

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6367425号
(P6367425)

(45) 発行日 平成30年8月1日(2018.8.1)

(24) 登録日 平成30年7月13日(2018.7.13)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 36 頁)

(21) 出願番号	特願2017-97804 (P2017-97804)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成29年5月17日 (2017.5.17)		株式会社日立製作所
(62) 分割の表示	特願2014-519905 (P2014-519905) の分割		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
原出願日	平成25年5月20日 (2013.5.20)	(74) 代理人	110000350 ポレール特許業務法人
(65) 公開番号	特開2017-136451 (P2017-136451A)	(72) 発明者	宮内 裕輔
(43) 公開日	平成29年8月10日 (2017.8.10)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
審査請求日	平成29年6月7日 (2017.6.7)	(72) 発明者	馬場 博隆
(31) 優先権主張番号	特願2012-130139 (P2012-130139)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
(32) 優先日	平成24年6月7日 (2012.6.7)	(72) 発明者	飯村 隆志
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2013-24812 (P2013-24812)		
(32) 優先日	平成25年2月12日 (2013.2.12)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

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】

超音波探触子を介して被検体との間で超音波ビームを送受信する送受信部と、前記送受信部で受信処理された受信ビーム信号に基づいて濃淡像を生成する濃淡像生成部と、前記受信ビーム信号に基づいて前記被検体の組織の弾性値を求めて弾性像を生成する弾性像生成部と、前記濃淡像に関心領域を設定する関心領域生成部と、前記濃淡像と前記弾性像と前記関心領域の図形を合成する表示像生成部と、前記表示像生成部で合成された画像を表示する画像表示部と、ポインティングデバイスを有する操作卓とを備えた超音波画像診断装置であって、

前記関心領域生成部は、前記ポインティングデバイスにより前記濃淡像上に指定された第1領域に予め定めた面積の基準関心領域を設定する基準関心領域生成部と、前記基準関心領域を拡大して第1関心領域を生成する第1関心領域生成部と、前記濃淡像上で前記第1領域の生体組織とは異なる生体組織の第2領域に第2関心領域を生成する第2関心領域生成部と、

前記第1関心領域生成部は、前記基準関心領域の設定位置から前記濃淡像の二次元方向の画素値の変化に基づいて前記第1領域の組織境界を検出する組織境界検出部と、前記基準関心領域内に複数の中心候補点を設定して各中心候補点から前記組織境界までの最短距離をそれぞれ求める最小距離算出部と、前記最短距離が最も長い前記中心候補点を中心として前記最も長い最短距離を半径とする円を求める最大距離算出部と、前記円又は該円に内接する多角形の領域を第1関心領域として設定することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記第 2 関心領域生成部は、前記濃淡像上で、前記第 1 関心領域を含まない範囲と、前記濃淡像からはみ出さない範囲と、前記第 1 関心領域の辺縁及び第 1 領域の周辺組織を含まない範囲に、前記第 2 関心領域を生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】

前記第 2 関心領域は、予め形状と面積が設定されてい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 4】

前記第 1 関心領域と前記第 2 関心領域に基づいて、弾性値の比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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性像を表示する機能を備えた超音波診断装置に関する。特に、生体組織の硬さ又は軟らかさを対比する領域にそれぞれ設定された複数の関心領域(以下、ROIという。)の設定位置を設定するのに好適な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置によって組織境界で囲まれた閉領域のほぼ中心である1点と組織境界上の1点の2つの点を指定し、組織境界を自動でなぞってROIを画像上に設定する方法として、例えば特許文献1に記載のものがある。また、診断精度の向上を図るため断層像と生体組織の硬さ又は柔らかさを示す弾性画像を表示し、腫瘍部位に設定された関心領域(腫瘍ROI)と脂肪部位に設定された関心領域(脂肪ROI)のそれぞれの弾性値を算出し、これらの弾性値の比率(弾性比)を表示することで、腫瘍の良悪性や手術の要否などの診断に寄与させる方法として、例えば特許文献2に記載のものがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第4607263号公報

【特許文献 2】特許第3991282号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1, 2のように、ROIの設定を半自動で行えれば、検者の手数を減少させ、検査時間を短縮でき、人手の介在を少なくでき、計測値の再現性を向上できるので、有用な機能である。しかし、次に述べるような課題がある。

【0005】

すなわち、特許文献1では、ROIを1つ設定するために最低2か所を指定する必要があるもので、依然煩わしい。また、組織境界像が欠損していたり閉じていなかったりすると閉領域を構成することが難しくなるために、適切なROIを設定することが困難となる。また、ROIの大きさが一定以下の場合、サンプリング領域が不足して計測値がエラーになってしまうことがあり、その場合はROIの設定をやり直すことになる。また、特許文献2では、ROIを手技に行っているため、腫瘍ROIと脂肪ROIにおける弾性値の再現性が低く、最終的な弾性比の精度も低下してしまうおそれがある。そのため、ROIの設定をやり直す必要が生じると、ROI設定に要する手間や時間が検者及び被検者の双方の負担となる。

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、対比する生体組織にROIを設定する際の検者の負担を軽減でき、計測値の再現性が高いROIの設定方法及びその設定方法を用いた超音波診断

10

20

30

40

50

装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体との間で超音波ビームを送受信する送受信部と、前記送受信部で受信処理された受信ビーム信号に基づいて濃淡像を生成する濃淡像生成部と、前記受信ビーム信号に基づいて前記被検体の組織の弾性値を求めて弾性像を生成する弾性像生成部と、前記濃淡像に関心領域を設定する関心領域生成部と、前記濃淡像と前記弾性像と前記関心領域の図形を合成する表示像生成部と、前記表示像生成部で合成された画像を表示する画像表示部と、ポインティングデバイスを有する操作卓とを備えた超音波画像診断装置であって、前記関心領域生成部は、前記ポインティングデバイスにより前記濃淡像上に指定された第1領域に予め定めた面積の基準関心領域を設定する基準関心領域生成部と、前記基準関心領域を拡大して第1関心領域を生成する第1関心領域生成部と、前記濃淡像上で前記第1領域の生体組織とは異なる生体組織の第2領域に第2関心領域を生成する第2関心領域生成部と、前記第1関心領域生成部は、前記基準関心領域の設定位置から前記濃淡像の二次元方向の画素値の変化に基づいて前記第1領域の組織境界を検出する組織境界検出部と、前記基準関心領域内に複数の中心候補点を設定して各中心候補点から前記組織境界までの最短距離をそれぞれ求める最小距離算出部と、前記最短距離が最も長い前記中心候補点を中心として前記最も長い最短距離を半径とする円を求める最大距離算出部と、前記円又は該円に内接する多角形の領域を第1関心領域として設定することができる。

10

20

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、対比する生体組織にROIを設定する際の検者の負担を軽減でき、計測値の再現性の高いROIを設定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施形態1の超音波診断装置の構成図

【図2】図1のROI生成部12の構成図

【図3】実施形態1の特徴部のROI設定部の処理手順の一例を示すフローチャート

【図4】実施形態1のROI設定部により設定するROIの具体例を説明する図

30

【図5】実施形態1のROI設定方法を用いてROIを設定する動作の一例を説明する図

【図6】実施形態1のROI設定方法を用いてROIを設定する動作の他の一例を説明する図

【図7】実施形態1のROI設定方法を用いてROIを設定する動作のさらに他の一例を説明する図

【図8】実施形態1のROI設定方法において指定領域を楕円領域に設定した場合にROIを設定する動作の一例を説明する図

【図9】二次元形状の指定領域が入力設定された場合のROI設定方法の他の実施例を説明する図

【図10】本発明の実施形態2に係る超音波診断装置のブロック構成図

【図11】実施形態2の領域生成部の構成を例示するブロック図

40

【図12】実施形態2の第1ROI生成部における腫瘍ROIの設定手順を模式的に示す図

【図13】実施形態2の可能性分布を生成するための条件と生成された可能性分布、及び可能性分布を用いて生成された第2の診断領域である脂肪ROIを模式的に示す図

【図14】実施形態2に係る超音波診断装置における処理手順の概略を示すフロー図

【図15】実施形態2の領域生成部における脂肪ROIを生成する手順の一例を示すフロー図

【図16】本発明の実施形態3の超音波診断装置のブロック構成図

【図17】実施形態3の関心領域生成部の処理手順を示すフローチャート

【図18】実施形態3の表示画面の表示例を説明する図

【図19】実施形態3の関心領域生成部の動作1を説明する図

【図20】実施形態3の関心領域生成部の動作2を説明する図

50

【図 2 1】実施形態3の関心領域生成部の動作3を説明する図
【図 2 2】実施形態3の関心領域生成部の動作4を説明する図
【図 2 3】実施形態3のROI形状の変形例を説明する図
【図 2 4】実施形態3の関心領域生成部の処理例を説明する図
【図 2 5】実施形態3の関心領域生成部の他の処理例を説明する図
【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面に基づいて、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0013】

(実施形態1)

実施形態1の超音波診断装置は、生体組織の性状を計測する注目組織に、できるだけ広い関心領域を自動的に生成することを特徴とし、図1に示すように構成されている。図1において、探触子2は、送信部3から与えられる超音波信号を音響信号に変換して被検体1の内部に送波する。被検体1の内部から反射した音響信号(以下、反射エコー信号という。)を電気信号に変換して受信部4に伝える。受信部4は、電気信号に変換された反射エコー信号を受信処理して整相加算回路5に出力する。整相加算回路5は、反射エコー信号の受信ビーム信号を形成して濃淡像生成部6に出力する。濃淡像生成部6は、受信ビーム信号に基づいて一般にBモード像と称される濃淡像を生成し、表示像生成部7を介して画像表示部8に表示するようになっている。

【0014】

また、本実施形態では、Bモードの濃淡像の他に、生体組織の弾性像を生成して表示像生成部7を介して画像表示部8に表示するようになっている。すなわち、例えば、探触子2により被検体1に加える圧迫力を変化させながらBモード濃淡像を撮像する。なお、被検体に加える圧迫は、脈動、拍動の他、周知の圧迫法を適用できる。弾性演算部9は、整相加算回路5から出力されるBモード濃淡像の受信ビーム信号を入力してBモード濃淡像のフレームデータを時系列で記憶する。

【0015】

そして、記憶されたフレームデータのうちから撮像時間が異なる一対のフレームデータを読み出し、圧迫の違いにより生じた組織の変位に基づいて組織の弾性値を求める。弾性値としては、典型的には歪み(百分率)の他に、歪みに基づいて弾性率を求めることができる。弾性演算部9は、各計測点(画素)について求めた弾性値のフレームデータを弾性像生成部10に出力する。弾性像生成部10は、弾性値フレームデータに基づいてカラー像化した弾性像を生成し、表示像生成部7を介して画像表示部8に表示するようになっている。

【0016】

一方、装置制御・インターフェイス部11は、図を簡単化するため図示していないが、送信部3、受信部4、整相加算回路5、濃淡像生成部6、表示像生成部7、弾性演算部9及び弾性像生成部10を制御するとともに、各種の設定を行えるようになっている。特に、本発明の特徴部であるROI生成部12に必要な指令の入力及び制御を指令するようになっている。ROI生成部12は、入力される指令に基づいて関心領域(ROI)を設定し、ROIの座標データを弾性演算部9とROI像生成部13に出力する。

【0017】

弾性演算部9は、ROI生成部12により生成されたROI内の弾性値のみを求め、弾性像生成部10はROI内の弾性像のみを生成して、表示像生成部7を介して画像表示部8に表示することができるようになっている。ROI像生成部13は、装置制御・インターフェイス部11から入力される後述する指定点又は指定領域を画像化するとともに、ROI生成部12から出力されるROIの座標データに基づいてROI像を生成するようになっている。

【0018】

表示像生成部7は、装置制御・インターフェイス部11の制御指令に合わせて、濃淡像生成部6から出力される濃淡像と、弾性像生成部10から出力される弾性像を、それぞれ単独で画像表示部8に表示することができる。また、それらの画像を重ね合わせて画像表示部8

10

20

30

40

50

に表示することができる。さらに、ROI像生成部13によって画像化された指定点又は指定領域とROI像を、表示像生成部7を介して画像表示部8の濃淡像及び/又は弾性像に重ねて表示するようになっている。

【0019】

図2は、ROI生成部12の詳細な構成を示す。検者が装置制御・インターフェイス部11によって指定した組織像上の指定位置は探査範囲設定部121に与えられる。探査範囲設定部121は指定位置を中心とする予め定めた半径 r_0 内の範囲の複数の点(以後、中心候補点とする。)を算出し最小距離算出部124に与える。

【0020】

濃淡像生成部6は濃淡像をスペックル除去像算出部122に与える。スペックル除去像算出部122は、濃淡像から超音波像にある干涉縞であるいわゆるスペックルを除去して組織境界位置算出部123に与える。組織境界位置算出部123はスペックルの除去された像から組織の境界(輪郭)位置を算出して最小距離算出部124に与える。最小距離算出部124は候補点と組織境界までの距離のうち、中心候補点ごとに最小の距離を最大距離算出部125に与える。最大距離算出部125は中心候補点の中から最大距離を示す点を選択し、ROI像生成部13に与える。ROI像生成部13は関心領域の画像を生成して表示像生成部7に与える。

【0021】

このように構成される実施形態のROI生成部12のROI設定に係る処理動作を図3のフローチャートに示す。まず、装置制御・インターフェイス部11は、濃淡像生成部6に指令を送って表示像生成部7を介して画像表示部8に濃淡像を表示させる(S1)。次いで、ROI生成部12は、装置制御・インターフェイス部11に設けられた入力手段である位置指定デバイスなどの入力デバイスを用いて、検者が画像表示部8に濃淡像に入力した指定点又は指定領域の座標データを、装置制御・インターフェイス部11から探査範囲設定部121に取り込む(S2)。指定領域は、入力デバイスにより指定される任意の指定点を中心とする予め定められた半径 r_0 の円領域、あるいは入力デバイスにより描画して指定される二次元領域とすることができる。

【0022】

ここで、二次元領域は、任意の閉じた図形となる領域であればよく、例えば矩形、楕円、正多角形であってもよい。そして、指定点の座標が入力された場合は、予め定められた半径 r_0 の円形の指定領域の全域に複数の候補点を設定する(S3)。候補点は、濃淡像の画素に対応する位置に設定する。一方、指定領域として二次元領域の座標データが入力された場合は、その指定領域25の全域に複数の候補点を設定する(S3)。

【0023】

そして、濃淡像にスペックルがある場合、装置制御・インターフェイス部11は濃淡像生成部6に指令を送ってスペックル除去像算出部122に、濃淡像のスペックル除去処理を行わせ(S4)、スペックルが除去された濃淡像を組織境界位置算出部123に出力する。ここで、スペックル除去は、濃淡像から超音波像にある干涉縞、いわゆるスペックルを除去する処理であり、周知の例えばリーフィルタやバイラテラルフィルタを用いることができる。

【0024】

次いで、ROI生成部12は、スペックルが除去された濃淡像を用いて、指定点P0が設定された生体組織の境界を検出する(S5)。生体組織の境界検出方法は、公知の技術を用いることができる。例えば、第1の方法として、各候補点から放射状に設定される探査線に沿って濃淡像の画素の輝度などの画素値を求め、探査線に沿って画素値の変化を偏微分により求める。求めた偏微分値の分布像に基づいて、偏微分値が予め定めたしきい値以上の画素を求めて組織境界線を検出する。

【0025】

つまり、隣接する生体組織の性状が同じ場合は探査方向の画素値の偏微分値が小さく、隣接する生体組織の性状が異なる場合はその境界において探査方向の画素値の偏微分値の絶対値が大きくなる、いわゆる勾配の尾根が組織境界に対応する。

【0026】

10

20

30

40

50

第2の方法として、スペckルが除去された濃淡像の画素の輝度値に、例えばSobelオペレーターを畳み込み、画像面の横方向と縦方向の偏微分値を求め、各方向の偏微分値の二乗和平方根を求めることにより、輝度の勾配長の分布が得られる。輝度の勾配長は、輝度の偏微分値の絶対値で算出できる。輝度差が大きい箇所は勾配長が長く、輝度差がゼロの箇所は勾配長がないことを表す。そこで、濃淡像の輝度の勾配を算出し、勾配から勾配長と勾配方向を求め、勾配方向に見て勾配長の尾根となる個所を組織境界として検出することができる。

