

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-529713

(P2004-529713A)

(43) 公表日 平成16年9月30日(2004.9.30)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 G	4 C 1 1 7
G 0 1 R 33/54	G 0 1 N 24/02 5 3 0 Y	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 101 頁)

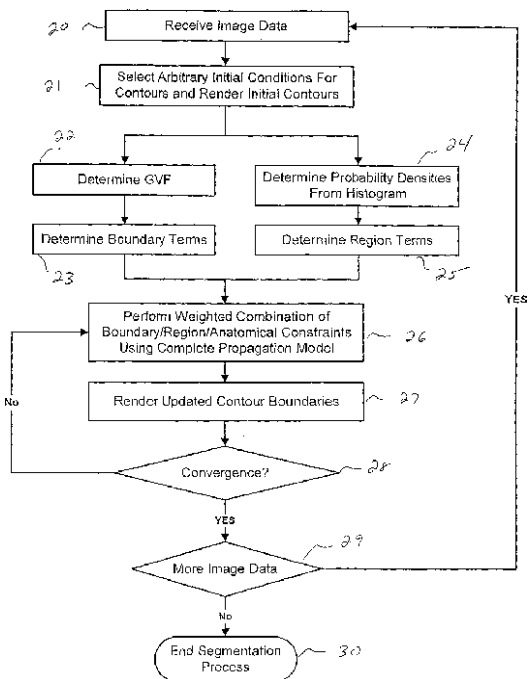
(21) 出願番号	特願2002-589813 (P2002-589813)	(71) 出願人	593078006 シーメンス コーポレイト リサーチ インコーポレイテッド アメリカ合衆国 08540 ニュージャージー プリンストン カレッジロードイースト 755
(86) (22) 出願日	平成14年5月17日 (2002.5.17)	(74) 代理人	100061815 弁理士 矢野 敏雄
(85) 翻訳文提出日	平成15年11月14日 (2003.11.14)	(74) 代理人	100094798 弁理士 山崎 利臣
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/015835	(74) 代理人	100099483 弁理士 久野 琢也
(87) 国際公開番号	W02002/093188	(74) 代理人	100114890 弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
(87) 国際公開日	平成14年11月21日 (2002.11.21)		
(31) 優先権主張番号	60/292, 445		
(32) 優先日	平成13年5月17日 (2001.5.17)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	10/150, 613		
(32) 優先日	平成14年5月17日 (2002.5.17)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(81) 指定国	CN, JP		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MR心臓画像における左心室のセグメンテーションに対する様々なアプローチ

(57) 【要約】

ここに記載されているのは、心臓画像をセグメンティングするシステムおよび方法であり、殊に視覚情報と解剖学的制約とを統合する輪郭伝播モデルを使用して左心室をセグメンティングするシステムおよび方法である。視覚情報には、勾配ベクトル流ベースの境界成分と、相異なる組織特性を反映する大域的な輝度特性にしたがって心臓輪郭/領域を分離する領域成分とが含まれる。上記の解剖学的制約により、心臓輪郭の相対的な間隔にしたがって、これらの心臓輪郭の伝播が結合される。伝播モデルは、境界セグメンテーションモデルと、領域モデルと、結合関数とを重み付けて統合することによって構成される。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

心臓画像をセグメンティングする方法において、  
心臓画像を受信するステップと、  
勾配ベクトル流境界法を使用して該心臓画像にて1つ以上の輪郭に対して境界情報を決定するステップと、  
前記心臓画像にて領域を分離するために、それらの大域的な輝度パラメタにしたがって領域情報を決定するステップと、  
境界および領域情報を組み合わせる伝播モデルを適用し、前記心臓画像にて各輪郭をターゲット境界に伝播し、その一方で解剖学的制約を適用し、輪郭の相対的な間隔にしたがって当該輪郭の伝播を結合するステップとを有することを特徴とする、  
心臓画像をセグメンティングする方法。

## 【請求項 2】

前記輪郭に対して任意の初期条件を選択するステップを含む、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記ターゲット境界には左心室の心内膜および心外膜が含まれる、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 4】

前記伝播モデルの境界成分は、前記勾配ベクトル流を使用する測地線アクティブ輪郭モデルの拡張に基づく、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 5】

トポロジの変化を扱うレベルセット表現を使用して前記伝播を実現する、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 6】

AOS (Additive Operator Splitting) 法を使用してレベルセット伝播を実現する、  
請求項 5 に記載の方法。

## 【請求項 7】

境界セグメンテーションモデルと、領域モデルと、結合関数とに重み付けを行って統合することにより、前記伝播モデルを構成する、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 8】

前記の伝播モデルを適用するステップには、前記ターゲット境界の物理的性質に基づく当該伝播モデルの境界成分に制約を適用することが含まれる、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 9】

前記の境界成分の制約に、スムーズさについての制約を含める、  
請求項 8 に記載の方法。

## 【請求項 10】

前記の領域情報を決定するステップには、データドリブンな適応形のバルーンフォースを適用して、前記の漸進的に変化する輪郭を収縮または膨張させることが含まれ、ここで当該収縮または膨張を、観察された画像特徴に基づいて行う、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 11】

前記の解剖学的制約には、前記の漸進的に変化する輪郭に対して所定のトポロジを維持するアクティブな結合関数が含まれる、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 12】

前記のセグメンテーション過程に心臓画像に輪郭の伝播を描画するステップを含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

心臓画像のセグメンティングに対する方法ステップを実施する機械によって実行可能な命令のプログラムが組み込まれた、機械によって読み出し可能なプログラム記憶装置において、

前記方法ステップには、

心臓画像を受信するステップと、

勾配ベクトル流境界法（を使用して該心臓画像にて 1 つ以上の輪郭に対して境界情報を決定するステップと、

前記心臓画像にて領域を分離するために、それらの大域的な輝度パラメタにしたがって領域情報を決定するステップと、

境界および領域情報を組み合わせる伝播モデルを適用し、前記心臓画像にて各輪郭をターゲット境界に伝播し、その一方で解剖学的な制約を適用し、輪郭の相対的な間隔にしたがって当該輪郭の伝播を結合するステップとが含まれることを特徴とする、

機械によって読み出し可能なプログラム記憶装置。

【請求項 1 4】

前記輪郭に対して任意の初期条件を選択するステップを実施するための命令が含まれている、

請求項 1 3 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 1 5】

前記ターゲット境界には左心室の心内膜および心外膜が含まれる、

請求項 1 3 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 1 6】

前記伝播モデルの境界成分は、前記勾配ベクトル流を使用する測地線アクティブ輪郭モデルの拡張に基づく、

請求項 1 3 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 1 7】

トポロジの変化を扱うレベルセット表現が使用されて前記伝播が実現される、

請求項 1 3 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 1 8】

A O S (Additive Operator Splitting) 法が使用されてレベルセット伝播が実現される

、  
請求項 1 7 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 1 9】

前記伝播モデルは、境界セグメンテーションモデルと、領域モデルと、結合関数とに重み付けを行って統合することによって構成される、

請求項 1 3 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 2 0】

前記の伝播モデルを適用する命令には、前記ターゲット境界の物理的性質に基づく当該伝播モデルの境界成分に制約を適用する命令が含まれる、

請求項 1 3 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 2 1】

前記の境界成分の制約には、スムーズさについての制約が含まれる、

請求項 2 0 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 2 2】

前記の領域情報を決定する命令には、データドリブンな適応形のバルーンフォースを適用して、前記の漸進的に変化する輪郭を収縮または膨張させる命令が含まれ、ここで当該収縮または膨張は、観察された画像特性に基づいて行なわれる、

請求項 1 3 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 2 3】

10

20

30

40

50

前記の解剖学的制約には、前記の漸進的に変化する輪郭に対して所定のトポロジを維持するアクティブな結合関数が含まれる、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

【請求項 24】

前記のセグメンテーション過程に心臓画像に輪郭の伝播を描画する命令が含まれる、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連する明細書に対する相互参照

10

この明細書は、2001年5月17日に提出された米国特許明細書、暫定シリアル番号第60/292445号に優先権を主張するものである。

【0002】

技術分野

本発明は、一般的には心臓画像をセグメンティングする方法およびシステムに関する。また殊に本発明は、視覚情報と解剖学的制約とを統合する輪郭伝播モデル (contour propagation model) を使用して、左心室をセグメンティングする方法およびシステムに関する。この視覚情報は、勾配ベクトル流ベース (gradient vector flow-based) の境界成分と、心臓の輪郭/領域を分離する領域成分とを含んでおり、ここでこの分離は、異なる組織特性が反映されたそれらの大域的な輝度特性にしたがって行われる。上記の解剖学的制約により、心臓輪郭の相対的な間隔にしたがって心臓輪郭の伝播が結合される。

20

【0003】

背景

医用画像処理は成長し続けている応用分野である。磁気共鳴イメージング (MRI=Magnetic Resonance Imaging) は、時間的に変化する心臓の3次元画像を得るために使用され、この画像は診断目的に使用可能である。心臓画像は、汎用のコンピュータビジョン技法を使用して処理可能である。しかしながらこれらの技法では、生理学、心臓学などの他の分野から得られる利用可能な事前の知識をフルに利用することができないのである。

【0004】

心臓のセグメンテーションは、医用画像解析において十分に研究がなされているトピックである。これは得られる結果が、極めて強力な診断能力を有するという事実に起因するものである。精確さおよび精度は、医学的な構造のセグメンテーションにおいて重要な2つの要件であり、それゆえに様々な境界ドリブンな方法がセグメンテーションに対して開発されているのである。これらの方法は、境界画像の形成と、境界情報を精確に表す連続的な構造の抽出とに基づいている。

30

【0005】

例えば、よく知られた「スネーク」(snake)モデルは、先駆的なフレームワークであり、これは重要な境界ドリブン画像セグメンテーション技法のベースである(例えば、Kass等による"Snakes: Active Contour Models", International Journal of Computer Vision, 1, 第321~332頁、1988年を参照されたい)。手短かにいうと、スネークモデルとはエネルギー最小化技法のことであり、これは曲線ベースの目的関数の最小ポテンシャルを求めるものである。この関数は、境界画像ドリブン吸引項 (boundary image-driven attraction term) と、この曲線の所望の内部特性を表す項との間の妥協である。オリジナルのスネークモデルによれば、復元すべき構造とは、2-Dまたは3-D空間におけるつぎような点の集合のことである。すなわち、所定の内部特性にしたがって制約されながら、所望の画像特徴に向かって局所的に変形される点の集合のことである。この原始的なアプローチによってめざましい結果が得られたが、これは、ノイズのあるデータまたは物理的に損なわれたデータに弱いことがあるのである。

40

【0006】

ノイズのあるデータにおける能力の低さを克服するため、アクティブシェープおよびBス

50

ブラインのようなパラメトライズされたスネークおよび可変テンプレートが、オリジナルのスネークフレームワークに加えて提案されている。そのためにセグメンテーション過程に先立って、所定の個数のトレーニング標本を使用して形状モデルが形成される。このモデルは、わずかなパラメタしか参照せず、また極めて多種の大域的および局所的な変形を表すことができる。これらの手法を使用することにより、つぎのような条件の下でセグメンテーション性能を改善できる。すなわち、この一般的なモデルが、適切なセグメンテーション解のうちの極めて大部分を表すことができるという条件の下で性能を改善できるのである。しかしながら、これらのモデルは初期条件に極めて鋭敏である。

**【0007】**

スネークモデルが初期条件に依存することを表すため、「近視眼的」(Myopic)という語がしばしば使用される。スネークモデルは、極めて局所的な情報に基づいており、そのために初期条件は、最適解から十分に接近していなければならないのである。このモデルを初期条件から解放するためにバルーンフォース(Balloon force)が提案されている。その中心的なアイデアは、初期構造を連続的に拡張または収縮させような一定の力を導入することである。このコンポーネントが、つぎのような条件の下ではオリジナルのモデルに対して有益な寄与を有し得ることは明らかである。すなわち、初期構造が、復元すべき領域を取り囲んでいるか、またはセグメントすべき領域によってそれが完全に包囲されているかいずれかの条件の下では有益な寄与を有し得ることは明らかである。しかしながら、一般的な医用画像セグメンテーションアプリケーションに対してこの条件を容易に満たすことはできないのである。

10

20

**【0008】**

これらの制約を克服するため、領域的/大域的な情報の使用も考慮され、広く研究されている。漸進的に変化する輪郭を使用して、2つの領域からなる画像の分割が定められる。内側の領域は、復元すべきエリアであり、外側の領域は、画像の残りの部分(背景)である。つぎに大域的均一性の領域特性(global homogeneity regional property)が使用されて、関心領域と背景とが弁別される。これらの特性は、最新のセグメンテーションマップにしたがってダイナミックに更新される連続確率密度関数を使用してモデル化される。

**【0009】**

境界ベースの医用画像セグメンテーション技法の発展により、初期構造(点の集合)を所望の画像特徴に向かって変形する一連のモジュールが得られた。これらの考察に基づくところ、セグメンテーションの結果は、初期構造(位置、制御点の数など)のパラメタライゼーションに必然的に依存することが明らかである。さらに、漸進的に変化する構造を再パラメタライズするのに使用される技法は、セグメンテーション過程においても重要な役割を維持する。これらの問題を扱うためにさまざまな技法が提案されたが、この依存性は、画像セグメンテーションアプローチにとって当然のことではない。

30

**【0010】**

漸進的に変化する界面に対する(ラグランジアン)の)択一的な技法として、レベルセット表現(Level Set Representation)が提案されている。これらの表現は、コンピュータビジョンにおける様々なフレームワークの実現に対して共通の選択肢である。漸進的に変化する輪郭は、より高い次元の連続0-レベルセット関数(continuous zero-level set function of higher dimension)を使用して表される。このような表現は、陰、内在的であり、またパラメタおよびトポロジに束縛されないようにすることができる。レベルセット法を使用して界面を漸進的に変化させることにより、画像セグメンテーションに対して境界ドリブな方法の拡張が得られたのである。

40

**【0011】**

当業者には公知のように、測地線アクティブ輪郭(geodesic active contour)とは、オリジナルのスネークモデルに対する幾何学的選択肢として導入された最適化フレームワークのことである。このモデルの主たる強みは、その陰のパラメタライゼーションであり、このパラメタライゼーションにより、トポロジ的な変化(合併/分裂)が自然に処理され得るのである。

50

## 【0012】

つぎのステップは、境界ドリブンな流れと大域的な領域輝度情報との組み合わせおよびレベルセット関数を使用したその実現であった。この場合、セグメンテーションプロセスは、初期条件からかなり依存しないようになる。トポロジ的な変化はレベルセット表現を介して処理可能であり、これに対して任意の初期条件は大域的領域情報を使用することによって処理可能である。このようなアプローチは、構造が極めて複雑でありかつ複数のコンポーネントからなる医用画像処理において大いに関心を呼んでいる。しかしながら、ノイズを有するデータや不完全なデータを扱わなければならない場合には、なおロバスト性が問題になっている。これに加えて、セグメントすべき医学的な構造体について生理学から得られる事前の形状知識の利点を利用することができないのである。

