

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5485418号
(P5485418)

(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.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/08

請求項の数 3 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2013-8 (P2013-8)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成25年1月4日(2013.1.4)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロー
(62) 分割の表示	特願2009-257774 (P2009-257774)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
	の分割		エルシー
原出願日	平成21年11月11日(2009.11.11)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
(65) 公開番号	特開2013-81799 (P2013-81799A)		188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
(43) 公開日	平成25年5月9日(2013.5.9)		ュー・ブルバード・ダブリュー・710
審査請求日	平成25年1月11日(2013.1.11)		・3000
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	八幡 努
			東京都日野市旭ヶ丘4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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データ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、

前記弾性画像データを記憶する記憶部と、

該記憶部に記憶された前記弾性画像データのうち、前記比較部による比較結果に基づいて所定の基準を満たすフレームの弾性画像データに基づく弾性画像を、連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部とを備え、

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。

【請求項 2】

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 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記比較部による比較結果を報知する報知部を備えることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 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】

10

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】

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。

20

【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。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。

30

【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弾性画像を得ることができない。

40

【0007】

上述のように、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フレームがある場合、このようなフレームと、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像となっているフレームとで、同一部分であっても異なる色相が表示されて弾性画像がちらつき、診断しにくいおそれがある。そこで、前記特許文献 1 においては、作成された弾性画

50

像を表示させるか否かを判定し、表示させるべきではないと判定した場合には弾性画像を表示しないようにすることで、弾性画像における色のちらつきを抑制している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2005-118152号公報

【特許文献2】特開2008-126079号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

10

しかし、フレーム毎に弾性画像が表示されたり表示されなかったりすると、断続的な画として弾性画像が表示されることになるので、かえって見づらくなることもある。この結果、診断の妨げになることも懸念される。

【0010】

本発明が解決しようとする課題は、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を、従来よりも見やすく表示させ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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データ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、前記弾性画像データを記憶する記憶部と、該記憶部に記憶された前記弾性画像データのうち、前記比較部による比較結果に基づいて所定の基準を満たすフレームの弾性画像データに基づく弾性画像を、連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

第4の観点の発明によれば、第1～3のいずれか一の観点の発明において、前記比較部による比較結果を報知する報知部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0015】

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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づいて生体組織の弾性画像が作成される領域について、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、前記弾性画像データを記憶する記憶部と、該記憶部に記憶された前記弾性画像データのうち、前記相関係数平均部の算出結果に基づいて所定の基準を満たすフレームの弾性画像データに基づく弾性画像を、連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置で

50

ある。

【 0 0 1 6 】

第 6 の観点の発明によれば、第 5 の観点の発明において、前記相関係数平均部による算出結果を報知する報知部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 7 】

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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づいて生体組織の弾性画像が作成される領域について、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、前記弾性画像が作成される領域について、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、前記弾性画像データを記憶する記憶部と、該記憶部に記憶された前記弾性画像データのうち、前記乗算結果に基づいて所定の基準を満たすフレームの弾性画像データに基づく弾性画像を、連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部と、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 8 】

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。

20

【 0 0 1 9 】

第 9 の観点の発明は、第 7 , 8 の観点の発明において、前記乗算部による乗算結果を報知する報知部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 2 0 】

第 1 0 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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づいて生体組織の弾性画像が作成される領域について、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、前記弾性画像が作成される領域について、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、前記弾性画像データを記憶する記憶部と、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と、前記記憶部に記憶された前記弾性画像データのうち、前記操作部において選択された算出結果に基づいて所定の基準を満たすフレームの弾性画像データに基づく弾性画像を、連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

40

【 0 0 2 1 】

第 1 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エコーデータを記憶する記憶部と、同一音線上の時間的に異なる二つの前記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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データ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、前記記憶部に記憶された前記エコーデータのうち

50

、前記比較部による比較結果に基づいて所定の基準を満たすフレームのエコーデータから作成された弾性画像データに基づく弾性画像を、連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 2 2 】

第 1 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エコーデータを記憶する記憶部と、同一音線上の時間的に異なる二つの前記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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づいて生体組織の弾性画像が作成される領域について、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、前記記憶部に記憶された前記エコーデータのうち、前記相関係数平均部の算出結果に基づいて所定の基準を満たすフレームのエコーデータから作成された弾性画像データに基づく弾性画像を、連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部と、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 2 3 】

第 1 3 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エコーデータを記憶する記憶部と、同一音線上の時間的に異なる二つの前記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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づいて生体組織の弾性画像が作成される領域について、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、前記弾性画像が作成される領域について、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、前記記憶部に記憶された前記エコーデータのうち、前記乗算結果に基づいて所定の基準を満たすフレームのエコーデータから作成された弾性画像データに基づく弾性画像を連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【 0 0 2 4 】

第 1 4 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エコーデータを記憶する記憶部と、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して弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づいて生体組織の弾性画像が作成される領域について、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、前記弾性画像が作成される領域について、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、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と、前記記憶部に記憶されたエコーデータのうち、前記操作部において選択された算出結果に基づいて所定の基準を満たすフレームのエコーデータから作成された弾性画像データに基づく弾性画像を、連続フレームからなる動画像として表示させる表示画像作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

40

【 0 0 2 5 】

第 1 5 の観点の発明は、第 1 ～ 1 4 のいずれか一の観点の発明において、前記弾性画像データは、前記物理量のデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 2 6 】

