

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5484826号
(P5484826)

(45) 発行日 平成26年5月7日(2014.5.7)

(24) 登録日 平成26年2月28日(2014.2.28)

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

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2009-195004 (P2009-195004)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成21年8月26日 (2009.8.26)		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
(65) 公開番号	特開2011-45457 (P2011-45457A)		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 ュー・ブルバード・ダブリュー・710 ・3000
(43) 公開日	平成23年3月10日 (2011.3.10)	(74) 代理人	100106541
審査請求日	平成24年5月30日 (2012.5.30)		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

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、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像作成領域における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、

該比較部による比較結果を報知する報知部とを備え、

前記予め設定された前記物理量の平均値は、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強さで生体組織への圧迫と弛緩とが行われた場合に得られる前記物理量の平均値であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記物理量平均部は、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1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

10

20

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 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記報知部には、前記比較部によってフレーム毎に得られる比較結果が複数フレームにわたって平均化されて報知され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】

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信号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する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

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前記弾性画像作成領域における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前記弾性画像作成領域における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、

該乗算部による乗算結果を報知する報知部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記報知部には、前記乗算部によってフレーム毎に得られる乗算結果が複数フレームにわたって平均化されて報知される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 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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信号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する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

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前記弾性画像作成領域における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前記弾性画像作成領域における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、

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乗算結果を切り替えて報知可能な報知部と、

該報知部における切替の指示を入力する操作部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

前記報知部は、前記比較部による比較結果、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乗算結果を、グラフ、バーもしくは数値で表示部に表示するか、又は、音の高低で表してその音を発することを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記グラフは、前記比較部による比較結果、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乗算結果を縦軸に、時間を横軸に表したものであることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記バーは、前記比較部による比較結果、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乗算結果に応じて、バーの長さが伸縮するもの、又は、バーの色が変化するものであることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記予め設定された前記物理量の平均値は、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強さで生体組織への圧迫と弛緩とが行われた場合に得られる前記物理量の平均値であることを特徴とする請求項 5 ~ 11 のいずれか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】

【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、超音波プローブによって体表面から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い、エコー信号を取得する。そして、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】

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信号に、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、両エコー信号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、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、弾性画像が生体組織の弾性を正確に反映したものとならない。

【0005】

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に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、得られる算出値が、生体組織の弾性を正確に反映した算出値を得ることができなくなる。従って、相関演算の相関係数が低くなるほど、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なくなる。

【0006】

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

10

20

30

40

50

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弾性画像を得ることができない。

【0007】

しかし、このように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としても、その弾性画像を見た操作者が、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判断することは困難である。

【0008】

そこで、特許文献3には、操作者が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容易に判断できるようにするために、相関演算で得られた弾性を表す値のフレーム毎の平均を算出し、その平均値について、「H」(high)、「M」(medium)、「L」(low)の評価結果を表示する手法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【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】米国特許第6558324号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかし、特許文献3においては、生体組織の変形が不十分な状態で弾性画像が作成されたことを検出することを目的としているため、平均値が低くなるほど悪い評価(具体的には「L」)がなされる。一方で、平均値が高ければ「H」の評価となる。しかし、上述のように、生体組織への圧迫やその弛緩が過剰に行なわれた場合や、相関係数が低い相関演算で得られた算出値が含まれている場合であっても、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像にはならない。このため、特許文献3の手法では、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の判断をするには不十分な場合があり、判断の正確性に欠ける場合があった。

【0011】

本発明が解決しようとする課題は、弾性画像データに基づいて表示される弾性画像が、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、従来とは異なる観点又は従来よりも幅広い観点から評価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】

【0012】

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、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像作成領域における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、該比較部による比較結果を報知する報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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、前記報知部には、前記比較部によってフレーム毎に得られる比較結果が複数フレームにわたって平均化されて報知されることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 6 】

第5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、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、該相関係数平均部による算出結果を報知する報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【 0 0 1 7 】

第6の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記報知部には、前記相関係数平均部によってフレーム毎に得られる算出結果が複数フレームにわたって平均化されて報知されることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【 0 0 1 8 】

第7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信号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する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、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前記弾性画像作成領域における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前記弾性画像作成領域における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、該乗算部による乗算結果を報知する報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【 0 0 1 9 】

第8の観点の発明は、第7の観点の発明において、前記報知部には、前記乗算部によってフレーム毎に得られる乗算結果が複数フレームにわたって平均化されて報知されることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 2 0 】

第9の観点の発明は、第7、8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。

40

【 0 0 2 1 】

第10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信号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する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、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前記弾性画像作成領域における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前記弾性画像作成領域における

50

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、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乗算結果を切り替えて報知可能な報知部と、該報知部における切替の指示を入力する操作部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、前記生体組織における各部の物理量の前記弾性画像作成領域における平均値と、予め設定された前記物理量の平均値とを比較した比較結果が表示されるので、操作者は、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、前記弾性画像データに基づいて表示される弾性画像が、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像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

