

(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2014-18561
(P2014-18561A)

(43) 公開日 平成26年2月3日(2014. 2. 3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-162554 (P2012-162554)
(22) 出願日 平成24年7月23日 (2012. 7. 23)

(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 橋本 浩
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

最終頁に続く

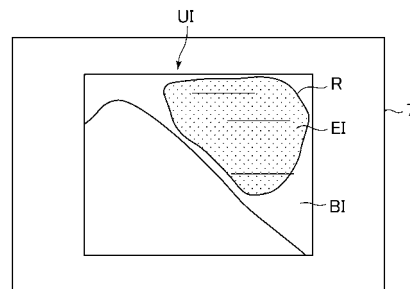
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 生体組織における弾性の分布状態にかかわらず、弾性画像において、同じ弾性を有する部位を同じ表示形態で表示することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 物理量算出部で算出された物理量に対応する表示形態に関する情報を有する弾性画像E Iのデータを作成する弾性画像データ作成部と、表示部7に表示された前記Bモード画像B Iにおいて、操作者の入力に基づいて領域Rを設定する領域設定部と、を備え、前記弾性画像データ作成部は、前記領域設定部によって設定された領域Rにおける物理量の統計的特徴に基づいて、物理量と前記表示形態に関する情報との対応情報を設定し、対応情報に基づいて前記弾性画像E Iのデータを作成するものであり、前記領域設定部は、操作者が前記物理量の統計的特徴の算出に含めたくない部分を除外可能な所望の形状に前記領域Rを設定可能であることを特徴とする。

【選択図】 図3



【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に対応する表示形態に関する情報を有する弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データに基づく弾性画像が、前記生体組織の超音波画像上に表示される表示部と、

該表示部に表示された前記生体組織の超音波画像において、操作者の入力に基づいて領域を設定する領域設定部と、

を備え、

前記弾性画像データ作成部は、前記領域設定部によって設定された領域における物理量の統計的特徴を算出して該統計的特徴に基づいて、前記物理量と前記表示形態に関する情報との対応情報を設定し、該対応情報に基づいて前記弾性画像データを作成しており、

前記領域設定部は、前記超音波画像において、操作者が前記物理量の統計的特徴の算出に含めたくない部分を除外可能な所望の形状に前記領域を設定可能である

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記領域設定部は、超音波の音線方向の縦辺と該縦辺と直交する横辺とからなる矩形以外の形状に前記領域を設定可能であ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】

操作者が前記物理量の統計的特徴の算出に含めたくない部分は、前記弾性画像における観察対象ではない部分及び該観察対象に対する硬さの比較対象ではない部分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】

前記超音波画像に設定された領域の範囲内のみ、前記弾性画像を作成するための超音波を送受信させる送受信ビームフォーマであって、前記領域に基づいて前記超音波の送受信の範囲を設定する送受信ビームフォーマを備えること

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】

前記超音波画像は、リアルタイム画像であ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】

前記物理量算出部で算出された物理量のデータと前記生体組織の超音波画像のデータとを記憶する記憶部を備え、

前記領域設定部は、前記記憶部に記憶されたデータに基づいて前記表示部に表示された超音波画像に前記領域を設定し、

前記弾性画像データ作成部は、前記記憶部に記憶された物理量を用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。

【請求項 7】

前記記憶部には、該記憶部に記憶される超音波画像に設定された前記領域又は超音波の音線方向の縦辺と該縦辺と直交する横辺とからなる矩形領域が記憶され、

前記領域設定部は、前記記憶部に記憶された前記領域又は前記矩形領域が表示された超音波画像に、前記領域の設定の設定を行なう

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】

前記弾性画像は、前記領域内に表示されることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記弾性画像は、前記領域とは別に設定された表示領域に表示されることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

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に対応する表示形態に関する情報を有する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生体組織の超音波画像において、操作者の入力に基づいて領域を設定する領域設定機能と、

を実行させ、

前記弾性画像データ作成機能は、前記領域設定機能によって設定された領域における物理量の統計的特徴を算出して該統計的特徴に基づいて、該物理量と前記表示形態に関する情報との対応情報を設定し、該対応情報に基づいて前記弾性画像データを作成するものであり、

前記領域設定機能は、前記超音波画像において、操作者が前記物理量の統計的特徴の算出に含めたくない部分を除外可能な所望の形状に前記領域を設定可能である

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、被検体における生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を作成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】**

通常の B モード画像と、被検体における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。前記弾性画像は例えば以下のようにして作成される。まず、被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて被検体の弾性に関する物理量を算出する。そして、この物理量に基づいて、弾性に応じた色からなる弾性画像を作成する。

