

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4176525号  
(P4176525)

(45) 発行日 平成20年11月5日(2008.11.5)

(24) 登録日 平成20年8月29日(2008.8.29)

(51) Int.Cl.		F I	
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 8/00
<b>G 0 6 T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
<b>G 0 6 T</b>	<b>7/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T 7/00 2 0 0 A

請求項の数 8 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-84252 (P2003-84252)  
 (22) 出願日 平成15年3月26日(2003.3.26)  
 (65) 公開番号 特開2004-290296 (P2004-290296A)  
 (43) 公開日 平成16年10月21日(2004.10.21)  
 審査請求日 平成17年12月27日(2005.12.27)

(73) 特許権者 390029791  
 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 伊藤 安啓  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
 カ株式会社内  
 審査官 樋口 宗彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

組織部および内腔領域からなる対象組織を含む空間に対して超音波を送受波することで得られる、空間内の各位置に対応した複数のデータに基づいて、画像処理を施す超音波画像処理装置であって、

前記各データを二値化処理することにより、各データそれぞれを実データまたは腔データに分別する二値化手段と、

前記組織部に取り囲まれた領域内に属する腔データを代表点として認識し、代表点を起点とする塗りつぶし処理により、代表点を含み前記組織部に取り囲まれた領域内に存在する複数の腔データの集合である内腔データ集合を抽出する内腔データ集合抽出手段と、

前記内腔データ集合に取り囲まれて孤立する実データをそれぞれ腔データに置換することにより、置換して得られた腔データと前記内腔データ集合に属する複数の腔データとからなる腔データの集合領域を前記内腔領域として抽出する内腔領域抽出手段と、

を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波画像処理装置であって、

前記内腔データ集合抽出手段は、前記対象組織に対して設定されたROI(関心領域)内の特定位置に基づいて前記代表点を設定することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項3】

請求項1に記載の超音波画像処理装置であって、

10

20

前記内腔データ集合抽出手段は、前記空間内の各位置に対応した複数のデータに基づいて形成される超音波画像の画像中心位置を特定位置として、その特定位置に基づいて前記代表点を設定することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置であって、  
前記内腔データ集合抽出手段は、ユーザが指定する特定位置に基づいて前記代表点を設定することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 2 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像処理装置であって、  
前記内腔データ集合抽出手段は、前記特定位置が実データに対応する場合、当該実データの近傍に位置するデータの中から腔データを探索し、探索の結果得られた一つの腔データを代表点に設定することを特徴とする超音波画像処理装置。

10

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波画像処理装置であって、  
前記内腔データ集合抽出手段は、前記腔データの探索において、前記特定位置に対応する実データに対してより近い位置にあるデータから次々に腔データを探索することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 7】

請求項 2 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像処理装置であって、  
前記内腔データ集合抽出手段は、設定された前記代表点を中心とする指定範囲内に実データが含まれる場合、新たに代表点を設定し直すことを特徴とする超音波画像処理装置。

20

【請求項 8】

心筋および内腔領域からなる心臓の断層面に対して超音波を送受波することで得られる、断層面を構成する各ピクセルのエコー値に基づいて、画像処理を施す超音波画像処理装置であって、

前記各ピクセルのエコー値を二値化処理することにより、各ピクセルそれぞれを実ピクセルまたは腔ピクセルに分別する二値化手段と、

前記心筋に取り囲まれた領域内に属する腔ピクセルを代表点として認識し、代表点を起点とする塗りつぶし処理により、代表点を含み前記心筋に取り囲まれた領域内に存在する複数の腔ピクセルの集合である内腔ピクセル集合を抽出する内腔ピクセル集合抽出手段と、  
前記内腔ピクセル集合に取り囲まれて孤立する実ピクセルをそれぞれ腔ピクセルに置換することにより、置換して得られた腔ピクセルと前記内腔ピクセル集合に属する複数の腔ピクセルとからなる腔ピクセルの集合領域を前記内腔領域として抽出する内腔領域抽出手段と、

