

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5638190号
(P5638190)

(45) 発行日 平成26年12月10日(2014.12.10)

(24) 登録日 平成26年10月31日(2014.10.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-275194 (P2008-275194)
 (22) 出願日 平成20年10月27日 (2008.10.27)
 (65) 公開番号 特開2010-99378 (P2010-99378A)
 (43) 公開日 平成22年5月6日 (2010.5.6)
 審査請求日 平成23年5月18日 (2011.5.18)

(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 谷川 俊一郎
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

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】

被検体の生体組織の弾性を画像化した弾性画像を表示する表示手段と、
 被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、生体組織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手段と、
 該物理量算出手段によって算出された生体組織における各部の弾性に関する物理量に基づいて、弾性画像フレームデータを作成する弾性画像フレームデータ作成手段と、
 同一音線上における時間的に異なる2つのエコー信号について、相関ウィンドウ毎に相関処理を行って算出された相関係数を、エコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定する重み付け係数設定手段と、

前記重み付け係数が乗算された時間的に異なる複数の弾性画像フレームデータを加算処理して前記表示手段に表示される弾性画像を作成する表示弾性画像作成手段と、
 を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体の生体組織の弾性を画像化した弾性画像を表示する表示手段と、
 被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、生体組織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手段と、
 該物理量算出手段によって算出された生体組織における各部の弾性に関する物理量に基づいて、弾性画像フレームデータを作成する弾性画像フレームデータ作成手段と、
 前記物理量算出手段によって算出された生体組織における各部の弾性に関する物理量の

10

20

一フレーム分の統計分布と前記各部の弾性に関する物理量とを比較して、該各部の弾性に関する物理量がエラーか否かを判定して決定される該各部の弾性に関する物理量の評価結果を、エコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定する重み付け係数設定手段と、

前記重み付け係数が乗算された時間的に異なる複数の弾性画像フレームデータを加算処理して前記表示手段に表示される弾性画像を作成する表示弾性画像作成手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体の生体組織の弾性を画像化した弾性画像を表示する表示手段と、
被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、生体組織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手段と、

該物理量算出手段によって算出された生体組織における各部の弾性に関する物理量に基づいて、弾性画像フレームデータを作成する弾性画像フレームデータ作成手段と、

エコー信号の振幅がゼロである部分をエラーとし、ゼロではない部分を非エラーとする評価結果を、エコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定する重み付け係数設定手段と、

前記重み付け係数が乗算された時間的に異なる複数の弾性画像フレームデータを加算処理して前記表示手段に表示される弾性画像を作成する表示弾性画像作成手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

重み付け係数は、フレーム単位で設定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】

重み付け係数は、弾性画像フレームデータの画素単位で設定されることを特徴とする請求項 1 ~ 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記物理量算出手段は、同一音線上における時間的に異なる 2 つのエコー信号について、相関ウィンドウ毎に相関処理を行って、生体組織における各部の弾性に関する物理量の算出を行うことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

生体組織の弾性に関する物理量は、生体組織の変位、歪み又は弾性率のいずれかであることを特徴とする請求項 1 ~ 6 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ことができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

通常の B モード画像上に、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を重畳して表示す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、弾性画像は以下のようにして作成される。先ず、被検体に超音波プローブを当接した状態でプローブによる圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波を送信して得られた同一音線上における時間的に異なるエコー信号について、相関ウィンドウ毎に相関処理を行って相関係数を算出し、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。そして、算出された弾性に関する物理量に基づいて、生体組織の弾性をカラーで画像化する。

【特許文献 1】特開 2007-282932 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

ところで、エコー信号に基づいて算出された弾性に関する物理量が、実際の生体組織の弾性を正確に反映したものになつてない場合がある。例えば、弾性画像が表示される領域の中には、Bモード画像において暗く表示されデータが欠落しているように見える部分、すなわち被検体に送信された超音波の反射がなく、エコー信号の振幅がないような部分が含まれている場合もある。このような部分のエコー信号に基づいて算出された弾性に関する物理量は、実際の生体組織の弾性を正確に反映したものになつてない。また、エコー信号にノイズが混入している場合もある。このノイズの部分に基づいて算出された弾性に関する物理量も、実際の生体組織の弾性を正確に反映したものになつてない。

【 0 0 0 4 】

このように、得られたエコー信号の信頼度が低い場合、エコー信号に基づいて算出される弾性に関する物理量は実際の生体組織の弾性を正確に反映したものになつてないため、得られる弾性画像は、実際の生体組織の弾性が正確に反映されない画像になつてしまふ。また、このように実際の生体組織の弾性が正確に反映されない画像が表示されると、同一部分について全く異なる画像になつたりしてちらついた画像になり、安定した画像が得られない。

【 0 0 0 5 】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、その解決しようとする課題は、実際の生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を安定して表示させることができ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】**【 0 0 0 6 】**

