

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5209184号
(P5209184)

(45) 発行日 平成25年6月12日 (2013. 6. 12)

(24) 登録日 平成25年3月1日 (2013. 3. 1)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-131524 (P2006-131524)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成18年5月10日 (2006. 5. 10)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2007-301086 (P2007-301086A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成19年11月22日 (2007. 11. 22)	(72) 発明者	外村 明子
審査請求日	平成21年4月17日 (2009. 4. 17)		東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	大坂 卓司
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	松村 剛
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	篠村 隆一
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内

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】

断層像上の計測点の変位を算出し、前記変位に基づいて生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を生成する弾性画像生成手段を備える超音波診断装置であって、ドプラ法によって特定の領域の速度情報を求め、前記速度情報に基づいて表示する画像領域を選択する速度分布検出手段と、この速度分布検出手段によって選択された画像領域に対応する弾性画像情報を選択する弾性画像情報選択手段と、拍動によって変位する拍動個所の変位量を算出し、前記拍動個所の位置を元に戻す補正を行う拍動信号処理部とを備え、

前記弾性画像生成手段は、前記弾性画像情報選択手段によって選択された前記画像領域に対応する弾性画像情報に色相あるいは輝度情報を付与するとともに、前記拍動信号処理部による該補正に基づいて弾性画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記弾性画像情報選択手段によって選択されなかった画像領域に対応する弾性画像情報には前記速度情報を付与する手段が備えられていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記速度分布検出手段は、予め求めたしきい値と前記速度情報を比較し、前記弾性画像生成手段は、前記弾性画像において前記速度情報が前記しきい値より大きくなる領域を表示しないことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に係り、特に、超音波を利用して得られる断層像の各座標に対応した点の歪み及び／又は弾性率を演算することにより生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を得ることのできる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に当接させて用いられる超音波探触子から該被検体内に超音波ビームをスキャンさせながら照射し、その過程で反射された超音波を順次検出することによって、該スキャン面の各位置における反射強度を画像化することによりたとえばBモード像からなる断層像を得ようになっている。

10

【0003】

そして、断層像の他に、該断層像と並設させあるいは重ね合わせて弾性画像を表示し、該断層像と対応する個所における生体組織の硬さあるいは軟らかさの程度を認識できるものが知られるようになっている。

【0004】

ここで、該弾性画像は、被検体に圧力（増圧、減圧）を加え、その過程で得られる時系列的に隣接する2つのフレームの超音波受信信号の相関演算を利用し、各座標における変位の算出に基づいて前記圧力の値に応じた弾性率を演算することによって構築される。

【0005】

20

このような超音波診断装置は、たとえば下記特許文献1あるいは特許文献2に詳細に開示されている。

【特許文献1】特開平5 - 317313号公報

【特許文献2】特開2000 - 60853号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、前記超音波診断装置において、時系列的に隣接する2つのフレームの超音波受信信号の間の時間間隔中に大きな速度で変位する組織を含む場合に、該組織に関して変位演算範囲を逸脱し、正しく変位を演算することのできないエラー（相関演算エラー）領域が存在してしまうことがある。

30

【0007】

たとえば、血管内の血栓あるいはプラークなどの周囲を高速に移動する流動体である血液で囲まれる組織の弾性画像を構築した場合、上述したエラー領域が標示され、質の高い弾性画像が得られないといった不都合が生じる場合がある。

【0008】

本発明の目的は、上述したような相関演算エラー領域が表示されるのを回避させ、質の高い弾性画像を得ることのできる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

40

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、以下のとおりである。

【0010】

（1）本発明による超音波診断装置は、たとえば、断層像上の計測点の変位を算出し、前記変位に基づいて生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を生成する弾性画像生成手段を備える超音波診断装置であって、ドプラ法によって特定の領域の速度情報を求め、前記速度情報に基づいて画像領域を選択する速度分布検出手段と、この速度分布検出手段によって選択された画像領域に対応する弾性画像を選択する弾性画像選択手段とを備えることを特徴とするものである。

【0011】

50

(2) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、(1)の構成を前提とし、前記弾性画像選択手段によって選択された弾性画像情報は色相あるいは輝度情報を付与し、選択されなかった弾性画像情報に対応する領域には前記速度情報を付与する手段が備えられていることを特徴とする。

【0012】

(3) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、(1)の構成を前提とし、拍動によって変位する部位の変位量を算出し該変位を元に戻す補正を行う拍動信号処理部を設け、この拍動信号処理部からの情報に基づき前記弾性画像生成手段によって弾性画像を生成することを特徴とする。