10

## 【0013】

このような制限に取り組むためにいくつかの努力がなされている。例えば、事前の形状知識が、測地線アクティブ輪郭モデルに導入されている。別の方法では、形状影響項 (shape influence term) と、境界および領域ドリブン視覚情報とが組み合わせられて、ノイズを有するデータと不完全なデータに対するレベルセットベース法のロバスト性がさらに高められる。上記の目標は、スネークおよび可変テンプレートを使用することによって対処可能であるということができる。

## 【0014】

多くの医用アプリケーションでは、画像面に (生理学的に) 制約されて配置されている複数の構造を同時に抽出する必要がある。これらの高レベルの (抽象的な) 制約は、関心構造の相対位置にしたがって低レベルのセグメンテーションモジュールに変換可能である。例えば、皮質セグメンテーションに対する1手法では、脳の所定の特性にしたがって2つの輪郭の制約された (結合された) 伝播が考慮される。

20

## 【0015】

上述のように磁気共鳴イメージング (MRI) により、時間的に変化する心臓の3次元イメージが得られる。病気の診断に役立つようにするため、内科医に関心があるのは、心室と、心内膜と、心外膜とを識別することである。さらに心臓周期のさまざまな段階にわたる壁厚変化特性 (wall thickening property)、心室の血液容量、心室壁質量 (ventricular wall mass) および心室壁運動の測定は、困難であるが関心をそそる課題である。左心室は殊に関心の対象である。それは左心室により、酸素の送り込まれた血液が心臓から全身の遠くにある組織にポンピングされるからである。

30

## 【0016】

心臓のセグメンテーションに対して複数の手法が提案されている。例えば、Argusは心臓MR解析パッケージであり、これは磁気共鳴 "MAGNETOM" システムに接続されるMReaseワークステーションと共にSiemens社から販売されている。このシステムは、3D / 4Dデータセット (時間と共に変化する体積のスライス) のセグメンテーションを自動的に実行することができる。セグメンテーションアルゴリズムには、相異なる3つのモジュールが含まれ、M. Jollyによる参考文献 "Combining Edge Region and Shape Information to Segment the Left Ventricle in Cardiac MR Images", IEEE International Conference in Computer Vision, Vancouver, Canada, 2001年に記載されている。自動位置決めモジュールは、最大識別 (maximum discrimination) に基づき新たな画像において心筋をほぼ位置決めすることができる。このシステムは、心臓のポジティブおよびネガティブな標本の分布間のKullback距離を最大にすることによって心臓のグレイレベル面 (マルコフ連鎖としてモデリングされる) を学習している。局所的な変形過程は、おおまかな輪郭から出発し、Dijkstraの最短経路アルゴリズムを使用してこの大まかな輪郭が変形される。近接した輪郭の周りで、よりサイズの大きなサーチスペースにおいてこのアルゴリズムが複数回繰り返して行われ、これによってより良好なエッジはより一層強くなり、ぼやけたエッジは一層弱くなる。つぎにグラフカットアルゴリズムが使用されて、心内膜の一部である最善のエッジ部分が最終的に選択される。心外膜は、Dijkstraのアルゴリズムによって外形が描かれた端点にスプライン曲線を当てはめることによって得られる。最後に伝播モジ

40

50

ルールによって、局所的な変形に対する近似的な開始点が得られる。

【0017】

発明の要約

本発明は、心臓画像、殊に左心室をセグメンティングするためのシステムおよび方法に関する。有利にはレベルセット法が使用されて、MR心臓画像がセグメンティングされる。ここでこのMR心臓画像は、2つの心臓輪郭の結合された伝播に基づいている。有利なセグメンテーション法により、視覚情報と解剖学的制約とが統合される。有利には、視覚情報は、(i)勾配ベクトル流ベースの境界成分と、(ii)相異なる組織特性を反映する大域的輝度特性にしたがって心臓輪郭/領域を分離する領域項(region term)とによって表される。解剖学的制約は、心臓輪郭の相対的な間隔にしたがってそれらの伝播を結合するために使用される。結果的に得られる運動方程式は、有利にはレベルセットアプローチを使用して実現され、ここでこれは高速かつ安定な数値的近似方式、有利にはAOS(Additive Operator Splitting)にしたがって行われる。

10

【0018】

本発明の1様相において、心臓画像をセグメンティングする方法には、心臓画像の受信と、勾配ベクトル流境界法を使用してこの心臓画像において1つ以上の輪郭に対する境界情報を決定することと、この心臓画像において領域を分離するために、それらの大域的な輝度パラメタにしたがい領域情報を決定することとが含まれる。境界および領域情報を組み合わせる伝播モデルが適用され、これによって、心臓画像におけるターゲットに各輪郭が伝播される一方で、解剖学的制約が適用されて、輪郭の伝播がそれらの相対的な間隔にしたがって結合される。

20

【0019】

本発明の別の様相では、上記のターゲット境界は、左心室の心内膜および心外膜からなる。

【0020】

本発明のさらに別の様相では、伝播モデルの境界成分は、有利には、勾配ベクトル流を使用した測地線アクティブ輪郭モデルの拡張に基づく。

【0021】

本発明の別の様相で、伝播モデルは、境界セグメンテーションモデルと、領域モデル(と、結合関数(coupling function)とを重み付けを行って統合することによって構成される。

30

【0022】

本発明のさらに別の様相では、解剖学的制約は、アクティブな結合関数からなり、これは漸進的に変化する輪郭に対して所定のトポロジを維持する。

【0023】

本発明の上記の様相、別の様相、機能および利点は、添付の図面に関連して読むべき有利な実施形態の以下の説明に記載されているか、またはこの説明から明らかになる。

【0024】

図面の簡単な説明

図1aおよび図1bは、心臓画像の例示的な図であり、図1aは左心室の一部を示す例示的な心臓画像が、図1bには左心室の関心対象の輪郭が示されている。

40

【0025】

図2は、本発明の1実施形態にしたがって心臓画像をセグメンティングするシステムのブロック図である。

【0026】

図3a, bおよびcは、本発明による境界セグメンテーション法を説明する例示的な図であり、ここで図3aは左心室を示す例示的な心臓画像であり、図3bはこの画像において検出されたエッジ(エッジ検出器によって検出したもの)を示す例示的な図であり、図3cはこの画像の勾配ベクトル流表現を示す例示的な図である。

【0027】

50

図4は、確率密度に基づく領域セグメンテーション法を示す例示的な図である。

【0028】

図5は、本発明に1実施形態にしたがって心臓画像をセグメンティングする方法の流れ図であり、

図6(a)~6(h)は、本発明によるセグメンテーション過程に2つの輪郭が伝播する様子を心内膜および心外膜境界において収束するまで示した例示的な図である。

【0029】

有利な実施形態の詳細な説明

本発明はMRイメージングに対する心臓セグメンテーションに関する。1つの目的は、左心室を復元することであり、殊に心外膜(すなわち心膜の最も内側の層(心臓を包む囊)と、心内膜(心臓の空洞を内張りする薄い内皮の膜)との間の領域である心筋層を復元することである。本発明によるセグメンテーションアプリケーションのコンテキストが図1に示されている。

10

【0030】

図1aは心臓の例示的な2-d画像、殊に左心室の断面を示す心臓の2-dスライスである。図1の暗いリングは、左心室の壁を構成する心筋層(筋肉)を示している。本発明の有利な1実施形態では、セグメンテーション法は、漸進的に変化する2の界面に基づいており、図1bにおいて心内膜[ $R_I$  - 内側輪郭]または心筋層の内壁(Iで示した)と、心外膜[ $R_O$  - 外側輪郭]または心筋層の外壁(Oで示した)とが、3つのモードの画像セグメンテーションアプリケーション、すなわち(i)心内膜 $R_I$ 、(ii)心筋層 $R_O - R_I$ 、および(iii)背景 $I - R_O$ として示されている通りである。 $R_O$ は、心内膜領域も含む心外膜領域であることを思い起こしておきたい。

20

【0031】

MR画像の画質は、他の医学療法(CT, 超音波など)よりも優れているが、考慮されるアプリケーションに関連付けられる視覚情報は、紛らわしいことがあり、物理的に損なわれており、しばしば不完全なこともある。したがってアプリケーションに固有の制約を考慮しないで処理した場合には、最適でない結果に結び付いてしまうことがある。これは以下の理由に起因するものである。その1つは心内膜に乳頭筋が存在することである。図1に明瞭に示されているように、乳頭筋は心内膜の一部であるが、これは別の視覚的特性を示している。この結果、(強いエッジによる)境界ドリブンのセグメンテーションモジュールも、(輝度の不均一性による)領域ドリブンのセグメンテーションモジュールも共にこの筋肉を心内膜の一部として復元することができないのである。

30

【0032】

右心室の輝度特性は、心筋層の輝度特性とは異なるため、共通の境界は容易に検出される。しかしながら、心筋層と、心臓でない構成要素との(視覚情報による)分離は、必ずしも行うことができない。乳頭筋の場合とは異なり、ここには心臓のなんらかのエンティティと、心外膜との間に境界はない。したがって境界ドリブンのモジュールも、大域的輝度ドリブンのモジュールも共に適切なセグメンテーションマップを提供することができないのである。

【0033】

本発明の有利な1実施形態によれば、上記の制限および物理的に損なわれた視覚情報を扱うため、つぎのような仮定を行う。すなわち、(1)心臓の2つの輪郭、すなわち心内膜および心外膜は滑らかである；(2)(乳頭筋を除く)心外膜と、心筋層との輝度特性は、かなり異なっており、強い不連続性(勾配が大きい)がそれらの境界に沿って存在する；(3)内側輪郭(I)と外側輪郭(O)との間の、法線方向(測地線パス)における間隔は、図1bに示したように比較的一定である。

40

【0034】

一般的に本発明によるシステムおよび方法は、3モードのセグメンテーションフレームワークからなり、このフレームワークによって2つの輪郭、すなわち心内膜輪郭と心外膜輪郭の伝播が決定される。例示的なアプリケーションでは、関心領域(ROI = region of

50

interest) には、( 図 1 b に示したように ) 心内膜と心外膜との間のエリア、すなわち心筋層が含まれる。

【 0 0 3 5 】

本発明の有利な実施形態によるセグメンテーション過程は、視覚情報と解剖学的制約とを統合する幾何学的な流れ (geometric flow) に基づく。この視覚情報は、有利には ( i ) 境界ドリブなコンポーネントと、( ii ) 大域的な領域ベースセグメンテーションモジュールとによって表される。慣用のセグメンテーション法とは異なり、本発明によるセグメンテーション過程は有利には双方向の流れを使用し、ここでこの双方向の流れは、初期条件に依存せず、また対象物の境界を両側から捕捉することができる。領域成分には、心外膜と、心内膜と、背景との間の輝度特徴を有利に分離するグルーピングモジュールが含まれる。これらの特徴は、EM アルゴリズムによって大域的に推定され、またダイナミックに更新される。

10

【 0 0 3 6 】

有利には解剖学的な制約が使用されて、関心領域の部分と、紛らわしい視覚情報とが処理される。殊に心臓の解剖学的な事前の知識 (a priori knowledge) に基づき、心外膜輪郭と心内膜輪郭との相対位置が、結合モデルを使用して制約される。結果的に得られる運動方程式は、有利にはレベルセット表現を使用して実現され、ここでは高速かつ安定な数値的技法、すなわち A O S ( Additive Operator Splitting ) が使用される。本発明によるセグメンテーション過程の利点および精確さは、優れた実験結果によって実証されている。

20

【 0 0 3 7 】

ここに記載した本発明によるシステムおよび方法は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、特殊用途向けプロセッサまたはこれらの組み合わせなどの種々の形態で実現できることを理解されたい。本発明は有利にはアプリケーションとしてのソフトウェアで実現され、ここでこれはプログラム命令からなり、このプログラム命令は、具体的には 1 つ以上のプログラム記憶装置 (例えば、磁気フロッピーディスク、RAM、CD ROM、ROM など) において実現され、また有利なアーキテクチャを含む任意のデバイスまたは装置によって実行される。添付の図面に示した構成システムモジュールおよび方法ステップは有利にはソフトウェアで実現されるため、システムコンポーネント (または処理ステップの流れ) 間の実際の結合は、本発明がプログラムされる仕方に依存して変わり得ることをさらに理解されたい。ここに示した教示があれば、関連する分野における通常の知識を有するものは、本発明のこれらまたは同様の実現または構成を考察することができよう。

30

【 0 0 3 8 】

図 2 は、本発明の 1 実施形態による、心臓画像のセグメンティングに対するシステム 1 0 のブロック図である。ここに記載する有利な実施形態は左心室のセグメンティングに関するものであるが、本発明の原理は、他の解剖学的構成要素に関連する画像セグメンテーション法と共に実現できることを理解されたい。

【 0 0 3 9 】

システム 1 0 により、有利には MRI 法を使用して捕捉された心臓画像データ 1 1 が処理される。MRI を使用して捕捉された視覚情報は、MR シーケンスにおいて高品質かつ高精度の情報である。システム 1 0 は、2 つの輪郭、すなわち心内膜輪郭と心外膜輪郭の伝播に基づくマルチモーダルセグメンテーションフレームワークを含む。心臓画像データ 1 1 は、境界ドリブセグメンテーションモジュール 1 2 および領域 / 輝度セグメンテーションモジュール 1 3 によって処理される。

40

【 0 0 4 0 】

有利な 1 実施形態では、境界ドリブセグメンテーションモジュール 1 1 は、公知の測地線アクティブ輪郭モデルの拡張である境界モデルを実現しており、ここでこの測地線アクティブ輪郭モデルにより、所望の画像特徴が最善に考慮される最小長測地線曲線 (minimal length geodesic curve) が決定される。慣用の測地線アクティブ輪郭モデルの重大な

50

制限は、それが初期条件に大きく依存することである。本発明によれば、この制限を克服するために、測地線アクティブ輪郭流と、2-Dの境界場、すなわちGVF (Gradient Vector Flow) とが統合される。この場合は、オプティカルフロー (optical flow) に類似した構造を示し、これは心臓の境界に到達するためにしたがるべき方向を向いている。以下に示すように、本発明の境界ドリブなセグメンテーションモジュール12によって得られる流れにより、漸進的に変化する界面の正則性 (regularity) が保証され、両側から心臓境界に到達することができる。

**【0041】**

領域/輝度セグメンテーションモジュール13により、大域的/領域的な情報が生成され、これによって境界ドリブなセグメンテーション過程12の性能がより強固にされる。有利には領域項 (region term) (例えば、ここに文献として援用するParagios等による参考文献 "Geodesic Active Regions for Supervised Texture Segmentation," IEEE International Conference in Computer Vision, Corfu, Greece, 第926-932に記載されている領域項) が使用されて、セグメンテーションマップが得られる。ここでこのセグメンテーションマップにより、所定の事前の知識が使用されて画像特徴が最善にグルーピングされる。有利にはこのような特徴は、観察される画像密度関数 (image density function) (ヒストグラム) と、期待値最小化 (expectation minimization (EM)) アルゴリズムとによって決定される。この領域成分の最小化により、幾何学的な流れが得られ、これはノイズを有するデータ/損なわれたデータを扱うことができ、また初期条件から自由である。

