

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4202697号  
(P4202697)

(45) 発行日 平成20年12月24日 (2008.12.24)

(24) 登録日 平成20年10月17日 (2008.10.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 15 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2002-234323 (P2002-234323)  
 (22) 出願日 平成14年8月12日 (2002.8.12)  
 (65) 公開番号 特開2004-73287 (P2004-73287A)  
 (43) 公開日 平成16年3月11日 (2004.3.11)  
 審査請求日 平成17年8月10日 (2005.8.10)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (74) 代理人 100109900  
 弁理士 堀口 浩  
 (72) 発明者 阿部 康彦  
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の  
 1 株式会社東芝 那須工場内  
 (72) 発明者 佐々木 琢也  
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の  
 1 株式会社東芝 那須工場内

審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像表示装置および超音波画像表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受信を行う超音波振動子を備えた超音波プローブと、  
 この振動子を駆動して超音波ビームの送受信を行う超音波送受信手段と、  
 この超音波送受信手段によって得られる受信信号に基づいて時系列的な複数の画像データを生成する手段と、  
 前記複数の画像データを記憶する画像記憶手段と、  
 この画像記憶手段に記憶された複数の画像データの中から所望の画像データを超音波画像として表示する第1の表示手段と、  
 この第1の表示手段によって表示される超音波画像上の所望の位置に関心領域を設定する  
 関心領域設定手段と、  
 前記関心領域に基づいて前記画像記憶手段において記憶されている前記複数の画像データの  
 前記関心領域の特徴量を読み出し、任意 M モード画像として表示する第 2 の表示手段と  
 、  
 前記任意 M モード画像の所望の位置に設定された互いに直交する水平バー及び時間バーを  
 有するカーソルにおける前記特徴量の変化曲線を表示する第 3 の表示手段とを備え、  
 前記第1の表示手段は、前記画像データに対して設定された前記関心領域を前記画像デー  
 タに重畳させて表示し、前記第 2 の表示手段における前記水平バーの位置を示すマーカを  
 前記画像データ上の関心領域に重畳させて表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

20

前記第1の表示手段および前記第2の表示手段は、前記第1の表示手段によって表示される超音波画像と、前記第2の表示手段によって表示される任意Mモード画像に設定された前記時間バーの時相が連動して一致するように表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記第2の表示手段は、超音波画像上に設定される関心領域の長さが時間的に変化する場合、この関心領域長に対応するMモード表示軸の長さを一定に制御して表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記任意Mモード画像において指定された特定部位の位置を時系列的に追跡する特定部位追跡手段とを備え、

前記第3の表示手段は、前記特定部位追跡手段によって得られる追跡線に沿って前記特徴量の変化曲線を表示することを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記特定部位追跡手段は、前記特定部位における運動速度情報に基づいて特定部位を追跡することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記第2の表示手段は、前記追跡手段によって得られる追跡線を任意Mモード画像上に表示することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記第1の表示手段は、前記特定部位に対応する関心領域上の位置をこの関心領域と識別して表示することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項8】

カーソル設定手段を備え、前記第3の表示手段は、任意Mモード画像上の特定部位に設定された垂直方向のカーソル上での特徴量の空間変化曲線と前記追跡線上での特徴量の時間変化曲線との少なくともいずれかを表示することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記特定部位追跡手段は、前記画像データから得られる生体組織の運動速度情報に対して、前記関心領域設定手段によって設定される関心領域の方向と超音波送受信方向を考慮して角度補正を行い、この補正された所定の運動方向への速度成分に基づいて特定部位の追跡線を求めることを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記第3の表示手段は、変化曲線の表示サイズを、対応する任意Mモード画像の表示サイズにほぼ一致させることを特徴とする請求項1または4記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記第3の表示手段は、第2の表示手段において表示される任意Mモード画像上のカーソル線の位置に対応する変化曲線上の所定の位置にマーカを付加して表示することを特徴とする請求項1または4記載の超音波診断装置。

【請求項12】

入力手段をさらに備え、前記特徴量画像データ生成手段において生成される画像データの特徴量は前記入力部によって選択されることを特徴とする請求項1または4記載の超音波診断装置。

【請求項13】

入力手段をさらに備え、前記第3の表示手段において変化曲線として表示される特徴量は前記入力手段によって選択されることを特徴とする請求項1または4記載の超音波診断装置。

【請求項14】

生体信号計測手段とこの生体信号の波形を表示する第4の表示手段をさらに備え、前記

10

20

30

40

50

第4の表示手段は、前記生体信号波形の時間軸の表示サイズを前記任意Mモードの時間軸のサイズにほぼ一致させて表示することを特徴とする請求項1または4記載の超音波診断装置。

【請求項15】

特徴量平均化手段をさらに備え、この特徴量平均化手段は前記超音波画像上に設定された線状の関心領域における所定の部位に対して、この関心領域と直交方向に隣接する複数の特徴量を求め、その平均値を算出して当該部位の任意Mモード画像データを生成することを特徴とする請求項1または4記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

10

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に係り、生体組織の運動情報や血流情報などを解析する機能を有する超音波診断装置、超音波画像表示装置および超音波画像表示方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

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発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。

【0003】

この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像が容易に観察できるため、心臓などの臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

20

【0004】

とくに心臓などの組織における超音波診断では、その機能を客観的かつ定量的に評価することが極めて重要とされており、その検査項目として、心臓組織の運動機能、血流の速度や乱れ、心腔内の面積や容積などの計測がある。

【0005】

例えば所定方向に超音波の送受信を繰り返して行い、このとき得られる組織からの反射信号から反射部位の位置の時間的变化を観測するMモード法は、心臓の弁や壁などの動きを定量化する手法として古くから行われている検査方法である。

30

【0006】

従来、Mモード法は反射信号の強度によって決定される表示画面上の輝度の軌跡に基づいて行われてきたが、近年は組織ドプラ法の開発に伴い、心臓の弁や壁などの臓器からの反射強度のみならず、その部位の移動速度の時間的变化などについての観測も可能となった。さらに特開平9-201361号公報に記載されているように、上記Mモード法によって得られる特性部位の位置情報とその部位の移動速度情報とから、臓器の移動の軌跡をより正確に追跡することが可能となり、心臓機能の定量化精度が向上した。

【0007】

一方、超音波の送受信方向の生体組織についての時間的变化を表示する従来のMモード法に対して、2次元画像上に任意に設定された線分（関心領域）に沿って、その部位における組織移動速度などの生体情報を抽出し、この生体情報の時間的变化を従来のMモードと同様な表示法によって表示する新しいMモード法が特開平06-285065号公報、特開平10-71147号公報などにおいて提案されている。なお、本明細書ではこの新しいMモード法を「任意Mモード法」と呼ぶ。この方法によれば心臓壁や血管壁などに線状の関心領域を設定することによって壁運動の評価が容易に行うことができる。

40

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、任意Mモード法に関する上記提案においては、任意Mモード画像の生成方法やその表示方法についてのみ述べられており、任意Mモード画像データに関する簡便でしかも直感的な定量化手法については触れられていない。このため所定の部位における移

50

動速度などの特徴量の定量的評価が不可能であった。さらに任意Mモード画像上の時相や、空間的位置と同じ表示面上に表示される2次元画像との対応づけが考慮されていなかったため、定量化しようとする部位の2次元画像上での位置確認が不可能であった。

#### 【0009】

本発明の目的は、従来の任意Mモード表示法における上記問題点を解決するためになされたものであり、その目的は生体内の任意の部位における生体組織の運動情報や血流動態の情報の定量化を簡便に行うことができ、臨床診断に有効な超音波診断装置、超音波画像表示装置および超音波画像表示方法を提供することにある。

#### 【0010】

##### 【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、超音波の送受波を行う超音波振動子を備えた超音波プローブと、この振動子を駆動して超音波ビームの送受信を行う超音波送受信手段と、この超音波送受信手段によって得られる受信信号に基づいて時系列的な複数の画像データを生成する手段と、前記複数の画像データを記憶する画像記憶手段と、この画像記憶手段に記憶された複数の画像データの中から所望の画像データを超音波画像として表示する第1の表示手段と、この第1の表示手段によって表示される超音波画像上の所望の位置に関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記関心領域に基づいて前記画像記憶手段において記憶されている前記複数の画像データの関心領域の特徴量を読み出し、任意Mモード画像として表示する第2の表示手段と、前記任意Mモード画像の所望の位置に設定された互いに直交する水平バー及び時間バーを有するカーソルにおける前記特徴量の変化曲線を表示する第3の表示手段とを備え、前記第1の表示手段は、前記画像データに対して設定された前記関心領域を前記画像データに重畳させて表示し、前記第2の表示手段における前記水平バーの位置を示すマーカを前記画像データ上の関心領域に重畳させて表示することを特徴とするものである。

