

(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2007-275456
(P2007-275456A)

(43) 公開日 平成19年10月25日(2007.10.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2006-108556 (P2006-108556)	(71) 出願人	390029791
(22) 出願日	平成18年4月11日 (2006.4.11)		アロカ株式会社
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
		(74) 代理人	100075258
			弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	廣田 浩二
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE09 JB45 JB48 JC09 JC11
			JC37
			5B057 AA07 BA05 CA12 CA13 CC04
			CH01 DA08 DB02 DB03 DC09

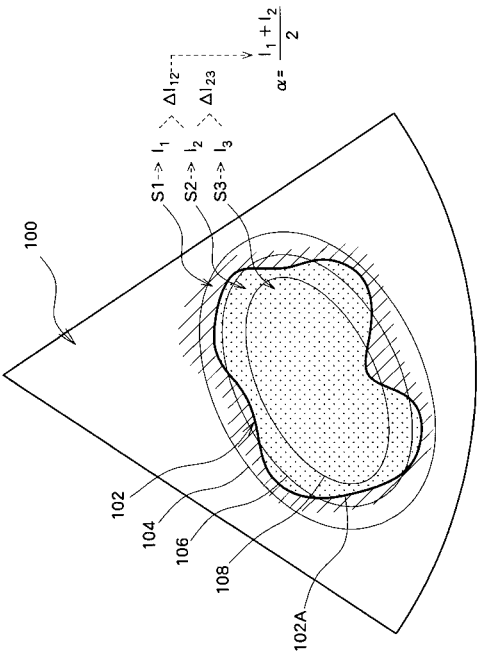
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像上において、組織の輪郭を精度よく抽出できるようにする。

【解決手段】ユーザーによって関心領域としての基本図形104が設定されると、その内部に複数の相似図形106、108が自動的に設定される。それらの図形によって多重図形が構成される。各図形104、106、108の内部領域で平均値が演算され、隣接する領域間で平均値の差分が演算される。最大値をとる差分から特定の隣接領域ペアが判定され、それらに含まれる複数のデータに基づいて閾値が決定される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受波して二次元又は三次元の測定空間からデータ群を取得する送受波手段と

、
前記測定空間内の対象組織をカバーする関心領域として基本図形を定義するための基本図形定義手段と、

前記基本図形に基づいて複数の相似図形を生成し、これにより前記データ群に対して前記基本図形及び前記複数の相似図形からなる多重図形を設定する多重図形設定手段と、

前記多重図形によって定められる複数の領域の中で平均輝度の差が最も大きい特定の隣接領域ペアを判定し、その特定の隣接領域ペアに属する複数のデータに基づいて閾値を決定する閾値決定手段と、 10

前記関心領域内の複数のデータに対して前記閾値を用いて閾値処理を施す閾値処理手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記複数の領域は前記多重図形における複数の図形内部領域であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、

前記複数の領域は前記多重図形において区画された複数の部分領域であり、前記複数の部分領域には複数の図形間領域が含まれることを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記閾値決定手段は、

前記各領域ごとにそこに属する複数のデータについて平均値を演算する平均値演算部と

、
前記複数の領域における個々の隣接領域ペアごとに平均値の差分を演算する差分演算部と、

前記差分が最も大きい隣接領域ペアを前記特定の隣接領域ペアとして判定する判定部と 30

、
前記特定の隣接領域ペアに属する複数のデータについての平均値として前記閾値を決定する閾値決定部と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、

前記多重図形設定手段は、前記基本図形の内側において段階的に縮小された複数の相似図形を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

前記基本図形定義手段は、ユーザー入力に基づいて二次元図形関数又は三次元図形関数を用いた関数演算を実行することにより前記基本図形を定義することを特徴とする超音波診断装置。 40

