(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5717942号
(P5717942)
(45)発行日　平成27年5月13日(2015.5.13)　(24)登録日　平成27年3月27日(2015.3.27)

(51)Int.Cl.			F I		
A61B	8/14	(2006.01)	A61B	8/14	
G06T	1/00	(2006.01)	G06T	1/00	A

請求項の数 10　外国語出願　(全 16 頁)

(21)出願番号　特願2008-118652(P2008-118652)
(22)出願日　平成20年4月30日(2008.4.30)
(65)公開番号　特開2009-509(P2009-509A)
(43)公開日　平成21年1月8日(2009.1.8)
審査請求日　平成23年4月11日(2011.4.11)
(31)優先権主張番号　60/915,152
(32)優先日　平成19年5月1日(2007.5.1)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　12/028,210
(32)優先日　平成20年2月8日(2008.2.8)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　508080229
バイオセンス・ウエブスター・インコーポレーテッド
アメリカ合衆国カリフオルニア州９１７６５ダイアモンドバー・ダイアモンドキヤニオンロード３３３３
(74)代理人　100088605
弁理士　加藤　公延
(72)発明者　ドローア・ズール
イスラエル国、３４３５１　ハイファ、デビッド・ピンスキ・ストリート　１８／２
(72)発明者　ドブ・メイズリシュ
イスラエル国、３４３３２　ハイファ、シナイ・アベニュー　２４エイ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波画像におけるエッジ検出

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

画像上で構造を画定するためのシステムにおけるコンピュータの作動方法において、

前記システムは、少なくとも１つの超音波トランスデューサを含むカテーテル、目標構造の画像を得るために前記少なくとも１つの超音波トランスデューサを駆動する超音波ドライバ、最大６自由度を有する前記カテーテルの三次元配置および配向座標を用いて前記カテーテルの位置および配向を求める磁気位置追跡システム、ならびに実行可能なプログラム命令が記憶されたコンピュータを有し、

前記プログラム命令は、手動エッジ検出モードおよび自動エッジ検出モードの両方を含むエッジ検出プログラムを有しており、

前記カテーテルに含まれている超音波トランスデューサが送受信する超音波から前記目標構造のエッジ検出のため前記目標構造の前記画像を取得するステップと、

前記目標構造の前記画像をディスプレイ上に表示するステップと、

前記画像上の前記構造内にシード点を設定するステップと、

計算されたエッジが示されている、前記構造の部分的処理画像を生成するために、前記手動エッジ検出モードまたは前記自動エッジ検出モードのいずれかで、対象領域において前記画像内のエッジを検出するステップと、

前記シード点から複数の放射線を放射状に広げて前記計算されたエッジと前記対象領域のそれぞれの交点で交差させるステップと、

前記交点を接続して、前記交点の隣接する交点に接続している各セグメントを有する最

初の閉鎖輪郭を形成するステップと、
前記画像の前記対象領域の各画素から、前記閉鎖輪郭上の画素の中で最も近い画素までの距離を計算するステップと、
前記対象領域の各画素について、前記距離を計算するステップで計算された距離がマッピングされた距離マップを作成するステップと、
前記対象領域の画素毎に、前記距離マップを用いて、前記閉鎖輪郭の外側から加えられる外力に相当する距離勾配を計算し、前記距離勾配を用いて、前記閉鎖輪郭を変形するステップと、
変形後の前記閉鎖輪郭から所定の不適切性基準を満たす前記セグメントを削除するステップと、
を含む、作動方法。

【請求項２】
請求項１に記載の方法において、
前記画像は、超音波画像である、方法。

【請求項３】
請求項１に記載の方法において、
前記エッジを検出する前に前記画像を平滑化するステップ、
をさらに含む、方法。

【請求項４】
請求項１に記載の方法において、
前記エッジの検出は、キャニイエッジ検出を含む、方法。

【請求項５】
請求項１に記載の方法において、
前記放射線は、５°を超えない角度分解能を有する、方法。

【請求項６】
請求項１に記載の方法において、
前記閉鎖輪郭を前記シード点に向かって収縮させるステップ、
をさらに含む、方法。

【請求項７】
請求項１に記載の方法において、
前記不適切性基準は、折れ曲がりを有するセグメントを含む、方法。

【請求項８】
画像上で構造を画定するためのシステムにおいて、
少なくとも１つの超音波トランスデューサを含むカテーテルと、
目標構造の画像を得るために前記少なくとも１つの超音波トランスデューサを駆動する超音波ドライバと、
最大６自由度を有する前記カテーテルの三次元配置および配向座標を用いて前記カテーテルの位置および配向を求める磁気位置追跡システムと、
ディスプレイと、
目標構造の画像を記述するデータを記憶し、エッジ検出プログラムを含む実行可能なオブジェクトを記憶するメモリであって、前記エッジ検出プログラムは、手動エッジ検出モードおよび自動エッジ検出モードの両方を含む、メモリと、
前記メモリに連結されたプロセッサであって、
前記データを処理し、
前記画像上の前記構造内にシード点を設定し、
前記手動エッジ検出モードまたは前記自動エッジ検出モードのいずれかで前記エッジ検出プログラムを実行して、対象領域において計算されたエッジが示されている、前記構造の部分的処理画像を生成し、
前記シード点から複数の放射線を放射状に広げて、前記計算されたエッジとそれぞれの交点で交差させ、

前記交点を接続して、前記交点の隣接する交点に接続している各セグメントを有する最初の閉鎖輪郭を形成し、

前記画像の前記対象領域の各画素から、前記閉鎖輪郭上の画素の中で最も近い画素までの距離を計算し、

前記対象領域の各画素について、前記最も近い画素までの距離をマッピングした距離マップを作成し、

前記対象領域の画素毎に、前記距離マップを用いて、前記閉鎖輪郭の外側から加えられる外力に相当する距離勾配を計算し、前記距離勾配を用いて、前記閉鎖輪郭を変形し、

所定の不適切性基準を満たす、変形後の前記閉鎖輪郭上の前記セグメントを削除して処理画像を画定し、

前記処理画像を前記ディスプレイ上に表示する、

ように動作する、プロセッサと、

を備える、システム。

【請求項９】

請求項８に記載のシステムにおいて、

前記画像は、超音波画像である、システム。

【請求項１０】

請求項８に記載のシステムにおいて、

前記不適切性基準は、折れ曲がりを有するセグメントを含む、システム。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【０００１】

