

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5677757号
(P5677757)

(45) 発行日 平成27年2月25日 (2015. 2. 25)

(24) 登録日 平成27年1月9日 (2015. 1. 9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2010-58891 (P2010-58891)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成22年3月16日 (2010. 3. 16)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2011-189042 (P2011-189042A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成23年9月29日 (2011. 9. 29)		エルシー
審査請求日	平成25年2月5日 (2013. 2. 5)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
			1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			ュー・プールバード・ダブリュー・7 1 0
			・3 0 0 0
		(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1 2 7
			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】

超音波の走査を行なう超音波プローブと、
該超音波プローブに三次元領域を走査させる走査制御部であって、一の走査面について複数フレーム分の走査を行なわせる走査制御部と、
前記一の走査面における異なるフレームに属する同一音線上のエコーデータに基づいて、生体組織の各部における弾性に関する物理量を算出して、前記生体組織の弾性に関する弾性データを作成する弾性データ作成部と、
前記弾性データに基づいて作成された生体組織の弾性画像を表示する表示部と、
前記一の走査面における複数フレームの弾性データの中から、所定の評価指標に基づいて一フレーム選択するフレーム選択部と、
を備え、

前記フレーム選択部は、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の理想値と比較する比較部と、を有し、該比較部は、前記物理量平均部による算出値と前記物理量の平均の理想値との比を算出し、前記フレーム選択部は、前記比に基づいてフレームの選択を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波の走査を行なう超音波プローブと、
該超音波プローブに三次元領域を走査させる走査制御部であって、一の走査面について

10

20

複数フレーム分の走査を行なわせる走査制御部と、

前記一の走査面における異なるフレームに属する同一音線上のエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する弾性データを作成する弾性データ作成部と、

前記弾性データに基づいて作成された生体組織の弾性画像を表示する表示部と、

前記一の走査面における複数フレームの弾性データの中から、所定の評価指標に基づいて一フレームを選択するフレーム選択部と、

を備え、

前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、

前記フレーム選択部は、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された物理量の平均の理想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平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、を有し、該乗算部の乗算結果を評価指標としてフレームの選択を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示部に表示される前記弾性画像は、前記フレーム選択部によって選択されたフレームの弾性データに基づく弾性画像であ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】

前記フレーム選択部によって選択されたフレームの弾性データを記憶する記憶部を備え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】

超音波の走査を行なう超音波プローブと、

該超音波プローブに三次元領域を走査させる走査制御部であって、一の走査面について複数フレーム分の走査を行なわせる走査制御部と、

前記一の走査面における異なるフレームに属する同一音線上のエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する弾性データを作成する弾性データ作成部と、

前記弾性データに基づいて作成された生体組織の弾性画像を表示する表示部と、

を備え、

前弾性データ作成部は、一の走査面について得られた複数フレームの弾性データのうち、一のフレームの弾性データにおけるエラー画素のデータを、他のフレームの弾性データにおける非エラー画素のデータに置換して置換済弾性データを作成する置換済弾性データ作成部を有しており、

前記表示部に表示される弾性画像は、前記置換済弾性データに基づく弾性画像である

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波の走査を行なう超音波プローブと、

該超音波プローブに三次元領域を走査させる走査制御部であって、一の走査面について複数フレーム分の走査を行なわせる走査制御部と、

前記一の走査面における異なるフレームに属する同一音線上のエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する弾性データを作成する弾性データ作成部と、

前記弾性データに基づいて作成された生体組織の弾性画像を表示する表示部と、

前記一の走査面について得られた前記弾性データについて、所定の評価指標に基づいて、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なう評価部と、

を備え、

前記走査制御部は、前記一の走査面についての弾性データについて、前記評価部によって所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであると評価された場合に、前記一の走査

10

20

30

40

50

面から他の走査面に走査面を切り替える

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

前記評価部は、前記評価指標として前記弾性データのフレームにおけるエラー画素数に基づいて、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なう

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、

10

前記評価部は、前記評価指標として、前記相関演算で得られた相関係数の平均をフレーム毎に算出し、該相関係数の平均に基づいて、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、

前記評価部は、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、を有し、該比較部の比較結果を評価指標として、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なう

20

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、

前記評価部は、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された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平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、を有し、該乗算部の乗算結果を評価指標として、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なう

30

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を正負の符合を伴って算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、

前記評価部は、一のフレームにおける前記正負の符合の割合を前記評価指標として所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なう

40

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記弾性データ作成部は、生体組織の弾性に関する物理量を画素毎に算出して前記弾性データを作成し、

前記評価部は、前記弾性データのフレームにおける画素毎の前記物理量の合計を前記評価指標として所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なう

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記弾性データ作成部は、生体組織の弾性に関する物理量を画素毎に算出して前記弾性

50

データを作成し、

前記評価部は、前記弾性データのフレームにおける画素毎の前記物理量の平均を評価指標として、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記超音波プローブは、超音波振動子の配列方向へは電子的走査を行ない、前記配列方向と直交する方向へは機械的走査を行なうメカニカル 3D プローブであり、

前記走査制御部は、一の走査面で前記機械的走査を停止して、前記配列方向に超音波の走査を行なって複数フレーム分の走査を行なうよう前記超音波プローブを制御する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 15】

前記超音波プローブは、超音波振動子の配列方向と該配列方向と直交する方向に電子的走査を行なう超音波プローブであり、

前記走査制御部は、一の走査面で前記配列方向に超音波の走査を行なって複数フレーム分の走査をさせる

ことを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示する超音波診断装置に関する。

20

【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、例えば超音波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、例えば生体組織の歪みなどを算出している。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2005 - 118152 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、三次元領域における超音波の走査、すなわち超音波振動子の配列方向への超音波の走査と、前記配列方向と直交する方向への超音波の走査とを行なって、三次元データを取得し、この三次元データに基づく超音波画像を表示する場合がある。前記三次元データを取得するための超音波プローブとしては、例えば超音波振動子の配列方向に超音波の走査を行なう電子的走査と、前記配列方向と直交する方向に超音波振動子を移動させて超音波の走査を行なう機械的走査とを組み合わせたメカニカル 3D プローブがある。

40

【0005】

ここで、本願の発明者は、三次元領域における超音波の走査を行なって得られたエコーデータに基づく弾性画像の表示について鋭意検討したところ、次のような課題を認識するに至った。すなわち、生体組織の物理量の算出は、時間的に異なるフレームに属する同一音線上の二つのエコーデータに基づいて行なっている。従って、同一走査面について少なくとも二フレーム分のスキャンを行なうことが好ましい。しかし、前記メカニカル 3D プローブにおいては、前記超音波振動子の配列方向と直交する方向にこの超音波振動子を移

50

動させながら走査を行なうため、同一走査面について二フレーム分のエコー信号を取得することが困難であり、弾性画像の画質が低下する恐れがある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述の課題を解決するためになされた第1の観点の発明は、超音波の走査を行なう超音波プローブと、該超音波プローブに三次元領域を走査させる走査制御部であって、一の走査面について複数フレーム分の走査を行なわせる走査制御部と、前記一の走査面における異なるフレームに属する同一音線上のエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する弾性データを作成する弾性データ作成部と、前記弾性データに基づいて作成された生体組織の弾性画像を表示する表示部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0007】

第2の観点の発明によれば、第1の観点の発明において、前記超音波プローブは、超音波振動子の配列方向へは電子的走査を行ない、前記配列方向と直交する方向へは機械的走査を行なうメカニカル3Dプローブであり、前記走査制御部は、一の走査面で前記機械的走査を停止して、前記配列方向に超音波の走査を行なって複数フレーム分の走査を行なうよう前記超音波プローブを制御することを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第3の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記超音波プローブは、超音波振動子の配列方向と該配列方向と直交する方向に電子的走査を行なう超音波プローブであり、前記走査制御部は、一の走査面で前記配列方向に超音波の走査を行なって複数フレーム分の走査をさせることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0009】

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、前記一の走査面における複数フレームの弾性データの中から、所定の評価指標に基づいて一フレームを選択するフレーム選択部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第5の観点の発明は、第4の観点の発明において、前記フレーム選択部は、前記評価指標として前記弾性データのフレームにおけるエラー画素を特定し、エラー画素が最も少ないフレームを選択することを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

30

第6の観点の発明によれば、第5の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、生体組織の弾性に関する物理量を画素毎に算出して前記弾性データを作成し、前記フレーム選択部は、予め設定された範囲外の物理量が算出された画素をエラーと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5の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の弾性に関する物理量を画素毎に算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記フレーム選択部は、相関係数が所定以下の画素をエラーとすることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0013】

第8の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記フレーム選択部は、前記超音波プローブで取得されたエコー信号の振幅が所定以下である部分に相当する画素をエラーとすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第9の観点の発明は、第4の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記フレーム選択部は、前記評価指標として、前記相関演算で得られた相関係数の平均をフレーム毎に算出し、該相関係数の平

50

均が最も高いフレームを選択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 1 0 の観点の発明は、第 4 の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記フレーム選択部は、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、を有し、該比較部の比較結果を前記評価指標としてフレームの選択を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 6 】

第 1 1 の観点の発明は、第 4 の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記フレーム選択部は、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された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平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、を有し、該乗算部の乗算結果を評価指標としてフレームの選択を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 7 】

第 1 2 の観点の発明は、第 4 の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を正負の符合を伴って算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記フレーム選択部は、一のフレームにおける前記正負の符合の割合を前記評価指標としてフレームの選択を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 8 】

第 1 3 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、被検体の心拍を検出する心拍検出部と、前記一の走査面について、複数フレームの弾性データの中から、前記心拍検出部で検出された心拍情報に基づいて一フレームを選択するフレーム選択部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 9 】

第 1 4 の観点の発明は、第 4 ～ 1 3 のいずれか一の観点の発明において、前記表示部に表示される前記弾性画像は、前記フレーム選択部によって選択されたフレームの弾性データに基づく弾性画像であ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 5 の観点の発明は、第 4 ～ 1 3 のいずれか一の観点の発明において、前記フレーム選択部によって選択されたフレームの弾性データを記憶する記憶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 1 】

第 1 6 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、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面について得られた複数フレーム分の弾性データを重み付け加算処理して加算弾性データを作成する加算処理部を有しており、前記表示部に表示される弾性画像は、前記加算弾性データに基づく弾性画像であ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 7 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、前弾性データ作成部は、一の走査面について得られた複数フレームの弾性データのうち、一のフレームの弾性データにおけるエラー画素のデータを、他のフレームの弾性データにおける非エラー

10

20

30

40

50

画素のデータに置換して置換弾性データを作成する置換弾性データ作成部を有しており、前記表示に表示される弾性画像は、前記置換弾性データに基づく弾性画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0023】

第18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、前記一の走査面について得られた前記弾性データについて、所定の評価指標に基づいて、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なう評価部を備え、前記走査制御部は、前記一の走査面についての弾性データについて、前記評価部によって所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであると評価された場合に、前記一の走査面から他の走査面に走査面を切り替えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0024】

第19の観点の発明は、第18の観点の発明において、前記評価部は、前記評価指標として前記弾性データのフレームにおけるエラー画素数に基づいて、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0025】

第20の観点の発明は、第18の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記評価部は、前記評価指標として、前記相関演算で得られた相関係数の平均をフレーム毎に算出し、該相関係数の平均に基づいて、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0026】

第21の観点の発明は、第18の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記評価部は、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、を有し、該比較部の比較結果を評価指標として、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0027】

第22の観点の発明は、第18の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記評価部は、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された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平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、を有し、該乗算部の乗算結果を評価指標として、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0028】

