

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5535575号  
(P5535575)

(45) 発行日 平成26年7月2日(2014.7.2)

(24) 登録日 平成26年5月9日(2014.5.9)

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

請求項の数 14 (全 22 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-246030 (P2009-246030)                  (22) 出願日 平成21年10月27日 (2009.10.27)                  (65) 公開番号 特開2011-92224 (P2011-92224A)                  (43) 公開日 平成23年5月12日 (2011.5.12)                  審査請求日 平成24年7月11日 (2012.7.11)</p>	<p>(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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・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 伊藤 真由美                  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</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】

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコーデータ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生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

超音波画像を表示する表示部と、

前記物理量算出部によって算出された物理量のうち、前記表示部に表示された超音波画像において設定された設定領域における物理量の代表値である設定領域物理量の時間変化を表す物理量表示を表示させる表示制御部と、

前記設定領域物理量に対する評価指標を算出する評価指標算出部と、を備え、

前記表示制御部は、前記物理量表示と、前記評価指標の時間変化を表す評価指標表示とを時相を合わせて表示させる

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコーデータ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生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

超音波画像を表示する表示部と、

前記物理量算出部によって算出された物理量のうち、前記表示部に表示された超音波画像において設定された設定領域における物理量の代表値である設定領域物理量の時間変化

を表す物理量表示を表示させる表示制御部と、

前記設定領域物理量に対する評価指標を算出する評価指標算出部と、を備え、

前記表示制御部は、前記評価指標が所定の基準を満たす時相であるか否かを認識できる形態で前記物理量表示を表示させる

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記評価指標算出部は、前記物理量算出部によって算出された前記物理量の平均をフレーム毎に算出する評価指標算出用物理量平均部と、該評価指標算出用物理量平均部によるフレーム毎の算出値を、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有し、該比較部による比較結果を前記評価指標とする

10

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。

【請求項 4】

前記評価指標算出用物理量平均部は、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算出を行なうことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記比較部は、前記比較結果として、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記評価指標算出用物理量平均部による算出値の比を算出することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

20

前記評価指標算出部は、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有し、該相関係数平均部による算出結果を前記評価指標とする

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。

【請求項 7】

前記評価指標算出部は、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評価指標算出用物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記評価指標算出用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、を有し、該乗算部による算出結果を前記評価指標とする

30

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。

【請求項 8】

前記乗算部は、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の重み付け演算を行なう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】

前記評価指標算出部は、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評価指標算出用物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記評価指標算出用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、を有し、前記比算出部による算出結果、前記相関係数平均部による算出結果又は前記乗算部による算出結果のうちのいずれかを選択するための指示入力を行なう操作部により選択された算出結果を前記評価指標とする

40

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。

【請求項 10】

前記評価指標算出部は、生体組織に対する圧迫状態を算出する圧迫状態算出部を有し、該圧迫状態算出部の算出結果を前記評価指標と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。

50

## 【請求項 1 1】

前記圧迫状態は、前記物理量に基づいて生体組織の弾性画像が作成される領域における前記物理量の平均値又は生体の体表面に加えられた圧力であることを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 2】

前記設定領域物理量は、前記設定領域における画素毎の物理量の平均であることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 3】

前記超音波画像は、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像を、Bモード画像と合成して得られた画像であることを特徴とする請求項 1 ~ 1 2 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 1 4】

前記超音波画像はBモード画像であることを特徴とする請求項 1 ~ 1 2 のいずれか一項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に関する。

## 【背景技術】

20

## 【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、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、例えば生体組織の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）などを算出している。

## 【0003】

30

前記物理量の算出手法の一例についてもう少し説明すると、まず時間的に異なる同一音線上の二つのエコーデータに、所定のデータ数分の幅を有する相関ウィンドウをそれぞれ設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量を算出する。例えば特許文献2では、相関ウィンドウ間で相関演算を行なうことによって、両エコーの波形のずれを算出し、この波形のずれを変位とみなしている。

## 【0004】

ところで、弾性画像を表示するのみならず、表示された画像における注目部分の弾性を定量的に把握することができれば、診断に有用である。そこで、特許文献3では、操作部において設定された所定の領域における被検体の弾性率をグラフで表示するようになっている。

40

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

【特許文献1】特開2005-118152号公報

【特許文献2】特開2008-126079号公報

【特許文献3】特開2004-97537号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

ここで、算出される物理量が、生体組織の弾性を正確に反映した値になっていない場合

50

がある。例えば、圧迫とその弛緩の度合いが足りないなど、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。

【0007】

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データ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、二つのエコーデータに設定される相関ウィンドウのマッチングがとれずに相関係数が低くなるおそれがある。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。

10

【0008】

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、エコーの信号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データ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。

【0009】

以上のように、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と、生体組織の弾性を定量的に把握するために、所定の領域における物理量をフレーム毎にプロットして得られるグラフを表示しようとした場合、表示されるグラフの中に、生体組織の弾性を正確に反映していない値が含まれていることになる。このように、表示されるグラフの中に信頼できない値が含まれていると、グラフを見て診断を行なう者は、どの値に基づいて診断を行なうべきかが分からない。

20

【0010】

本発明が解決しようとする課題は、生体組織の弾性を定量的に、しかもより正確に把握することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコーデータ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生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、超音波画像を表示する表示部と、前記物理量算出部によって算出された物理量のうち、前記表示部に表示された超音波画像において設定された設定領域における設定領域物理量を表す物理量表示を表示させる表示制御部と、前記設定領域物理量に対する評価指標を算出する評価指標算出部と、を備え、前記表示制御部は、前記物理量表示とともに、前記評価指標を表す評価指標表示を表示させることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0012】

第2の観点の発明によれば、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコーデータ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生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、超音波画像を表示する表示部と、前記物理量算出部によって算出された物理量のうち、前記表示部に表示された超音波画像において設定された設定領域における設定領域物理量を表す物理量表示を表示させる表示制御部と、前記設定領域物理量に対する評価指標を算出する評価指標算出部と、を備え、前記表示制御部は、前記評価指標が所定の基準を満たす前記設定領域物理量であるか否かを認識できる形態で前記物理量表示を表示させることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0013】

50

第3の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記評価指標算出部は、前記物理量算出部によって算出された前記物理量の平均をフレーム毎に算出する評価指標算出用物理量平均部と、該評価指標算出用物理量平均部によるフレーム毎の算出値を、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有し、該比較部による比較結果を前記評価指標とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第4の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記評価指標算出用物理量平均部は、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算出を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】

第5の観点の発明は、第3又は4の観点の発明において、前記比較部は、前記比較結果として、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記評価指標算出用物理量平均部による算出値の比を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【0016】

第6の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記評価指標算出部は、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有し、該相関係数平均部による算出結果を前記評価指標とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0017】

第7の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記評価指標算出部は、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評価指標算出用物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記評価指標算出用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、を有し、該乗算部による算出結果を前記評価指標とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0018】

第8の観点の発明は、第7の観点の発明において、前記乗算部は、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の重み付け演算を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0019】

第9の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記評価指標算出部は、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評価指標算出用物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記評価指標算出用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、を有し、前記比算出部による算出結果、前記相関係数平均部による算出結果又は前記乗算部による算出結果のうちのいずれかを選択するための指示入力を行なう操作部により選択された算出結果を前記評価指標とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0020】

第10の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記評価指標算出部は、生体組織に対する圧迫状態を算出する圧迫状態算出部を有し、該圧迫状態算出部の算出結果を前記評価指標とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0021】

第11の観点の発明は、第10の観点の発明において、前記圧迫状態は、前記物理量に基づいて生体組織の弾性画像が作成される領域における前記物理量の平均値又は生体の体表面に加えられた圧力であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0022】

10

20

30

40

50

第12の観点の発明は、第1～11のいずれか一の観点の発明において、前記設定領域物理量は、前記設定領域における画素毎の物理量の平均であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0023】

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、前記超音波画像は、前記物理量に基づいて作成された生体組織の弾性画像を、Bモード画像と合成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。

