

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5334103号
(P5334103)

(45) 発行日 平成25年11月6日(2013.11.6)

(24) 登録日 平成25年8月9日(2013.8.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-288718 (P2008-288718)
 (22) 出願日 平成20年11月11日(2008.11.11)
 (65) 公開番号 特開2010-115241 (P2010-115241A)
 (43) 公開日 平成22年5月27日(2010.5.27)
 審査請求日 平成23年5月18日(2011.5.18)

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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の生体組織に超音波を送信して得られたエコーの強度を表す情報を生体組織の各部について求めるエコー情報処理手段と、

前記エコー信号に基づいて生体組織における各部の弾性を表す情報を求める弾性情報処理手段と、

前記エコー強度を表す情報を一軸とし、前記弾性を表す情報を他の一軸とする二次元マップであって、前記エコー強度を表す情報と前記弾性を表す情報とに対応する画像作成情報が設定された二次元マップに基づいて表示画像を作成する表示画像作成手段と、を備え、

前記二次元マップは、第一閾値を境界として所定のエコー強度未満の第一区画と前記所定のエコー強度以上の区画とに分割され、さらに前記所定のエコー強度以上の区画は、第二閾値を境界として所定の弾性以上の第二区画と前記所定の弾性未満の第三区画とに分割されてなり、前記各区画には、互いに異なる表示形態の表示画像が作成されるような画像作成情報が設定されており、なおかつ前記第一区画にあっては、前記弾性に関する情報に応じた弾性画像が表示画像として作成されるような画像作成情報が設定されている

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第一閾値及び前記第二閾値を設定する閾値設定手段を備え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】

前記第一区画の画像作成情報は、前記弾性を表す情報に応じて異なるように設定された色相情報であり、前記第二区画の画像作成情報は、前記第一区画と異なるように設定された色相情報であり、前記第三区画の画像作成情報は、前記エコー強度を表す情報に応じて異なるように設定されたグレースケール情報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】

前記エコー情報処理手段として、前記エコーの強度を表す信号の振幅を輝度値として B モード画像データを作成する B モード画像処理手段を備え、

また、前記弾性情報処理手段として、前記弾性を表す情報を求めて弾性画像データを作成する弾性画像処理手段を備え、

さらに、B モード画像データと弾性画像データとを所定の割合で加算して合成画像を作成する合成画像作成手段を備えており、

前記表示画像作成手段は、前記二次元マップに基づいて作成された画像と前記合成画像のいずれかを選択して表示画像とする表示画像選択部を有する

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。

【請求項 5】

前記表示選択手段によって選択される画像には、さらに B モード画像が含まれることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記エコー強度を表す情報は、B モード画像処理手段によって得られる B モード画像の輝度情報であることを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記弾性を表す情報は、生体組織の弾性を表す物理量である生体組織の変位、歪み又は弾性率のいずれかであることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

被検体の生体組織に超音波を送信して得られたエコーの強度を表す情報を生体組織の各部について求めるエコー情報処理手段と、

前記エコー信号に基づいて生体組織における各部の弾性を表す情報を求める弾性情報処理手段と、

前記エコー強度を表す情報を一軸とし、前記弾性を表す情報を他の一軸とする二次元マップであって、前記エコー強度を表す情報と前記弾性を表す情報とに対応する画像作成情報が設定された二次元マップに基づいて表示画像を作成する表示画像作成手段と、を備え、

前記二次元マップは、所定の弾性以上の区画と、前記所定の弾性未満の区画とに分割されてなり、さらに前記所定の弾性以上の区画は、所定のエコー強度未満の区画と前記所定のエコー強度以上の区画とに分割されてなり、前記三つの各区画には、互いに異なる表示形態の表示画像が作成されるような画像作成情報が設定されている

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

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

【背景技術】**【0002】**

被検体の生体組織に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出して弾性情報を求めて生体組織の弾性画像を作成する超音波診断装置がある。この種の超音波診断装置において、被検体のどの部分の弾性画像を

10

20

30

40

50

観察しているのかを容易に分かるようにするため、エコー信号の強度を輝度で表すことにより、生体組織の形態を表示するBモード画像上に弾性画像を重畳して表示する超音波診断装置が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

ここで、Bモード画像上に弾性画像が重ねられた重畳領域において、どちらか一方の画像を優先して表示するようにするのではなく、生体組織の弾性と、生体組織の形態とを同一画像上で相互に対比するため、重畳領域においても、Bモード画像と弾性画像とを両方観察したい場合がある。例えば、腫瘍については、周りの正常な組織と比べてエコー信号の強度が小さく、Bモード画像において低輝度で表示されるが、このような低エコー領域に対し、弾性画像における生体組織の硬化領域がどのように広がっているかを観察することにより、腫瘍の良悪性の診断を行なう診断法がある。このような診断法では、低エコー領域に対し、弾性画像における生体組織の硬化領域が小さいのか大きいのか、或いは同じ大きさなのかを観察するため、重畳領域においてBモード画像と弾性画像を両方観察できるようになっている必要がある。そこで、弾性画像とBモード画像とを同一画像上で相互に対比できる超音波診断装置として、Bモード画像と弾性画像とを所定の割合で加算した画像を表示する超音波診断装置が提案されている（例えば、特許文献2参照）。

