラ周波数）を受けている。位相検波部 20 はそのドブラ周波数について位相検波を行い、低周波数のドブラ信号のみをフィルタ部 21 に出力する。

【0032】

フィルタ部 21 は、運動速度の大きさが「心筋<弁<血流」の関係にあることを利用して（図 2 参照）、位相検波されたドブラ信号から、心臓壁以外の弁運動、血流などの不要なドブラ成分を除去し、超音波ビーム方向の心筋のドブラ信号を効率良く検出する。この場合、フィルタ部 21 はローパスフィルタとして機能させる。

20

【0033】

上記フィルタ部は既に実用化されている、血流情報を得るためのカラードブラ断層装置にも搭載されているものである。この血流情報を得るカラードブラ断層装置の場合には、血流と心臓壁、弁運動とのドブラ信号が混在したエコー信号に対してハイパスフィルタとして機能させ、血流以外のドブラ信号を除去している、このため、フィルタ部は装置の目的に応じてローパスフィルタとハスパスフィルタとを切換可能にすることで汎用性を高めることができる。

【0034】

なお、心筋からの信号強度は非常に大きく、血流からの信号強度は無視できるくらい小さいため、組織ドプライメージングにあっては、上記フィルタ部 21 を設けない構成も可能であり、そのようにしても、実用上殆ど差し支え無い。

30

【0035】

フィルタ部 21 でフィルタリングされたドブラ信号は、次段の周波数解析部 22 に出力される。周波数解析部 22 は、超音波ドブラ血流計測で用いられている周波数分析法である、FFT 法及び自己相関法を応用するものであり、個々のサンプル点における観測時間（時間窓）内での平均速度や最大速度を速度データとして演算する。具体的には、例えば、FFT 法又は自己相関法を用いてスキャン各点の平均ドブラ周波数（即ち、その点での観測対象の運動の平均速度）や分散値（ドブラスペクトラムの乱れ度）を、さらには FFT 法を用いてドブラ周波数の最大値（即ち、その点での観測対象の運動の最大速度）などをリアルタイムで演算する。このドブラ周波数の解析結果は運動速度のカラードブラ情報として次段のベクトル速度演算部 23 に出力される。

40

【0036】

ベクトル速度演算部 23 は、心筋などの組織の運動の絶対速度（ここでは、図 3 に示すように、物体 P の運動方向の速度 V それ自体を言うベクトル量（大きさ及び方向を有する））を例えば特開平 6 - 114059 号公報に示す手法を用いて推定する。

【0037】

この絶対速度 V の推定（演算）例を以下に例示する。超音波ドブラ法により直接検出される移動物体の速度は、図 3 に示す如く、超音波ビーム方向の速度成分「 $V \cdot \cos \theta$ 」

50

であるが、実際に得たい速度は絶対速度 V である。この絶対速度 V の推定方式には各種のものが提案されている。その中で、「移動物体の目標位置（サンプル点位置）に向けて、開口位置及び入射角の異なる 2 方向から超音波ビームを個別に照射し、各々のビーム照射で得られるドプラ偏移周波数に基づいて推定する方式」があり、これを図 3 1、3 2 を参照して説明する。

【 0 0 3 8 】

図 3 1 において、開口 1 及び開口 2 で得られるドプラ偏移周波数から推定可能な各超音波ビーム方向の速度成分 $V d 1$, $V d 2$ は、移動物体の絶対速度 V に対して、

[数 1]

$$V d 1 = V \cdot \cos \theta 1$$

10

$$V d 2 = V \cdot \cos \theta 2$$

の関係が成り立つ。

【 0 0 3 9 】

これらの関係は図 3 2 のように表される。図 3 2 において、

[数 2]

$$\text{線分 } A B = V$$

$$\text{線分 } A C = V d 1 = V \cdot \cos \theta 1$$

$$\text{線分 } A D = V d 2 = V \cdot \cos \theta 2$$

である。

【 0 0 4 0 】

20

また、三角形 $\triangle A D E$ と $\triangle B C E$ は相似形であるから、

[数 3]

$$\text{線分 } B C : \text{線分 } C E = \text{線分 } A D : \text{線分 } D E$$

$$\text{角 } C B E = \text{角 } D A E = \varphi$$

であり、

[数 4]

$$\text{線分 } A D = V d 2$$

$$\text{線分 } D E = V d 2 \cdot \tan \varphi$$

$$\text{線分 } C E = V d 1 - V d 2 / \cos \varphi$$

であるから、

30

[数 5]

$$\text{線分 } B C = \text{線分 } C E / \tan \varphi$$

$$= (V d 1 - V d 2 / \cos \varphi) / \tan \varphi$$

$$= V d 1 \cdot \cos \varphi - V d 2 / \sin \varphi$$

となる。

【 0 0 4 1 】

したがって、線分 $A B$ 、即ち絶対速度 V は、

[数 6]

$$V = \{ (\text{線分 } A C)^2 + (\text{線分 } B C)^2 \}^{1/2}$$

$$= \{ (V d 1)^2 + (V d 1 \cdot \cos \varphi - V d 2 / \sin \varphi)^2 \}^{1/2}$$

40

$$= V d 1 \cdot \{ 1 + (\cos \varphi - (V d 2 / V d 1) / \sin \varphi)^2 \}^{1/2}$$

... .. (1)

により求められる。即ち、2つの開口からの超音波ビームの成す角度 φ が既知であれば、2つのドプラ出力 $V d 1$, $V d 2$ から絶対速度 V を入射角に無関係に決定することができる。

【 0 0 4 2 】

そして、上記 (1) 式から絶対速度 V が求められると、

[数 7]

$$V d 1 = V \cdot \cos \theta 1$$

の式から

50

〔数 8〕

$$\theta 1 = \cos^{-1} (V d 1 / V) \quad \dots \dots (2)$$

が得られ、絶対速度 V の方向が決定される。

【 0 0 4 3 】

以上のようにして絶対速度 V の大きさ及び方向を演算できるので、超音波送受信部 1 5 は、上述した 2 方向からの超音波ビームの送受信に対応すべく遅延及び開口制御を行えばよい。これに呼応して、周波数解析部 2 2 からは、上記片方ずつの超音波ビームの送受信に対応したドプラ出力 $V d 1$ 、 $V d 2$ が交互にベクトル演算部 2 3 に出力され、ベクトル演算部 2 3 では上記 (1) 式及び (2) 式の演算が行われる。スキャン断層面の各サンプル点毎に演算される絶対速度 V のデータ (大きさ、方向) は、次段の T D I 用 D S C 部 2 4 に出力される。

10

【 0 0 4 4 】

T D I 用 D S C 部 2 4 は、走査方式変換用の D S C 2 4 a と速度データをカラー化するためにルックアップ用テーブルを備えたカラー回路 2 4 b とを備えている。このため、ベクトル速度演算部 2 3 から送られてきた速度データは、D S C 2 4 a で超音波走査信号が標準テレビ走査信号に変換されると共に、カラー回路 2 4 b でカラー表示用データに変換され、その変換信号が前記画像データ合成部 1 8 に出力される。カラー回路 2 4 b においては、例えば、従来知られている超音波ビームに近づく運動を赤、超音波ビームから遠ざかる運動を青で示す方法に対応させて、心筋の収縮運動を赤 (黄)、心筋の拡張運動を青 (水色) で示し、且つ、その絶対値が大きくなるにしたがって黄色または水色にグラデーションを変化させるようにカラー表示用データが生成される。

20

【 0 0 4 5 】

また、T D I 用 D S C 部 2 4 の D S C 2 4 a はさらに、任意の心時相における複数枚の組織ドプラ像を、フリーズのために T D I 用フレームメモリ 2 5 に記憶させる。

【 0 0 4 6 】

さらに、速度解析部 2 6 は、T D I 用 D S C 部 2 4 と並列の状態で、ベクトル速度演算部 2 3 及び画像データ合成部 1 8 との間に設けられており、ベクトル速度演算部 2 3 がサンプル点毎に演算した絶対速度データ、すなわち 2 次元の速度マッピング (分布) データを入力する。この速度解析部 2 6 は本発明の要旨に係る、関心部位の速度データの解析の中心を成すもので、本実施の形態では C P U を有し、後述する図 5 記載の処理を行うようになっている。

30

【 0 0 4 7 】

一方、前述した E C G 1 3 は被検者の各心時相の心電図情報を検出するように及び参照データメモリ 4 2 に各々出力される。この内、参照データメモリ 4 2 は各心時相における心電図情報を記憶しておき、必要に応じて必要な情報を画像データ合成部 1 8 に供給する。トリガ信号発生器 4 1 は、各心時相のタイミング情報を前記タイミング信号発生器 4 4 に知らせるようになっている。タイミング信号発生器 4 4 は、通常、操作パネル 1 4 からの指示に応じて超音波送受信部 1 5 における遅延時間パターンを制御する C P U 4 3 のコントロール下にあるが、トリガ信号発生器 4 1 から各心時相のタイミングが告知されると、超音波送受信部 1 5 に対して超音波送受のための基準信号を発振する。