#### 【0012】

したがって本発明によれば、生体内の任意の部位における生体組織の運動情報や血流動態などの情報の定量化を簡便に行うことができ、しかも定量化している組織の位置の確認が2次元画像上で容易に可能となる。

#### 【0013】

##### 【発明の実施の形態】

##### (第1の実施の形態)

任意Mモード画像として表示される特徴量としては、例えば組織ドブラ法によって得られる心筋などの組織移動速度や、この速度情報から求められる組織の変位や歪み(特開2001-70227号公報参照)あるいは歪み率や加速度などがあり、またカラードブラ法によって得られる血流速度や、心腔内のMモード画像から得られる情報にオイラーの式を適用して推定される圧較差や圧の情報を表示することも可能である。

#### 【0014】

以下では心臓を対象としたBモード法と組織ドブラ法によって得られる2次元画像(すなわちBモード画像と組織ドブラ画像が合成されたもの)に対して、本発明を適用した超音波診断装置および超音波画像表示装置の第1の実施の形態につき図1～図6を用いて説明する。但し、図1は本実施の形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

#### 【0015】

この超音波診断装置及び超音波画像表示装置は、被検体表面に接触させて超音波の送受信を行う超音波プローブ1と、超音波を発生するための駆動信号を生成する超音波送信部2と、被検体内からの超音波反射信号を受信する超音波受信部3と、この受信信号に対してBモード画像用の信号処理を行うBモード処理部4と、カラードブラ画像あるいは組織ドブラ画像用の信号処理を行うドブラモード処理部5を備えている。

#### 【0016】

さらに超音波診断装置及び超音波画像表示装置は、Bモード画像あるいはドブラモード

10

20

30

40

50

画像から任意Mモード画像と、この任意Mモード画像上にて指定された部位における速度情報の空間プロファイルおよび時間プロファイルを表示する画像処理部6と、生体信号計測部7と、これら各ユニットを統括して制御するシステム制御部8と、表示部10および入力部9を備えている。

【0017】

超音波プローブ1は被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行うものであり、1次元に配列された複数個の微小超音波振動子をその先端部分に有している。この超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス超音波パルスに変換し、また受信時には超音波信号を電気信号に変換する機能を有している。超音波画像の解像度や感度に大きな影響を与える超音波周波数はこの超音波振動子の厚みによってほぼ決定される。この超音波プローブ1は小型、軽量に構成されており、ケーブルによって後述する超音波送信部2および超音波受信部3に接続されている。この超音波プローブ1にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等の中から診断部位に応じて任意に選択されるが、以下ではセクタ走査用の超音波プローブ1を用いた場合について述べる。

10

【0018】

超音波送信部2はレートパルス発生器11と、送信遅延回路12と、パルサ13を備えている。レートパルス発生器11は被検体の内部に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを放射する。送信遅延回路12は送信時における超音波ビームの収束距離や偏向角度を決定するための遅延回路であり、複数個の超音波振動子を駆動するタイミングを決定する。パルサ13は超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成する駆動回路である。

20

【0019】

レートパルス発生器11は被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路12に供給する。送信遅延回路12は送信に使用される超音波振動子と同数の複数の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と所定方向に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、パルサ13に供給する。

【0020】

パルサ13は送信遅延回路12同様、送信に使用される超音波振動子と同数の複数の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ1に内蔵された超音波振動子を駆動し、超音波を放射するための駆動パルスを形成する。

30

【0021】

超音波受信部3はプリアンプ14と、受信遅延回路15と、加算器16とを備えている。プリアンプ14は超音波振動子によって電気信号に変換された微小信号を増幅し十分なS/Nを確保する。受信遅延回路15は、細い受信ビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための収束用遅延時間と、超音波ビームを所定方向に順次偏向し被検体内を走査するための遅延時間をプリアンプ14の出力に与えた後加算器16に送り、この加算器16において超音波振動子からの複数の受信信号は加算され1つに纏められる。

【0022】

Bモード処理部4は対数変換器17と包絡線検波器18とA/D変換器19とを備えている。Bモード処理部4の入力信号は対数変換器17で受信信号の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する働きをしている。一般に被検体内からの受信信号は80dB以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを20~30dB程度のダイナミックレンジをもつ通常のテレビモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。包絡線検波器18は対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、超音波周波数成分を除去し、その振幅のみを検出する。A/D変換器19はこの包絡線検波器18の出力信号をA/D変換しBモード信号を形成する。

40

【0023】

ドプラモード処理部5は基準信号発生器20と、 $\pi/2$ 移相器21と、ミキサ22と、L

50

P F (ローパスフィルタ) 23 と、A / D 変換器 24 と、ドブラ信号記憶回路 25 と、F F T 分析器 26 と、演算器 27 とを備えている。このドブラモード処理部 5 では主に直交位相検波と F F T 分析が行われる。

【0024】

すなわち、ドブラモード処理部 5 の入力信号はミキサ 22 - 1、22 - 2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この入力信号の周波数とほぼ等しい周波数をもった基準信号発生器 20 の出力はミキサ 22 - 1 の第 2 の入力端子に直接送られ、 $\pi/2$  移相器 21 を介して 90 度位相がシフトした出力はミキサ 22 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。ミキサ 22 - 1、22 - 2 の出力は、ローパスフィルタ 23 - 1、23 - 2 に送られ、ドブラモード処理部 5 の入力信号の周波数と基準信号発生器 20 からの信号周波数との和の成分が除去され、差の成分のみが抽出される。

10

【0025】

A / D 変換器 24 は L P F 23 - 1、23 - 2 の出力すなわち直交位相検波出力をデジタル信号に変換し、F F T 分析器 26 はデジタル化された直交成分を一旦ドブラ信号記憶回路 25 に保存した後 F F T 分析を行う。一方、演算器 27 は F F T 分析器 26 によって得られるスペクトルの中心や広がりなどの計算を行う。

【0026】

画像処理部 6 は画像記憶回路 28 と、画像プロセッサ 29 と、表示用画像メモリ 30 を備えている。

【0027】

20

画像記憶回路 28 は所定期間において得られる複数枚の B モード画像データおよびドブラモード画像データから構成される 2 次元画像の保存を行う。

【0028】

画像プロセッサ 29 は画像記憶回路 28 に保存された画像データの中から所定の 2 次元画像データを選択し、この画像に対して関心領域の設定を行う。次にこの画像記憶回路 28 の複数枚の 2 次元画像データからこの領域における速度データを順次抽出し、任意 M モード画像データとして表示用画像メモリ 30 に保存する。さらに、画像プロセッサ 29 はこの任意 M モード画像データの所定の部位における速度情報の空間プロファイルと時間プロファイルを求めて表示用画像メモリ 30 に保存する。

【0029】

30

表示用画像メモリ 30 は表示部 10 に表示される画像および計測値などの文字や数字を一旦記憶する。また入力部 9 からの指示に基づくカーソルデータも同時に記憶する。なおリアルタイムで得られる B モード画像やドブラモード画像は画像記憶回路 28 を介して直接表示用画像メモリ 30 に一旦保存される。

【0030】

システム制御部 8 は操作パネル 21 からの信号に基づいて超音波送信部 2、超音波受信部 3、B モード処理部 4、ドブラモード処理部 5、画像処理部 6 などの各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。とくに画像処理部 6 に対しては入力部 9 からのコマンドを画像プロセッサ 29 に送る。

【0031】

40

入力部 9 は操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、装置操作者が患者情報や装置の撮影条件を入力するために用いられる。とくに任意 M モード画像の表示コマンドや関心領域の設定、あるいは時間・空間プロファイルの位置指定などを行う。

【0032】

表示部 10 は表示回路 31 とモニタ 32 を備えており、画像プロセッサ 29 により表示用画像メモリ 30 に保存される B モード画像やドブラモード画像、さらには任意 M モード画像とこれに付随する時間・空間プロファイルなどが表示回路 31 において D / A 変換された後テレビフォーマットに変換されモニタ 32 にて表示される。

【0033】

生体信号計測部 7 は被検体の体表に装着させて E C G 信号を検出するセンサ機能と、この

50

センサ信号をデジタル信号に変換する機能を有し、時系列的な２次元画像と同時に得られるＥＣＧ信号は、これら複数枚の２次元画像データに付随して画像記憶回路２８に保存され、任意Ｍモード表示時に時間プロファイルと対応させて表示部１０にて表示される。

【００３４】

次に、図１および図２を用いて本発明の第１の実施の形態における２次元画像データの収集手順を説明する。但し、図２は２次元画像データの収集手順を示すフローチャートである。