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、被検体の生体組織の弾性を画像化した弾性画像を表示する表示手段と、被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、生体組織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手段と、該物理量算出手段によって算出された生体組織における各部の弾性に関する物理量に基づいて、弾性画像フレームデータを作成する弾性画像フレームデータ作成手段と、エコー信号の信頼度に基づいて重み付け係数を設定する重み付け係数設定手段と、前記重み付け係数が乗算された時間的に異なる複数の弾性画像フレームデータを加算処理して前記表示手段に表示される弾性画像を作成する表示弾性画像作成手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 7 】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、エコー信号の信頼度は、前記物理量算出手段により、実際の生体組織の弾性に応じた物理量をどれくらい正確に算出できるエコー信号であるかという観点から決定されるものであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 8 】

第3の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、重み付け係数は、フレーム単位で設定されることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 9 】

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、重み付け係数は、弾性画像フレームデータの画素単位で設定されることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 0 】

第5の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記重み付け係数設定手段は、同一音線上における時間的に異なる2つのエコー信号について、相関ウィンドウ毎に相関処理を行って算出された相関係数を、エコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 1 】

第6の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記重み付け係数

10

20

30

40

50

設定手段は、前記物理量算出手段によって算出された生体組織における各部の弾性に関する物理量の統計分布に基づいて決定される各部の弾性に関する物理量の評価結果を、エコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第7の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記重み付け係数設定手段は、エコー信号の振幅の評価結果を、エコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

第8の観点の発明は、第1～7のいずれか一の観点の発明において、前記物理量算出手段は、同一音線上における時間的に異なる2つのエコー信号について、相関ウィンドウ毎に相関処理を行って、生体組織における各部の弾性に関する物理量の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。 10

【0014】

第9の観点の発明は、第1～8のいずれか一の観点の発明において、生体組織の弾性に関する物理量は、生体組織の変位、歪み又は弾性率のいずれか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】

【0015】

本発明によれば、時間的に異なる複数の弾性画像フレームデータについて、エコー信号の信頼度に基づいて設定された重み付け係数が乗算されてそれぞれが加算され、前記表示手段に表示される弾性画像が作成される。これにより、得られる弾性画像において、実際の生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像フレームデータを強調することができ、この結果、実際の生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を安定して表示させることができる。 20

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

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説明する。図1は、本発明に係る超音波診断装置の第一実施形態の構成を示すブロック図、図2は、図1に示す超音波診断装置におけるカラー弾性画像処理部の構成を示すブロック図、図3は、重み付け係数設定直線を示す図である。 30

【0017】

図1に示す超音波診断装置1は、超音波の送受信を行う超音波プローブ2と、この超音波プローブ2を駆動させてスキャン面を走査し、また前記超音波プローブ2で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行う送受信部3とを備えている。さらに、前記超音波診断装置1は、エコー処理部4、Bモード画像処理部5、カラー弾性画像処理部6を備え、また前記Bモード画像処理部5からのBモード画像及び前記カラー弾性画像処理部6からの弾性画像を合成する合成部7と、この合成部7で合成された画像を表示する表示部8とを備える。また、図示しないが、前記超音波診断装置1は、さらに装置各部を制御する制御部と、操作者が指示を入力する操作部とを備える。 40

【0018】

前記エコー処理部4は、前記送受信部3からの音線毎のエコー信号に対し、対数圧縮、包絡線検波等の信号処理を行ってBモード画像データを作成する。そして、このBモード画像データは、前記Bモード画像処理部5のデジタルスキャンコンバータ(図示省略)で走査変換され、Bモード画像が作成される。

【0019】

前記カラー弾性画像処理部6は、図2に示すように、変位算出部61、弾性画像フレームデータ作成部62、表示弾性画像作成部63、フレームメモリ64、重み付け係数設定部65を有している。 50

【0020】

前記変位算出部61は、前記送受信部3からの音線毎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として、生体組織における各部の変形による変位を算出する。具体的には、同一音線上における時間的に異なる2つのエコー信号について、相関ウィンドウ毎に相関処理を行って各部の変位を算出する。そして、算出された変位に基づいて弾性画像が作成される。一つの相関ウィンドウにおいて算出された変位からは、一画素分の弾性画像が得られる。前記変位算出部61は、本発明における物理量手段の実施の形態の一例である。

【0021】

ちなみに、生体組織の変形による変位は、超音波送受信時に前記プローブ2によって生体組織に圧迫を加えたときに生じる変位又は圧迫状態から前記プローブ2を弛緩したときに生じる変位である。

10

【0022】

前記弾性画像フレームデータ作成部62は、前記変位算出部61で算出された変位に基づいて、弾性画像フレームデータを作成する。具体的に説明すると、前記弾性画像フレームデータ作成部62は、先ず弾性画像を表示させる領域における各部の変位の平均値を算出する。前記弾性画像フレームデータ作成部62は、本発明における弾性画像フレームデータ作成手段の実施の形態の一例である。

【0023】

ちなみに、弾性画像を表示させる領域は、前記表示部8に表示される画像の全体であつてもよいし、前記表示部8に表示される画像の一部、すなわちROI(Region of Interest)であつてもよい。

