

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5325847号
(P5325847)

(45) 発行日 平成25年10月23日(2013.10.23)

(24) 登録日 平成25年7月26日(2013.7.26)

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

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-179962 (P2010-179962)	(73) 特許権者	301007685
(22) 出願日	平成22年8月11日 (2010.8.11)		椎名 毅
(62) 分割の表示	特願2003-178685 (P2003-178685) の分割		京都府京都市下京区松原通新町東入中野之町168番地2 ひでや館
原出願日	平成15年6月23日 (2003.6.23)	(73) 特許権者	000153498
(65) 公開番号	特開2010-253300 (P2010-253300A)		株式会社日立メディコ
(43) 公開日	平成22年11月11日 (2010.11.11)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
審査請求日	平成22年8月11日 (2010.8.11)	(74) 代理人	100098017
			弁理士 吉岡 宏嗣
		(72) 発明者	松村 剛
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディ コ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波探触子及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の撮像対象部位を圧迫する圧迫手段と、超音波探触子により前記被検体との間で超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、取得された時系列の複数のRF信号フレームデータに基づいて変位を計測する変位計測手段と、前記変位に基づく弾性画像を表示する画像表示手段とを備え、前記圧迫手段は、前記RF信号フレームデータの周期に応じて圧迫速度を制御する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記RF信号フレームデータの周期が半減すると、前記圧迫手段は前記圧迫速度を半減させ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】

前記超音波探触子の超音波送受信面に配置された圧迫板と、前記圧迫板と前記被検体との間の圧力を測定する圧力計測手段とを備え、前記圧迫手段は、前記超音波送受信面と前記圧迫板を介して前記撮像対象部位を圧迫し、前記圧力計測手段によって計測された圧力を設定された圧力範囲に制御す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 4】

前記圧迫手段は、加圧と減圧の圧迫動作を繰り返すことを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記圧迫手段は、加圧過程において前記圧力計測手段によって計測された圧力が第1の

閾値以上になったとき圧迫動作を減圧に切り替え、減圧過程において前記圧力計測手段によって計測された圧力が第1の閾値よりも小さい第2の閾値以下になったとき圧迫動作を加圧に切り替えることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記圧力計測手段が設定された基準以上に大きな圧力を計測した場合、前記圧迫手段は圧迫動作を停止することを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検体内の診断部位について断層像を得る超音波診断装置に係り、特に時系列に並んだ1組のRF信号フレームデータからその画像上の各点の歪み及び弾性率を演算し、生体組織の硬さ又は柔らかさを定量的に示す弾性画像として表示することができる超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来の一般的な超音波診断装置は、超音波送受信を制御する超音波送受信制御手段と、被検体に超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段からの反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の断層像データを所定周期で繰り返して得る断層走査手段と、この断層走査手段によって得た時系列断層像データを表示する画像表示手段とを有して構成されていた。そして、被検体内部の生体組織の構造を例えばBモード像として表示していた。

20

【0003】

これに対して、最近、超音波探触子の超音波送受信面にて、被検体の体表面から用手的な方法にて外力を与え、時系列的に隣接する2フレーム（連続2フレーム）の超音波受信信号の相関演算を利用して、各点における変位を求め、さらにその変位を空間微分することによって歪みを計測し、この歪みデータを画像化する手法、更には、外力による応力分布と歪みデータから、生体組織のヤング率等に代表される弾性率データを画像化する手法が現実的になってきている。このような歪み及び弾性率データ（以下、弾性フレームデータ）を基にした弾性画像によれば、生体組織の硬さや柔らかさを計測して表示することができる。このような超音波装置として、特許文献1又は特許文献2に記載されたものなど

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【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

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

高画質な弾性画像データの描出に適した加圧量もしくは減圧量は、関心組織に0.5%～1%程度の歪みが生じる範囲であることが知られており、この適切範囲内の歪み量を与えられなかった時相においては、描出される弾性画像データは乱れたものになり、弾性画像による画像診断は困難になる。

40

【0006】

一方、弾性フレームデータの演算は、一定の時間間隔をあけて取得された1組のRF信号フレームデータにて、1つの弾性フレームデータを構成する手法が採られている。したがって、一連の圧迫過程において取得された複数の弾性画像データ（特に歪み画像データ）のそれぞれの画質は、それぞれの弾性画像データを構成する為の一組のRF信号フレームデータが取得された時刻における、圧迫速度に依存することになる。つまり、一定時間間隔において1組のRF信号フレームデータを取得するため、ある時刻における圧迫速度

50

が速い場合は、その時刻において組織に与えられた歪みは大きく、逆にある時刻における圧迫速度が遅い場合は、その時刻において組織に与えられた歪みは小さいということになる。