【００３５】

画像データの収集に先だって操作者は入力部９にて装置の撮影条件とともに、任意Ｍモード画像における特徴量や２次元画像を収集する期間（すなわち任意Ｍモード画像の時相）の設定を行い、これらの設定値はシステム制御部８の図示しないメモリに送られ保存される（ステップＳ１）。本実施の形態での特徴量は既に述べたようにドブラモードによって収集可能な組織の移動速度が設定される。また時相は $t = t_1 \sim t_M$ までのＭ枚の２次元画像に対応させる。これらの設定が終了すると装置は２次元画像の撮影モードに自動的に切り替わる。

【００３６】

操作者は超音波プローブ１の先端（超音波送受信面）を被検体の体表面上の最適な位置に固定し、時相 $t_1$ における２次元画像データ収集のための走査を開始する（ステップＳ２）。実際には操作者は以下と同様な手順により２次元画像データを予め観察しながら上記の最適位置を決定する。超音波の送信に際して、レートパルス発生器１１はシステム制御部８からの制御信号に同期し、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路１２に供給する。

【００３７】

送信遅延回路１２は送信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と、所定の方向（１）に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ１３に供給する（ステップＳ３）。

【００３８】

パルサ１３は送信遅延回路１２と同様にして、送信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立な駆動回路を有しており、レートパルスの駆動によって発生する超音波振動子駆動パルスによって、超音波プローブ１に内蔵されている超音波振動子を駆動し、被検体内に超音波パルスを放射する。

【００３９】

被検体内に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。またこの超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合は、その超音波周波数はドブラ偏移を受ける。

【００４０】

被検体組織にて反射した超音波は送信時と同じ超音波振動子によって受信されて電気信号に変換される。この受信信号は受信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立なプリアンプ１４にて増幅され、受信に使用される超音波振動子と同数の受信遅延回路１５に送られる。

【００４１】

受信遅延回路１５は、受信において細いビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための遅延時間と、超音波ビームに対して所定の方向（１）に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を受信信号に与えた後、加算器１６に送る。加算器１６はプリアンプ１４、受信遅延回路１５を介して入力される複数の受信信号を加算合成し、１つの受信信号に纏めた後、Ｂモード処理部４とドブラモード処理部５に送られる。

【００４２】

次に、Ｂモード画像を収集する場合には、加算器１６の出力はＢモード処理部４に送られ、対数変換、包絡線検波、Ａ／Ｄ変換がなされた後、画像記憶回路２８を介してＢモード

10

20

30

40

50

画像データとして表示用画像メモリ30に保存される(ステップ(ステップS4))。

【0043】

一方、ドプラモード処理部5において超音波受信信号のドプラ偏移を求めるために、システム制御部8は同一方向(1)に連続的に複数回超音波の送受信を行い、このとき得られる受信信号に対してFFT(Fast-Fourier-Transform)分析を行う。

【0044】

ドプラモード処理部5は加算器16の出力に対してミキサ22およびLPF(低域通過フィルタ)23を用いて直交位相検波して複素信号に変換し、A/D変換器24にてデジタル信号に変換した後、ドプラ信号記憶回路25に保存する。同一送受信方向(1)にて複数回の走査によって得られる受信信号について同様な処理を行い、ドプラ信号記憶回路25に保存した複数の受信信号データに対して、FFT分析器26は周波数スペクトルを求める。

10

【0045】

さらに演算器27はFFT分析器26から出力される周波数スペクトルに対して、その中心(組織や血流の平均速度)を算出し、システム制御部8はその演算結果をドプラモード画像データとしてBモード画像データとともに表示用画像メモリ30に保存する(ステップS5)。このとき、表示用画像メモリ30においてBモード画像データとドプラモード画像データは合成されて保存される(ステップS6)。

【0046】

FFT分析器26において求まるドプラ信号の周波数スペクトラムには心筋などの組織の運動によって生ずる組織ドプラ成分と血流の流れによって生ずる血流ドプラ成分とがあり、前者は後者より低周波成分で構成されている。従って、本実施の形態のように任意Mモード画像における特徴量を組織速度とする場合には、フィルタリングなどの手段により血流ドプラ成分を除去した後に組織ドプラ成分の中心を求める。

20

【0047】

なお、超音波受信信号のドプラ成分の算出において、上記のようなFFT分析を用いる方法の代わりにMTIフィルタおよび自己相関関数を使用してドプラ成分スペクトルの中心(すなわち平均速度)やパワーあるいは分散値を求めてもよい。

【0048】

次に、超音波の送受信方向を ずつ順次更新させながら  $1 + (N - 1)$  まで変更してN方向の走査によって上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内をリアルタイム走査する。このとき、システム制御部8は、その制御信号によって送信遅延回路12および受信遅延回路15の遅延時間を上記超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、Bモード画像データとドプラモード画像データの各々を収集する(ステップS4~S7)。

30

【0049】

システム制御部8は、ステップS4およびステップS5において得られるBモード画像データとドプラモード画像データを合成し、2次元画像データとして表示用画像メモリ30に順次保存し、  $1 + (N - 1)$  方向の走査が終了した時点で生成される1枚分の2次元画像データは、表示回路31を介してモニタ32にて表示する。さらにこの2次元画像データは画像記憶回路28において保存される(ステップS8)。

40

【0050】

続いて、 $t = t_2 \sim t_M$ の各時相においても上記と全く同様な手順によってBモード画像とドプラモード画像から構成される2次元画像を収集し(ステップS3~S9)、これらは表示用画像メモリ30や表示回路31を介してモニタ32にてリアルタイム表示される。さらに、これらの画像データは画像記憶回路28において順次保存され、M枚の2次元画像データの保存が完了した時点で2次元画像データの収集を終える(ステップS10)。

【0051】

次に、ステップS8において画像記憶回路28に保存された1心拍分に相当するのM枚の

50

２次元画像を用い、任意Ｍモード画像とこの任意Ｍモード画像上の所定の部位における速度情報の空間プロファイルおよび時間プロファイルの表示手順について図１および図３を用いて説明する。ただし図３は表示手順を示すフローチャートを示す。

【００５２】

操作者は操作卓より任意Ｍモード表示およびクロスプロファイル表示の選択ボタンを押すことによって、このコマンド信号はシステム制御部８を介して画像プロセッサ２９に送られ、この画像プロセッサ２９は図４に示すような表示画面を表示部１０に表示する（ステップＳ２１）。

【００５３】

図４は本実施の形態における任意Ｍモード画像とこの画像から得られる特徴量の表示方法について示したものであり、モニタ３２の表示画面の左端には組織ドブラ画像とＢモード画像の合成された２次元画像が表示される第１の画像表示領域５１が設定され、表示画面の中央部には第１の画像表示領域５１の２次元画像上において、操作者によって設定された直線または曲線状の関心領域における、組織の速度情報の時間的变化（すなわち任意Ｍモード画像）が輝度（明度）あるいはカラーによって表示される第２の画像表示領域５２が設定される。

10

【００５４】

但しこの第２の画像表示領域５２には任意Ｍモード画像の時間軸方向に設定される曲線の各位置に対応する水平バー６１と、この水平バー６１に直交し、任意Ｍモード画像の時相を示す時間バー６２を備えている。また第２の画像表示領域５２の右側には任意Ｍモード画像上の時間バー６２に対応した空間プロファイルが表示される第１のプロファイル表示領域５３が、また第２の画像表示領域５２の下端には任意Ｍモード画像上の水平バー６１の位置に対応した時間プロファイルが表示される第２のプロファイル表示領域５４が設定されている。このような任意Ｍモード表示によるプロファイル解析を本明細書ではクロスプロファイル（cross-profile）と呼ぶ。

20

【００５５】

このクロスプロファイルでは、作成された任意Ｍモード画像に表示された特徴量についてのプロファイル表示を行う。なお超音波診断装置において複数の特徴量の収集は可能な場合には、任意Ｍモード用のＭ枚の画像を収集する前段階において、特徴量の種類が操作者によって選定されることは既に述べたが、この実施の形態で第１の画像表示領域５１に表示される２次元画像にはＢモード画像の強度（輝度）と組織ドブラ画像の組織速度の２つの特徴量が含まれている。

30

【００５６】

したがって、任意Ｍモードの表示を開始する前に操作者はクロスプロファイルにて定量的な評価を行う特徴量の最終選定を行い、画像プロセッサ２９はこの選定コマンドに従って任意Ｍモード画像を生成し、さらにクロスプロファイルにおいてその特徴量についての時間プロファイルおよび空間プロファイルの表示を行う。

【００５７】

なお、クロスプロファイルでは上記の組織速度情報の如くＢモード情報以外の特徴量を定量化の対象とする場合が多いため、これらの特徴量を任意Ｍモード画像の輝度あるいはカラーによって表示するモードを初期設定することが望ましい。但し、コントラスト剤を投入した場合の心筋解析などの場合には、Ｂモード画像の強度を定量化の対象として選定するのが望ましい。

