

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4762144号
(P4762144)

(45) 発行日 平成23年8月31日(2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月17日(2011.6.17)

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

請求項の数 18 (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-531902 (P2006-531902) (86) (22) 出願日 平成17年8月23日(2005.8.23) (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/015235 (87) 国際公開番号 W02006/022238 (87) 国際公開日 平成18年3月2日(2006.3.2) 審査請求日 平成20年7月31日(2008.7.31) (31) 優先権主張番号 特願2004-245017 (P2004-245017) (32) 優先日 平成16年8月25日(2004.8.25) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (72) 発明者 脇 康治 千葉県柏市大室257-27-307 (72) 発明者 村山 直之 千葉県柏市柏269-1-603 審査官 樋口 宗彦</p>
---	--

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】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層画像を取得する断層画像取得手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の組織弾性量を求めて弾性画像を取得する第1の取得モードを備えた弾性画像取得手段と、少なくとも前記弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、

前記弾性画像取得手段は、さらに前記第1の取得モードよりも前記組織弾性量を求める演算量を減少させる第2の取得モードを備え、前記第2の取得モードによる前記弾性画像の画質が前記第1の取得モードによる前記弾性画像の画質よりも低減されるとともに、前記第2の取得モードにより取得される前記弾性画像のフレームレートが前記第1の取得モードにより取得される前記弾性画像のフレームレートよりも高くなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1記載の超音波診断装置において、前記弾性画像取得手段は、前記第2の取得モードにより算出される前記組織弾性量の精度が、前記第1の取得モードにより算出される前記組織弾性量の精度よりも低くなるように構成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1記載の超音波診断装置において、前記弾性画像取得手段は、前記第2の取得モ

ードにより取得される前記弾性画像の空間分解能が、前記第 1 の取得モードにより取得される前記弾性画像の空間分解能よりも低くなるように構成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層画像を取得する断層画像取得手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の組織弾性量を求めて弾性画像を取得する第 1 の取得モードを備えた弾性画像取得手段と、少なくとも前記弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、

前記弾性画像取得手段は、前記組織弾性量を算出するための相関窓が、前記第 1 の取得モードに用いられる前記相関窓よりも小さくなるように構成される第 2 の取得モードを備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層画像を取得する断層画像取得手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の組織弾性量を求めて弾性画像を取得する第 1 の取得モードを備えた弾性画像取得手段と、少なくとも前記弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、

前記弾性画像取得手段は、前記組織弾性量を算出するための探索範囲が、前記第 1 の取得モードに用いられる前記探索範囲よりも狭くなるように構成される第 2 の取得モードを備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層画像を取得する断層画像取得手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の組織弾性量を求めて弾性画像を取得する第 1 の取得モードを備えた弾性画像取得手段と、少なくとも前記弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、

前記弾性画像取得手段は、前記組織弾性量を算出するための探索範囲の移動間隔が、前記第 1 の取得モードに用いられる前記移動間隔よりも広くなるように構成される第 2 の取得モードを備えることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、前記第 2 の取得モードは、前記組織弾性量の算出の間引き量が、前記第 1 の取得モードによる前記組織弾性量の算出の間引き量よりも多くなるように構成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の超音波診断装置において、前記組織弾性量の間引きは、走査線方向において行われることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波診断装置において、前記組織弾性量の間引きは、前記走査線方向に略均等に行われることを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 10】

請求項 8 記載の超音波診断装置において、前記組織弾性量の算出は、前記走査線方向の一部において他の部分よりも密に行われることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の超音波診断装置において、前記組織弾性量の算出が密に行われる部分が、前記走査線方向の略中央部であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 7 記載の超音波診断装置において、前記組織弾性量の間引きは、ラスタ方向において行われることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

50

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層画像を取得する断層画像取得手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の組織弾性量を求めて弾性画像を取得する第1の取得モードを備えた弾性画像取得手段と、少なくとも前記弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、

前記弾性画像取得手段は、前記弾性画像を構成する際に、前記弾性画像毎にその画質を表す画質数値を算出し、所定の閾値以上の前記画質数値を有する前記弾性画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項14】

請求項13記載の超音波診断装置において、前記弾性画像取得手段は、前記第2の取得モードに用いられる前記閾値が、前記第1の取得モードに用いられる前記閾値よりも小さくなるように構成されていることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項15】

請求項13記載の超音波診断装置において、前記弾性画像取得手段は、選択されたポインターマークに対応して、前記画質数値の算出と前記所定の閾値の設定の内の少なくとも一方を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項16】

請求項1記載の超音波診断装置において、前記弾性画像取得手段は、前記第2の取得モードよりも、前記組織弾性量を算出するための相関窓を大きくすること、前記組織弾性量を算出するための探索範囲を広くすること、前記組織弾性量を算出するための探索範囲の移動間隔を狭くすること、の内の少なくとも一つを前記第1の取得モードにおいて行うことによって前記弾性画像を取得し、前記弾性画像毎にその画質を表す画質数値を求め、前記第2の取得モードよりも高い閾値以上の前記画質数値を有する1以上の前記弾性画像を用いて、前記第2の取得モードよりも高画質の前記弾性画像を出力することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項17】

請求項1記載の超音波診断装置において、前記弾性画像取得手段は、前記第1の取得モードよりも、前記組織弾性量を算出するための相関窓を小さくすること、前記組織弾性量を算出するための探索範囲を狭くすること、前記組織弾性量を算出するための探索範囲の移動間隔を広くすること、の内の少なくとも一つを前記第2の取得モードにおいて行うことによって複数の前記弾性画像を取得し、前記弾性画像毎にその画質を表す画質数値を求め、前記第1の取得モードよりも低い閾値以上の前記画質数値を有する1以上の前記弾性画像を用いて、前記第1の取得モードよりも低画質の弾性画像を出力することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項18】

請求項1記載の超音波診断装置において、前記第1の取得モードと前記第2の取得モードとを切り替える手段を備え、前記弾性画像取得手段は、前記切り替え手段からの指示に対応して、前記取得モードを切り替えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【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の超音波反射率断層画像と組織弾性画像とを取得する機能を有する超音波診断装置に関し、特に組織弾性画像を取得するモードの制御に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の診断部位における生体組織の超音波反射率を計測し、その反射率を輝度に変換することによって、その診断部位の反射率断層画像(以下、「断層画像」と略記する)として表示するものである。

さらに近年、上記超音波診断装置において、探触子等によって生体組織に対して圧力変

50

化を与えて取得された断層画像上で生体組織の変位を計測し、その変位の空間微分から生体組織の歪みや弾性率を計算したりし、生体組織における歪みや弾性率の分布を画像(以下、「弾性画像」と略記する)として表示することが行われるようになってきた。この弾性画像は、生体組織の歪みや弾性率に応じて赤や青その他の色相情報を付与して表示されるものである。この弾性画像を参照することによって、主に生体組織の硬い部分が明瞭になり、腫瘍の広がりや大きさを診断することができるようになってきた。(例えば、特許文献1)

【0003】

一般的に、高精度な診断を行うためには、高画質な弾性画像であることが好ましい。しかしながら、高画質な弾性画像の取得には時間を要するため、高画質な弾性画像のみを取得すると、画像診断に時間を要する事を避け得ない。

10

【0004】

たとえば、(特許文献1)に開示された従来の弾性画像診断機能を有する超音波診断装置は、弾性画像の取得モードとして精密検査に適した一種類のみを有しており、高画質と一定のフレームレートを有する取得モード(以下、精検モードと略記する)のみで弾性画像を取得している。