50

第 16 の観点の発明は、第 1 ~ 14 のいずれか一の観点の発明において、前記弾性画像データは、前記物理量のデータに基づいて作成され、前記物理量に応じた色相情報を有する画像データであることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、前記記憶部に記憶された前記弾性画像データのうち、前記比較部による比較結果に基づいて所定の基準を満たすフレームの弾性画像データに基づく弾性画像が、連続フレームからなる動画像として途切れることなく表示される。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、従来よりも見やすく表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0028】

【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表示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】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】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。

20

【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、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 11】メモリ再生モードにおいて、メモリに記憶された B モードデータ及び弾性データの読み出しを説明する図である。

【図 12】メモリから読み出された B モードデータ及び弾性データに基づいて作成された B モード画像データ及びカラー弾性画像データを合成して画像データを作成する説明図である。

30

【図 13】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 14】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部の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三実施形態における評価部の成を示すブロック図である。

【図 16】本発明に係る超音波診断装置の第六実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図 17】図 15 に示す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 18】クオリティ表示の他例を示す図である。

40

【図 19】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】

【0029】

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、表示制御部 6、表示部 7、制御部 8 及び操作部 9 を備える。

【0030】

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

50

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。

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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）において、同一音線上に二回の走査を行なう。

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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 W_1 、 W_2 を設定し（図 6 参照）、これら相関ウィンドウ W_1 、 W_2 間で相関演算を行なって変位を算出する。一対の前記相関ウィンドウ W_1 、 W_2 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。

【 0 0 3 5 】

前記弾性データは、弾性画像の作成に用いられるデータであり、本発明における弾性画像データの実施の形態の一例である。ちなみに、本発明において弾性画像データとは、弾性画像の作成に用いられるデータを云う。前記弾性データ作成部 5 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。

【 0 0 3 6 】

前記表示制御部 6 には、前記 B モードデータ作成部 4 からの B モードデータ及び前記弾性データ作成部 5 からの弾性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 3 に示すように評価部 6 1、メモリ 6 2 及び表示画像作成部 6 3 を有している。

【 0 0 3 7 】

まず、前記評価部 6 1 について説明すると、この評価部 6 1 は、図 4 に示すように、物理量平均部 6 1 1 及び比算出部 6 1 2 を有している。前記物理量平均部 6 1 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。前記物理量平均部 6 1 1 の算出値を平均値 $X_{r_{AV}}$ とする。前記物理量平均部 6 1 1 は、弾性画像作成領域（後述の関心領域 R ）についてフレーム毎に平均値 $X_{r_{AV}}$ を算出する。前記物理量平均部 6 1 1 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 3 8 】

前記比算出部 6 1 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）の演算を行なってクオリティ値 Q_n を算出する。このクオリティ値 Q_n は、後述の超音波画像 G における弾性画像 E_G が、生体組織の弾性をどれだけより正確に表したものであるかを示すものである。前記比算出部 6 1 2

10

20

30

40

50

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 $X_{i_{AV}}$ 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。

【0039】

ここで、前記理想値 $X_{i_{AV}}$ 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 $X_{i_{AV}}$ 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 $X_{i_{AV}}$ 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。

10

【0040】

前記メモリ62には、音線毎の前記Bモードデータ及び音線毎の前記弾性データが格納される。また、前記メモリ62には、フレーム毎のクオリティ値 Q_n が格納される。クオリティ値 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。前記メモリ62は、本発明における記憶部の実施の形態の一例である。

【0041】

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、後述のBモード画像データ及び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62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。

20

【0042】

前記表示画像作成部63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256階調) からなる。そして、前記表示画像作成部63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、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。前記関心領域Rは、前記弾性画像作成領域であり、本発明における生体組織の弾性画像が作成される領域の実施の形態の一例である。

30

【0043】

また、前記表示画像作成部63は、図5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QGを作成する。このクオリティ表示QGは、本例では横軸が時間、縦軸が前記クオリティ値 Q_n を表すグラフgrからなる。前記クオリティ表示QGの作成については、後で詳述する。前記クオリティ表示QGは、前記表示部7に表示される。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。

【0044】

さらに、前記表示画像作成部63は、後述するように、リアルタイムモードではなくメモリ再生モードにおいて超音波画像Gを表示させる場合、前記メモリ62に記憶された弾性データのうち、前記クオリティ値 Q_n が所定の閾値以上であるフレームの弾性データのみを読み出して画像データを作成し、超音波画像Gを表示させる。詳細は後述する。前記表示画像作成部63は、本発明における表示画像作成部の実施の形態の一例である。

40

【0045】

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。

50

【 0 0 4 6 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。前記超音波診断装置 1 においてリアルタイムでの撮影を行なう場合（リアルタイムモード）、先ず、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。

【 0 0 4 7 】

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、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 6 2 に格納され、また前記表示画像作成部 6 3 において B モード画像データ及びカラー弾性画像データに変換される。そして、これら B モード画像データ及びカラー弾性画像データが合成されて、図 5 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、リアルタイムの画像として前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 4 8 】

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 6 3 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 4 9 】

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 6 3 における前記クオリティ値 Q_n の算出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) , (i i) 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 W 1 を設定し、フレーム (i i) に属するエコーデータに相関ウィンドウ W 2 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 W 1 , W 2 間で相関演算を行なって変位を算出する。

【 0 0 5 0 】

具体的に説明すると、図 6 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 L 1 a , L 1 b , L 1 c , L 1 d , L 1 e が示され、また前記フレーム (i i) において前記音線 L 1 a ~ L 1 e に対応する音線として、音線 L 2 a , L 2 b , L 2 c , L 2 d , L 2 e が示されている。すなわち、前記音線 L 1 a 及び前記音線 L 2 a 、前記音線 L 1 b 及び前記音線 L 2 b 、前記音線 L 1 c 及び前記音線 L 2 c 、前記音線 L 1 d 及び前記音線 L 2 d 、前記音線 L 1 e 及び前記音線 L 2 e 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 (i i) は、前記関心領域 R に対応する領域を示している。