〔関連出願との相互参照〕

本出願は、２００７年５月１日付提出の米国仮出願第60/915,152号の優先権を主張するものであり、この仮出願は参照して本明細書に組込まれる。

【０００２】

〔発明の背景〕

〔発明の分野〕

本発明は医用画像化(medical imaging)に関する。更に詳細には、本発明は超音波画像における体内構造のエッジ検出(edge detection)の改良に関する。

【０００３】

〔関連技術の説明〕

超音波画像化は、今や心臓などの体内構造を撮像するモダリティーとして十分に確立されている。例えば、開示が参照して本明細書に組込まれる米国特許第6,066,096号において容積測定管腔内超音波画像化(volumetric intraluminal ultrasound imaging)のための撮像プローブが記載されている。患者の体内に置かれるように構成されたプローブは近位および遠位端を有する細長い本体を備えている。超音波トランスデューサ位相配列(ultrasonic transducer phased array)がその細長い本体の遠位端に接続され、その遠位端上に位置させられている。超音波トランスデューサ位相配列は、細長い本体の遠位端から容積測定順方向スキャン（volumetric forward scanning）の超音波エネルギーを放出しかつ受け取るように位置させられている。超音波トランスデューサ位相配列は、超音波トランスデューサ素子が占める複数のサイトを含む。

【０００４】

三次元の輪郭を見るために超音波画像をセグメント化することは、通常使用者の大幅な関与を必要とし相変わらず面倒な作業である。

【０００５】

〔発明の概要〕

本発明の実施形態は、二次元画像データ、例えば超音波画像データにおけるエッジ検出を改良し、これは使用者の最小の関与で自動的に実行できる。これらの実施形態によるエッジ検出方法は、三次元の再構成およびセグメント化に利用できるセグメント化したエッ

ジ輪郭を結果として生成する画像処理技術を使ってほぼ自動的に行われる。

【０００６】

本発明の一実施形態は、画像上で構造を画定するためコンピュータにより支援された方法を提供するもので、この方法は目標構造の画像を取得するステップと、前記画像上の前記構造内にシード点(seed point)を設定するステップと、計算されたエッジが示されている部分的処理画像を生成するために前記目標構造の画像内のエッジを検出するステップと、前記シード点から複数の放射線を放射状に広げて前記計算されたエッジをそれぞれの交点で交差させるステップと、前記交点を接続して、それぞれのセグメントが隣接する交点に接続する最初の閉鎖輪郭(closed contour)を形成するステップと、により行われる。前記方法は、前記画像の対象領域における変形力勾配(deforming force gradient)を計算するステップと、前記変形力勾配に応じて前記閉鎖輪郭を変形して変形閉鎖輪郭を画定するステップと、前記変形閉鎖輪郭から、所定の不適切性基準(undesirability criterion)を満たすセグメントを削除するステップと、によりさらに実行される。

【０００７】

前記方法の一局面は、前記変形力勾配に対抗する内力を計算するステップを含み、前記閉鎖輪郭を前記内力および前記変形力勾配の分解能（resolution）に応じて変形する。

【０００８】

前記方法の一局面によれば、前記画像は超音波画像である。

【０００９】

前記方法の他の局面は、前記エッジを検出する前に前記画像を平滑化するステップを含む。

【００１０】

前記方法のさらなる局面によれば、前記エッジの検出はキャニイエッジ検出(Canny edge detection)により行う。

【００１１】

前記方法のさらに他の局面によれば、前記放射線は５°以下の角度分解能を有する。

【００１２】

前記方法のさらに他の局面は、前記閉鎖輪郭を前記シード点に向かって収縮させるステップを含む。

【００１３】

前記方法のさらなる局面は、前記変形閉鎖輪郭のそれぞれのエッジ点での強度勾配を計算するステップを含む。強度勾配が所定のセグメント化閾値より小さいエッジセグメントは前記不適切性基準に合致する。

【００１４】

前記方法のある局面によれば、前記不適切性基準には折れ曲がりを有するセグメントが含まれる。

【００１５】

本発明の他の実施態様は、上述した方法を実施するためのコンピュータソフトウエア製品および装置を提供する。

【００１６】

本発明のさらなる理解のために、同じ要素には同じ参照符号を付してある添付図面と共に読まれるべき本発明の詳細な説明を例として参照する。

【００１７】

〔発明の詳細な説明〕

以下の説明では、本発明の完全な理解のために数多くの具体的な詳細事項を述べる。しかし、これらの具体的詳細事項抜きでも本発明が実施できることは当業者には明らかであろう。他の場合において、本発明が不必要に曖昧にならないように、従来のアルゴリズムおよびプロセスのための周知の回路、制御論理、およびコンピュータプログラムの詳細を細部にわたって示していない。

【００１８】

本発明の形態を具体化するソフトウエア・プログラミング・コードは、通常コンピュータ可読媒体などの固定記憶装置に保存されている。クライエント／サーバ環境においては、そのようなソフトウエア・プログラミング・コードはクライエントあるいはサーバに保存することもできる。このソフトウエア・プログラミング・コードは、ディスケット、ハードディスクドライブあるいはCD-ROMなどの、データ処理システムに使用するさまざまな既知の有形媒体(tangible media)のいずれにおいても具体化できる。このコードはそのような媒体上に配信でき、あるいはあるコンピュータシステムのメモリまたは記憶装置からあるタイプのネットワークを介して他のコンピュータシステムのユーザが使用するようにそれらのシステムの記憶装置に配信することもできる。

【００１９】

システムの概要

図面を見てみると、最初に図１を参照し、図１には、本発明の開示実施形態による、患者の生体内の超音波画像化のための、さらにオプションとして診断および治療処置を容易にするためのシステム２０が示されている。図１に示すように、患者の心臓のカテーテル法を行っている。これは例示的なものであり、システム２０は身体の多くの臓器をかかわらせる多様な処置に使用できる。あるいは、超音波画像は従来の撮像装置を使って非侵襲的に得ることができる。このシステムは、医師が身体、ここでは心臓の心室あるいは脈管構造内に皮膚を通じて挿入する、カテーテル２８を含む。