【0003】

弾性画像の作成にあつては、被検体の B モード画像上に設定された領域内における前記物理量の統計的特徴に基づいて、該物理量と色との対応情報を設定する。統計的特徴としては、平均や最大及び最小などが用いられる。そして、前記対応情報に基づいて前記物理量に応じた色を有する弾性画像が作成され、前記領域内に表示される。

【0004】

例えば、弾性画像によって腫瘤を観察したい場合、腫瘤の周囲に領域を設定し、領域内に表示された弾性画像において、周囲の組織の弾性と腫瘤の弾性とを比較することにより診断を行なう。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献 1】特開 2007 - 282932 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

ここで、従来、領域は、音線方向の縦辺と、この縦辺と直交する横辺とからなる矩形でしか領域を設定することができないため、領域内に比較対象外のものが含まれることがある。例えば、肝臓の腫瘤を観察したい場合、領域内に腫瘤との比較対象ではない横隔膜や

10

20

30

40

50

大血管などが含まれる場合がある。また、肩の組織を観察したい場合に、領域内に比較対象外である骨が含まれる場合がある。この場合、比較対象外の物理量も考慮して前記対応情報が設定されて弾性画像が作成される。

【0007】

しかし、横隔膜、大血管及び骨は、観察対象や比較対象とは弾性に関する物理量が大きく異なるため、領域の中にこれら観察対象外や比較対象外のものが含まれる場合の弾性画像と、領域の中にこれら観察対象外や比較対象外のものが含まれない場合の弾性画像とでは、同じ弾性を有する部位であっても異なる色で表示される場合がある。このように、生体組織における弾性の分布状態によって、同じ弾性を有する部位であっても、弾性画像において異なる色で表示されるので、操作者にとって診断が困難になるおそれがあった。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の課題を解決するためになされた発明は、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、この物理量算出部で算出された物理量に対応する表示形態に関する情報を有する弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づく弾性画像が、前記生体組織の超音波画像上に表示される表示部と、この表示部に表示された前記生体組織の超音波画像において、操作者の入力に基づいて領域を設定する領域設定部と、を備え、前記弾性画像データ作成部は、前記領域設定部によって設定された領域における物理量の統計的特徴を算出してこの統計的特徴に基づいて、前記物理量と前記表示形態に関する情報との対応情報を設定し、該対応情報に基づいて前記弾性画像データを作成しており、前記領域設定部は、前記超音波画像において、操作者が前記物理量の統計的特徴の算出に含めたくない部分を除外可能な所望の形状に前記領域を設定可能であることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【発明の効果】

【0009】

上記観点の発明によれば、操作者が物理量の統計的特徴の算出に含めたくない部分を除外可能な所望の形状に領域を設定することができる。これにより、生体組織における弾性の分布状態にかかわらず、弾性画像において、同じ弾性を有する部位を同じ表示形態で表示することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【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における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】表示部に表示された合成超音波画像の一例を示す図である。

【図4】表示部に表示されたBモード画像の一例を示す図である。

【図5】表示部に設定された領域内の歪みの分布と色変換テーブルとを示す図である。

【図6】領域の設定を説明するための図である。

【図7】図6に示す領域の統計的特徴に基づいて設定された色変換テーブルと、図8に示す領域の統計的特徴に基づいて設定された色変換テーブルを示す図である。

40

【図8】音線方向の縦辺とこの縦辺と直交する横辺とからなる矩形の領域が設定された合成超音波画像を示す図である。

【図9】弾性画像を作成するための超音波の送受信の範囲を説明する図である。

【図10】第一実施形態の変形例において表示部に表示された合成超音波画像の一例を示す図である。

【図11】第一実施形態の変形例において、血管の拍動を利用した弾性画像の作成を説明する図である。

【図12】第一実施形態の変形例において、音線方向の縦辺とこの縦辺と直交する横辺とからなる矩形の領域が設定された超音波画像を示す図である。

50

【図 1 3】第二実施形態の変形例において、前回の画像に設定された領域内に新たに設定された領域を示す図である。

【図 1 4】第二実施形態の変形例において、前回の画像に設定された領域内に新たに設定された領域に弾性画像が表示された表示部を示す図である。

【図 1 5】表示部に表示された超音波画像の他例を示す図である。

【図 1 6】色変換テーブルの他例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。

(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、送受信ビームフォーマ 3、B モードデータ作成部 4、物理量データ作成部 5、表示制御部 6、表示部 7、操作部 8、制御部 9 及び記憶部 10 を備える。

【0012】

前記超音波プローブ 2 は、被検体に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。この超音波プローブ 2 における超音波の送受信面を体表面に当接させた状態で、例えば圧迫と弛緩を繰り返したりして、被検体の生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なってエコー信号が取得される。