20

【0024】

次に、前記弾性画像フレームデータ作成部62は、算出された平均値を基準にして弾性画像フレームデータを作成する。具体的には、平均値を基準にして変位の最大値と最小値を任意に設定し、最大値と最小値の間を256階調に分割して、各部分の変位の値を対応する階調に割り当てる。そして、各階調に、赤、緑、青の色コードからなる色相情報を割り当てる、各部分の変位の値に色相情報を割り当てるにより、弾性画像フレームデータを作成する。例えば、平均値よりも変位量が大きい部分には赤を割り当て、また平均値よりも変位量が小さい部分には青を割り当てる。これにより、前記表示部8に表示される弾性画像は、生体組織の軟らかい部分は赤く表示され、硬い部分は青く表示された画像になる。

30

【0025】

前記表示弾性画像作成部63は、第一乗算器631、第二乗算器632、加算器633を有する。前記第一乗算器631は、前記弾性画像フレームデータ作成部62からの弾性画像フレームデータFD1に所定の重み付け係数k1を乗算する。また、第二乗算器632は、前記フレームメモリ64に保存された一フレーム前の弾性画像フレームデータFD0に所定の重み付け係数k0を乗算する。そして、前記加算器633は、重み付け係数k1が乗算された弾性画像フレームデータFD1と重み付け係数k0が乗算された弾性画像フレームデータFD0とを加算することにより、前記表示部8に表示される弾性画像データを作成する。前記表示弾性画像作成部63は、本発明における表示弾性画像作成手段の実施の形態の一例である。

40

【0026】

ここで、重み付け係数k1, k0について説明する。重み付け係数k1, k0は、前記重み付け係数設定部65によって設定される。重み付け係数k1, k0は、フレーム単位で設定されてもよく、また画素単位で設定されてもよい。すなわち、重み付け係数k1, k0は、一フレームの弾性画像フレームデータFD1, FD0全体につき、一つずつ設定されてもよく、また弾性画像フレームデータFD1, FD0における一画素につき一つ設定されてもよい。

【0027】

50

より詳細に重み付け係数 k_1 , k_0 の設定について説明すると、前記重み付け係数設定部 65 は、エコー信号の信頼度に基づいて重み付け係数 k_1 , k_0 を設定する。エコー信号の信頼度は、生体組織の弾性に応じた変位をどれくらい正確に算出できるエコー信号であるかという観点から決定される。

【0028】

本例では、前記重み付け係数設定部 65 は、エコー信号の信頼度として、前記変位算出部 61 において相関処理を行う際に算出される相関係数（0 以上 1 以下）を用いて重み付け係数 k_1 , k_0 を設定する。より具体的に説明すると、前記重み付け係数設定部 65 は、前記変位算出部 61 から入力される相関係数を用いて、先ず重み付け係数 k_1 を設定する。この相関係数は、弾性画像フレームデータ FD1 を作成するためのエコー信号について相関処理を行って得られたものである。次に、前記重み付け係数設定部 65 は、重み付け係数 k_0 を、 $k_0 = 1 - k_1$ の式に基づいて算出する。

10

【0029】

重み付け係数 k_1 の設定について説明する。重み付け係数 k_1 , k_0 を、一フレームの弾性画像フレームデータ FD1, FD0 全体につき、一つずつ設定する場合、すなわちフレーム単位で重み付け係数 k_1 , k_0 を設定する場合、前記重み付け係数設定部 65 は、相関ウィンドウ毎に算出された相関係数について、一フレーム全体における平均値を算出する。そして、前記重み付け係数設定部 65 は、算出された平均値に応じた重み付け係数 k_1 を設定する。具体的には、相関係数が大きくなるほど、より正確な変位を算出することができ、実際の生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像フレームデータを得ることができるために、前記重み付け係数設定部 65 は、相関係数の平均値が大きいほど重み付け係数 k_1 を大きくし、一方で相関係数の平均値が小さいほど重み付け係数 k_1 を小さくする。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フレームデータ FD1 についてはより大きな重み付けがされ、前記表示部 8 に表示される弾性画像において強調されることになる。

20

【0030】

ここで、前記重み付け係数設定部 65 は、相関係数（ここではその平均値）と設定すべき重み付け係数との関係を定めたグラフ、すなわち重み付け係数設定直線を用いて重み付け係数 k_1 を設定してもよい。この重み付け係数設定直線を用いて重み付け係数 k_1 を設定する場合、前記重み付け係数設定部 65 は、例えば図 3 に示すように、傾きが異なる重み付け係数設定直線 L1, L2, L3 の中から適宜選択されたものを用いて、重み付け係数 k_1 を設定してもよい。重み付け係数設定直線 L1, L2, L3 の選択は、例えば操作者が前記操作部（図示省略）から行う。このように、傾きが異なる複数の重み付け係数設定直線の中から選択することで、新たに作成された弾性画像フレームデータ FD1 の重みを調節することができる。ちなみに、重み付け係数設定直線の傾きが大きくなるほど、同じ相関係数であっても重み付け係数 k_1 が大きくなつて弾性画像フレームデータ FD1 の重みが大きくなり、一方で傾きが小さくなるほど、同じ相関係数であっても重み付け係数 k_1 が小さくなつて弾性画像フレームデータ FD1 の重みが小さくなる。

