

(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2011-200282

(P2011-200282A)

(43) 公開日 平成23年10月13日(2011.10.13)

(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 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-67702 (P2010-67702)
 (22) 出願日 平成22年3月24日 (2010.3.24)

(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 船矢 晴二
 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

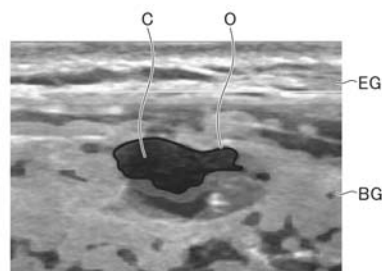
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】生体組織における異なる弾性を有する領域の輪郭を正確に抽出す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って得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に基づいて、生体組織の物理量データを作成する物理量データ作成部と、この物理量データ作成部によって作成された物理量データに基づく弾性画像EGを表示する表示部と、隣り合う画素における物理量データの変化率に基づいて弾性データの閾値を算出し、この閾値と各画素の弾性データとを比較して、腫瘍の領域Cの輪郭を抽出する輪郭抽出部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図13



【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って得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に基づいて、生体組織の弾性データを作成する弾性データ作成部と、

該弾性データ作成部によって作成された弾性データに基づく弾性画像を表示する表示部と、

隣り合う画素における弾性データの変化率に基づいて弾性データの閾値を算出し、該閾値と各画素の弾性データとを比較して、生体組織における異なる弾性を有する領域の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記輪郭抽出部は、前記弾性画像に複数のサンプリングラインを設定し、各サンプリングライン上において、隣り合う画素間における弾性データの変化率が最大の部分を検出し、該最大の部分における隣り合う画素のうちいずれか一方の画素についての弾性データに基づいて前記閾値を算出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】

前記輪郭抽出部は、前記最大の部分における隣り合う画素のうち、注目領域の弾性により近い弾性を有する画素の弾性データについて、前記各サンプリングラインにおける平均を算出して、該平均を前記閾値とすることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記注目領域の弾性により近い弾性を有する画素は、前記最大の部分における隣り合う画素のうち、より硬い生体組織に対応する画素であ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】

前記輪郭抽出部は、前記弾性画像に設定された所定の領域内に前記サンプリングラインを設定することを特徴とする請求項 2 ～ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記弾性データは、前記二つのエコー信号に基づいて算出された生体組織の弾性に関する物理量データ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。

30

【請求項 7】

前記弾性データは、前記二つのエコー信号に基づいて算出された生体組織の弾性に関する物理量データを階調化して得られた弾性画像データ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 8】

前記輪郭抽出部によって抽出された輪郭で囲まれる領域を示す表示を前記弾性画像上に表示させる表示設定部を備え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 9】

40

前記輪郭抽出部によって抽出された輪郭で囲まれる領域の面積又は体積を算出する算出部を備えることを特徴とする請求項 1 ～ 8 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って得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に基づいて、生体組織の弾性データを作成する弾性データ作成機能と、

隣り合う画素における弾性データの変化率に基づいて弾性データの閾値を算出し、該閾値と各画素の弾性データとを比較して、生体組織における異なる弾性を有する領域の輪郭を抽出する輪郭抽出機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

50

【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】

通常の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、超音波プローブを体表面に押し当てて圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させ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、生体組織の各部について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。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の歪みなどを算出している。

10

【0003】

また、前記特許文献1では、生体組織の各部について算出した歪みと閾値とを比較して、弾性が異なる領域を抽出し、抽出された領域の輪郭を弾性画像に重ねて表示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0004】

【特許文献1】特開2004-135929号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、前記超音波プローブによる圧迫力の強さにより、生体組織の変形量は変化する。従って、前記特許文献1のように、生体組織の各部について算出した歪みと閾値とを比較して、弾性が異なる領域を抽出する場合、生体組織への圧迫力の強さに応じた前記閾値を設定する必要がある。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述の課題を解決するためになされた第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って得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に基づいて、生体組織の弾性データを作成する弾性データ作成部と、この弾性データ作成部によって作成された弾性データに基づく弾性画像を表示する表示部と、隣り合う画素における弾性データの変化率に基づいて弾性データの閾値を算出し、この閾値と各画素の弾性データとを比較して、生体組織における異なる弾性を有する領域の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、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、前記輪郭抽出部は、前記弾性画像に複数のサンプリングラインを設定し、各サンプリングライン上において、隣り合う画素間における弾性データの変化率が最大の部分を検出し、この最大の部分における隣り合う画素のうちいずれか一方の画素についての弾性データに基づいて前記閾値を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0008】

第3の観点の発明は、第2の観点の発明において、前記輪郭抽出部は、前記最大の部分における隣り合う画素のうち、注目領域の弾性により近い弾性を有する画素の弾性データについて、前記各サンプリングラインにおける平均を算出して、この平均を前記閾値とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

50

第４の観点の発明は、第３の観点の発明において、前記注目領域の弾性により近い弾性を有する画素は、前記最大の部分における隣り合う画素のうち、より硬い生体組織に対応する画素であ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２～４のいずれか一の観点の発明において、前記輪郭抽出部は、前記弾性画像に設定された所定の領域内に前記サンプリングラインを設定す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１～５のいずれか一の観点の発明において、前記弾性データは、前記二つのエコー信号に基づいて算出された生体組織の弾性に関する物理量データであることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【００１２】

第７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、前記弾性データは、前記二つのエコー信号に基づいて算出された生体組織の弾性に関する物理量データを階調化して得られた弾性画像データであることを特徴とする超音波診断装置である。

