

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/013346

発行日 平成25年1月7日(2013.1.7)

(43) 国際公開日 平成23年2月3日(2011.2.3)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号	特願2011-524655 (P2011-524655)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/004750		パナソニック株式会社
(22) 国際出願日	平成22年7月26日(2010.7.26)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2009-176041 (P2009-176041)	(74) 代理人	100101683
(32) 優先日	平成21年7月29日(2009.7.29)		弁理士 奥田 誠司
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100155000
			弁理士 喜多 修市
		(74) 代理人	100135703
			弁理士 岡部 英隆
		(74) 代理人	100125922
			弁理士 三宅 章子
		(74) 代理人	100152663
			弁理士 山口 美里

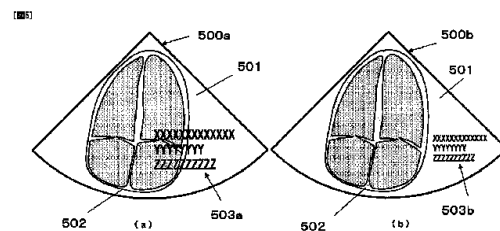
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

操作者が煩雑な操作をすることなく、超音波画像と診断情報とが重なって表示されることを回避できる超音波診断装置を提供する。

超音波診断装置は、生体の組織へ超音波ビームを送信し、超音波ビームが生体の組織において反射する反射波を受信する超音波プローブと、反射波に基づいて、組織の断層画像を示す第1画像の画像フレームを構築する画像構築部と、画像フレームの画像特徴量に基づいて、画像フレーム中の、組織の断層画像を含む関心領域以外の非関心領域を識別する画像解析部と、診断情報を表示するための第2画像を生成する情報生成部と、画像解析部の識別結果に基づいて、第2画像の表示位置を決定し、第1画像の画像フレームおよび画像を重畳した合成画像を生成する画像合成部と、合成画像を表示する表示部とを備えている。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の組織へ超音波ビームを送信し、前記超音波ビームが前記生体の組織において反射する反射波を受信する超音波プローブと、

前記反射波に基づいて、前記組織の断層画像を示す第 1 画像の画像フレームを構築する画像構築部と、

前記画像フレームの画像特徴量に基づいて、前記画像フレーム中の、前記組織の断層画像を含む関心領域以外の非関心領域を識別する画像解析部と、

診断情報を表示するための第 2 画像を生成する情報生成部と、

前記画像解析部の識別結果に基づいて、前記第 2 画像の表示位置を決定し、前記第 1 画像の画像フレームおよび前記第 2 画像を重ねた合成画像を生成する画像合成部と、

前記合成画像を表示する表示部と

を備えた、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像解析部は、前記画像フレームを複数の小領域に分割し、各小領域の輝度に基づいて前記各小領域の画像特徴量を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像解析部は、各小領域の輝度の平均値および分散値を算出し、前記平均値および前記分散値の各々が予め定められた閾値よりも小さいときは、前記小領域は非関心領域であると識別する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像合成部は、前記画像解析部によって前記非関心領域であると識別された画像フレーム中の領域を、前記第 2 画像の表示位置として決定し、前記合成画像を生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

表示された前記合成画像中の前記第 2 画像の表示位置の変更を、操作者が指示するためのユーザインタフェースをさらに備え、

操作者が前記ユーザインタフェースを利用して前記第 2 画像の表示位置を指示することにより、前記関心領域と前記第 2 画像とが重なるとき、前記画像合成部は、前記第 2 画像の表示位置を前記非関心領域上に強制的に変更する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像解析部は、前記非関心領域の識別を継続して行っており、

前記関心領域が前記画像フレーム内で移動することにより、前記第 2 画像と前記関心領域とが重なったときは、前記画像合成部は、前記第 2 画像の表示位置をその時点において非関心領域であると識別されている領域上に変更する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像合成部は、前記第 2 画像と前記関心領域との画面上での距離に関する閾値を保持しており、

前記画像合成部は、前記表示部に表示された前記第 2 画像と前記関心領域との距離が前記閾値よりも小さくなる位置を、前記第 2 画像の表示位置として決定する、請求項 1 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する。本発明は、特に、超音波診断装置による診断情報の表示技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置において超音波画像の関心領域と重ならないように診断情報を表示させ

10

20

30

40

50

る技術として、特許文献 1 や特許文献 2 に記載の方法が提案されている。

【0003】

特許文献 1 には、被検体毎または診断部位毎または計測機能毎に超音波画像の表示位置を予め記憶し、診断時に該当する被検体または診断部位または計測機能を選択することで超音波画像と診断情報が重なることを回避する技術が開示されている。

【0004】

また、特許文献 2 には、文字情報領域の縦方向拡大率、横方向拡大率および表示位置をユーザインタフェースの操作によって操作者が手動で変更することによって超音波画像と診断情報とが重なることを回避する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 11-326 号公報

【特許文献 2】特開平 9-47453 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

超音波診断装置を用いた診断においては超音波探触子（「超音波プローブ」とも呼ばれる。）を被検体の体表に当てることにより画像を取得する。この際の探触子の角度や被検体の姿勢等によっては、仮に同一被検体、同一診断部位であっても超音波画像上での関心領域の位置は大きく異なる場合がある。上述した特許文献 1 に記載の方法を用いた場合には診断情報の表示位置が予め記憶されており一意に固定されているため、このような探触子の角度や被検体の姿勢等による関心領域の位置のばらつきに柔軟に対応することが困難である。

【0007】

また、特許文献 2 に記載の方法を用いれば、診断情報の表示領域の大きさの変更や表示位置の移動を行うことが可能である。しかしながら、これらの操作は操作者が手動で行わなければならないため煩雑であり、診断への集中を妨げる可能性がある。

【0008】

本発明は、これらの問題を解決するためになされたものであり、その目的は、操作者が煩雑な操作をすることなく、超音波画像と診断情報が重なることを回避可能な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】

【0009】

本発明による超音波診断装置は、生体の組織へ超音波ビームを送信し、前記超音波ビームが前記生体の組織において反射する反射波を受信する超音波プローブと、前記反射波に基づいて、前記組織の断層画像を示す第 1 画像の画像フレームを構築する画像構築部と、前記画像フレームの画像特徴量に基づいて、前記画像フレーム中の、前記組織の断層画像を含む関心領域以外の非関心領域を識別する画像解析部と、診断情報を表示するための第 2 画像を生成する情報生成部と、前記画像解析部の識別結果に基づいて、前記第 2 画像の表示位置を決定し、前記第 1 画像の画像フレームおよび前記第 2 画像を重ねた合成画像を生成する画像合成部と、前記合成画像を表示する表示部とを備えている。

【0010】

前記画像解析部は、前記画像フレームを複数の小領域に分割し、各小領域の輝度に基づいて前記各小領域の画像特徴量を算出してもよい。

【0011】

前記画像解析部は、各小領域の輝度の平均値および分散値を算出し、前記平均値および前記分散値の各々が予め定められた閾値よりも小さいときは、前記小領域は非関心領域であると識別してもよい。

【0012】

前記画像合成部は、前記画像解析部によって前記非関心領域であると識別された画像フレーム中の領域を、前記第２画像の表示位置として決定し、前記合成画像を生成してもよい。

【００１３】

前記超音波診断装置は、表示された前記合成画像中の前記第２画像の表示位置の変更を、操作者が指示するためのユーザインタフェースをさらに備えており、操作者が前記ユーザインタフェースを利用して前記第２画像の表示位置を変更することにより、前記関心領域と前記第２画像とが重なるとき、前記画像合成部は、前記第２画像の表示位置を前記非関心領域上に強制的に変更してもよい。

【００１４】

前記画像解析部は、前記非関心領域の識別を継続して行っており、前記関心領域が前記画像フレーム内で移動することにより、前記第２画像と前記関心領域とが重なったときは、前記画像合成部は、前記第２画像の表示位置をその時点において非関心領域であると識別されている領域上に変更してもよい。

【００１５】

前記画像合成部は、前記第２画像と前記関心領域との画面上での距離に関する閾値を保持しており、前記画像合成部は、前記表示部に表示された前記第２画像と前記関心領域との距離が前記閾値よりも小さくなる位置を、前記第２画像の表示位置として決定してもよい。

