

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5318323号
(P5318323)

(45) 発行日 平成25年10月16日(2013.10.16)

(24) 登録日 平成25年7月19日(2013.7.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 8/08	(2006.01)	A61B 8/08
G06T 1/00	(2006.01)	G06T 1/00 290D
G06T 3/00	(2006.01)	G06T 3/00 500A
G06T 7/60	(2006.01)	G06T 7/60 250A

請求項の数 1 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-333082 (P2005-333082)
 (22) 出願日 平成17年11月17日 (2005.11.17)
 (65) 公開番号 特開2006-192254 (P2006-192254A)
 (43) 公開日 平成18年7月27日 (2006.7.27)
 審査請求日 平成20年6月25日 (2008.6.25)
 (31) 優先権主張番号 10-2005-0002958
 (32) 優先日 平成17年1月12日 (2005.1.12)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

前置審査

(73) 特許権者 597096909
 三星メディソン株式会社
 SAMSUNG MEDISON CO., LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲德▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, Nam-myung, Hongchun-gu
 n, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象体の境界を検出する方法であって、

a) 対象体の超音波映像からエッジを検出してエッジ抽出境界候補モデルを形成する段階と、

b) 上記エッジ抽出境界候補モデルに形態変換を行うための形態学的演算 (Morphological Operations) を行い、前記形態学的演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルに、連結成分等を検索して同一の連結成分に存在するピクセルに一つの固有ラベルを付与するための連結成分ラベリング (Connected-Component Labeling) 演算を行って単純化境界候補モデルを形成する段階と、

c) 上記単純化境界候補モデルに細線化演算を行って細線化境界候補モデルを形成する段階と、

d) 上記エッジ抽出境界候補モデル、単純化境界候補モデル及び細線化境界候補モデルに基づいて上記超音波映像から上記対象体の境界を検出する段階とを備えることを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断方法に関し、特に超音波映像から対象体の境界を自動で検出する超音波診断方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

現在、超音波診断システムは人体の内部状態を検査するのに広く使われている。超音波診断システムは縁部組織の断層や血流に関するイメージを無侵襲で得ることができる。これは被検体の表面から内部の所望部位に向かって超音波信号を照射し、反射された超音波信号（超音波エコー信号）を受信し、受信された超音波エコー信号を処理する手続きを通じてなされる。この装置はX線診断装置、X線CTスキャナ、MRI、核医学診断装置などの他の画像診断装置と比較すると小型かつ安価で、リアルタイムで表示することができ、X線などの被曝がなく、安全性が高いという長所を有しており、心臓、腹部、泌尿器及び産婦人科の診断のために広く用いられている。

10

【0003】

測定しようとする人体構造及び器官に対する情報を明確に得るために、超音波診断システムから得たイメージを定量化させることが必要である。従来は静止画像または静止画像から得た測定情報に基づいて人体構造を受動的に定量化させていた。例えば、妊娠期間中の胎児の発育状態または出産予定日の胎児の発育状態を計算するために、母体内で胎児の活動が少ない時期に胎児の静止画像を得なければならず、得られた静止画像から通常数回に渡り、外周または長さを測定する必要がある。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

20

しかし、常に拍動している心臓のような身体器官の場合には静止画像を得ることが難しい。心臓が動くと、収縮及び拡張するのと合せて心臓の輪郭が常に動いて変化するためである。従って、心臓機能の特徴を完全に評価するためには1回の心臓拍動時間内に30～150以上の多くの静止画像を得て、静止画像で必要な数値を測定して心臓の境界を抽出する。この場合、シードポイント（Seed Point）を設定するか、あるいは境界のサンプルポイントを指定して測定しなければならないため、使用者の労力と時間が必要であるとともに、使用者ごとに測定結果が異なる可能性があるという問題点があった。

【0005】

本発明は前述した問題点を解決するためのもので、超音波映像から対象体の境界を自動かつ正確に検出することができる超音波診断システム及び方法を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上記目的を達成するために、本発明は超音波映像から対象体の境界を自動で検出する方法において、a)上記超音波映像でエッジを検出してエッジ抽出境界候補モデルを形成する段階と、b)上記エッジ抽出境界候補モデルに単純化演算を行って単純化境界候補モデルを形成する段階と、c)上記単純化境界候補モデルに細線化演算を行って細線化境界候補モデルを形成する段階と、d)上記エッジ抽出境界候補モデル、単純化境界候補モデル及び細線化境界候補モデルを用いて上記超音波映像から対象体の境界を検出する段階を含む。

40

【0007】

また、本発明は超音波を対象体に送信して対象体から反射された超音波信号を受信して超音波映像を提供する超音波診断システムにおいて、上記超音波診断システムは映像プロセッサを備え、上記映像プロセッサは上記超音波映像からエッジを検出してエッジ抽出境界候補モデルを形成し、上記エッジ抽出境界候補モデルに単純化演算を行って単純化境界候補モデルを形成し、上記単純化境界候補モデルに細線化演算を行って細線化境界候補モデルを形成し、上記エッジ抽出境界候補モデル、単純化境界候補モデル及び細線化境界候補モデルに基づいて上記超音波映像から対象体の境界を検出する。

【発明の効果】**【0008】**

50

本発明によれば、超音波映像を用いて対象体の境界を自動で検出することによって、使用者の労力と時間を減少させることができ、使用者間で測定結果が相違することを防止できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図1～図13を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0010】

