

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5371199号
(P5371199)

(45) 発行日 平成25年12月18日 (2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日 (2013.9.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 14 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2007-102505 (P2007-102505)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成19年4月10日 (2007.4.10)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2008-259555 (P2008-259555A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成20年10月30日 (2008.10.30)	(74) 代理人	100098017
審査請求日	平成22年4月6日 (2010.4.6)		弁理士 吉岡 宏嗣
		(72) 発明者	辻田 剛啓
			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
		審査官	五関 統一郎

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】

被検体の断層面を切り替えて前記被検体の組織から計測された複数の断層画像フレームデータに基づいて複数の断層画像を生成する断層画像生成手段と、該複数の断層画像から前記被検体の組織に加わる圧力又は組織の変位が同等な状態で生成された断層画像を選択する断層画像選択手段と、該選択された複数の断層画像からなる断層画像ボリュームデータを生成する断層画像ボリュームデータ生成手段と、該断層画像ボリュームデータを用いて3次元断層画像を生成する3次元断層画像生成手段と、前記3次元断層画像を表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置。

【請求項2】

前記断層画像生成手段は、前記被検体の断層面ごとに計測された複数の断層画像フレームデータに基づいて前記断層面ごとに複数の断層画像を生成し、

前記断層画像選択手段は、前記断層面ごとに生成された前記複数の断層画像から前記被検体の組織に加わる圧力又は組織の変位が同等な状態で生成された断層画像を選択し、

前記断層画像ボリュームデータ生成手段は、前記断層面ごとに選択された複数の断層画像からなる断層画像ボリュームデータを生成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3】

さらに、前記複数の断層画像フレームデータに基づいて前記被検体の断層面の組織の弾性情報を求める弾性情報演算手段と、該弾性情報に基づいて複数の弾性画像を生成する弾

10

20

性画像生成手段と、前記複数の前記弾性画像から前記断層画像ボリュームデータに対応する弾性画像を選択する弾性画像選択手段と、該選択された複数の弾性画像からなる弾性画像ボリュームデータを用いて３次元弾性画像を生成する３次元弾性画像生成手段とを備え、

前記表示手段に、前記３次元弾性画像を表示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】

さらに、前記複数の断層画像フレームデータに基づいて前記被検体の断層面の組織の弾性情報を求める弾性情報演算手段と、該弾性情報に基づいて複数の弾性画像を生成する弾性画像生成手段と、前記複数の前記弾性画像から前記断層画像ボリュームデータに対応する弾性画像を選択する弾性画像選択手段と、該選択された複数の弾性画像からなる弾性画像ボリュームデータを用いて３次元弾性画像を生成する３次元弾性画像生成手段とを備え、

10

前記弾性画像選択手段は、前記複数の弾性画像から前記断層画像ボリュームデータの各断層面に対応する断層面の弾性画像を選択することを特徴とする請求項２に記載の超音波診断装置。

【請求項５】

前記断層画像選択手段は、前記複数の断層画像を前記被検体の組織に加わる圧力又は組織の変位の符号変化によって切り替えられる被検体の断層面ごとに複数のブロックに分割し、該ブロックごとに、設定された基準断層画像と前記各ブロックの前記複数の断層画像との相関演算係数が最も高い断層画像を選択断層画像として選択することを特徴とする請求項２又は３に記載の超音波診断装置。

20

【請求項６】

前記断層画像選択手段は、前記複数の断層画像を前記被検体の組織に加わる圧力又は組織の変位の符号変化によって切り替えられる被検体の断層面ごとに複数のブロックに分割し、１つのブロックの複数の断層画像に基準断層画像を設定し、該基準断層画像との相関演算係数が最も高い断層画像を当該ブロックに隣接するブロックの複数の断層画像内から選択して選択断層画像とし、該選択断層画像を次のブロックの選択断層画像を選択する相関演算の基準断層画像とする処理を、順次隣接する前記ブロック間で繰り返して各ブロックの選択断層画像を選択することを特徴とする請求項２又は３に記載の超音波診断装置。

30

【請求項７】

前記被検体の組織に加わる圧力の変化に伴う組織の変位量を前記表示手段に表示するとともに、該表示手段上で前記基準断層画像を設定可能とすることを特徴とする請求項５又は６に記載の超音波診断装置。

【請求項８】

前記表示手段上で前記基準断層画像が設定されたときの断層面ごとの相関演算係数を、組織の変位量の表示とともに前記表示手段に表示することを特徴とする請求項７に記載の超音波診断装置。

【請求項９】

前記被検体の組織に加わる圧力を検出する圧力検出手段を備え、前記断層画像選択手段は、検出された圧力値に基づいて前記各断層面の前記被検体の組織に加わる圧力が同等な状態で生成された断層画像を選択することを特徴とする請求項１又は２に記載の超音波診断装置。

40

【請求項１０】

前記検出された圧力値を前記表示手段に表示するとともに、前記表示手段上で基準圧力値を設定する手段を備え、前記断層画像選択手段は、設定された基準圧力値に最も近い状態で生成された断層画像を選択することを特徴とする請求項９に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記被検体の組織に加わる圧力の変化は、超音波探触子による被検体への加圧及び減圧によって行われるとともに、該超音波探触子の前記加圧及び減圧方向の位置を検出する位

50

置検出手段を備え、前記断層画像選択手段は、検出された位置情報に基づいて前記各断層面の前記被検体の組織に加わる圧力又は組織の変位が同等な状態で生成された断層画像を選択することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記設定された超音波探触子の位置情報を前記表示手段に表示するとともに、前記表示手段上で基準位置を設定する手段を備え、前記断層画像選択手段は、設定された基準位置に最も近い状態で生成された断層画像を選択することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記被検体の組織に加わる圧力の変化に伴う組織の変位方向の変化に対応して、前記被検体の断層面を他の断層面に切り替えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 4】

前記 3 次元断層画像生成手段は、前記 3 次元断層画像を前記被検体の組織に加わる圧力が異なる状態で複数生成し、前記圧力の変化の過程に対応させて順次前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 又は 2 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撮像対象部位の断層画像、及び生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を生成して表示する超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、例えば超音波断層像（B モード像）等の断層画像を構成して診断用に表示する。

【0003】

近年、手動又は機械的な方法により超音波探触子で被検体を圧迫して、取得時刻の異なる一対（例えば、時間的に隣接する 2 フレーム）の超音波断層データに基づいて、被検体の断層面の組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を生成することが行われている。

30

【0004】

特許文献 1 には、被検体を圧迫する前の状態で超音波を 3 次元走査してボリュームデータを生成するとともに、圧迫した後の状態で同様に 3 次元走査を行ってボリュームデータを生成することが記載されている。そして、圧迫前後の 2 つの超音波受信信号のボリュームデータに基づいて圧迫により生じた生体各部の変位を求め、その変位データに基づいて生体組織の弾性を表す 3 次元弾性画像を生成することが開示されている。

【0005】

【特許文献 1】国際公開 W O 2 0 0 4 / 0 1 0 8 7 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