【0007】

しかし、このような従来の超音波診断装置による弾性画像化方法においては、用手的に関心組織を圧迫する方法をとっているため、一連の圧迫過程におけるすべての時刻において、高画質化に適した圧迫速度範囲で圧迫し続けることは困難であり、また、それぞれの時刻における圧迫速度が一定でないために、結果として出力される複数の弾性画像データが時間的に不連続で、弾性画像データのフレーム間にトビのある映像となり、画像診断は困難になる。

10

【0008】

更に、圧迫過程において手ぶれが生じることは避けられず、圧迫方向がそれぞれの時刻において変動してしまうことも、上述の連続的に取得した弾性画像データの不連続性の原因にもなっている。また、上述の原因により、弾性画像の画質が検査士の手技に依存することも免れない。

【0009】

本発明が解決しようとする課題は、弾性画像診断における高画質な弾性画像を、任意の時相において安定して描出できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体の撮像対象部位を圧迫する圧迫手段と、超音波探触子により前記被検体との間で超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、取得された時系列の複数のRF信号フレームデータに基づいて変位を計測する変位計測手段と、前記変位に基づく弾性画像を表示する画像表示手段とを備え、前記圧迫手段は、前記変位を計測した1組の前記RF信号フレームデータ間の周期に応じて圧迫速度を制御することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0018】

以上のように本発明によれば、弾性画像診断において、高画質な弾性画像を、任意の時相においても安定して描出することができるという効果がある。

30

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック図

【図2】一般的な超音波リニア超音波探触子を示す図

【図3】圧迫板を装着した超音波探触子を示す図

【図4】本発明によるモーター機構による自動圧迫機構を内蔵した超音波超音波探触子を示す図

【図5】本発明による油圧機構による自動圧迫機構を内蔵した超音波探触子を示す図

【図6】本発明による外部取り付け式にて既存超音波探触子に装着された自動圧迫機構を示す図

40

【図7】圧力センサーを装着した超音波探触子を示す図

【図8】本発明による圧力計測部により、圧力情報に応じて自動圧迫機構を制御することを示す図

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を利用して被検体の診断部位について断層像を得ると共に生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を表示するものである。この超音波診断装置は、図に示すように、超音波探触子10と、超音波送受信制御回路11と、送信回路12と、受信回路13と、整相加算回路14

50

と、信号処理部 15 と、白黒スキャンコンバータ 16 と、切替加算器 17 と、画像表示器 18 と、RF 信号フレームデータ選択部 19 と、変位計測部 20 と、圧力計測部 21 と、自動圧迫機構 22 と、歪み及び弾性率演算部 23 と、弾性データ処理部 24 と、カラー スキャンコンバータ 25 とを備えて構成される。

【0021】

超音波探触子 10 は、機械式または電子的にビーム走査を行って被検体に超音波を送信及び受信するものである。図 2 は、一般的に使用されている 1 次元のリニアアレイ超音波探触子の外観を示す図である。超音波探触子の超音波送受信面 101 には超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する振動子の素子群が整列して配置されている。超音波送受信制御回路 11 は、超音波を送信及び受信するタイミングを制御するものである。送信回路 12 は、超音波探触子 10 を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成すると共に内蔵された送波整相加算回路 14 により送信される超音波の収束点のある深さに設定するものである。

10

【0022】

受信回路 13 は、超音波探触子 10 で受信した反射エコーの信号について所定のゲインで増幅するものである。また、整相加算回路 14 は、受信回路 13 で増幅された受波信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波ビームを形成するものである。さらに、信号処理部 15 は、整相加算回路 14 からの受波信号を入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行うものである。そして、これらの超音波探触子 10、送信回路 12、超音波送受信制御回路 11、受信回路 13、整相加算回路 14 及び信号処理部 15 の全体で超音波送受信手段を構成しており、超音波探触子 10 で超音波ビームを被検体の体内で一定方向に走査させることにより、一枚の断層像を得るようになってきている。

20

【0023】

白黒スキャンコンバータ 16 は、超音波送受信手段の信号処理部 15 から出力される反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の RF 信号フレームデータを超音波周期で取得し、この RF 信号フレームデータを表示するためテレビ同期で読み出すための断層走査手段及びシステムの制御を行うための手段となるもので、信号処理部 15 からの反射エコー信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器と、この A/D 変換器でデジタル化された断層像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、これらの動作を制御するコントローラなどから成る。

30

【0024】

画像表示器 18 は、白黒スキャンコンバータ 16 によって得た時系列の断層像データを表示する手段となるもので、白黒スキャンコンバータ 16 から出力され、切替加算器 17 を介して入力した画像データをアナログのビデオ信号に変換する D/A 変換器と、この D/A 変換器からのアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとから成る。

