

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子と、前記超音波探触子で被検体の対象組織を圧迫し、前記対象組織の圧縮状態が変化する過程で複数個のRF信号フレームデータを時系列的に取得するフレームデータ取得手段と、前記複数個のRF信号フレームデータより1対を取り出して、前記対象組織の各位置の歪み又は弾性率に計算して複数個の弾性フレームデータを生成する弾性情報演算手段と、前記複数個の弾性フレームデータを加算して弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記弾性画像を表示する表示手段を備えた超音波診断装置において、前記加算の対象となる複数個の弾性フレームデータの信頼性を前記圧迫の程度に基づいて評価する評価手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記評価手段による評価結果に応じて、前記複数個の弾性フレームデータを加算の調整を行う調整手段を備えたことを特徴とする請求の範囲1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記調整手段は、前記加算の対象となる弾性フレームデータの重み付けを変えることにより加算の調整をすることを特徴とする請求の範囲2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記調整手段は、前記加算の対象となる弾性フレームデータの枚数を調整することにより加算の調整をすることを特徴とする請求の範囲2記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波探触子と前記被検体との間の圧力を計測する圧力計測手段を備えられ、前記評価手段は、前記圧力計測手段による圧力値の計測結果に基づいて前記信頼性を評価することを特徴とする請求の範囲1記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記圧力計測手段は、前記超音波探触子と前記被検体との間の配置された圧力センサであることを特徴とする請求の範囲5記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記圧力計測手段は、前記超音波探触子と前記被検体との間の配置された圧計測用変形体であり、前記圧計測用変形体の変形量を計測することにより、前記圧力値を算出することを特徴とする請求の範囲5記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記評価手段は、前記圧力値が任意の閾値より高い場合に前記信頼性が低いと判断し、前記圧力が任意の閾値より低い場合に前記信頼性が高いと判断することを特徴とする請求の範囲5記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記評価手段は、前記加算の対象となる複数の弾性フレームデータすべてに対して評価をすることを特徴とする請求の範囲2記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記調整手段は、前記加算の対象となる複数の弾性フレームデータすべてについての評価結果を基に、前記信頼性の高い弾性フレームデータを重み付けを高くして、前記信頼性の低い弾性フレームデータを重み付けを低くして前記加算をすることを特徴とする請求の範囲2記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記調整手段は、前記複数の弾性フレームデータについての重み付けの中に、値がゼロであるものが含まれることにより、加算の対象となる弾性フレームデータの枚数を調整することを特徴とする請求の範囲10記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記調整手段は、前記加算の対象とする複数の弾性フレームデータを選択することにより前記枚数を調整するフレームデータ選択手段を備えたことを特徴とする請求の範囲2記載の超音波診断装置。

50

【請求項 1 3】

前記フレームデータ選択手段は、時系列的に配列された前記複数の弾性フレームデータを間引くことにより、前記加算枚数を調整することを特徴とする請求の範囲2記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記評価手段により評価の対象となる複数の弾性フレームデータの数は、3枚以上であることを特徴とする請求の範囲1記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記評価手段は、前記超音波探触子が前記対象組織を圧迫するためにどの程度空間的に移動したか、あるいは前記超音波探触子の位置を計測する超音波探触子移動量計測手段を併せ持ち、前記移動の距離あるいは位置に関する情報も加味して、前記信頼性を評価することを特徴とする請求の範囲1記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 6】

超音波探触子移動量計測手段は、前記超音波探触子に磁気センサあるいは磁気ソースのいずれか一方が設置され、前記超音波探触子以外の他の位置に、前記磁気センサあるいは磁気ソースの他の一方が配置され、前記磁気センサは前記磁気ソースにより発生された磁場の強度及び／あるいは方向を検出することにより、前記移動の距離あるいは位置を算出することを特徴とする請求の範囲15記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記評価手段には、前記移動の距離あるいは位置についての閾値を記憶する記憶手段が備えられていて、前記移動の距離あるいは位置が該閾値に基づいて定められる範囲のいずれかに属するかに基づいて、前記信頼性を評価することを特徴とする請求の範囲15記載の超音波診断装置。

20

【請求項 1 8】

前記評価手段は、前記複数の弾性フレームデータ生成のためのRF信号フレームデータ取得の際のフレームレートを基に、前記信頼性を評価するフレームレート評価手段を併せ持ち、前記フレームレートに関する情報も加味して、前記信頼性を評価することを特徴とする請求の範囲1記載の超音波診断装置。

【請求項 1 9】

前記評価手段は、前記複数の弾性フレームデータに対して演算処理を行う演算手段をも併せ持ち、前記演算手段による演算結果の任意の閾値に対する大小を加味して弾性フレームデータの信頼性を評価することを特徴とする請求の範囲1記載の超音波診断装置。

30

【請求項 2 0】

前記評価手段による評価結果が、前記表示手段に併せて表示されることを特徴とする請求の範囲1記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、組織に圧縮を加えたときの組織の歪み等に基づいて組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像等の弾性情報を生成する機能を備えた超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】**【0 0 0 2】**

超音波診断装置における弾性イメージングでは、手動又は機械的な方法により超音波探触子で被検体に圧迫(圧力)を加え、計測時間の異なる2つのRFフレームデータ(超音波断層像)間における各部の変位に基づいて、組織の硬さや柔らかさを表す歪み、あるいは弾性率などの弾性情報を求めて表示する。

【0 0 0 3】

弾性イメージングでは、被検体の圧縮状態はリアルタイムに変化し、また撮像条件も途中で変更したりするため、各タイミングで最適な弾性画像をディスプレイに表示することが、臨床上非常に重要である。例えば、少しの圧力の変化で前記2つのRFフレームデータ

50

間の変位が小さい場合には、前記2つのRFフレームデータによって得られる歪量が少ないため、RFフレームデータの持つ誤差(ノイズ等)の中に有用な情報が埋もれてしまうおそれがある。また逆に、探触子から被検体への圧迫が低いために少しの圧力の変化で前記2つのRFフレームデータ間の変位が大きくなる場合には、2つのRFフレームデータを取得したタイミングの間隔が開くために、被検体の対象部位に加わる圧力の方向が変化し、信頼性がない弾性画像が生成されてしまうおそれがある。

【0004】

特許文献1(column13、3行目)では、時系列的に隣り合う弾性フレームデータの差(k)や弾性フレームの所定マトリクス内の平均値(μ)を基にquality factor(Q_k)として計算し、その値の大小に応じて、当該弾性画像の一つ前に生成されたフレームの弾性画像との重み付け加算をして画像を生成する手法が開示されている。

10

【0005】

【特許文献1】US6558324B1号公報

【0006】

上記特許文献1記載の技術では、断層画像の信頼性を評価するために、弾性フレームデータに上記所望の計算処理を行っていた。

【0007】

しかし、弾性画像の信頼性は、パラメータ Q_k の決定によって評価できるもの(弾性フレームデータ内のデータがどの程度の値を持つか)以外の要因、例えば、探触子から被検体へ印加される圧力や撮像条件等によっても影響を受ける場合がある。しかしながら、上記特許文献1では、その他の要因、すなわち探触子から被検体へ印加される圧力や撮像条件等の要因が考慮されていない。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の目的は、探触子から被検体へのどの程度圧力が付加されているか等の他の要因も考慮して、表示される弾性情報を評価するとともに、該評価結果に応じて最適な弾性画像を表示することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