30

前記内腔領域に属する腔ピクセルの個数に基づいて、前記心臓の断層面内における前記内腔領域の面積を演算する内腔面積演算手段と、

を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

40

本発明は、超音波画像処理装置に関し、特に組織内部の内腔領域を抽出する超音波画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波画像は、生体へ超音波を送受波することにより得られるエコーデータに基づいて形成される。例えば、二次元断層画像を形成する場合、二次元エコーデータ取り込み領域内で取得されたエコーデータのレベルに基づいて各画素値が演算される。二次元断層画像を利用して組織の内腔領域（例えば心臓左室の内腔領域）の断面積を演算する場合、演算対象となる内腔領域を精度よく認識する必要がある。心臓左室の内腔領域には面積演算の支障となる構造物（例えば乳頭筋）が存在する。このためこれら構造物を除去して内腔領域

50

(乳頭筋などの構造物が除去された心腔部分)を抽出する必要がある。

【0003】

特許文献1には、内腔領域の輪郭(外縁)を精度よく認識して、結果として内腔領域そのものを精度よく抽出できる手法が開示されている。その手法は次のとおりである。まず、断層画像をモニタに表示して、ポインティングデバイスを利用して内腔領域の輪郭の目安となる境界を設定する。次に、境界上に設定した開始点からスキャンラインを放射状に延出して、そのライン上において、手動設定した境界との交点を求める。そして、この交点を中心とした検出範囲の設定を行い、検出範囲内の断層像データを閾値で二値化処理して心筋と心腔を分別し、補正すべき境界位置を検出して手動設定した境界を補正する。これにより、内腔領域の輪郭が精度よく検出され、結果として内腔領域そのものが精度よく抽出される。

10

【0004】

【特許文献1】

特開平11-164834号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

上述のように、特許文献1に記載の手法では、内腔領域の輪郭の目安となる境界をユーザが設定するなど、煩雑な装置設定操作を必要とした。

【0006】

そこで本発明は、装置設定操作が容易で、且つ、精度よく内腔領域を抽出できる超音波画像処理装置を提供することを目的とする。

20

【0007】

【課題を解決するための手段】

(1)上記目的を達成するために、本発明に係る超音波画像処理装置は、組織部および内腔領域からなる対象組織を含む空間に対して超音波を送受波することで得られる、空間内の各位置に対応した複数のデータに基づいて、画像処理を施す超音波画像処理装置であって、前記各データを二値化処理することにより、各データそれぞれを実データまたは腔データに分別する二値化手段と、前記組織部に取り囲まれた領域内に属する腔データを代表点として認識し、代表点を起点とする塗りつぶし処理により、代表点を含み前記組織部に取り囲まれた領域内に存在する複数の腔データの集合である内腔データ集合を抽出する内腔データ集合抽出手段と、前記内腔データ集合に取り囲まれて孤立する実データをそれぞれ腔データに置換することにより、置換して得られた腔データと前記内腔データ集合に属する複数の腔データとからなる腔データの集合領域を前記内腔領域として抽出する内腔領域抽出手段とを有するものとする。

30

【0008】

上記構成において、組織部および内腔領域からなる対象組織とは、例えば心臓や血管である。そして、超音波を送受波することで得られる複数のデータは、空間内の所定面内のデータ、あるいは、空間内全域のデータのいずれでもよい。また、組織部に取り囲まれた領域としては、組織部と超音波画像の縁とで取り囲まれた領域であってもよい。さらに、塗りつぶし処理とは、起点となる腔データに隣接する腔データを探索し、探索の結果得られた腔データにさらに隣接する腔データを探索し、これを繰り返すことで得られる腔データの塊を抽出する処理である。

40

【0009】

上記構成により内腔領域(例えば心臓左室の内腔領域)として抽出される腔データの集合領域は、孤立する実データ(例えば心臓左室内部の乳頭筋)が取り除かれたものである。つまり、孤立する実データが除去され、精度よく内腔領域が抽出される。また、煩雑な装置設定操作も必要としない。

