

(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2004-73287
(P2004-73287A)

(43) 公開日 平成16年3月11日(2004.3.11)

(51) Int.Cl. ⁷		F I	テーマコード (参考)	
A 6 1 B	8/08	A 6 1 B	8/08	4 C 3 0 1
A 6 1 B	8/06	A 6 1 B	8/06	4 C 6 0 1
審査請求 未請求 請求項の数 25 O L (全 23 頁)				
(21) 出願番号	特願2002-234323 (P2002-234323)		(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成14年8月12日 (2002.8.12)			株式会社東芝
				東京都港区芝浦一丁目1番1号
			(74) 代理人	100083161
				弁理士 外川 英明
			(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
			Fターム(参考)	4C301 CC02 CC04 DD01 DD06 EE11
				EE13 FF28 JC14 JC15 JC16
				KK13 KK22 KK26 KK27 KK30
				LL03
				最終頁に続く

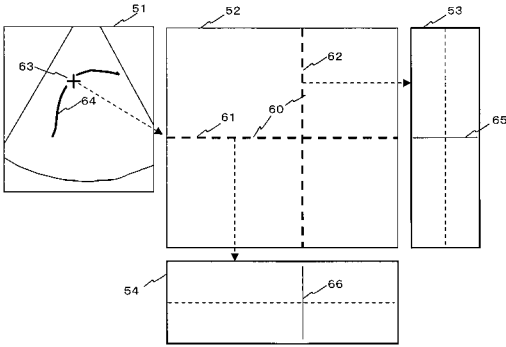
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像表示装置および超音波画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】 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により、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。

【解決手段】 超音波送受信手段によって順次生成される複数の2次元画像データに対して、この2次元画像を表示する第1の画像表示領域51と、この画像上に線状の関心領域64を設定する手段と、この関心領域64から特徴量を読み出し、任意Mモード画像として時系列的にを表示する第2の画像表示領域52と、この任意Mモード画像上に水平バー61および時間バー62を設定する手段と、この水平バー61および時間バー62の位置における特徴量を第1のプロファイル表示領域53および第2のプロファイル表示領域54に表示する手段を備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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から特徴量画像データを生成する手段と、

この特徴量画像データを複数枚記憶する画像記憶手段と、

この画像記憶手段に記憶される複数枚の特徴量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任意の位置に関心領域を設定する関心領域設定手段と、 10

この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枚の特徴量画像データからそ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 モード画像の任意の位置に操作者により設定されたカーソル上での超音波特徴量の変化曲線を表示する第 3 の表示手段とを

有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記カーソル線は直交線から構成され、前記第 3 の表示手段は、この直交線の水平線上での超音波特徴量の変化曲線と、前記直交線の垂直線上での超音波特徴量の変化曲線のうち 20

【請求項 3】

前記第 3 の表示手段は、前記直交線の水平線上における超音波特徴量を時間プロファイルとして前記任意 M モード画像の下側もしくは上側に配置し、垂直線上における超音波特徴量を空間的プロファイルとして前記 M モード画像の右側もしくは左側に配置して表示することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の表示手段は超音波画像上に設定される関心領域を表示し、さらに第 2 の表示手段において設定される直交線の水平線位置に対応する位置を前記関心領域と識別して表示することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。 30

【請求項 5】

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 の表示手段の直交線の垂直線位置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 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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 7】

超音波振動子を内蔵した超音波プローブと、 40

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から特徴量画像データを生成する手段と、

この特徴量画像データを複数枚記憶する画像記憶手段と、

この画像記憶手段に記憶される複数枚の特徴量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任意の位置に関心領域を設定する関心領域設定手段と、

この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枚の特徴量画像データからそ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 50

、
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、

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超音波特徴量の変化曲線を表示する第3の表示手段とを

有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項9】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項10】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項11】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記特定部位追跡手段は、前記特徴量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7記載の超音波診断装置。

【請求項13】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項14】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項15】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項16】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項17】

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7記載の超音波診断装置。

【請求項18】

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7記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 19】

超音波診断装置によって生成され、複数枚の時系列的な特徴量画像データが記憶されている画像記憶手段と、
この画像記憶手段に記憶される複数枚の特徴量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任意の位置に関心領域を設定する関心領域設定手段と、
この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枚の特徴量画像データからそ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モード画像の任意の位置に操作者により設定されたカーソル上での超音波特徴量の変化曲線を表示する第3の表示手段とを
有することを特徴とする超音波画像表示装置。