40

【 0 0 4 8 】

上述したように画像データ合成部 1 8 には、B モード用 D S C 部 1 6 から出力された B モードの画像信号、T D I 用 D S C 部 2 4 から出力された組織ドプラ法によるカラーマッピングの画像信号、速度解析部 2 6 から出力された速度データ、さらには必要に応じて前記参照データメモリ 4 2 からの心電図情報が入力するようになっている。画像データ合成部 1 8 では、それらの入力信号データが重畳または分割表示の態様で合成され、その重畳データが表示器 1 9 に出力される。表示器 1 9 はここでは C R T で成る。

【 0 0 4 9 】

この実施の形態にあつては、超音波プローブ 1 1、超音波送受信部 1 5、位相検波部 2 0、フィルタ部 2 1、周波数解析部 2 2、及びベクトル演算部 2 3 が本発明の速度検出手

50

段を形成している。また、ＣＦＭ用ＤＳＣ部２４及びＴＤＩ用フレームメモリ２５が本発明の速度分布作成手段を成す。さらに、画像データ合成部１８、Ｄ／Ａ変換器１８Ａ、及び表示器１９が本発明の表示手段を形成している。また、操作パネル１４、ＣＰＵ４３、ＲＯＩ表示制御部４５、グラフィックメモリ４６、および速度解析部２６が本発明の解析手段を形成している。

【００５０】

本実施の形態の動作を説明する。

【００５１】

いま心筋を診断しているとすると、血流や弁のドプラ信号はすでにフィルタ部２１でカットされている（または信号強度が小さいため無視できる）から、表示器１９には心臓のＢモード断層像（白黒階調）に、心筋の動きを色分けしたカラー画像（左室短軸像）を重畳させた断層像が、例えば図４に示すようにリアルタイムに表示される（同図においてハッチング部分が心筋ＨＭを示す）。つまり、図４に示す心筋ＨＭのカラーは収縮運動時には赤（黄）、拡張運動時には青（水色）となり、その赤、青が周期的に且つリアルタイムに繰り返される。しかも収縮、拡張運動の最中における運動速度の変化は、赤もしくは黄または青もしくは水色の色合い変化によってリアルタイムに表現される。よって、心筋ＨＭの運動速度をカラーでほぼリアルタイム且つ精度良く表示させることができ、心臓の機能定価を定量的且つ高精度に評価するための基礎画像を取得できる。

【００５２】

このように心筋の組織ドプラ法によるカラードプラ像を得ている状態で、操作パネル１４から本発明に係る速度解析の指令Ｃ１を行うと、以下の処理が開始される。

【００５３】

Ｂモード用ＤＳＣ部１６及びＴＤＩ用ＤＳＣ部２４は、速度解析指令Ｃ１に応じて表示器１９の表示画像をフリーズする。

【００５４】

これに並行して、速度解析部２６は図５の処理を開始する。すなわち、まず同図ステップＳ１で、速度解析指令Ｃ１の読み込みを試み、速度データの加工処理を開始するか否か判断する。この処理で速度解析指令Ｃ１を入力できたときは「ＹＥＳ」と判断し、ステップＳ２に移行してＤＳＣ２４ａからフリーズに係る１フレーム分の２次元の速度マッピングデータ（スキャン断層面上に２次元に分布した絶対速度データ）を入力し、表示する。

【００５５】

次いでステップＳ３に移行し、速度解析部２６は、オペレータが表示器１９にフリーズ表示されている画像上の所望位置に複数（例えば２つ）のＲＯＩ（関心領域）を設定したか否かを判断する。オペレータが操作パネル１４から表示器１９のフリーズ像を観察して、例えば心疾患などの診断に有効である心内膜と心外膜の所望位置に２つの矩形形状ＲＯＩを手動設定したい旨を指令すると、ＣＰＵ４３からＲＯＩ表示制御部４５にそれに対応したＲＯＩ設定信号Ｃ２が出力される。ＲＯＩ表示制御部４５はＲＯＩ設定信号Ｃ２を解読して、ＲＯＩ形状、数、表示位置などの必要情報を得るとともに、指定されたＲＯＩ形状のグラフィックデータをグラフィックメモリ４６から読み出して、それらのＲＯＩ情報Ｃ３を画像データ合成部１８に送る。この結果、フリーズされている画像上の心内膜と心外膜の指定位置に指定形状及び指定数のＲＯＩが重畳表示される。これにより、本実施の形態では図６に示す如く、心内膜及び心外膜の所望位置に矩形形状ＲＯＩ：ＲＯＩａ、ＲＯＩｂが重畳表示される。そこで、図５のステップＳ３で、速度解析部２６は上記ＲＯＩ情報Ｃ２の読み込みを試みつつ、ＲＯＩ設定したか否かを判断し、ＹＥＳ（ＲＯＩ設定）の判断が下せるまで同判断を繰り返し、待機する。

【００５６】

このステップＳ３の判断でＹＥＳ（ＲＯＩが設定された）になると、ステップＳ４に移行して２つのＲＯＩ（ＲＯＩａ、ＲＯＩｂ）が囲む面積（画素の集合）の位置を演算する。これが済むと、速度解析部２６はステップＳ５に移行し、ＲＯＩ（ＲＯＩａ、ＲＯＩｂ）によって指定された面積の各画素の位置に対応した速度データをＤＳＣ２４ａから入力

する。

【0057】

この入力した速度データは、ROI (ROI a、ROI b) の各々において速度分布にばらつきのあることが考えられるため、次いでステップS6にて、ROI毎に速度データを平均処理し、代表値を求める。この結果、心内膜上に設定したROI: ROI aからは代表速度値 V_{end} が決まり、心内膜上に設定したROI: ROI bからは代表速度値 V_{epi} が決まる。

【0058】

そこで速度解析部26はその処理をステップS7に移行させ、代表速度値 V_{end} 、 V_{epi} 同士の比較解析を行う。この比較解析は、具体的には、心内外膜速度差 $V_{DIFF} = V_{end} - V_{epi}$ 及び心内外膜速度比 $V_{RATIO} = V_{end} / V_{epi}$ を演算することにより行われる。なお、ここでの解析データとして、代表速度値 V_{end} 、 V_{epi} 間の勾配を求めてもよい。

【0059】

この後、ステップS8に移行し、ステップS7で求めた心内外膜速度 V_{DIFF} 及び心内外膜速度比 V_{RATIO} のデータを画像データ合成部18に出力する。この結果、これらの解析データが図6に示した組織ドプラ断層像の一部に数値として重畳表示される。

【0060】

したがって、図4に示した組織ドプラ断層像の関心のある部位[ROI (ROI a、ROI b) で指定した部位]間の速度差が定量的に画像表示されるため、画像全体から受ける心筋の運動状態の印象に加えて、局所的な心筋の運動状態を定量的に測定することができる。組織ドプラ断層像上で他にも関心のある部位がある場合、オペレータは前述と同様にその部位にROI [ROI a、ROI b]を手動で移動させるだけでよく、その新たなROI位置同士を比較した解析結果が数値として直ちに表示される。このようにROI [ROI a、ROI b]を動かしながら、心筋の所望位置の運動状態を正確に把握できるので、単に図4のような組織ドプラ断層像を表示する場合には得られない機能、すなわち、同時に異なる部分(心内膜、心外膜)の速度差を比較して局所的な収縮能の低下を簡単に見つけることができるという機能が得られ、診断能が著しく高められる。また、ストレスエコー法のように心臓に負荷を与える必要も無いので、患者にとって不快感や苦痛もほとんど無く、受診し易い超音波診断装置を提供できる。

【0061】

また、このような優れた機能を得るに際し、Bモード像に重ねて表示した組織ドプラ断層像を使って所望の位置にROIを設定するようにしているので、従来のようにBモード像を目視・観察して用手的に心筋の輪郭をトレースしなくても、かかる輪郭位置を容易に目視・判断できる。したがって、ROIの設定作業も短時間で簡単に行うことができ、作業能率の点でも優れており、熟練度には殆ど関係なく使いこなせる装置となる。

【0062】

なお、上記第1の実施の形態ではパルスドプラ法を用いて心筋の運動速度を演算する構成としたが、この速度演算手段の構成については、このほかにも、例えばBモード像の画像データから速度を求めるようにすることもできる。すなわち、超音波パルス信号を送受信することにより得られるBモード像の画像データの組織部位の時系列方向へのパターンマッチングを、相互相関法などの手法を使って行い、組織の運動速度を得る。この場合にはその運動速度を使って速度解析部26が同様の処理を行うことになる。

【0063】

また、上記第1の実施の形態では組織としての心筋の運動状態を診断する場合について述べたが、診断対象は例えば血管壁であってもよい。図7には第1の実施の形態の超音波診断装置によって表示器19に表示された血管壁BVの組織ドプラ像を示す。この組織ドプラ像上の血管内膜及び血管外膜の所望位置に、2つのROI [ROI a、ROI b]が設定され、このROI内の平均速度 V_{in} 、 V_{out} が各々の代表値として演算される(図5ステップS1～S6参照)。そこで、この速度 V_{in} 、 V_{out} に基づいて

[数 9]

血管内外膜速度差 $V_{DIFF} = V_{in} - V_{out}$

血管内外膜速度比 $V_{RATIO} = V_{in} / V_{out}$

が演算され、表示される（図 5 ステップ S 7、S 8 参照）。このように、診断対象が血管壁であっても、同時に 2 ケ所の速度データについて比較解析でき、局所的な運動能力低下を容易に見つけることができる。

