

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5345477号

(P5345477)

(45) 発行日 平成25年11月20日(2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月23日(2013.8.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-197497 (P2009-197497)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成21年8月28日(2009.8.28)		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
(65) 公開番号	特開2011-45587 (P2011-45587A)		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
(43) 公開日	平成23年3月10日(2011.3.10)	(74) 代理人	100106541
審査請求日	平成24年5月30日(2012.5.30)		弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	鈴木 陽一
			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	宮川 哲伸
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【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、生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

該物理量算出部で算出された物理量を色相情報に変換して生体組織の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

前記エコー信号に基づく超音波画像を表示する表示部と、

該表示部に表示された超音波画像において関心領域を設定する関心領域設定部と、を備え、

前記物理量算出部は、前記関心領域における物理量と、前記弾性画像データに基づく弾性画像が表示される弾性画像表示領域における物理量とを算出し、

前記弾性画像データ作成部は、前記関心領域について算出された物理量に基づいて前記物理量と色相との対応情報を設定し、前記弾性画像表示領域について算出された物理量を、前記対応情報に基づいて色相情報に変換して弾性画像データの作成を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記弾性画像データ作成部は、前記対応情報として、前記物理量に対応する所定数の色相情報が割り当てられたダイナミックレンジを設定し、該ダイナミックレンジの色相情報に基づいて、色相情報への変換を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記超音波診断装置にあっては、操作者の指示を入力する操作部をさらに備え、
前記関心領域設定部は、前記操作部において入力された指示に基づいて前記関心領域を設定する

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】

前記操作部において入力された指示に基づいて、前記弾性画像表示領域を設定する弾性画像表示領域設定部を備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記関心領域設定部により前記関心領域が再設定された場合、前記物理量算出部は、再設定された前記関心領域における物理量を改めて算出し、また前記弾性画像データ作成部は、改めて算出された物理量に基づいて前記対応情報を設定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。

10

【請求項 6】

前記物理量は、生体組織の変位、歪み又は弾性率のいずれかであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

コンピュータに、

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、生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出機能と、

20

該物理量算出機能で算出された物理量を色相情報に変換して生体組織の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成機能と、

表示部に表示された前記エコー信号に基づく超音波画像において関心領域を設定する関心領域設定機能と、を実行させ、

前記物理量算出機能にあっては、前記関心領域における物理量と、前記弾性画像データに基づく弾性画像が表示される前記弾性画像表示領域における物理量とを算出し、

前記弾性画像データ作成機能にあっては、前記関心領域について算出された物理量に基づいて前記物理量と色相との対応情報を設定し、前記弾性画像表示領域について算出された物理量を、前記対応情報に基づいて色相情報に変換して弾性画像データの作成を行なう

30

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、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及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

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、被検体の生体組織に対し、圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行い、エコー信号を取得する。そして、得られたエコー信号に基づいて、生体組織の各部における弾性に関する物理量を算出し、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。

40

【0003】

弾性画像の作成にあたっては、例えば、先ず前記物理量に対応する所定数の色相情報が割り当てられたダイナミックレンジを設定する。そして、このダイナミックレンジに割り当てられた色相情報に基づいて、算出された物理量を色相情報に変換し弾性画像データを作成する。

【先行技術文献】**【特許文献】**

50

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 7 3 4 1 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

ところで、例えば腫瘍など、弾性を観察したい対象の周囲に R O I (R e g i o n O f I n t e r e s t) を設定し、この R O I について弾性画像を作成する場合は、R O I における前記物理量を算出し、算出された物理量の分布に応じて前記ダイナミックレンジの設定を行なう。

【 0 0 0 6 】

10

ここで、設定された R O I の中に、観察対象外のものが含まれることがある。例えば、肝臓の組織が観察対象である場合に、R O I の中に観察対象外である横隔膜や大血管などが含まれることがある。この場合、前記ダイナミックレンジは、観察対象外である横隔膜や大血管などの弾性に関する物理量も考慮して設定されることになる。ここで、横隔膜や大血管は、肝臓の組織とは弾性が大きく異なるため、R O I の中に横隔膜や大血管が含まれる場合の弾性画像と、R O I に肝臓の組織のみが含まれる場合の弾性画像とでは、同じ硬さの部位であっても異なる色相で表示されることになる。このため、操作者にとって診断が困難になるおそれがあった。