【0024】

第14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、前記超音波画像はBモード画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、前記表示部に表示された超音波画像において設定された設定領域における設定領域物理量を表す物理量表示が表示されるとともに、前記設定領域物理量に対する評価指標を表す評価指標表示が表示されるので、前記物理量表示の信頼性を把握することができる。これにより、生体組織の弾性を定量的に、しかもより正確に把握することができる。

【0026】

また、他の発明によれば、前記評価指標が所定の基準を満たす前記設定領域物理量であるかを認識できる形態で前記物理量表示が表示されるので、この物理量表示の信頼性を把握することができる。これにより、生体組織の弾性を定量的に、しかもより正確に把握することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0027】

【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】弾性データの作成の説明図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置における画像制御部の構成を示すブロック図である。

【図4】図3に示す評価指標算出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リアルタイムモード時における表示の一例を示す図である。

30

【図6】弾性画像データを作成する際における物理量の算出を説明するための図である。

【図7】比算出部で用いられる関数のグラフを示す図である。

【図8】リアルタイムモード時における表示部の表示の一例を示し、時間の経過とともに評価指標表示が左から右へ流れるように表示されることを説明するための図である。

【図9】リアルタイムモード時における表示部の表示の一例を示し、時間の経過とともに評価指標表示が左から右へ流れるように表示されることを説明するための図である。

【図10】図1に示す超音波診断装置における表示部のメモリ再生モード時における表示の一例を示す図である。

【図11】メモリ再生モード時における表示部の一例を示し、時間の経過とともに評価指標表示及び変位表示が左から右へ流れるように表示されることを説明するための図である。

40

【図12】メモリ再生モード時における表示部の一例を示し、時間の経過とともに評価指標表示及び変位表示が左から右へ流れるように表示されることを説明するための図である。

【図13】メモリ再生モード時における表示部の他の表示形態を示す図である。

【図14】第一実施形態の第二変形例における表示部を示す図である。

【図15】第一実施形態の第三変形例における表示部を示す図である。

【図16】本発明に係る超音波診断装置の第二実施形態における評価指標算出部の構成を示すブロック図である。

50

【図 17】本発明に係る超音波診断装置の第三実施形態における評価指標算出部の構成を示すブロック図である。

【図 18】本発明に係る超音波診断装置の第五実施形態における評価指標算出部の概略構成を示すブロック図である。

【図 19】評価指標表示の他例を示す図である。

【図 20】評価指標表示の他例が表示された表示部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

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)

先ず、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 モードデータ作成部 4、弾性データ作成部 5、画像制御部 6、表示部 7、制御部 8 及び操作部 9 を備える。

【0029】

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。

【0030】

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、送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコーについて、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データは、前記 B モードデータ作成部 4 及び前記弾性データ作成部 5 に出力される。

【0031】

ちなみに、前記送受信部 3 は、B モード画像を作成するための B モード画像用走査と、弾性画像を作成するための弾性画像用走査とを別に行なう。弾性画像用走査としては、被検体における弾性画像を作成する領域（弾性画像作成領域）である後述の関心領域 RE において、同一音線上に二回の走査を行なう。

【0032】

前記 B モードデータ作成部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行い、B モードデータを作成する。

【0033】

前記弾性データ作成部 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のデータからなる弾性データを作成する。もう少し詳しく説明すると、この弾性データ作成部 5 は、生体組織における各部の弾性に関する物理量として、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩によって生じた生体組織における各部の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）を算出する。前記弾性データ作成部 5 は、図 2 に示すように時間的に異なる二つのフレーム (i), (i+1) に属する同一音線上における二つのエコーデータに基づいて変位を算出する。より詳細には、前記弾性データ作成部 5 は、後述するように前記エコーデータに相関ウィンドウ W1, W2 を設定し（図 6 参照）、これら相関ウィンドウ W1, W2 間で相関演算を行なって変位を算出する。一對の前記相関ウィンドウ W1, W2 からは一画素分の変位のデータが得られ、この変位のデータを一フレーム分作成することにより、生体組織における各部の変位のデータからなる弾性データが一フレーム分得られる。前記弾性データ作成部 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る。

【0034】

前記画像制御部 6 には、前記 B モードデータ作成部 4 から出力された B モードデータ及び前記弾性データ作成部 5 から出力された弾性データが入力されるようになっている。前記画像制御部 6 は、図 3 に示すように表示画像作成部 61、メモリ 62、評価指標算出部 63 及び物理量平均部 64 を有している。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 5 】

前記表示画像作成部 6 1 は、前記 B モードデータを、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とともに、前記弾性データを変位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。輝度情報及び色相情報は所定の階調（例えば 2 5 6 階調）からなる。そして、前記表示画像作成部 6 1 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の画像データを作成する。この画像データは、図 5 及び図 1 0 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 として前記表示部 7 に表示される。本例では、前記弾性画像 E G は、関心領域 R E 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。前記表示部 7 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

10

## 【 0 0 3 6 】

また、前記表示画像作成部 6 1 は、後述するように評価指標表示 Q G を作成してこれを前記超音波画像 G とともに前記表示部 7 に表示させる。前記評価指標表示 Q G は、本例では横軸が時間、縦軸が後述の評価指標値  $Q_n$  を表す評価指標グラフ  $Q_{gr}$  からなる。前記評価指標表示 Q G の作成については、後で詳述する。前記評価指標表示 Q G は本発明における評価指標表示の実施の形態の一例である。

## 【 0 0 3 7 】

さらに、前記表示画像作成部 6 1 は、図 1 0 に示すように、変位表示 S G を作成してこれを前記超音波画像 G 及び前記評価指標表示 Q G とともに前記表示部 7 に表示させる。前記変位表示 S G は、本例では横軸が時間、縦軸が変位を表す変位グラフ  $S_{gr}$  からなる。前記変位表示 S G としては、前記関心領域 R E 内に設定される変位測定領域 R S 1 についての変位グラフ  $S_{gr1}$  と、変位測定領域 R S 2 についての変位グラフ  $S_{gr2}$  とが表示される。前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  の作成については後で詳述する。前記表示画像作成部 6 1 は、本発明における表示制御部の実施の形態の一例であり、前記変位表示 S G は、本発明における物理量表示の実施の形態の一例である。また、前記変位測定領域 R S 1 , R S 2 は、本発明における設定領域の実施の形態の一例である。

20

## 【 0 0 3 8 】

前記メモリ 6 2 には、前記 B モードデータ作成部 4 から出力された音線毎の前記 B モードデータ及び前記弾性データ作成部 5 から出力された音線毎の前記弾性データが格納される。また、前記メモリ 6 2 には、フレーム毎の評価指標値  $Q_n$  が格納される。評価指標値  $Q_n$  は、どのフレームの弾性データについてのものかがわかるように、弾性データと関連付けて格納される。

30

## 【 0 0 3 9 】

ここで、前記超音波プローブ 2 で得られたエコーデータであって、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に変換される前のデータをローデータ (Raw Data) と云うものとする。前記メモリ 6 2 に格納される B モードデータ及び弾性データは、ローデータである。

## 【 0 0 4 0 】

前記評価指標算出部 6 3 は、本発明における評価指標算出部の実施の形態の一例であり、本例では、図 4 に示すように、評価指標算出用物理量平均部 6 3 1 及び比算出部 6 3 2 を有している。前記評価指標算出用物理量平均部 6 3 1 は、前記弾性データが入力されると、一画素毎に算出された変位の平均をフレーム毎に算出する。前記評価指標算出用物理量平均部 6 3 1 の算出値を平均値  $X_{r_{AV}}$  とする。前記評価指標算出用物理量平均部 6 3 1 は、関心領域 R E についてフレーム毎に平均値  $X_{r_{AV}}$  を算出する。前記評価指標算出用物理量平均部 6 3 1 は、本発明における評価指標算出用物理量平均部の実施の形態の一例である。

40

## 【 0 0 4 1 】

前記比算出部 6 3 2 は、変位の平均の理想値  $X_{i_{AV}}$  に対する前記平均値  $X_{r_{AV}}$  の比 R a を算出し、さらに後述するように (式 1) の演算を行なって評価指標値  $Q_n$  を算出す