10

【請求項 20】

超音波診断装置によって生成され、複数枚の時系列的な特徴量画像データが記憶されている画像記憶手段と、
この画像記憶手段に記憶される複数枚の特徴量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任意の位置に関心領域を設定する関心領域設定手段と、
この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枚の特徴量画像データからそ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手段と、
前記追跡手段によって得られる追跡線に沿って超音波特徴量の変化曲線を表示する第3の表示手段を有することを特徴とする超音波画像表示装置。

20

【請求項 21】

超音波診断装置によって生成され、複数枚の時系列的な特徴量画像データを記憶するステップと、
このステップにより記憶される複数枚の特徴量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ステップと、
このステップによって表示される超音波画像上の任意の位置に関心領域を設定するステップと、
前記特徴量画像データからその特徴量を読み出し、任意Mモード画像として表示するステップと、
前記任意Mモード画像の任意の位置に操作者により設定されたカーソル上での超音波特徴量の変化曲線を表示するステップとを
有することを特徴とする超音波画像表示方法。

30

【請求項 22】

超音波診断装置によって生成され、複数枚の時系列的な特徴量画像データを記憶するステップと、
このステップにより記憶される複数枚の特徴量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ステップと、
このステップによって表示される超音波画像上の任意の位置に関心領域を設定するステップと、
前記特徴量画像データからその特徴量を読み出し、任意Mモード画像として表示するステップと、
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ステップと、
このステップによって得られる追跡線に沿って超音波特徴量の変化曲線を表示するステッ

40

50

ブとを

有することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 2 3】

超音波診断装置によって生成された、複数枚の時系列的な特徴量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任意の位置に設定された関心領域に基づいて前記特徴量画像データからその特徴量を読み出し、第 1 軸が位置、この軸に直交する第 2 軸が時間に対応する画像として表示する第 2 の表示手段と、

前記画像の任意の位置に操作者により設定されるカーソル上での超音波特徴量を、第 3 軸が特徴量の値、この軸に直交する第 4 軸を時間に対応させて表示する第 3 の表示手段とを有することを特徴とする超音波画像表示装置。 10

【請求項 2 4】

被検体を超音波で走査して得られる受信信号を入手する手段と、

前記受信信号に基づいて時系列的な複数時相分の少なくとも 1 種類以上の特徴量画像を生成する手段と、

少なくとも 1 種類以上の特徴量の情報を含む特徴量画像を表示する手段と、

複数時相分の前記特徴量を用いて少なくとも 1 つの関心領域における任意 M モード表示を行う超音波診断装置及び超音波画像表示装置において、

前記任意 M モード表示中の任意の位置に直交線を設定し、この直交線の水平線上での特徴量の変化曲線と、前記直交線の垂直線上での特徴量の変化曲線とを同時に表示することを特徴とする超音波診断装置及び超音波画像表示装置。 20

【請求項 2 5】

被検体を超音波で走査して得られる受信信号を入手する手段と、

前記受信信号に基づいて時系列的な複数時相分の少なくとも 1 種類以上の特徴量画像を生成する手段と、

少なくとも 1 種類以上の特徴量の情報を含む特徴量画像を表示する手段と、

複数時相分の前記特徴量を用いて少なくとも 1 つの関心領域における任意 M モード表示を行う手段を備えた超音波診断装置及び超音波画像表示装置において、

前記特徴量画像を生成する手段が速度を演算するステップを含み、前記速度に基づいて前記任意 M モード表示中の少なくとも 1 つの特定部位の位置を時間方向へ追跡し、前記特定部位が移動する追跡線を前記任意 M モード表示中に設定して前記追跡線上での特徴量の時間変化曲線を表示し、さらに、任意 M モードを得るための関心領域を前記特徴量画像中に表示すると共に、前記特定部位の位置に対応する関心領域上の位置を前記関心領域の表示と識別して表示することを特徴とする超音波診断装置及び超音波画像表示装置。 30

【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。

【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 50

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変化を観測する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。

【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変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。

10

【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変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変化を従来の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。