【 0 0 0 7 】

本発明が解決しようとする課題は、容易な診断が可能な弾性画像を表示することができ

20

る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

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、生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、該物理量算出部で算出された物理量を色相情報に変換して生体組織の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記エコー信号に基づく超音波画像を表示する表示部と、該表示部に表示された超音波画像において関心領域を設定する関心領域設定部と、を備え、前記物理量算出部は、前記関心領域における物理量と、前記弾性画像データに基づく弾性画像が表示される弾性画像表示領域における物理量とを算出し、前記弾性画像データ作成部は、前記関心領域について算出された物理量に基づいて前記物理量と色相との対応情報を設定し、前記弾性画像表示領域について算出された物理量を、前記対応情報に基づいて色相情報に変換して弾性画像データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【 0 0 0 9 】

第 2 の観点の発明は、第 1 の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、前記対応情報として、前記物理量に対応する所定数の色相情報が割り当てられたダイナミックレンジを設定し、該ダイナミックレンジの色相情報に基づいて、色相情報への変換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 0 】

40

第 3 の観点の発明は、第 1 又は 2 の観点の発明において、前記超音波診断装置にあっては、操作者の指示を入力する操作部をさらに備え、前記関心領域設定部は、前記操作部において入力された指示に基づいて前記関心領域を設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 1 】

第 4 の観点の発明は、第 3 の観点の発明において、前記操作部において入力された指示に基づいて、前記弾性画像表示領域を設定する弾性画像表示領域設定部を備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【 0 0 1 2 】

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、前記関心領域設定

50

部により前記関心領域が再設定された場合、前記物理量算出部は、再設定された前記関心領域における物理量を改めて算出し、また前記弾性画像データ作成部は、改めて算出された物理量に基づいて前記対応情報を設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

第6の観点の発明は、第1～5のいずれか一の観点の発明において、前記物理量は、生体組織の変位、歪み又は弾性率のいずれかであることを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第7の観点の発明は、コンピュータに、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、生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出機能と、該物理量算出機能で算出された物理量を色相情報に変換して生体組織の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成機能と、表示部に表示された前記エコー信号に基づく超音波画像において関心領域を設定する関心領域設定機能と、を実行させ、前記物理量算出機能にあつては、前記関心領域における物理量と、前記弾性画像データに基づく弾性画像が表示される前記弾性画像表示領域における物理量とを算出し、前記弾性画像データ作成機能にあつては、前記関心領域について算出された物理量に基づいて前記物理量と色相との対応情報を設定し、前記弾性画像表示領域について算出された物理量を、前記対応情報に基づいて色相情報に変換して弾性画像データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、前記弾性画像表示領域とは別に設定された関心領域の弾性を基準に弾性画像データを作成することができる。すなわち、前記関心領域について算出された物理量に基づいて前記物理量と色相との対応情報が設定され、この対応情報に基づいて前記弾性画像表示領域の弾性画像データが作成される。従って、例えば弾性画像表示領域における生体組織の弾性の分布度合いにかかわらず、弾性画像において、同じ硬さの部位は同一の色相で表示される。これにより、容易な診断が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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における弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置における制御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作用の一例を示すフローチャートである。

【図5】Bモード画像が表示された表示部を示す図である。

【図6】Bモード画像に第一の領域が設定された状態の表示部を示す図である。

【図7】色相情報変換グラフ及び第一変位分布グラフを示す図である。

【図8】色相情報変換グラフの説明図である。

【図9】Bモード画像に第二の領域が設定された状態の表示部を示す図である。

【図10】色相情報変換グラフ、第一変位分布グラフ及び第二変位分布グラフを示す図である。

【図11】第二の領域に弾性画像が表示された状態の表示部を示す図である。

【図12】色相情報変換グラフ、第一変位分布グラフ及び二つの第二変位分布グラフを示す図である。

【図13】実施形態の変形例において、Bモード画像に第一の領域と第二の領域が設定された状態の表示部を示す図である。

【図14】実施形態の変形例における色相情報変換グラフ、第一変位分布グラフ及び第二変位分布グラフを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態について図 1 ~ 図 12 に基づいて詳細に説明する。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 モード画像処理部 4、弾性画像処理部 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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

前記 B モード画像処理部 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。

【0021】

前記弾性画像処理部 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。前記弾性画像処理部 5 は、後述する第二の領域 R2 について弾性画像データを作成する。