50

る。この評価指標値 $Q_n$ は、前記弾性データ作成部5によって算出される変位が、生体組織の弾性をどれだけより正確に表すものであるかを示すものである。従って、評価指標値 $Q_n$ は、前記変位測定領域 $RS_1$ 、 $RS_2$ について後述のように算出される変位の平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ が、生体組織の弾性をどれだけ正確に表すものであるかを示す。また、評価指標値 $Q_n$ は、前記関心領域 $RE$ についての前記平均値 $X_{rAV}$ 及び超音波画像 $G$ における弾性画像 $EG$ が、生体組織の弾性をどれだけより正確に表すものであるかを示すものであるということもできる。前記評価指標値 $Q_n$ は、本発明における設定領域物理量に対する評価指標の実施の形態の一例である。前記比算出部632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 $X_{iAV}$ 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。

10

#### 【0042】

ここで、前記理想値 $X_{iAV}$ 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強さで、超音波の送受信時に前記超音波プローブ2による生体組織への圧迫とその弛緩が行なわれた場合に、任意に設定される領域において得られる変位の平均値である。この理想値 $X_{iAV}$ は、例えば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からな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 $X_{iAV}$ は、操作者が前記操作部9において設定できるようになっていてもよいし、デフォルトとして装置に記憶されていてもよい。

#### 【0043】

前記物理量平均部64は、前記弾性データ作成部5で得られた変位を用いて、前記変位測定領域 $RS_1$ 、 $RS_2$ における画素毎に算出された変位の平均をフレーム毎に算出する。前記変位測定領域 $RS_1$ についての算出値を平均値 $X_{1AV}$ とし、前記変位測定領域 $RS_2$ についての算出値を平均値 $X_{2AV}$ とする。前記変位グラフ $Sgr_1$ は前記平均値 $X_{1AV}$ の時間変化を表すグラフであり、前記変位グラフ $Sgr_2$ は前記平均値 $X_{2AV}$ の時間変化を表すグラフである。前記平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ は、本発明における設定領域物理量の実施の形態の一例である。

20

#### 【0044】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)で構成され、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、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。また、前記操作部9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。

30

#### 【0045】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。本例では、先ずリアルタイムでの撮影時(リアルタイムモード)においては、図5に示すように前記超音波画像 $G$ 及び前記評価指標表示 $QG$ を前記表示部7に表示させるものとする。そして、リアルタイムモード時に前記メモリ62に格納されたBモードデータ及び弾性データに基づいて、リアルタイムモード終了後に超音波画像 $G$ を作成してこれを表示させる時(メモリ再生モード)においては、前記超音波画像 $G$ 上で前記変位測定領域 $RS_1$ 、 $RS_2$ を設定し、図10に示すように前記変位表示 $SG$ を前記評価指標表示 $QG$ とともに表示させるものとする。

40

#### 【0046】

先ず、リアルタイムモードについて説明すると、前記送受信部3は、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、そのエコーデータを取得する。このとき、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しながら超音波の送受信を行う。

#### 【0047】

そして、前記Bモードデータ作成部4は、前記エコーデータに基づいてBモードデータを作成する。また、前記弾性データ作成部5は、後で詳述するように前記エコーデータに基づいて弾性データを作成する。前記Bモードデータ及び前記弾性データは、前記メモリ62に格納され、また前記表示画像作成部61においてBモード画像データ及びカラー弾

50

性画像データに変換される。そして、前記表示画像作成部61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合成して画像データを作成し、図5に示すようにBモード画像BGと弾性画像EGとが合成された超音波画像Gを、リアルタイムの画像として前記表示部7に表示させる。

【0048】

また、前記表示部7には、前記超音波画像Gの下方に、前記表示画像作成部61により作成された評価指標表示QGが表示される。

【0049】

前記弾性データ作成部5における弾性データの作成と、前記表示画像作成部61における前記評価指標値 $Q_n$ の算出及び前記評価指標表示QGの作成について詳細に説明する。前記弾性データを作成するにあたり、前記弾性データ作成部5は、フレーム(i)、(ii)に属するエコーデータのそれぞれに相関ウィンドウを設定する。具体的には、前記弾性データ作成部5は、図6に示すようにフレーム(i)に属するエコーデータに相関ウィンドウW1を設定し、フレーム(ii)に属するエコーデータに相関ウィンドウW2を設定する。そして、前記弾性データ作成部5は、前記相関ウィンドウW1、W2間で相関演算を行なって変位を算出する。

【0050】

具体的に説明すると、図6において、前記フレーム(i)、(ii)は、複数本の音線上において取得されたエコーデータからなる。図6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L1a、L1b、L1c、L1d、L1eが示され、また前記フレーム(ii)において前記音線L1a~L1eに対応する音線として、音線L2a、L2b、L2c、L2d、L2eが示されている。すなわち、前記音線L1a及び前記音線L2a、前記音線L1b及び前記音線L2b、前記音線L1c及び前記音線L2c、前記音線L1d及び前記音線L2d、前記音線L1e及び前記音線L2eは、異なる二つのフレームに属する同一音線に該当する。また、図6においてR(i)、R(ii)は、前記関心領域REに対応する領域を示している。

【0051】

例えば、前記音線L1c上のエコーデータに、前記相関ウィンドウW1として相関ウィンドウW1cが設定され、前記音線L2c上のエコーデータに、前記相関ウィンドウW2として相関ウィンドウW2cが設定されたとする。前記弾性データ作成部5は、前記相関ウィンドウW1c、W2c間で相関演算を行ない、変位を算出する。前記弾性データ作成部5は、前記音線L1c、L2c上において、前記領域R(i)、R(ii)の上端100から下端101まで相関ウィンドウW1c、W2cを順次設定し、変位を算出する。また、前記弾性データ作成部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変位を算出する。これにより、変位のデータからなる一フレーム分の弾性データが得られる。

【0052】

次に、前記評価指標値 $Q_n$ の算出及び前記評価指標表示QGの作成について説明する。この評価指標表示QGの作成にあたり、前記弾性データが前記画像制御部6へ入力されると、先ず前記評価指標算出用物理量平均部631が、前記関心領域RE(前記領域R(i)、R(ii))における変位の平均値 $X_{r_{AV}}$ を算出する。ちなみに、変位は負になることもあることから、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ は負になることもあるものとする。次に、前記比算出部632が、 $X_{r_{AV}}/X_{i_{AV}}$ の演算を行ない、前記比Raを算出する。さらに、前記比算出部632は、前記比Raを次の(式1)に代入し、数値Yを得る。

$$Y = 1.0 - |\log_{10} |Ra|| \cdots \text{(式1)}$$

ここで、Yは、前記評価指標値 $Q_n$ の一例であり、本発明において比較部による比較結果及び比較部の算出値の実施の形態の一例である。

【0053】

ちなみに、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 $X_{i_{AV}}$ に対する平均値 $X_{r_{AV}}$ の比と同等

10

20

30

40

50

である。この(式1)で表される関数をグラフで表すと、図7に示すグラフとなる。この図7に示すように、 $0 < Y < 1$ となる。

【0054】

また、 $0 < 1 - |Ra| < 10$ 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。

【0055】

前記比算出部632の算出値 $Y$ は、前記メモリ62に格納されるとともに、前記表示画像作成部61へ入力される。ここで、前記算出値 $Y$ はフレーム毎に算出される。前記表示画像作成部61では、フレーム毎の前記算出値 $Y$ を評価指標値 $Q_n$ としてプロットし、横軸が時間、縦軸が前記評価指標値 $Q_n$ を表す評価指標グラフ $Qgr$ からなる評価指標表示 $QG$ を作成する。この時、前記表示画像作成部61は、前記評価指標値 $Q_n$ の複数フレーム分の平均を算出し、この平均値をプロットしていてもよい。これにより、数値のばらつきのない安定した評価指標グラフ $Qgr$ を得ることができる。