【0013】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、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。また、前記送受信ビームフォーマ 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。前記送受信ビームフォーマ 3 で信号処理されたエコーデータは、前記 B モードデータ作成部 4 及び前記物理量データ作成部 5 へ出力される。前記送受信ビームフォーマ 3 は、本発明における送受信ビームフォーマの実施の形態の一例である。

【0014】

前記 B モードデータ作成部 4 は、前記送受信ビームフォーマ 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。B モードデータは、前記記憶部 10 に記憶されてもよい。

【0015】

前記物理量データ作成部 5 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに基づいて、被検体における各部の弾性に関する物理量を算出して物理量データを作成する(物理量算出機能)。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画素毎に算出し、一フレーム分の物理量データを作成する。前記物理量データ処理部 5 は、前記弾性に関する物理量として、本例では歪みを算出する。すなわち、前記物理量データは歪みのデータである。前記物理量データ処理部 5 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り、また前記物理量算出機能は本発明における物理量算出機能の実施の形態の一例である。

【0016】

前記物理量データは、前記記憶部 10 に記憶されてもよい。

【0017】

前記表示制御部 6 には、前記 B モードデータ作成部 4 からの B モードデータ及び前記物理量データ作成部 5 からの物理量データが入力されるようになっている。前記表示制御部 6 は、図 2 に示すように、B モード画像データ作成部 61、弾性画像データ作成部 62、合成画像表示制御部 63 及び領域設定部 64 を有している。

【0018】

前記 B モード画像データ作成部 61 は、前記 B モードデータについてスキャンコンバー

10

20

30

40

50

タ (scan converter) による走査変換を行ない、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有する B モード画像データに変換する。前記 B モード画像データは例えば 256 階調の輝度に関する情報を有する。

【0019】

前記弾性画像データ作成部 62 は、前記物理量データを色に関する情報に変換するとともに、スキャンコンバータによる走査変換を行ない、歪みに応じた色に関する情報を有するカラー弾性画像データを作成する (カラー弾性画像データ作成機能)。前記カラー弾性画像データは、例えば 256 階調の色に関する情報を有する。前記弾性画像データ作成部 62 は、物理量データを階調化し、各階調に割り当てられた色に関する情報からなるカラー弾性画像データを作成する。詳細は後述する。前記弾性画像データ作成部 62 は、本発明における弾性画像作成部の実施の形態の一例であり、前記カラー弾性画像データは、本発明において物理量に対応する表示形態に関する情報を有する弾性画像のデータの実施の形態の一例である。表示形態に関する情報は、本例では色に関する情報である。また、前記カラー弾性画像データ作成機能は、本発明における弾性画像作成機能の実施の形態の一例である。

10

【0020】

前記合成画像表示制御部 63 は、前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データを合成し、前記表示部 7 に表示する合成超音波画像の画像データを作成する。また、前記合成画像表示制御部 63 は、前記画像データを、B モード画像と弾性画像とが合成された合成超音波画像として前記表示部 7 に表示させる。前記弾性画像は、前記 B モード画像に設定された領域 R 内に表示される。詳細は後述する。

20

【0021】

B モード画像は、本発明において、領域が設定される対象となる超音波画像の実施の形態の一例である。本発明において領域が設定される対象となる超音波画像は、弾性画像が表示される背景となる画像であり、B モード画像のように生体組織の構造を認識することができる画像である。

【0022】

前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データは、前記記憶部 10 に記憶されてもよい。また、前記合成超音波画像の画像データは、前記記憶部 10 に記憶されてもよい。

30

【0023】

前記領域設定部 64 は、前記操作部 8 における操作者の入力に基づいて、前記表示部 7 に表示された B モード画像上に前記領域 R を設定する (領域設定機能)。前記領域設定部 64 は、本発明における領域設定部の実施の形態の一例である。また、前記領域設定機能は、本発明における領域設定機能の実施の形態の一例である。

【0024】

前記表示部 7 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) などで構成される。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。

【0025】

前記操作部 8 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。

40

【0026】

前記制御部 9 は、CPU (Central Processing Unit) で構成される。この制御部 9 は、前記記憶部 10 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記物理量算出機能、前記カラー弾性画像データ作成機能及び前記領域設定機能をはじ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。

【0027】

前記記憶部 10 は、例えば HDD (Hard Disk Drive)、又は RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memo

50

r y)などの半導体メモリである。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。

【0028】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。前記送受信ビームフォーマ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る。前記送受信ビームフォーマ3は、Bモード画像を作成するための超音波と、弾性画像を作成するための超音波とを交互に送信させてもよい。前記超音波プローブ2から送信された超音波のエコー信号は、前記超音波プローブ2によって受信される。この超音波の送受信時には、何らかの手法によって生体組織が変形される。生体組織を変形させる手法としては、例えば前記超音波プローブ2により、生体組織への圧迫とその弛緩を繰り返す手法などが挙げられる。