【0010】

望ましくは、前記内腔データ集合抽出手段は、前記対象組織に対して設定されたROI(関心領域)内の特定位置に基づいて前記代表点を設定するものとする。または、前記内腔

50

データ集合抽出手段は、前記空間内の各位置に対応した複数のデータに基づいて形成される超音波画像の画像中心位置を特定位置として、その特定位置に基づいて前記代表点を設定するものとする。または、前記内腔データ集合抽出手段は、ユーザが指定する特定位置に基づいて前記代表点を設定するものとする。

【0011】

望ましくは、前記内腔データ集合抽出手段は、前記特定位置が実データに対応する場合、当該実データの近傍に位置するデータの中から腔データを探索し、探索の結果得られた一つの腔データを代表点に設定するものとする。上記構成によれば、特定位置が実データに対応してしまい、その特定位置を塗りつぶし処理の起点とすることができない場合においても、塗りつぶしの起点となり得る腔データが自動探索される。さらに望ましくは、前記内腔データ集合抽出手段は、前記腔データの探索において、前記特定位置に対応する実データに対してより近い位置にあるデータから次々に腔データを探索するものとする。

10

【0012】

望ましくは、前記内腔データ集合抽出手段は、設定された前記代表点を中心とする指定範囲内に実データが含まれる場合、新たに代表点を設定し直すものとする。代表点としては、腔データのうち、組織部に取り囲まれた領域内に属するものが必要とされる。しかし、特定位置に基づいて代表点が設定されるため、特定位置の設定の仕方によっては、代表点として設定された腔データが組織部に取り囲まれた領域内に属さない場合も考えられる。例えば、組織部そのものの内部に「ぬけ」として存在する腔データに代表点が設定される可能性がある。上記構成では、代表点を中心とする指定範囲内に実データが存在する場合、その代表点は組織部内に存在すると判断して新たに代表点を設定し直す。これにより、最終的に設定される代表点の設定精度が向上する。

20

【0013】

(2)また、上記目的を達成するために、本発明に係る超音波画像処理装置は、心筋および内腔領域からなる心臓の断層面に対して超音波を送受波することで得られる、断層面を構成する各ピクセルのエコー値に基づいて、画像処理を施す超音波画像処理装置であって、前記各ピクセルのエコー値を二値化処理することにより、各ピクセルそれぞれを実ピクセルまたは腔ピクセルに分別する二値化手段と、前記心筋に取り囲まれた領域内に属する腔ピクセルを代表点として認識し、代表点を起点とする塗りつぶし処理により、代表点を含み前記心筋に取り囲まれた領域内に存在する複数の腔ピクセルの集合である内腔ピクセル集合を抽出する内腔ピクセル集合抽出手段と、前記内腔ピクセル集合に取り囲まれて孤立する実ピクセルをそれぞれ腔ピクセルに置換することにより、置換して得られた腔ピクセルと前記内腔ピクセル集合に属する複数の腔ピクセルとからなる腔ピクセルの集合領域を前記内腔領域として抽出する内腔領域抽出手段と、前記内腔領域に属する腔ピクセルの個数に基づいて、前記心臓の断層面内における前記内腔領域の面積を演算する内腔面積演算手段とを有するものとする。

30

【0014】

上記構成によれば、内腔領域抽出手段によって抽出される腔ピクセルの集合領域は、孤立する実ピクセル(例えば、乳頭筋などの構造物に相当する)が取り除かれているため、支障となる構造物の影響がない面積演算が可能となる。

40

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0016】

図1には、本発明に係る超音波画像処理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。図1に示す実施形態は、超音波画像処理装置内の各部(二値化処理部、内腔ピクセル集合抽出ブロック、内腔領域抽出部および内腔領域面積演算部)が超音波診断装置に組み込まれた形態である。