第23の観点の発明は、第18の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、前記一の走査面における同一音線上の時間的に異なる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の各部における弾性に関する物理量を正負の符合を伴って算出して前記弾性データの作成を行なうものであり、前記評価部は、一のフレームにおける前記正負の符合の割合を前記評価指標として所定の画質の弾性画

50

像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 2 9 】

第 2 4 の観点の発明は、第 1 8 の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、生体組織の弾性に関する物理量を画素毎に算出して前記弾性データを作成し、前記評価部は、前記弾性データのフレームにおける画素毎の前記物理量の合計を前記評価指標として所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 3 0 】

第 2 5 の観点の発明は、第 1 8 の観点の発明において、前記弾性データ作成部は、生体組織の弾性に関する物理量を画素毎に算出して前記弾性データを作成し、前記評価部は、前記弾性データのフレームにおける画素毎の前記物理量の平均を評価指標として、所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであるか否かの評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 3 1 】

第 2 6 の観点の発明は、第 1 ～ 3 の観点の発明において、被検体の心拍を検出する心拍検出部を備え、前記走査制御部は、前記心拍検出部で検出された心拍情報に基づいて、前記超音波プローブによって走査を行なう部位に応じて定まるタイミングで前記一の走査面から他の走査面に走査面を切り替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】

【 0 0 3 2 】

上記観点の発明によれば、前記走査制御部は、前記超音波プローブによって三次元領域を走査させる時に、一の走査面について複数フレーム分の走査を行なわせる。従って、同一走査面について異なるフレームに属するエコーデータを取得することができ、このようなエコーデータに基づいて、前記物理量が算出されて前記弾性画像データが作成されるので、この弾性画像データに基づく弾性画像の画質を維持することができる。

【 0 0 3 3 】

また、他の観点の発明によれば、複数フレームの弾性データの中から、前記フレーム選択部によって所定の評価指標や心拍情報に基づいてフレームの弾性データが選択され、この弾性データに基づく弾性画像が表示されるので、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を表示することができる。

【 0 0 3 4 】

また、他の観点の発明によれば、一の走査面における複数フレーム分の弾性データを重み付け加算処理して加算弾性データが作成され、この加算弾性データに基づく弾性画像が表示されるので、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を表示することができる。

【 0 0 3 5 】

また、他の観点の発明によれば、エラー画素のデータが非エラー画素の歪みデータに置換されて置換済物理量フレームデータが作成され、この置換済物理量フレームデータに基づく弾性画像が表示されるので、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を表示することができる。

【 0 0 3 6 】

また、他の観点の発明によれば、前記評価部によって所定の画質の弾性画像が得られる弾性データであると評価された場合に、前記一の走査面から他の走査面に走査面が切り替えられるので、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弾性データを各走査面について取得することができる。

【 0 0 3 7 】

また、他の観点の発明によれば、心拍情報が参照されて前記一の走査面から他の走査面に走査面が切り替えられるので、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弾性データを各走査面について取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 8 】

【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】図 1 に示す超音波診断装置の超音波プローブの概略構成を示す斜視図である。

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置における物理量データ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 4】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 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】B モード画像用走査と弾性画像用走査の説明図である。

10

【図 7】B モードフレームデータの作成の説明図である。

【図 8】物理量フレームデータの作成の説明図である。

【図 9】物理量フレーム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 10】第二実施形態の超音波診断装置における物理量データ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 11】第二実施形態における B モード画像用走査と弾性画像用走査の説明図である。

【図 12】第二実施形態における物理量フレームデータの作成の説明図である。

【図 13】第二実施形態における第一変形例のフレーム選択部の構成を示すブロック図である。

20

【図 14】第二実施形態における第二変形例のフレーム選択部の構成を示すブロック図である。

【図 15】比算出部で用いられる関数のグラフを示す図である。

【図 16】クオリティ表示が表示された表示部の表示の一例を示す図である。

【図 17】クオリティ表示が表示された表示部の表示の一例を示す図である。

【図 18】クオリティ表示が表示された表示部の表示の一例を示す図である。

【図 19】第二変形例のフレーム選択部の他例の構成を示すブロック図である。

【図 20】第三実施形態の物理量データ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 21】第三実施形態における加算物理量フレームデータの作成の説明図である。

【図 22】第四実施形態の物理量データ処理部の構成を示すブロック図である。

30

【図 23】第四実施形態における置換済物理量フレームデータの作成の説明図である。

【図 24】第四実施形態における置換済物理量フレームデータの作成の説明図である。

【図 25】第五実施形態における物理量データ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 26】第五実施形態における評価部の構成の一例を示すブロック図である。

【図 27】第五実施形態における評価部の構成の他例を示すブロック図である。

【図 28】第五実施形態における評価部の構成の他例を示すブロック図である。

【図 29】第五実施形態の第一変形例における評価部の構成を示すブロック図である。

【図 30】第五実施形態の第二変形例における評価部の構成を示すブロック図である。

【図 31】第五実施形態の第三変形例における評価部の構成を示すブロック図である。

【図 32】第六実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

40

【図 33】第六実施形態における B モード画像用走査と弾性画像用走査の説明図である。

【図 34】心拍検出部によって得られる心電波形の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 9 】

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 9 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 モードデータ処理部 4、物理量データ処理部 5、表示制御部 6、表示部 7、制御部 8、操作部 9 及び記憶部 10 を備える。

【 0 0 4 0 】

50

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。前記超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。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すなど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。

【0041】

前記超音波プローブ 2 の概略構成について図 2 に基づいて説明する。前記超音波プローブ 2 は、メカニカル 3 D プローブであり、振動子アレイ 200、ダンパー 210、モーター 220 を有し、これらを保護ケース 230 に収容することにより構成されている。前記振動子アレイ 200 は、例えば P Z T (チタン (Ti) 酸ジルコン (Zr) 酸鉛) セラミックス等の圧電材料によって形成される複数の振動子 200a が、第一方向 a に沿って配列されることにより構成されている。かかる振動子アレイ 200 の一部の振動子 200a を複数駆動することにより、超音波ビームが送信されるようになっている。そして、駆動する振動子 200a を順次切り換えることにより、第一方向 a に電子的走査を行い、一の走査面 P が形成されるようになっている。

10

【0042】

前記ダンパー 210 は、前記振動子アレイ 200 を駆動させて超音波ビームを被検体に送信した後に、前記振動子アレイ 200 の自由振動を抑制するものである。また、前記ダンパー 210 は、吸音効果を有する材料を用いて構成され、前記ダンパー 210 から後方のプローブケーブル 300 との接続側への超音波の不必要な伝搬を抑制するようになっている。

20

【0043】

前記モーター 220 は、前記振動子アレイ 200 を、機械的に前記振動子 200a の配列方向 (前記第一方向 a) と直交する第二方向 b に移動させる。これにより、第二方向 b において、複数の走査面 P1, P2, P3, ..., PX (X は n 番目の走査面であることを示す) を形成することができ、三次元領域の走査を行なうことができるようになっている。

【0044】

前記送受信部 3 は、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて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。本例では、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 に、第一方向 a への電子的走査を行なわせ、また前記モーター 220 を駆動させて第二方向 b への機械的走査を行なわせる。詳細は後述する。前記送受信部 3 及び前記制御部 8 は、本発明における走査制御部の実施の形態の一例である。

30

【0045】

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 モードデータ処理部 4 及び前記物理量データ処理部 5 に出力される。

【0046】

前記 B モードデータ処理部 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。一フレーム分の B モードデータを B モードフレームデータ BFD とする。この B モードフレームデータ BFD は、前記 B モードデータ処理部 4 から前記表示制御部 6 へ出力される。

40

【0047】

前記物理量データ処理部 5 は、図 3 に示すように物理量フレームデータ作成部 51 を有している。この物理量フレームデータ作成部 51 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物理量フレームデータ EFD を作成する。前記物理量データ処理部 5 は、例えば特開 2008 - 126079 号公報に記載されているように、一の走査面 Pn (n : 自然数) における同一音線上の時間的に異なるエコーデータに相関ウィンドウを設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記弾性に関する物理量を算出し前記物理量フレームデータ E

50

F Dを作成する。詳細は後述する。

【0048】

前記物理量フレームデータE F D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。前記物理量データ処理部5は、本発明における弾性データ作成部の実施の形態の一例である。

【0049】

前記表示制御部6には、前記Bモードデータ処理部4からのBモードフレームデータB F D及び前記物理量データ処理部5からの物理量フレームデータE F Dが入力されるようになっている。前記表示制御部6は、図4に示すようにメモリ61、Bモード画像データ作成部62、弾性画像データ作成部63、表示画像制御部64を有している。

10

【0050】

前記メモリ61には、前記BモードフレームデータB F D及び前記物理量フレームデータE F Dが記憶される。前記BモードフレームデータB F D及び前記物理量フレームデータE F Dは、音線毎のデータとして前記メモリ61に記憶される。そして、このメモリ61には、三次元の走査領域における複数の走査面P nのBモードフレームデータB F D及び前記物理量フレームデータE F Dが記憶される。

【0051】

前記メモリ61は、RAM(Random Access Memory)やROM(Read Only Memory)などの半導体メモリで構成されている。ちなみに、前記BモードフレームデータB F D及び前記物理量フレームデータE F Dは、HDD(Hard Disk Drive)などで構成される前記記憶部10にも記憶されるようになっている。前記メモリ61及び前記記憶部10は、本発明における記憶部の実施の形態の一例である。

20

【0052】

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61に記憶されるBモードフレームデータB F D及び物理量フレームデータE F Dは、ローデータである。

【0053】

前記Bモード画像データ作成部62は、前記BモードフレームデータB F D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B G Dに変換する。また、前記弾性画像データ作成部63は、前記物理量フレームデータE F D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E G Dに変換する。ちなみに、前記Bモード画像データB G Dにおける輝度情報及び前記カラー弾性画像データE G Dにおける色相情報は所定の階調(例えば256階調)からなる。

30

【0054】

前記表示画像制御部63は、前記Bモード画像データB G D及び前記カラー弾性画像データE G Dを加算処理することによって合成し、前記表示部7に表示する二次元の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B Gとカラーの弾性画像E Gとが合成された二次元の超音波画像Gとして前記表示部7に表示される。本例では、前記弾性画像E Gは、関心領域R内に半透明で(背景のBモード画像が透けた状態で)表示される。前記表示部7は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。また、前記関心領域Rは、生体組織の弾性画像が作成される領域(弾性画像作成領域)である。

40

【0055】

また、前記表示画像制御部63は、特に図示しないが各走査面P nについての前記BモードデータB F D及び前記物理量フレームデータE F Dに基づいて、三次元のBモード画像及び三次元の弾性画像とを作成し、これらを合成して得られた三次元画像を前記表示部7に表示する(例えば、特開2008-259605)。或いは、前記表示画像制御部6

50

3 は、各走査面 P_n についての前記物理量フレームデータ EFD に基づいて、三次元の弾性画像のみを作成して前記表示部 7 に表示してもよい。ちなみに、本例においては、三次元画像の表示モード（前記三次元画像を表示する場合と三次元の弾性画像を表示する場合のモード）と二次元画像の表示モードとを有し、両者は別々に表示される。

【0056】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) で構成され、前記記憶部 10 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。

10

【0057】

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。この時、前記超音波プローブ 2 により、例えば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。

【0058】

前記送受信部 3 は、一の走査面 P_n （ここでは、 $1 \leq n \leq X-1$ ）において前記振動子アレイ 200 を静止させた状態で、前記一の走査面 P_n について予め設定された複数フレーム分の走査を行なわせる。そして、前記送受信部 3 は、一の走査面 P_n について複数フレーム分の走査を行なわせた後、次の走査面 $P(n+1)$ まで前記振動子アレイ 200 を移動させた後に停止し、その走査面 $P(n+1)$ において再び複数フレーム分の走査を行なわせる。