【0023】

また、前記物理量平均部により、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って得られた平均値は、エコー信号の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、このような平均値と予め設定された前記物理量の平均値（理想値）との比較結果は、生体組織に対す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、前記比較結果の表示から、生体組織に対す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。

20

【0024】

また、前記表示部に、前記比較部によってフレーム毎に得られる比較結果が複数フレームにわたって平均化されて表示されることにより、安定した比較結果を表示することができる。

【0025】

また、他の発明によれば、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均の算出結果が表示されるので、操作者は、前記弾性画像データに基づいて表示される弾性画像が、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像か否かを、従来とは異なる観点から評価することができる。

30

【0026】

また、前記表示部に、前記相関係数平均部によってフレーム毎に得られる算出結果が複数フレームにわたって平均化されて表示されることにより、安定した算出結果を表示することができる。

【0027】

また、他の発明によれば、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値を用いて前記比算出部によって算出された算出値と、前記相関係数平均部によって算出された算出値とを前記乗算部によって乗算し、この乗算結果が表示される。この乗算結果は、生体組織への圧迫とその弛緩の度合いの要素と、相関係数の要素とが加味されたものである。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。

40

【0028】

また、前記表示部に、前記乗算部によってフレーム毎に得られる乗算結果が複数フレームにわたって平均化されて表示されることにより、安定した乗算結果を表示することができる。

【0029】

また、本発明によれば、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及び前記乗算部による乗算結果を切り替えて表示す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

50

ができる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第一実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置における要部の構成を示すブロック図である。

【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】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5】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6】比算出部で用いられる関数のグラフを示す図である。

10

【図7】表示部の表示の一例を示し、時間の経過とともにクオリティ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8】表示部の表示の一例を示し、時間の経過とともにクオリティ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】表示部の表示の一例を示し、時間の経過とともにクオリティ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】表示部の表示の一例を示し、クオリティ表示の他例を示す図である。

【図11】本発明に係る超音波診断装置の第二実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図12】図11に示す超音波診断装置における要部の構成を示すブロック図である。

20

【図13】本発明に係る超音波診断装置の第三実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図14】図13に示す超音波診断装置における要部の構成を示すブロック図である。

【図15】本発明に係る超音波診断装置の第四実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図16】図15に示す超音波診断装置における要部の構成を示すブロック図である。

【図17】クオリティ表示の他例を示す図である。

【図18】クオリティ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】

【0031】

30

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10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モード画像処理部4、弾性画像処理部5、合成部6、表示部7、物理量平均部8、比算出部9、クオリティ表示作成部10を備え、さらに制御部11及び操作部12を備える。

【0032】

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信号に基づいて、後述のように弾性画像が作成される。

40

【0033】

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。また、送受信部3から出力されたエコー信号は、ローデータ(Raw Data)として図示しない記憶部に記憶されてもよい。

【0034】

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走査と、弾性画像を作成

50

するための走査とを別に行なう。弾性画像を作成するための走査としては、被検体における弾性画像を作成する領域において、同一音線上に二回の走査を行なう。

【0035】

前記Bモード画像処理部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モード処理を行い、Bモード画像データを作成する。ただし、前記Bモード画像処理部4は、前記記憶部にローデータとして記憶されたエコー信号に基づいてBモード画像データを作成してもよい。

【0036】

前記弾性画像処理部5は、前記送受信部3から出力されたエコー信号に基づいて、弾性画像データを作成する。ただし、前記弾性画像処理部5は、前記Bモード画像処理部4と同様に、前記記憶部にローデータとして記憶されたエコー信号に基づいてBモード画像データを作成してもよい。

10

【0037】

前記弾性画像処理部5についてもう少し詳しく説明すると、この弾性画像処理部5は、図2に示すように、物理量算出部51と弾性画像データ作成部52とを有している。前記物理量算出部51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。前記物理量算出部51は、図3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信号に基づいて変位を算出する。後述するように、前記エコー信号に相関ウィンドウW1, W2を設定し(図5参照)、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。そして、この変位に基づいて前記弾性画像データ作成部52によって一画素分の弾性画像データが作成される。前記物理量算出部51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。

20

【0038】

前記弾性画像データ作成部52は、前記物理量算出部51によって算出された変位を色相情報に変換し、超音波の送受信面における弾性画像作成領域(本例では後述の関心領域R)についての弾性画像データを作成する。前記弾性画像データ作成部52は本発明における弾性画像データ作成部の実施の形態の一例である。

【0039】

ちなみに、図3に示すように、異なる二つのフレーム(i), (i+1)に属するエコー信号から一フレーム分の弾性画像データが作成される。一方で、Bモード画像データは、前記フレーム(i), (i+1)のいずれかのエコー信号から作成される。

30

【0040】

ここで、本例では、図4に示すように前記表示部7に表示されたBモード画像BG上に関心領域(ROI: Region Of Interest)Rが設定され、この関心領域Rについて前記弾性画像データが作成される。前記関心領域Rは本発明における弾性画像作成領域の実施の形態の一例である。ただし、本発明は、このように前記Bモード画像BGの一部について弾性画像を作成する場合に限られるものではなく、前記Bモード画像BGの全体について前記弾性画像データを作成してもよい。

