

(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)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成20年10月27日(2008.10.27)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2010-99378 (P2010-99378A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成22年5月6日(2010.5.6)		エルシー
審査請求日	平成23年5月18日(2011.5.18)		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
		(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

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。まず、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】

## 【 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っていない場合がある。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っていない。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っていない。

## 【 0 0 0 4 】

10

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っていないため、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ってしまう。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っ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る超音波診断装置を提供することである。

20

## 【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。

30

## 【 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 】

40

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

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。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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】

【 0 0 1 5 】

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。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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 6 1、弾性画像フレームデータ作成部 6 2、表示弾性画像作成部 6 3、フレームメモリ 6 4、重み付け係数設定部 6 5 を有している。

## 【 0 0 2 0 】

前記変位算出部 6 1 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 6 1 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。

## 【 0 0 2 1 】

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

## 【 0 0 2 2 】

前記弾性画像フレームデータ作成部 6 2 は、前記変位算出部 6 1 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 6 2 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 6 2 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。

## 【 0 0 2 3 】

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ってもよいし、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 ) であってもよい。

20

## 【 0 0 2 4 】

次に、前記弾性画像フレームデータ作成部 6 2 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 2 5 6 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て、各部分の変位の値に色相情報を割り当てることにより、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

## 【 0 0 2 5 】

前記表示弾性画像作成部 6 3 は、第一乗算器 6 3 1、第二乗算器 6 3 2、加算器 6 3 3 を有する。前記第一乗算器 6 3 1 は、前記弾性画像フレームデータ作成部 6 2 からの弾性画像フレームデータ F D 1 に所定の重み付け係数  $k_1$  を乗算する。また、第二乗算器 6 3 2 は、前記フレームメモリ 6 4 に保存された一フレーム前の弾性画像フレームデータ F D 0 に所定の重み付け係数  $k_0$  を乗算する。そして、前記加算器 6 3 3 は、重み付け係数  $k_1$  が乗算された弾性画像フレームデータ F D 1 と重み付け係数  $k_0$  が乗算された弾性画像フレームデータ F D 0 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 6 3 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

## 【 0 0 2 6 】

ここで、重み付け係数  $k_1$ 、 $k_0$  について説明する。重み付け係数  $k_1$ 、 $k_0$  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  $k_1$ 、 $k_0$  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  $k_1$ 、 $k_0$  は、一フレームの弾性画像フレームデータ F D 1、F D 0 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 F D 1、F D 0 における一画素につき一つ設定されてもよい。

## 【 0 0 2 7 】

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  $FD_1$  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。

【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  $FD_1$  ,  $FD_0$  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、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  $FD_1$  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。

【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  $L_1$  ,  $L_2$  ,  $L_3$  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  $L_1$  ,  $L_2$  ,  $L_3$  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  $FD_1$  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  $k_1$  が大きくなって弾性画像フレームデータ  $FD_1$  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  $k_1$  が小さくなって弾性画像フレームデータ  $FD_1$  の重みが小さくなる。

【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。

【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  $FD_1$  ,  $FD_0$  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  $FD_1$  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  $FD_1$  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

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  $FD0$  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  $FD1$  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  $FD1$  と加算される弾性画像フレームデータ  $FD0$  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畳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  $FD1$  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  $FD0$  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  $FD1$  には、この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  $FD1$  と加算される弾性画像フレームデータ  $FD0$  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  $FD1$  と、一フレーム前の弾性画像フレームデータ  $FD0$  とを、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る。

【0037】

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。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、まず前記変位算出部 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が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  $FD1$  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FD1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61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65へ出力する。そして、前記重み付け係数設定部65は、前記変位算出部61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。

#### 【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。

#### 【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62と前記表示弾性画像作成部63との間に、第一フレームメモリ64a、第二フレームメモリ64b、第三フレームメモリ64c及び第四フレームメモリ64dを有している。また、前記表示弾性画像作成部63は、第一乗算器635a、第二乗算器635b、第三乗算器635c、第四乗算器635dを有し、各乗算器635a～635dからの出力が、前記加算器633で加算される。

#### 【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62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64a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64bに記憶される。次いで、第三フレームメモリ64c、第四フレームメモリ64d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64dまで記憶されると、再び第一フレームメモリ64aから順に記憶される。

#### 【0046】

第一フレームメモリ64aに記憶された弾性画像フレームデータFD1には、第一乗算器635a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64bに記憶された弾性画像フレームデータFD2には、第二乗算器635b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64cに記憶された弾性画像フレームデータFD3には、第三乗算器635c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

10

20

30

40

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。

【0047】

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。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。

【0048】

まず、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  $W_{AV1}$ 、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  $W_{AV2}$ 、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  $W_{AV3}$ 、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  $W_{AV4}$  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。

$$k_1 = W_{AV1} / (W_{AV1} + W_{AV2} + W_{AV3} + W_{AV4}) \quad \cdots (数式1)$$

$$k_2 = W_{AV2} / (W_{AV1} + W_{AV2} + W_{AV3} + W_{AV4}) \quad \cdots (数式2)$$

$$k_3 = W_{AV3} / (W_{AV1} + W_{AV2} + W_{AV3} + W_{AV4}) \quad \cdots (数式3)$$

$$k_4 = W_{AV4} / (W_{AV1} + W_{AV2} + W_{AV3} + W_{AV4}) \quad \cdots (数式4)$$

【0049】

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。

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

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

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

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

【0050】

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。まず、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

ムデータFD2における非エラー割合をE2、弾性画像フレームデータFD3における非エラー割合をE3、弾性画像フレームデータFD4における非エラー割合をE4とすると、重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ は、次の(数式5)～(数式8)によって算出される。