しかし、(特許文献1)には、短時間で診断できる様な高いフレームレートで弾性画像を素早く取得する取得モード(以下、スクリーニングモードと略記する)については考慮されていなく、そのための手段や方法等については全く記載されていない。

【特許文献1】特開2005 - 118152号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、断層画像と弾性画像とを取得する機能を有した超音波診断装置において、精検モードの他にスクリーニングモードにも対応できて、各々の検査目的に好適な弾性画像を取得できるようにすることを目的とする。

上記目的を達成するための、本発明の超音波診断装置は以下の様に構成される。即ち、

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層画像を取得する断層画像取得手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の組織弾性量を求めて弾性画像を取得する第1の取得モードを備えた弾性画像取得手段と、少なくとも前記弾性画像を表示する表示手段とを備え、さらに、前記弾性画像取得手段は、前記第1の取得モードとは異なる第2の取得モードを備える。

30

【0006】

以上説明したように、本発明の超音波診断装置によれば、弾性画像の取得モードを複数備えるので、一つを精検モードに、他の一つをスクリーニングモードに好適な取得モードとすることにより、精検モードの他にスクリーニングモードにも対応できて、各々の検査目的に好適な弾性画像を取得することが可能になる。その結果、全体としての診断時間を短縮することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

40

【図1】本発明で適用する超音波診断装置の全体図を示す図である。

【図2】本発明の第1, 2の実施形態の一実施例を示す図である。

【図3】本発明の第3の実施形態の第1の実施例を示す図である。

【図4】本発明の第3の実施形態の第2の実施例を示す図である。

【図5】本発明の第4の実施形態を示す図である。

【図6】取得モードの切り替え手段の一例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、添付図面に従って本発明の超音波診断装置の好ましい実施形態について詳説する。なお、発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符

50

号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

最初に、本発明が適用される超音波診断装置の一例の全体概要を図1に基づいて説明する。図1に示すように、超音波診断装置には、被検体101に当接させられて用いられる探触子102と、探触子102を介して被検体101に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信回路と、被検体101から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信回路と、受信された反射エコーを整相加算してRF信号データを時系列に生成する整相加算回路とを有する超音波送受信部103と、整相加算回路からのRF信号データに基づいて被検体101の断層画像を濃淡画像例えば白黒画像として構成する断層画像構成部104と、整相加算回路のRF信号データから被検体101の生体組織の変位を計測して歪み分布を求める歪み演算部105と、歪み分布とカラスケール構成部110からのカラスケールデータとに基づいてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部106とが備えられている。そして、白黒断層画像とカラー弾性画像の割合を変えて合成する合成部107と、合成された合成画像を表示するCRT108が備えられている。また、各構成要素をそれぞれ制御する制御演算部111が備えられ、制御演算部111から制御信号が上記各構成要素に送られる。この制御演算部111には、入力手段としての操作卓112が接続されて操作者からの指示が入力され、その入力に基づいて制御演算部111が上記各構成要素をそれぞれ制御する。

【0009】

探触子102は、複数の振動子が配設されて形成されており、超音波ビームを形成するように電子的に走査されて、被検体101に超音波を送信すると共に被検体101からの反射エコー信号を受信する機能を有している。

超音波送受信部103は、送波される複数の超音波の収束点のある深さに設定する機能と、設定された収束点に収束するように探触子102を駆動して超音波ビームを発生させるための送波パルスを生成する機能と、探触子102で受信された反射エコー信号を所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受波信号を生成する機能と、複数の収束点の各々において収束するように複数のRF信号を整相加算してRF信号データを生成する機能と、を有している。

【0010】

断層画像構成部104は、信号処理部と、白黒スキャンコンバータとを有して構成されている。信号処理部は、超音波送受信部103からのRF信号データが入力されて、そのRF信号データのゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルター処理等の信号処理を行う。白黒スキャンコンバータは、上記信号処理されたRF信号データを1画像分記憶して、表示フォーマットに対応した白黒画像に変換する。

【0011】

歪み演算部105は、超音波送受信部103からのRF信号データを蓄積してフレームデータとするとともに、超音波診断装置のフレームレートで経時的に次々と入力されるこのフレームデータの間で1次元もしくは2次元相関処理を実行し、フレーム内の各計測点における超音波信号の変位もしくは移動ベクトル(変位の方向と大きさ)を検出し、変位フレームデータを生成する。

【0012】

この移動ベクトルの計測法としては、例えば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、現時相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過去時相フレームから探索し、これを参照して予測符号化を行う方法である。グラジエント法は、例えば現時相と過去時相のフレームとの間で各対象を追跡し、その位相差より変位量を算出する方法である。以下に説明する本発明の各実施例では、歪み演算部105は、このブロックマッチング法を用いて変位量を算出しているが、グラジエント法や他の方法を用いて変位量を算出していても良い。

そして、歪み演算部105は、変位フレームデータ(変位量)に基づいてフレーム内の各計測点の歪み又は弾性率を演算して、その歪み又は弾性率の数値データ(弾性フレームデータ)を生成し、弾性画像構成部106の階調化部に出力する。

【0013】

ここで、計測点の歪みは、その点の変位分布を空間微分して得られる値である。また、弾性率の演算の際には、演算制御部111を介して入力された圧力センサ113からの圧力データが用いられる。弾性率の内の一つとしてヤング率が知られており、歪み演算部105は、このヤング率 Y_m の演算を行うこともある。ヤング率 Y_m は、以下の(1)式に示されているように、各計測点における応力(圧力)を各計測点における歪み値で除することにより求められる。以下の(1)式において、 i, j の指標は、フレームデータの座標を表す。

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

【0014】

ここで、体表に与えられた圧力は、例えば図1に示す様に、被検体101の体表と探触子102に装着された圧迫板114との接触面に圧力センサ113を介在させて、制御演算部111がこの圧力センサ113を介して圧力データを計測することによって得られる。或いは、本願の出願人が先に特願2003 - 300325号に記載されているような方法を用いて圧力が計測されてもよい。

なお、歪み演算部105は、算出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や、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施し、処理後の弾性フレームデータを歪み値として出力してもよい。

【0015】

弾性画像構成部106は、階調化部とカラースキャンコンバータとから成る。階調化部は、歪み演算部105から入力される弾性フレームデータにおける各点の歪み値データを、例えば256段階の階調に割り振るために、8ビット構成の信号(階調データ)に丸め込み、8ビット構成(256段階)の階調データに変換する。例えば、歪み値が大きいデータは赤色コードに変換され、歪み値が小さいデータは青色コードに変換される。そして階調化部は、この変換された階調データをカラースキャンコンバータに出力する。

カラースキャンコンバータは、階調化部から入力される8ビット構成(256段階)の階調データに基づいて赤色、黄色、緑色、水色、青色などの色相を弾性フレームデータに付与する。そしてカラースキャンコンバータは、この色相と予めカラースケール構成部110で設定されたカラースケールとに基づいて、弾性フレームデータの色付けを行い弾性画像として出力する。

以下、歪み又は弾性率を纏めて組織弾性量又は組織弾性信号と記載する。

【0016】

(第1の実施形態)

次に本発明の超音波診断装置の第1の実施形態を説明する。本実施形態は、複数のフレーム間で超音波信号の変位量を検出するための相関窓の大きさを制御することにより、弾性画像の少なくとも精度が異なる複数の取得モードを設ける。