10

【特許文献1】特開2000-60853号公報

【特許文献2】特許第3932482号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0004】

上記特許文献2に記載された超音波診断装置によれば、Bモード画像と弾性画像とを所定の割合で加算することにより、弾性画像がBモード画像上に透過的に重ねて表示されることになる。しかし、Bモード画像は、弾性画像と加算される際に色相情報に変換されて表示されるため、低エコー領域がはっきりと認識できるわけではない。従って、低エコー領域よりも弾性画像における硬化領域が小さくなっていて、低エコー領域の中に、周りの組織と同じ弾性になっている非硬化領域が含まれる場合、この領域と周りの組織との区別が依然としてつきにくい。また、低エコー領域よりも弾性画像における硬化領域が大きくなっていて、低エコー領域の周りに広がる組織が低エコー領域と同様に硬化している硬化領域を有する場合、この領域と低エコー領域との区別が依然としてつきにくい。すなわち、上記特許文献2に記載された超音波診断装置においては、同じ弾性であるが輝度が異なる領域を区別することが困難であり、この結果Bモード画像における低エコー領域に対する弾性画像における生体組織の硬化領域の広がり具合を観察することには、依然として困難を伴っていた。

30

【0005】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、その解決しようとする課題は、所定のエコー強度未満の低エコー領域に対する生体組織の硬化領域の広がり具合をより容易に観察することができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

40

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、被検体の生体組織に超音波を送信して得られたエコーの強度を表す情報を生体組織の各部について求めるエコー情報処理手段と、前記エコー信号に基づいて生体組織における各部の弾性を表す情報を求める弾性情報処理手段と、前記エコー強度を表す情報を一軸とし、前記弾性を表す情報を他の一軸とする二次元マップであって、前記エコー強度を表す情報と前記弾性を表す情報とに対応する画像作成情報が設定された二次元マップに基づいて表示画像を作成する表示画像作成手段と、を備え、前記二次元マップは、第一閾値を境界として所定のエコー強度未満の第一区画と前記所定のエコー強度以上の区画とに分割され、さらに前記所定のエコー強度以上の区画は、第二閾値を境界として所定の弾性以上の第二区画と前記所定の弾性未満の第三区画とに分割されてなり、前記各区画には、互いに異なる表示

50

形態の表示画像が作成されるような画像作成情報が設定されており、なおかつ前記第一区画にあっては、前記弾性に関する情報に応じた弾性画像が表示画像として作成されるような画像作成情報が設定されてい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、前記第一閾値及び前記第二閾値を設定する閾値設定手段を備え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又は2の観点の発明において、前記第一区画の画像作成情報は、前記弾性を表す情報に応じて異なるように設定された色相情報であり、前記第二区画の画像作成情報は、前記第一区画と異なるように設定された色相情報であり、前記第三区画の画像作成情報は、前記エコー強度を表す情報に応じて異なるように設定されたグレースケール情報であることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0009】

第4の観点の発明は、第1～3の観点の発明において、前記エコー情報処理手段として、前記エコーの強度を表す信号の振幅を輝度値としてBモード画像データを作成するBモード画像処理手段を備え、また、前記弾性情報処理手段として、前記弾性を表す情報を求めて弾性画像データを作成する弾性画像処理手段を備え、さらに、Bモード画像データと弾性画像データとを所定の割合で加算して合成画像を作成する合成画像作成手段を備えており、前記表示画像作成手段は、前記二次元マップに基づいて作成された画像と前記合成画像のいずれかを選択して表示画像とする表示画像選択部を有することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0010】

第5の観点の発明は、第4の観点の発明において、前記表示選択手段によって選択される画像には、さらにBモード画像が含まれることを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第6の観点の発明は、第4、5のいずれか一の観点の発明において、前記エコー強度を表す情報は、Bモード画像処理手段によって得られるBモード画像の輝度情報であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第7の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、前記弾性を表す情報は、生体組織の弾性を表す物理量である生体組織の変位、歪み又は弾性率のいずれかであることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0013】

第8の観点の発明は、被検体の生体組織に超音波を送信して得られたエコーの強度を表す情報を生体組織の各部について求めるエコー情報処理手段と、前記エコー信号に基づいて生体組織における各部の弾性を表す情報を求める弾性情報処理手段と、前記エコー強度を表す情報を一軸とし、前記弾性を表す情報を他の一軸とする二次元マップであって、前記エコー強度を表す情報と前記弾性を表す情報とに対応する画像作成情報が設定された二次元マップに基づいて表示画像を作成する表示画像作成手段と、を備え、前記二次元マップは、所定の弾性未満の区画と、所定の弾性以上の区画とに分割されてなり、さらに前記所定の弾性以上の区画は、所定のエコー強度未満の区画と前記所定のエコー強度以上の区画とに分割されてなり、前記三つの各区画には、互いに異なる表示形態の表示画像が作成されるような画像作成情報が設定されていることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、前記所定のエコー強度未満になっている低エコー領域については、前記二次元マップにおける第一区画の画像作成情報に基づいて弾性画像が作成される。また、非低エコー領域については、前記所定の弾性以上の硬化領域は、第二区画の画像作成情報に基づいて表示画像が作成され、前記所定の弾性未満の非硬化領域は、第三区画の画像作成情報に基づいて表示画像が作成される。ここで、前記低エコー領域の一部に生体組織