図1は本発明の実施の形態による超音波診断システムを示すブロック図である。

図示された通り、超音波診断システム100はプローブ110、ビームフォーマー120、映像プロセッサ130、メモリ140及びディスプレイ部150を含む。

10

【0011】

プローブ110は超音波を対象体に送信し、対象体から反射された超音波信号（超音波エコー信号）を受信するための1D（Dimension）または2Dアレイトランスデューサ112を備える。ビームフォーマー120はプローブ110の送／受信を制御し、対象体からエコー信号のコヒレントビームを形成するために受信されたエコー信号を処理する。映像プロセッサ130はビームフォーマー120から伝送されたエコー信号を受信して本発明による映像処理を行う。映像プロセッサ130について図2～図13を参照してさらに詳細に説明する。

【0012】

映像プロセッサ130により処理された超音波映像はメモリ部140に格納されたり、ディスプレイ装置150にディスプレイされたりする。

20

【0013】

以下、本発明に関する理解を助けるために心臓の左心室の境界を自動で抽出する方法について説明する。

【0014】

図2aは本発明の実施の形態によって心臓の超音波映像の縦エッジを抽出するためのフィルタの一例を示す例示図であり、図2bは本発明の実施の形態によって心臓の超音波映像の横エッジを抽出するためのフィルタの一例を示す例示図である。

【0015】

映像プロセッサ130は図2a及び図2bに示されたフィルタを用いて、超音波診断システムを介し最初に得られた心臓の超音波映像から心臓のエッジを抽出してエッジ抽出境界候補モデルを形成する。エッジ抽出境界候補モデルを形成する過程については図2a及び2b、図3、図4a及び4bそして図5a～図5dを参照してさらに詳細に説明する。

30

【0016】

図3は本発明の実施の形態によってグレー値で表示された心臓の超音波映像とエッジ抽出フィルタを示す例示図である。

【0017】

映像プロセッサ130は超音波診断システムを介し、最初に得られた心臓の超音波映像をグレーレベルの超音波映像310に変換し、超音波映像310の各ピクセルのグレーレベル（gray level）に対して式1（後に示す）により表現される縦または横エッジ抽出フィルタ（320または330）を適用して、該当ピクセルの特性値を算出する。そして、映像プロセッサ130は算出された特性値を用いて心臓のエッジ340を抽出することによって、エッジ抽出境界候補モデルを形成する。超音波映像の各ピクセルの特性値を算出する手続きについて以下でさらに詳細に説明する。

40

【0018】

【数1】

$$g(x, y) = \left| \sum_s \sum_t w(s, t) f(x + s, y + t) \right|$$

50

式中、 $f(x, y)$ は超音波診断システムを介して最初に得られた心臓の超音波映像の各ピクセルのグレーレベルを示し、 $w(s, t)$ は縦または横エッジ抽出フィルタを示し、エッジ抽出フィルタを適用して得た $g(x, y)$ は該当ピクセルの特性値を示す。 s と t はフィルタの大きさを示すもので、図 2 a 及び図 2 b に示されるように 5×5 サイズのフィルタを用いる場合、 s と t はそれぞれ -2 ~ +2 間の値を有する。

【0019】

また、映像プロセッサ 130 はエッジ抽出境界候補モデルを形成するために算出された特性値を用いて心臓のエッジを抽出する。縦エッジ抽出フィルタ 320 を用いて各ピクセルの特性値を算出して、算出された特性値を用いて心臓の縦エッジを抽出する手続きについて詳細に説明すれば次の通りである。

10

【0020】

a 1) 超音波映像 310 の各ピクセルのグレーレベルに対して行方向に縦エッジ抽出フィルタ 320 を適用して各ピクセルの縦特性値を算出する。例えば、映像プロセッサ 130 は図 4 a に示された通り、超音波映像 410 の (x_2, y_2) 座標で表現される基準ピクセルのグレーレベル ($f(2, 2)$) の縦特性値 ($g(2, 2)$) を算出するために、図 2 a のような縦エッジフィルタの中央、即ち (C_2, R_2) を超音波映像 410 の (x_2, y_2) ピクセルにマッチさせて基準ピクセル及びその周辺のピクセルを選択する。この時、選択されるピクセルの数はフィルタのサイズと同一である。図 2 a に見られる 5×5 サイズのピクセルを用いる場合、選択されるピクセルの数は 25 個となる。続いて、選ばれた 25 個のピクセルのうち縦エッジ抽出フィルタの中心列 C_2 列の左側の 2 個の列、即ち、 C_0 及び C_1 列の 10 個のピクセルに対応する超音波映像のピクセルのグレーレベル、即ち $f(x_0 \sim x_1, y_0 \sim y_4)$ の値を加算して第 1 加算値を得て、中心列 C_2 列の右側の 2 列、即ち、 C_3 及び C_4 列の 10 個のピクセルに対応する超音波映像のピクセルのグレーレベル、即ち $f(x_3 \sim x_4, y_0 \sim y_4)$ の値を加算して第 2 加算値を得る。その後、映像プロセッサ 130 は第 1 加算値 (即ち、 $0 + 1 + 2 + 4 + 0 + 3 + 3 + 1 + 1 + 2 = 17$) と第 2 加算値 (即ち、 $4 + 9 + 3 + 4 + 8 + 7 + 2 + 8 + 9 + 6 = 60$) の差を求めた後、結果値の絶対値をとることによって、該当ピクセル (x_2, y_2) の縦特性値 $g(x_2, y_2)$ を算出する。即ち、映像プロセッサ 130 は該当ピクセル (x_2, y_2) のグレーレベル ($f(2, 2)$) の縦特性値 ($g(2, 2)$) として 43 を算出する。

