

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-19751

(P2011-19751A)

(43) 公開日 平成23年2月3日(2011.2.3)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2009-167752 (P2009-167752)
 (22) 出願日 平成21年7月16日 (2009.7.16)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 雨宮 慎一
 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

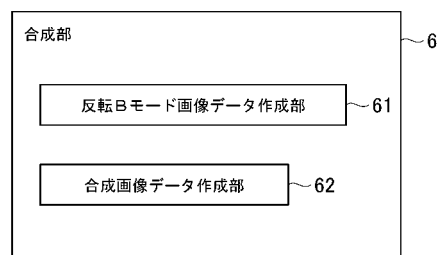
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 Bモード画像において輝度が低くなる部分について、このBモード画像と弾性画像とが加算された合成画像において、色相の違いを容易に見分けることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部5と、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて、輝度の高低がBモード画像とは反転した反転Bモード画像データを作成する反転Bモード画像データ作成部61と、前記弾性画像データと前記反転Bモード画像データとを加算して合成画像データを作成する合成画像データ作成部62と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて、輝度の高低が B モード画像とは反転した反転 B モード画像データを作成する反転 B モード画像データ作成部と、

前記弾性画像データと前記反転 B モード画像データとを加算して合成画像データを作成する合成画像データ作成部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記反転 B モード画像データ作成部は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて作成された B モード画像データに基づいて、前記反転 B モード画像データを作成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて B モード画像データを作成する B モード画像データ作成部と、

前記 B モード画像データに基づいて、輝度の高低が B モード画像とは反転した反転 B モード画像データを作成する反転 B モード画像データ作成部と、

20

前記弾性画像データと前記 B モード画像データとを加算して、第一合成画像データを作成する第一合成画像データ作成部と、

前記弾性画像データと前記反転 B モード画像データとを加算して、第二合成画像データを作成する第二合成画像データ作成部と、

前記第一合成画像データに基づく第一合成画像の表示と、前記第二合成画像データに基づく第二合成画像の表示とを切り替える切替制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記反転 B モード画像データ作成部は、前記エコー信号の強度が低くなるにつれて輝度が高くなるように、前記反転 B モード画像データを作成す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。

30

【請求項 5】

前記反転 B モード画像データ作成部は、前記エコー信号の強度と輝度との関係を表す関数であって、前記エコー信号の強度が低くなるにつれて輝度が高く設定される関数に基づいて、前記反転 B モード画像データを作成することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

40

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて B モード画像データを作成する B モード画像データ作成部と、

前記 B モード画像データに基づいて、B モード画像よりも輝度が高い高輝度 B モード画像データを作成する高輝度 B モード画像データ作成部と、

前記弾性画像データと前記高輝度 B モード画像データとを加算して合成画像データを作成する合成画像データ作成部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

50

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいてBモード画像データを作成するBモード画像データ作成部と、

前記Bモード画像データに基づいて、Bモード画像よりも輝度が高い高輝度Bモード画像データを作成する高輝度Bモード画像データ作成部と、

前記弾性画像データと前記Bモード画像データとを加算して、第一合成画像データを作成する第一合成画像データ作成部と、

前記弾性画像データと前記高輝度Bモード画像データとを加算して、第二合成画像データを作成する第二合成画像データ作成部と、

前記第一合成画像データに基づく第一合成画像の表示と、前記第二合成画像データに基づく第二合成画像の表示とを切り替える切替制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項8】

前記高輝度Bモード画像データ作成部は、前記エコー信号の強度と輝度との関係を表す関数であって、前記Bモード画像よりも輝度が高く設定される関数に基づいて、前記高輝度Bモード画像データを作成することを特徴とする請求項6又は7に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記関数を設定入力するための操作部を備えることを特徴とする請求項5又は8に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、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た合成画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

エコー信号の強度を輝度で表したBモード画像においては、エコー信号の強度が大きくなるほど輝度が高くなっている。このようなBモード画像と、生体組織の硬さ又は軟らかさを色相で表した弾性画像とを合成して得られた合成画像を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。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第3932482号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