50

の硬化領域が存在している場合、すなわち前記低エコー領域に、周りの非低エコー領域と同じ弾性になっている非硬化領域が含まれる場合、第一区画の画像作成情報と第三区画の画像作成情報は、異なる表示形態の表示画像が作成される画像作成情報になっているため、前記低エコー領域の非硬化領域と、前記非低エコー領域の非硬化領域とが、異なる表示形態で表示される。さらに、低エコー領域については、第一区画の画像作成情報に基づいて、前記弾性に関する情報に応じた弾性画像が作成されるので、低エコー領域における硬化領域と非硬化領域とが把握される。このようなことから、低エコー領域に硬化領域と非硬化領域とが存在することを容易に観察することができる。

【 0 0 1 5 】

一方、生体組織の硬化領域が、前記低エコー領域に加えて前記非低エコー領域にも存在する場合、前記非低エコー領域における硬化領域については、前記二次元マップの第二区画の画像作成情報に基づいて表示画像が作成される。また、低エコー領域については第一区画の画像作成情報に基づいて表示画像が作成される。ここで、第一区画の画像作成情報と第二区画の画像作成情報も、異なる表示形態の表示画像が作成される画像作成情報になっているため、低エコー領域における硬化領域と、非低エコー領域における硬化領域とが、異なる表示形態で表示される。さらに、非低エコー領域において前記所定の弾性未満の非硬化領域については、第三区画の画像作成情報に基づいて表示画像が作成される。ここで、第三区画の画像作成情報と第二区画の画像作成情報も、異なる表示形態の表示画像が作成される画像作成情報になっている。従って、非低エコー領域における硬化領域と非硬化領域とが異なる表示形態で表示される。このようなことから、非低エコー領域、すなわち低エコー領域外に、硬化領域が存在することを容易に観察することができる。

【 0 0 1 6 】

以上により、低エコー領域に対する生体組織の硬化領域の広がり具合をより容易に観察することができる。

【 0 0 1 7 】

また、前記二次元マップとして、所定の弾性以上の区画と、前記所定の弾性未満の区画とに分割されてなり、さらに前記所定の弾性以上の区画は、所定のエコー強度未満の区画と前記所定のエコー強度以上の区画とに分割されてなる二次元マップを有する他の発明によれば、前記硬化領域が、前記低エコー領域に加えて前記非低エコー領域にも存在する場合、前記非低エコー領域における硬化領域については、前記二次元マップにおける前記所定の弾性以上であって前記所定のエコー強度以上の区画の画像作成情報に基づいて表示画像が作成される。また、前記硬化領域になっている前記低エコー領域については、前記所定の弾性以上であって前記所定のエコー強度未満の区画の画像作成情報に基づいて表示画像が作成される。さらに、前記非低エコー領域において前記非硬化領域については、前記所定の弾性未満の区画の画像作成情報に基づいて表示画像が作成される。従って、前記二次元マップにおける各区画には互いに異なる表示形態の表示画像が作成されるような画像作成情報が設定されているので、非低エコー領域、すなわち低エコー領域外に、硬化領域が存在することを容易に観察することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。
(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図1は、本発明の第一実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図、図2は、二次元マップの一例を示す図、図3～図5は、表示画像の一例を示す図である。

【 0 0 1 9 】

図1に示す超音波診断装置1は、超音波の送受信を行う超音波プローブ2と、この超音波プローブ2を駆動させてスキャン面を走査し、また前記超音波プローブ2で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行う送受信部3とを備えている。また、前記超音波診断装置1は、エコー情報処理部4、弾性情報処理部5、表示画像作成部6、

表示部 7 を備える。さらに、前記超音波診断装置 1 は、装置各部を制御する制御部 8 と、操作者が指示を入力する操作部 9 とを備える。

【 0 0 2 0 】

前記エコー情報処理部 4 は、前記送受信部 3 からの音線毎のエコー信号に対し、対数圧縮、包絡線検波等の信号処理を行って生体組織の各部についてのエコー強度を求める。そして、前記エコー情報処理部 4 は、生体組織の各部について得られたエコー強度を前記表示画像作成部 6 へ出力する。前記エコー情報処理部 4 は、本発明におけるエコー情報処理手段の実施の形態の一例である。また、本発明におけるエコー強度を表す情報は、本例ではエコー強度そのものである。

【 0 0 2 1 】

前記弾性情報処理部 5 は、前記送受信部 3 からの音線毎のエコー信号に基づいて生体組織の弾性を表す情報として、生体組織における各部の変形による変位を算出する。具体的には、同一音線上における時間的に異なる 2 つのエコー信号の相関処理を行って各部の変位を算出する。そして、前記弾性情報処理部 5 は、算出された生体組織における各部の変位を前記表示画像作成部 6 へ出力する。前記弾性情報処理部 5 は、本発明における弾性情報処理手段の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 2 】