20

【0021】

このような過程を残りのピクセルに同一に適用することによって、映像プロセッサ 130 は各ピクセルの縦特性値を算出する。

【0022】

a 2) 上記手続き a 1) を通じて算出された縦特性値を行単位で分析し、各行ごとに縦特性値が大きい順にピクセルを整列する。

【0023】

a 3) 上記手続き a 2) を通じて整列された縦特性値に対して各行ごとに縦特性値が大きい順に所定個数、より望ましくは 20 個の縦特性値を決定する。しかし、上記手続き a 3) によっては左心室隔壁、左心室中隔及び右心室中隔部分に該当するピクセルに縦特性値が集中し、左心室隔壁、左心室中隔及び右心室中隔に該当するエッジのみが抽出される。

30

【0024】

a 4) 上記手続き a 3) を通じて決定された縦特性値に対応するピクセルの中で、 x 軸座標が最も大きい、即ち最も右側に位置するピクセルの次の x 軸座標に該当する縦特性値から、再び縦特性値が大きい順に 10 個の縦特性値を決定する。この手続きは右心室隔壁部分に該当する縦特性値を決定し、即ち右心室隔壁に該当するエッジを抽出するためのものである。

【0025】

50

a 5) 上記手続き a 3) 及び a 4) を通じて、映像プロセッサ 130 は図 5 a に見られる最初の超音波映像から縦特性値に対応するピクセルの位置を心臓の縦エッジに決定して図 5 b に示された通り、心臓の縦エッジを抽出する。図 5 b において、図面符号 510 は上記手続き a 3) の結果を示し、図面符号 530 は上記手続き a 4) の結果を示し、図面符号 520 は上記手続き a 3) で縦特性値が最も大きなピクセルの位置を示す。

【 0026 】

また、横エッジ抽出フィルタ 330 を用いて各ピクセルの横特性値を算出し、算出された横特性値を用いて心臓の横エッジ（より詳細には、弁膜とアペックス（Apex）の位置）を抽出する手続きについて詳細に説明すれば次の通りである。

【 0027 】

b 1) 超音波映像 310 の各ピクセルのグレーレベルに対して列方向に横エッジ抽出フィルタを適用して各ピクセルの横特性値を算出する。例えば、映像プロセッサ 130 は図 4 b に示された通り、超音波映像 410 において、 x 2 及び y 2 座標で表現される基準ピクセルのグレーレベル $f(2, 2)$ の横特性値 ($g(2, 2)$) を算出するため、図 2 b のような横エッジ抽出フィルタの中央、即ち (C_2, R_2) を超音波映像 410 の (x 2, y 2) ピクセルにマッチさせて基準ピクセル及びその周辺のピクセルをフィルタの大きさ通り選択する。続いて、選択されたピクセルの中の横エッジ抽出フィルタの中心行 R_2 を基準に上側 2 つの行 R_0 及び R_1 の 10 個のピクセルに対応する超音波映像ピクセルのグレーレベル、即ち $f(x_0 \sim x_4, y_0 \sim y_1)$ の値を加算して第 3 加算値を得て、横エッジ抽出フィルタの中心行 R_2 を基準に下側 2 つの行 R_3 及び R_4 の 10 個のピクセルに対応する超音波映像ピクセルのグレーレベル、即ち $f(x_0 \sim x_4, y_3 \sim y_4)$ の値を加算して第 4 加算値を得る。その後、映像プロセッサ 130 は第 3 加算値（即ち、 $0 + 1 + 3 + 4 + 9 + 2 + 4 + 9 + 3 + 4 = 39$ ）と第 4 加算値（即ち、 $3 + 1 + 7 + 2 + 8 + 1 + 2 + 2 + 9 + 6 = 41$ ）の差を求めた後、結果値の絶対値をとることによって、該当ピクセルの横特性値を算出する。即ち、映像プロセッサ 130 は x 2 及び y 2 座標のピクセル ($f(2, 2)$) の横特性値 ($g(2, 2)$) として 2 を算出する。

【 0028 】

このような過程を残りのピクセルに同一に適用することによって、映像プロセッサ 130 は各ピクセルの横特性値を算出する。

【 0029 】

b 2) 上記手続き b 1) を通じて算出された特性値を各列ごとに分析し、各列ごとに横特性値が大きい順にピクセルを整列する。

【 0030 】

b 3) 上記手続き b 2) を通じて整列された横特性値に対して各列ごとに横特性値が大きい順に所定個数、より望ましくは 10 個の横特性値を決定し、決定された横特性値に対応するピクセルの位置を心臓の横エッジに決定する。

【 0031 】

このような手続きを通じて、映像プロセッサ 130 は図 5 c に示された通り、心臓の横エッジを抽出する。図 5 c において、図面符号 540 は上記手続き b 3) の結果を示す。

【 0032 】

映像プロセッサ 130 は前述した過程によって抽出された心臓の縦及び横エッジを用いて図 5 d に示されたような心臓のエッジ抽出境界候補モデルを形成する。ここで、図面符号 550 は縦エッジ抽出フィルタ 320 を用いて抽出された縦エッジ領域を示し、図面符号 540 は横エッジ抽出フィルタ 330 を用いて抽出された横エッジ領域を示す。