【0022】

前記弾性画像処理部 5 についてもう少し詳しく説明すると、この弾性画像処理部 5 は、図 2 に示すように物理量算出部 51 及び弾性画像データ作成部 52 を有する。前記物理量算出部 51 は、前記送受信部 3 から出力された音線毎のエコー信号に基づいて、生体組織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の各部における変形による変位（以下、単に「変位」と云う）を算出する（物理量算出機能）。例えば、前記物理量算出部 51 は、同一音線上における時間的に異なる二つのエコー信号の相関処理を行って変位の算出を行う。前記物理量算出部 51 は、本発明における物理量算出部の実施の形態の一例である。

【0023】

前記物理量算出部 51 は、後述する第一の領域 R1 における各部の変位 X1 と、前記第二の領域 R2 における各部の変位 X2 とを算出する。前記第一の領域 R1 及び前記第二の領域 R2 における各部の変位は、各画素毎に算出される。

【0024】

前記弾性画像データ作成部 52 は、前記第二の領域 R2 について前記物理量算出部 51 によって算出された変位 X2 を色相情報に変換し、弾性画像データを作成する（弾性画像データ作成機能）。前記弾性画像データ作成部 52 は、後述するダイナミックレンジ DR の色相情報に基づいて、色相情報への変換を行なう。詳細は後述する。前記弾性画像データ作成部 52 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。また、前記ダイナミックレンジ DR は、本発明における物理量と色相との対応情報の実施の形態の一例である。

【0025】

前記 B モード画像処理部 4 で作成された B モード画像データと、前記弾性画像処理部 5 で作成された弾性画像データは、前記合成部 6 で合成される。具体的には、この合成部 6 は、前記 B モード画像データと前記弾性画像データとを加算処理し、前記表示部 7 に表示する合成画像データを作成する。そして、前記合成部 6 で得られた合成画像データは、白黒の 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。ここで、B モード画像、弾性画像及び合成画像を、超音波画像というものとする。

【0026】

10

20

30

40

50

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 3 に示すように、前記第一の領域 R 1 を設定する第一の領域設定部 8 1 と、前記第二の領域 R 2 を設定する第二の領域設定部 8 2 とを有する。前記各領域設定部 8 1, 8 2 は、前記操作部 9 において入力される操作者の指示に基づいて、前記各領域 R 1, R 2 を設定する。

【0027】

ここで、前記第一の領域 R 1 は、後述するようにダイナミックレンジ DR を設定するために生体組織における各部の変位 X 1 を算出する領域であり、本発明における関心領域の実施の形態の一例である。そして、前記第一領域設定部 8 1 は、本発明における関心領域設定部の実施の形態の一例である。また、前記第一の領域 R 1 を設定する機能 (第一の領域設定機能) は、本発明における関心領域設定機能の実施の形態の一例である。

10

【0028】

また、前記第二の領域 R 2 は、弾性画像データを作成する領域であり、弾性画像が表示される領域である。この第二の領域 R 2 は、本発明における弾性画像表示領域の実施の形態の一例であり、前記第二の領域設定部 8 2 は、本発明における弾性画像表示領域設定部の実施の形態の一例である。

【0029】

また、その他にも、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、上述の物理量算出機能、弾性画像データ作成機能及び第一の領域設定機能を始めとする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。

20

【0030】

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、操作者は前記ポインティングデバイスなどを用いて、前記第一の領域 R 1 又は前記第二の領域 R 2 の設定位置や範囲を指示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。

【0031】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について図 4 のフローチャートを用いて説明する。ただし、この図 4 に示すフローチャートは一例であり、このフローに限られるものではない。

30

【0032】

まず、図 4 のステップ S 1 では、前記超音波プローブ 2 において超音波の送受信を行なって B モード画像データを作成し、この B モード画像データに基づく B モード画像 BG を図 5 に示すように前記表示部 7 に表示させる。

【0033】

ちなみに、前記超音波プローブ 2 においては、この超音波プローブ 2 によって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なう。この超音波の送受信にあつては、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送受信と、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送受信とが別々に行なわれる。

【0034】

本例では、肝臓について超音波の送受信を行なったものとする。前記 B モード画像 BG において、符号 Z は肝臓の組織以外の組織 (例えば横隔膜や大血管) を示している。

40

【0035】

次に、ステップ S 2 において、操作者は、図 6 に示すように B モード画像 BG (本発明の超音波画像の一例) において第一の領域 R 1 を設定する。この第一の領域 R 1 は肝臓の組織のみが含まれている。次に、ステップ S 3 では、前記物理量算出部 5 1 は、前記第一の領域 R 1 における各部の変位 X 1 を算出する。