10

20

**【0042】**

さらにアプリケーションの性質に起因して発生した紛らわしい視覚情報のために (例えば乳頭筋)、システム10はさらに解剖学的モジュール15を含んでおり、このモジュールによって結合機能を実現されて、心内膜および心外膜界面の相対位置が制約される。この制約を実現することによって、心臓の輪郭を法線方向に伝播する双方向の流れが得られる。ここではこの伝播により、所定の制限内でそれらの間隔が維持される。

**【0043】**

システムコンポーネント12, 13および15はそれぞれ、基礎となる対応モデルコンポーネントに基づいて力を形成することによって、いずれかの輪郭を伝播する傾向がある。言い換えると、入力心臓画像の関連するピクセル毎に (境界、領域、解剖学的な) 各モデルにより、このモデルによって決定される好ましさの計測法 (preference measurement) が関連付けられるのであり、ここでこれは最適解に向かって法線方向の伝播を発生させるために使用される。

30

**【0044】**

このシステムは、統合化モジュール14を含んでおり、このモジュールによって、データドリブな制約 (視覚情報) と、解剖学的な制約とが統合されて、左心室のセグメンテーションに対する最終的な幾何学的流れが得られる。さらに具体的にいうと、有利な1実施形態では、結果的に得られる幾何学的流れの解は、共通のプラットフォームにおける (境界、領域、解剖学的な) モデルを統合することによって得られ、ここでは解は、これらのモデルを重み付けして結合することによって構成される。

40

**【0045】**

結果的に得られる解は2つの輪郭を含んでおり、1つは内側の輪郭 (心内膜) に対するものであり、別の1つのは外側の輪郭 (心外膜) に対するものである。画像描画ユニット16は、推定される輪郭を画像データ11に描画するために設けられている。

**【0046】**

境界成分

以下は、本発明の有利な実施形態による境界ドリブなモジュール12およびその基礎にあるモデルについての詳細な説明である。

**【0047】**

境界ドリブなセグメンテーションモジュール12は有利には、測地線アクティブ輪郭モデ

50

ルの拡張であるモデルを実現している。測地線アクティブ輪郭モデルによって仮定されるのは、何らかの境界情報が存在することである。このモデルによると、考慮するアプリケーションに対する最適なセグメンテーションマップは、つぎの目的関数を最小化する2つの界面（1つは心内膜に対する界面であり、別の1つは心外膜に対する界面）によって決定される。すなわち

【0048】

【数1】

$$E(\mathcal{R}_I, \mathcal{R}_O) = \underbrace{\int_{\mathcal{C}_I} g(|\nabla I(\mathcal{R}_I(c_1))|) |\dot{\mathcal{R}}_I(c_1)| dc_1}_{\text{心内膜}} + \underbrace{\int_{\mathcal{C}_O} g(|\nabla I(\mathcal{R}_O(c_0))|) |\dot{\mathcal{R}}_O(c_0)| dc_0}_{\text{心外膜}}$$

10

ここで  $R_I(c)$ ,  $R_O(c)$  はそれぞれ、心内膜境界および心外膜境界の平面パラメタライゼーション (planar parameterization) であり、 $g(\cdot)$  は、正で単調に減少する関数 (例えばガウシアン) である。

【0049】

上記の関数の最小化に対して勾配降下法および変分法を使用することにより、以下の (位置  $u$  における) 運動方程式を、最適解に向かう心内膜および心外膜の伝播に対して得ることができる。すなわち

【0050】

【数2】

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_I(u) = (g(|\nabla I(u)|) K_I(u) - \nabla_g(|\nabla I(u)|) \cdot N_I(u)) N_I(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_O(u) = (g(|\nabla I(u)|) K_O(u) - \nabla_g(|\nabla I(u)|) \cdot N_O(u)) N_O(u) \end{cases}$$

(2)

ここで  $K$  は曲率であり、 $N_I$  および  $N_O$  はそれぞれ漸進的に変化する内側界面および外側界面の内側を向いた法線である。

30

【0051】

上で得られた運動方程式 (2) はつぎのような簡単な解釈を有する。これらは、1つ (2つの) の初期の輪郭を、曲率効果 (curvature effect) によって制約される心臓境界に向かって縮めるのである。この流れは、レベルセット表現を使用して実現可能である。結果的に得られる流れを適用してトポロジを変化させることができ、その際に初期条件が最適解の近傍にあることは要求されない (これらは所定の固有の制約を満たしさえすれば離れていてもよい)。これらの制約は、測地線アクティブ輪郭の流れの性質によって課される。データドリブンな項は、界面を心臓境界に向かって縮める (または初期条件が逆である場合には広げる) 傾向がある。したがって初期輪郭は、復元すべきエリアの完全に内部になければならないか、またはこれはこのエリアを覆わなければならないかのいずれかである。この要求によって、慣用の測地線アクティブ輪郭モデルの使用が低減されるのである。

40

【0052】

評価すべきであるのは、本発明の1実施形態によれば、慣用の測地線アクティブ輪郭モデルのこの制限がGVF (Gradient Vector Flow) を使用することによって処理されることである。GVFはこの明細書と同じ日に提出された "Gradient Vector Flow Fast Geodesic Active Contour" なる名称の米国特許シリアル番号 号 (代理人文書番号第 2001P09086US) に詳細に記載されている。これは共通の代理人に指定されており、またここに文献として引用する。手短にいうと、GVFとは、心臓境界を両側から捕捉

50

することができ、また凹形の領域を扱うことのできる 2 - D の場の定義のことである。この流れを導入するため、連続的なエッジベースの情報空間を最初に定める。有利にはガウシアンエッジ検出器（平均 0 ,  $\sigma_E$  の偏差を有する）が、以下の勾配画像に基づいて実現される。すなわち

【 0 0 5 3 】

【 数 3 】

$$g(p) = \frac{1}{2\pi\sqrt{\sigma_E}} e^{-\frac{|\nabla(G_\sigma * I)(p)|^2}{2\sigma_E^2}}, f(p) = 1 - g(p)$$

10

(3)

ここで  $[G * I]$  は、入力と、ガウス核と重畳（スムージング）を表す。

G V F とは、2次元の境界ドリブンな場  $[v(p) = (a(p), b(p)), p = (x, y)]$  のことであり、これはつぎの目的関数を最小化することによって復元される。すなわち、

$$E(v) = \mu (a_x^2 + a_y^2 + b_x^2 + b_y^2) + \int |f|^2 |v - f|^2 dx dy$$

(4)

ここで  $\mu$  は配合パラメタ（blending parameter）である。この関数はつぎのように解釈を試みることができる。すなわち、境界情報がない場合  $[|f| = 0]$ 、エネルギーにおいて優位を占めるのはこの場の偏微分であり、これによって場の拡散とスムーズなマップが得られる。他方、境界空間において変動が観察される  $[|f|$  が大きい] 場合、このエネルギーにおいて優位を占める項は 2 つ目の項である。これによって結局  $v = f$  ということになる。このエネルギーの詳細な解釈は、Xu 等による "Gradient Vector Flow: A new External Force for Snakes", IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Puerto Rico, USA, 第 66 ~ 71 頁に記載されている。

20

【 0 0 5 4 】

オリジナルの G V F 目的関数の 1 つの制限は、境界情報が直接的に使用されないことである（境界勾配が流れに影響を与える）。この結果、境界情報の拡散に起因して、強いエッジも弱いエッジも共に（それらの勾配が同等であるという仮定の下で）同程度にこの場に寄与し得ることになる。有利にも本発明によれば、この制限を扱うために上記の目的関数 (4) をつぎのように変形する。すなわち

$$E(v) = \mu (a_x^2 + a_y^2 + b_x^2 + b_y^2) + \int |f|^2 |v - f|^2 dx dy$$

(5)

この変形によって、弱い（ノイズを有する）エッジを克服すると共に境界情報の良好な（fair）拡散を保証する拡散方程式を得ることができ、ここでは弱いエッジによって形成される流れを強いエッジによって補償することができる。

【 0 0 5 5 】

目的関数 (5) の最小化は、変分法の使用によって行うことができ、これによってつぎの拡散方程式が得られる。すなわち

40

【 0 0 5 6 】

【 数 4 】

$$\frac{dv}{dt}(p) = m \nabla^2 v(p) - f(p) (v(p) - \nabla f(x, y)) |\nabla f(p)|^2$$

(6)

【 0 0 5 7 】

式 (6) は有利には勾配ベクトルの流れを推定するために使用される。この偏微分方程式（P D E = partial differential equation）によれば、この場はまず重要な境界情報を

50

有する画像位置において定義 / 推定され、境界から遠く離れたエリアに漸次に伝播される。流れの収束に伴い、この場は、心臓境界に最適に到達するためにたどるべき方向についての情報を含む。つぎに G V F 場

【 0 0 5 8 】

【 数 5 】

$$\left[ \hat{v}(p) = \frac{v(p)}{|v(p)|} \right]$$

を正規化することができる。結果的に得られる 2 D の流れは、オプティカルフローと類似であり、新たな境界ドリブンの外力を定めるために使用可能である。このコンポーネントによって得られる情報は、もっぱらコンテキスト依存であり、つねに心臓境界を両側から指し示す。G V F は図 3 に示されている。殊に図 3 a は、例示的な入力画像を示しており、図 3 b は、エッジ検出器によって検出した対応する境界情報を示しており、また図 3 c は、対応する勾配ベクトル流を示している。

【 0 0 5 9 】

スネークベースの双方向な幾何学的流れにおいて基礎となる場は、上に挙げた Xu 等による "Gradient Vector Flow: A new External Force for Snakes" に提案されている。彼らのアプローチにはオリジナルのスネークモデルに比較して多くの利点を有するが、同時に重大な制限も共有している。すなわち、ラグランジアンの実装である。しかしながら、このことは与えられたアプリケーションコンテキストによっては重大な制約ではない。実際に本発明によれば、左心室セグメンテーションの問題とは、凹形の単一種子エリア (convex single-seed area) (心外膜、心内膜) の復元であり、したがって (ラグランジアンアプローチの制限である) トポロジの変化を扱うことは、要求されないからである。

【 0 0 6 0 】

評価すべきであるのは、本発明によるセグメンテーション法により、有利にも漸進的に変化する界面のトポロジ変化が可能になることである。有利にも複数の種子 (multiple seed) を使用することによって、心内膜および心外膜の大域的 / 領域的な輝度に対してより良好な初期の推定が可能になる。結果的に正確なセグメンテーション結果が達成されるのである。

【 0 0 6 1 】

さらに、以下により詳しく説明するように解剖学的制約は有利には、心内膜界面と心外膜界面との間の間隔に基づいており、レベルセット表現の使用は、この間隔を推定するのに有利な方法である。これに加えて、心臓輪郭の幾何学的特性は、このようなレベルセット表現から自然に推定することができる。

【 0 0 6 2 】

正規化された G V F とは、対象物の境界に到達するためにたどるべき方向のことであることを思い起こされたい。したがって漸進的に変化する界面の最新の位置が与えられた場合、心臓境界に到達するための最適の軌跡は、(コンテキストの点から) G V F の方向に沿って移動することである。

【 0 0 6 3 】

上に示したことに基づき、本発明の 1 実施形態によるセグメンテーション法により、心内膜および心外膜に対する (測地線アクティブ輪郭ベースの) コンテキスト依存の伝播が、正規化された G V F にしたがって決定される。ここではこの伝播は法線方向に行われ、またこの伝播は、所定の位置 [u] における G V F ベクトルと、界面法線との間の内積に基づいている。すなわち、

【 0 0 6 4 】

【 数 6 】

10

20

30

40

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \partial R_1(u) = (\hat{v}(u) \cdot N_1(u)) N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \partial R_0(u) = (\hat{v}(u) \cdot N_0(u)) N_0(u) \end{cases}$$

(7)

である。

【0065】

運動方程式(7)により、左心室の内側および外側の境界線(すなわち心内膜、心外膜)の輪郭は、輪郭境界の方を向いた方向に移動される。この運動方程式により、境界の位置に基づいて2つの方向のうちの1つに輪郭が移動される。より具体的にいうと、運動方程式(7)は以下のように解釈される。漸進的に変化する界面は、GVFが外側を向きかつ法線ベクトルが同じ方向または逆方向の場合に最大の広がりを示す。逆に心臓輪郭は、GVFが内側を向きかつ単位法線が同じ方向または逆方向の場合に最大の収縮を示す。さらにGVFが法線に接する場合、界面位置は更新されない。

【0066】

運動方程式(7)により、視覚情報は考慮されない。GVFの正規化により、コンテキスト依存の境界ドリブな情報が得られる。勾配が大きく強いエッジを有するピクセルは、この情報が存在しないエンティティと類似のエンティティを示す。測地線アクティブ輪郭の流れの例にしたがうと、つぎのように画像ドリブな境界情報を導入することができる。すなわち

【0067】

【数7】

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \partial R_1(u) = g(u) (\hat{v}(u) \cdot N_1(u)) N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \partial R_0(u) = g(u) (\hat{v}(u) \cdot N_0(u)) N_0(u) \end{cases}$$

(8)

である。

【0068】

境界情報がない場合、設計した流れは、コンテキスト依存の伝播に反映され、これは両側から心臓境界に達することが可能である。その一方、画像ドリブな境界情報が存在することによってGVFの寄与が程度が下がる。それは心臓境界が復元されているという仮定が部分的に満たされるからである(強いエッジ)。

【0069】

内部的な制約は、スネークモデルおよび他の境界ドリブンセグメンテーションの流れの重要なコンポーネントである。これらの制約により、漸進的に変化する界面の正則性と、相応する流れを実現するために使用される数値的方法の安定性が保証されるのである。

【0070】

本発明によるGVFベースの境界セグメンテーションの流れでは、このようなタイプの制約を考慮しない。実際に人間の心臓は、時空間にわたってスムーズな構造からなる物理的なエンティティである。異常な条件を観察するのではない場合、この事前の知識は、有利にも低レベルセグメンテーションモジュールに投影され、ここでこのセグメンテーションモジュールは、内部的な制約によって形成されるセグメンテーションモジュールと類似している。測地線アクティブ輪郭の例によると、曲率成分は有利にも内部的な制約を加え、また事前の抽象的な知識を低レベルのセグメンテーションモジュールに変換するために使用される(心臓形状事前モデルの制約を使用することがこの知識を導入するのにより適切

であることもある)。つぎの方程式では、輪郭がスムーズであるという仮定に基づいて制約が課される。すなわち、

【0071】

【数8】

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \partial R_1(u) = g(u) \left[ (1-\alpha) K_1(u) + \alpha (\hat{v}(u) \cdot N_1(u)) \right] N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \partial R_0(u) = g(u) \left[ (1-\alpha) K_0(u) + \alpha (\hat{v}(u) \cdot N_0(u)) \right] N_0(u) \end{cases}$$