40

【0041】

前記Bモード画像処理部4で作成されたBモード画像データと、前記弾性画像処理部5で作成された弾性画像データは、前記合成部6で合成される。具体的には、この合成部6は、一フレーム分の前記Bモード画像データと前記弾性画像データとを加算処理し、前記表示部7に表示する一フレーム分の超音波画像データを作成する。そして、前記合成部6で得られた超音波画像データは、図4に示すように白黒のBモード画像BGとカラーの弾性画像EG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EGは、前記関心領域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。

【0042】

50

また、前記表示部 7 には、後述するクオリティ表示 Q G が表示される。前記表示部 7 は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 3 】

前記物理量平均部 8 は、一画素毎に算出された変位の前記関心領域 R における平均をフレーム毎に算出する。前記物理量平均部 8 の算出値を平均値 $X r_{A V}$ とする。前記物理量平均部 8 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。

【 0 0 4 4 】

前記比算出部 9 は、変位の平均の理想値 $X i_{A V}$ に対する前記平均値 $X r_{A V}$ の比 R a を算出し、さらに後述するように (式 1) の演算を行なう。前記比算出部 9 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 $X i_{A V}$ 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

【 0 0 4 5 】

ここで、前記理想値 $X i_{A V}$ 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 $X i_{A V}$ 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 $X i_{A V}$ は、操作者が前記操作部 1 2 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。

【 0 0 4 6 】

20

前記クオリティ表示作成部 1 0 は、図 4 に示すように、超音波画像 G とともに前記表示部 7 に表示されるクオリティ表示 Q G を作成する。このクオリティ表示 Q G は、本例では横軸が時間、縦軸が、後述するようにフレーム毎に算出されるクオリティ値 Q n を表すグラフ g r からなる。前記クオリティ表示 Q G の作成については、後で詳述する。

【 0 0 4 7 】

前記制御部 1 1 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

【 0 0 4 8 】

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 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、そのエコー信号を取得する。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。

【 0 0 4 9 】

そして、前記 B モード画像処理部 4 は、前記エコー信号に基づいて B モード画像データを作成する。また、前記弾性画像処理部 5 は、前記エコー信号に基づいて弾性画像データを作成する。前記 B モード画像データと前記弾性画像データは、前記合成部 6 で合成され、図 3 に示すように B モード画像 B G と弾性画像 E G とが合成された超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。

40

【 0 0 5 0 】

また、前記表示部 7 には、前記超音波画像 G の下方に、前記クオリティ表示作成部 1 0 により作成されたクオリティ表示 Q G が表示される。

【 0 0 5 1 】

前記弾性画像処理部 5 における弾性画像データの作成及び前記クオリティ表示 Q G の作成について詳細に説明する。前記弾性画像データを作成するにあたり、前記物理量算出部 5 1 は、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、前記物理量算出部 5 1 は、図 5 に示すようにフレーム (i) に属するエコー信号に相関ウィンドウ W 1 を設定し、フレーム (i i) に属するエコー信号に相

50

関ウィンドウW2を設定する。そして、前記物理量算出部51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。

【0052】

具体的に説明すると、図5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信号からなる。図5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5においてR(i), R(ii)は、前記関心領域Rに対応する領域を示している。

10

【0053】

例えば、前記音線L1c上のエコー信号に、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上のエコー信号に、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。前記物理量算出部51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。前記物理量算出部51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、前記物理量算出部51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。そして、このようにして前記物理量算出部51によって変位が算出されると、この変位に基づいて前記弾性画像データ作成部52が弾性画像データを作成する。

20

【0054】

次に、前記クオリティ表示GRの作成について説明する。このクオリティ表示GRの作成にあたり、先ず前記物理量平均部8が、前記関心領域R(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9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9は、前記比Raを次の(式1)に代入し、数値Yを得る。

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

30

ここで、Yは、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。

【0055】

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 $X_{r_{AV}}$ の比と同等である。この(式1)で表される関数をグラフで表すと、図6に示すグラフとなる。この図6に示すように、 $0 \leq Y \leq 1$ となる。

【0056】

また、 $0 \leq |Ra| \leq 10$ 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。

40

【0057】

前記比算出部9の算出値Yは、前記クオリティ表示作成部10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。前記クオリティ表示作成部10では、フレーム毎の前記算出値Yをクオリティ値Qnとしてプロットし、横軸が時間、縦軸が前記クオリティ値Qnを表すグラフgrからなるクオリティ表示QGを作成する。この時、前記クオリティ表示作成部10は、前記クオリティ値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。これにより、数値のばらつきのない安定したグラフgrを得ることができる。

【0058】

$0 \leq Y \leq 1$ であるため、 $0 \leq Qn \leq 1$ となる。クオリティ値Qnが1に近くなるほど、

50

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、一方でクオリティ値 Q_n 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。