前記合成画像は、前記Bモード画像と前記弾性画像とが加算された画像になっている。従って、エコー信号の強度が小さい部分、すなわち前記Bモード画像において輝度が低くなる部分については、合成画像において暗い色相で表示されてしまい、色相の違いが分かりにくくなる場合がある。特に、Bモード画像において輝度が低い部分は、腫瘍である可能性があり、この部分の弾性を観察したいという要請がある。

40

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、Bモード画像において輝度が低くなる部分について、このBモード画像と弾性画像とが加算された合成画像において、色相の違いを容易に見分けることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成す

50

る弾性画像データ作成部と、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて、輝度の高低がBモード画像とは反転した反転Bモード画像データを作成する反転Bモード画像データ作成部と、前記弾性画像データと前記反転Bモード画像データとを加算して合成画像データを作成する合成画像データ作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0007】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記反転Bモード画像データ作成部は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて作成されたBモード画像データに基づいて、前記反転Bモード画像データを作成することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0008】

第3の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいてBモード画像データを作成するBモード画像データ作成部と、前記Bモード画像データに基づいて、輝度の高低がBモード画像とは反転した反転Bモード画像データを作成する反転Bモード画像データ作成部と、前記弾性画像データと前記Bモード画像データとを加算して、第一合成画像データを作成する第一合成画像データ作成部と、前記弾性画像データと前記反転Bモード画像データとを加算して、第二合成画像データを作成する第二合成画像データ作成部と、前記第一合成画像データに基づく第一合成画像の表示と、前記第二合成画像データに基づく第二合成画像の表示とを切り替える切替制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【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、前記反転Bモード画像データ作成部は、前記エコー信号の強度が低くなるにつれて輝度が高くなるように、前記反転Bモード画像データを作成す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1～4のいずれか一の観点の発明において、前記反転Bモード画像データ作成部は、前記エコー信号の強度と輝度との関係を表す関数であって、前記エコー信号の強度が低くなるにつれて輝度が高く設定される関数に基づいて、前記反転Bモード画像データを作成することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0011】

第6の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいてBモード画像データを作成するBモード画像データ作成部と、前記Bモード画像データに基づいて、Bモード画像よりも輝度が高い高輝度Bモード画像データを作成する高輝度Bモード画像データ作成部と、前記弾性画像データと前記高輝度Bモード画像データとを加算して合成画像データを作成する合成画像データ作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第7の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいてBモード画像データを作成するBモード画像データ作成部と、前記Bモード画像データに基づいて、Bモード画像よりも輝度が高い高輝度Bモード画像データを作成する高輝度Bモード画像データ作成部と、前記弾性画像データと前記Bモード画像データとを加算して、第一合成画像データを作成する第一合成画像データ作成部と、前記弾性画像データと前記高輝度Bモード画像データとを加算して、第二合成画像データを作成する第二合成画像データ作成部と、前記第一合成画像データに基づく第一合成画像の表示と、前記第二合成画像データに基づく第二合成画像の表示とを切り替える切替制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0013】

50

第 8 の観点の発明は、第 6 又は 7 の観点の発明において、前記高輝度 B モード画像データ作成部は、前記エコー信号の強度と輝度との関係を表す関数であって、前記 B モード画像よりも輝度が高く設定される関数に基づいて、前記高輝度 B モード画像データを作成する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 5 又は 8 の観点の発明において、前記関数を設定入力するための操作部を備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 1 5 】

本発明によれば、前記弾性画像データと、B モード画像における輝度の高低が反転した前記反転 B モード画像データとを加算して合成画像データが作成される。前記反転 B モード画像データは、エコー信号の強度が低くなるほど表示画像の輝度が高くなるようなデータであるので、前記合成画像データを合成画像として表示した時に、B モード画像において輝度が低くなる部分について、前記合成画像において色相の違いを容易に見分けることができる。