【0036】

ステップ S 3 において前記変位 X 1 が算出されると、前記弾性画像データ作成部 5 2 は、ステップ S 4 において、図 7 に示すようにダイナミックレンジ DR からなる色相情報変

50

換グラフGを設定する。詳しく説明すると、この図7において、符号Aは前記第一の領域R1について算出された各部の変位 X_1 の一フレーム分の分布を示す第一変位分布グラフである。この第一変位分布グラフAにおいて横軸は変位を表し縦軸は度数を表している。また、 X_{1MIN} は変位の最小算出値であり、 X_{1MAX} は変位の最大算出値である。本例では、前記ダイナミックレンジDRは前記最小算出値 X_{1MIN} から前記最大算出値 X_{1MAX} までの間に設定される。

【0037】

前記色相情報変換グラフGは、後述するように第二の領域R2について算出された変位を色相情報に変換するためのグラフであり、横軸は変位を表し縦軸は色相情報を表す。この色相情報変換グラフGを用いることにより、前記物理量算出部51によって算出された変位が色相情報に変換される。

10

【0038】

ここで、前記色相情報変換グラフGについて図8に基づいて詳細に説明する。この図8に示す前記色相情報変換グラフGにおいて、縦軸の色相情報としては、変位に対応するM個の色相情報、すなわち色相1、色相2、・・・、色相Mを有しており、前記ダイナミックレンジDRに、M個（例えば $M=256$ ）の色相情報が割り当てられている。そして、前記ダイナミックレンジDRに割り当てられたM個の色相情報に基づいて、変位が色相情報に変換される。例えば、前記最小算出値 X_{1MIN} と変位 X_{11} との間の変位が色相1に変換され、変位 X_{11} と変位 X_{12} との間の変位が色相2に変換され、変位 X_{1N} と最大算出値 X_{1MAX} との間の変位が色相Mに変換されるようになっている。

20

【0039】

ここで、前記ダイナミックレンジDRは、前記色相情報変換グラフGにおいて傾きを有する部分であり、このダイナミックレンジDRの範囲では、上述のように変位に応じて段階的に異なる色相情報に変換される。ただし、図7では、前記色相情報変換グラフGの全範囲がダイナミックレンジDRになっているが、前記色相情報変換グラフGが水平な部分を有する場合もある。例えば、後述の説明で示す図10のように、前記最小算出値 X_{1MIN} 以下の変位については、前記色相情報変換グラフGは水平になる。この水平部分にあたる変位については、前記最小算出値 X_{1MIN} と変位 X_{11} の間と同一の色相1に変換される。

【0040】

30

次に、ステップS5では、図9に示すようにBモード画像BGにおいて第二の領域R2を設定する。この第二の領域R2には、肝臓の組織以外の組織Zが含まれている。次に、ステップS6では、前記物理量算出部51が前記第二の領域R2における各部の変位 X_2 を算出する。

【0041】

図10に、前記第二の領域R2について算出された各部の変位 X_2 の一フレーム分の分布を示す第二変位分布グラフBを示す。この第二変位分布グラフBは、前記第一変位分布グラフAとは異なる分布になっている。具体的には、最小算出値 X_{2MIN} から最大算出値 X_{2MAX} までの範囲の分布になっており、前記最小算出値 X_{2MIN} から前記最小算出値 X_{1MIN} までの間は、前記ダイナミックレンジDRから外れている。

40

【0042】

次に、ステップS7では、前記第二の領域R2について算出された各部の変位 X_2 を、前記色相情報変換グラフGを用いて色相情報に変換し、前記第二の領域R2について弾性画像データを作成する。この時、前記最小算出値 X_{2MIN} から前記最小算出値 X_{1MIN} までの間は、前記色相情報変換グラフGは水平となり、色相1への変換が行なわれる。

【0043】

ステップS7において弾性画像データが作成されると、ステップS8ではこの弾性画像データとBモード画像データとが加算され、弾性画像EGとBモード画像BGとが合成された合成画像CGが前記表示部7に表示される。これにより、図11に示すように、前記第二の領域R2には、カラーの弾性画像EGが白黒のBモード画像BG上に半透明で表示