【 0033 】

続いて映像プロセッサ 130 は上記手続きを通じて形成されたエッジ抽出境界候補モデル（図 5 d を参照）に単純化処理を行って、単純化境界候補モデルを形成する。ここで、単純化処理は形態変換処理を行う形態学的演算（Morphological Operations）と、超音波映像の全ての連結成分を検索して同一の連結成分に存在する全てのピクセルに一つの固有ラベルを付与する連結成分ラベリング（Connected -

10

20

30

40

50

Component Labeling) 演算からなり、形態学的演算は変形浸食演算、縮小演算、膨張演算からなる。

【0034】

形態学的演算に対して図 6 a 及び 6 b そして図 7 a 及び 7 b を参照して下記のように詳細に説明する。

【0035】

浸食 (Erosion) 演算は全体映像における小さな物体を除去するか、あるいは物体を縮小させる演算であって、一般に演算が簡潔である 3×3 浸食マスクを用いて原映像と浸食マスクが正確に一致すれば 1 の値を割り当て、正確に一致しないと 0 の値を割り当てる。本実施例ではエッジ抽出境界候補モデル図 5 d を参照) で切れた部分を連結して小さなノイズを除去することができる 4×4 変形浸食マスクを用いる。 4×4 変形浸食マスクを用いてエッジ抽出境界候補モデルに変形浸食演算を行う手続きについて図 6 a 及び 6 b を参照してさらに詳細に説明する。 10

【0036】

図示された通り、映像プロセッサ 130 はエッジ抽出境界候補モデル 610 の該当ピクセル及び該当ピクセルに隣接したピクセルを、 4×4 変形浸食マスク 420 と比較し、所定個数以上一致する場合、該当ピクセルに 1 を割り当て、所定個数以下に一致する場合、該当ピクセルに 0 を割り当てる。より詳細には、映像プロセッサ 130 は図 6 a に示された通り、エッジ抽出候補モデル 610 で x 1 及び y 1 座標に該当するピクセルに変形浸食演算を行うために、エッジ抽出候補モデル 610 で x 0 ~ x 3 の列と y 0 ~ y 3 の行に該当するピクセルを 4×4 変形浸食マスク 620 と比較して、13 のピクセルが一致すると判断して、エッジ抽出候補モデル 610 の x 1 及び y 1 座標に 1 を割り当てる。一方、映像プロセッサ 130 は図 6 b に示された通りエッジ抽出候補モデル 610 で x 1 及び y 5 座標に該当するピクセルに変形浸食演算を行うために、エッジ抽出候補モデル 610 で x 0 ~ x 3 の列と y 4 ~ y 7 の行に該当するピクセルを 4×4 変形浸食マスク 620 と比較して、8 個のピクセルが一致すると判断して、エッジ抽出候補モデル 610 の x 1 及び y 5 座標に 0 を割り当てる。 20

【0037】

このような変形浸食演算を行えば、図 7 a に示されたエッジ抽出境界候補モデルに存在する小さなノイズを図 7 b に示された通り、エッジ抽出境界候補モデルを損傷させずに除去することができる。 30

【0038】

縮小演算は変形浸食演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルの大きさを縮小させる演算であって、映像プロセッサ 130 は次の式 2 を用いて変形浸食演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルの大きさを縮小させる。

【0039】

【数 2】

$$(x', y') = \left(\frac{x}{T_x}, \frac{y}{T_y} \right)$$

式中、 x と y は変形浸食演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルの座標値であり、 x' と y' は縮小演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルの座標値であり、 T_x と T_y は縮小因数である。 40

【0040】

映像プロセッサ 130 はこのような縮小演算を行うことによって、変形浸食演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルで連結されないエッジの距離を近くすることができる。

【0041】

膨張 (Dilation) 演算は縮小演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルの最外郭ピクセルを拡張させる演算であって、縮小演算を行ったエッジ抽出境界候補モデル内に存 50

在するホールのような空き空間を満たすか、あるいは短い距離の切れた領域を連結させる。映像プロセッサ 130 はこのような膨張演算を行うことによって、縮小演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルで連結されないエッジを連結させることができる。

【0042】

この後、映像プロセッサ 130 は膨張演算により膨張したエッジ抽出境界候補モデルに再び縮小演算を行うことによって、エッジ抽出境界候補モデル内に存在するホールを満たした後、本来の大きさに復元させる。

【0043】

続いて、図 8 b に示された通り、映像プロセッサ 130 は図 8 a に示された通り、形態学的演算を行ったエッジ抽出境界候補モデルにノイズ成分を除去するための連結成分ラベリング演算を行う。連結成分ラベリング演算は心臓とノイズを区分する。ノイズを除去するため、4 連結図 (4 connectivity) を用いた順次連結成分アルゴリズム (Sequential Connected Components algorithm) を用いることによって、単純化境界候補モデルが形成される。

10

【0044】

続いて、映像プロセッサ 130 は単純化境界候補モデルに細線化アルゴリズムを適用して、細線化境界候補モデルを形成する。ここで、細線化アルゴリズムは厚い領域が含まれた映像の入力を受けて、該当領域に細線化処理を行って該当領域の厚さが 1 (より詳細には、中央線) である出力映像を生成するアルゴリズムである。

【0045】

20

前述したエッジ抽出境界候補モデル、単純化境界候補モデル及び細線化境界候補モデルに基づいて心臓の左心室の境界ラインを自動で検出するのに必要なシードポイント及び最大検索半径を決定する過程について図 9 a ~ 9 c そして図 10 を参照してさらに詳細に説明する。