10

【0029】

エコー信号が取得されると、前記Bモードデータ作成部4がBモードデータを作成し、前記物理量データ作成部5が歪みを算出して物理量データを作成する。さらに、前記Bモード画像データ作成部61が、前記Bモードデータに基づいてBモード画像データを作成し、前記弾性画像データ作成部62が、前記物理量データに基づいてカラー弾性画像データを作成する。そして、前記合成画像表示制御部63が、図3に示すように、前記Bモード画像データに基づくBモード画像BI及び前記カラー弾性画像データに基づく弾性画像EIが合成された合成超音波画像UIを前記表示部7に表示させる。合成超音波画像UIは、リアルタイム画像である。前記弾性画像EIは、領域R内に表示される(ドット(dot)で示されている)。ただし、先ず前記表示部7には、図4に示すようにBモード画像BIが表示され、このBモード画像BIに前記領域Rが設定されると、この領域R内に前記弾性画像EIが表示される。

20

【0030】

前記カラー弾性画像データの作成について説明する。弾性画像データ作成部62は、歪みと色との対応情報に基づいて、前記物理量データを色に関する情報に変換することにより、物理量に対応する色に関する情報からなる前記カラー弾性画像データを作成する。

【0031】

前記弾性画像データ作成部62は、前記領域Rにおける歪みの統計的特徴に基づいて前記対応情報を設定する。この対応情報の設定について図5に基づいて説明する。図5において、符号Dは、前記物理量データ作成部5によって算出された歪みの分布を示す歪み分布グラフである。この歪み分布グラフDは、ある一フレームにおける前記領域R内の歪みの分布である。

30

【0032】

本例では、前記弾性画像データ作成部62は、前記分布Dにおける歪みの平均値Stavを算出し、この歪みの平均値Stavを基準にして、所定の歪みの範囲Xを設定し、この範囲Xを所定の階調数に階調化する色変換テーブルTAを前記対応情報として設定する。詳細に説明する。前記所定の歪みの範囲Xは、前記歪みの平均値Stavを中央値とする範囲に設定される。また、前記色変換テーブルTAには、それぞれの階調に異なる色が割り当てられている。階調数は、例えば0~255までの256階調である。前記色変換テーブルTAは、前記範囲Xが256階調に階調化され(前記色変換テーブルTAの傾き部分TA1)、前記範囲Xに含まれない歪みについては、階調0又は階調255に階調化する(前記色変換テーブルTAの水平部分TA2)。

40

【0033】

前記弾性画像データ作成部62は、前記色変換テーブルTAをフレーム毎に設定してもよい。

【0034】

次に、前記領域Rの設定について説明する。この領域Rは、操作者が前記操作部8のトラックボールなどを操作することによって設定される。操作部8からの信号に基づいて、前記領域設定部64が前記領域Rを設定する。前記領域設定部64は、操作者が色変換テ

50

ーブルT Aを設定するための統計的特徴の算出に含めたくない部分を除外可能な所望の形状に前記領域Rを設定することができる。従って、音線方向の縦辺とこの縦辺と直交する横辺とからなる矩形以外の形状に、前記領域Rを設定することが可能である。

【0035】

ここで、診断に有用な弾性画像が得られるように、前記領域Rは、弾性画像EIにおいて硬さを観察したい観察対象（例えば腫瘍）と、この観察対象の周囲の部分であって観察対象と硬さを比較したい部分（例えば正常組織）とを含むように設定されることが望ましい。従って、前記色変換テーブルT Aを設定するための統計的特徴の算出に含めたくない部分は、観察対象ではない部分及び観察対象に対する硬さの比較対象ではない部分である。

10

【0036】

例えば、操作者は、図6に示すBモード画像BIにおいて、縦線で示した部分P 1の硬さを知りたいと仮定する。斜線で示した部分P 2は骨など硬い部分であるとする。この場合、操作者は、部分P 2を除外するように前記領域Rを設定する。この領域R内の歪みの分布における歪みの平均値S t a v 1を基準にして歪みの範囲X 1を設定することにより設定された色変換テーブルT A 1（実線）を図7に示す。

【0037】

一方、図8に示すように、もしも音線方向の縦辺とこの縦辺と直交する横辺とからなる矩形の領域R しか設定できないとすると、領域R 内に部分P 2が入ってしまう。この領域R 内の歪みの分布における歪みの平均値S t a v 2を基準にして歪みの範囲X 2を設定することにより設定された色変換テーブルT A 2を前記図7に示す（破線）。