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、

前記多重図形を構成する図形数及び図形間ピッチが可変設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に組織の輪郭抽出技術に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、超音波画像上において、心筋部分と心腔部分とを区別し、あるいは、心内膜の境界（心腔輪郭）を抽出するために、超音波画像データ（あるいは受信データ）に対して閾値処理が施される。閾値処理においては、例えば、超音波画像の内容に応じて閾値が適応的に設定され、その閾値を用いて二値化処理が実行される。目的とする境界を精度良く抽出するためには閾値を的確に設定する必要がある。

【0003】

【特許文献1】特公平7-32773号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記の特許文献1に記載された超音波診断装置においては、超音波画像についての画素値のヒストグラムが作成され、そのヒストグラムを用いて閾値が適応的に設定される。よって、ヒストグラムの作成が不可欠となるので、どうしても処理が複雑となり易い。

【0005】

本発明の目的は、組織の境界を精度良く抽出できるように閾値を簡便かつ的確に定めることにある。

【0006】

20

本発明の他の目的は、組織輪郭の存在を絞り込んだ上で組織内外のデータを考慮して適切な閾値を設定できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、超音波を送受波して二次元又は三次元の測定空間からデータ群を取得する送受波手段と、前記測定空間内の対象組織をカバーする関心領域として基本図形を定義するための基本図形定義手段と、前記基本図形に基づいて複数の相似図形を生成し、これにより前記データ群に対して前記基本図形及び前記複数の相似図形からなる多重図形を設定する多重図形設定手段と、前記多重図形によって定められる複数の領域の中で平均輝度の差が最も大きい特定の隣接領域ペアを判定し、その特定の隣接領域ペアに属する複数のデータに基づいて閾値を決定する閾値決定手段と、前記関心領域内の複数のデータに対して前記閾値を用いて閾値処理を施す閾値処理手段と、を含むことを特徴とする。

30

【0008】

上記構成によれば、例えばユーザー入力によって対象組織をカバーするように関心領域が設定されると、それを基本図形として、複数の相似図形が多重的に生成される。各相似図形は完全なる相似図形であってもよいし、基本図形に類似する相似的図形であってもよい。基本図形と複数の相似図形はそれぞれ二次元図形又は三次元図形であり、それらによって多重図形（図形セット）が構成される。その多重図形が対象組織を表すデータ群に対して設定され、多重図形によって定められる複数の領域における個々の隣接領域ペアごとに平均値（輝度平均値）の差分が演算され、最も差分の大きい特定の隣接領域ペアが特定される。ここで、各領域は、各図形の内部領域であるのが望ましいが、各図形間領域であってもよい（この場合、更に最小図形の内部領域を含めるのが望ましいが、それを含めなくてもよい）。いずれにしても組織の輪郭を跨ぐ隣接領域ペアが特定され、その隣接領域ペアに属するデータに基づいて閾値が決定される。この場合に、隣接領域ペアにおける一方の領域における平均値と隣接領域ペアにおける他方の領域における平均値とからそれら全体平均値を求めるようにしてもよい。組織輪郭の外側の平均値と内側の平均値との中間値として閾値が適応的に設定されるようにすれば輪郭抽出を的確に行える。

40

【0009】

望ましくは、前記複数の領域は前記多重図形における複数の図形内部領域である。各図形は多重関係にあり、それらの間には部分的に重複した関係あるいは包含関係が認められ

50

る。望ましくは、前記複数の領域は前記多重図形において区画された複数の部分領域であり、前記複数の部分領域には複数の図形間領域が含まれる。この場合には各区画は二次元データを処理する場合には隣接する閉ループの間、あるいは、三次元データを処理する場合には隣接する閉曲面の間、として定義される。最小図形の内部を独立した1つの区画として利用するようにしてもよいし、利用しなくてもよい。