40

【００５８】

まず、操作者は画像記憶回路２８に保存されている画像データの中から適当な２次元画像データを選択し、第１の画像表示領域５１に表示する。但し、通常は操作者によって任意Ｍモードのコマンド信号が入力部９より画像プロセッサ２９に入力された時点で、最初に収集した２次元画像データ（すなわち時相ｔ１の画像データ）が第１の画像表示領域５１において自動的に表示される（ステップＳ２２）。

【００５９】

50

操作者は入力部 9 のマウスを用い、図 4 の第 1 の画像表示領域 5 1 に表示されている 2 次元画像上に表示されているマーカを移動させることによって、この 2 次元画像上の任意の位置に線状の関心領域を設定する。プロセッサ 2 9 はこの関心領域の全長を計測し、さらにこの全長を所定間隔あるいは所定数で分割することによって任意 M モード情報（組織移動速度）の値が抽出される位置が決定される（ステップ S 2 3）。

【0060】

図 5 は第 1 の画像領域 5 1 の 2 次元画像上に設定される関心領域 6 4 と第 2 の画像表示領域 5 2 に表示される任意 M モード画像の縦軸との関係を示したものであり、縦軸は関心領域 6 4 の全長に対応づけられ、さらに関心領域 6 4 の各位置（例えば a 点、b 点、c 点）も同じ比率で任意 M モード画像の縦軸に割り当てられる。

10

【0061】

この関心領域 6 4 が操作者によって設定されると、画像プロセッサ 2 9 はこの関心領域 6 4 の各点の座標を読み取り、次に、これらの各位置における組織の移動速度の値を画像記憶回路 2 8 に保存されている M 枚の組織ドラ画像データから読み出し、第 2 の画像表示領域 5 2 において時系列的に順次表示する。例えばステップ S 8 の画像データ収集時に 1 心拍分として M 枚の 2 次元画像データを収集し、画像記憶回路 2 8 に保存する場合には、画像プロセッサ 2 9 はそれぞれの 2 次元画像データにおいて、既に設定済みの関心領域 6 4 の所定位置における速度情報を読み出し、画像データ収集時の順番に従って第 2 画像表示領域 5 2 の時間軸方向に順次表示して 1 心拍分の任意 M モード画像を生成する（ステップ S 2 4）。

20

【0062】

次に、操作者は図 4 の第 2 の画像領域 5 2 に表示され任意 M モード画像の任意の位置をマウスを用いてクリックすると、そのクリック位置に直交カーソル（十字線）6 0 が表示され（ステップ S 2 5）、同時にクロスプロファイルが起動される（ステップ S 2 6）。この直交カーソル 6 0 の中央位置や水平バー（直交カーソル 6 0 の水平ライン）6 1 あるいは時間バー（直交カーソル 6 0 の垂直ライン）6 2 は操作者による設定が可能であり、操作者はマウスを用いてこの直交カーソル 6 0 の中央位置をクリックし、任意の方向にドラッグするか、あるいは水平バー 6 1 を垂直方向に、時間バー 6 2 を水平方向に独立にドラッグすることによって所望の位置に移動する（ステップ S 2 7）。

【0063】

30

このようにして、画像プロセッサ 2 9 は、任意 M モード画像上の時間バー 6 2 の位置によって決定される時間（時相）における特徴量の空間プロファイルを、第 1 のプロファイル表示領域 5 3 に表示する。この場合、空間プロファイルの縦方向の表示幅は任意 M モード表示の縦方向表示幅と一致させ、この空間プロファイル中には水平バー 6 1 の位置を示す空間マーカ 6 5 の表示や、この空間マーカ 6 5 の位置情報（例えば上端からの距離[mm]やこの距離の関心領域長に対する比率[%]）さらには特徴量の数値情報（[mm/sec]等）も併せて表示する。また空間プロファイルの横軸は特徴量の大きさ（すなわち組織の速度）を示し、この特徴量の大きさを規格化することによって一定サイズの表示領域内に表示する。

【0064】

同様にして、水平バー 6 1 に対応する位置における特徴量の時間プロファイルが、第 2 のプロファイル表示領域 5 4 に表示される。このプロファイルの横方向の表示幅は任意 M モード画像の横方向の表示幅と一致させ、時間プロファイル中には時間バー 6 2 の位置を示す時間マーカ 6 6 の表示や、この時間マーカ 6 6 の時間情報（例えば時間プロファイルの左端を基準とした相対時間[sec]）、さらには特徴量の数値情報（[mm/sec]等）を表示する。この場合もプロファイルの縦軸は時間プロファイルとして表示される特徴量の大きさを示し、画像プロセッサ 2 9 はこの特徴量の大きさを規格化して表示する。

40

【0065】

操作者は入力部 9 のマウスを用いて、第 2 の画像領域 5 2 の水平バー 6 1 を垂直方向へ移動し、画像プロセッサ 2 9 はこの水平バー 6 1 の縦座標を読み取り、この縦座標に対応する 2 次元画像上の関心領域 6 4 上の位置に直交位置マーカ 6 3 を移動させる。すなわち、

50

水平バー 6 1 の動きに連動して直交位置マーカ 6 3 は関心領域 6 4 上を移動し、その位置が自動的に更新される。従って、第 2 のプロファイル表示領域 5 4 に表示されている時間プロファイルの観測点の、2 次元画像上での位置を容易に知ることが可能となる（ステップ S 2 8）。

【 0 0 6 6 】

同様の手順により、操作者は 2 次元画像上に表示される直交位置マーカ 6 3 をマウスを用いて移動させることにより、第 2 の画像表示領域 5 2 の任意 M モード画像上に示されている水平バー 6 1 の位置と、これに対応する第 2 のプロファイル表示領域 5 4 に示されている時間プロファイルを更新することができる。

【 0 0 6 7 】

時間バー 6 2 は画像記憶回路 2 8 に順次保存されている複数枚（M 枚）の 2 次元画像の時相と対応しており、第 1 の画像表示領域 5 1 の 2 次元画像が静止画像の場合には、時間バー 6 2 の位置と 2 次元画像の時相を連動させることにより、空間プロファイルにて表示されている特徴量に対応した 2 次元画像を自動的に選択して観測することが可能となる。

【 0 0 6 8 】

第 1 の画像表示領域 5 1 の 2 次元画像を動画像として再生する場合は、この動画像上に設定される関心領域 6 4 の位置の特徴量が M 時相をもった任意 M モード画像として第 2 の画像表示領域 5 2 に表示され、さらにこの任意 M モード画像上の時間バー 6 2 は 2 次元画像の時相に対応して移動する。一方、第 1 のプロファイル表示領域 5 3 においてはこの時間バー 6 2 が移動した部分の空間プロファイルが順次表示される（ステップ S 2 9）。

【 0 0 6 9 】

図 6 は第 1 の実施の形態によって得られる任意 M モード画像とクロスプロファイルの実例を示す。第 1 の画像領域 5 1 に表示される 2 次元画像は心臓の短軸画像であり、境界線 5 7 と境界線 5 8 によって囲まれた心筋における運動速度を超音波プローブ 1 に近づく場合をパターン 5 5 で、また遠ざかる場合をパターン 5 6 によって表示される。この 2 次元画像上において関心領域 6 4 と直交位置マーカ 6 3 を心筋の後壁に設定した場合の任意 M モード画像と空間プロファイルおよび時間プロファイルが、それぞれ第 2 の画像表示領域 5 2、第 1 のプロファイル表示領域 5 3、第 2 のプロファイル表示領域 5 4 に表示される。さらに、それぞれのプロファイルには空間マーカ 6 5 の座標や時間マーカ 6 6 の時相、あるいは特徴量の数値などが表示されるが図 6 では省略している。

【 0 0 7 0 】

次に、本実施の形態の第 1 の変形例につき図 7 および図 8 を用いて説明する。

【 0 0 7 1 】

上記の第 1 の実施の形態では、2 次元画像上に線状の関心領域 6 4 を 1 つ設定した場合について述べたが、この第 1 の変形例では関心領域 6 4 を複数箇所を設定し、これらの関心領域 6 4 から得られる特徴量に基づいて、複数の任意 M モード画像の表示を行う場合について述べる。なお、臨床的には正常部位と異常部位との比較を行う目的で複数の関心領域 6 4 を設定する場合が多いため、以下では 2 つの関心領域を設定した場合について述べる。

【 0 0 7 2 】

操作者は関心領域の数や任意 M モードの表示方式（図 7 あるいは図 8 の表示方法）の選択などを入力部 9 に行い、さらに、第 1 の画像表示領域 5 1 に表示される 2 次元画像上に 2 つの関心領域 6 4 - 1、6 4 - 2 を設定する。この 2 つの関心領域 6 4 - 1、6 4 - 2 から得られる特徴量を任意 M モード画像およびクロスプロファイルとして表示する場合に、図 7 の表示方法では任意 M モード画像の表示領域 5 2 - 1、5 2 - 2 とクロスプロファイルの空間プロファイル表示領域 5 3 - 1、5 3 - 2 および時間プロファイル表示領域 5 4 - 1、5 4 - 2 をそれぞれの関心領域単位で独立に備え、これらを上段および下段に並べて配置する。すなわち、この場合には任意 M モード表示と時間プロファイルと空間プロファイルを 1 セットとして纏めて表示することを想定しており、この方法はフローティングウインドウを用い、セット単位でモニタ 3 2 に拡大表示する場合に適している。