しかしながら、上記特許文献 1 の技術は、被検体に対する圧迫状態を固定したまま 3 次元超音波走査を行う必要があるため、操作者及び被検体にとって自由度の高いシステムとはいえない。

【0007】

すなわち、圧迫状態を固定するためには、被検体と探触子との相対位置が固定されている必要があるため、被検体の動きが固定されるのはもちろん、特許文献 1 に記載のように探触子の位置を固定する加圧装置などが必要となる。

【0008】

これに対し、現在の超音波診断装置では、加圧装置などを用いず、手動で探触子を操作

50

して被検体に加圧と減圧を繰り返し与えながら弾性画像を生成する検査方法が主流となっている。したがって、このような手動圧迫を行いつつ複数断層面で弾性情報を取得して3次元の弾性画像を生成することが望まれるが、各断層面の異なる圧迫状態で生成された弾性画像を合成して3次元画像化すると、3次元画像が上下に波打つなど、画像精度の低下の弊害が生ずる場合がある。

【0009】

そこで、本発明は、3次元画像が上下に波打つ画像精度の低下の弊害を防止できる超音波診断装置を実現することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体の断層面を切り替えて前記被検体の組織から計測された複数の断層像フレームデータに基づいて複数の断層画像を生成する断層画像生成手段と、該複数の断層画像から前記被検体の組織に加わる圧力又は組織の変位が同等な状態で生成された断層画像を選択する断層画像選択手段と、該選択された複数の断層画像からなる断層画像ボリュームデータを生成する断層画像ボリュームデータ生成手段と、該断層画像ボリュームデータを用いて3次元断層画像を生成する3次元断層画像生成手段と、前記3次元断層画像を表示する表示手段とを備えてなることを特徴とする。

【0011】

この構成によれば、被検体に対する圧力変化過程で生成された断層面ごとの断層画像の中から、被検体の組織に加わる圧力又は組織の変位が同等な状態で生成された断層画像のみが選択された断層画像ボリュームデータを生成することができる。加わる圧力又は組織の変位が同等ということは、組織の上下方向、あるいは加圧減圧方向の位置関係が、各断層面で揃っているということなので、これらの選択された断層画像からなる断層画像ボリュームデータに基づいて精度の高い3次元断層画像を生成することができる。

【0012】

また、この構成では、探触子による被検体の圧迫状態を固定する必要がないため、探触子の位置固定のための加圧装置などを特に必要とせず、手動圧迫でも可能となり、装置を簡便に構成することができる。また、検査者は被検体の圧迫状態の固定を意識せず探触子の手動圧迫操作を繰り返し行えばよいし、被検体が多少動いたとしても画像精度に影響を及ぼさないので、検査者及び被検体にとって自由度の高いシステムとなる。

【0013】

この場合において、複数の断層像フレームデータに基づいて被検体の断層面の組織の弾性情報を求める弾性情報演算手段と、弾性情報に基づいて複数の弾性画像を生成する弾性画像生成手段と、複数の弾性画像から断層画像ボリュームデータの各断層面に対応する断層面の弾性画像を選択する弾性画像選択手段と、選択された複数の弾性画像からなる弾性画像ボリュームデータを用いて3次元弾性画像を生成する3次元弾性画像生成手段とを備えることが望ましい。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、3次元画像が上下に波打つ画像精度の低下の弊害を防止できる超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施例を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

【実施例1】

【0023】

図1は、本発明を適用した第1実施例の超音波診断装置の構成を示すブロック図である

10

20

30

40

50

。図 1 に示すように、超音波診断装置 1 には、被検体 10 に当接させて用いる超音波探触子 12 と、超音波探触子 12 を介して被検体 10 に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部 14 と、被検体 10 から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部 16 と、送信部 14 と受信部 16 を制御する送受信制御部 17 と、受信部 16 で受信された反射エコーを整相加算する整相加算部 18 とが備えられている。

【0024】

また、整相加算部 18 からの RF 信号フレームデータに基づいて被検体の濃淡断層画像、例えば白黒断層画像を構成する断層画像構成部 20 と、断層画像構成部 20 の出力信号を画像表示器 26 の表示に合うように変換する白黒スキャンコンバータ 22 とが備えられている。

10

【0025】

また、整相加算部 18 から出力される RF 信号フレームデータを記憶し、少なくとも 2 枚のフレームデータを選択する RF フレームデータ選択部 28 と、被検体 10 の生体組織の変位を計測する変位計測部 30 と、変位計測部 30 で計測された変位情報から歪み又は弾性率などの弾性情報を求める弾性情報演算部 32 と、弾性情報演算部 32 で演算した歪み又は弾性率からカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部 34 と、弾性画像構成部 34 の出力信号を画像表示器 26 の表示に合うように変換する弾性像スキャンコンバータ 36 とが備えられている。

【0026】

そして、白黒断層画像とカラー弾性画像を重ね合わせたり、並列に表示させたり、切替えを行う 2 次元画像合成部 72 と、合成された合成画像を表示する画像表示器 26 とが備えられている。また、操作者が各種操作、設定を行うコントロールパネル 75 と、各機能ブロックを制御する制御部 37 が備えられている。なお、制御部 37 は図中、全ての機能ブロックと接続されており、制御命令の出力、各機能ブロックからの情報取得が可能である。

20

【0027】

続いて、超音波診断装置 1 の各構成要素について詳細に説明する。超音波探触子 12 は、複数の振動子を配設して形成されており、被検体 10 に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。送信部 14 は、超音波探触子 12 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ともに、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。また、受信部 16 は、超音波探触子 12 で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅して RF 信号、すなわち受信信号を生成するものである。整相加算部 18 は、受信部 16 で増幅された RF 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超音波ビームを形成して RF 信号フレームデータを生成するものである。

30

【0028】

断層画像構成部 20 は、整相加算部 18 からの RF 信号フレームデータ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い、断層画像データを得るものである。また、白黒スキャンコンバータ 22 は、断層画像構成部 20 からの断層画像データをデジタル信号に変換する A/D 変換器と、変換された複数の断層画像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。この白黒スキャンコンバータ 22 は、フレームメモリに格納された被検体内の断層画像フレームデータを 1 画像として取得し、取得された断層画像フレームデータをテレビ同期で読み出すものである。

40

【0029】

RF フレームデータ選択部 28 は、整相加算部 18 からの複数の RF 信号フレームデータを格納し、格納された RF 信号フレームデータ群から 1 組、すなわち 2 つの RF 信号フレームデータを選択する。例えば、整相加算部 16 から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成される RF 信号フレームデータを RF フレームデータ選択部 28 に順次記憶し、記憶された RF 信号フレームデータ (N) を第 1 のデータとして選択すると同時に、時間的に過去に記憶された RF 信号フレームデータ群 (N - 1、N - 2、N - 3・

50

・ ・ N M)の中から1つのRF信号フレームデータ(X)を選択する。なお、ここでN、M、XはRF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