【0046】

映像プロセッサ 130 は図 2 a 及び図 2 b に示された縦及び横エッジ抽出フィルタを用いて抽出した超音波映像の各ピクセルの縦及び横特性値に基づいて、4 つの特性ライン (左心室隔壁、左心室中隔、右心室中隔及び右心室隔壁)、アペックスライン及び二尖弁ラインをエッジ抽出境界候補モデルに設定する。

【0047】

30

より詳細には、映像プロセッサ 130 は図 2 a に示された縦エッジ抽出フィルタを用いて抽出した超音波映像の各ピクセルの縦及び横特性値に基づいて図 9 a に示されたような累積分布図を作る。その後、映像プロセッサ 130 は図 9 a の累積分布図を分析して最も左側のピーク開始部分を抽出して左心室隔壁ライン 710 を設定して、最も高いピークの開始部分を左心室中隔ライン 720 に設定する。また、映像プロセッサ 130 は最も高いピークの終了部分を右心室中隔ライン 730 に設定して、最も右側のピーク終了部分を右心室隔壁ライン 740 に設定する。ここで、映像プロセッサ 130 は左心室隔壁ライン 710 と右心室隔壁ライン 740 を用いて超音波映像の心臓外部のノイズを除去することができる。

【0048】

40

一方、映像プロセッサ 130 は図 2 b に示された横エッジ抽出フィルタを用いて抽出した超音波映像の各ピクセルの特性値に基づいて前述したと同一に累積分布図(図示せず)を作る。その後、映像プロセッサ 130 は生成された累積分布図を分析して最も左側のピーク開始部分をアペックスライン 840 に設定して、最も右側のピーク開始部分を二尖弁ライン 830 に設定する。

【0049】

続いて、映像プロセッサ 130 は左心室隔壁ライン 710、左心室中隔ライン 720、二尖弁ライン 830 及びアペックスライン 840 がなす四角形の対角線の中心をシードポイント 850 に設定する。そして、映像プロセッサ 130 はシードポイント 850 で四角形の頂点までの距離を最大検索半径 r に設定する。即ち、対角線長さの 1 / 2 を最大検索

50

半径 r に設定する。ここで、最大検索半径 r を設定する理由は、映像プロセッサ 130 がシードポイント 850 で左心室の境界を照射する時に左心室の境界が連結されていないと左心室の境界を超えた範囲で左心室の境界を検索することとなり、これを防止するためである。

【0050】

上記のような手続き通り、シードポイント 850 及び最大検索半径 r が設定されれば、映像プロセッサ 130 はシードポイント 850 と最大検索半径 r を用いてエッジ抽出境界候補モデル（図 11 a）、単純化境界候補モデル（図 11 b）及び細線化境界候補モデル（図 11 c）から心臓の左心室の境界ラインを自動で検出する。左心室の境界ラインを自動で検出する手続きに対して図 11 ~ 図 13 を参照して説明すれば次の通りである。

1) 映像プロセッサ 130 はエッジ抽出境界候補モデル（図 11 a）と単純化境界候補モデル（図 11 b）でシードポイント 850 を基準として放射方向に最大検索半径 r まで検索して左心室の境界を検出する。

2) エッジ抽出境界候補モデル（図 11 a）と単純化境界候補モデル（図 11 b）いずれも左心室の境界が検出されれば、映像プロセッサ 130 はエッジ抽出境界候補モデル（図 11 a）で検出された境界に該当するピクセルの位置を左心室の境界位置として設定する。

3) 映像プロセッサ 130 は手続き 2) で設定された左心室の境界位置に基づいて、超音波診断システムを介して最初に得られた心臓の超音波映像（図 5 a 参照）の該当位置に左心室の境界ポイントを設定する。

4) 映像プロセッサ 130 はシードポイント 850 を基準として所定間隔で手続き 1) ~ 3) を反復する。

5) もし手続き 1) で、エッジ抽出境界候補モデル（図 11 a）の左心室の境界が検出されなければ、映像プロセッサ 130 は単純化境界候補モデル（図 11 b）の左心室の境界位置と細線化境界候補モデル（図 11 c）の左心室の境界位置の平均位置を算出する。

6) 映像プロセッサ 130 は手続き 5) で算出された平均位置に基づいて、超音波診断システムを介して最初に得られた心臓の超音波映像（図 5 a 参照）の該当位置に左心室の境界ポイントを設定する。

【0051】

上述したような手続きを通じて、映像プロセッサ 130 は図 12 に示された通り所定個数、より望ましくは 40 個の左心室の境界ポイントを設定する。上記手続きを数式的に表現すれば式 3 の通りである。

【0052】

【数 3】

$$\text{Contour} = \{SE \cap EA\}$$

$$\text{if}(\text{Contour} == \emptyset)$$

$$\text{Contour} = \{\text{average}(SE, TE)\}$$

式中、EA は図 11 a のエッジ抽出境界候補モデル、SE は図 11 b の単純化境界候補モデル、TE は図 11 c の細線化境界候補モデルを示し、「Contour = {SE EA}」は SE と EA が交集合、即ち SE 及び EA いずれも左心室の境界が存在することを示し、「if (Contour ==)」は SE と EA が空集合、即ち SE または EA のうちのいずれか一つの境界が切れている場合を示し、「Contour = {average (SE, TE)}」は SE と EA が空集合の場合、SE と TE の平均値で境界ポイントを決定することを示す。

【0053】

その後、映像プロセッサ 130 は図 13 に示された通り、抽出された左心室の境界ポイントにベジェスpline（Bezier Spline）を適用して左心室の境界ライン