【0013】

10

(4) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、(1)の構成を前提とし、前記速度分布検出手段は、予め求めたしきい値と前記速度情報を比較し、前記弾性画像選択手段は、前記弾性画像において前記速度情報が前記しきい値より大きくなる領域を表示しないことを特徴とする。

【0014】

なお、本発明は以上の構成に限定されず、本発明の技術思想を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

【発明の効果】

【0015】

このような構成からなる超音波診断装置によれば、質の高い弾性画像を表示させることができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明による超音波診断装置の実施例を図面を用いて説明をする。

【0017】

図1は、本発明による超音波診断装置の一実施例を示す概略ブロック図である。

【0018】

まず、図示しない被検体に当接させて用いられる超音波探触子1がある。この超音波探触子1は被検体との当接面側に多数の並設された超音波振動子を備えて構成されている。

【0019】

30

また、この超音波探触子1は、たとえば各超音波振動子を含む平面内において該各超音波振動子の超音波ビーム走査がなされることにより、超音波を該被検体内に照射するとともに該被検体内で反射された超音波を受信するようになっている。ここで、超音波ビーム走査がなされる面(スキャン面)はこれから得ようとする被検体の断層像における面に相当する。

【0020】

なお、この実施例において該超音波探触子1の被検体への当接は該被検体を圧迫し変位が生じるようにして操作される。時間的に異なる少なくとも2つのスキャン面における断層像から変位を算出し、この変位に基づいて弾性画像を生成させる必要があるからである。

40

【0021】

超音波探触子1による超音波の照射は送信回路2の駆動によって、反射された超音波の受信は受信回路3の駆動によってなされ、これら送信回路2および受信回路3の駆動のタイミングは超音波送受信制御回路4によって制御されるようになっている。

【0022】

なお、前記送信回路2は送波整相加算回路(図示せず)を具備し、この送波整相加算回路によって送信される超音波の収束点のある深さに設定できるようになっている。

【0023】

被検体内で反射された超音波(超音波振動子のビーム走査面からの超音波)は超音波探触子1を介して反射エコー信号として前記受信回路3に入力され、さらに整相加算回路5

50

に出力されるようになっている。この整相加算回路 5 では、該反射エコー信号の位相が制御されて、一点あるいは複数の収束点に対して超音波ビームを形成するようになっている。

【 0 0 2 4 】

位相が制御された該整相加算回路 5 からの反射エコー信号 (R F 信号) は信号処理部 6 に入力され、この信号処理部 6 にて、該反射エコー信号は A / D 変換され、さらに、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪廓強調等の処理が施されるようになっている。

【 0 0 2 5 】

信号処理部 6 から時系列的に連続して出力される複数の断層像データ (たとえば B モード像データ) は、白黒スキャンコンバータ 7 にて、それぞれ各フレームメモリに格納され、テレビジョン方式の周期で読み出されるようになっている。

10

【 0 0 2 6 】

白黒スキャンコンバータ 7 からの断層像データは切換加算器 8 を介して画像表示器 9 に出力され、白黒の断層像が画面に表示されるようになっている。

【 0 0 2 7 】

ここで、前記切換加算器 8 には白黒スキャンコンバータ 7 からの前記断層像データとともに後述するカラースキャンコンバータ 13 からのカラーの弾性画像データが入力されるように構成され、制御部 16 を介した操作卓 15 の操作によって、前記各画像を加算 (重畳)、並列させ、あるいは切り換えて画像表示器 9 に出力させるようになっている。

【 0 0 2 8 】

20

一方、前記整相加算回路 5 からの反射エコー信号 (R F 信号) は R F 信号フレームデータ選択部 10 に入力され、この R F 信号フレームデータ選択部 10 にて、該 R F 信号は、前記スキャン面に対応したフレーム毎に、順次フレームメモリに格納されるようになっている。

【 0 0 2 9 】

ここで、各フレームメモリは、現在格納された R F 信号フレームデータをフレームデータ N とした場合、それらから時間的にさかのぼってフレームデータ (N - 1)、フレームデータ (N - 2)、フレームデータ (N - 3)、... ..、フレームデータ (N - M) が存在していることになる。そして、フレームデータ N 以外の他のフレームデータ (N - 1)、(N - 2)、(N - 3)、... ..、(N - M) のうちの一つのフレームデータ (これをフレームデータ X とする) を選択し、前記フレームデータ N とフレームデータ X とからなる 1 組のフレームデータを変位計測部 11 に出力するようになっている。ここで、フレームデータ X の選択は、たとえば制御部 16 を介した操作卓 17 からの選択指令に基づいてなされるようになっている。