50

される。

【 0 0 4 4 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、前記第一の領域 R 1 における生体組織の弾性を基準にした弾性画像データの作成が可能である。すなわち、弾性画像表示領域である前記第二の領域 R 2 とは異なる部分に前記第一の領域 R 1 が設定され、この第一の領域 R 1 について算出された各部の変位 X 1 に基づいて、前記ダイナミックレンジ D R が設定される。そして、このダイナミックレンジ D R の色相情報に基づいて前記第二の領域 R 2 の弾性画像データが作成される。従って、前記第二の領域 R 2 における生体組織の弾性の分布度合いにかかわらず、弾性画像 E G において、同じ硬さの部位は同一の色相で表示される。この点について、具体的に図 1 2 に基づいて説明する。

10

【 0 0 4 5 】

図 1 2 において、符号 B ' は、前記第二の領域 R 2 とは異なる部分や大きさで第二の領域 R 2 ' (図示省略) を設定した場合に、この第二の領域 R 2 ' について算出された各部の変位 X 2 ' の一フレーム分の分布を示す第二変位分布グラフである。この第二変位分布グラフ B ' は、前記第二変位分布グラフ B とは異なる分布になっている。しかし、第二変位分布グラフ B の分布を有する第二の領域 R 2 も、第二変位分布グラフ B ' の分布を有する第二の領域 R 2 ' も、前記第一の領域 R 1 について算出された変位 X 1 によって設定された色相情報変換グラフ G を用いて弾性画像データが作成される。従って、例えば変位 X X に着目すると、第二の領域 R , R ' と同じ色相 N に変換される。

20

【 0 0 4 6 】

以上より、弾性画像 E G を表示させる領域 (前記第二の領域 R 2) を変えても、弾性画像 E G において、同じ硬さの部位は同一の色相で表示される。従って、容易な診断が可能になる。

【 0 0 4 7 】

また、前記第一の領域 R 1 を、弾性画像 E G の観察対象 (例えば肝臓の組織) のみを含むように設定することで、観察対象外 (例えば、横隔膜や大血管) の変位の情報を除外してダイナミックレンジ D R が設定される。これにより、診断に適した弾性画像 E G を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

次に、変形例について説明する。この変形例では、一旦設定された前記第一の領域 R 1 の大きさや設定部分を変更することにより、前記第一の領域 R 1 の再設定を行なってもよい。この再設定において、前記第一の領域 R 1 の大きさや設定部分を適宜設定することで、より診断に適した弾性画像 E G を得ることができる。

30

【 0 0 4 9 】

例えば、図 1 3 に示すように、一旦設定された前記第一の領域 R 1 に代えて、第一の領域 R 1 ' を設定する。この第一の領域 R 1 ' は、大きさ及び設定部分が、前記第一の領域 R 1 とは異なっており、肝臓の組織以外の組織 Z の部分に設定されている。一方、前記第二の領域 R 2 は、上述と同じ大きさ及び部分に設定されている。

【 0 0 5 0 】

前記第一の領域 R 1 ' の設定について説明する。例えば、前記第一の領域 R 1 を設定して図 1 1 に示すように前記第二の領域 R 2 について弾性画像 E G を観察した後、前記合成画像 C G をフリーズし、フリーズ画像上において前記第一の領域 R 1 に代えて前記第一の領域 R 1 ' を設定してもよい。また、前記合成画像 C G をフリーズせずに、リアルタイムの合成画像 C G 上において前記第一の領域 R 1 に代えて前記第一の領域 R 1 ' を設定してもよい。

40

【 0 0 5 1 】

前記第一の領域 R 1 ' が設定されると、この第一の領域 R 1 ' における各部の変位 X 1 ' が算出される。前記第一の領域 R 1 ' における各部の変位 X 1 ' の一フレーム分の分布を示す第一変位分布グラフ A ' を図 1 4 に示す。この第一変位分布グラフ A ' は、図 1 0 に示す前記第一変位分布グラフ A と比べて変位が小さい範囲の分布になっており、最小算

50

出値 X_{1_MIN} から最大算出値 X_{1_MAX} までの範囲の分布になっている。

【0052】

前記第一の領域 R_1 が設定されると、前記最小算出値 X_{1_MIN} から前記最大算出値 X_{1_MAX} までの間にダイナミックレンジ DR が設定される。そして、このダイナミックレンジ DR を有する色相情報変換グラフ G を用いて前記第二の領域 R_2 について弾性画像データが作成される。