【発明の効果】

【００１６】

本発明によれば、画像フレームの画像特徴量に基づいて、画像フレーム中の組織の断層画像を含む関心領域以外の非関心領域を識別し、その識別結果に基づいて、診断情報を表示するための第２画像の表示位置を決定し、第１画像の画像フレームおよび第２画像を重ねた合成画像を生成する。これにより、操作者が煩雑な操作をすることなく、超音波画像と診断情報が重なることを回避できる。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】本発明の実施形態による超音波診断装置１００の外観を示す図である。

【図２】本発明の実施形態に係る超音波診断装置１００の一構成例を示すブロック図である。

【図３】超音波診断装置１００の処理の手順を示すフローチャートである。

【図４】モニタ１０７に表示された合成画像４００を示す図である。

【図５】（ａ）は診断情報画像５０３ａの配置を調整しなかった場合の画像５００ａを示す図であり、（ｂ）は縮小された診断情報画像５０３ｂが表示された画像５００ｂを示す図である。

【図６】（ａ）は画像フレーム６００ａ内で、関心領域の位置が当初の位置６０４から位置６０２に変化し、関心領域と診断情報画像６０３ａとが重なったときの例を示す図であり、（ｂ）は診断情報画像６０３ｂが移動された画像フレーム６００ｂを示す図である。

【図７】（ａ）は操作者がユーザインタフェース１０６を介して、診断情報画像を、ノイズ領域７０１中の当初の位置７０４から関心領域７０２上に移動しようとしたときの例を示す図であり、（ｂ）は強制的に移動された診断情報画像７０３を示す図である。

【図８】ノイズ領域を検出する処理の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００１８】

以下、添付の図面を参照して、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【００１９】

図１は、本実施形態による超音波診断装置１００の外観を示す。超音波診断装置１００は、超音波プローブ１０１を用いて形成された体内組織の断層画像をモニタ１０７にリアルタイムに表示する。このとき、断層画像の画像フレームには、その被験者の診断情報等

10

20

30

40

50

を示す画像が重畳され、モニタ１０７に表示される。なお、この「診断情報」は、被験者に関する情報及び診断装置、診断作業に関する情報を包括的に表す。

【００２０】

本実施形態による超音波診断装置１００は、画像フレーム中の、組織の断層画像が存在する領域（関心領域）かそれ以外の領域（非関心領域）かの識別結果に応じて、診断情報等を示す画像の表示位置を決定し、画像フレームとその画像とを重畳する。より具体的に言えば、超音波診断装置１００は、画像フレーム中の非関心領域上に、診断情報等を示す画像を重畳する。

【００２１】

以下では、まず、超音波診断装置１００の構成を説明し、その後、超音波診断装置１００が非関心領域をどのように特定するか、および、特定された非関心領域上に、どのような形態で被験者の情報等を示す画像を重畳するかを詳細に説明する。

【００２２】

図２は、本実施形態に係る超音波診断装置１００の一構成例を示すブロック図である。

【００２３】

超音波診断装置１００は、プローブ１０１と、ＡＤ変換器１０２と、ビームフォーマ１０３と、検波部１０４と、画像構築部１０５と、ユーザインタフェース１０６と、モニタ１０７と、プロセッサ１５０とを備えている。

【００２４】

超音波プローブ１０１は、超音波ビームの送受信を行う。超音波診断装置１００の利用時には、超音波プローブ１０１から生体の組織に向けて超音波ビームが送信され、生体の組織において反射されたその超音波ビームの反射波が、超音波プローブ１０１で受信される。

【００２５】

ＡＤ変換器１０２は、受信した超音波反射波をデジタル信号に変換する。ビームフォーマ１０３はＡＤ変換された超音波反射波の遅延合成を行う。検波部１０４は、遅延合成された超音波エコー信号を包絡線検波する。

【００２６】

画像構築部１０５は、検波された超音波エコー信号に対して信号処理を施し組織の断層画像フレームを構築する。

【００２７】

ユーザインタフェース１０６は、操作者が診断情報（たとえば被験者に関する情報）または診断情報以外の情報（非診断情報）を入力するために利用されるキーボード等の入力装置である。なお、ユーザインタフェース１０６は、モニタ１０７上への情報の表示・非表示を指示し、または、表示された情報の表示位置の変更を指示する際にも利用される。たとえば、後述する診断情報画像の表示位置の変更を操作者が指示するときもまた、ユーザインタフェース１０６が利用される。

【００２８】

モニタ１０７は、たとえば液晶またはブラウン管を利用した表示装置であり、超音波画像および診断情報の画像を表示する。

【００２９】

なお、ユーザインタフェース１０６とモニタ１０７とを一体化したタッチパネルスクリーンを設けてもよい。

【００３０】

プロセッサ１５０は、いわゆる中央演算処理部（ＣＰＵ）であり、断層画像（超音波画像）の画像フレームを解析し、診断情報および／または非診断情報の表示位置を決定する。

【００３１】

プロセッサ１５０は、超音波画像を解析する画像解析部１５１、診断情報の画像を生成する診断情報画像生成部１５２、超音波画像と診断情報を合成する画像合成部１５３を有

10

20

30

40

50

する。各構成要素は、ハードウェアとして存在してもよいし、ソフトウェアの実行に起因してその構成要素の機能を発揮するプロセッサ１５０として実現されてもよい。

【００３２】

たとえばプロセッサ１５０が超音波診断装置１００のために設計、製造された専用の集積回路チップである場合には、画像解析部１５１、診断情報画像生成部１５２および画像合成部１５３は、プロセッサ１５０内の独立した集積回路として実装される。

【００３３】

また、プロセッサ１５０が汎用の集積回路チップである場合には、画像解析部１５１、診断情報画像生成部１５２および画像合成部１５３は、そのプロセッサ１５０とそのプロセッサ１５０が実行するコンピュータプログラムによって実現される。具体的には、画像解析部１５１、診断情報画像生成部１５２および画像合成部１５３の各機能を実現するためのライブラリ・プログラムＡ、Ｂ、Ｃが用意されているとする。ライブラリ・プログラムＡを実行したプロセッサ１５０は、画像解析部１５１として機能する。また、ライブラリ・プログラムＢを実行したプロセッサ１５０は、診断情報画像生成部１５２として機能する。他も同様である。なお、プロセッサ１５０が複数のプログラムを並列的に実行することにより、プロセッサ１５０が見かけ上同時に、画像解析部１５１、診断情報画像生成部１５２および画像合成部１５３として動作してもよい。

【００３４】

次に、超音波診断装置１００の動作を説明する。

【００３５】

図３は、超音波診断装置１００の処理の手順を示すフローチャートである。

【００３６】

ステップＳ１において、超音波診断装置１００は、プローブ１０１の超音波ビームを利用して、体内組織の断層画像の画像フレームを構築する。具体的には、プローブ１０１は、超音波ビームを生体内に送信し、体内組織等で反射した超音波ビームの反射波を受信する。ＡＤ変換器１０２は、受信したその超音波ビームの反射波をデジタル信号に変換し、ビームフォーマ１０３は遅延合成処理を行う。検波部１０４は包絡線検波によって受信信号中の送信波（キャリア）成分を除去し、画像構築部１０５に入力する。画像構築部１０５は入力された超音波エコー信号に対してフィルタ処理、輝度変換処理、走査線変換（スキャンコンバート）処理等を施して超音波断層画像フレームを構築し、プロセッサ１５０へ出力する。画像フレームはまずプロセッサ１５０内の画像解析部１５１に入力される。

【００３７】

ステップＳ２において、画像解析部１５１は断層画像を解析して、画像フレーム内のノイズ領域を識別する。「ノイズ領域」とは、画像フレーム内の、体内組織の画像を含む領域以外の領域を意味する。本願明細書では、ノイズ領域を「非関心領域」とも呼び、また体内組織の画像で操作者が診断に利用する、もしくは診断の根拠とする画像領域を「関心領域」または「非ノイズ領域」とも呼ぶ。ノイズ領域の識別処理は、図８を参照しながら後に詳述する。