【0025】

RF 信号フレームデータ選択部 19 は、整相加算回路 14 から超音波診断装置のフレームレートで経時的に次々と出力される RF 信号フレームデータを RF 信号フレームデータ選択部 19 に備えられたフレームメモリ内に順次確保し、現在確保された RF 信号フレームデータを RF 信号フレームデータ N とし、超音波診断装置の制御命令に従って時間的に過去の RF 信号フレームデータ N-1, N-2, N-3, …, N-M の中から 1 つの RF 信号フレームデータを選択し、それを RF 信号フレームデータ X とする。そして、RF 信号フレームデータ選択部 19 は、現在の RF 信号フレームデータ N と過去の RF 信号フレームデータ X を 1 組の信号として、変位計測部 20 に出力する。ここでは、整相加算回路 14 から出力される信号を RF 信号フレームデータとして記述したが、例えば、RF 信号を複合復調した I, Q 信号の形式の信号であっても良い。

40

【0026】

変位計測部 20 は、RF 信号フレームデータ選択部 19 によって選択された 1 組の RF

50

信号フレームデータN, Xに基づいて1次元もしくは2次元相関処理を行い、断層像上の各点の変位もしくは移動ベクトル(変位の方向と大きさ)を計測するようになっている。この移動ベクトルの検出法としては、例えば特許文献1に記載されたブロック・マッチング法とグラジエント法とがある。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し、これを参照して予測符号化を行うものである。

【0027】

一般に、超音波を用いた弾性率の画像化における従来の方法による被検体の圧迫動作は、超音波探触子10で超音波送受信を行いつつ、被検体の診断部位の体腔内に効果的に応力分布を与える目的で図3に示すような超音波探触子10の超音波送受信面101と、この送受信面101に面を合わせて圧迫板31を装着し、超音波探触子10の超音波送受信面101と圧迫板31にて構成される圧迫面を被検体の体表に接触させ、圧迫面を手動的に上下動させて被検体を圧迫する方法をとっている。

10

【0028】

この実施の形態では、超音波探触子10に対して手動的な被検体圧迫の動作を機械的な動作にて自動で行うことのできる自動圧迫機構22を設けることにした。図4は、超音波探触子の圧迫動作を行う自動圧迫機構の一例としてモーター機構による駆動力を用いた例を示す図である。図4では、自動圧迫機構は、超音波超音波探触子における超音波送受信面101と圧迫板31にて構成される圧迫面を独立した圧迫ステージ102を上下動させるものである。自動圧迫機構は、検査士によって保持される超音波探触子10の超音波探触子保持部103に保持されたモーター機構41の回転軸に設けられた歯車(ピニオン)42と、圧迫ステージ102の支持部材104に設けられた板歯車(ラック)43とで構成されたラックアンドピニオンで構成されている。モータ機構41は、外部のモーター制御部44の制御命令に従い、超音波探触子保持部103に備えられたモーター機構41にて圧迫ステージ102を上下動させるようになっている。このモーター機構41としては、電磁モーター、超音波モーターなどを用いた機構で構成されていても良い。なお、ラックアンドピニオン以外にも、モーター機構41にカムを設け、カムの形状に応じて支持部材104を上下方向に駆動するようにしても良い。

20

【0029】

図5は、自動圧迫機構の別の一例としてポンプ機構による駆動力を用いた例を示す図である。図5では、自動圧迫機構は、超音波探触子10における超音波送受信面101と圧迫板31にて構成される圧迫面を独立した圧迫ステージ102を上下動させるものである。自動圧迫機構は、検査士によって保持される超音波超音波探触子10の超音波探触子保持部103に保持された復動型の油圧シリンダー51によって構成される。この油圧シリンダー51のピストン511に圧迫ステージ102の支持部材104が結合されている。この油圧シリンダー51は油圧チューブ52によって油圧式ポンプ53と結合されており、油圧式ポンプ53の油圧制御により油圧シリンダー51内部に備えられたピストン511を上下動させ、ピストンと連動する構造をもってして、圧迫ステージ102を自動的に上下動させるようになっている。このポンプ機構としては、特に油圧式に限らず、水圧空圧などを用いた機構で構成されていても良い。

30

40

【0030】

なお、上述の実施の形態では、圧迫ステージ102の駆動力となるモータ機構やポンプ機構などの駆動機構を超音波探触子保持部103側に備えた例を示したが、逆に駆動機構を圧迫ステージ側に備えても良い。また、超音波探触子10の内部に自動圧迫機構を内蔵した場合について説明したが、自動圧迫機構を既存の超音波探触子の外部に装着することにより、簡便に目的を実現する方法を試みることも可能である。

【0031】

図6は、自動圧迫機構を既存の超音波探触子の外部に装着することによって圧迫ステージの駆動と同等の動作を行うことができるようにした超音波探触子の一例を示す図である。自動圧迫機構60は、既存の超音波探触子10を固定的に保持する超音波探触子固定機

