

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4999969号
(P4999969)

(45) 発行日 平成24年8月15日(2012.8.15)

(24) 登録日 平成24年5月25日(2012.5.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)A 6 1 B 8/08
G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-158869 (P2010-158869)
 (22) 出願日 平成22年7月13日(2010.7.13)
 (65) 公開番号 特開2012-19873 (P2012-19873A)
 (43) 公開日 平成24年2月2日(2012.2.2)
 審査請求日 平成23年3月3日(2011.3.3)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 谷川 俊一郎

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 松谷 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームにおいて、該エラーフレームについて算出された前記物理量に基づく弾性画像に代えて表示される所定の代替弾性画像の表示と非表示とを、所定の複数フレームにおける非エラーフレームの割合又はエラーフレームの割合に基づいて制御する表示画像制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記所定の複数フレームは、現フレームを含む直近の複数のフレームであ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】

前記所定の複数フレームは、現フレームを含まない直近の複数のフレームであ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】

前記所定の代替弾性画像は、複数フレームの弾性画像を加算して得られた画像であることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記エラーフレームの判定部を有し、該判定部は、判定対象のフレームの弾性画像が、

10

20

生体組織の弾性を適切に反映した画像であるかという観点に基づいて、エラーフレームであるか否かの判定を行なうことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量の算出を行なうものであり、

前記超音波診断装置にあっては、前記物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、該物理量平均部による算出値を、予め設定された前記物理量の平均値と比較する比較部と、をさらに備えており、

前記判定部は、前記比較部による比較結果に基づいて前記判定を行なう

10

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量の算出を行なうものであり、

前記超音波診断装置にあっては、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部をさらに備えており、

前記判定部は、前記相関係数平均部で得られた平均値に基づいて前記判定を行なう

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量の算出を行なうものであり、

20

前記超音波診断装置にあっては、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出する比算出部と、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、をさらに備え、

前記判定部は、前記乗算部による算出値に基づいて前記判定を行なう

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

30

前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって、前記物理量として正負の符合を伴う物理量の算出を行なうものであり、

前記判定部は、一のフレームにおける前記正負の符号の割合に基づいて前記判定を行なう

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記判定部は、各画素についてエラー画素であるか否かの判定を行ない、一のフレームにおけるエラー画素又は非エラー画素の割合に基づいてエラーフレームであるか否かの判定を行なうことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記判定部は、各画素について算出された前記物理量に基づいて、エラー画素であるか否かの判定を行なうことを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって各画素について前記物理量の算出を行なうものであり、

前記判定部は、各画素について行なわれた相関演算における相関係数に基づいてエラー画素であるか否かの判定を行なう

ことを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 13】

前記表示画像制御部は、非エラーフレームについては、該非エラーフレームについて算出された前記物理量に基づく弾性画像を表示することを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

コンピュータに、

生体組織に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出機能と、

所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームにおいて、該エラーフレームについて算出された前記物理量に基づく弾性画像に代えて表示される所定の代替弾性画像の表示と非表示とを、所定の複数フレームにおける非エラーフレームの割合又はエラーフレームの割合に基づいて制御する表示画像制御機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

通常の B モード画像と、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像とを合成して表示させる超音波診断装置が、例えば特許文献 1 などに開示されている。この種の超音波診断装置において、弾性画像は次のようにして作成される。まず、生体組織に対し、例えば超音波プローブによる圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行ってエコーを取得する。そして、得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出し、この物理量を色相情報に変換してカラーの弾性画像を作成する。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の歪みなどを算出している。

【0003】

ところで、圧迫動作から弛緩動作に変わるとき、あるいはその反対に弛緩動作から圧迫動作に変わるときは、圧迫動作も弛緩動作もなされない瞬間が存在することがある。また、特に慣れていない操作者が操作を行なう場合には圧迫及びその弛緩が弱いことがある。このように圧迫又は弛緩の度合いが足りず、生体組織の変形が不十分な場合には、相関演算の算出値が生体組織の弾性の違いに応じた差となって現れないことがある。この場合、算出された物理量は、生体組織の弾性を正確に反映したものとならない。

【0004】

一方、圧迫とその弛緩の度合いが過剰である場合には、生体組織に横ずれが生じることがある。このような場合に取得されたエコー信号には横ずれによるノイズが含まれ、相関演算における相関係数が低くなるおそれがある。また、圧迫とその弛緩の度合いが過剰であると、生体組織の変形が大きすぎ、二つのエコー信号に設定される相関ウィンドウのマッチングがとれず相関係数が低くなるおそれがある。ここで、相関演算における相関係数が低くなると、生体組織の弾性を正確に反映した物理量を得ることができない。

【0005】

また、超音波の反射体が少ない領域や送信超音波が減衰によって到達しにくい生体組織の深部などにおいては、エコー信号の強度が不十分となる。このように信号強度が不十分なエコー信号についての相関演算の相関係数は低くなる。また、前記超音波プローブの圧迫とその弛緩の方向が超音波の音線方向と一致していない場合、上述の横ずれが生じるため、このような状態で取得されたエコー信号についての相関演算の相関係数も低くなる。従って、これらの場合にも、生体組織の弾性を正確に反映した物理量を得ることができない。

【0006】

10

20

30

40

50

以上のように、生体組織の弾性を正確に反映していない物理量が得られ、このような物理量に基づいて作成された弾性画像は、実際の生体組織の弾性を反映した画像になっていない。従って、生体組織の弾性を正確に把握することができないおそれがある。そこで、特許文献2に示すように、エコー信号の信頼度に基づいてフレーム単位で重み付け係数を設定して、複数フレームのデータを重み付け加算して作成された代替弾性画像を表示する超音波診断装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第3932482号公報

10

【特許文献2】特開2010-99378号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、複数フレームのデータを重み付け加算して作成された代替弾性画像をいかなる場合にも表示すると不都合な場合もある。例えば、エコー信号の信頼度が低いエラーフレームの割合が大きい状況においても、複数フレームのデータを加算して作成された代替弾性画像を表示させ続けることは適切ではない。そこで、適切な状況下においてのみ、エラーフレームの弾性画像に代えて、所定の代替弾性画像を表示することができる超音波診断装置及びその制御プログラムが望まれている。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述の課題を解決するためになされた第1の観点の発明は、生体組織に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームにおいて、該エラーフレームについて算出された前記物理量に基づく弾性画像に代えて表示される所定の代替弾性画像の表示と非表示とを、所定の複数フレームにおける非エラーフレームの割合又はエラーフレームの割合に基づいて制御する表示画像制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

30

第2の観点の発明によれば、第1の観点の発明において、前記所定の複数フレームは、現フレームを含む直近の複数のフレームであることを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第3の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記所定の複数フレームは、現フレームを含まない直近の複数のフレームであることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第4の観点の発明は、第1～3のいずれか一の観点の発明において、前記所定の代替弾性画像は、複数フレームの弾性画像を加算して得られた画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

40

第5の観点の発明は、第1～4の観点の発明において、前記エラーフレームの判定部を有し、該判定部は、判定対象のフレームの弾性画像が、生体組織の弾性を適切に反映した画像であるかという観点に基づいて、エラーフレームであるか否かの判定を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第6の観点の発明によれば、第5の観点の発明において、前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量の算出を行なうものであり、前記超音波診断装置にあっては、前記物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、該物理量平均部による算出値を、予め設定された前記物理量の平均値と比較する比較部と、をさらに備えており、前記