【 0 0 5 1 】

例えば、前記音線 L 1 c 上のエコーデータに、前記相関ウィンドウ W 1 として相関ウィンドウ W 1 c が設定され、前記音線 L 2 c 上のエコーデータに、前記相関ウィンドウ W 2 として相関ウィンドウ W 2 c 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 W 1 c , W 2 c 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 L 1 c , L 2 c 上において、前記領域 R (i) , R (i i) の上端 1 0 0 から下端 1 0 1 まで相関ウィンドウ W 1 c , W 2 c 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 (i i) 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。

【 0 0 5 2 】

次に、前記クオリティ値 Q_n の算出及び前記クオリティ表示 G R の作成について説明する。このクオリティ表示 G R の作成にあたり、前記弾性データが前記表示制御部 6 へ入力されると、先ず前記物理量平均部 6 1 1 が、前記関心領域 R (前記領域 R (i) , R (i

10

20

30

40

50

i))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 612 が、 $X_{r_{AV}} / X_{i_{AV}}$ の演算を行ない、前記比 R_a を算出する。さらに、前記比算出部 612 は、前記比 R_a を次の(式1)に代入し、数値 Y を得る。

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

ここで、 Y は、前記クオリティ値 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 R_a 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7に示すグラフとなる。この図7に示すように、 $0 \leq Y \leq 1$ となる。

10

【0054】

また、 $0 \leq |R_a| \leq 10$ であるものとし、 $|R_a|$ がこの範囲を超えた場合、 Y は零とする。

【0055】

前記比算出部 612 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 63 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 63 では、フレーム毎の前記算出値 Y をクオリティ値 Q_n としてプロットし、横軸が時間、縦軸が前記クオリティ値 Q_n を表すグラフ g_r からなるクオリティ表示 Q_G を作成する。この時、前記表示画像作成部 63 は、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。これにより、数値のばらつきのない安定したグラフ g_r を得ることができる。

20

【0056】

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

30

【0057】

クオリティ値 Q_n と弾性画像 E_G 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7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)、 Y すなわちクオリティ値 Q_n は1となる。従って、クオリティ値 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弾性画像 E_G が得られていることになる。

【0058】

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)、クオリティ値 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、クオリティ値 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 E_G が得られていないことになる。

40

【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。

【0060】

前記表示画像作成部 63 によって作成されたクオリティ表示 Q_G は、前記超音波画像 G

50

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 1 】

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、前記表示画像作成部 6 3 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 8、図 9、図 10 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、前記グラフ g r の左端が現在表示されているフレームのクオリティ値を表す。

【 0 0 6 2 】

次に、リアルタイムでの撮影が終了した後に、前記メモリ 6 2 に格納された前記 B モードデータ及び前記弾性データに基づいて作成された超音波画像 G を表示させる場合（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 3 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し、これらを 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画像データを作成する。

【 0 0 6 3 】

ただし、前記表示画像作成部 6 3 は、所定の基準を満たさない弾性データ及びこの弾性データと対の B モードデータは読み出さない。詳しく説明すると、前記表示画像作成部 6 3 は、前記メモリ 6 2 に格納された弾性データのうち、クオリティ値 Q_n が所定の閾値以上であるフレームの弾性データのみを読み出すとともに、この弾性データと対になる B モードデータを前記メモリ 6 2 から読み出す。ここで、前記閾値は、生体組織の弾性を所望の度合いで正確に反映した弾性画像が得られる値に設定される。前記閾値は、例えば前記操作部 9 において入力され設定されるようになっていてもよい。

【 0 0 6 4 】

前記メモリ 6 2 からの読み出しについて、具体的に図 11 に基づいて説明する。図 11 には、フレーム単位の弾性データ E D 1, E D 2, E D 3, E D 4 及び B モードデータ B D 1, B D 2, B D 3, B D 4 が示されている。ちなみに、弾性データ E D 1 及び B モードデータ B D 1 の時相が最も古く、弾性データ E D 4 及び B モードデータ B D 4 の時相が最も新しいものとする。

【 0 0 6 5 】

例えば、弾性データ E D 1 のクオリティ値 Q_n が 0.8、弾性データ E D 2 のクオリティ値 Q_n が 0.7、弾性データ E D 3 のクオリティ値 Q_n が 0.8、弾性データ E D 4 のクオリティ値 Q_n が 0.9 であったとする。閾値を 0.8 とすると、前記表示画像作成部 6 3 は、前記弾性データ E D 1, E D 3, E D 4 を読み出し、前記弾性画像データ E D 2 については読み出さない。

【 0 0 6 6 】

ここで、図 11 に示す前記 B モードデータ B D 1 は、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有する前記 B モード画像データに変換された後、前記弾性データ E D 1 に基づいて得られるカラー弾性画像データと合成されることになるデータである。すなわち、前記 B モードデータ B D 1 は、前記弾性データ E D 1 と対になるデータである。同様に、前記 B モードデータ B D 2 は、前記弾性データ E D 2 と対になるデータであり、前記 B モードデータ B D 3 は、前記弾性データ E D 3 と対になるデータである。また、前記 B モードデータ B D 4 は、前記弾性データ E D 4 と対になるデータである。