50

構 6 1 と、この超音波探触子固定機構 6 1 を直線方向（上下方向）に駆動する駆動機構 6 2 とを具備したものである。超音波探触子固定機構 6 1 は、超音波探触子 1 0 の超音波探触子保持部 1 0 3 の首の部分に圧接して、超音波探触子 1 0 を固定保持する。このように超音波探触子固定機構 6 1 によって固定された超音波探触子 1 0 は、図 4 のような圧迫ステージと同等のものとなる。そこで、超音波探触子固定機能 6 1 の支持部材 6 2 に設けられた板歯車（ラック）6 3 と、駆動機構（モータ機構）6 4 の回転軸に設けられた歯車（ピニオン）6 5 とで構成されたラックアンドピニオンを用いて超音波探触子保持部 1 0 3 すなわち超音波探触子 1 0 を上下動させるようにした。なお、図 6 では、板歯車（ラック）6 3 と歯車（ピニオン）6 5 との間に動力伝達用の 2 個の歯車 6 6 , 6 7 が設けられている。このような自動圧迫機構 6 0 を既存の超音波探触子 1 0 に外部から装着する。そして、検査士が自動圧迫機構 6 0 を保持するようにすれば、超音波探触子 1 0 そのものを圧迫ステージとして上下動させることが可能である。

10

【 0 0 3 2 】

このように、従来の超音波診断装置による弾性画像化方法においては、用手的に関心組織を圧迫する方法をとっているため、一連の圧迫過程におけるすべての時刻において、高画質化に適した圧迫速度範囲で圧迫し続けることは困難であり、また、それぞれの時刻における圧迫速度が一定でないために、結果として出力される複数の弾性画像データが時間的に不連続で、弾性画像データのフレーム間にトビのある映像となる。さらに、圧迫過程において手ぶれが生じることは避けられず、圧迫方向がそれぞれの時刻において変動してしまうことも、上述の連続的に取得した弾性画像データの不連続性の原因にもなっている。また、このような原因により、弾性画像の画質が検査士の手技に依存することも免れない。しかし、この実施の形態のような自動圧迫機構を用いることで、所望の一定速度にて、圧迫ステージを自動で一定方向に上下動させることが可能であり、任意の時刻において高画質な弾性画像データを取得することができる。さらに、圧迫動作の再現性を保持することができるため、弾性画像の画質が検査士に依存してしまう問題を回避することが可能となる。

20

【 0 0 3 3 】

次に、圧迫板 3 1 の圧迫面から被検体表皮が受ける圧力を計測する圧力計測部 2 1 を設け、その圧力データを利用して自動圧迫機構 2 2 の動作を制御するようにした超音波診断装置の一例について説明する。図 7 は、超音波探触子の超音波送受信面と被検体表皮との間にどの程度の圧力が印加されているかを計測する圧力計測部を備えた超音波探触子の一例を示す図である。この超音波探触子は、図 7 に示すように、圧迫板 3 1 の周縁部に圧力センサー 7 1 ~ 7 6 からなる圧力計測部 2 1 が設けられている。このような超音波探触子を用いて、図 1 に示すように、任意の時相において圧迫板 3 1 と被検体表皮との間の圧力を測定し、その圧力データを自動圧迫機構 2 2 及び歪み及び弾性率演算部 2 3 に出力するようにした。すなわち、この実施の形態に係る自動圧迫機構 2 2 は、圧力計測部 2 1 にて計測された圧力データを取得し、自動圧迫機構 2 2 の圧迫動作を圧力データに応じて制御するものである。まず、図 1 に示すように自動圧迫機構 2 2 と圧力計測部 2 1 とを連結してその動作を制御する場合について説明する。図 8 は、その一例として図 4 に示したモーター機構 4 1 による駆動力を用いたものを示す図である。図 8 に示すように、圧迫板 3 1 の周囲に装着された圧力センサー 7 1 ~ 7 6 の圧力データが自動圧迫機構 2 2 のモーター制御部 4 4 に入力される。このモーター制御部 4 4 は、圧力データに応じたモーター制御信号をモーター機構 4 1 に出力し、モーター機構 4 1 に所望の圧迫動作を行うように制御する。

30

40

【 0 0 3 4 】

従来の超音波診断装置による弾性画像化方法においては、用手的に関心組織を圧迫する方法をとっているため、誤って必要以上に圧迫してしまうおそれがあるので、被験者の安全性確保の面においても十分な配慮がなされなければならない。この実施の形態のように自動圧迫機構を用いることによって、圧力センサー 7 1 ~ 7 6 から出力された圧力データがある基準以上に大きな圧力を計測した時刻においては、モーター機構 4 1 の動作を停止