50

判定部は、前記比較部による比較結果に基づいて前記判定を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】

第7の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量の算出を行なうものであり、前記超音波診断装置にあっては、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部をさらに備えており、前記判定部は、前記相関係数平均部で得られた平均値に基づいて前記判定を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0016】

第8の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量の算出を行なうものであり、前記超音波診断装置にあっては、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出する比算出部と、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、をさらに備え、前記判定部は、前記乗算部による算出値に基づいて前記判定を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0017】

第9の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって、前記物理量として正負の符号を伴う物理量の算出を行なうものであり、前記判定部は、一のフレームにおける前記正負の符号の割合に基づいて前記判定を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0018】

第10の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記判定部は、各画素についてエラー画素であるか否かの判定を行ない、一のフレームにおけるエラー画素又は非エラー画素の割合に基づいてエラーフレームであるか否かの判定を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0019】

第11の観点の発明は、第10の観点の発明において、前記判定部は、各画素について算出された前記物理量に基づいて、エラー画素であるか否かの判定を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0020】

第12の観点の発明は、第10の観点の発明において、前記物理量算出部は、同一音線上の時間的に異なるエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって各画素について前記物理量の算出を行なうものであり、前記判定部は、各画素について行なわれた相関演算における相関係数に基づいてエラー画素であるか否かの判定を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0021】

第13の観点の発明は、第1～12のいずれか一の観点の発明において、前記表示画像制御部は、非エラーフレームについては、該非エラーフレームについて算出された前記物理量に基づく弾性画像を表示することを特徴とする超音波診断装置である。

【0022】

第14の観点の発明は、コンピュータに、生体組織に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出機能と、所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームにおいて、該エラーフレームについて算出された前記物理量に基づく弾性画像に代えて表示される所定の代替弾性画像の表示と非表示

10

20

30

40

50

とを、所定の複数フレームにおける非エラーフレームの割合又はエラーフレームの割合に基づいて制御する表示画像制御機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0023】

上記観点の発明によれば、所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像に代えて表示される所定の代替弾性画像の表示と非表示とが、所定の複数フレームにおける非エラーフレームの割合又はエラーフレームの割合に基づいて制御されるので、適切な状況においてのみ、前記代替弾性画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0024】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】歪みの算出を説明するための図である。

【図3】Bモード画像データ及び弾性画像データの作成の説明図である。

【図4】第一実施形態の超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図5】図1に示す超音波診断装置における表示部の表示の一例を示す図である。

【図6】図1に示す超音波診断装置における表示部の表示の他例を示す図である。

【図7】図1に示す超音波診断装置における表示部の表示の他例を示す図である。

20

【図8】比算出部で用いられる関数のグラフを示す図である。

【図9】本発明における超音波診断装置の実施の形態の作用を示すフローチャートである。

【図10】図8のステップS3における割合判定部による判定を説明するための図である。

【図11】図8のステップS3における割合判定部による判定と、ステップS4、S5における超音波画像の表示とを具体的に説明するための図である。

【図12】図8のステップS3における割合判定部による判定と、ステップS4、S5における超音波画像の表示とを具体的に説明するための図である。

【図13】図8のステップS3における割合判定部による判定と、ステップS4、S5における超音波画像の表示とを具体的に説明するための図である。

30

【図14】第二実施形態における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図15】第三実施形態における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図16】第四実施形態における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図17】第五実施形態における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

まず、第一実施形態について図1～図13に基づいて説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、Bモードデータ処理部4、物理量データ処理部5、表示制御部6、表示部7、操作部8、制御部9及びHDD(Hard Disk Drive)10を備える。

40

【0026】

前記超音波プローブ2は、生体組織に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。この超音波プローブ2を生体組織の表面に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返したり、この超音波プローブ2から生体組織へ音響放射圧を加えたりして、生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なって取得されたエコーデータに基づいて、後述のように弾性画像が作成される。

【0027】

50

前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波の走査を行なう。また、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信部 3 で信号処理されたエコー信号は、前記 B モード画像処理部 4 及び前記弾性画像処理部 5 に出力される。

【 0 0 2 8 】

前記 B モードデータ処理部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行なって B モードデータを作成する。B モードデータは、前記 B モードデータ処理部 4 から前記表示制御部 6 へ出力される。

【 0 0 2 9 】

前記物理量データ処理部 5 は、前記送受信部 3 から出力されたエコーデータに基づいて、生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出して物理量データを作成する（物理量算出機能）。前記物理量データ処理部 5 は、例えば特開 2 0 0 8 - 1 2 6 0 7 9 号公報に記載されているように、一の走査面における同一音線上の時間的に異なるエコーデータに相関ウィンドウを設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記弾性に関する物理量を画素毎に算出し、一フレーム分の物理量データを作成する。前記物理量データ処理部 5 は、前記弾性に関する物理量として、本例では歪み S_t を算出する。前記物理量データ処理部 5 は、本発明における物理量算出部の実施の形態の一例であり、また前記物理量算出機能は本発明における物理量算出機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 0 】

前記歪み S_t の算出の一例について詳しく説明する。前記物理量データ処理部 5 は、図 2 に示すように、フレーム (i) , ($i i$) に属するエコー信号のそれぞれに相関ウィンドウを設定する。具体的には、前記物理量データ処理部 5 は、前記フレーム (i) に属するエコー信号に相関ウィンドウ W_1 を設定し、前記フレーム ($i i$) に属するエコー信号に相関ウィンドウ W_2 を設定する。これら相関ウィンドウ W_1 , W_2 は一画素に対応する。そして、前記物理量データ処理部 5 は、前記相関ウィンドウ W_1 , W_2 間で相関演算を行なって前記歪み S_t を算出する。

【 0 0 3 1 】

ここで、図 2 において、前記フレーム (i) , ($i i$) は、複数本の音線上において取得されたエコー信号からなる。図 2 では、前記フレーム (i) における複数本の音線の一部として、五本の音線 L_{1a} , L_{1b} , L_{1c} , L_{1d} , L_{1e} が示され、また前記フレーム ($i i$) において前記音線 $L_{1a} \sim L_{1e}$ に対応する音線として、音線 L_{2a} , L_{2b} , L_{2c} , L_{2d} , L_{2e} が示されている。すなわち、前記音線 L_{1a} 及び前記音線 L_{2a} 、前記音線 L_{1b} 及び前記音線 L_{2b} 、前記音線 L_{1c} 及び前記音線 L_{2c} 、前記音線 L_{1d} 及び前記音線 L_{2d} 、前記音線 L_{1e} 及び前記音線 L_{2e} は、異なる二つのフレームに属し、時間的に異なる同一音線に該当する。また、図 2 において $R(i)$, $R(ii)$ は、後述する弾性画像表示領域 R (図 5 , 6 参照) に対応する領域を示している。