【 0 0 5 9 】

クオリティ値 Q_n 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 6 のグラフから分かるように、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が前記理想値 $X_{i_{AV}}$ と等しい場合（すなわち、 $|R_a|$ が 1）、すなわち Q_n は 1 となる。従って、 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弾性画像 E_G が得られていることになる。

10

【 0 0 6 0 】

一方で、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が前記理想値 $X_{i_{AV}}$ と離れた値になるほど（すなわち、 $|R_a|$ が 1 から離れた値になるほど）、 Q_n は零に近づく。ここで、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が前記理想値 $X_{i_{AV}}$ 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、 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 E_G が得られていないことになる。

20

【 0 0 6 1 】

ちなみに、前記クオリティ値 Q_n が低いフレームについては、前記弾性画像 E_G の表示を行わないようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

前記クオリティ表示作成部 10 によって作成されたクオリティ表示 Q_G は、前記合成部 6 において前記超音波画像 G と合成される。これにより、前記表示部 7 には前記超音波画像 G の下方に前記クオリティ表示 Q_G が表示される。

【 0 0 6 3 】

前記クオリティ表示 Q_G 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、前記クオリティ表示作成部 10 は、現在表示されている超音波画像 G におけるクオリティ値 Q_n をフレーム毎にプロットすることにより、前記グラフ g_r を作成する。従って、前記表示部 7 において、前記グラフ g_r は、図 7、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。

30

【 0 0 6 4 】

ただし、前記超音波画像 G が、前記記憶部（図示省略）にローデータとして記憶されたエコー信号に基づいて作成される動画である場合、前記クオリティ表示作成部 10 は、再生の初めから終わりまでのグラフ g_r を作成し、これを前記表示部 7 に表示させてもよい。この場合、図 10 に示すように、前記クオリティ表示 Q_G は、前記グラフ g_r のほかに、現在表示されている超音波画像 G がどの時間のフレームのものであるかを示す縦方向の線分 b を含んでいてもよい。この線分 b は、前記超音波画像 G の再生中に、左から右へ移動する（図中矢印の方向）。

40

【 0 0 6 5 】

ちなみに、前記線分 b の長さは、前記クオリティ表示作成部 10 でフレーム毎に算出される前記クオリティ値 Q_n の最小値と最大値の間の長さになっている。

【 0 0 6 6 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、前記理想値 $X_{i_{AV}}$ に対する前記平均値 $X_{r_{AV}}$ の比 R_a に基づいて算出される前記クオリティ値 Q_n の時間変化を表すグラフ g_r からなるクオリティ表示 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

50

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。

【0067】

また、操作者は、前記グラフ g_r を見ることにより、クオリティ値 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、前記超音波画像 G がリアルタイムで表示されている場合、操作者は、前記グラフ 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。

【0068】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。この変形例では、前記物理量平均部 8 は、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 $X_{r_{AV}}$ を得る。そして、前記比算出部 9 が、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ を用いて前記比 R_a を算出し、また (式 1) を用いて Y を算出する。さらに、前記クオリティ表示作成部 10 が、前記算出値 Y を用いて前記クオリティ表示 Q_G を作成する。

【0069】

前記平均値 $X_{r_{AV}}$ は、エコー信号の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 $X_{r_{AV}}$ から得られたクオリティ値 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、前記クオリティ表示 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、前記クオリティ値 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、前記クオリティ値 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。

【0070】

また、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 $X_{r_{AV}}$ 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、例えばエコー信号の強度が弱い場合は、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が小さくなり、前記クオリティ値 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 $X_{r_{AV}}$ 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、常に前記クオリティ値 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クオリティ表示 Q_G を表示させることができる。

【0071】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について図 11 及び図 12 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。

【0072】

本例の超音波診断装置 20 は、前記物理量平均部 8 及び比算出部 9 を備えておらず、代わりに相関係数平均部 21 を備えている。この相関係数平均部 21 は、本発明における相関係数平均部 21 の実施の形態の一例である。

【0073】

本例の超音波診断装置 20 の作用について説明する。本例においては、前記クオリティ表示 Q_G の作成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 21 は、前記クオリティ表示 Q_G の作成にあたり、前記物理量算出部 51 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 R (領域 $R(i)$, $R(ii)$) における平均値 C_{AV} をフレーム毎に算出する。本例では、この相関係数 C の平均値 C_{AV} をクオリティ値 Q_n とする。ここで、 $0 < C < 1$ であるので、本例においても、 $0 < Q_n$

10

20

30

40

50

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、 Q_n 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 Q_n が零に近づくほど弾性画像EGのクオリティが悪くなる。

【0074】

そして、前記クオリティ表示作成部10は、前記平均値 C_{AV} を前記クオリティ値 Q_n としてプロットし、前記グラフgrからなるクオリティ表示QGを作成する。この時、前記クオリティ表示作成部10は、第一実施形態と同様に、前記クオリティ値 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。