50

することが可能となり、被験者を過大に圧迫することによる危険性を回避することができる。また、弾性画像による画像診断においては、高画質な弾性画像が得られる圧力範囲が存在し、ある閾値以上の圧力にて圧迫したり、ある閾値以下の圧力にて圧迫した場合には、弾性画像が乱れることが知られている。従来の超音波診断装置による弾性画像化方法においては、用手的に関心組織を圧迫する方法をとっているため、任意の時刻において上述の範囲にある圧力にて被検体を圧迫し続けることは困難である。しかし、この実施の形態の自動圧迫機構を用いることによって、ある連続的な加圧過程において、圧力センサーから出力された圧力データがある閾値以上に大きな圧力を計測した時刻においては、加圧過程から連続的な減圧過程に切り替えるべく、モーター機構の動作を制御し、逆に、ある連続的な減圧過程において、圧力センサーから出力された圧力データがある閾値以下の小さな圧力を計測した時刻においては、減圧過程から連続的な加圧過程に切り替えるべく、モーター機構の動作を制御することができ、この動作を繰り返すことにより、適切な圧迫状態を常に維持することが可能となる。これにより、限られた診断時間において高画質な弾性画像を効率よく取得することができる。

10

【 0 0 3 5 】

この実施の形態に係る自動圧迫機構は、RF信号フレームデータ選択部19にて選択された1組のRF信号フレームデータN，X間の周期情報を取得し、自動圧迫機構22の圧迫動作がその周期に応じて制御されるようにするものである。以下、その動作の一例を説明する。

【 0 0 3 6 】

RF信号フレームデータ選択部19にて選択された1組のRF信号フレームデータN，X間の周期は、整相加算回路14から出力されRF信号フレームデータ選択部19に入力するRF信号フレームデータの周期と、この1組のRF信号フレームデータを構成する過去のRF信号フレームデータXと現在のRF信号フレームデータNとの間で間引いたRF信号フレームデータ数により決定される。例えば、整相加算回路14の出力であるRF信号フレームデータが毎秒40フレームの周期であり、且つ、1組のRF信号フレームデータN，X間の間引きフレーム数が1フレーム分であった場合、1組のRF信号フレームデータ間の周期は、毎秒20フレームとなる。自動圧迫機構22は、この1組のRF信号フレームデータN，X間の周期情報を取得し、取得された周期情報に基づいて自動圧迫機構22における圧迫動作の圧迫速度を制御するようにした。例えば、上述の条件の場合、整相加算回路14からの出力であるRF信号フレームデータの周期は毎秒40フレーム、かつ、1組のRF信号フレームデータN，X間の周期が毎秒20フレームの状況において、関心組織に高画質化に適した歪み量として0.7%の歪みを与える圧迫速度V0にて連続的に圧迫していると仮定する。

20

30

【 0 0 3 7 】

この状況の下、超音波診断装置の診断条件の変更により、整相加算回路14からの出力であるRF信号フレームデータの周期が毎秒20フレームの周期に変更されてしまうと、1組のRF信号フレームデータN，X間の周期は毎秒10フレームに半減してしまうことになる。このときに、依然として圧迫速度V0にて圧迫している場合、RF信号フレームデータ間の間欠時間が2倍の長さになるため、関心組織に与えられる歪みは1.4%にまで大きくなり、高画質化に適する歪み量の範囲を逸脱することになる。その結果として出力される連続的な弾性画像データも乱れた画像となってしまう。そこで、この実施の形態に係る自動圧迫機構22においては、RF信号フレームデータの周期情報を取得し、例えば、上述の状況においては、圧迫速度をV0/2に半減した圧迫速度に変更するように自動圧迫機構22の圧迫動作を制御するようにした。

40

【 0 0 3 8 】

しかし、従来の超音波診断装置による弾性画像化方法においては、用手的に関心組織を圧迫する方法をとっているため、超音波診断装置の診断条件変更に応じて圧迫速度を変更することは非常に困難であるが、この実施の形態に係る自動圧迫機構22によれば、超音波診断装置の診断条件が変更になったことによる、超音波送受信周期が変化した状況にお

50

いても、高画質な弾性画像を取得するために最適な圧迫速度となるように自動的に制御することができる。

【0039】

自動圧迫機構22は、圧迫速度や連続的な加圧過程・減圧過程における積算した圧縮量（振幅）や、圧迫動作停止の圧力閾値などの圧迫動作の設定を任意に切り替えることができる。歪み及び弾性率演算部23は、変位計測部20及び圧力計測部21でそれぞれ求めた移動量（変位）及び圧力から断層像上の各点の歪み及び弾性率を演算して、歪みもしくは弾性率の数値データ（弾性フレームデータ）を生成し、その弾性フレームデータを弾性データ処理部24に出力するものであり、例えば、歪みの演算は圧力のデータを必要とせず、変位を空間微分することによって計算される。また、弾性率の内の一つである、例えばヤング率 Y_m の演算は、以下の式（1）に示したように、各演算点における応力（圧力）を各演算点における歪み量で除することにより求められる。