10

【0056】

$0 < Y < 1$ であるため、 $0 < Q_n < 1$ となる。評価指標値 $Q_n$ が1に近くなるほど、前記平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ の評価指標としては良好であることを意味し、一方で評価指標値 $Q_n$ が0に近くなるほど、前記平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ の評価指標としては悪くなることを意味する。ここで、前記平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ の評価指標が良好であるとは、生体組織の弾性をより正確に反映した平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ であることを意味し、一方で前記平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ の評価指標が悪いとは、生体組織の弾性を正確に反映した平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ ではないことを意味する。

20

【0057】

評価指標値 $Q_n$ についてより詳細に説明すると、図7のグラフから分かるように、前記平均値 $X_{rAV}$ が前記理想値 $X_{iAV}$ と等しい場合(すなわち、 $|Ra|$ が1)、 $Y$ すなわち評価指標値 $Q_n$ は1となる。従って、評価指標値 $Q_n$ が1、または1に近い値であれば、前記超音波プローブ2による生体組織に対する圧迫とその弛緩の度合いが適切であり、生体組織の弾性を正確に反映した平均値 $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$ が得られていることになる。

【0058】

一方で、前記平均値 $X_{rAV}$ が前記理想値 $X_{iAV}$ 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)、評価指標値 $Q_n$ は零に近づく。ここで、前記平均値 $X_{rAV}$ が前記理想値 $X_{iAV}$ と離れた値になるということは、前記超音波プローブ2による生体組織に対する圧迫やその弛緩の度合いが足りない、または過剰であることを意味する。従って、評価指標値 $Q_n$ が零に近づくほど、生体組織に対する圧迫やその弛緩の度合いが足りないか、または過剰である結果、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像 $EG$ が得られていないことになる。

30

【0059】

ちなみに、リアルタイムの超音波画像 $G$ を表示させる場合において、前記評価指標値 $Q_n$ が低いフレームについては、前記弾性画像 $EG$ の表示を行わないようにしてもよい。

【0060】

前記表示画像作成部61は、評価指標表示 $QG$ を前記超音波画像 $G$ と合成してこれを前記表示部にさせる。これにより、前記表示部7には前記超音波画像 $G$ の下方に前記評価指標表示 $QG$ が表示される。

40

【0061】

前記評価指標表示 $QG$ についてさらに詳細に説明すると、前記超音波画像 $G$ が動画で表示される場合、前記表示画像作成部61は、現在表示されている超音波画像 $G$ における評価指標値 $Q_n$ をフレーム毎にプロットすることにより、前記評価指標グラフ $Qgr$ を作成する。従って、前記表示部7において、前記グラフ $gr$ は、図8、図9に示すように、時間の経過とともに左から右へ流れるように表示される。この場合、前記評価指標グラフ $Qgr$ の左端が現在表示されているフレームの評価指標値を表す。

50

## 【 0 0 6 2 】

次に、メモリ再生モードについて説明する。前記表示画像作成部 6 1 は、前記メモリ 6 2 に記憶された B モードデータ及び弾性データを読み出す。そして、前記表示画像作成部 6 1 は、これら B モードデータ及び弾性データを B モード画像データ及びカラー弾性画像データに変換してこれらを合成して画像データを作成し、図 1 0 に示すように超音波画像 G を動画像として前記表示部 7 に表示させる。

## 【 0 0 6 3 】

また、前記表示画像作成部 6 1 は、前記メモリ 6 2 に記憶された評価指標値  $Q_n$  を読み出し、前記評価指標表示 Q G を作成して表示させる。

## 【 0 0 6 4 】

さらに、前記表示画像作成部 6 1 は、前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  を作成して表示させる。詳しく説明すると、先ず、前記弾性画像 E G が表示された関心領域 R E 内において、前記変位測定領域 R S 1 , R S 2 の設定を行なう。この変位測定領域 R S 1 , R S 2 は、例えば操作者が生体組織の弾性を互いに比較したい領域であり、前記操作部 9 のポインティングデバイス等を用いて前記表示部 7 上において指定することにより設定される。前記変位測定領域 R S 1 , R S 2 を設定する時には、前記超音波画像 G をフリーズさせてもよい。

## 【 0 0 6 5 】

前記変位測定領域 R S 1 , R S 2 が設定されると、前記物理量平均部 6 4 は、前記平均値  $X_{1AV}$  ,  $X_{2AV}$  を算出する。これら平均値  $X_{1AV}$  ,  $X_{2AV}$  は前記表示画像作成部 6 1 へ入力される。そして、前記表示画像作成部 6 1 は、フレーム毎の平均値  $X_{1AV}$  ,  $X_{2AV}$  をプロットして変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  を作成し表示させる。このように、前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  が表示されることにより、前記変位測定領域 R S 1 , R S 2 における弾性を定量的に把握することができる。

## 【 0 0 6 6 】

前記評価指標グラフ Q g r 及び前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  は、図 1 1 及び図 1 2 に示すように、左から右に流れるようにして表示される。前記表示画像作成部 6 1 は、前記評価指標グラフ Q g r と、前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  との時相を合わせて前記表示部 7 に表示させる。前記評価指標グラフ Q g r と前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  における左端が現在表示されているフレームの評価指標値  $Q_n$  及び平均値  $X_{1AV}$  ,  $X_{2AV}$  を表す。

## 【 0 0 6 7 】

ただし、前記評価指標グラフ Q g r 及び前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  は、別の表示形態で表示してもよい。例えば、図 1 3 に示すように、動画像として表示される超音波画像 G の全再生範囲の評価指標グラフ Q g r 及び変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  の全体をはじめから表示しておき、超音波画像 G の再生とともに、現在再生されているフレームを示すフレームバー b を左から右に移動させるようにしてもよい。

## 【 0 0 6 8 】

前記変位測定領域 R S 1 , R S 2 を囲む輪郭線を互いに異なる色相で表示し、その色相と同一の色相で前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  を表示してもよい。例えば、前記変位測定領域 R S 1 を囲む輪郭線を青で表示し、前記変位測定領域 R S 2 を囲む輪郭線を赤で表示する場合、前記変位グラフ  $S_{gr1}$  を青で表示し、前記変位グラフ  $S_{gr2}$  を赤で表示する。

## 【 0 0 6 9 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、前記表示部 7 に、前記変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  とともに前記評価指標グラフ Q g r が表示されるので、前記変位測定領域 R S 1 , R S 2 について算出された変位について、どのフレームの信頼性が高いかを把握することができる。例えば、前記評価指標グラフ Q g r における評価指標値  $Q_n$  が低ければ、そのフレームについての変位グラフ  $S_{gr1}$  ,  $S_{gr2}$  における平均値  $X_{1AV}$  ,  $X_{2AV}$  は、生体組織の弾性を正確に反映したものではないと判断できる。反対に、前記評価指標グラフ

10

20

30

40

50

Q g rにおける評価指標値 Q nが高ければ、そのフレームについての変位グラフ S g r 1 , S g r 2における平均値  $X_{1AV}$  ,  $X_{2AV}$  は、生体組織の弾性を正確に反映したものであると判断できる。以上により、前記変位測定領域 R S 1 , R S 2 についての弾性を定量的に、しかもより正確に把握することができる。

【 0 0 7 0 】

また、前記理想値  $X_{iAV}$  に対する前記平均値  $X_{rAV}$  の比 R a に基づいて算出される前記評価指標値 Q n の時間変化を表す評価指標グラフ Q g r からなる評価指標表示 Q G が表示されるので、操作者は、前記超音波プローブ 2 による生体組織に対する圧迫とその弛緩の度合いが足りなかったり、また過剰であったりしないかどうかを容易に判断することができる。これにより、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像であるか否かを従来よりも幅広い観点から評価することができる。

10

【 0 0 7 1 】

また、操作者は、前記評価指標グラフ Q g r を見ることにより、評価指標値 Q n が高い所で前記超音波画像 G をフリーズし、この超音波画像 G を印刷等によって出力してもよい。これにより、生体組織の弾性をより正確に反映した超音波画像を印刷等によって出力することができる。さらに、リアルタイムモード時においては、操作者は、前記評価指標グラフ Q g r を見ることによって前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いを調節することもできる。