本発明によれば、超音波探触子と、前記超音波探触子を被検体の対象組織に圧迫させ、前記対象組織の圧縮状態が変化する過程で複数個のRF信号フレームデータを時系列的に取得するフレームデータ取得手段と、前記複数個のRF信号フレームデータより1対を取り出して、前記対象組織の各位置の歪み又は弾性率に計算して複数の弾性フレームデータを生成する弾性情報演算手段と、前記複数の弾性フレームデータを加算して弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記弾性画像を表示する表示手段を備えた超音波診断装置において、前記加算の対象となる複数の弾性フレームデータの信頼性を前記圧迫の程度に基づいて評価する評価手段を備えた。

30

また、前記評価手段による評価結果に応じて、前記複数個の弾性フレームデータを加算の調整を行う調整手段を備えた。この調整手段は、前記加算の対象となる弾性フレームデータの重み付けを変えることにより加算の調整をする。

【発明の効果】

40

【0009】

本発明によれば、探触子から被検体へのどの程度圧力が付加されているか等の他の要因も考慮して、表示される弾性情報を評価するとともに、該評価結果に応じて最適な弾性画像を表示することが可能な超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の超音波診断装置の第一の実施形態のブロック構成図を示す図。

【図2】本発明の第一の実施形態の詳細を説明する図。

【図3】本発明の第一の実施形態における重み付けの具体例。

【図4】本発明の第一の実施形態の動作について説明する図。

50

【図5】本発明の超音波診断装置の第二の実施形態を説明する図。

【図6】本発明の超音波診断装置の第三の実施形態を説明する図。

【図7】本発明の超音波診断装置の第四の実施形態を説明する図。

【符号の説明】

【0011】

13 弾性情報演算部、14 弾性画像構成部、15 カラースキャンコンバータ、18 重み付け制御部、19a~c バッファメモリ、20a~c 重み付け設定手段、21 加算器

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照しながら説明する。

10

【実施例1】

【0013】

図1に、本発明の超音波診断装置の第一の実施形態のブロック構成図を示す。図1に示すように、被検体1の外皮に接触させて用いられる超音波の探触子2は、被検体1との間で超音波を送信及び受信する複数の振動子が配列された超音波送受信面を有して形成されている。探触子2には送信部3が接続され、送信部3は、探触子2を駆動するための超音波パルスを探触子2に供給する。送信部3及び後述する受信部5には超音波送受信制御回路4が接続され、超音波送受信制御回路4は探触子2の複数の振動子を駆動する超音波パルスの送信のタイミングを制御して、被検体1内に設定される焦点に超音波ビームが形成されるようにする。超音波送受信制御回路4は、探触子2の振動子の配列方向に電子的に超音波ビームを走査するように制御する。

20

【0014】

一方、探触子2には受信部5も接続され、探触子2は、被検体1内から発生する反射エコー信号を受信して受信部5に出力する。受信部5は、超音波送受信制御回路4により制御される超音波パルスの送信のタイミングに信号に従って、反射エコー信号を取り込んで信号増幅等の受信処理を行う。受信部5には整相加算回路6が接続され、整相加算回路6は、受信部5により受信処理された反射エコー信号に位相を加味して加算して信号を増幅する。整相加算回路6には断層画像構成部7が接続され、断層画像構成部7は、整相加算回路6において整相加算された反射エコー信号のRF信号にゲイン補正、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。また、断層画像構成部7には白黒スキャンコンバータ8が接続され、白黒スキャンコンバータ8は、断層画像構成部7において処理されたRF信号をデジタル信号に変換するとともに、超音波ビームの走査面に対応した2次元の断層像データに変換する。これらの断層画像構成部7と白黒スキャンコンバータ8によって断層像(Bモード)の画像再構成手段が構成される。白黒スキャンコンバータ8から出力される断層像データは、後述する切替加算部9を介して画像表示部10に供給されてBモード像が表示されるようになっている。

30

【0015】

一方、整相加算回路6にはRF信号フレームデータ選択部11に接続され、RF信号フレームデータ選択部11は、超音波ビームの走査面(断層面)に対応するRF信号群を、RF信号フレームデータとして複数フレーム分取得してメモリ等に格納するものである。

40

【0016】

より具体的にRF信号フレームデータ選択部11は、整相加算回路6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、整相加算回路6から時系列に生成されるRF信号フレームデータをRF信号フレームデータ選択部11に順次記録し、記録された最新の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、時間的に過去に記録されたRF信号フレームデータ群(N-1、N-2、N-3、...、N-N')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、N'、XはRF信号フレームデータに付されたインデックスであり、自然数である。

【0017】

50

RF信号フレームデータ選択部11には変位計測部12が接続され、変位計測部12は、RF信号フレームデータ選択部11に格納されている取得時間が異なる複数対のフレームデータを順次取り込み、取り込んだ一対のフレームデータに基づいて断層面における複数の計測点の変位ベクトルを求め、変位フレームデータとして後述する弾性情報演算部13に出力するようになっている。

【0018】

より具体的に、変位計測部12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角と大きさに関する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、これを参照して差分を求めることにより、変位を計算する処理を行う。

10

【0019】

変位計測部12には弾性情報演算部13が接続され、弾性情報演算部13は、変位フレームデータに基づいて各計測点の組織の歪み変化を求めて歪みの変化のフレームデータを生成する機能や、その他の弾性情報(弾性率、粘性率、歪み、応力、歪み比、ポアソン比など)を演算する機能を有して構成されている。

【0020】

20

例えば、歪みの変化のデータは、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、例えば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12により計算された変位を $L(i,j)$ 、後述する圧力計測部17によって計測された圧力を $P(i,j)$ とすると、ひずみ変化 $S(i,j)$ は $L(i,j)$ を空間微分することによって算出することができ、 $S(i,j) = L(i,j) / X(i,j)$ という式を用いて求められ、弾性率は、 $Y_m = P(i,j) / S(i,j)$ という式によって算出される。この弾性率 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次元の弾性フレームデータをリアルタイムに得ることができる。

【0021】

弾性情報演算部13には、弾性画像構成部14が接続され、弾性画像構成部14は、バッファ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13から時系列に出力される弾性フレームデータをバッファメモリに記録し、記録された弾性フレームデータに対して、座標平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スムージング処理などの様々な画像処理を画像処理部が施すようになっている。

30

【0022】

弾性画像構成部14には、カラーキャンコンバータ15が接続され、カラーキャンコンバータ15は、弾性画像構成部14から出力される弾性情報のフレームデータを取り込み、設定された弾性情報のカラーマップに従って、フレームデータの画素ごとに色調コードを付与してカラー弾性像を生成するようになっている。つまり、カラーキャンコンバータ15は、弾性フレームデータに基づいて光の3原色すなわち赤(R)、緑(G)、青(B)に変換して弾性画像の表示画面を生成する。例えば、歪みが大きい弾性画像データを赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい弾性画像データを青色コードに変換する。

40

【0023】

カラーキャンコンバータ15により生成されたカラー弾性画像は、切替演算部9を介して画像表示部10に表示されるようになっている。

【0024】

切替演算部9は、白黒キャンコンバータ8から出力される白黒の断層像と、カラーキャンコンバータ15から出力されるカラー弾性画像が入力されると、両画像を切り替えていずれか一方を表示させる機能と、両画像の一方を半透明にして加算合成して画像表示部10