【0017】

一般的な検査手順は、広範囲の領域から短時間で診断部位の探索と特定が行われ、その後特定された診断部位の精査が行われる。この操作手順に従って、本実施形態では、弾性画像を取得する取得モードとして、診断部位の精査に適した精検モードの他に、広範囲の領域から短時間で診断部位の探索と特定に適したスクリーニングモードを備える。更に各取得モードを細分化して3以上の取得モードを備えても良い。これにより、スクリーニングモードにより探触子を素早く移動させて連続的に弾性画像を取得することで、短時間で診断部位の探索と特定が行われる。このスクリーニングモードにより患部の発見、つまり診断すべき部位が特定されると、次に精検モードに切り替えられて、特定された診断部位の高画質な弾性画像が取得されて、精密な診断に供されることになる。

【0018】

本実施形態の一実施例を図2を用いて説明する。図2は、リニア型の探触子を用いて走査線202を平行に移動させて得られる断層画像201内の領域で、組織弾性量が算出されて弾性画像203が描出される例を示している。

歪み演算部105は、点206-1における超音波信号の変位量を検出するために、現時相フレームにこの点206-1を含む相関窓205-1と探索範囲204-1(点線)とを設定し、過去時相フレームにおいてこの探索範囲204-1内で相関窓205-1と同じ大きさの相関窓205-2を移動させながら、相関窓205-1と相関窓205-2との間で相関値を求めることにより、2つのフレーム間での点206-1における超音波信号の変位量を算出する。

【 0 0 1 9 】

つまり、歪み演算部105は、現時相フレームにおいて相関窓205-1の位置を固定し、過去時相フレームにおいて相関窓205-2を探索範囲204-1内で1ピクセルずつ前後左右に移動させながら、それぞれの位置で2フレーム間で相関窓205-1と相関窓205-2内の超音波信号の相関値を求める。図2は、探索範囲204-1右上の相関窓205-21が探索範囲204-1左下の相関窓205-22に移動した例を示している。そして、相関値が最大となる場合の、現時相フレームにおける相関窓205-1の位置に対する過去時相フレームにおける相関窓205-2の位置との差、つまり、点206-1を含む微小領域の移動量と移動方向がその点206-1における超音波信号の変位量とされる。なお、過去時相フレームにおいて相関窓205-2を固定し、現時相フレームにおいて相関窓205-1を探索範囲204-1内で移動させながら相関値を求めても良い。

以降は、点206を移動させながら上述の処理を繰り返して、各点における超音波信号の変位量が求められる。図2は、次の繰り返し段階において、点206-1が点206-2に移動されて、その点206-2において新たに探索範囲204-2(1点鎖線)が設定されている例を示している。

【 0 0 2 0 】

以上の変位量を求める処理において、相関窓が大きくなると、相関値を演算する演算量が増加するので変位量を算出するための演算時間が長くなる。その結果、組織弾性量を求めるための演算時間も長くなるので、弾性画像のフレームレートが低下することになる。一方、相関窓が大きくなると、相関値を演算する領域が広がるのでマッチングの精度が向上する。その結果、変位量の算出精度が向上するので、弾性画像の精度も向上する。逆に、相関窓が小さくなると、変位量を求める演算量が減少して弾性画像のフレームレートが向上することになる。しかし、変位量の算出精度が低下するので、弾性画像の精度も幾分低下することになる。

【 0 0 2 1 】

以上のことから、相関窓の大きさが制御されることよって、弾性画像の精度が制御されることが理解される。また、相関窓の大きさが制御されることよって、弾性画像のフレームレートも制御されることが理解される。これにより、検査目的に対応して相関窓の大きさを制御することにより、検査目的に好適となるように弾性画像の精度とフレームレートとを制御することが可能になる。

【 0 0 2 2 】

例えば、歪み演算部105は、スクリーニングモードでは、相関窓を小さくすることにより、フレームレートを高めることを優先させて精度は劣るが弾性画像を描出しやすくし、広範囲の領域から短時間で診断部位の探索と特定を行えるようにすることができる。一方、歪み演算部105は、精検モードでは、相関窓を大きくすることにより、フレームレートよりも高精度な弾性画像を描出できることを優先させることよって、診断部位に関する精度の高い診断を行える様にする事ができる。

【 0 0 2 3 】

具体的には、スクリーニングモードでは、相関窓の大きさを5ピクセル×1ピクセルとすることにより、弾性画像のフレームレートを60F/S程度とすることができる。これは一般的な超音波診断に十分なフレームレートである。また、精検モードでは、相関窓の大きさを30ピクセル×3ピクセルとすることにより、スクリーニングモードよりも高精度な弾性画像を描出することができる。このとき、弾性画像のフレームレートは10F/S程度となる。

なお、歪み演算部105は、相関窓の大きさをより細かく制御することにより、上記2つの取得モードをより細分化した取得モードを有することが可能になる。

10

20

30

40

50

【0024】

以上、説明したように本実施形態によれば、相関窓の大きさを制御することによって、弾性画像の少なくとも精度が異なる複数の取得モードを設けることが可能になり、検査目的に対応して取得モードを使い分けることが可能になる。

【0025】

(第2の実施形態)

次に本発明の超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。本実施形態は、複数のフレーム間で超音波信号の変位量を検出するための探索範囲の広さを制御することにより、弾性画像の少なくとも画質が異なる複数の取得モードを設ける。

本実施形態においても、前述の第1の実施形態と同様に、弾性画像を取得する取得モードとして、精検モードの他にスクリーニングモードを含む複数の取得モードを備え、以下の本実施形態の説明においても、これら2つの取得モードを例にして説明する。

【0026】

本実施形態の一実施例も、前述の第1の実施形態の一実施例の説明と同様に、図2を用いて説明する。

歪み演算部105は、前述したように、点206-1における超音波信号の変位量を検出するために、この点206-1を含む現時相フレームの相関窓205-1と探索範囲204-1とを設定し、過去時相フレームにおいてこの探索範囲204-1内で相関窓205-1と同じ大きさの相関窓205-2を移動させながら、相関窓205-1と相関窓205-2との間で相関値を求めることにより、2つのフレーム間での点206-1における超音波信号の変位量を算出する。

【0027】

以上の変位量を求める処理において、探索範囲が広くされると、相関窓を移動させる回数が増加するので、変位量を算出するための演算量と演算時間が増加する。その結果、組織弾性量を求めるための演算時間も増加するので、弾性画像のフレームレートが低下することになる。一方、探索範囲が広くされると、より広い範囲で相関値の演算によるマッチングが行われるので、超音波信号の大きな変位も捕捉されることになる。その結果、変位量の算出精度が向上するので、弾性画像のアーチファクトが低減して画質が向上することになる。

逆に、探索範囲が狭くされることにより、変位量を求める演算量が減少して弾性画像のフレームレートが向上することになる。しかし、変位量の算出精度が低下するので弾性画像のアーチファクトが増加して画質も幾分低下する可能性がある。

【0028】

以上のことから、探索範囲の広さが制御されることによって、弾性画像の画質つまり弾性画像に含まれるアーチファクト量が制御されることが理解される。また、探索範囲の広さが制御されることによって、弾性画像のフレームレートも制御されることが理解される。これにより、検査目的に対応して探索範囲の広さを制御することにより、検査目的に好適となるように弾性画像の画質(つまり、弾性画像に含まれるアーチファクト量)とフレームレートとを制御することが可能になる。

【0029】

例えば、歪み演算部105は、スクリーニングモードでは、探索範囲を狭くすることにより、画質よりもフレームレートを高めることを優先させて弾性画像を描出しやすくし、広範囲の領域から短時間で診断部位の探索と特定を行えるようにすることができる。一方、歪み演算部105は、精検モードでは、探索範囲を広くすることにより、フレームレートよりもアーチファクトが低減された高画質な弾性画像を描出できることを優先させることによって、診断部位に関する精度の高い診断を行える様にすることができる。