前記表示画像作成部 6 は、前記エコー情報処理部 4 から入力されたエコー強度と、前記弾性情報処理部 5 から入力された変位とから、図 2 に示す二次元マップ MP に基づいて、前記表示部 7 に表示する表示画像を作成する。この二次元マップ MP は、横軸がエコー強度であり、縦軸が変位となっている。そして、前記二次元マップ MP は、所定のエコー強度である第一閾値 TH1 未満の第一区画 D1 と、前記第一閾値 TH1 以上の区画とに分割されている。第一区画 D1 は、本発明における第一区画に相当する。さらに、前記二次元マップ MP は、前記第一閾値 TH1 以上の区画が、所定の変位である第二閾値 TH2 以下の第二区画 D2 と前記第二閾値 TH2 よりも大きい第三区画 D3 とに分割されている。ちなみに、変位が小さいと弾性は大きく（硬い）、一方で変位が大きいと弾性は小さい（軟らかい）。第二区画 D2 は、本発明における所定の弾性以上の第二区画に相当し、また第三区画 D3 は本発明における所定の弾性未満の第三区画に相当する。

【 0 0 2 3 】

前記各区画 D1 ~ D3 には、互いに異なる表示形態の表示画像が作成されるような画像作成情報が設定されている。具体的には、前記第一区画 D1 の画像作成情報は、変位に応じて異なるように設定された色相情報であり、変位が小さい（すなわち弾性大）部分は青、変位が大きい（すなわち弾性小）部分は黄、変位が中間の部分は緑の色相情報が設定されている。ちなみに、この色相情報は、青から次第に緑に変化し、さらに緑から次第に黄に変化している。また、前記第二区画 D2 の画像作成情報は、第一区画 D1 と異なるように設定された色相情報であり、赤の色相情報が設定されている。さらに、前記第三区画 D3 の画像作成情報は、エコー強度に応じて異なるように設定されたグレースケール情報であり、エコー強度が小さくなるほど輝度が小さくなり、エコー強度が大きくなるほど輝度が大きくなるグレースケール情報が設定されている。

【 0 0 2 4 】

前記表示画像作成部 6 で作成された表示画像は、前記表示部 7 に表示される。この表示部 7 に表示される表示画像は、前記第一閾値 TH1 未満のエコー強度になっている領域については、変位に応じて青、緑、黄の色相が付与された画像であり、前記第一閾値 TH1 以上のエコー強度になっている領域については、前記第二閾値 TH2 よりも大きな変位になっている領域については白黒画像であり、また第二閾値 TH2 以下の変位になっている領域については赤の色相が付与された画像である。

【 0 0 2 5 】

前記制御部 8 は、前記送受信部 3、前記エコー情報処理部 4、前記弾性情報処理部 5、前記表示画像作成部 6 及び前記表示部 7 を制御する。また、前記操作部 9 では、操作者によって各種の指示が入力されるようになっており、この操作部 9 からの指示信号に基づい

10

20

30

40

50

て、前記制御部 8 による制御が行なわれる。

【 0 0 2 6 】

前記第一閾値 T H 1 及び第二閾値 T H 2 は、前記操作部 9 において入力され、前記制御部 8 によって前記表示画像作成部 6 に設定される。これにより、低エコーと判断するエコー強度の閾値及び硬化していると判断する変位の閾値を自由に設定することができるようになっている。前記制御部 8 及び前記操作部 9 は、本発明における閾値設定手段の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 7 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明すると、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に超音波を送信させ、エコー信号を取得する。前記超音波プローブ 2 からの超音波の送受信時には、前記超音波プローブ 2 を生体組織の表面に当接させた状態で、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩を繰り返す。

【 0 0 2 8 】

前記エコー情報処理部 4 は、前記送受信部 3 からのエコー信号の処理を行ってエコー強度を求め、これを前記表示画像作成部 6 へ出力する。また、前記弾性情報処理部 5 は、前記送受信部 3 からの同一音線上における時間的に異なる 2 つのエコー信号に基づいて、生体組織における各部の変位を算出し、これを前記表示画像作成部 6 へ出力する。

【 0 0 2 9 】

前記表示画像作成部 6 は、生体組織の各部について、前記エコー情報処理部 4 からのエコー強度と前記弾性情報処理部 5 からの変位とに対応する画像作成情報を特定し、表示画像を作成する。例えば、エコー強度が前記第一閾値 T H 1 未満である場合は、前記第一区画 D 1 の画像作成情報を用いて表示画像が作成される。具体的には、変位に対応する色相情報が特定され、表示画像が作成される。また、エコー強度が前記第一閾値 T H 1 以上である場合は、変位が第二閾値 T H 2 以下である場合は第二区画 D 2 の画像作成情報を用いて表示画像が作成される。具体的には、赤の色相情報が付与され表示画像が作成される。一方、エコー強度が前記第一閾値 T H 1 以上である場合に、変位が第二閾値 T H 2 よりも大きい場合は第三区画 D 3 の画像作成情報を用いて表示画像が作成される。具体的には、エコー強度に対応する輝度情報が特定され、表示画像が作成される。

【 0 0 3 0 】

前記表示画像作成部 6 で作成された表示画像は、前記表示部 7 に表示される。表示画像の具体例について、図 3 ~ 図 5 に基づいて説明する。図 3 ~ 図 5 は、表示画像の一例を示す図である。