50

に重ねて合成画像として表示させる機能と、両画像を並べて表示させる機能を有して形成されている。より具体的に切替演算部9は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリは、白黒スキャンコンバータ8からの白黒の断層像とカラースキャンコンバータ15からのカラー弾性画像とを格納するものである。画像処理部は、フレームメモリに記録された白黒の断層像とカラー弾性画像とを任意の合成割合で合成して合成画像を生成するものである。更に、画像選択部は、フレームメモリ内の白黒の断層像とカラー断層像及び画像処理部による合成画像のうちから、画像表示部10に表示する画像を選択するものである。

【0025】

更に、本発明の第一の実施形態に係る超音波診断装置は、被検体1と探触子2の間に、圧力センサ16が設けられている。超音波診断装置における圧力センサに関する技術は、特開平2004 - 261198号公報段落[0049]等に関示されている。圧力センサ16からの信号は、圧力センサ16に接続された圧力計測部17に送信され、圧力計測部17は圧力センサ16からの電気信号を基に探触子2が被検体1に加えられている圧力値を計算し、弾性演算部13へ送信するようになっている。

【0026】

重み付け制御部18は後述するように、変位計測部12、弾性情報演算部13、圧力計測部17、図示はしていないが超音波送受信制御回路4、整相加算回路6、弾性画像構成部14などに接続されていて、各構成部で得られる弾性画像のフレームレートや超音波探触子2から被検体への圧迫情報に応じて、弾性フレームデータを加算する際の重み付けや加算枚数の制御を弾性画像構成部14に対して行うものである。

【0027】

次に、本発明の第一の実施形態の詳細を図2を用いて説明する。図2は、図1の弾性画像構成部14内を示す図である。

【0028】

弾性画像構成部14は、弾性情報演算部13から得られる弾性フレームデータを記録する複数のバッファメモリ19a~cと、これら複数のバッファメモリにそれぞれ対応する重み付けを行う重み付け設定手段20a~cと、複数の弾性フレームデータを重みに応じてそれぞれ加算して1つの弾性画像データを生成するための加算器21とより構成される。

【0029】

弾性情報演算部13から得られる弾性フレームデータは、バッファメモリ19a、バッファメモリ19b、バッファメモリ19c内に3フレーム分順次記録される。例えば、バッファメモリ19a内に記録された最新の弾性フレームデータを弾性フレームデータNとすると、バッファメモリ19bには弾性フレームデータN-1、バッファメモリ19cにはフレームN-2の弾性フレームデータがそれぞれ時系列に順次記録される。

【0030】

重み付け設定手段20aはバッファメモリ19aに接続され、バッファメモリ19aに記録された弾性フレームデータNに、後述する重み付け制御部18によって重みを与える。重み付け設定手段20bはバッファメモリ19bに接続され、バッファメモリ19bに記録された弾性フレームデータN-1に、後述する重み付け制御部18によって重みを与える。重み付け設定手段20cはバッファメモリ19cに接続され、バッファメモリ19cに記録された弾性フレームデータN-2に、後述する重み付け制御部18によって重みを与える。

【0031】

重み付け設定手段20a~cには、重み付け制御部18が接続されている。重み付け制御部18は、変位計測部12、弾性情報演算部13、圧力計測部17、図示はしていないが超音波送受信制御回路4、整相加算回路6などに接続されている。

重み付け制御部18は、超音波探触子2から被検体1の表皮へ加えられる圧迫の情報や各構成部で得られる弾性画像のフレームレート等に応じて重み付け設定手段20a~cの重みを制御する。重み付け設定手段20a~cは、それぞれの弾性フレームデータにそれぞれの重みを付けて加算器21に出力する。加算器21は、それぞれの重み付け設定手段20a~cから出力さ

10

20

30

40

50

れた3つの弾性フレームデータを加算し、加算した弾性画像データをカラスキャンコンバータ15に出力する。

【0032】

ここで、弾性フレームデータの重み付けに関し、具体的に説明する。重み付けされ加算された弾性フレームデータの出力信号は例えば、下記数式で表わされる。

【0033】

$$Out(i, j) = \alpha \cdot N(i, j) + \beta \cdot (N-1)(i, j) + \gamma \cdot (N-2)(i, j) \quad \text{[数式1]}$$

指標 i, j は、各弾性フレームデータ上の座標を表す。ととの和は1である。加算器21は、バッファメモリの中から選択された弾性フレームデータ N 及び弾性フレームデータ $N-1$ 、弾性フレームデータ $N-2$ に基づいて、同座標データ点同士の加算処理を行う。この加算処理によって加算された弾性フレームデータを弾性画像データとしてカラスキャンコンバータ15に送出する。

【0034】

次に、本発明の第一の実施形態における重み付けの具体例について図3を用いて説明する。

【0035】

本実施形態では、圧力センサ16及び圧力計測部17により計測した圧力情報を用いて重み付け、加算枚数等の設定をする。被検体1を圧迫する際に圧力センサ16及び圧力計測部17で計測される圧力値に基づいて重み付けや弾性フレームデータの加算枚数の変更を行う形態を図3に示す。

【0036】

図3《a》に示すように、探触子2の先端に圧力センサ16を取り付けられている。弾性画像を取得するために、探触子2を用いて被検体1を圧迫すると、探触子2から反射エコー信号が検出されると同時に、圧力センサ16により圧力に関する電気信号が圧力計測部17へ送信される。圧力計測部17は、前記電気信号を基に圧力情報を計算し、該圧力情報を重み付け制御部18へ送信する。重み付け制御部18は、重み付け設定手段20a～cに対し、その圧力情報に応じて重み付けを指示する。

【0037】

図3《b》に示されるグラフは、被検体1を加圧又は減圧することにより得られる圧力値を時間に対応させて表示したものである。このグラフより、被検体1の圧迫状況を時系列的に把握することができる。

【0038】

適切な圧迫が行えている時相(0)～時相(3)は、圧力値が小さく、わずかの圧力値の変化で隣接する2つのフレーム間で大きな変位が生じる時相である。圧迫の折り返しが発生する時相(4)～時相(7)では、圧力値が大きく、圧力値を変化させても隣接する2つのフレーム間であまり変位が生じない時相である。圧力センサ16による圧力計測の間隔は、RF信号フレームデータが得られるフレームレートと同じであれば良い。なぜなら、各時相(0)～(7)に対応させて、圧力値を直接計測できるからである。

【0039】

例えば、計測された圧力値が a より低い場合、すなわち時相(0)～時相(3)のような場合には、重み付け制御部18は、現フレーム3を信頼性が高い弾性フレームデータであると判定する。このように弾性フレームデータ3の信頼性が高い場合、重み付け制御部18は、[数式1]における弾性フレームデータ3の乗算係数(重み)の値を、その他の弾性フレームデータの乗算係数(重み)やに比べて大きくなるようにして、重み付け設定手段20a～cにそれぞれ出力する。例えば、を0.8、を0.1、を0.1とする。あるいは、弾性フレームデータ(3)、弾性フレームデータ(2)、弾性フレームデータ(1)それぞれについて、圧力値を求め、それらの値の相対的な比較を基に、を求めても良い。すなわち、計測される圧力値が小さい弾性フレームデータほど、大きな値を、に割り当て、計