(9)

10

であり、ここで $\alpha$ は配合パラメタである。項 $(1-\alpha)K_1(u)$ により、輪郭がスムーズであるという制約が課され、また項 $\alpha(\hat{v}(u) \cdot N_1(u))$ は、輪郭境界に向かう輪郭の運動を示す。

【0072】

まとめると、測地線アクティブ輪郭と勾配ベクトル流とを統合することにより、本発明の1実施形態による境界ドリブな心臓セグメンテーション法によって、有利にも任意の初期条件を扱うことができ、またトポロジの変化を処理することができるのである。

【0073】

20

統計的な領域成分

以下は、本発明の有利な実施形態による領域/輝度モジュール13と、その基礎にあるモデルとについての詳細な考察である。一般的に領域/輝度ベースのセグメンテーション法は、空間的に局所化された機能および特性が均一であることに依拠している。本発明によれば、左心室セグメンテーションの問題は、この判定基準を満たしている。領域/輝度モジュール13の背後にある中心的なアイデアは、漸進的に変化する界面を使用して、所定のグループ判定基準について最適である画像パーティションを定めることである。医用イメージングにおいて、観察される輝度は、対応付けられる相応の組織の特性に依存する。

【0074】

30

さらに左心室のMRシーケンスに対して以下の3つの集団の存在を仮定した。すなわち(i)血液(明るい)、(ii)筋肉(灰色)および(iii)空気が充填された肺(暗い灰色)を仮定した。これらの集団の特徴は空間的および時間的に変化するが、その輝度特性は極めて良好に弁別することができる。したがって心外膜領域の観察される分布(ヒストグラム)は、2つの成分の混成モデルと考えることができる(ガウスシアンと仮定する)。 $p_I$ が心内膜密度関数を表し、 $p_O$ が心筋層密度関数を表し、また $p_B$ が心臓組織の残り(背景)の密度関数を表すとする。この時、つぎのように定義する。すなわち、

$$p(I) = P_I p_I(I) + P_O p_O(I) + P_B p_B(I)$$

(10)

ここで $P_I$ 、 $P_O$ および $P_B$ は、心内膜、心筋層および背景の仮説に対する事前の確率である。基礎となるモデルの未知のパラメタは期待値最大化原理を使用して推定可能である。図4は、3つの仮説による視覚情報(ヒストグラム)の統計的なモデリングを説明する例示的な図である。心臓画像が与えられた場合、この画像の所望のエリアは、このエリアのヒストグラムを計算することによって処理され、密度が得られる。1実施形態では、心内膜は明るく、筋肉は灰色であり、背景は暗いと仮定する(図4aに示した通りである)。図4bの例示的なヒストグラムでは、曲線C1はこの画像において観察される全体的なデータであり、曲線C4は心内膜に対する仮説を表し、曲線C3は心筋層に対する仮説を表し、曲線C2は背景に対する仮説を表す。

40

【0075】

上記の確率密度関数は、領域ベースのパーティションモジュール13の基礎をなすもので

50

ある。事後のセグメンテーションの確率の最大化は、最適化の判定基準とみなすことができる。すなわち、

【 0 0 7 6 】

【 数 9 】

$$E(\mathcal{R}_1, \mathcal{R}_0) = \underbrace{\int_{R_1} r(p_I(I(x,y))) dx dy}_{\text{心外膜}} + \underbrace{\int_{R_0 - R_1} r(p_O(I(x,y))) dx dy}_{\text{心筋層}} + \underbrace{\int_{I - R_0} r(p_B(I(x,y))) dx dy}_{\text{背景}}$$

(11)

10

ここで  $r(\ )$  は、ガウシアンのような正で単調減少する関数である。式 ( 1 1 ) で定義されるモデルは、種々異なる成分を分離するために使用される。定義したこのモデルの解釈は、当該分野の通常の知識を有する者には明らかである。視覚情報は、セグメンテーションマップを最大にサポートしなければならない。何れかの視覚情報に関連した所定のピクセルが目的関数の最小のポテンシャルに寄与するのは、種々異なる仮説  $[p_I, p_O, p_B]$  の確率法則にしたがって、最も確率の高いラベルにこのピクセルが割り当てられる場合であり、かつその場合に限られる。このような割り当てにより、目的関数には最小の負荷がかかる。

【 0 0 7 7 】

20

ストークスの定理、変分法および勾配降下法を使用すると、以下の運動方程式が得られる (これはエネルギー関数 ( 1 1 ) を最小化する)。すなわち

【 0 0 7 8 】

【 数 1 0 】

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_1(u) = [r(p_I(I(u))) - r(p_O(u))] N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_0(u) = [r(p_O(I(u))) - r(p_B(u))] N_0(u) \end{cases}$$

(12)

30

である。

【 0 0 7 9 】

流れ (式 1 2) は、漸進的に変化する界面 (法線方向に) をセグメンテーションマップに向かって縮めるかまたは広げ、また心外膜および心筋層の予想される輝度特性をより良好に示す。さらにこれは、観察される画像特徴にしたがって、漸進的に変化する界面を膨張または縮ませる適応形のバルーンフォースとみなすことができる。

【 0 0 8 0 】

領域 / 輝度モジュール 1 3 を実装することの利点は明らかである。すなわち、提案されたアプローチは、より一層初期条件に依存しない。それは領域ベースの流れは、データドリブンな応形のバルーンフォースとして作用するからである。しかしながら、紛らわしい視覚情報に起因して (アプリケーションの性質に起因して、心外膜と背景との間の輝度ベースの分離は容易には行えない)、最適以下の結果が達成されることがある。

40

【 0 0 8 1 】

本発明によれば、領域ドリブンな流れ (図 2 のモジュール 1 3) の結果は、(図 2 のモジュール 1 4 を介して) 境界 G V F ベースのセグメンテーションモジュール (図 2 の 1 2) と統合され、これによって以下の運動方程式が得られる。すなわち

【 0 0 8 2 】

【 数 1 1 】

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{d}{dt} \partial R_I(u) = \left[ \underbrace{\beta[r(p_I(I(u))) - r(p_O(u))]}_{\text{領域の均一性}} + \underbrace{\varepsilon g(u)[(1-a)K_I(u) + a(\hat{v}(u) \cdot N_I(u))]}_{\text{正則性および境界吸引}} \right] N_I(u) \\ \frac{d}{dt} \partial R_O(u) = (\beta[r(p_O(I(u))) - r(p_B(u))]) + \varepsilon g(u)[(1-a)K_O(u) + a(\hat{v}(u) \cdot N_O(u))] N_O(u) \end{array} \right. \quad (13)$$

であり、ここで  $\alpha$  および  $\beta$  は配合パラメタである。

10

【0083】

これらの式は3つの項からなる。第1の項は、復元すべきエリアの大域的輝度特性にしたがって推定されるグルーピング成分である。この項が表すのは、心筋層の均一性である。第2の項は、漸進的に変化する界面の正則性を維持する内部成分である。最後の項は、心臓輪郭を両側から心筋層境界に向かって伝播する境界吸引成分 (boundary attraction component) である。

【0084】

解剖学的成分

以下は、本発明の有利な実施形態による、図2の解剖学的モデルの詳細な考察である。

【0085】

心臓組織の特性に起因して、視覚情報により、紛らわしいセグメンテーション結果が得られることがある。画像/データドリブンな技法だけに基づくセグメンテーション法は、関心対象の医学的な構造について事前の知識 (例えば、心臓の生理学) を利用していない。本発明の別の様相では解剖学の事前の知識が有利にもセグメンテーション過程の1コンポーネントとして使用される。

20

【0086】

1実施形態では、解剖学ドリブンな低レベルセグメンテーション過程が使用されて、心外膜と心内膜の相対位置が制約される。実際、漸進的に変化する界面とは、物理的なエンティティの一部である心臓の構成要素、心臓構造なのである。ここで仮定されるのは、それらの位置も、時間および空間にわたるその漸進的変化も共に連続的であり、心臓の運動にしたがうことである。

30

【0087】

本発明の1実施形態によれば、解剖学的モデルによって仮定されるのは、心外膜と心内膜との間の間隔が、空間的 (スライス) および時間的 (心周期の各段階) に変化することである。この間隔の漸進的変化を時間および空間について決定することにより、このモジュールは、漸進的に変化する界面を (測地線上の) 最短経路にしたがって結合させる。この制約の導入を容易にするため、心内膜 - 心外膜間隔の一時的な漸進的変化を無視する。

【0088】

心内膜または心外膜輪郭からのピクセル  $(x, y)$  を考慮する。  $d(R_I, R_O)$  が  $(x, y)$  と漸進的に変化する界面との間の最小ユークリッド距離とすると、

40

$$-((x, y) \in R_I) \quad d(R_I(x, y), R_O) = d((x, y), R_O), \quad (14)$$

$$-((x, y) \in R_O) \quad d(R_I, R_O(x, y)) = d((x, y), R_I) \quad (15)$$

である。

【0089】

Zeng等による参考文献 "Volumetric Layer Segmentation Using Coupled Surfaces Propagation", IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Santa Barbara, USA, 第708~715頁には、能動的結合項 (passive coupling term) が皮質セグメンテーションに対して提案されており、これによってめざましい結果が得られている。

50

このアプローチの背後にある中心的なアイデアは、結合関数 (coupling function) を導入することであり、ここでこの結合関数は、皮質輪郭の間隔が許容される限界を下回る場合にこの皮質輪郭の伝播を停止する傾向を有する。しかしながらこれは強い制約であり、心臓輪郭を漸進的に変化させず、受動的な振る舞いを表すのである。

【0090】

本発明の有利な実施形態によれば、アクティブな結合モジュールが使用され、ここでこれは心内膜 (内側の輪郭) に対して以下の条件を満たす。すなわち、

(i) 与えられたピクセルに対して心外膜からの間隔が、許容される限界内にある場合  $[m \leq d(R_I(u), R_O) \leq M]$ 、制約は満たされており、如何なるアクションもとられない；

(ii) この間隔が、最小許容値未満である場合  $[d(R_I(u), R_O) < m]$ 、心内膜は心外膜に極めて接近しており、心内膜は、間隔についての制約を守るために縮まらなければならない；

(iii) この間隔が、最大許容値を上回る場合  $[d(R_I(u), R_O) > M]$ 、心内膜は心外膜から遠く離れており、心内膜は間隔についての制約を守るために広がらなければならない。

【0091】

このような定式化に基づいて、本発明の1実施形態による心内膜界面に対する結合関数を有利にはつぎのように定義する。すなわち、

【0092】

【数12】

$$C_1(d(x,y)) = \begin{cases} 1 & , [d(x,y) < m] \\ -1 & , [d(x,y) > M] \\ 0 & , m \leq d(x,y) \leq M \end{cases}$$

(16)

【0093】

類似の条件が、心内膜 (外側の輪郭) に対して同じ考え方を使用することによって得られる。すなわち、

(i)  $[m \leq d(R_I, R_O(u)) \leq M]$  の場合、制約は満たされており、如何なるアクションもとられない；

(ii)  $[d(R_I, R_O(u)) < m]$  の場合、心外膜は心内膜に極めて接近しており、心外膜は、間隔についての制約を守るために広がらなければならない；

(iii)  $[d(R_I, R_O(u)) > M]$  の場合、心外膜は心内膜から遠く離れており、心外膜は間隔についての制約を守るために縮まらなければならない。

【0094】

これらの条件に基づいて、本発明の別の実施形態による結合関数を、心外膜界面 (外側の輪郭) に対してつぎのように定義する。

【0095】

【数13】

$$C_0(d(x,y)) = \begin{cases} -1 & , [d(x,y) < m] \\ 1 & , [d(x,y) > M] \\ 0 & , m \leq d(x,y) \leq M \end{cases}$$

(17)

10

20

30

40

50

【 0 0 9 6 】

有利には結合関数 ( 1 6 ) および ( 1 7 ) が ( 図 2 の解剖学的モジュール 1 5 ) に実現されて、所定の許容される制限内で心臓輪郭間の間隔を維持するアクティブ解剖学的モデル得られる。このモデルにより、アクティブな伝播力が得られ、この力により、本発明による間隔についての以下の一組の要求を満たす位置に向かって法線方向に心臓輪郭が局所的に漸進的に変化する。すなわち、

【 0 0 9 7 】

【 数 1 4 】

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_I(u) = C_I(d(\mathcal{R}_I(u), \mathcal{R}_O)) N_I(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_O(u) = C_O(d(\mathcal{R}_I, \mathcal{R}_O(u))) N_O(u) \end{cases} \quad (18)$$

10

である。

【 0 0 9 8 】

結合関数 ( 1 8 ) によって多くの利点を得られる。例えば、結合関数は、セグメンテーションアルゴリズムに対して、所望のように強い寄与またはソフトな寄与のいずれかを有することができる。これに加えて、結合関数はつぎのような意味でアクティブな役割を有する。すなわち制約を満たすトポロジを、漸進的に変化する界面に対して復元するという意味でアクティブな役割を有する。このことは強い制約を定めて、許容され得る一連のトポロジ / 解決手段を少なくさせてしまう ( Zeng 等の ) 慣用の方法とは対照をなすべきものである。

20

【 0 0 9 9 】

完備なモデル

本発明により、データ - ドリブン ( 視覚情報 ) な流れと解剖学的制約とが結合され、左心室のセグメンテーションに対して幾何学的な流れが得られることは評価すべきである。本発明によるセグメンテーションモデルは、最適化の判定基準に関係していないが、このようなモデルにより、アプリケーションフレームワークがフルに利用され、視覚情報の成果が最大化することができる。本発明の 1 実施形態よれば、セグメンテーションに対する完備なモデルが、有利にもつぎように定められる。すなわち、

30

【 0 1 0 0 】

【 数 1 5 】

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_I(u) = \left[ \underbrace{\gamma C_I(d(\mathcal{R}_I(u), \mathcal{R}_O))}_{\text{解剖学的制約}} \right] N_I(u) \\ \quad + \left[ \underbrace{\beta [r(p_I(I(u))) - r(p_O(u))]}_{\text{領域均一性}} + \underbrace{\epsilon g(u) [(1 - \alpha) K_I(u) + \alpha (\hat{v}(u) \cdot N_I(u))]}_{\text{正則性および境界吸引}} \right] N_I(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_O(u) = (\gamma C_O(d(\mathcal{R}_I, \mathcal{R}_O(u)))) N_I(u) \\ \quad + (\beta [r(p_O(I(u))) - r(p_B(u))] + \epsilon g(u) [(1 - \alpha) K_O(u) + \alpha (\hat{v} \cdot N_O(u))]) N_O(u) \end{cases}$$

40

ここで  $\epsilon$  は配合パラメタである。これらの幾何学的な流れは、すべて法線方向に作用する相異なる 4 つの力からなる。すなわち、

( i ) 漸進的に変化する界面の内部特性を表す曲率 - ドリブン項 ( curvature-driven term ) ;