【００１３】

第８の観点の発明は、第１～７のいずれか一の観点の発明において、前記輪郭抽出部によって抽出された輪郭で囲まれる領域を示す表示を前記弾性画像上に表示させる表示設定部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【００１４】

20

第９の観点の発明は、第１～８のいずれか一の観点の発明において、前記輪郭抽出部によって抽出された輪郭で囲まれる領域の面積又は体積を算出する算出部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【００１５】

第１０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って得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に基づいて、生体組織の弾性データを作成する弾性データ作成機能と、隣り合う画素における弾性データの変化率に基づいて弾性データの閾値を算出し、該閾値と各画素の弾性データとを比較して、生体組織における異なる弾性を有する領域の輪郭を抽出する輪郭抽出機能と、を実行させる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。

30

【発明の効果】

【００１６】

上記観点の発明によれば、隣り合う画素における弾性データの変化率に基づいて設定された閾値と各画素の弾性データとを比較して、生体組織における異なる弾性を有する領域の輪郭が抽出される。このように前記閾値は、隣り合う画素における弾性データの変化率に基づいて算出されるので、生体組織の変形量が異なっても、生体組織における異なる弾性を有する領域の輪郭を正確に抽出することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【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。

40

【図２】物理量データの作成の説明図である。

【図３】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４】図１に示す超音波診断装置における表示部の表示の一例を示す図である。

【図５】弾性画像に輪郭線を表示させる際のフローチャートを示す図である。

【図６】図５に示すフローチャートにおける閾値の算出についてのフローチャートを示す図である。

【図７】弾性画像に所定の領域が設定された表示部を示す図である。

【図８】所定の領域内へのサンプリングラインの設定を説明する図である。

【図９】サンプリングライン上における隣り合う画素間で歪みの変化率が最大である部分

50

を説明する図である。

【図 1 0】サンプリングライン上における画素を示す概念図である。

【図 1 1】斜め方向のサンプリングラインにおける隣り合う画素を説明する図である。

【図 1 2】腫瘍の領域の輪郭の抽出を説明する図である。

【図 1 3】弾性画像に輪郭線が表示された表示部を示す図である。

【図 1 4】互いに直交する三断面を示す概念図である。

【図 1 5】第一変形例における表示部を示す図である。

【図 1 6】二次元の超音波画像に二次元の領域が設定された表示部を示す図である。

【図 1 7】所定の断面について二次元の領域が設定されたことを説明する図である。

【図 1 8】三次元の所定の領域の設定を説明する図である。

10

【図 1 9】第二変形例の表示制御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】

【0018】

以下、本発明の実施形態について図 1 ~ 図 1 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、制御部 8 及び操作部 9 を備える。

【0019】

前記超音波プローブ 2 は、生体組織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。

20

【0020】

前記送受信部 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、送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信し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。前記送受信部 3 で信号処理されたエコー信号は、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 に出力される。

【0021】

ちなみに、前記送受信部 3 は、B モード画像を作成するための B モード画像用走査と、弾性画像を作成するための弾性画像用走査とを別に行なう。弾性画像用走査としては、被検体における弾性画像を作成する領域（弾性画像作成領域）において、同一音線上に少なくとも二回の走査を行なう。

30

【0022】

前記 B モードデータ作成部 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 モードデータを作成する。

【0023】

前記物理量データ作成部 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、生体組織における各部の弾性に関する物理量データを作成する（物理量データ作成機能）。もう少し詳しく説明すると、この物理量データ作成部 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などによって生じた生体組織における各部の歪み S_t を算出することにより前記物理量データを作成する。前記物理量データ作成部 5 は、図 2 に示すように時間的に異なる二つのフレーム（ i ）、（ $i+1$ ）に属する同一音線上における二つのエコー信号に基づいて歪み S_t を算出し、歪み S_t のデータからなる物理量データを作成する。前記物理量データ作成部 5 は、本発明における弾性データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記物理量データは、本発明における弾性データの実施の形態の一例である。さらに、前記物理量データ作成機能は、本発明における弾性データ作成機能の実施の形態の一例である。

40

【0024】

具体的には、前記物理量データ作成部 5 は、例えば、特開 2008 - 126079 号公報に記載されているように、前記二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、各相関ウィンドウ間で複素相関関数の虚数部の演算を行なって得られた値を歪み S_t とする。前記

50

特開 2008 - 126079 号公報では、前記二つのエコー信号の波形のずれを歪みと推定している。

【0025】

ちなみに、前記関連ウィンドウは、弾性画像の一画素に相当する。従って、前記二つのエコー信号に設定された一对の関連ウィンドウについて得られた歪み S_t のデータは一画素についてのデータである。

【0026】

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 3 に示すように、B モード画像データ作成部 6 1、弾性画像データ作成部 6 2、合成部 6 3、輪郭抽出部 6 4、輪郭抽出用領域設定部 6 5 及び輪郭線設定部 6 6 を有している。

10

【0027】

前記 B モード画像データ作成部 6 1 及び前記弾性画像データ作成部 6 2 は、スキャンコンバータ (scan converter) を有している。そして、前記 B モード画像データ作成部 6 1 は、前記 B モードデータを、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。また、前記弾性画像データ作成部 6 2 は、前記物理量データを歪みに応じた色相情報を有するカラー弾性画像データに変換する (弾性画像作成機能)。

【0028】

ちなみに、前記 B モード画像データにおける輝度情報及び前記カラー弾性画像データにおける色相情報は所定の階調 (例えば 256 階調) からなる。すなわち前記 B モード画像データは前記 B モードデータを階調化して得られたデータであり、また前記カラー弾性画像データは前記物理量データを階調化して得られたデータである。