【 0 0 1 6 】

また、他の発明によれば、前記弾性画像データと前記 B モード画像データとを加算した第一合成画像データに基づく第一合成画像と、前記弾性画像データと前記反転 B モード画像データとを加算した第二合成画像データに基づく第二合成画像とを切り替えて表示することができる。これにより、B モード画像において輝度が低くなる部分について、前記第二合成画像において色相の違いを容易に見分けることができる。一方で、B モード画像において輝度が高くなる部分については、前記第二合成画像において暗い色相で表示されるおそれがある。しかし、前記第一合成画像の表示に切り替えることにより、B モード画像において輝度が高くなる部分については、前記第一合成画像において色相の違いを確実に見分けることができる。

【 0 0 1 7 】

また、他の発明によれば、前記弾性画像データと、前記 B モード画像よりも表示画像の輝度が高い高輝度 B モード画像データとを加算して合成画像データが作成される。従って、前記合成画像データを合成画像として表示した時に、B モード画像においては輝度が低い部分について、前記合成画像において色相の違いを容易に見分けることができる。

【 0 0 1 8 】

さらに、他の発明によれば、前記弾性画像データと前記 B モード画像データとを加算した第一合成画像データに基づく第一合成画像と、前記弾性画像データと前記高輝度 B モード画像データとを加算した第二合成画像データに基づく第二合成画像とを切り替えて表示することができる。これにより、B モード画像において輝度が低くなる部分について、前記第二合成画像において色相の違いを容易に見分けることができる。一方で、B モード画像において輝度が高くなる部分については、エコー信号の強度の差が輝度の差となって表れにくくなるおそれがある。しかし、前記第一合成画像の表示に切り替えることにより、B モード画像において輝度が高くなる部分について輝度の差がついた画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の一実施形態の概略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の第一実施形態における合成部の構成を示すブロック図である。

【図 3】図 2 に示す反転 B モード画像データ作成部において、反転 B モード画像を作成するための関数を示す図である。

【図 4】第一実施形態の変形例における合成部の構成を示すブロック図である。

【図 5】第一実施形態の変形例において、B モード画像データを輝度情報に変換するための関数を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 6】第二実施形態の超音波診断装置において、B モード画像データを輝度情報に変換するための関数と、高輝度 B モード画像データを作成するための関数を示す図である。

【図 7】第二実施形態の超音波診断装置における合成部の構成を示すブロック図である。

【図 8】第二実施形態の変形例における合成部の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

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 3 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 モード画像データ作成部 4、弾性画像データ作成部 5、合成部 6、表示部 7 を備え、さらに制御部 8 及び操作部 9 を備える。

10

【0021】

前記超音波プローブ 2 は、生体組織に対して超音波の送受信を行なう。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しながら超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づいて、後述のように弾性画像が作成される。また、前記超音波プローブ 2 においては、弾性画像を作成するための超音波の送受信とは別に、B モード画像を作成するための超音波の送受信が行なわれる。

【0022】

前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 を所定のスキャンパラメータで駆動させてスキャン面を走査させる。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なう。

20

【0023】

前記 B モード画像データ作成部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に対し、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 モード画像データを作成する。ここでの B モード画像データは、エコー信号の強度を表すデータからなる。前記 B モード画像データ作成部 4 は、本発明における B モード画像データ作成部の実施の形態の一例である。

【0024】

前記弾性画像データ作成部 5 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に基づいて、弾性画像データを作成する。前記弾性画像データ作成部 5 は、本発明における弾性画像データ作成部の実施の形態の一例である。

30

【0025】

具体的には、先ず前記弾性画像データ作成部 5 は、生体組織における各部の弾性に関する物理量として、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩によって生じた生体組織における各部の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）を算出する。前記弾性画像データ作成部 5 は、同一音線上において時間的に異なる二つのエコー信号に基づいて変位を算出する。次に、前記弾性画像データ作成部 5 は、算出された変位を階調化された色相情報に変換し、弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを作成する。

【0026】

ちなみに、前記弾性画像表示領域は、スキャン面全体であってもよく、また操作者によって設定された関心領域（ROI: Region Of Interest）であってもよい。

40

【0027】

前記合成部 6 は、図 2 に示すように反転 B モード画像データ作成部 61 と合成画像データ作成部 62 とを有する。前記反転 B モード画像データ作成部 61 は、前記 B モード画像データ作成部 4 で作成された B モード画像データに基づいて、B モード画像における輝度の高低が反転した反転 B モード画像データを作成する。