【0053】

前記最大算出値 X_{1_MAX} から前記最大算出値 X_{2_MAX} までの範囲は、前記ダイナミックレンジ DR から逸脱した範囲となり、この範囲では前記色相情報変換グラフ G が水平になり同一の色相情報に変換される。しかし、前記第二の領域 R_2 に表示された弾性画像 EG において、最大算出値 X_{1_MAX} から前記最大算出値 X_{2_MAX} までの範囲の変位となっている部分の弾性を第一の領域 R_1 の弾性と比較することができる。これにより、容易な診断が可能である。

10

【0054】

前記第一の領域 R_1 の大きさや設定部分は一例であり、操作者は、診断に適する弾性画像 EG を得られるような前記第一の領域 R_1 の大きさや設定部分を適宜決定しその設定を行なう。

【0055】

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、弾性画像 EG を表示する領域である前記第二の領域 R_2 の大きさや設定部分を変更することにより、前記第二の領域 R_2 の再設定を行ってもよい。

20

【0056】

また、前記ダイナミックレンジ DR は、前記最小算出値 X_{1_MIN} から最大算出値 X_{1_MAX} までの間に設定されるものに限られず、前記変位 X_1 の分布（前記第一変位分布グラフ A の分布）に応じて適宜の手法で設定すればよい。例えば、前記ダイナミックレンジ DR は、前記第一の領域 R_1 における各部の変位 X_1 の平均値を算出し、この平均値を基準にして所定の範囲に設定してもよい。

【0057】

また、前記色相情報変換グラフ G は、変位とこれに対応する色相情報とを定めた変換テーブルとして設定されてもよい。

30

【0058】

さらに、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。

【0059】

また、前記第一の領域 R_1 と前記第二の領域とが一部重なっていたり、前記第二の領域 R_2 の中に前記第一の領域 R_1 が含まれていてもよい。

【符号の説明】

【0060】

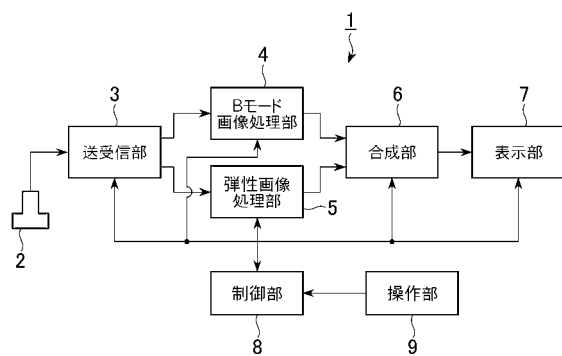
40

- 1 超音波診断装置
- 7 表示部
- 51 物理量算出部
- 52 弾性画像データ作成部
- 81 第一の領域設定部（関心領域設定部）
- 82 第二の領域設定部（弾性画像表示領域設定部）
- R1 第一の領域（関心領域）
- R2 第二の領域（弾性画像表示領域）
- BG Bモード画像（断層画像）
- EG 弾性画像