【００２０】

システム２０は通常、最大６自由度を有するカテーテル２８の三次元配置情報と配向座標を測定する位置付けサブシステムを備えている。この特許出願においては、用語「配置(location)」はカテーテルの空間座標を指し、用語「配向(orientation)」はカテーテルの角度座標を指す。用語「位置(position)」は、配置および配向座標の両方を含むカテーテルの完全な位置情報を指す。しかし、位置付けサブシステムに頼らず本明細書に開示の画像化手順を行うことができる。事実、一部の実施形態では位置付けサブシステムは省略可能である。

【００２１】

ある実施形態では、位置付けサブシステムはカテーテル２８の位置および配向を求める磁気位置追跡システムを備えている。位置付けサブシステムは、その近傍に所定の動作量（predefined working volume）の磁界を発生して、これらの磁界をカテーテルの一つまたは複数の位置センサーを用いて感知する。通常、位置付けサブシステムは、患者の体外で一定の既知の位置に置かれる、例えば磁界発生コイル３０などの一組の外部ラジエータ(a set of external radiators)を含む。コイル３０は磁界、通常電磁界を心臓２４の近傍で発生する。

【００２２】

代替の実施形態では、コイルなどのカテーテル内のラジエータが電磁界を発生し、これらの電磁界を患者の体外でセンサー（図示せず）が受信する。

【００２３】

位置センサーは、感知した磁界に応答して位置関連の電気信号をカテーテル内に通されているケーブル３３を介してコンソール３４に送信する。あるいは、位置センサーは、無線リンクを介して信号をコンソール３４に送ってもよい。コンソール３４は、カテーテル内の位置センサー（図示せず）から送られた信号に基づいてカテーテル２８の配置および配向を計算する位置付けプロセッサ３６を含む。位置付けプロセッサ３６は、通常カテーテル２８からの信号を受信し、増幅し、選別し（filters）、ディジタル化し、またそのほかの処理を行う。システム２０により作成された画像はモニタ４４に表示される。

【００２４】

超音波画像発生について、システム２０はほぼリアルタイムで表示する超音波画像を得るために、米国特許第6,716,166号および第6,773,402号に開示のカテーテルを使用することができ、これら米国特許は参照して本明細書に組み入れる。超音波画像は、同じセッション、もしくは別々のセッションで、また多くのいろいろな組み合わせで配備カテーテル

(deployment catheter)の位置の画像または表示と同時に取得されるか、あるいは表示されることができる。そのようなカテーテルは、音波を放射し、かつ心臓のエコー源性のインターフェース(echogenic interfaces)からの反射音波（reflections）を受信するように構成した音響トランスデューサを有している。その後、反射音波を解析して心臓の二次元および三次元画像を構築する。

【００２５】

システム２０は、カテーテル２８が超音波撮像カテーテルとして機能するときには、そのカテーテルの超音波トランスデューサを駆動する超音波ドライバ３９を含む。この目的に使用できる適当な超音波ドライバの一例は、アメリカ合衆国、01960、マサチューセッツ州、ピーボディ、センティニアルドライブ、８に所在のアナロジック・コーポレーション(Analogic Corporation)により製造されるAN2300（商標）超音波システムである。超音波ドライバ３９は、当該技術で知られているようにＢモード、Ｍモード、ＣＷドップラーおよびカラーフロードップラーなどのいろいろな撮像モードを支援することができる。

【００２６】

システム２０での画像処理はコンピュータにより行うが、このコンピュータは汎用コンピュータでも専門の装置でもよい。そのコンピュータのプロセッサが、目標構造の画像を記述する画像データを記憶するメモリにアクセスし、エッジ検出および平滑化プログラムを含む実行可能なオブジェクトを記憶する。オペレータは、モニタ４４上のグラフィカル・ユーザ・インターフェースを介して画像処理の各段階に相互作用することができる。システム２０は、共にアメリカ合衆国、91765,カリフォルニア州、ダイヤモンドバー、ダイヤモンド・キャニオン・ロード、3333所在のバイオセンス‐ウエブスター・インコーポレイティッド(Biosense-Webster, Inc.)から入手可能なSOUNDSTAR（商標）三次元診断超音波カテーテルを組み込んだCARTO（商標）XP EPナビゲーションシステム、バージョンV9（またはそれ以上）として実現できる。

【００２７】

動作

次に図２を参照するが、これは本発明の開示実施形態による画像のエッジ検出方法のフローチャートを示す。最初のステップ５０で、目標の体内構造の一つあるいは複数のグレースケール超音波画像を、例えばシステム２０（図１）を使って得る。最初のステップ５０の残りは、オペレータによりインタラクティブに行われる。オペレータは、エッジ検出処置を行おうとする目標構造の超音波画像を識別する。ステップ５１で、オペレータは画像処理を行おうとする対象構造、通常腔、即ち洞（cavity or chamber）を仮に示す。オペレータはその構造、即ち腔の中央に「シード点」を付ける。シード点の目的は後述するところから明らかになる。手動閾値検出あるいは自動閾値検出がオペレータにより選択される。

【００２８】

ステップ５１で手動閾値検出を選択した場合には、ステップ５４においてオペレータが閾値を選ぶ。これには、オペレータが、例えばノイズなどの画像の特性と画像上に現れるエッジ解像力(edge definition)とを判断することを伴う。

【００２９】

ステップ５２で始まる代替的なシーケンスでは、オペレータは、目標構造内、例えば周囲よりも超音波を透過する腔あるいは解剖構造(anatomic structure)内に完全に含まれる長方形を画定することができる。この長方形は、ノイズの大きい領域（noisy regions）がディスプレイ上でエッジ領域そのものよりも「明るく」なければ、腔内で最もノイズが大きい領域を含む必要があり、その場合は可能ならば最もノイズが大きい領域を除外する必要がある。そのようなノイズの大きい領域の介在によりエッジ周辺のほとんどの部分が長方形の中心から見られることを妨げられないことが必要であるにすぎない。この選択肢を選択すると、ステップ５３で自動閾値検出が行われる。長方形の幾何学中心がシード点になり、その長方形により画定された領域内のノイズを用いて、自動的に使用する閾値を決定する。この手順の詳細を以下に述べる。一般的に、比較的「ノイズの大きい（noisy