【0030】

具体的には、精検モードでは、探索範囲の広さを10ピクセル×1ピクセルとすることにより、弾性画像のフレームレートを60F/S程度とすることができる。また、精検モードでは、探索範囲の広さを100ピクセル×1ピクセルとすることにより、スクリーニングモードよりも高画質な弾性画像を描出することができる。このとき、弾性画像のフレームレート

10

20

30

40

50

は6F/S程度となる。

なお、歪み演算部105は、探索範囲の広さをより細かく制御することにより、上記2つの取得モードをより細分化した取得モードを有することが可能になる。

【0031】

以上、説明したように本実施形態によれば、探索範囲の広さを制御することによって、弾性画像の少なくとも画質が異なる複数の取得モードを設けることが可能になり、検査目的に対応して取得モードを使い分けることが可能になる。

【0032】

(第3の実施形態)

次に本発明の超音波診断装置の第3の実施形態を説明する。本実施形態は、複数のフレーム間で超音波信号の変位量を検出するために設定される探索範囲の移動間隔を制御することにより、つまり組織弾性量の算出の間引き方を制御することにより、弾性画像の空間分解能とフレームレートの内の少なくとも一方が異なる複数の取得モードを設ける。

本実施形態においても、前述の第1の実施形態と同様に、弾性画像を取得する取得モードとして、精検モードの他にスクリーニングモードを含む複数の取得モードを備え、以下の本実施形態の説明においても、これら2つの取得モードを例にして説明する。

【0033】

本実施形態の第1の実施例を説明する。本実施例は、図2の探索範囲204を走査線方向(つまり深度方向)に移動させる間隔を制御することにより、つまり組織弾性量の算出の間引き方を走査線方向に制御することにより、弾性画像の空間分解能とフレームレートの内の少なくとも一方を制御する例である。探索範囲204を走査線方向に移動させる間隔を制御することは、具体的には、組織弾性量を算出する点数を走査線方向に間引くその間引き方を制御することを意味する。つまり、探索範囲204の移動間隔を広くすることは、組織弾性量の算出の間引き量を多くすること、つまり組織弾性量の算出を疎にすることであり、逆に探索範囲204の移動間隔を狭くすることは、組織弾性量の算出の間引き量を少なくすること、つまり組織弾性量の算出を密にすることである。従って、組織弾性量の算出が密にされた領域の空間分解能は向上し、逆に疎にされた領域の空間分解能は低下することになる。

【0034】

図3を用いて本実施例を説明する。図3は、走査線方向における組織弾性量を算出する点の間引き方を異ならせることによって、スクリーニングモードと精検モードとの間で弾性画像の空間分解能とフレームレートの内の少なくとも一方を異ならせる例を示している。図3の記号301は超音波信号を、記号302は算出された組織弾性量が反映された組織弾性信号を表している。

【0035】

図3(a)は、精検モードでの組織弾性量を算出する点の間引き方の一例である。精検モードでは、高空間分解能な弾性画像が好ましいために、弾性画像構成部106は、走査線上の全ての超音波信号を用いて組織弾性量を算出する。つまり、弾性画像構成部106は、走査線上の超音波信号毎に、前後のフレーム間でその超音波信号の変位量を検出して組織弾性量を求め、弾性画像を構成する。従って、このような精検モードでの弾性画像の空間分解能は向上することになる。しかし、各点の組織弾性量の算出には膨大な計算量が必要であり、更に走査線上の全ての超音波信号毎に組織弾性量が算出されるので、精検モードでの弾性画像のフレームレートは低下することになる。具体的には、この精検モードでは15F/S程度のフレームレートとなる。

【0036】

一方、スクリーニングモードでは、弾性画像構成部106は、組織弾性量を算出する点数を間引いて弾性画像を構成するための演算量を低減させることによって、弾性画像のフレームレートを向上させて、短時間で診断部位が探索・特定されるようにする。しかし、スクリーニングモードでは、組織弾性量の算出が間引かれた領域の空間分解能が低下することになる。このようにしてフレームレートの向上が優先されたスクリーニングモードの具

10

20

30

40

50

体例を図3(b)～(d)に示す。

【0037】

図3(b)は、走査線方向に均等な間隔で組織弾性量の算出が間引かれるスクリーニングモード(均等)を示す。

このモードでは、弾性画像構成部106は、走査線上の超音波信号4点中1点を任意に選択して、その点において組織弾性量を算出する。したがって、このスクリーニングモード(均等)では、図3(a)に示されている精検モードと比較して、弾性画像構成部106は1/4の信号処理量で1フレームの弾性画像を構成することができる。つまり、スクリーニングモード(均等)では、弾性画像のフレームレートが向上し、短時間で弾性画像の表示更新が行われる。しかし、このスクリーニングモード(均等)での弾性画像の空間分解能は低下し、前

10

【0038】

なお、図3(b)の例では、走査線上の超音波信号4点中1点を選択され、その点においてのみ組織弾性量が算出される間引きが行われているが、組織弾性量の算出を行う走査線上の超音波信号の選択は、3点中1点、或いは、2点中1点等の間引き率で行われてもよい。また、走査線上で等間隔の間引きではなく、フレーム内の1/4等の点が無作為に選択されて、その点の組織弾性量の算出が行われてもよい。

【0039】

図3(c)は、走査線上の中間深度部303において組織弾性量が密に算出され、浅い深度部と深い深度部において組織弾性量が疎に算出されるスクリーニングモード(中間深度部)を示す。

20

このスクリーニングモード(中間深度部)では、例えば、弾性画像構成部106は、中間深度部303では、走査線方向に連続する5点で組織弾性量を算出し、それらの組織弾性量が算出された点群の隣の1点では組織弾性量を算出せずに間を置いて、その隣の点では組織弾性量を1点算出する。そして、その点の隣の連続する2点では組織弾性量を算出せずに間を置いて、その隣の点では組織弾性量を1点算出する。このように、弾性画像構成部106は、中間深度部303から浅い深度部、或いは深い深度部に向かうにつれて、組織弾性量の算出頻度を徐々に疎にする。従って、このスクリーニングモード(中間深度部)でも、図3(a)に示される精検モードと比べて、少ない信号処理量で1フレームの弾性画像が構成されることになるので、弾性画像のフレームレートが向上する。また、組織弾性量の算出が疎にされた領域の空間分解能は低下するが、密にされた領域の空間分解能は図3(a)に示される精検モードと同程度となる。

30

【0040】

一般的に、癌等の病変組織が中間深度部に位置するように描出されるために、主に断層画像の中間部において密に組織弾性量が算出されて高空間分解能となるスクリーニングモード(中間深度部)は、診断に好都合となる。

【0041】

図3(d)は、走査線上の深い深度部304において組織弾性量が密に算出され、浅い深度部と中間深度部において組織弾性量が疎に算出されるスクリーニングモード(深い深度部)を示す。

40

このスクリーニングモード(深い深度部)では、例えば、弾性画像構成部106は、深い深度部では、走査線方向に連続する5点で組織弾性量を算出し、それらの組織弾性量が算出された点群の隣の1点では組織弾性量を算出せずに間を置いて、その隣の点では組織弾性量を1点算出する。そして、その点の隣の2点では組織弾性量を算出せずに間を置いて、その隣の点では組織弾性量を1点算出する。このように、弾性画像構成部106は、深い深度部から浅い深度部に向かうにつれて、組織弾性量の算出頻度を徐々に疎にする。なお、浅い深度部では、組織弾性量302が算出されないように設定されてもよい。従って、このスクリーニングモード(深い深度部)でも、図3(a)に示される精検モードと比べて、少ない信号処理量で1フレームの弾性画像が構成されることになるので、弾性画像のフレームレートが向上する。また、前述のスクリーニングモード(中間深度部)と同様に、組織弾性量の算