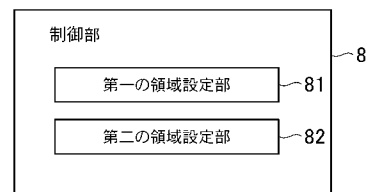
50

D R ダイナミックレンジ

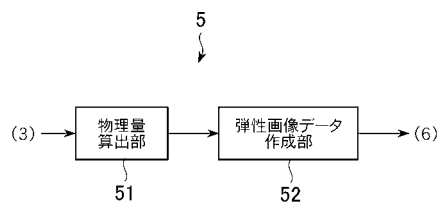
【図 1】



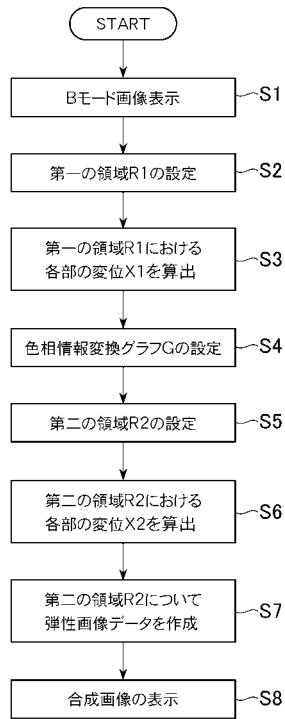
【図 3】



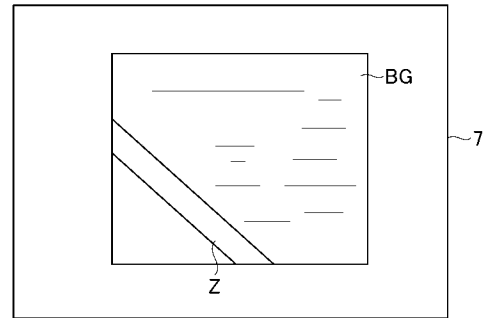
【図 2】



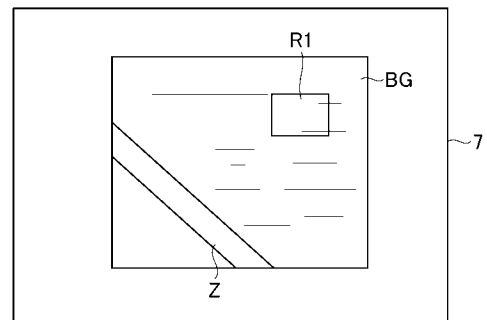
【図 4】



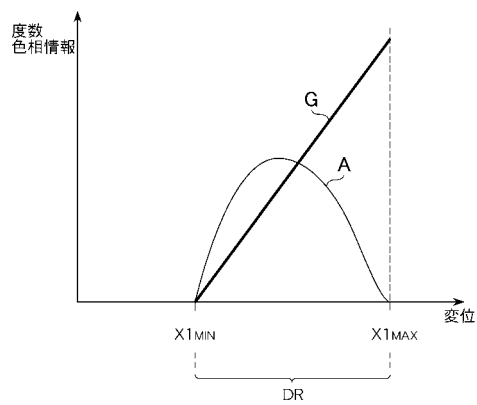
【図 5】



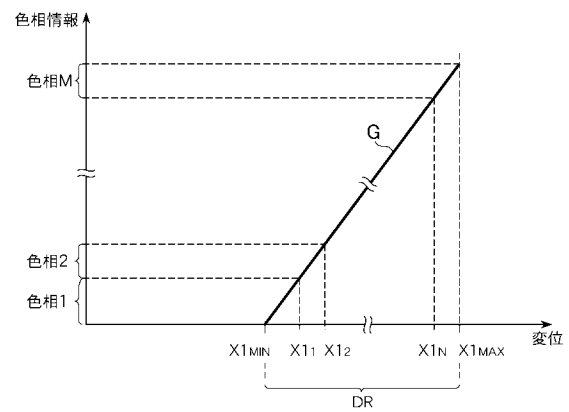
【図 6】



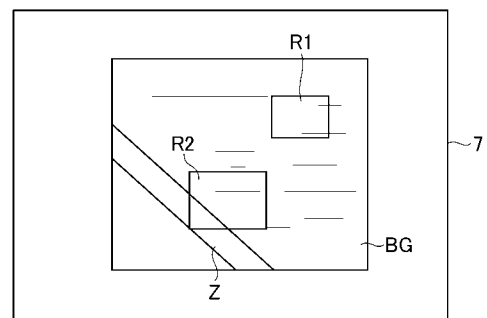
【図 7】



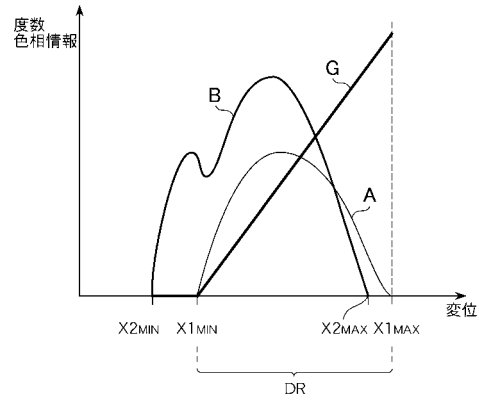
【図 8】



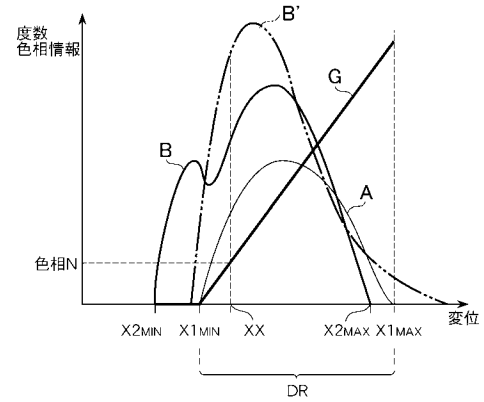
【図 9】



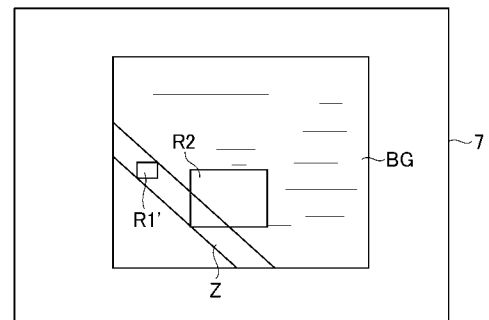
【図 10】



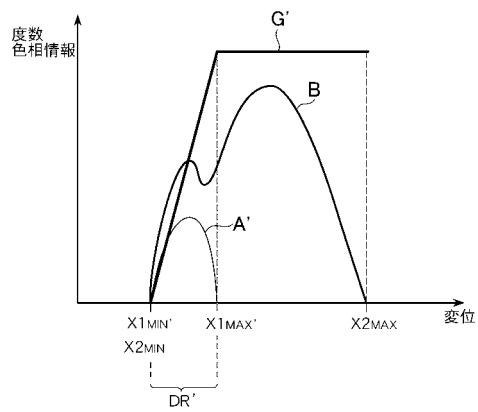
【図 12】



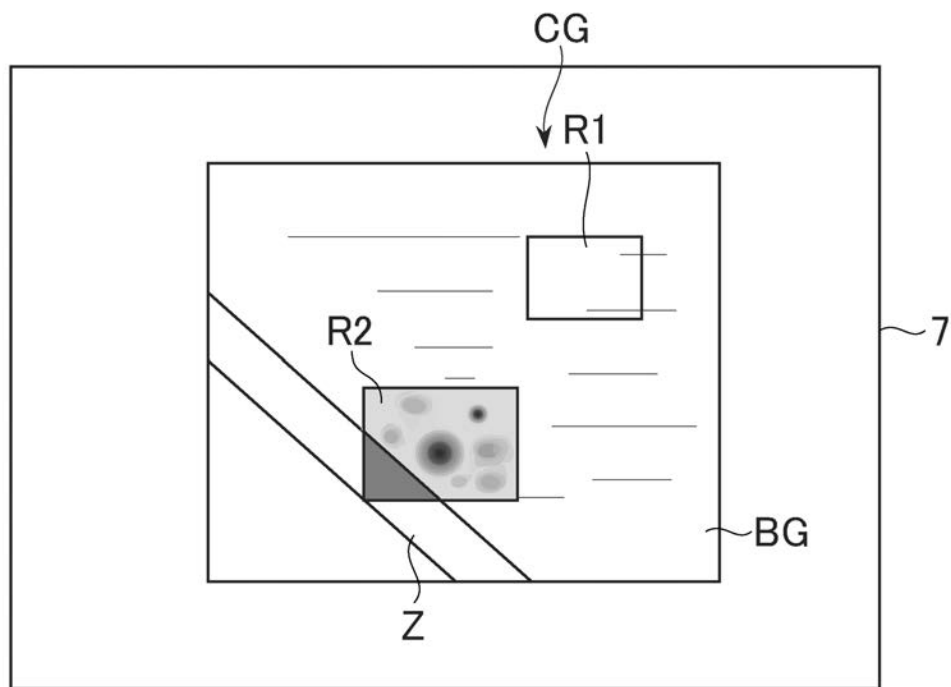
【図 13】



【図 14】



【図 11】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2009/154133(WO,A1)
国際公開第2006/013916(WO,A1)
特開2007-105400(JP,A)
国際公開第2005/122906(WO,A1)
国際公開第2005/048847(WO,A1)
国際公開第2006/106852(WO,A1)
特開2008-284287(JP,A)
特開2000-139914(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5345477B2	公开(公告)日	2013-11-20
申请号	JP2009197497	申请日	2009-08-28
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	鈴木陽一		
发明人	鈴木 陽一		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE22 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2011045587A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够显示易于诊断的弹性图像的超声诊断设备。在B模式图像BG中，提供用于与创建弹性图像数据的第二区域R2分开地设置第一区域R1的关注区域设置部分，并且物理量计算部分51计算物理量计算区域R1中的物理量和第二区域R2中的物理量，并且弹性图像数据创建部分52基于针对第一区域R1计算的物理量来计算区域R1中的物理量和第二区域R2中的物理量。动态范围DR被设置为信息，并且基于动态范围DR将针对第二区域R2计算的物理量转换为色调信息以创建弹性图像数据。The 11

2】