）」画像は、コントラストがシャープな画像よりも高い閾値を必要とする。

【００３０】

ステップ５５で、選択した画像のノイズをエッジ検出に先立って減らすために、ガウス平滑化演算子(Gaussian smoothing operator)を使って選択画像を平滑化する。ガウス平滑化は、二次元ガウス関数により定められるマスクを使って画像強度を本質的に平滑化する。この手順は当該技術では周知である。平滑化は、σ＝３の二次元ガウス関数のサンプルを含む７ｘ７ビットのマスクにより画像を畳み込むこと（convolving）で行うことができる。ステップ５３、５４は、図１に示すようにステップ５５でのガウス平滑化の前に行うことができる。代わりに、ステップ５５をステップ５３、５４の前に行ってもよい。

【００３１】

次に、ステップ５８で最初の二値エッジマップ(binary edge map)を作るプログラムを実行する。このプログラムは、ステップ５３あるいは５４で決定した閾値を用いるキャニイエッジ検出(Canny edge detection)を利用する。ステップ５３、５４の両方で、閾値を、キャニイエッジ検出ルーチンが場合によっては前記長方形の内部のエッジあるいは前記シード点の領域内のエッジを見つけることができないレベルに設定する。キャニイエッジ検出は周知で、文献F. J. Canny著、「A Computational Approach to Edge Detection」IEEE Trans PAMI, 8(6): 679-698, 1986に記載されており、この文献は参照して本明細書に組み入れられる。強度勾配(intensity gradient)を上述のCanny文献に述べられているように、検出したエッジ内の各画素(pixel)で算出する。強度勾配の使用は、「望ましくないセグメントの削除」と題する章で後述する。

【００３２】

図３を参照すると、これは心臓の一部の従来の二次元超音波画像で、本発明の開示実施形態による画像処理に好適な固形組織から成る固形壁面領域(solid mural region)５９を示す。次に図４を参照すると、これは図３で示した画像上で行ったキャニイエッジ検出の結果を表示するもので、本発明の開示実施形態に従って最初のエッジ６０が決定されている。エッジ６０は、心筋に対応する壁面領域５９と、図３および４の共通な像面で壁面領域に部分的に取囲まれている心室内部に対応する内部領域６２との間の解剖組織上の界面(anatomical interface)に相当する。この画像において、キャニイエッジ検出処置に使われる閾値は、ステップ５３が選択されたか、あるいはステップ５４（図２）が選択されたかに応じて自動的にあるいは手動で決定できる。

【００３３】

図２に戻って、ステップ５８で、通常は腔の内側エッジである、決定しようとするエッジ、即ち境界はシード点から外側に放射線をエッジマップ内のエッジと交差するまで拡張することで突き止める。放射線間の５°を超えない角度分解能が十分である。次に、図５を参照すると、これは図４の画像を示すもので、本発明の開示実施形態により一連の放射線６８がシード点６６から放射状に広がってエッジ６９と交差している。

【００３４】

再び図２を参照すると、ステップ６１において、ステップ５８で決定された（各放射線の角度順（angular order）に応じての）隣接する交点を自動的に接続して閉鎖輪郭を作り出す。あるいは、オペレータが手操作でエッジを接続することができる。エッジが確実に腔内にあるようにするために、閉鎖エッジをシード点に向かって２０％だけ縮ませる。閉鎖輪郭確立の詳細は、見出し「最初の輪郭」の章でさらに詳細に後述する。収縮したエッジにより囲まれた閉鎖空間の境界を「最初のエッジ（initial edge）」と呼ぶ。

【００３５】

ステップ６１は、通常は腔である目標構造およびそれを取囲むエッジを含む、対象の長方形領域を画定することにより継続する。次に、図４および図５に示されている構造の画像を示す図６を参照する。ステップ６１（図２）に関連して述べた接続動作に対応して、対象の洞９４を取囲んでいる閉鎖輪郭９２が本発明の開示実施形態に従って描かれている。随意の、対象とする長方形領域１０４が示され、この領域内に洞９４、そのエッジ９０および全閉鎖輪郭９２が含まれている。超音波による扇形(ultrasound fan)の外側の放射

線６７が示されている。目標領域１０４を使って、画像の関連部分だけを処理することで計算量(computational effort)を減らす。

【００３６】

再び図２を参照して、次にステップ６４で画素毎に距離変換(distance transform)を算出する。対象領域１０４（図６）を用いる実施形態では、この計算は対象領域１０４に限定される。他の場合には計算を画像全体あるいは少なくとも閉鎖輪郭９２内の領域に適用する。この変換により、各画素から対象領域内のエッジマップにおけるエッジ上の最も近い点までの距離がマップされる。この結果を使って画素毎に距離勾配を計算する。この計算の詳細を見出し「距離変換」の章で後述する。

【００３７】

次に、ステップ７０でダイナミックフォースによるパラメータ定式化を使って、最初のエッジの変形を、変形可能モデル（スネークとも呼ばれることもある）の理論に従って行う。変形可能モデルは、文献「Image Segmentation Using Deformable Models」, Chenyang Xu, Dzung Pham and Jerry Prince, in Handbook of Medical ImagingVolume 2: Medical Image Processing and Analysis, pp. 129-174, SPIE Press, May 2000から知られていて、上記文献は参照して本明細書に組込まれる。前記計算の概要を見出し「変形および補間」の章で後述する。

【００３８】

次に制御は判定ステップ７２に進み、停止基準が存在しているかどうかを判定する。エッジの変形は、等式２（後述する）の右辺の導関数(derivative)がゼロになると停止する。代わりに、このアルゴリズムを、所定回数繰り返した後か、あるいはエッジの膨張(inflation)が見られなくなるまで、のどちらかが先に起こった時に止めてもよい。後者の場合、エッジに含まれる画素数は増加しないで定常状態を示す。

【００３９】

判定ステップ７２での判定が「いいえ」ならば、制御はステップ７０に戻る。

【００４０】

判定ステップ７２での判定が「はい」の場合は、制御はステップ７４に進み、望ましくない、即ち不適格なセグメントを削除する。望ましくないセグメントは数種類ある。ステップ７４の詳細を見出し「望ましくないセグメントの削除」の章で後述する。

【００４１】

次に制御は判定ステップ７６に進み、ステップ７４での望ましくないセグメントの削除後に残ったセグメントが許容できる輪郭を生み出すかどうかを判定する。この判定は、通常オペレータが行う。スプリアスなセグメントおよびギャップを正確に取り除くために輪郭を自動的に修正することができる。あるいは、輪郭を手操作で修正することができる。