50

出が疎にされた領域の空間分解能は低下するが、密にされた領域の空間分解能は図3(a)に示される精検モードと同程度となる。

【0042】

なお、上記スクリーニングモード(深い深度部)とは逆に、浅い深度部から深い深度部に向かうにつれて、組織弾性量の算出頻度が徐々に疎にされるスクリーニングモード(浅い深度部)でも良い。

【0043】

以上の、組織弾性量の算出頻度を疎にされた領域においては、組織弾性量が実際に算出されなかった点における組織弾性量は、近傍の算出された組織弾性量を用いて補間によって求められる。補間処理は、実際の組織弾性量の算出よりもより遙かに少ない演算量となるので、弾性画像のフレームレートに影響を与えることは無い。

10

【0044】

また、弾性画像構成部106は、上述のスクリーニングモード(中間深度部)とスクリーニングモード(深い深度部)或いはスクリーニングモード(浅い深度部)とを連続的に切り替えて組織弾性量の算出を行っても良い。このような連続的な切り替えによって、弾性画像構成部106は、フレームレートを高めつつフレーム全体の弾性画像を表示させることができる。

或いは、操作者の操作卓112からの入力に従って、組織弾性量が密に算出される領域又は疎に算出される領域が移動されてもよい。例えば、操作者は、より浅い深度部において組織弾性量を密に算出したい場合に、密領域303, 304を走査線方向の上方に移動させる。逆に、操作者は、より深い深度部において組織弾性量を密に算出したい場合に、密領域303, 304を走査線方向の下方に移動させる。この密領域303, 304の移動に対応して、移動後の密領域303, 304から浅い深度部、或いは深い深度部に向かうにつれて、組織弾性量の算出頻度が徐々に疎にされることになる。なお、上述の例では、密領域303, 304を移動させる例を説明したが、逆に密領域303, 304以外の疎領域が移動されても良い。

20

【0045】

このようにして、組織弾性量が密に算出される領域又は疎に算出される領域が断層画像上において移動させられることにより、腹部・前立腺等の診断部位の位置或いは探触子の種類により組織弾性量が密に算出されるべき深度が異なる場合にも柔軟に対応して、スクリーニングモードは高いフレームレートで弾性画像の構成と表示が可能となる。

30

【0046】

以上のように、走査線方向に組織弾性量の算出が間引かれることによって、フレームレートが向上されたスクリーニングモードを実現することが可能になり、短時間で診断部位の探索と特定が可能になる。

【0047】

次に、本実施形態の第2の実施例を説明する。本実施例は、図2の探索範囲204をラスタ方向(走査線方向に略直交する方向)に移動させる間隔を制御することにより、つまり組織弾性量の算出の間引き方をラスタ方向に制御することにより、弾性画像の空間分解能とフレームレートの内の少なくとも一方を制御する例である。探索範囲204をラスタ方向に移動させる間隔を制御することは、具体的には組織弾性量を算出する点数をラスタ方向に間引くその間引き方を制御することを意味する。そして、前述の第1の実施例と同様に本実施例においても、組織弾性量の算出が密にされた領域の空間分解能は向上し、逆に疎にされた領域の空間分解能は低下することになる。

40

【0048】

図4を用いて本実施例を説明する。図4は、コンベックス型の探触子を用いて得られる断層画像において、組織弾性量の算出がラスタ方向に間引かれたスクリーニングモードを示す。組織弾性量が算出される走査線を走査線401、組織弾性量が算出されない走査線を走査線402として示す。図4に示す実施例は、超音波2走査線の内、1走査線における組織弾性量の算出が間引かれたスクリーニングモードである。ただし、2走査線毎のみならず3以上の走査線毎に1走査線の組織弾性量の算出が間引かれても良い。このようにして弾性画

50

像のフレームレートを向上させることができる。ただし、組織弾性量の算出を間引かれた走査線近傍の領域の空間分解能は低下する。つまり、組織弾性量の算出を間引かれる走査線の割合が高められるほど、弾性画像のフレームレートが向上し、逆に空間分解能は低下することになる。

【0049】

ラスタ方向の組織弾性量の算出の間引き方の別例としては、フレームの中央部では、組織弾性量の算出頻度を密(つまり、ラスタ方向の間引きを疎)にし、フレームの両端に行くに従って組織弾性量の算出頻度を徐々に疎(つまり、ラスタ方向の間引きを密)にすることもできる。あるいは、フレームのいずれか一方の側の領域では、組織弾性量の算出頻度を密にし、フレームの反対側の領域に行くに従って組織弾性量の算出頻度を徐々に疎にすることもできる。なお、徐々に疎にされて最後は組織弾性量の算出がされないようにしてもよい。

10

【0050】

また、前述の第1の実施例と同様に、組織弾性量の算出を間引かれた走査線における組織弾性量は、実際に組織弾性量が算出された近傍の走査線の組織弾性量を用いて補間によって求められる。そして、この補間処理がフレームレートに影響を与えることは実質的に無いことも、前述の第1の実施例と同様である。

【0051】

以上のように、ラスタ方向に組織弾性量の算出が間引かれることによって、フレームレートが向上されたスクリーニングモードを実現することが可能になり、短時間で診断部位の探索と特定が可能になる。

20

【0052】

また、本実施例のラスタ方向に組織弾性量の算出を間引かれたスクリーニングモードと図3(a)に示した精検モードとを切り替えることにより、図3に示す前述の第1の実施例と同様に、短時間で診断部位の探索・特定と、診断部位の高精度な診断が可能になる。

【0053】

さらに、第1の実施例の走査線方向の間引きによるスクリーニングモードと、第2の実施例のラスタ方向の間引きによるスクリーニングモードとを混在させて任意に切り替えて行われるスクリーニングモードでも良い。例えば、図3(b)と図4のスクリーニングモードが交互に切り替えられて実行されても良い。これにより、走査線方向とラスタ方向の間引きが交互に行われることになる。或いは、走査線方向の間引きとラスタ方向の間引きとが同時に行われても良い。これらにより、走査線方向とラスタ方向における組織弾性量の算出の間引きが略均等に行われて、弾性画像の画質を等方的にすることが可能になる。

30

【0054】

以上迄の、フレームレートを向上させることができる各実施例のスクリーニングモードにおいては、そのフレームレートを例えば約25~30F/Sとすることができ、前述の精検モードの約1.5倍以上のフレームレートを実現することができる。

【0055】

ここで、フレームレート向上の効果を具体的に説明する。例えば組織が荒く圧迫された様な場合に、その組織が図2に示される探索範囲204以上に変位してしまう場合も生じる。そのような場合には、相関窓205による超音波信号の変位が検出されないか、又は超音波信号が異なる位置に変位したものと誤認されてしまい、それぞれ組織弾性量が算出されないか、又は誤った組織弾性量となってしまう。

40

【0056】

そこで、前述のスクリーニングモードでフレームレートを向上させることにより、時間的に隣接する2フレーム間の時間間隔が短くなる。そのため、その時間間隔内での組織の変位間隔も短くなるので、超音波信号の変位も探索範囲204内となる。従って、早く変位する超音波信号であっても、探索範囲204内でその変位を補足することができるようになり、組織弾性量の算出精度を向上させることができる。つまり、例えば粗い圧迫による、

50

生体組織の速い動きがあっても、精度良く組織弾性量を算出して弾性画像を構成することが可能になる。

【0057】

この高フレームレートのスクリーニングモードで癌等の腫瘍部が見つかったら、スクリーニングモードから精検モードに切り替えられて、その腫瘍部の精査が行われる。この切り替えは、例えば操作卓112からの入力指示により弾性画像構成部106が行う。スクリーニングモードから精検モードへの切り替えによって、操作者は、診断部位の発見とその高精細な硬さ分布の取得及び正確な診断を短時間で行うことができる。