10

【0075】

本例においても、前記クオリティ表示QGを構成するグラフgrは、第一実施形態と同様に、時間の経過とともに左から右へ流れるように表示されてもよい。また、前記クオリティ表示QGは、前記グラフgrのほかに縦方向の線分bを含んでいてもよい。

【0076】

本例の超音波診断装置20によれば、相関係数Cの平均値 C_{AV} であるクオリティ値 Q_n の時間変化を表すグラフgrからなるクオリティ表示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、エコー信号の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。

20

【0077】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について図13及び図14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。

【0078】

本例の超音波診断装置30は、前記物理量平均部8、前記比算出部9、前記クオリティ表示作成部10、前記相関係数平均部20等を備え、さらに乗算部31を備えている。前記乗算部31は、本発明における乗算部の実施の形態の一例である。

30

【0079】

本例の超音波診断装置30における前記クオリティ表示QGの作成について説明する。前記物理量平均部8は、第一実施形態の変形例と同様に、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9が、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ を用いて前記比Ra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21が相関係数の平均値 C_{AV} を算出する。

【0080】

そして、前記乗算部31は、前記比算出部9で得られた算出値Yと、前記相関係数平均部21で得られた相関係数の平均値 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。

40

【0081】

ここで、前記乗算部31は、前記算出値Yと前記相関係数の平均値 C_{AV} とを乗算する時に、重み付けをして乗算してもよい。

【0082】

前記クオリティ表示作成部10は、前記乗算値Mを前記クオリティ値 Q_n としてプロットし、前記クオリティ表示QGを作成する。この時、前記クオリティ表示作成部10は、第一、第二実施形態と同様に、前記クオリティ値 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。

【0083】

50

本例においても、前記クオリティ表示QGを構成するグラフgrは、第一、第二実施形態と同様に、時間の経過とともに左から右へ流れるように表示されてもよい。また、前記クオリティ表示QGは、前記グラフgrのほかに縦方向の線分bを含んでいてもよい。

【0084】

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と前記相関係数の平均値 C_{AV} との乗算値であるため、乗算値M、すなわち Q_n 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 Q_n 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】

ここで、第一実施形態の変形例のように、所定の閾値 C_{TH} 以上の相関係数の相関演算で得られた変位の平均値 $X_{r_{AV}}$ から算出されたクオリティ値 Q_n を前記クオリティ表示QG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} を前記クオリティ表示QG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、前記クオリティ値 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Ra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、相関係数の要素とを加味したクオリティ表示QG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。

【0086】

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について図15及び図16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。

【0087】

本例の超音波診断装置40は、第三実施形態の超音波診断装置30と基本的構成は同じであるが、前記比算出部9で得られる算出値Y、前記相関係数平均部21で得られる相関係数の平均値 C_{AV} 及び前記乗算部31で得られる乗算値Mのいずれかがクオリティ値 Q_n として選択され、前記クオリティ表示作成部10において、クオリティ表示QGが表示されるようになっている。

【0088】

具体的には、前記操作部12において、前記算出値Y、前記相関係数の平均値 C_{AV} 及び前記乗算値Mのいずれかを用いて前記クオリティ表示QGの表示を行なうかが操作者により入力される。そして、この操作部12における指示入力に基づいて、前記制御部11が制御を行なって、前記比算出部9による算出値Yの算出、前記相関係数平均部21による相関係数の平均値 C_{AV} の算出及び前記乗算部31による乗算値Mの算出のいずれかを行なわせ、得られた算出値に基づいて、前記クオリティ表示部10によるクオリティ表示QGの作成が行なわれる。これにより、操作者により選択された種類の値を用いて作成されたクオリティ表示QGが前記表示部7に表示される。

【0089】

操作者は、前記操作部12の指示入力を行なって、前記算出値Y、前記相関係数の平均値 C_{AV} 及び前記乗算値Mの中から一旦選択した値の種類を変更してもよい。このように、前記操作部12によって切替の指示入力を行なうことにより、新たに選択された種類の値を用いて作成されたクオリティ表示QGが前記表示部7に表示される。

【0090】

本例の超音波診断装置40によれば、前記比算出部9で得られる算出値Yを用いて作成されたクオリティ表示QG、前記相関係数平均部21で得られる相関係数の平均値 C_{AV} を用いて作成されたクオリティ表示QG、前記乗算部31で得られる乗算値Mを用いて作

10

20

30

40

50

成されたクオリティ表示 Q G 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。

【 0 0 9 1 】

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、前記物理量算出部 5 1 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。

【 0 0 9 2 】

また、前記比算出部 9 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、前記クオリティ表示作成部 1 0 は、前記比 | R a | を前記クオリティ値 Q n としてプロットしてなるグラフ g r を、前記クオリティ表示 Q G として作成してもよい。

10

【 0 0 9 3 】

前記比 | R a | を前記クオリティ値 Q n としてプロットして作成され、前記表示部 7 に表示されるクオリティ表示 Q G の一例を図 1 7 に示す。図 1 7 において、横軸は時間、縦軸は比 | R a | である。この図 1 7 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 E G 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、クオリティ表示 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なえば、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