【００４２】

判定ステップ７６での判定が「いいえ」であるならば、制御はステップ７８に進む。インタラクティブに行われるならば、ユーザは処理を手伝い、結果を編集し、アルゴリズムのパラメータを変化させることができる。ステップ７８で、ユーザがエッジ検出閾値を変える。制御はステップ５８に戻り、新しい閾値でエッジ検出を繰り返す。

【００４３】

判定ステップ７６での判定が「はい」の場合は、制御は判定ステップ８０に進み、自動のエッジ（automatic edge）を補足的にインタラクティブに修正する必要があるかどうかをオペレータが判定する。

【００４４】

判定ステップ８０の判定が「はい」の時は、制御はステップ８２に進む。エッジが手動モードで編集される。手動モードでは、ユーザはグラフィックペンシルおよびイレイザーを使って画像上のエッジを手動操作で修正する選択権を有する。この選択権により、オペレータがステップ７４におけるギャップ削除時に不適当に残っていたセグメントを修正あるいは削除することができる。

【００４５】

ステップ８２の終了後、あるいは判定ステップ８０の判定が「いいえ」の場合には、制御は判定ステップ８４に進む。これは品質管理ステップで、ここまでに得られた結果が許容できるかどうかが判定される。

【００４６】

判定ステップ８４の判定が「いいえ」であるならば、制御は最終ステップ８６に進む。輪郭は拒否される。

【００４７】

判定ステップ８４の判定が「はい」ならば、制御は最終ステップ８８に進む。輪郭はいまやセグメント化されていて、承認される。

【００４８】

最初の輪郭

閉鎖輪郭（ステップ６１、図２）は次のようにして生成される。シード点に最も近い交点から始まり、残りの交点とシード点との間の距離を連続的に求める。もし二つの連続する交点間でシード点からの距離の差が所定の閾値を超えるならば、それより遠い交点は無視する。１５画素が閾値には好ましい値である。次に、上記の最も近い交点から始めて、線形補間を用いて交点を接続して最初のエッジセグメントを作成する。次に、現在３５度あるいは７放射線である、削除された交点の所定の長さを超える長いシーケンスを誤って削除されたと仮定する。これらのシーケンスについて、現在は前回の閾値の２／３である低い閾値を使ってスキャンアルゴリズムを繰り返す。もし前回無視された交点が今回承認されたならば、それらの交点を接続して更なるセグメントを作る。この手順を、所定値よりも大きな削除シーケンスが無くなるまで繰り返す。次に、承認されたセグメント間のすべてのギャップを接続して閉鎖エッジ輪郭を形成する。最後に、エッジが確実に腔内にあるようにするため、閉鎖空間の容積を２０％だけ減らしてシード点を輪郭の幾何学中心として保持する。

【００４９】

距離変換

距離勾配は、等式１で与えられるようにエッジ上の変形「力」に対応しており、「変形力勾配(deforming force gradients)」と呼ぶこともある。用語「力」を本明細書では任意に用いて画像上の構造の輪郭に与える勾配の影響の大きさを示す。他の点では、この用語は処理されている画像に対して何の物理的な意味を持たない。

【数１】

$$DF(x,y) = \nabla DT(x,y) = \left({}_{x}DT(x,y),\ \ {}_{y}DT(x,y) \right)$$

(1)

【００５０】

計算は次のように行われる。まず、画像における各画素と、ステップ６１で画定した閉鎖輪郭である最初のエッジマップ上の最も近い画素との間のユークリッド距離(Euclidian distance)を計算する。この段階は「距離変換」と呼ばれ、各画素に対して最短距離を含む距離マップが得られる。次に、前段階で作成された距離マップ全体で画素毎に勾配を計算する。

【００５１】

これらの勾配を「外力(external force)」として繰り返し用いて、輪郭とエッジマップにおけるエッジのサブセット（大抵は内側のサブセット）とが最もよく一致するまで閉鎖輪郭９２（図６）を変形する。これは通常シード点に最も近いエッジのサブセットである。

【００５２】

変形および補間

変形計算は等式２に示されている。

【数２】

$$\gamma \frac{X}{t} = F_{int}(X) + F_{ext}(X) \qquad (2),$$

ここでＸは（最初のエッジから始まる）エッジ点の集合、ｇは減衰係数(damping coefficient)である。$F_{int}(X)$は、例えば閉鎖輪郭９２（図６）のエッジ点で作動する物理的内力に類似するもので、等式３を使って計算する。

【数３】

$$F_{int} = \frac{}{s}\left(\alpha \frac{X}{s}\right) - \frac{^{2}}{s^{2}}\left(\beta \frac{^{2}X}{s^{2}}\right) \qquad (3).$$

ここで、αは伸びを妨げ変形したエッジを弾性ストリングとして動くようにするテンションパラメータ(tension parameter)である。βは曲がるのを妨げ変形したエッジを剛性ロッドのように動くようにする剛性パラメータである。内力$F_{int}(X)$は、ステップ６４（図２）で計算した勾配である外力に対立する。この勾配は、エッジを局所的に引き付けて変形させる一般的な効果を有する。実際の変形は、内力と勾配の分解能に応じて行われる。５回繰り返す毎に、新しいエッジ点を加えるため、またエッジ点の分布がまばらすぎると生じる局所的な膨らみを除くために、線形補間をエッジ点に対して行う。

【００５３】

望ましくないセグメントの削除

不適切性基準を満たすエッジセグメントを削除する。第１のカテゴリには超音波画像上の放射線による扇形の外側放射線に達するエッジセグメントが含まれる。これらのセグメントが削除される。上記外側放射線の座標はアルゴリズムに移されるので、この削除は扇形の外の放射線と平行でかつ非常に接近した二つの架空エッジをエッジマップに追加するだけで行われる。上記放射線と交差しかつ上記架空エッジに付着されたエッジセグメントがすべて削除される。

【００５４】

他のタイプの望ましくないセグメントは折れ曲がった(folded)あるいはループ状になった(looped)セグメントである。このようなセグメントは、エッジに沿った二つの連続していない点が互いに非常に近接して位置する場合に検出される。この手順のために、画像上で互いの２画素内の距離にあるが、エッジに沿って測定すると少なくとも５画素離れている二つの点が、ループあるいは折れ曲がりを構成すると考えられている。このような場合、これら二つの点の間のすべての点が削除される。