【0058】

図6に取得モード切り替え一例を示す。図6は、コンベックス型探触子を用いて得られた断層画像601内に弾性画像を算出するフレーム602が設定されて、そのフレーム602において弾性画像が表示されている例を示している。なお、603は固い組織の一例である癌を示したものであり、弾性画像602は癌603の領域の固さを識別して別の色相で表示している例を示している。この例では、スクリーニングモードと精検モードの選択を行うためのメニューが画面上に表示され、いずれかのメニューが選択されることにより、その取得モードが選択される例を示している。この取得モードの選択は、例えば操作卓112からの入力指示により行われる。選択中の取得モードは円604で示されている。或いは、その取得モードの文字列がハイライト表示されても良い。図6では、スクリーニングモード1が選択されていることが示されている。このとき、前述のいずれかの実施形態で説明されたスクリーニングモードで弾性画像が描出されることになる。一方、精検モード2が選択された場合は、前述のいずれかの実施形態で説明された精検モードで弾性画像が描出されることになる。

【0059】

以上説明したように、本実施形態によれば、複数のフレーム間で超音波信号の移動量を検出するために設定される探索範囲の移動量を制御することにより、つまり、走査線方向とラスタ方向の内の少なくとも一方の組織弾性量の算出の間引き方を制御することにより、弾性画像の空間分解能とフレームレートの内の少なくとも一方が異なる複数の取得モードを設けることが可能になり、検査目的に対応して取得モードを使い分けることが可能になる。

【0060】

(第4の実施形態)

次に本発明の超音波診断装置の第4の実施形態を説明する。本実施形態は、複数の時系列元弾性画像を用いて出力弾性画像を構成する際に、出力弾性画像の画質とフレームレートの内の少なくとも一方が異なる複数のモードを設ける。

本実施形態においても、前述の第1の実施形態と同様に、弾性画像を取得する取得モードとして、精検モードの他にスクリーニングモードを含む複数の取得モードを備え、以下の本実施形態の説明においても、これら2つの取得モードを例にして説明する。

【0061】

本実施形態の一実施例を図5を用いて説明する。弾性画像の滑らかな動画表示を行うために、弾性画像構成部106は、FIRフィルターやIIRフィルターを用いて過去の数フレームの時系列元弾性画像データから演算により出力弾性画像を構成する。

【0062】

図5は、過去6フレームの時系列元弾性画像データを用いて出力弾性画像を構成するFIRフィルター方式を示している。各元弾性画像における画質の数値は、その値が高いほど高画質であることを表す数値であり、元弾性画像に含まれるアーチファクトの含有率に反比例する数値である。この画質を表す数値の求め方は後述する。また、各元弾性画像に付帯している $T(T-i < T-j; i < j)$ は、その元弾性画像が取得された相対的な過去に遡る時間を示している。

【0063】

フィルターを用いて時系列元弾性画像から出力弾性画像が構成される際には、以下の3

10

20

30

40

50

つの条件が満たされるように出力弾性画像が構成される。

(1) 所定の閾値以上の画質数値を有する元弾性画像のみが用いられる。

(2) 最新の元弾性画像の画質数値が所定の閾値以上である場合のみ、過去の数フレームの時系列元弾性画像から出力弾性画像が構成される。従って、最新の元弾性画像の画質数値が所定の閾値未満となった場合には、出力弾性画像が構成されず、CRT108に表示される画像は白黒断層画像のみとなる。

(3) 最新の元弾性画像がアーチファクトを含むと判定された場合には出力弾性画像が構成されない。弾性画像におけるアーチファクトについては後述する。

【 0 0 6 4 】

上記3つの条件を満足するように出力弾性画像を構成する際に、画質数値に対する閾値を検査目的に対応して制御することにより、出力弾性画像の画質とフレームレートの内の少なくとも一方を検査目的に適合させ得ることが、以下の各取得モードの説明により理解される。

【 0 0 6 5 】

スクリーニングモードでは、広範囲の領域から短時間で診断部位を探索するために、生体組織への粗い圧迫や探触子の素早い移動が伴うことになる。そのためスクリーニングモードでは、高画質よりも画像の描出し易さが求められる。そこで、スクリーニングモードでは、画質数値に対する閾値が低めに設定されることにより、出力弾性画像が構成される頻度が高められる。つまり出力弾性画像のフレームレートが高められる。フレームレートが高められることによって、荒い圧迫や素早い探触子移動による生体組織の素早い変位があっても、これに追従して弾性画像が描出されやすくなる。また、画質数値の閾値が低めに設定されることにより、より多くの元弾性画像が出力弾性画像の構成に用いられるため、出力弾性画像の画質が安定して高から中程度の画質となる。

【 0 0 6 6 】

図5(1)に示すスクリーニングモードでは、弾性画像構成部106が、画質閾値を50に設定し、過去6フレームの中で画質数値が閾値未満のT-3を除く5フレームで出力弾性画像を構成する例を示している。最新の元弾性画像T-0の画質数値が65で閾値以上であり、アーチファクトを含まないと判定されれば、出力弾性画像が構成されることになる。この場合、出力弾性画像の画質数値は、各元弾性画像の画質数値の加算平均となる場合には、76となる。直前のステップでも、元弾性画像T-1の画質数値が閾値以上の75なので、アーチファクトが含まれないと判定されるのであれば、出力弾性画像が構成されることになる。以下、同様にして過去のステップにおいても、画質数値が閾値以下である元弾性画像T-3のとき以外に出力弾性画像が構成されることになり、出力弾性画像のフレームレートは各元弾性画像が生成されるレートと殆ど同じになり、出力弾性画像のフレームレートは高くなる。

【 0 0 6 7 】

一方、精検モードでは、高画質な弾性画像を取得して診断部位の精密な検査を行うために、その診断部位に対して精密且つ緩やかな圧迫が行われることになる。そのため、精検モードでは、高画質が求められる。そこで精検モードでは、画質数値の閾値が高めに設定されることにより、高画質な元弾性画像のみが用いられて高画質の出力弾性画像が構成される。これにより、精密な検査を行うことが可能になる。また、画質数値の閾値が高められることによって出力弾性画像が構成される頻度が低下するので、精検モードでのフレームレートが低下することになる。しかし、精検モードでは、診断部位の精密な検査を行うために、探触子102がその診断部位に向けて緩やかに圧迫されることになるので、生体組織の変位も緩やかになる。従って、フレームレートが低下しても、特に診断部位の描出とその診断には支障無いことになる。

【 0 0 6 8 】

図5(2)に示す精検モードでは、弾性画像構成部106が閾値を90に設定して、過去6フレーム中で画質数値が閾値以上のT-2、T-5のみで出力弾性画像を構成する例を示している。最新の元弾性画像T-0の画質数値が65で閾値未満であるので、出力弾性画像が構成されない。直前のステップでも元弾性画像T-1の画質数値が75で閾値未満であるので、出力弾性画

10

20

30

40

50

像が構成されない。元弾性画像T-2が最新の元弾性画像であった時に、その画質数値が閾値以上の90であるので、アーチファクトが含まれないと判定されるのであれば、同じく画質数値が閾値以上の元弾性画像T-5を含んで、出力弾性画像が構成されることになる。この場合、出力弾性画像の画質数値は、T-2、T-5のみの画質数値の加算平均となる場合には、92.5となる。また、出力弾性画像のフレームレートは、元弾性画像が生成されるフレームレートの約1/3と低くなる。