20

【0029】

なお、B モード画像データに変換される前の B モードデータ及びカラー弾性画像データに変換される前の物理量データを、ローデータ (Raw Data) と云う。

【0030】

前記合成部 6 3 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加算処理することによって合成し、前記表示部 7 に表示する二次元の超音波画像の画像データを作成する。この画像データは、図 4 に示すように白黒の B モード画像 BG とカラーの弾性画像 EG とが合成された二次元の超音波画像 G として前記表示部 7 に表示される。本例では、前記弾性画像 EG は、関心領域 R 内に半透明で (背景の B モード画像が透けた状態で) 表示される。

30

【0031】

前記輪郭抽出部 6 4 は、隣り合う画素における物理量データの変化率、すなわち隣り合う画素における歪み S_t の変化率に基づいて歪み S_t の閾値 $S_{t_{TH}}$ を設定し、この閾値 $S_{t_{TH}}$ と各画素の物理量データ (歪み S_t の値) とを比較して、生体組織における異なる弾性を有する領域の輪郭を抽出する。前記輪郭抽出部 6 4 は、本発明における輪郭抽出部の実施の形態の一例である。

40

【0032】

前記輪郭抽出部 6 4 は、本例では、生体組織における異なる弾性を有する領域として、正常な組織よりも硬い腫瘍の領域 C の輪郭を抽出する。詳細は後述する。前記腫瘍の領域 C は、本発明における注目領域の実施の形態の一例である。

【0033】

前記輪郭抽出用領域設定部 6 5 は、前記関心領域 R 内に表示された弾性画像 EG に、所定の領域 r (後述の図 7 等参照) を設定する。前記輪郭抽出用領域設定部 6 4 は、前記所定の領域 r を前記操作部 9 からの入力に基づいて設定する。前記所定の領域 r は、前記閾値 $S_{t_{TH}}$ を算出して前記腫瘍の領域 C の輪郭を抽出する際に設定される。詳細は後述する。

50

【 0 0 3 4 】

前記輪郭線設定部 6 6 は、前記輪郭抽出部 6 4 によって抽出された腫瘍の領域 C の輪郭を示す輪郭線 O を前記弾性画像 E G に表示する。詳細は後述する。前記輪郭線設定部 6 6 は、本発明における表示設定部の実施の形態の一例である。また、前記輪郭線 O は、本発明において、輪郭抽出部によって抽出された輪郭で囲まれる領域を示す表示の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 5 】

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

10

【 0 0 3 6 】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) で構成され、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。また、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。

【 0 0 3 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。先ず、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へ超音波を送信させ、そのエコー信号を取得する。このとき、前記超音波プローブ 2 により、例えば被検体への圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させながら超音波の送受信を行う。

20

【 0 0 3 8 】

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 が物理量データを作成する。そして、これら B モードデータ及び物理量データに基づいて、前記 B モード画像データ作成部 6 1 及び前記弾性画像データ作成部 6 2 が B モード画像データ及びカラー弾性画像データを作成し、これらを前記合成部 6 3 が合成して得られた画像データに基づく超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 3 9 】

前記超音波画像 G が表示されると、腫瘍の領域 C の輪郭抽出を行なった後に、前記超音波画像 G における弾性画像 E G に前記輪郭線 O を表示させる。具体的な処理について、図 5 のフローチャートに基づいて説明する。

30

【 0 0 4 0 】

先ず、ステップ S 1 では、前記輪郭抽出部 6 4 は、腫瘍の領域 C の輪郭抽出を行なう際に用いる歪みの閾値 $S t_{TH}$ を算出する。前記輪郭抽出部 6 4 は、前記弾性画像 E G に複数のサンプリングライン S L (後述の図 8 参照) を設定し、各サンプリングライン S L 上において、隣り合う画素間における歪み S t の変化率が最大の部分を検出する。そして、この最大の部分における隣り合う画素のうちいずれか一方の画素についての歪み S t のデータに基づいて前記閾値 $S t_{TH}$ を算出する。このような閾値 $S t_{TH}$ の算出について、図 6 のフローチャートに基づいて以下詳しく説明する。

40

【 0 0 4 1 】

図 6 のフローチャートにおいて、先ず、ステップ S 1 1 では、前記輪郭抽出部 6 4 は、図 7 に示すように弾性画像 E G において、所定の領域 r を設定する。この所定の領域 r は、本例では四角形になっており、操作者が弾性画像 E G (或いは弾性画像 E G と B モード画像 B G の両方) を参照して、腫瘍と思われる部分を含むように設定される。また、前記所定の領域 r は、その中心が腫瘍と思われる部分の中心付近になるように設定される。

【 0 0 4 2 】

ちなみに、図 7 では説明の便宜上弾性画像 E G のみが示されている (図 8、図 9、図 13 においても同様)。

【 0 0 4 3 】

50

次にステップ S 1 2 では、前記輪郭抽出部 6 4 は、図 8 に示すように前記所定の領域 r 内にサンプリングライン SL を設定する。ただし、このサンプリングライン SL は、弾性画像 EG 上に表示されるものではなく、仮想のラインである。

【 0 0 4 4 】

本例では、前記サンプリングライン SL として、前記所定の領域 r の中心から放射状に 8 本のサンプリングライン $SL 1$, $SL 2$, $SL 3$, $SL 4$, $SL 5$, $SL 6$, $SL 7$, $SL 8$ が設定される。前記サンプリングライン $SL 1$, $SL 3$, $SL 5$, $SL 7$ は、前記所定の領域 r の中心と、この所定の領域 r の各辺の中点とを結ぶラインである。また、前記サンプリングライン $SL 2$, $SL 4$, $SL 6$, $SL 8$ は、前記所定の領域の中心と、この所定の領域 r の頂点とを結ぶラインである。