【００５５】

最後に、結果として解剖構造上のギャップ(anatomic gaps)を示す領域を削除することになる手順を画像に適用する。閉鎖輪郭上の、十分な信号対雑音比を有する点のみを残す。最終のエッジにおけるすべての画素について、平滑化したオリジナル画像がその点のエッジに対して直角な線上に投影される強度勾配を、キャニイエッジ検出プログラム（ステップ５８、図２）が計算する。得られた値は、その点のエッジの有意性の尺度である。ノイズの影響を克服するために、有意値の（エッジ上の点の順に応じた）シーケンスを平滑化する。そして、曲線を所定の「セグメント化閾値」に応じてセグメント化する。その閾値を超える有意値を有するエッジ点は取っておき、他のエッジ点は削除する。そして、新たに隣接する交点を再接続することによりギャップを埋めて閉鎖輪郭を改良する。好適なセグメント化閾値は、最大値の４０％である。

【００５６】

次に図７を参照すると、これは本発明の開示実施形態による画像内のギャップ削除を示す一連の図である。図７の上部の図（view）１１０では、目標構造１１２の閉鎖輪郭が対象である。

【００５７】

図１１４では、強度勾配は目標構造１１２の輪郭上の各点のエッジに対して直角方向に

計算されている。代表的な強度勾配を矢印１１６で示す。

【００５８】

グラフ１１８は整列した画素（ordered pixels）に対する強度勾配の図である。グラフ１２０では、グラフ１１８に示されているデータに平滑化作用が適用されている。平滑化には異常な局所値を除外する効果がある。閾値１２２が示されている。閾値１２２を超える強度勾配を持つ点だけが輪郭１２４で示される最終結果に残される。除外された点がギャップ１２６、１２８として示され、これらは間隙１３０、１３２に対応する。

【００５９】

本発明は特に図示しまた上述したものに限定されないことは当業者には分かるであろう。むしろ、本発明の範囲には、従来技術には無い上述した本発明の変形および変更ばかりでなく上述した様々な特長の組み合わせおよびさらに細かい組み合わせ（sub-combinations）が含まれ、本明細書の記述を読めば当業者はこれらを思い付くであろう。

【００６０】

〔実施の態様〕

（１）画像上で構造を画定するためコンピュータにより支援された方法において、

目標構造のエッジ検出のため前記目標構造の画像を取得するステップと、

前記画像上の前記構造内にシード点を設定するステップと、

計算されたエッジが示されている、前記構造の部分的処理画像を生成するために、前記画像内のエッジを検出するステップと、

前記シード点から複数の放射線を放射状に広げて前記計算されたエッジとそれぞれの交点で交差させるステップと、

前記交点を接続して、前記交点の隣接する交点に接続している各セグメントを有する最初の閉鎖輪郭を形成するステップと、

前記画像の対象領域における変形力勾配を計算するステップと、

前記変形力勾配に応じて前記閉鎖輪郭を変形して変形閉鎖輪郭を画定するステップと、

前記変形閉鎖輪郭から所定の不適切性基準を満たす前記セグメントを削除するステップと、

を含む、方法。

（２）実施の態様１に記載の方法において、

前記変形力勾配に対抗する内力を計算するステップ、

をさらに含み、

前記変形ステップは、前記内力および前記変形力勾配の分解能に応じて行われる、方法。

（３）実施の態様１に記載の方法において、

前記画像は、超音波画像である、方法。

（４）実施の態様１に記載の方法において、

前記エッジを検出する前に前記画像を平滑化するステップ、

をさらに含む、方法。

（５）実施の態様１に記載の方法において、

前記エッジの検出は、キャニイエッジ検出を含む、方法。

（６）実施の態様１に記載の方法において、

前記放射線は、５°を超えない角度分解能を有する、方法。

（７）実施の態様１に記載の方法において、

前記閉鎖輪郭を前記シード点に向かって収縮させるステップ、

をさらに含む、方法。

（８）実施の態様１に記載の方法において、

前記変形閉鎖輪郭のそれぞれのエッジ点での強度勾配を計算するステップ、

をさらに含み、

前記不適切性基準は、セグメントであって、前記セグメントの前記エッジ点の前記強度勾配が所定のセグメント化閾値より小さい、セグメントを含む、方法。

（９）実施の態様１に記載の方法において、
前記不適切性基準は、折れ曲がりを有するセグメントを含む、方法。
【００６１】
（１０）画像上で構造を画定するためのコンピュータソフトウエア製品において、
前記製品はコンピュータプログラム命令が記憶されるコンピュータ記憶媒体を含み、
前記命令はコンピュータにより実行されると、前記コンピュータに、
目標構造のエッジ検出のため前記目標構造の画像を記述しているデータを受け取らせ、
前記画像上で前記構造内にシード点を設定させ、
エッジ検出プログラムを実行させて、計算されたエッジが示されている、前記構造の部分的に処理した画像を作成し、
前記シード点から放射状に複数の放射線を広げさせて前記計算されたエッジをそれぞれの交点で交差させ、
前記交点を接続させて、前記交点の隣接する交点に接続している各セグメントを有する最初の閉鎖輪郭を形成し、
前記閉鎖輪郭上のそれぞれの位置で変形力勾配を計算させ、
前記変形力勾配に応じて前記閉鎖輪郭を変形させて変形閉鎖輪郭を画定し、
所定の不適切性基準を満たす、前記変形輪郭上の前記セグメントを削除させる、
コンピュータソフトウエア製品。
（１１）実施の態様１０に記載のコンピュータソフトウエア製品において、
前記コンピュータは、前記変形力勾配に対立する内力を計算して、前記内力および前記変形力勾配の分解能に応じて前記閉鎖輪郭を変形するようにさらに指示される、コンピュータソフトウエア製品。
（１２）実施の態様１０に記載のコンピュータソフトウエア製品において、
前記画像は、超音波画像である、コンピュータソフトウエア製品。
（１３）実施の態様１０に記載のコンピュータソフトウエア製品において、
前記コンピュータは、前記エッジ検出プログラムの実行前に、平滑化プログラムを実行して前記画像を平滑化するようにさらに指示される、コンピュータソフトウエア製品。
（１４）実施の態様１０に記載のコンピュータソフトウエア製品において、
前記エッジ検出プログラムは、キャニイエッジ検出を含む、コンピュータソフトウエア製品。
（１５）実施の態様１０に記載のコンピュータソフトウエア製品において、
前記放射線は、５°を超えない角度分解能を有する、コンピュータソフトウエア製品。
（１６）実施の態様１０に記載のコンピュータソフトウエア製品において、
前記コンピュータは、前記閉鎖輪郭を前記シード点に向かって収縮させるようにさらに指示される、コンピュータソフトウエア製品。
（１７）実施の態様１０に記載のコンピュータソフトウエア製品において、
前記コンピュータは、前記変形閉鎖輪郭のそれぞれのエッジ点での強度勾配を計算するようにさらに指示され、
前記不適切性基準は、セグメントであって、前記セグメントの前記エッジ点の前記強度勾配が所定のセグメント化閾値よりも小さい、セグメントを含む、コンピュータソフトウエア製品。
（１８）実施の態様１０に記載のコンピュータソフトウエア製品において、
前記不適切性基準は、折れ曲がりを有するセグメントを含む、コンピュータソフトウエア製品。
【００６２】
（１９）画像上で構造を画定するためのシステムにおいて、
ディスプレイと、
目標構造の画像を記述するデータを記憶し、エッジ検出プログラムを含む実行可能なオブジェクトを記憶するメモリと、
前記メモリに連結されたプロセッサであって、