上記2つの取得モードの切り替えは、例えば、前述の図6で説明したように画像上に切り替えメニューが表示されて、操作者による操作卓112からの入力により切り替えられるようにする。

【0069】

10

以上の2つの取得モードにおける画質数値に対する閾値は、対象部位や使用される探触子に対応して変更されてもよい。対象部位や探触子の種類は選択されるボディーマークに反映されるので、例えば、図6に示すようにボディーマーク605(図は、ボディーマークの一例である腹部ボディーマークが選択されてCRTに表示された例を示している。)が選択されたときに、その選択されたボディーマークの種類に対応して閾値が変更されても良い。具体的には、乳線を対象とする場合は、その組織を安定して歪ませることが出来るので高画質を得やすい。そこで、乳線のボディーマークが選択された時には、スクリーニングモードでの閾値を50とし、精検モードでの閾値を90とすることができる。また、前立腺を対象とする場合は、その組織を圧迫し難いために画質が低下する可能性がある。そこで、前立腺のボディーマークが選択された時には、スクリーニングモードでの閾値を40とし、精検モードでの閾値を75とすることができる。また、腹部を対象とする場合は、その組織は歪み難いので画質が低下する可能性がある。そこで、腹部のボディーマークが選択された時には、スクリーニングモードでの閾値を40とし、精検モードでの閾値を60とすることができる。

20

或いは、操作者による操作卓112からの入力により、各モードの閾値が設定される様にしてよい。

【0070】

次に、画質を示す数値の求め方について説明する。前述したように、歪み演算部105は、2フレーム分の断層画像データに対し相関処理を施し、過去時相フレームの断層画像データに対する現時相フレームの断層画像データの変位量分布を求めて変位フレームデータとして生成する。そして、この変位量分布に対して空間微分処理を施して、現時相フレームの各点における歪み量又は弾性率を算出し弾性画像データとする。変位量がプラスの傾きを有していればプラスの歪み量、マイナスの傾きを有していればマイナスの歪み量となる。

30

【0071】

さらに、歪み演算部105は、1フレーム内においてプラスの歪み量を持った組織弾性データ数とマイナスの歪み量を持った組織弾性データ数との比率をエラー比率として求める。つまり、

$$\text{エラー比率} = (A - B) / (A + B) \times 100(\%)$$

A プラスの歪み量を持った組織弾性データ数

B マイナスの歪み量を持った組織弾性データ数

(2)

40

とする。

【0072】

このエラー比率は、弾性画像におけるアーチファクトの有無判定に用いられる。弾性画像におけるアーチファクトは、生体組織への圧迫の仕方に関係し、特に被検体101に対し探触子102を一定に押さないときに発生するスパイクノイズに起因する。例えば、探触子102で生体組織を下方方向に押し続けているにもかかわらず、生体組織が上方方向に変位してマイナスの変位量が発生している場合に、スパイクノイズが発生する。このエラー比率が例えば-20%、つまりマイナスの歪み量を持った組織弾性データ数がプラスの歪み量を持った組織弾性データ数よりも有意に多い場合、この弾性画像にはアーチファクトが含まれるものと

50

判定される。アーチファクトを有すると判定された元弾性画像は、出力弾性画像を構成するためのフィルター演算から排除される。

【0073】

以上の各数値から画質数値は例えば以下の(3)式により求めることができる。

$$\begin{aligned} \text{画質数値} = & 50 \times \text{ (フレーム内歪み量の平均) / 規格化定数1} \\ & + 30 \times \text{ (エラー比率) / 規格化定数2} \\ & + 20 \times \text{ (フレーム内歪み量の分散) / 規格化定数3} \end{aligned} \quad (3)$$

ここで規格化定数1~3は所定の定数であって、それぞれ(フレーム内歪み量の平均)、(エラー比率)、及び(フレーム内歪み量の分散)を規格化するための定数である。上記計算式(3)により、画質数値は、100以下の値となる。なお、上記(3)式は、3種類の数値を用いて算出する例を示しているが、3種類の数値の内の少なくとも一つを用いて画質数値が算出されてもよい。

【0074】

また、上記(3)式に示された画質数値を求めるための計算式における各係数の値は、前述の閾値の場合と同様に、対象部位や使用される探触子に対応して変更されてもよい。対象部位や探触子の種類は選択されるボディーマークに反映されるので、例えば、選択されるボディーマークに対応して各係数の値が変更されても良い。具体的には、乳線のボディーマークが選択された場合には、乳線組織が柔らかく圧迫されやすいので、上記の値が高めとなる。そのため、の係数を小さくすることが好ましいので、

$$\text{画質数値} = 40 \times \text{ (フレーム内歪み量の平均) / 規格化定数1} + 30 \times \text{ (エラー比率) / 規格化定数2} + 30 \times \text{ (フレーム内歪み量の分散) / 規格化定数3} \quad (4)$$

とすることができる。また、前立腺のボディーマークが選択された場合には、前立腺への圧迫が行い難くなるので、上記、の各数値がバランスよく評価されることが好ましい。そこで、

$$\text{画質数値} = 50 \times \text{ (フレーム内歪み量の平均) / 規格化定数1} + 25 \times \text{ (エラー比率) / 規格化定数2} + 25 \times \text{ (フレーム内歪み量の分散) / 規格化定数3} \quad (5)$$

とすることができる。また、腹部のボディーマークが選択された場合には、腹部組織は均質であるが多少固めであるので上記の値が低めとなる。そのため、の係数を大きくすることが好ましいので、

$$\text{画質数値} = 60 \times \text{ (フレーム内歪み量の平均) / 規格化定数1} + 30 \times \text{ (エラー比率) / 規格化定数2} + 10 \times \text{ (フレーム内歪み量の分散) / 規格化定数3} \quad (6)$$

とすることができる。

【0075】

以上説明したように、本実施形態によれば、複数の時系列元弾性画像を用いて出力弾性画像を構成する際に、出力弾性画像の構成に採用されるための元弾性画像の画質閾値を制御することによって、出力弾性画像の画質又はフレームレートの内の少なくとも一方が異なる複数の取得モードを設けることが可能になり、検査目的に対応して取得モードを使い分けることが可能になる。

【0076】

以上迄が、本発明の超音波診断装置における各実施形態の説明である。しかし、本発明の超音波診断装置は、上記実施形態の説明で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で他の形態を取り得る。

例えば、前述の各実施形態はそれぞれ独立に実施できるが、任意の2以上の実施形態を組み合わせることによって、スクリーニングモードにおける弾性画像のフレームレートをさらに向上させてもよい。或いは、精検モードの画質をさらに向上させてもよい。

【0077】

具体的には、スクリーニングモードよりも、組織弾性量を算出するための相関窓を大きくすること、組織弾性量を算出するための探索範囲を広くすること、組織弾性量を算出するための探索範囲の移動間隔を狭くすること、の内の少なくとも一つを精検モードにおいて行うことによって複数の元弾性画像を取得し、元弾性画像毎にその画質を表す画質数値を求め、スクリーニングモードよりも高い閾値以上の画質数値を有する1以上の元弾性画像を用いて、スクリーニングモードよりも高画質で低フレームレートの弾性画像を出力す

ることができる。

【0078】

或いは、精検モードよりも、組織弾性量を算出するための相関窓を小さくすること、組織弾性量を算出するための探索範囲を狭くすること、組織弾性量を算出するための探索範囲の移動間隔を広くすること、の内の少なくとも一つをスクリーニングモードにおいて行うことによって複数の元弾性画像を取得し、元弾性画像毎にその画質を表す画質数値を求め、精検モードよりも低い閾値以上の画質数値を有する1以上の元弾性画像を用いて、精検モードよりも低画質で高フレームレートの弾性画像を出力することができる。