30

【 0 0 3 0 】

R F 信号フレームデータ選択部 10 からのデータは変位計測部 11 に入力され、この変位計測部 11 は、該 R F 信号フレームデータ選択部 10 から順次出力される 1 組の R F 信号フレームデータに基づいて 1 次元もしくは 2 次元相関処理を実行し、断層像上の各計測点の変位もしくは移動ベクトル (変位の方角と大きさ) が計測され、変位フレームデータが生成されるようになっている。この移動ベクトルの検出方法としては、特開平 5 - 3 1 7 3 1 3 号公報等に記載されているようにたとえばブロック・マッチング法を用いることができる。このブロック・マッチング法は、画像を例えば N × N 画素からなるブロックに分け、現フレーム中の着目しているブロックに最も近似しているブロックを前フレームから探索し、これを参照して予測符号化を行うものである。

40

変位計測部 11 で生成される変位フレームデータは歪み量及び弾性率演算回路 12 に入力され、この歪み量及び弾性率演算回路 12 にて、弾性フレームデータ E F D を生成するようになっている。

【 0 0 3 1 】

この場合、図示していないが、たとえば前記超音波探触子 1 の被検体と当接する面に圧力センサが配置されており、前記変位フレームデータの生成に対応する時点の圧力に関す

50

るデータが該歪み量及び弾性率演算回路 12 に入力され、前記変位フレームから弾性フレームデータ E F D への生成にあつて該圧力に関するデータが用いられるようになっている。

【0032】

なお、該圧力に関するデータは、上述したように必ずしも超音波探触子 1 に配置させた圧力センサから得ることに限定はされず、たとえば、超音波探触子 1 の被検体との接触面に圧計測用変形体を被着させ、前記 R F 信号フレームデータ選択部 10 から出力される R F フレーム信号、あるいは白黒スキャンコンバータ 7 の出力の断層像データを利用して、前記圧計測用変形体と被検体の境界における圧力分布を該圧計測用変形体の変形度合いによって演算し、この演算結果を圧力データとして用いるようにしてもよい。圧計測用変形体の変形度合いは、圧計測用変形体を透過する超音波は被検体を透過する超音波と比較するとたとえば振幅が小さくなっていることに基づき、この振幅の小さい超音波が圧計測用変形体を通過している距離を計測することにより算出することができる。

10

【0033】

ここで、前記弾性フレームデータ E F D における各データ $Y_{mi, j}$ は次式 (1) に示されるようになっている。ここで、 i, j の指標は、弾性フレームデータの座標を示す。

【0034】

$$Y_{mi, j} = \text{圧力 } i, j / \text{歪み量 } i, j \quad (i, j = 1, 2, 3, \dots) \quad \dots (1)$$

なお、歪み量分布 ($\varepsilon_{i, j}$) は変位分布の空間微分 ($\Delta L_{i, j} / X_{i, j}$) を行うことによって求められる。

20

【0035】

なお、この歪み量及び弾性率演算回路 12 は、弾性フレームデータ E F D に座標面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理、フレーム間における時間軸方向の方向のスムージング処理などの種々の画像処理を施し、このような画像処理が施されたフレームデータを弾性フレームデータとして出力させるようにしてもよい。

【0036】

また、前記整相加算回路 5 からの R F 信号は速度分布検出回路 14 に入力されるようになっている。この速度分布検出回路 14 は、前記 R F 信号からある特定の領域の速度を求める回路、いわゆるパルスドブラ回路や、速度分布の断層像を演算するいわゆるカラーフロマッピング回路として構成されている。

30

【0037】

この速度分布検出回路 14 は、ドブラ法を使用しない速度計測方法などにより速度フレームデータ V F D を生成してもよい。

【0038】

速度分布検出回路 14 は、断層上の各計測点上における速度から速度フレームデータ V F D を生成し、制御部 16 を介した操作卓 15 から入力される信号 V_{th} との大小関係を判定し、速度評価フレームデータ E E F D として出力するようになっている。