【００３８】

次に、ステップＳ３において、診断情報画像生成部１５２は、ユーザインタフェースを介して入力された診断情報に基づいて画像情報を生成する。

【００３９】

まず、操作者はユーザインタフェース１０６を用いて画像計測等を行い、診断情報を入力する。診断情報画像生成部１５２は、入力された診断情報を画像情報に変換する。この処理は、たとえば文字情報として入力された診断情報を、画像オブジェクトに変換する処理である。画像オブジェクトに変換された診断情報を、以下「診断情報画像」とも呼ぶ。

【００４０】

ステップＳ４において、画像合成部１５３は、診断情報画像が画像フレーム中のノイズ領域（非関心領域）上に表示されるよう画像フレームおよび診断情報画像を重ね（または合成）して、合成画像を生成する。診断情報画像が画像フレーム中のノイズ領域上に存在

10

20

30

40

50

するか否かの判定は、たとえば、診断情報画像が矩形であるとする、その矩形の全領域がノイズ領域 501 内に含まれているか否かに基づいて行えばよい。

【0041】

ステップ S5 において、モニタ 107 は合成画像を表示する。図 4 は、モニタ 107 に表示された合成画像 400 を示す。合成画像 400 には、ノイズ領域 401 と、非ノイズ領域 402 が含まれており、診断情報画像 403 は非ノイズ領域 402 内に表示されている。

【0042】

また、診断情報画像 403 を非関心領域上に表示するとき、その表示位置は関心領域にできるだけ近い方が望ましい。操作者の視線の移動を最小限に抑えられるためである。例えば、頸動脈血管壁を観察し内中膜厚を計測する場合には、計測値は血管壁に近い非関心領域に表示することが好ましい。

【0043】

そこで、画像合成部 153 は、診断情報画像と関心領域との距離が設定された閾値よりも小さくなる位置に、診断情報画像を配置して合成画像を生成してもよい。操作者は、ユーザインタフェース 106 を介して閾値を画像合成部 153 に予め設定しておくことができる。画像合成部 153 はその閾値をたとえば内部メモリに保持しておき、診断情報画像 403 を非関心領域上のどの位置に表示するかを決定する際、その閾値を参照する。

【0044】

なお、本実施形態では、上述の処理が完了した後であっても超音波画像が生成され続けている間は、画像解析部 151 は上述のノイズ領域の識別を継続する。プローブ 101 の位置等に応じて関心領域および非関心領域の位置が変化し得るためである。このときの処理は、後に図 6 を参照しながら説明する。

【0045】

以下、具体例を説明する。

【0046】

図 5 (a) は、診断情報画像 503 a の配置を調整しなかった場合の画像 500 a を示す。画像 500 a では、予め定められた位置およびサイズで表示された場合の診断情報画像 503 a が示されている。図示されるように、診断情報画像 503 a の一部はノイズ領域 501 上に存在するが、他の一部は関心領域 502 上に存在する。この例では、診断情報領域が大きすぎるために関心領域と重ならないように表示することが不可能である。

【0047】

このとき、画像合成部 153 は、図 5 (b) のように診断情報画像 503 a を縮小した診断情報画像 503 b を表示する。画像合成部 153 は、段階的に診断情報画像のサイズを縮小し、その都度、診断情報画像がノイズ領域 501 内に収まるか否かを判定する。この判定は、先に説明した、診断情報画像が画像フレーム中のノイズ領域上に存在するか否かの判定と同様である。診断情報画像が矩形の場合、その 4 隅の頂点が全てノイズ領域 501 内に存在するか否かに基づいて行えばよい。これにより、診断情報画像 503 b が関心領域 502 と異なるノイズ領域 501 上に配置された合成画像 500 b を表示することができる。

【0048】

図 6 (a) は、画像フレーム 600 a 内で関心領域の位置が当初の位置 604 から位置 602 に変化し、関心領域と診断情報画像 603 a とが重なったときの例を示す。このような関心領域の変動は、たとえばプローブ 101 の角度の変化や被検体の姿勢の変化などに起因して生じ得る。

【0049】

このとき、画像合成部 153 は、自動的に図 6 (b) に示す位置に診断情報画像 603 b を移動させることも可能である。画像合成部 153 は、変化後の画像 600 a を解析して、再度、ノイズ領域 601 を識別する。そして、診断情報画像が識別されたノイズ領域上に表示されるよう、画像フレームおよび診断情報画像を重畳すればよい。これにより、

10

20

30

40

50

図 6 (b) に示す合成画像 600b を得ることができる。

【0050】

操作者はユーザインタフェース 106 を用いて診断情報の表示位置を移動させることも可能である。図 7 (a) は、操作者がユーザインタフェース 106 を介して、診断情報画像を、ノイズ領域 701 中の当初の位置 704 から関心領域 702 上に移動しようとしたときの例を示す。このようなとき、プロセッサ 501 の画像合成部 153 は、図 7 (b) のように診断情報画像をノイズ領域 702 上に自動的に（換言すると、強制的に）移動させることもできる。

【0051】

次に、画像解析部 151 によるノイズ領域の検出方法を説明する。図 8 はノイズ領域を検出する処理の手順を示すフローチャートである。まずステップ S11 において、画像解析部 151 は画像フレームを小領域に分割する。次のステップ S12 において、画像解析部 151 はそれぞれの小領域の輝度の平均値、分散値を求める。本願明細書においては、これらの物理量を「画像特徴量」とも呼ぶ。

【0052】

次のステップ S13 では、画像解析部 151 は、各小領域の平均値、分散値がそれぞれ閾値 TH_m 、 TH_v より小さいか否かを判定する。ノイズ成分では輝度の平均値、分散値は、生体組織成分の輝度の平均値、分散値に比べて小さくなる傾向がある。よって、各小領域の平均値、分散値がそれぞれ予め定められた閾値 TH_m 、 TH_v より小さければ、その小領域はノイズ領域であると推定される。一方、その条件が満たされない場合には、その小領域は非ノイズ領域（関心領域）であると推定される。よって、上述の基準に基づく判定により、その小領域がノイズ領域であるか、関心領域であるかを識別することができる。なお、分割する小領域の大きさは任意に設定可能であるが、診断情報画像生成部 152 によって生成される診断情報画像の大きさと同じであることが望ましい。なお、閾値 TH_m 、 TH_v はたとえば、画像全体の平均輝度と分散の関数値として決めることができる。なお、閾値は、超音波診断装置 100 のノイズレベル、診断対象となる部位、ユーザが設定する各パラメータ（ダイナミックレンジ、送信パワー等）によっても異なる。よって、超音波診断装置 100 上で適切な値を調整しながら決めてもよい。

【0053】

上述の処理によれば、画像特徴量に基づいて、小領域の各々がノイズ領域であるか否かを判定できる。全ての小領域についてその判定を行うことにより、小領域の大きさに応じた精度で、体内組織に対応する画像が含まれる関心領域と、ノイズ領域とを識別できる。

【0054】

本実施例では、非関心領域としてノイズ領域を検出しているが、ノイズ領域以外にも非関心領域は存在する。そのような場合でも図 8 に示す方法以外の種々の方法を用いて非関心領域を検出することは可能である。例えば画像中の動きの多い部分は関心領域である可能性が高いので、フレーム相関による動き検出を用いて関心領域と非関心領域を識別する方法などが考えられる。

【0055】

また、たとえば頸動脈血管壁の内中膜厚を計測するというような、関心領域の形状や輝度パターンが予め特定されている場合には、画像解析部 151 は、パターンマッチングを用いて関心領域を検出し関心領域と非関心領域と区別してもよい。

【0056】

なお、本実施例においては断層画像（Bモード）について述べているが、本発明の範囲は B モードに限られるものではなく、それ以外の代表的な超音波画像である、M モード、ドプラモード等の画像についても同様に適用可能であることは言うまでもない。

【0057】

上述の実施形態においては、ユーザがユーザインタフェース 106 を利用して診断情報を入力するとした。しかしながら、「診断情報」は一例である。たとえば診断に関しない、非診断情報（たとえば被験者の氏名、断層画像の生成日時の情報）が入力されてもよい

10

20

30

40

50

。さらに、診断情報または非診断情報は、ユーザインタフェース106を用いて入力される必要はなく、プロセッサ150が生成してもよい。たとえば、プロセッサ150が断層画像における組織の厚さを測定して表示してもよい。