10

20

30

40

50

測される圧力値が大きい弾性フレームデータほど、小さな値を 、 、 に割り当てる。

【 0 0 4 0 】

また、上記1つあるいは3つのフレームの弾性フレームデータの信頼性を評価して、その評価を基に3つの弾性フレームデータの重み付けを変更する場合を示したが、ある特定の弾性フレームデータの信頼性が高いと判定され、他の弾性フレームデータを重み付け等の加算のために用いなくても良い場合もある。その様な場合は、必ずしも3つの弾性フレームデータの 、 、 のすべてに乗算係数(重み)を割り当てて加算する必要はなく、例えば を0として2つの弾性フレームデータのみを用いて加算するようにして、加算枚数を調整可能にしても良い。すなわち、重み付け制御部20では、圧力の計測結果に応じて重み付けのみならず、加算する弾性フレームデータの枚数を変えて、最適な弾性画像を生成して表示することができる。

10

【 0 0 4 1 】

一方、計測された圧力値がbより高い場合、すなわち時相(4)～時相(7)のような場合には、重み付け制御部18は、現フレーム7を信頼性の低い弾性フレームデータであると判定する。このように弾性フレームデータ7の信頼性が低い場合、重み付け制御部20は、[数式1]における弾性フレームデータ7(N=7の場合)の乗算係数 の値を や に比べて小さくなるようにして、重み付け設定手段20a～cにそれぞれ出力する。例えば、 を0.2、 を0.4、 を0.4とする。あるいは、弾性フレームデータ(7)、弾性フレームデータ(6)、弾性フレームデータ(5)それぞれについて、圧力値を求め、それらの値の相対的な比較を基に、 、 、 を求めても良い。

20

【 0 0 4 2 】

すなわち、例えば計測される圧力値が大きい弾性フレームデータほど、小さな値を 、 、 に割り当て、計測される圧力値が小さい弾性フレームデータほど、大きな値を 、 、 に割り当てる。

【 0 0 4 3 】

また、上記1つあるいは3つのフレームの弾性フレームデータを取得した際の圧力値を基に信頼性を評価して、その評価を基に3つの弾性フレームデータの重み付けを変更する場合を示したが、ある特定の弾性フレームデータの信頼性が低いと判定され、他の弾性フレームデータを重み付けの加算のために用いなくても良い場合もある。その様な場合は、必ずしも3つの弾性フレームデータの 、 、 のすべてに重みを割り当てて加算する必要はなく、例えば を0として残り2つの弾性フレームデータのみを用いて加算するようにしても良い。すなわち、重み付け制御部18における信頼性の評価結果に応じて重み付けのみならず、加算する弾性フレームデータの枚数を変えて、最適な弾性画像を生成して表示することができる。

30

【 0 0 4 4 】

重み付け設定手段20a～cは、設定された 、 、 で重み付けを行い、加算器21で複数の弾性フレームデータの加算を行う。そして、弾性画像構成部14は、加算した弾性フレームデータを弾性画像データとして出力する。

【 0 0 4 5 】

ここで、次に本発明の第一の実施形態の動作について図4を用いて説明する。

40

(ステップ22)

圧力計測部17により、該当する弾性フレームデータを取得した際の探触子から被検体への圧力値を算出する。

(ステップ23)

圧力計測部17により求められた圧力値が閾値に対してどの程度小さいかを基に弾性フレームデータの信頼性を判定する。

(ステップ24)

ステップ23の条件を満たした場合、重み付け制御部18は、重み付け設定手段20a～cに対し、現弾性フレームデータの重み付けが高くなるよう、重みを設定する。あるいは、近接する弾性フレームデータ間で圧力値を比較した上で、圧力値が小さい弾性フレームデータ

50

の重み付けが高くなるように重みを設定する。

(ステップ25)

ステップ23の条件を満たさなかった場合、重み付け制御部18は、重み付け設定手段20a～cに対し、現弾性フレームデータの重み付けが低くなるよう、重みを設定する。あるいは、近接する弾性フレームデータ間で圧力値を比較した上で、圧力値が大きい弾性フレームデータの重み付けが低くなるように重みを制御する。

(ステップ26)

加算器21は、重み付け設定手段20a～cで重み付けられた複数の弾性フレームデータを加算して、加算した弾性画像データをカラーキャンコンバータ15に出力する。

(ステップ27)

カラーキャンコンバータ15で変換された弾性画像データを画像表示器10に表示する。

【0046】

上記第一の実施形態に係る超音波診断装置によれば、弾性フレームデータを得た際に探触子より被検体に加えていた圧力値を計測し、その結果を基に、圧力値の低い弾性フレームデータの重み付けを高くする。つまり信頼性の高い弾性フレームデータの重み付けを高くするので、より弾性フレームデータの加算により得られる弾性画像データが最適化される。また、本実施例では前記重み付けの割り合いに応じて加算の枚数も変更できるので、得られる弾性画像データの信頼性を向上するための加算枚数を最適にすることができる。

【実施例2】

【0047】

次に、本発明の超音波診断装置の第二の実施形態を図を用いて説明する。

【0048】

ここで第二の実施形態について図5を用いて説明する。第一の実施形態と異なる点は磁気センサ28等のセンサを利用し、圧迫による探触子2の位置情報あるいは移動情報を用いて重み付けあるいは、加算枚数の調整をする点である。

【0049】

図5《a》に示すように、磁場検出手段である磁場センサ28は、探触子2に備え付けられており、磁場ソース29から放射された高周波磁場を検出する。図示しない位置・方向解析部は、磁場ソース29の励振によって高周波磁場が放射している状態で、磁場センサ28によって検出された磁気検出信号を解析することによって、磁場ソース29を基準とする磁場センサ28、すなわち探触子2の位置や方向を求めるものである。この位置・方向解析部は、重み付け制御部18と画像表示器10に接続されている。

【0050】

また、図5《b》は、磁気センサ28で感知した探触子2の位置(移動量)を示すものであり、探触子2の可動範囲が示されている。この詳細を次に説明する。

【0051】

可動範囲cは圧迫範囲として予め設定されたものである。操作者は、この可動範囲cに収まるように連続して探触子2を用いて圧迫を行なう。被検体1を圧迫すると、探触子2の位置情報が画像表示器10に表示される。この位置情報とは、被検体1の深度方向(圧迫方向)の探触子2の移動量である。

【0052】

具体例として、圧迫範囲cが10mmの場合を説明する。2mmから8mmまでの範囲dを適切な圧迫範囲と設定し、探触子2の圧迫を開始して0mmから2mmまでの区間や、圧迫を折り返す前後8mmから10mmまでの範囲eを過渡期と設定され、あるいは記憶されている。圧迫範囲dの範囲では、適切な圧迫区間であるため、重み付け制御部18は[数式1]における弾性フレームデータNの乗算係数(等)が比較的に大きくなるように重み付け設定手段20a～cにそれぞれ出力する。圧迫範囲eの範囲では、適切な圧迫が行えていない区間であるため、[数式1]における弾性フレームデータNの乗算係数()が比較的に小さくなるように重み付け設定手段20a～cにそれぞれ出力する。あるいは、加算の対象とする弾性フレームデータそれぞれについて、探触子の位置が過渡期、適切な圧迫範囲のいずれであるかを評価し、

10

20

30

40

50

その評価結果を複数の弾性フレームデータで相対的に比較することによって、
、
の重み付けの値を設定するようにしても良い。重み付け設定手段20a~cは、設定された
、
で重み付けを行い、加算器21で複数の弾性フレームデータの加算を行う。そして
、弾性画像構成部14は、加算した弾性フレームデータを弾性画像データとして出力する。

【0053】

次に第二の実施形態の動作について図を用いて説明する。図4で示した(ステップ23)を
、探触子2の位置が所定の範囲内かどうかを基に弾性フレームデータの信頼性を判定する
ことと置き換えれば、第一の実施形態の動作と同様である。そのため、重複部分は説明を
省略する。