【 0 0 6 4 】

（第 2 の実施の形態）

本発明の第 2 の実施の形態を図 8 及び図 9 に基づいて説明する。この第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置は、放射状方向に運動する組織に適用可能な装置で、速度の比較解析に必要な 2 ケ所の部位を指定する ROI を自動で設定できるようにしたものである。

10

【 0 0 6 5 】

図 8 に示す超音波診断装置は、図 1 で説明した構成に加えて、CPU 43 と ROI 表示制御部 45 との間に ROI 自動設定部 48 を設けたものである。ROI 自動設定部 48 は CPU 43 から与えられる ROI 自動設定の指令 C 1' に応じて図 9 に示す一連の処理を開始する。

【 0 0 6 6 】

これを詳述すると、ROI 自動設定部 48 は図 9 のステップ S 10 でフリーズ画像に係る B モード画像データを入力し、表示する。ここで扱われる画像は、断層面においてほぼ同心円状に収縮拡張運動している組織の断層像であり、例えば、心疾患などの診断に最も良く使われる超音波断層面としての傍胸骨左室短軸像でもよいし、血管壁断層像でもよい。

20

【 0 0 6 7 】

次いでステップ S 11 に移行し、ROI 自動設定部 48 は B モード像上に手動または自動に係る収縮中心点を設定する。手動の場合はオペレータが表示器 19 のフリーズ像を見ながら操作パネル 14 を介して指令した点情報を収縮中心点として設定する。自動の場合は面積中心点又は心筋収縮方向のベクトルを求め、中心点を決定して設定する。

【 0 0 6 8 】

次いで、ステップ S 12 では、収縮中心点を中心にして 1 つの予め決められた放射状方向に B モード像を走査し、内膜及び外膜の位置を同定する。この同定に使う輪郭抽出技術は周知のもの（例えば特開平 6 - 1 1 4 0 5 9 号公報の記載参照）でよい。

30

【 0 0 6 9 】

次いで、ステップ S 13 にて、同定した内膜及び外膜の位置情報 C 1 を ROI 表示制御部 45 に出力する。この結果、ROI 表示制御部 45 は前記第 1 の実施の形態の場合と同様に、位置情報 C 1 に基づいて同定した内膜及び外膜の位置に例えば矩形 ROI [ROI a、ROI b] を表示させる（前記図 6 参照）。そして、この ROI [ROI a、ROI b] の位置の速度データの比較解析が速度解析部 26 によって前述と同様に行われる。

【 0 0 7 0 】

この後、ROI 自動設定部 48 は放射状の走査（内膜 / 外膜位置の同定）が全部済んだか否か判断し（図 9 ステップ S 14）、NO の場合はオペレータからの指令に基づいてまだ ROI 設定を続けるか否か判断する（同図ステップ S 15）。そして ROI 設定を継続させる場合はステップ S 12 に戻り、走査位置を収縮中心点の周りの他の位置（例えば前回の走査に隣接する位置）にずらして同様に内膜及び外膜の位置を同定し、ROI 位置を自動的に決める。

40

【 0 0 7 1 】

以上の繰返しによって収縮中心点を中心にして放射状に ROI [ROI a、ROI b] が順次、自動設定され、操作が著しく省力化される一方、同一方向における内膜部位と外膜部位の速度差が比較解析されるので、心筋梗塞などにより壊死した心筋部位を簡単かつ定量的に評価可能になる。

【 0 0 7 2 】

50

(第3の実施の形態)

本発明の第3の実施の形態を図10～図13に基づいて説明する。この第3の実施の形態は、前述してきた複数の部位に対する速度の比較解析の処理を時系列かつリアルタイムに複数画像に対して実行し、組織運動の時間的な変化を解析・表示するようにしたものである。

【0073】

以上を実行するため、図10に示す超音波診断装置は、速度解析部26にBモード断層像の画像データを入力するとともに、この速度解析部26で後述するROIの再設定処理も行い、その結果をROI表示制御部45に出力できるようになっている。

【0074】

これを達成するため、本実施の形態に係る速度解析部26は図11に示す処理を行う。以下、これを説明する。

【0075】

まず、速度解析部26は、ROI表示制御部45を介して入力する指令C3に基づいて解析開始を判断すると(図11ステップS20)、続いてステップS21～S23の処理を順次行う。ステップ21ではその時点の2次元の速度マッピングデータが入力され、表示される。ステップ22では、オペレータが表示器19に表示されているBモードフリーズ像を見ながら操作パネル14を介して設定したROI[ROIa、ROIb]の初期位置をROI表示制御部45から入力する。さらに、ステップS23では、初期位置に在るROI[ROIa、ROIb]内の組織形状、すなわち心筋を診断している場合には、心内膜及び心外膜の形状を周知の技法で抽出する。

【0076】

このように組織形状が得られると、今度はステップS24～S26の処理を順次行う。つまり、その時点で得られている次フレームの2次元の速度マッピングデータを入力し、表示する。ステップS25では、このフレームの2次元速度分布像に対してパターンマッチングなどを行い、ROI[ROIa、ROIb]を再設定する。この再設定により、刻々変化する組織位置/形状にROI[ROIa、ROIb]が自動的に追従することになり(図12の仮想線の状態参照)、ステップS26でこの再設定位置情報がROI表示制御部45に戻される。これによって、表示器19に表示されるその後の速度の2次元分布像にもROI[ROIa、ROIb]がリアルタイムに自動追従しながら重畳される。

【0077】

次いでステップS27～S30の処理が順次行われる。これらの処理は図5で説明したステップS4～S7と同じであり、これにより、2つのROI[ROIa、ROIb]の位置の速度データ同士が比較される。

【0078】

次いでステップ31に移行し、オペレータからの指令に基づく信号C1を入力して処理を終了するか否かを判断し、NOのときはステップS24に戻って上述した処理を繰り返す。この判断でYESになるときはステップ32に移行し、それまで複数のフレームについてステップS29及びS30で処理及び演算していた速度データの時間経過データを作成する。つまり、心筋を診断対象とする場合、例えば、時間(フレーム)の経過に伴う心内膜速度、外膜速度及び内外膜速度差のデータを作成する。この作成データは、ステップS33にて画像データ合成部18に出力される。これにより、表示器19には、例えば図13に示す如く経過時間を横軸にとった、心内膜速度 V_{end} 、心外膜速度 V_{epi} 、および心内外膜速度差 V_{DIFF} の変化曲線が単独で又は他の画像に重畳して表示される。

【0079】

このように、第3の実施の形態によれば、複数画像に対して時系列(リアルタイム)に2つのROI位置の速度データを比較解析でき、その組織の運動の経時変化曲線を表示できる。

【0080】

なお、この実施の形態にて速度解析部が解析対象とする時系列のデータはBモードのフ

10

20

30

40

50

レーン画像データであってもよく、Bモード画像データからパターンマッチングにより2次元分布の速度データを求め、その速度データから上述した時系列の解析を行うようにしてもよい。

【0081】

(第4の実施の形態)

さらに、第4の実施の形態を図14～図17に基づいて説明する。この第4の実施の形態は、前述してきた速度データの比較解析を時系列かつリアルタイムに行うことは第3の実施の形態と同等であるが、第3の実施の形態で行っていたROIの追従(すなわち、輪郭抽出、パターンマッチング)を不要にしたものである。

【0082】

これを達成するため、図14に示す超音波診断装置は解析時相決定部49を備える。この解析時相決定部49はECG用アンプ40の出力信号を受け、例えばしきい値弁別による手法を使って心内膜速度 $V_{e_n d}$ が最大となる時相を決め、その時相情報を速度解析部26に出力するようになっている。そのほかの構成は図1と同じである。

【0083】

速度解析部26は図15に示す処理を行う。すなわち、ステップS40で解析開始が判断されると、ステップS41に移行し、解析時相決定部49からの時相情報を読み込み、「内膜速度=最大値」となる時相か否かを判断する。この処理でかかる時相になったと判断されると、ステップS42～S46を順次行う。

【0084】

まず、「内膜速度=最大値」の時相における2次元の速度マッピングデータをTDI用DSC部24から入力・表示し(ステップS42)、ROI表示制御部45から指定ROI位置を入力する(ステップS43)。ここで指定されるROIは、例えば図16に示す如く、組織としての心筋の移動最大領域を含む、大きな単独の矩形状ROIであり、オペレータから操作パネル14を介して指令される。

【0085】

次いで指定されたROI内の速度ヒストグラムを演算する(ステップS44)。これによって、例えば図17に示す如く、速度を横軸にとり、各速度成分の頻度を縦軸にとったときの分布曲線のデータが内蔵メモリに記憶される。

【0086】

この速度ヒストグラムを求める理由は次のようである。一般に、1心周期における心内膜の変位(移動距離)は心外膜のそれよりも大きい。すなわち、速度に換算すると、心内膜速度 $V_{e_n d}$ 》心外膜速度 $V_{e_p i}$ となる。このため、上述した如く心内外膜の移動範囲を含むROIを設定した場合、「内膜速度=最大値」となる時相を選択しているので、各断面における速度ヒストグラムの最高速の一部が内膜速度領域 $R_{e_n d}$ を成しかつ最低速の一部が外膜速度領域 $R_{e_p i}$ を成す(図17参照)。そこで、この最高速度領域 $R_{e_n d}$ と最低速度領域 $R_{e_p i}$ の平均速度を求めることは、空間的に2つのROIを内外膜別々に設定し、その平均値を求めることに相当する。この目的のために本実施の形態では速度ヒストグラムが演算される。