【0017】

送受信部12は、プローブ10を制御して、対象組織である心臓左室(心筋および内腔領

50

域からなる)を含む空間に対して超音波を送受波する。つまり、送受信部12は送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとして機能し、心臓左室の断層面を構成する複数のピクセルのエコー値を取得して二値化処理部14へ出力する。図2には、送受信部(図1の符号12)が出力する複数のピクセルで構成される心臓左室の断層画像が示されている。心臓左室は心筋40が心腔42を取り囲むように構成されている。心筋40に取り囲まれた領域内には乳頭筋などの構造物44が存在する。また、心筋40そのものの内部には正常値よりも低いエコー値部分の「ぬけ」46が存在する。

#### 【0018】

図1に戻り、二値化処理部14は、送受信部12から出力される各ピクセルのエコー値を二値化処理することにより、各ピクセルそれぞれを実ピクセルまたは腔ピクセルに分別する。つまり、二値化処理部14は、入力された各ピクセルをエコー値に対して設定された閾値に基づいて、閾値以上の実ピクセルと閾値未満の腔ピクセルとに分別する。一般的に心腔は心筋に比べてエコー値が小さい(コントラスト剤などの影響で心腔のエコー値の方が大きくなる場合もあるが、以下の説明では心腔のエコー値の方が小さいものとして説明する)。このため、心筋に相当する値よりも小さく、且つ、心腔に相当する値よりも大きい値に閾値を設定することで、閾値に基づいて心筋と心腔を概ね分別することができる。

#### 【0019】

図3は、二値化処理部(図1の符号14)による各ピクセルの分別結果を示す図であり、図2の断層画像に対する二値化処理の結果を示している。図3において、実ピクセル集合50は、二値化処理部が実ピクセルと判定したピクセル部分からなるピクセル集合であり、腔ピクセル集合52は、二値化処理部が腔ピクセルと判定したピクセル部分からなるピクセル集合である。図3と図2を比較すると、図3の実ピクセル集合50は、図2の心筋40および構造物44で構成されている。つまり、二値化処理により閾値以上のピクセルとして実ピクセルを抽出すると、心筋以外にも乳頭筋などの構造物が抽出されてしまう。また、図3の腔ピクセル集合52は、図2の心腔42、「ぬけ」46および背景部分で構成されている。つまり、二値化処理により閾値未満のピクセルとして腔ピクセルを抽出すると、心臓左室において心腔以外にも「ぬけ」が抽出されてしまう。

#### 【0020】

図1に戻り、二値化処理部14による各ピクセルそれぞれの分別結果は、内腔ピクセル集合抽出ブロック16へ出力される。内腔ピクセル集合抽出ブロック16は、特定位置設定部18、代表点設定部20および塗りつぶし処理部22で構成されている。

#### 【0021】

特定位置設定部18は、二値化処理部14が出力する複数のピクセルで構成される心臓左室の画像内に特定位置を設定する。特定位置は心臓左室に対して設定されたROI(関心領域)に基づいて設定される。例えば、ROIの中心点に設定される。通常、ROIは心臓左室全体がROI内に収まるように設定されるため、ROIの中心点として設定される特定位置は、概ね心臓左室内部の中央付近に設定される。特定位置はROIの中心点に限定されない。つまり、特定位置は心臓左室内部の中央付近に設定されるようなROI内の他の位置でもかまわない。また、特定位置は断層画像そのものの中心に設定されてもよい。心臓左室を診断する場合、通常、心臓左室を断層画像の中央に配置するため、断層画像の中心点は概ね心臓左室内部の中央付近に設定される。特定位置はディスプレイ28に表示される断層画像に基づいてユーザが設定してもよい。さらに特定位置は、二値化処理部14で抽出された複数の腔ピクセルの面積重心に設定されてもよい。