また、スクリーニングモードとして、弾性画像のフレーム幅を走査線方向とラスタ方向の少なくとも一方に縮めてもフレームレートを向上させても良い。

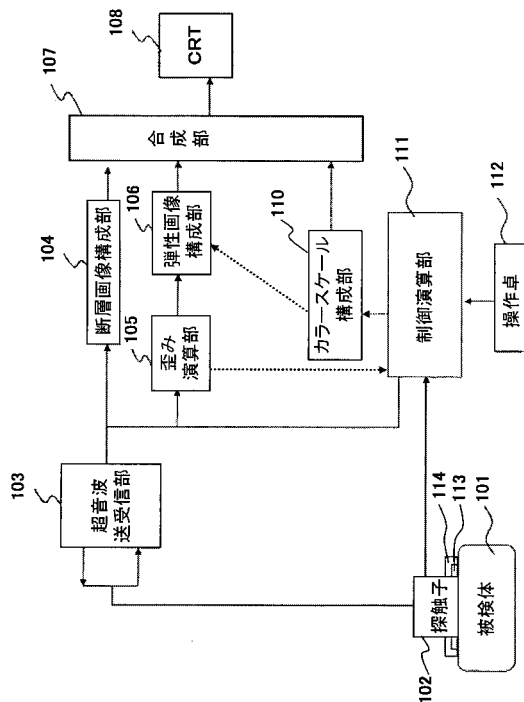
10

【0079】

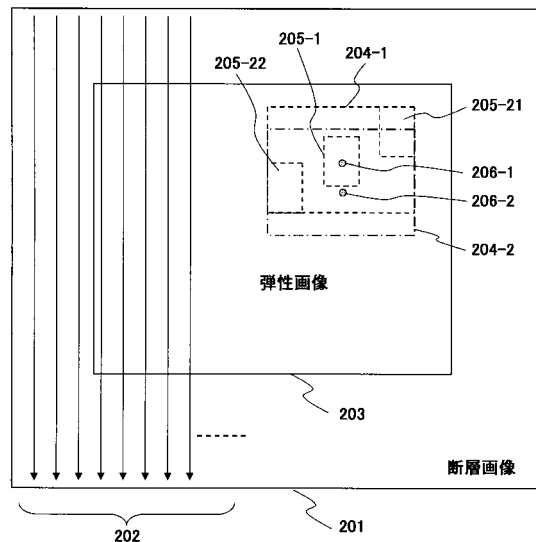
なお、上記の他に相関窓を複数同時に設定し精検モードとスクリーニングモードを同一画面で実施する事も可能である。

さらに、段階的に画面の指定部位に向かってフレームレートや閾値などを変更していくモードなども可能である。つまり、画面の指定範囲が精検モードでその周辺が徐々にスクリーニングモードに変わって行くモードなどである。当然このようなモードにおいても診断部位を特定したのちに精検モードに切り換える、等の処理が可能である。

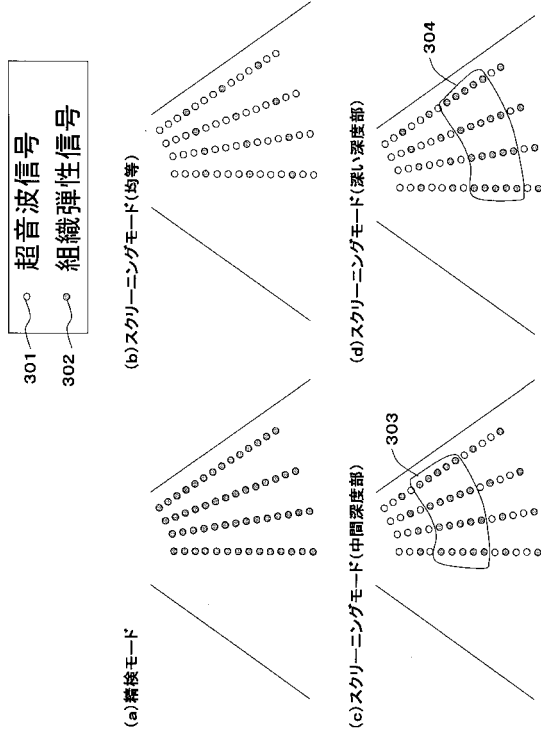
【図1】



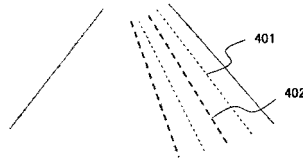
【図2】



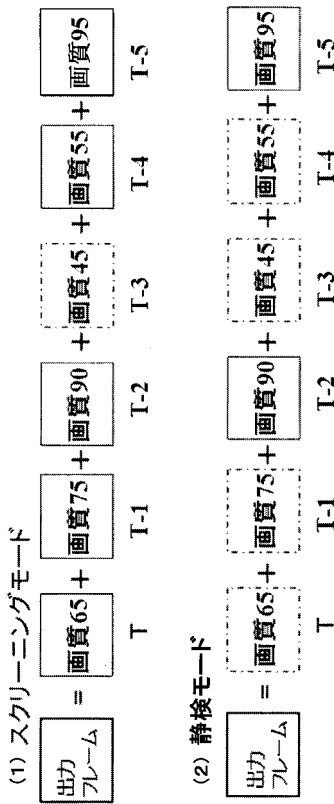
【 図 3 】



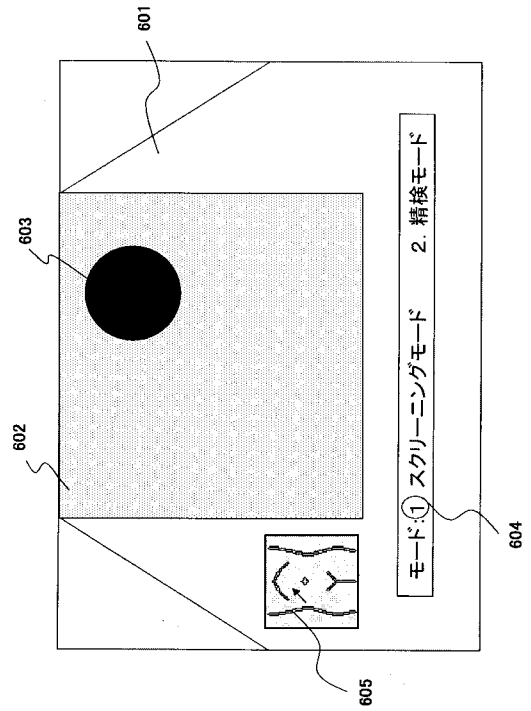
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-027941(JP,A)
特開2004-057653(JP,A)
特開2003-135466(JP,A)
特開平05-269129(JP,A)
特開平10-277030(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4762144B2	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	JP2006531902	申请日	2005-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	脇康治 村山直之		
发明人	脇 康治 村山 直之		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52042 G01S7/52074 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/08		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	2004245017 2004-08-25 JP		
其他公开文献	JPWO2006022238A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在具有获取断层图像和弹性图像的功能的超声诊断设备中，除了精细检查模式之外，还可以应对筛选模式，从而可以获取适合于每个检查目的的弹性图像。为此，本发明的超声波诊断装置包括断层图像获取装置，用于将超声波从探头发送到对象，接收与超声波的发送相对应的反射回波信号，并获取断层图像。一种弹性图像获取装置，具有用于通过基于反射的回波信号获得对象的生物组织的组织弹性量来获得弹性图像的第一获取模式，用于至少显示弹性图像的显示装置其中，弹性图像获取单元包括与第一获取模式不同的第二获取模式。

【图2】