【0087】

ただし、重度の異常壁運動等の患者は必ずしも、「心内膜速度》心外膜速度」という関係が成立しない。従って、そのような場合は、かかる解析対象から外す手立ても以下のように必要である。

【0088】

そこでステップS45では、ステップS44で演算した速度ヒストグラムの分布曲線の特徴量が演算される。その特徴量としては、例えば、最高速度および最低速度の各頻度数並びにそれらの差、全平均頻度数、全平均頻度数と最高速度および最低速度の各頻度数との差などであり、重度の心患者とそうでない患者とを見分けるために与えられた指標である。

【0089】

次いでステップ４６にて、求めた分布曲線の特徴量のデータを予め記憶している特徴量の基準値と比較することにより、重度の心患者か否かを判断する。この判断で重度と認識された場合、この第４の実施の形態の解析には不適であるとして、ＳステップＳ４７でその異常（重度）の旨を表示器１９に表示させて、処理を終わる。

【００９０】

これに対し、ステップＳ４６で「重度ではない」と判定された場合、ステップＳ４８～Ｓ５０の処理に順次移る。この内、ステップＳ４８では、最高速度および最低速度から所定の速度範囲のデータが各々、内膜速度領域 R_{end} 、外膜速度領域 R_{epi} のデータとして抽出される。ステップＳ４９では、各速度領域 R_{end} 、 R_{epi} 毎に平均値 V_{end} 、 V_{epi} が代表値として演算される。さらにステップＳ５０では、演算された平均値 V_{end} 、 V_{epi} を用いて前記各実施の形態と同様に比較解析を行う。

10

【００９１】

この後、ステップＳ５１で解析を終了するか否かを判断し、続ける場合は前記ステップＳ４１まで戻り、上記の処理を繰り返す。解析を終わる場合、ステップＳ５２、Ｓ５３（図１１のステップＳ３２、Ｓ３３と同じ処理）を行う。

【００９２】

従って、この第４の実施の形態によれば、第３の実施の形態と同様の解析結果を得るとともに、大きな単独のＲＯＩを設定し、速度ヒストグラムを駆使しているため、ＲＯＩの追従処理、すなわち心内外膜の輪郭抽出、パターンマッチングなどの処理を行わなくても、実質的に内外膜を分離できるので、一連の処理の演算負荷が軽くなる。

20

【００９３】

（第５の実施の形態）

続いて第５の実施の形態を図１８および図１９に基づいて説明する。この実施の形態は組織の運動速度の補正演算に関する。

【００９４】

前述したように、本発明に係るドブラ法により直接に検出できる運動速度は、従来の血流ドプラーメーキングと同様に、超音波ビームの走査線方向の運動速度成分である。このため、ベクトル速度演算部が設けられておらず、かつ組織の運動方向と超音波走査方向とが異なる場合、両方向が成す角度差に応じた補正を施すことが望まれる。

【００９５】

30

本実施の形態では、図１８に示す如く、周波数解析部２２の解析結果が直接、ＤＳＣ部２４に出力される一方、輪郭抽出部５０および補正演算部５１が設けられている。この内、輪郭抽出部５０は、ＴＤＩ用ＤＳＣ部２４から供給される２次元の速度マッピングデータに基づいて、対象組織としての心筋の心内膜、心外膜の輪郭を例えば相互相関法により求め、それらの輪郭情報を補正演算部５１に送る。補正演算部５１は、心内外膜の輪郭に沿って、輪郭を形成する部位ごとに周波数解析部２２から出力された検出速度 v を以下のように補正する。

【００９６】

心内膜の例を図１９に示す。検出速度成分 v とその方向（すなわち、超音波ビームの方向）はＤＳＣ部２４から出力されるので、心内膜のある部位Ｐにおける運動方向と検出速度成分 v とが成す角度を θ とすると、部位Ｐでの運動速度（絶対速度） V は、

40

[数１０]

$$V = v / \cos \theta$$

により補正演算される。ここで、角度 θ は、心筋の各部位が収縮中心Ｏと結ぶ線上を運動すると仮定して補正演算部５１で求める。

【００９７】

補正演算部５１では上式に基づく補正演算が心内膜および心外膜の全周にわたって行われるから、２次元的に検出速度 v に対する角度補正が成され、絶対速度 V が求められる。従って、補正された絶対速度 V の２次元分布データに基づいて、速度解析部２６では前述と同様の解析が行われる。

50

【 0 0 9 8 】

(第 6 の実施の形態)

さらに、第 6 の実施の形態を図 1、図 20 ~ 図 24 に基づいて説明する。この実施の形態は速度解析として速度勾配を求め、これを適宜な態様で表示するものである。

【 0 0 9 9 】

第 6 の実施の形態に係る超音波診断装置は図 1 に示したものと同等に構成されているが、その中の速度解析部 26 は図 20 に示す一連の処理を実行するようになっている。

【 0 1 0 0 】

速度解析部 26 は具体的には、ステップ S 60 で解析が開始されると、ステップ S 61 に移行して D S C 部 24 から断層面の速度データを入力・表示するとともに、その速度データを 2 次元分布像として表示器 19 に表示させる。

10

【 0 1 0 1 】

次いでステップ S 62 にて、対象組織である例えば心筋の収縮中心、心内膜輪郭、心外膜輪郭などの位置情報を周知の手法を使って自動的に得る。なお、これらの情報はオペレータが表示器 19 にフリーズ表示された画像 (2 次元の速度マッピング像 (組織ドブラ像)) を見ながら、マニュアルで指定するようにしてもよい。これにより、心内外膜で囲まれたリング状の領域が本実施の形態の速度勾配の対象部位として設定される。

【 0 1 0 2 】

次いで、ステップ S 63 に移行して、速度解析部 26 はステップ S 62 で設定した部位内の速度を収集する。この収集は、例えば心筋の収縮中心から放射状に速度データをスキャンし、ステップ S 62 で設定した対象部位内の速度データをその放射状位置データと共に記憶することで行われる。ここで、データ収集を無駄無く行うために、対象部位の範囲外では、例えばしきい値弁別などによってスキャンを行わないようにする。

20

【 0 1 0 3 】

なお、このステップ S 63 の収集処理の別の例としては、図 21 に示す如く、傍胸骨左室短軸像での心内膜 B_{end} と心外膜 B_{epi} との間の距離が最短となる線分を対象心筋部位の周囲方向について全て (複数) 求め、その線分上の速度データを各々収集するようにしてもよい。

【 0 1 0 4 】

続いてステップ S 64 に移行し、ステップ S 63 の前処理で収集した各線分上の速度データに基づき、その速度勾配 (平均傾き) が演算される。ステップ S 63 で収集された心内外膜間の距離とその速度との間は、例えば図 22 のような速度勾配プロファイルとして表される。つまり、その速度勾配のプロファイルによると、内膜側から外膜側に傾斜する傾きが得られ、しかも一般に速度のばらつきが生じる。そこでステップ S 64 では、そのような速度ばらつきが存在した場合でも、観察が容易になるように最小 2 乗法を用いて平均の傾き (図 23 の回帰直線 L N 参照) を演算する。この平均傾きは、対象部位の全周にわたって各線分について行われる。ここでは、最小 2 乗法の代わりにカーブフィッティング法を使うようにしてもよい。

30

【 0 1 0 5 】

次いでステップ S 65 に移行して、ステップ S 64 で求めた各線分の平均傾きを輝度データに変換する。この輝度変換は、平均傾きが大きくなるにつれて内膜から外膜にかけての輝度差が大きくなるように、予め記憶している輝度テーブルを参照するなどの手法で行われる。

40

【 0 1 0 6 】

そして、この輝度変換データがステップ S 66 でその位置情報などと伴に画像データ合成部 18 に出力される。

【 0 1 0 7 】

この結果、表示器 19 には例えば図 24 に示す輝度画像が表示される。いまの場合、心内外膜間の線分の平均傾きが小さくなると、その輝度差も小さくなるので、図 24 の輝度画像によれば、右下部分に輝度差が殆ど無い部分が観察される。つまり、この部分の平均

50

傾きは殆ど零であり、心筋梗塞などに因り、心筋の運動機能が部分的に低下した異常運動部位と判断できる。このように、本実施の形態によれば、輝度差によって運動機能の異常部位と正常部位とを一見で識別でき、診断能に優れた装置となる。

【0108】

なお、この実施の形態について種々の変形が可能である。

【0109】

第1に、前述したステップS64の変形例として、平均傾きの代わりに、各線分の速度プロファイル(図22参照)において、速度 v を距離 L で微分することで微小区間での傾き α を求める。

[数11]

$$\alpha = dv / dL$$

10

【0110】

そして、ステップS65では、この微小区間毎の傾きに対して輝度変換し、図24と同様の速度勾配に対応した2次元の輝度表示を行うようにしてもよい。この微小区間毎の速度勾配表示により、局所的な心筋異常もさらに容易に識別可能となる。