【0010】

望ましくは、前記閾値決定手段は、前記各領域ごとにそこに属する複数のデータについて平均値を演算する平均値演算部と、前記複数の領域における個々の隣接領域ペアごとに平均値の差分を演算する差分演算部と、前記差分が最も大きい隣接領域ペアを前記特定の隣接ペアとして判定する判定部と、前記特定の隣接領域ペアに属する複数のデータについて10の平均値として前記閾値を決定する閾値決定部と、を含む。この構成によれば、隣接領域ペアごとに平均値の差分が演算され、その差分が最も大きい特定の隣接領域ペアが特定され、それに属する複数のデータに基づいて閾値が決定される。輪郭が存在する可能性の高い隣接領域ペアを選び出すことができ、輪郭の内側及び外側のデータを考慮して、それらの間に閾値を設定できる。

10

【0011】

望ましくは、前記多重図形設定手段は、前記基本図形の内側において段階的に縮小された複数の相似図形を生成する。例外的には基本図形の外部に相似図形を発生させ、それも多重図形の一部として含めてもよい。望ましくは、前記基本図形定義手段は、ユーザー入力に基づいて二次元関数又は三次元関数を用いた関数演算を実行することにより前記基本20図形を定義する。二次元関数としては例えば楕円関数をあげることができ、三次元関数としては楕円体関数をあげることができる。望ましくは、前記多重図形を構成する図形数及び図形間ピッチが可変設定される。

20

【発明の効果】

【0012】

以上説明したように、本発明によれば、組織の境界を精度良く抽出できるように閾値を簡便かつ的確に定められる。あるいは、本発明によれば、組織輪郭の存在部位を絞り込んだ上で組織内外のデータを考慮して適切な閾値を設定できるようにすることにある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

30

【0014】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。プローブ10は本実施形態において直線上に配列された複数の振動素子を有している。それらの振動素子は1Dアレイ振動子を構成するものである。その1Dアレイ振動子によって超音波ビームBが形成され、その超音波ビームをθ方向に電子走査することより、走査面Sを構成できる。走査面Sはエコーデータ取込空間を構成するものである。プローブ10に対して、複数の振動素子が二次元配列されてなる2Dアレイ振動子を設け、三次元エコーデータ取込空間を形成するようにしてもよい。本実施形態においては、例えば心臓における左室を中心とした一定の空間に対して超音波が40送波され、当該空間からのエコーが受波されている。

40

【0015】

送受信部12は、送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能する。すなわち、送受信部12から複数の振動素子に対して所定の遅延関係をもった複数の送信信号が供給される。これによって複数の振動素子により送信ビームが形成される。一方、生体内からの反射波は複数の振動素子によって受波され、これによって複数の受信信号が送受信部12に出力される。送受信部12においては複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これによって電子的に受信ビームを形成する。整相加算後の受信信号（超音波ビーム一本分のエコーデータ）は、ビームデータとしてビームデータ処理部14へ出力される。

50

【 0 0 1 6 】

ビームデータ処理部 1 4 は検波、対数圧縮などの処理を実行する公知のモジュールである。ビームデータ処理部 1 4 から出力されたビームデータは画像形成部 1 6 に入力されている。画像形成部 1 6 はデジタルスキャンコンバータ (D S C) などを含み、受信信号に基づいて断層画像等の超音波画像を形成するモジュールである。画像形成部 1 6 は座標変換機能やデータ補間機能等を有している。超音波画像としては B モード画像 (二次元断層画像) などが挙げられる。画像形成部 1 6 から出力される超音波画像の画像データは表示処理部 1 8 に出力される他、必要に応じて、画像処理部 2 2 へ出力される。画像処理部 2 2 の構成及び作用については後に詳述する。

【 0 0 1 7 】

表示処理部 1 8 は画像合成機能や色付け処理機能などを有している。表示処理部 1 8 から出力される表示画像の画像データは表示部 2 0 に送られ、表示部 2 0 の表示画面上には超音波画像が表示される。表示処理部 1 8 は後に説明するように、通常の二次元断層画像に対して組織の輪郭を現した輪郭像を合成し、その合成画像を表示部 2 0 に表示させる機能を有している。