20

【0059】

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。従って、前記送受信部 3 は、一の走査面 P_n について、図 6 に示すように少なくとも一フレーム分の B モード画像用走査 B_s を行ない、また二フレーム分の弾性画像用走査 E_{s1} , E_{s2} を行なう。

【0060】

30

ちなみに、B モード画像用走査は、B モード画像の作成に適したスキャンパラメータでの超音波の走査であり、また弾性画像用走査は、弾性画像の作成に適したスキャンパラメータでの超音波の走査である。

【0061】

一フレーム分の B モード画像用走査 B_s と、二フレーム分の弾性画像用走査 E_{s1} , E_{s2} とから得られるデータにより、一フレーム分の超音波画像 G が得られる。以下、詳しく説明する。

【0062】

前記 B モード画像用走査 B_s によって得られたエコーに対して前記送受信部 3 において信号処理して得られた一フレーム分のエコーデータを、フレームデータ FDb とする。前記 B モードデータ処理部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたフレームデータ FDb に基づいて、図 7 に示すように B モードフレームデータ BFD を作成する。

40

【0063】

また、前記弾性画像用走査 E_{s1} によって得られたエコーに対して前記送受信部 3 において信号処理して得られた一フレーム分のエコーデータを、フレームデータ $FDe1$ とし、前記弾性画像用走査 E_{s2} によって得られたエコーに対して前記送受信部 3 において信号処理して得られた一フレーム分のエコーデータを、フレームデータ $FDe2$ とする。前記物理量フレームデータ作成部 51 は、図 8 に示すように前記送受信部 3 から出力されたフレームデータ $FDe1$, $FDe2$ に基づいて、物理量フレームデータ EFD を作成する。

50

【 0 0 6 4 】

前記物理量フレームデータ E F D の作成についてもう少し詳しく説明すると、前記物理量フレームデータ作成部 5 1 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などによって生じた生体組織の変形による各部の歪み S を算出する。前記物理量フレームデータ作成部 5 は、前記フレームデータ F D e 1 及び前記フレームデータ F D e 2 における同一音線上の二つのエコーデータに基づいて歪み S を算出する。

【 0 0 6 5 】

より詳細には、前記物理量フレームデータ作成部 5 1 は、前記フレームデータ F D e 1 , F D e 2 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 9 に示すように前記フレームデータ F D e 1 に属するエコーデータに相関ウィンドウ W 1 を設定し、前記フレームデータ F D e 2 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、前記物理量フレームデータ作成部 5 1 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歪み S を算出する。一対の前記相関ウィンドウ W 1 , W 2 から一画素分の歪み S のデータが得られ、この歪み S 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歪み S のデータからなる物理量フレームデータが得られる。

【 0 0 6 6 】

さらに具体的に説明すると、図 9 において、前記フレームデータ F D e 1 , F D e 2 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 9 では、前記フレームデータ F D e 1 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、また前記フレームデータ F D e 2 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 9 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 6 7 】

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。前記物理量フレームデータ作成部 5 1 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、歪み S 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、歪み S を算出する。また、前記物理量フレームデータ作成部 5 1 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歪み S を算出する。これにより、歪み S のデータからなる一フレーム分の物理量フレームデータ E F D が得られる。

【 0 0 6 8 】

前記 B モードフレームデータ B F D 及び前記物理量フレームデータ E F D は、前記メモリ 6 1 に記憶される。そして、前記 B モードフレームデータ B F D に基づいて作成される B モード画像データ B G D と、前記物理量フレームデータ E F D に基づいて作成されるカラー弾性画像データ E G D とが合成され、B モード画像 B G と弾性画像 E G とが合成された二次元の超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 6 9 】

また、前記表示部 7 には、三次元の B モード画像及び三次元の弾性画像を合成して得られた三次元画像や、三次元の弾性画像が表示されてもよい。

【 0 0 7 0 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、前記振動子アレイ 2 0 0 が一の走査面 P n において静止した状態で複数フレーム分の走査が行なわれ、各走査面 P について複数のフレームデータ F D e 1 , F D e 2 が得られる。従って、これらフレームデータ F D e 1 , F D e 2

10

20

30

40

50

に基づいて前記物理量フレームデータBFDを作成することができるので、弾性画像EGの画質を維持することができる。

【0071】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。なお、以下の説明では、第一実施形態と異なる事項について説明する。

【0072】

本例においては、図10に示すように、前記物理量データ処理部5は、前記物理量フレームデータ作成部51のほか、フレーム選択部52を有している。このフレーム選択部52は、一の走査面Pnにおける複数フレームの物理量フレームデータEFDの中から、所定の評価指標に基づいて、生体組織の弾性を最も正確に反映した画質の弾性画像が得られる物理量フレームデータEFDを一フレーム選択するようになっている。詳細は後述する。

10

【0073】

本例の作用について説明する。本例において、前記送受信部3は、一の走査面Pnにおいて前記振動子アレイ200を静止させた状態で、前記一の走査面Pnについて複数フレーム分(nフレーム分)の超音波画像Gが得られるように走査を行なわせる。すなわち、本例では、前記送受信部3は、一の走査面Pnにおいて、図11に示すように、一フレーム分のBモード画像用走査Bsと二フレーム分の弾性画像用走査Es1, Es2を一セットの走査として、これを複数セット(nセット)分行なわせる。すなわち、Bモード画像用走査Bs1、弾性画像用走査Es11, Es21、Bモード画像用走査Bs2、弾性画像用走査Es12, Es22、・・・、Bモード画像用走査Bsn、弾性画像用走査Es1n, Es2nを行なわせる。

20

【0074】

ここで、一の走査面Pnについてのフレーム数nを、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。ここでのフレーム数とは、例えば超音波画像Gのフレーム数である。従って、実際の走査は、設定されたフレーム数の三倍のフレーム数分行なわれる。

【0075】

また、フレーム数ではなく、一の走査面Pnについて走査を行なう時間の長さを設定してもよい。ただし、設定される時間の長さは、一の走査面Pnにおいて複数フレーム分の弾性画像EGが得られる長さである。

30

【0076】

前記弾性画像用走査Es11によって得られたエコーに対して前記送受信部3において信号処理して得られた一フレーム分のデータをフレームデータFDe11、前記弾性画像用走査Es21によって得られたエコーに対して前記送受信部3において信号処理して得られた一フレーム分のデータをフレームデータFDe21、前記弾性画像用走査Es12によって得られたエコーに対して前記送受信部3において信号処理して得られた一フレーム分のデータをフレームデータFDe12、前記弾性画像用走査Es22によって得られたエコーに対して前記送受信部3において信号処理して得られた一フレーム分のデータをフレームデータFDe22とする。また、前記弾性画像用走査Es1nによって得られたエコーに対して前記送受信部3において信号処理して得られた一フレーム分のデータをフレームデータFDe1n、前記弾性画像用走査Es2nによって得られたエコーに対して前記送受信部3において信号処理して得られた一フレーム分のデータをフレームデータFDe2nとする。

40

【0077】

前記物理量フレームデータ作成部51は、図12に示すように前記フレームデータFDe11, FDe21に基づいて物理量フレームデータEFD1を作成し、前記フレームデータFDe12, FDe22に基づいて物理量フレームデータEFD2を作成する。また、前記フレームデータFDe1n, FDe2nに基づいて物理量フレームデータEFDn

50

を作成する。

【0078】

前記フレーム選択部52は、前記物理量フレームデータEFD1, EFD2, ..., EFDnの中から、所定の評価指標に基づいて一フレーム選択し、選択したフレームを前記表示制御部6へ出力する。

【0079】

ここで、前記所定の評価指標について説明する。この評価指標は、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か否かという観点からの評価指標である。本例では、前記フレーム選択部52は、前記評価指標として、先ず前記各物理量フレームデータEFD1～EFDnにおけるエラー画素数を算出する。そして、前記フレーム選択部52は、エラー画素数が最も少ない物理量フレームデータを選択する。これにより、前記物理量フレームデータEFD1～EFDnの中で、生体組織の弾性を最も正確に反映した弾性画像を得ることができる物理量フレームデータEFDが選択されることになる。

【0080】

本例では、前記フレーム選択部52は、各画素毎の歪みSについてエラーか否かを判定し、エラー画素を特定する。具体的には、前記フレーム選択部52は、各画素の歪みSが、予め設定された所定の範囲外になっている場合、すなわち歪みSが、 $m < S < n$ を満たさない場合に、エラーと判定する。前記所定の範囲(m 及び n)は、例えば生体組織の弾性を考慮して通常考えられる歪み値の範囲に設定されるものであり、著しく逸脱した歪み値をエラーとするような値に設定される。或いは、前記所定の範囲は、一フレームにおける歪みSの平均値を算出し、この平均値に基づいて設定してもよい。 $m < S < n$ であれば、所定の画質の弾性画像EGを得ることができる。

【0081】

ここで、前記フレーム選択部52は、前記物理量フレームデータにおける歪みSが、所定の歪み値 S_{TH} 以下になっている画素をエラーとしてもよい。言い換えれば、前記フレーム選択部52は、所定の前記超音波プローブ2で取得されたエコー信号の振幅が所定以下である部分に相当する画素をエラーとしてもよい。

【0082】

ちなみに、例えば、前記超音波プローブ2から送信された超音波の反射が無い、或いは反射が少ない場合のエコー信号は、歪みSを適切に算出できる信号ではなく、所定の画質の弾性画像EGを得ることができるものではない。従って、所定の歪み値 S_{TH} は、エコー信号の振幅がほとんど無いようなエコー信号に基づいて算出された比較的低い歪み値に設定される。

【0083】

また、前記フレーム選択部52は、画素毎の相関演算で得られた相関係数Cについてエラーか否かを判定してもよい。具体的には、前記フレーム選択部52は、前記相関ウィンドウW1, W2間の相関演算で得られた相関係数Cが所定の閾値 C_{TH} 以下の画素をエラーとする。ここでは、前記相関係数Cは、 $0 < C < 1$ であるため、前記閾値 C_{TH} は $0 < C_{TH} < 1$ の範囲で設定される。ここで、相関係数Cが1に近いほど、生体組織の弾性を正確に反映した歪みSが得られる。前記閾値 C_{TH} は、生体組織の弾性をある程度正確に反映した歪みSが算出される相関演算で得られる相関係数の値に設定される。言い換えれば、前記閾値 C_{TH} を超える相関係数の相関演算によって歪みSが算出されれば、所定の画質の弾性画像EGが得られる。

【0084】

前記フレーム選択部52は、物理量フレームデータEFDの選択を行なうと、この物理量フレームデータEFDと互いに対になるBモードフレームデータBFDを選択する。ここで、互いに対になるBモードフレームデータBFD及び物理量フレームデータEFDとは、一セットのBモード画像用走査 B_s と弾性画像用走査 E_{s1}, E_{s2} で得られたフレームデータに基づくデータである。

【0085】

10

20

30

40

50

前記フレーム選択部 5 2 によって選択された前記 B モードフレームデータ B F D 及び前記物理量フレームデータ E F D は、前記メモリ 6 1 に記憶され、前記物理量フレームデータ E F D に基づいて作成されたカラー弾性画像データ E G D が、前記 B モードフレームデータ B F D に基づいて作成された B モード画像データ B G D と合成されて前記超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 8 6 】

また、前記メモリ 6 1 には、前記フレーム選択部 5 2 によって選択された前記 B モードフレームデータ B F D 及び前記物理量フレームデータ E F D が、各走査面 P について記憶される。そして、本例では、各走査面 P についての前記 B モードフレームデータ及び前記物理量フレームデータ E F D に基づいて前記三次元画像や三次元の弾性画像が作成され表示される。