30

【0031】

ちなみに、重み付け係数 k_1 を設定する際に用いるグラフ（相関係数と設定すべき重み付け係数との関係を定めたグラフ）は、直線に限られるものではなく曲線も含まれる。

40

【0032】

また、重み付け係数 k_1 , k_0 を、弾性画像フレームデータ FD1, FD0 における一画素につき一つ設定する場合、すなわち画素単位で重み付け係数 k_1 , k_0 を設定する場合、前記重み付け係数設定部 65 は、相関ウィンドウ毎に算出された相関係数に応じた重み付け係数を、対応する画素について設定する。すなわち、画素数を m とすると、前記重み付け係数設定部 65 は、一フレームにつき画素数 m 分の重み付け係数 $k_{1,1} \sim k_{1,m}$ 及び $k_{0,1} \sim k_{0,m}$ を設定する。具体的には、弾性画像フレームデータ FD1 を作成するためのエコー信号において各相関ウィンドウについて算出された相関係数に応じて、弾性画像フレームデータ FD1 における各相関ウィンドウに対応するそれぞれの画素について重

50

み付け係数 k_{1n} ($n = 1 \sim m$) を設定する。そして、弾性画像フレームデータ FD 0 の各画素について、これら各画素と同一画素位置にあたる弾性画像フレームデータ FD 1 の画素に設定された重み付け係数 k_{1n} から重み付け係数 k_{0n} を設定する（すなわち、 $k_{01} = 1 - k_{11}, \dots, k_{0m} = 1 - k_{1m}$ ）。

【0033】

なお、画素単位で重み付け係数 k_1, k_0 を設定する場合においても、フレーム単位で設定する場合と同様に、相関係数と設定すべき重み付け係数との関係を定めたグラフを用いた設定を行ってもよい。

【0034】

前記加算器 633 からの弾性画像データは、前記合成部 7 へ出力されるとともに、前記フレームメモリ 64 に保存される。このフレームメモリ 64 に保存された弾性画像データは、次のフレームの弾性画像フレームデータ FD 1 と加算される弾性画像フレームデータ FD 0 となる。

【0035】

前記合成部 7 へ出力された弾性画像データは、前記 B モード画像処理部 5 からの B モード画像データと合成され、合成画像は前記表示部 8 へ出力される。これにより、白黒の B モード画像にカラーの弾性画像が重畠された超音波画像が前記表示部 8 に表示される。前記表示部 8 は本発明における表示手段の実施の形態の一例である。

【0036】

本例の超音波診断装置 1 によれば、前記弾性画像フレームデータ作成部 62 からの弾性画像フレームデータ FD 1 と、これよりも一フレーム前の前記フレームメモリ 64 に記憶された弾性画像フレームデータ FD 0 とが前記加算器 633 で加算され、前記表示部 8 に表示される弾性画像が作成される。前記加算器 633 で加算される弾性画像フレームデータ FD 1 には、この弾性画像フレームデータ FD 1 を作成するためのエコー信号の信頼度（本例では相関係数）に応じて設定された重み付け係数 k_1 が乗算される。また、弾性画像フレームデータ FD 1 と加算される弾性画像フレームデータ FD 0 には、重み付け係数 k_1 から算出される重み付け係数 k_0 が乗算される。このように、新たに得られた弾性画像フレームデータ FD 1 と、一フレーム前の弾性画像フレームデータ FD 0 とを、弾性画像フレームデータ FD 1 を作成するためのエコー信号の信頼度に応じて重み付け加算して弾性画像を作成することにより、実際の生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像フレームデータを強調することができる、実際の生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を安定して表示させることができる。

【0037】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。第一変形例では、前記変位算出部 61 によって算出された各部の変位の統計分布に基づいて決定される各部の変位の評価結果を、エコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定してもよい。具体的には、前記重み付け係数設定部 65 は、先ず前記変位算出部 61 によって算出された各部の変位の一フレーム分の統計分布を求める。そして、この統計分布に基づいて、各部の変位についてエラーか否かを判定することによって各部の変位の評価を行う。例えば、前記重み付け係数設定部 65 は、算出された変位の値が、正規分布における 95% に含まれない場合をエラーとする。ちなみに、変位は画素毎に算出されるため、エラーについても画素毎に判定される。

【0038】

重み付け係数 k_1, k_0 をフレーム単位で設定する場合には、弾性画像フレームデータ FD 1 の中でエラーになった画素の割合に応じて、重み付け係数 k_1 を設定する。具体的には、エラーの割合が大きくなるほど、重み付け係数 k_1 を小さくし、一方でエラーの割合が小さくなるほど、重み付け係数 k_1 を大きくする。そして、このようにして k_1 が設定されると、 $k_0 = 1 - k_1$ の式に基づいて k_0 を設定する。

【0039】

一方、重み付け係数 k_1, k_0 を画素単位で設定する場合には、以下のようにして設定

10

20

30

40

50

する。すなわち、弾性画像フレームデータ F D 1 の中で非エラーの画素について、任意の重み付け係数 k_1 を設定し、エラーになった画素については、非エラーの画素に比べて低い重み付け係数 k_1 を設定する。また、例えば各部の変位の正規分布に応じてエラーの度合いを複数段階設定しておき、エラーの度合いが強くなるにつれて重み付け係数 k_1 が小さくなるような設定をしてもよい。そして、このようにして k_1 が設定されると、対応する画素について上記と同様に $k_0 = 1 - k_1$ の式に基づいて k_0 を設定する。