20

【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。

30

【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、請求項1に係る本発明の超音波診断装置では、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から特徴量画像データを生成する手段と、この特徴量画像データを複数枚記憶する画像記憶手段と、この画像記憶手段に記憶される複数枚の特徴量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任意の位置に関心領域を設定する関心領域設定手段と、この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枚の特徴量画像データからそ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モード画像の任意の位置に操作者により設定されたカーソル上での超音波特徴量の変化曲線を表示する第3の表示手段とを有することを特徴としている。

40

【0011】

また、請求項7に係る本発明の超音波診断装置では、超音波振動子を内蔵し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

50

音波送受信手段によって得られる受信信号から特徴量画像データを生成する手段と、この特徴量画像データを複数枚記憶する画像記憶手段と、この画像記憶手段に記憶される複数枚の特徴量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任意の位置に関心領域を設定する関心領域設定手段と、この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枚の特徴量画像データからそ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、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超音波特徴量の変化曲線を表示する第3の表示手段とを有することを特徴としている。

10

【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、例えば組織ドプ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、またカラードプ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。

20

【0014】

以下では心臓を対象としたBモード法と組織ドプ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プ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、カラードプラ画像あるいは組織ドプラ画像用の信号処理を行うドプラモード処理部5を備えている。

30

【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プラモード画像から任意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。

40

【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

50

る。

【 0 0 1 8 】

超音波送信部 2 はレートパルス発生器 1 1 と、送信遅延回路 1 2 と、パルサ 1 3 を備えている。レートパルス発生器 1 1 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 1 2 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 1 3 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。

【 0 0 1 9 】

レートパルス発生器 1 1 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 1 2 に供給する。送信遅延回路 1 2 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の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 1 3 に供給する。 10

【 0 0 2 0 】

パルサ 1 3 は送信遅延回路 1 2 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。

【 0 0 2 1 】

超音波受信部 3 はプリアンプ 1 4 と、受信遅延回路 1 5 と、加算器 1 6 とを備えている。プリアンプ 1 4 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 1 5 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の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 1 4 の出力に与えた後加算器 1 6 に送り、この加算器 1 6 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。 20

【 0 0 2 2 】

B モード処理部 4 は対数変換器 1 7 と包絡線検波器 1 8 と A / D 変換器 1 9 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 1 7 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 8 0 d B 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 2 0 ~ 3 0 d B 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 1 8 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 1 9 はこの包絡線検波器 1 8 の出力信号を A / D 変換し B モード信号を形成する。 30

【 0 0 2 3 】

ドブラモード処理部 5 は基準信号発生器 2 0 と、 $\pi/2$ 移相器 2 1 と、ミキサ 2 2 と、LPF (ローパスフィルタ) 2 3 と、A / D 変換器 2 4 と、ドブラ信号記憶回路 2 5 と、FFT 分析器 2 6 と、演算器 2 7 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 FFT 分析が行われる。

【 0 0 2 4 】

すなわち、ドブラモード処理部 5 の入力信号はミキサ 2 2 - 1、2 2 - 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 2 0 の出力はミキサ 2 2 - 1 の第 2 の入力端子に直接送られ、 $\pi/2$ 移相器 2 1 を介して 9 0 度位相がシフトした出力はミキサ 2 2 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。ミキサ 2 2 - 1、2 2 - 2 の出力は、ローパスフィルタ 2 3 - 1、2 3 - 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 2 0 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。 40

【 0 0 2 5 】

A / D 変換器 2 4 は LPF 2 3 - 1、2 3 - 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、FFT 分析器 2 6 はデジタル化された直交成分を一旦ドブラ信号記憶回 50

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】

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プ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。

10

【0029】

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 モード画像やドプ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。

20

【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、ドプラモード処理部 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】

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 モード画像やドプラモード画像、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。

30

【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 E C G 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。

40

【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プ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

50

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、ドブラモード処理部5において超音波受信信号のドブ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】

ドブラモード処理部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、ドブラ信号記憶回路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、ドブラ信号記憶回路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。

【0045】

さらに演算器 27 は F F T 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 S 5）。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 S 6）。

【0046】

F F T 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。

10

【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 F F T 分析を用いる方法の代わりに M T I 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 S 4 ~ S 7）。

20

【0049】

システム制御部 8 は、ステップ S 4 およびステップ S 5 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 S 8）。