20

【0038】

領域R 内には骨などの硬い部分P 2が含まれているために、平均値S t a v 2は平均値S t a v 1よりも小さくなっている。これにより、前記色変換テーブルT A 1と前記色変換テーブルT A 2とでは、同じ歪みであっても異なる色に変換される。例えば、図7に示された歪みS tは、前記色変換テーブルT A 1では色C 1に変換され、前記色変換テーブルT A 2では前記色C 1とは異なる色C 2に変換される。従って、領域R を設定した場合の弾性画像EI（図示省略）において、前記部分P 1は、前記領域Rを設定した場合の弾性画像EIよりも軟らかめの色で表示されてしまう。しかし、本例では、音線方向の縦辺とこの縦辺と直交する横辺とからなる矩形の形状以外の形状に前記領域Rを設定することができる。従って、観察対象ではない部分及び観察対象に対する比較対象ではない部分が除外されるように前記領域を設定することができるので、弾性の分布状態に関わらず、前記弾性画像において同じ弾性を有する部位は同じ色で表示させることができる。

30

【0039】

ちなみに、前記領域設定部6 4は、図9に示すように、破線で示す音線方向と直交する方向における前記領域Rの両端部e 1, e 2を検出してもよい。そして、前記送受信ビームフォーマ3は、弾性画像を作成するための超音波の送受信を、前記領域設定部6 4で検出された両端部e 1, e 2の間のみ行ってもよい。

【0040】

次に、第一実施形態の変形例について図10に基づいて説明する。図10に示されたBモード画像BIにおいて、符号b 1は血管を示しており、斜線部分を示す符号p 1はプラーク（p l a q u e）を示している。操作者は、プラークp 1の周囲に領域Rを設定して、プラークp 1の弾性とプラークp 1が形成された血管壁側の生体組織の弾性とを弾性画像EIによって比較する。本例では、前記領域Rは矩形である。ただし、前記領域Rは、音線方向に対して斜め方向の辺を有する矩形である。

40

【0041】

本例では、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体組織を変形させるのではなく、前記血管b 1の拍動により、前記プラークp 1及び血管b 1の周囲の生体組織が変形することを利用して弾性画像EIを作成する。ここで、血管b 1の拍動により、血管b 1の両側の生体組織は、図11の矢印で示すように反対方向に変形する。従って、

50

前記物理量データ作成部 5 で算出される歪みの値は、プラス (p l u s) とマイナス (m i n u s) の符号を有するので、前記ブランク p l が形成された血管壁側の生体組織と、これとは反対側の生体組織とでは、逆の符号を有する歪みが算出されることになる。このようなことから、前記ブランク p l が形成された血管壁側とは反対側の生体組織が領域 R に含まれた場合と含まれない場合とでは、領域 R 内における歪みの平均値が異なる。

【 0 0 4 2 】

仮に、図 1 2 に示すように、音線方向の縦辺とこの縦辺と直交する横辺とからなる矩形の領域 R しか設定できないとすると、前記ブランク p l が形成された血管壁側とは反対側の生体組織を含まないように前記領域 R を設定することができない場合がある。この場合、診断に有用な弾性画像 E I を得ることができない。しかし、本例によれば、ブランク p l とその比較対象である組織の周囲にのみ前記領域 R を設定することができ、比較対象外、すなわち前記ブランク p l が形成された血管壁側とは反対側の生体組織を含まないように設定することができる。これにより、診断に有用な弾性画像 E I を得ることができる。

10

【 0 0 4 3 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。ただし、第一実施形態と同一事項については同一の符号を付して説明を省略するものとし、第一実施形態と異なる事項について説明する。

【 0 0 4 4 】

本例では、前記記憶部 1 0 に記憶された B モードデータに基づいて B モード画像データが作成され、前記表示部 7 に B モード画像 B I が表示される (図 4 参照) 。 B モード画像データが前記記憶部 1 0 に記憶されている場合には、この B モード画像データに基づく B モード画像 B I が表示されてもよい。

20

【 0 0 4 5 】

表示部 7 に表示された B モード画像 B I に前記領域 R が設定されると、前記弾性画像データ作成部 6 2 は、前記領域 R における歪みの統計的特徴に基づいて前記対応情報 (前記色変換テーブル T A) を設定し、カラー弾性画像データを作成する。前記弾性画像データ作成部 6 2 は、前記記憶部 1 0 に記憶された物理量データ (歪みのデータ) を用いて、前記対応情報の設定を行なう。

30

【 0 0 4 6 】

そして、このようにして作成された前記カラー弾性画像データに基づく弾性画像 E I が前記領域 R 内に表示された超音波画像 U I が、前記表示部 7 に表示される (図 3 参照) 。