【 0 0 6 7 】

前記表示画像作成部 6 3 は、前記弾性データ E D 1, E D 3, E D 4 を読み出すとともに、これらと対になる B モードデータ B D 1, B D 3, B D 4 を読み出す。一方、前記表示画像作成部 6 3 は、前記弾性画像データ B D 2 と対の B モードデータ B D 2 は読み出さない。そして、前記表示画像作成部 6 3 は、前記 B モードデータ B D 1, B D 3, B D 4 を B モード画像データ B G D 1, B G D 3, B G D 4 に変換する。また、前記表示画像作成部 6 3 は、前記弾性データ E D 1, E D 3, E D 4 をカラー弾性画像データ E G D 1,

10

20

30

40

50

E G D 3 , E G D 4 に変換する。

【 0 0 6 8 】

このようにして前記 B モード画像データ B G D 1 , B G D 3 , B G D 4 及び前記カラー弾性画像データ E G D 1 , E G D 3 , E G D 4 が得られると、前記表示画像作成部 6 3 は、図 1 2 に示すように、前記 B モード画像データ B G D 1 及び前記カラー弾性画像データ E G D 1 を合成して画像データ G D 1 を作成し、また前記 B モード画像データ B G D 3 及び前記カラー弾性画像データ E G D 3 を合成して画像データ G D 2 を作成し、さらに前記 B モード画像データ B G D 4 及び前記カラー弾性画像データ E G D 4 を合成して画像データ G D 3 を作成する。これにより、前記画像データ G D 1 に基づく超音波画像 G 1、前記画像データ G D 2 に基づく超音波画像 G 2、前記画像データ G D 3 に基づく超音波画像 G 3 が、連続フレームからなる動画像として前記表示部 7 に表示される。

10

【 0 0 6 9 】

なお、メモリ再生モードにおいても、リアルタイムモードと同様に前記クオリティ表示 Q G を表示させる。この場合、クオリティ表示 Q G としては、表示されているフレームのクオリティ値 Q_n のみが表示され、所定の閾値以上のクオリティ値 Q_n が表示される。

【 0 0 7 0 】

メモリ再生モードにおいて前記クオリティ表示 Q G を表示させる場合、リアルタイムモードと同様にして表示させてもよいが、再生の初めから終わりまでのグラフ g r を作成して表示してもよい。この場合、図 1 3 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、時間の経過とともに左から右へ移動する（図中矢印の方向）。

20

【 0 0 7 1 】

ちなみに、前記線分 b の長さは、前記比算出部 6 1 2 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 7 2 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、前記メモリ 6 2 に格納された前記 B モードデータ及び前記弾性データに基づいて作成された超音波画像 G を表示させる場合に、所定の基準を満たし、生体組織の弾性をより正確に反映したフレームの弾性データから作成された弾性画像 E G を含む超音波画像 G が、連続フレームからなる動画像として途切れることなく前記表示部 7 に表示される。従って、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像 E G を、従来よりも見やすく表示させることができる。

30

【 0 0 7 3 】

また、前記理想値 X_{iA_V} に対する前記平均値 X_{rA_V} 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 7 4 】

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、リアルタイムモード時においては、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。

40

【 0 0 7 5 】

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 6 1 1 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_{rA_V}' を得る。そし

50

て、前記比算出部 6 1 2 が、前記平均値 $X r_{A V}$ ' を用いて前記比 $R a$ を算出し、また (式 1) を用いて Y を算出してクオリティ値 $Q n$ 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 3 が、前記算出値 Y を用いて前記クオリティ表示 $Q G$ を作成し、またメモリ再生モードにおいては、前記算出値 Y を用いて前記弾性データの読み出しを行なう。

【 0 0 7 6 】

前記平均値 $X r_{A V}$ ' 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 $X r_{A V}$ ' 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、メモリ再生モードにおいて、所定の閾値以上のクオリティ値 $Q n$ になっているフレームの弾性データを読み出すようにすることで、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状態で取得されたエコーデータに基づいて作成された弾性データを読み出すことができる。これにより、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像 $E G$ を含む超音波画像 G を表示させることができる。

【 0 0 7 7 】

また、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。

【 0 0 7 8 】

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 $X r_{A V}$ 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 $X r_{A V}$ 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 $X r_{A V}$ 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。

【 0 0 7 9 】

< 第二実施形態 >

次に、第二実施形態について図 1 4 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。

【 0 0 8 0 】

本例において、前記評価部 6 1 は前記物理量平均部 6 1 1 及び比算出部 6 1 2 を備えておらず、代わりに相関係数平均部 6 1 3 を有している。この相関係数平均部 6 1 3 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。

【 0 0 8 1 】

本例の作用について説明する。本例においては、前記クオリティ値 $Q n$ 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 6 1 3 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 R (領域 $R(i)$, $R(i i)$) における平均値 $C_{A V}$ 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 $C_{A V}$ をクオリティ値 $Q n$ とする。従って、前記メモリ 6 2 には前記平均値 $C_{A V}$ が格納され、またメモリ再生モードにおいて、前記表示画像作成部 6 3 は、前記平均値 $C_{A V}$ を用いて前記弾性データの読み出しを行なう。具体的には、前記表示画像作成部 6 3 は、平均値 $C_{A V}$ が所定の閾値以上であるフレームの弾性データを読み出す。ここで、前記閾値は、生体組織の弾性を所望の度合いで正確に反映した弾性画像が得られる値に設定される。

【 0 0 8 2 】

ここで、 $0 < C < 1$ であるので、本例においても、 $0 < Q_n < 1$ 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。

【 0 0 8 3 】

ちなみに、前記クオリティ表示QGの作成にあつては、前記表示画像作成部63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、前記表示画像作成部63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