$$Y_{mi,j} = \text{圧力（応力）}_{ij} / (\text{歪み量}_{i,j}) \dots (1)$$

$$(i, j = 1, 2, 3, \dots)$$

ここで、 i, j の指標は、フレームデータの座標を表す。

【0040】

弾性データ処理部24は、歪み及び弾性率演算部23からの弾性フレームデータに様々な画像処理を施し、カラスキャンコンバータ25に処理後の弾性フレームデータを送出する。カラスキャンコンバータ25は、弾性データ処理部24からの弾性フレームデータと、超音波診断装置の制御部（図示せず）からの命令もしくは弾性データ処理部24からの弾性フレームデータの中の階調化選択範囲とする上限値及び下限値を入力し、弾性フレームデータから弾性画像データとして赤、緑、青などの色相情報を付与する色相情報変換手段となるもので、例えば、弾性データ処理部24から出力される弾性フレームデータにおいて、歪みが大きく計測された領域は、弾性画像データ内の該当する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は、弾性画像データ内の該当する領域を青色コードに変換するようになっている。また、カラスキャンコンバータ25は白黒スキャンコンバータ16でも良く、歪みが大きく計測された領域は、弾性画像データ内の該当する領域の輝度を明るくさせ、逆に歪みが小さく計測された領域は、弾性画像データ内の該当する領域の輝度を暗くさせるようにしても良い。切替加算器17は、白黒スキャンコンバータ16からの白黒の断層像データとカラスキャンコンバータ25からのカラーの弾性画像データとを入力し、両画像を加算又は切り替えるものであり、白黒の断層像データだけを出力したり又はカラーの弾性画像データだけを出力したり、あるいは両画像データを加算合成して出力したりするように切り替えるようになっている。また、例えば、特許文献2に記載されているように、2画面表示において白黒断層像とカラーもしくは白黒スキャンコンバータによる白黒弾性画像を同時に表示しても良い。この切替加算器17から出力された画像データが画像表示器18に出力され、カラーテレビモニタなどに表示されるようになっている。

【0041】

次にこのように構成された超音波診断装置の動作について説明する。まず、超音波送受信制御に従い、被検体の体表面に接触された超音波探触子10に送信回路12によって高電圧電気パルスを印加して超音波を打出し、診断部位からの反射エコー信号を超音波探触子10で受信する。次に、この受波信号は、受信回路13へ入力して前置増幅された後、整相加算回路14へ入力する。そして、この整相加算回路14により位相が揃えられた受波信号は、次の信号処理部15で圧縮、検波などの信号処理を受けた後、白黒スキャンコンバータ16へ入力する。この白黒スキャンコンバータ16では、受波信号A/D変換されると共に、時系列的に連続する複数の断層像データとして内部の複数枚のフレームメモリに記憶される。

【0042】

自動圧迫機構22を備えた超音波探触子10を用いて被検体組織内部における関心部位の弾性評価を行うべく、自動圧迫機構22による自動的に設定された適切な圧迫方法にて

10

20

30

40

50

被検体を圧迫しつつ超音波探触子10を被検体の体表面に接触することによって、整相加算回路14からは連続的なRF信号フレームデータが出力される。整相加算回路14から出力された連続的なRF信号フレームデータは、RF信号フレームデータ選択部19に順次記憶され、そのRF信号フレームデータの内、時系列的に連続する複数枚のRF信号フレームデータがRF信号フレームデータ選択部19によって選択され、変位計測部20へ入力され、1次元又は2次元の変位分布($L_{i,j}$)が求められる。変位分布の算出は、前述の移動ベクトルの検出法として、例えばプロック・マッチング法によって行うが、特にこの方法によらなくても良いのは言うまでもなく、一般的に用いられる、2画像データの同一領域における自己相関を計算して変位を算出して良い。また、RF信号フレームデータ選択部において選択された1組のRF信号フレームデータ間の周期情報を自動圧迫機構22に出力し、その周期情報に応じて自動圧迫機構22の圧迫動作を最適化するようになっている。一方、圧力計測部21においては、圧力センサーによって体表面に加えられた圧力が計測され、その圧力情報が圧力計測部21から歪み及び弾性率演算部23及び自動圧迫機構22に送出され、この圧力情報に応じて自動圧迫機構22の圧迫動作を最適に制御することにより、被験者の弾性画像診断を効率よく、且つ、安全に行えるようになっている。

10

【0043】

次に、変位計測部20及び圧力計測部21から出力された変位($L_{i,j}$)及び圧力($P_{i,j}$)のそれぞれの計測信号は、歪み及び弾性率演算部23に入力される。歪み及び弾性率演算部23は、変位分布($L_{i,j}$)を空間微分すること($L_{i,j}/X$)によって歪み量分布($\epsilon_{i,j}$)を計算する。特に弾性率の内、ヤング率 $Y_{mi,j}$ は次式によって計算される。