【 0 0 1 8 】

次に、画像処理部 2 2 について説明する。この画像処理部 2 2 は組織の境界すなわち輪郭を現す画像を形成する機能を有し、その場合においては二値化処理が適用され、本実施形態においては二値化処理で利用する閾値が適応的に設定されている。ちなみに、本実施形態においては画像形成部 1 6 から出力された画像データに対して処理が施されているが、画像形成部 1 6 に入力されるビームデータに対して処理が適用されるようにしてもよい。また、本実施形態においては二次元のフレームデータに対して処理が適用されているが、三次元のボリュームデータに対して処理が適用されるようにしてもよい。

【 0 0 1 9 】

多重図形生成部 2 4 は、本実施形態において関心領域設定部 2 6 と相似図形生成部 2 8 とを有する。関心領域設定部 2 6 はユーザーによって指定されたパラメータに基づいて関心領域を設定するモジュールである。関心領域としては、任意図形であってもよいが、本実施形態においては楕円関数の実行によって関心領域が定められている。すなわち、本実施形態において関心領域は楕円である。その場合においてその中心座標、長軸の長さ、短軸の長さはユーザーによって自在に設定することができ、一般的には断層画像を観察しながら対象組織をカバーする領域として関心領域が設定される。例えば左室内腔の外側に関心領域が設定されることになる。

【 0 0 2 0 】

相似図形生成部 2 8 は、以上のように設定された関心領域を基本図形としてその基本図形を段階的に順次縮小することにより、複数の相似図形 (縮小図形) を自動的に生成するモジュールである。例えば、もっとも外側の楕円形をもった関心領域の中に、長軸及び短軸の長さが段階的に短くされた複数の相似図形が生成されることになる。この場合において、各図形間のピッチや多重図形を構成する図形数についてはユーザーによって可変設定することが可能である。あるいは、送受信条件等に応じて自動的に可変設定するようにしてもよい。このように生成された基本図形としての関心領域及び複数の相似図形はそれら全体として多重図形 (図形セット) を構成するものである。多重図形は以下に説明するように領域分けの基準となるものである。

【 0 0 2 1 】

平均輝度演算部 3 0 は、各図形毎にその内部領域に属する複数のデータに基づいて平均値 (平均輝度) を演算するモジュールである。すなわち、個々の図形毎に平均値が演算されることになる。ただし、後に説明するように、図形間領域毎に平均値を演算するようにしてもよい。この場合においてさらに最小図形の内部についても平均値を演算してもよい。

【 0 0 2 2 】

平均輝度差演算部 3 2 は、個々の図形毎に演算された平均値を、隣接領域間すなわち隣

10

20

30

40

50

接図形間において差分演算し、これによって平均値の差を演算する。最大輝度差検出部 34 は、以上のように求められた複数の差の中で最大値を特定する。すなわち、組織の輪郭を跨いだ隣接図形ペアにおいては上記の差がもっとも大きくなるものと推認されるため、以上のように最大値となる差が特定されている。

【0023】

閾値決定部 36 は、上記のように差の最大値を生じさせた隣接領域ペアすなわち隣接する 2 つの図形についてそれぞれ求められている平均値を加算した上で加算値を 2 で割り、これによってそれらの平均値すなわち中間値を演算する。その中間値が本実施形態において閾値とされる。つまり、組織の輪郭の内側における平均値と外側における平均値との間に中間値として閾値ができるだけ設定されるようにするものである。本実施形態においては上記のように平均値及びその差分が演算された上で差分の最大値が特定されているため、組織の輪郭が存在する部位を絞り込んだ上でその部位のデータを参照して適切な閾値を設定できるという利点がある。