【0039】

速度フレームデータ V F D における座標 (i, j) の速度データを $V_{i, j}$ とし、速度評価フレームデータ V A F D における座標 (i, j) の速度評価データを $X_{i, j}$ とすると、 $V_{i, j}$ がしきい値 V_{th} より大きい場合は、速度評価フレームデータ V A F D における同一座標の $X_{i, j}$ に「0」が設定され、 $V_{i, j}$ がしきい値 V_{th} より小さい場合は、速度評価フレームデータにおける同一座標の $X_{i, j}$ に「1」が設定される。

40

【0040】

すなわち、速度評価フレームデータ V A F D 上の速度評価データ $X_{i, j}$ は、速度フレームデータ V F D 上の速度データ $V_{i, j}$ に対して次に示す条件 (2)、(3) で生成される。

【0041】

速度データ $V_{i, j} > \text{しきい値 } V_{th}$ ならば、

50

速度評価データ $X_{i,j} = 0$ ($i, j = 1, 2, 3, \dots$)
 $\dots \dots$ (2)

速度データ $V_{i,j} <$ しきい値 V_{th} ならば、
 速度評価データ $X_{i,j} = 1$ ($i, j = 1, 2, 3, \dots$)
 $\dots \dots$ (3)

そして、このようにして生成される速度評価フレームデータ $VAFD$ はカラーキャンコンバータ 13 に出力されるようになっている。

【0042】

カラーキャンコンバータ 13 は、図 2 に示すように、階調化回路 13A と色相変換回路 13B とから構成されている。

10

【0043】

階調化回路 13A には、前記弾性フレームデータ EFD が歪み量及び弾性率演算回路 12 から、速度評価フレームデータ $VAFD$ が速度分布検出回路 14 からそれぞれ入力され、これら弾性フレームデータ EFD および速度評価フレームデータ $VAFD$ から弾性階調化データ EED を生成するようになっている。

【0044】

すなわち、弾性フレームデータ EFD の各座標のデータは、その座標が速度評価フレームデータ $VAFD$ 上の対応する座標のデータが「0」である場合において階調化がなされず、また、その座標が速度評価フレームデータ $VAFD$ 上の対応する座標のデータが「1」である場合において該データの値の大小に応じてたとえば 255 段階に変換されて階調化されるようになって、前記弾性階調化データ EED を生成するようになっている。

20

【0045】

すなわち、弾性階調化フレームデータ EED 上の弾性階調化データ $S_{i,j}$ は、速度評価フレームデータ $VAFD$ 上の速度評価データ $X_{i,j}$ に対して次に示す条件 (4)、(5) で生成される。

【0046】

速度評価データ $X_{i,j} = 1$ ならば、
 弾性階調化データ $S_{i,j} =$ 弾性データ $Y_{mi,j}$
 の大小に応じた「1」～「255」の値 $\dots \dots$ (4)
 $(i, j = 1, 2, 3, \dots)$

30

速度評価データ $X_{i,j} = 0$ ならば、
 弾性階調化データ $S_{i,j} = 0$ $\dots \dots$ (5)
 $(i, j = 1, 2, 3, \dots)$

換言すれば、弾性階調化フレームデータ EED は、弾性フレームデータ EFD の各データのうち、速度評価フレームデータ $VAFD$ が「0」である座標に対応する座標のデータが除かれ (リジェクト)、その余りの座標におけるデータが階調化されて生成されるようになっている。

【0047】

そして、色相変換回路 13B は、弾性階調化フレームデータ EED に基づいて、弾性画像データとしての赤、緑、青などの色相情報を付与するように動作するようになっている。たとえば、歪みが大きく計測された領域については弾性画像データ内でその領域を赤色コードに変換し、逆に歪みが小さく計測された領域については弾性画像データ内でその領域を青色コードに変換するようになっている。

40

【0048】

このように構成された弾性画像データは、切換加算器 8 を介して画像表示器 9 に出力され、その画面に弾性画像が表示されるようになっている。この場合、制御部 16 を介した操作卓 15 の操作によって、断層像とともに加算 (重畳)、並列させ、あるいは切り換えて表示できることは上述した通りである。

【0049】

図 3 は、上述した超音波診断層の動作において、前記速度フレームデータ VFD 、速度

50

評価フレームデータVAFD、弾性フレームデータEFD、および弾性階調化フレームデータEEFDの関係を示した説明図である。

【0050】

まず、速度フレームデータVFDは、前記速度分布検出回路14において整相加算回路5からの信号に基づいて生成され、図3(a)に示すように、速度フレームメモリvfmに記憶され、前記断層像データと対応する各座標(i, j)に速度データVi, jが格納されている。