【0027】

次に、最小距離算出部124は、各候補点 P_i (i は、1～ n までの自然数)から組織境界までの距離 d_{ij} (j は、1～ m までの自然数)を算出し、それらの間の最小距離 d_{imin} をそれぞれ算出する(S6)。最大距離算出部125は、算出した全ての最小距離 d_{imin} の中から、最大値 d_{kmax} を選択する(S7)。その最大値 d_{max} の候補点 P_k を中心とし、最大値 d_{max} を半径とする円領域を関心領域(ROI)として設定して、ROI座標データをROI像生成部13に出力する(S8)。ROI像生成部13は、ROI像を生成して表示像生成部7に出力し、表示像生成部7は濃淡像にROIを重ねて画像表示部8に表示する(S9)。

【0028】

ここで、具体的な濃淡像の例を用いてROIの生成動作を説明する。図4に、ROIの設定対象の濃淡像の例を示す。図4(a)は、濃淡像20において注目組織の生体組織21と隣接する他の生体組織22の境界線23が閉じていない図形の例である。この例の場合、生体組織21の図において下方の部分の組織性状が均一であればよいが、検者は濃淡像20の生体組織21の中央部にある凸状部に注目した例である。

【0029】

この場合、円形のROI24を凸状部に合わせてできるだけ大きい半径に設定する。また、図4(b)は、濃淡像30において脂肪層31を注目組織とする例であり、脂肪層31が層状になっており、他の生体組織(脂肪層等)32と境界線33a, 33bを介して隣接している状態を示している。この場合、円形のROI34を境界線33a, 33bに挟まれた領域であって、できるだけ半径の大きい円形に設定する。また、図4(c)は、濃淡像40において注目組織である生体組織41が他の生体組織42と楕円の境界線43を介して隣接している状態を示している。この場合、円形のROI44を境界線43に囲まれた領域であって、できるだけ半径の大きい円形に設定する。

【0030】

まず、図4(a)の濃淡像20の例を参照して、ROI設定動作を具体的に説明する。図5では、組織境界検出ステップS5で検出した濃淡像20の注目組織である生体組織21と、隣接する生体組織22との境界線23を黒角の画素で表している。境界線23は、前述した第2の境界検出法で検出したものである。

【0031】

つまり、図6(a)に示すように、濃淡像生成部6から与えられる濃淡像20aからスペckルを除去して、同図(b)に示す濃淡像20bが得られる。濃淡像20aは注目組織の生体組織21を斜線を付して模式的に示し、濃淡像20bは黒塗りの領域よりも白い領域の輝度が高く、各領域の輝度が均一であることを模式的に表している。

【0032】

図6(c)は、組織境界検出ステップ(S5)によって検出した勾配長の分布像20cを示している。図では、白い箇所24の勾配長よりも黒い箇所25のほうがより長いことを示し、輝度差のある個所の勾配長は長く、輝度差のない領域の勾配長はゼロである。図6(d)は、勾配長の尾根位置の画素を黒角で表した尾根画素分布20dである。また、黒角は画素上の点で、互いに隣接して並んでいる。

【0033】

また、各画素の座標は予め定められている。勾配長の尾根は、周知のように、勾配方向に見て凸になっている個所であり、各勾配長の画素位置で勾配方向にある勾配長画素と勾配逆方向にある勾配長画素の画素値を比較し、注目している勾配長が最も長い値であれば

10

20

30

40

50

尾根とすることにより、組織境界23を尾根として求めることができる。

【0034】

次に、ROI設定の処理動作を図5を参照して具体的に説明する。まず、図5(a)に示すように、検者は装置制御・インターフェイス部11のポインティングデバイスを用いて、画像表示部8に表示されている濃淡像20において、診断すべき注目領域24に指定点P0を設定する。この指定点P0は、注目領域24の概ね中心部に設定すればよい。次に、ROI生成部12は、指定点P0を中心として予め設定されている半径 r_0 の円の指定領域を設定し、指定領域の内部に複数の候補点Piを設定する。図では、繁雑になるのを避けるために候補点P1～P4のみを示しているが、4点に限られるものではない。

【0035】

次いで、図5(a)～(c)に示すように、各候補点P1～P4と組織境界23との間の距離を算出し、各候補点から組織境界23までの距離が最も短い最短距離をそれぞれ求める。そして、それぞれの候補点P1～P4からの最短距離が最も長い最短距離d3の候補点(図示例では、P3)を求める。つまり、組織境界23から最も離れた候補点P3が選ばれる。そして、候補点P3を中心として最も長い最短距離d3を半径Rとする円の輪郭をROI24として設定する。なお、ROI24は、円形に限られるものではなく、例えば、円に内接する正多角形の輪郭であってもよい。設定されたROI24の輪郭データは、ROI像生成部13に出力される。また、ROI24内の組織弾性を求める場合は、同時に弾性演算部9に出力される。

【0036】

ROI像生成部13は、ROI24の座標データに基づいてROI24の輪郭データを生成して表示像生成部7に出力する。表示像生成部7は、入力されるROI像の輪郭データに従って濃淡像に重ねてROI24の輪郭を画像表示部8に表示する。

【0037】

このようにして、図4(a)に示すような組織境界23で形成される図形が閉じていない場合であっても、検者が注目する生体組織21に可能な限り広いROI24を設定することができる。また、ROI設定に係る検者の手数を少なくでき、注目する生体組織の境界線が欠損していても、確実にROIを設定できる。その結果、計測時間を短縮でき、人手によるマニュアル設定による不適切な設定を排除できるから、計測値の再現性を向上できるという効果が得られる。その結果、関心領域内の生体組織の性状の安定した臨床データを計測することができるから、統計的なデータの信頼性及び診断の信頼性を高めることができる。

【0038】

図7に、図4(b)の濃淡像のように組織境界が層状になっている脂肪層31などの注目組織に、円形のROI34を自動設定する場合の動作状態図を示す。また、図8に、図4(c)のように組織境界43で形成される図形が閉じた状態の注目組織41に、円形のROI44を自動設定する場合の動作状態図を示す。それらの例において、具体的な処理手順は図5の例と同様であることから、説明を省略する。なお、図7及び図8において、いずれもROI34, 44の半径Rの径方向の周縁が、組織境界33a、33bと組織境界43に接するように中心が設定されているが、指定点P0の設定如何によって、径方向の片方の周縁が組織境界に接しない場合もあることは言うまでもない。

【0039】

図9に、検者によって入力デバイスを介して、任意の二次元形状の指定領域51が入力設定された場合のROI自動設定方法を説明する。図9(a)に示すように、生体組織21に注目して、検者が長円形の指定領域51を濃淡像20に描画により入力設定した。この場合、指定領域51の内側領域に複数の候補点P1～P7を設定する。そして、濃淡像20のスペckル除去処理を実行する。そして、スペckルが除去された濃淡像20に、指定された指定領域51が含まれる生体組織21の境界の検出処理を実行する。

【0040】

例えば、前述した境界検出法の第1の方法を適用して説明する。複数の候補点P1～P7の任意の1つの基準点から放射状に設定される探索線に沿って超音波像の濃淡像20の画素値を偏微分する。求めた偏微分値の絶対値の分布に基づいて、偏微分値が予め定めたしきい

10

20

30

40

50

値以上の画素を求めて組織境界52を検出する。つまり、隣接する生体組織の性状が同じ場合は、探査方向の画素値の偏微分値が小さく、隣接する生体組織の性状が異なる場合はその境界において探査方向の画素値の偏微分値の絶対値が大きくなる。これを複数の探査線について求めると、いわゆる偏微分値の絶対値のピーク分布(尾根)が得られ、これが組織境界52として検出される。

【0041】

最小距離算出部124は、このようにして検出された組織境界52と各候補点P1～P7との間の距離を算出し、各候補点から組織境界52までの距離が最も短い最短距離をそれぞれ求める。そして、最大距離算出部125は、それぞれの候補点P1～P7からの最短距離が最も長い最短距離d4の候補点(図示例では、P4)を求める。つまり、組織境界52から最も離れた候補点P4が選ばれる。そして、候補点P4を中心として最も長い最短距離d4を半径Rとする円の輪郭をROI53として設定する。

10

【0042】

このように、図9の例によっても、図5の例と同様に、検者が注目する生体組織21に可能な限り広いROI53を設定することができる。その結果、関心領域内の生体組織の性状の安定した臨床データを計測することができるから、統計的なデータの信頼性及び診断の信頼性を高めることができる。なお、図9の例における探査線に沿った探査範囲を制限することが好ましい。これによれば、組織境界52が閉じていない図形である場合、距離計算の計算時間が長くなるのを回避することができる。

20

【0043】

ここで、本発明のROI自動設定方法を適用した具体的例について説明する。前述したように、病変部の性状を計測して診断に資するため、病変部の弾性を計測して診断することが行われている。最も簡便な弾性データとしては、生体組織の歪み値が一般に用いられているが、歪み値は計測時の生体組織に作用する応力に依存するから、診断に適した統計的な臨床データを得るには、異なる個体について計測した病変部の弾性データを客観的な臨床データとして収集することが必要になる。

【0044】

そこで、従来は、同じ応力の下で計測された超音波像において、個体差の少ない病変部以外の正常な生体組織(例えば脂肪層)の歪み ϵ_r を基準とし、病変部の生体組織の歪みの大きさを歪み比(ϵ_b / ϵ_r)で評価することにより、病変部の弾性を客観的に評価するようにしている。なお、歪み比に代えて弾性率比を用いてもよく、以下、両方を含めて弾性比というが、本実施形態では歪み比を例に説明する。

30

【0045】

この歪み比(ϵ_b / ϵ_r)は、参照部位と病変部にそれぞれ関心領域(ROI)を設定し、各ROI内における歪み平均値の比を算出する。また、各ROIを同一の弾性を有する生体組織に広く設定することにより、ROI内に含まれる計測点(通常は画素)の数を多くして、誤差を低減して安定な歪み平均値を求めるようにしている。

【0046】

そこで、本発明のROI自動設定方法を用いて、図4(a)の注目領域の病変部である生体組織21にROI24を設定し、弾性演算部9は設定されたROI21内の生体組織の歪み平均値 ϵ_{b21} を求める。さらに、参照部位として、個体差の少ない図4(b)の脂肪層31にROI34を設定し、弾性演算部9は設定されたROI34内の生体組織の歪み平均値 ϵ_{r31} を求める。

40

【0047】

そして、弾性演算部9は、注目組織の歪み平均値 ϵ_{b21} を、脂肪層31の歪み平均値 ϵ_{r31} で割った歪み比($\epsilon_{b21} / \epsilon_{r31}$)を求めて、その歪み比を弾性像に重ねて表示する。すなわち、各患者の病変部についていろいろな条件下で計測された歪み平均値を、同一の条件下で計測された個体差の少ない脂肪層31の歪み平均値 ϵ_{r31} で正規化ないし指数化した歪み比を求めることにより、個体差及び計測条件が異なっても、客観的な臨床データを収集することができる。

【0048】

50

特に、本実施形態1に係る本発明によれば、可能な限り大きな関心領域(ROI)を自動設定できるから、生体組織の歪み比を画一的に求めることができ、弾性に係る臨床データの信頼性を向上することができる。信頼性の高い臨床データは、個々の診断において的確な診断を行うことができ、診断に係る標準値を絞ることが可能になる。

【0049】

上述したように、実施形態1に係る本発明の関心領域設定方法は、入力デバイスにより被検体の超音波像における注目組織内に指定される任意の指定領域内に複数の候補点を設定する第1ステップと、前記超音波像の二次元方向の画素値の変化を算出して組織境界を検出する第2ステップと、検出された前記組織境界と前記各候補点との間の最短距離をそれぞれ求め、前記最短距離が最も長い前記候補点を中心として、当該最も長い最短距離を半径とする円又は該円に内接する正多角形の領域を関心領域として設定する第3ステップと、設定された前記関心領域を画像化して前記超音波像と重ねて画像表示部に表示する第4ステップを有し、生体組織の性状を計測する注目組織に、できるだけ広い関心領域を自動的に生成することができる。

10

【0050】

本実施形態1において、第1ステップは、前記入力デバイスにより指定される任意の指定点を中心とする予め定められた半径の円領域を指定領域とすることができる。また、第1ステップは、入力デバイスにより描画で指定される二次元領域を前記指定領域とすることができる。

【0051】

20

また、第2ステップは、超音波像の直交2方向に画素値を偏微分し、偏微分値の絶対値に基づいて組織境界を検出することができる。さらに、第2ステップは、候補点の1つから放射状に設定される探査線に沿って超音波像の画素値を偏微分し、偏微分値の絶対値に基づいて組織境界を検出することができる。また、第2ステップは、予め最大範囲に組織境界の探査範囲が設定されていることが望ましい。

【0052】

さらに、実施形態1の超音波診断装置は、被検体に超音波を送受して受信される反射エコー信号に基づいて超音波像を生成する超音波像生成部と、超音波像を表示する画像表示部と、画像表示部に表示された超音波像の注目組織に点又は領域により指定領域を設定する入力デバイスと、超音波像の二次元方向の画素値の変化に基づいて組織境界を検出する組織境界検出部と、各候補点から組織境界までの最短距離をそれぞれ求める最小距離算出部と、最短距離が最も長い候補点を中心として最も長い最短距離を半径とする円を求める最大距離算出部と、円又は該円に内接する多角形の領域を関心領域として設定する関心領域設定部とを備えて構成することができる。また、関心領域の画像を生成して画像表示部に表示された超音波像に重ねて描画する関心領域画像生成部を備えて構成することができる。

30

【0053】

さらに、超音波像生成部により生成される超音波像に基づいて生体組織の歪み値を求める弾性演算部を備え、入力デバイスにより設定される注目組織は、病変部と脂肪層の2つであり、前記関心領域設定部は、前記病変部と前記脂肪層とにそれぞれ前記関心領域を設定し、弾性演算部は、脂肪層に設定された関心領域の歪み平均値と、病変部に設定された関心領域の歪み平均値を求め、脂肪層の歪み平均値により病変部の歪み平均値を割って歪み比を求めようようにすることができる。

40

【0054】

一般に、ROIの設定は、例えば、検査技師あるいは医者である検者がポインティングデバイスなどの入力デバイスを用い、モニタに表示された超音波像上に円形あるいは矩形の領域を描画しながら、かつ、その領域の大きさを変えてROIを設定できるようにしている。しかし、マニュアルで病変部の境界に合わせてROIを設定するのは煩雑であり、検者によっては病変部の境界を越えた領域を含めてROIを設定してしまうことがある。逆に、病変部の境界を越えないように狭いROIを設定することがある。そのため、歪み平均値の計

50

測データが検者ごとにばらつきが出ることがあり、計測データの再現性に問題がある。このような問題は、弾性データに限らず、生体組織の性状データを計測するROIの設定についても共通する問題である。

【0055】

一方、生体組織の境界を検出する技術として、心臓の心室の境界を表す輪郭線を検出する技術が特許第4607263号に提案されているが、同文献の技術は、心室の境界のように閉じた図形となる輪郭を検出することには適しているが、病変部などの診断対象の生体組織の境界の一部が判然としない場合、例えば診断対象の生体組織の境界線が閉じた図形でない場合には、ROIの生成には適用することができない。また、脂肪層のような生体組織では境界線が層状になって閉じた図形でない場合も、同文献の技術をROIの設定には適用できない。

10

【0056】

この点、本実施形態1によれば、上述したように、できるだけ広い関心領域ROIを自動設定できるから、生体組織の歪み比を画一的に求めることができ、弾性に係る臨床データの信頼性を向上することができる。信頼性の高い臨床データは、個々の診断において的確な診断を行うことができ、診断に係る標準値を絞ることが可能になるので、診断の信頼性を向上することができる。

【0057】

(実施形態2)

実施形態2の超音波診断装置は、対比する関係にある一方の関心領域を生成したとき、他方の関心領域を自動的に生成することを特徴とする。これにより、ばらつきの少ない弾性比の計測が可能になる。本実施形態2は、図10に示すように、探触子21と、送受信部22と、画像生成部23と、表示部24とを備えている。これら各部は、操作卓25から制御することが可能となっている。操作卓25では、超音波画像を生成するために任意のパラメータが操作者によって設定される。例えば、操作卓25は、マウス、キーボード、トラックボール、タッチペン、ジョイスティック等の操作デバイスを備えており、画像表示条件等の設定を該操作デバイスを用いて入力可能に構成されている。

20

【0058】

探触子21は、複数の振動子を配設して形成されており、接触させた被検体に振動子を介して超音波(音響信号)を送信し、被検体からの反射信号を受信する。送受信部22は、探触子21を駆動して超音波を送信させると共に、被検体からの反射信号を信号処理する。この場合、送受信部22は、送受信ビームを形成して探触子21から被検体に超音波を送信し、受信した反射信号を用いて生成したフレームデータを画像生成部23に与える。