10

20

30

40

50

をモデリングすることによって、左心室の心臓内膜を軟らかい曲線で連結する。

【0054】

以上、本発明の実施の形態について説明したが、当業者であれば添付した請求範囲の思想及び範疇を逸脱せずに様々な変形及び変更がなされることが分かる。

【0055】

本発明によれば、超音波映像を用いて対象体の境界を自動で検出することによって、使用者の労力と時間を減少させることができ、使用者間で測定結果が相違することを防止できる。

【図面の簡単な説明】

【0056】

10

【図1】本発明の実施の形態による超音波診断システムを示すブロック図。

【図2a】本発明の実施の形態によって心臓の超音波映像の垂直エッジを抽出するためのフィルタの一例を示す図。

【図2b】本発明の実施の形態によって心臓の超音波映像の水平エッジを抽出するためのフィルタの一例を示す図。

【図3】本発明の実施の形態によってグレー値で示された心臓の超音波映像とエッジ抽出フィルタを示す例示図。

【図4a】本発明の実施の形態によって縦エッジ抽出フィルタを用いてピクセルの特性値を算出する例を示す例示図。

【図4b】本発明の実施の形態によって横エッジ抽出フィルタを用いてピクセルの特性値を算出する例を示す例示図。

20

【図5a】図2a及び図2bのフィルタを通過させる前の超音波映像を示す図。

【図5b】図5aの映像を図2aの縦エッジ抽出フィルタに通過させた後の超音波映像を示す図。

【図5c】図5aの映像を図2bの横エッジ抽出フィルタに通過させた後の超音波映像を示す図。

【図5d】図2a及び図2bのフィルタを通過させた後の超音波映像を示す図。

【図6a】本発明の実施の形態による 4×4 変形浸食マスクを用いた変形浸食演算の手続きを示す説明図。

【図6b】本発明の実施の形態による 4×4 変形浸食マスクを用いた変形浸食演算の手続きを示す説明図。

30

【図7a】本発明の実施の形態によって変形浸食演算を行う前の超音波映像を示す例示図。

【図7b】本発明の実施の形態によって変形浸食演算を行った後の超音波映像を示す例示図。

【図8a】本発明の実施の形態によって形態学的演算を行った後の超音波映像を示す例示図。

【図8b】本発明の実施の形態によって連結成分標識演算を行った後の超音波映像を示す図。

【図9a】本発明の実施の形態によってピクセル特性値を用いて生成した累積分布図と累積分布図を用いて抽出された4つの特性ラインを示す説明図。

40

【図9b】図9aにより抽出された4つの特性ラインをエッジ抽出境界候補モデルに適用した例示図。

【図10】本発明の実施の形態による4つの特性ラインとシードポイントを示す説明図。

【図11】本発明の実施の形態によるエッジ抽出境界候補モデル、単純化境界候補モデル及び細線化境界候補モデルを示す図。

【図12】本発明の実施の形態によって抽出された境界ポイントを示す図。

【図13】図12の境界ポイントにベジェスプラインを適用した図。

【符号の説明】

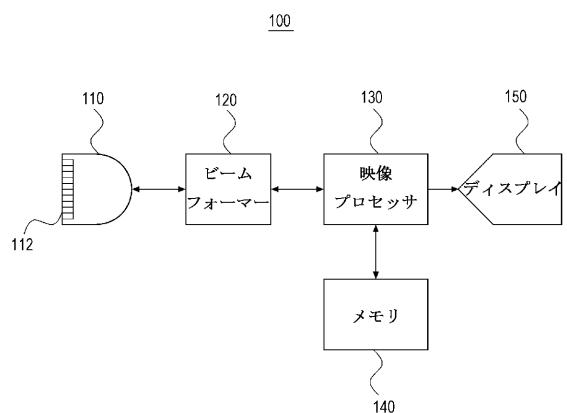
【0057】

50

100 : 超音波診断システム
 112 : トランスデューサ
 130 : 映像プロセッサ
 150 : ディスプレイ装置

110 : プローブ
 120 : ビームフォーマー
 140 : メモリ部

【図1】



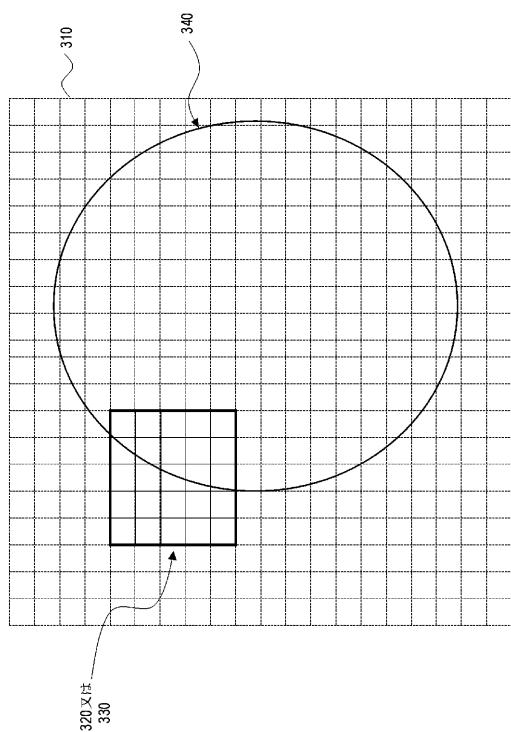
【図2 b】

	C0	C1	C2	C3	C4
R0	1	1	1	1	1
R1	1	1	1	1	1
R2	0	0	0	0	0
R3	-1	-1	-1	-1	-1
R4	-1	-1	-1	-1	-1

【図2 a】

	C0	C1	C2	C3	C4
R0	1	1	0	-1	-1
R1	1	1	0	-1	-1
R2	1	1	0	-1	-1
R3	1	1	0	-1	-1
R4	1	1	0	-1	-1

【図3】



【図4 a】

	x0	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7
y0	0	1	3	4	9	2	2	1
y1	2	4	9	3	4	2	3	0
y2	0	3	5	8	7	4	7	3
y3	3	1	7	2	8	7	6	2
y4	1	2	2	9	6	3	7	1
y5	2	5	7	4	7	4	3	1
y6	1	3	0	8	9	8	2	1
y7	0	0	0	9	9	2	5	0