## 【 0 0 7 3 】

なおこの場合の上段および下段の任意Mモード画像におけるそれぞれの時間バー 6 2 - 1、6 2 - 2 は 2 次元画像の時相との対応づけを考慮し、連動（一方の時間バー 6 2 を移動すれば他方は自動的に追従）することが望ましい。一方、水平バー 6 1 - 1、6 1 - 2 やこれに追従する空間マーカ 6 5 - 1、6 5 - 1 の上下方向の移動は独立に制御可能である。

## 【 0 0 7 4 】

この場合、2つの関心領域 6 4 - 1、6 4 - 2 と2つの任意Mモード画像および付随するクロスプロファイルとの対応づけを容易にするために、上段に表示する任意Mモード画像およびクロスプロファイルとこれに対応する第1の関心領域 6 4 - 1 には例えば「up」の文字を、同様にして下段に表示する任意Mモード画像およびクロスプロファイルとこれに対応する第2の関心領域 6 4 - 2 には「down」の文字を付加して表示する。なお、この識別方法は上記の方法に限定されるものではなく、例えば2つの関心領域 6 4 - 1、6 4 - 2 を示す線分やMモード画像およびクロスプロファイルの外枠の色を対応させて識別してもよい。

## 【 0 0 7 5 】

これに対して図8の表示方法では、第2のプロファイル表示領域 5 4 を1つだけ備え、第1の関心領域 6 4 - 1 に対応する時間プロファイルと第2の関心領域 6 4 - 2 に対応する時間プロファイルのうちの何れかを選択し、第2のプロファイル表示領域 5 4 に表示する。この表示方法によれば、任意Mモード画像とクロスプロファイルがより大きく表示することが可能となるため観測が容易となる。

## 【 0 0 7 6 】

但し、この場合には、第2のプロファイル表示領域 5 4 に表示されている時間プロファイルがいずれの関心領域のものであるかを明確にするための識別が必要となる。例えば図8に示すように第1の関心領域 6 4 - 1 に対応した時間プロファイルが表示されている場合は上段の任意Mモード画像の周囲を太枠で囲み、この画像上の水平バー 6 1 の位置に対応した時間プロファイルが第2のプロファイル表示領域 5 4 にて表示されていることを示す。

## 【 0 0 7 7 】

なお、図7の場合と同様にしてこの表示法においても、上段の任意Mモード画像上の時間バー 6 2 - 1 と下段の任意Mモード画像上の時間バー 6 2 - 2 の移動は連動させ、水平バー 6 1 - 1、6 1 - 2 の移動については独立した制御を可能とする。

## 【 0 0 7 8 】

次に本実施の形態の第2の変形例としてROI追跡法への本発明の適用例について述べる。

## 【 0 0 7 9 】

心筋に関する任意Mモード表示を得る場合には、局所的な心筋の位置や大きさの時間的変動に追従して関心領域 6 4 の位置や長さを時間的に変化させる場合がある。このような設定法はROI追跡法と呼ばれ、この方法については特開平10-151127号公報や特開平10-71147号公報に記載されているため、ここではその詳細な説明を省略する。

## 【 0 0 8 0 】

このような関心領域 6 4 の追跡を行った場合、関心領域 6 4 の長さが時間的に変動し得るため、そのままの状態では第1の実施の形態と同様な方法で任意Mモード表示を行うと空間長（Mモード表示の縦幅）が不定な表示となる。

## 【 0 0 8 1 】

このような問題を回避するために、各時相における関心領域 6 4 の長さを規格化し、表示長さに対して割り付けるようにする。このようにすれば空間方向は相対的な位置として扱うことが可能となり、ROI追跡を伴う任意Mモード画像に対してもクロスプロファイルを適用することが可能となる。但し、この場合の時間プロファイルは関心領域 6 4 の相対

位置における特徴量の時間的变化を示し、空間プロファイルは関心領域 6 4 の相対位置における特徴量の空間的变化を示す。第 1 実施例で述べた空間位置情報の[%]表示は、このような相対位置表示の場合に好適である。

#### 【 0 0 8 2 】

以上述べてきた第 1 の実施の形態におけるクロスプロファイルは、任意 M モード画像の表示座標系に合わせた解析を行っており、とくに時間プロファイルは直線状の水平バー 6 1 に対応した位置での特徴量の表示を行った。このようなプロファイルでは、操作者は得られた任意 M モード画像上で直交カーソル 6 0 を所望の位置に移動させることによって、特徴量の定量的評価が可能となるため、任意 M モード画像の詳細像を理解する目的に対しては極めて有益なツールとなる。例えば関心領域 6 4 を心筋の貫壁方向に設定した状態で組織速度の空間プロファイルを観測することによって心筋内速度分布が把握でき、臨床的にも有益な情報を提供し得る。

#### 【 0 0 8 3 】

( 第 2 の実施の形態 )

しかしながら、心筋の貫壁方向へ関心領域 6 4 を設定した場合の時間プロファイルにおいては、同一の局所組織の動きを追跡した方が、更に有効な診断情報を提供してくれる場合もある。本実施の形態では、任意 M モード画像に対する時間プロファイルの収集位置を直線的に設定するのではなく、特定の局所組織の動きを追跡して得られる追跡線上に解析位置を設定し、この解析位置において得られる特徴量の時間プロファイルについて述べる。なお追跡線の設定は、操作者が表示画面上のマウスカーソルを移動させ、要手的に行う方法もあるが、この方法は手間が掛かり、操作者に与える負担も少なくない。このため組織の動きを自動的に追跡して追跡線を得る方法が望ましい。

#### 【 0 0 8 4 】

従来の M モード画像における自動追跡の手段としては既に述べたように、M モード走査によって得られる組織の特定部位の位置情報とその部位の移動速度情報とから、その特定部位が移動する軌跡がより正確に追跡できる、いわゆる T D T ( tissue-Doppler-tracking ) 法が特開平 9 - 2 0 1 3 6 1 号公報において記載されている。

#### 【 0 0 8 5 】

以下では、この T D T 法を任意 M モード法に適用してクロスプロファイルを行う第 2 の実施の形態につき図 9 ~ 図 1 1 を用いて説明する。任意 M モード表示において T D T 法が有効に機能するためには、線状の関心領域 6 4 が設定される方向とその関心領域 6 4 上の特定部位の移動方向とが合致し、さらにその移動方向での速度成分が組織ドブラ法によって計測可能であることが必要である。

#### 【 0 0 8 6 】

組織ドブラ法によって組織の移動速度を得る場合、周知のように超音波のビーム方向に平行な移動速度成分が計測される。図 9 ( a ) は心臓の短軸像における収縮・拡張運動に対して従来の M モード法を適用した場合であり、心腔内の X を中心にして矢印の方向に収縮および拡張を繰り返す心臓に対して、従来の M モード法の関心領域 6 4 は超音波プローブ 1 を起点として超音波送受信方向に設定される。このため上記の条件が成立するのは領域 A 及び領域 B に限られ、従って、T D T 法の適用範囲が極めて狭いという制約があった。これに対して任意 M モード法の場合は、図 9 ( b ) に示すように関心領域 6 4 を心臓の短軸像の収縮中心 X を通過するように設定すれば、この心筋の収縮・拡張運動に対して、T D T 法を有効に適用することができる。但しこの場合も組織ドブラ法によって収縮中心方向への移動速度成分が求められることが必要であり、この場合、ドブラ角 ( 運動方向と超音波ビーム方向のなす角 ) が 9 0 度に近い領域 ( 領域 C と領域 D ) においては、収縮・拡張方向の速度成分の検出は困難である。しかしながら、図 9 ( a ) の従来の M モード法と比べれば適用部位は大幅に拡大する。

#### 【 0 0 8 7 】

次に第 2 の実施の形態における任意 M モード画像および時間プロファイルの表示手順を図 1 0 のフローチャートを用いて説明する。

## 【 0 0 8 8 】

操作者は入力部 9 より T D T 法を適用した任意 M モード表示およびクロスプロファイル表示の選択ボタンを押すことによって、このコマンド信号はシステム制御部 8 を介して画像プロセッサ 2 9 に送られ、この画像プロセッサ 2 9 は図 4 に示すような表示画面を表示部 1 0 に表示する（ステップ S 3 1）。