30

【0059】

例えば、送受信部22は、送波回路、送波遅延回路、受波回路、受波遅延回路、整相加算回路等を備えて構成されている。送波回路は、探触子21を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成し、送波遅延回路は、送波される超音波の収束点のある深さに設定し、振動子を介して被検体に時間間隔をおいて送波回路から超音波を繰り返し送信させる。

【0060】

一方、受波回路は、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を探触子21を介して受信し、受波遅延回路は、送波遅延回路から入力されるタイミング信号に従って反射エコー信号を取り込み、増幅などの受信処理(RF信号の生成)を行う。また、整相加算回路は、受波遅延回路に取り込まれた反射エコー信号の位相を合わせて加算する。その際、整相加算回路は、受波遅延回路で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成して超音波断層データであるRF信号フレームデータを時系列に生成する。

40

【0061】

画像生成部23は、送受信部22によって信号処理された反射信号を用いて、超音波画像を生成しており、濃淡像生成部31、弾性像生成部32、領域生成部33、算出部34及び表示像生

50

成部35を含んでいる。

【0062】

濃淡像生成部31は、被検体の断層部位の超音波断層データ、具体的には送受信部22の整相加算回路からのRF信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い、断層画像(例えば、白黒の濃淡輝度による断層画像(いわゆるBモード像))を生成する。また、濃淡像生成部31は、断層画像データをデジタル信号に変換するA/D変換器と、変換された複数の断層画像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラ等を備えて構成される白黒DSC(Digital Scan Converter)を含んでいる。白黒DSCは、前記フレームメモリに記憶された被検体内の断層フレームデータを1画像として取得し、取得された断層フレームデータをテレビ同期で読み出す。

10

【0063】

弾性像生成部32は、被検体の断層部位の超音波断層データに基づいて、前記断層部位における組織の歪みや弾性率を求めるとともに、求めた歪みや弾性率に基づいて前記断層部位における弾性画像を生成する。この場合、弾性像生成部32は、フレームデータ取得部、変位計測部、圧力計測部、カラーDSC等を含んで構成されている。

【0064】

すなわち、弾性像生成部32は、整相加算回路により生成されたRF信号フレームデータを用いて変位計測部で計測された生体組織の変位情報、例えば変位ベクトルに基づいて断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算し、その歪みや弾性率に基づいて弾性画像信号、すなわち弾性フレームデータを構成する。なお、生体組織の歪みや弾性率を演算する際、弾性像生成部32は、圧力計測部から出力される圧力値も加味している。ここで、歪みのデータは、生体組織の移動量、例えば変位を空間微分することによって算出される。

20

【0065】

また、弾性率のデータは、圧力の変化を歪みの変化で除することによって算出される。例えば、変位計測部により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み $S(X)$ は、 $L(X)$ を空間微分することによって算出することができるから、 $S(X) = L(X) / X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = P(X) / S(X)$ という式によって求められる。このヤング率 Y_m から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じる歪みに対する比である。

30

【0066】

ここで、弾性像生成部32において、フレームデータ取得部は、被検体の生体組織に圧迫を加えて探触子21から超音波を送信して得られる反射エコー信号のフレームデータを送受信部22から取得する。また、フレームデータ取得部は、超音波ビームの走査面(断層面)に対応する反射エコー信号群を、複数フレーム分まとめてメモリなどに格納する。変位計測部は、フレームデータ取得部に格納されている取得時刻が異なる複数対のフレームデータを順次取り込み、取り込んだ一対のフレームデータに基づいて断層面における複数の計測点の変位ベクトルを求める。

40

【0067】

そして、弾性像生成部32は、フレームデータ取得部により構成された各弾性情報のフレームデータに対して、座標平面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理などの様々な画像処理を施して、カラーDSCに送出する。カラーDSCは、弾性フレームデータを表示部24の表示に合うように変換する。すなわち、カラーDSCは、弾性フレームデータに色相情報を付与する機能を有しており、弾性フレームデータに基づいて光の3原色である赤(R)、緑(G)、青(B)を付した画像データに変換する。例えば、カラーDSCは、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換し、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。

【0068】

50

表示像生成部35は、フレームメモリ、画像処理部、画像選択部等を含んで構成されており、ブレンディングに代表されるような手法にて断層画像と弾性画像の合成画像又は並列画像を生成する。フレームメモリは、濃淡像生成部31の白黒DSCからの断層画像データと弾性像生成部32のカラーDSCからの弾性画像データとを記憶する。また、画像処理部は、フレームメモリに記憶された断層画像データと弾性画像データとを合成割合を変更して合成する。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像とカラー弾性画像の各情報を合成割合で加算したものとなる。さらに、画像選択部は、フレームメモリ内の断層画像データと弾性画像データ及び画像処理部の合成画像データのうちから表示する画像を選択し、表示部24に表示させる。

【0069】

10

表示部24は、表示像生成部35の画像選択部により選択された断層画像及び弾性画像等の画像、そして、後述する領域生成部33で生成された第1の診断領域及び第2の診断領域を、算出部34で算出された第1の診断領域と第2の診断領域の弾性比とともに視認可能に表示する。

【0070】

本実施形態において、画像生成部23は、上述した濃淡像生成部31、弾性像生成部32及び表示像生成部35に加えて、領域生成部33及び算出部34を備えている。以下、本発明の特徴部である領域生成部33及び算出部34の構成について説明する。

【0071】

画像生成部23は、診断に供される2つの領域(関心領域)として、第1の診断領域及び第2の診断領域を生成する。具体的には、領域生成部33において、第1の診断領域及び第2の診断領域が生成される。この場合、表示部24に表示された超音波画像の第1の診断領域に含まれる第1の基準位置が操作者によって操作卓25から設定される。

20

【0072】

そして、領域生成部33は、超音波画像上に設定された第1の基準位置を含む領域に第1の診断領域を生成する。また、領域生成部33は、第1の診断領域と、超音波画像の外へのはみ出しと、第1の診断領域の辺縁や周辺組織との位置情報を用いて、超音波画像上に生成しようとする第2の診断領域を生成する。この場合、領域生成部33は、第1の診断領域を含まない範囲と、超音波画像上に生成しようとする第2の診断領域がはみ出さない範囲と、第1の診断領域の辺縁や周辺組織上に第2の診断領域を設けない範囲を用いて第2の診断領域を生成すればよい。なお、本実施形態において、領域生成部33は、第1の基準位置よりも深度が大きい位置には第2の診断領域を設けない範囲、及び第1の基準位置を通る直線をそれぞれさらに用いて第2の診断領域を生成する。

30

【0073】

ここで、本実施形態においては、表示された超音波画像の疾患部位に第1の基準位置を設定し、第2の診断領域を前記疾患部位の参照部位に生成する場合を想定する。具体的には、第1の基準位置(つまり、第1の基準位置を含む第1の診断領域)が疾患部位の例として腫瘍部位に設定され、第2の診断領域が疾患部位の参照部位の例として脂肪部位に設定される場合を想定する。

【0074】

40

以下、第1の診断領域を腫瘍ROI、第2の診断領域を脂肪ROIという。ただし、これらの診断領域は任意の部位に設定することが可能であり、腫瘍部位や脂肪部位に特に限定されるものではない。また、本実施形態において、領域生成部33は、一例として、第1の基準位置を第1の診断領域である腫瘍ROIの中心とし、第1の基準位置から第1の半径を有する円形に腫瘍ROIを生成し、第2の基準位置を第2の診断領域である脂肪ROIの中心とし、第2の基準位置から第2の半径を有する円形に脂肪ROIを生成する。この場合、腫瘍ROIの半径値は、第1の基準位置に基づいて領域生成部33により算出され、脂肪ROIの半径値は、領域生成部33により予め規定値として保持されている。

【0075】

すなわち、領域生成部33は、第2の診断領域である脂肪ROIの半径を予め規定値として保

50

持し、保持した規定値を脂肪ROIの半径(第2の半径)とする。ただし、これらのROIの形状は特に限定されず、例えば、楕円形、三角形や四角形等の多角形などとすることも可能であり、2つのROIが異なる形状であっても構わない。加えて、本実施形態においては、一例として、領域生成部33で2つの領域が生成される場合について説明するが、領域生成部33において3つ以上の領域を生成する場合も想定可能である。

【0076】

図11は、本実施形態の領域生成部33の構成を例示するブロック図である。図11に示すように、領域生成部33は、第1ROI生成部331、第2ROIパラメータ記憶部332、可能性分布生成部333、第2ROI生成部334を備えている。

【0077】

第1ROI生成部331は、超音波画像及び腫瘍部位の中心位置から腫瘍辺縁に略内接する円の中心と半径を算出し、腫瘍ROIを設定するとともに、腫瘍ROIの中心位置と半径値を可能性分布生成部333に与える。

【0078】

図12には、第1ROI生成部331における腫瘍ROIの設定手順を模式的に示す。第1の診断部位である腫瘍ROIを設定するにあたって、第1ROI生成部331は、腫瘍部位の中心位置を腫瘍ROIの基準位置として取り込む。この場合、腫瘍部位の中心位置は、操作者によって操作卓25から設定される。その際、操作者は、操作デバイスを用いて操作卓25を操作して表示部24に超音波画像を表示させ、かかる画像上で腫瘍部位の中心位置を設定する。

【0079】

図12(a)には、表示させる超音波画像の一例として、濃淡像生成部31によって生成された白黒の濃淡輝度による腫瘍部位の断層画像を示しており、斜線部分が腫瘍組織部71、かかる腫瘍組織部71の周辺に実線で示す部分が靱帯等の周辺組織部72である。図面においては、便宜上、腫瘍組織部71を斜線にて示しているが、表示部24の表示画面上においては、白黒の濃淡輝度で示されている。なお、弾性像生成部32によって生成された弾性画像上で腫瘍部位の中心位置を設定することも可能である。この場合、操作者は、腫瘍組織部71の中心と思われる任意の位置を、腫瘍部位の中心位置として設定すればよい。

【0080】

図12(b)には、このようにして設定された腫瘍部位の中心位置73の一例を示す。なお、図12(b)には、腫瘍組織部71及び周辺組織部72の勾配長74、及び後述する第2の診断領域である脂肪ROI91とその中心位置90も併せて示している。腫瘍組織部71及び周辺組織部72の勾配長74は、画像輝度の偏微分の絶対値で算出できる値の分布であり、例えば、エッジ抽出プログラムで知られるSobelオペレータを画像に畳み込み、横方向と縦方向の偏微分値を算出して、各方向の偏微分値の二乗和平方根により求めることができる。図12(c)には、このようにして求めた勾配長74の尾根(稜線部分)を点線で示している。

【0081】

そして、図12(c)に示すように、第1ROI生成部331は、操作者が設定した腫瘍部位の中心位置73から勾配長74の尾根までの距離のうち、最短距離を半径(第1の半径)とする円を腫瘍ROI75として生成する。なお、図12(c)には、腫瘍ROI75を実線で示すとともに、勾配長74の尾根を点線で示す。勾配長74の尾根は、勾配方向に見て凸になっている個所であり、各勾配長画素位置で勾配方向にある勾配長画素の値と勾配逆方向にある勾配長画素の値を比較し、注目している勾配長画素が最も長い値であれば尾根(稜線部分)に相当するものと認定する。これにより、腫瘍ROI75の半径(中心位置73から勾配長74の尾根までの最短距離)を第1の半径として求めることができる。すなわち、操作者が腫瘍部位の中心位置73を基準位置(第1の基準位置)として設定するだけで、かかる基準位置を含む腫瘍ROI75(第1の診断領域)を自動的に生成することができる。

【0082】

可能性分布生成部333は、第2の診断部位である脂肪ROIを脂肪部位に自動的に設定するための第2の基準位置の位置情報、つまり、脂肪ROIの中心位置として設定可能な位置か否かを示す位置情報(以下、可能性分布という。)を生成する。本実施形態において、可能性

10

20

30

40

50

分布生成部333は、第1ROI生成部331から与えられた腫瘍部位に略内接する腫瘍ROI75の中心位置73と半径値、第2ROIパラメータ記憶部332に予め規定値として保持されている脂肪ROIのパラメータである半径値、及び超音波画像(濃淡像生成部31で生成された断層画像と弾性像生成部32で生成された弾性画像)に基づいて、脂肪ROIの中心位置となり得る位置を示す可能性分布を生成し、第2ROI生成部334に与える。

【0083】

なお、本実施形態においては、脂肪ROIを基準位置(第2の基準位置)を中心位置とする円形として設定しているため、第2ROIパラメータ記憶部332には規定値として脂肪ROIの半径値(第2の半径)を保持し、かかる半径値を可能性分布生成部333で取り込んでいる。すなわち、第2ROIパラメータ記憶部332には、生成する脂肪ROIの形状に応じたパラメータを予め格納する。例えば、脂肪ROIを基準位置(第2の基準位置)を含む三角形として生成する場合には、基準位置からの一辺(基準となる辺)の長さや基準辺に対する傾斜角度等を規定値として保持しておけばよい。また、例えば、脂肪ROIを基準位置(第2の基準位置)を含む長方形として生成する場合には、基準位置に対して互いに交差するX方向とY方向の距離を規定値としてそれぞれ保持しておけばよい。

【0084】

可能性分布は、所定の条件に基づいて可能性分布生成部333により生成されるが、その際には、第1の診断領域である腫瘍ROI75に応じた複数の条件により可能性分布を生成する。かかる条件として、超音波画像上において脂肪ROIの基準位置(第2の基準位置)を設定することが可能か否かを示す値(以下、特性値という。)が複数の超音波画像上の位置ごとに付与され、可能性分布は、複数の超音波画像上における同一位置の特性値を用いて演算することにより生成されている。

【0085】

図13には、可能性分布生成部333における可能性分布を生成するための条件と生成された可能性分布、及び可能性分布を用いて生成された第2の診断領域である脂肪ROIを模式的に示す。かかる条件は、超音波画像上における脂肪ROIの中心位置の設定可否を示すものであり、個別の条件例が図13(a)～(e)に示されている。なお、図13(a)～(e)においては、脂肪ROIの中心位置が設定される可能性が全くない位置(より具体的には、画素)を黒色で示し、かかる可能性が高い位置を白色で示すとともに、設定される可能性はあるがそれほど高くない位置についてはその可能性に応じて灰色の濃淡で示し、各位置を区別している。その際、特性値として、黒色位置には0、白色位置には1を画素ごとに付与している。灰色位置については、0よりも大きく1よりも小さな特性値を、その濃度が増すに従って大きな値となるように付与している。

【0086】

図13(a)は、第1ROI生成部331によって生成された第1の診断領域である腫瘍ROI75(図12(c))、具体的には、腫瘍ROI75を含まない範囲を用いた条件図である。すなわち、図13(a)には、腫瘍ROI75(図12(c))に脂肪ROIを重ねさせない脂肪ROIの中心位置(第2の基準位置)の条件を示す。この場合、黒円で示す領域81は、腫瘍ROI75の中心位置73(図12(c))を中心とし、腫瘍ROI75の半径に第2ROIパラメータ記憶部332から与えられた脂肪ROIの半径値(以下、脂肪ROI半径という。)を加えた値を半径とする円形領域となっている。

【0087】

つまり、図13(a)によれば、脂肪ROIの中心位置が領域81に設定された場合、脂肪ROIが腫瘍ROI75と重畳してしまうが、中心位置を領域81以外の領域に設定すれば、脂肪ROIが腫瘍ROI75と重畳することなく、互いに離間して位置付けられるということが分かる。

【0088】

図13(b)は、超音波画像の外へのはみ出し、具体的には、超音波画像上に生成しようとする脂肪ROIがはみ出さない範囲を用いた条件図である。すなわち、図13(b)には、表示部24における超音波画像の表示領域から脂肪ROIをはみ出させない条件を示す。この場合、黒枠で示す領域82は、脂肪ROI半径を幅とする枠領域となっている。つまり、図13(b)によれば、脂肪ROIの中心位置が領域82に設定された場合、脂肪ROIが表示領域からはみ出して

しまうが、中心位置を領域82以外の領域に設定すれば、脂肪ROIが表示領域からはみ出すことがなく、表示領域内に完全に収まるということが分かる。

【0089】

図13(c)は、第1の診断領域である腫瘍ROI75(図12(c))の辺縁や周辺組織との位置情報、具体的には、腫瘍ROI75の辺縁や周辺組織上に脂肪ROIを設けない範囲を用いた条件図である。