10

【 0 0 8 7 】

本例によれば、前記フレーム選択部 5 2 によって選択された物理量フレームデータ E F D に基づく弾性画像 E G や、前記三次元画像又は三次元の弾性画像が表示されるので、生体組織の弾性をより正確に反映した画像を表示することができる。

【 0 0 8 8 】

なお、上述の説明では、前記物理量フレームデータ E F D についての選択を行なうようになっているが、前記カラー弾性画像データ E G D についての選択を行うようになっているてもよい。この場合には、前記カラー弾性画像データが、本発明における弾性データの実施の形態の一例である。

20

【 0 0 8 9 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。以下の変形例では、前記実施形態と異なる事項について説明する。

【 0 0 9 0 】

先ず、第一変形例について説明する。この第一変形例では、前記フレーム選択部 5 2 は、図 1 3 に示すように相関係数平均部 5 2 1 を有する。この相関係数平均部 5 2 1 は、前記評価指標として、前記各物理量フレームデータ E F D 1 ~ E F D n を作成した時の各画素毎の相関演算における相関係数 C の平均値 $C_{A V}$ をフレーム毎に算出する。ちなみに、この平均値 $C_{A V}$ は、関心領域 R (領域 R (i) , R (i i)) における相関係数 C の平均値である。そして、前記フレーム選択部 5 2 は、相関係数 C の平均値 $C_{A V}$ が最も高い物理量フレームデータ E F D を選択して前記表示制御部 6 へ出力する。

30

【 0 0 9 1 】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記フレーム選択部 5 2 は、図 1 4 に示すように、物理量平均部 5 2 2 及び比算出部 5 2 3 を有している。

【 0 0 9 2 】

前記物理量平均部 5 2 2 は、前記各物理量フレームデータ E F D 1 ~ E F D n を構成する画素毎の歪み S のフレーム毎の平均値 $S_{r A V}$ を算出する。前記物理量平均部 5 2 2 は、弾性画像作成領域である前記関心領域 R についてフレーム毎に平均値 $S_{r A V}$ を算出する。前記物理量平均部 5 2 2 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。

40

【 0 0 9 3 】

前記比算出部 5 2 3 は、物理量フレームデータ E F D における歪み S の平均の理想値 $S_{i A V}$ に対する前記平均値 $S_{r A V}$ 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、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。前記フレーム選択部 5 2 は、前記クオリティ値 Q n を前記評価指標としてフレームの選択を行なう。前記比算出部 5 2 3 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 $S_{i A V}$ 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。

【 0 0 9 4 】

50

ここで、前記理想値 $S_{i_{AV}}$ 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などによる変形を加えた場合に、任意に設定される領域において得られる歪み S の平均値である。この理想値 $S_{i_{AV}}$ 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 $S_{i_{AV}}$ 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。

【0095】

この第二変形例の作用について説明すると、前記各物理量フレームデータ $EFD1 \sim EFDn$ のいずれかを選択するにあたり、先ず前記物理量平均部 523 が、前記各物理量フレームデータ $EFD1 \sim EFDn$ について、前記関心領域 R (前記領域 $R(i)$, $R(i)$) における歪みの平均値 $S_{r_{AV}}$ を算出する。ちなみに、歪み S は負になることもあることから、前記平均値 $S_{r_{AV}}$ は負になることもあるものとする。次に、前記比算部 523 が、 $S_{r_{AV}} / S_{i_{AV}}$ の演算を行ない、前記比 Ra を算出する。さらに、前記比算部 523 は、前記比 Ra を次の (式 1) に代入し、数値 Y を得る。

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

ここで、 Y は、前記クオリティ値 Qn 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。

【0096】

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 $S_{i_{AV}}$ に対する平均値 $S_{r_{AV}}$ 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 15 に示すグラフとなる。この図 15 に示すように、 $0 \leq Y \leq 1$ となる。

【0097】

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。

【0098】

$0 \leq Y \leq 1$ 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、弾性画像 EG 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 Qn が 0 に近くなるほど、弾性画像 EG 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 EG 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。

【0099】

クオリティ値 Qn と弾性画像 EG 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 15 のグラフから分かるように、前記平均値 $S_{r_{AV}}$ が前記理想値 $S_{i_{AV}}$ と等しい場合 (すなわち、 $|Ra|$ が 1)、 Y すなわちクオリティ値 Qn は 1 となる。従って、クオリティ値 Qn 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 EG が得られていることになる。

【0100】

一方で、前記平均値 $S_{r_{AV}}$ が前記理想値 $S_{i_{AV}}$ と離れた値になるほど (すなわち、 $|Ra|$ が 1 から離れた値になるほど)、クオリティ値 Qn は零に近づく。ここで、前記平均値 $S_{r_{AV}}$ が前記理想値 $S_{i_{AV}}$ 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 Qn が零に近づくほど、生体組織に対する圧迫やその弛緩の度合いが足りないか、または過剰である結果、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像 EG が得られていないことになる。

【0101】

以上のことから、前記フレーム選択部 52 は、前記クオリティ値 Qn として、最も 1 に

10

20

30

40

50

近い値が得られた物理量フレームデータ E F D を選択し、前記表示制御部 6 へ出力する。これにより、前記物理量フレームデータ E F D 1 ~ E F D n の中で、生体組織の弾性を最も正確に反映した弾性画像を得ることができる物理量フレームデータ E F D が選択されることになる。

【 0 1 0 2 】

ここで、選択された物理量フレームデータ E F D について算出されたクオリティ値 Q_n を表すクオリティ表示を前記表示部 7 に表示するようにすることで、操作者等がクオリティ値 Q_n を把握できるようにしてもよい。前記クオリティ表示としては、例えば図 1 6 ~ 図 1 8 に示すように、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 などが挙げられる。このグラフ g r は、前記表示部 7 に表示される弾性画像 E G についてのクオリティ値 Q_n をプロットして得られるグラフである。このグラフ g r は、図 1 6 ~ 図 1 8 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 1 0 3 】

第二変形例において、前記物理量平均部 5 2 2 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歪み S の平均算出を行ない、平均値 S_{RAV} ' を得るようにしてもよい。この場合、前記比算出部 6 1 2 が、前記平均値 S_{RAV} ' を用いて前記比 R_a を算出し、また (式 1) を用いて Y を算出してクオリティ値 Q_n を得る。

【 0 1 0 4 】

ここで、前記平均値 S_{RAV} ' は、エコーの信号強度が不十分な部分、生体組織の横ずれが生じている部分など、相関係数が低い部分の変位が除かれて得られた平均値である。従って、このような平均値 S_{RAV} ' 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。

【 0 1 0 5 】

また、第二変形例において、前記フレーム選択部 5 2 は、図 1 9 に示すように、前記相関係数平均部 5 2 1、前記物理量平均部 5 2 2、前記比算出部 5 2 3 を有するとともに、さらに乗算部 5 2 4 を有していてもよい。前記乗算部 5 2 4 は、本発明における乗算部の実施の形態の一例である。

【 0 1 0 6 】

図 1 9 に示す構成の前記フレーム選択部 5 2 において、前記相関係数平均部 5 2 1 は相関係数 C の平均値 C_{AV} を算出する。また、前記物理量平均部 5 2 2 は、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 S_{RAV} ' を算出し、また前記比算出部 5 2 3 が、前記平均値 S_{RAV} ' を用いて前記比 R_a を算出し、前記 (式 1) から Y を算出する。

【 0 1 0 7 】

そして、前記乗算部 5 2 4 は、前記相関係数平均部 5 2 1 で得られた相関係数 C の平均値 C_{AV} と、前記比算出部 5 2 3 で得られた算出値 Y とを乗算し、乗算値 M を算出する。この乗算値 M は、前記各物理量フレームデータ E F D 1 ~ E F D n について算出される。ここでは、この乗算値 M をクオリティ値 Q_n とし、前記フレーム選択部 5 2 による前記物理量フレームデータ E F D の選択の評価指標とする。

【 0 1 0 8 】

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 E G 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 E G のクオリティが悪くなる。従って、前記フレーム選択部 5 2 は、前記乗算値 M が最も 1 に近い物理量フレームデータ E F D を選択する。

【 0 1 0 9 】

ここで、前記乗算部 5 2 4 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

10

20

30

40

50

する時に、重み付けをして乗算してもよい。

【0110】

ここで、上述のように、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歪みの平均値 $S_{r_{AV}}$ から算出された算出値 Y をクオリティ値 Q_n とし、前記物理量フレームデータ EFD を選択する評価指標とすると、相関係数は評価指標として全く反映されないことになる。一方で、相関係数 C の平均値 C_{AV} が最も高い物理量フレームデータ EFD を選択するようにした場合、すなわち前記評価指標として前記平均値 C_{AV} を用いる場合には、前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いが足りなかったとしても、相関係数 C としては高くなるために、前記評価指標としての前記クオリティ値 Q_n としては良好な値が得られることになる。従って、ここでは、前記平均値 $S_{r_{AV}}$ を用いて算出された前記比 R_a を用いて得られる算出値 Y と前記相関係数 C の平均値 C_{AV} とを乗算することにより、生体組織への圧迫とその弛緩の度合いの要素と、相関係数の要素とを加味したクオリティ値 Q_n を算出し、これを前記評価指標として前記物理量フレームデータ EFD の選択を行なうようにしている。

10

【0111】

なお、前記評価指標としてのクオリティ値 Q_n は、算出値 Y 及び乗算値 M の中から、操作者等が前記操作部 9 において選択できるようになっていてもよい。

【0112】

なお、上述の説明では、前記物理量フレームデータ EFD を対象にしてクオリティ値 Q_n を算出し、選択を行なうようになっているが、前記カラー弾性画像データ EGD について、各画素のデータを用いて同様にクオリティ値 Q_n を算出し、カラー弾性画像データ EG の選択を行うようになっているてもよい。この場合には、前記カラー弾性画像データが、本発明における弾性データの実施の形態の一例である。

20

【0113】

次に、第三変形例について説明する。この第三変形例では、前記フレーム選択部 52 は、前記各物理量フレームデータ $EFD1 \sim EFDn$ における S の正負の符号の割合を評価指標として、前記物理量フレームデータ EFD の選択を行なう。

【0114】

ここで、歪み S は、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩に応じた正負の符号を伴って算出される。例えば、圧迫方向を正方向とすると、前記超音波プローブ 2 による圧迫時に取得されたエコーデータに基づいて算出される歪み S は正の符号を伴って算出され、一方で弛緩時に取得されたエコーデータに基づいて算出される歪み S は負の符号を伴って算出される。

30

【0115】

前記歪み S の正負の符号の割合を評価指標とする物理量フレームデータ EFD の選択について具体的に説明すると、前記フレーム選択部 52 は、前記各物理量フレームデータ $EFD1 \sim EFD3$ について、正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比を算出し、算出された比が最も大きいフレームの物理量フレームデータ EFD を選択する。

【0116】

ここで、一のフレームにおける歪み S の正負の符号の比と弾性画像 EG のクオリティとの関係について説明する。例えば、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩が適切になされていれば、一のフレームにおける歪み S の符号の割合としては、正又は負のいずれか一方の符号の割合が大きくなる（すなわち、正と負の比が大きくなる）。しかし、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩の方向が適切でなく、生体組織に横ずれなどが生じている場合には、一のフレームにおける歪み S の符号の割合は、正又は負のいずれか一方に偏らず、双方の符号の割合が拮抗したものになってくる（すなわち、正と負の比が小さくなる）。従って、よりクオリティの高い弾性画像 EG を得ることができるよう、前記フレーム選択部 52 は正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比が最も大きい物理量フレームデータ EFD を選択する。

40

【0117】

50

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。なお、以下の説明では、前記各実施形態と異なる事項について説明する。