【 0 0 7 2 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。この変形例では、前記評価指標算出用物理量平均部 6 3 1 は、関心領域 R E において、相関係数 C ( 0 < C < 1 ) が所定の閾値  $C_{TH}$  以上である相関演算が行なわれた相関ウィンドウを選択してその変位の平均算出を行ない、平均値  $X_{rAV}$  を得る。そして、前記比算出部 6 3 2 が、前記平均値  $X_{rAV}$  を用いて前記比 R a を算出し、また ( 式 1 ) を用いて Y を算出して評価指標値 Q n を得る。従って、このようにして算出された算出値 Y が前記メモリ 6 2 に格納される。さらに、前記表示画像作成部 6 1 が、前記算出値 Y を用いて前記評価指標表示 Q G を作成する。

20

【 0 0 7 3 】

前記平均値  $X_{rAV}$  は、エコーの信号強度が不十分な部分、生体組織の横ずれが生じている部分など、相関係数が低い部分の変位が除かれて得られた平均値である。従って、このような平均値  $X_{rAV}$  から得られた評価指標値 Q n は、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩が適切な強さで行なわれているか否かを示すものとなる。以上より、操作者は、前記評価指標表示 Q G から、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩が適切な強さで行なわれているか否かをより正確に把握することができる。例えば、前記評価指標値 Q n が 1 から離れている場合、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩が適切な強さで行なわれていないことを把握することができる。一方で、前記評価指標値 Q n が 1 或いは 1 に近い値であれば、操作者は前記超音波プローブ 2 による圧迫が適切な強さで行なわれていることを把握することができる。

30

【 0 0 7 4 】

仮に、相関係数が低い相関演算で得られた変位を含めて前記平均値  $X_{rAV}$  の算出を行った場合、前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いが適切であっても、例えばエコーの信号強度が弱い場合は、前記平均値  $X_{rAV}$  が小さくなり、前記評価指標値 Q n が 1 から離れてしまう。従って、この変形例のように、相関係数が低い部分の変位を除いて前記平均値  $X_{rAV}$  の算出を行なうことにより、前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いが適切であれば、常に前記評価指標値 Q n が 1 に近くなる。以上より、生体組織に対する圧迫とその弛緩の度合いが適切であるか否かをより正確に反映した評価指標表示 Q G を表示させることができる。

40

【 0 0 7 5 】

次に第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記表示画像作成部 6 1 は、評価指標値 Q n が所定の基準を満たす平均値  $X_{1AV}$  ,  $X_{2AV}$  であるか否かが認識でき

50

る表示形態で、前記変位グラフ  $Sgr1$  ,  $Sgr2$  を表示させる。具体的には、前記表示画像作成部 61 は、図 14 に示すように、前記評価指標値  $Qn$  が所定の閾値  $Qn_{TH}$  以上である評価指標値  $Qn$  のみがプロットされた変位グラフ  $Sgr1$  ,  $Sgr2$  を表示させる。これにより、前記変位グラフ  $Sgr1$  ,  $Sgr2$  において、前記評価指標値  $Qn$  が前記閾値  $Qn_{TH}$  未満である平均値  $X1_{AV}$  ,  $X2_{AV}$  は表示されないため、前記変位測定領域  $RS1$  ,  $RS2$  についての弾性の定量的かつ正確な把握を、一層容易なものとする事ができる。

【0076】

次に第三変形例について説明する。この第三変形例では、前記弾性データ作成部 5 は、変位の算出を行なって弾性データの作成を行なうものの、図 15 に示すように、表示部 7 には前記弾性画像  $EG$  を表示させなくてもよい。すなわち、本例では B モード画像  $BG$  からなる超音波画像  $G$  を表示させ、B モード画像  $BG$  上において前記変位測定領域  $RS1$  ,  $RS2$  を設定して、前記変位グラフ  $Sgr1$  ,  $Sgr2$  の表示を行なう。この場合、前記評価指標算出用物理量平均部 631 は、例えば B モード画像  $BG$  が作成される領域における変位の平均値を算出する。

【0077】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について図 16 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説明を省略する。

【0078】

本例において、前記評価指標算出部 63 は前記評価指標算出用物理量平均部 631 及び比算出部 632 を備えておらず、代わりに相関係数平均部 633 を有している。この相関係数平均部 633 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。

【0079】

本例の作用について説明する。本例においては、前記評価指標値  $Qn$  の算出方法が第一実施形態と異なっている。具体的に説明すると、前記相関係数平均部 633 は、前記弾性データ作成部 5 によって行なわれた各相関演算における相関係数  $C$  の関心領域  $RE$  (領域  $R(i)$  ,  $R(i,i)$ ) における平均値  $C_{AV}$  をフレーム毎に算出する。そして、本例では、この相関係数  $C$  の平均値  $C_{AV}$  を評価指標値  $Qn$  とする。従って、前記メモリ 62 には前記平均値  $C_{AV}$  が格納される。

【0080】

ここで、 $0 < C < 1$  であるので、本例においても、 $0 < Qn < 1$  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、本例においても、 $Qn$  が 1 に近づくほど、前記平均値  $X1_{AV}$  ,  $X2_{AV}$  の評価指標としては良好になり、一方で  $Qn$  が零に近づくほど、前記平均値  $X1_{AV}$  ,  $X2_{AV}$  の評価指標としては悪くなる。

【0081】

前記評価指標表示  $QG$  の作成にあつては、前記表示画像作成部 61 は、前記平均値  $C_{AV}$  を前記評価指標値  $Qn$  としてプロットし、第一実施形態と同様に、前記評価グラフ  $Qgr$  からなる評価指標表示  $QG$  を作成し表示させる。この時、前記表示画像作成部 61 は、第一実施形態と同様に、前記評価指標値  $Qn$  の複数フレーム分の平均を算出し、この平均値をプロットしていてもよい。

【0082】

本例によれば、前記変位グラフ  $Sgr1$  ,  $Sgr2$  とともに、前記平均値  $C_{AV}$  をプロットしてなる評価指標グラフ  $Qgr$  が表示されるので、第一実施形態と同様に、前記変位測定領域  $RS1$  ,  $RS2$  の弾性を定量的に、しかもより正確に把握することができる。

【0083】

また、相関係数  $C$  の平均値  $C_{AV}$  である評価指標値  $Qn$  の時間変化を表す評価指標グラフ  $Qgr$  からなる評価指標表示  $QG$  が表示されるので、操作者は、表示されている弾性画

10

20

30

40

50

像について、例えば生体組織に対する圧迫とその弛緩が過剰であったり、エコーの信号強度が不十分であったりすることなどに起因して相関係数が低い相関演算で得られた変位に基づいて作成された弾性画像データの画像であるか否かを把握することができる。これにより、生体組織の弾性画像を正確に反映した画像であるか否かを従来とは異なる観点から評価することができる。

【0084】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について図17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。

【0085】

本例において、前記評価指標算出部63は、前記評価指標算出用物理量平均部631、前記比算出部632、前記相関係数平均部633を有し、さらに乗算部634を有している。前記乗算部634は、本発明における乗算部の実施の形態の一例である。

【0086】

本例における評価指標値 $Q_n$ の算出について説明する。前記評価指標算出用物理量平均部631は、第一実施形態の第一変形例と同様に、相関係数 $C$ が所定の閾値 $C_{TH}$ 以上である相関演算が行なわれた相関ウィンドウを選択してその変位の平均値 $X_{r_{AV}}$ を算出し、また前記比算出部632が、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ を用いて前記比 $R_a$ を算出し、前記(式1)から $Y$ を算出する。また、第二実施形態と同様に、前記相関係数平均部633が相関係数 $C$ の平均値 $C_{AV}$ を算出する。

【0087】

そして、前記乗算部634は、前記比算出部632で得られた算出値 $Y$ と、前記相関係数平均部633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。本例では、この乗算値 $M$ を評価指標値 $Q_n$ とする。従って、前記メモリ62には前記乗算値 $M$ が格納される。