【0030】

そして、変位計測部30は、選択された1組のデータすなわちRF信号フレームデータ(N)及びRF信号フレームデータ(X)から1次元或いは2次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、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のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行う。

10

【0031】

弾性情報演算部32は、変位計測部30から出力される計測値、例えば移動ベクトルと、圧力計測部46から出力される圧力値とから断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算し、その歪みや弾性率に基づいて弾性画像信号すなわち弾性画像フレームデータを生成するものである。

【0032】

このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力の変化を歪みの変化で除することによって計算される。例えば、変位計測部30により計測された変位をL(X)、圧力計測部46により計測された圧力をP(X)とすると、歪みS(X)は、L(X)を空間微分することによって算出することができるから、 $S(X) = L(X) / X$ という式を用いて求められる。

20

【0033】

また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = P(X) / S(X)$ という式によって算出される。このヤング率 Y_m から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。

【0034】

弾性画像構成部34は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、弾性情報演算部32から時系列に出力される弾性画像フレームデータをフレームメモリに確保し、確保されたフレームデータに対し画像処理を行うものである。また、弾性画像構成部34では、RFフレームデータ選択部28、変位計測部30、又は弾性情報演算部32の出力情報から弾性画像のエラーを評価し、出力画像のマスキングを行っている。弾性像スキャンコンバータ36は、弾性画像構成部34からの弾性画像フレームデータを画像表示器26に合わせて座標変換する。

30

【0035】

被検体の断層面の組織の弾性情報を求める手段、及び弾性情報に基づいて弾性画像を生成する手段は、RFフレームデータ選択部28、変位計測部30、弾性情報演算部32、弾性画像構成部34、弾性像スキャンコンバータ36などによって構成される。

40

【0036】

なお、本実施例の超音波診断装置は、被検体の複数断層面で超音波送受信を行い、3次元画像を生成するものである。断層面の切り替えは、制御部37からの制御信号などを受けてモータ制御部61によって機械的に探触子12の短軸方向のスキャン位置を切り替えるモータ駆動であってもよいし、あるいは磁気センサ71によって探触子12の位置情報を取得しながらフリーハンドで短軸方向に移動しながらスキャンを行ってもよい。また、探触子ヘッドに配置された振動子が短軸方向にもk個に切断されて1～kチャンネル分配列されている場合、探触子ヘッドの曲率に沿った短軸方向、もしくは電子フォーカスによって生成した短軸方向の超音波ビームにより3次元超音波データを収集することも可能で

50

ある。

【 0 0 3 7 】

そして、本実施例の特徴部である 3 次元画像構成部 2 4 は、図 2 に示すように、白黒スキャンコンバータ 2 2 から出力される断層画像データを保存する断層像フレームメモリ 6 2 と、断層像フレームメモリ 6 2 からの出力を座標変換する断層像座標変換部 6 4 と、断層像座標変換部 6 4 で座標変換されたデータのボリュームレンダリングを行うボリュームレンダリング部 6 6 を備えている。

【 0 0 3 8 】

また、弾性像スキャンコンバータ 3 6 からの弾性画像データを格納する弾性像フレームメモリ 6 3 と、弾性像フレームメモリ 6 3 からの出力を座標変換する弾性像座標変換部 6 5 と、弾性像座標変換部 6 5 で座標変換されたデータのボリュームレンダリングを行うボリュームレンダリング部 6 7 を備えている。さらに、断層像フレームメモリ 6 2、及び弾性像フレームメモリ 6 3 のそれぞれから、3 次元画像生成のための画像合成に用いられる画像データを選択する画像選択部 7 4 が備えられている。

10

【 0 0 3 9 】

ここで、フレームメモリ 6 2、6 3 は、白黒スキャンコンバータ 2 2 からの断層画像データと弾性像スキャンコンバータ 3 6 からの弾性画像データとを 1 ボリューム以上格納するものである。

【 0 0 4 0 】

座標変換部 6 4、6 5 は、フレームメモリ 6 2、6 3 から出力された各フレームデータを短軸方向に再配置し、ボリュームデータを作成する。また、フレームメモリ 6 2、6 3 から出力された各フレームデータに対し、短軸方向の移動量、走査角度に応じた座標変換を行う。

20

【 0 0 4 1 】

ボリュームレンダリング部 6 6、6 7 は、出力する 2 次元投影面上の各ピクセルの視線方向に存在するボリュームデータに対し、ボリュームレンダリング、最大値、最小値投影、あるいは平均処理などを行って、入力データから 3 次元画像を作成する。

【 0 0 4 2 】

画像合成部 6 8 は、ボリュームレンダリング部 6 6、6 7 で作成した断層画像データと弾性画像データとの合成処理、カラー変換するものである。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像とカラー弾性画像の各情報を合成割合で加算し、RGB 変換を行って画像表示器 2 6 に表示する画像を作成する。

30

【 0 0 4 3 】

以下に、本実施例の超音波診断装置の特徴部である 3 次元画像構成部 2 4 の内容について、超音波診断装置の動作とともに説明する。

【 0 0 4 4 】

まず、操作者は、図 3 (A) ~ (C) に示すように、被検体 1 0 に探触子 1 2 を当てて、例えば 5 % ~ 2 0 % 程度の歪みが生じるように一定の応力を加えた初期状態から、0 . 2 % ~ 1 % 程度の微少な歪み変化を生じさせるように探触子 1 2 を上下に繰り返し操作する。

40

【 0 0 4 5 】

この操作とともに超音波送受信が行われて、整相加算部 1 8 からの RF 信号フレームデータ、つまり超音波断層データに基づいて断層画像フレームデータが生成され、白黒スキャンコンバータ 2 2 を介して 2 次元画像合成部 7 2 に入力される。また、超音波断層データに基づいて弾性画像フレームデータが生成され、弾性像スキャンコンバータ 3 6 を介して 2 次元画像合成部 7 2 に入力される。

【 0 0 4 6 】

2 次元画像合成部 7 2 は、入力された 2 つの画像を合成、カラー変換し、画像表示器 2 6 へ出力する。断層画像と弾性画像の 2 次元合成画像の表示は毎フレーム、リアルタイムに表示されるものであり、操作者は、加圧操作中に手技の成否を認識することができ、う

50

まく弾性画像が得られていない場合には操作を中断し、再試行することができる。

【 0 0 4 7 】

そして、操作者は、画像表示器 2 6 を確認しながら、探触子 1 2 による加圧操作が適切に行われていると判断したら、例えばコントロールパネル 7 5 からスタート信号を入力して、3次元画像生成が開始される。

【 0 0 4 8 】

変位計測部 3 0 は、1フレーム分の変位計測値を弾性情報演算部 3 2 に出力するとともに、1フレームの変位計測値の平均値を求め、モータ制御部 6 1 と、3次元画像構成部 2 4 の画像選択部 7 4 に出力する。