【0054】

上記第二の実施形態に係る超音波診断装置によれば、それぞれの弾性フレームデータを
得た際の探触子の位置を評価し、その結果を基に、探触子の位置が所定の範囲にある場合
に重み付けを高くし、所定の範囲にない場合に重み付けを低くするので、より弾性フレ
ームデータの加算により得られる弾性画像データが最適化され向上するという利点がある。
また、本実施例において、例えばいずれかの弾性フレームデータの重み付けを0とすること
により、加算の枚数も変更できるようにすれば、得られる弾性画像データの信頼性を向
上するための加算枚数を最適にすることもできる。

【実施例3】

【0055】

ここで第三の実施形態について図6を用いて説明する。第一~第二実施形態と異なる点
はRF信号を得るフレームレートによって加算する弾性フレームデータの重み付け、加算枚
数を最適化する点である。本実施形態では、フレームレートに応じて2つの弾性フレ
ームデータに重みを付けて加算したり、3つあるいは4つ以上の弾性フレームデータに重みを付
けて加算したりする。

【0056】

例えば、フレームレートが高い場合、変位計測部12で計測される変位が僅かであるため
、弾性情報演算部13で歪みを計測することが困難な場合がある。したがって、複数の弾性
フレームデータに多くの誤差やアーチファクトが生じてしまう可能性がある。よって、誤
差やアーチファクトの影響を低くするため、多くの弾性フレームデータを加算して弾性画
像データとして出力する必要がある。

【0057】

そこで、本実施形態では、時系列的に連続する5つの弾性フレームデータを選択してバ
ッファメモリ30a~バッファメモリ30eに記録させるスイッチ31を備えた。スイッチ31は、
重み付け制御部18に接続されており、重み付け制御部18からの指令により重み付け設定手
段20a~重み設定手段20eが制御される。

【0058】

具体的には、拍動などによって、急峻な動きをする組織に対し、高いフレームレートを
適用して安定した弾性画像を描出させる場合、時系列的に連続する3つ以上、例えば5つの
弾性フレームデータがバッファメモリ30a~バッファメモリ30eに記録されるようにスイッ
チ31を制御する。また、探触子2からの圧迫が可能であり、フレームレートに対して安定
した弾性像の描出が、ある程度容易な場合、時系列的に連続する2つの弾性フレームデー
タがバッファメモリ30a~バッファメモリ30bに記録されるようにスイッチ31を制御する。

【0059】

重み付け設定手段20a~20eは、スイッチ31で選択して各バッファメモリにデータが記録
された複数の弾性フレームデータに所定の重み付けを行い、加算器21で複数の弾性フレ
ームデータの加算を行う。そして、弾性画像構成部13は、加算した弾性フレームデータを弾
性画像データとして出力する。

【0060】

本実施形態ではまた、スイッチ31を用いなくとも、3つ以上ここでは5つの弾性フレーム
データの重みを調整してゼロの重みであるものを含ませることによっても、弾性画像デー

10

20

30

40

50

タを選択することもできる。この弾性フレームデータの枚数等の選択及び重み付けに関し、具体的に説明する。弾性フレームデータの出力信号は下記式で表わされる。

【0061】

$$\text{Out}(i, j) = \alpha \cdot N(i, j) + \beta \cdot (N1)(i, j) + \gamma \cdot (N2)(i, j) + \delta \cdot (N3)(i, j) + \epsilon \cdot (N4)(i, j) \quad [\text{数式2}]$$

指標 i, j は、各フレームデータの座標を表す。 α と β と γ と δ と ϵ の和は1である。

【0062】

フレームレートが高い場合、[数式2]における弾性フレームデータMの乗算係数 α 、 β 、 γ 、 δ 、 ϵ をそれぞれ均一にして重み付け設定手段20a~eにそれぞれ出力する。例えば、 $\alpha = \beta = \gamma = \delta = \epsilon = 0.2$ とする。そして、重み付け設定手段20a~eは、設定された乗算係数で重み付けを行い、加算器21で複数の弾性フレームデータの加算を行う。そして、弾性画像構成部13は、加算した弾性フレームデータを弾性画像データとして出力する。

10

【0063】

フレームレートが低い場合、[数式2]における弾性フレームデータMの乗算係数 α 、 β 、 γ 、 δ 、 ϵ に値を与え、乗算係数 α 、 β 、 γ 、 δ 、 ϵ を0にして重み付け設定手段20a~eにそれぞれ出力する。例えば、 $\alpha = 0.5$ 、 $\beta = \gamma = \delta = \epsilon = 0$ とする。そして、重み付け設定手段20a~eは、設定された乗算係数で重み付けを行い、加算器21で複数の弾性フレームデータの加算を行う。そして、弾性画像構成部13は、加算した弾性フレームデータを弾性画像データとして出力する。

【0064】

また、フレームレートが高い場合、弾性フレームデータがバッファメモリ30a、バッファメモリ30c、バッファメモリ30eにフレーム1つおきに記録されるように、重み付け設定手段20bと重み付け設定手段20dの乗算係数 β と δ が0となるよう重み付けを行ってもよい。

20

【0065】

なお、第三の実施形態では、5つのバッファメモリを用いて重み付けを行う形態を説明したが、バッファメモリとそれに対応する重み設定手段は5つ以上でもよく、適宜変更できる。

【0066】

次に第三実施形態の動作について図を用いて説明する。図4で示した(ステップ22)を、RF信号を得るフレームレートが早いか遅いかを基に弾性フレームデータの信頼性を判定すると置き換えれば、第一の実施形態の動作と同様である。そのため、重複部分は説明を省略する。

30

【0067】

上記第三の実施形態に係る超音波診断装置によれば、弾性フレームデータを得た際のフレームレートの評価し、その結果を基に、フレームレートが高い場合に加算枚数を多くし、フレームレートが低い場合に加算枚数を少なくして表示画像の調整を行うため、より弾性フレームデータの加算により得られる弾性画像データの加算枚数が最適化され表示される弾性画像の信頼性が向上するという利点がある。また、本実施例において弾性フレームデータを得た際のフレームレートにより各弾性フレームデータの加算の際の重み付けを変更するようにしても良く、その面から得られる弾性フレームデータの信頼性を向上させることができる。

40

【実施例4】

【0068】

次に本発明の第四の実施形態を図7を用いて説明する。

【0069】

図7《a》は、被検体1に対して加圧と減圧を繰り返すことにより、画像表示器10に弾性画像が表示される形態を示すものである。図7《b》のグラフは、被検体1を加圧又は減圧することにより得られる変位計測部12で得られる変位を時間に対応させて表示したものである。このグラフより、被検体1の圧迫状況を時系列的に把握することができる。

50

【 0 0 7 0 】

探触子2で被検体1を加圧する際、被検体1が変化して変位限界値fまで被検体1が撓む。そして、変位限界値fから探触子2を被検体1から引いて減圧することにより、被検体1が元の形状に戻る。ここでは、被検体1がある形状から元の形状に戻る周期(例えば、時相0～時相)を圧迫周期とする。

【 0 0 7 1 】

この圧迫周期において、時相(0)～時相(3)においては、変位限界値fから離れているため、自由に被検体1に圧迫できる範囲であり、被検体1に対し十分に圧力が加わる区間である。そのため、時相(0) と時相(1)で算出される変位の平均値と、時相(1)と時相(2)で算出される変位の平均値と、時相(2)と時相(3)で算出される変位の平均値は十分大きな値である。したがって、時相(0)～時相(1) 、時相(1)～時相(2)、時相(2)～時相(3)間で算出される歪み変化の平均値が比較的大きな値として算出される。