【 0 0 9 4 】

また、前記クオリティ表示 Q G は、グラフ g r からなるものに限られず、例えば図 1 8 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クオリティ値 Q n の値 (0 < Q n < 1) に相当し、クオリティ値 Q n の変化とともに、縦方向に伸縮する。

【 0 0 9 5 】

また、バー B は、クオリティ値 Q n に応じて縦方向に伸縮するものではなく、クオリティ値 Q n に応じて色が変化するものであってもよい。

30

【 0 0 9 6 】

その他、クオリティ表示 Q G は、前記表示部 7 に数値で表示されてもよい。さらに、前記クオリティ値 Q n をクオリティ表示 Q G として表示するものに限られない。例えば、クオリティ値 Q n を音として発するためのスピーカ (図示省略) を備えていてもよい。このスピーカは、本発明における報知部の実施の形態の一例である。この場合には、クオリティ値 Q n の高低を、音の高低で表すようにする。

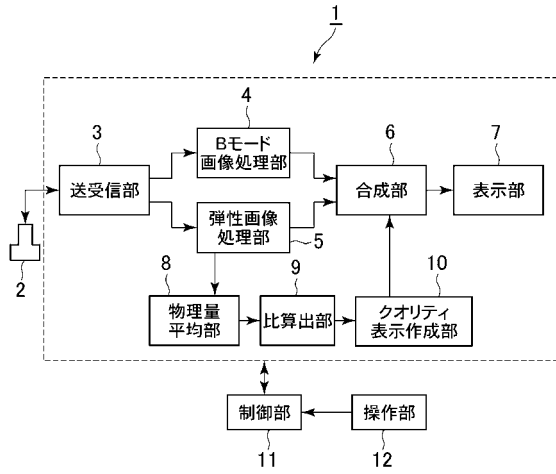
【 符号の説明 】

【 0 0 9 7 】

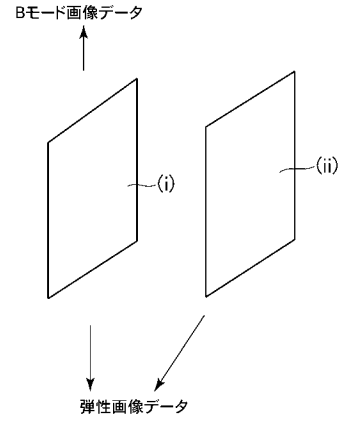
- 1 , 2 0 , 3 0 , 4 0 超音波診断装置
- 7 表示部 (報知部)
- 8 物理量平均部
- 9 比算出部 (比較部)
- 1 2 操作部
- 2 1 相関係数平均部
- 3 1 乗算部
- 5 1 物理量算出部
- 5 2 弾性画像データ作成部