【0111】

さらに第2に、図20のステップS64で求めた心内外膜間の各線分毎の平均傾きの表示に対する変形例を図25および図26に示す。図25の変形例によれば、かかるステップS64に引き続くステップS65の処理の中で、平均傾きの値を所定のしきい値で弁別し、しきい値以下の場合、「暗い赤」に対応するカラーデータを割り当て、しきい値を越える場合、「明るい赤」に対応するカラーデータを割り当てる。これにより、表示された心筋画像は図25に示す如く、異常運動部位に相当する部分が「暗い赤」で表される。

20

【0112】

同様に、図26の変形例では、平均傾きがしきい値以下の線分については赤の色相を、しきい値を越える線分については青の色相を各々割り当てる。これにより心筋画像は図26のように異常運動部位が「赤」く表される。

【0113】

このように図25および図26に係る異常部位/正常部位の2値的表示も可能で、異常部位が一目瞭然となるという利点がある。なお、この図25および図26の2値表示の手法を各線分の微小区間 ΔL ごとの微小傾き $\alpha (= dv / dL)$ に適用することもできる。

30

【0114】

(第7の実施の形態)

第7の実施の形態を図1、24、27及び図28に基づき説明する。この実施の形態も第6の実施の形態及びその変形例と同様に速度勾配の解析・表示を行うもので、対象組織の輪郭の抽出処理を格別必要とせず、より高精度に運動能力を評価することができる超音波診断装置を提供することを、目的としている。

【0115】

この第7の実施の形態を実施する超音波診断装置は図1と同様に構成され、速度解析部26が図27に示す一連の処理を実行するようになっている。

【0116】

40

速度解析部26は、解析処理が指令されると(ステップS70でYES)、ステップS71にてDSC部24から例えば心筋のスキャン断層面の速度マッピングデータを入力するとともに、その速度データを2次元分布像として表示器19に表示させる。

【0117】

次いでステップS72に移行し、心筋の収縮拡張(運動)の中心位置Oを従来周知の手法で図28に示す如く自動的に設定させる。なお、この中心位置設定はマニュアルで設定させるようにしてもよい。

【0118】

さらにステップS73に移行し、収縮拡張の中心位置Oから放射状に延びる運動方向(断層面内の2次元ベクトル)を表す線分 $MD_1 \sim MD_n$ を、図28に示す如く、その全周

50

にわたって且つ心筋をカバーする長さ範囲で設定する。同図において、仮想線 M_{end} 及び M_{epi} は画面上での心内膜及び心外膜の想定される輪郭線である。オペレータは画面上で心内膜 M_{end} 及び心外膜 M_{epi} の輪郭位置を想定し、この位置を越える放射状の線分 $MD_1 \sim MD_n$ を設定すればよい。

【0119】

これが済むと、ステップ S74 で、線分 $MD_1 \sim MD_n$ の夫々の上に、各線分 $MD_1 (\sim MD_n)$ を等距離かつ複数の微小区間 Δs に分割する複数個の位置 $d_1, \dots, d_n$ が設定される。この位置 $d_1, \dots, d_n$ は、それらが線分 $MD_1 (\sim MD_n)$ を微小な等区間 $\Delta s (= d_{n-1} - d_n)$ に分割できる座標であればよく、間隔自体は任意である。この微小区間 Δs の長さは、対象組織（ここでは心筋）の微小部分毎の適度な表示能を維持できれば本実施の形態の目的は達成でき、例えば隣接画素間に相当する距離であってもよいし、所定複数画素分に相当する距離であってもよい。

10

【0120】

この微小区間 Δs の設定が済むと、速度解析部 26 はその処理をステップ S75 に進め、運動方向を表す線分 $MD_1 \sim MD_n$ の夫々に対し、微小区間 Δs 毎の位置 $d_1, \dots, d_n$ における絶対速度を $V_1, \dots, V_n$ を速度データの中から選択する。次いでステップ S76 にて、差分値 S_i を、

[数12]

$$S_i = V_i - V_{i+1} \quad (i = 1 \sim n - 1)$$

を演算する。これにより、線分 $MD_1 \sim MD_n$ 夫々に沿って、隣接する微小区間 Δs 同士での絶対速度の差分値（微分値に相当する）が順次演算される。

20

【0121】

次いで、線分 $MD_1 \sim MD_n$ 夫々の差分値 S_i の大きさに対応して輝度変換が行われる（ステップ 77）。この輝度変換は、例えば、予め記憶している輝度テーブルを参照することで行われる。この輝度テーブルには、差分値 S_i が小さいほど低輝度に、大きいほど高輝度になる輝度データを内蔵させている。変換された輝度データはその後、その位置データなどと伴に画像データ合成部 18 に出力される（ステップ 78）。

【0122】

以上の処理により、表示器 19 には、図 24 と同様に、心筋の運動速度の 2 次元分布像が輝度表示される。心筋梗塞などが生じると、組織の壊死に因り、ある空間的な範囲でその運動量が低下する。本実施の形態では同一運動方向と見られる隣接する部位間の差分が検出され、その差分値に応じて輝度表示される。つまり、運動能力が低下していると、微小部位毎にその低下に応じた低輝度又は無色で、逆に運動が活発であれば、微小部位毎にその程度に応じた高輝度で表示される。したがって、心筋組織の微小部位毎の運動能力を前述した第 6 の実施の形態よりもさらに精細に表示し、評価することができる。

30

【0123】

また本実施の形態では、線分 $MD_1 \sim MD_n$ が心筋領域を越えるようにマニュアル又は自動で設定されるが、それらの線分 $MD_1 \sim MD_n$ が心筋領域を越えた部分は速度 = 0 となり、心筋速度の 2 次元分布像上では無色で表示される。このため、心筋領域にあまり気をとられないで、通常的心筋サイズよりも大きい所定長さの線分を設定すればよいから、前述した第 6 の実施の形態のように心筋の輪郭を抽出しなくても済むから、輪郭抽出のための演算を省略でき、演算負荷を軽減させることができる。

40

【0124】

（第 8 の実施の形態）

第 8 の実施の形態を図 1、24、29 及び図 30 に基づいて説明する。この実施の形態は第 7 の実施の形態と同様に精細な速度勾配の解析・表示を行うものであり、対象組織の輪郭の抽出処理を格別必要としない超音波診断装置を提供することを、目的としている。

【0125】

この第 8 の実施の形態を実施する超音波診断装置は図 1 と同様に構成され、速度解析部 26 が図 29 に示す一連の処理を実行するようになっている。

50

【0126】

速度解析部26は解析処理が指令されると(ステップS80でYES)、図27のステップS71~S74と同様の処理が実行され(ステップS81~84)、画像上の線分MD₁~MD_nの夫々の上に、各線分MD₁~MD_nを複数の微小区間ΔLに分割する複数個の位置d₁, ..., d_nが設定される(図30(a)参照)。この位置d₁, ..., d_nは適度な微小区間ΔLを設定できる座標位置であればよく、間隔自体は任意であり、必ずしも等距離でなくてもよい。

【0127】

この微小区間ΔLの設定が済むと、速度解析部26はその処理をステップS85に進め、運動方向を表す線分MD₁~MD_nの夫々に対し、微小区間ΔL毎に速度プロファイルPL₁~PL_nが図30(b)に示す如く演算される。さらにステップS86において、速度プロファイルPL₁~PL_nの夫々に対し、最小二乗法により平均傾きを示す回帰直線LN₁~LN_nが同図に示す如く演算される。

10

【0128】

次いで、速度プロファイルPL₁~PL_nの平均傾き(回帰直線LN₁~LN_nの傾き)に応じて輝度変換が行われる(ステップ87)。この輝度変換は、例えば、予め記憶している輝度テーブルを参照することで行われ、傾きが小さいほど低輝度に、大きいほど高輝度に輝度変調される。変換された輝度データはその後、その位置データなどと伴に画像データ合成部18に出力される(ステップ88)。

【0129】

以上の処理により、表示器19には図24と同様に、心筋の運動速度の2次元分布像が輝度表示され、同一運動方向と見られる方向に沿って微小区間毎の速度の平均傾きを反映した輝度像が得られる。心筋梗塞などが生じて運動能力が低下していると、微小区間毎にその低下に応じた低輝度又は無色で、逆に運動が活発であれば、微小区間毎にその程度に応じた高輝度で表示される。したがって、心筋組織の運動能力を微小区間毎に前述した第7の実施の形態と同様に精細に表示し、評価することができる。

20

【0130】

また、微小区間毎の速度プロファイルPL₁~PL_nに対して最小二乗法を適用して速度の平均傾きを求めているので、速度のばらつきに因る誤差の影響を排除できる。さらに本実施の形態でも、適度な長さの線分MD₁~MD_nを収縮拡張中心Oに向かって設定するだけでよいから、前述した第7の実施の形態のように心筋の輪郭を抽出しなくても済み、輪郭抽出のための演算を省略でき、演算負荷を軽減させることができる。

30

【0131】

なお、上記第7及び第8の実施の形態において、Bモード断層像から組織の運動速度の2次元分布データを作成するようにしてもよい。前述した図25又は図26の画像表示法を第7及び第8の実施の形態の装置に適用してもよい。