【0051】

そして、速度分布検出回路14では、さらに前記速度フレームデータVFDに基づいて速度評価フレームデータVAFDを生成する。この際、操作者は操作卓15によって速度のしきい値に相当するデータを入力しており、該データは制御部16を介して速度分布検出回路14に入力されている。前記速度フレームデータVFDの各座標(i, j)における速度データVi, jは前記しきい値と比較され、該速度データVi, jが前記しきい値より大きい場合には速度評価フレームメモリvafmの対応する座標(i, j)に速度評価データXi, jとして「0」が記録され、該速度データVi, jが前記しきい値より小さい場合には速度評価フレームメモリの対応する座標(i, j)に速度評価データXi, jとして「1」が記録され、これにより速度評価フレームデータVAFDが生成される。

【0052】

一方、弾性フレームデータEFDは前記歪み量及び弾性率演算回路12において前記変位計測部11の信号および図示しない圧力に相当するデータに基づいて生成される。弾性フレームデータEFDは弾性フレームメモリefmに記憶され、前記断層像データと対応する各座標(i, j)に弾性データYmi, jが格納されている。

【0053】

この弾性フレームデータEFDと前記速度評価フレームデータVAFDはカラーキャンコンバータ13内の階調化回路13Aに入力され、この階調化回路13Aでは弾性階調化フレームデータEEFDが生成される。すなわち、階調化回路13Aは該弾性フレームデータEFDの各座標(i, j)における弾性データYmi, jを順次読み出すとともに、その際に速度評価フレームデータVAFD内の対応する座標(i, j)の速度評価データXi, jをも読み出す。そして、該速度評価データXi, jが「0」であった場合、弾性階調化フレームメモリeefmの対応する座標(i, j)に弾性階調化データSi, jとして「0」を記録する。また、該速度評価データXi, jが「1」であった場合、弾性階調化フレームメモリeefmの対応する座標(i, j)に、弾性階調化データSi, jとして、弾性データYmi, jをその値に応じて「1」～「255」に割り振った値を記録する。

【0054】

このようにして生成された弾性階調化フレームデータEEFDはカラーキャンコンバータ13内の色相変換回路13Bに入力され、この色相変換回路13Bにおいて、該弾性階調化フレームデータEEFDの各座標(i, j)における弾性階調化データSi, jはその値に応じた色相に変換されて弾性画像フレームデータを生成するようになっている。

【0055】

このように構成された超音波診断装置は、たとえ大きな速度で変位する組織を含む場合にあっても、正しく変位を演算することのできないエラー領域が表示されるのを回避でき、質の高い弾性画像を得ることができるようになる。

【0056】

なお、上述した実施例では、図3(d)に示したように、弾性画像として表示しない領域(「0」の値が格納された領域)を備える弾性階調化フレームデータEEFDを形成し、このフレームデータに基づいた弾性画像を画像表示器9に表示させるようにしたものである。このため、弾性画像として表示しない領域には何ら情報が付与されていないものとして表示されるものである。しかし、これに限定されることはなく、たとえば、前記弾性階調化フレームデータEEFDの弾性画像として表示しない領域(「0」の値が格納され

10

20

30

40

50

た領域)において、変位の速度情報を付与するように構成するようにしてもよい。具体的には、たとえば、前記弾性階調化フレームデータE E F Dの前記領域(「0」の値が格納された領域)に、図3(a)に示した速度フレームデータV F Dの対応する領域の情報を格納するとともに、その格納された情報に基づき前記カラースキャンコンバータ13によって色相あるいは輝度情報を付与するようにしてもよい。

【0057】

図4は、本発明による超音波診断装置の他の実施例を示すブロック図で、図1と対応した図となっている。

【0058】

図1の場合と比較して異なる構成は、前記変位計測部11と歪み量及び弾性率演算部12との間に、拍動信号処理部17を設けていることにある。

【0059】

この拍動信号処理部17は、変位計測部11からのデータにおいて拍動によって生じる変位を元の状態に戻すように補正し、超音波探触子1の圧迫のみによって生じた変位のデータとして歪み量及び弾性率演算部12に出力させるようになっている。

【0060】

この拍動信号処理部17の詳細な構成は、図5に示すように、たとえば画像表示器9に表示された超音波断層像のたとえば動脈の管壁に操作卓15における操作によって画面上に表示されるポインタを重ねて設定動作させることによってなされる座標特定部17Aと、この座標特定部17Aによって特定された拍動箇所(動脈の管壁)の変位量を算出する変位量算出部17Bと、この変位量算出部17Bによって算出された動脈の管壁の変位量に基づいて該動脈の管壁の位置を元に戻すように補正する変位補正部17Cとから構成されている。