【0090】

すなわち、図13(c)には、腫瘍組織部71の辺縁や靱帯等の周辺組織部72上(図12(a))には脂肪ROIを位置付けない条件を示す。腫瘍組織部71の辺縁や靱帯等の周辺組織部72は、例えば、濃淡像生成部31で生成された白黒の濃淡輝度による断層画像において、高輝度で示される領域、すなわち、腫瘍組織部71及び周辺組織部72の勾配長74の尾根(稜線部分)に相当する。

【0091】

また、腫瘍組織部71の辺縁や靱帯等の周辺組織部72は、例えば、弾性像生成部32で生成された弾性画像において、高硬度として示される領域に相当する。この場合、黒色で示す領域83は、腫瘍組織部71の辺縁や靱帯等の周辺組織部72(断層画像の高輝度領域及び弾性画像の高硬度領域)から脂肪ROI半径分の太さの領域を黒線で示したものである。

【0092】

その際には、断層画像の高輝度領域と弾性画像の高硬度領域との論理積を算出し、脂肪ROI半径で塗りつぶした円板をカーネルとして畳み込み演算を行えばよい。図13(c)によれば、脂肪ROIの中心位置が領域83に設定された場合、脂肪ROIが腫瘍組織部71の辺縁や靱帯等の周辺組織部72上に位置付けられてしまうが、中心位置を領域83以外の領域に設定すれば、脂肪ROIが腫瘍組織部71の辺縁や靱帯等の周辺組織部72上に位置付けられることなく、腫瘍組織部71や周辺組織部72と離間して位置付けられるということが分かる。

【0093】

可能性分布生成部333は、図13(a)～(c)に示す条件に基づいて可能性分布を生成すればよい。ただし、これらの条件にさらに条件を付加することで、脂肪ROIの生成精度(換言すれば、脂肪ROIの中心位置の設定精度)を高めることができる。このため、本実施形態においては、図13(d)及び(e)に示す条件をさらに加えて可能性分布を生成する。

【0094】

図13(d)は、第1の基準位置である腫瘍ROI75の中心位置73(図12(c))よりも深度が大きい位置には脂肪ROIを設けない範囲を用いた条件図である。すなわち、図13(d)には、腫瘍ROI75の中心位置73よりも下方(被検体表面からの深度がより大きな位置)には、脂肪ROIの中心位置を位置付けさせない条件を示す。この場合、黒帯で示す領域84は、腫瘍ROI75の中心位置73よりも下方に位置する帯領域となっている。

【0095】

つまり、図13(d)によれば、脂肪ROIの中心位置が領域84に設定された場合、かかる中心位置が腫瘍ROI75の中心位置73よりも下方に位置付けられてしまうが、中心位置を領域84以外の領域に設定すれば、脂肪ROIの中心位置が腫瘍ROI75の中心位置73よりも下方に位置付けられることがなく、中心位置73よりも上方へ位置付けられるということが分かる。なお、図13(d)に示すような条件を用いるのは、一般的に、脂肪部位は腫瘍部位よりも被検体の体表面に近い位置に存在するためである。

【0096】

図13(e)は、第1の基準位置である腫瘍ROI75の中心位置73(図12(c))を通る直線を用いた条件図である。一例として、図13(e)には、腫瘍ROI75の中心位置73を通る直線上に脂肪ROIの中心位置を位置付け易くする条件を示す。この場合、腫瘍ROI75の中心線近傍が白色で示す領域85となっており、かかる白色の領域85から左右の両側へ離れるに従って徐々に灰色から黒色の領域となるようなグラデーションとなっている。つまり、図13(e)によれば、脂肪ROIの中心位置が位置付けられる可能性は、腫瘍ROI75の中心線により近い位置の方が高く、かかる中心線から離れるに従って徐々に低下していくということ、換言すれば、

脂肪ROIの中心位置は、腫瘍ROI75の中心線により近い位置に位置付けることが好ましいということが分かる。

【0097】

そして、可能性分布生成部333は、上述した図13(a)～(e)の条件図に示すような条件に基づいて、可能性分布を生成する。可能性分布を生成するにあたって、可能性分布生成部333は、図13(a)～(e)に示す条件図における同一位置の画素同士の特性値を用いて演算を行う。図13(f)には、同図(a)～(e)に示す条件図における同一位置の画素同士の特性値を相互に乗算し、脂肪ROI半径の円板をカーネルとして畳み込んだ結果を示す。

【0098】

したがって、図13(a)～(e)に示す条件図において、1つでも脂肪ROIの中心位置が設定される可能性が全くない点(黒色で示された特性値が0の画素)とされていれば、かかる画素は、図13(f)では脂肪ROIの中心位置が設定される可能性が全くない点(黒色画素)として示されることとなる。図13(f)に示すように、この場合、3つの円形領域86,87,88のみが脂肪ROIの中心位置が設定される可能性のある領域として算出される。すなわち、可能性分布生成部333は、かかる特性値の演算結果としてこれらの領域86,87,88を示す画像(図13(f))を可能性分布として生成する。なお、図13(a)～(e)に示す条件図及び同図(f)に示す可能性分布は、表示部24に表示させる必要は特にないが、表示させても構わない。表示させる場合、可能性分布生成部333は、表示像生成部35を介してかかる画像を表示部24に表示させる。

【0099】

第2ROI生成部334は、脂肪ROIの基準位置(第2の診断領域の第2の基準位置)の値(具体的には、上述した特性値)が複数の超音波画像(一例として、図13(a)～(e)に示す条件図)に与えられ、これら複数の超音波画像の同一位置について特性値を用いて脂肪ROIを生成する。本実施形態において、第2ROI生成部334は、可能性分布生成部333から取り込んだ可能性分布(図13(f))により、上述した特性値の乗算値が最も大きな値を示す位置(画素)を演算により決定し、かかる位置を基準位置として脂肪ROIを生成するとともに、脂肪ROIの中心位置として算出部34に与える。

【0100】

この場合、第2ROI生成部334は、可能性分布(図13(f))に示される3つの領域86,87,88のうち、白色の領域が最も大きな領域87(上述した特性値の乗算値の領域内における合計が最大となる領域に相当)を脂肪ROIの中心位置が設定される可能性の最も高い領域として選択する。そして、第2ROI生成部334は、選択した領域87における上述した特性値の乗算値のうち、最高値となる点(画素)を第2の診断領域の第2の基準位置、つまり脂肪ROIの中心位置(図13(g)に示す黒点90)として決定する。また、第2ROI生成部334は、決定した中心位置を中心とし、脂肪ROI半径(第2ROIパラメータ記憶部332から与えられた脂肪ROIの半径値)を半径とする円形を描画する。

【0101】

すなわち、図13(g)に示すように、中心位置90を基準位置(第2の基準位置)とし、かかる基準位置を含む円形の脂肪ROI91が生成される。図13(g)には、第2ROI生成部334によって選択された領域(つまり、脂肪ROI)91を破線で示すとともに、脂肪ROI91の中心位置90を黒点で示している。そして、中心位置90を基準位置とし、かかる中心位置90を含む脂肪ROI91は、第2ROI生成部334によって表示像生成部35を介して表示部24に表示される。なお、図13(g)には、脂肪ROI91とともに可能性分布により示された領域86,88も併せて示しているが、これらの領域86,88の表示は省略しても構わない。これにより、脂肪ROI91(第2の診断領域)を自動的に生成することができる。すなわち、操作者が腫瘍部位の中心位置73を基準位置(第1の基準位置)として設定するだけで、腫瘍ROI75(第1の診断領域)及び脂肪ROI91(第2の診断領域)をいずれも自動的に生成することができる。

【0102】

また、本実施形態において、画像生成部23は、第1の診断領域を代表する超音波画像の画像データの計測値と第2の診断領域を代表する超音波画像の画像データの計測値との比

率を算出部34により算出し、算出した比率を表示部24に表示する。具体的には、算出部34において、腫瘍ROI75を代表する画像データの計測値と脂肪ROI91を代表する画像データの計測値との比率が算出され、算出された比率が表示部24に表示される。

【0103】

この場合、算出部34は、超音波画像データの平均値、中央値、最頻値、最大値、最小値のうちの少なくとも1つを含む統計値に基づいてかかる比率を算出する。本実施形態においては、画像データとして弾性画像データ(具体的には、画像上の各点の弾性率データ)を用いるとともに、かかる弾性率データの平均値を計測値として用いる場合を一例として想定する。

【0104】

したがって、算出部34は、弾性像生成部32によって生成された弾性画像における腫瘍ROI75の弾性率データの平均値を、脂肪ROI91の弾性率データの平均値で除算した値を弾性比として算出する。そして、算出部34は、算出した腫瘍ROI75と脂肪ROI91の弾性比を表示像生成部35に与え、断層画像や弾性画像と重畳させて表示部24に表示させる。すなわち、算出した腫瘍ROI75と脂肪ROI91の弾性比を、濃淡像生成部31によって生成された腫瘍ROI75及び脂肪ROI91の断層画像や、弾性像生成部32によって生成された腫瘍ROI75及び脂肪ROI91の弾性画像とともに表示部24に表示させることができる。

【0105】

ここで、このような構成をなす本実施形態に係る超音波診断装置における処理手順について、図14及び図15を参照して説明する。図14は、かかる処理手順の概略を示すフロー図であり、図15は、脂肪ROIを生成する手順の一例を示すフロー図である。図14に示すように、かかる超音波診断装置においては、まず、操作者が探触子21を被検体に接触させた状態で、送受信部22から超音波ビームを形成する電気信号(送波パルス)を探触子21に与える。そして、探触子21を介して被検体に対して超音波ビームを送受信し、受信した超音波信号(反射エコー信号)を送受信部22に与え、送受信部22において受信ビーム信号(RF信号フレームデータ)を生成する(図14に示すS501)。

【0106】

送受信部22において生成された受信ビーム信号は、画像生成部23である濃淡像生成部31及び弾性像生成部32に取り込まれ、濃淡像生成部31で濃淡像(一例として、白黒の濃淡輝度による断層画像)が生成されるとともに、弾性像生成部32で弾性像(一例として、色相で階調化したカラー弾性画像)が生成される。そして、生成された濃淡像及び弾性像は、表示像生成部35に取り込まれて重畳(合成)され、表示部24に表示される(図14に示すS502)。

【0107】

操作者は、操作デバイスを用いて操作卓25を操作し、表示部24に表示された超音波画像(一例として、濃淡像)上で腫瘍部位の中心位置を設定する。例えば、操作卓25のマウスやタッチペン等の位置指定デバイスによって腫瘍部位の中心位置を設定した後、設定した中心位置を表示開始ボタンの押し下げ等によって超音波画像上に表示させる(図14に示すS503)。また、操作卓25は、操作者によって任意に超音波画像を生成するためのパラメータを入力できるようになっている。

【0108】

操作者によって腫瘍部位の中心位置が設定されると、領域生成部33は、腫瘍ROI75及び脂肪ROI91を生成し、算出部34及び表示像生成部35を介して表示部24に表示させる。具体的には、超音波画像(一例として、濃淡像)及び腫瘍部位の中心位置に基づいて、第1ROI生成部331において第1の診断領域の中心位置73と半径値が算出され、腫瘍ROI75が生成される(図14に示すS504)。また、生成された腫瘍ROI75に基づいて、脂肪ROI91が生成される(図14に示すS505)。その際には、腫瘍ROI75(中心位置73と半径値)及び超音波画像(濃淡像生成部31で生成された断層画像と弾性像生成部32で生成された弾性画像)により可能性分布生成部333において可能性分布が生成される。そして、生成された可能性分布を用いて、第2ROI生成部334において第2の診断領域の中心位置90が算出され、脂肪ROI91が生成される。

10

20

30

40

50

【0109】

図15に示すように、可能性分布生成部333は、腫瘍ROI75に脂肪ROIを重畳させないことを脂肪ROIの中心位置の設定条件として特性値を付与し、条件図(図13(a))を生成する(図15に示すS601)。また、可能性分布生成部333は、表示部24における超音波画像の表示領域から脂肪ROIをはみ出させないことを脂肪ROIの中心位置の設定条件として特性値を付与し、条件図(図13(b))を生成する(図15に示すS602)。そして、可能性分布生成部333は、腫瘍組織部71の辺縁や靱帯等の周辺組織部72上(図12(a))には脂肪ROIを位置付けないことを脂肪ROIの中心位置の設定条件として特性値を付与し、条件図(図13(c))を生成する(図15に示すS603)。

【0110】

10

次に、腫瘍ROI75の中心位置73よりも下方(被検体表面からの深度がより大きな位置)には、脂肪ROIの中心位置を位置付けさせないことを脂肪ROIの中心位置の設定条件とするか否かを判定する(S604)。判定の結果、設定条件とする場合、可能性分布生成部333は、腫瘍ROI75の中心位置73よりも下方には、脂肪ROIの中心位置を位置付けさせないことを条件(深度についての条件)として特性値を付与し、条件図(図13(d))を生成する(図15に示すS605)。一方、判定の結果、設定条件としない場合、深度についての条件としての特性値は付与せず、条件図(図13(d))も生成しない。なお、かかる判定は、操作者が操作卓25から入力したパラメータを可能性分布生成部333に与えることにより行えばよい。

【0111】

さらに、腫瘍ROI75の中心位置73を通る直線上に脂肪ROIの中心位置を位置付け易くすることを脂肪ROIの中心位置の設定条件とするか否かを判定する(S606)。判定の結果、設定条件とする場合、可能性分布生成部333は、腫瘍ROI75の中心位置73を通る直線上に脂肪ROIの中心位置を位置付け易くすることを条件(中心線についての条件)として特性値を付与し、条件図(図13(e))を生成する(図15に示すS607)。一方、判定の結果、設定条件としない場合、中心線についての条件としての特性値は付与せず、条件図(図13(e))も生成しない。なお、かかる判定は、操作者が操作卓25から入力したパラメータを可能性分布生成部333に与えることにより行えばよい。

20

【0112】

そして、可能性分布生成部333は、上述したS601～S607による処理により得られた条件に基づいて、可能性分布(図13(f))を生成する(図15に示すS608)。具体的には、上述したS601～S607による処理により得られた条件図における同一位置の画素同士の特性値を相互に乗算し、脂肪ROI半径の円板をカーネルとして畳み込んで可能性分布を生成する。

30

【0113】

このように可能性分布生成部333によって可能性分布(図13(f))が生成されると、かかる可能性分布を用いて脂肪ROIを生成する(図15に示すS609)。具体的には、第2ROI生成部334は、可能性分布生成部333から取り込んだ可能性分布により、上述したS607で得られた特性値の乗算値が最も大きな値を示す位置(画素)を演算し、かかる位置を脂肪ROIの中心位置(図13(g)に示す黒点90)として設定する。また、第2ROI生成部334は、設定した中心位置を中心とし、脂肪ROI半径(第2ROIパラメータ記憶部332から与えられた脂肪ROIの半径値)を半径とする脂肪ROI91を生成する。なお、表示像生成部35は、超音波画像を重畳し、かかる重畳画像に腫瘍ROI75及び脂肪ROI91をさらに重畳して表示像を生成する。そして、表示部24は、かかる表示像を表示する。

40

【0114】

また、算出部34は、弾性像生成部32によって生成された弾性画像における腫瘍ROI75の弾性率データの平均値を、脂肪ROI91の弾性率データの平均値で除算した値を弾性比として算出し、表示像生成部35に与える。表示像生成部35においては、取り込んだ弾性比の値が前記表示像と重畳され、かかる弾性比を含む表示像が生成される。そして、かかる表示像は、表示部24により表示される(図14に示すS506)。

【0115】

以上説明したように、本実施形態2に係る超音波診断装置によれば、操作者が腫瘍部位

50

の中心位置73を基準位置(第1の基準位置)として設定するだけで、腫瘍ROI75(第1の診断領域)及び脂肪ROI91(第2の診断領域)をいずれも自動的に生成することができる。端的には、弾性比算出に用いる2つの診断領域を半自動で生成することができる。したがって、2つの診断領域(腫瘍ROI75及び脂肪ROI91)における弾性値(弾性率)がばらつくことがなく、結果として算出される弾性比の精度の向上を図ることができる。これにより、ばらつきの少ない弾性比を表示することができる。この結果、例えば、腫瘍の良悪性や手術の要否などの判断を的確に行うことが可能となる。

【0116】

なお、本実施形態2では、画像生成部23(濃淡像生成部31及び弾性像生成部32)において、濃淡像(一例として、白黒の濃淡輝度による断層画像)及び弾性像(一例として、色相で階調化したカラー弾性画像)、もしくはこれらの重畳画像を超音波画像として生成しているが、生成する超音波画像はこれらに限定されるものではない。