【0088】

ここで、 $0 < Y < 1$ 、 $0 < C_{AV} < 1$ であるので、 $0 < M < 1$ となる。従って、本例においても、 $0 < Q_n < 1$ である。前記乗算値 $M$ は、前記算出値 $Y$ と前記相関係数 $C$ の平均値 $C_{AV}$ との乗算値であるため、乗算値 $M$ 、すなわち評価指標値 $Q_n$ が1に近づくほど、前記平均値 $X_{1_{AV}}$ 、 $X_{2_{AV}}$ の評価指標としては良好になり、一方で $Q_n$ が零に近づくほど、前記平均値 $X_{1_{AV}}$ 、 $X_{2_{AV}}$ の評価指標としては悪くなる。

【0089】

ここで、前記乗算部614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。

【0090】

前記評価指標表示 $Q_G$ の作成にあっては、前記表示画像作成部61は、前記乗算値 $M$ を前記評価指標値 $Q_n$ としてプロットし、第一、第二実施形態と同様に前記評価指標表示 $Q_G$ を作成して表示させる。この時、前記表示画像作成部61は、第一、第二実施形態と同様に、前記評価指標値 $Q_n$ の複数フレーム分の平均を算出し、この平均値をプロットしていてもよい。

【0091】

ここで、第一実施形態の第一変形例のように、所定の閾値 $C_{TH}$ 以上の相関係数 $C$ の相関演算で得られた変位の平均値 $X_{r_{AV}}$ から算出された評価指標値 $Q_n$ を前記評価指標表示 $Q_G$ として表示すると、相関係数は弾性画像のクオリティの評価の要素として全く反映されないことになる。一方で、第二実施形態のように、相関係数 $C$ の平均値 $C_{AV}$ を前記評価指標表示 $Q_G$ として表示すると、前記超音波プローブ2による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いが足りなかったとしても、相関係数 $C$ としては高くなるために前記評価指標値 $Q_n$ としては良好な値が表示されることがある。従って、本例では、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ を用いて算出された前記比 $R_a$ を用いて得られる算出値 $Y$ と前記相関係数 $C$ の平均値 $C_{AV}$ とを乗算することにより、生体組織への圧迫とその弛緩の度合いの要素と、相

10

20

30

40

50

関係数の要素とを加味した評価指標値  $Q_n$  を算出し、またこの評価指標値  $Q_n$  からなる評価指標表示  $Q_G$  を表示することができる。これにより、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像であるか否かを、従来よりも幅広い観点から評価することができる。

【0092】

また、前記変位グラフ  $S_{gr1}$ 、 $S_{gr2}$  とともに、前記乗算値  $M$  をプロットしてなる評価指標グラフ  $Q_{gr}$  が表示されるので、第一、第二実施形態と同様に、前記変位測定領域  $RS1$ 、 $RS2$  の弾性を定量的に、しかもより正確に把握することができる。

【0093】

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について説明する。本例では、前記比算出部 632 で得られる算出値  $Y$ 、前記相関係数平均部 633 で得られる相関係数  $C$  の平均値  $C_{AV}$  及び前記乗算部 634 で得られる乗算値  $M$  の全てを算出することができるようになっており、これら算出値  $Y$ 、平均値  $C_{AV}$  及び乗算値  $M$  のうち、いずれかを選択して算出を行ない、評価指標値  $Q_n$  とする。そして、選択された評価指標値  $Q_n$  からなる評価指標表示  $Q_G$  が、第一～第三実施形態と同様にして前記表示画像作成部 61 によって作成され表示される。前記算出値  $Y$ 、前記平均値  $C_{AV}$ 、前記乗算値  $M$  のいずれを前記評価指標値  $Q_n$  として選択するかは、操作者により前記操作部 9 において指示入力される。評価指標値  $Q_n$  としていったん選択されたものを変更できるようになっていてもよい。

10

【0094】

本例によれば、前記変位グラフ  $S_{gr1}$ 、 $S_{gr2}$  とともに、前記算出値  $Y$ 、前記平均値  $C_{AV}$ 、前記乗算値  $M$  のうちのいずれかをプロットしてなる評価指標グラフ  $Q_{gr}$  が表示されるので、第一～第三実施形態と同様に、前記変位測定領域  $RS1$ 、 $RS2$  の弾性を定量的に、しかもより正確に把握することができる。

20

【0095】

また、算出値  $Y$  を用いて作成された評価指標グラフ  $Q_{gr}$ 、平均値  $C_{AV}$  を用いて作成された評価指標グラフ  $Q_{gr}$ 、乗算値  $M$  を用いて作成された評価指標グラフ  $Q_{gr}$  を切り替えて表示させることができるので、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像であるか否かを、従来よりも幅広い観点から評価することができる。

【0096】

(第五実施形態)

次に、第五実施形態について図 18 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説明を省略する。

30

【0097】

本例において、前記評価指標算出部 63 は前記評価指標算出用物理量平均部 631 のみを有している。そして、前記評価指標算出用物理量平均部 631 で算出される平均値  $X_{rAV}$  を評価指標値  $Q_n$  とする。ここでは、前記平均値  $X_{rAV}$  は、本発明における生体組織に対する圧迫状態の実施の形態の一例であり、また前記評価指標算出用物理量平均部 631 は、本発明における圧迫状態算出部の実施の形態の一例である。

【0098】

前記表示画像作成部 61 は、前記平均値  $X_{rAV}$  を前記評価指標値  $Q_n$  としてプロットし、第一～第四実施形態と同様にして前記評価グラフ  $Q_{gr}$  からなる評価指標表示  $Q_G$  を作成し表示させる。この時、前記表示画像作成部 61 は、前記第一～第四実施形態と同様に、前記評価指標値  $Q_n$  の複数フレーム分の平均を算出し、この平均値をプロットしていてもよい。

40

【0099】

ここで、前記のように、前記超音波プローブ 2 による生体組織に対する圧迫とその弛緩の度合いが過剰であったり足りなかったりすると、生体組織の弾性を正確に反映した変位が算出されない。従って、前記評価指標算出用物理量平均部 631 で算出される平均値  $X_{rAV}$  が高すぎたり低すぎたりする場合には、前記変位測定領域  $RS1$ 、 $RS2$  についての平均値  $X_{1AV}$ 、 $X_{2AV}$  は生体組織の弾性を正確に反映したものとならない。このよ

50

うなことから、平均値  $X_{r_{AV}}$  は、平均値  $X_{1_{AV}}$ 、 $X_{2_{AV}}$  が生体組織の弾性を正確に反映したものであるか否かを表すものであるといえる。従って、前記変位グラフ  $S_{gr1}$ 、 $S_{gr2}$  とともに、前記平均値  $X_{r_{AV}}$  をプロットしてなる評価指標グラフ  $Q_{gr}$  が表示されるので、第一～第四実施形態と同様に、前記変位測定領域  $RS1$ 、 $RS2$  の弾性を定量的に、しかもより正確に把握することができる。

【0100】

この第五実施形態において、生体組織に対する圧迫状態として生体の体表面に加えられた圧力を検出し、この圧力を前記評価指標値  $Q_n$  として評価指標表示  $Q_G$  を表示させてもよい。この場合、体表面に加えられる圧力は、例えば前記超音波プローブ2における体表面との当接部に圧力センサを設けて検出する。

10

【0101】

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、前記比算出部632では、前記比  $R_a$  のみを算出し、(式1)の演算を行わなくてもよい。この場合、前記比  $|R_a|$  を評価指標値  $Q_n$  とする。前記比  $|R_a|$  を前記評価指標値  $Q_n$  としてプロットして作成され、前記表示部7に表示される評価指標表示  $Q_G$  の一例を図19に示す。図19において、横軸は時間、縦軸は比  $|R_a|$  である。この図19に示すように、前記比  $|R_a|$  が1に近い所定の範囲に、帯状の部分Oを表示してもよい。この帯状の部分Oは、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像EGが得られる比  $|R_a|$  の範囲に設定される。このような帯状の部分Oを表示することにより、評価指標表示  $Q_G$  がこの帯状の部分Oに入るように、操作者が前記超音波プローブ2による生体組織への圧迫と弛緩を行えば、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