【 0 0 3 1 】

まず、図 3 に基づいて説明する。図 3 は、前記第一閾値 T H 1 未満のエコー強度になっている低エコー領域よりも、生体組織の硬化領域が小さくなっている場合（低エコー領域の一部に生体組織の硬化領域が存在している場合）の表示画像を示す図である。符号 R D で示す大きな楕円が前記第一閾値 T H 1 未満のエコー強度になっている低エコー領域であり、符号 R D H で示す小さな楕円が硬化領域である。また、低エコー領域 R D のにおいて、硬化領域 R D H を除いた領域は、前記第二閾値 T H 2 よりも大きな変位が算出された非硬化領域 R D S である。さらに、低エコー領域 R D の外側の領域 R B は、前記第一閾値 T H 1 以上のエコー強度になっている非低エコー領域である。この非低エコー領域 R B は、図 3 においては、前記第二閾値 T H 2 よりも大きな変位が算出されて非硬化領域 R D S と同じ弾性を有し、硬化していない組織である。

【 0 0 3 2 】

図 3 では、低エコー領域 R D は、前記第一閾値 T H 1 未満のエコー強度になっているため、前記二次元マップ M P の第一区画 D 1 の画像作成情報に基づいて表示画像が作成されている。具体的には、硬化領域 R D H については青で表示され、非硬化領域 R D S については緑で表示されている。また、非低エコー領域 R B は、前記第一閾値 T H 1 以上のエコー強度になっており、なおかつ前記第二閾値 T H 2 よりも大きな変位が算出されているため、前記二次元マップ M P の第三区画 D 3 の画像作成情報に基づいて表示画像が作成され

10

20

30

40

50

、エコー強度に応じた白黒表示がされている。このように、低エコー領域 R D の中における非硬化領域 R D S と、この非硬化領域 R D S と同じ弾性で輝度が異なる非低エコー領域 R B とが異なる表示形態で表示されるので、両者を明確に区別することができる。また、低エコー領域 R 1 の中は弾性に応じた画像が表示され、硬化領域 R 2 を把握することができる。従って、低エコー領域よりも生体組織の硬化領域が小さくなっていることを容易に観察することができる。

【 0 0 3 3 】

一方、図 3 と同様の輝度分布と弾性分布を有する場合に、従来のように B モード画像と弾性画像とを所定の割合で加算した場合、非硬化領域 R D S と非低エコー領域 R B とは、同じ弾性を有するために似た色調になって区別しづらい。例えば、非硬化領域 R D S 及び非低エコー領域 R B における変位が緑に相当する場合、非硬化領域 R D S は、非低エコー領域 R B よりも低輝度であるために、非低エコー領域 R B の緑よりもやや黒っぽい緑で表示されるが、両者をはっきりと区別しづらい。従って、低輝度領域よりも生体組織の硬化領域が小さくなっていることが分かりづらい。

【 0 0 3 4 】

次に、図 4 に基づいて説明する。図 4 は、低エコー領域 R 1 と生体組織の硬化領域が同じ大きさになっている場合の表示画像を示す図である。この場合、非硬化領域 R D S は存在しない。この図 4 では、低エコー領域 R D の全体が青で表示され、また非低エコー領域 R B は、白黒表示がされる。

【 0 0 3 5 】

次に、図 5 に基づいて説明する。図 5 は、低エコー領域 R D よりも生体組織の硬化領域が大きくなっている場合（生体組織の硬化領域が低エコー領域 R D に加えて、前記非低エコー領域にも存在する場合）の表示画像を示す図である。この図 5 において、低エコー領域 R D よりも大きな楕円が、前記第二閾値 T H 2 以下の変位が算出された硬化領域 R H である。この硬化領域 R H には、非低エコー領域 R B が含まれており、硬化領域 R H に含まれる非低エコー領域 R B （硬化領域 R H のうち、低エコー領域 R D を除いた領域）を、硬化非低エコー領域 R B H とする。また、非低エコー領域 R B の中で、硬化非低エコー領域 R B H 以外の領域を非硬化非低エコー領域 R B S とする。この非硬化非低エコー領域 R B S は、前記第二閾値 T H 2 よりも大きな変位が算出された領域である。

【 0 0 3 6 】

図 5 では、低エコー領域 R D は、上記と同様に前記二次元マップ M P の第一区画 D 1 の画像作成情報に基づいて表示画像が作成され、低エコー領域 R D の全体が青で表示される。また、硬化非低エコー領域 R B H については、前記第一閾値 T H 1 以上のエコー強度になっており、なおかつ前記第二閾値 T H 2 以下の変位が算出されているため、前記二次元マップ M P の第二区画 D 2 の画像作成情報に基づいて表示画像が作成され、赤で表示されている。さらに、非硬化非低エコー領域 R B S については、前記第一閾値以上のエコー強度になっており、なおかつ前記第二閾値 T H 2 よりも大きな変位が算出されているため、前記二次元マップ M P の第三区画 D 3 の画像作成情報に基づいて表示画像が作成され、エコー強度に応じた白黒表示がされている。このように、硬化領域 R H の中における低エコー領域 R D と、この低エコー領域 R D と同じ弾性で輝度が異なる硬化非低エコー領域 R B H とが異なる表示形態で表示されるので、両者を明確に区別することができる。また、硬化非低エコー領域 R B H と非硬化非低エコー領域 R B S も異なる表示形態で表示され、両者を明確に区別することができる。従って、低エコー領域よりも生体組織の硬化領域が大きくなっていることを容易に観察することができる。