20

$$Y_{mi,j} = (P_{i,j}) / (L_{i,j} / X)$$

このようにして求めた弾性率 $Y_{mi,j}$ に基づいて、各点の弾性率が求められ、2次元の弾性画像データが連続的に得られる。

【0044】

このようにして求められた弾性フレームデータは、次にカラーキャンコンバータ25もしくは白黒キャンコンバータ16に入力され、色相情報もしくは白黒輝度情報に変換される。その後、切替加算器17を介して、白黒の断層像とカラーの弾性画像が加算合成され、又は、白黒の断層像と白黒の弾性画像を加算せずに画像表示器18に出力して、1画面に白黒断層像とカラーの弾性画像を重畳して表示する。または、白黒断層像と白黒弾性画像を2画面表示により同一画面上に同時に表示しても良い。また、白黒断層像は、特に一般のB像のみに限ったものではなく、受信信号の高調波成分を選択して画像化するティシューハーモニック断層像を用いても良い。また、同様に白黒断層像の代わりに、ティシュードブラ像を表示しても良く、その他、2画面に表示する画像を様々な組合せにより選択しても良い。

30

【0045】

なお、上述の弾性画像の形成については、前述の生体組織の歪みもしくはヤング率 Y_m を求めて弾性画像データを生成する例を説明したが、本発明はこれに限らず、例えばステイフネスパラメータ、圧弾性係数 E_p 、増分弾性係数 E_{inc} などの他のパラメータを用いて弾性率を演算しても良い(特許文献1参照)。

40

【0046】

また、図1に示した超音波診断装置は、被検体の体表面に超音波探触子を接触させる場合について説明したが、本発明はこれに限らず、経直腸超音波探触子、経食道超音波探触子、血管内超音波探触子など、任意の超音波探触子にて同様に適用できる。

【0047】

以上のようにこの実施の形態に係る超音波診断装置によれば、検査士の依存しない再現性の高い高画質な弾性画像を容易、且つ、安全に取得することが可能となる。また、この実施の形態に係る超音波診断装置によれば、任意時刻において弾性画像を高分解能且つ安定的に描出することができると共に、従来、医師の試みる触診の応答を視覚的に動画像で表

50

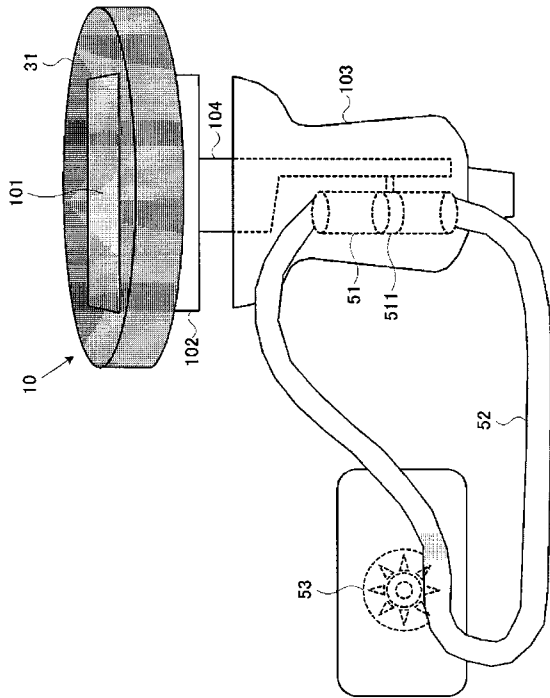
現する手段を実現することにより、超音波診断の実時間性、簡便性を保持した、臨床上有用な超音波診断装置を提供することができる。