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

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

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

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

#### 【0051】

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、前記重み付け係数設定部65は、重み付け係数 $k_{1n} \sim k_{4n}$  ( $n = 1 \sim m$ )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65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F1の各画素に設定された係数を $N_{1n}$  ( $n = 1 \sim m$ 、以下 $N_{2n} \sim N_{4n}$ においても同様)、弾性画像フレームデータF2の各画素に設定される係数を $N_{2n}$ 、弾性画像フレームデータF3の各画素に設定される係数を $N_{3n}$ 、弾性画像フレームデータF4の各画素に設定される係数を $N_{4n}$ とすると( $N_{1n}, N_{2n}, N_{3n}, N_{4n}$ は、係数1又は0.5のいずれか)、重み付け係数 $k_{1n} \sim k_{4n}$ は、次の(数式5)～(数式8)によって算出される。

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

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

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

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

#### 【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633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 $k_1 \sim k_4$ 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、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65は、前記変位算出部61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65は、各部の変位の評価結果に基づいて重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ を設定する場合と同様に、一フレームの中でエラーにならなかっ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 $k_1 \sim k_4$ を設定する。

#### 【0054】

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も、前記重み付け係数設定部65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、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 $k_{1n} \sim k_{4n}$ を設定する。

#### 【0055】

このようにして設定された重み付け係数 $k_1 \sim k_4$ 又は $k_{1n} \sim k_{4n}$ が乗算された弾性画像フレームデータFD1～FD4は、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FD1～FD4を、各弾性画像フレームデータFD1～FD4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である。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、生体組織の変位その他、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。

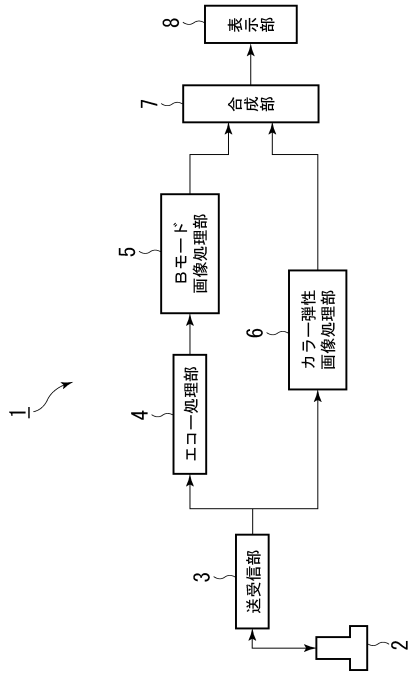
30

【符号の説明】

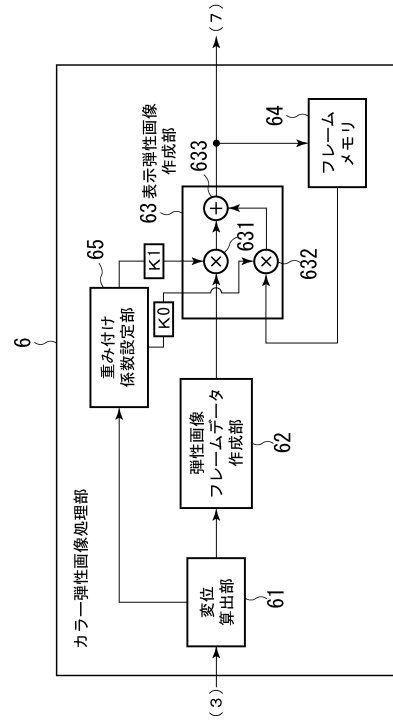
【0062】

- 1 超音波診断装置
- 8 表示部
- 61 変位算出部(物理量算出手段)
- 62 弾性画像フレームデータ作成部
- 63 表示弾性画像作成部
- 65 重み付け係数設定部

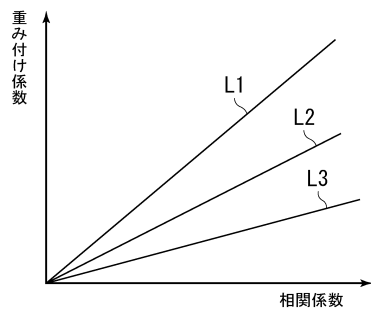
【図 1】



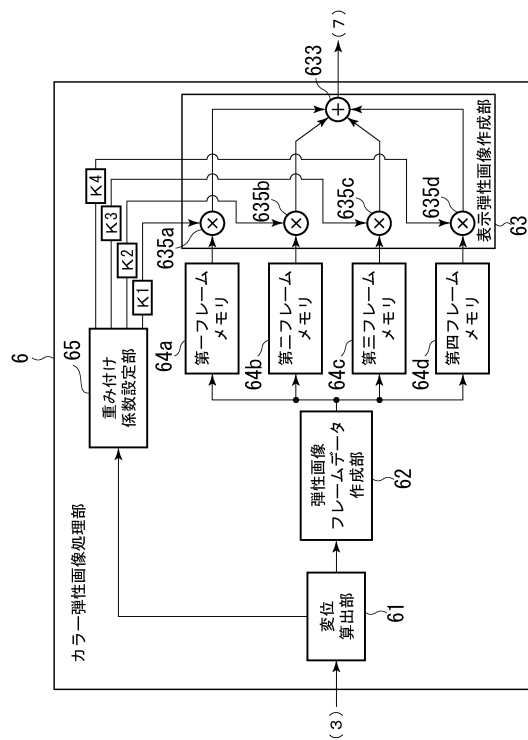
【図 2】



【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	<a href="#">JP5638190B2</a>	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	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 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。 $\dot{z}$