【0028】

ちなみに、ここに云う輝度とは、前記反転 B モード画像データが画像として前記表示部 7 に表示された時の輝度を意味し、前記反転 B モード画像データは、この輝度に応じたデ

50

ータ値からなるデータである。

【0029】

前記反転 B モード画像データ作成部 6 1 は、図 3 に示す関数 C 1 に基づいて輝度を設定する。この関数 C 1 は、エコー信号の強度と設定される輝度との関係を表す関数であり、エコー信号の強度が低くなるにつれて設定される輝度が高くなる関数になっている。ただし、この関数 C 1 は、エコー信号の強度が高い部分についても、輝度が零にならず所定の輝度を有するような関数になっている。この関数 C は、観察対象などの相違に応じて適切な関数とすることが好ましい。

【0030】

前記合成画像データ作成部 6 2 は、前記弾性画像データ作成部 5 で作成された弾性画像データと前記反転 B モード画像データ作成部 6 1 で作成された反転 B モード画像データとを加算して合成画像データを作成する。そして、この合成画像データは、通常の B モード画像とは輝度の高低が反転（白黒が反転）した反転 B モード画像とカラーの弾性画像とが合成された合成画像として前記表示部 7 に表示される。

【0031】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) で構成される。そして、前記制御部 8 は、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

【0032】

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。例えば、前記操作部 9 において、操作者は所望の関数となるように前記関数 C 1 を設定入力することができるようになっている。前記操作部 9 は、本発明における操作部の実施の形態の一例である。

【0033】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。まず、前記超音波プローブ 2 において、B モード画像用の超音波送受信と弾性画像用の超音波送受信とを別々に行なう。ここで、B モード画像用の超音波送受信とは、前記 B モード画像データ作成部 4 において B モード画像データを作成するためのエコー信号を取得する超音波送受信を云う。また、弾性画像用の超音波送受信とは、前記弾性画像データ作成部 5 において弾性画像データを作成するためのエコー信号を取得する超音波送受信を云う。

【0034】

そして、B モード画像用の超音波送受信により得られたエコー信号に基づいて、前記 B モード画像データ作成部 4 は B モード画像データを作成し、さらに前記反転 B モード画像データ作成部 6 1 は反転 B モード画像データを作成する。一方、弾性画像用の超音波送受信により得られたエコー信号に基づいて、前記弾性画像データ作成部 5 は弾性画像データを作成する。そして、前記合成画像データ作成部 6 2 が、前記弾性画像データと前記反転 B モード画像データとに基づいて、合成画像データを作成する。

【0035】

ここで、エコー信号の信号強度が高く B モード画像において高輝度となる部分についても、反転 B モード画像においてできるだけ輝度が高くなるように、前記操作部 9 において、操作者が関数 C 1 を設定入力して、輝度の調整を行ってもよい。

【0036】

本例の超音波診断装置 1 によれば、前記反転 B モード画像データは、エコー信号の強度が低くなるほど、その表示画像である前記反転 B モード画像の輝度が高くなるようなデータであり、通常の B モード画像と比べると表示画像の白黒が反転するデータである。従って、前記合成画像データを合成画像として表示した時に、B モード画像において輝度が低くなる部分について、前記合成画像において色相の違いを容易に見分けることができる。

【0037】

次に、第一実施形態の変形例について図 4 及び図 5 に基づいて説明する。この変形例においては、前記合成部 6 は、図 4 に示すように前記反転 B モード画像データ作成部 6 1 の

10

20

30

40

50

ほか、第一合成画像データ作成部 6 3 及び第二合成画像データ作成部 6 4 を有している。

【 0 0 3 8 】

前記第一合成画像データ作成部 6 3 は、前記弾性画像データ作成部 5 で作成された弾性画像データと、前記 B モード画像データ作成部 4 で作成された B モード画像データとを加算して、第一合成画像データを作成する。この第一合成画像データは、通常の B モード画像とカラーの弾性画像とが合成された第一合成画像として前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 3 9 】