前記データを処理し、

前記画像上の前記構造内にシード点を設定し、

前記エッジ検出プログラムを実行して、計算されたエッジが示されている、前記構造の部分的処理画像を生成し、

前記シード点から複数の放射線を放射状に広げて、前記計算されたエッジをそれぞれの交点で交差させ、

前記交点を接続して、前記交点の隣接する交点に接続している各セグメントを有する最初の閉鎖輪郭を形成し、

前記閉鎖輪郭上のそれぞれの位置での変形力勾配を計算し、

前記変形力勾配に応じて前記閉鎖輪郭を変形して変形閉鎖輪郭を画定し、

所定の不適切性基準を満たす、前記変形閉鎖輪郭上の前記セグメントを削除して処理画像を画定し、

前記処理画像を前記ディスプレイ上に表示する、

ように動作する、プロセッサと、

を備える、システム。

（２０）実施の態様１９に記載のシステムにおいて、

前記画像は、超音波画像である、システム。

（２１）実施の態様１９に記載のシステムにおいて、

前記プロセッサは、前記変形閉鎖輪郭のそれぞれのエッジ点で強度勾配を計算するように動作し、

前記不適切性基準は、セグメントであって、前記セグメントの前記エッジ点の前記強度勾配が所定のセグメント化閾値よりも低い、セグメントを含む、システム。

（２２）実施の態様１９に記載のシステムにおいて、

前記不適切性基準は、折れ曲がりを有するセグメントを含む、システム。

【図面の簡単な説明】

【００６３】

【図１】本発明の開示実施形態による画像を得て処理するためのシステムを示す概要図である。

【図２】本発明の開示実施形態による画像内でのエッジ検出方法のフローチャートである。

【図３】従来技術による画像処理に適した心臓の一部分の二次元超音波画像である。

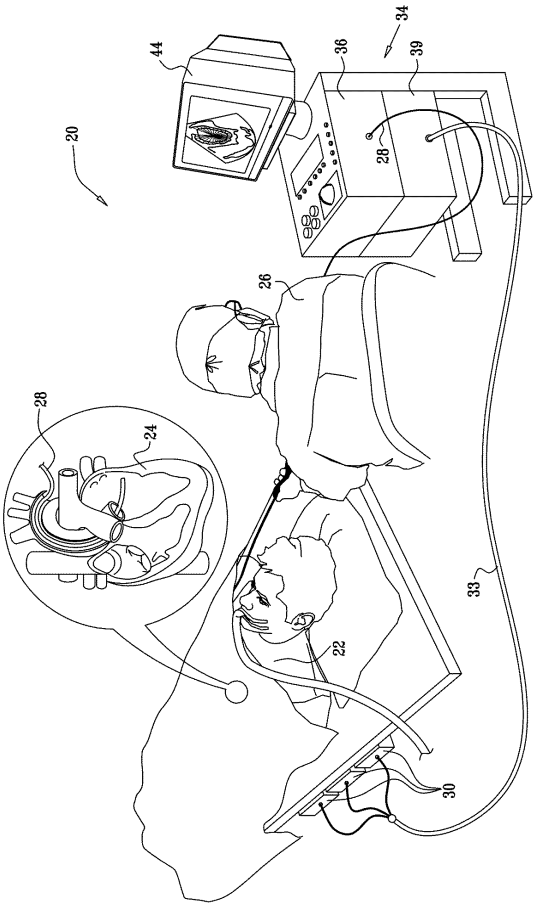
【図４】図３の画像に行われるキャニイエッジ検出を示す図で、最初のエッジを本発明の開示実施形態により決めている。