【 0 0 4 9 】

実施例 1 における超音波探触子 1 2 は、モータ制御部 6 1 による短軸方向への移動により R F 信号フレームデータを複数断層面で 3 次的に収集し、同時に操作者によって加圧操作（上下に動かし、被検体に対し垂直に圧力を加える）が行われる。探軸方向のスキャン面の切り替えは、モータ制御部 6 1 からの制御信号により操作者の加圧動作に依存して動的に制御される。モータ制御部 6 1 による断層面の切り替え制御の詳細については後述する。

【 0 0 5 0 】

短軸方向のスキャン面の切り替えを行いながら取得された断層画像フレームデータ及び弾性画像フレームデータは、それぞれ白黒スキャンコンバータ 2 2 及び弾性像スキャンコンバータ 3 6 を介して断層像フレームメモリ 6 2 及び弾性像フレームメモリ 6 3 へ入力される。

【 0 0 5 1 】

ここで、超音波断層データは被検体の体表面に対して略垂直方向に上下の圧迫を加える加圧操作を行いながら取得されるため、各メモリ 6 2 , 6 3 には、被検体に加わる圧力が異なる状態で取得されたデータが含まれている。これらの全てのデータを取り込んで 3 次元画像を作成すると、あるいは各断層面から適当に画像データを選択して合成すると、上下に波打ったボリュームデータが作成され、画像精度が悪化することとなる。

【 0 0 5 2 】

そこで、本実施例では、画像選択部 7 4 が、各メモリ 6 2 , 6 3 から被検体の組織に加わる圧力が同等な状態で生成された画像データを選択し、選択された画像データを合成して 3 次元画像を生成している。同等圧力状態の画像データを選択する具体的な手法は、以下のとおりである。

【 0 0 5 3 】

まず、加圧操作が垂直方向に同じ位置を通過する周期運動であるとすれば、上から下への押し込み操作と下から上への引き戻し操作で垂直方向に同じ位置の画像（以下、垂直方向に同相の画像という。）が出現する。すなわち、加圧操作の中で押し込み操作中に 1 枚、引き戻し操作中に 1 枚ずつ垂直方向に同相の画像を取得することができ、この画像を選択できれば上下の波うちないボリュームデータを作成することができる。

【 0 0 5 4 】

操作者による加圧操作において、押し込み操作中は変位が正の値として算出され、反対に引き戻し操作中には変位が負の値として算出される。よって、加圧操作中、正と負の変位が周期的に繰り返され、ある画像を基準として設定したとき、連続した同符号のデータの中に、垂直方向に最も近い位置にある画像が 1 枚だけ得られる。

【 0 0 5 5 】

そこで、モータ制御部 6 1 は、スキャン開始後、短軸スキャン位置を固定し、変位計測部 3 0 から得られる変位方向が変化したとき、探軸方向のスキャン位置を進めることで手動による加圧操作に同期して探触子の探軸方向スキャンを動作させている。

【 0 0 5 6 】

この方法により、フレームデータの過不足のない、最適なスキャンを行うことが可能である。また、モータ制御部 6 1 は操作者が任意に指定した短軸スキャン範囲を等速度で 1

10

20

30

40

50

方向にスキャンする事も可能である。

【 0 0 5 7 】

ここで、断層像フレームメモリ 6 2 と弾性像フレームメモリ 6 3 に格納される全てのフレームデータには、フレーム毎に画像選択部 7 4 を介して送られる変位計測値の平均値が付加される。

【 0 0 5 8 】

スキャン終了後、画像選択部 7 4 は断層像フレームメモリ 6 2 に保存した断層像と各フレームに付加された変位計測値の平均値を用いて 3 次元画像に使用するフレームを選択する。断層像フレームメモリ 6 2 と弾性像フレームメモリ 6 3 は選択されたフレームデータのみを断層像座標変換部 6 4、弾性像座標変換部 6 5 に出力する。

10

【 0 0 5 9 】

次に、手動圧迫における画像選択部 7 4 の処理と、断層像フレームメモリ 6 2 と弾性像フレームメモリ 6 3 の動作について、図 4、5 を用いて詳述する。

【 0 0 6 0 】

上述したように、手動圧迫において、基準とした画像に対し、垂直方向に最も近い位置にある画像は、連続した同符号のデータの中に 1 枚だけ得られる。図 4 に断層像フレームメモリ 6 2 内のデータの概念図を示す。図 4 の (2) は断層像フレームデータ、(1) は各フレームに添付した変位計測値の平均値である。

【 0 0 6 1 】

ここで、(1) の変位計測値の平均値は、圧迫の上下に伴い正、負が交互に現れる。本方式では符号が変化したとき、短軸スキャン位置が変わることから符号の反転のタイミングで別の位置をスキャンしていることになる。

20

【 0 0 6 2 】

したがって、(2) の断層像フレームデータは、(1) の変位計測値の平均値の符号変化によってスキャン位置ごとに (3) ~ (6) の小さなデータブロックに分割することができ、各データブロックから垂直方向に同相な 1 フレームを選択し、出力ボリュームデータ (7) を作成する。

【 0 0 6 3 】

出力ボリュームデータ (7) の詳細な作成手段を図 5 のフローチャートを用いて以下に説明する。まず、先頭のデータブロック (図 4 中、(3) のデータブロック) 中のフレーム数 N を取得するとともに、 $i = 1$ と設定する (S 1)。先頭のデータブロックより i 番目のフレームを初期基準画像として取得し、基準画像を更新する (S 2)。次に、基準画像と、次のスキャン位置のデータブロックの各フレームとで相関演算を行い、画像の類似度を表す相関係数を求める (S 3)。

30

【 0 0 6 4 】

相関係数の最も高いフレームを選択し、そのデータブロックにおける垂直方向に同相なフレームとして出力ボリュームデータに加え、基準画像を更新する (S 4)。ボリューム i における信頼度 $k(i)$ に選択したフレームの相関係数を加算する (S 5)。ここで、信頼度 $k(i)$ は 0 を最低値とするボリュームの精度を表す指標であり、 i を更新するたびに 0 に初期化されるものとする。

40

【 0 0 6 5 】

上述の (S 3) ~ (S 5) の処理を取得したデータブロック全てに対して行い (S 6)、その後、 i を更新し (S 2) ~ (S 7) の処理を N 回繰り返す (S 8)。そして、最も信頼度 $k(i)$ の高かったボリュームを出力ボリュームデータとして断層像座標変換部 6 4 へ出力する (S 9)。

【 0 0 6 6 】

相関係数は 1 . 0 を最大値とし、画像の類似度が高いほど大きくなることから、上述の信頼度 $k(i)$ が最大となる場合の出力ボリュームデータを自動的に選択することで、最も画質の良い 3 次元画像を作成することができる。

【 0 0 6 7 】

50

ここで、上記の演算は断層像フレームメモリ62のデータを用いて画像選択部74にて行われる。また、画像選択部74は断層像フレームメモリ62において作成された出力ボリュームデータに対応する弾性像データを、弾性像フレームメモリ63から選択し、弾性像座標変換部65に出力する。

【0068】

なお、(S3)の処理において、相関係数に明らかな差が見られない場合は、相関値の大きい2フレームを検出し、各相関値を重みとして重み付き平均演算を行い、合成画像を作成することで画像の改善することも可能である。