【0132】

またなお、上記実施の形態では心筋のTDI画像を重畳させる画像がBモード断層像であり、また診断対象が心臓である構成について説明してきたが、この発明は必ずしもそのような構成に限定されるものではない。例えば、Bモード像の代わりに、Mモード像であってもよい(この場合には、Bモード像取得のための各構成要素をMモード像のそれに置換すればよい)、心筋の代わりに血管壁を診断してもよい(この場合には、フィルタ部21のカットオフ周波数を血管壁用に合わせる)。また、それらBモード像やMモード像を重畳しないで、TDI像のみを単独で表示させてもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0133】

【図1】本発明の第1の実施の形態および第6~第8の実施の形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】フィルタ部の特性を示すグラフ。

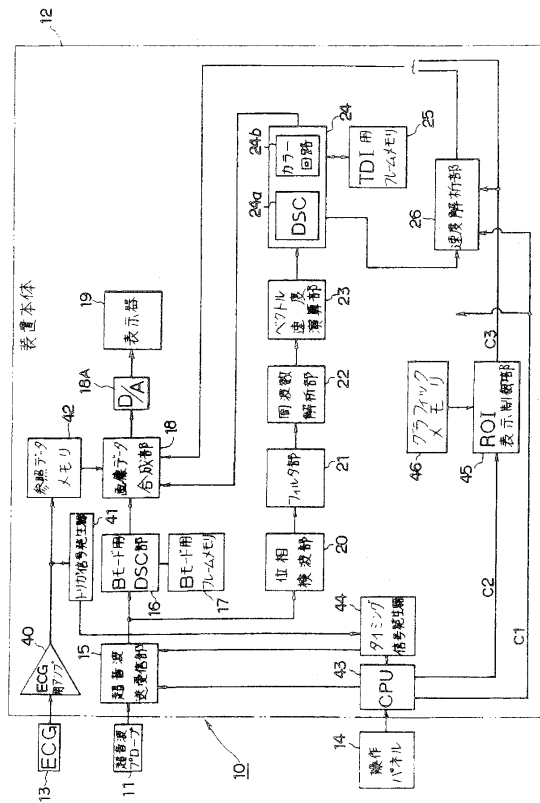
【図3】パルスドプラ法による捜査を説明する説明図。

50

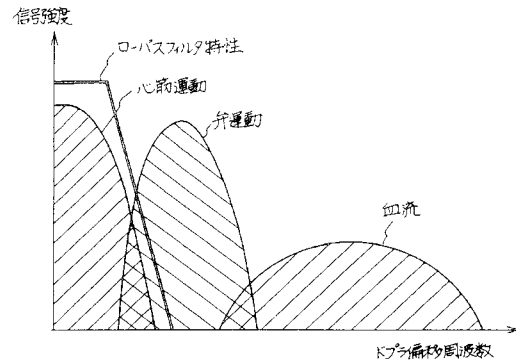
- 【図 4】第 1 の実施の形態における心筋の組織ドブラ像の一例を示す図。
- 【図 5】第 1 の実施の形態例における速度解析部の処理を示す概略フローチャート。
- 【図 6】第 1 の実施の形態における組織ドブラ像上に設定した 2 つの R O I の説明図。
- 【図 7】変形例として、血管壁の組織ドブラ像上に設定した 2 つの R O I の説明図。
- 【図 8】本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置のブロック図。
- 【図 9】第 2 の実施の形態の R O I 自動設定部の処理を示す概略フローチャート。
- 【図 10】本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置のブロック図。
- 【図 11】第 3 の実施の形態の速度解析部の処理を示す概略フローチャート。
- 【図 12】心内外膜に対する R O I の自動追従を説明する説明図。
- 【図 13】第 3 の実施の形態で表示される速度変化曲線および速度差変化曲線の図。 10
- 【図 14】本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波診断装置のブロック図。
- 【図 15】第 4 の実施の形態の速度解析部の処理を示す概略フローチャート。
- 【図 16】心筋の運動範囲を含む単独 R O I を示す図。
- 【図 17】単独 R O I 内の速度ヒストグラムを示す図。
- 【図 18】本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置のブロック図。
- 【図 19】ドブラ角度補正を説明する説明図。
- 【図 20】第 6 の実施の形態の速度解析部の処理を示す概略フローチャート。
- 【図 21】速度勾配を求めるための心内外膜間の線分を示す説明図。
- 【図 22】線分上の速度プロファイル例を示す図。
- 【図 23】線分上の平均速度勾配を示す図。 20
- 【図 24】輝度変調された 2 次元速度勾配マッピング像を例示する図。
- 【図 25】変形例に係る速度勾配マッピング像を例示する図。
- 【図 26】別の変形例に係る速度勾配マッピング像を例示する図。
- 【図 27】第 7 の実施の形態に係る速度解析部の処理を示す概略フローチャート。
- 【図 28】速度勾配を求めるための運動方向の線分及びその線分上の微小区間設定を示す説明図。
- 【図 29】第 8 の実施の形態に係る速度解析部の処理を示す概略フローチャート。
- 【図 30】(a) は速度勾配を求めるための運動方向の線分及びその線分上の微小区間設定を示す説明図、及び (b) は微小区間毎の速度プロファイル及びその回帰直線を示すグラフ。 30
- 【図 31】超音波パルスドブラ法に係る絶対速度の演算原理を説明する図。
- 【図 32】超音波パルスドブラ法に係る絶対速度の演算原理を説明する図。
- 【符号の説明】
- 【 0 1 3 4 】
- 1 0 超音波診断装置
 - 1 1 超音波プローブ
 - 1 2 装置本体
 - 1 3 E C G
 - 1 4 操作パネル
 - 1 5 超音波送受信部
 - 1 6 B モード用 D S C 部
 - 1 8 画像データ合成部
 - 1 8 A D / A 変換部
 - 1 9 表示器
 - 2 0 位相検波部
 - 2 1 フィルタ部
 - 2 2 周波数解析部
 - 2 3 ベクトル演算部
 - 2 4 T D I 用 D S C 部
 - 2 6 速度解析部
- 40
- 50

- | | |
|-----|-----------|
| 4 6 | グラフィックメモリ |
| 4 5 | ROI表示制御部 |
| 4 8 | ROI自動設定部 |
| 4 9 | 解析時相決定部 |
| 5 0 | 輪郭抽出部 |
| 5 1 | 補正演算部 |