【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 S 3 ~ S 9）、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 S 10）。

30

【0051】

次に、ステップ S 8 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 M 枚の 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。

40

【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 S 21）。

【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プラ画像と 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

50

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。

【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。

10

【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）と組織ドプラ画像の組織速度の2つの特徴量が含まれている。

【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。

20

【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。

30

【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】

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51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ー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29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S23）。

40

【0060】

図5は第1の画像領域51の2次元画像上に設定される関心領域64と第2の画像表示領域52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64の全長に対応づけられ、さらに関心領域64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。

【0061】

この関心領域64が操作者によって設定されると、画像プロセッサ29はこの関心領域64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

50

憶回路 28 に保存されている M 枚の組織ドプラ画像データから読み出し、第 2 の画像表示領域 52 において時系列的に順次表示する。例えばステップ S8 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 28 に保存する場合には、画像プロセッサ 29 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 64 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 52 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 S24）。

【0062】

次に、操作者は図 4 の第 2 の画像領域 52 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）60 が表示され（ステップ S25）、同時にクロスプロファイルが起動される（ステップ S26）。この直交カーソル 60 の中央位置や水平バー（直交カーソル 60 の水平ライン）61 あるいは時間バー（直交カーソル 60 の垂直ライン）62 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 60 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 61 を垂直方向に、時間バー 62 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 S27）。

10

【0063】

このようにして、画像プロセッサ 29 は、任意 M モード画像上の時間バー 62 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 53 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 61 の位置を示す空間マーカ 65 の表示や、この空間マーカ 65 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。

20

【0064】

同様にして、水平バー 61 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 54 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 62 の位置を示す時間マーカ 66 の表示や、この時間マーカ 66 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 29 はこの特徴量の大きさを規格化して表示する。

30

【0065】

操作者は入力部 9 のマウスを用いて、第 2 の画像領域 52 の水平バー 61 を垂直方向へ移動し、画像プロセッサ 29 はこの水平バー 61 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 64 上の位置に直交位置マーカ 63 を移動させる。すなわち、水平バー 61 の動きに連動して直交位置マーカ 63 は関心領域 64 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 54 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 S28）。

40

【0066】

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 63 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 52 の任意 M モード画像上に示されている水平バー 61 の位置と、これに対応する第 2 のプロファイル表示領域 54 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。

【0067】

時間バー 62 は画像記憶回路 28 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 51 の 2 次元画像が静止画像の場合には、時間バ

50

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。

10

【 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。

20

【 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 を複数箇所に設定し、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 にて行い、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。

30

【 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。

40

【 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「u p」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「d o w n」の文字を付加して表示する。なお、

50

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64-1, 64-2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。

【0075】

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54を1つだけ備え、第1の関心領域64-1に対応する時間プロファイルと第2の関心領域64-2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54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。

【0076】

但し、この場合には、第2のプロファイル表示領域54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64-1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61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54にて表示されていることを示す。

10

【0077】

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62-1と下段の任意Mモード画像上の時間バー62-2の移動は連動させ、水平バー61-1, 61-2の移動については独立した制御を可能とする。

20

【0078】

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。

【0079】

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64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。

【0080】

このような関心領域64の追跡を行った場合、関心領域64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。

30

【0081】

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64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64の相対位置における特徴量の時間的変化を示し、空間プロファイルは関心領域64の相対位置における特徴量の空間的変化を示す。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。

40

【0082】

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61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60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64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。

50

【 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スルを移動させ、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。

10

【 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 (t i s s u e - D o p p l e r - t r a c k i n g) 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

20

【 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。

30

【 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) 。

40

【 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 において自動的に表示される (ステップ S 3 2) 。

【 0 0 9 0 】

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 (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)。

【0091】

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 3 4)。

10

【0092】

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。

20

【0093】

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。

30

【0094】

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。

【0095】

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)。

40

【0096】

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、時間的变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。

50

【 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。

【 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。

【 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

【 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。

【 0 1 0 4 】

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。

【 0 1 0 5 】

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

20

30

40

50

【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14は生体信号表示領域50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64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。

10

【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15に示すように入力部9と、画像処理部6と、表示部10とを備える超音波画像表示装置35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28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10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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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】