10

【0117】

すなわち、かかる超音波画像は、輝度、弾性、歪み、血流速度、組織速度のいずれかによるものであれば、その種類は特に問わない。例えば、操作者が血管部位に対して基準位置(第1の基準位置)を設定することで、血管部位を第1の診断領域、脂肪部位を第2の診断領域としてこれらを半自動で生成し、これら診断領域の計測値比(一例として、歪みの比率)を断層画像や弾性画像、血流画像とともに表示させることも可能である。あるいは、組織速度の異なる2つの診断領域を生成し、これら診断領域の計測値比(一例として、弾性率の比率)を断層画像や弾性画像、組織速度画像(いわゆるMモード像)とともに表示させることも可能である。

20

【0118】

また、本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

【0119】

本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送信し、該被検体からの反射信号を受信する探触子と、前記探触子を駆動して超音波を送信させると共に、前記反射信号を信号処理する送受信部と、信号処理された前記反射信号を用いて、超音波画像を生成する画像生成部と、前記超音波画像を表示する表示部と、前記超音波画像を生成するために任意のパラメータが操作者によって設定される操作卓と、を備えた超音波診断装置であって、表示された前記超音波画像の第1の診断領域に含まれる第1の基準位置が前記操作卓によって設定され、前記画像生成部は、前記第1の診断領域と、前記超音波画像の外へのはみ出しと、前記第1の診断領域の辺縁や周辺組織との位置情報を用いて、前記超音波画像上に生成しようとする第2の診断領域を生成する領域生成部を具備することを特徴とする。

30

【0120】

この構成によれば、被検体の診断に供する2つの診断領域を半自動で生成することができる。その際、第1の診断領域と、超音波画像の外へのはみ出しと、第1の診断領域の辺縁や周辺組織との位置情報により可能性分布(第2の診断領域の第2の基準位置を設定可能な位置が否かを示す分布)を生成することができ、かかる可能性分布を用いて第2の診断領域を生成することができる。

40

【0121】

本発明の超音波診断装置では、前記領域生成部は、前記第1の診断領域を含まない範囲と、前記超音波画像上に生成しようとする第2の診断領域がはみ出さない範囲と、前記第1の診断領域の辺縁や周辺組織上に前記第2の診断領域を設けない範囲を用いて前記第2の診断領域を生成する。

【0122】

この構成によれば、第1の診断領域を含まない範囲と、超音波画像上に生成しようとする第2の診断領域がはみ出さない範囲と、第1の診断領域の辺縁や周辺組織上に第2の診断領域を設けない範囲により可能性分布を生成することができ、かかる可能性分布を用いて第2の診断領域を生成することができる。

50

【0123】

本発明の超音波診断装置では、前記領域生成部は、前記第1の基準位置よりも深度が大きい位置には前記第2の診断領域を設けない範囲をさらに用いて前記第2の診断領域を生成する。

【0124】

この構成によれば、第1の基準位置よりも深度が大きい位置には第2の診断領域を設けない範囲を加えて可能性分布を生成することができ、かかる可能性分布を用いて第2の診断領域を生成することができる。

【0125】

本発明の超音波診断装置では、前記領域生成部は、前記第1の基準位置を通る直線をさらに用いて前記第2の診断領域を生成する。

10

【0126】

この構成によれば、第1の基準位置を通る直線を加えて可能性分布を生成することができ、かかる可能性分布を用いて第2の診断領域を生成することができる。

【0127】

本発明の超音波診断装置では、前記画像生成部は、前記第1の診断領域を代表する前記超音波画像の画像データと、前記第2の診断領域を代表する前記超音波画像の画像データとの比率を算出する算出部をさらに具備する。

【0128】

この構成によれば、2つの診断領域における画像データの計測値の比率を表示させることができる。その際、2つの診断領域が半自動で生成されることで、これらの診断領域における画像データの計測値をばらつかせることなく、算出される計測値の比率の精度の向上を図ることができる。結果として、ばらつきの少ない計測値の比率を表示させることが可能となる。

20

【0129】

本発明の超音波診断装置では、前記領域生成部は、前記第2の診断領域の第2の基準位置の値が複数の前記超音波画像に与えられ、前記複数の超音波画像の同一位置について前記値を用いて前記第2の診断領域を生成する。

【0130】

この構成によれば、より多くの条件を用いた場合であっても、かかる条件を用いた可能性分布を容易に生成することができ、かかる可能性分布を用いることで第2の診断領域の生成精度の向上を図ることができる。

30

【0131】

本発明の超音波診断装置では、前記領域生成部は、前記第1の基準位置を前記第1の診断領域の中心とし、前記第1の基準位置から第1の半径を有する円形に前記第1の診断領域を生成し、前記第2の基準位置を前記第2の診断領域の中心とし、前記第2の基準位置から第2の半径を有する円形に前記第2の診断領域を生成する。

【0132】

この構成によれば、第1の基準位置から等距離にある領域を第1の診断領域として生成することができるとともに、第2の基準位置から等距離にある領域を第2の診断領域として生成することができる。その際、生成する診断領域のパラメータとして半径値のみを保持しておけばよいので、構成を簡素化することが可能となる。

40

【0133】

本発明の超音波診断装置では、前記領域生成部は、前記第2の診断領域の半径を予め規定値として保持し、保持した前記規定値を前記第2の半径とする。

【0134】

この構成によれば、第2の診断領域のパラメータである半径値の精度を経験に基づいて規定することで、第2の診断領域の生成精度の向上を図ることができる。

【0135】

本発明の超音波診断装置では、前記算出部は、前記画像データの平均値、中央値、最頻

50

値、最大値、最小値のうちの少なくとも1つを含む統計値に基づいて前記比率を算出する。

【0136】

この構成によれば、画像データの平均値、中央値、最頻値、最大値、最小値のうちの少なくとも1つを含む統計値を用途に応じて任意に選択し、かかる統計値に基づく計測値の比率を算出することができる。

【0137】

本発明の超音波診断装置では、表示された前記超音波画像の疾患部位に前記第1の基準位置が前記操作卓によって設定され、前記画像生成部は、前記第2の診断領域を前記疾患部位の参照部位に生成する。

【0138】

この構成によれば、疾患部位及び該疾患部位の参照部位にそれぞれ関心領域(ROI)を自動で生成することができる。例えば、腫瘍部位及び脂肪部位にそれぞれROIを生成し、これらの部位における弾性比を表示させることが可能となる。これにより、腫瘍の良悪性や手術の要否などの判断を的確に行うことが可能となる。

【0139】

(実施形態3)

本発明の実施形態3の超音波診断装置は、上述した実施形態1と実施形態2のROI生成方法を組み合わせ、さらに、生成したROIの適否を評価して必要な修正を容易に行えるようにしたものである。実施形態3の超音波診断装置は、図16に示すように、超音波探触子(以下、探触子という。)51と、探触子51を介して図示していない被検体との間で超音波ビームを送受信する送受信部52と、送受信部52で受信処理された受信ビーム信号に基づいて濃淡像を生成する濃淡像生成部53と、受信ビーム信号に基づいて被検体の組織の弾性値を求めて弾性像を生成する弾性像生成部54と、濃淡像と弾性像とを合成する表示像生成部55と、表示像生成部55で合成された画像を表示する画像表示部56と、ポインティングデバイスなどの入力デバイスを有する操作卓57と、制御部58とを備えて構成されている。濃淡像生成部53、弾性像生成部54、表示像生成部55、画像表示部56、操作卓57、制御部58はシステムバス59に接続され、システムバス59を介して互いに指令信号、種々のデータ及び制御データなどのデータを送受可能に形成されている。

【0140】

本実施形態3の特徴は、関心領域生成部60の構成にある。関心領域生成部60は、システムバス59に接続された基準ROI生成部61と、第1ROI生成部62と、第2ROI生成部63と、弾性値計算部64と、ROI評価部65と、ROI修正部66とを備えて構成されている。これらの各部は、システムバス59を介して相互に指令信号、種々のデータ及び制御データなどのデータを送受するとともに、濃淡像生成部53と弾性像生成部54と操作卓57との間でデータを送受可能に形成されている。また、関心領域生成部60を構成する各部は、コンピュータプログラムにより各機能を実行するように構成されている。

【0141】

また、制御部58は、超音波装置全体の各部を制御するようになっており、コンピュータプログラムにより制御を実行するように構成されている。また、制御部58は、例えば、CPU等の演算制御装置を用いて構成され、計測項目やROIを設定、変更した場合に、操作卓57、基準ROI生成部61、第1ROI生成部62、第2ROI生成部63、弾性値計算部64、ROI評価部65、ROI修正部66、表示像生成部55、画像表示部56までの一連の処理の同期を制御するようになっている。

【0142】

探触子51は、送受信部52から与えられた送波信号を音響信号に変換して被検体の診断部位に送波し、診断部位の生体組織から反射した音響信号を電気的なエコー信号に変換して送受信部52に伝える。探触子51には、リニア型、コンベックス型、セクタ型などがあり、いずれを用いてもよい。

【0143】

送受信部52は、送受信ビームを形成して探触子51から被検体の診断部位に超音波信号を送受信し、受信した反射エコー信号を受信処理して受信ビーム信号を生成して濃淡像生成部53に与える。濃淡像生成部53は、与えられる受信ビーム信号から当業者が一般にB像と呼称している濃淡像を形成して表示像生成部55に与える。

【0144】

また、弾性像生成部54は、受信ビーム信号から濃淡像上の各計測点に対応する生体組織の弾性値(歪みや弾性率)を演算し、その弾性値に基づいて弾性像の弾性フレームデータを生成する。表示像生成部55は、弾性像と濃淡像を合成して、又はそれぞれ単独の表示画像を形成して画像表示部56に与えて表示させる。

【0145】

また、表示像生成部55は、基準ROI生成部61、第1ROI生成部62及び第2ROI生成部63で生成されたROIを表す輪郭図形を生成し、弾性像と濃淡像の合成画像などの表示画像に重畳して画像表示部56に与えて表示させる。画像表示部56は、超音波診断装置のディスプレイである。操作卓57は、超音波診断装置の各種操作を行うユーザーインターフェースである。

【0146】

特に、本実施形態3の操作卓57は、超音波診断装置のディスプレイに表示される濃淡像等の画像上の生体組織の位置を指定するために用いられるポインティングデバイスを備えている。つまり、操作卓57は、例えば、キーボード、トラックボール、スイッチ、ダイヤル、マウス、タッチパネル等の入力デバイスを有して形成されている。また、操作卓57は、音声入力と組みあわせてもよい。

【0147】

本実施形態3の関心領域生成部60の各部の構成を処理動作と共に、図17～図22を参照して説明する。関心領域生成部60の各部は、制御部58と協働して、図17に示すフローチャートの処理に従って、関心領域を生成して設定するようになっている。画像表示部56の表示画面101には、一例として図18に示すように、濃淡像102が表示される。

【0148】

図において、一点鎖線103, 104a, 104bはそれぞれ隣接する生体組織との境界又は輪郭を示している。また、表示画面101には、計測項目に関する計測結果を示す計測値として、弾性値及び弾性比の計算結果105が表示される。

【0149】

本実施形態3では、例えば、診断対象を乳腺組織とし、濃淡像102の一点鎖線103で囲まれた第1領域106が組織内に描出される腫瘍である。また、一点鎖線104a, bで挟まれた第2領域107は組織内に描出される脂肪層である。そして、腫瘍と脂肪の弾性値及びそれぞれの比である弾性比を計測する場合を例に説明する。以下、各部で生成される関心領域や計測値などの画像情報は、表示像生成部55において濃淡像102に重畳されて画像表示部56に表示されるようになっているので、説明を簡単化するため、各部の説明においては、適宜、説明を省略する。

【0150】

(ステップS11)

図17のフローチャートに示すように、制御部58は、操作卓57から入力される関心領域設定開始指令に基づいて、関心領域設定処理を開始する。そして、図18に示すように、濃淡像生成部53により生成された濃淡像102を画像表示部56に表示させるとともにフリーズする。このとき、濃淡像と弾性像を重畳した表示画像を画像表示部56にフリーズ表示させることもできる。

【0151】

(ステップS12)

基準ROI生成部61は、第1ROI生成部62で生成する第1ROIの初期ROIとなる最小半径の円形カーソルを基準ROIIPとして生成し、基準ROIIPの図形データを表示位置と共に表示像生成部55に出力する。ここで、最小半径は、弾性値の計算精度を確保すべく、基準ROIIP内に含ま

10

20

30

40

50

れるピクセル数が予め定められた最少数に基づいて設定される。円形以外の基準ROIの場合は、同様の考え方で許容最小面積を定めて形状を規定すればよい。これにより、図19(a)に示すように、濃淡像102の所定位置(例えば、画面左下)109に基準ROIが表示される。

【0152】

(ステップS13)

基準ROI生成部61は、操作卓57からの指令に従ってカーソルを矢印108のように移動し、基準ROIを濃淡像102上の第1領域106内の指定の基準位置110に位置させる(図19(a))。基準ROI生成部61は、基準ROIを移動している過程で、操作卓57に設けられたポインティングデバイスが指令する所望の基準位置110に基準ROIを設定する。なお、基準ROIは、ここでは、予め定めた許容最小面積(半径 r_0 の円)に設定されている。

10

【0153】

(ステップS14)

第1ROI生成部62は、操作卓57から指定された座標位置である基準ROIの中心座標を基準位置110に固定して、基準ROIの半径 r (面積)を拡大して第1ROIを生成する。この拡大処理は、表示画面101を見ながら、検者が操作卓57からカーソル操作などにより任意の大きさに拡大するようにすることができるが、本実施形態3では、第1ROI生成部62により、自動で拡大するようにしている。

【0154】

第1ROI生成部62は、実施形態1の図2のROI生成部12と同様に構成されているから、詳細は実施形態1を参照されたい。まず、図3のフローチャートに示したように、濃淡像102にスペックル除去処理などのフィルタリング処理を施す(図3のS4)。次いで、基準ROIの中心 P_0 から濃淡像102の二次元方向の画素値の変化に基づいて、基準ROIが設定された第1領域の組織境界103を検出する(図3のS5)。

20

【0155】

そして、基準ROI内に複数の中心候補点 p_n を設定して((図5参照)、各中心候補点 p_i から組織境界103(図2の符号23)までの最短距離をそれぞれ求める(図3のS6)。さらに、最短距離が最も長い中心候補点 p_i を中心として最も長い最短距離を半径とする円を求める(図3のS7、S8)。そして、円又は該円に内接する多角形の領域を第1ROIとして生成する(図3のS9)。このようにして、第1ROI生成部62により、第1領域の組織境界103に接するように拡大された第1ROIが生成されて、図19(b)に示すように、表示画面101に表示される。

30

【0156】

(ステップS15)

第2ROI生成部63は、図11に示した実施形態2の第2ROIパラメータ記憶部332、可能性分布生成部333、第2ROI生成部334を備えて構成されている。すなわち、濃淡像102上で第1領域106の生体組織とは異なる生体組織の第2領域107に第2ROIを自動的に生成する。第2ROIの面積と形状は予め設定されており、本実施形態では半径 r_b の円形領域に設定したものと説明する。

【0157】

第2ROI生成部63は、図11の可能性分布生成部333によって、第2ROIが濃淡像102上で、第1ROIを含まない範囲であること、濃淡像102から第2ROIがはみ出さない範囲であること、第1ROIの辺縁及び第1領域106の周辺組織を含まない範囲であること、という条件を満たす生成許容領域が設定される。

40

【0158】

そして、第2ROI生成部63は、生成許容領域内に第2ROIを生成する位置を探索して決定する。なお、上記条件を満たす第2ROIの中心を基準に、濃淡像102上に生成許容領域を求めて第2ROI生成部63のメモリに記憶しておき、生成許容領域内に第2ROIの中心を設定する。なお、ここでは、第2ROIの面積と形状は予め設定されていることで説明しているが、この中心を元に予め設定した面積を適用、またはステップS14と同じく自動で拡大してROIを設定してもよい。第1ROI同様に第2ROIの自動拡大が連動すれば、常に同じ数の第1ROI及び第2ROIの画素となり、正確な弾性比の計算に寄与することができる。

50

【 0 1 5 9 】

(ステップS16)

弾性値計算部64は、第1ROI A内と第2ROI B内の弾性値A、Bをそれぞれ計算する。つまり、表示画面101に表示されている濃淡像102に対応する弾性像の弾性データを、弾性像生成部54の弾性フレームデータメモリにアクセスして抽出する。そして、例えば、画素(ピクセル)単位で弾性値を抽出し、第1ROI A内と第2ROI B内にそれぞれ存在する複数のピクセルの弾性値を合計した弾性値A、Bを計算する。これに代えて、複数のピクセルの弾性値の平均値でもよい。さらに、弾性値A、Bの比である弾性比A/Bを計算する。この弾性比A/Bの計測結果の精度を向上し、かつ再現性の高い計測結果が得られるように、第1ROI Aと第2ROI Bを生成して設定することが、関心領域生成部60の狙いである。