【 0 0 8 4 】

本例によれば、メモリ再生モードにおいて、例えばエコーデータの取得時に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前記平均値 C_{AV} が低く、生体組織の弾性を正確に反映していない弾性データに基づいて作成された弾性画像EGは表示されず、一方で前記平均値 C_{AV} が所定の閾値以上であつて生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像EGを含む超音波画像Gを、連続フレームからなる動画像として途切れることなく表示することができる。

20

【 0 0 8 5 】

また、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。

【 0 0 8 6 】

< 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。

30

【 0 0 8 7 】

本例において、前記評価部61は、前記物理量平均部611、前記比算出部612、前記相関係数平均部613を有し、さらに乗算部614を有している。前記乗算部614は、本発明における乗算部の実施の形態の一例である。

【 0 0 8 8 】

本例におけるクオリティ値 Q_n の算出について説明する。前記物理量平均部611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_{RAV}' を算出し、また前記比算出部612が、前記平均値 X_{RAV}' 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613が相関係数Cの平均値 C_{AV} を算出する。

40

【 0 0 8 9 】

そして、前記乗算部614は、前記比算出部612で得られた算出値Yと、前記相関係数平均部613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をクオリティ値 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、またメモリ再生モードにおいて、前記表示画像作成部63は、前記乗算値Mを用いて前記弾性データの読み出しを行なう。具体的には、前記表示画像作成部63は、前記乗算値Mが所定の閾値以上であるフレームの弾性データを読み出す。ここで、前記閾値は、生体組織の弾性を所望の度合いで

50

正確に反映した弾性画像が得られる値に設定される。

【0090】

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、すなわちクオリティ値 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。

【0091】

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。

10

【0092】

ちなみに、前記クオリティ表示QGの作成にあつては、前記表示画像作成部63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、前記表示画像作成部63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。

【0093】

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。

【0094】

20

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Cの相関演算で得られた変位の平均値 X_{RAV} 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_{RAV} 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値 Q_n を算出し、またこのクオリティ値 Q_n からなるクオリティ表示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。

30

【0095】

また、メモリ再生モードにおいて、前記乗算値Mを用いて弾性データが読み出されるので、生体組織の弾性をより正確に反映したフレームの弾性データから作成された弾性画像EGを含む超音波画像Gが、連続フレームからなる動画像として途切れることなく表示される。

【0096】

< 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612で得られる算出値Y、前記相関係数平均部613で得られる相関係数Cの平均値 C_{AV} 及び前記乗算部614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、クオリティ値 Q_n とする。そして、選択されたクオリティ値 Q_n からなるクオリティ表示QGが前記表示画像作成部63によって作成される。前記算出値Y、前記平均値 C_{AV} 、前記乗算値Mのいずれを前記クオリティ値 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。クオリティ値 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。

40

【0097】

本例によれば、前記各実施形態と同様に、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画

50

像EGを、従来よりも見やすく表示させることができるほか、前記比算部612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613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614で得られる乗算値Mを用いて作成されたクオリティ表示QG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。

【0098】

<第五実施形態>

次に、第五実施形態について図16及び図17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。本例の超音波診断装置20では、前記送受信部3で信号処理されたエコーデータを格納するメモリ21を備えている。このメモリ21は本発明における記憶部の実施形態の一例である。

10

【0099】

前記メモリ21には、Bモード画像用走査で得られたエコーデータと、弾性画像用走査で得られたエコーデータとが格納される。本例では、Bモード画像用走査で得られたエコーデータを第一エコーデータとし、弾性画像用走査で得られたエコーデータを第二エコーデータとする。

【0100】

また、前記表示制御部6は、図17に示すように前記評価部61及び前記表示画像作成部63を有する。本例では、前記評価部61は、第一実施形態と同様に前記物理量平均部611及び前記比算部612を有している(図4参照)。

20

【0101】

本例の作用について説明すると、メモリ再生モードにおいては、前記メモリ21から前記第一エコーデータ及び前記第二エコーデータが読み出される。前記第一エコーデータは前記Bモードデータ作成部4に入力され、前記第二エコーデータは前記弾性データ作成部5に入力される。そして、前記Bモードデータ作成部4は、前記第一エコーデータについてBモード処理を行なって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、前記第二エコーデータに基づいて弾性データを作成する。

【0102】

前記Bモードデータ及び前記弾性データは、前記表示制御部6に入力される。そして、前記評価部61の物理量平均部611が変位の平均値を算出し、さらに前記比算部612が比Raを算出した後に数値Yを算出しクオリティ値Qnを得る。

30

【0103】

ここで、本例では、前記クオリティ値Qnは前記メモリ21に格納されておらず、上述のようにメモリ再生モードにおいてもクオリティ値Qnを算出するようになっている。

【0104】

前記表示画像作成部63は、クオリティ値Qnが所定の閾値以上であるフレームの弾性データについてのみカラー弾性画像データに変換し、このカラー弾性画像データと、前記Bモードデータから得られたBモード画像データとを合成して画像データを作成し、この画像データに基づく超音波画像Gが表示される。これにより、所定の基準を満たし、生体組織の弾性をより正確に反映したフレームの弾性画像データから作成された弾性画像EGを含む超音波画像Gが、連続フレームからなる動画像として途切れることなく前記表示部7に表示される。従って、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像EGを、従来よりも見やすく表示させることができる。

40

【0105】

ちなみに、リアルタイムモードにおいては第一実施形態と同様にして前記超音波画像G及びクオリティ表示QGが作成され表示される。また、クオリティ表示QGは、メモリ再生モードにおいても第一実施形態と同様にして作成され表示される。