【0058】

なお、図3に示すフローチャートを用いて説明した処理は、画像構築部105およびプロセッサ150によって実行されるコンピュータプログラムとして実現され得る。そのようなコンピュータプログラムは、CD-ROM等の記録媒体に記録されて製品として市場に流通され、または、インターネット等の電気通信回線を通じて伝送される。なお、ハードウェアとして画像構築部105を設けるのではなく、コンピュータプログラムを実行するプロセッサ150によって画像構築部105の機能を実現してもよい。

10

【産業上の利用可能性】

【0059】

本発明に係る超音波診断装置では、被検体に関わる様々な診断情報を超音波画像の関心領域と重ならないように表示させることが可能であり、医療等の用途に有用である。

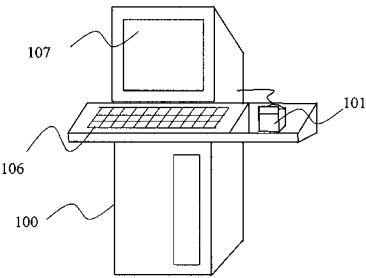
【符号の説明】

【0060】

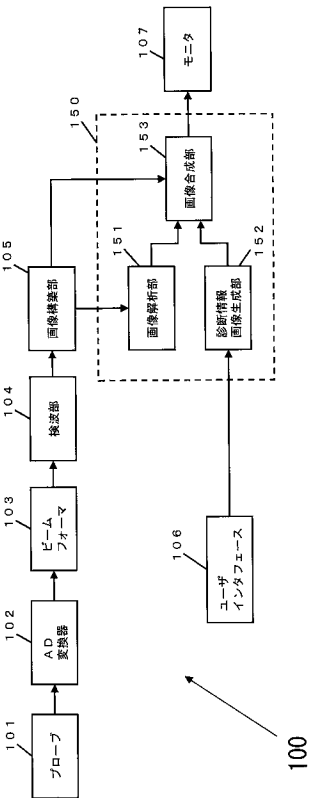
- 101 プローブ
- 102 AD変換器
- 103 ビームフォーマ
- 104 検波部
- 105 画像構築部
- 106 ユーザインタフェース
- 107 モニタ
- 150 プロセッサ
- 151 画像解析部
- 152 診断情報画像生成部
- 153 画像合成部

20

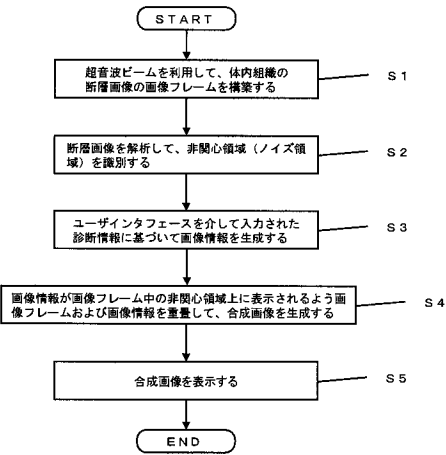
【図 1】



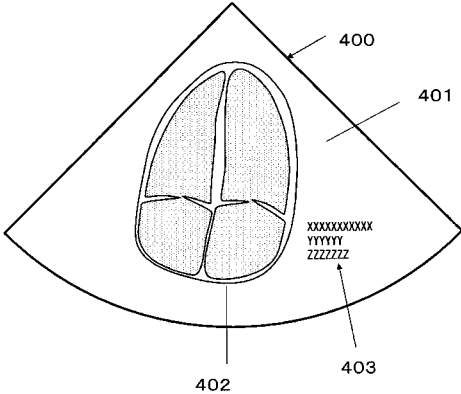
【図 2】



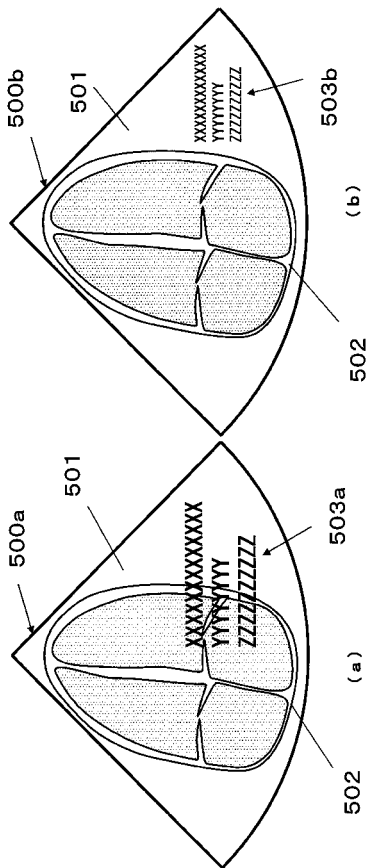
【図 3】



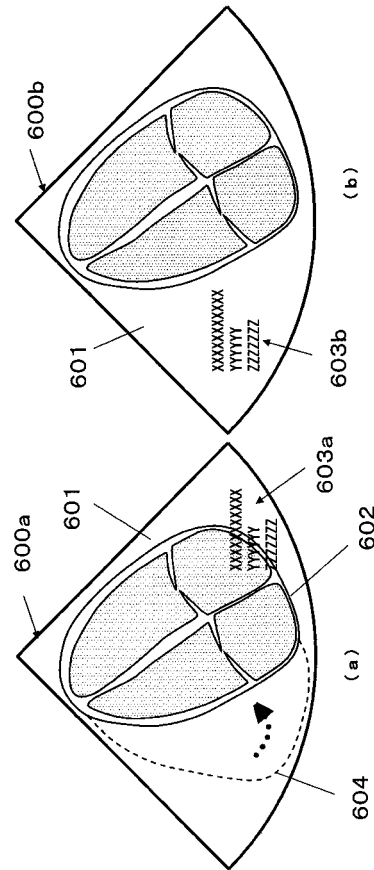
【図 4】



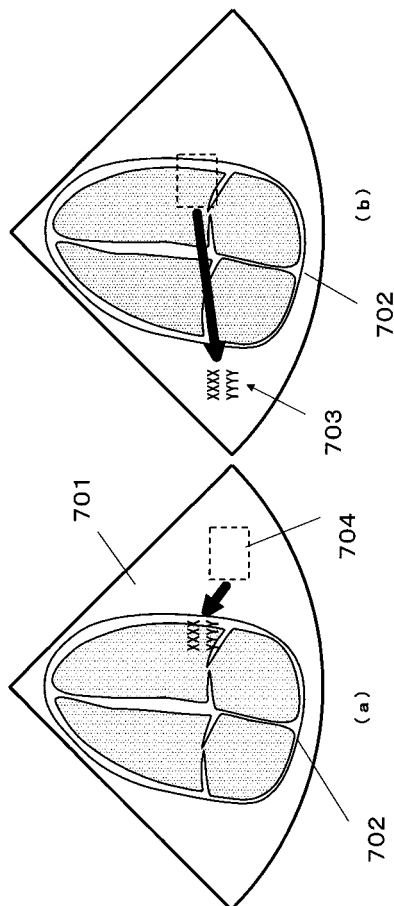
【図 5】



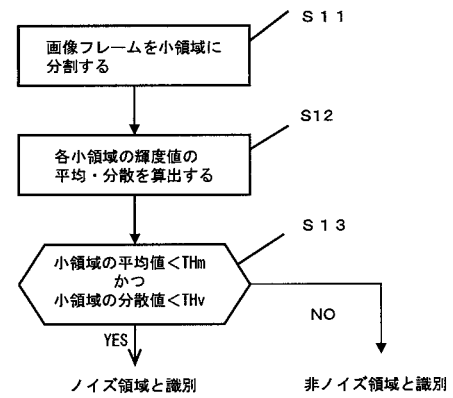
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【手続補正書】

【提出日】平成23年4月21日(2011.4.21)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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する。本発明は、特に、超音波診断装置による診断情報の表示技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において超音波画像の関心領域と重ならないように診断情報を表示させる技術として、特許文献1や特許文献2に記載の方法が提案されている。