【0040】

次に、第二変形例について説明する。第二変形例では、エコー信号の振幅の評価結果を、エコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定してもよい。具体的に説明すると、先ず、前記変位算出部 6 1 は、各相関ウィンドウについて、エコー信号の振幅がゼロであるか否か判断し、判断結果を前記重み付け係数設定部 6 5 へ出力する。そして、前記重み付け係数設定部 6 5 は、前記変位算出部 6 1 からの判断結果を受けて、エコー信号の振幅がゼロである部分をエラーとし、それ以外の部分を非エラーとすることによってエコー信号の振幅の評価を行う。ちなみに、各相関ウィンドウは各画素に対応するため、本例でも各画素毎にエラーの判定が行われる。

10

【0041】

この第二変形例では、重み付け係数 k_1 , k_0 をフレーム単位で設定する場合には、第一変形例と同様に、エラーの割合に応じて重み付け係数 k_1 を設定し、 $k_0 = 1 - k_1$ の式に基づいて k_0 を設定する。一方、重み付け係数 k_1 , k_0 を画素単位で設定する場合も、第一変形例と同様に、非エラーの画素について任意の重み付け係数を設定し、またエラーになった画素について非エラーの画素に比べて低い重み付け係数 k_1 を設定する。そして、対応する画素について $k_0 = 1 - k_1$ の式に基づいて k_0 を設定する。

20

【0042】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。図 4 は、第二実施形態における超音波診断装置のカラー弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。以下、第一実施形態との相違点のみ説明する。

【0043】

本例においては、前記カラー弾性画像処理部 6 は、前記弾性画像フレームデータ作成部 6 2 と前記表示弾性画像作成部 6 3 との間に、第一フレームメモリ 6 4 a、第二フレームメモリ 6 4 b、第三フレームメモリ 6 4 c 及び第四フレームメモリ 6 4 d を有している。また、前記表示弾性画像作成部 6 3 は、第一乗算器 6 3 5 a、第二乗算器 6 3 5 b、第三乗算器 6 3 5 c、第四乗算器 6 3 5 d を有し、各乗算器 6 3 5 a ~ 6 3 5 d からの出力が、前記加算器 6 3 3 で加算される。

30

【0044】

このように構成される前記カラー弾性画像処理部 6 では、直近の 4 つの弾性画像フレームデータに基づいて、前記表示部 8 に表示される弾性画像が作成される。以下、具体的に説明する。

【0045】

前記弾性画像フレームデータ作成部 6 2 で作成された弾性画像フレームデータは、先ず第一フレームメモリ 6 4 a に記憶され、次のフレームの弾性画像フレームデータは、第二フレームメモリ 6 4 b に記憶される。次いで、第三フレームメモリ 6 4 c、第四フレームメモリ 6 4 d の順に弾性画像フレームデータが記憶され、第四フレームメモリ 6 4 d まで記憶されると、再び第一フレームメモリ 6 4 a から順に記憶される。

40

【0046】

第一フレームメモリ 6 4 a に記憶された弾性画像フレームデータ F D 1 には、第一乗算器 6 3 5 a によって重み付け係数 k_1 が乗算される。第二フレームメモリ 6 4 b に記憶された弾性画像フレームデータ F D 2 には、第二乗算器 6 3 5 b によって重み付け係数 k_2 が乗算される。第三フレームメモリ 6 4 c に記憶された弾性画像フレームデータ F D 3 には、第三乗算器 6 3 5 c によって重み付け係数 k_3 が乗算される。第四フレームメモリ 6

50

4 d に記憶された弾性画像フレームデータ F D 4 には、第四乗算器 6 3 5 d によって重み付け係数 k_4 が乗算される。ちなみに、 $k_1 + k_2 + k_3 + k_4 = 1$ である。

【 0 0 4 7 】

重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ は、フレーム単位で設定されてもよく、また画素単位で設定されてもよい。これら重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ は前記重み付け係数設定部 6 5 によって設定される。重み付け係数 k_1 は、弾性画像フレームデータ F D 1 を作成するためのエコー信号の信頼度に応じて設定され、重み付け係数 k_2 は、弾性画像フレームデータ F D 2 を作成するためのエコー信号の信頼度に応じて設定される。また、重み付け係数 k_3 は、弾性画像フレームデータ F D 3 を作成するためのエコー信号の信頼度に応じて設定され、重み付け係数 k_4 は、弾性画像フレームデータ F D 4 を作成するためのエコー信号の信頼度に応じて設定される。10 エコー信号の信頼度としては、第一実施形態と同様に、前記変位算出部 6 1 によって算出された相関係数、各部の変位の評価結果や、エコー信号の振幅の評価結果が用いられる。以下それぞれについて説明する。