【0118】

本例の超音波診断装置1において、前記物理量データ処理部5は、図20に示すように前記物理量フレームデータ作成部51と加算処理部53とを有する。この加算処理部53は、一の走査面 P_n について得られた複数フレーム分の物理量フレームデータ EFD を重み付け加算処理して加算物理量フレームデータ $aEFD$ を作成する。詳細は後述する。前記加算処理部53は、本発明における加算処理部の実施の形態の一例であり、また加算物理量フレームデータは、本発明における加算弾性データの実施の形態の一例である。

10

【0119】

本例の作用について説明する。本例においても、第二実施形態と同様の走査を行なうものとする(図11参照)。そして、第二実施形態と同様に、前記物理量フレームデータ作成部51は、前記フレームデータ $FDe11$ 、 $FDe21$ に基づいて物理量フレームデータ $EFD1$ を作成し、前記フレームデータ $FDe12$ 、 $FDe22$ に基づいて物理量フレームデータ $EFD2$ を作成し、前記フレームデータ $FDe1n$ 、 $FDe2n$ に基づいて物理量フレームデータ $EFDn$ を作成する。

【0120】

前記加算処理部53は、前記物理量フレームデータ $EFD1$ 、 $EFD2$ 、 $\dots$ 、 $EFDn$ を、下記の(式2)に示すように重み付け加算処理して加算物理量フレームデータ $aEFD$ を作成する(図21参照)。

20

$$aEFD = k1 \times EFD1 + k2 \times EFD2 + \dots + kn \times EFDn$$

$\dots$ (式2)

ただし、(式2)において、 $k1$ 、 $k2$ 、 $\dots$ 、 kn は重み付け係数であり、 $k1 + k2 + \dots + kn = 1$ である。これら重み付け係数 $k1 \sim kn$ は、操作者が前記操作部9において任意の値を設定することができるようになっていてもよい。

【0121】

前記表示制御部6には、前記加算物理量フレームデータ $aEFD$ が出力されて前記メモリ61に記憶される。また、Bモード画像用走査 $Bs1 \sim Bsn$ のうち、最も新しい走査であるBモード画像用走査 Bsn で得られたフレームデータ FDb に基づくBモードフレームデータ BFD が前記メモリ61に記憶される。そして、前記加算物理量フレームデータ $aEFD$ に基づいて作成されたカラー弾性画像データ EGD が、前記Bモードフレームデータ BFD に基づいて作成されたBモード画像データ BGD と合成されて前記超音波画像Gが前記表示部7に表示される。

30

【0122】

前記メモリ61には、各走査面 P について前記Bモードフレームデータ BFD 及び前記加算物理量フレームデータ $aEFD$ が記憶され、これらBモードフレームデータ BFD 及び加算物理量フレームデータ $aEFD$ に基づいて前記三次元画像や三次元の弾性画像が作成され表示される。

【0123】

40

本例によれば、一の走査面 P_n について複数フレーム分の物理量フレームデータを重み付け加算処理して得られた前記加算物理量フレームデータ $aEFD$ に基づく弾性画像 EG や、前記三次元画像又は三次元の弾性画像が表示されるので、生体組織の弾性をより正確に反映した画像を表示することができる。

【0124】

なお、上述の説明では、前記物理量フレームデータ EFD について重み付け加算処理を行なうようになっているが、前記カラー弾性画像データ EGD について重み付け加算処理を行なうようになっているてもよい。この場合には、前記カラー弾性画像データが、本発明における弾性データの実施の形態の一例である。

【0125】

50

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について説明する。なお、以下の説明では、前記各実施形態と異なる事項について説明する。

【 0 1 2 6 】

本例の超音波診断装置 1 において、前記物理量データ処理部 5 は、図 2 2 に示すように前記物理量フレームデータ作成部 5 1 と置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 とを有する。この置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、一の走査面 P_n について得られた複数フレームの物理量フレームデータ EFD のうち、一のフレームの物理量フレームデータ EFD におけるエラー画素の歪みデータを、他のフレームの物理量フレームデータ EFD における非エラー画素の歪みデータに置換して置換済物理量フレームデータを作成する。詳細は後述する。前記置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、本発明における置換済弾性データ作成部の実施の形態の一例であり、また前記置換済物理量フレームデータは、本発明における置換済弾性データの実施の形態の一例である。

10

【 0 1 2 7 】

本例の作用について説明する。本例においても、第二、第三実施形態と同様の走査を行なうものとする(図 1 1 参照)。そして、第二、第三実施形態と同様に、前記物理量フレームデータ作成部 5 1 は、前記フレームデータ $FDe11$, $FDe21$ に基づいて物理量フレームデータ $EFD1$ を作成し、前記フレームデータ $FDe12$, $FDe22$ に基づいて物理量フレームデータ $EFD2$ を作成し、前記フレームデータ $FDe1n$, $FDe2n$ に基づいて物理量フレームデータ $EFDn$ を作成する。

20

【 0 1 2 8 】

前記置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、例えば、前記物理量フレームデータ $EFD1$ におけるエラー画素の歪みデータを、前記物理量フレームデータ $EFD2$ 又はこの物理量フレームデータ $BFD2$ よりも後のフレームの物理量フレームデータ BFD の非エラー画素の歪みデータに置換して、置換済物理量フレームデータ $bEFD$ を作成する。

【 0 1 2 9 】

具体的には、先ず前記置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、前記物理量フレームデータ $EFD1$ の各画素の歪みデータについて、エラーか否かを判定し、エラー画素の特定を行なう。このエラー画素の特定の手法は、第二実施形態と同様であり、歪み S や相関係数 C に基づいて特定される。

30

【 0 1 3 0 】

次に、前記置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、前記物理量フレームデータ $EFD1$ におけるエラー画素の歪みデータを、前記物理量フレームデータ $EFD2$ における同一画素の歪みデータに置換できるか否かを判定する。例えば、図 2 3 に示すように、前記物理量フレームデータ $EFD1$ における画素 $p1$ の歪みデータがエラーである場合、前記置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、前記物理量フレームデータ $EFD2$ において、前記画素 $p1$ と同一画素である画素 $p1'$ の歪みデータがエラーであるか否かを判定する。エラーか否かの判定手法は、上述と同様のエラー画素の特定の手法である。

【 0 1 3 1 】

そして、前記置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、前記画素 $p1'$ の歪みデータがエラーでない場合、前記物理量フレームデータ $EFD1$ の前記画素 $p1$ の歪みデータを、前記画素 $p1'$ の歪みデータに置換する。一方、図 2 4 に示すように、前記画素 $p1'$ の歪みデータがエラーである場合、前記置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、前記画素 $p1'$ の歪みデータへの置換を行わず、前記物理量フレームデータ $EFD2$ の次のフレームの物理量フレームデータ $EFD3$ において、前記画素 $p1$ と同一画素である画素 $p1''$ の歪みデータがエラーであるか否かを判定する。そして、エラーでなければ、前記画素 $p1$ の歪みデータを前記画素 $p1''$ の歪みデータに置換する。

40

【 0 1 3 2 】

前記置換済物理量フレームデータ作成部 5 4 は、このようにして前記物理量フレームデータ $EFD1$ における全てのエラー画素の歪みデータを前記物理量フレームデータ EFD

50

2, EFD3, ..., EFDnのいずれかにおける非エラー画素の歪みデータに置換し、前記置換済物理量フレームデータbEFDを作成する。ただし、ここでは物理量フレームデータBFD1が置換される対象になっているが、他の物理量フレームデータBFDが置換される対象になっていてもよい。例えば、置換される対象が前記物理量フレームデータEFD2である場合には、前記物理量フレームデータEFD2におけるエラー画素の歪みデータを、他の物理量フレームデータEFD1, EFD3, ..., EFDnにおける非エラー画素の歪みデータに置換して置換済物理量フレームデータbEFDを作成する。また、前記物理量フレームデータEFD3におけるエラー画素の歪みデータを、前記物理量フレームデータEFD1, EFD2, ..., EFDnにおける非エラー画素の歪みデータに置換して置換済物理量フレームデータbEFDを作成する。

10

【0133】

前記表示制御部6には、前記置換済物理量フレームデータbEFDが出力されて前記メモリ61に記憶される。また、置換される対象の物理量フレームデータと対になるBモードフレームデータBFD(前記Bモード画像用走査Bs1で得られたフレームデータFDbに基づくデータ)が記憶される。そして、前記置換済物理量フレームデータbEFDに基づいて作成されたカラー弾性画像データEGDが、前記BモードフレームデータBFDに基づいて作成されたBモード画像データBGDと合成されて前記超音波画像Gが前記表示部7に表示される。

【0134】

前記メモリ61には、各走査面Pについて前記BモードフレームデータBFD及び前記置換済物理量フレームデータbEFDが記憶され、これらBモードフレームデータBFD及び置換済物理量フレームデータbEFDに基づいて前記三次元画像や三次元の弾性画像が作成され表示される。

20

【0135】

本例によれば、一の走査面Pnについて、エラー画素の歪みデータが非エラー画素の歪みデータに置換されて得られた前記置換済物理量フレームデータbEFDに基づく弾性画像EGや、前記三次元画像又は三次元の弾性画像が表示されるので、生体組織の弾性をより正確に反映した画像を表示することができる。

【0136】

なお、上述の説明では、前記物理量フレームデータEFDを対象にしてエラー画素の歪みデータの置換を行なっているが、前記カラー弾性画像データEGDを対象にしてエラー画素のデータの置換を行ってもよい。この場合には、前記カラー弾性画像データが、本発明における弾性データの実施の形態の一例である。

30

【0137】

(第五実施形態)

次に、第五実施形態について説明する。なお、以下の実施形態では前記各実施形態と異なる事項について説明する。

【0138】

前記第一～第四実施形態では、前記送受信部3は、予め設定されたフレーム数や予め設定された時間の長さだけ一の走査面Pnにおける走査を行なった後、他の走査面P(n+1)への走査面の切替えを行なうようになっているが、この第五実施形態では前記送受信部3は、一の走査面Pnについて、所定の画質の弾性画像を得ることができる物理量フレームデータEFDが得られると、他の走査面P(n+1)に走査面を切り替えるようになっている。詳細は後述する。

40

【0139】

本例では、前記物理量データ処理部5は、図25に示すように、物理量フレームデータ作成部51と、評価部55を有している。この評価部55は、後述するように、前記物理量フレームデータEFDについて、前記所定の評価指標に基づいて、所定の画質の弾性画像を得られる物理量フレームデータEFDであるか否かの評価を行なう。前記評価部55は、所定の画質の弾性画像EGを得られる物理量フレームデータEFDであると評価した

50

場合、そのことを示す信号を前記制御部 8 へ出力する。そして、所定の画質の弾性画像 E G を得られると評価された物理量フレームデータ E F D に基づいて弾性画像 E G が作成される。

【 0 1 4 0 】

本例の作用について説明する。本例では、一の走査面 P n について B モード画像用走査 B_S を一フレーム分行なった後、二フレーム分の弾性画像用走査 E_S 1 , E_S 2 を行なう。そして、前記弾性画像用走査 E_S 1 で得られるフレームデータ F D e 1 と前記弾性画像用走査 E_S 2 で得られるフレームデータ F D e 2 とに基づいて前記物理量フレームデータ E F D が作成されると、前記評価部 5 5 は、前記物理量フレームデータ E F D について所定の評価指標として前記クオリティ値 Q n を算出し、このクオリティ値 Q n が所定の閾値 Q n_{T H} 以上であるか否かを判定する。

10

【 0 1 4 1 】

前記所定の閾値 Q n_{T H} は、所定の画質の弾性画像 E G を得ることができる値に設定される。所定の画質とは、生体組織の弾性のある程度正確に反映した画像をいう。ここで、前記閾値 Q n_{T H} が高くなるほど、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ものの、高く設定しすぎると閾値以上の物理量フレームデータが得られにくくなり、フレームレートが低下するおそれがある。そこで、前記閾値 Q n_{T H} は、ある程度正確な弾性画像が得られ、なおかつフレームレートが低下しすぎないような閾値に設定される。