【0003】

特許文献1には、被検体毎または診断部位毎または計測機能毎に超音波画像の表示位置を予め記憶し、診断時に該当する被検体または診断部位または計測機能を選択することで超音波画像と診断情報が重なることを回避する技術が開示されている。

【0004】

また、特許文献2には、文字情報領域の縦方向拡大率、横方向拡大率および表示位置をユーザインタフェースの操作によって操作者が手動で変更することによって超音波画像と診断情報とが重なることを回避する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平11-326号公報

【特許文献2】特開平9-47453号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

超音波診断装置を用いた診断においては超音波探触子（「超音波プローブ」とも呼ばれる。）を被検体の体表に当てることにより画像を取得する。この際の探触子の角度や被検体の姿勢等によっては、仮に同一被検体、同一診断部位であっても超音波画像上での関心領域の位置は大きく異なる場合がある。上述した特許文献1に記載の方法を用いた場合には診断情報の表示位置が予め記憶されており一意に固定されているため、このような探触子の角度や被検体の姿勢等による関心領域の位置のばらつきに柔軟に対応することが困難である。

【0007】

また、特許文献2に記載の方法を用いれば、診断情報の表示領域の大きさの変更や表示位置の移動を行うことが可能である。しかしながら、これらの操作は操作者が手動で行わなければならないため煩雑であり、診断への集中を妨げる可能性がある。

【0008】

本発明は、これらの問題を解決するためになされたものであり、その目的は、操作者が煩雑な操作をすることなく、超音波画像と診断情報が重なることを回避可能な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】

【0009】

本発明による超音波診断装置は、生体の組織へ超音波ビームを送信し、前記超音波ビー

ムが前記生体の組織において反射する反射波を受信する超音波プローブと、前記反射波に基づいて、前記組織の断層画像を示す第1画像の画像フレームを構築する画像構築部と、前記画像フレームの画像特徴量に基づいて、前記画像フレーム中の、前記組織の断層画像を含む関心領域以外の非関心領域を識別する画像解析部と、診断情報を表示するための第2画像を生成する情報生成部と、前記画像解析部の識別結果に基づいて、前記第2画像の表示位置を決定し、前記第1画像の画像フレームおよび前記第2画像を重ねた合成画像を生成する画像合成部と、前記合成画像を表示する表示部とを備えている。

【0010】

前記画像解析部は、前記画像フレームを複数の小領域に分割し、各小領域の輝度に基づいて前記各小領域の画像特徴量を算出してもよい。

【0011】

前記画像解析部は、各小領域の輝度の平均値および分散値を算出し、前記平均値および前記分散値の各々が予め定められた閾値よりも小さいときは、前記小領域は非関心領域であると識別してもよい。

【0012】

前記画像合成部は、前記画像解析部によって前記非関心領域であると識別された画像フレーム中の領域を、前記第2画像の表示位置として決定し、前記合成画像を生成してもよい。

【0013】

前記超音波診断装置は、表示された前記合成画像中の前記第2画像の表示位置の変更を、操作者が指示するためのユーザインタフェースをさらに備えており、操作者が前記ユーザインタフェースを利用して前記第2画像の表示位置を変更することにより、前記関心領域と前記第2画像とが重なるとき、前記画像合成部は、前記第2画像の表示位置を前記非関心領域上に強制的に変更してもよい。

【0014】

前記画像解析部は、前記非関心領域の識別を継続して行っており、前記関心領域が前記画像フレーム内で移動することにより、前記第2画像と前記関心領域とが重なったときは、前記画像合成部は、前記第2画像の表示位置をその時点において非関心領域であると識別されている領域上に変更してもよい。

【0015】

前記画像合成部は、前記第2画像と前記関心領域との画面上での距離に関する閾値を保持しており、前記画像合成部は、前記表示部に表示された前記第2画像と前記関心領域との距離が前記閾値よりも小さくなる位置を、前記第2画像の表示位置として決定してもよい。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、画像フレームの画像特徴量に基づいて、画像フレーム中の組織の断層画像を含む関心領域以外の非関心領域を識別し、その識別結果に基づいて、診断情報を表示するための第2画像の表示位置を決定し、第1画像の画像フレームおよび第2画像を重ねた合成画像を生成する。これにより、操作者が煩雑な操作をすることなく、超音波画像と診断情報が重なることを回避できる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の実施形態による超音波診断装置100の外観を示す図である。

【図2】本発明の実施形態に係る超音波診断装置100の一構成例を示すブロック図である。

【図3】超音波診断装置100の処理の手順を示すフローチャートである。

【図4】モニタ107に表示された合成画像400を示す図である。

【図5】(a)は診断情報画像503aの配置を調整しなかった場合の画像500aを示す図であり、(b)は縮小された診断情報画像503bが表示された画像500bを示す

図である。

【図 6】(a) は画像フレーム 600 a 内で、関心領域の位置が当初の位置 604 から位置 602 に変化し、関心領域と診断情報画像 603 a とが重なったときの例を示す図であり、(b) は診断情報画像 603 b が移動された画像フレーム 600 b を示す図である。

【図 7】(a) は操作者がユーザインタフェース 106 を介して、診断情報画像を、ノイズ領域 701 中の当初の位置 704 から関心領域 702 上に移動しようとしたときの例を示す図であり、(b) は強制的に移動された診断情報画像 703 を示す図である。

【図 8】ノイズ領域を検出する処理の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、添付の図面を参照して、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【0019】

図 1 は、本実施形態による超音波診断装置 100 の外観を示す。超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 101 を用いて形成された体内組織の断層画像をモニタ 107 にリアルタイムに表示する。このとき、断層画像の画像フレームには、その被験者の診断情報等を示す画像が重畳され、モニタ 107 に表示される。なお、この「診断情報」は、被験者に関する情報及び診断装置、診断作業に関する情報を包括的に表す。

【0020】

本実施形態による超音波診断装置 100 は、画像フレーム中の、組織の断層画像が存在する領域（関心領域）かそれ以外の領域（非関心領域）かの識別結果に応じて、診断情報等を示す画像の表示位置を決定し、画像フレームとその画像とを重畳する。より具体的に言えば、超音波診断装置 100 は、画像フレーム中の非関心領域上に、診断情報等を示す画像を重畳する。

【0021】

以下では、まず、超音波診断装置 100 の構成を説明し、その後、超音波診断装置 100 が非関心領域をどのように特定するか、および、特定された非関心領域上に、どのような形態で被験者の情報等を示す画像を重畳するかを詳細に説明する。

【0022】

図 2 は、本実施形態に係る超音波診断装置 100 の一構成例を示すブロック図である。

【0023】

超音波診断装置 100 は、プローブ 101 と、A/D 変換器 102 と、ビームフォーマ 103 と、検波部 104 と、画像構築部 105 と、ユーザインタフェース 106 と、モニタ 107 と、プロセッサ 150 とを備えている。

【0024】

超音波プローブ 101 は、超音波ビームの送受信を行う。超音波診断装置 100 の利用時には、超音波プローブ 101 から生体の組織に向けて超音波ビームが送信され、生体の組織において反射されたその超音波ビームの反射波が、超音波プローブ 101 で受信される。

【0025】

A/D 変換器 102 は、受信した超音波反射波をデジタル信号に変換する。ビームフォーマ 103 は A/D 変換された超音波反射波の遅延合成を行う。検波部 104 は、遅延合成された超音波エコー信号を包絡線検波する。

【0026】

画像構築部 105 は、検波された超音波エコー信号に対して信号処理を施し組織の断層画像フレームを構築する。

【0027】

ユーザインタフェース 106 は、操作者が診断情報（たとえば被験者に関する情報）または診断情報以外の情報（非診断情報）を入力するために利用されるキーボード等の入力装置である。なお、ユーザインタフェース 106 は、モニタ 107 上への情報の表示・非表示を指示し、または、表示された情報の表示位置の変更を指示する際にも利用される。