【0106】

次に、第五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。

50

第一変形例においては、前記第一実施形態の変形例と同様に、前記物理量平均部 6 1 1 は、相関係数 $C(0 \leq C \leq 1)$ 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って得られた平均値 $X_{r_{AV}}$ を用いて Y を算出し、クオリティ値 Q_n としてもよい。

【0107】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例においては、前記第二実施形態と同様に、前記評価部 6 1 は前記相関係数平均部 6 1 3 を有している（図 14 参照）。そして、この相関係数平均部 6 1 3 によって算出される平均値 C_{AV} をクオリティ値 Q_n とする。

【0108】

次に、第三変形例について説明する。この第三変形例においては、前記第三実施形態と同様に、前記評価部 6 1 は、前記物理量平均部 6 1 1、前記比算出部 6 1 2、前記相関係数平均部 6 1 3 を有し、さらに前記乗算部 6 1 4 を有する（図 15 参照）。前記物理量平均部 6 1 1 は、相関係数 $C(0 \leq C \leq 1)$ 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って得られた平均値 $X_{r_{AV}}$ を用いて Y を算出する。また、前記相関係数平均部 6 1 3 が相関係数の平均値 C_{AV} を算出する。そして、前記算出値 Y と前記平均値 C_{AV} とを乗算して得られる乗算値 M をクオリティ値 Q_n とする。

【0109】

次に、第四変形例について説明する。この第四変形例においては、前記第四実施形態と同様に、前記比算出部 6 1 で得られる算出値 Y 、前記相関係数平均部 6 1 3 で得られる相関係数の平均値 C_{AV} 及び前記乗算部 6 1 4 で得られる乗算値 M の全てを算出することができ、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、クオリティ値 Q_n とする。

【0110】

以上説明した第五実施形態では、メモリ再生モード時においてもクオリティ値 Q_n を算出しているが、このような場合に限られるものではなく、リアルタイムモード時に算出されたクオリティ値 Q_n を前記メモリ 2 1 に格納してもよい。この場合、メモリ再生モード時において画像データを作成する時に、前記メモリ 2 1 に格納されたクオリティ値 Q_n が所定の閾値以上であるフレームの弾性データを読み出して画像データの作成を行なう。

【0111】

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、前記第一～第四実施形態において、前記クオリティ値 Q_n は前記メモリ 6 2 に格納されていなくてもよい。この場合、メモリ再生モード時においても前記クオリティ値 Q_n の算出を行なう。

【0112】

また、前記第一～第四実施形態においては、前記メモリ 6 2 には、ローデータである前記 B モードデータ及び前記弾性データが格納されるようになっているが、前記メモリ 6 2 には、前記表示画像作成部 6 3 によって作成された前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データが格納されるようになっていてもよい。この場合、前記表示画像作成部 6 3 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。前記クオリティ値 Q_n を前記メモリ 6 2 に格納する場合は、どのフレームのカラー弾性画像データについてのものかがわかるように、カラー弾性画像データと関連付けて格納する。そして、メモリ再生モードにおいては、前記メモリ 6 2 に格納された前記カラー弾性画像データのうち、前記各実施形態と同様に、クオリティ値 Q_n に基づいて所定の基準を満たすカラー弾性画像データを読み出して画像データの作成を行なう。

【0113】

また、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。

【0114】

10

20

30

40

50

また、前記比算出部 6 1 2 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 $|R a|$ をクオリティ値 $Q n$ とする。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 8 に示す。図 1 8 において、横軸は時間、縦軸は比 $|R a|$ である。この図 1 8 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。

10

【0115】

なお、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 9 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 ($0 \leq Q n \leq 1$) 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。

【0116】

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。

【0117】

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ー (図示省略) を備えていてもよい。このスピーカーは、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。

20

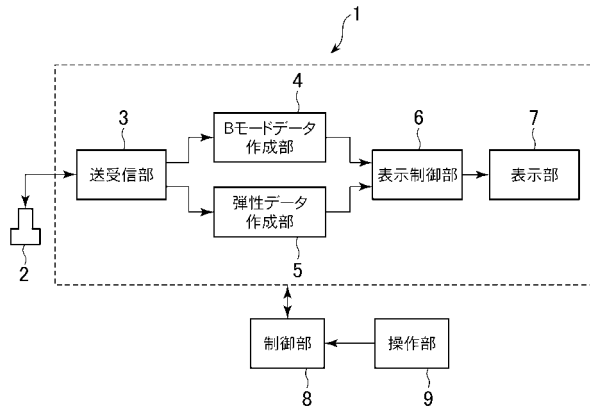
【符号の説明】

【0118】

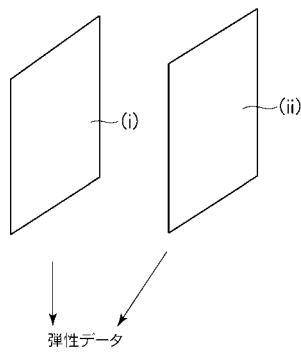
- 1, 20 超音波診断装置
- 5 弾性データ作成部 (弾性画像データ部)
- 7 表示部 (報知部)
- 9 操作部
- 6 2 メモリ
- 6 3 表示画像作成部
- 6 1 1 物理量平均部
- 6 1 2 比算出部 (比較部)
- 6 1 3 相関係数平均部
- 6 1 4 乗算部