【 0 0 4 7 】

本例においても、第一実施形態と同様に、操作者が色変換テーブル T A を設定するための統計的特徴の算出に含めたくない部分を除外可能な所望の形状に、前記領域 R を設定することができる。そして、リアルタイムの画像を表示させている時ではなく、その後弾性画像 E I を観察したい場合においても、前記領域 R を適切な位置に設定することで、診断に有用な弾性画像 E I を表示させることができる。

40

【 0 0 4 8 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。前記記憶部 1 0 には、B モード画像に設定された領域が記憶されていてもよい。この領域は、操作者が物理量の統計的特徴の算出に含めたくない部分を除外可能な所望の形状に設定された領域であってもよいし、音線方向の縦辺と、この縦辺と直交する横辺とからなる矩形領域であってもよい。

【 0 0 4 9 】

前記記憶部 1 0 に記憶されたデータに基づく画像を表示させる場合に、前記記憶部 1 0 に記憶された領域が表示されてもよい。例えば、図 1 3 には、矩形領域 R が B モード画像 B I に表示されている。この場合、この矩形領域 R とは異なる領域 R が前記 B モード画像 B I に設定されてもよい。そして、図 1 4 に示すように、新たに設定された前記領域 R 内に前記弾性画像 E I が表示される。

50

【 0 0 5 0 】

この変形例によれば、例えば操作者が、前回設定された領域 R を見て、適切な位置ではないと考えた場合、より適切な領域を設定して診断に有用な弾性画像 E I を表示させることができる。

【 0 0 5 1 】

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、前記物理量データ作成部 5 は、生体組織の弾性に関する物理量として、歪みの代わりに生体組織の弾性率等を算出してもよい。また、生体組織に対して前記超音波プローブ 2 によって音響放射圧を加えることによって生体組織にせん断波 (Shear Wave) を発生させ、このせん断波の速度に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量として、生体組織の硬さ (Pa : パスカル) を算出してもよい。ちなみに、せん断波の速度は、超音波のエコー信号に基づいて算出することができる。さらに、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。

10

【 0 0 5 2 】

また、図 15 に示すように、前記領域 R とは別に設定された表示領域 R R に、前記弾性画像 E I (ドットで示されている) が表示されてもよい。本例では、前記表示領域 R R は、前記領域 R を含み、なおかつ前記領域 R よりも広い範囲に設定されている。前記表示領域 R R は、例えばリアルタイムの画像において設定されて前記記憶部 10 に記憶されたものであってもよい。

20

【 0 0 5 3 】

前記弾性画像データ作成部 6 2 は、上記各実施形態と同様に、前記領域 R における歪みの統計的特徴に基づいて前記対応情報 (前記色変換テーブル T A) を設定する。そして、この対応情報を用いて、前記弾性画像データ作成部 6 2 が前記領域 R R 内の歪みを色に関する情報に変換してカラー弾性画像データを作成する。このカラー弾性画像データに基づく弾性画像 E I が前記表示領域 R R 内に表示される。この表示領域 R R は、本発明における表示領域の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 4 】

上述の実施形態では、物理量の統計的特徴として物理量の平均値を用いて前記対応情報を設定しているが、統計的特徴は平均値に限られるものではない。例えば、統計的特徴として、Bモード画像に設定された領域 R 内の物理量の最大値と最小値を用いて前記対応情報を設定してもよい。一例を図 16 に基づいて説明する。

30

【 0 0 5 5 】

図 16 において、符号 D は、領域 R 内の歪みの分布を示す歪み分布グラフである。この歪み分布グラフ D における歪みの最大値 S t m a x と最小値 S t m i n の間に、所定の階調数を有する色変換テーブル T A が設定される。なお、図 16 に示す色変換テーブル T A は一例であり、歪みの最大値 S t m a x と最小値 S t m i n に基づいて、他の色変換テーブル T A が設定されてもよい。他の色変換テーブル T A としては、例えば、特開 2010 - 220801 号公報に記載されているものが挙げられる。

【 符号の説明 】

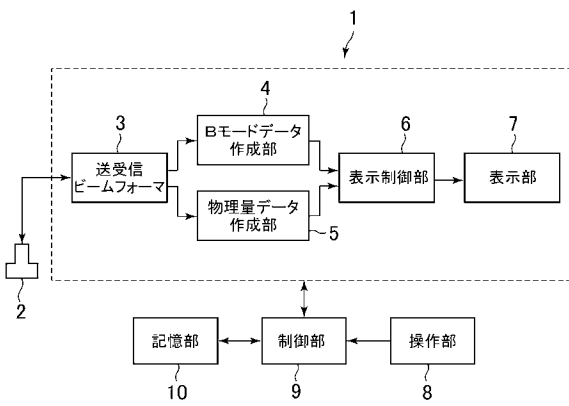
40

【 0 0 5 6 】

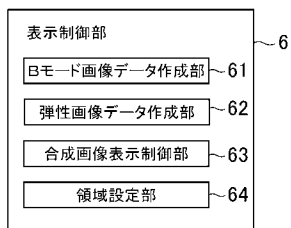
- 1 超音波診断装置
- 3 送受信ビームフォーマ
- 5 物理量データ作成部 (物理量算出部)
- 7 表示部
- 10 記憶部
- 6 2 弾性画像データ作成部
- 6 4 領域設定部
- B I Bモード画像 (超音波画像)
- E I 弾性画像