10

【 0 0 4 5 】

次に、ステップ S 1 3 では、前記輪郭抽出部 6 4 は、前記各サンプリングライン $SL 1$ ~ $SL 8$ 上において、隣り合う画素間で歪み $S t$ の変化率が最大である部分を検出する。ここで、腫瘍の領域 C の輪郭の部分においては、隣り合う画素間の歪み $S t$ の変化率が大きくなるため、図 9 に示すように、前記各サンプリングライン $SL 1$ ~ $SL 8$ 上における腫瘍の領域 C の輪郭の部分に、隣り合う画素間で歪み $S t$ の変化率が最大である部分 $M 1$, $M 2$, $M 3$, $M 4$, $M 5$, $M 6$, $M 7$, $M 8$ が検出される。ちなみに、前記部分 $M 1$ ~ $M 8$ は、隣り合う画素で構成される。

【 0 0 4 6 】

具体的に、サンプリングライン $SL 1$ 上において、図 10 に示すように画素 $p 1$, $p 2$, $p 3$, $p 4$, $\dots$, $p (m - 1)$, $p m$, $\dots$, $p (n - 1)$, $p n$ が並んでいる場合を挙げて説明する。前記画素 $p 1$, $p n$ は前記サンプリングライン SL の両端に相当する画素であり、画素 $p 1$ が所定の領域 r の中心側の画素である。

20

【 0 0 4 7 】

前記輪郭抽出部 6 4 は、隣り合う画素 $p 1$, $p 2$ 間、画素 $p 2$, $p 3$ 間、画素 $p 3$, $p 4$ 間、 $\dots$ 、画素 $p (m - 1)$, $p m$ 間、 $\dots$ 、画素 $p (n - 1)$, $p n$ 間の歪みの変化率を算出する。歪みの変化率とは、隣り合う画素のそれぞれについて算出された歪み値の差である。そして、前記輪郭抽出部 6 4 は、歪み $S t$ の変化率が最大になっている部分を検出する。ここでは、例えば、画素 $p (m - 1)$, $p m$ 間の歪みの変化率が最大であり、歪みの変化率が最大である部分は画素 $p (m - 1)$, $p m$ であったとする。この場合、これら画素 $p (m - 1)$, $p m$ は、前記部分 $M 1$ を構成する画素となる。

30

【 0 0 4 8 】

ちなみに、斜め方向のサンプリングライン $S 2$, $S 4$, $S 6$, $S 8$ 上における隣り合う画素について図 11 に基づいて説明する。図 11 には、サンプリングライン $S 2$ 上における画素 $p 1'$, $p 2'$, $p 3'$, $\dots$, $p (n - 1)'$, $p n'$ が示されている。サンプリングライン $S 2$ においては、このサンプリングライン $S 2$ 上における隣り合う画素 $p 1'$, $p 2'$ 間、画素 $p 2'$, $p 3'$ 間、 $\dots$ 、画素 $p (n - 1)'$, $p n'$ 間の歪みの変化率を算出して、歪みの変化率が最大である部分の検出を行なう。

【 0 0 4 9 】

次に、ステップ S 1 4 では、前記輪郭抽出部 6 4 は、各サンプリングライン $SL 1$ ~ $SL 8$ において歪み $S t$ の変化率が最大である部分 $M 1$ ~ $M 8$ を構成する隣り合う画素のうち、前記所定の領域 r の中心側の画素の歪み $S t$ について、前記部分 $M 1$ ~ $M 8$ における平均値を算出し、この平均値を前記閾値 $S t_{TH}$ とする。例えば、前記部分 $M 1$ を構成する画素 $p (m - 1)$, $p m$ のうち、所定の領域 r の中心側の画素は画素 $p (m - 1)$ である。従って、前記部分 $M 1$ については、画素 $p (m - 1)$ の歪み $S t$ の値を平均値算出の際に用いる。

40

【 0 0 5 0 】

ちなみに、前記部分 $M 1$ ~ $M 8$ を構成する隣り合う画素のうち、所定の領域 r の中心側の画素は、腫瘍の領域 C の範囲内である可能性が高い画素であり、腫瘍の領域 C の歪みにより近い弾性を有する画素であり、またより硬い生体組織に対応する画素である。

50

【 0 0 5 1 】

ただし、前記輪郭抽出部 6 4 は、前記閾値 $S_{t_{TH}}$ の算出において、前記部分 M 1 ~ M 8 を構成する隣り合う画素の歪み値 S_t を比較して、歪み S_t の値が高い（生体組織が硬い）方の画素の歪み S_t の平均値を算出するようにしてもよい。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 において歪みの閾値 $S_{t_{TH}}$ が算出されると、ステップ S 2 では、腫瘍の領域 C とそれ以外の領域の境界を抽出して、腫瘍の領域 C の輪郭を抽出する。具体的には、前記所定の領域 r 内における各画素の歪み S_t と前記閾値 $S_{t_{TH}}$ とを比較し、閾値 $S_{t_{TH}}$ 以上である画素と閾値 $S_{t_{TH}}$ 未満の画素とを特定する。そして、閾値 $S_{t_{TH}}$ 以上である画素と閾値 $S_{t_{TH}}$ 未満の画素とが互いに隣り合う部分において、閾値 $S_{t_{TH}}$ 未満の画素の部分

10

【 0 0 5 3 】

次に、ステップ S 3 では、図 1 3 に示すように、腫瘍の領域 C の輪郭に輪郭線 O を表示する。

【 0 0 5 4 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、隣り合う画素における歪み S_t の変化率に基づいて前記閾値 $S_{t_{TH}}$ が設定される。従って、生体組織の変形量が異なっている