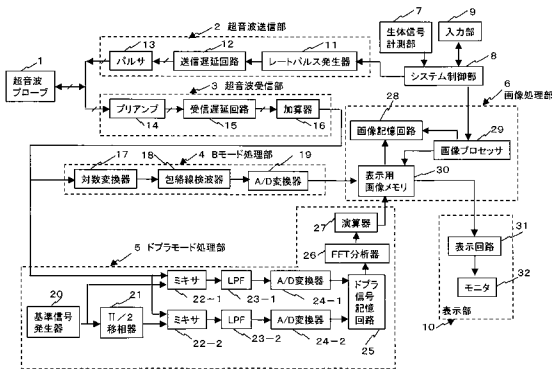
50

- 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 ... ドブラモード処理部
- 6 ... 画像処理部
- 7 ... 生体信号計測部
- 8 ... システム制御部
- 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
- 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

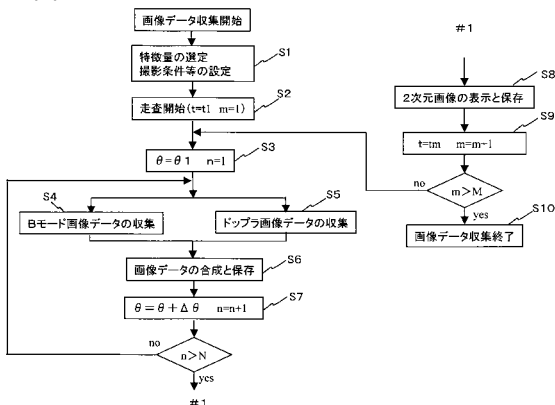
10

20

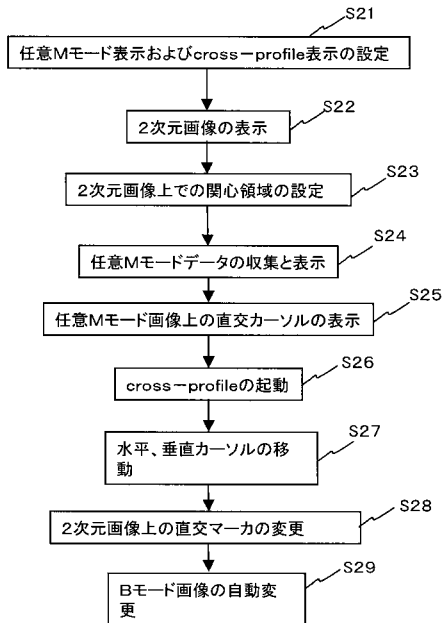
【図1】



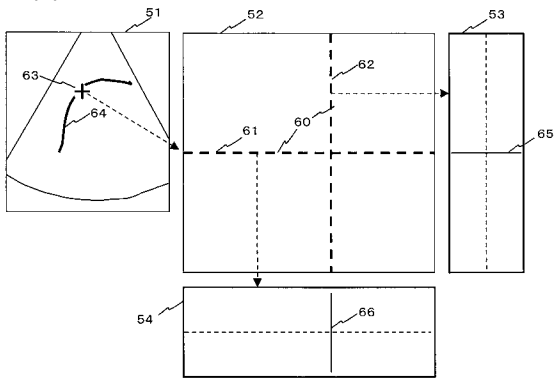
【図2】



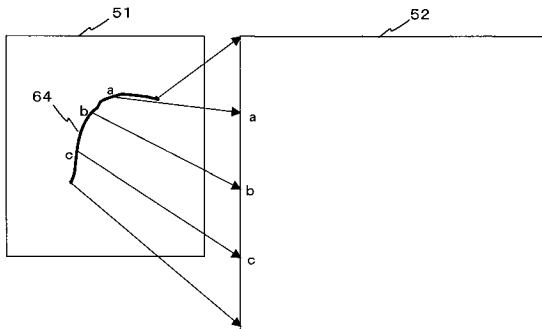
【図3】



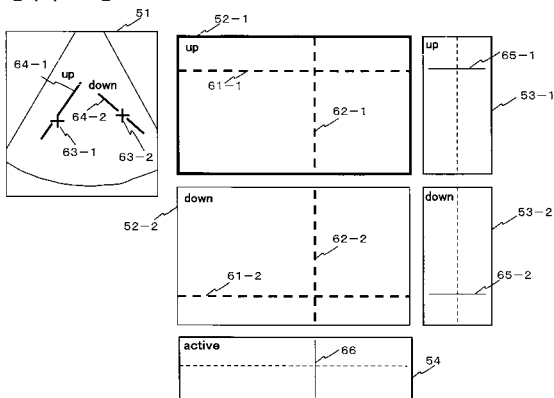
【図 4】



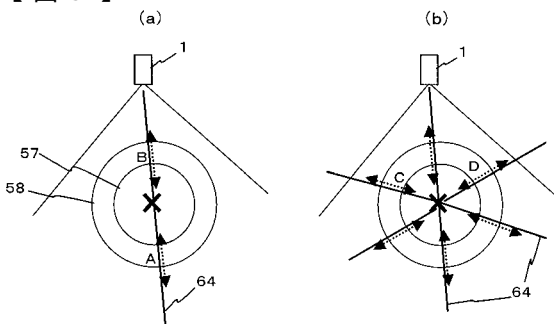
【図 5】



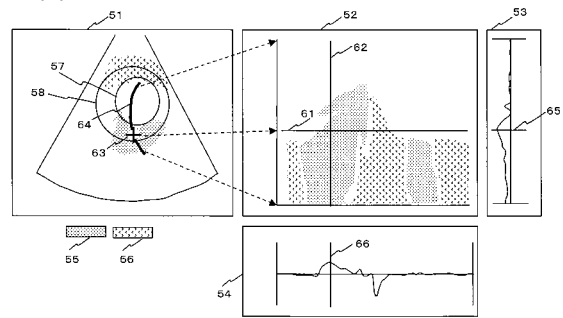
【図 8】