【 0 0 3 7 】

一方、図 5 と同様の輝度分布と弾性分布を有する場合に、従来のように B モード画像と弾性画像とを所定の割合で加算した場合、低エコー領域 R D と硬化非低エコー領域 R B H とは、同じ弾性を有するために似た色調になって区別しづらい。例えば、低エコー領域 R D 及び硬化非低エコー領域 R B H における変位が青に相当する場合、低エコー領域 R D は、硬化非低エコー領域 R B H よりも低輝度であるために、硬化非低エコー領域 R B H の青

よりもやや黒っぽい青で表示されるが、両者をはっきりと区別しづらい。従って、低輝度領域よりも生体組織の硬化領域が大きくなっていることが分かりづらい。

【 0 0 3 8 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、低エコー領域に対する生体組織の硬化領域の広がり具合を容易に観察することができる。

【 0 0 3 9 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。図 6 は、本発明の第二実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図、図 7 は、図 6 に示す超音波診断装置における弾性画像処理部の詳細構成を示すブロック図、図 8 は、図 6 に示す超音波診断装置における表示画像作成部の詳細構成を示すブロック図である。図 6 において、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詳細な説明を省略する。

【 0 0 4 0 】

図 6 に示す超音波診断装置 2 0 は、前記送受信部 3 からの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 モード画像処理部 2 1 と、前記送受信部 3 からの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処理部 2 2 とを有する。

【 0 0 4 1 】

前記 B モード画像処理部 2 1 は、前記送受信部 3 からの音線毎のエコー信号に対し、対数圧縮、包絡線検波等の信号処理を行って生体組織の各部についてのエコー強度を表す信号を得て、この信号の振幅を輝度値として B モード画像データを作成する。前記 B モード画像処理部 2 1 は、本発明における B モード画像処理手段の実施の形態の一例であり、またエコー情報処理手段の実施の形態の他例である。さらに、本発明におけるエコー強度を表す情報は、本例では輝度情報である。

【 0 0 4 2 】

前記弾性画像処理部 2 2 は、本発明における弾性画像処理手段の実施の形態の一例であり、図 7 に示すように、変位算出部 2 2 1 と弾性画像作成部 2 2 2 とを有する。前記変位算出部 2 2 1 は、前記送受信部 3 からの音線毎のエコー信号に基づいて生体組織の弾性を表す情報として、生体組織における各部の変形による変位を算出する。具体的には、第一実施形態と同様に、同一音線上における時間的に異なる 2 つのエコー信号の相関処理を行って各部の変位を算出する。

【 0 0 4 3 】

また、前記弾性画像作成部 2 2 2 は、前記変位算出部 2 2 1 によって算出された生体組織における各部の変位を色相情報に変換し、変位 (弾性) に応じて異なる色相で表される弾性画像データを作成する。

【 0 0 4 4 】

本例の表示画像作成部 6 は、図 8 に示すように、メモリ 6 0 1、第一画像作成部 6 0 2、第二画像作成部 6 0 3、表示画像選択部 6 0 4 を有する。前記メモリ 6 0 1 には、前記 B モード画像処理部 2 1 からの B モード画像データと、前記弾性画像処理部 2 2 からの弾性画像データとが記憶される。前記第一画像作成部 6 0 1 は、前記メモリ 6 0 1 に記憶された B モード画像データと弾性画像データとを所定の割合で加算して、両画像データが合成された合成画像を作成する。前記第一画像作成部 6 0 2 は、本発明における合成画像作成手段の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 5 】

前記第二画像作成部 6 0 3 は、B モード画像データにおける輝度情報と、弾性画像データにおける変位情報とから、図 2 に示す二次元マップ M P に基づいて、第一実施形態と同様にして画像を作成する。ただし、本例では、図 2 に示す二次元マップ M P の横軸は輝度情報になり、前記第一閾値 T H 1 は輝度値になる。

【 0 0 4 6 】

前記表示画像選択部 6 0 4 は、前記第一画像作成部 6 0 2 によって作成された合成画像と、前記第二画像作成部 6 0 3 によって作成された画像と、前記メモリ 6 0 1 に記憶され

10

20

30

40

50

た B モード画像のいずれかを選択して表示画像とする。そして、前記表示画像選択部 6 0 4 によって選択された表示画像が前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 4 7 】

本例の超音波診断装置 2 0 によっても、第一実施形態と同様の効果を得ることができるほか、前記二次元マップ M P に基づいて作成された画像と、 B モード画像及び弾性画像とが合成された合成画像と、 B モード画像とを任意に選択して表示することができ、多様な診断ニーズに応えることができる。

【 0 0 4 8 】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、この発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、生体組織の弾性を表す情報としては、生体組織の変位の他、生体組織の歪みや弾性率があり、生体組織からのエコー信号に基づいて、生体組織における各部の歪み又は弾性率を算出して上記と同様に弾性画像を作成してもよい。