20

【 0 0 5 5 】

また、前記腫瘍の領域 C の輪郭部分に前記輪郭線 O が表示されるので、腫瘍の形状を正確に、なおかつ容易に把握することができる。

【 0 0 5 6 】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。先ず第一変形例について説明する。上記実施形態では、二次元の弾性画像 E G について説明したが、三次元の弾性画像についても同様に適用することができる。具体的には、前記超音波プローブ 2 により三次元領域について超音波の送受信を行なって得られたボリュームデータに基づいて、図 1 4 に示すように互いに直交する断面 X Y、断面 Y Z、断面 Z X の三断面について、図 1 5 に示すように二次元の超音波画像 G 1、G 2、G 3 を前記表示部 7 に表示させるとともに、三次元弾性画像 E G 4 を表示させる。前記超音波画像 G 1 は、前記断面 X Y についての画像であり、B モード画像 B G 1 と弾性画像 E G 1 とが合成された画像であり、前記超音波画像 G 2 は、前記断面 Y Z についての画像であり、B モード画像 B G 2 と弾性画像 E G 2 とが合成された画像である。また、前記超音波画像 G 3 は、前記断面 Z X についての画像であり、B モード画像 B G 3 と弾性画像 E G 3 とが合成された画像である。さらに、前記三次元弾性画像 E G 4 は、例えば生体組織の硬さが増すほど不透明度が大きくなるようなテーブルを用いたボリュームレンダリングによって作成された弾性画像である（例えば特開 2 0 0 8 - 2 5 9 6 0 5 号公報）。ただし、前記三次元弾性画像 E G 4 は、図 1 5 では簡略化して立方体で示されている。

30

40

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 1 における所定の領域 r の設定にあつては、前記表示部 7 に表示された前記断面 X Y、前記断面 Y Z、断面 Z X のうち、少なくとも二断面において二次元の領域 r' を指定する。この二次元の領域 r' は、腫瘍の領域 C を含むように設定される。これにより、三次元の所定の領域 r が設定される。具体的に説明すると、例えば、図 1 6 に示すように、超音波画像 G 1 及び超音波画像 G 2 に二次元の領域 r_1' 、 r_2' を設定する。これにより、図 1 7 に示すように、前記断面 X Y について前記領域 r_1' が設定され、また前記断面 Y Z について前記領域 r_2' が設定されたことになる。このように領域 r_1' 、 r_2' が設定されると、図 1 8 (A) に示すように、二次元の前記領域 r_1' を断面とし、z 方向（前記断面 Y Z の面方向）を奥行とする四角柱の領域 r_1'' と、図 1 8 (B

50

）に示すように、二次元の領域 r_2' を断面とし、 x 方向（前記断面 XY の面方向）を奥行とする四角柱の領域 r_2'' とが重なり合う領域が、前記三次元の所定の領域 r になる（特に図示せず）。

【0058】

このようにして三次元の所定の領域 r が設定されると、前記輪郭抽出部 64 は、この三次元の所定の領域 r 内にサンプリングライン SL を設定する。そして、上記と同様にして前記サンプリングライン SL 上において隣り合う画素で歪み St の変化率が最大である部分を検出して歪みの閾値 St_{TH} を算出した後、腫瘍の領域 C の輪郭を抽出する。腫瘍の領域 C の輪郭が抽出されると、特に図示しないが前記三次元弾性画像 $EG4$ に、ある方向から見た場合における腫瘍の領域 C の輪郭線 O を表示する。

10

【0059】

次に第二変形例について説明する。本例では、前記腫瘍の領域 C の面積や体積を算出してもよい。面積を算出する場合、前記表示制御部 6 は、図 19 に示すように、前記 B モード画像データ作成部 61、前記弾性画像データ作成部 62、前記合成部 63、前記輪郭抽出部 64、前記輪郭抽出用領域設定部 65、前記輪郭線設定部 66 のほかに、面積算出部 67 を有する。また、体積を算出する場合には、前記表示制御部 6 は、特に図示しないが、前記面積算出部 67 の代わりに体積算出部を有する。前記面積算出部 67 及び前記体積算出部は、前記輪郭抽出部 64 で抽出された腫瘍の領域 C の輪郭で囲まれた領域の面積及び体積を算出する。算出された面積及び体積は、前記表示部 7 に表示するようにしてもよい。

20

【0060】

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、前記輪郭抽出部 64 は、物理量データ（歪み St ）の代わりに、この物理量データを階調化して得られたカラー弾性画像データを用いて前記閾値 St_{TH} を算出してもよい。すなわち、前記輪郭抽出部 64 は、サンプリングライン SL において隣り合う画素におけるカラー弾性画像データの変化率に基づいて上述と同様にして前記閾値 St_{TH} を算出してもよい。