20

【0102】

前記各実施形態において、前記変位表示  $S_G$  は、グラフによって構成されているが本発明においてこれに限られるものではない。前記変位表示  $S_G$  は、変位測定領域  $RS1$ 、 $RS2$  の弾性を定量的に表すものであればよく、例えば変位を数字で表してもよい。

【0103】

また、前記評価指標表示  $Q_G$  は、図20に示すように、バーBからなるものであってもよい。このバーBは、縦方向の長さが前記評価指標値  $Q_n$  の値に相当し、評価指標値  $Q_n$  の変化とともに、縦方向に伸縮する。

30

【0104】

また、バーBは、評価指標値  $Q_n$  に応じて縦方向に伸縮するものではなく、評価指標値  $Q_n$  に応じて色が変化するものであってもよい。

【0105】

また、前記各実施形態ではメモリ再生モード時に前記変位表示  $S_G$  を表示させるようにしているが、リアルタイムモード時にも前記変位表示  $S_G$  を表示させるようにしてもよい。

【0106】

また、前記各実施形態では、本発明における設定領域物理量として、前記平均値  $X_{1_{AV}}$ 、 $X_{2_{AV}}$  を挙げて説明したが、設定領域物理量はこのような物理量そのもの、すなわち物理量を直接表すものに限られるものではない。前記設定領域物理量は、例えば前記平均値  $X_{1_{AV}}$ 、 $X_{2_{AV}}$  の対数など、物理量から算出された、物理量を間接的に表すものであってもよい。

40

【0107】

さらに、前記弾性データ作成部5は、生体組織の弾性に関する物理量として、生体組織の変形による変位の代わりに生体組織の歪みや弾性率を算出してもよい。

【符号の説明】

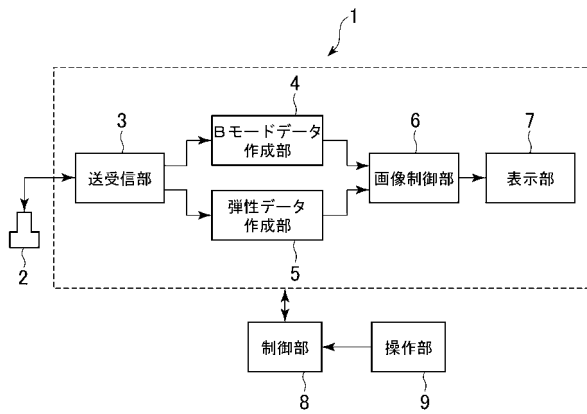
【0108】

- 1 超音波診断装置
- 5 弾性データ作成部(物理量算出部)

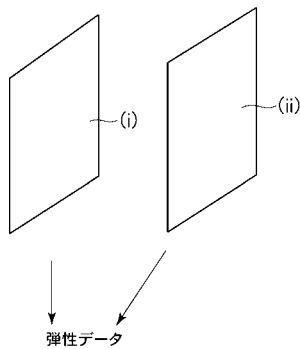
50

- 7 表示部
- 9 操作部
- 6 2 表示画像作成部 (表示制御部)
- 6 3 評価指標算出部
- 6 3 1 評価指標算出用物理量平均部
- 6 3 2 比算出部 (比較部)
- 6 3 3 相関係数平均部
- 6 3 4 乗算部
- G 超音波画像
- B G Bモード画像
- E G 弾性画像
- Q G 評価指標表示
- Q n 評価指標値
- S G 変位表示 (物理量表示)
- R S 1, R S 2 変位測定領域