## 【 0 0 8 9 】

まず、操作者は画像記憶回路 2 8 に保存されている画像データの中から適当な 2 次元画像データを選択し、第 1 の画像表示領域 5 1 に表示する。但し通常は操作者によって任意 M モードのコマンド信号が入力部 9 より画像プロセッサ 2 9 に入力された時点で、最初に収集した 2 次元画像データ（すなわち時相  $t_1$  の画像データ）が第 1 の画像表示領域 5 1 に  
10

## 【 0 0 9 0 】

操作者は入力部 9 のマウスを用い、図 4 の第 1 の画像表示領域 5 1 に表示されている 2 次元画像（a）上に表示されている直交位置マーカ 6 3 を移動させることによって、この 2 次元画像上の任意の位置に線状の関心領域 6 4 を設定する。プロセッサ 2 9 はこの関心領域 6 4 の全長を計測し、さらにこの全長を所定分割することによって任意 M モード情報（組織移動速度）の値が抽出される位置が決定される（ステップ S 3 3）。

## 【 0 0 9 1 】

この関心領域 6 4 が操作者によって設定されると、画像プロセッサ 2 9 はこの関心領域 6 4 の各点の座標を読み取り、次にこれらの各位置における組織の移動速度の値を画像記憶回路 2 8 に保存されている M 枚の組織ドブラ画像データから読み出し、第 2 の画像表示領域 5 2 において時系列的に順次表示する。例えばステップ S 8 の画像データ収集時に 1 心拍分として M 枚の 2 次元画像データを収集し、画像記憶回路 2 8 に保存する場合には、画像プロセッサ 2 9 はそれぞれの 2 次元画像データにおいて、既に設定済みの関心領域 6 4 の所定位置における速度情報を読み出し、画像データ収集時の順番に従って第 2 画像表示領域 5 2 の時間軸方向に順次表示して 1 心拍分の任意 M モード画像を生成する（ステップ S 3 4）。

## 【 0 0 9 2 】

次に、操作者は図 4 の第 2 の画像領域 5 2 に表示され任意 M モード画像の任意の位置をマウスを用いてクリックすると、そのクリック位置に直交カーソル（十字線）6 0 が表示され（ステップ S 3 5）、同時にクロスプロファイルが起動される（ステップ S 3 6）。この直交カーソル 6 0 の中央位置や水平バー（直交カーソル 6 0 の水平ライン）6 1 あるいは時間バー（直交カーソル 6 0 の垂直ライン）6 2 は操作者による設定が可能であり、マウスを用いてこの直交カーソル 6 0 の中央位置をクリックし、任意の方向にドラッグするか、あるいは水平バー 6 1 を垂直方向に時間バー 6 2 を水平方向に独立にドラッグすることによって所望の位置に移動する。

## 【 0 0 9 3 】

操作者はこの直交カーソル 6 0 の中心位置をマウスを用いて移動させ、追跡の起点となる時相と組織の部位を設定する（ステップ S 3 7）。画像プロセッサ 2 9 は設定された 2 次元画像を画像記憶回路 2 8 から読み出し、第 1 の画像表示領域 5 1 に表示すると共にこの画像上に表示された関心領域 6 4 に設定された起点の位置を直交位置マーカ 6 3 によって表示する。

## 【 0 0 9 4 】

2 次元画像上に起点の位置が設定されたならば、操作者は追跡のコマンドを入力部 9 から入力し、このコマンドを受けた画像プロセッサ 2 9 は起点位置の座標と移動速度の値を画像記憶回路 2 8 の画像データから読み出し、これらのデータに基づいて単位時間（1 時相分）後の起点の第 1 の移動点の座標を推定し M モード画像上に追跡線として表示する。次に画像プロセッサ 2 9 は次の時相の 2 次元画像を選択し、この画像上の上記第 1 の移動点における組織速度の値をこの画像データから読み出す。さらにこの移動点とその組織速度から次の時相における第 2 の移動点の座標を推定し、M モード画像上に表示する。

## 【 0 0 9 5 】

画像プロセッサ 2 9 は、このような動作を繰り返し行うことによって最初に設定した起点の運動の軌跡が任意 M モード画像に重畳して表示され（ステップ S 3 8 ）、またこの追跡線上における組織の移動速度が第 2 のプロファイル表示領域 5 4 に時間プロファイルとして表示される（ステップ S 3 9 ）。

## 【 0 0 9 6 】

図 1 1 は本実施の形態によって得られる任意 M モード画像と時間プロファイルを示したものであり、2 次元画像上の直交位置マーカ 6 3 によって指定された部位における運動の追跡線がライン 5 9 によって表示される。その他の表示の方法は図 6 と同様であるため詳細な説明は省略する。なお、本実施の形態では、時間的変化の観察に重点が置かれており、空間プロファイルは必ずしも重要ではない。従って空間プロファイルを省略した表示方法であってもよい。

10

## 【 0 0 9 7 】

以上述べたように第 2 の実施の形態によれば、とくに心筋の貫壁方向へ関心領域 6 4 を設定した場合の特定部位の動きを追跡することが可能となるため、同一部位における特徴量の時間プロファイルが容易求められ、従って特定部位における特徴量の定量化が正確に行うことが可能となる。

ところで、組織ドプラ法にて速度を得る場合には、超音波特有のスペックルノイズ等の影響で速度値が空間的に不安定となりやすいという問題がある。このため、速度を特徴量とした任意モード画像の表示も空間的に不安定になりやすく、その結果クロスプロファイルの速度精度の劣化を招く。

20

## 【 0 0 9 8 】

このスペックルノイズは空間的に変動して分布しているため、微小間隔離れた複数の空間において得られる速度を平均化することによって、安定した速度値が得られることが知られている。但し、任意 M モード画像から特定部位の速度値を推定する場合、空間分解能とのトレードオフがある。

## 【 0 0 9 9 】

そこで、効果的な空間平均を達成するために、任意 M モード画像を形成する時点で画像プロセッサ 2 9 は、図 1 2 に示すように設定した線状関心領域 6 4 の法線方向に複数の領域（この図では 3 つの領域）を選択し、この複数の領域における速度値の重み付け平均から関心領域 6 4 の組織速度を推定し、その結果を M モード画像データとして第 2 の画像表示領域 5 2 において表示する。

30

## 【 0 1 0 0 】

一方、この関心領域 6 4 の空間方向（関心領域 6 4 のライン方向）では平均化処理を行わないか、もしくは弱い平均化処理を行う。このような方法によれば空間方向での分解能を保ちつつ、安定した任意 M モード画像を得ることが可能となる。このため、クロスプロファイルにおいても正確な組織速度値が安定して得られ、解析結果の信頼性が向上する。

## 【 0 1 0 1 】

具体的には、任意 M モード画像を生成する際、直線状の関心領域 6 4 を心筋の貫壁方向へ設定し、これと直交する壁方向で平均化処理を行うことによって、心筋内速度分布を安定して評価することが可能となる。なお、速度を用いて得られる特徴量（例えば変位や歪み）や、速度以外の特徴量（例えば B モード画像の輝度）を解析する場合においても、このような平均化処理は計測の安定性向上に有効である。

40

## 【 0 1 0 2 】

本発明の構成は上述してきたような実施の形態およびその変形例にとどまらず、その要旨を逸脱しない範囲において様々な変形例が得られることは言うまでもない。

## 【 0 1 0 3 】

例えば、図 4 では第 1 のプロファイル表示領域 5 3 および第 2 のプロファイル表示領域 5 4 と第 2 の画像表示領域 5 2 を対応させる場合に、空間マーカ 6 5 や時間マーカ 6 6 がこの対応づけに有効なことは言うまでもないが、ズレがある場合、あるいはサイズが異なる

50

場合であっても時間マーカ 6 6 と時間バー 6 2、空間マーカ 6 5 と水平バー 6 1 を対応させることによって M モード表示と直交プロファイルとを容易に関連づけることが容易となる。

【0104】

また、直交位置マーカ 6 3 については、2 次元画像中に設定した関心領域 6 4 に対して、直交カーソル 6 0 の水平バー 6 1 の位置が表示できればどのような形状のマーカであってもよい。

【0105】

一方、各表示領域の配置についても本発明の概念の範囲内で様々な変形例が適用される。1 例として図 1 3 に示すように時間プロファイルの表示領域を M モード画像表示領域の上部に配置してもよいし、空間プロファイルの表示領域 5 3 を M モード画像表示領域の左側に配置してもよい。

10

【0106】

更に、心臓を対象とする場合には、生体信号（例えば ECG 波形（心電波形））と共に時間プロファイルを評価するのが重要となる。図 1 4 は生体信号表示領域 5 0 に ECG 波形を時間プロファイルと一致させて表示した場合を示す。この ECG 波形の表示例においても振幅の絶対値の最大値によって規格化し、その最大値が表示される。