【 0 0 4 8 】

先ず、相関係数に基づいて重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ を設定する場合について説明する。重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ をフレーム単位で設定する場合、前記重み付け係数設定部 6 5 は、相関ウィンドウ毎に算出された相関係数について、弾性画像フレームデータ毎にそのフレーム全体における平均値を算出する。弾性画像フレームデータ F D 1 における相関係数の平均値を $W_{A \vee 1}$ 、弾性画像フレームデータ F D 2 における相関係数の平均値を $W_{A \vee 2}$ 、弾性画像フレームデータ F D 3 における相関係数の平均値を $W_{A \vee 3}$ 、弾性画像フレームデータ F D 4 における相関係数の平均値を $W_{A \vee 4}$ とすると、前記重み付け係数設定部 6 5 は、重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ を、次の(数式 1)～(数式 4)によって算出する。20

$$k_1 = W_{A \vee 1} / (W_{A \vee 1} + W_{A \vee 2} + W_{A \vee 3} + W_{A \vee 4}) \quad \dots \quad (\text{数式 1})$$

$$k_2 = W_{A \vee 2} / (W_{A \vee 1} + W_{A \vee 2} + W_{A \vee 3} + W_{A \vee 4}) \quad \dots \quad (\text{数式 2})$$

$$k_3 = W_{A \vee 3} / (W_{A \vee 1} + W_{A \vee 2} + W_{A \vee 3} + W_{A \vee 4}) \quad \dots \quad (\text{数式 3})$$

$$k_4 = W_{A \vee 4} / (W_{A \vee 1} + W_{A \vee 2} + W_{A \vee 3} + W_{A \vee 4}) \quad \dots \quad (\text{数式 4})$$

【 0 0 4 9 】

また、重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ を画素単位で設定する場合、画素数を m とすると、前記重み付け係数設定部 6 5 は、弾性画像フレームデータ F D 1 の各画素に乘算する重み付け係数 k_{1n} ($n = 1 \sim m$ 、以下 $W_{2n} \sim W_{4n}$ においても同様)、弾性画像フレームデータ F D 2 の各画素に乘算する重み付け係数 k_{2n} 、弾性画像フレームデータ F D 3 の各画素に乘算する重み付け係数 k_{3n} 、弾性画像フレームデータ F D 4 の各画素に乘算する重み付け係数 k_{4n} を算出する。弾性画像フレームデータ F D 1 における各相関ウィンドウにおける相関係数を W_{1n} ($n = 1 \sim m$ 、以下 $W_{2n} \sim W_{4n}$ においても同様)、弾性画像フレームデータ F D 2 における各相関ウィンドウにおける相関係数を W_{2n} 、弾性画像フレームデータ F D 3 における各相関ウィンドウにおける相関係数を W_{3n} 、弾性画像フレームデータ F D 4 における各相関ウィンドウにおける相関係数を W_{4n} とすると、重み付け係数 k_{1n} 、 k_{2n} 、 k_{3n} 、 k_{4n} は、次の(数式 1)～(数式 4)によって算出される。30

$$k_{1n} = W_{1n} / (W_{1n} + W_{2n} + W_{3n} + W_{4n}) \quad \dots \quad (\text{数式 1})$$

$$k_{2n} = W_{2n} / (W_{1n} + W_{2n} + W_{3n} + W_{4n}) \quad \dots \quad (\text{数式 2})$$

$$k_{3n} = W_{3n} / (W_{1n} + W_{2n} + W_{3n} + W_{4n}) \quad \dots \quad (\text{数式 3})$$

$$k_{4n} = W_{4n} / (W_{1n} + W_{2n} + W_{3n} + W_{4n}) \quad \dots \quad (\text{数式 4})$$

【 0 0 5 0 】

次に、各部の変位の評価結果に基づいて重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ を設定する場合について説明する。先ず、重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ を、フレーム単位で設定する場合、前記重み付け係数設定部 6 5 は、第一実施形態の第一変形例と同様に、前記変位算出部 6 1 によって算出された各部の変位についてエラーか否かを判定する。そして、前記重み付け係数設定部 6 5 は、一フレームの中でエラーにならなかった画素の割合、すなわち非エラー割合を求める。弾性画像フレームデータ F D 1 における非エラー割合を E_1 、弾性画像フレー40

10

20

30

40

50

ムデータ F D 2 における非エラー割合を E 2 、弾性画像フレームデータ F D 3 における非エラー割合を E 3 、弾性画像フレームデータ F D 4 における非エラー割合を E 4 とすると、重み付け係数 k 1 ~ k 4 は、次の(数式 5)~(数式 8)によって算出される。