【 0 1 4 2 】

20

ちなみに、前記クオリティ値 Q n は、前記算出値 Y 及び前記乗算値 M のいずれかである。前記クオリティ値 Q n が前記算出値 Y である場合、前記評価部 5 5 は、図 2 6 に示すように物理量平均部 5 5 1 と比算部 5 5 2 とを有する。これら物理量平均部 5 5 1 及び比算部 5 5 2 は、前記物理量平均部 5 2 2 及び比算部 5 2 3 と同一であり、詳細な説明を省略する。また、前記クオリティ値 Q n が前記乗算値 M である場合、前記評価部 5 5 は、図 2 7 に示すように、前記物理量平均部 5 5 1、前記比算部 5 5 2、相関係数平均部 5 5 3 及び乗算部 5 5 4 を有する。前記相関係数平均部 5 5 3 及び前記乗算部 5 5 4 も、前記相関係数平均部 5 2 1 及び前記乗算部 5 2 4 と同一であり、詳細な説明を省略する。

【 0 1 4 3 】

前記評価部 5 5 は、クオリティ値 Q n が所定の閾値 Q n_{T H} 以上である場合、そのことを示す信号を前記制御部 8 へ出力する。そして、前記制御部 8 は、前記評価部 5 5 からの信号の入力があると、走査面を次の走査面 P (n + 1) に切り替えるよう前記送受信部 3 へ指示信号を出力し、これにより送受信部 3 は走査面の切替えを行なう。

30

【 0 1 4 4 】

一方、前記評価部 5 5 が、前記クオリティ値 Q n が前記閾値 Q n_{T H} 未満であると判定した場合、前記制御部 8 は、再度 B モード画像用走査 B_S を一フレーム分行ない、その後二フレーム分の弾性画像用走査 E_S 1 , E_S 2 を行なわせるよう、前記送受信部 3 へ指示信号を出力する。そして、前記弾性画像用走査 E_S 1 , E_S 2 で得られたフレームデータ F D 1 , F D 2 に基づいて作成される物理量フレームデータ E F D について、前記評価部 5 5 は、上述と同様にクオリティ値 Q n を算出し、このクオリティ値 Q n が前記閾値 Q n_{T H} 以上であれば、そのことを示す信号を前記制御部 8 へ出力する。

40

【 0 1 4 5 】

以上のように、前記物理量フレームデータ作成部 5 1 が、物理量フレームデータ E F D について所定の閾値 Q n_{T H} 以上であるか否かを判定し、前記クオリティ値 Q n が前記閾値 Q n_{T H} 以上であれば走査面の切替えを行なう。一方、前記クオリティ値 Q n が前記閾値 Q n_{T H} 未満であれば、同じ走査面について、さらに B モード画像用走査 B_S と弾性画像用走査 E_S 1 , E_S 2 を行ない、得られた物理量フレームデータ E F D について再度前記クオリティ値 Q n が前記閾値 Q n_{T H} 以上であるか否かの判定を行なう。そして、クオリティ値 Q n が前記閾値 Q n_{T H} 以上の物理量フレームデータが得られるまで、B モード画像用走査 B_S と弾性画像用走査 E_S 1 , E_S 2 を繰り返し行なう。

50

【 0 1 4 6 】

前記物理量データ処理部 5 からは、前記クオリティ値 Q_n が所定の閾値 Q_{n_TH} 以上である物理量フレームデータ EFD 及びこれと対の B モードフレームデータ BFD が前記表示制御部 6 へ出力されて前記メモリ 61 に記憶される。そして、前記物理量フレームデータ EFD に基づいて作成されたカラー弾性画像データ EGD が、前記 B モードフレームデータ BFD に基づいて作成された B モード画像データ BGD と合成されて前記超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。

【 0 1 4 7 】

前記メモリ 61 には、前記クオリティ値 Q_n が所定の閾値 Q_{n_TH} 以上である物理量フレームデータ EFD 及びこれと対の B モードフレームデータ BFD が、各走査面 P について記憶され、これら物理量フレームデータ EFD 及び B モードフレームデータ BFD に基づいて前記三次元画像や三次元の弾性画像が作成され表示される。

10

【 0 1 4 8 】

本例によれば、一の走査面 P_n について、所定の画質の弾性画像 EG を得ることができる物理量フレームデータ EFD が得られると、次の走査面 $P(n+1)$ に走査面の切替えを行なうので、各走査面について、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像 EG や、前記三次元画像又は三次元の弾性画像を表示することができる。

【 0 1 4 9 】

なお、前記評価部 55 は、前記物理量平均部 551 によって算出された歪みの平均値 S_{r_AV} を評価指標とし、この平均値 S_{r_AV} が所定の範囲内にあるか否か、すなわち $m \leq S_{r_AV} \leq n$ であるか否かを判定してもよい。この場合、前記評価部 55 は、 $m \leq S_{r_AV} \leq n$ であれば、そのことを示す信号を前記制御部 8 へ出力する。一方、 $m > S_{r_AV}$ 又は $n < S_{r_AV}$ であれば、再度同一走査面について B モード画像用走査 B_s 及び弾性画像用走査 E_{s1} 、 E_{s2} を行ない、得られた物理量フレームデータ EFD について、 $m \leq S_{r_AV} \leq n$ であるか否かを判定する。

20

【 0 1 5 0 】

ちなみに、前記所定の範囲 (m, n) は、例えば生体組織の弾性を考慮して通常考えられる歪み値の範囲に設定されるものであり、著しく逸脱した歪み値をエラーとするような値に設定される。 $m \leq S_{r_AV} \leq n$ である物理量フレームデータ EFD であれば、所定の画質の弾性画像 EG を得ることができる

30

【 0 1 5 1 】

また、歪みの平均値 S_{r_AV} の代わりに一フレームにおける歪み S の合計値を用いてもよい。すなわち、前記評価部 55 は、図 28 に示すように、前記物理量フレームデータ EFD における各画素の歪み S の合計値を算出する合計値算出部 555 を有し、前記評価部 55 は、この合計値算出部 555 の算出値が所定の範囲内であるか否かを判定してもよい。

【 0 1 5 2 】

なお、上述の説明では、前記物理量フレームデータ EFD を対象にして評価を行なうようになっているが、前記カラー弾性画像データ EGD について、各画素のデータを用いて同様にして評価を行うようになっていてもよい。この場合には、前記カラー弾性画像データが、本発明における弾性データの実施の形態の一例である。

40

【 0 1 5 3 】

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。第一変形例では、図 29 に示すように、前記評価部 55 は、物理量フレームデータ EFD について、エラー画素数を算出するエラー画素数算出部 556 を有する。このエラー画素数算出部 556 は、前記フレーム選択部 52 と同様にしてエラー画素の特定を行ない、前記評価指標として、前記物理量フレームデータ EFD におけるエラー画素数を算出する。そして、前記評価部 55 は、一の走査面 P_n について得られた物理量フレームデータ EFD について、エラー画素数が所定数 e を超えるか否かを判定する。前記評価部 55 は、エラー画素数が所定数 e 以下である場合、そのことを示す信号を前記制御部 8 へ出力する。

50

これにより、前記送受信部 3 は走査面の切替えを行なう。そして、後述のようにエラー画素数が所定数 e 以下である物理量フレームデータ EFD に基づく弾性画像 EG が作成される。

【0154】

ちなみに、前記所定数 e は、所定の画質の弾性画像を得ることができる値に設定される。ここで、前記所定数 e を小さく設定するほど、生体組織の弾性画像をより正確に反映した弾性画像を得ることができるものの、小さく設定しすぎると所定数 e 以下の物理量フレームデータ EFD が得られにくくなり、フレームレートが低下するおそれがある。そこで、前記所定数 e は、ある程度正確な弾性画像が得られ、なおかつフレームレートが低下しすぎないような値に設定される。

10

【0155】

一方、エラー画素数が所定数 e を超える場合、再度 B モード画像用走査 B_s 及び弾性画像用走査 E_{s1} 、 E_{s2} を行ない、得られた物理量フレームデータ EFD について、エラー画素数が前記所定数 e を超えるか否かの判定を行なう。

【0156】

前記物理量データ処理部 5 からは、エラー画素数が所定数 e 以下である物理量フレームデータ EFD 及びこれと対の B モードフレームデータ BFD が前記表示制御部 6 へ出力されて前記メモリ 61 に記憶される。そして、前記物理量フレームデータ EFD に基づいて作成されたカラー弾性画像データ EGD が、前記 B モードフレームデータ BFD に基づいて作成された B モード画像データ BGD と合成されて前記超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。

20

【0157】

前記メモリ 61 には、エラー画素数が所定数 e 以下である物理量フレームデータ EFD 及びこれと対の B モードフレームデータ BFD が、各走査面 P について記憶され、これら物理量フレームデータ EFD 及び B モードフレームデータに基づいて前記三次元画像や三次元の弾性画像が作成され表示される。

【0158】

なお、上述の説明では、前記物理量フレームデータ EFD についての評価を行なうようになっているが、前記カラー弾性画像データ EGD についての評価を行うようになっているてもよい。この場合には、前記カラー弾性画像データが、本発明における弾性データの実施の形態の一例である。

30

【0159】

次に第二変形例について説明する。この第二変形例では、図 30 に示すように、前記評価部 55 は、前記相関係数平均部 553 を有する。そして、前記評価部 55 は、一の走査面 P_n について得られた物理量フレームデータ EFD について、相関係数の平均値 C_{AV} が所定の閾値 C_{TH} 以上であるか否かを判定する。前記評価部 55 は、前記平均値 C_{AV} が閾値 C_{TH} 以上である場合、そのことを示す信号を前記制御部 8 へ出力する。これにより、前記送受信部 3 は走査面の切替えを行なう。そして、後述のように前記平均値 C_{AV} が閾値 C_{TH} 以上である物理量フレームデータ EFD に基づく弾性画像 EG が作成される。

40

【0160】

ちなみに、前記閾値 C_{TH} は、所定の画質の弾性画像を得ることができる値に設定される。ここで、前記閾値 C_{TH} を大きく設定するほど、生体組織の弾性画像をより正確に反映した弾性画像を得ることができるものの、大きく設定しすぎると閾値 C_{TH} 以上の物理量フレームデータ EFD が得られにくくなり、フレームレートが低下するおそれがある。そこで、前記閾値 C_{TH} は、ある程度正確な弾性画像が得られ、なおかつフレームレートが低下しすぎないような値に設定される。

【0161】

一方、前記平均値 C_{AV} が前記閾値 C_{TH} を超える場合、再度 B モード画像用走査 B_s 及び弾性画像用走査 E_{s1} 、 E_{s2} を行ない、得られた物理量フレームデータ EFD につ

50

いて、相関係数の平均値 C_{AV} が前記閾値 C_{TH} を超えるか否かの判定を行なう。

【0162】

前記物理量データ処理部5からは、前記相関係数 C の平均値 C_{AV} が前記閾値 C_{TH} 以上である物理量フレームデータ EFD 及びこれと対のBモードフレームデータ BFD が前記表示制御部6へ出力されて前記メモリ61に記憶される。そして、この物理量フレームデータ EFD に基づいて作成されたカラー弾性画像データ EGD が、前記Bモードフレームデータ BFD に基づいて作成されたBモード画像データ BGD と合成されて前記超音波画像 G が前記表示部7に表示される。