( ii ) 心臓輪郭をその実際の境界に向かって伝播する傾向のある境界 - ドリブンな双方

50

向の力；

- (iii) 心臓領域の均一性を表す輝度 - ドリブンの領域的な力；および
- (iv) 心内膜および心外膜の位置に関連する解剖学 - ドリブンの制約からなる。

【0101】

実装についての問題

ラグランジアンアプローチは、幾何学的な流れを実現するための共通の技法である。これらの技法は、漸進的に変化する界面を表すために（コントロール）点の小さな集合を採用している（連続する2つの点間の間隔について均一なサンプリングルールを使用可能である）。つぎに上記のコントロール点の位置が、運動方程式にしたがって更新される。

【0102】

このような技法を実現するための数値的方法について最近10年間に多くの進展がなされている。これらは、スネークベースの多くの医用画像セグメンテーション技法に対するベースであり、優れた性能を有する。しかしながらこのような技法は様々な点で制限される。

【0103】

例えば、漸進的に変化する界面のトポロジの変化は、ラグランジアン技法の大きな制限である。この制限を克服するためにいくつかの方法が提案されており、曲線および曲面になる流れに対して良好な性能が得られているが、このような方法はより高い次元に対して一般化できない。別の制限は、漸進的に変化する界面の法線および曲率のような幾何学的特性の推定である。漸進的に変化する構造の再パラメタライゼーションもしばしば必要である。この再パラメタライゼーションはサンプリングルールにしたがって行われる。したがって界面特性の推定は、このルールに強く依存してしまうのである。

【0104】

レベルセット表現は、ラグランジアンアプローチに対する択一的なアプローチである（例えば文献として援用するOsher等による"Fronts Propagating With Curvature-Dependent Speed: Algorithms based on the Hamilton-Jacobi Formulation", Journal of Computational Physics 79, 12-29を参照されたい）。この方法の背景にある中心的なアイデアは、漸進的に変化する界面  $R_I(u; t)$ ,  $R_O(u; t)$  を、より次元のつぎのような高い関数  $[ \quad , \quad ]$  のゼロレベルセットとして表すことである。すなわち、

【0105】

【数16】

$$\begin{cases} \phi(\partial R_I(u, t), t) = 0 \\ \phi(\partial R_O(u, t), t) = 0 \end{cases}$$

(20)

である。

【0106】

$[ R_I(u), R_O(u) ]$  に対するこのような表現は陰であり、パラメタフリーであり、また内在的である。さらにこれらはトポロジフリーである。それはゼロレベルセットのトポロジが異なることは、 $[ \quad , \quad ]$  のトポロジが異なることを含意しないからである。

【0107】

つぎに示す幾何学的な流れの最も単純な形態を考察してみよう。すなわち、

【0108】

【数17】

10

20

30

40

$$\frac{\partial}{\partial t} \mathcal{R}_x(u, t) = F_x(K_{\mathcal{R}_x}(u, t)) N(u, t)$$

(21)

を考察する。

【0109】

この流れは、界面の幾何学的特性（すなわち曲率）に依存し得る所定のスカラー関数  $F$  にしたがって、法線方向に初期輪郭を漸進的に変化させる。（埋め込み embedding）関数の基本的な微分により、以下のレベルセットの流れが得られる。すなわち、

10

【0110】

【数18】

$$\frac{d}{dt} \phi_x(u, t) = F_x(K_{\mathcal{R}_x}(u, t)) |\nabla \phi_x(u, t)|$$

(22)

であり、ここで  $N = \frac{\nabla \phi_x(u, t)}{|\nabla \phi_x(u, t)|}$  である。このレベルセットの流れの解は、埋め込み関数の選択には依存しない。漸進的に変化する界面からの符号付きユークリッド距離は、に対する選択について共通である。

20

【0111】

有利にはレベルセット表現が、心臓セグメンテーションの流れの実現に対して使用される。取り扱うべき唯一の問題は、心外膜と心内膜との間の間隔を連続的に推定するためのメカニズムである。この問題は、符号付きユークリッド距離を埋め込み関数とみなすことによって扱うことができる。この選択により、漸進的に変化する界面間の最短経路が反映される。本発明の1実施形態によれば、レベルセット空間への心臓セグメンテーションの流れの投影は、有利にはつぎのようにして行われる。すなわち、

【0112】

30

【数19】

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{d}{dt} \phi_1(u) = [\gamma C_1(\phi_0(u))] \frac{\nabla \phi_1(u)}{|\nabla \phi_1(u)|} \\ + \left[ \beta [r(p_1(I(u))) - r(p_O(u))] + \varepsilon g(u) \left[ (1 - \alpha) K_1(u) + \alpha \left( \hat{v}(u) \cdot \frac{\nabla \phi_1(u)}{|\nabla \phi_1(u)|} \right) \right] \right] \frac{\nabla \phi_1(u)}{|\nabla \phi_1(u)|} \\ \frac{d}{dt} \phi_0(u) = [\gamma C_0(\phi_1(u))] \frac{\nabla \phi_0(u)}{|\nabla \phi_0(u)|} \\ + \left[ \beta [r(p_O(I(u))) - r(p_B(u))] + \varepsilon g(u) \left[ (1 - \alpha) K_0(u) + \alpha \left( \hat{v}(u) \cdot \frac{\nabla \phi_0(u)}{|\nabla \phi_0(u)|} \right) \right] \right] \frac{\nabla \phi_0(u)}{|\nabla \phi_0(u)|} \end{array} \right.$$

40

(23)

である。

【0113】

しかしながら結合項の定義は不連続の関数であり、この関数によって、定めた流れを数値的に実現する間に不安定性の問題が引き起されることがある。この問題を扱うため、元々

50

の関数と同じ特性を有するスムーズな関数を考察する。すなわち

【 0 1 1 4 】

【 数 2 0 】

$$C_{\delta}(\phi) = \begin{cases} 1, & \text{if } [x \leq m] \cup [\phi > M] \\ 0, & \text{if } [m + \delta < x < M - \delta] \\ \left(\frac{\phi - m}{\delta}\right)^2, & \text{if } [m < \phi \leq m + \delta] \\ \left(\frac{x - M + \delta}{\delta}\right)^2, & \text{if } [M - \delta \leq \phi \leq M] \end{cases}$$

10

(24)

を考察する。

【 0 1 1 5 】

注意すべきであるのは、この最終的なモデルがいくつかのパラメタ ( , , , , , m , M ) を含むことである。確かに別の情報 - ドリブなセグメンテーションモジュールを使用することによって、結果的に得られるアルゴリズムの性能を高めることができる。しかしながらそれらを適切に統合することは問題であり、ここでのアプローチに対しても問題である。

20

【 0 1 1 6 】

実験に基づいて決定されたのは、領域 / 輝度情報が、最も信頼できる視覚的なソース ( = 0 . 5 ) であることである。また境界成分も振る舞いが安定している (これは輝度情報の不連続性を表す) ( = 0 . 2 )。さらに漸進的に変化する界面の正則性を強化しなければならない ( = 0 . 2 5 )。解剖学的モジュールは、ソフトからハードへの制約である ( = 0 . 3 )。間隔の制限は、考察するスライスの空間位置にしたがって定められる。中央の心臓スライスは、左心室に対する最大容積に相応し、したがって制限は最大限に広い ( m = 4 , M = 8 , = 2 )。

【 0 1 1 7 】

今ここでは、解剖学的モジュールパラメタを定める自動的な方法を開発している最中である。心筋層は、左心室のほとんどの部分において適切に抽出することができる。したがって乳頭筋および心筋層に類似の視覚特性を有する構造体は、漸進的に変化する心臓輪郭間の間隔について異常値とみなすことができる。ロバスト性の統計に基づく方法を使用して、この間隔の平均および変動を復元することができ、これにより、解剖学的な制約が空間的および時間的に自動で決定されることになる。

30

【 0 1 1 8 】

数値的な実現

提案したフレームワークを実現するための高速でロバストな数値的アプローチは、有利には公知の Additive Operator Splitting ( A O S ) 方式に基づいており、この方式は、例えば、Weickert等による "Efficient and Reliable Scheme For Non-Linear Diffusion and Filtering," IEEE Transaction on Image Processing, 7, 398-410, 1998に記載されている。ここではこれを文献として援用する。この技法は、Goldenberg等による "Fast Geodesic Active Contours" International Conference on Scale-Space Theories In Computer Vision, 第 3 4 ~ 3 5 頁 ( 1 9 9 9 ) において、平面曲線の漸進的変化に適用されて成功を収めており、そこではレベルセット法が使用されている。

40

【 0 1 1 9 】

コンピュータビジョンにおける P D E ( partial differential equation ) の使用に伴う制限の 1 つは、効率が悪いことである。典型的な数値近似は不安定であり、時間を無駄に消費する方法に結び付いてしまう。これは、P D E の収束および安定した漸進的変化を保証する短い時間ステップが必要なためである。この制限を克服するための 1 つの方法は、

50

上で援用したWeickert等による刊行物に紹介されており、また多種多様なPDEに対して安定した数値的手法を提供するために有効に使用されている。

【0120】

説明のために以下の形式の拡散方程式を考察することによって1次元の場合を考える。すなわち

$$u_t = \text{div}(g(|u|)u) \quad (25)$$

この場合この拡散方程式はつぎのように打切る(discretize)ことができる。すなわち、

$$u_t = \frac{1}{\Delta x} (g(|u|)u)_{x+1} - \frac{1}{\Delta x} (g(|u|)u)_x \quad (26)$$

であり、これによりつぎの反復法が得られる。すなわち、

$$u^{m+1} = [I + \Delta t A(u^m)] u^m \quad (27)$$

であり、ここでIは恒等行列であり、 $\Delta t$ は時間ステップである。この系により、前回の反復からの値が使用されてu値が明示的に更新されるが、時間ステップが上界によって制限されていながらこれは安定ではない。準陰型(semi-implicit)な方法の使用を考慮することができる。すなわち、

$$u^m = [I - \Delta t A(u^m)] u^{m+1} \quad (28)$$

の使用を考慮することができるが、これは安定な振る舞いを有するが、計算機の利用からみるとコストがかかる。AOS技法とは、上記の準陰型法のつぎのような修正である。すなわち、

$$u^{m+1} = [I - \Delta t A(u^m)]^{-1} u^m \quad (29)$$

である。

【0121】

AOS(Additive Operator Splitting)はつぎのような点で有利な特性を有している。すなわち、(i)これは安定である；(ii)離散的非線形拡散に対する判定基準をすべて満たしている；(iii)複雑でない(ピクセルの個数に対して線形である)；また(iv)より高い次元に容易に拡張可能であるなどの点で有利な特性を有している。したがってAOS法は、ここで説明したレベルセット運動方程式と共に左心室のセグメンテーションに対して有利に適用されるのである。

【0122】

レベルセット伝播の所要の計算コストをさらに低減するため、AOS法と、ナロー(Narrow)法(Adalsteinsson等による"A Fast Level Set Method For Propagating Interfaces," Journal of Computational Physics 118, 269-277, (1995)を参照されたい。この刊行物もここに文献として援用する)とを効果的に組み合わせることができる。この方法のエッセンスは、制限されたバンド内だけでレベルセット伝播を行うことである。このバンドは、伝播する輪郭の最新の位置にしたがって定められる。したがって関心対象のエリアは極めて小さくなり、この結果、計算の複雑さが大いに低減されるのである。この方法では、レベルセット表現(距離関数)の頻繁な再初期化が必要であり、これはファーストマーチング(Fast Marching)アルゴリズム(例えば、J. Sethian, "Level Set Methods", Cambridge University Press, 1996を参照されたい。この刊行物もここに文献として援用する)を使用して効果的に行うことができる。自動制御の分野内では類似のアルゴリズムが、J. Tsitsiklisによる参考文献"Efficient Algorithms For Globally Optimal Trajectories", IEEE Transaction on Automatic Control 40, 1528-1538 (1995)に提案されている。

【0123】

結論、実験結果

まとめると、本発明により、MR心臓画像における左心室のセグメンテーションに対して

幾何学的な流れが得られる。このアプローチは、正則性、境界、領域および解剖学 - ドリブンの力の影響下での2つの曲線（心臓輪郭）の伝播に基づいている。このフレームワークでは、ノンパラメトリックな曲線が使用されており、レベルセット表現を使用して実現されている。ここでのアプローチの妥当性を検証するためにいくつかのMR心臓シーケンスを使用した。これらのシーケンスにより、極めて有望な実験結果が得られた。

【0124】

図5は、本発明の1実施形態にしたがって心臓画像をセグメンテーションする方法の流れ図である。図6(a)~6(h)は、2つの輪郭、すなわち心内膜（内側の輪郭）および心外膜（外側の輪郭）の伝播を説明する例示的な図であり、ここでは左心室の心筋層における所望の内側および外側境界においてこれらの輪郭が収束するまでが示されている。

10

【0125】

図5を参照すると、本発明の1実施形態によるセグメンテーション過程は、画像データの受信によって開始される（ステップ20）。この画像データは、MRI収集中に所定の時間に捕捉されるいくつかの2次元スライスからなる。例えば、図6(a)~(h)の各々は、3d体積体において所定の時間および深さで捕捉された同じ2-d画像を示している。初期の任意の条件が初期輪郭に対して選択され、これらの初期輪郭が描画される（ステップ21）。例えば、図6aは初期（任意）の内側および外側輪郭を示しており、これらは、（セグメンテーション過程を介して）図6(h)に示した最終的な解に向かって伝播される。初期の内部輪郭は心内膜内にあると有利である。

【0126】

セグメンテーションに使用する視覚情報を捕捉するため、例えば式(6)を使用して、画像に対して勾配ベクトル流を決定する（ステップ22）。つぎにGVFに基づいて境界項を決定する（ステップ23）。上に示したように、ピクセル毎にGVFの収束によって、（ピクセルから）心臓境界に向かう方向を指し示すベクトルが生成される（図3cを参照されたい）。（並列処理を仮定した場合）同時に画像に関連するヒストグラムデータを使用して確率密度を決定する（ステップ24）。上に示したように、各確率密度は、仮説および関心領域に関連付けられており、これにより、あらかじめ定めた判定基準に基づいて画像のピクセルをグルーピングすることができる。このピクセルのグルーピングを介して領域項を決定し（ステップ25）、この画像に構造体または領域の輪郭が描かれる。例えば、図4に関連して示したように、心筋層、心内膜および背景領域が分離され、ここから輪郭が決定される。

20

30

【0127】

つぎに、統合された伝播モデルを使用して、境界および領域データ（視覚情報）を処理する。ここでこの結合された伝播モデルにより、結合関数（解剖学的制約）が適用され、目下の輪郭境界が反復的に決定される（ステップ27）。例えば、有利には式(19)の伝播モデルが適用されて、左心室の心筋層の内側および外側の壁（心内膜および心外膜）における目下の境界が決定される。言い換えると、初期の任意の輪郭から出発して、輪郭はつぎのように伝播される。すなわち、完了した伝播モデルにおいて適用される解剖学的制約を満たしながら、境界および領域情報を考慮するように伝播されるのである。反復的な過程が実行されると、輪郭の更新された位置を画像に描画することができる。これは図6a~hに示したとおりである。この過程（ステップ26~27）を、解が収束する（ステップ28における肯定的な結果が得られる）まで繰り返す。セグメンテーション過程（ステップ21~28）を、処理すべき画像スライス毎に繰り返す。3-Dにおける実現に対しては、2-Dの手法（図5）をスライス毎に適用して、結果をまとめることによって3-Dセグメンテーションマップを復元することができる。