$$k_1 = E_1 / (E_1 + E_2 + E_3 + E_4) \quad \dots \quad (\text{数式 5})$$

$$k_2 = E_2 / (E_1 + E_2 + E_3 + E_4) \quad \dots \quad (\text{数式 6})$$

$$k_3 = E_3 / (E_1 + E_2 + E_3 + E_4) \quad \dots \quad (\text{数式 7})$$

$$k_4 = E_4 / (E_1 + E_2 + E_3 + E_4) \quad \dots \quad (\text{数式 8})$$

【0051】

また、重み付け係数 k 1 ~ k 4 を画素単位で設定する場合、前記重み付け係数設定部 6 5 は、重み付け係数 k 1_n ~ k 4_n (n = 1 ~ m) を算出する。そして、これらを算出するにあたり、先ず前記重み付け係数設定部 6 5 は、非エラーの画素について、任意の係数を設定し、エラーになった画素については、非エラーの画素に比べて低い係数を設定する。例えば、非エラーの画素について係数 1 を設定し、エラーになった画素については係数 0.5 を設定するものとする。弾性画像フレームデータ F 1 の各画素に設定された係数を N 1_n (n = 1 ~ m、以下 N 2_n ~ N 4_n においても同様) 、弾性画像フレームデータ F 2 の各画素に設定される係数を N 2_n 、弾性画像フレームデータ F 3 の各画素に設定される係数を N 3_n 、弾性画像フレームデータ F 4 の各画素に設定される係数を N 4_n とする (N 1_n , N 2_n , N 3_n , N 4_n は、係数 1 又は 0.5 のいずれか) 、重み付け係数 k 1_n ~ k 4_n は、次の(数式 5)~(数式 8)によって算出される。

$$k_{1n} = N_{1n} / (N_{1n} + N_{2n} + N_{3n} + N_{4n}) \quad \dots \quad (\text{数式 5})$$

$$k_{2n} = N_{2n} / (N_{1n} + N_{2n} + N_{3n} + N_{4n}) \quad \dots \quad (\text{数式 6})$$

$$k_{3n} = N_{3n} / (N_{1n} + N_{2n} + N_{3n} + N_{4n}) \quad \dots \quad (\text{数式 7})$$

$$k_{4n} = N_{4n} / (N_{1n} + N_{2n} + N_{3n} + N_{4n}) \quad \dots \quad (\text{数式 8})$$

【0052】

ただし、エラーになった画素については、係数 0 を設定してもよい。この場合、エラーになった画素については前記加算器 6 3 3 で加算されない。

【0053】

次に、エコー信号の振幅の評価結果に基づいて重み付け係数 k 1 ~ k 4 を設定する場合について説明する。先ず、重み付け係数 k 1 ~ k 4 をフレーム単位で設定する場合、第一実施形態の第二変形例と同様に、前記重み付け係数設定部 6 5 は、前記変位算出部 6 1 からのエコー信号の振幅がゼロであるか否かの判断結果を受けて、各画素毎にエラーの判定を行う。そして、前記重み付け係数設定部 6 5 は、各部の変位の評価結果に基づいて重み付け係数 k 1 ~ k 4 を設定する場合と同様にして、一フレームの中でエラーにならなかつた画素の割合を求めて、(数式 5)~(数式 8)によって、重み付け係数 k 1 ~ k 4 を設定する。

【0054】

また、重み付け係数 k 1 ~ k 4 を画素単位で設定する場合も、前記重み付け係数設定部 6 5 は、上述した各部の変位の評価結果に基づいて重み付け係数を設定する場合と同様にして、非エラーの画素とエラーの画素のそれぞれについて任意の係数を設定し、(数式 5)~(数式 8)によって重み付け係数 k 1_n ~ k 4_n を設定する。

【0055】

このようにして設定された重み付け係数 k 1 ~ k 4 又は k 1_n ~ k 4_n が乗算された弾性画像フレームデータ F D 1 ~ F D 4 は、前記加算器 6 3 3 で加算され、前記表示部 8 に表示される弾性画像データが作成される。

【0056】

以上説明した第二実施形態によれば、直近の 4 つの弾性画像フレームデータ F D 1 ~ F D 4 を、各弾性画像フレームデータ F D 1 ~ F D 4 を作成するためのエコー信号の信頼度に応じて重み付け加算して弾性画像を作成することにより、第一実施形態と同様に、実際の生体組織の変位を正確に反映した弾性画像フレームデータを強調することができるので、実際の生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を安定して表示させることができ

10

20

30

40

50

る。

【0057】

なお、この第二実施形態において、前記表示部8に表示される弾性画像を作成するための弾性画像フレームデータの数は4つになっているが、本発明においてはこの数に限られるものではない。

【0058】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、この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ある。例えば、エコー信号の信頼度として相関係数を用いて重み付け係数を設定する場合、所定の相関係数以下をエラーとし、エラーの割合からフレーム単位の重み付け係数を設定してもよい。また、エコー信号の信頼度としてエコー信号の振幅を用いて重み付け係数を設定する場合、エコー信号の振幅が所定以下である部分をエラー部分としてもよい。

10

【0059】

また、生体組織の弾性に関する物理量としては、生体組織の変位の他、生体組織の歪みや弾性率があり、生体組織からのエコー信号に基づいて、生体組織における各部の歪み又は弾性率を算出し、これら歪み又は弾性率に基づいて弾性画像フレームデータを作成してもよい。この場合、前記各実施形態と同様に、生体組織における各部の歪み又は弾性率の統計分布に基づいて決定される各部の歪み又は弾性率の評価結果をエコー信号の信頼度として用いて重み付け係数を設定する。