10

【0024】

二値化処理部 38 は、画像形成部 16 から出力される画像データを構成する各データに対して二値化処理を実行する手段であり、その二値化処理に当たっては閾値決定部 36 において設定された閾値が利用される。この場合において、例えば、閾値よりも小さなデータについてはそれが 0 に置換され、閾値よりも大きなデータについてはそれが 1 に置換される。すなわち、このような二値化処理により左室内腔に存在する血流部に対して全て画素値として 0 を与えることが可能となる。もちろん、そのような通常の二値化処理ではなく、反転二値化処理を行うようにしてもよい。いずれにしても境界抽出部 40 において対象となっている組織の境界すなわち輪郭が的確に抽出されるように閾値処理を行うのが望ましい。

20

【0025】

境界抽出部 40 において抽出された境界の情報は表示処理部 18 に送られ、表示処理部 18 においては通常の 2 次元断層画像に対して組織の輪郭を現す輪郭イメージを合成し、その合成データを表示部 20 へ出力する。制御部 42 はソフトウェアを実行する CPU 等を有し、図 1 に示される各構成の動作制御を行っている。制御部 42 には操作パネル 44 が接続されている。操作パネル 44 はキーボードやトラックボール等を有するものであり、操作パネル 44 を利用してユーザーによって関心領域を定義するためのパラメータを入力することが可能である。また、上述したように図形間ピッチや図形数等を可変設定することも可能である。図 1 に示される画像処理部 22 は実質的にソフトウェアによって実現することもでき、例えば超音波診断装置本体から出力されるデータをパーソナルコンピュータに伝送し、そのパーソナルコンピュータ上において符号 22 で示される画像処理部の内容を実現するようにしてもよい。そのような場合には、超音波診断装置本体及びパーソナルコンピュータの全体システムが超音波診断装置に相当することになる。

30

【0026】

次に、図 2 を用いて、図 1 に示した超音波診断装置におけるデータ処理の具体例について説明する。符号 100 は二次元断層画像を示している。そこには例えば心臓の左室の断面が示されており、符号 102 は左室内腔部を示している。その外側は心筋部である。符号 102A は左室内腔の境界すなわち輪郭を現している。この輪郭 102A を抽出するために以下のような処理が実行される。

40

【0027】

まず、上述したようにユーザーの入力に基づいて関心領域としての基本図形 104 が設定される。本実施形態においては楕円として基本図形 104 が定義されており、ユーザーは中心座標と長軸及び短軸の長さを指定することにより、容易に基本図形 104 を設定することが可能である。そのような設定が人為的に行われると、その基本図形 104 に基づいて自動的に複数の相似図形 106, 108 が生成される。例えば座標原点を共通として短軸及び長軸の長さを段階的に短くすることにより、楕円関数を実行して複数の相似図形を容易に生成することが可能である。基本図形及び複数の相似図形はそれら全体として

50

多重図形（図形セット）を構成するものである。

【0028】

このように多重図形が設定されると、各図形104, 106, 108ごとに内部に属する複数のデータに基づいて平均値が演算される。ここでは各図形104, 106, 108の内部領域がS1, S2, S3で表わされている。後に説明するように、平均値を求める対象となる領域S1, S2, S3が図形間に存在する帯状の領域及び最小図形の内部領域であってもよい。

【0029】

各領域S1, S2, S3のそれぞれについて求められた平均値が図2において I_1 , I_2 , I_3 で現されている。本実施形態においては次に隣接する図形間において平均値の差 ΔI_{12} , ΔI_{23} が演算される。すなわち組織の輪郭に跨って存在するような領域ペアを特定するために平均値の差分が演算される。そして最大値をとる差分が判定される。ここでは最大値をとる差分が ΔI_{12} であり、そのような場合には、隣接領域ペアを構成する2つの領域について求められた2つの平均値の更に平均値すなわち中間値が演算される。図示の例では、中間値すなわち閾値 α として、 $(I_1 + I_2) / 2$ が求められる。これにより概ね輪郭の内側と外側のそれぞれの平均値の中間値として閾値 α を設定することが可能となり、境界抽出を高精度に行うことが可能である。