【0107】

また、上記実施の形態での任意 M モード画像は 2 次元画像に基づいて構成される場合について述べてきたが、これに限定されるものではなく、例えば 3 次元画像データセットに対して線状の関心領域 6 4 を設定し、任意 M モード画像の表示を行う場合についても本発明による手法を適用することが可能である。このときの一連の操作手順は超音波診断装置本体とは切り離し、PC やワークステーションなどのコンピュータにより任意 M モード画像とクロスプロファイルの表示を行うことが可能である。

20

【0108】

一方、本発明における任意 M モード画像およびクロスプロファイルの生成手段は超音波診断装置による 2 次元画像生成手段と分離して構成することができる。すなわち、図 1 5 に示すように入力部 9 と、画像処理部 6 と、表示部 1 0 とを備える超音波画像表示装置 3 5 として独立して構成することが可能である。この場合画像処理部 6 の画像記憶回路 2 8 に保存される複数枚の超音波画像データは別途構成される超音波診断装置より、記憶媒体あるいは通信ケーブルを介して供給される。なおこの超音波画像表示装置におけるクロスプロファイルの表示手順は既に示した図 3 および図 1 0 に示したフローチャートと同様であるためここでの説明は省略する。

30

【0109】

【発明の効果】

本発明によれば、生体内の任意の部位における生体組織の運動情報や血流動態などの情報の定量化を簡便に行うことができ、しかも定量化している組織の位置の確認が 2 次元画像上で容易に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置全体の構成を示す図。