ちなみに、前記第一合成画像データ作成部 6 3 において前記弾性画像データと合成される B モード画像データは、エコー信号の強度を図 5 に示す関数 C 2 を用いて階調化された輝度情報に変換されたデータになっている。この関数 C 2 は、前記関数 C 1 と同様に、エコー信号の強度と設定される輝度との関係を表す関数であるが、前記関数 C 1 とは異なり、エコー信号の強度が高くなるにつれて設定される輝度が高くなる関数になっている。

【 0 0 4 0 】

前記第二合成画像データ作成部 6 4 は、前記弾性画像データと前記反転 B モード画像データ作成部 6 1 で作成された反転 B モード画像データとを加算して、第二合成画像データを作成する。この第二合成画像データは、通常の B モード画像とは白黒が反転した反転 B モード画像とカラーの弾性画像とが合成された第二合成画像として前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 4 1 】

この変形例では、前記制御部 8 が前記第一合成画像の表示と前記第二合成画像の表示とを切り替えて行なう。前記制御部 8 は、前記操作部 9 からの操作者による操作に基づいて表示の切替を行なう。前記制御部 8 は、本発明における切替制御部の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 2 】

この変形例によれば、B モード画像において輝度が低くなる部分について、前記第二合成画像において色相の違いを容易に見分けることができる。一方で、B モード画像において輝度が高くなる部分については、前記第二合成画像において暗い色相で表示されるおそれがある。しかし、前記第一合成画像の表示に切り替えることにより、B モード画像において輝度が高くなる部分については、前記第一合成画像において色相の違いを確実に見分けることができる。

【 0 0 4 3 】

ちなみに、第一実施形態において、前記表示部 7 には、前記合成画像、前記第一、第二合成画像の代わりに、B モード画像のみを表示してもよい。

【 0 0 4 4 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について図 6 及び図 7 に基づいて説明する。ただし、前記第一実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 4 5 】

本例では、前記 B モード画像データにおけるエコー信号の強度が、図 6 に示す関数 C 2 を用いて階調化された輝度情報に変換されて前記表示部 7 に B モード画像が表示される。この関数 C 2 は、図 5 に示す関数である。

【 0 0 4 6 】

前記合成部 6 は、図 7 に示すように、高輝度 B モード画像データ作成部 6 5 と合成画像データ作成部 6 6 とを有する。前記高輝度 B モード画像データ作成部 6 5 は、前記 B モード画像データに基づいて、B モード画像よりも高輝度の高輝度 B モード画像データを作成する。

【 0 0 4 7 】

前記高輝度 B モード画像データ作成部 6 5 は、図 6 に示す関数 C 3 に基づいて輝度を設定する。この関数 C 3 は、関数 C 2 によって設定される輝度よりも高輝度が設定される関数である (ただし、最高値の信号強度においては関数 C 2 及び C 3 は重なっている) 。

【 0 0 4 8 】

本例においても、前記操作部 9 において、操作者は所望の関数となるように前記関数 C 3 を設定入力することができるようになっている。

【 0 0 4 9 】

前記合成画像データ作成部 6 6 は、前記弾性画像データ作成部 5 で作成された弾性画像データと、前記高輝度 B モード画像データ作成部 6 5 で作成された高輝度 B モード画像データとを加算して、合成画像データを作成する。この合成画像データは、通常の B モード画像よりも高輝度である高輝度 B モード画像とカラーの弾性画像とが合成された合成画像として前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 5 0 】

本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。本例においては、前記 B モード画像又は前記合成画像のいずれかが前記表示部 7 に表示される。具体的に説明すると、B モード画像を表示する場合、前記超音波プローブ 2 において、B モード画像用の超音波送受信のみを行う。そして、得られたエコー信号に基づいて、前記 B モード画像データ作成部 4 は、B モード画像データを作成する。そして、この B モード画像データに基づく B モード画像が前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 5 1 】