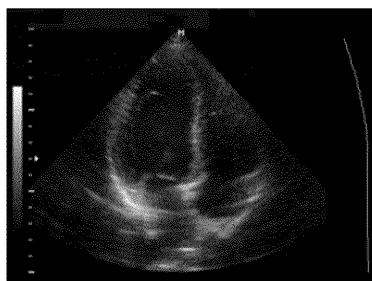
410

【図4 b】

	x0	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7
y0	0	1	3	4	9	2	2	1
y1	2	4	9	3	4	2	3	0
y2	0	3	5	8	7	4	7	3
y3	3	1	7	2	8	7	6	2
y4	1	2	2	9	6	3	7	1
y5	2	5	7	4	7	4	3	1
y6	1	3	0	8	9	8	2	1
y7	0	0	0	9	9	2	5	0

410

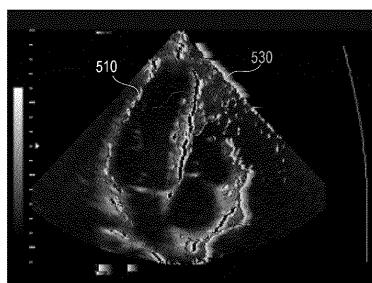
【図5 a】



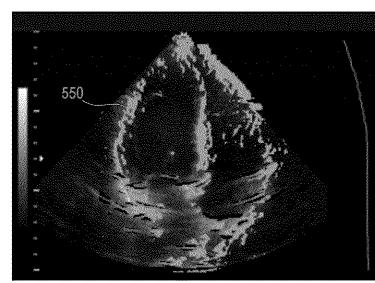
【図5 c】



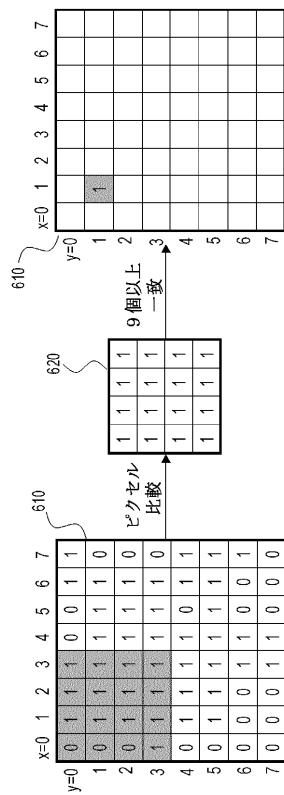
【図5 b】



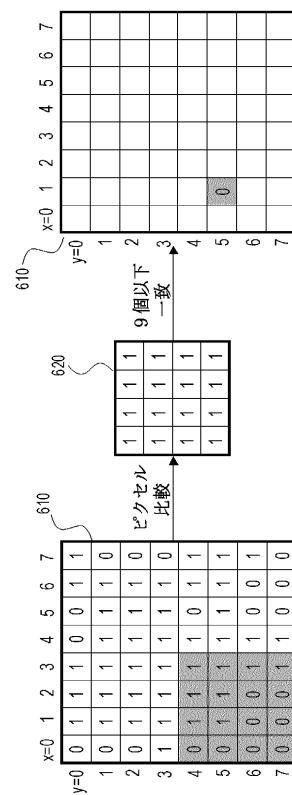
【図5 d】



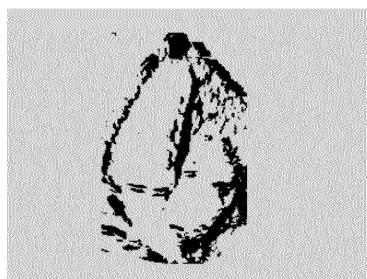
【図 6 a】



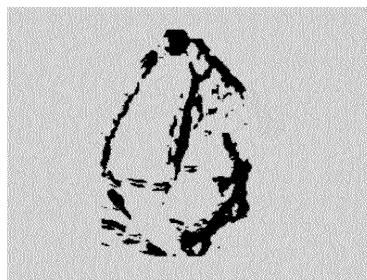
【図 6 b】



【図 7 a】



【図 7 b】



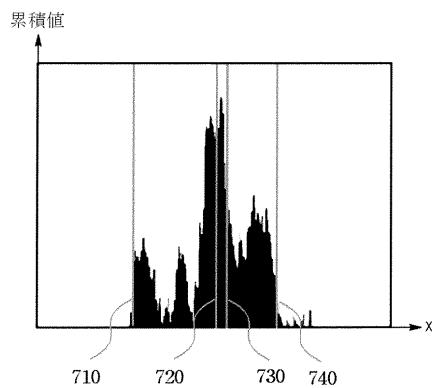
【図 8 a】



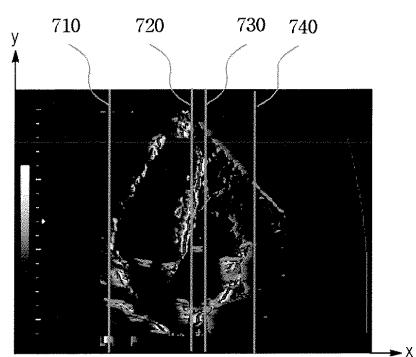
【図 8 b】



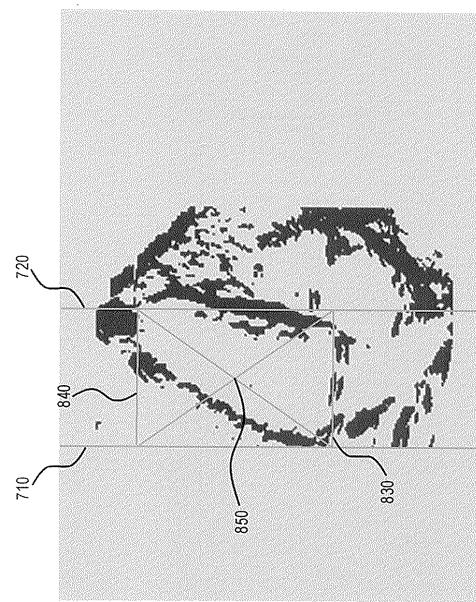
【図 9 a】



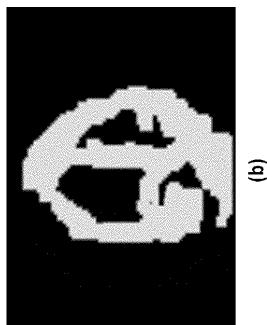
【図 9 b】



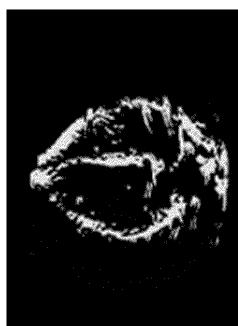
【図 1 0】



【図 1 1】

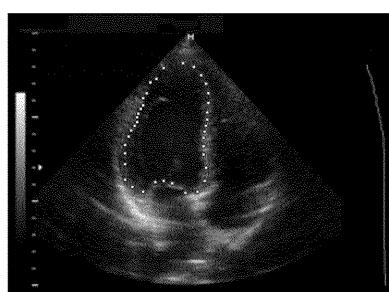


(b)



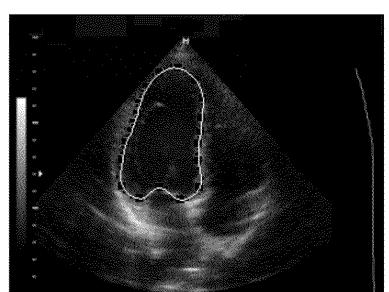
(a)

【図 1 2】



(c)

【図 1 3】



フロントページの続き

(72)発明者 イ ギ ジョン

大韓民国 キョンギド ヨンインシ サンヒョンドン エルジーザイアパート 908-903

(72)発明者 キム ヘ ジョン

大韓民国 キョンギド キムボシ コチョンミョン シンゴクリ ギルファンアパート 101-8

09

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特開平10-277033 (JP, A)

特開平08-206117 (JP, A)

清光千恵、他、画像処理による被瘡創評価の自動化の試み、情報処理学会研究報告、日本、社団法人情報処理学会、2004年11月12日、Vol. 2004, No. 113, pp. 77-82

黒川雅人、他、形状情報を用いた画像の類似検索システムの試作、情報処理学会研究報告 人文科学とコンピュータ、日本、社団法人情報処理学会、1990年 5月11日、Vol. 1990, No. 34, pp. 1-7