【0069】

このようにして各データブロックから選択された断層画像フレームデータ、及び弾性画像フレームデータは、上述したように各座標変換部64、65、ボリュームレンダリング部66、67を介して画像合成部68に入力され、合成された後に画像表示器26に表示される。

【0070】

本実施例によれば、被検体に対する圧力変化過程で生成された断層面ごとに、被検体の組織に加わる圧力が同等な状態で生成された断層及び弾性フレームデータのみが選択される。加わる圧力が同等ということは、組織の上下方向、あるいは加圧減圧方向の位置関係が、各断層面で揃っているということなので、これらの選択された断層及び弾性フレームデータを合成すれば、上下波打ちの抑制された精度の高い3次元画像を生成することができる。

【0071】

また、従来技術のように、ある圧迫状態で探触子を固定して3次元走査を行い、圧迫状態を変えてまた3次元走査を行った場合は、探触子の接触位置や接触具合などによって所望の3次元画像が得られなかった場合に、何度も撮像を繰り返す手間がかかる。この点、本実施例では、まず被検体の圧迫を繰り返しながら2次元断層画像及び弾性画像で、適切な撮像位置を確保したのちに3次元計測が行われるので、撮像を繰り返す手間が省けて使い勝手がよい。

【0072】

さらには、探触子と被検体の相対位置固定が必要ないため、被検体に与えるストレスを軽減でき、検査者に対しては探触子の位置固定が不要であるので、自由度の高い構成である。

【0073】

以上の処理は、自動的に最も画質の良いデータを選択する方法について記したが、操作者が目視により3次元化するデータを選択することも可能である。以下にその方法を述べる。

【0074】

手動での加圧による垂直方向の総移動量は変位量を時間的に積算することで簡易的に表すことが可能である。図6は上から変位量、変位量の積算により求められる総変位量を模式的に表したものであり、先頭データブロックは最初の押し込み、もしくは引き戻し操作が行われている区間である。

【0075】

図6中、総変位量の模式図より、位置Pを基準画像とした場合には圧迫の全ての区間で総変位量が等しいフレームが存在し、良好な3次元画像が得られることが期待できるが、位置Mを基準画像とした場合には、総変位量が等しいフレームが存在しない区間があり、良好な3次元画像が得られないことが容易に把握できる。

【0076】

図7、8は、操作者がコントロールパネル75から初期基準画像を任意に設定するため変位量グラフ作成部80において作成され、画像表示器26に表示される図の表示形態である。図7、8は、フレーム番号を横軸にとり、総変位量を縦軸にプロットしたグラフで、操作者がコントロールパネル75から初期基準画像選択バーを操作することができる。

変位量グラフ作成部 80 は、変位計測部 30 から入力される変位情報と、3次元画像構成部 24 から入力される相関演算値とを用いて、図 7, 8 のような表示画像を生成する。

【0077】

図中、先頭データブロックにおいて、初期基準画像選択バーと総変位量のグラフが交差した点のフレームが初期基準画像として選択される。このとき、図 7 のように全てのデータブロックにおいて初期基準画像選択バーと総変位量のグラフが交差していれば、全ての短軸スキャン位置において垂直方向に同期したフレームが取得できるが、図 8 のように交差しないデータブロックが存在する場合には同期したフレームが取得できていない可能性がある。

【0078】

したがって、図 8 のようなケースを回避し、図 7 のように全てのデータブロックにおいて初期基準画像選択バーと総変位量のグラフが交差するように初期基準画像選択バーの位置を調節することで精度の高い 3 次元画像を得ることができる。

【0079】

図 9, 10 は、選択した初期基準画像において画像選択部 74 で算定された相関係数のグラフと、信頼値 $k(i)$ をデータブロック数で除し、正規化した平均相関係数の表示形態であり、それぞれ図 7, 8 での初期基準画像の選択に対応している。また、図 9, 10 は、図 7, 8 と同様に変位量グラフ作成部 80 において作成され、図 7, 8 の表示と同期して画像表示器 26 に表示される。

【0080】

図 9, 10 の画像は、選択した初期基準画像の信頼度を操作者に視覚的に認識させるために表示されるものである。図中の平均相関係数は最大 1.0 であり、この値が高いほど精度の高い 3 次元画像が作成できることを示している。また、相関係数グラフはピークが鋭く立っているほど精度の高い 3 次元画像が作成できることを示している。

【0081】

ここで、図 9 は、図 7 における初期基準画像選択バーの位置で相関係数のグラフを作成したものであり、各データブロックに相関値のピークがあるため、圧迫の過程において位相ごとに同じ深度のデータが存在していることを示し正確な 3 次元画像を作成できることを示している。

【0082】

また、図 10 は、図 8 における初期基準画像選択バーの位置で相関係数のグラフを作成したものであり、2 番目のデータブロックには相関値のピークが存在しないことがわかる。したがって、この図から、操作者は作成される 3 次元画像は正確でないという判断が可能であり、初期基準画像選択バーを図 7 の位置に変更することによって 3 次元画像の精度を向上することができる。

【0083】

上述の処理は、圧迫の過程において得られる複数の 3 次元画像から最も精度の良い 1 画像を選択する方法について述べたが、全てのデータを用いて、圧迫の過程における 3 次元画像の動画を作成する機能も有する。以下、図 11 を用いてその具体的な手段を説明する。

【0084】

複数の 3 次元画像から最も精度の良い 1 画像を選択することを目的とした前述方法では、先頭データブロックにおいて 1 枚のフレームを初期基準画像として設定したが、3 次元動画を作成する場合には先頭データブロックに存在するすべてのフレーム、あるいは一定間隔で複数毎のフレームを選択する。

【0085】

まず、先頭データブロックから Q 枚の画像を初期基準画像 1 ~ Q として選択し、 $i = 1$ と設定する (S11)。次に、先頭のデータブロックより i 番目のフレームを初期基準画像として取得し、基準画像を更新する (S12)。そして、基準画像と、次のスキャン位置のデータブロックの各フレームとで相関演算を行い、画像の類似度を表す相関係数を求

10

20

30

40

50

める（S 1 3）。相関係数の最も高いフレームを選択し、そのデータブロックにおける垂直方向に同相なフレームとして出力ボリュームデータに加え、基準画像を更新する（S 1 4）。

【0086】

（S 1 3）、（S 1 4）の処理を取得したデータブロック全てに対して行い（S 1 5）、その後、i を繰り上げて基準画像を更新して（S 1 6）、（S 1 2）～（S 1 6）の処理をQ回繰り返す（S 1 7）。

【0087】

そして、作成したQセットのボリュームデータを基準画像の順に従い、1～Qの順番で断層像座標変換部64へ出力する（S 1 8）。弾性像フレームメモリ63から弾性像座標変換部65へのボリュームデータの出力も同様に行う。

10

【0088】

Qセットのボリュームデータは断層像座標変換部64、弾性像座標変換部65にて短軸方向の移動量に応じた座標変換を行われ、ボリュームレンダリング部66、67で各3次元画像となる。そして、各3次元画像は画像合成部68で画像合成処理、カラー変換が行われて画像表示器26に表示される。