10

【 0 1 6 0 】

(ステップS17)

ROI評価部65は、第1ROI Aと第2ROI Bの各弾性値A、B又は弾性比A/Bに基づいて第1ROI Aと第2ROI Bが適正か否かを評価する。すなわち、ROI評価部65は、弾性値計算部64で計算された各弾性値A、Bが予め定めた設定範囲内か否か、又はそれらの弾性比A/Bが予め定めた設定範囲内か否かを判定して、第1ROI A又は第2ROI Bの生成が適性か否かを評価する。

【 0 1 6 1 】

ここで、弾性値A、Bの適否を判定する設定範囲の考え方を説明する。例えば、第1領域は腫瘍などの組織が硬い領域に設定されることから、弾性値Aは小さな値となる。これに対して、第2領域は、例えば脂肪などの組織が軟らかい領域に設定されることから、弾性値Bは相対的に大きな値となる。そこで、経験値に照らして弾性値Aが小さすぎる場合は、生成された第1ROI Aの面積が小さすぎて、サンプル数が少ないことが考えられる。

20

【 0 1 6 2 】

逆に、弾性値Aが大きすぎる場合は、生成された第1ROI Aの面積が大きすぎて、腫瘍などの硬い領域以外の軟らかい領域を含んでいることが考えられる。一方、第2領域は脂肪層などの比較的均一な弾性を有する組織であるが、生成された第2ROI Bの設定位置が不適切で、硬い組織を含んでいる場合等が考えられる。そこで、各弾性値A、Bについて、それぞれ定めた設定範囲内か否かを判定して、第1ROI A又は第2ROI Bの生成が適切であるか否かを判定する。同様に、最終結果である弾性比A/Bについても、弾性値A、Bの影響を受けるから、予め定めた設定範囲内か否かを判定して、各ROI A、ROI Bの生成が適切であるか否かを判定する。

30

【 0 1 6 3 】

(ステップS18～S20)

ステップS17における判定が適正の場合は、ステップS17でROI評価部65から表示画面101に、例えば「ROI設定確定しますか?」というメッセージを表示する。これに対応して、操作卓57からROI設定確定が入力されれば、ステップS18では、修正なしと判断してステップS19に進む。そして、ステップS19では制御部58にROI設定確定指令を入力し、ステップS20で制御部58により、表示画面101に確定した第1ROI A、第2ROI B、濃淡像、弾性像、計測結果である弾性値A、B及び弾性比A/Bを表示させて関心領域設定を終了する。

【 0 1 6 4 】

(ステップS21)

ステップS17のROIの適正評価が否定の場合は、エラー表示をして(S21)、ステップS22に進む。また、ステップS18の判断で、検者の意思等による他の理由で第1ROI A及び/又は第2ROI Bを修正する指令が操作卓57から入力された場合も、ステップS22に進む。

40

【 0 1 6 5 】

ROI修正部66は、操作卓57との協働処理により第1ROI Aと第2ROI Bの少なくとも一方を修正し、ステップS16に戻って弾性値A、B及び弾性比A/Bを計算して、ROIの適正評価を繰り返し、適正評価が得られたときは、ステップ10にて上述したように、計測結果等を表示して処理を終了する。

【 0 1 6 6 】

50

(ステップS22)

ROI修正部66における修正処理には、4つのモード(態様)がある。すなわち、エラーを解消するために、(1)第2ROI Bの位置を移動する修正、(2)第2ROI Bを拡大又は縮小する修正、(3)第1ROI Aの位置を移動する修正、(4)第1ROI Aを拡大又は縮小する修正がある。ROI修正部66は、エラーの原因によって表示されなかった第1ROI A又は第2ROI Bの修正モードに自動的に遷移するようにすることができる。また、検者が自由に修正モードを選択可能とすることもできる。

【0167】

修正モード(1)について、図19を参照して説明する。例えば、図19(b)に示すように、弾性値Aを計測できたが、弾性値Bが計測できなかったとき、表示画面102には弾性値Bには値が表示されない。また、ステップS15で設定された直後の第2ROI Bは点線で表示されている。この場合はエラーであるからステップS21を経由してステップS22の処理が開始される。

10

【0168】

まず、図19(a)の表示状態において、第1領域106の中心付近でカーソルである基準ROI Pをクリックすると、図19(b)に示すように、第1ROI Aが実線で、第2ROI Bが点線で表示されるから、第2ROI Bの修正が必要なが分かる。そこで、ROI修正部66は、第2ROI Bの座標を読み取り、操作卓57にカーソル操作機能を割り当て、図19(c)に示すように、カーソル操作によって第2ROI Bを移動可能にする。

【0169】

そして、操作卓57の操作による第2ROI Bの移動が終了すると、制御部58は弾性値計算部64に処理(図17のステップS16)を実行させて弾性値A、B及び弾性比A/Bを計算させる。次いで、ROI評価部65に処理(図17のS17)を実行させる。その結果、ROI評価が適正となった場合は、図19(d)に示すように、検者が移動した後の第2ROI Bが実線の円で表示され、弾性値A、B及び弾性比A/Bに値が表示される。修正後でもROI評価が適切でない場合は、図19(e)に示すように、例えば、基準ROI Pにエラー表示の×印が表示される。

20

【0170】

修正モード(2)について、図20を参照して説明する。図20(a)の表示状態において、第1領域106の中心付近でカーソルである基準ROI Pをクリックすると、図20(b)の表示状態に遷移し、第1ROI Aが実線で、第2ROI Bが点線で表示されるから、第2ROI Bの修正が必要なが分かる。そこで、図20(c)のように第2ROI Bの径を縮小すると、図20(d)に示すように、第2ROI Bの円が実線で表示され、かつ弾性値A、B及び弾性比A/Bに値が表示される。これにより、適正なROIの生成及び設定が終了する。なお、修正後でもROI評価が適切でない場合は、図20(e)に示すように、例えば、基準ROI Pにエラー表示の×印を付けて表示される。

30

【0171】

修正モード(3)について、図21を参照して説明する。図21(a)の表示状態において、第1領域106の中心付近でカーソルである基準ROI Pをクリックすると、図21(b)の表示状態に遷移し、第1ROI Aが点線で、第2ROI Bが実線で表示されるから、第1ROI Aの修正が必要なが分かる。そこで、図21(c)のように、第1ROI Aを移動させると、図21(d)に示すように、第1ROI Aの円が実線で表示され、かつ弾性値A、B及び弾性比A/Bに値が表示される。これにより、適正なROIの生成及び設定が終了する。なお、修正後でもROI評価が適切でない場合は、図21(e)に示すように、例えば、基準ROI Pにエラー表示の×印が表示される。

40

【0172】

修正モード(4)について、図22を参照して説明する。図22(a)の表示状態において、第1領域106の中心付近でカーソルである基準ROI Pをクリックすると、図22(b)の表示状態に遷移し、第1ROI Aが点線で、第2ROI Bが実線で表示されるから、第1ROI Aの修正が必要なが分かる。そこで、図22(c)のように、第1ROI Aを拡大すると、図22(d)に示すように、第1ROI Aの円が実線で表示され、かつ弾性値A、B及び弾性比A/Bに値が表示される。これにより、適正なROIの生成及び設定が終了する。なお、修正後でもROI評価が適切でない場合は、図22(e)に示すように、例えば、基準ROI Pにエラー表示の×印が表示される。

【0173】

50

以上説明したように、本実施形態3によれば、検者は、少ない手順と時間によって、複数のROIの位置と大きさ(面積)を生成して設定でき、これにより精度及び再現性の高い弾性値を計測することができる。また、検者が余分な操作を行うことなくROIの修正を開始することができる。本実施形態3の図16の関心領域生成部60は、操作性が高く、検者の手間を低減して、検査効率を向上させる効果が得られる。

【0174】

なお、本実施形態3の基準ROI生成部61は、図17のステップS13において予め定めた許容最小面積(半径 r_0 の円)の基準ROIを指定された位置に設定する例を説明した。これに代えて、基準ROIを自動的に生成することもできる。すなわち、基準ROI生成部61は、予め設定されている基準ROIの最少ピクセル数をメモリから読み出し、カーソルで指定された位置の濃淡像102の画像データに基づいて、基準ROIの半径 r_0 の円を生成することができる。

10

【0175】

また、実施形態3では、第1ROI及び第2ROIの形状が円形の例を説明したが、図23に示すように矩形のROIを用いることができる。また、本発明のROIの形状は、円形や矩形に限られるものではなく、楕円、多角形、任意の閉じた二次元図形を適用できる。要は、計測対象の組織構造に合わせて、弾性値をサンプリングできるピクセル数をできるだけ多くすることができる形状にすればよい。なお、超音波像は表示深度によってピクセルが示す大きさが異なるから、許容最小面積のROI寸法を決める際、超音波像のm/ピクセル値によりm単位で大きさを決定してもよい。

【0176】

20

また、実施形態3では、ステップS14の第1ROI Aの拡大処理において、実施形態1に従って、基準ROI P内に複数の中心候補点 P_n を設定するものとして説明した。この中心候補点 P_n は、基準ROI Pの中心近傍の座標でなくてもよく、任意に設定することができる。また、中心候補点 P_n の設定位置を図形化して、基準ROI Pに重ねて、濃淡像や弾性像に重畳表示することができる。これにより、検者はどのような複数の中心候補点 P_n に基づいて第1ROI Aを拡大したかを確認できる。また、中心候補点 P_n は、第1ROI生成部62が自動的に決めることに代えて、例えば操作卓57を構成するタッチパネルなどにより検者が触れた領域内に設定するようにすることができる。

【0177】

また、同一断面の濃淡像と弾性像を画像表示部56の表示画面101に並べて表示し、基準ROIの指定位置あるいは基準ROIを異なる表示形態(例えば、異なる形状)で同時に表示することができる。

30

【0178】

ここで、実施形態3において、第1ROI Aを複数生成して設定することができる。このことについて、図24を参照して説明する。つまり、上述した例では、第1ROI生成部62により第1ROI Aを1つ生成するものとして説明したが、第1ROI生成部62で第1ROIを2つ以上生成することができる。この場合、第1ROI生成部62は、図17のステップS12~S14を繰り返して、図24(a)に示すように、第1領域106に第1ROI A1を生成し、第3領域106aに第1ROI A2を生成する。各ROIの生成手順は上述した例と同様である。なお、3つ以上の第1ROI A1~A3を生成する場合も同様に、ステップS12~S14を繰り返すことにより生成できる。

40

【0179】

第1ROI Aを複数生成した場合、弾性値計算部64、ROI評価部65、ROI修正部66は、2つの第1ROI A1と第1ROI A2について、それぞれ弾性値 A_1 、 A_2 と弾性比 A_1/B 、 A_2/B を計算し、計測結果として表示画面101に表示する。また、ROI評価部65は、それぞれ第1ROI A1と第1ROI A2について評価を行う。さらに、ROI修正部66は、第1ROI A1と第1ROI A2の適正評価に応じて、エラーに係る第1ROI A1又は第1ROI A2を、前述の修正処理モードに対応して修正処理することができる。

【0180】

また、第2ROI Bを複数生成して設定する例を、図25を参照して説明する。上述した例では、第2ROI生成部63で第2ROIを1つ生成する場合を説明したが、第2ROI生成部63で第2ROI B

50

を複数生成することができる。この場合、第2ROI生成部63は、図17のステップS15を繰り返して、図25(a)に示すように、同じ第2領域107に複数(図示例では3つ)の第2ROI B1～B3を設定することができる。第2ROI Bは、自動で生成して設定するようにしているので、生成条件として操作卓57から第2ROI Bの設定数を入力しておくことにより、第2ROI生成部63は適宜判断して、第2ROI B1～B3が重ならないように位置を決めて配置する。

【0181】

このようにして設定された第2ROI B1～B3について、弾性値計算部64は、それぞれ弾性値B1、B2、B3と弾性比A/B1、A/B2、A/B3を計算し、計測結果として表示画面101に表示する。また、弾性値計算部64は、図25(b)に示すように、弾性比A/B1、A/B2、A/B3を比較可能に、第2ROI B1～B3に対応付けて弾性比のグラフを作成して表示画面に表示する。これにより、検者は弾性比A/B1、A/B2、A/B3の適否を判断することができる。

10

【0182】

また、ROI評価部65は、それぞれ第2ROI B1～B3について評価を行う。その評価がエラーの場合、ROI修正部66は、第1ROI Aと第2ROI B1～B3の評価結果に応じて、前述の修正処理モードに遷移する。これに対応して、エラーに係る第2ROI B1～B3が表示された画像が表示されるので、図25(c)に示すように、例えば第2ROI B2の位置を移動して修正処理を実行することができる。この修正の場合、修正する第2ROI B1～B3を選択可能にすることができる。この選択は、操作卓57からカーソルにより選択できるが、前述したタッチパネルから直接選択してもよく、さらにトグル式に選択することも可能である。

【0183】

20

本実施形態3によれば、検者が第1ROI Aの中心位置を基準位置(第1の基準位置)として設定するだけで、第1ROI A及び第2ROI Bをいずれも自動的に生成することができる。端的には、弾性比計算に用いる2つのROIを半自動で生成することができる。したがって、第1ROI A及び第2ROI Bで求める弾性値がばらつくことがなく、結果として算出される弾性比の精度の向上を図ることができる。この結果、例えば、腫瘍の良悪性や手術の要否などの判断を的確に行うことが可能となる。

【0184】

以上説明したように、実施形態3に係る本発明の関心領域設定方法は、超音波診断装置により撮像される超音波像の第1領域と該第1領域とは生体組織が異なる第2領域の弾性値の比を計算するために、前記第1領域に第1関心領域を設定し、前記第2領域に第2関心領域を設定する関心領域設定方法であって、前記超音波像上の第1領域に指定される位置に予め定めた面積の基準関心領域を生成して設定し、前記基準関心領域を拡大して第1関心領域を生成して設定し、前記第2領域に第2関心領域を生成して設定し、それぞれ設定された第1関心領域と第2関心領域の弾性値をそれぞれ計算し、各弾性値又はそれらの比に基づいて第1関心領域と第2関心領域の生成が適正か否かを評価し、該評価に応じて前記第1関心領域と前記第2関心領域の少なくとも一方を修正することを特徴とする。

30

【0185】

また、実施形態3に係る本発明の関心領域設定方法を実施する超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体との間で超音波ビームを送受信する送受信部と、前記送受信部で受信処理された受信ビーム信号に基づいて濃淡像を生成する濃淡像生成部と、前記受信ビーム信号に基づいて前記被検体の組織の弾性値を求めて弾性像を生成する弾性像生成部と、前記濃淡像に関心領域を設定する関心領域生成部と、前記濃淡像と前記弾性像と前記関心領域の図形を合成する表示像生成部と、前記表示像生成部で合成された画像を表示する画像表示部と、ポインティングデバイスを有する操作卓とを備え、前記関心領域生成部は、前記ポインティングデバイスにより前記濃淡像上に指定された第1領域に予め定めた面積の基準関心領域を設定する基準関心領域生成部と、前記基準関心領域を拡大して第1関心領域を生成する第1関心領域生成部と、前記濃淡像上で前記第1領域の生体組織とは異なる生体組織の第2領域に第2関心領域を生成する第2関心領域生成部と、第1関心領域と第2関心領域の弾性値をそれぞれ計算する弾性値計算部と、第1関心領域と第2関心領域の各弾性値又はそれらの比に基づいて第1関心領域と第2関心領域が適正か否かを評価する評価部

40

50

とを備え、第1関心領域生成部と第2関心領域生成部は、前記評価部の評価に応じて前記第1関心領域と前記第2関心領域の少なくとも一方を修正する関心領域修正部を備えてなることを特徴とする。

【0186】

この場合において、前記関心領域修正部は、前記第1関心領域と前記第2関心領域の少なくとも一方の位置又は面積を修正することができる。また、前記評価部は、前記弾性値計算部で計算された第1関心領域と第2関心領域の各弾性値が設定範囲内か否か、又はそれらの弾性値の比が設定範囲内か否かで前記第1関心領域と前記第2関心領域の生成が適切か否かを評価することができる。

【0187】

さらに、前記第2関心領域は、複数生成して設定され、前記弾性値計算部は、複数の前記第2関心領域に対応させて前記弾性値の比を計算してグラフを生成して前記画像表示部に表示して、前記ポインティングデバイスにより1つの前記第2関心領域を選択可能に形成することができる。