40

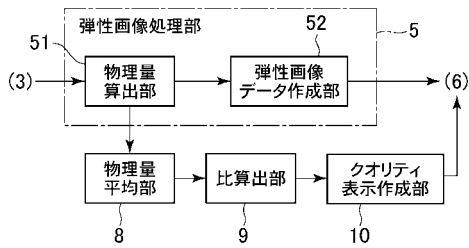
【図1】



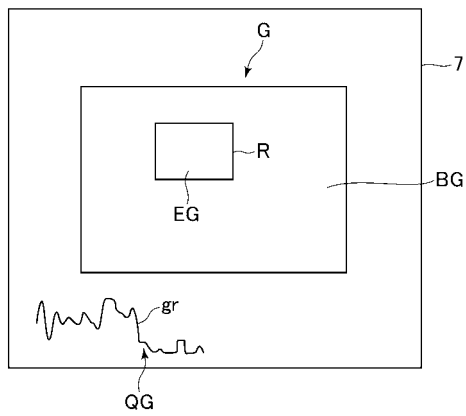
【図3】



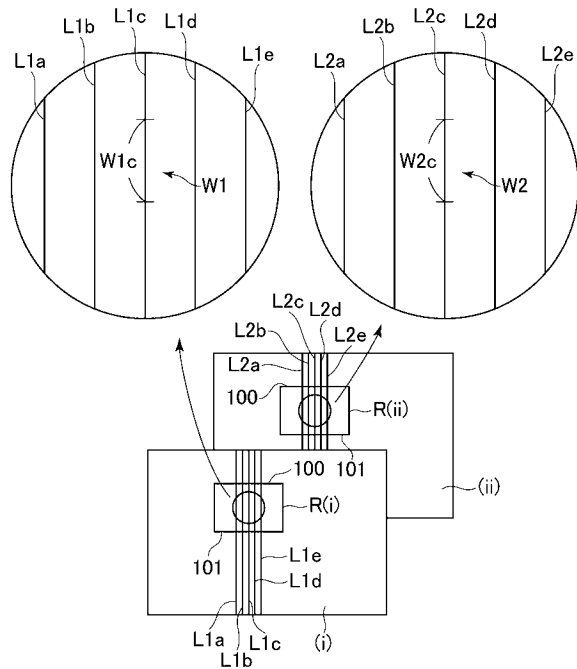
【図2】



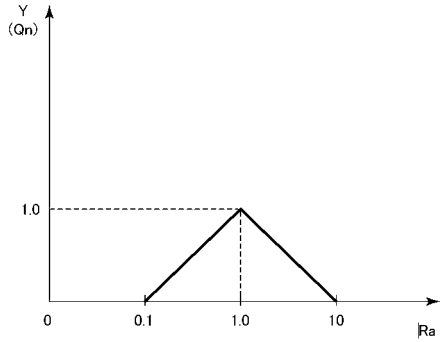
【図4】



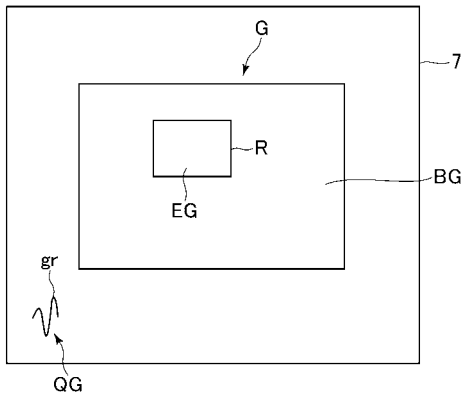
【図5】



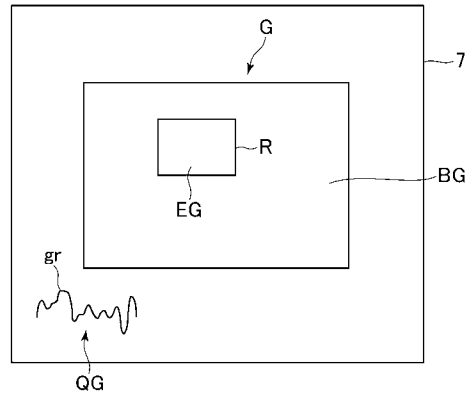
【図6】



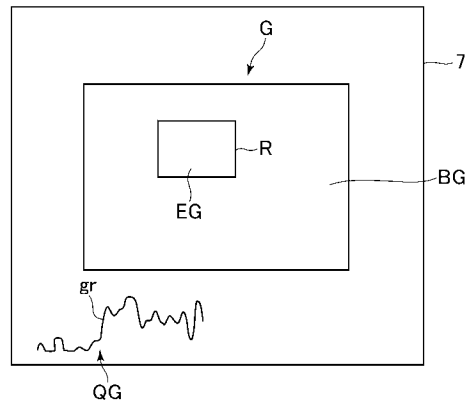
【図7】



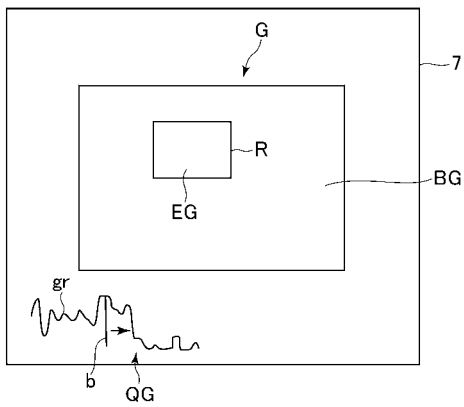
【図8】



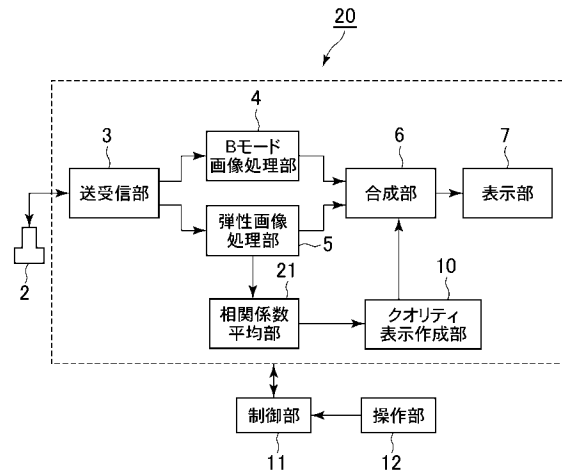
【図9】



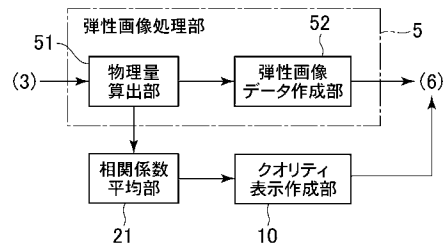
【図10】



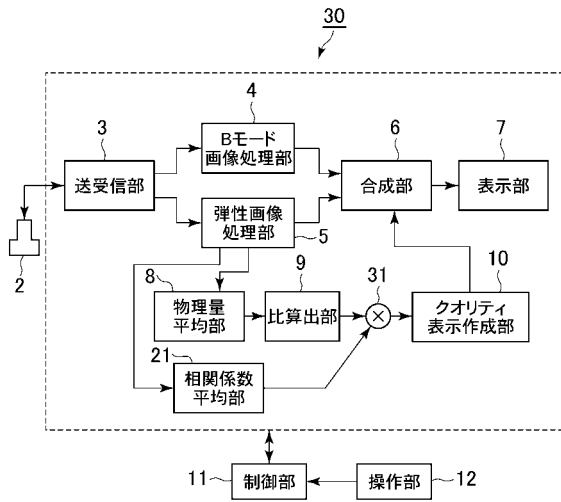
【図11】



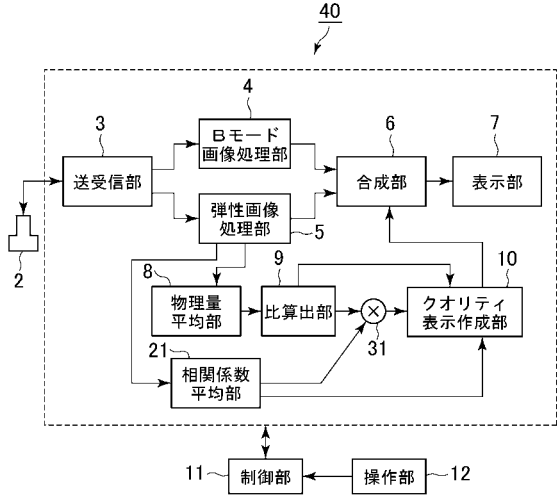
【図12】



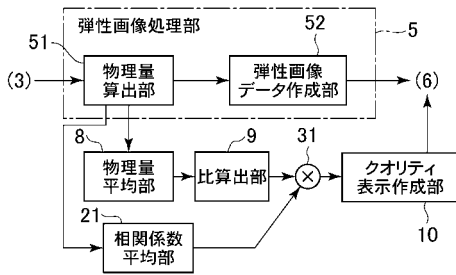
【図13】



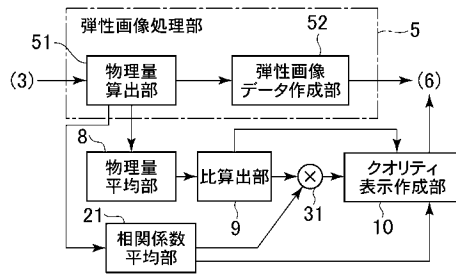
【図15】



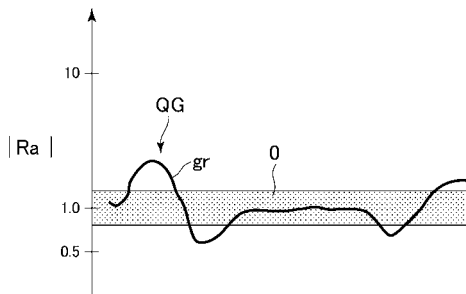
【図14】



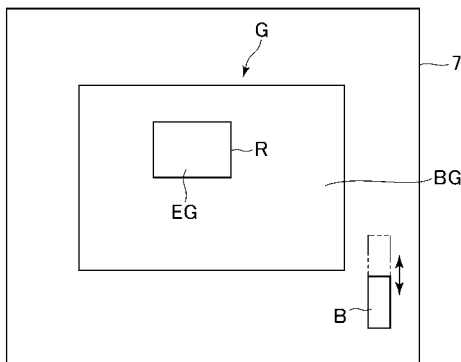
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

- (72)発明者 見山 広二
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
- (72)発明者 船矢 晴二