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00

G 06 T 1 / 00

G 06 T 3 / 00

G 06 T 7 / 00

专利名称(译)	超声诊断方法		
公开(公告)号	JP5318323B2	公开(公告)日	2013-10-16
申请号	JP2005333082	申请日	2005-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
当前申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	イギジョン キムヘジョン		
发明人	イギジョン キムヘジョン		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/60		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 G06T5/20 G06T7/12 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T3/00.500.A G06T7/60.250.A G06T7/00.612 G06T7/13 G06T7/155		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/JB32 4C601/JB34 4C601/JC09 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB06 5B057/CB12 5B057/CB17 5B057/CC03 5B057/CE06 5B057/CF01 5B057/CF03 5B057/CF05 5B057/CH09 5B057/DA08 5B057/DA17 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC16 5B057/DC22 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/EA04 5L096/FA03 5L096/FA06 5L096/FA73 5L096/GA10 5L096/GA55		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050002958 2005-01-12 KR		
其他公开文献	JP2006192254A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断系统和方法，从超声波图像中自动精确地检测物体的边界。SOLUTION：该超声诊断系统和方法检测超声图像上的边缘以形成边缘提取边界候选模型，计算以简化边缘提取边界候选模型以形成简化的边缘候选模型，计算以简化边界线的简化边界形成稀疏边界候选模型的候选模型，并使用边缘提取边界候选模型，简化边界候选模型和稀疏边界候选模型从超声图像中检测对象的边界。该方法可以通过从超声图像自动检测物体的边界来减少用户的劳动和时间，以防止测量结果在用户之间不同。

$$(x', y') = \left(\frac{x}{T_x}, \frac{y}{T_y} \right)$$