【0061】

また、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変形による変位や弾性率などを算出してもよい。

30

【0062】

さらに、前記輪郭線 O の代わりに、腫瘍の領域 C を示す表示として、例えば腫瘍の領域 C に斜線を表示するなどしてもよい。

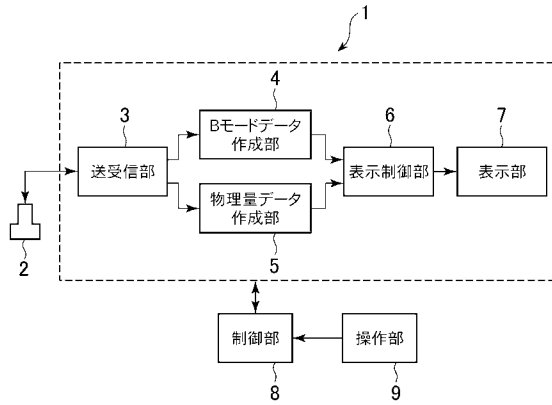
【符号の説明】

【0063】

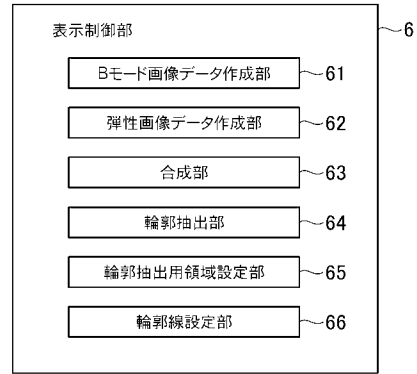
- 1 超音波診断装置
- 5 物理量データ作成部（弾性データ作成部）
- 62 弾性画像データ作成部（弾性データ作成部）
- 64 輪郭抽出部
- 66 輪郭線設定部（表示設定部）
- 67 面積算出部（算出部）
- 7 表示部
- O 輪郭線
- $SL, SL1 \sim SL8$ サンプリングライン
- $M1 \sim M8$ 変化率が最大の部分