#### 【0022】

代表点設定部20は、特定位置設定部18において心臓左室内部に設定された特定位置に基づいて代表点を設定する。代表点としては、心腔に属する腔データが必要とされる。代表点設定部20は、設定された特定位置が腔データに対応している場合、その特定位置をそのまま代表点として設定する。設定された特定位置が実データに対応している場合、代表点設定部20は、その実データの近傍に位置するデータの中から腔データを探索する。探索は、まず特定位置に対応する実データに隣接する8つの周囲データから行われる。8

10

20

30

40

50

つの周囲データの中に腔データが存在すればその中の一つを代表点に設定する。8つの周囲データの中に腔データが存在しなければ、さらに探索範囲を広げて、8つの周囲データを取り囲む16の周囲データを探索する。このように探索範囲を段階的に広げて探索する。なお、同一段階の探索範囲内で複数の腔データが探索された場合には予め決定されている選択ルールに従って一つの腔データを決定すればよい。

#### 【0023】

このように、代表点設定部20は、特定位置に基づいて代表点を設定するが、特定位置の設定の仕方によっては、代表点として設定された腔データが心腔に属さない場合も考えられる。例えば、心筋内部の「ぬけ」(図2の符号46)の腔データに代表点が設定されてしまう可能性がある。代表点設定部20は、代表点を中心とする指定範囲内に実データが存在するか否かによって、設定された代表点が心腔に属するか否かを判定する。心腔は主に腔データで構成されているため、設定した代表点の周囲に腔データのみが存在していれば代表点が心腔内に存在しており、一方、代表点の周囲に実データが存在すれば代表点が心筋内部の「ぬけ」であると判断する。そして、設定した代表点が心腔内に存在しないと判断した場合には新たに代表点を設定し直すことにより、最終的に代表点が心腔内に設定されるようにする。

#### 【0024】

塗りつぶし処理部22は、代表点を起点として塗りつぶし処理を実施することで、心筋に取り囲まれた領域内に存在し且つ代表点を含む複数の腔ピクセルの集合である内腔ピクセル集合を抽出する。塗りつぶし処理とは、起点となる腔データに隣接する腔データを探索し、探索の結果得られた腔データにさらに隣接する腔データを探索し、これを繰り返すことで得られる腔データの塊を抽出する処理である。

#### 【0025】

図4は、塗りつぶし処理部(図1の符号22)による内腔ピクセル集合の抽出結果を示す図である。図4において代表点60は、代表点設定部(図1の符号20)により、画像中央部分の腔ピクセルに設定されている。内腔ピクセル集合62は、塗りつぶし処理部(図1の符号22)により抽出されたピクセル集合である。図4に示すように、代表点60を起点とする塗りつぶし処理により、心筋に取り囲まれた領域内の腔ピクセル集合が、内腔ピクセル集合62として抽出されている。このように、複数の腔ピクセル集合(図3の符号52)の中から、心筋に取り囲まれた領域内に存在する内腔ピクセル集合62のみが抽出される。なお、心筋に取り囲まれた領域内には、内腔ピクセル集合62以外にも、内腔ピクセル集合62に取り囲まれて孤立して存在する実ピクセル集合50が存在している。

#### 【0026】

図1に戻り、内腔領域抽出部24は、塗りつぶし処理部22により内腔ピクセル集合が抽出された画像内において、内腔ピクセル集合に取り囲まれて孤立する実ピクセルをそれぞれ腔ピクセルに置換することにより、置換して得られた腔ピクセルと内腔ピクセル集合に属する複数の腔ピクセルとからなる腔ピクセルの集合領域を内腔領域として抽出する。孤立する実ピクセルを探索してそれを腔ピクセルに置換する処理には、市販のプログラム開発言語などに用意されている関数(ペイント処理関数)を利用することが可能である。