【 0 0 3 2 】

例えば、前記音線 L_{1c} 上のエコー信号に、前記相関ウィンドウ W_1 として相関ウィンドウ W_{1c} が設定され、前記音線 L_{2c} 上のエコー信号に、前記相関ウィンドウ W_2 として相関ウィンドウ W_{2c} が設定されたとする。前記物理量データ処理部 5 は、前記相関ウィンドウ W_{1c} , W_{2c} 間で相関演算を行ない、歪み S_t を算出する。前記物理量データ処理部 5 は、前記音線 L_{1c} , L_{2c} 上において、前記領域 $R(i)$, $R(ii)$ の上端 1 0 0 から下端 1 0 1 まで相関ウィンドウ W_{1c} , W_{2c} を順次設定し、歪み S_t を算出する。また、前記物理量データ処理部 5 は、前記領域 $R(i)$, $R(ii)$ 内の他の音線についても同様にして歪み S_t を算出する。

【 0 0 3 3 】

ここで、前記物理量データ処理部 5 によって算出される歪み S_t は、生体組織が変形する方向に応じた正負の符号を伴って算出される。例えば、生体組織が圧縮される方向である場合には主に負の符号の変位が算出され、その反対に生体組織が圧縮前の状態に戻る場合には主に正の符号の変位が算出される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

ちなみに、図 3 に示すように、異なる二つのフレーム (i) , (i i) に属するエコー信号から一フレーム分の後述する弾性画像データが作成される。一方で、後述の B モード画像データは、前記フレーム (i) , (i i) のいずれかのエコー信号から作成される。

【 0 0 3 5 】

前記表示制御部 6 には、前記 B モードデータ処理部 4 からの B モードデータ及び前記物理量データ処理部 5 からの物理量データが入力されるようになっている。前記表示制御部 6 は、図 4 に示すようにメモリ 6 1 1、B モード画像データ作成部 6 1 2、弾性画像データ作成部 6 1 3、表示画像制御部 6 1 4、物理量平均部 6 1 5、比算出部 6 1 6、エラー判定部 6 1 7、割合判定部 6 1 8 を有している。

10

【 0 0 3 6 】

前記メモリ 6 1 1 には、前記 B モードデータ及び前記物理量データが記憶される。これら B モードデータ及び物理量データは、音線毎のデータとして前記メモリ 6 1 1 に記憶される。ちなみに、後述するように、スキャンコンバータにより B モード画像データに走査変換される前の前記 B モードデータ及び弾性画像データに走査変換される前の前記物理量データをローデータ (Raw Data) と云うものとする。

【 0 0 3 7 】

前記メモリ 6 1 1 は、例えば RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) などの半導体メモリで構成されている。ちなみに、前記 B モードデータ及び前記物理量データは、前記 HDD 1 0 に記憶されるようになっているもよい。

20

【 0 0 3 8 】

前記 B モード画像データ作成部 6 1 2 は、前記 B モードデータについてスキャンコンバータによる走査変換を行ない、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有する B モード画像データに変換する。前記 B モード画像データは例えば 2 5 6 階調の輝度情報を有する。

【 0 0 3 9 】

前記弾性画像データ作成部 6 1 3 は、スキャンコンバータによる走査変換を行ない、前記物理量データを歪みに応じた色相情報を有するカラー弾性画像データに変換する。前記カラー弾性画像データは例えば 2 5 6 階調の色相情報を有する。

【 0 0 4 0 】

前記表示画像制御部 6 1 4 は、表示画像制御機能を実行するものであり、図 5 ~ 図 7 に示す超音波画像 G 1 , G 2 , G 3 のいずれかの超音波画像を前記表示部 7 に表示する。前記表示画像制御部 6 1 4 は、後述するように非エラーフレームについては、前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データを加算処理することによって合成し、前記表示部 7 に表示する超音波画像 G 1 の画像データを作成する。そして、前記表示画像制御部 6 1 4 は、前記画像データを、図 5 に示すように、白黒の B モード画像 B G とカラーの弾性画像 E G とが合成された超音波画像 G 1 として前記表示部 7 に表示する (表示画像制御機能) 。すなわち、非エラーフレームについては、この非エラーフレームについて算出された歪み S t に基づく弾性画像 E G と B モード画像 B G とが表示される。前記弾性画像 E G は、前記 B モード画像 B G に設定された弾性画像表示領域 R 内に半透明で (背景の B モード画像が透けた状態で) 表示される。

30

40

【 0 0 4 1 】

また、前記表示画像制御部 6 1 4 は、エラーフレームについては、このエラーフレームについて算出された歪み S t に基づく弾性画像 E G に代えて、図 6 に示すように所定の代替弾性画像 E G と前記 B モード画像 B G とを合成した超音波画像 G 2 を表示するか、図 7 に示すように、弾性画像 E G 及び代替弾性画像 E G は表示せずに B モード画像 B G のみからなる超音波画像 G 3 を表示する (表示画像制御機能) 。詳細は後述する。前記表示画像制御部 6 1 4 は、本発明における表示画像制御部の実施の形態の一例であり、また前記表示画像制御機能は本発明における表示画像制御機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 2 】

50

前記物理量平均部 615 は、弾性画像 E G における歪みの平均値 RSt_{AV} をフレーム毎に算出する。具体的には、前記物理量平均部 615 は、前記弾性画像 E G を表示する領域である弾性画像表示領域 R 内の各画素について算出された歪みの平均値 RSt_{AV} を算出する。ちなみに、歪み St は負になることもあることから、前記平均値 RSt_{AV} は負になることもあるものとする。前記物理量平均部 615 は、本発明における物理量平均部の実施の形態の一例である。

【0043】

ただし、前記物理量平均部 615 は、前記弾性画像作成領域 R (前記領域 R(i), R(ii)) 内において、歪み St を算出するための相関演算における相関係数 $C(0 \leq C < 1)$ が所定値以上である画素の歪み St の平均値 RSt_{AV} を算出してもよい。

10

【0044】

前記比算出部 616 は、歪みの平均の理想値 $IS t_{AV}$ に対する前記平均値 RSt_{AV} の比 $Ra = RSt_{AV} / IS t_{AV}$ を算出し、さらに (式 1) の演算を行なって算出値 Y をフレーム毎に算出する。

$$Y = 1 - |\log_{10} |Ra|| \cdots (\text{式 1})$$

前記比算出部 616 は、本発明における比較部及び比算出部の実施の形態の一例である。また、前記理想値 $IS t_{AV}$ は、本発明における予め設定された物理量の平均値の実施の形態の一例である。さらに、前記算出値 Y は、本発明における比較部の比較結果及び比算出部の算出値の実施の形態の一例である。

【0045】

20

ここで、前記理想値 $IS t_{AV}$ について説明する。生体組織の変形の度合いが小さすぎると、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を得ることができない。また、特に超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩によって生体組織を変形させる場合には、圧迫とその弛緩の度合いが過剰であると生体組織に横ずれが生じ、この状態で得られたエコー信号に基づく弾性画像は、生体組織の弾性をより正確に反映した画像にならない。従って、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を得るためには、生体組織を適度に変形させることが必要である。前記理想値 $IS t_{AV}$ は、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を得ることができる程度に適度に生体組織を変形させて超音波の送受信を行なった場合に、任意に設定される領域において得られる歪み St の平均値である。この理想値 $IS t_{AV}$ は、例えば実際の生体組織と同様に、腫瘍と同じ硬さの部分や正常組織と同じ硬さの部分などを有するファントム等を対象として実験を行ない、経験上得られる値である。また、この理想値 $IS t_{AV}$ は、操作者が前記操作部 8 において設定できるようにもよいし、デフォルトとして装置に記憶されていてもよい。