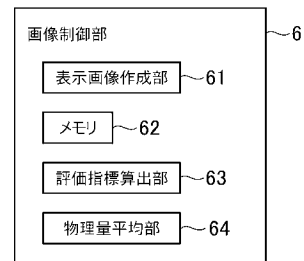
【図1】



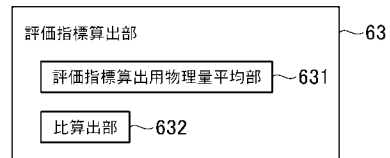
【図2】



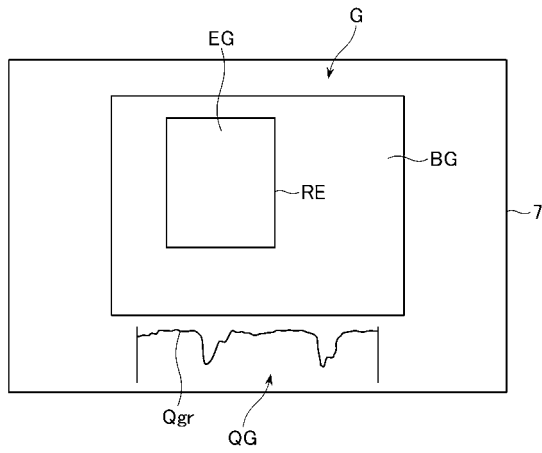
【図3】



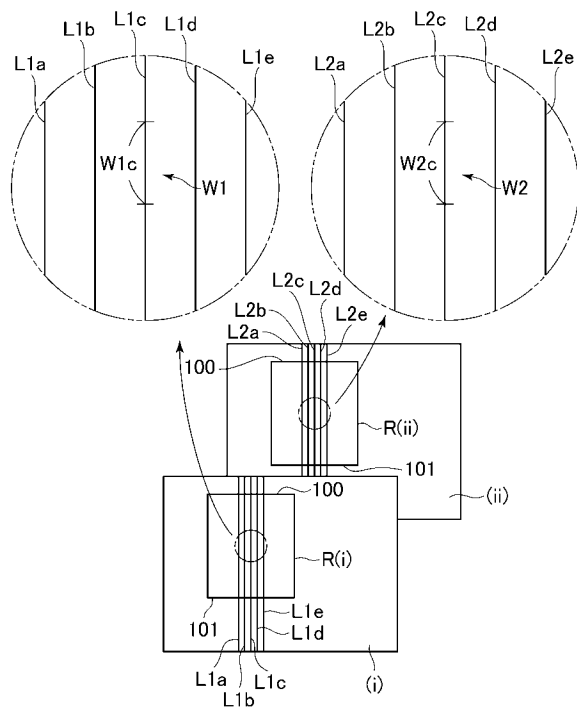
【図4】



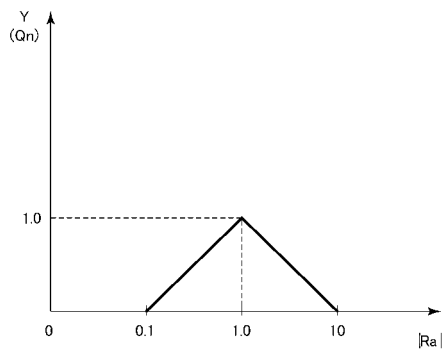
【 図 5 】



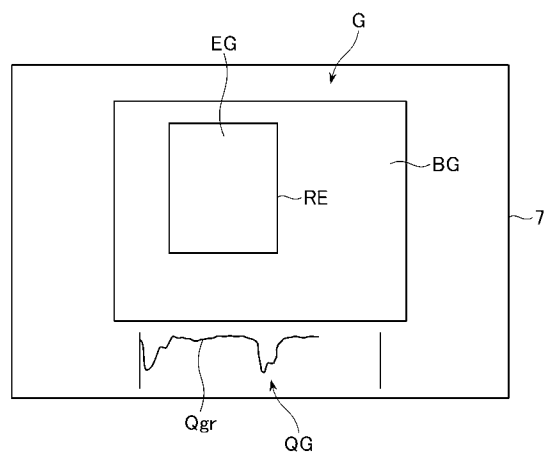
【 図 6 】



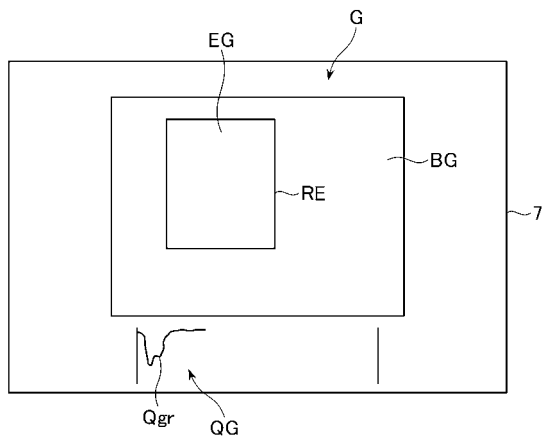
【 図 7 】



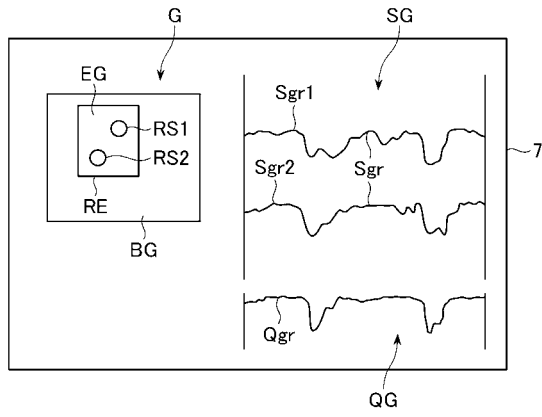
【 図 9 】



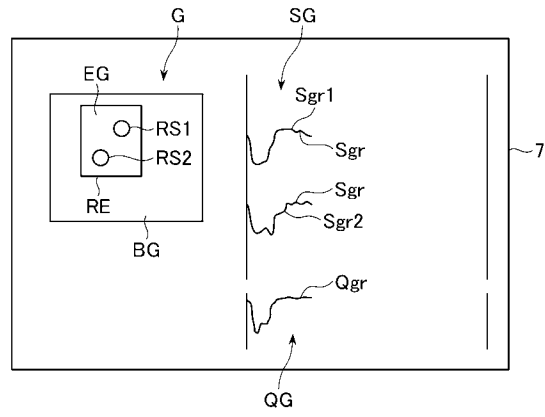
【 図 8 】



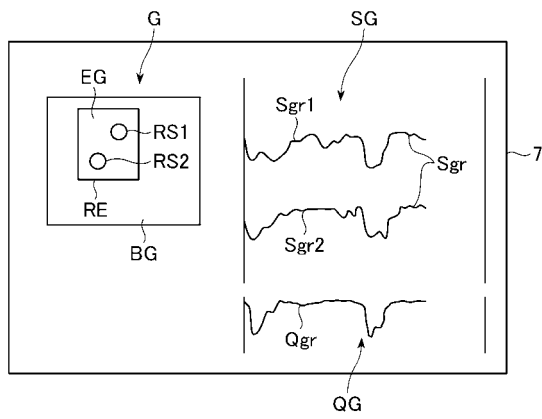
【図10】



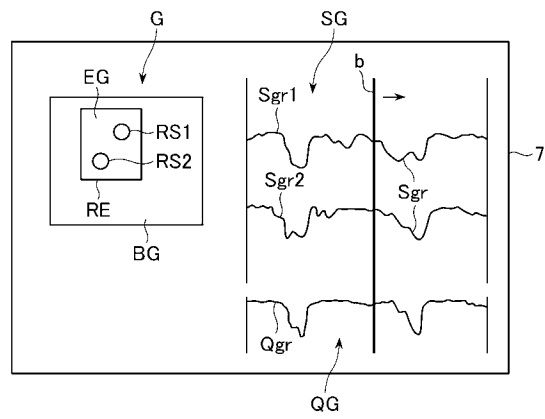
【図11】



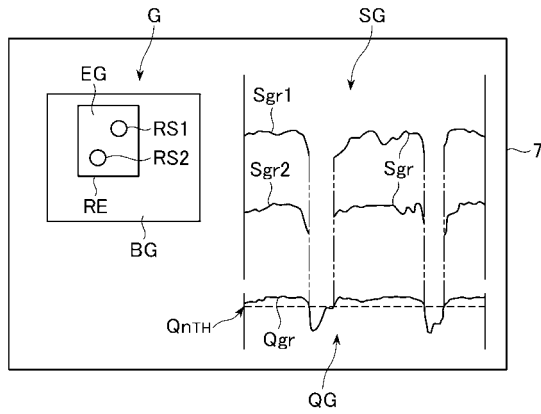
【図12】



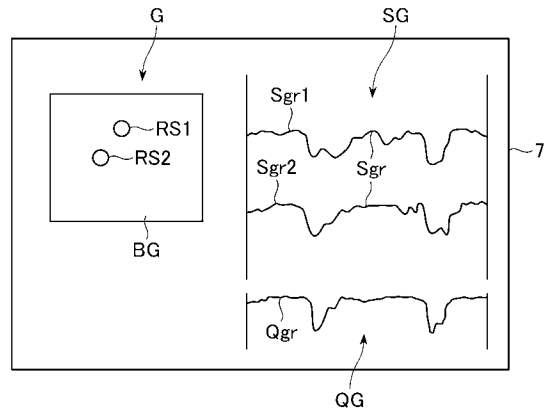
【図13】



【図14】



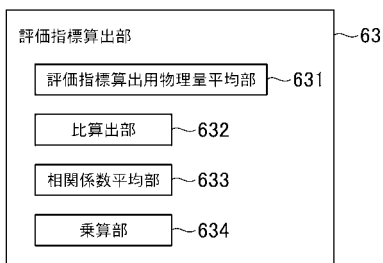
【図15】



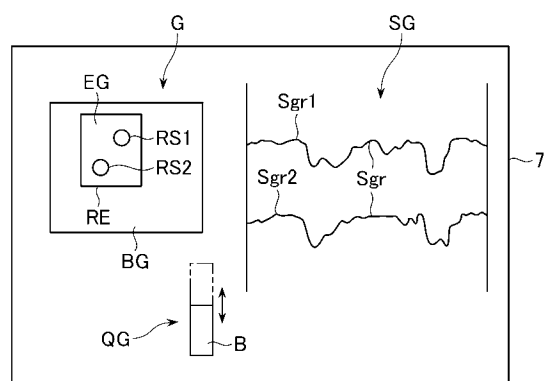
【図16】



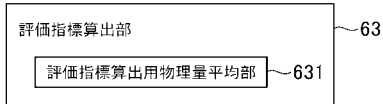
【図17】



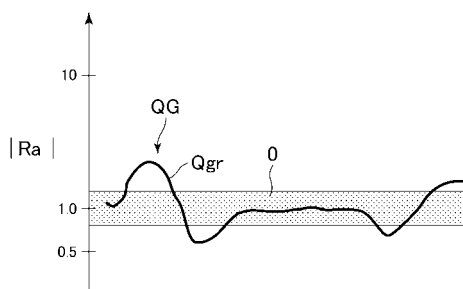
【図20】



【図18】



【図19】



---

フロントページの続き

(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 宮澤 浩

(56)参考文献 特開2004-351062(JP,A)  
特開2005-118152(JP,A)  
特開2008-073144(JP,A)  
国際公開第2005/120358(WO,A1)  
特開2004-159672(JP,A)  
特開2005-152405(JP,A)  
特開2007-312958(JP,A)  
国際公開第2005/122907(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5535575B2</a>	公开(公告)日	2014-07-02
申请号	JP2009246030	申请日	2009-10-27
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	伊藤真由美 谷川俊一郎		
发明人	伊藤 真由美 谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G06T5/50		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK33		
代理人(译)	伊藤亲		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2011092224A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够定量和更准确地掌握生物组织弹性的超声诊断设备。 解决方案：超声诊断设备包括：物理量计算单元，用于计算与生物组织中的每个部分的弹性有关的物理量；显示单元7，用于显示超声图像G；以及显示单元7，用于显示由物理量计算单元计算的物理量，表示在如此制作的超声波图像G中设定的位移测量区域RS 1和RS 2中的物理量的平均值X 1 AV 和X 2 AV 的位移图Sgr 1和Sgr 2被显示以及评估指标计算单元，其计算平均值X1 AV ，X2 AV 的评估指标值Qn，其中显示图像创建单元显示表示评估指标值Qn的评估指标图Qgr以及位移图Sgr1和Sgr2。 .The 10