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 宮川 哲伸

- (56)参考文献 国際公開第2005/122907(WO, A1)
特開2008-259555(JP, A)
特開2008-073144(JP, A)
特許第3991282(JP, B2)
特開2008-161546(JP, A)
特開2006-166955(JP, A)
特開2005-118152(JP, A)
特開2008-126079(JP, A)
特開平11-128222(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5484826B2	公开(公告)日	2014-05-07
申请号	JP2009195004	申请日	2009-08-26
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	谷川俊一郎 見山広二 船矢晴二		
发明人	谷川 俊一郎 見山 広二 船矢 晴二		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/5205 G01S7/52073		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/JB48 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2011045457A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，用于评估基于弹性图像数据显示的弹性图像是否是从不同于之前的视点或比以前更宽的视点准确地反映活组织的弹性的弹性图像。ZOLUTION：超声波诊断装置包括：物理量计算部分51，用于计算与活组织中每个部分的弹性有关的物理量；弹性图像数据准备部分52，用于根据物理量为超声图像的发送/接收表面上的弹性图像准备区域准备活组织的弹性图像数据；物理量平均部分8，用于计算每帧的弹性图像准备区域中物理量的平均值；比率计算部分9，用于计算物理量平均部分8的计算值相对于物理量的预设平均值的比率；显示部分7用于显示比率计算部分9的计算结果

【図2】