30

【0046】

前記 (式 1) について説明すると、この (式 1) は、前記比 Ra を 0 から 1 までの範囲にするためのものであり、この (式 1) で得られる Y は、前記理想値 $IS t_{AV}$ に対する前記平均値 RSt_{AV} の比と同等である。この (式 1) で表される関数をグラフで表すと、図 8 に示すグラフとなる。この図 8 に示すように、 $0 \leq Y < 1$ となる。

【0047】

また、 $0 \leq |Ra| < 1$ であるものとし、 $|Ra|$ がこの範囲を超えた場合、Y は零とする。

40

【0048】

前記比算出部 616 の算出値 Y は、弾性画像のクオリティを表す数値であり、この算出値 Y により、生体組織の弾性をどの程度正確に反映した弾性画像であるかを知ることができる。具体的には、算出値 Y が 1 に近くなるほど、弾性画像のクオリティとしては良好であることを意味し、一方で算出値 Y が 0 に近くなるほど、弾性画像のクオリティとしては悪くなることを意味する。ここで、弾性画像のクオリティが良好であるとは、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像であることを意味し、一方で弾性画像のクオリティが悪いとは、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像ではないことを意味する。

【0049】

50

算出値 Y と弾性画像のクオリティとの関係についてより詳細に説明すると、図 8 のグラフから分かるように、前記平均値 $RS t_{AV}$ が前記理想値 $IS t_{AV}$ と等しい場合（すなわち、 $|Ra|$ が 1）、算出値 Y は 1 となる。従って、算出値 Y が 1、または 1 に近い値であれば、生体組織の変形の程度が適切であり、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像が得られていることになる。

【0050】

一方で、前記平均値 $RS t_{AV}$ が前記理想値 $IS t_{AV}$ と離れた値になるほど（すなわち、 $|Ra|$ が 1 から離れた値になるほど）、算出値 Y は零に近づく。ここで、前記平均値 $RS t_{AV}$ が前記理想値 $IS t_{AV}$ と離れた値になるということは、生体組織の変形の程度が適切ではないことを意味する。従って、算出値 Y が零に近づくほど、生体組織の変形の程度が適切ではない結果、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像が得られていないことになる。

10

【0051】

前記エラー判定部 617 は、エラーフレームであるか否かを判定する。前記エラー判定部 617 は、各フレームにおけるエコー信号が、生体組織の弾性を適切に反映した弾性画像を得られるものであるかという観点に基づいて、エラーフレームであるか否かの判定を行なう。前記エラー判定部 617 は、本発明における判定部の実施の形態の一例である。

【0052】

ここで、上述のように前記算出値 Y により、弾性画像が生体組織の弾性をどの程度正確に反映した画像であるかが分かる。従って、本例において、前記エラー判定部 617 は、前記算出値 Y に基づいて、エラーフレームであるか否かを判定する。

20

【0053】

前記割合判定部 618 は、所定の複数フレームにおける非エラーフレームの割合を算出し、所定の割合以上であるか否かを判定する。詳細は後述する。

【0054】

前記表示部 7 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) など構成される。前記操作部 8 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。

【0055】

前記制御部 9 は、CPU (Central Processing Unit) を有して構成され、前記 HDD 10 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記物理量算出機能や前記表示画像制御機能などをはじめとする前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

30

【0056】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。まず、前記送受信部 3 が、前記超音波プローブ 2 から被検体の生体組織へ超音波を送信させ、そのエコー信号を取得する。この時、生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なう。生体組織を変形させる手法としては、例えば前記超音波プローブ 2 により、被検体への圧迫とその弛緩を繰り返す手法や、前記超音波プローブ 2 により被検体へ音響放射圧を加える手法などが挙げられる。

40

【0057】

エコー信号が取得されると、前記 B モードデータ処理部 4 が前記 B モードデータを作成し、また前記物理量データ処理部 5 が前記物理量データを作成する。さらに、前記 B モード画像データ作成部 612 が前記 B モード画像データを作成し、前記弾性画像データ作成部 613 が前記カラー弾性画像データを作成する。そして、前記表示画像制御部 614 は、前記表示部 7 に超音波画像 G1 ~ G3 のいずれかの超音波画像を表示する。

【0058】

前記超音波画像の表示について、図 9 のフローチャートに基づいて説明する。前記超音波診断装置 1 においては、フレーム毎に図 9 に示す処理を行い、前記超音波画像 G1 ~ G

50

3のいずれかの超音波画像を表示する。具体的に説明すると、先ず、ステップS1では、前記エラー判定部617は前記算出値Yに基づいてエラーフレームであるか否かの判定を行なう。具体的には、前記エラー判定部617は、前記算出値Yが閾値 Y_{TH} 以下である場合、エラーフレームであると判定する。

【0059】

前記閾値 Y_{TH} について説明すると、この閾値 Y_{TH} は、この閾値 Y_{TH} を超えるの算出値Yになっているフレームの弾性画像は、生体組織の弾性のある程度正確に表わしているとされる値に設定される。0 Y 1であるため、閾値 Y_{TH} も0以上1以下の範囲で設定される。前記閾値 Y_{TH} は、前記HDD10などに予め記憶されていてもよいし、操作者が前記操作部8において入力することによって設定されてもよい。

10

【0060】

前記ステップS1においてエラーフレームではないと判定された場合(ステップS1でNO)、ステップS2の処理へ移行する。一方、前記ステップS1においてエラーフレームであると判定された場合(ステップS1でYES)、ステップS3の処理へ移行する。

【0061】

前記ステップS2では、前記表示画像制御部614は前記超音波画像G1を表示する。一方、前記ステップS3では、前記割合判定部618は、所定の複数フレームとして、現フレームであるフレームFnを含む直近の複数フレーム、すなわち現在のフレームFnを含み、この現在のフレームFnから所定のフレーム数だけ時間的にさかのぼったフレームまでの複数フレームにおける非エラーフレームの割合を算出し、所定の割合以上であるか否かを判定する。非エラーフレームとは、算出値Yが前記閾値 Y_{TH} を超えるフレームである。例えば、前記割合判定部618は、所定の複数フレームとして、図10に示すように、現在のフレームFn及びこの現在のフレームFnから4フレーム前までのフレームF(n-1)、F(n-2)、F(n-3)、F(n-4)の合計5フレームにおける非エラーフレームの割合を算出する。そして、前記割合判定部618は、非エラーフレームの割合が5分のm(mは2, 3, 4のいずれか)以上であるか否かを判定する。

20

【0062】

前記ステップS3において、非エラーフレームの割合が所定の割合以上であると判定されれば(ステップS3においてYES)、ステップS4の処理へ移行する。一方で、前記ステップS3において、非エラーフレームの割合が所定の割合未満であると判定されれば(ステップS3においてNO)、ステップS5の処理へ移行する。前記ステップS4では、前記表示画像制御部614は、所定の代替弾性画像EGとBモード画像BGとを合成した超音波画像G2を表示する。一方、前記ステップS5では、前記表示画像制御部614は、Bモード画像BGのみからなる超音波画像G3を表示する。

30

【0063】

ここで、前記所定の代替弾性画像EGについて説明する。前記代替弾性画像EGは、複数フレームのカラー弾性画像データを重み付け加算処理して得られるデータに基づく画像である。この重み付け加算処理は、エラーフレームである現在のフレームFnを含む直近の複数フレームについて行なってもよいし、現在のフレームFnを含まない直近の複数フレームについて行なってもよい。重み付け加算処理においては、エラーフレームの重み付け係数を非エラーフレームよりも低くすることが好ましい。