50

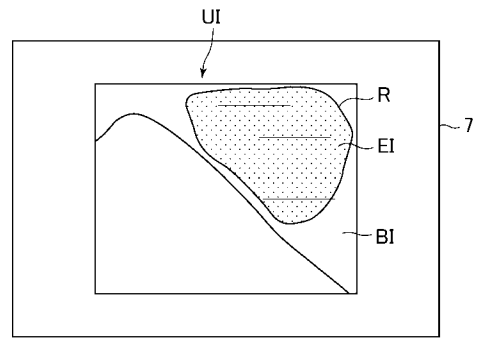
【 図 1 】



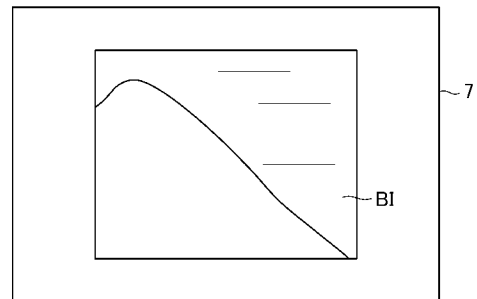
【 図 2 】



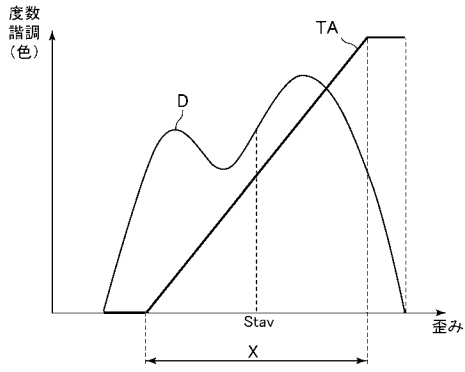
【 図 3 】



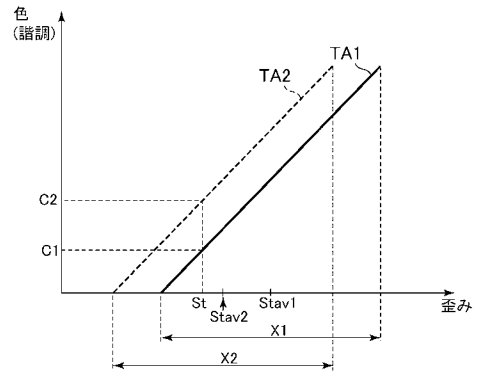
【 図 4 】



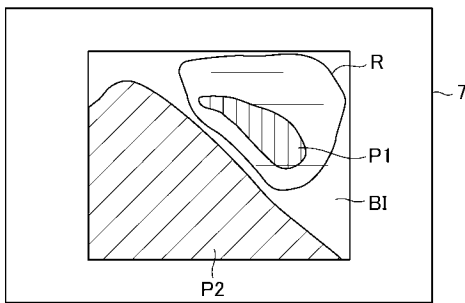
【 図 5 】



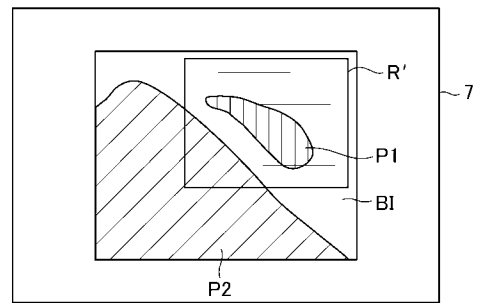
【 図 7 】



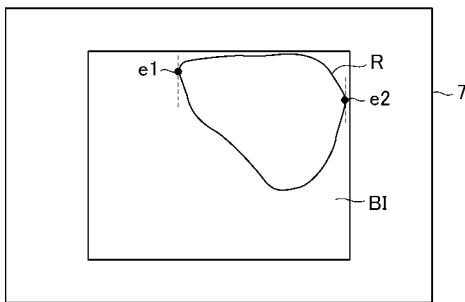
【 図 6 】



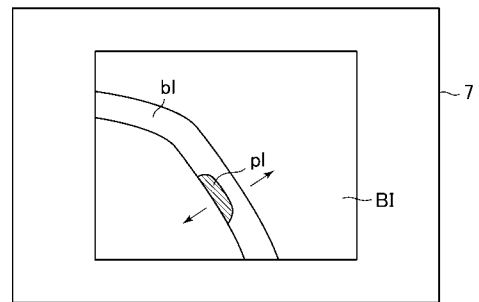
【 図 8 】



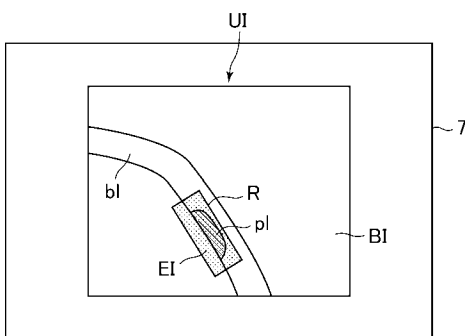
【 図 9 】



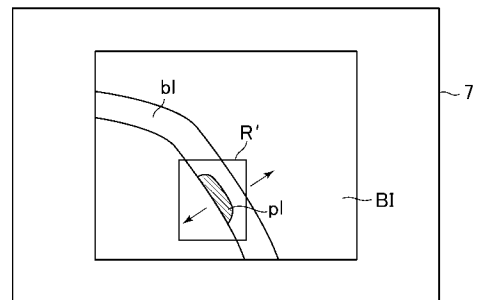
【 図 1 1 】



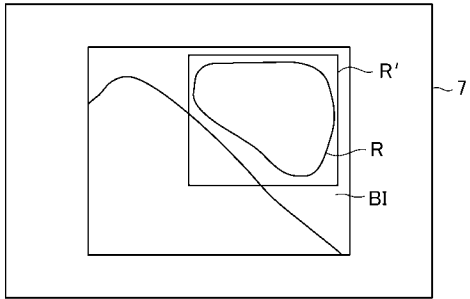
【 図 1 0 】



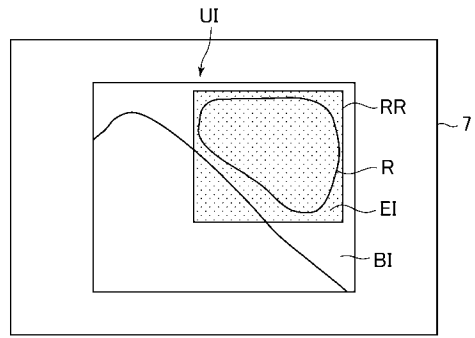
【 図 1 2 】



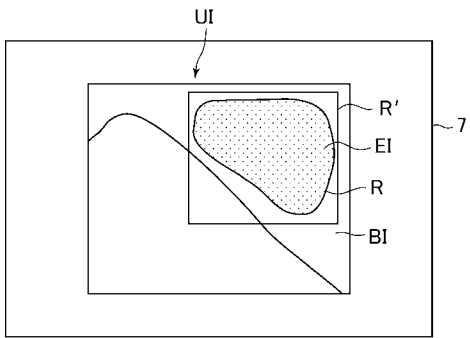
【図 1 3】



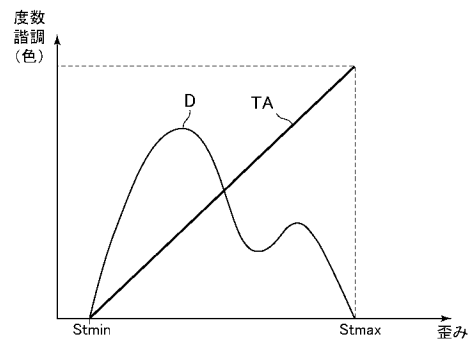
【図 1 5】



【図 1 4】



【図 1 6】



フロントページの続き

(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 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD19 HH15 HH27 HH28 JC21 JC37 KK02 LL01

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2014018561A	公开(公告)日	2014-02-03
申请号	JP2012162554	申请日	2012-07-23
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	橋本浩 谷川俊一郎		
发明人	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/HH15 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/LL01		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5922521B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够在弹性图像中以相同的显示模式显示具有相同弹性的部分，而与生物组织中的弹性分布状态无关。解决方案：一种超声波诊断装置，包括：弹性图像数据生成部分，用于生成弹性图像EI的数据，该弹性图像EI具有与在物理量计算部中计算出的物理量对应的显示模式的信息。以及用于在操作者的输入的基础上设置在显示部分7中显示的B模式图像BI中的区域R的区域设置部分。弹性图像数据生成部基于由区域设定部设定的区域R中的物理量的统计特性，设定物理量与关于显示模式的信息之间的对应信息，并生成弹性数据。数据EI基于对应信息。区域设定部分可以将区域R设定为能够在计算物理量的统计特性的计算中去除操作者不希望包括的部分的期望形式。