40

【0128】

まとめると、本発明による幾何学的な流れのモデルおよびセグメンテーション過程の様々な新規の機能にはつぎのようなものが含まれる。すなわち、

(i) 初期条件に依存しない柔軟な新規の外部境界を使用すること；

(ii) 境界ドリブンおよび領域ベースの情報セグメンテーションモジュールを統合する

50

こと；

(iii) 物理的に損なわれたデータおよび不完全なデータを扱う伝播制限を定めるためにアプリケーションコンテキストを使用すること；

(iv) PDEに関連する数値的技法についての最新の開発結果を使用して、得られた運動方程式をロバストかつ高い収束速度で実現することが含まれるのである。

【0129】

セグメンテーションアルゴリズムの拡張には、結合した曲面伝播を使用する3-Dセグメンテーションが含まれる。このような拡張は、レベルセットのフレームワークで容易になり得ると予想される。これらの表現を使用して3-Dの流れを実現することは、ビジョンおよび画像処理の文献においてすでに標準的な技法（技術の現状）である。

10

【0130】

本発明の別の実施形態では、シェーププリオー（shape prior）は、レベルセットのエネルギーフレームワーク内の伝播モデルによって実現可能である（例えば、Paragios等による"Shape Priors for Level Set Representation", In European Conference on Computer Vision, Copenhagen, 2002年、第2巻、第78～92頁を参照されたい。ここにこの刊行物を文献として援用する）。この目的にはいくつかの問題が関連する。第1にシェープ表現の選択、第2にトレーニング標本の登録、また第3にシェーププリオー項それ自体である。

【0131】

これに加えて画像登録は、医用画像解析において重要な構成要素である。皮質、心室、腎臓などのような構造には極めて大きな興味を持たれる。事前のモデルについて、または以前の状態（過去の画像）についてこれらの構造を登録することは、強大な診断能力を有する興味深い応用である。この目的に向かって登録およびセグメンテーション問題とを結合したい。医学的な構造のセグメンティングと同時にその以前の状態に登録することは、考察すべき取り組み甲斐のある方向である。

20

【0132】

上では実施例を添付の図面に基づいて説明して来たが、本発明は上記の実施形態そのものに制限されないことおよび当業者が本発明の範囲を離れることなく上記に対して種々の変更および修正を行い得ることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

30

【0133】

【図1】左心室の一部（図1a）および左心室の関心対象の輪郭（図1b）を示す心臓画像の例示的な図である

【図2】本発明の1実施形態にしたがって心臓画像をセグメンティングするシステムのブロック図である

【図3】本発明による境界セグメンテーション法を説明する例示的な図である

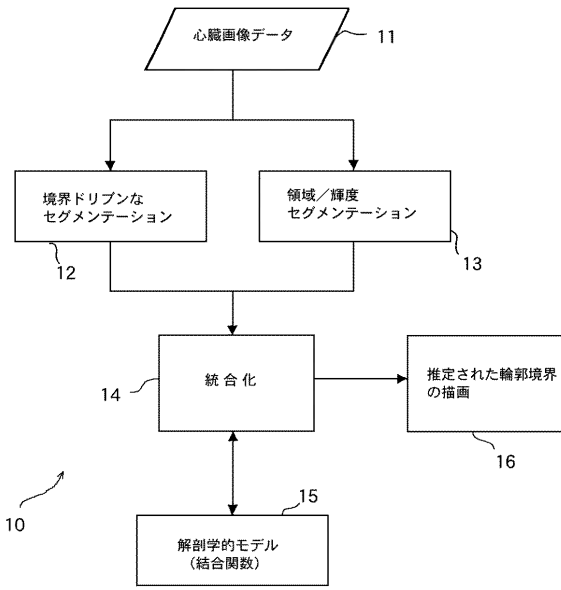
【図4】確率密度に基づく領域セグメンテーション法を示す例示的な図である

【図5】本発明に1実施形態にしたがって心臓画像をセグメンティングする手法の流れ図である

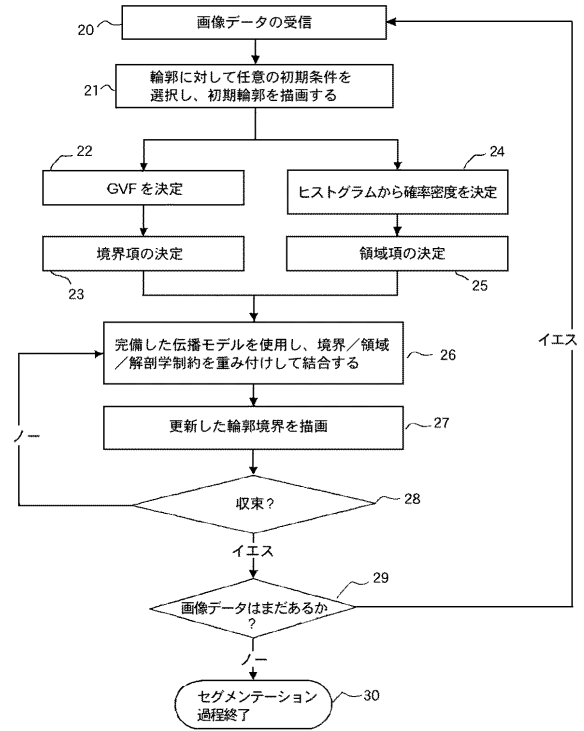
【図6】本発明によるセグメンテーション過程中に2つの輪郭が伝播する様子を心内膜および心外膜境界において収束するまで示した例示的な図である。

40

【図2】



【図5】



## 【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

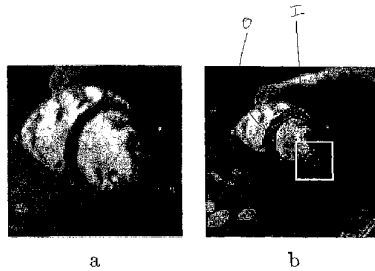
(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau(43) International Publication Date  
21 November 2002 (21.11.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/093188 A2

- (51) International Patent Classification: G01R 33/00 (72) Inventors: PARAGYIOS, Nikolaos; 234 Wood Mill Drive, Cranbury, NJ 08512 (US); RAMESH, Viswanathan; 81 Ashford Drive, Plainsboro, NJ 08536 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/15835
- (22) International Filing Date: 17 May 2002 (17.05.2002) (74) Agents: PASCHBURG, Donald, B. et al.; Siemens Corporation - Intellectual Property Dept., 186 Wood Ave. South, Iselin, NJ 08830 (US).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English (81) Designated States (national): CN, JP.
- (30) Priority Data: 60/292,445 17 May 2001 (17.05.2001) US Published: — without international search report and to be republished upon receipt of that report  
10/150,613 17 May 2002 (17.05.2002) US
- (71) Applicant: SIEMENS CORPORATE RESEARCH, INC. [US/US]; 755 College Road East, Princeton, NJ 08540 (US). For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: A VARIATIONAL APPROACH FOR THE SEGMENTATION OF THE LEFT VENTRICLE IN MR CARDIAC IMAGES



(57) Abstract: A system and method for segmenting cardiac images and, in particular, segmenting the left ventricle of the heart using a contour propagation model that integrates visual information and anatomical constraints. The visual information comprises a gradient vector flow-based boundary component and a region component that separates the cardiac contours/regions according to their global intensity properties that reflect the different tissue properties. The anatomical constraints couple the propagation of cardiac contours according to their relative distance. The propagation model comprises a weighted integration of a boundary segmentation model, a region model and coupling function.



WO 02/093188 A2

WO 02/093188

PCT/US02/15835

A VARIATIONAL APPROACH FOR THE SEGMENTATION OF  
THE LEFT VENTRICLE IN MR CARDIAC IMAGES

Cross-Reference To Related Application

This application claims priority to U.S. Provisional Patent Application Serial No. 60/292,445, filed on May 17, 2001.

Technical Field

The present invention is generally directed to a system and method for segmenting cardiac images. In particular, the invention is directed to a system and method for segmenting the left ventricle of the heart using a contour propagation model that integrates visual information and anatomical constraints. The visual information comprises a gradient vector flow-based boundary component, and a region component that separates the cardiac contours/regions according to their global intensity properties that reflect the different tissue properties. The anatomical constraints couple the propagation of cardiac contours according to their relative distance.

Background

Medical Image Processing is a growing application domain. Magnetic Resonance Imaging (MRI) may be used to

WO 02/093188

PCT/US02/15835

provide a time-varying three dimensional image of the heart that can be used for diagnostic purposes. The cardiac images can be processed using general purpose computer vision techniques. However, these techniques fail to take fully advantage of the available prior knowledge from other domains such as physiology, cardiology, etc.

Cardiac segmentation is a well explored topic in Medical Image Analysis due to the fact that the outcome can have strong diagnostic power. Accuracy and precision are two important requirements in the segmentation of medical structures and, consequently, various boundary-driven methods have been developed for segmentation. These methods are based on the generation of a boundary image and the extraction of a continuous structure that accurately accounts for the boundary information.

For example, the well-known "snake" model is a pioneering framework that is the basis of significant boundary-driven image segmentation techniques (see, e.g., Kass, et al., "Snakes: Active Contour Models", *International Journal of Computer Vision*, 1, pp. 321-332, 1988). Briefly, the snake model refers to an energy minimization technique that seeks the lowest potential of a curve-based objective function. This function is a

WO 02/093188

PCT/US02/15835

compromise between a boundary image-driven attraction term and a term that accounts for the desired internal properties of the curve. According to the original snake model, the structure to be recovered refers to a set of points in the 2-D or 3-D space that is deformed locally towards the desired image characteristics while being constrained to respect some internal properties. Although this primitive approach has led to outstanding results, it can be sensitive to noisy or physically corrupted data.

Deformable templates and parameterized snakes such as B-splines and active shapes have been proposed on top of the original snake framework to overcome its poor performance on noisy data. Thus, prior to the segmentation process, a shape model is built using a certain number of training examples. This model refers to few parameters and can express a fairly large set of global and local deformations. The use of these methods can improve the segmentation performance under the condition that the general model can describe a fairly large portion of the eligible segmentation solutions. However, these models are quite sensitive to the initial conditions.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

"Myopic" is a term often used to describe the dependency of the snake model from the initial conditions. The snake model is based on very local information and therefore the initial conditions have to be close enough from the optimal solution. Balloon forces have been proposed to liberate this model from the initial conditions. The central idea is to introduce a constant force that tends to continuously expand or shrink the initial structure. Clearly, this component can have a beneficial contribution to the original model under the condition that the initial structure either encircles the area to be recovered or is completely surrounded by the region to be segmented. This condition, however, cannot be easily met for general medical image segmentation applications.

In order to overcome these constraints, the use of regional/global information has been also considered and widely explored. The evolving contour is used to define an image partition that consists of two regions. The inner region refers to the area to be recovered and outer one to the rest of the image (background). Then, the global homogeneity regional properties are used to discriminate the region of interest from the background. These properties can be modeled using continuous

WO 02/093188

PCT/US02/15835

to evolve interfaces has led to an expansion of boundary-driven methods for image segmentation.

As is known in the art, the geodesic active contour refers to an optimization framework that was introduced as a geometric alternative to the original snake model. The main strength of this model is its implicit parameterization that can lead to a natural handling (through level sets) of topological changes (merging/splitting).

A step further, was the combination of boundary-driven flows with global regional intensity information and their implementation using the level set representations. The segmentation procedure then becomes quite independent from the initial conditions. Topological changes can be handled through the level set representations while arbitrary initial conditions can be dealt with by using global regional information. Such approaches are of great interest in medical image processing where structures are very complicated and consist of multiple components. However, they still suffer from robustness when noisy and incomplete data is to be dealt with. In addition, they fail to take advantage of the prior shape knowledge that is available

WO 02/093188

PCT/US02/15835

probability density functions that are dynamically updated according to the latest segmentation map.

The evolution of boundary-based medical image segmentation techniques have led to a set of modules that deform an initial structure (set of points) towards the desired image characteristics. Based on these considerations, it is clear that the segmentation result will inevitably depend on the parameterization of the initial structure (position, number of the control points, etc.) Moreover, the technique that is used to re-parameterize the evolving structure will also hold a significant role in the segmentation process. Although various techniques have been proposed to deal with these issues, this dependency is not natural for an image segmentation approach.

Level Set Representations have been proposed as an alternative (to the Lagrangian) technique for evolving interfaces. These representations are a common choice for the implementation of variational frameworks in Computer Vision. The evolving contour is represented using a continuous zero-level set function of a higher dimension. Such representations can be implicit, intrinsic, parameter and topology free. The use of level set methods

WO 02/093188

PCT/US02/15835

from physiology regarding the medical structures to be segmented.

Some efforts have been made to address this limitation. For example, prior shape knowledge has been introduced to the geodesic active contour model. In another method, a shape influence term is combined with boundary and region-driven visual information to further increase the robustness of level set-based methods to noisy and incomplete data. One can claim that this objective can be met with the use of snakes and deformable templates.

Many medical applications involve the simultaneous extraction of multiple structures that are positioned in a constrained way (physiology) in the image plane. These high level (abstract) constraints can be transformed to low level segmentation modules according to the relative positions of the structures of interest. For example, one method for cortex segmentation considers a constrained (coupled) propagation of two contours according to some physical properties of the brain.

As noted above, Magnetic Resonance Imaging (MRI) provides time-varying three-dimensional imagery of the heart. To help in the diagnosis of disease, physicians are interested in identifying the heart chambers, the

WO 02/093188

PCT/US02/15835

endocardium and the epicardium. Moreover measuring the ventricular blood volume, the ventricular wall mass, the ventricular wall motion and wall thickening properties over various stages of the cardiac cycle is a challenging task. The left ventricle is of particular interest because it pumps oxygenated blood from the heart to distant tissue in the entire body.

There have been methods proposed for cardiac segmentation. For example, Argus is a cardiac MR analysis package commercialized by Siemens with the MRase workstation attached to the magnetic resonance "MAGNETOM" systems. The system can perform the segmentation of 3D/4D data sets (volume slices varying in time) automatically. The segmentation algorithm comprises three different modules and is described in the reference by M. Jolly, "Combining Edge Region and Shape Information to Segment the Left Ventricle in Cardiac MR Images", *IEEE International Conference in Computer Vision*, Vancouver, Canada, 2001. The automatic localization module is able to approximately locate the myocardium in a new image based on maximum discrimination. The system learned the gray level aspect of a heart (modeled as a Markov chain) by maximizing the Kullback distance between the distributions of positive and negative examples of

WO 02/093188

PCT/US02/15835

hearts. The local deformation process starts from an approximate contour and deforms it using Dijkstra's shortest path algorithm. Multiple iterations of the algorithm are applied in a search space of increasing size around the proximate contour, therefore strengthening good edges and weakening faint edges. A graph cut algorithm is then used to finally choose the best edge pieces that are part of the endocardium. The epicardium is obtained by fitting a spline curve to the edge points outlined by Dijkstra's algorithm. Finally, the propagation module is responsible for providing an approximate starting point to the local deformations.