【0163】

前記メモリ61には、前記相関係数 C の平均値 C_{AV} が前記閾値 C_{TH} 以上である物理量フレームデータ EFD 及びこれと対のBモードフレームデータ BFD が、各走査面 P について記憶され、これら物理量フレームデータ EFD 及びBモードフレームデータ BFD に基づいて前記三次元画像や三次元の弾性画像が作成され表示される。

10

【0164】

次に第三変形例について説明する。この第三変形例では、図31に示すように、前記評価部55は、物理量フレームデータ EFD における歪み S の正負の符合の割合を算出する符合割合算出部557を有する。この符合割合算出部557は、第二実施形態の第三変形例の前記フレーム選択部52と同様に、一の走査面 P_n について得られた物理量フレームデータ EFD における正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比を算出する。そして、前記評価部55は、正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比が所定の大きさ以上であるか否かを判定する。前記評価部55は、正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比が所定の大きさ以上である場合、そのことを示す信号を前記制御部8へ出力する。これにより、前記送受信部3は走査面の切替えを行なう。そして、後述のように、正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比が所定の大きさ以上である物理量フレームデータ EFD に基づく弾性画像 EG が作成される

20

【0165】

ちなみに、前記比についての所定の大きさは、所定の画質の弾性画像を得ることができるものに設定される。ここで、前記比についての所定の大きさを大きく設定するほど（大きな比に設定するほど）、生体組織の弾性画像をより正確に反映した弾性画像を得ることができるものの、大きく設定しすぎると前記所定の大きさの比以上の物理量フレームデータ EFD が得られにくくなり、フレームレートが低下するおそれがある。そこで、前記比についての所定の大きさは、ある程度正確な弾性画像が得られ、なおかつフレームレートが低下しすぎないようなものに設定される。

30

【0166】

一方、正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比が前記所定の大きさを下回る場合、再度Bモード画像用走査 B_s 及び弾性画像用走査 E_{s1} 、 E_{s2} を行ない、得られた物理量フレームデータ EFD について、正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比が所定の大きさ以上であるか否かの判定を行なう。

【0167】

前記物理量データ処理部5からは、正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比が所定値以上である物理量フレームデータ EFD 及びこれと対のBモードフレームデータ BFD が前記表示制御部6へ出力されて前記メモリ61に記憶される。そして、前記物理量フレームデータ EFD に基づいて作成されたカラー弾性画像データ EGD が、前記Bモードフレームデータ BFD に基づいて作成されたBモード画像データ BGD と合成されて前記超音波画像 G が前記表示部7に表示される。

40

【0168】

前記メモリ61には、正の歪み S のデータと負の歪み S のデータの比が所定値以上である物理量フレームデータ EFD 及びこれと対になるBモードフレームデータ BFD が、各走査面 P について記憶され、これら物理量フレームデータ EFD 及びBモードフレームデータ BFD に基づいて前記三次元画像や三次元の弾性画像が作成され表示される。

50

【0169】

(第六実施形態)

次に、第六実施形態について説明する。ただし、以下の説明では前記各実施形態と異なる事項について説明する。

【0170】

図32に示す第三実施形態の超音波診断装置1'においては、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の変形による歪みではなく、心臓の拍動による生体組織の変形や、血管の脈動による血管周囲の生体組織の変形によって生じる歪みを算出して弾性画像EGを作成する。歪みの算出方法は、前記各実施形態と同様の相関演算を用いる。

10

【0171】

具体的構成について説明する。前記超音波診断装置1'は、基本的構成は上述の超音波診断装置1と同様であるものの、被検体の心拍を検出する心拍検出部11を備えている。また、前記物理量データ処理部5は、図10に示す物理量データ処理部5と同様に、前記物理量フレームデータ作成部51及びフレーム選択部52を有している。

【0172】

本例の作用について説明する。本例では、心臓の拍動による生体組織の変形や血流による血管の脈動によって血管周囲の生体組織の変形が生じる部位に対し、前記超音波プローブ2によって超音波の走査を行なう。本例では、前記送受信部3は、一の走査面Pnにおいて、図33に示すように、一フレーム分のBモード画像用走査Bsと二フレーム分の弾性画像用走査Es1, Es2を一セットの走査として、これを複数セット分行なわせる。そして、前記送受信部3は、前記心拍検出部11で得られる図34に示す心電波形gに基づいて走査面の切替えを行なう。

20

【0173】

ここで、心電波形gに基づいて走査面を切り替えるタイミングについて詳しく説明する。生体組織の弾性をより正確に表す弾性画像を得るためには、前記超音波プローブ2によって走査を行なう部位が、心臓の拍動や血流による血管の脈動によって変形するタイミングで弾性画像用走査Es1, Es2が行なわれることが好ましい。従って、前記送受信部3は、このようなタイミングで弾性画像用走査Es1, Es2が行なわれた後に、走査面の切替えを行なう。例えば、頸動脈について前記超音波プローブ2による走査を行なう場合、前記心電波形gにおけるR波rから所定時間 τ 経過すると脈動によって生体組織が変形する。従って、前記送受信部3は、前記R波rから前記所定時間 τ 経過した時点以降の直後の二フレーム分の弾性画像用走査Es1, Es2が行なわれると、次の走査面P(n+1)についての走査を開始する。

30

【0174】

前記フレーム選択部52は、R波rから所定時間 τ 経過した時点以降の直後の二フレーム分の弾性画像用走査Es1, Es2で得られたフレームデータFDe1, FDe2から作成される物理量フレームデータEFDを選択し、これを前記表示制御部6へ出力する。また、前記フレーム選択部52は、選択した物理量フレームデータEFDと対になるBモードフレームデータBFDを選択する。このBモードフレームデータBFDは、選択した物理量フレームデータEFDが得られた弾性画像用走査Es1, Es2とセットであるBモード画像用走査Bsで得られたBモードフレームデータである。

40

【0175】

前記フレーム選択部52によって選択されて前記表示制御部6へ出力されたBモードフレームデータBFD及び物理量フレームデータEFDは、前記メモリ61に記憶され、これらに基づいて作成された超音波画像Gが前記表示部7に表示される。

【0176】

また、前記メモリ61には、前記フレーム選択部52によって選択されたBモードフレームデータBFD及び物理量フレームデータEFDが、各走査面Pについて記憶される。そして、本例では、各走査面PについてのBモードフレームデータBFD及び物理量フレ

50

ームデータ E F D に基づいて前記三次元画像や三次元の弾性画像が作成され表示される。

【 0 1 7 7 】

以上の超音波診断装置 1' によれば、心拍情報を参照して、生体組織が変形するタイミングで弾性画像用走査 E_{s1} , E_{s2} が行なわれた後に走査面を切り替えるようになってるので、生体組織の弾性をより正確に反映した物理量フレームデータ E F D が得られた後に走査面が切り替わることになる。これにより、各走査面について生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像 E G を得ることができる。

【 0 1 7 8 】

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、本発明は、上述の実施形態のよ
10
うに機械的に三次元領域の走査を行なうものに限られるものではなく、電子的に三次元領域の走査を行なうものも含まれる。電子的な三次元領域の走査とは、前記第一方向 a と前記第二方向 b (図 2 参照) の両方向に電子的走査を行なう走査をいう。このように電子的に三次元領域の走査を行なう場合も、一の走査面 P n に複数フレーム分の走査 (少なくとも一フレーム分の B モード画像用走査 B_s と二フレーム分の弾性画像用走査 E_{s1} , E_{s2}) を行なう。

【 0 1 7 9 】

また、前記物理量データ処理部 5 は、生体組織の弾性に関する物理量として、歪みの代わりに生体組織の変形による変位や弾性率などを算出してもよく、また他の公知の手法によって生体組織の弾性に関する物理量を算出してもよい。
20

【 0 1 8 0 】

さらに、上記実施形態では、一フレーム分の超音波画像 G を得るために、一フレーム分の B モード画像用走査 B_s と二フレーム分の弾性画像用走査 E_{s1} , E_{s2} とを行なうようになっているがこれに限られるものではない。例えば、二フレーム分の超音波の走査で得られたエコーデータに基づいて、一フレーム分の超音波画像 G を作成するようにしてもよい。この場合、二フレームのうちの二フレーム分の超音波の走査で得られたエコーデータに基づいて一フレームの B モード画像を作成し、また二フレーム分の超音波の走査で得られたエコーデータに基づいて物理量を算出して一フレームの弾性画像を作成する。

【 符号の説明 】

【 0 1 8 1 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部 (走査制御部)
- 5 物理量データ作成部 (弾性データ作成部)
- 7 表示部
- 8 制御部 (走査制御部)
- 10 記憶部
- 11 心拍検出部
- 55 評価部
- 61 メモリ (記憶部)
- 521 , 533 相関係数平均部
- 522 , 551 物理量平均部
- 523 , 552 比算出部
- 524 , 554 乗算部