10

【 0 0 7 2 】

例えば、RF信号フレームデータ選択部11で選択された時相(2)～時相(3)のRF信号フレームデータに基づいて得られる弾性フレームデータを弾性フレームデータ(3)とする。またRF信号部フレームデータ選択部11で選択された時相(1)～時相(2)のRF信号フレームデータに基づいて得られる弾性フレームデータを弾性フレームデータ(2)とする。またRF信号部フレームデータ選択部11で選択された時相(0)～時相(1)のRF信号フレームデータに基づいて得られる弾性フレームデータを弾性フレームデータ(1)とする。

【 0 0 7 3 】

また、弾性フレームデータ(3～1)における、例えば所定の関心領域における変位の平均値をDA(3)～DA(1)、歪み変化の平均値をSA(3)～SA(1)とする。

20

【 0 0 7 4 】

ここで、重み付け制御部18は、弾性フレームデータの質を判定するためのしきい値を設定し、変位計測部12で算出された変位の平均値や、弾性情報演算部13で算出された歪みの平均値が設定されたしきい値(例えば0.5%程度)より大きければ、弾性フームデータ(3～1)が良質であると判定する。なぜなら0.5以上の歪みであれば、応力と歪みとの間に、ほぼ線形的な関係が保たれているとみなせるからである。

【 0 0 7 5 】

具体的には、重み付け制御部18は、該当する弾性フレームデータ(例えば、フレーム3)の変位の平均値に対するしきい値としてKを、該当する弾性フレームデータの変位の平均値が、1フレーム前の変位の平均値に対してどの程度大きいかに関する差分のしきい値としてK'、該当する弾性フレームデータの歪み変化の平均値に対するしきい値としてLを、該当する弾性フレームデータの歪み変化の平均値が、1フレーム前の歪み変化の平均値に対してどの程度大きいかに関する差分のしきい値としてL'を設定する。そして、次の判別式[数式3]～[数式6]を基に、該当する弾性フレームデータの良質の画像であるかを判別する。

30

【 0 0 7 6 】

$$DA(3) > K \quad \text{[数式3]}$$

$$DA(3) - DA(2) > K' \quad \text{[数式4]}$$

$$SA(3) > L \quad \text{[数式5]}$$

$$SA(3) - SA(2) > L' \quad \text{[数式6]}$$

40

とする。上記[数式3]～[数式6]のすべてあるいはいくつかを満たした場合、重み付け制御部18は、現フレーム3を信頼性が高い弾性フレームデータであると判定する。このように弾性フレームデータ3の信頼性が高い場合、重み付け制御部18は、[数式1]における弾性フレームデータ3の乗算係数(重み) の値を、その他の弾性フレームデータの乗算係数(重み) や に比べて大きくなるようにして、重み付け設定手段20a～cにそれぞれ出力する。例えば、 を0.8、 を0.1、 を0.1とする。

【 0 0 7 7 】

50

あるいは、弾性フレームデータ(3)、弾性フレームデータ(2)、弾性フレームデータ(1)それぞれについて、該当する弾性フレームデータの変位の平均値、該当する弾性フレームデータの変位の平均値が、1フレーム前の変位の平均値に対してどの程度大きいかに関する差分、該当する弾性フレームデータの歪みの平均値、該当する弾性フレームデータの歪み変化の平均値が、1フレーム前の歪み変化の平均値に対してどの程度大きいかに関する差分を求め、それらの値の相対的な比較を基に、 Δ 、 Δ' 、 Δ'' を求めても良い。

【0078】

すなわち、例えば[数式3]～[数式6]により得られる左辺の値が大きい弾性フレームデータほど、大きな値の Δ 、 Δ' 、 Δ'' を割り当て、左辺の値が小さい弾性フレームデータに、小さな値の Δ 、 Δ' 、 Δ'' を割り当てれば良い。

【0079】

一方、この圧迫周期において、時相(4)～時相(7)においては、変位限界値fに近い場合、自由に被検体1を圧迫できない範囲であり、被検体1に対し十分に圧力が加わらない区間である。そのため、時相(6)と時相(7)で算出される変位の平均値と、時相(5)と時相(6)で算出される変位変化の平均値と、時相(4)と時相(5)で算出される変位の平均値があまり大きくない。したがって、時相(6)～時相(7)、時相(5)～時相(6)、時相(4)～時相(5)間で算出される歪み変化の平均値が比較的小さな値として算出される。

【0080】

例えば、RF信号部フレームデータ選択部11で選択された時相(6)～時相(7)のRF信号フレームデータに基づいて得られる弾性フレームデータを弾性フレームデータ(7)とする。またRF信号部フレームデータ選択部11で選択された時相(5)～時相(6)のRF信号フレームデータに基づいて得られる弾性フレームデータを弾性フレームデータ(6)とする。またRF信号部フレームデータ選択部11で選択された時相(4)～時相(5)のRF信号フレームデータに基づいて得られる弾性フレームデータを弾性フレームデータ(5)とする。

【0081】

また、弾性フレームデータ(7～5)における、例えば所定の関心領域における変位の平均値をDA(7)～DA(5)、歪み変化の平均値をSA(7)～SA(5)とする。

【0082】

ここで、重み付け制御部18は、弾性フレームデータの質を判定するためのしきい値を設定し、変位計測部12で算出された変位の平均値や、弾性情報演算部13で算出された歪みの平均値が設定されたしきい値(例えば0.5%程度)より小さければ、弾性フレームデータ(3～1)が良質でないと判定する。なぜなら0.5以下の歪みであれば、応力と歪みとの間に、ほぼ線形的な関係が保たれていないとみなせるからである。例えば、探触子の圧迫面に対して垂直な方向に均等に被検体1に対して圧力が加圧されている時相ではなく、探触子の圧迫面に対して斜め方向に不均等に被検体1に対して圧力が加圧されている時相である可能性がある。その場合、不均等に被検体1を圧迫して演算された弾性フレームデータをそのままカラスキャンコンバータ15に出力した場合、時間軸方向の一連の弾性フレームデータ中の応力分布の時間変化に不連続な部分が生じてしまいます。この様な場合、時相(4)～時相(7)は、適切に被検体1を圧迫することができないため、診断画像として有用な弾性フレームデータが生成されない場合が多くなる。

【0083】

具体的には、重み付け制御部18は、該当する弾性フレームデータ(例えば、フレーム3)の変位の平均値に対するしきい値として、しきい値Kを、該当する弾性フレームデータの変位の平均値が、1フレーム前の変位の平均値に対してどの程度小さいかに関する差分のしきい値をK'、該当する弾性フレームデータの歪み変化の平均値に対するしきい値としてLを、該当する弾性フレームデータの歪み変化の平均値が、1フレーム前の歪み変化の平均値に対してどの程度小さいかに関する差分のしきい値L'を設定する。そして、次の判別式[数式7]～[数式10]を基に、該当する弾性フレームデータに信頼性があるかを判別する。

【0084】

$$DA(7) < K$$

[数式7]

10

20

30

40

50

$$DA(7) - DA(6) < K'$$

[数式8]

$$SA(7) < L$$

[数式9]

$$SA(7) - SA(6) < L'$$

[数式10]