【0061】

図6は、画像表示器9に表示される超音波断層像を示し、その超音波断層像には動脈ARTと静脈VENとが表示されている。

【0062】

また、この超音波断層像は動脈ARTの拍動によって時系列的に変化しており、図6(a)は前のフレームにおける画像を、図6(b)は後のフレームにおける画像を示している。

【0063】

拍動によって動脈ARTの管壁W1、W2は、それぞれ図6(b)に示すように、図6(a)に示す状態から $\Delta d1$ 、 $\Delta d2$ 外側に変位している。そして、この場合、超音波断層像は体表に当接されている超音波探触子1によって圧迫Pが加わっていることから、前記動脈ARTに対して体表側の静脈VENにおいて、その体表側の管壁w1は殆ど変位していないのに対して反対側の管壁w2は前記動脈の管壁W1の変位に応じた変位がなされていることが判る。

【0064】

しかし、このような静脈VENの変位は、動脈ARTの拍動と超音波探触子1による圧迫Pに基づくもので、図1に示した実施例による超音波診断装置では、該静脈の弾性データが得られないものとなる。

【0065】

それ故、図4に示した実施例による超音波診断装置は、前記拍動信号処理部17を新たに設けることによって、超音波探触子1による圧迫Pに基づく静脈VENの変位のみを取り出し該静脈VENの弾性データが得られるようにしたものとなっている。

【0066】

図7は、図4に示した実施例の超音波診断装置において、その画像表示器9に表示される超音波断層像を示し、図6の場合と同様、その超音波断層像には動脈ARTと静脈VENとが表示されている。

【0067】

10

20

30

40

50

図7(a)は、図6(a)と対応する図であるが、図6(a)と異なり、動脈ARTの管壁W1、W2に沿って、それぞれ、操作卓15における操作によって画面上に表示されるポイントを重ねて設定動作させることによって表示されるマーキングm1、m2が施されている。

【0068】

このマーキングm1、m2は前記座標特定部17Aの駆動によってなされ、これにより拍動信号処理部17は動脈ARTの管壁W1、W2の位置座標を認識することになる。

【0069】

この動脈ARTの管壁W1、W2の位置座標は、該動脈ARTの拍動によって変位しても、それに応じて、たとえば同一輝度の画素を追跡することによって、検出されるようになっている。この場合、該動脈ARTの拍動による変位量は、図7(b)に示したように、管壁W1において $\Delta d1$ 、管壁W2において $\Delta d2$ であり、これら変位量 $\Delta d1$ 、 $\Delta d2$ のそれぞれの値は変位量算出部17Bによって算出されるようになっている。そして、前記変位量補正部17Cは、変位計測部11からのデータにおいて該変位量 $\Delta d1$ 、 $\Delta d2$ に基づいて前記動脈ARTの管壁W1、W2の位置を元に戻すように補正するようになっている。

【0070】

図7(b)は、補正された変位計測部11からのデータに対応する超音波断層像を示すもので、動脈ARTの位置および幅は図7(a)に示した場合とほぼ同じとなっている。また、静脈VENにおいてその動脈ART側の管壁w1の位置は図7(a)に示した場合とほぼ同じとなっているが、体表側の管壁w2は動脈ART側へ Δd による変位がなされている。この静脈VENの Δd による変位は動脈ARTの拍動による変位が除かれた変位として表示されることになる。

【0071】

このため、静脈VENの正確な拍動を認識し得るとともに、その血液中の血栓等の硬さ情報を正確に検出できる効果を奏する。

【0072】

なお、上述した実施例では、動脈ARTの管壁W1、W2の座標を特定させるのに、画像表示器9の画面上に表示されるポイントを当該個所に重ねて設定動作させることによって行ったものである。しかし、いわゆるドプラ法によってたとえば赤色によって描出された血液の境界を検出することによって自動的に該動脈ARTの管壁W1、W2の座標を特定するようにしてもよい。

【0073】

上述した各実施例はそれぞれ単独に、あるいは組み合わせて用いても良い。それぞれの実施例での効果を単独であるいは相乗して奏することができるからである。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】本発明による超音波診断装置の一実施例を示すブロック構成図である。