#### 【0027】

図5は、内腔領域抽出部(図1の符号24)による内腔領域の抽出処理を説明するための図である。塗りつぶし処理部(図1の符号22)において、内腔ピクセル集合(図4の符号62)が抽出されている。そこで図5では、腔ピクセル集合として内腔ピクセル集合62のみを示す。内腔領域抽出部は、内腔ピクセル集合62に取り囲まれて孤立する実ピクセルである孤立実ピクセル64を探索して、探索の結果得られた孤立実ピクセル64を腔ピクセルに置換する。図6には、孤立実ピクセル(図5の符号64)を腔ピクセルに置換した結果が示されている。図6に示すように、内腔領域70は、乳頭筋などの構造物が除去された心筋内部の領域となる。また、内腔領域70と残された実ピクセルとの境界として、内腔部の境界72を識別できる。

#### 【0028】

図 1 に戻り、内腔領域面積演算部 26 は、内腔領域抽出部 24 によって抽出された内腔領域の面積を演算する。つまり、内腔領域に属する腔ピクセルの個数をカウントして、各ピクセルの大きさとカウントした個数とに基づいた面積演算を実施する。演算結果はディスプレイ 28 に表示される。なお、ディスプレイ 28 には、内腔領域抽出部 24 における抽出結果画像、つまり、図 6 に相当する画像を表示させてもよい。

【0029】

上述した実施形態は、超音波画像処理装置内の各部（二値化処理部、内腔ピクセル集合抽出ブロック、内腔領域抽出部および内腔領域面積演算部）が超音波診断装置に組み込まれたものであった。本発明に係る超音波画像処理装置の実施形態は上記形態に限定されるものではなく、例えば、コンピュータと超音波診断装置を組み合わせ、コンピュータ内に超音波画像処理装置の各部を構成してもよい。

10

【0030】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る超音波画像処理装置により、装置設定操作が容易で、且つ、精度よく内腔領域を抽出することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係る超音波画像処理装置が組み込まれた超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】 心臓左室の断層画像を示す図である。