前記合成画像を表示する場合、前記超音波プローブ 2 において、B モード画像用の超音波送受信と弾性画像用の超音波送受信とを別々に行なってエコー信号を取得する。そして、B モード画像データ作成部 4 が B モード画像データを作成し、さらに前記高輝度 B モード画像データ作成部 6 5 が高輝度 B モード画像データを作成する。一方、前記弾性画像データ作成部 5 は弾性画像データを作成する。そして、前記合成画像データ作成部 6 6 が、前記弾性画像データと前記高輝度 B モード画像データとに基づいて、合成画像データを作成する。

【 0 0 5 2 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、前記高輝度 B モード画像データは、その表示画像である高輝度 B モード画像の輝度が、B モード画像よりも高くなるようなデータである。従って、前記合成画像データを合成画像として表示した時に、B モード画像においては輝度が低い部分について、前記合成画像において色相の違いを容易に見分けることができる。

【 0 0 5 3 】

次に、第二実施形態の変形例について図 8 に基づいて説明する。この変形例においては、前記合成部 6 は、図 8 に示すように前記高輝度 B モード画像データ作成部 6 5 のほか、第一合成画像データ作成部 6 7 及び第二合成画像データ作成部 6 8 を有している。

【 0 0 5 4 】

前記第一合成画像データ作成部 6 7 は、第一実施形態の変形例における前記第一合成画像データ作成部 6 3 と同様に、前記弾性画像データ作成部 5 で作成された弾性画像データと、前記 B モード画像データ作成部 4 で作成された B モード画像データとを加算して、第一合成画像データを作成する。この第一合成画像データは、通常の B モード画像とカラーの弾性画像とが合成された第一合成画像として前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 5 5 】

前記第二合成画像データ作成部 6 4 は、前記弾性画像データと前記高輝度 B モード画像データ作成部 6 5 で作成された高輝度 B モード画像データとを加算して、第二合成画像データを作成する。この第二合成画像データは、通常の B モード画像よりも高輝度である高輝度 B モード画像とカラーの弾性画像とが合成された第二合成画像として前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 5 6 】

この変形例では、前記制御部 8 が前記第一合成画像の表示と前記第二合成画像の表示とを切り替えて行なう。前記制御部 8 は、前記操作部 9 からの操作者による操作に基づいて表示の切替を行なう。前記制御部 8 は、本発明における切替制御部の実施の形態の一例である。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

この変形例によれば、Bモード画像において輝度が低くなる部分について、前記第二合成画像において色相の違いを容易に見分けることができる。一方で、Bモード画像において輝度が高くなる部分については、エコー信号の強度の差が輝度の差となって表れにくくなるおそれがある。しかし、前記第一合成画像の表示に切り替えることにより、Bモード画像において輝度が高くなる部分について輝度の差がついた画像を表示することができる。

【 0 0 5 8 】

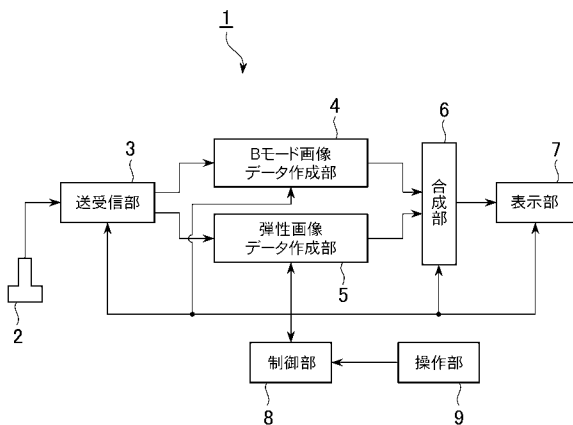
以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記弾性画像データ作成部5は、生体組織の弾性に関する物理量として、生体組織の変形による変位の代わりに生体組織の歪みや弾性率を算出し、これら歪みや弾性率に基づいて弾性画像データを作成してもよい。