40

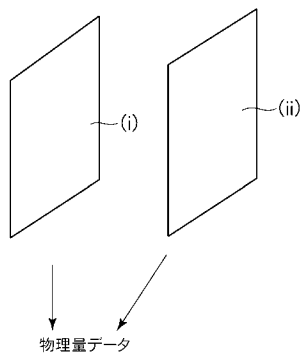
【図 1】



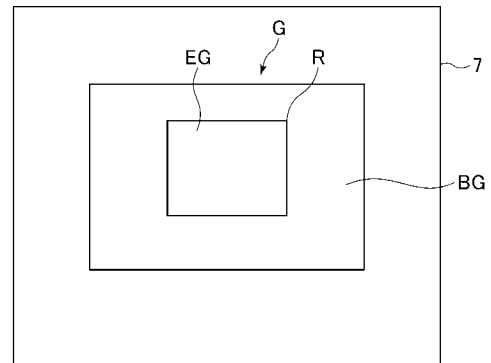
【図 3】



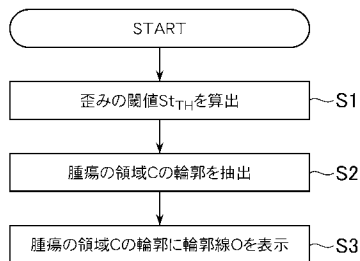
【図 2】



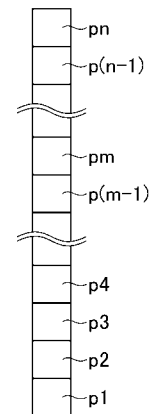
【図 4】



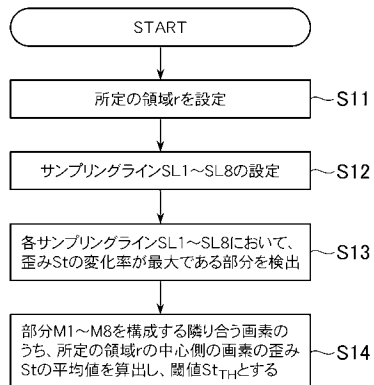
【図 5】



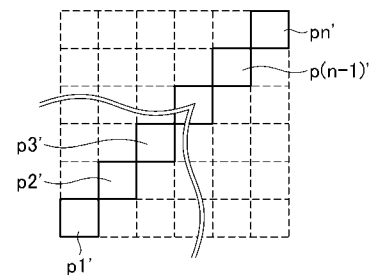
【図 10】



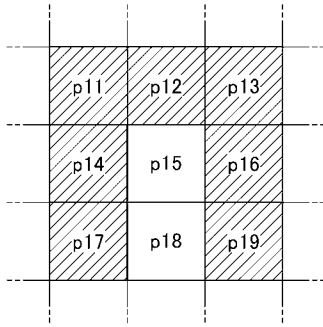
【図 6】



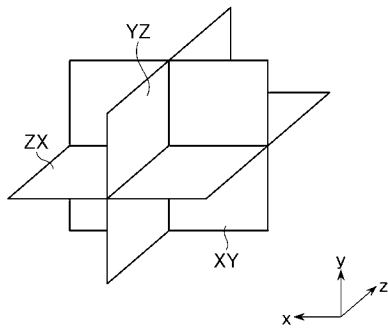
【図 11】



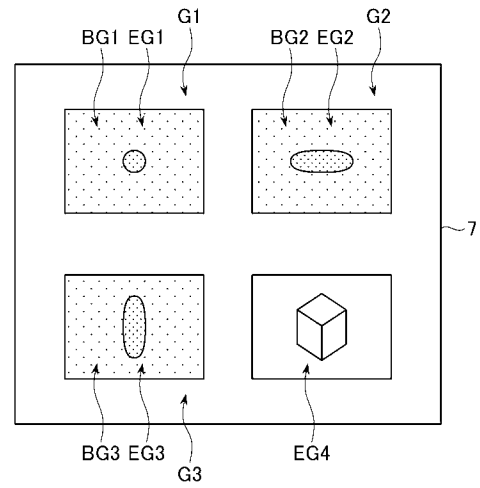
【図 1 2】



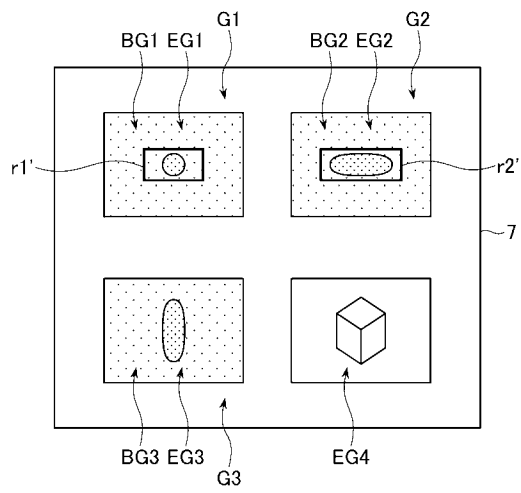
【図 1 4】



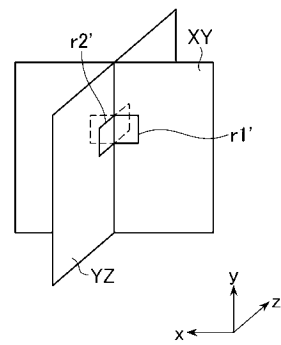
【図 1 5】



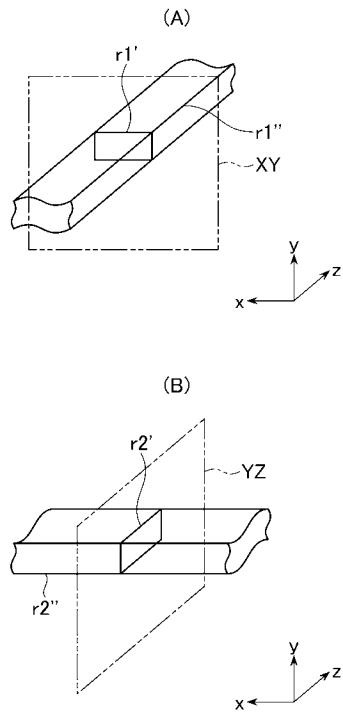
【図 1 6】



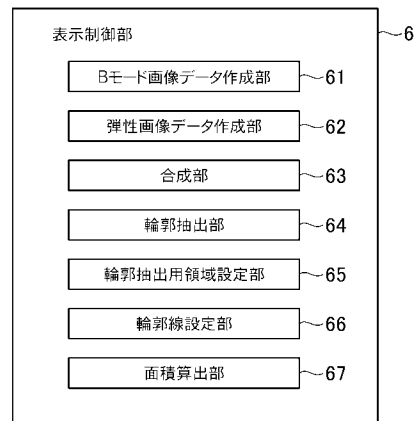
【図 1 7】



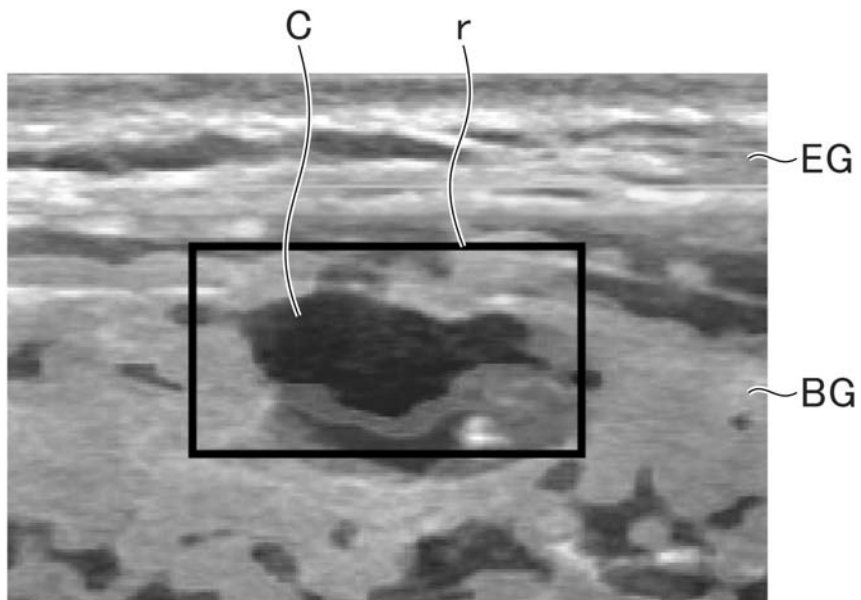
【図 18】



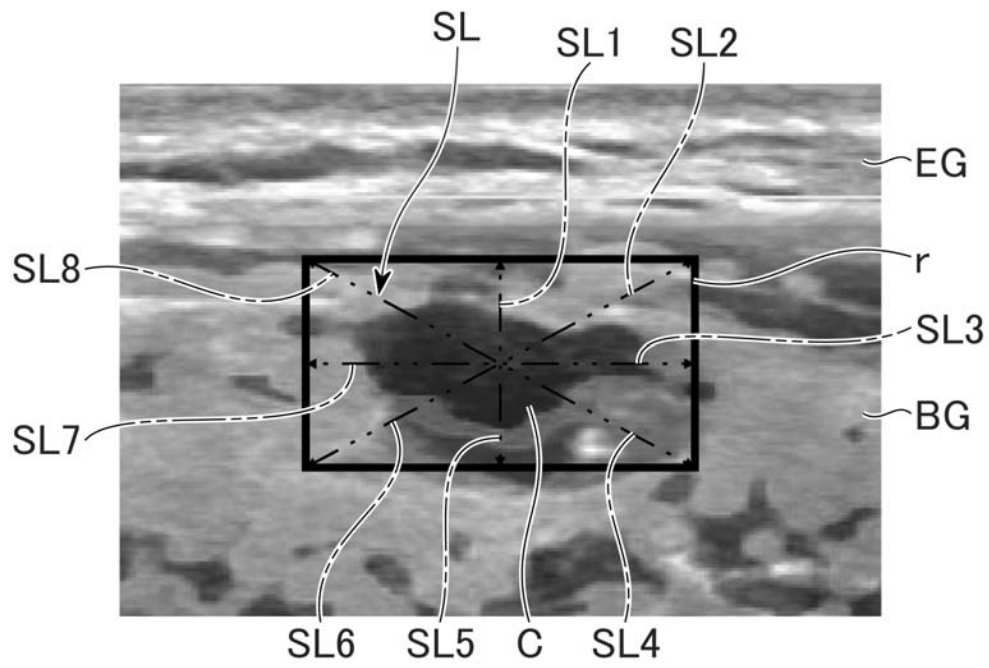
【図 19】



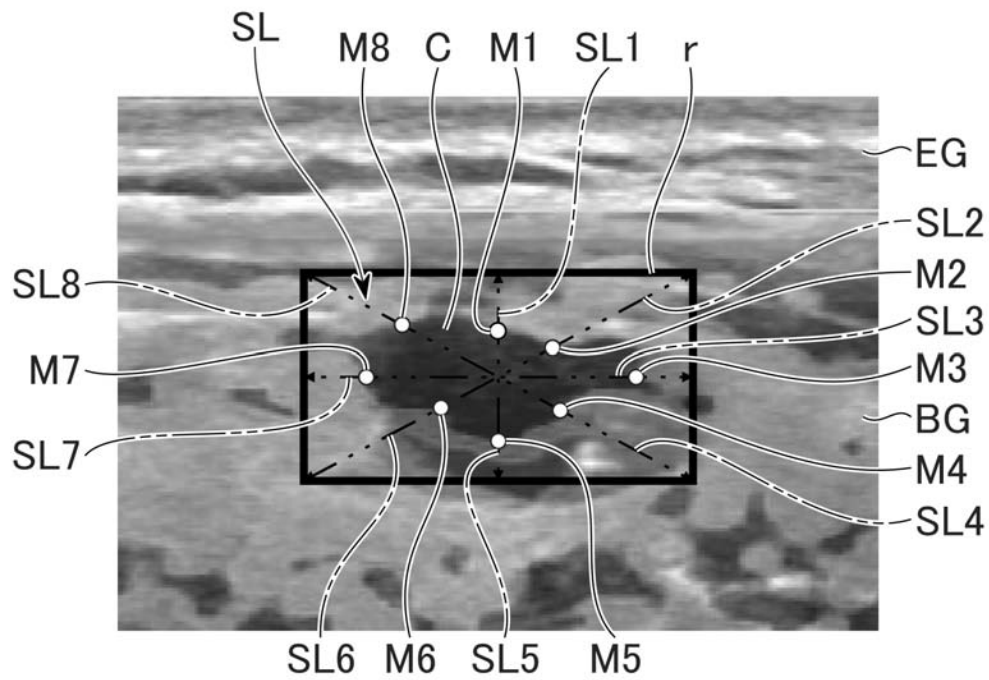