40

【0064】

具体的に、前記ステップS3における前記割合判定部618による判定と、前記ステップS4, S5における超音波画像G2, G3の表示について、図11~図13に基づいて説明する。図11~図13において、実線が引かれたフレームは非エラーフレームであり、当該フレームの弾性画像EGとBモード画像BGとが合成された超音波画像G1が表示されたフレームであることを意味する。また、破線が引かれたフレームはエラーフレームであり、当該フレームのカラー弾性画像データに基づく弾性画像EGに代えて、前記代替弾性画像EGがBモード画像BGと合成された超音波画像G2が表示されたフレームであることを意味する。線が無いフレームはエラーフレームであり、Bモード画像のみから

50

なる超音波画像 G 3 が表示されたフレーム（弾性画像が表示されないフレーム）であることを意味する。

【 0 0 6 5 】

ここで、前記割合判定部 6 1 8 は、S 3 において、非エラーフレームの割合が 5 分の 2 以上であるか否かを判定するものとし、5 分の 2 以上であればステップ S 4 の処理へ移行し、5 分の 2 未満であればステップ S 5 の処理へ移行する。

【 0 0 6 6 】

図 1 1 において、フレーム F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$, $F(n-4)$ における非エラーフレームの割合は 5 分の 3 である。従って、ステップ S 4 の処理へ移行し、前記代替弾性画像 E G が表示された前記超音波画像 G 2 が表示される。また、図 1 2 において、フレーム F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$, $F(n-4)$ における非エラーフレームの割合は 5 分の 1 である。従って、ステップ S 5 の処理へ以降し、B モード画像 B G のみの前記超音波画像 G 3 が表示される。さらに、図 1 3 において、フレーム F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$, $F(n-4)$ における非エラーフレームの割合は 5 分の 2 である。従って、ステップ S 4 の処理へ移行し、前記代替弾性画像 E G が表示された前記超音波画像 G 2 が表示される。

【 0 0 6 7 】

図 1 1 ~ 図 1 3 についてさらに説明する。先ず、図 1 1 において、フレーム $F(n+1)$, $F(n+2)$ はエラーフレームである。フレーム $F(n+1)$, F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$ における非エラーフレームの割合は 5 分の 2 であり、フレーム $F(n+1)$ においては前記超音波画像 G 2 が表示される。一方、 $F(n+2)$, $F(n+1)$, F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$ における非エラーフレームの割合は 5 分の 1 であり、フレーム $F(n+2)$ においては前記超音波画像 G 3 が表示される。図 1 1 に示すように、フレーム $F(n-5) \sim F(n-2)$ までは、連続して非エラーフレームであったにもかかわらず、フレーム $F(n-1)$ 以降はエラーフレームになった場合、途中までは代替弾性画像 E G が表示されるものの、ある時点からは代替弾性画像 E G は表示されなくなる。

【 0 0 6 8 】

ここで、超音波画像を表示しながらスキャン位置を変えて腫瘍などの病変部を探すスクリーニングを行なう場合においては、B モード画像のみを観察することにより病変部を探したいという要請がある。従って、操作者が、スクリーニング時に、例えば前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩を一旦止めれば、前記算出値 Y は閾値 Y_{TH} 以下になり、図 1 1 に示すフレーム $F(n-1)$ 以降のフレームのようにエラーフレームが連続して、B モード画像 B G のみからなる超音波画像 G 3 を自動的に表示させることができる。従って、非エラーフレームの割合が所定の割合以上である適切な状況においてのみ前記代替弾性画像 E G を表示させることができる。

【 0 0 6 9 】

次に、図 1 2 において、フレーム $F(n-4) \sim F(n-2)$ はエラーフレームである。フレーム $F(n-4)$, $F(n-5)$, $F(n-6)$, $F(n-7)$, $F(n-8)$ における非エラーフレームの割合は 5 分の 1 であり、フレーム $F(n-4)$ においては前記超音波画像 G 3 が表示される。また、 $F(n-3)$, $F(n-4)$, $F(n-5)$, $F(n-6)$, $F(n-7)$ における非エラーフレームの割合は 5 分の 1 であり、フレーム $F(n-3)$ においては前記超音波画像 G 3 が表示される。また、 $F(n-2)$, $F(n-3)$, $F(n-4)$, $F(n-5)$, $F(n-6)$ における非エラーフレームの割合は 5 分の 1 であり、フレーム $F(n-2)$ においては前記超音波画像 G 3 が表示される。図 1 2 に示すように、飛び飛びで非エラーフレームになっている場合は、スクリーニングなどを行なっている最中に、操作者が意図せずに前記超音波プローブ 2 の圧迫及びその弛緩を行ってしまう場合が考えられる。このような場合であっても、B モード画像 B G のみからなる前記超音波画像 G 3 を表示させることができるので、スクリーニングの妨げになりにくい。以上より、非エラーフレームの割合が所定の割合以上である

適切な状況においてのみ前記代替弾性画像 E G を表示させることができる。

【0070】

次に、図13において、フレーム $F(n-8) \sim F(n-6)$ 、 $F(n-3)$ 、 $F(n-2)$ 、 $F(n+1)$ はエラーフレームである。前記フレーム $F(n-8) \sim F(n-6)$ 、 $F(n-3)$ 、 $F(n-2)$ においては、非エラーフレームの割合が5分の2以上になっており、前記超音波画像 G 2 が表示される。一方、前記フレーム $F(n+1)$ においては、非エラーフレームの割合が5分の1になっており、前記超音波画像 G 3 が表示される。図13に示すように、次第にエラーフレームの割合が増える場合、前記超音波プローブ2による圧迫とその弛緩を行なって弾性画像を表示させている状態から、スクリーニングへ移行する時である場合が考えられる。このような場合、非エラーフレームの割合が所定の割合以上である場合には、代替弾性画像 E G が表示されるものの、非エラーフレームの割合が所定の割合未満になると B モード画像 B G のみの表示になり、スクリーニングの妨げになりにくい。従って、適切な状況においてのみ前記代替弾性画像 E G を表示させることができる。

10

【0071】

以上説明した本実施形態によれば、非エラーフレームの割合が所定の割合以上である場合には、エラーフレームについて前記代替弾性画像 E G を表示するので、実際の生体組織の弾性をできるだけ正確に反映した弾性画像を表示させることができる。一方、非エラーフレームの割合が所定の割合以上ではなくなると、B モード画像 B G のみが表示されるので、エラーフレームの割合が増えた状況においては、代替弾性画像 E G を表示させ続けることを防止することができる。従って、適切な状況においてのみ代替弾性画像 E G を表示させることができる。

20

【0072】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について図14に基づいて説明する。なお、第一実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0073】

本例において、前記表示制御部 6 は、前記メモリ 6 1 1、前記 B モード画像データ作成部 6 1 2、前記弾性画像データ作成部 6 1 3、前記表示画像制御部 6 1 4、エラー判定部 6 1 7、割合判定部 6 1 8 のほか、相関係数平均部 6 1 9 を備えている。この相関係数平均部 6 1 9 は、本発明における相関係数平均部の実施の形態の一例である。