【図2】図1の構成の要部の一実施例をさらに詳細に示したブロック構成図である。

【図3】図2に示した構成によってなされる動作を概念的に示した説明図である。

【図4】本発明による超音波診断装置の他の実施例を示すブロック構成図である。

【図5】図4の構成の要部の一実施例をさらに詳細に示したブロック構成図である。

【図6】図5に示した構成によってなされる動作を概念的に示した説明図である。

【図7】図5に示した構成によってなされる動作を概念的に示した説明図である。

【符号の説明】

【0075】

1 ... 超音波探触子、2 ... 送信回路、3 ... 受信回路、4 ... 超音波送受信制御回路、5 ... 整相加算回路、6 ... 信号処理部、7 ... 白黒スキャンコンバータ、8 ... 切換加算器、9 ... 画像表示器、10 ... RF信号フレームデータ選択部、11 ... 変位計測部、12 ... 歪み量及び弾性率演算回路、13 ... カラースキャンコンバータ、14 ... 速

10

20

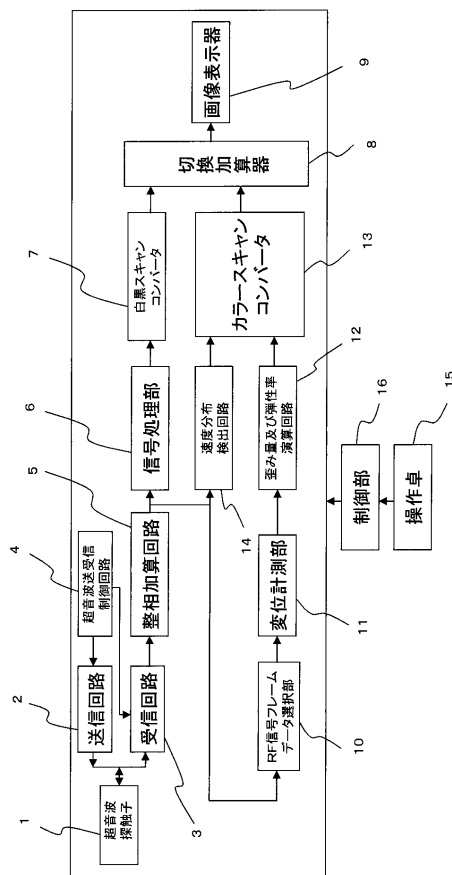
30

40

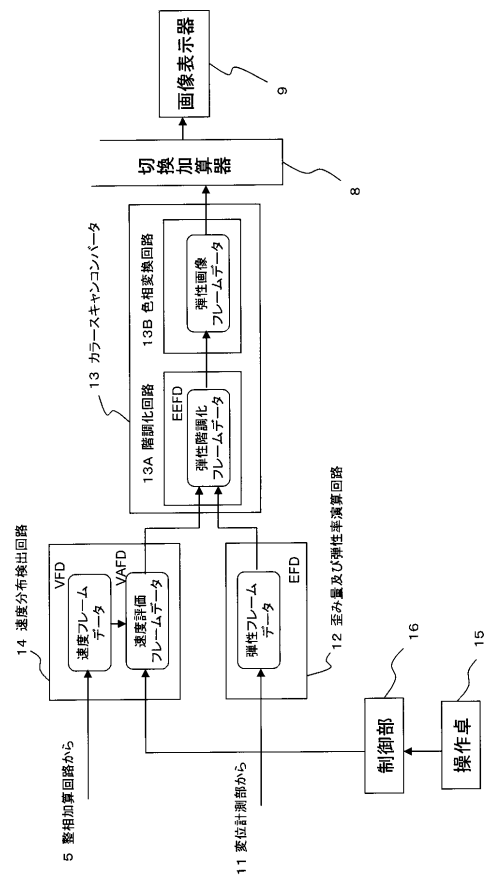
50

度分布検出回路、１５……操作卓、１６……制御部、１７……拍動信号処理部、ＶＦＤ……速度フレームデータ、ＥＦＤ……弾性フレームデータ、ＶＡＦＤ……速度評価フレームデータ、ＥＥＦＤ……弾性階調化フレームデータ、ｖｆｍ……速度フレームメモリ、ｅｆｍ……弾性フレームメモリ、ｖａｆｍ……速度評価フレームメモリ、ｅｅｆｍ……弾性階調化フレームメモリ、ＡＲＴ……動脈、ＶＥＮ……静脈、