たとえば、後述する診断情報画像の表示位置の変更を操作者が指示するときもまた、ユーザインタフェース１０６が利用される。

【００２８】

モニタ１０７は、たとえば液晶またはブラウン管を利用した表示装置であり、超音波画像および診断情報の画像を表示する。

【００２９】

なお、ユーザインタフェース１０６とモニタ１０７とを一体化したタッチパネルスクリーンを設けてもよい。

【００３０】

プロセッサ１５０は、いわゆる中央演算処理部（ＣＰＵ）であり、断層画像（超音波画像）の画像フレームを解析し、診断情報および／または非診断情報の表示位置を決定する。

【００３１】

プロセッサ１５０は、超音波画像を解析する画像解析部１５１、診断情報の画像を生成する診断情報画像生成部１５２、超音波画像と診断情報を合成する画像合成部１５３を有する。各構成要素は、ハードウェアとして存在してもよいし、ソフトウェアの実行に起因してその構成要素の機能を発揮するプロセッサ１５０として実現されてもよい。

【００３２】

たとえばプロセッサ１５０が超音波診断装置１００のために設計、製造された専用の集積回路チップである場合には、画像解析部１５１、診断情報画像生成部１５２および画像合成部１５３は、プロセッサ１５０内の独立した集積回路として実装される。

【００３３】

また、プロセッサ１５０が汎用の集積回路チップである場合には、画像解析部１５１、診断情報画像生成部１５２および画像合成部１５３は、そのプロセッサ１５０とそのプロセッサ１５０が実行するコンピュータプログラムによって実現される。具体的には、画像解析部１５１、診断情報画像生成部１５２および画像合成部１５３の各機能を実現するためのライブラリ・プログラムＡ、Ｂ、Ｃが用意されているとする。ライブラリ・プログラムＡを実行したプロセッサ１５０は、画像解析部１５１として機能する。また、ライブラリ・プログラムＢを実行したプロセッサ１５０は、診断情報画像生成部１５２として機能する。他も同様である。なお、プロセッサ１５０が複数のプログラムを並列的に実行することにより、プロセッサ１５０が見かけ上同時に、画像解析部１５１、診断情報画像生成部１５２および画像合成部１５３として動作してもよい。

【００３４】

次に、超音波診断装置１００の動作を説明する。

【００３５】

図３は、超音波診断装置１００の処理の手順を示すフローチャートである。

【００３６】

ステップＳ１において、超音波診断装置１００は、プローブ１０１の超音波ビームを利用して、体内組織の断層画像の画像フレームを構築する。具体的には、プローブ１０１は、超音波ビームを生体内に送信し、体内組織等で反射した超音波ビームの反射波を受信する。ＡＤ変換器１０２は、受信したその超音波ビームの反射波をデジタル信号に変換し、ビームフォーマ１０３は遅延合成処理を行う。検波部１０４は包絡線検波によって受信信号中の送信波（キャリア）成分を除去し、画像構築部１０５に入力する。画像構築部１０５は入力された超音波エコー信号に対してフィルタ処理、輝度変換処理、走査線変換（スキャンコンバート）処理等を施して超音波断層画像フレームを構築し、プロセッサ１５０へ出力する。画像フレームはまずプロセッサ１５０内の画像解析部１５１に入力される。

【００３７】

ステップＳ２において、画像解析部１５１は断層画像を解析して、画像フレーム内のノイズ領域を識別する。「ノイズ領域」とは、画像フレーム内の、体内組織の画像を含む領域以外の領域を意味する。本願明細書では、ノイズ領域を「非関心領域」とも呼び、また

体内組織の画像で操作者が診断に利用する、もしくは診断の根拠とする画像領域を「関心領域」または「非ノイズ領域」とも呼ぶ。ノイズ領域の識別処理は、図8を参照しながら後に詳述する。

【0038】

次に、ステップS3において、診断情報画像生成部152は、ユーザインタフェースを介して入力された診断情報に基づいて画像情報を生成する。

【0039】

まず、操作者はユーザインタフェース106を用いて画像計測等を行い、診断情報を入力する。診断情報画像生成部152は、入力された診断情報を画像情報に変換する。この処理は、たとえば文字情報として入力された診断情報を、画像オブジェクトに変換する処理である。画像オブジェクトに変換された診断情報を、以下「診断情報画像」とも呼ぶ。

【0040】

ステップS4において、画像合成部153は、診断情報画像が画像フレーム中のノイズ領域（非関心領域）上に表示されるよう画像フレームおよび診断情報画像を重畳（または合成）して、合成画像を生成する。診断情報画像が画像フレーム中のノイズ領域上に存在するか否かの判定は、たとえば、診断情報画像が矩形であるとする、その矩形の全領域がノイズ領域501内に含まれているか否かに基づいて行えばよい。

【0041】

ステップS5において、モニタ107は合成画像を表示する。図4は、モニタ107に表示された合成画像400を示す。合成画像400には、ノイズ領域401と、非ノイズ領域402が含まれており、診断情報画像403は非ノイズ領域402内に表示されている。

【0042】

また、診断情報画像403を非関心領域上に表示するとき、その表示位置は関心領域にできるだけ近い方が望ましい。操作者の視線の移動を最小限に抑えられるためである。例えば、頸動脈血管壁を観察し内中膜厚を計測する場合には、計測値は血管壁に近い非関心領域に表示することが好ましい。

【0043】

そこで、画像合成部153は、診断情報画像と関心領域との距離が設定された閾値よりも小さくなる位置に、診断情報画像を配置して合成画像を生成してもよい。操作者は、ユーザインタフェース106を介して閾値を画像合成部153に予め設定しておくことができる。画像合成部153はその閾値をたとえば内部メモリに保持しておき、診断情報画像403を非関心領域上のどの位置に表示するかを決定する際、その閾値を参照する。

【0044】

なお、本実施形態では、上述の処理が完了した後であっても超音波画像が生成され続けている間は、画像解析部151は上述のノイズ領域の識別を継続する。プローブ101の位置等に応じて関心領域および非関心領域の位置が変化し得るためである。このときの処理は、後に図6を参照しながら説明する。

【0045】

以下、具体例を説明する。

【0046】

図5（a）は、診断情報画像503aの配置を調整しなかった場合の画像500aを示す。画像500aでは、予め定められた位置およびサイズで表示された場合の診断情報画像503aが示されている。図示されるように、診断情報画像503aの一部はノイズ領域501上に存在するが、他の一部は関心領域502上に存在する。この例では、診断情報領域が大きすぎるために関心領域と重ならないように表示することが不可能である。

【0047】

このとき、画像合成部153は、図5（b）のように診断情報画像503aを縮小した診断情報画像503bを表示する。画像合成部153は、段階的に診断情報画像のサイズを縮小し、その都度、診断情報画像がノイズ領域501内に収まるか否かを判定する。こ

の判定は、先に説明した、診断情報画像が画像フレーム中のノイズ領域上に存在するか否かの判定と同様である。診断情報画像が矩形の場合、その4隅の頂点が全てノイズ領域501内に存在するか否かに基づいて行えばよい。これにより、診断情報画像503bが関心領域502と異なるノイズ領域501上に配置された合成画像500bを表示することができる。

【0048】

図6(a)は、画像フレーム600a内で関心領域の位置が当初の位置604から位置602に変化し、関心領域と診断情報画像603aとが重なったときの例を示す。このような関心領域の変動は、たとえばプローブ101の角度の変化や被検体の姿勢の変化などに起因して生じ得る。

【0049】

このとき、画像合成部153は、自動的に図6(b)に示す位置に診断情報画像603bを移動させることも可能である。画像合成部153は、変化後の画像600aを解析して、再度、ノイズ領域601を識別する。そして、診断情報画像が識別されたノイズ領域上に表示されるよう、画像フレームおよび診断情報画像を重畳すればよい。これにより、図6(b)に示す合成画像600bを得ることができる。

【0050】

操作者はユーザインタフェース106を用いて診断情報の表示位置を移動させることも可能である。図7(a)は、操作者がユーザインタフェース106を介して、診断情報画像を、ノイズ領域701中の当初の位置704から関心領域702上に移動しようとしたときの例を示す。このようなとき、プロセッサ501の画像合成部153は、図7(b)のように診断情報画像をノイズ領域702上に自動的に（換言すると、強制的に）移動させることもできる。

【0051】

次に、画像解析部151によるノイズ領域の検出方法を説明する。図8はノイズ領域を検出する処理の手順を示すフローチャートである。まずステップS11において、画像解析部151は画像フレームを小領域に分割する。次のステップS12において、画像解析部151はそれぞれの小領域の輝度の平均値、分散値を求める。本願明細書においては、これらの物理量を「画像特徴量」とも呼ぶ。