【0089】

このとき、ボリュームレンダリング部66、67は、圧迫の過程におけるQ個の時相のボリュームデータを順番に処理して画像表示器26へ出力することで3次元動画を表示できる。

20

【0090】

これによれば、同等の圧力状態の弾性画像を合成した3次元弾性画像を、複数の圧力状態で生成することができるので、ある圧力状態の静止3次元弾性画像のみならず、圧力が変化する過程の3次元弾性画像の変化を動画像として観察することができる。

【実施例2】

【0091】

次に、第2実施例について図12、13を用いて説明する。図12に示すように、第1実施例と異なるのは、探触子12が圧迫制御部60によって上下に自動圧迫されながらモータ制御部61によって断層面を切り替える点と、画像選択部74が相関演算を用いずに、被検体の組織に加わる圧力が同等な状態で生成された画像データを選択する点である。それ以外の部分は、実施例1と同様であるため、説明を省略する。

30

【0092】

圧迫制御部60は、被検体に対して垂直方向に上下の圧迫を加える加圧制御を行い、モータ制御部61は、探触子ヘッドを短軸方向へ移動する制御を行う。このとき、圧迫制御部60は、加圧操作及び減圧操作の切り替えを検出できるものであり、この検出信号をモータ制御部61に入力している。

【0093】

モータ制御部61は、加圧操作が行われているときは短軸位置を固定し、加圧を終了して減圧に切り替わるタイミングで短軸方向への位置移動を行う。減圧から加圧に切り替わる場合も同様である。このようにして自動圧迫器の加圧動作と探触子の探軸方向スキャンが同期して動作する。なお、圧迫制御部を備えた自動圧迫器は、例えば、検査者が探触子を把持して被検体に当てた状態で、検査者の手元は動かさずに、探触子のみを圧迫方向あるいは超音波送受信方向に所定範囲内で進退させるようなものを用いることができる。

40

【0094】

断層像フレームメモリ62は、白黒スキャンコンバータ22の出力データを1ボリューム分保存するが、このとき、圧迫制御部60から圧迫位置情報を取得し、ボリューム中の全短軸スキャン位置において同じ加圧位置のフレームを加圧中のフレームの中から選択して保存する。この加圧位置は任意に指定が可能である。よって、圧迫制御部60を用いた自動圧迫では実施例1のように相関演算によって垂直方向の同相フレームを検出する必要はない。

50

【 0 0 9 5 】

断層像座標変換部 6 4 は、断層像フレームメモリ 6 2 から出力されたデータに対して短軸方向の移動量に応じた座標変換を行い、断層像ポリウムデータを作成する。

【 0 0 9 6 】

弾性像フレームメモリ 6 3 は、弾性像スキャンコンバータ 3 6 の出力データを 1 ポリウム分保存する。そして、同様に圧迫制御部 6 0 から圧迫位置情報を取得し、ポリウム中の全短軸スキャン位置において同じ加圧位置のフレームを加圧中のフレームの中から選択して保存する。弾性像座標変換部 6 5 は、弾性像フレームメモリ 6 3 から出力されたデータに対して短軸方向の移動量に応じた座標変換を行い、弾性像ポリウムデータを作成する。このようにして断層像ポリウムデータと弾性像ポリウムデータが生成された後の処理は、実施例 1 と同様である。

10

【 0 0 9 7 】

なお、本実施例では、圧迫制御部 6 0 からの圧迫位置情報に基づいて、同じ加圧位置のフレームを加圧中のフレームの中から選択して保存しているが、この圧迫位置情報に代えて、圧力計測部 4 6 で検出された圧力値を用いてもよい。

【 0 0 9 8 】

つまり、同じ圧力状態で生成されたフレームデータを加圧中の複数フレームデータの中から選択して保存することができる。また、生成されるフレームデータのそれぞれに対して、生成されたときの圧力値を付加し、フレームメモリ 6 2 , 6 3 にいったん格納された全てのフレームデータから、同等な圧力状態で生成されたフレームデータのみを選択するようにしてもよい。

20

【 0 0 9 9 】

また、例えば、基準となる圧力値を画像表示器 2 6 上で操作者が設定できるように構成し、基準圧力値に最も近い状態で生成されたフレームデータを選択するよう構成することができる。

【 0 1 0 0 】

第 2 実施例の動作について図 1 3 を用いて説明する。はじめに、モータ制御部 6 1 に設定する短軸スキャン枚数 N を設定する (S 2 1)。次に、歪み/弾性演算に必要な R F 信号フレームデータ数 : E を設定する (S 2 2)。

【 0 1 0 1 】

次に、探触子ヘッドが短軸スキャン位置にセットされ (S 2 3)、加圧しながら (S 2 4) 超音波スキャンが行われる (S 2 5)。そして、断層画像フレームデータ及び弾性画像フレームデータが作成されて (S 2 6)、各フレームメモリ 6 2 , 6 3 に順次格納される (S 2 7)。

30

【 0 1 0 2 】

(S 2 4) ~ (S 2 7) の処理が E フレームの全てについて行われたら (S 2 8)、短軸スキャン位置を切り替えながら設定した短軸スキャン枚数 N 分だけ繰り返される (S 2 9)。

【 実施例 3 】

【 0 1 0 3 】

次に、第 3 実施例について図 1 4 を用いて説明する。第 1 , 2 実施例と異なるのは、断層面の切り替えをモータ制御部 6 1 で機械的に行うのではなく、探触子 1 2 の探触子ヘッドに 2 次元配置された振動子によって電子制御で行う点と、画像選択部 7 4 が相関演算などを用いずに、被検体の組織に加わる圧力が同等な状態で生成された画像データを選択する点である。それ以外の部分は、実施例 1 , 2 と同様であるため、説明を省略する。

40

【 0 1 0 4 】

本実施例の探触子 1 2 は、振動子が短軸方向にも k 個に切断されて 1 ~ k チャンネル分配列されている探触子であり、電子制御による 3 次元データ収集が可能であるためモータ制御部 6 1 を必要としない。また、探触子 1 2 による被検体の圧迫は、自動圧迫器による自動圧迫を用いず手動圧迫によって行われる。実施例 1 と異なるのは、探触子 1 2 の加圧

50

及び減圧方向に沿った位置情報を取得するために、例えば探触子 12 に取り付けられる磁気センサ 71 と、センサ制御部 70 とが設けられている。

【0105】

本実施例では、断層像フレームメモリ 62 及び弾性像フレームメモリ 63 には、白黒スキャンコンバータ 22 及び弾性像スキャンコンバータ 36 からの出力データがすべて保存される。そして、スキャン終了後、画像選択部 74 は、実施例 1 の相関演算は行わず、センサ制御部 70 から入力される探触子の圧迫位置情報に基づいて、各断層面から同等圧迫状態のフレームデータを選択して合成する。