10

【0030】

以上の説明においては、各領域S1, S2, S3がそれぞれの図形の内部全体を示すものであったが、図形間に存在する帯状の領域を演算対象とするようにしてもよい。この場合においては、最小図形の内部領域を演算対象としての1つに含めてもよいし含めなくてもよい。この場合においても、輪郭に跨って存在する隣接領域ペアを平均値の差分を参照することにより容易に特定することが可能である。

20

【0031】

上記実施形態においては各領域について平均値を求める場合に単純平均処理が適用されていたが、例えば各データの座標に応じて重み値を与えつつ平均化を行う重み付け平均処理を行うようにしてもよい。また、上記実施形態においては、隣接領域ペアについての2つの平均値から最終的な閾値が求められているが、隣接領域ペアに属するデータを利用して別途平均値を求めるようにしてもよいし、重み付け平均処理を適用するようにしてもよい。更には、平均演算に変えて中央値演算を行うようにしてもよい。上記実施形態においては、基本図形の内側に段階的に縮小図形が生成されていたが、例外的には、基本図形の外側に1又は複数の拡大図形を付加するようにしてもよい。例えば、組織の輪郭が部分的に関心領域の外側に出てしまうような場合には、関心領域の外側に拡大図形を設定し、それを含めて多重図形を構成することもできる。そのような場合には関心領域の内部に対して閾値処理を適用することに加えて、外側に対しても併せて閾値処理を適用すればよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】本発明にかかる超音波診断装置の好適な実施形態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いて実行される画像処理を説明するための概念図である。

40

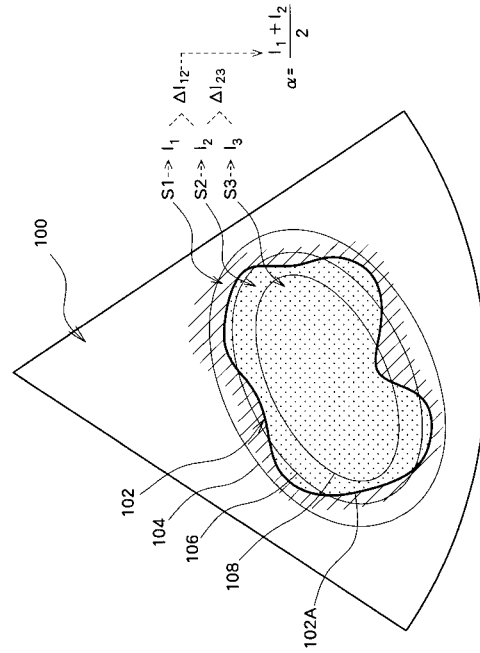
【符号の説明】

【0033】

10 プローブ、22 画像処理部、24 多重図形生成部、26 関心領域設定部、
28 相似図形生成部、30 平均輝度演算部、32 平均輝度差演算部、34
最大輝度差検出部、36 閾値決定部、38 二値化处理部、40 境界抽出部

。

【 図 2 】



$$\alpha = \frac{l_1 + l_2}{2}$$

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007275456A	公开(公告)日	2007-10-25
申请号	JP2006108556	申请日	2006-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	廣田 浩二		
发明人	廣田 浩二		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC37 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CA13 5B057/CC04 5B057/CH01 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB03 5B057/DC09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA24 5L096/CA27 5L096/EA43 5L096/FA06 5L096/FA32 5L096/GA51		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4763502B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波图像中精确提取组织的轮廓。解决方案：当用户设置作为感兴趣区域的基本图形104时，在基本图形104中自动设置多个类似图形106和108。多边形图形由这些图形构成。在各个图104,106和108的内部区域中计算平均值，并且计算相邻区域之间的平均值的差。根据取最大值的差来判断指定的相邻区域对，并根据包含在其中的多个数据确定阈值。Ž