30

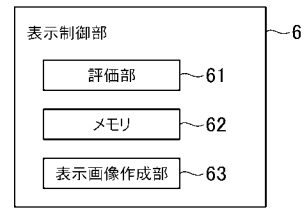
【図 1】



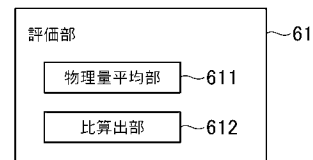
【図 2】



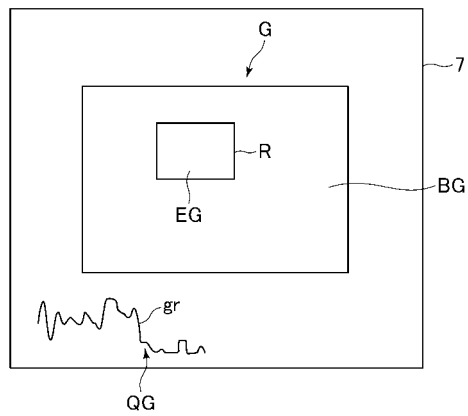
【図 3】



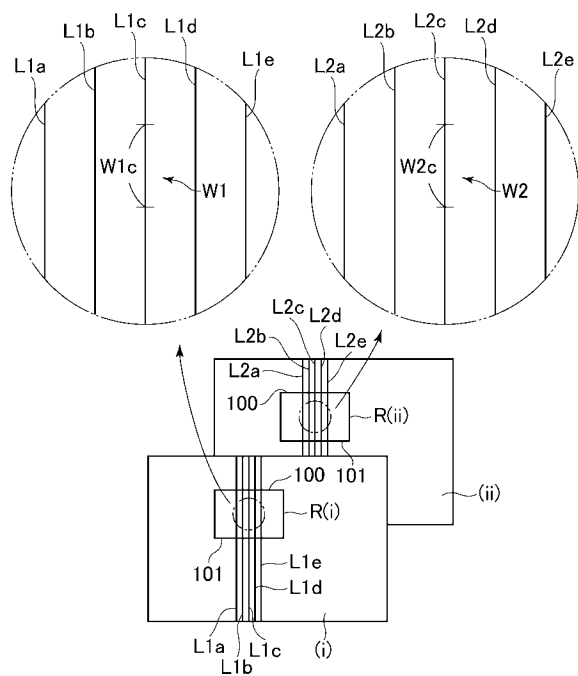
【図 4】



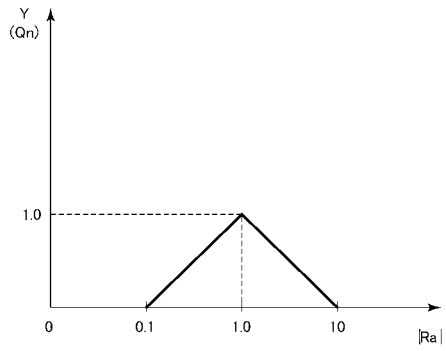
【図 5】



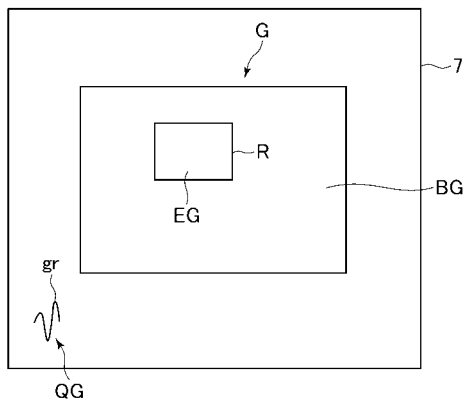
【図 6】



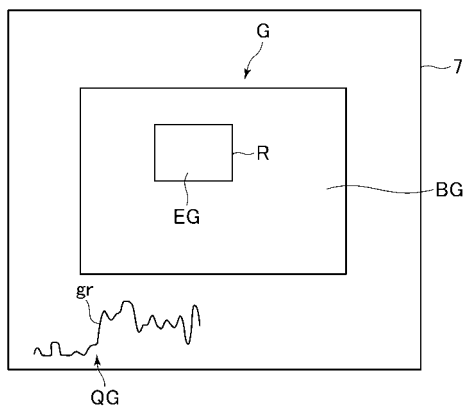
【図 7】



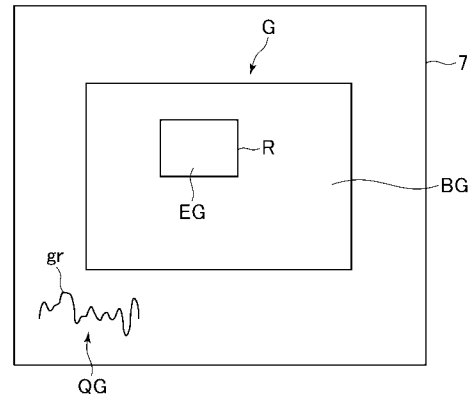
【図 8】



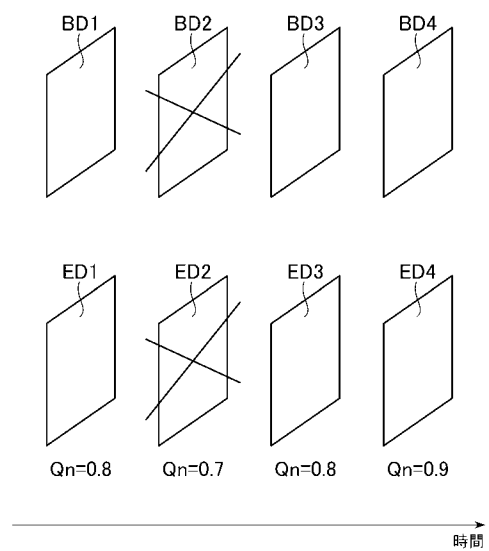
【図 10】



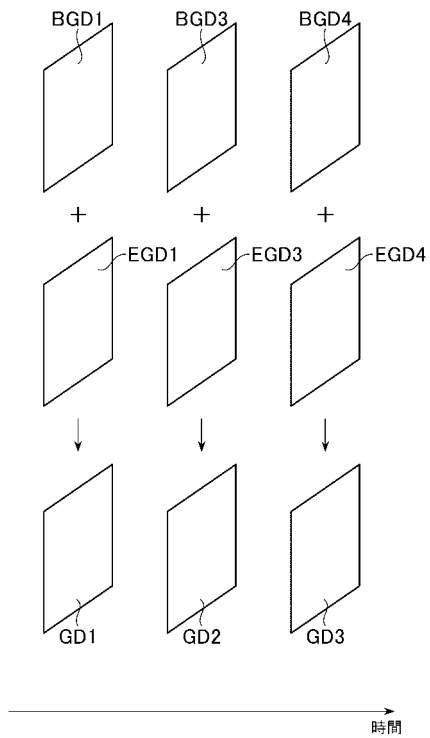
【図 9】



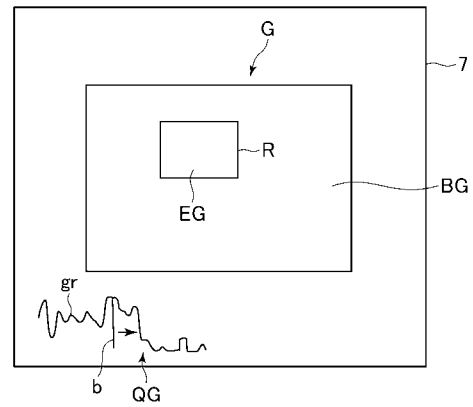
【図 11】



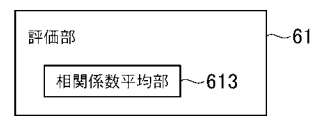
【図 1 2】



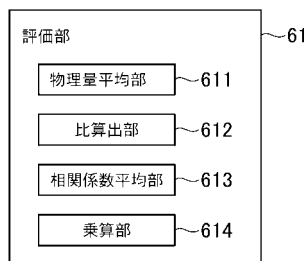
【図 1 3】



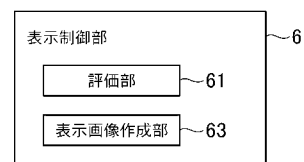
【図 1 4】



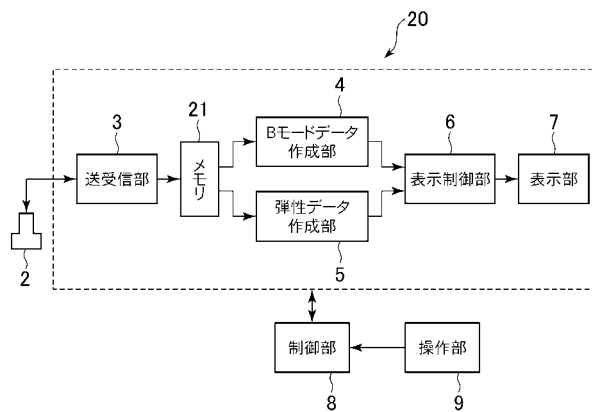
【図 1 5】



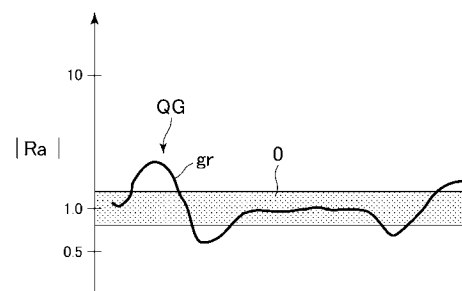
【図 1 7】



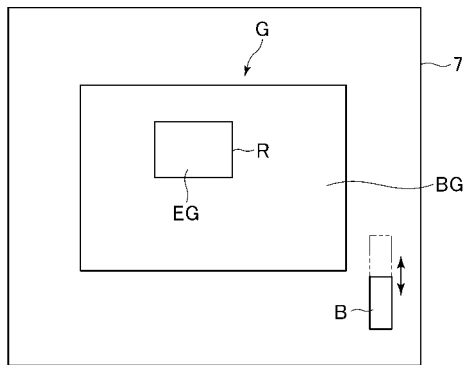
【図 1 6】



【図 1 8】



【図 19】



フロントページの続き

(72)発明者 谷川 俊一郎

東京都日野市旭ヶ丘4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 五関 統一郎

(56)参考文献 特開2007-282932(JP,A)

特開2008-126079(JP,A)

特開2005-118152(JP,A)

特開2007-312958(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5485418B2	公开(公告)日	2014-05-07
申请号	JP2013000008	申请日	2013-01-04
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	八幡 努 谷川 俊一郎		
发明人	八幡 努 谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE10 4C601/JC04 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK16 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤 亲		
其他公开文献	JP2013081799A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以比现有技术更容易看到的方式显示准确反映活组织弹性的弹性图像的超声诊断设备。解决方案：超声诊断设备包括：用于计算的弹性数据发起部分生物组织各部位弹性的物理量来源于弹性数据;物理量平均部分，用于基于弹性数据计算每个帧中形成活组织的弹性图像的区域中的物理量的平均值;比率计算部分，用于计算物理量平均部分的计算值与物理量的预设平均值之比，以计算质量值 Q_n ;显示图像形成部分，用于根据存储在a中的弹性数据ED1，ED2，ED3，ED4，基于质量值 Q_n 满足预定参考的帧的弹性数据ED1，ED3，ED4显示弹性图像。记忆，作为由连续帧组成的运动图像。