とする。

【0085】

上記[数式7]～[数式10]のすべてあるいはいくつかを満たした場合、重み付け制御部218は、現フレーム7を信頼性が低い弾性フレームデータであると判定する。このように弾性フレームデータ3の信頼性が低い場合、重み付け制御部18は、[数式1]における弾性フレームデータ3の乗算係数の値をやに比べて小さくなるようにして、重み付け設定手段19a～cにそれぞれ出力する。例えば、を0.2、を0.4、を0.4とする。あるいは、弾性フレームデータ(7)、弾性フレームデータ(6)、弾性フレームデータ(5)それぞれについて、該当する弾性フレームデータの変位の平均値、該当する弾性フレームデータの変位の平均値が、1フレーム前の変位の平均値に対してどの程度大きいかに関する差分、該当する弾性フレームデータの歪み変化の平均値、該当する弾性フレームデータの歪み変化の平均値が、1フレーム前の歪み変化の平均値に対してどの程度大きいかに関する差分を求め、それらの値の相対的な比較を基に、 α 、 β 、 γ を求めても良い。

10

【0086】

すなわち、例えば[数式7]～[数式10]により得られる左辺の値が小さいほど、小さな値を α 、 β 、 γ として割り当て、左辺の値が大きいほど、大きな値を α 、 β 、 γ として割り当てれば良い。

20

【0087】

また、上記1つあるいは3つのフレームの弾性フレームデータの信頼性を評価して、その評価を基に3つの弾性フレームデータの重み付けを変更する場合を示したが、場合によっては、ある特定の弾性フレームデータの信頼性が低いと判定され、他の弾性フレームデータを重み付け等の加算のために用いなくても良い場合もある。その様な場合は、必ずしも3つの弾性フレームデータの α 、 β 、 γ のすべてに0.1等の重みを割り当てて加算する必要はなく、例えば α を0として残り2つの弾性フレームデータのみを用いて加算するようにしても良い。すなわち、重み付け制御部18における信頼性の評価結果に応じて重み付けのみならず、加算する弾性フレームデータの枚数を変えて、最適な弾性画像を生成して表示することが可能とすればよい。

30

【0088】

次に第四の実施形態の動作について図を用いて説明する。図4で示した(ステップ22)を、上記[数式2]～[数式10]に基づいて弾性フレームデータの信頼性を判定すると置き換えれば、第一の実施形態の動作と同様である。そのため、重複部分は説明を省略する。

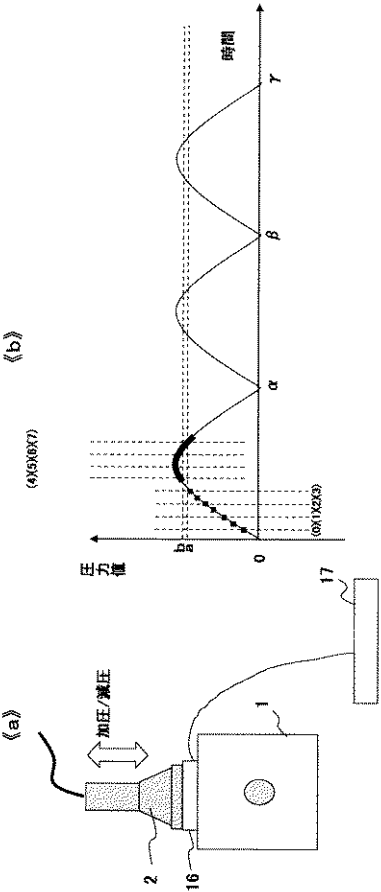
【0089】

本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々に変形して実施できる。例えば、上記実施例1では加算の対象とする弾性フレームデータの信頼性を評価するために圧力センサ16及び圧力計測部17を用いて探触子から被検体へ圧迫する圧力を計測したが、圧力を計測する方法はこれに限られない。例えば、特開2005-66041号公報に開示されているような方法を用いても良い。より具体的には圧計測用変形体を被検体と探触子の間に挟み、圧計測用変形体の変形量あるいは厚さの変化を求めることにより、圧力を計測するようにしても良い。また、第一～第四の実施形態で説明した方法は単独でも良いが、2つ以上組み合わせても良いことはいうまでもない。例えば、探触子から被検体へ圧迫する圧力の情報、探触子の移動量あるいは位置の情報、フレームレート、弾性フレームデータ等から演算により求められる情報単独で、弾性フレームデータの信頼性評価のために用いても良いが、複数個を組み合わせるとより評価そのものの信頼性を担保するようにしても良いと考えられる。また、信頼性の評価の対象とする弾性フレームデータの数は、例えば1枚以上であれば良く、2枚あるいは3枚であっても良いし、3枚以上であっても良いことはいうまでもない。また、上記実施例で信頼性の評価のために用いる閾値は、予め超音波診断装置のメモリ等に記憶されていても良く、操作者が入力して設定