#### Summary of the Invention

The present invention is directed to a system and method for segmenting cardiac images, and in particular, the left ventricle of the heart. Preferably, a level set method is used to segment MR cardiac images, which is based on a coupled propagation of two cardiac contours. A preferred segmentation method integrates visual information and anatomical constraints. Preferably, the visual information is expressed through (i) a gradient vector flow-based boundary component and (ii) a region term that separates the cardiac contours/regions according to their global intensity properties that

WO 02/093188

PCT/US02/15835

reflect the different tissue properties. An anatomical constraint is employed to couple the propagation of the cardiac contours according to their relative distance. The resulting motion equations are preferably implemented using a level set approach according to a fast and stable numerical approximation scheme, preferably the Additive Operator Splitting.

In one aspect of the invention, a method for segmenting a cardiac image comprises receiving a cardiac image, determining boundary information for one or more contours in the cardiac image using a gradient vector flow boundary method and determining region information to separate regions in the cardiac image according to their global intensity parameters. A propagation model is applied that combines the boundary and region information to propagate each contour to a target boundary in the cardiac image while applying an anatomical constraint to couple the propagation of the contours according to their relative distance.

In another aspect of the invention, the target boundaries comprise the endocardium and epicardium of the left ventricle of the heart.

In yet another aspect of the invention, a boundary component of the propagation model is preferably based on

WO 02/093188

PCT/US02/15835

an extension of the geodesic active contour model using the gradient vector flow.

In another aspect of the invention, the propagation model comprises a weighted integration of a boundary segmentation model, a region model and coupling function.

In a further aspect of the invention, an anatomical constraint comprises an active coupling function that preserves a certain topology for the evolving contours.

These and other aspects, features and advantages of the present invention will be described or become apparent from the following detailed description of preferred embodiments, which is to be read in connection with the accompanying drawings.

#### Brief Description of the Drawings

Figs. 1a and 1b are exemplary diagrams of a cardiac image of the heart, wherein Fig. 1a is an exemplary cardiac image depicting a portion of the left ventricle, and wherein Fig. 1b illustrates the contours of interest of the left ventricle.

Fig. 2 is a block diagram of a system for segmenting a cardiac image according to an embodiment of the invention.

Figs. 3a, b and c are exemplary diagrams illustrating a boundary segmentation method according to

WO 02/093188

PCT/US02/15835

the invention, wherein Fig. 3a is an exemplary cardiac image depicting the left ventricle, Fig. 3b is an exemplary diagram illustrating detected edges (as detected by an edge detector) in the image, and Fig. 3c is an exemplary diagram illustrating a gradient vector flow representation of the image.

Fig. 4 is an exemplary diagram illustrating a method for region segmentation based on probability densities.

Fig. 5 is a flow diagram of a method for segmenting a cardiac image according to an embodiment of the invention.

Figs. 6(a)-6(h) are exemplary diagrams illustrating propagation of two contours to convergence on the endocardium and epicardium boundaries during a segmentation process according to the invention.

#### Detailed Description of Preferred Embodiments

The present invention is generally directed to cardiac segmentation for MR imagery. An objective is to recover the left ventricle and, in particular, the myocardium that is the area between the epicardium (i.e., the inner most layer of the pericardium (sac that surround heart) and the endocardium (the thin endothelial membrane lining the cavities of the heart.)) The context

WO 02/093188

PCT/US02/15835

of a segmentation application according to the invention is shown in Fig. 1.

Fig. 1a is an exemplary 2-d image of the heart, and in particular, a 2-d slice of the heart showing a cross-section of the left ventricle. The dark ring in Fig. 1 depicts the myocardium (muscle) that constitutes the wall of the left ventricle. In accordance with a preferred embodiment of the present invention, a segmentation method is based on two evolving interfaces as shown in Fig. 1b., the endocardium [ $\mathcal{R}_I$ -*inner contour*] or inner wall (denoted I) of the myocardium and the epicardium [ $\mathcal{R}_O$ -*outer contour*] or the outer wall (denoted "O") of the myocardium, as a three-modal image segmentation application: (i) endocardium  $R_I$ , (ii) myocardium  $R_O-R_I$ , and (iii) background  $I-R_O$ . We recall that  $R_O$  is the epicardium region also includes the endocardium region.

Although the quality of MR imagery is superior to other medical modalities (CT, Ultrasound, etc.), the visual information related with the considered application can be misleading, physically corrupted and some times incomplete. Therefore, it can lead to non-optimal results if processed without taking into account specific application constraints. This is due to the following reasons. One is the presence of papillary

WO 02/093188

PCT/US02/15835

muscles in the endocardium. As clearly shown in Fig. 1, although the papillary muscles are part of the endocardium, they refer to different visual properties. As a result, both boundary (due to strong edges) as well as region (due to intensity inconsistencies) driven segmentation modules will fail to recover the muscles as part of the endocardium.

The intensity characteristics of the right ventricle are different from the intensity characteristics of the myocardium and, therefore, the common boundaries can be easily detected. However, the separation of the myocardium from the non-heart components is not always feasible (according to the visual information). Opposite to the papillary muscles case, here there are no boundaries between some cardiac entities and the epicardium. Therefore, boundary as well global intensity-driven modules may fail to provide the appropriate segmentation map.

In accordance with a preferred embodiment of the invention, to deal with the above limitations and the physically corrupted visual information, the following assumptions are made: (1) both cardiac contours, the endocardium and the epicardium are smooth; (2) the intensity properties of the epicardium (with the

WO 02/093188

PCT/US02/15835

exception of papillary muscles) and the myocardium are quite different and strong discontinuities (high gradient) are present along their boundaries; and (3) the distance in the normal direction (geodesic path) between the inner (I) and the outer (O) contour is relatively constant, as shown in Fig. 1b.

In general, a system and method according to the present invention comprises a three-modal segmentation framework that determines the propagation of two contours, the endocardium contour and the epicardium contour. In the exemplary application, the region of interest (ROI) comprises the area between the endocardium and epicardium contours, i.e., the myocardium (as shown in Fig. 1b).

A segmentation process according to a preferred embodiment of the invention is based on a geometric flow that integrates visual information with anatomical constraints. The visual information is preferably expressed through (i) a boundary-driven component and (ii) a global region-based segmentation module. In contrast to conventional segmentation methods, a segmentation process according to the invention preferably employs bi-directional flow that is free from

WO 02/093188

PCT/US02/15835

the initial conditions and can capture the object boundaries from either side. The region component comprises a grouping module that preferably separates the intensity characteristics between the epicardium, the endocardium and the background. These characteristics are globally estimated through an EM algorithm and dynamically updated.

Preferably, anatomical constraints are employed to address parts of the region of interest with misleading visual information. In particular, based on a priori knowledge of the anatomy of the heart, the relative positions of the epicardium and endocardium contours are constrained using a coupling model. The resulting motion equations are preferably implemented using a level set representation using a fast and stable numerical technique, the Additive Operator Splitting. Excellent experimental results validate the advantages and accuracy of a segmentation process according to the invention.

It is to be understood that the system and methods described herein in accordance with the present invention may be implemented in various forms of hardware, software, firmware, special purpose processors, or a combination thereof. Preferably, the present invention is implemented in software as an application comprising

WO 02/093188

PCT/US02/15835

program instructions that are tangibly embodied on one or more program storage devices (e.g., magnetic floppy disk, RAM, CD ROM, ROM, etc.), and executable by any device or machine comprising suitable architecture. It is to be further understood that since the constituent system modules and method steps depicted in the accompanying Figures are preferably implemented in software, the actual connections between the system components (or the flow of the process steps) may differ depending upon the manner in which the present invention is programmed. Given the teachings herein, one of ordinary skill in the related art will be able to contemplate these and similar implementations or configurations of the present invention.

Fig. 2 is a block diagram of a system 10 for segmenting cardiac images according to an embodiment of the present invention. It is to be understood that notwithstanding that preferred embodiments described herein are directed to segmenting the left ventricle of the heart, the principles of the present invention may be implemented with image segmentation methods associated with other anatomical components.

The system 10 processes cardiac image data 11 that is preferably captured using MRI methods. The visual

WO 02/093188

PCT/US02/15835

information that is captured using MRI is of high quality and very accurate in MR sequences. The system 10 comprises a multi-modal segmentation framework that is based on the propagation of two contours, the endocardium contour and the epicardium contour. The cardiac image data 11 is processed by a boundary-driven segmentation module 12 and a region/intensity segmentation module 13.

In a preferred embodiment, the boundary-driven segmentation module 11 implements a boundary model that is an extension of the well-known geodesic active contour model, which determines a minimal length geodesic curve that best takes into account the desired image characteristics. A key limitation of the conventional geodesic active contour model is its strong dependency from the initial conditions. In accordance with the present invention, to overcome this limitation, the geodesic active contour flow is integrated with a 2-D boundary field, namely the GVF (Gradient Vector Flow). This field refers to a structure similar to the optical flow which points to the direction to be followed to reach the cardiac boundaries. As demonstrated below, the resulting flow of the boundary-driven segmentation module 12 of the invention guarantees the regularity of the

WO 02/093188

PCT/US02/15835

evolving interface and can reach the cardiac boundaries from either side.

The region/intensity segmentation module 13 generates global/regional information to render more robust the performance of boundary-driven segmentation process 12. Preferably, a region term (such as the one described in the reference by Paragios, et al., "Geodesic Active Regions for Supervised Texture Segmentation," *IEEE International Conference in Computer Vision*, Corfu, Greece, pp. 926-932, which is incorporated herein by reference) is employed for providing a segmentation map that best groups the image characteristics using some a priori knowledge. Preferably, such characteristics are determined according to the observed image density function (histogram) and an expectation minimization (EM) algorithm. The minimization of this region component leads to a geometric flow, which can deal with noisy/corrupted data and which is free from the initial conditions.

Furthermore, because of the misleading visual information that is provided by the virtue of the nature of the application (e.g., papillary muscles), the system 10 further comprises an anatomical module 15 that implements a coupling function to constrain the relative

WO 02/093188

PCT/US02/15835

positions of the endocardium and the epicardium interfaces. The implementation of this constraint leads to a bi-directional flow that propagates the cardiac contours in the normal direction, wherein the propagation preserves their distance within some given limits.

Each of the system components 12, 13 and 15, tends to propagate some contours by creating forces based on the respective underlying model component. In other words, for each relevant pixel in the input cardiac image, each model (boundary, region, anatomical) will associate a preference measurement as determined by the model, which will be used to drive the propagation in the normal direction towards the optimal solution.

The system comprises an integration module 14 which integrates the data-driven (visual information) and anatomical constraints, and leads to a final geometric flow for the segmentation of the left ventricle. More specifically, in a preferred embodiment, the resulting geometric flow solution is obtained by integrating the models (boundary, region, anatomical) on a common platform where the solution comprises a weighted combination of these models.

The resulting solution comprises two contours, one for the inner (endocardium) and one for the outer contour

WO 02/093188

PCT/US02/15835

(epicardium). An image rendering unit 16 is provided for rendering the estimated contours on the image data 11.

#### Boundary Component

The following is a detailed discussion of the boundary-driven module 12 and underlying model, according to preferred embodiments of the invention.

The boundary-driven segmentation module 12 preferably implements a model that is an extension of the geodesic active contour model. The geodesic active contour model assumes the existence of some boundary information. According to this model, the optimal segmentation map for the considered application is determined by two interfaces (one for endocardium and one for the epicardium) that minimize the following objective function:

$$E(\mathcal{R}_1, \mathcal{R}_0) = \underbrace{\int_0^1 g(|\nabla I(\mathcal{R}_1(c_1))|) |\dot{\mathcal{R}}_1(c_1)| dc_1}_{\text{Endocardium}} + \underbrace{\int_0^1 g(|\nabla I(\mathcal{R}_0(c_0))|) |\dot{\mathcal{R}}_0(c_0)| dc_0}_{\text{Epicardium}}$$

(1)

where  $\mathcal{R}_1(c)$ ,  $\mathcal{R}_0(c)$  are planar parameterizations of the endocardium and the epicardium boundaries, respectively, and  $g(\cdot)$  is a positive monotonically decreasing function (e.g. Gaussian).

Using the calculus of variations and a gradient descent method for the minimization of the above

WO 02/093188

PCT/US02/15835

function, the following motion equations (position  $u$ ) can be obtained for propagation of the endocardium and the epicardium towards the best solution:

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_I(u) = (g(|\nabla I(u)|) K_I(u) - \nabla_g(|\nabla I(u)| \cdot N_I(u)) N_I(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_O(u) = (g(|\nabla I(u)|) K_O(u) - \nabla_g(|\nabla I(u)| \cdot N_O(u)) N_O(u) \end{cases}$$

(2)

where  $K$  is the curvature and  $N_I$  and  $N_O$  are the inward normals of the evolving inner and outer interfaces, respectively.

The obtained motion equations (2) have a simple interpretation. They shrink an (two) initial contour(s) toward(s) the cardiac boundaries constrained by the curvature effect. This flow can be implemented using level set representations. The resulting flows can adapt to changes of topology without requiring the initial conditions to be in the neighborhood of the optimal solution (they can be far away as far as they satisfy some specific constraints). These constraints are imposed by the nature of the geodesic active contour flow. The data-driven terms tend to shrink (or to expand if the initial conditions are reversed) the interface towards the cardiac boundaries. Thus, the initial contour has to be either completely interior to the area that has to be

WO 02/093188

PCT/US02/15835

recovered or it has to surround this area. This requirement decreases the usability of the conventional geodesic active contour model.

It is to be appreciated that in accordance with an embodiment of the invention, this limitation of the conventional geodesic active contour model is addressed by the use of the GVF (Gradient Vector Flow). GVF is discussed in detail in U.S. Patent Application Serial No. \_\_\_\_\_ (Attorney Docket No. 2001P09086US), entitled: "Gradient Vector Flow Fast Geodesic Active Contour", which is filed on even date herewith, and which is commonly assigned and incorporated herein by reference. Briefly, the GVF refers to the definition of a 2-D field that can be used to capture the cardiac boundaries from either sides and can deal with concave regions. To introduce this flow, a continuous edge-based information space is first defined. Preferably, a Gaussian edge detector (zero mean, with  $\sigma_E$  variance) is implemented based on the following gradient image:

$$g(p) = \frac{1}{2\pi\sqrt{\sigma_E}} e^{-\frac{|v(G_{\sigma} * I)(p)|^2}{2\sigma_E^2}}, f(p) = 1 - g(p)$$

(3)

WO 02/093188

PCT/US02/15835

where  $[G_\sigma * I]$  denotes the convolution of the input with a Gaussian Kernel (smoothing).