【 符号の説明 】

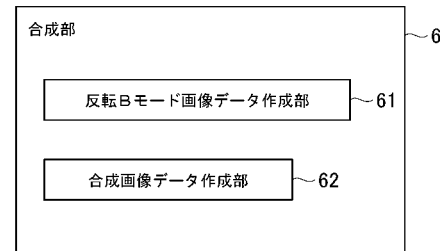
【 0 0 5 9 】

- 1 超音波診断装置
- 4 Bモード画像データ作成部
- 5 弾性画像データ作成部
- 8 制御部（切替制御部）
- 9 操作部
- 6 1 反転Bモード画像データ作成部
- 6 2 , 6 6 合成画像データ作成部
- 6 3 , 6 7 第一合成画像データ作成部
- 6 4 , 6 8 第二合成画像データ作成部
- 6 5 高輝度Bモード画像データ作成部

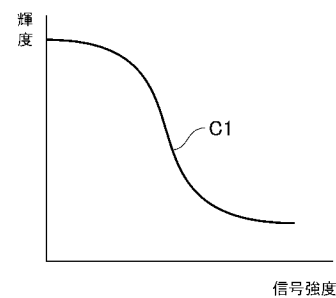
【 図 1 】



【 図 2 】



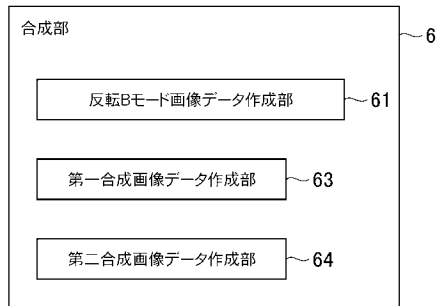
【 図 3 】



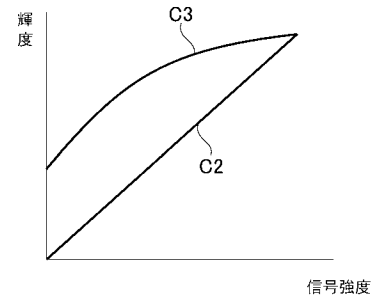
10

20

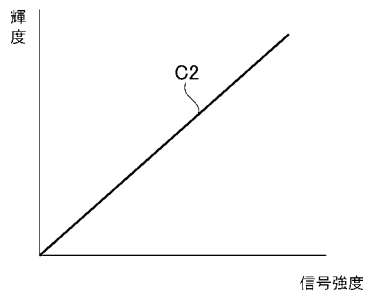
【図 4】



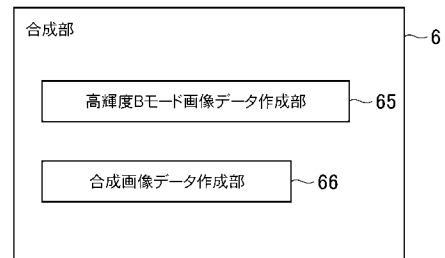
【図 6】



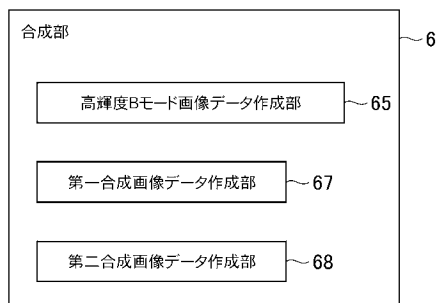
【図 5】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 DD19 EE10 JC05 JC20 JC37 KK02 KK03 KK08 KK12 KK24
KK27

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011019751A	公开(公告)日	2011-02-03
申请号	JP2009167752	申请日	2009-07-16
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	雨宮 慎一		
发明人	雨宮 慎一		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE10 4C601/JC05 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK08 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK27		
代理人(译)	伊藤 亲		
其他公开文献	JP5484809B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在通过添加B模式图像和弹性图像形成的合成图像中，提供能够容易地区分B模式图像中亮度低的部分的色调差异的超声波检查仪。。解决方案：这超声波检查仪包括：弹性图像数据创建部分5，其基于通过相对于生物组织发送/接收超声波而获取的回波信号来创建弹性图像数据;反转B模式图像数据创建部分61，其基于通过相对于生物组织发送/接收超声波而获取的回波信号，创建其亮度级别与B模式图像的亮度级别相反的反B模式图像数据。;合成图像数据创建部分62，其添加弹性图像数据和反转B模式图像数据以创建合成图像数据。