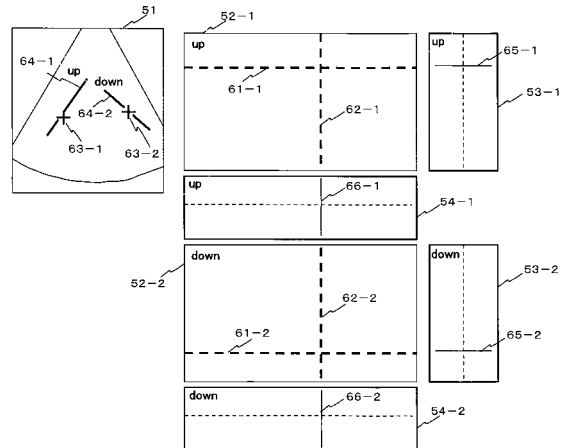
【図 9】



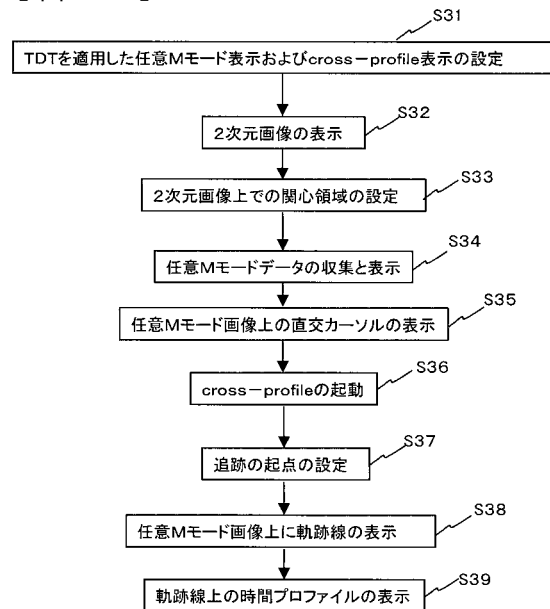
【図 6】



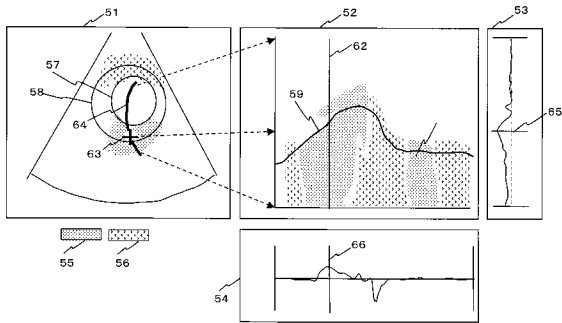
【図 7】



【図 10】



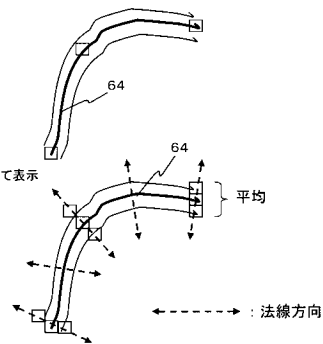
【図 1 1】



【図 1 2】

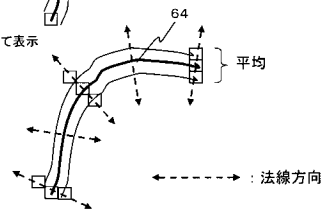
(a) 平均無し

関心領域上の特徴量値を表示

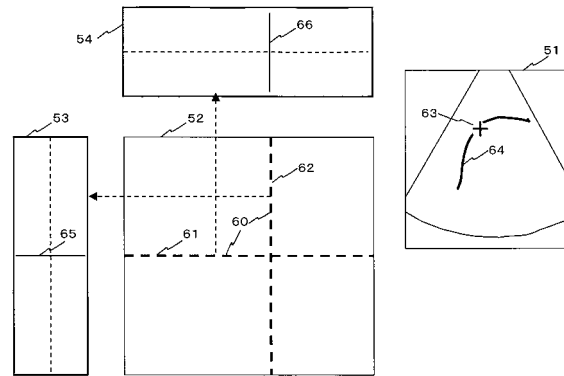


(b) 平均有り

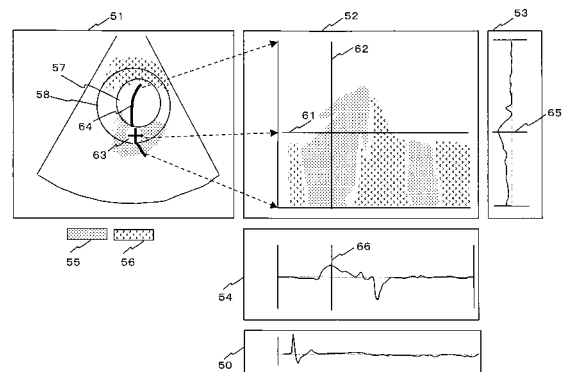
関心領域の法線方向で特徴量を平均して表示



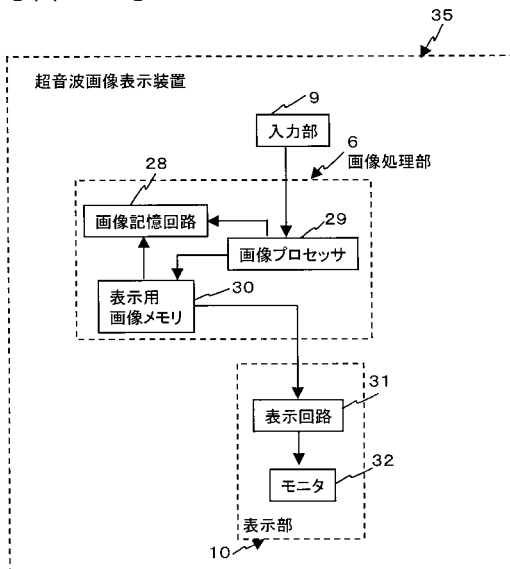
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB01 BB03 DD03 EE09 EE11 FF08 JC15 JC20 JC21 JC37
KK12 KK13 KK18 KK19 KK23 KK25 KK28 KK30 KK31 LL01
LL02 LL04

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	JP2004073287A	公开(公告)日	2004-03-11
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		
[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	A61B8/06 A61B8/08		
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		
其他公开文献	JP4202697B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断设备，超声图像显示设备和超声图像，通过容易地量化活体任意位置处的活组织的运动信息和血流动力学信息，对临床诊断有效。提供一种显示方法。 解决方案：对于由超声波发送/接收装置顺序生成的多个二维图像数据，提供了用于显示该二维图像的第一图像显示区域51和该图像上的线性感兴趣区域64。用于设置第二图像显示区域52的装置，该第二图像显示区域52用于从关注区域64读取特征量并按时间序列显示为任意M模式图像，并且在任意M模式图像上设置水平条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。 [选择图]图4