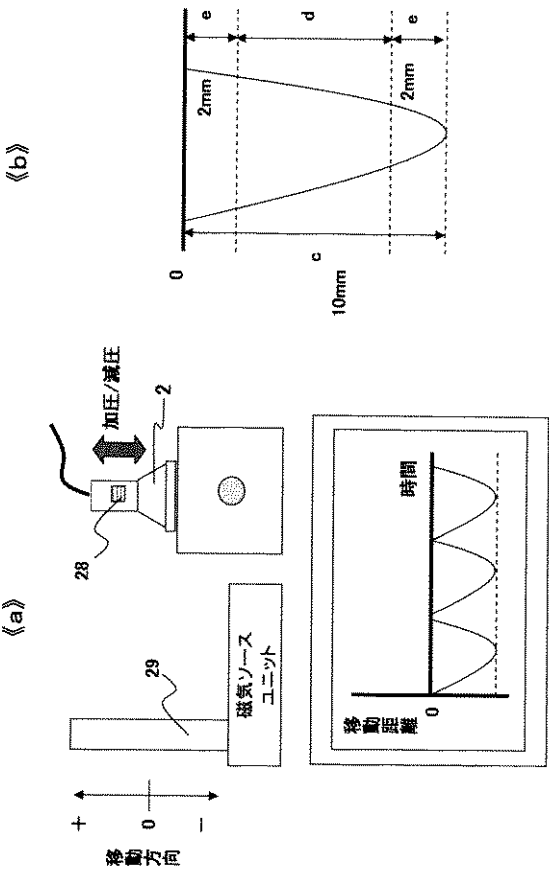
40

50

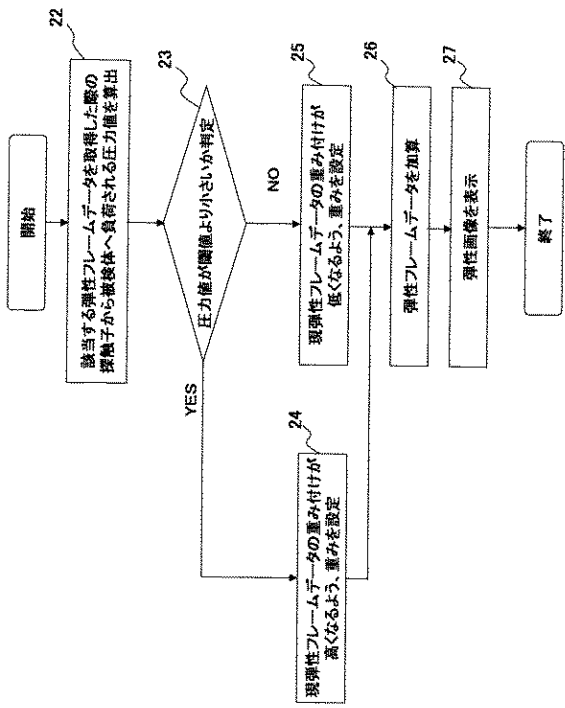
【図 3】



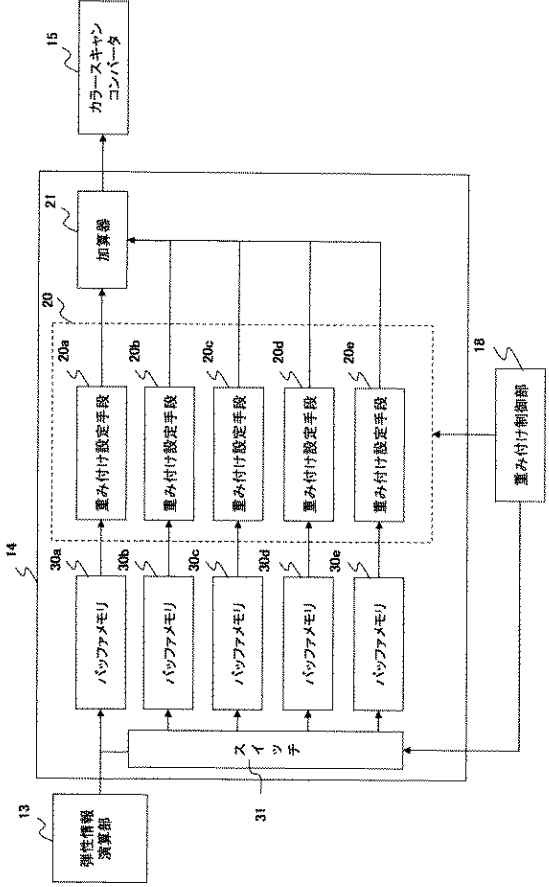
【図 5】



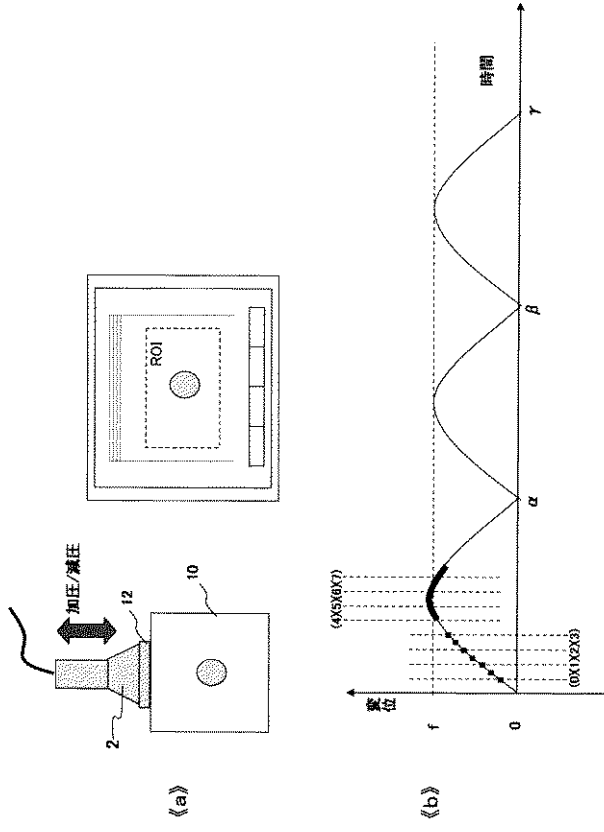
【図 4】



【図 6】



【図 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/064134
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-351062 A (Hitachi Medical Corp.), 16 December, 2004 (16.12.04), Par. Nos. [0005] to [0027] & WO 2004/105615 A1 & EP 1629777 A1	1, 14-17, 19, 20
Y	US 6558324 B1 (Siemens Medical Solutions, Inc., USA), 06 May, 2003 (06.05.03), Full text; all drawings (Family: none)	1, 14-17, 19, 20
Y	JP 2004-261198 A (Hitachi Medical Corp.), 24 September, 2004 (24.09.04), Par. Nos. [0028] to [0030]; Fig. 5 & WO 2004/062503 A1 & EP 1591068 A1 & US 2006/173306 A1	1, 14-17, 19, 20
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 27 August, 2007 (27.08.07)		Date of mailing of the international search report 04 September, 2007 (04.09.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/064134

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-95299 A (Hitachi Medical Corp.), 13 April, 2006 (13.04.06), Par. Nos. [0020] to [0023] (Family: none)	16
A	JP 2003-116855 A (Aloka Co., Ltd.), 22 April, 2003 (22.04.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 2004-135929 A (Hitachi Medical Corp.), 13 May, 2004 (13.05.04), Full text; all drawings & WO 2004/039262 A1 & EP 1554982 A1 & US 2006/52702 A1	1-20
A	JP 2004-267464 A (Aloka Co., Ltd.), 30 September, 2004 (30.09.04), Full text; all drawings (Family: none)	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 6 4 1 3 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2007年 日本国実用新案登録公報 1996-2007年 日本国登録実用新案公報 1994-2007年			
国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に利用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
Y	J P 2 0 0 4 - 3 5 1 0 6 2 A (株式会社日立メディコ) 2004.12.16, 段落 [0005] - [0027] & WO 2004/105615 A1 & EP 1629777 A1	1, 14-17, 19, 20	
Y	U S 6 5 5 8 3 2 4 B 1 (Siemens Medical Solutions, Inc., USA) 2003.05.06, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 14-17, 19, 20	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 27.08.2007		国際調査報告の発送日 04.09.2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 川上 則明 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3704

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2007/064134

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 2004-261198 A (株式会社日立メディコ) 2004.09.24, 段落 [0028] - [0030], 図5 & WO 2004/062503 A1 & EP 1591068 A1 & US 2006/173306 A1	1, 14-17, 19, 20
Y	J P 2006-95299 A (株式会社日立メディコ) 2006.04.13, 段落 [0020] - [0023] (ファミリーなし)	16
A	J P 2003-116855 A (アロカ株式会社) 2003.04.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-20
A	J P 2004-135929 A (株式会社日立メディコ) 2004.05.13, 全文, 全図 & WO 2004/039262 A1 & EP 1554982 A1 & US 2006/52702 A1	1-20
A	J P 2004-267464 A (アロカ株式会社) 2004.09.30, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-20

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(
BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,
CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,K
P,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU
,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2008010500A1	公开(公告)日	2009-12-17
申请号	JP2008525869	申请日	2007-07-18
[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		
[标]发明人	大坂卓司		
发明人	大坂 卓司		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/0053 A61B8/485 G01S7/52036 G01S7/52042		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB07 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JC06 4C601/JC17 4C601/JC18 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/LL04		
优先权	2006195173 2006-07-18 JP		
其他公开文献	JPWO2008010500A5 JP4898809B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在由超声波探头构成的超声波诊断装置中。帧数据获取装置，用于在将超声波探头压在被检体上的同时，在被检体的被检体的压力状态变化的过程中，按时间顺序地获取多个RF信号帧数据。弹性信息计算装置，其从RF帧信号数据中导出—对数据，计算出被检体组织的变形或弹性模量的各个位置，并生成多个弹性帧数据。弹性图像构造装置，用于将多个弹性帧数据相加并生成弹性图像。超声波诊断装置还具有评价装置，该评价装置用于显示弹性图像并显示弹性图像，该评价装置根据压力的程度来评价经过相加的多个弹性框架数据的可靠性。