40

【図 2】 本発明の第 1 の実施の形態における 2 次元画像データの収集手順を示す図。

【図 3】 本発明の第 1 の実施の形態における空間プロファイルおよび時間プロファイルの表示手順を示す図。

【図 4】 本発明の第 1 の実施の形態における表示方法を示す図。

【図 5】 本発明の第 1 の実施の形態における関心領域と任意 M モード画像の縦軸の関係を示した図。

【図 6】 本発明の第 1 の実施の形態によって得られる任意 M モード画像とクロスプロファイルの実例を示す図。

【図 7】 本発明の第 1 の実施の形態における変形例を示す図。

【図 8】 本発明の第 1 の実施の形態における変形例を示す図。

50

【図 9】 本発明の第 2 の実施の形態における関心領域と組織運動方向の関係を示す図。

【図 10】 本発明の第 2 の実施の形態における第 2 の実施の形態における任意 M モード画像および時間プロファイルの表示手順を示す図。

【図 11】 本発明の第 2 の実施の形態によって得られる任意 M モード画像と時間プロファイルを示した図。

【図 12】 本発明の第 1 および第 2 の実施の形態における M モードデータの安定化方法を示す図。

【図 13】 本発明の第 1 および第 2 の実施の形態における他の表示方法を示す図。

【図 14】 本発明の第 1 および第 2 の実施の形態における ECG 波形を含めた表示法を示す。

10

【図 15】 本発明の超音波画像表示装置の構成を示す図。

【符号の説明】

1 ... 超音波プローブ

2 ... 超音波送信部

3 ... 超音波受信部

4 ... B モード処理部

5 ... ドプラモード処理部

6 ... 画像処理部

7 ... 生体信号計測部

8 ... システム制御部

20

9 ... 入力部

10 ... 表示部

28 ... 画像記憶回路

29 ... 画像プロセッサ

30 ... 表示用画像メモリ

31 ... 表示回路

32 ... モニタ

51 ... 第 1 の画像表示領域

52 ... 第 2 の画像表示領域

53 ... 第 1 のプロファイル表示領域

54 ... 第 2 のプロファイル表示領域

30

61 ... 水平バー

62 ... 時間バー

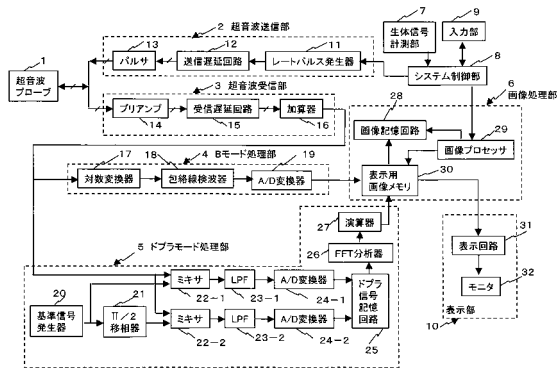
63 ... 直交位置マーカ

64 ... 関心領域

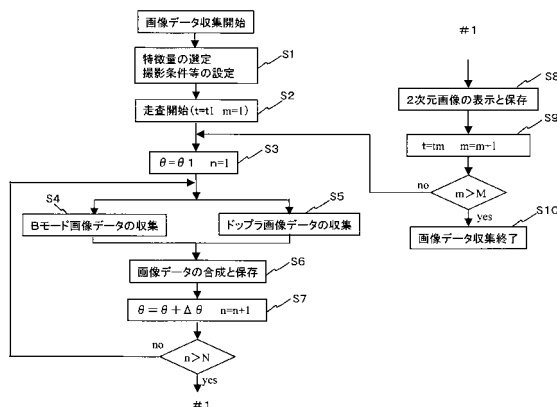
65 ... 空間マーカ

66 ... 時間マーカ

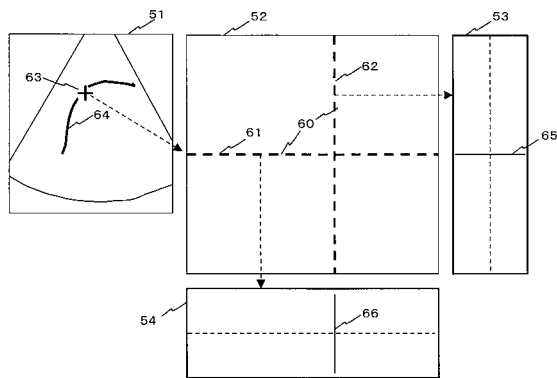
【図 1】



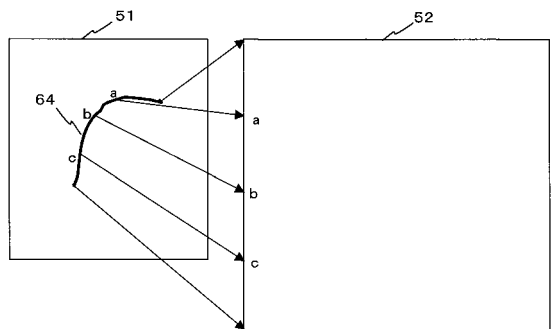
【図 2】



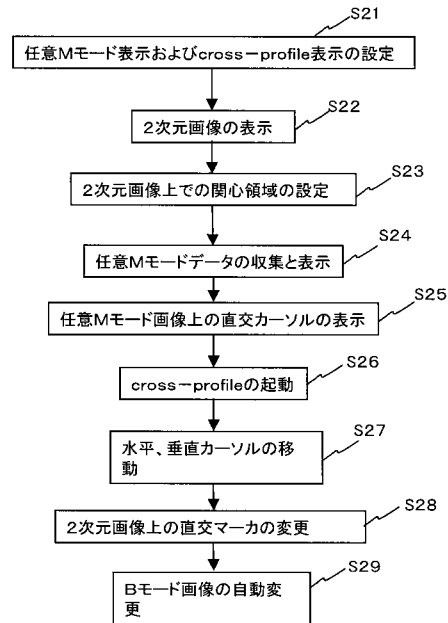
【図 4】



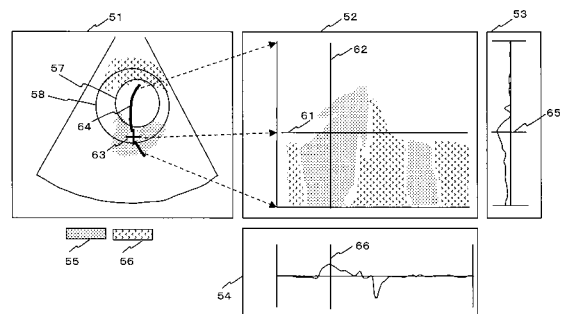
【図 5】



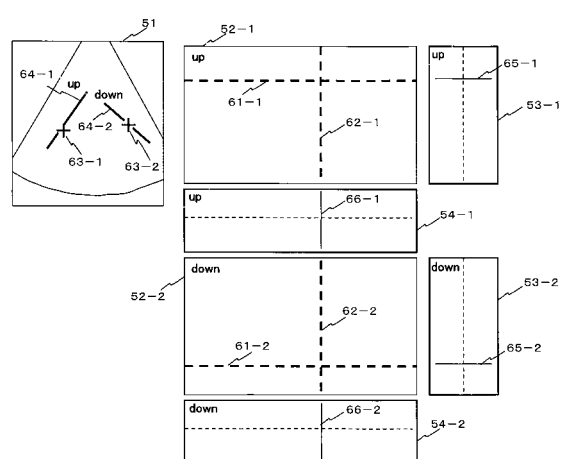
【図 3】



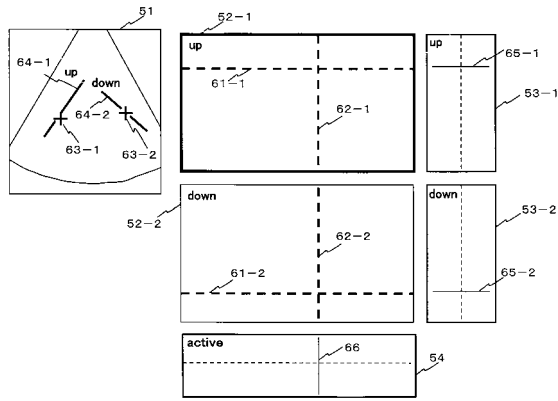
【図 6】



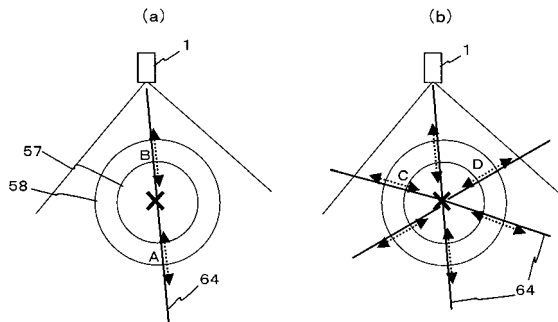
【図 7】



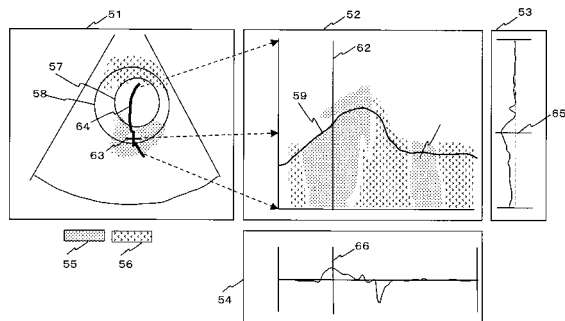
【図 8】



【図 9】



【図 11】

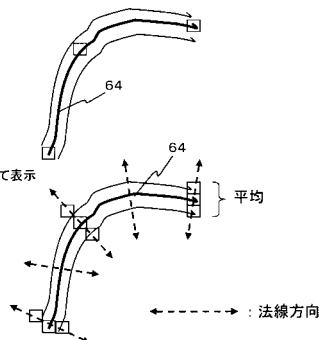


【図 12】

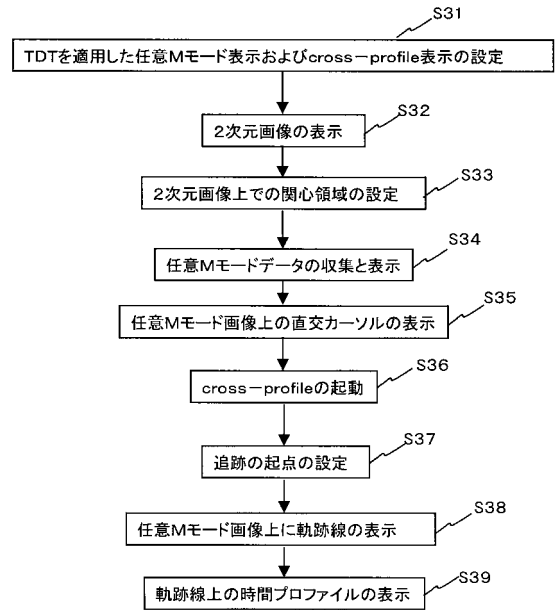
(a) 平均無し  
関心領域上の特徴量値を表示

(b) 平均有り

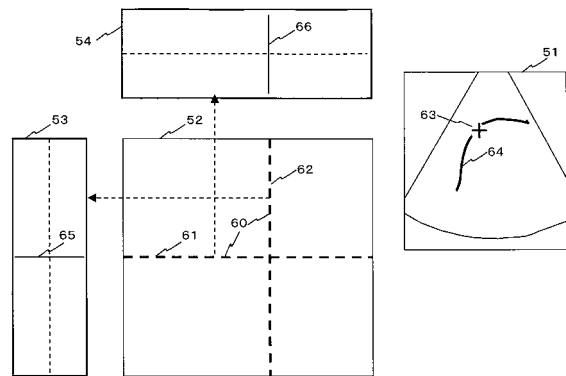
関心領域の法線方向で特徴量を平均して表示



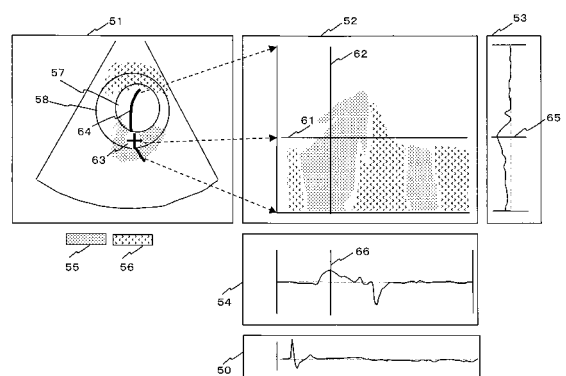
【図 10】



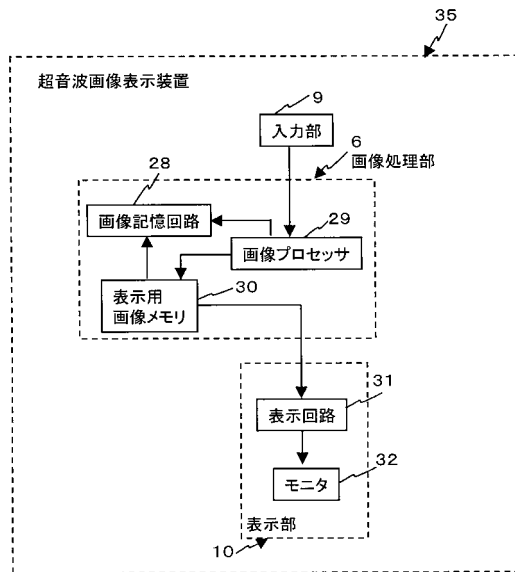
【図 13】



【図 14】



【図 15】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平07-323030(JP,A)  
特開平06-285065(JP,A)  
特開平07-031614(JP,A)  
特開2000-014668(JP,A)  
特開平02-107241(JP,A)  
特開平02-026547(JP,A)  
特開平10-071147(JP,A)  
特開平09-201361(JP,A)  
特開平08-084729(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

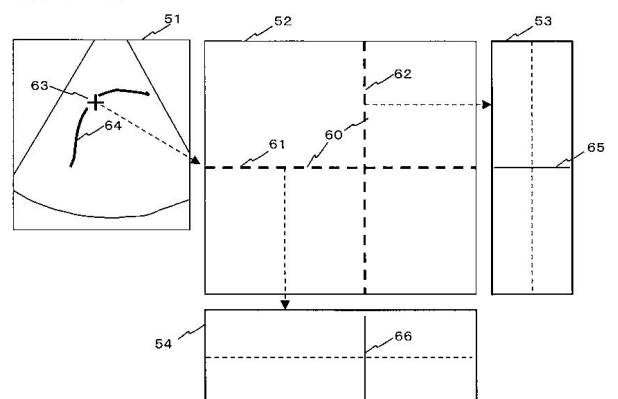
A61B 8/06

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像显示装置和超声波图像显示方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4202697B2</a>	公开(公告)日	2008-12-24
申请号	JP2002234323	申请日	2002-08-12
[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	阿部康彦 佐々木琢也		
发明人	阿部 康彦 佐々木 琢也		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/486 A61B8/06 A61B8/463 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/CC04 4C301/DD01 4C301/DD06 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/FF28 4C301/JC14 4C301/JC15 4C301/JC16 4C301/KK13 4C301/KK22 4C301/KK26 4C301/KK27 4C301/KK30 4C301/LL03 4C601/BB01 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04		
代理人(译)	堀口博		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004073287A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

阿通过简单地在体内任何部位，为临床诊断有效的超声波诊断装置，超声波图像显示装置以及超声波图像执行的生物组织的运动信息或血流动态的信息的量化从而提供一种显示方法。一种用于通过超声波发送和接收单元，用于在图像上显示所述二维图像，感兴趣64的线性区域的第一图像显示区域51中产生的多个二维图像数据的顺序第二图像显示区域52，其从感兴趣区域64读取特征量并按时间顺序显示为任意M模式图像和水平条61和时间条62并且用于在第一轮廓显示区域53和第二轮廓显示区域54中的水平条61和时间条62的位置处显示特征量的装置。点域4

【图 4】



【图 5】