30

【0074】

前記相関係数平均部 6 1 9 は、前記物理量データ処理部 5 によって行なわれた各画素毎の相関演算における相関係数 C の前記弾性画像表示領域 R (前記領域 $R(i)$ 、前記 $R(i, i)$) における平均値 C_{AV} をフレーム毎に算出する。ここで、 $0 < C_{AV} < 1$ であるので、 $0 < C_{AV} < 1$ である。相関演算における相関係数は、1 に近づくほど生体組織の弾性をより正確に反映した変位を得ることができ、一方で零に近づくほど生体組織の弾性を正確に反映した変位を得ることができなくなる。従って、前記平均値 C_{AV} が 1 に近づくほど弾性画像 E G のクオリティが良好になり、一方で前記平均値 C_{AV} が零に近づくほど弾性画像 E G のクオリティが悪くなる。

40

【0075】

本例では、図9に示す前記ステップ S 1 において、前記エラー判定部 6 1 7 は前記相関係数 C の平均値 C_{AV} に基づいてエラーフレームであるか否かの判定を行なう。前記エラー判定部 6 1 7 は、前記平均値 C_{AV} が閾値 C_{TH} 以下である場合、エラーフレームであると判定する。

【0076】

ここで、上述のように前記相関係数 C により、前記弾性画像が生体組織の弾性をどの程度正確に反映した画像であるかが分かる。従って、本例では、前記エラー判定部 6 1 7 は、前記相関係数 C の平均値 C_{AV} に基づいてエラーフレームであるか否かの判定を行なう。

50

【0077】

前記閾値 C_{TH} について説明すると、この閾値 C_{TH} は、この閾値 C_{TH} を超える平均値 C_{AV} になっているフレームの弾性画像は、生体組織の弾性のある程度正確に表わしているとされる値に設定される。

【0078】

以上説明した第二実施形態においても、第一実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0079】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について図15に基づいて説明する。なお、第一、第二実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

10

【0080】

本例において、前記表示制御部6は、前記メモリ611、前記Bモード画像データ作成部612、前記弾性画像データ作成部613、前記表示画像制御部614、前記物理量平均部615、前記比算出部616、前記エラー判定部617、前記割合判定部618、前記相関係数平均部619のほか、乗算部620を有している。前記乗算部620は、本発明における乗算部の実施の形態の一例である。

【0081】

本例において、前記物理量平均部615は、前記弾性画像表示領域R(前記領域R(i), 前記領域R(ii))において、相関係数Cが所定値以上である相関演算が行なわれた画素(相関ウィンドウ)の歪みStの平均値 $RS t_{AV}$ を算出する。そして、前記比算出部616が前記平均値 $RS t_{AV}$ を前記平均値 $RS t_{AV}$ の代わりに用いて前記比Raを算出し、前記(式1)から前記算出値Yを算出する。また、前記相関係数平均部619は第二実施形態と同様に相関係数Cの平均値 C_{AV} を算出する。

20

【0082】

前記乗算部620は、前記比算出部616で得られた算出値Yと、前記相関係数平均部619で得られた相関係数Cの平均値 C_{AV} とを乗算し、乗算値Mを算出する。この乗算値Mはフレーム毎に算出される。

【0083】

前記乗算部620は、前記算出値Yと前記相関係数Cの平均値 C_{AV} とを乗算する時に、重み付けをして乗算してもよい。

30

【0084】

ここで、 $0 < Y < 1$ 、 $0 < C_{AV} < 1$ であるので、 $0 < M < 1$ となる。前記乗算値Mは、前記算出値Yと前記平均値 C_{AV} との乗算値であるため、乗算値Mが1に近づくほど弾性画像EGのクオリティが良好になり、一方で乗算値Mが零に近づくほど弾性画像EGのクオリティが悪くなる。

【0085】

本例では、図9に示す前記ステップS1において、前記エラー判定部617は前記乗算値Mに基づいてエラーフレームであるか否かの判定を行なう。前記エラー判定部617は、前記乗算値Mが閾値 M_{TH} 以下である場合、エラーフレームであると判定する。

40

【0086】

ここで、上述のように前記算出値Y及び前記相関係数Cにより、弾性画像が生体組織の弾性をどの程度正確に反映した画像であるかが分かるため、前記乗算値Mによっても、弾性画像が生体組織の弾性をどの程度正確に反映した弾性画像であるかが分かる。従って、本例では、前記エラー判定部617は、前記乗算値Mに基づいてエラーフレームであるか否かの判定を行なう。

【0087】

前記閾値 M_{TH} について説明すると、この閾値 M_{TH} は、この閾値 M_{TH} を超える乗算値Mになっているフレームの弾性画像は、生体組織の弾性のある程度正確に表わしているとされる値に設定される。

50

【 0 0 8 8 】

以上説明した第三実施形態においても、第一、二実施形態と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 8 9 】

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について図 1 6 に基づいて説明する。なお、第一～第三実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 9 0 】

本例において、前記表示制御部 6 は、前記メモリ 6 1 1、前記 B モード画像データ作成部 6 1 2、前記弾性画像データ作成部 6 1 3、前記表示画像制御部 6 1 4、前記エラー判定部 6 1 7、前記割合判定部 6 1 8 のほか、符号個数算出部 6 2 1 を有している。前記符号個数算出部 6 2 1 は、一のフレームにおいて画素毎に算出された歪み S_t について、正の符号の個数と負の符号の個数を求める。

10

【 0 0 9 1 】

本例では、図 9 に示す前記ステップ S 1 において、前記エラー判定部 6 1 7 は、正の符号の個数と負の符号の個数の割合に基づいてエラーフレームであるか否かの判定を行なう。具体的には、以下の(式 2)又は(式 3)のいずれか一方の条件を満たせば、そのフレームを非エラーフレームであると判定し、一方で(式 2)及び(式 3)のいずれの条件も満たさない場合、そのフレームをエラーフレームであると判定する。

正の個数 $> x \times$ 負の個数 \cdots (式 2)

20

負の個数 $> x \times$ 正の個数 \cdots (式 3)

ただし、(式 2)及び(式 3)において、 $x = 1$ である。この x は操作者が前記操作部 8 において入力されて設定されてもよいし、予め前記 HDD 1 0 などに記憶されていてもよい。

【 0 0 9 2 】

ここで、一のフレームにおける歪み S_t の符号の割合と弾性画像 EG のクオリティとの関係について説明する。例えば、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩が適切になされていれば、一のフレームにおける歪み S_t の符号の割合としては、正又は負のいずれか一方の符号の割合が大きくなる。しかし、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩の方向が適切でなく、生体組織に横ずれなどが生じている場合には、一のフレームにおける歪み S_t の符号の割合は、正又は負のいずれか一方に偏らず、双方の符号の割合が拮抗したものになってくる。従って、正負の符号の割合により、弾性画像が生体組織の弾性をどの程度正確に反映した画像であるかが分かる。以上より、(式 2)及び(式 3)のいずれの条件も満たさない場合には、正負の符号の割合が拮抗するものになることから、そのフレームをエラーフレームと判定することにしたものである。

30

【 0 0 9 3 】

以上説明した第四実施形態においても、第一～第三実施形態と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 9 4 】

(第五実施形態)

40

次に、第五実施形態について図 1 7 に基づいて説明する。なお、第一～第四実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 9 5 】