【0052】

次のステップS13では、画像解析部151は、各小領域の平均値、分散値がそれぞれ閾値THm、THvより小さいか否かを判定する。ノイズ成分では輝度の平均値、分散値は、生体組織成分の輝度の平均値、分散値に比べて小さくなる傾向がある。よって、各小領域の平均値、分散値がそれぞれ予め定められた閾値THm、THvより小さければ、その小領域はノイズ領域であると推定される。一方、その条件が満たされない場合には、その小領域は非ノイズ領域（関心領域）であると推定される。よって、上述の基準に基づく判定により、その小領域がノイズ領域であるか、関心領域であるかを識別することができる。なお、分割する小領域の大きさは任意に設定可能であるが、診断情報画像生成部152によって生成される診断情報画像の大きさと同じであることが望ましい。なお、閾値THm、THvはたとえば、画像全体の平均輝度と分散の関数値として決めることができる。なお、閾値は、超音波診断装置100のノイズレベル、診断対象となる部位、ユーザが設定する各パラメータ(ダイナミックレンジ、送信パワー等)によっても異なる。よって、超音波診断装置100上で適切な値を調整しながら決めてもよい。

【0053】

上述の処理によれば、画像特徴量に基づいて、小領域の各々がノイズ領域であるか否かを判定できる。全ての小領域についてその判定を行うことにより、小領域の大きさに応じた精度で、体内組織に対応する画像が含まれる関心領域と、ノイズ領域とを識別できる。

【0054】

本実施例では、非関心領域としてノイズ領域を検出しているが、ノイズ領域以外にも非関心領域は存在する。そのような場合でも図8に示す方法以外の種々の方法を用いて非関

心領域を検出することは可能である。例えば画像中の動きの多い部分は関心領域である可能性が高いので、フレーム相関による動き検出を用いて関心領域と非関心領域を識別する方法などが考えられる。

【0055】

また、たとえば頸動脈血管壁の内中膜厚を計測するというような、関心領域の形状や輝度パターンが予め特定されている場合には、画像解析部151は、パターンマッチングを用いて関心領域を検出し関心領域と非関心領域と区別してもよい。

【0056】

なお、本実施例においては断層画像（Bモード）について述べているが、本発明の範囲はBモードに限られるものではなく、それ以外の代表的な超音波画像である、Mモード、ドプラモード等の画像についても同様に適用可能であることは言うまでもない。

【0057】

上述の実施形態においては、ユーザがユーザインタフェース106を利用して診断情報を入力するとした。しかしながら、「診断情報」は一例である。たとえば診断に関しない、非診断情報（たとえば被験者の氏名、断層画像の生成日時の情報）が入力されてもよい。さらに、診断情報または非診断情報は、ユーザインタフェース106を用いて入力される必要はなく、プロセッサ150が生成してもよい。たとえば、プロセッサ150が断層画像における組織の厚さを測定して表示してもよい。

【0058】

なお、図3に示すフローチャートを用いて説明した処理は、画像構築部105およびプロセッサ150によって実行されるコンピュータプログラムとして実現され得る。そのようなコンピュータプログラムは、CD-ROM等の記録媒体に記録されて製品として市場に流通され、または、インターネット等の電気通信回線を通じて伝送される。なお、ハードウェアとして画像構築部105を設けるのではなく、コンピュータプログラムを実行するプロセッサ150によって画像構築部105の機能を実現してもよい。

【産業上の利用可能性】

【0059】

本発明に係る超音波診断装置では、被検体に関わる様々な診断情報を超音波画像の関心領域と重ならないように表示させることが可能であり、医療等の用途に有用である。

【符号の説明】

【0060】

- 101 プローブ
- 102 AD変換器
- 103 ビームフォーマ
- 104 検波部
- 105 画像構築部
- 106 ユーザインタフェース
- 107 モニタ
- 150 プロセッサ
- 151 画像解析部
- 152 診断情報画像生成部
- 153 画像合成部

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の組織へ超音波ビームを送信し、前記超音波ビームが前記生体の組織において反射

する反射波を受信する超音波プローブと、

前記反射波に基づいて、前記組織の断層画像を示す第 1 画像の画像フレームを構築する画像構築部と、

前記画像フレームの画像特徴量に基づいて、前記画像フレーム中の、前記組織の断層画像を含む関心領域以外の非関心領域を識別する画像解析部と、

診断情報を表示するための第 2 画像を生成する情報生成部と、

前記画像解析部の識別結果に基づいて、前記第 2 画像の表示位置を決定し、前記第 1 画像の画像フレームおよび前記第 2 画像を重ねた合成画像を生成する画像合成部と、

前記合成画像を表示する表示部と

を備えた、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像解析部は、前記画像フレームを複数の小領域に分割し、各小領域の輝度に基づいて前記各小領域の画像特徴量を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像解析部は、各小領域の輝度の平均値および分散値を算出し、前記平均値および前記分散値の各々が予め定められた閾値よりも小さいときは、前記小領域は非関心領域であると識別する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像合成部は、前記画像解析部によって前記非関心領域であると識別された画像フレーム中の領域を、前記第 2 画像の表示位置として決定し、前記合成画像を生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

表示された前記合成画像中の前記第 2 画像の表示位置の変更を、操作者が指示するためのユーザインタフェースをさらに備え、

操作者が前記ユーザインタフェースを利用して前記第 2 画像の表示位置を指示することにより、前記関心領域と前記第 2 画像とが重なるとき、前記画像合成部は、前記第 2 画像の表示位置を前記非関心領域上に強制的に変更する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像解析部は、前記非関心領域の識別を継続して行っており、

前記関心領域が前記画像フレーム内で移動することにより、前記第 2 画像と前記関心領域とが重なったときは、前記画像合成部は、前記第 2 画像の表示位置をその時点において非関心領域であると識別されている領域上に変更する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像合成部は、前記第 2 画像と前記関心領域との画面上での距離に関する閾値を保持しており、

前記画像合成部は、前記表示部に表示された前記第 2 画像と前記関心領域との距離が前記閾値よりも小さくなる位置を、前記第 2 画像の表示位置として決定する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【手続補正 3】

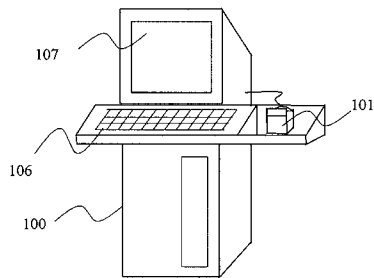
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