【0188】

また、前記第1関心領域は、複数生成して設定され、前記弾性値計算部は、複数の前記第1関心領域に対応させて前記弾性値の比を計算して前記画像表示部に対比可能に表示することができる。さらにまた、前記評価部は、前記第1関心領域と前記第2関心領域の生成が適切でないと評価したとき、その旨(例えばメッセージ又はバツ印などのエラー表示)を前記画像表示部に表示することができる。

【0189】

本実施形態3の前記第1関心領域生成部は、前記基準関心領域の設定位置から前記濃淡像の二次元方向の画素値の変化に基づいて前記第1領域の組織境界を検出する組織境界検出部と、前記基準関心領域内に複数の中心候補点を設定して各中心候補点から前記組織境界までの最短距離をそれぞれ求める最小距離算出部と、前記最短距離が最も長い前記中心候補点を中心として前記最も長い最短距離を半径とする円を求める最大距離算出部と、前記円又は該円に内接する多角形の領域を第1関心領域として設定することができる。

【0190】

前記第2関心領域生成部は、前記濃淡像上で、前記第1関心領域を含まない範囲と、前記濃淡像から第2関心領域がはみ出さない範囲と、前記第1関心領域の辺縁及び第1領域の周辺組織を含まない範囲に、前記第2関心領域を生成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。

【0191】

また、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

【0192】

以上説明したように、本発明によれば、関心領域(ROI)を自動設定できるから、生体組織の弾性比を画一的に求めることができ、弾性に係る臨床データの信頼性を向上することができる。信頼性の高い臨床データは、個々の診断において的確な診断を行うことができ、診断に係る標準値を絞ることが可能になる。

【0193】

また、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【符号の説明】

【0194】

2, 21, 51 超音波探触子、3 送信部、4 受信部、5 整相加算回路、6, 31, 53 濃淡像生成部、7, 35, 55 表示像生成部、8, 56 画像表示部、9 弾性演算部、10, 32, 54 弾性像生成部、11 装置制御・インターフェイス部、12 ROI生成部、13 ROI像生成部

10

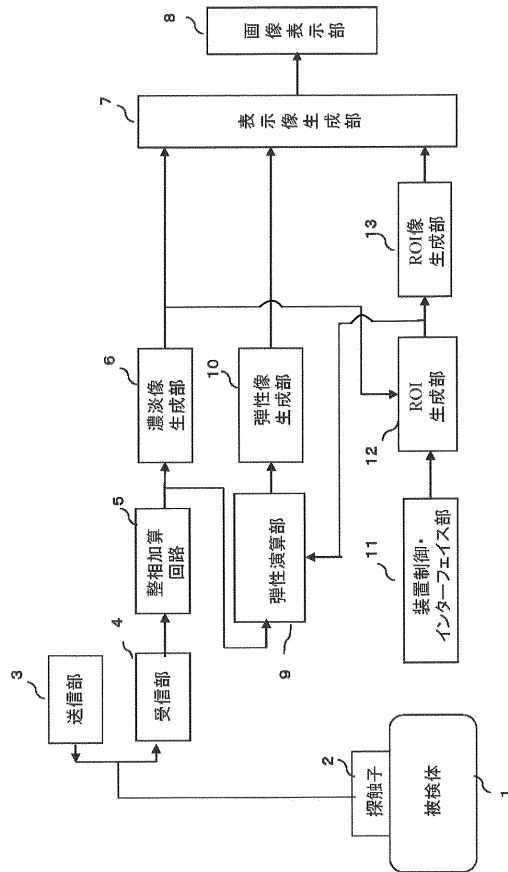
20

30

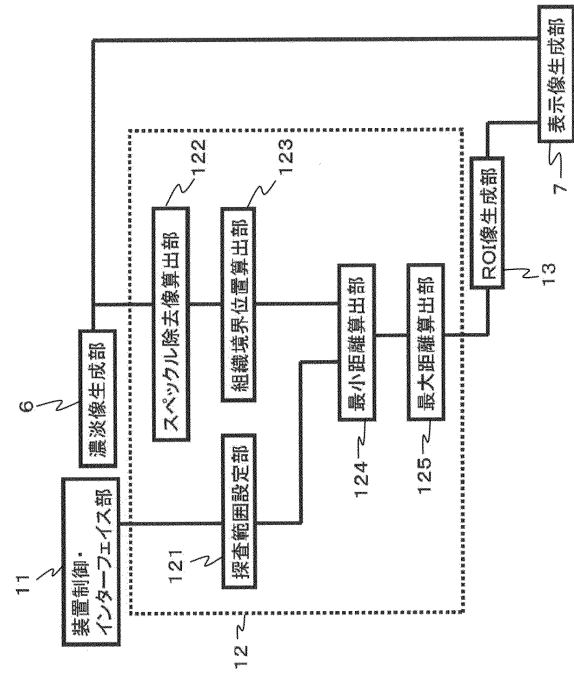
40

50

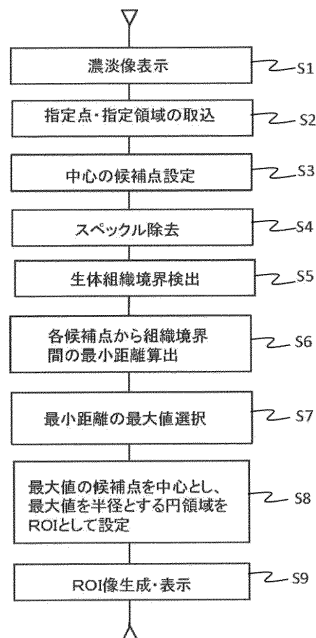
【図 1】



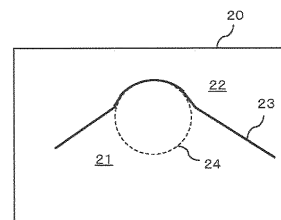
【図 2】



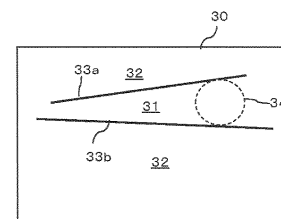
【図 3】



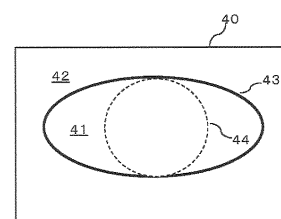
【図 4】



(a)

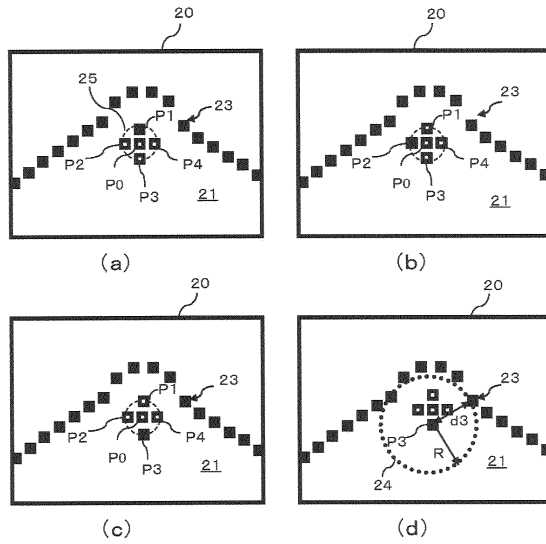


(b)

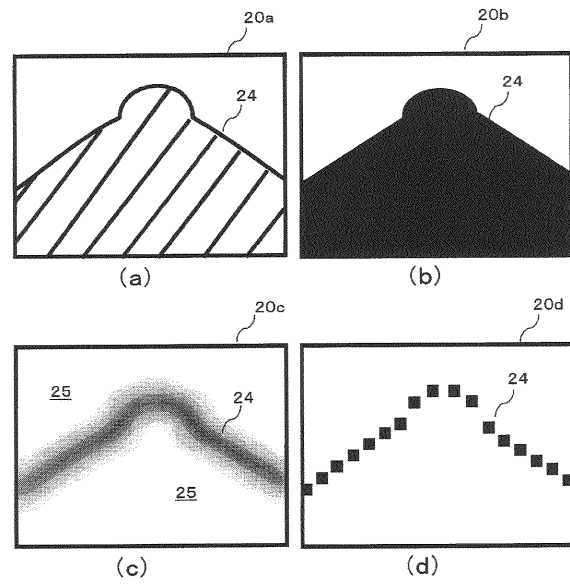


(c)