【0106】

例えば、スキャン終了後、画像表示器 26 上で基準となる圧迫位置を選択して、各断層面から基準圧迫位置に最も近い位置で生成されたフレームデータを選択するようにすることができる。

【0107】

フレームメモリ 62, 63 から基準圧迫位置に最も近い位置で生成されたフレームデータが選択されて、座標変換部 64, 65 に出力された後の処理は、実施例 1, 2 と同様である。

【0108】

以上、各実施例を用いて本発明の超音波診断装置を説明したが、本発明は、これらの実施例に限定されない。例えば、被検体に圧迫を加えるための手動圧迫と自動圧迫、断層面を切り替えるためのモータ制御と電子制御などは任意に組み合わせ可能である。そして、これらの任意の組み合わせに、本発明の特徴である画像選択部による画像選択の 3 態様、つまり相関演算を用いた画像選択、圧力値を用いた画像選択、探触子位置情報を用いた画像選択を適宜組み合わせることが可能である。

【0109】

また、各実施例では、断層画像フレームデータに基づく 3 次元断層画像と、弾性画像フレームデータに基づく 3 次元弾性画像とを合成して 3 次元画像としているが、これに限らず、各データブロックから選択された弾性画像フレームデータに基づく 3 次元弾性画像のみを生成して、これを 3 次元画像として表示することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【0110】

【図 1】実施例 1 の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】3 次元画像作成部の構成を示すブロック図である。

【図 3】探触子による被検体の圧迫操作を説明する模式図である。

【図 4】断層像フレームメモリ内のデータの概念図である。

【図 5】実施例 1 の画像選択のフローチャートである。

【図 6】被検体の組織の変位量、及び変位量の積算により求められる総変位量を模式的に表した図である。

【図 7】操作者がコントロールパネルから初期基準画像を任意に設定する際に画像表示器に表示される図である。

【図 8】操作者がコントロールパネルから初期基準画像を任意に設定する際に画像表示器に表示される図である。

【図 9】初期基準画像を選択した際に画像表示機に表示される、相関係数のグラフと、平均相関係数の図である。

【図 10】初期基準画像を選択した際に画像表示機に表示される、相関係数のグラフと、平均相関係数の図である。

【図 11】3 次元画像の動画を作成するフローチャートである。

【図 12】実施例 2 の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 13】第 2 実施例の動作のフローチャートである。

【図 14】実施例 3 の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

10

20

30

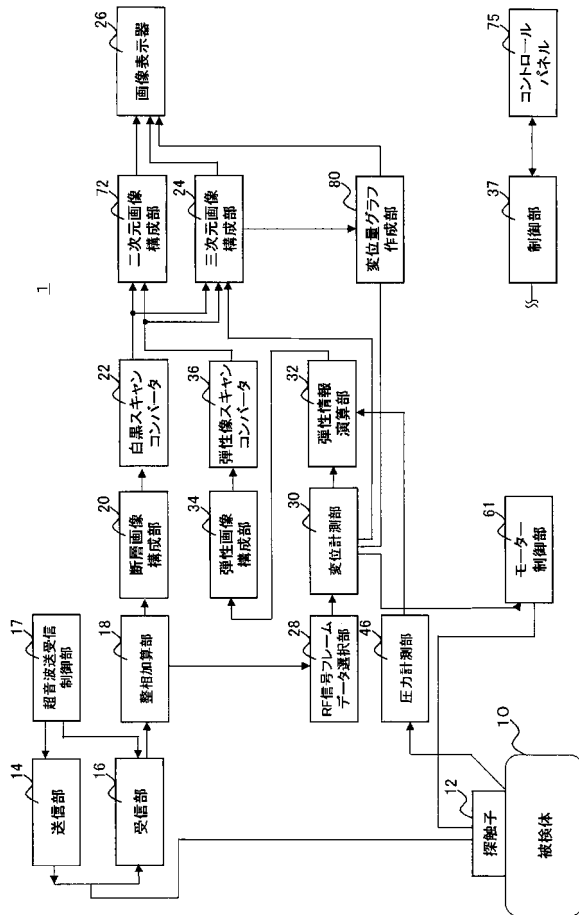
40

50

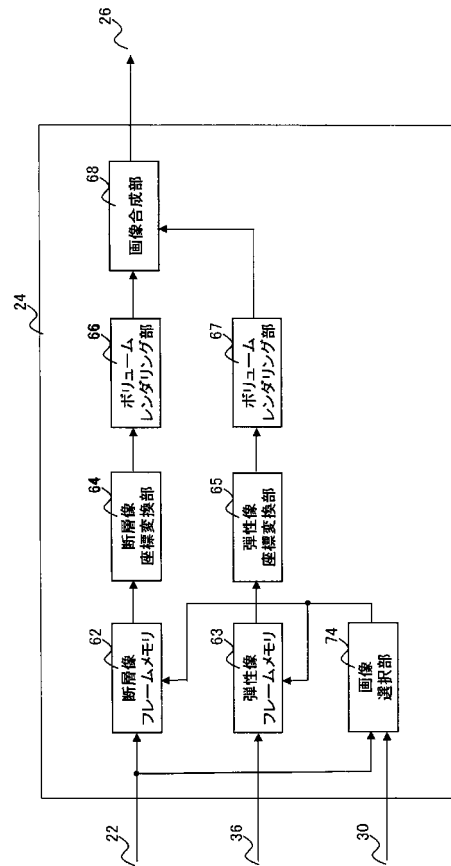
【 0 1 1 1 】

1	超音波診断装置	
1 0	被検体	
1 2	超音波探触子	
1 8	整相加算部	
2 0	断層画像構成部	
2 2	白黒スキャンコンバータ	
2 4	3次元画像構成部	
2 6	画像表示器	
2 8	R Fフレームデータ選択部	10
3 0	変位計測部	
3 2	弾性情報演算部	
3 4	弾性画像構成部	
3 6	弾性像スキャンコンバータ	
3 7	制御部	
6 0	圧迫制御部	
6 1	モータ制御部	
6 2	断層像フレームメモリ	
6 3	弾性像フレームメモリ	
6 4	断層像座標変換部	20
6 5	弾性像座標変換部	
6 6	ボリュームレンダリング部	
6 7	ボリュームレンダリング部	
6 8	画像合成部	
7 0	センサ制御部	
7 1	磁気センサ	
7 2	2次元画像合成部	
7 4	画像選択部	
7 5	コントロールパネル	
8 0	変位量グラフ作成部	30