【符号の説明】

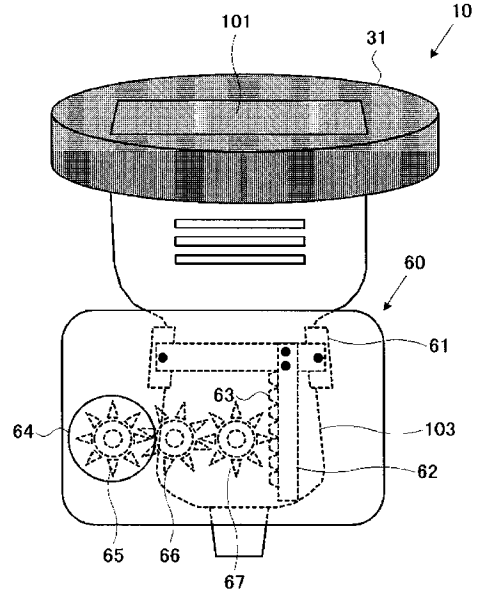
【 0 0 4 8 】

1 0 ... 超音波探触子	
1 1 ... 超音波送受信制御回路	
1 2 ... 送信回路	
1 3 ... 受信回路	
1 4 ... 整相加算回路	
1 5 ... 信号処理部	10
1 6 ... 白黒スキャンコンバータ	
1 7 ... 切替加算器	
1 8 ... 画像表示器	
1 9 ... R F 信号フレームデータ選択部	
2 0 ... 変位計測部	
2 1 ... 圧力計測部	
2 2 ... 自動圧迫機構	
2 3 ... 歪み及び弾性率演算部	
2 4 ... 弾性データ処理部	
2 5 ... カラースキャンコンバータ	20
1 0 1 ... 超音波送受信面	
1 0 2 ... 圧迫ステージ	
1 0 3 ... 超音波探触子保持部	
1 0 4 ... 支持部材	
3 1 ... 圧迫板	
4 1 ... モーター機構	
4 2 ... 歯車 (ピニオン)	
4 3 ... 板歯車 (ラック)	
4 4 ... モーター制御部	
5 1 ... 油圧シリンダー	30
5 1 1 ... ピストン	
5 2 ... 油圧チューブ	
5 3 ... 油圧式ポンプ	
6 0 ... 自動圧迫機構	
6 1 ... 超音波探触子固定機構	
6 2 ... 支持部材	
6 3 ... 板歯車 (ラック)	
6 4 ... 駆動機構 (モータ機構)	
6 5 ... 歯車 (ピニオン)	
6 6 , 6 7 ... 歯車	40
7 1 ~ 7 6 ... 圧力センサー	

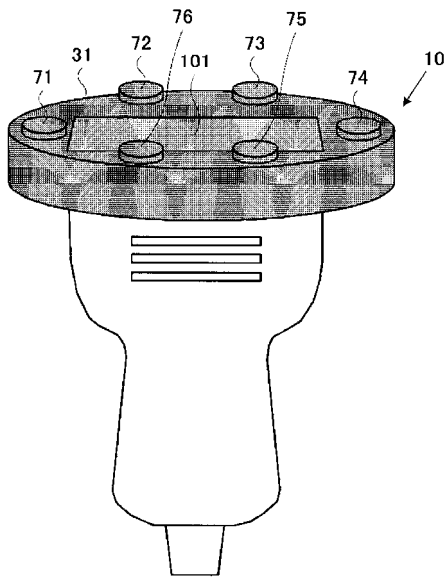
【 図 5 】



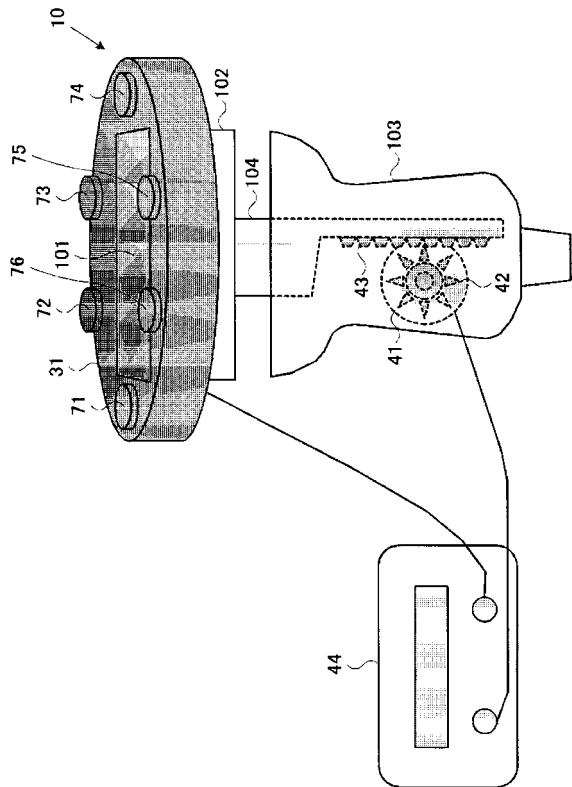
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 玉野 聡
東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 三竹 毅
東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 椎名 毅
京都府京都市下京区松原通新町東入中野之町168番地2 ひでや館

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2002/0068870(US, A1)
特表2005-510283(JP, A)
特開平11-104131(JP, A)
特開2000-014671(JP, A)
特開2000-060853(JP, A)
特開2002-209899(JP, A)
実開昭64-003604(JP, U)
特表平05-505731(JP, A)
特表平07-506986(JP, A)
特表2001-519674(JP, A)
超音波医学, 1999年, vol.26, p.57-66
電子情報通信学会論文誌 A, 2001年, vol.J84-A, p.1405-1413

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5325847B2	公开(公告)日	2013-10-23
申请号	JP2010179962	申请日	2010-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	椎名刚 株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	椎名刚 株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	椎名刚 株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	松村刚 玉野聡 三竹毅 椎名毅		
发明人	松村 剛 玉野 聡 三竹 毅 椎名 毅		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GA00 4C601/JC37		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010253300A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在弹性图像诊断的任何时间阶段稳定地显示高质量的弹性图像。ZSOLUTION：超声探头10包括：设置在超声波发射和接收表面上的压板31；压力测量部分21，用于测量压板和物体之间的压力；和自动按压机构22，用于根据由压力测量部分测量的压力控制按压动作。该结构使得可以在一个方向上以预定速度自动地按压和移动超声波探头，从而可以在任何时间获得高质量的弹性图像数据，并且可以保持按压运动的再现性。Z

【 图 1 】