【0060】

20

さらに、前記各実施形態においては、生体組織の各部の変位の算出を音線毎に行っているが、これに限られるものではない。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第一実施形態の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カラー弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】重み付け係数設定直線を示す図である。

【図4】第二実施形態における超音波診断装置のカラー弾性画像処理部の構成を示すブロ
ック図である。

30

【符号の説明】

【0062】

1 超音波診断装置

8 表示部

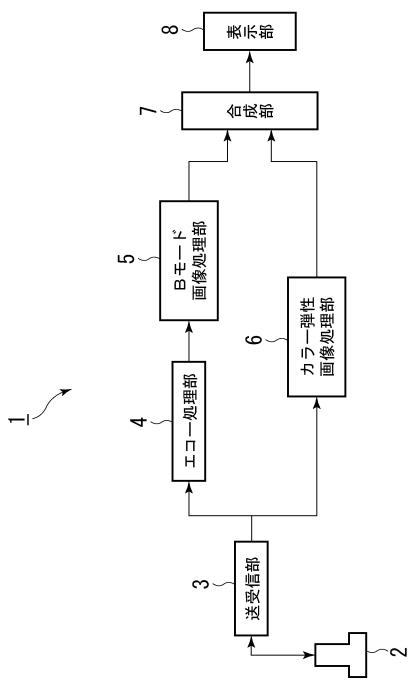
6 1 変位算出部(物理量算出手段)

6 2 弾性画像フレームデータ作成部

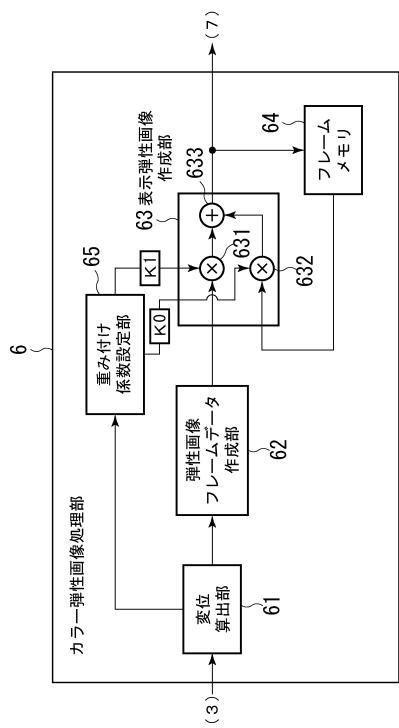
6 3 表示弾性画像作成部

6 5 重み付け係数設定部

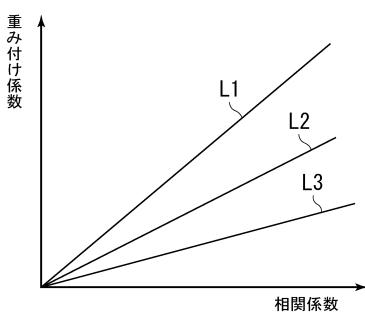
【 図 1 】



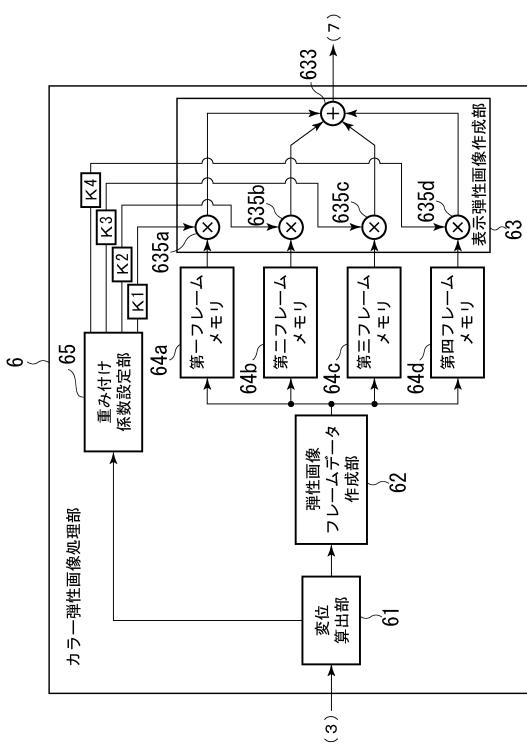
【 図 2 】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

審査官 杉田 翠

(56)参考文献 国際公開第2009/104525 (WO, A1)

国際公開第2008/010500 (WO, A1)

特開2008-073144 (JP, A)

国際公開第2005/122906 (WO, A1)

特開平10-075955 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5638190B2	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	JP2008275194	申请日	2008-10-27
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	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC17 4C601/JC23 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2010099378A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种稳定显示弹性图像的超声波检查图像，其中更准确地反映实际生物组织的弹性。解决方案：该超声波检查仪包括：位移计算部分61，用于基于通过向对象发送超声波而获得的回波信号来计算生物组织的位移;弹性图像帧数据创建部分62，用于根据位移计算部分61计算的位移产生弹性图像帧数据;加权因子设定部分65，用于根据回波信号的可靠性设定加权因子;显示弹性图像创建部分63，用于通过添加具有时间差乘以加权因子的多个弹性图像帧数据来创建显示在显示部分上的弹性图像。Z