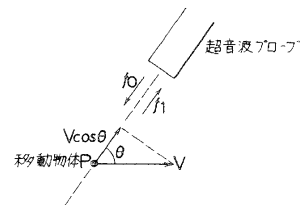
【 図 1 】



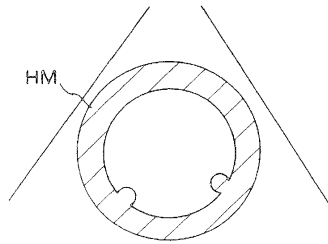
【圖 2】



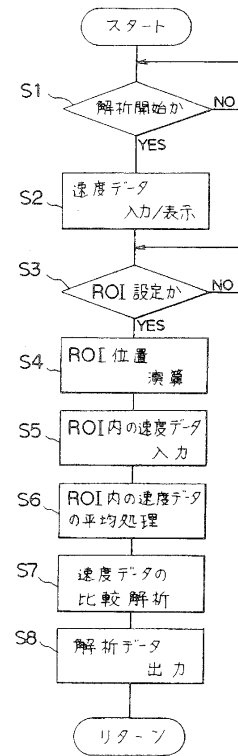
【 図 3 】



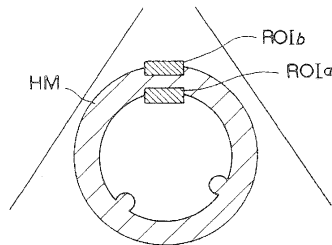
【図 4】



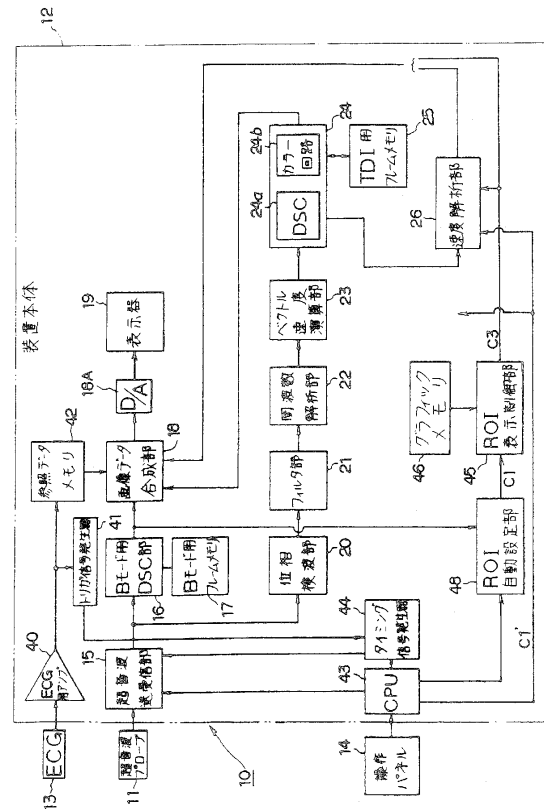
【図 5】



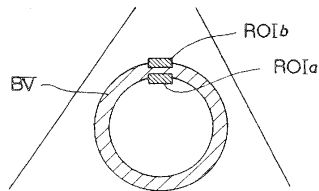
【図 6】



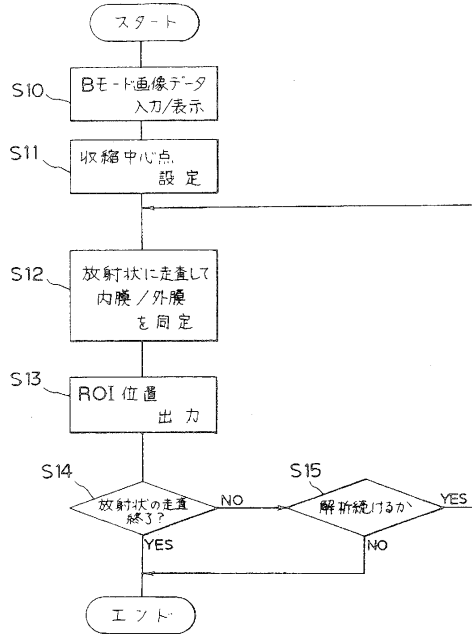
【図 8】



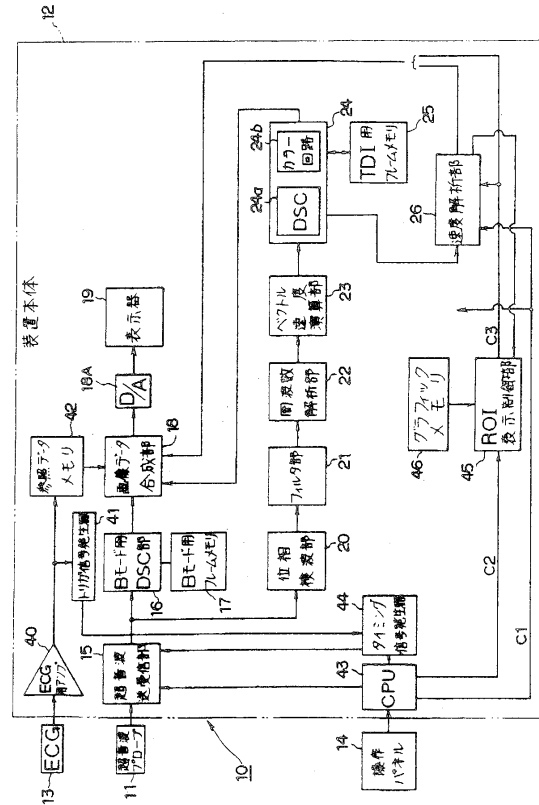
【図 7】



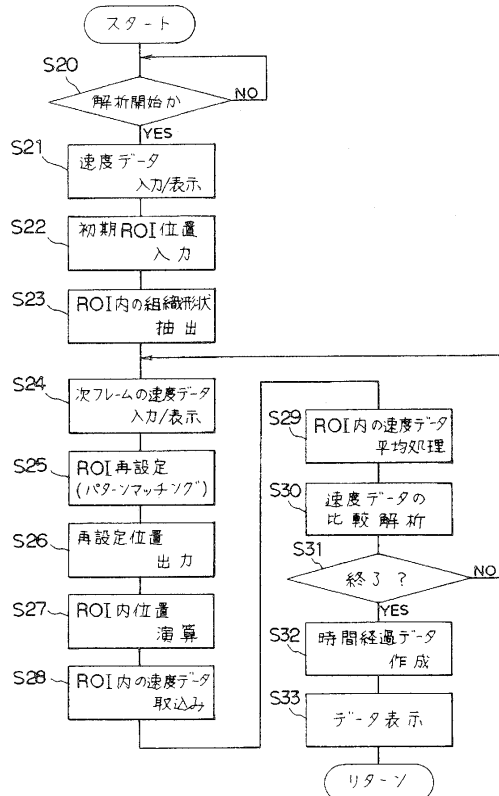
【 図 9 】



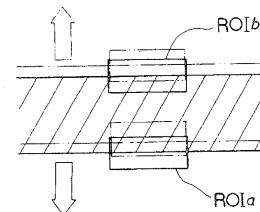
【 図 1 0 】



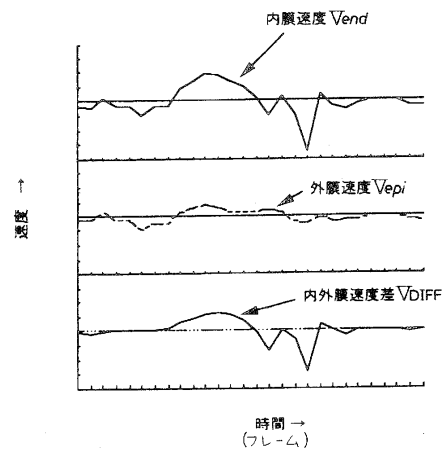
【 ㊦ 1 1 】



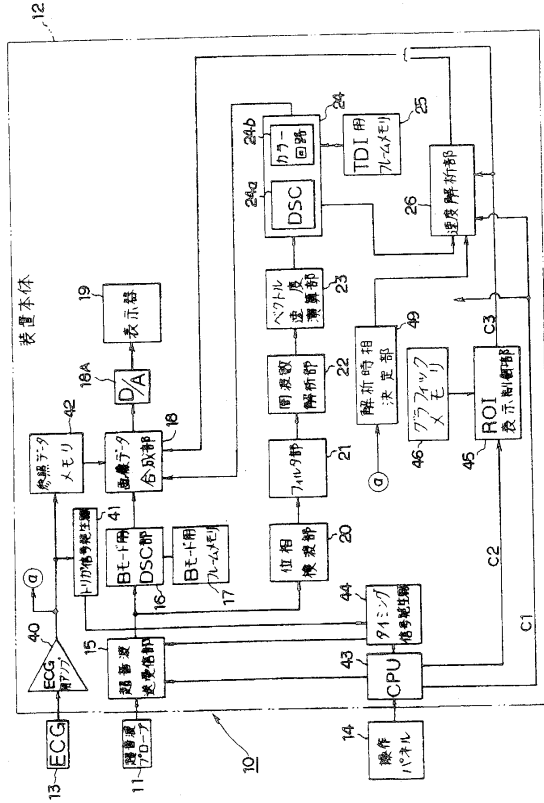
【 図 1 2 】



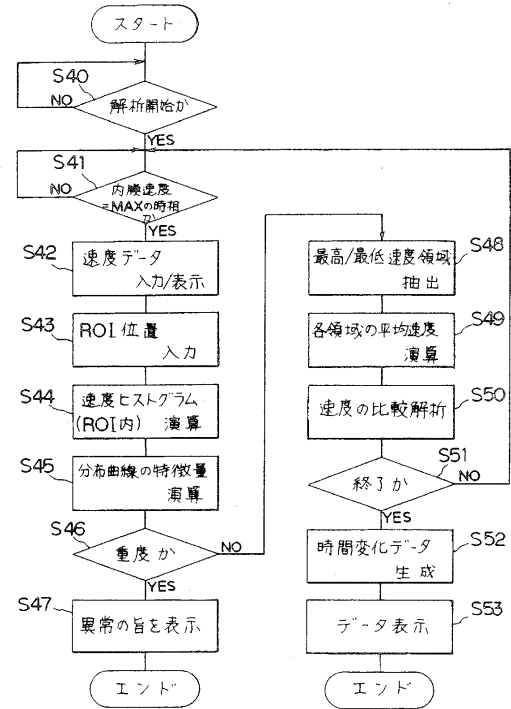
【 図 1 3 】



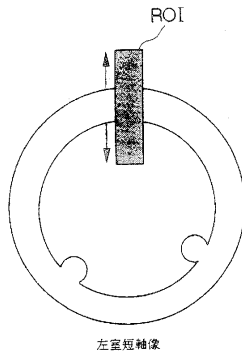
【図14】



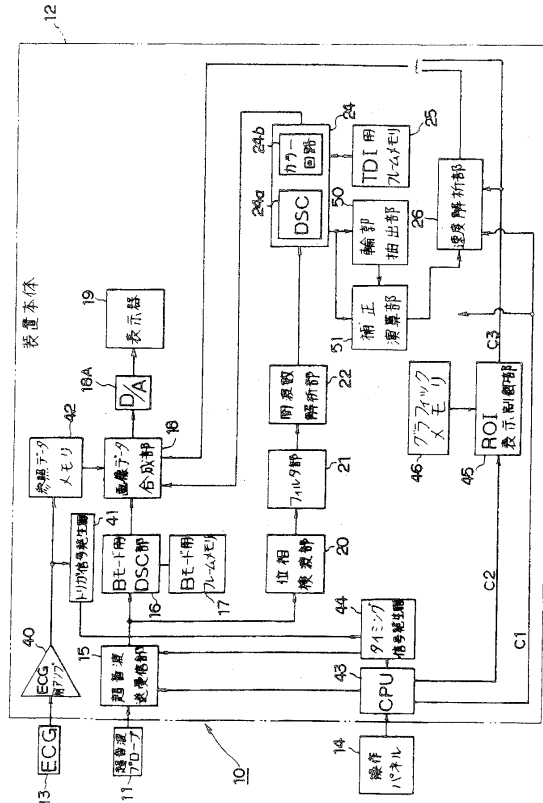
【図15】



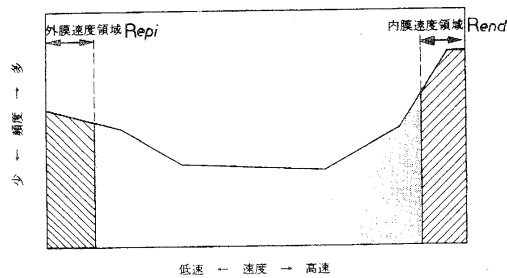
【図16】



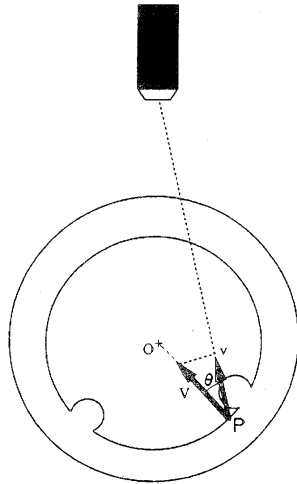
【図18】



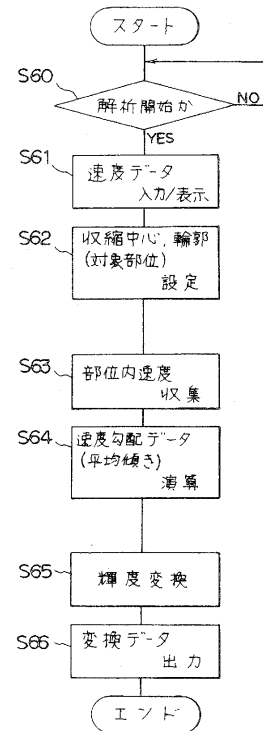
【図17】



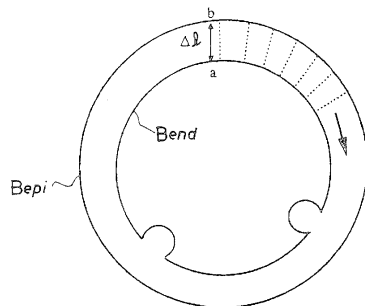
【図 19】



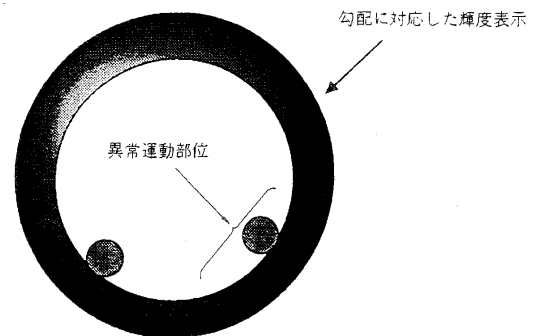
【図 20】



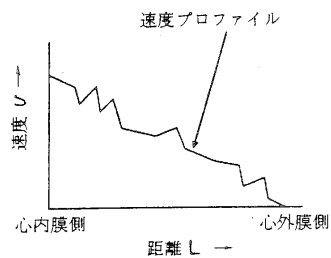
【図 21】



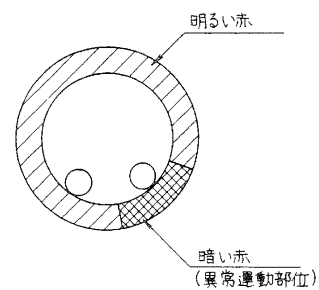
【図 24】



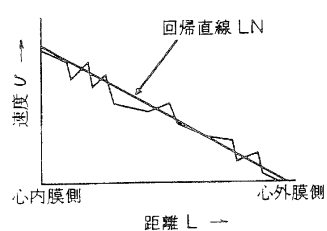
【図 22】



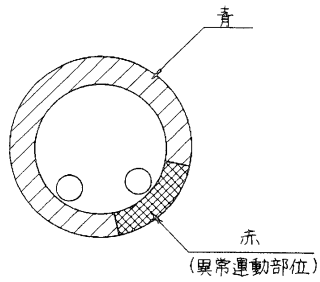
【図 25】



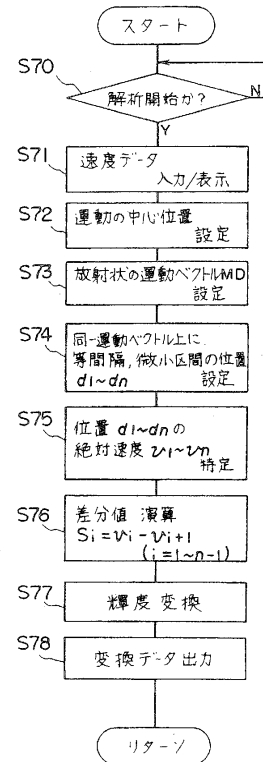
【図 23】



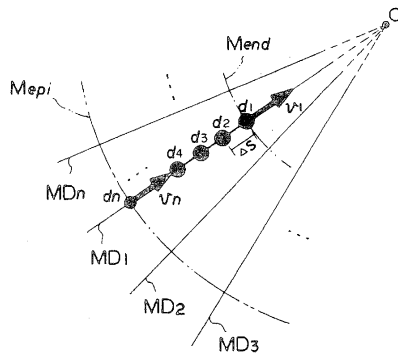