【 0 0 4 9 】

また、前記表示画像作成部 6 は、図 2 に示す前記二次元マップ M P の代わりに、図 9 に示す二次元マップ M P ' に基づいて前記表示部 7 に表示する表示画像を作成してもよい。この二次元マップ M P ' は、前記第二閾値 T H 2 よりも大きい区画 D 3 ' と、前記第二閾値 T H 2 以下の区画とに分割され、さらにこの第二閾値 T H 2 以下の区画は、前記第一閾値 T H 1 未満の区画 D 1 ' と、前記第一閾値 T H 1 以上の区画 D 2 ' とに分割されている。前記区画 D 3 ' は、本発明における所定の弾性未満の区画に相当し、前記区画 D 1 ' は、本発明における所定の弾性以上であって所定のエコー強度未満の区画に相当し、前記区画 D 2 ' は、本発明における所定の弾性以上であって所定のエコー強度以上の区画に相当する。

【 0 0 5 0 】

前記各区画 D 1 ' ~ D 3 ' には、互いに異なる表示形態の表示画像が作成されるような画像作成情報が設定されている。具体的には、前記区画 D 1 ' の画像作成情報は、青の色相情報であり、前記区画 D 2 ' の画像作成情報は、赤の色相情報である。また、前記区画 D 3 ' の画像作成情報は、エコー強度に応じて異なるように設定されたグレースケール情報であり、エコー強度が小さくなるほど輝度が小さくなり、エコー強度が大きくなるほど輝度が大きくなるグレースケール情報が設定されている。

【 0 0 5 1 】

前記二次元マップ M P ' に基づいて表示画像を作成することにより、低エコー領域よりも生体組織の硬化領域が大きくなっている場合に、図 5 に示すような表示画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 2 】

【図 1】本発明の第一実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】二次元マップの一例を示す図である。

【図 3】表示画像の一例を示す図である。

【図 4】表示画像の一例を示す図である。

【図 5】表示画像の一例を示す図である。

【図 6】本発明の第二実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 7】図 6 に示す超音波診断装置における弾性画像処理部の詳細構成を示すブロック図である。

【図 8】図 6 に示す超音波診断装置における表示画像作成部の詳細構成を示すブロック図である。

【図 9】二次元マップの他例を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 3 】

1, 2 0 超音波診断装置

10

20

30

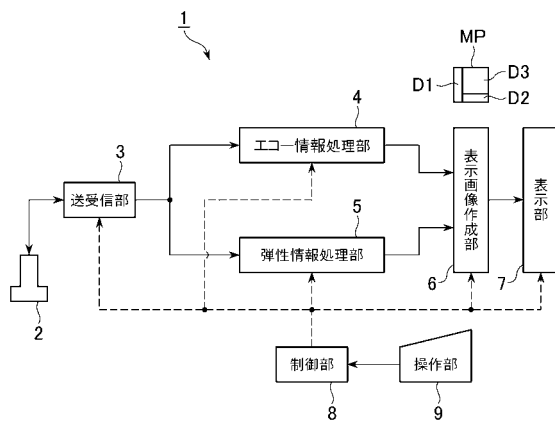
40

50

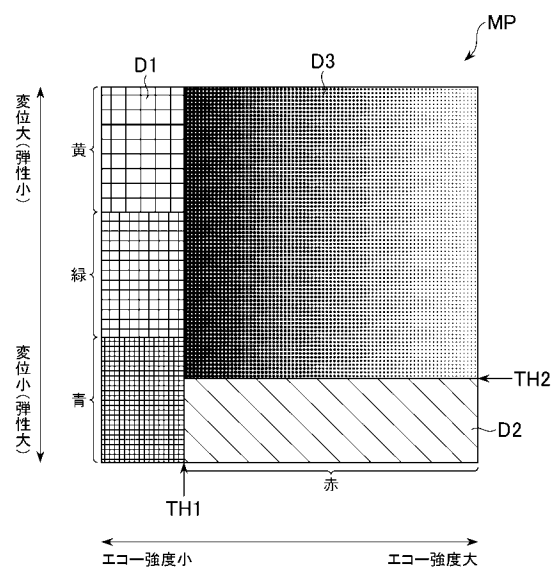
- 4 エコー情報処理部
- 5 弾性情報処理部
- 6 表示画像作成部
- 8 制御部（閾値設定手段）
- 9 操作部（閾値設定手段）
- 2 1 Bモード画像処理部
- 2 2 弾性画像処理部
- 6 0 2 第一画像作成部（合成画像作成手段）
- 6 0 4 表示画像選択部
- M P , M P ' 二次元マップ
- D 1 第一区画
- D 2 第二区画
- D 3 第三区画