【図 7】



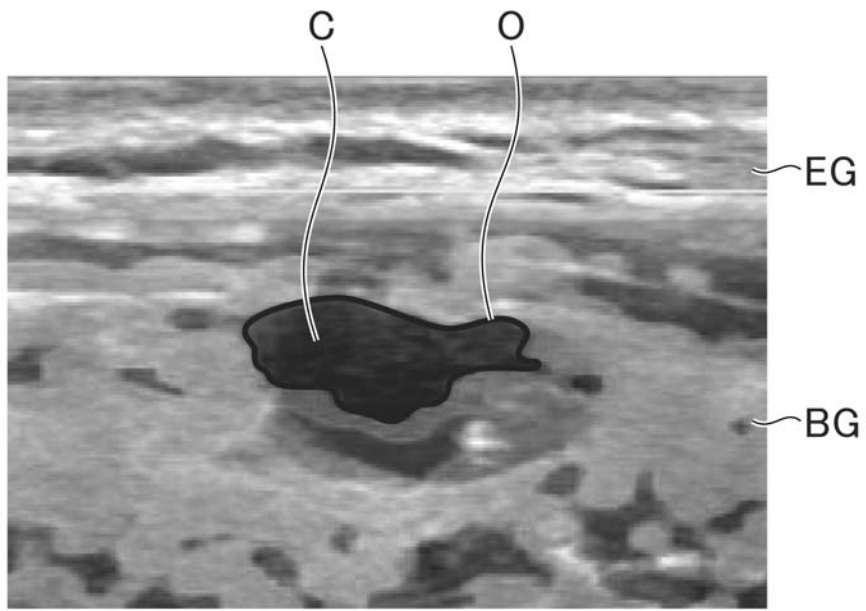
【図 8】



【図 9】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 伊藤 真由美

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 BB02 DD19 DD23 EE09 JB36 JB40 JB42 JB48 JB50 JC09

JC21 JC37 KK02 KK12 KK28

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2011200282A	公开(公告)日	2011-10-13
申请号	JP2010067702	申请日	2010-03-24
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	船矢晴二 伊藤真由美		
发明人	船矢 晴二 伊藤 真由美		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK28		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2011200282A5 JP5624345B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够精确地提取生物组织中具有不同弹性的区域的轮廓的超声诊断设备。物理量数据创建单元基于通过向生物组织发送和接收超声波而获得的同一声线上的两个时间上不同的回波信号来创建活组织的物理量数据，基于相邻像素中的物理量数据的变化率计算弹性数据的阈值，并将该阈值与每个像素的弹性数据进行比较并且轮廓提取单元用于提取肿瘤的区域C的轮廓。The 13