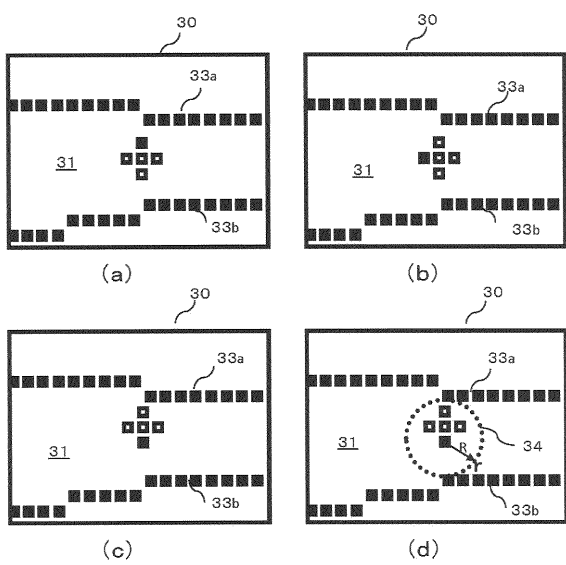
【図 5】



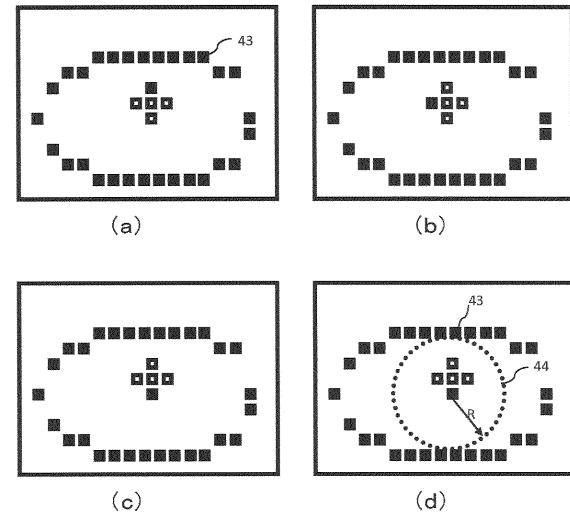
【図 6】



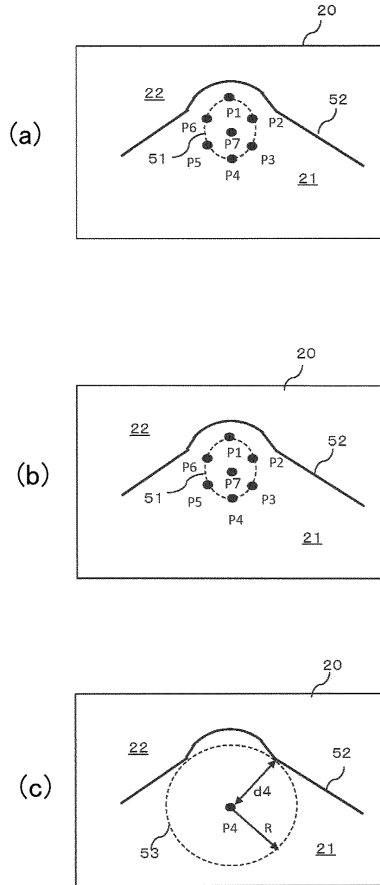
【図 7】



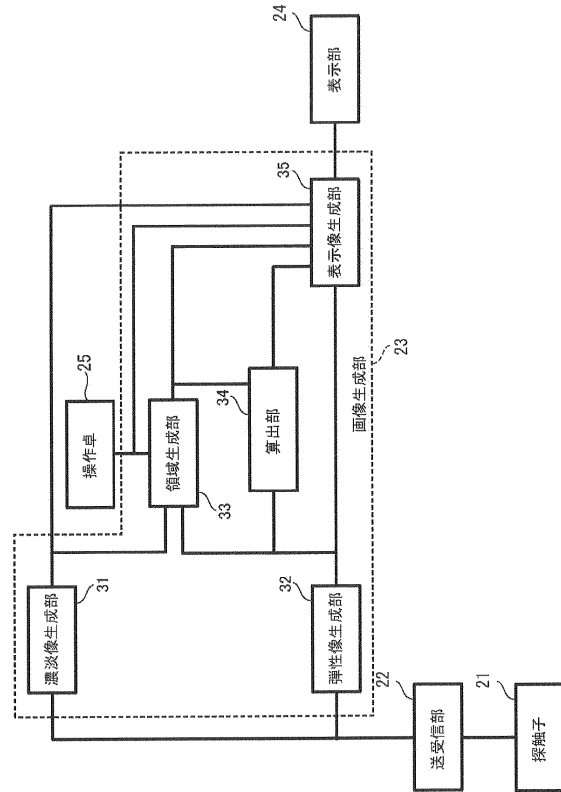
【図 8】



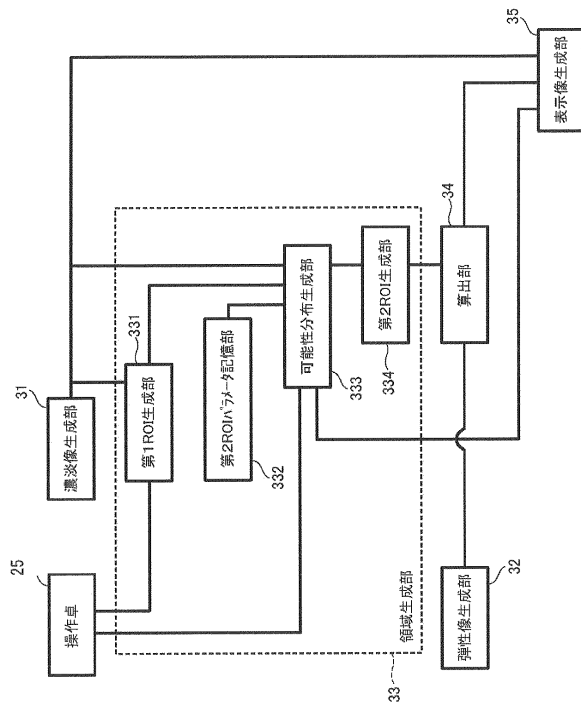
【図9】



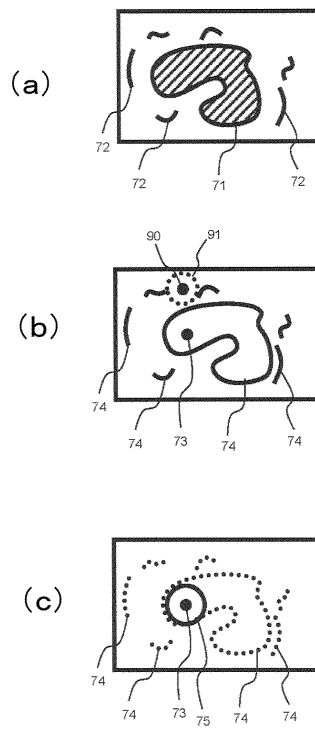
【図10】



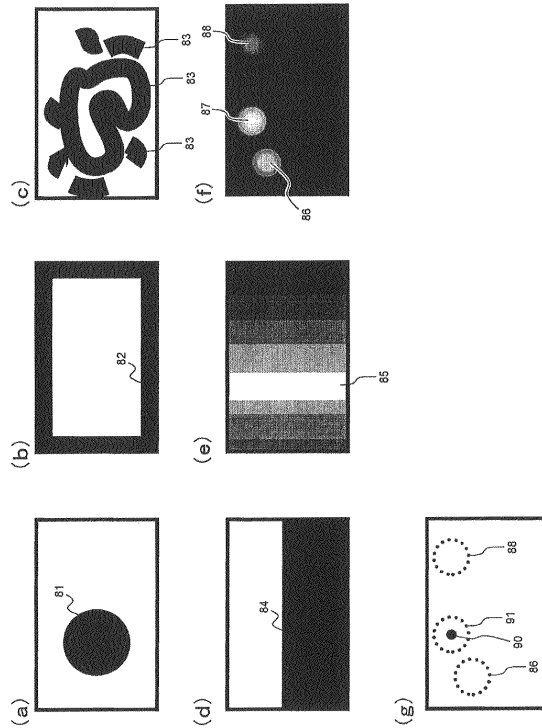
【図11】



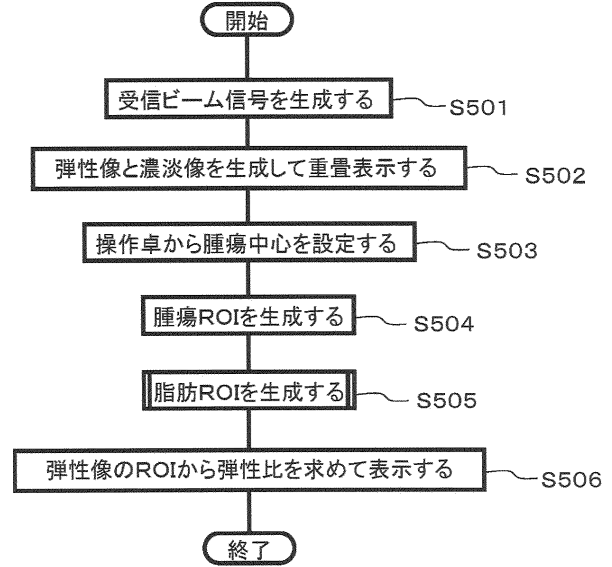
【図12】



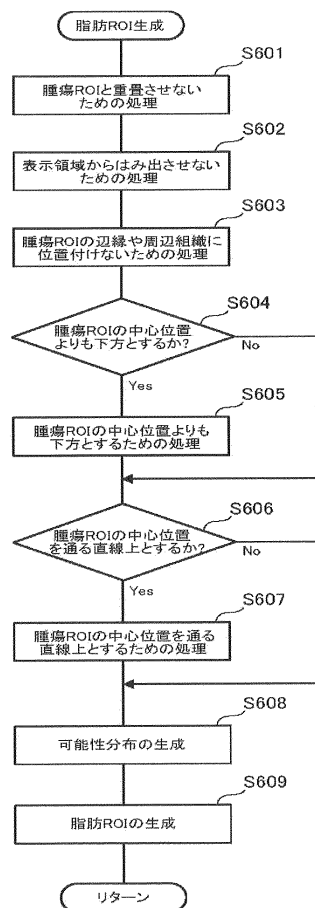
【図13】



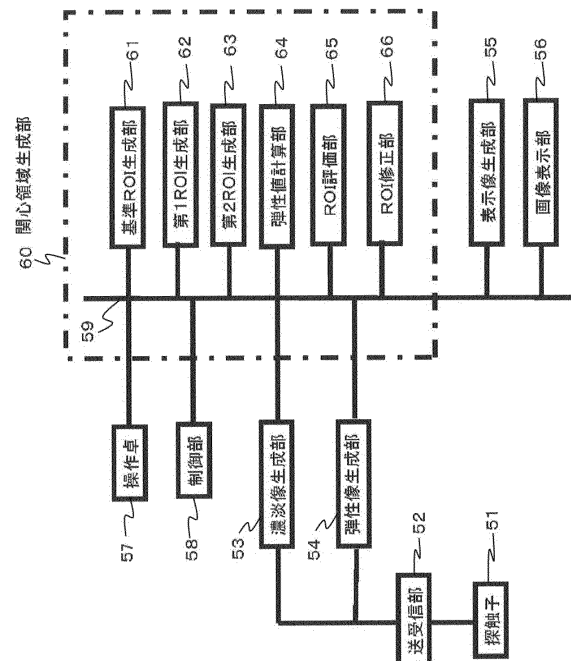
【図14】



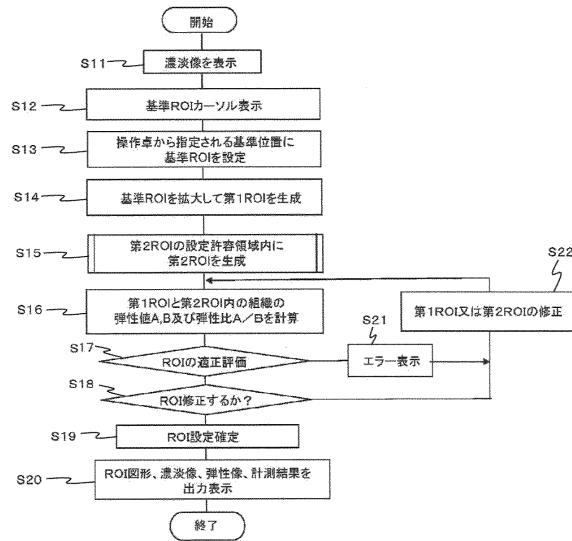
【図15】



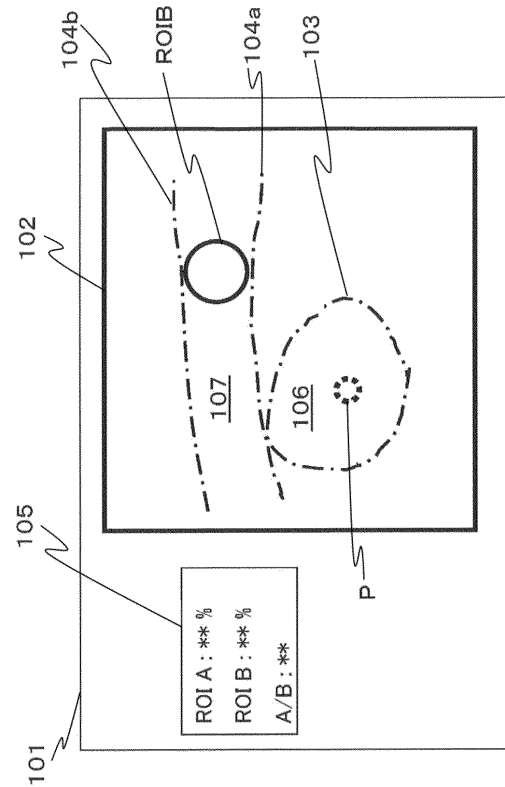
【図16】



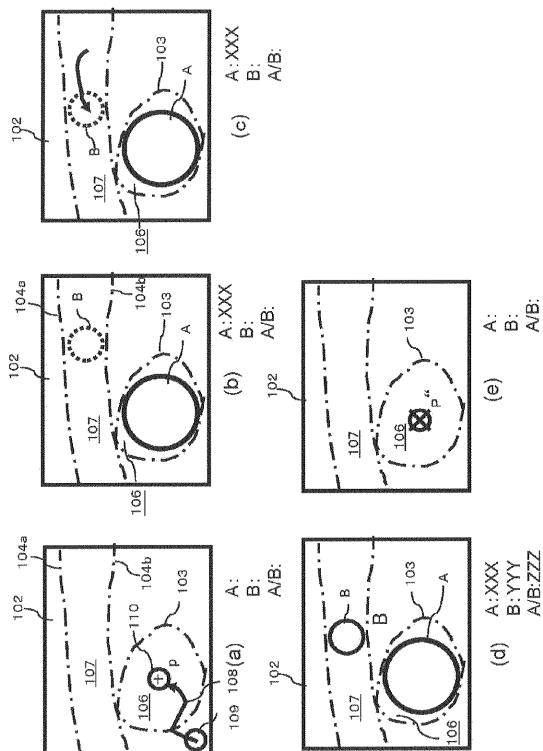
【図 17】



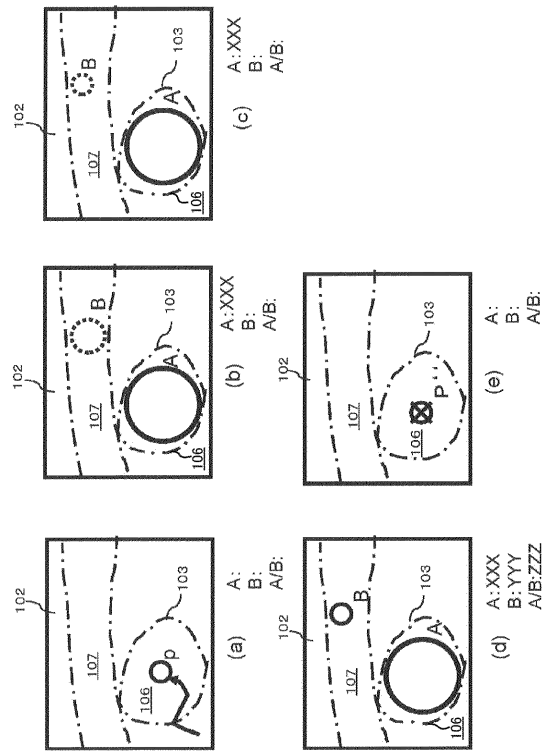
【図 18】



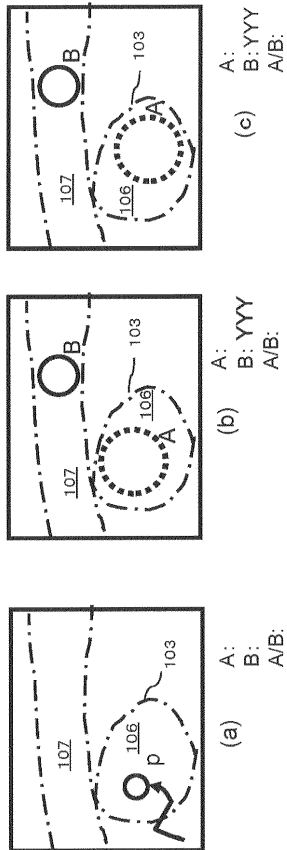
【図 19】



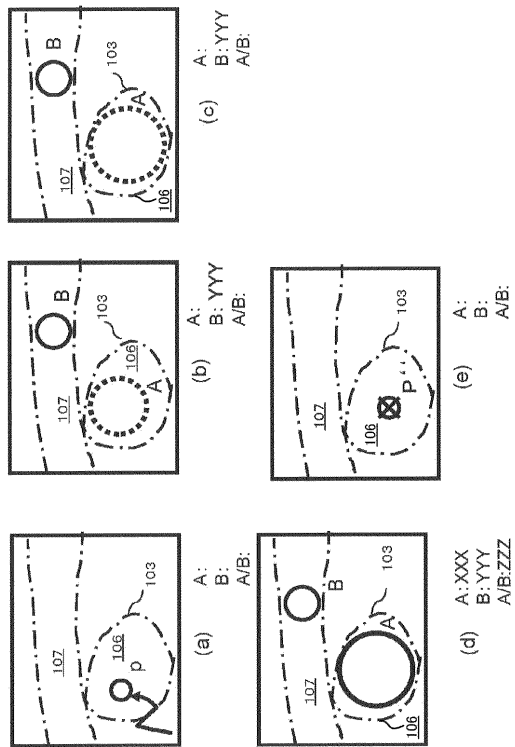
【図 20】



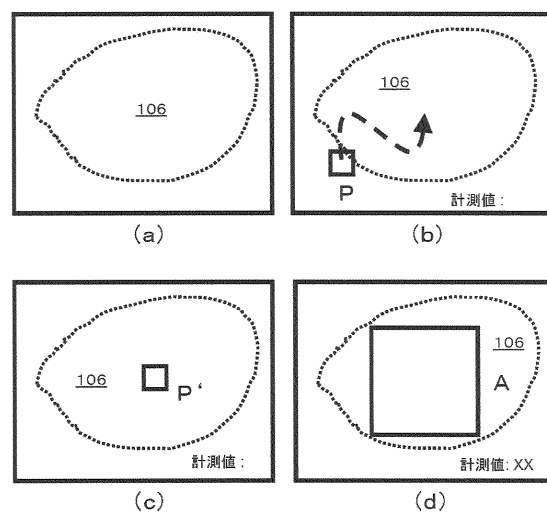
【図 2 1】



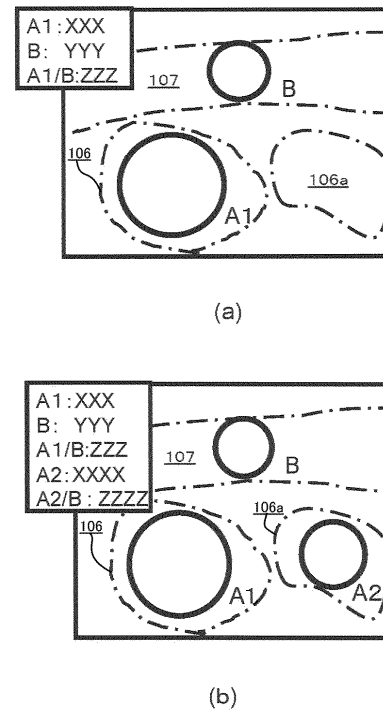
【図 2 2】



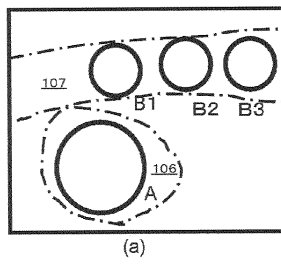
【図 2 3】



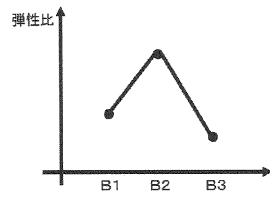
【図 2 4】



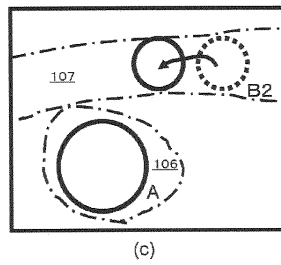
【図 25】



(a)



(b)



(c)

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 特願2013-74714(P2013-74714)

(32)優先日 平成25年3月29日(2013.3.29)

(33)優先権主張国 日本国(JP)

(72)発明者 村山 直之

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

(72)発明者 脇 康治

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 奥田 雄介

(56)参考文献 国際公開第2011/062106(WO, A1)

特開2001-54521(JP, A)

特開2004-57275(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6367425B2	公开(公告)日	2018-08-01
申请号	JP2017097804	申请日	2017-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	宮内裕輔 馬場博隆 飯村隆志 村山直之 脇康治		
发明人	宮内 裕輔 馬場 博隆 飯村 隆志 村山 直之 脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/469 A61B8/485 G06T7/0012 G06T2207/20104 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/481 A61B8/54 G01N29/44		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB46 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31		
优先权	2012130139 2012-06-07 JP 2013024812 2013-02-12 JP 2013074714 2013-03-29 JP		
其他公开文献	JP2017136451A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A可以减少检测负担在ROI设定为活组织进行比较, 提供使用该设定方法和设置方法ROI高度可再现的测量的超声波诊断装置。A可以减少检测负担比较设定的ROI的生物组织, 通过输入设备, 以增加弹性测量的和指定的目标组织21的再现对象的灰度图像20中在任何给定的区域25设定多个候补点P1~P4的第一步骤, 以及检测的组织边界23求灰度图像的像素值的二维方向的偏微分值的第二步骤中, 检测获得所确定的组织边界23与每个候选点P1至P4之间的最短距离, 并且具有最长最短距离的圆作为半径或圆形内接在圆中设置多边形区域作为感兴趣24的区域, 并且具有显示感兴趣24, 其由成像与遮阳图像20的图像显示部分的重叠设置的区域

的第四步骤的第三步骤。点域4

(19) 日本国特許庁 (JP) (12) 特 許 公 報 (B2) (11) 特許番号
特許第6367425号
(P6367425)
(45) 発行日 平成30年8月1日 (2018.8.1) (24) 登録日 平成30年7月13日 (2018.7.13)

(51) Int. Cl.	F 1
A 61 B 8/08 (2006.01)	A 61 B 8/08

請求項の数 4 (全 36 頁)

特許権の取得 (主 特 許 権)	
(21) 出願番号	特願2017-97804 (P2017-97804)
(22) 出願日	平成28年5月17日 (2017. 5. 17)
(23) 分割の表示	特願2014-51905 (P2014-51905) の分割
原出願日	平成25年5月20日 (2013. 5. 20)
(65) 公開番号	特開2017-136451 (P2017-136451A)
(43) 公開日	平成28年8月10日 (2017. 8. 10)
審査請求日	平成28年6月7日 (2017. 6. 7)
(31) 優先権主張国	特願2012-130139 (P2012-130139)
(32) 優先日	平成24年4月7日 (2012. 6. 7)
(33) 優先権主張国	特願2013-24812 (P2013-24812)
(31) 優先権主張国	特願2013-24812 (P2013-24812)
(32) 優先日	平成25年2月12日 (2013. 2. 12)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)
(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 11000350 ボールド特許業務法人 宮内 裕福 東京都三鷹市幸礼6丁目2番2号 日立 アロカマシナリ株式会社内 (72) 発明者 馬場 博隆 東京都三鷹市幸礼6丁目2番2号 日立 アロカマシナリ株式会社内 飯村 隆志 (72) 発明者 東京都三鷹市幸礼6丁目2番2号 日立 アロカマシナリ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