【図５】図４の画像を示す図で、本発明の開示実施形態により一連の放射線がシード点から広がっている。

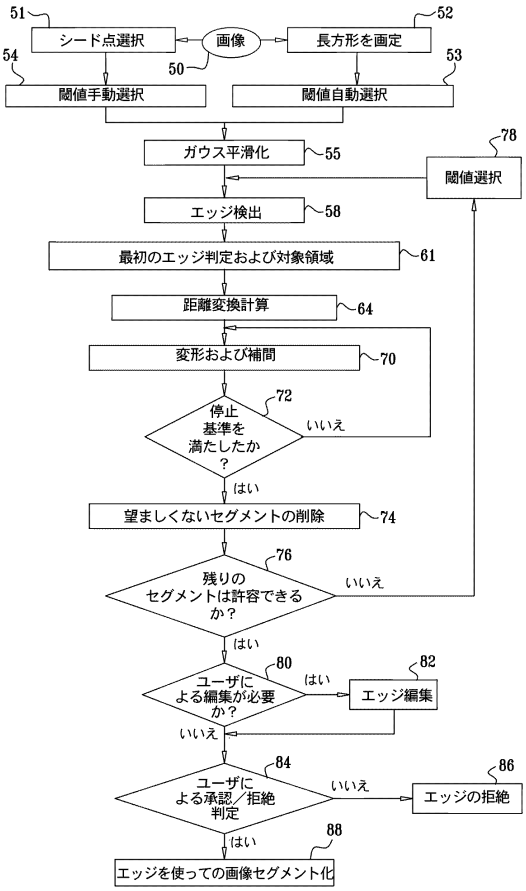
【図６】本発明の開示実施形態による図５の画像上での閉鎖輪郭を示す図である。

【図７】本発明の開示実施形態による画像内でのギャップの削除を示す一連の図である。

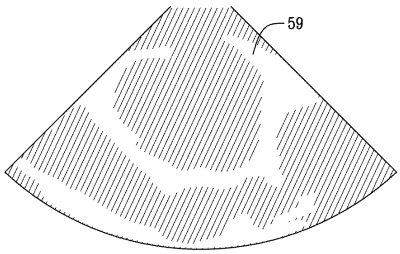
【図１】



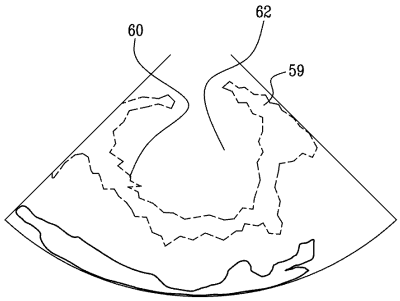
【図２】



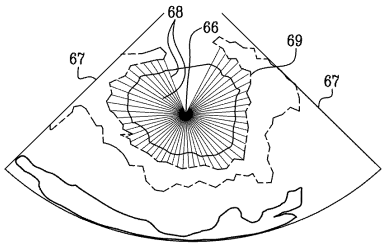
【図３】



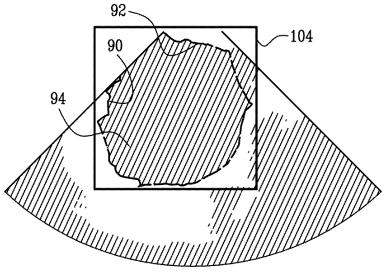
【図４】



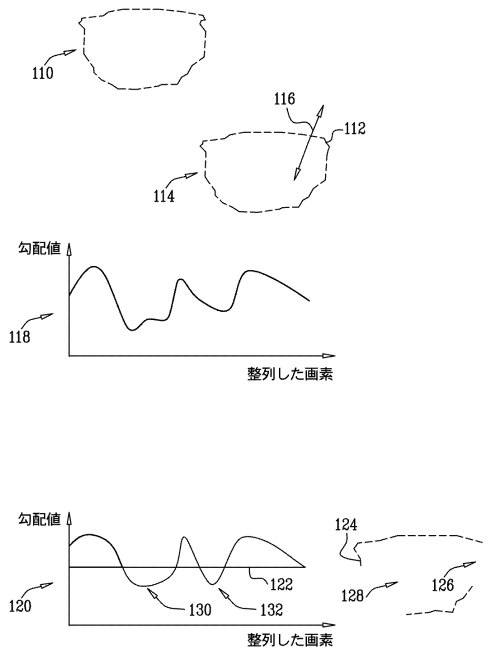
【図５】



【図６】



【図７】


110
116
112
114
勾配値
118
整列した画素
勾配値
124
122
120
130
132
128
126
整列した画素

フロントページの続き

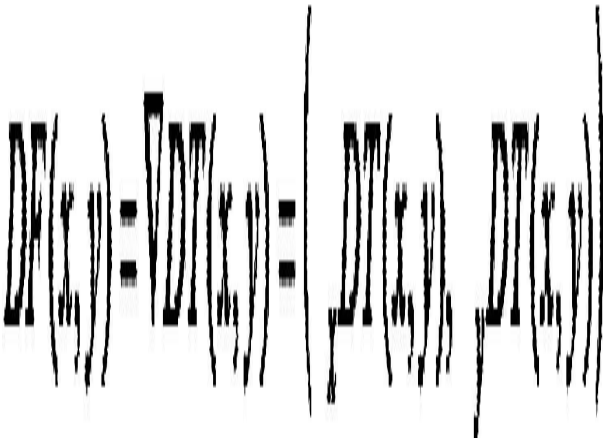
(72)発明者　ザフリル・パット
イスラエル国、４７２１６　ラマト・ハシャロン、ハバニム・ストリート　１３

審査官　杉田　翠

(56)参考文献　米国特許第０６３８５３３２（ＵＳ，Ｂ１）
特開平０８－０８９５０３（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２００６／０１０４５１６（ＵＳ，Ａ１）
特開２００５－０５８５３５（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２００５／０２７６４５５（ＵＳ，Ａ１）
国際公開第２００７／０１６３６９（WO，Ａ２）
特開平０８－２０６１１７（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－１０２４０２（ＪＰ，Ａ）
特開平０７－２５５７０３（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－１０７１８３（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－１４１５０９（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－２１７８１８（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ５／０５５
６／００－６／１４
８／００－８／１５
Ｇ０６Ｔ１／００－１／４０
３／００－５／５０
９／００－９／４０
１１／６０－１３／８０
１７／０５
１９／００－１９／２０
ＪＳＴＰｌｕｓ（ＪＤｒｅａｍＩＩＩ）
ＪＭＥＤＰｌｕｓ（ＪＤｒｅａｍＩＩＩ）

专利名称(译)	超声图像中的边缘检测		
公开(公告)号	JP5717942B2	公开(公告)日	2015-05-13
申请号	JP2008118652	申请日	2008-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特，Incorporated的Rete算法每次		
当前申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特，Incorporated的Rete算法每次		
[标]发明人	ドローアズール ドブメイズリシュ ザフリルパット		
发明人	ドローア·ズール ドブ·メイズリシュ ザフリル·パット		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/4254 G06T7/13 G06T7/149 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/14 G06T1/00.A A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC37 4C601/LL38 5B050/AA02 5B050/BA12 5B050/BA18 5B050/EA06 5B050/FA02		
优先权	60/915152 2007-05-01 US 12/028210 2008-02-08 US		
其他公开文献	JP2009000509A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改进二维图像数据中的边缘检测，例如可以在用户最少的情况下自动执行的超声图像数据。解决方案：用于在图像上定义结构的计算机辅助方法包括以下步骤：获取目标结构的图像;在图像结构内建立种子点;检测目标结构的图像中的边缘，以便生成具有在其上指示的计算边缘的结构的部分处理图像;从种子点径向延伸多条射线以在各个交叉点处与计算出的边缘相交;并且连接交叉点以形成初始闭合轮廓，该初始闭合轮廓具有连接相邻交叉点的相应段。 Ž