本例において、前記表示制御部 6 は、前記メモリ 6 1 1、前記 B モード画像データ作成部 6 1 2、前記弾性画像データ作成部 6 1 3、前記表示画像制御部 6 1 4、エラー判定部 6 1 7、割合判定部 6 1 8 を有する。

【 0 0 9 6 】

本例では、図 9 に示す前記ステップ S 1 において、前記エラー判定部 6 1 7 は、前記第一～第四実施形態とは異なり、先ず一のフレームの前記弾性画像作成領域 R (前記領域 R (i), R (i i)) 内における各画素についてエラー画素であるか否かの判定を行なう

50

。そして、エラーと判定された画素（エラー画素）又はエラーと判定されなかった画素（非エラー画素）の割合に基づいて、エラーフレームであるか否かを判定する。

【0097】

本例では、前記エラー判定部617は、各画素毎に算出された歪み S_t に基づいてエラー画素であるか否かの判定を行なう。例えば、前記エラー判定部617は、歪み S_t が、予め設定された所定の範囲内にはエラー画素と判定する。或いは、前記エラー判定部617は、前記弾性画像作成領域 R （前記領域 $R(i)$ ，前記領域 $R(ii)$ ）内の歪み S_t の統計分布に基づいて、各画素についてエラー画素であるか否かを判定してもよい。このように歪み S_t の統計分布に基づいて判定を行なう場合には、例えば歪み S_t の統計分布において、上位の p パーセント又は下位の p パーセントに属する歪みが算出された画素をエラーとしてもよい。なお、 p は任意に設定される値である。

10

【0098】

以上説明した第五実施形態においても、第一～第四実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0099】

次に、第五実施形態の変形例について説明する。この変形例では、前記エラー判定部617は、各画素について行なわれた相関演算における相関係数 C に基づいてエラー画素であるか否かの判定を行なう。例えば、前記エラー判定部617は、相関係数 C が、所定値以下である場合にはエラー画素と判定する。

【0100】

20

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記割合判定部618は、非エラーフレームの割合ではなく、エラーフレームの割合を算出し、このエラーフレームの割合が所定の割合以下であるか否かを判定してもよい。この場合、前記表示画像制御部614は、エラーフレームの割合が所定の割合以下なら、前記所定の代替弾性画像 E_G とBモード画像 B_G とを合成した超音波画像 G_2 を表示し、エラーフレームの割合が所定の割合を超えていれば、Bモード画像 B_G のみからなる超音波画像 G_3 を表示してもよい。

【0101】

また、前記各実施形態において、非エラーフレームについては、そのフレームのデータのみに基づく弾性画像 E_G が表示されるようになっているが、現フレームである非エラーフレームのカラー弾性画像データを、この現フレームの直前のフレームにおいて表示された弾性画像のカラー弾性画像データと重み付け加算して得られたデータに基づく弾性画像を表示するようにしてもよい。この場合、非エラーフレームについての重み付け係数は、エラーフレームについて重み付け加算処理を行なう場合におけるエラーフレームの重み付け係数よりも大きい値に設定する。

30

【0102】

また、重み付け加算処理はカラー弾性画像データを対象にするのではなく、このカラー弾性画像データに走査変換される前の物理量データを対象にして行ってもよい。

【0103】

また、前記物理量データ処理部5は、生体組織の弾性に関する物理量として、歪みの代わりに生体組織の変形による変位や弾性率などを算出してもよく、また他の公知の手法によって生体組織の弾性に関する物理量を算出してもよい。

40

【0104】

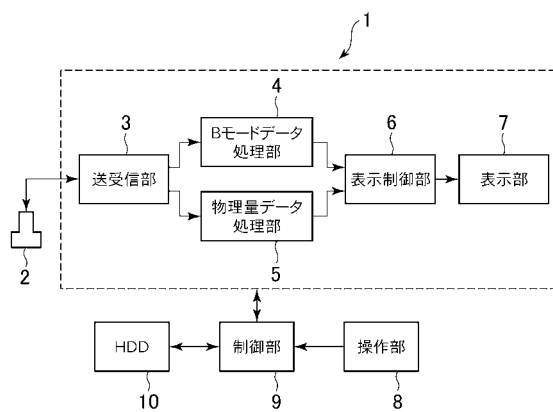
さらに、前記割合判定部618は、所定の複数フレームとして、現フレームであるフレーム F_n を含まない直近の複数フレーム、すなわち現在のフレーム F_n を含まず、この現在のフレーム F_n から所定のフレーム数だけ時間的にさかのぼったフレームまでの複数フレームにおける非エラーフレーム又はエラーフレームの割合を算出してもよい。

【符号の説明】

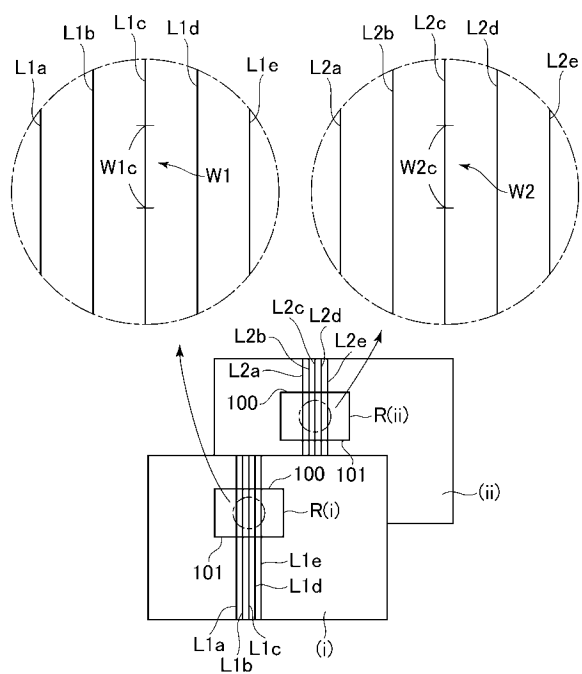
【0105】

- 5 物理量データ処理部（物理量算出部）
- 6 1 4 表示画像制御部
- 6 1 5 物理量平均部
- 6 1 6 比算出部
- 6 1 7 エラー判定部
- 6 1 9 相関係数平均部
- 6 2 0 乗算部
- E G 弾性画像
- E G 代替弾性画像