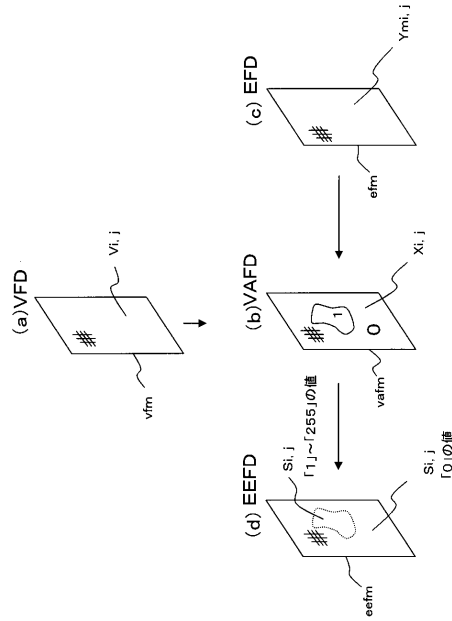
【 図 1 】



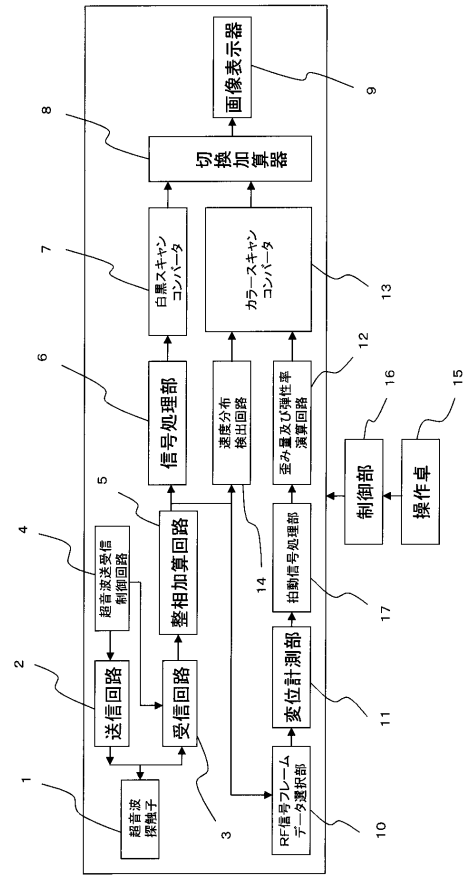
【 図 2 】



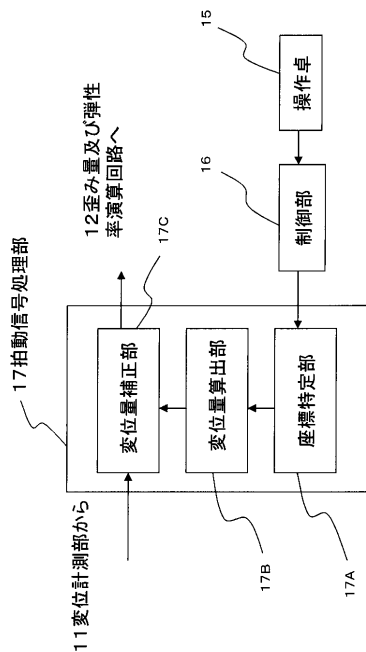
【図 3】



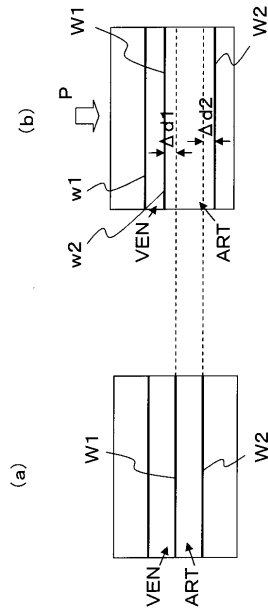
【図 4】



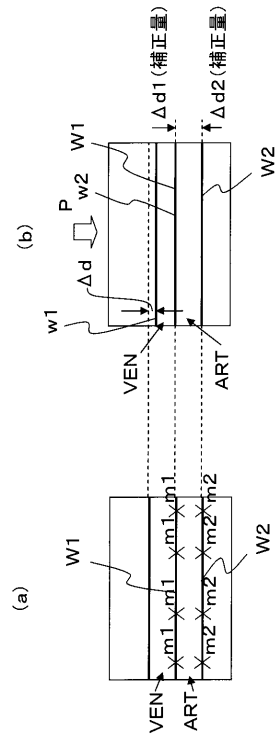
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 三竹 毅

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開2005-118152(JP,A)

再公表特許第2004/089222(JP,A1)

特開2005-124636(JP,A)

国際公開第2005/020821(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

图 1 图