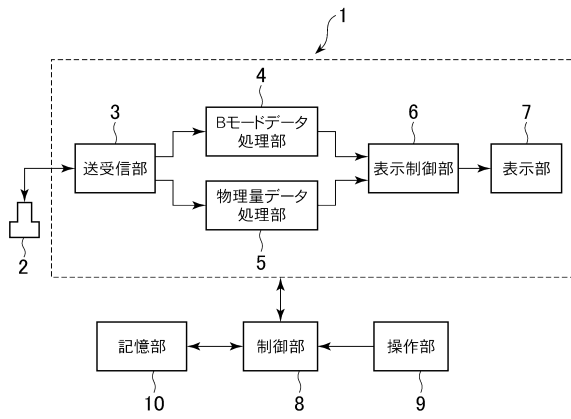
10

20

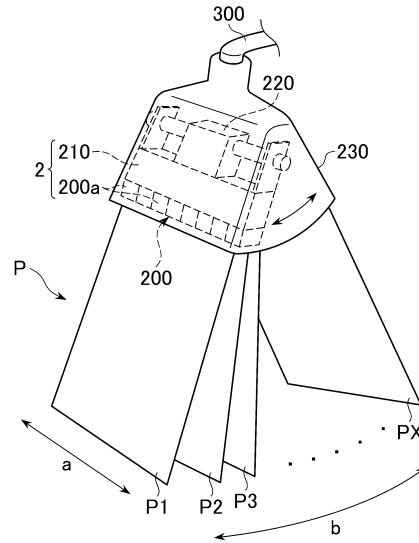
30

40

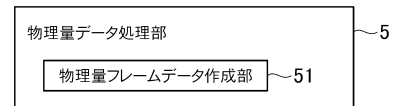
【図 1】



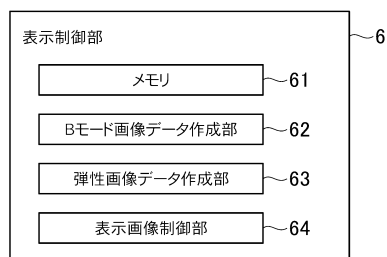
【図 2】



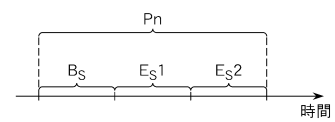
【図 3】



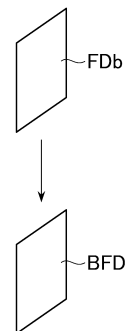
【図 4】



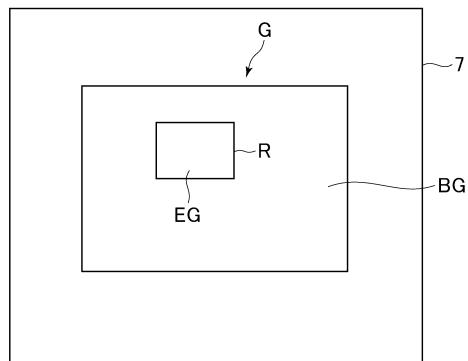
【図 6】



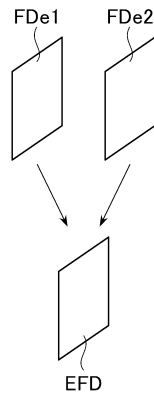
【図 7】



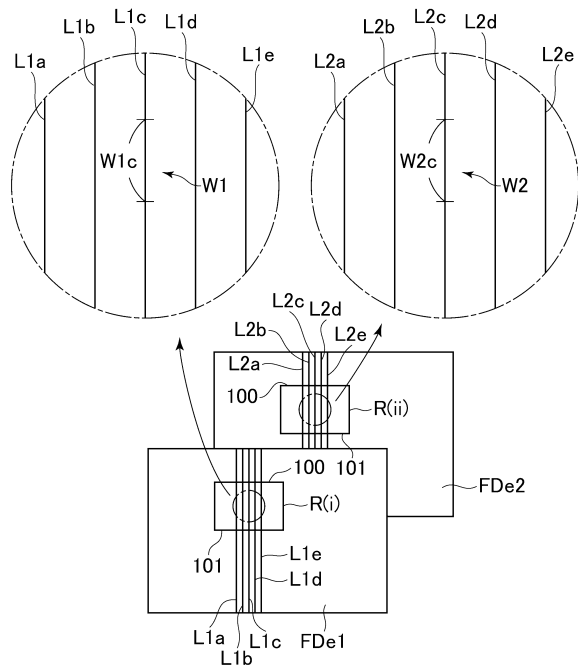
【図 5】



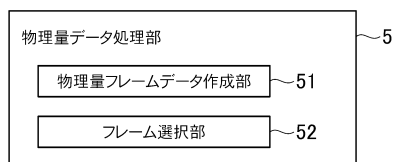
【図 8】



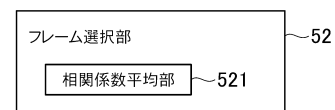
【図 9】



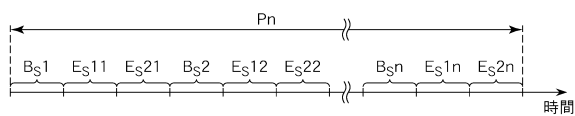
【図 10】



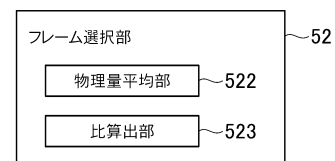
【図 13】



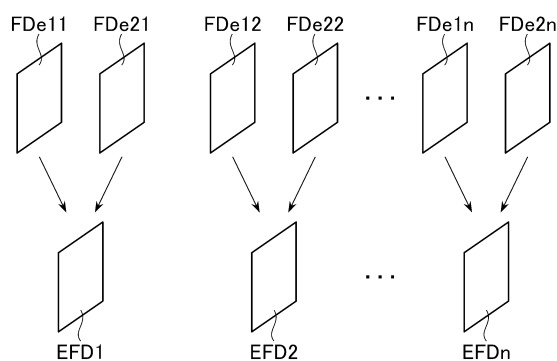
【図 11】



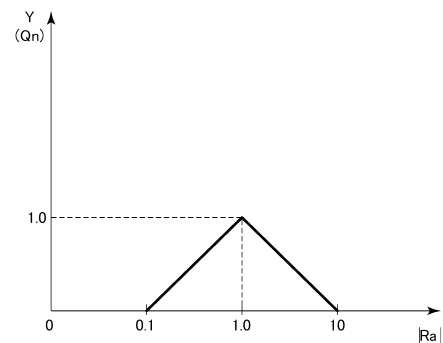
【図 14】



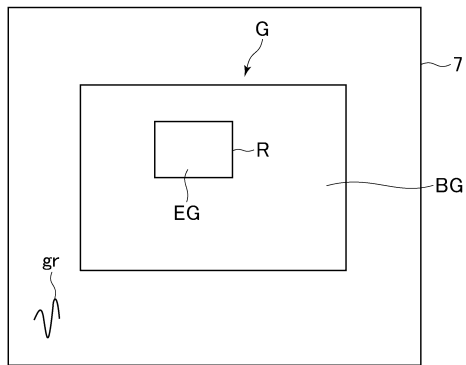
【図 12】



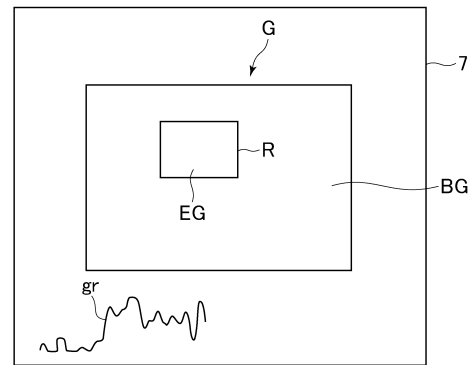
【図 15】



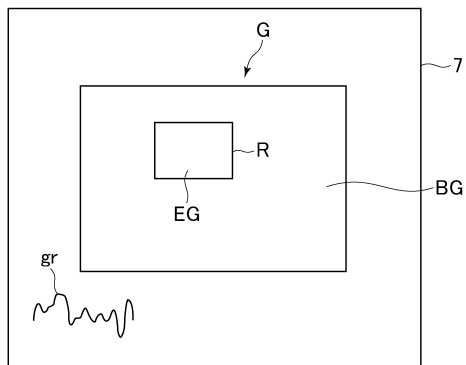
【図 16】



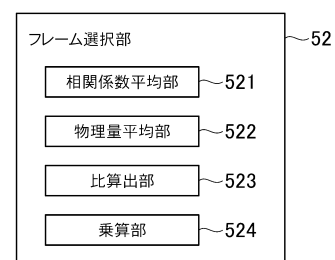
【図 18】



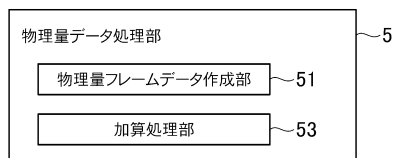
【図 17】



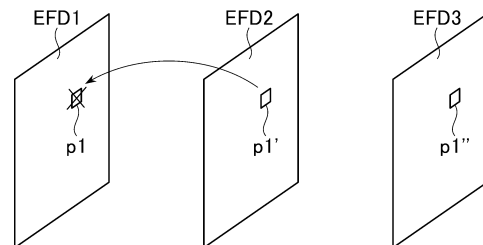
【図 19】



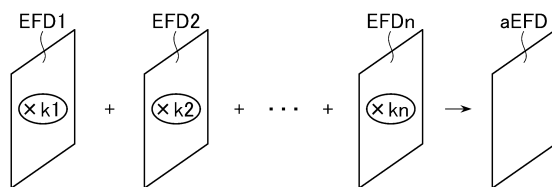
【図 20】



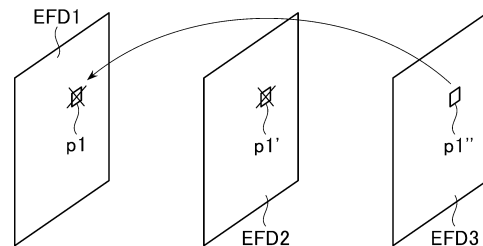
【図 23】



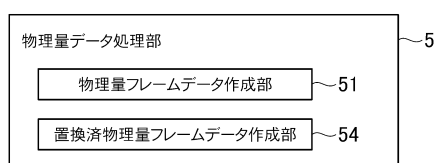
【図 21】



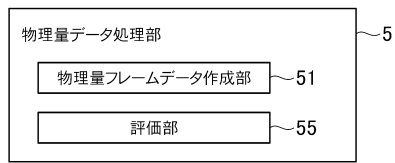
【図 24】



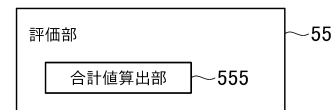
【図 22】



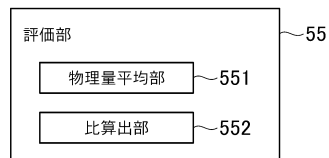
【図 25】



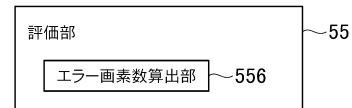
【図 28】



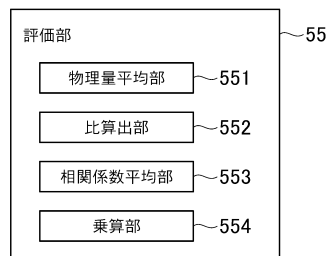
【図 26】



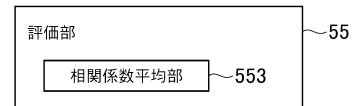
【図 29】



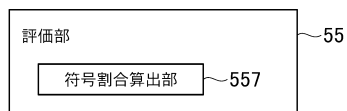
【図 27】



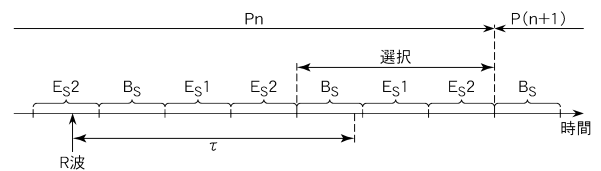
【図 30】



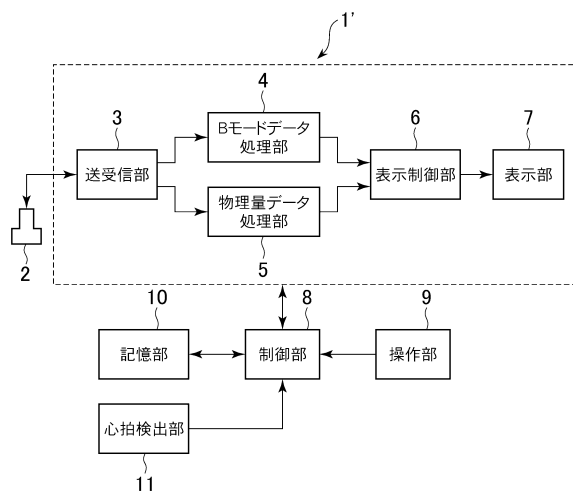
【図 31】



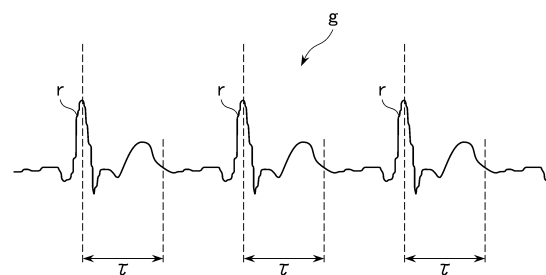
【図 33】



【図 32】



【図 34】



フロントページの続き

(72)発明者 松永 篤子

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 樋熊 政一

(56)参考文献 特開2008-259605(JP,A)

特開2008-259555(JP,A)

特開2007-082725(JP,A)

特開2008-126079(JP,A)

特開2007-312958(JP,A)

特開2005-118152(JP,A)

特開平09-327458(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	JP5677757B2	公开(公告)日	2015-02-25
申请号	JP2010058891	申请日	2010-03-16
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 松永篤子		
发明人	谷川 俊一郎 松永 篤子		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/JB41 4C601/JB47 4C601/JB48 4C601/JC17 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/LL02		
代理人(译)	伊藤亲		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2011189042A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使在扫描三维区域的情况下也能够保持弹性图像的图像质量的超声波诊断装置。用于扫描超声波的超声波探头（2），用于使超声波探头（2）扫描三维区域并扫描多个帧用于一个扫描平面的收发器单元（3），控制单元物理量数据处理单元5，用于基于属于一个扫描平面上的不同帧的同一声线上的回波数据，创建与活组织的弹性有关的物理量帧数据，以及显示生物组织的弹性图像的显示单元。点域1