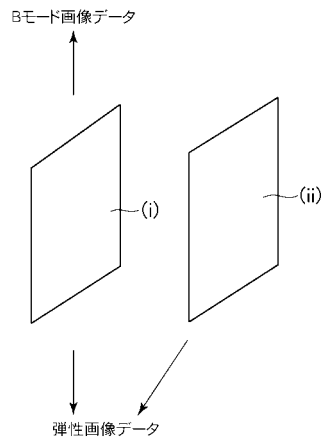
【図 1】



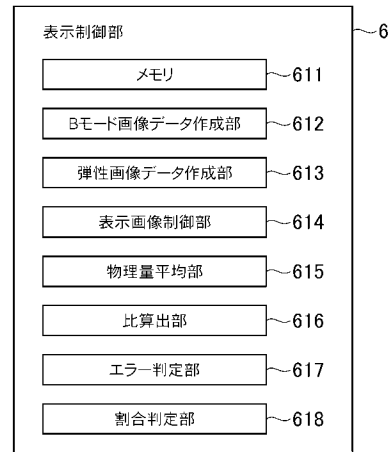
【図 2】



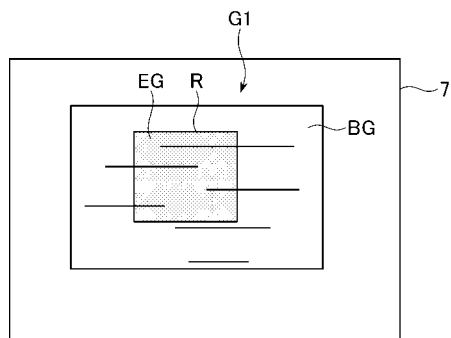
【図 3】



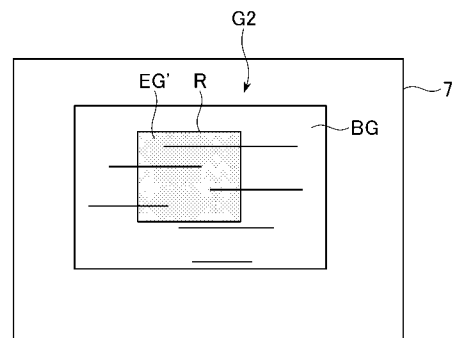
【図 4】



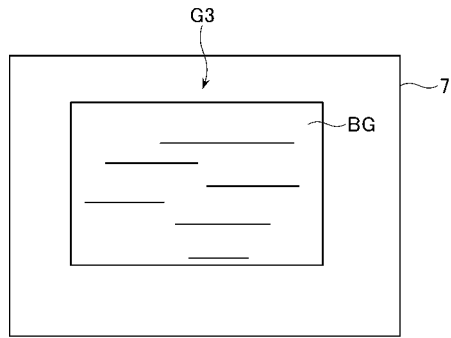
【図 5】



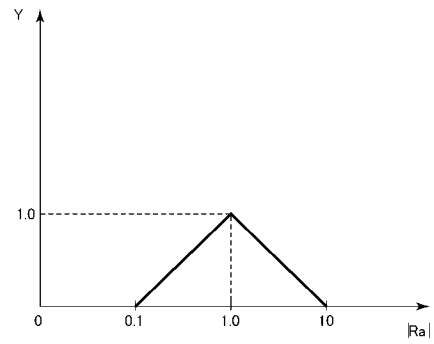
【図 6】



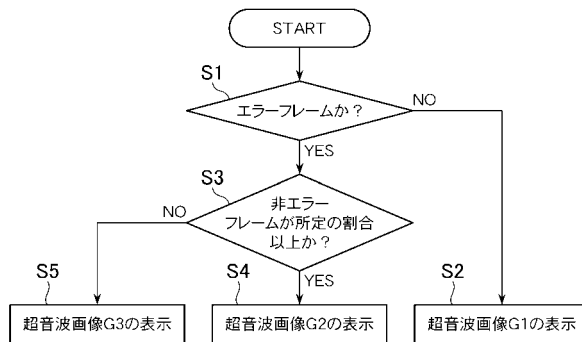
【図 7】



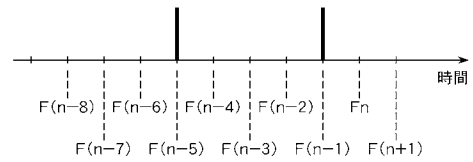
【図 8】



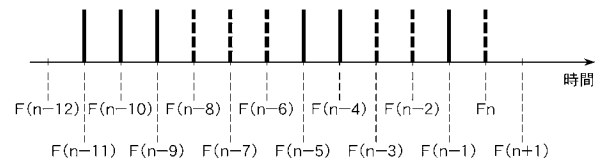
【図 9】



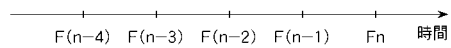
【図 1 2】



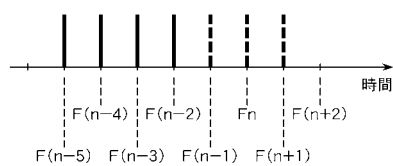
【図 1 3】



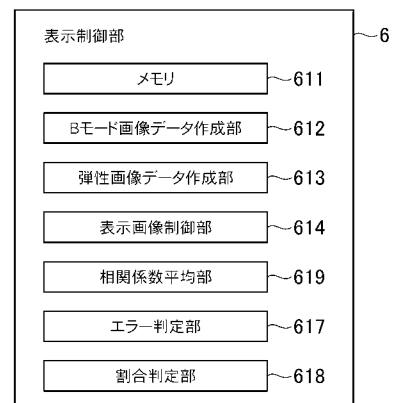
【図 1 0】



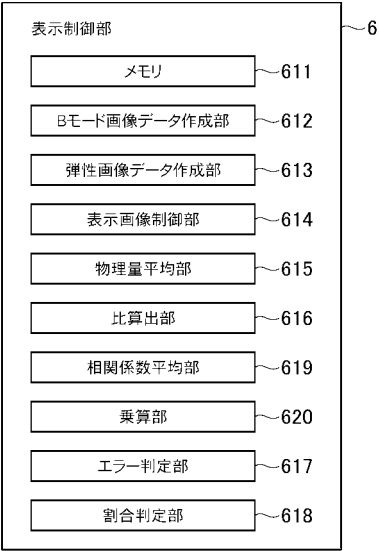
【図 1 1】



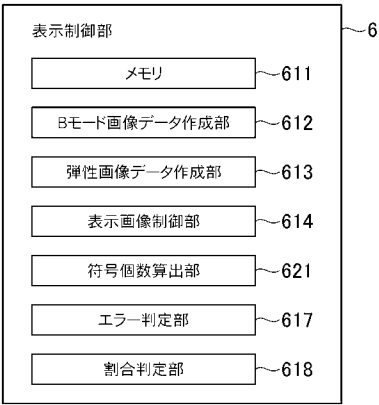
【図 1 4】



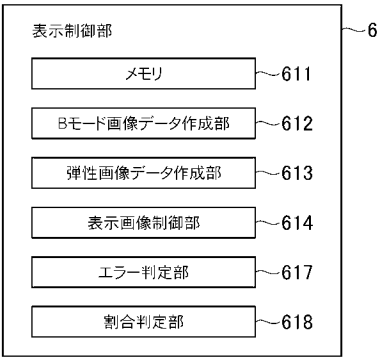
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2011-087782 (JP, A)
特開 2010-099378 (JP, A)
特開 2010-119630 (JP, A)
特開 2005-118152 (JP, A)
国際公開第 2008/010500 (WO, A1)
特開 2007-282932 (JP, A)
特開 2007-312958 (JP, A)
特開 2008-73417 (JP, A)
国際公開第 2006/068079 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	8 / 0 8
G 0 6 T	1 / 0 0

【 図 2 】

Figure 1 illustrates a semiconductor device. The top part shows a plan view of two circular regions, W1 and W2. Region W1 contains five vertical lines labeled L1a, L1b, L1c, L1d, and L1e. Region W2 contains five vertical lines labeled L2a, L2b, L2c, L2d, and L2e. The bottom part shows a cross-sectional view of the device. It consists of a substrate with two regions, R(i) and R(ii). Region R(i) contains a layer 100 and a layer 101. Region R(ii) contains a layer 100 and a layer 101. The layers are labeled L1a, L1b, L1c, L1d, L1e and L2a, L2b, L2c, L2d, L2e respectively. Arrows indicate the relationship between the plan and cross-sectional views.