10

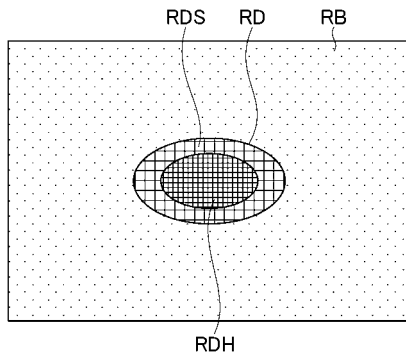
【図 1】



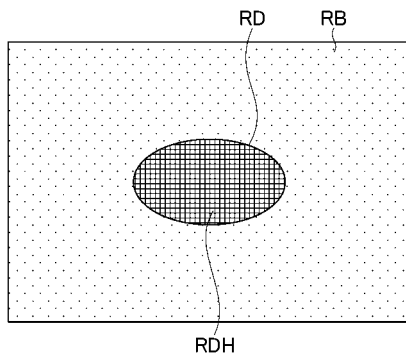
【図 2】



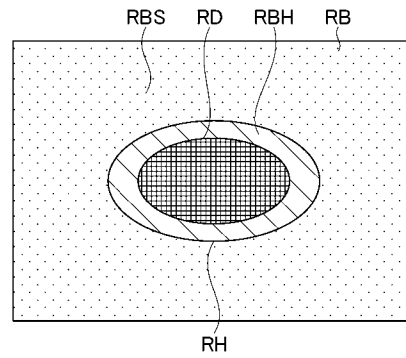
【図 3】



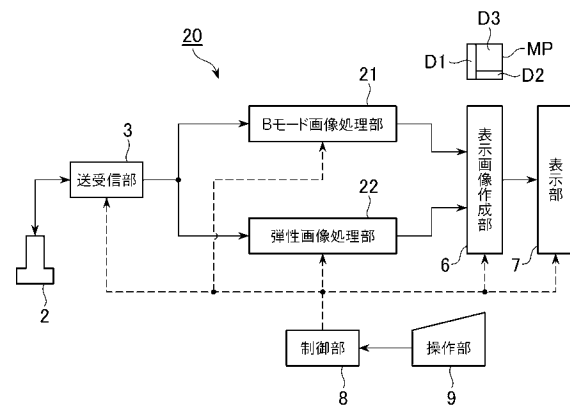
【図 4】



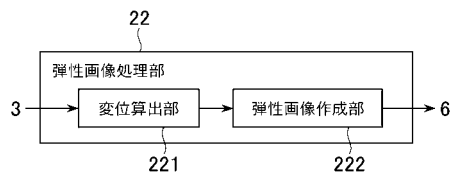
【図 5】



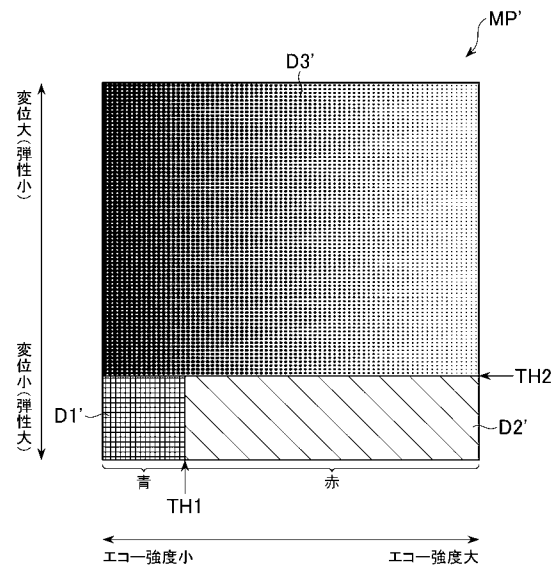
【図 6】



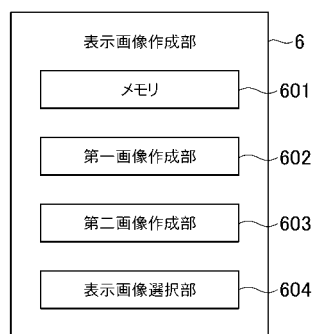
【図 7】



【図 9】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 浩

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

(72)発明者 谷川 俊一郎

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

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 国際公開第2007/083745(WO, A1)

特開2004-337459(JP, A)

特許第3932482(JP, B2)

国際公開第2005/048847(WO, A1)

特表2010-525850(JP, A)

特開2003-010171(JP, A)

特開2005-118152(JP, A)

特開2008-161674(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	JP5334103B2	公开(公告)日	2013-11-06
申请号	JP2008288718	申请日	2008-11-11
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	加藤生 橋本浩 谷川俊一郎		
发明人	加藤 生 橋本 浩 谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/KK02 4C601/KK06 4C601/KK26 4C601/KK27		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2010115241A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

以提供预定的可以更容易地观察身体组织的硬化区的空间扩展对于小于回波强度超声波诊断装置低回声区。第一表示回波强度单轴，代表弹性的二维地图MP到其他单轴，所述下面对应于第一阈值的第一隔室D1预定回波强度的信息的信息被划分成多于一个阈值的部分，还第一阈值或多个隔室被划分成第三隔室D3和对应于预定的弹性低于第二阈值的第二隔室D2中的第二阈值以上Te为，所述每个分区D1，D2，D3被设置图像创建信息作为被创建的显示模式彼此不同的显示图像，是又一个所述第一部分D1，涉及弹性弹性图像的特征在于，它包括：显示图像生成单元6，用于创建基于二维地图MP在其作为被创建的图像生成信息被设置为对应于该信息的显示图像上的显示图像。点域1

【 図 2 】