【図 26】



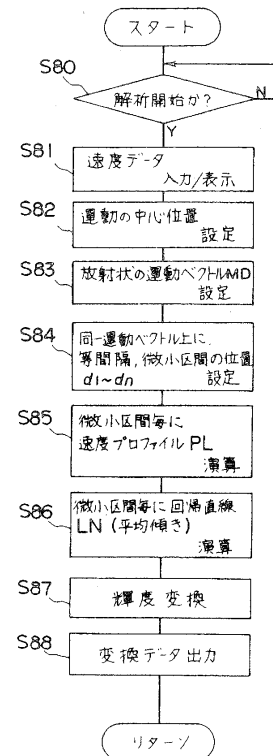
【図 27】



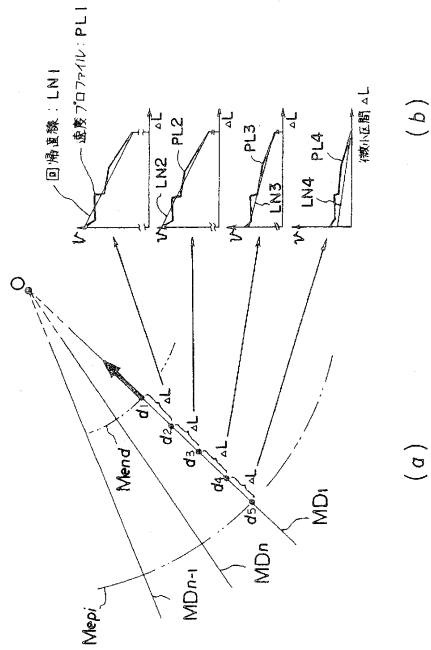
【図 28】



【図 29】



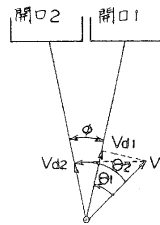
【図 30】



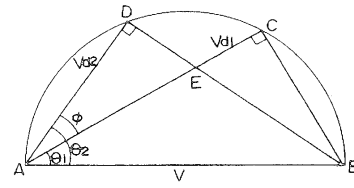
(a)

(b)

【図 31】



【図 32】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平2 - 215448 (J P , A)

特開平3 - 55049 (J P , A)

特開平6 - 114059 (J P , A)

佐野昭洋 他, 組織ドプラ法による Wall Motion Imaging -左室運動動態の新表示方法-, 日本
超音波医学会第63回研究発表会講演論文集, 1993年10月15日, pp.673-674

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4350771B2	公开(公告)日	2009-10-21
申请号	JP2007150769	申请日	2007-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	佐野昭洋		
发明人	佐野 昭洋		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JB51 4C601/JB54 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK07 4C601/KK19 4C601/KK20 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志		
优先权	1994171338 1994-07-22 JP		
其他公开文献	JP2007222674A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：仅通过观察显示屏来容易地掌握目标部位的组织的运动状态以进行诊断，从而定量地，高精度地和快速地评估组织中的功能恶化或其他异常。ZSOLUTION：该超声波诊断装置具有速度检测装置（超声波探头12，超声波发送/接收部分15，相位检测部分20，滤波器部分21，频率分析部分22和矢量速度操作部分）23）检测活体内运动组织的速度，速度分布产生装置（TDI的DSC部分24和TDI的帧存储器25）产生包括组织的断层面的二维速度分布数据基于运动组织的速度，分析装置（操作面板，CPU 43，图形存储器46，ROI显示控制部分45和速度分析部分26）基于分析组织的运动状态。速度分布中心肌或血管壁上的多个部位的速度，以及显示分析结果的显示装置（图像数据合成部分18，D/A转换器18A和显示器19）是由分析装置分析的组织的运动状态。Z