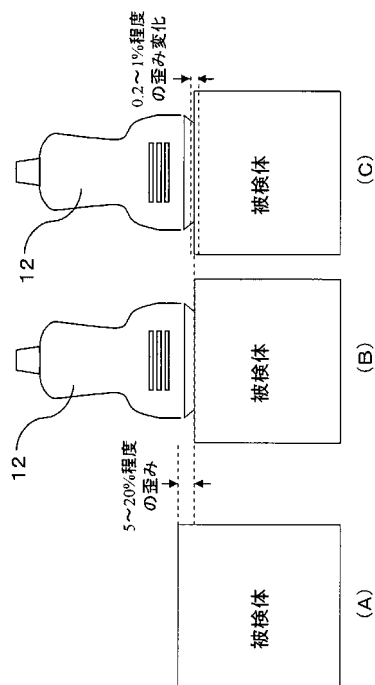
【 図 1 】



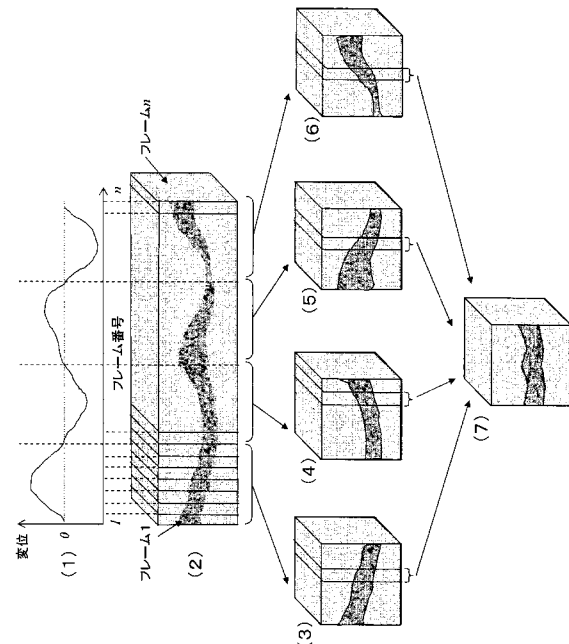
【 図 2 】



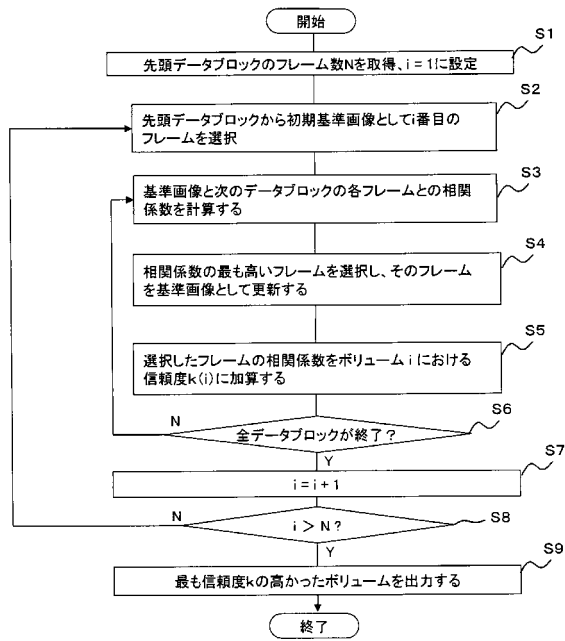
【圖 3】



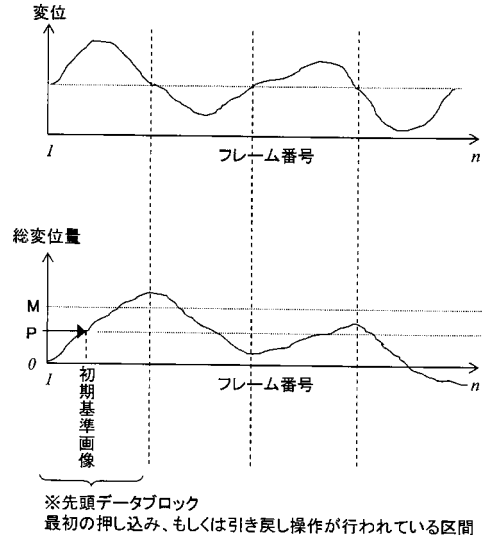
【 図 4 】



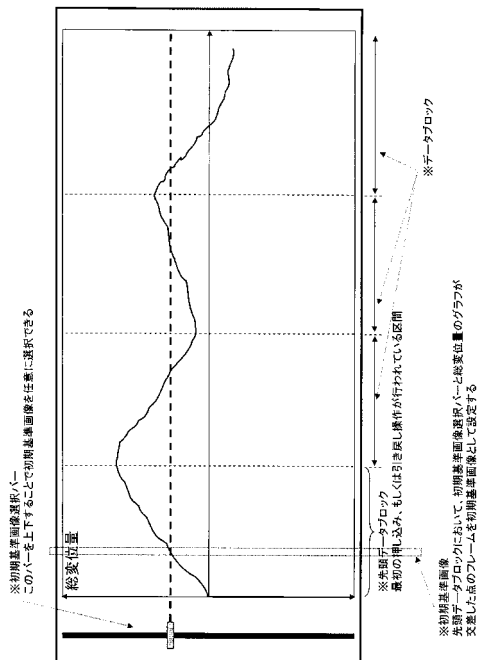
【図 5】



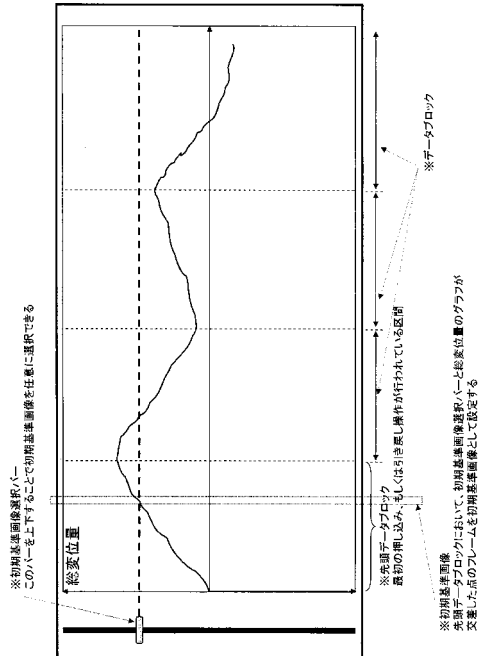
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 0 5 7 6 5 2 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 8 9 3 6 2 (J P , A)
特表 2 0 0 5 - 5 0 0 1 1 8 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 0 5 4 6 3 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 5 / 1 2 0 3 5 8 (W O , A 1)
特表 2 0 0 5 - 5 3 7 8 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 1 2 1 6 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5371199B2	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	JP2007102505	申请日	2007-04-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	辻田剛啓		
发明人	辻田 剛啓		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JB42 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JC22 4C601/JC23 4C601/JC29 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL04		
其他公开文献	JP2008259555A5 JP2008259555A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为操作者和对象提供具有高度灵活构造的超声诊断设备，并且能够产生高度精确的三维弹性图像。解决方案：该超声诊断设备找到对象的截面的组织的弹性信息，并基于在过程（1）中顺序测量的超声断层摄影数据生成弹性图像，其中施加到对象组织的压力变化。依次改变对象的截面以生成体数据（2）。该设备选择在从体数据的各个数据块（3）-（6）施加的压力（即，各个截面的多个弹性图像）施加到受试者组织的状态下产生的弹性图像，并且组成选定的弹性图像（7）。

【图4】