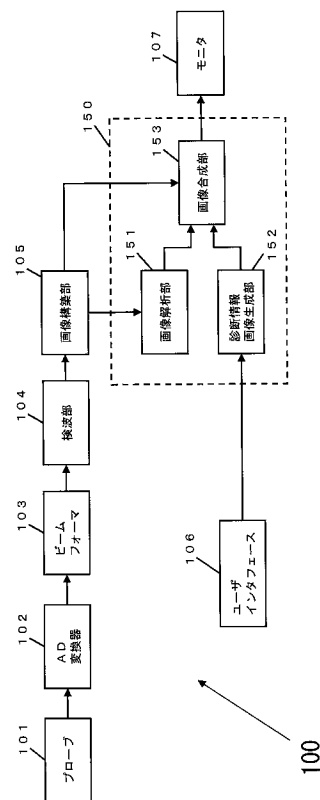
【補正方法】変更

【補正の内容】

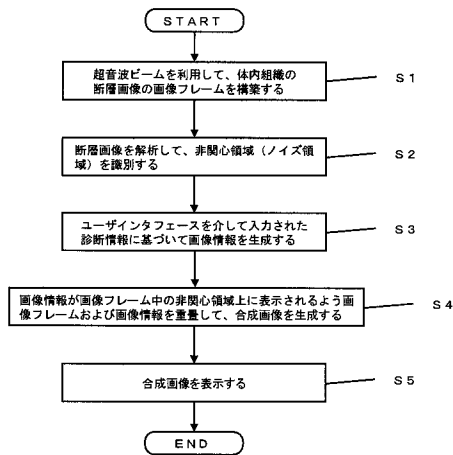
【図 1】



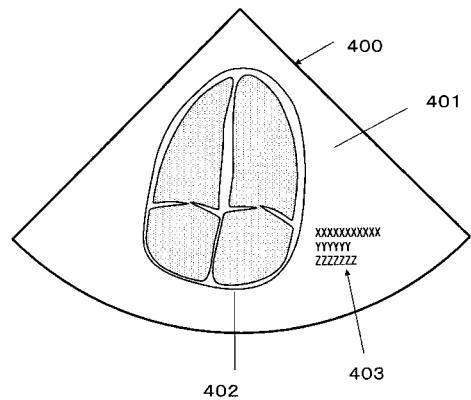
【図 2】



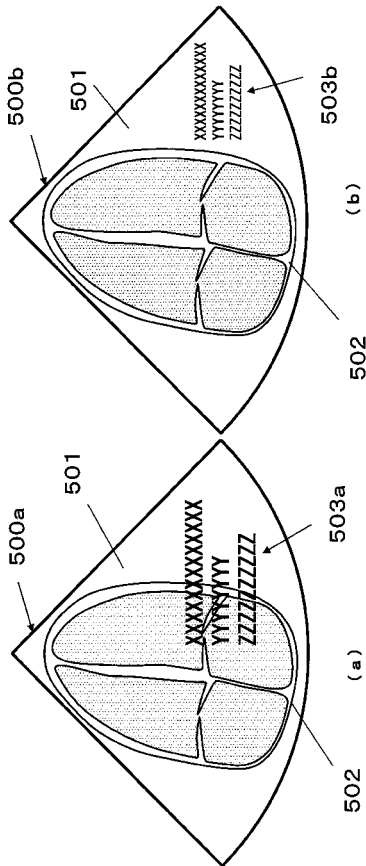
【図 3】



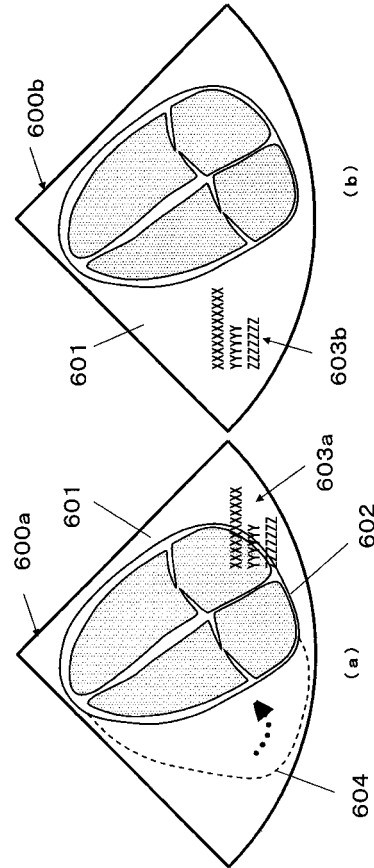
【図 4】



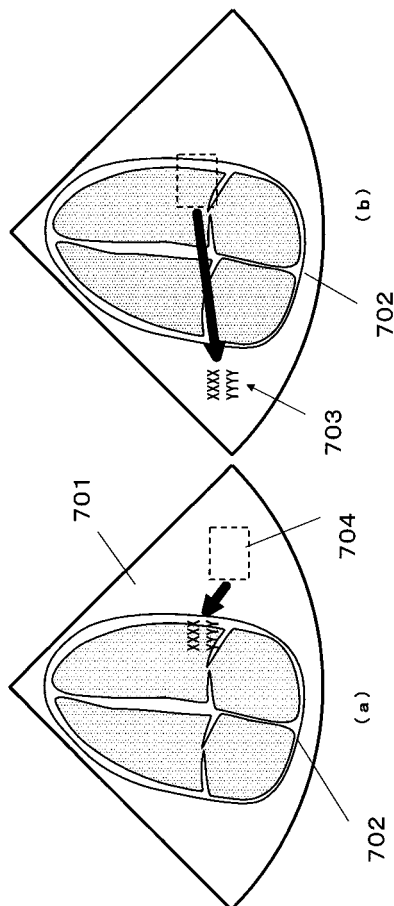
【図 5】



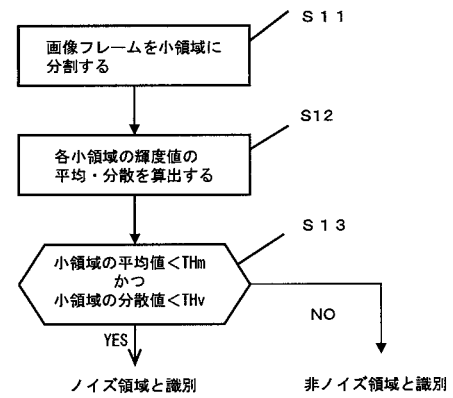
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/004750

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 59-32444 A (Fujitsu Ltd.), 21 February 1984 (21.02.1984), page 2, upper right column, lines 4 to 11; fig. 1 (Family: none)	1, 4, 6 2
Y	JP 2006-141465 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 08 June 2006 (08.06.2006), paragraphs [0008], [0021] to [0036] (Family: none)	2
X	JP 2001-17425 A (Aloka Co., Ltd.), 23 January 2001 (23.01.2001), paragraphs [0012], [0031] (Family: none)	7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
10 August, 2010 (10.08.10)Date of mailing of the international search report
24 August, 2010 (24.08.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/004750

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-326 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd., Toshiba Corp.), 06 January 1999 (06.01.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 9-47453 A (Toshiba Medikaru Enjinieringu Kabushiki Kaisha, Toshiba Corp.), 18 February 1997 (18.02.1997), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 5-329159 A (Terumo Corp.), 14 December 1993 (14.12.1993), entire text; all drawings (Family: none)	2, 3

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/004750	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 59-32444 A (富士通株式会社) 1984.02.21, 第2頁右上欄第4-11行、図1 (ファミリーなし)	1, 4, 6 2	
Y	JP 2006-141465 A (松下電器産業株式会社) 2006.06.08, 段落[0008]、[0021]-[0036] (ファミリーなし)	2	
X	JP 2001-17425 A (アロカ株式会社) 2001.01.23, 段落[0012]、[0031] (ファミリーなし)	7	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 10.08.2010		国際調査報告の発送日 24.08.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 川上 則明	2Q 3704
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 0 4 7 5 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 11-326 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社、株式会社東芝) 1999. 01. 06, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 9-47453 A (東芝メディカルエンジニアリング株式会社、株式会社東芝) 1997. 02. 18, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 5-329159 A (テルモ株式会社) 1993. 12. 14, 全文、全図 (ファミリーなし)	2, 3

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 西村 有史

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB23 DD14 DD26 EE11 JC07 JC11 JC20 JC37 KK10 KK24

(注) この公表は、国際事務局(W I P O)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第1 8 4条の1 0第1項(実用新案法第4 8条の1 3第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2011013346A1	公开(公告)日	2013-01-07
申请号	JP2011524655	申请日	2010-07-26
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	西村有史		
发明人	西村 有史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/5292 G06T7/11 G06T11/00 G06T2207/10132 G06T2207/30048 H04N1/3871		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB23 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE11 4C601/JC07 4C601/JC11 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK24		
代理人(译)	奥田诚治 三宅明子		
优先权	2009176041 2009-07-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种超声诊断设备，其中可以避免所显示的超声图像和所显示的诊断数据的重叠，而不会给操作者带来繁重的操作负担。一种超声波诊断设备，包括：超声波探头，用于将超声波束发送到生物体的组织并接收从组织反射的超声波束的反射波；图像构造部分，用于基于反射波构造表示组织的断层图像的第一图像的图像帧；图像分析部分，用于基于图像帧的图像特征量来区分不感兴趣的区域，该不感兴趣的区域构成图像帧的一部分，该不包括图像的感兴趣区域不包括组织的断层图像；数据产生部分，用于产生用于显示诊断数据的第二图像；图像合成部分，用于通过基于图像分析部分的区分结果确定第二图像的显示位置并且将第二图像叠加在第一图像的图像帧上来生成合成图像；显示部用于显示合成图像。