【図 3】 二値化処理が施された心臓左室の断層画像を示す図である。

20

【図 4】 内腔ピクセル集合の抽出結果を示す図である。

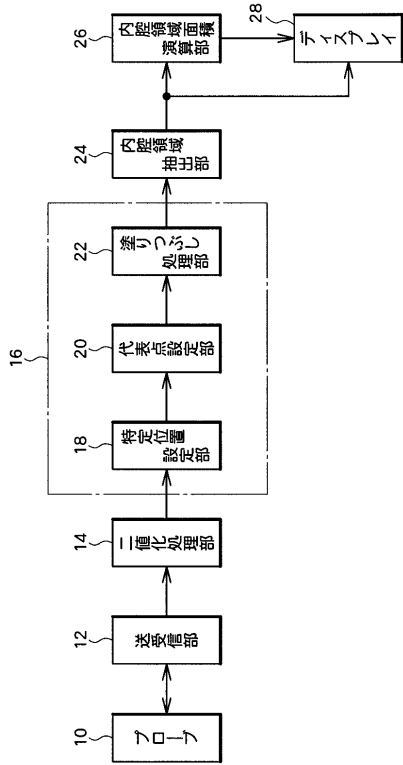
【図 5】 内腔領域の抽出処理を説明するための図である。

【図 6】 内腔領域の抽出結果を示す図である。

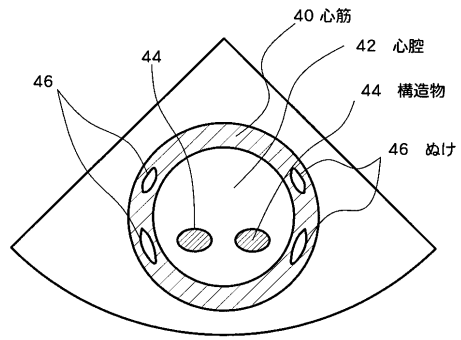
【符号の説明】

14 二値化処理部、18 特定位置設定部、20 代表点設定部、22 塗りつぶし処理部、24 内腔領域抽出部、26 内腔領域面積演算部。

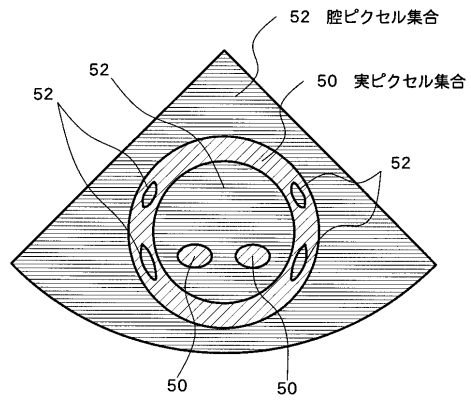
【図1】



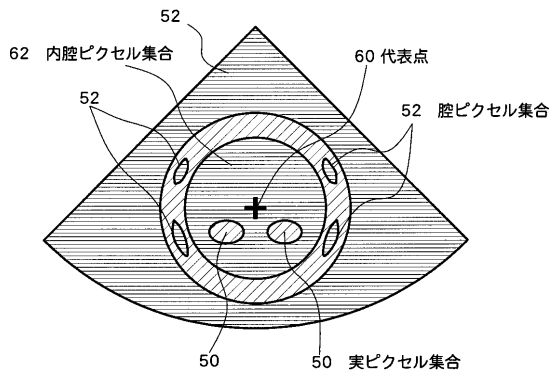
【図2】



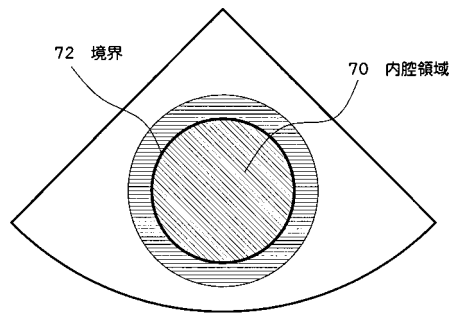
【図3】



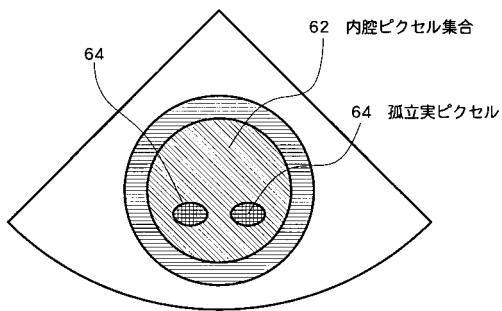
【図4】



【図6】



【図5】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平8 - 19540 (JP, A)  
特開平05 - 317314 (JP, A)  
特開平07 - 175922 (JP, A)  
特開2002 - 224116 (JP, A)  
特開平08 - 103442 (JP, A)  
特開平09 - 238936 (JP, A)  
特開平08 - 299334 (JP, A)  
特開平10 - 262963 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15  
実用新案ファイル(PATOLIS)  
特許ファイル(PATOLIS)

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4176525B2</a>	公开(公告)日	2008-11-05
申请号	JP2003084252	申请日	2003-03-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	伊藤安啓		
发明人	伊藤 安啓		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T7/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.200.A A61B8/14 G06T7/00.612 G06T7/10 G06T7/155		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB45 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC37 4C601/KK28 4C601/KK30 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE12 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB09 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA02 5L096/EA05 5L096/EA43		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2004290296A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声成像设备，其设备设置操作容易，并且可以精确地提取内腔区域。ZSOLUTION：代表点设置单元20基于在指定位置设置部分18处的左心室中设置的指定位置来设置代表点。填充单元22提取作为多个组件的内腔像素组。通过以代表点为原点进行填充处理，存在于由心肌围绕的区域中并且还包括代表点的管腔像素。内腔区域提取单元24通过分别替换被包围的实际像素替换来提取由通过替换获得的腔像素组成的腔像素的设置区域和属于内腔像素组的多个腔像素，所述内腔像素被设置为内腔区域。通过内腔像素设置用于腔像素。

【 図 3 】