The GVF refers to a two dimensional boundary-driven field  $[v(p) = (a(p), b(p)), p = (x, y)]$  that is recovered by minimizing the following objective function:

$$E(v) = \iint \mu (a_x^2 + a_y^2 + b_x^2 + b_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy$$

(4)

where  $\mu$  is a blending parameter. One can try to interpret this function: in the absence of boundary information  $[|\nabla f| \approx 0]$ , the energy is dominated by the partial derivatives of the field, leading to diffusion of the field and a smooth map. On the other hand, when variations on the boundary space  $[|\nabla f| \text{ is large}]$  are observed, the term that dominates the energy is the second one, leading to  $v = \nabla f$ . A detailed interpretation of this energy can be found in Xu, et al., "Gradient Vector Flow: A new External Force for Snakes", *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Puerto Rico, USA, pp. 66-71.

One limitation of the original GVF objective function is that the boundary information is not used directly (the boundary gradient affects the flow). As a consequence, strong as well as weak edges may contribute

WO 02/093188

PCT/US02/15835

similarly to the field (under the assumption that their gradients are comparable) due to the diffusion of the boundary information. Advantageously, in accordance with the present invention, to address this limitation, the objective function (4) is modified as follows:

$$E(v) = \iint \mu(a_x^2 + a_y^2 + b_x^2 + b_y^2) + f|\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy$$

(5)

This modification can lead to diffusion equations that can overcome weak (noisy) edges, as well as guarantee a fair diffusion of the boundary information where strong edges could compensate the flows produced by weak edges.

The minimization of the objective function (5) can be done using the calculus of variations leading to the following diffusion equation:

$$\frac{dv}{dt}(p) = m\nabla^2 v(p) - f(p)(v(p) - \nabla f(x,y))|\nabla f(p)|^2$$

(6)

Equation (6) is preferably used for estimating the gradient vector flow. According to this partial differential equation (PDE) (6), this field will be defined/estimated first in image locations with important boundary information and will be propagated progressively to areas far away from the boundaries. Upon convergence

WO 02/093188

PCT/US02/15835

of the flow, this field will contain information regarding the direction to be followed to optimally reach the cardiac boundaries. Then, one can normalize the

GVF field  $\left[ \hat{v}(p) = \frac{v(p)}{|v(p)|} \right]$ . The

resulting 2D flow is analogous to the optical flow and can be used to define a new boundary-driven external force. The information provided by this component is mainly contextual and always points to the cardiac boundaries from either sides. The GVF is depicted in Fig. 3. In particular, Fig. 3a illustrates an exemplary input image, Fig. 3b illustrates the corresponding boundary information as detected by an edge detector, and Fig. 3c illustrates the corresponding gradient vector flow.

The underlying field of the snake-based bi-directional geometric flow is proposed in the above-referenced Xu, et al., "Gradient Vector Flow: A new External Force for Snakes". Their approach presents numerous advantages compared with the original snake model while at the same time they share an important limitation: the Lagrangian implementation. However, this is not an important constraint given the application context. Indeed, according to the invention, the left

WO 02/093188

PCT/US02/15835

ventricle segmentation problem refers to the recovery of convex single-seed areas (epicardium, endocardium) and, therefore, the handling of topological changes is (which is a limitation of the Lagrangian approach) is not required.

It is to be appreciated that a segmentation method according to the present invention advantageously enables the topology of the evolving interface to be changed. Preferably, the use of multiple seeds leads to better initial estimates for the global/region intensity characteristics of the endocardium and the epicardium. Consequently, accurate segmentation results are achieved.

Furthermore, as explained in further detail below, the anatomical constraint is preferably based on the distance between the endocardium and the epicardium interfaces and the use of level set representations is a preferred method to estimate this distance. In addition, geometric properties of the cardiac contours can be naturally estimated from such level set representations.

Recall that the normalized GVF refers to the direction to be followed to reach the object boundaries. Thus, given the latest positions of the evolving interfaces, the optimal trajectory to reach the cardiac

WO 02/093188

PCT/US02/15835

boundaries (from contextual point of view) is to move along the direction of the GVF.

Based on the above, a segmentation method according to an embodiment of the invention determines a (geodesic active contour-based) contextual propagation for the endocardium and the epicardium according to the normalized GVF, wherein the propagation takes place in the normal direction and wherein the propagation is based on the inner product between the interfaces normal and the GVF vector at the given positions [u]:

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} R_i(u) = \hat{v}(u) \cdot N_i(u) N_i(u) \\ \frac{d}{dt} R_o(u) = \hat{v}(u) \cdot N_o(u) N_o(u) \end{cases} \quad (7)$$

The motion equations (7) move the contours of the inner and outer bounds (i.e., endocardium, epicardium) of the left ventricle in a direction that points to the contour boundary. The motion equations moves a contour in one of two directions based on the location of the boundary. More specifically, the motion equations (7) are interpreted as follows. The evolving interfaces expand maximally when the GVF points outwards and the normal vector has the same or opposite direction. In contrast, the cardiac contours contract maximally when the GVF points inwards and the unit normal has the same or

WO 02/093188

PCT/US02/15835

opposite direction. Further, interface positions are not updated when the GVF is tangent to the normal.

The motion equations (7) do not account for visual information. The normalization of the GVF leads to contextual boundary-driven information. Pixels with high gradient and strong edges refer to similar entities with the ones where this information is not present. Following the example of the geodesic active contour flow, we can introduce the image-driven boundary information as follows:

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_1(u) = g(u) (\hat{v}(u) \cdot N_1(u)) N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_0(u) = g(u) (\hat{v}(u) \cdot N_0(u)) N_0(u) \end{cases}$$

(8)

In the absence of boundary information, the designed flow reflects to a contextual propagation that can lead to the cardiac boundaries from either sides. On the other hand, the presence of image-driven boundary information downgrades the GVF contribution since the assumption that the cardiac boundaries have been recovered is partially satisfied (strong edges).

Internal constraints is a crucial component of the snake model and other boundary-driven segmentation flows. These constraints can guarantee the regularity of the evolving interfaces and the stability of the numerical

WO 02/093188

PCT/US02/15835

methods that are used to implement the corresponding flows.

The GVF-based boundary segmentation flow according to the present invention does not account for such type of constraints. Indeed, the human heart is a physical entity that comprises a smooth structure over time and space. Unless abnormal conditions are observed, this a priori knowledge is preferably projected into a low-level segmentation module that is similar to the one produced by the internal constraints. Following the example of the geodesic active contour, a curvature component is preferably used to impose the internal constraints and to convert the a priori abstract knowledge into a low-level segmentation module (the use of cardiac shape prior models constraints could be a more appropriate way to introduce this knowledge). In the following equation, a constraint is imposed based on the assumption that the contours are smooth:

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_1(u) = g(u) \left[ (1-\alpha) K_1(u) + \alpha (\hat{v}(u) \cdot N_1(u)) \right] N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_0(u) = g(u) \left[ (1-\alpha) K_0(u) + \alpha (\hat{v}(u) \cdot N_0(u)) \right] N_0(u) \end{cases}$$

(9)

where  $\alpha$  is a blending constant. The term  $(1-\alpha)K_1(u)$  imposes a constraint that the contours are smooth and the

WO 02/093188

PCT/US02/15835

term  $\alpha(\hat{v}(u) \cdot N_1(u))$  denotes the movement of the contour towards the contour boundary.

In summary, by integrating the geodesic active contour and the Gradient Vector Flow, a boundary-driven cardiac segmentation method according to an embodiment of the invention can advantageously deal with arbitrary initial conditions and can handle topological changes.

#### Statistical Region Component

The following is a detailed discussion of the region/intensity module 13 and underlying model, according to preferred embodiments of the invention. In general, a region/intensity-based segmentation method preferably relies on the homogeneity of spatially localized features and properties. In accordance with the present invention, the Left Ventricle segmentation problem satisfies this criterion. The central idea behind the region/intensity module 13 is to use the evolving interface to define an image partition that is optimal with respect to some grouping criterion. In medical imaging, the observed intensities depend on the properties of the corresponding tissue being mapped.

Furthermore, for the MR sequences of the left Ventricle, the existence of three populations is assumed: (i) the blood (bright), (ii) the muscles (gray) and (iii)

WO 02/093188

PCT/US02/15835

the air-filled lungs (dark gray). The characteristics of these populations are spatially and temporally varying, but their intensity properties can be discriminated fairly well. Therefore, the observed distribution (histogram) of the epicardium region can be considered to be a mixture model with three components (assumed to be Gaussians). Let  $p_i$  denote the endocardium density function,  $p_o$  denote the myocardium density function and  $p_B$  denote the density function of the rest of the cardiac organs (background). Then, we define:

$$p(I) = P_i p_i(I) + P_o p_o(I) + P_B p_B(I) \quad (10)$$

where  $P_i$ ,  $P_o$ , and  $P_B$  are *a priori* probabilities for the endocardium, the myocardium and the background hypotheses. The unknown parameters of the underlying model can be estimated using the expectation-maximization principle. Fig. 4 is an exemplary diagram illustrating statistical modeling of the visual information (histogram) according to the three hypothesis. Given a cardiac image, a desired area of the image is processed by computing a histogram of the area to obtain the densities. In one embodiment, we assume that the endocardium is bright, the muscle is gray and the background is dark (as shown in Fig. 4a). In the

WO 02/093188

PCT/US02/15835

exemplary histogram of Fig. 4b, the curve C1 is the overall data observed in the image, the curve C4 represents the hypothesis for the endocardium, the curve C3 represents the hypothesis for the myocardium, and the curve C2 represents the hypothesis for the background.

The probability density functions are the basis of the region-based partition module 13. The maximization of the a posteriori segmentation probability can be considered as an optimization criterion:

$$E(\mathcal{R}_1, \mathcal{R}_0) = \underbrace{\int_{R_1} r(p_1(I(x,y))) dx dy}_{\text{Epicardium}} + \underbrace{\int_{R_0 - R_1} r(p_0(I(x,y))) dx dy}_{\text{Myocardium}} + \underbrace{\int_{I - R_0} r(p_B(I(x,y))) dx dy}_{\text{Background}} \quad (11)$$

where  $r()$  is a positive monotonically decreasing function such as Gaussian. The model defined in equation (11) is used to separate the different components. The interpretation of the defined model is apparent to one of ordinary skill in the art. The visual information has to maximally support the segmentation map. Thus, a given pixel associated with some visual information contributes to the lowest potential of the objective function if and only if it is assigned to the most probable label according to the probability laws of the different hypotheses  $[p_1, p_0, p_B]$ . This assignment will load the objective function minimally.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

Using the Stokes theorem, the calculus of variations and a gradient descent method, the following motion equations can be obtained (which minimize the energy function (11)):

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \beta_1(u) = [r(p_1(I(u))) - r(p_0(u))] N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \beta_0(u) = [r(p_0(I(u))) - r(p_B(u))] N_0(u) \end{cases} \quad (12)$$

The flow (equation 12) shrinks or expands the evolving interfaces (in the normal direction) towards the segmentation map and better accounts for the expected intensity properties of the epicardium and the myocardium. Moreover, it can be considered as an adaptive balloon force that deflates or inflates the evolving interfaces according to the observed image characteristics.

The benefit of implementing the region/intensity module 13 is evident: the proposed approach will be less dependent on the initial conditions since the region-based flow is acting as a data-driven adaptive balloon force. However, due to the misleading visual information (due to the nature of the application, an intensity-based separation between the epicardium and the background cannot be easily done), sub optimal results may be achieved.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

In accordance with the invention, the results of the region-driven flow (module 13, Fig. 2) is integrated (via module 14, Fig. 2) with the boundary GVF-based segmentation module (12, in Fig. 2) leading to the following motion equations:

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_1(u) = \left[ \beta \underbrace{[r(p_1(I(u))) - r(p_0(u))]}_{\text{region homogeneity}} + \varepsilon g(u) \underbrace{[(1-a)K_1(u) + a(\hat{v}(u) \cdot N_1(u))]}_{\text{regularity \& boundary attraction}} \right] N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_0(u) = (\beta [r(p_0(I(u))) - r(p_B(u))] + \varepsilon g(u) [(1-a)K_0(u) + a(\hat{v}(u) \cdot N_0(u))]) N_0(u) \end{cases} \quad (13)$$

where  $\beta$  and  $\varepsilon$  are blending parameters.

These equations comprise three terms. The first term is a grouping component that is estimated according to the global intensity properties of the area to be recovered. This term accounts for the homogeneity of the myocardium. The second term is an internal component that preserves the regularity of the evolving interfaces. The last term is a boundary attraction component that propagates the cardiac contours towards the myocardium boundaries from either side.

#### Anatomical Component

The following is a detailed discussion of the anatomical model 15 of Fig. 2, according to preferred embodiments of the invention.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

Due to the properties of the cardiac tissue, the visual information can provide misleading segmentation results. Segmentation methods that are based purely on image/data-driven techniques do not take advantage of a priori knowledge (e.g., physiology of the heart) regarding the medical structures of interest. In accordance with another aspect of the invention, a priori knowledge of the anatomy is preferably used as a component of the segmentation process.

In one embodiment, an anatomy-driven low level segmentation process is employed to constrain the relative positions of the epicardium and the endocardium. Indeed, the evolving interfaces refer to cardiac components that are part of a physical entity, the heart structure. It is assumed that their positions, as well as their evolution over time and space, are continuous and in accordance with the motion of the heart.

In accordance with an embodiment of the invention, an anatomical model assumes that the distance between epicardium and endocardium is spatially (slices) and temporally (instances of the cardiac cycle) varying. By determining the evolution of this distance in time and space, the module couples the evolving interfaces according to their shortest (geodesic) path. To

WO 02/093188

PCT/US02/15835

facilitate the introduction of this constraint, the temporal evolution of the endocardium-epicardium distance will be ignored.

Consider a pixel  $(x, y)$  from the endocardium or the epicardium contour. If  $d(\mathcal{R}_1, \mathcal{R}_0)$  is the minimum Euclidean distance between  $(x, y)$  and the evolving interfaces, then:

$$- ((x, y) \in \mathcal{R}_1) \rightarrow d(\mathcal{R}_1(x, y), \mathcal{R}_0) = d((x, y), \mathcal{R}_0),$$

(14)

$$- ((x, y) \in \mathcal{R}_0) \rightarrow d(\mathcal{R}_1(\mathcal{R}_0(x, y))) = d((x, y), \mathcal{R}_1). \quad (15)$$

In the reference Zeng, et al. "Volumetric Layer Segmentation Using Coupled Surfaces Propagation", *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Santa Barbara, USA, pp. 708-715) a passive coupling term was proposed for cortex segmentation that has led to outstanding results. The central idea behind this approach was to introduce a coupling function that tends to halt the propagation of the cortex contours when their distance goes beyond the acceptable limits. However, this is a hard constraint and does not evolve the cardiac contours and presents a passive behavior.

In accordance with a preferred embodiment of the invention, an active coupling module is employed which satisfies the following conditions for the endocardium (inner contour):

WO 02/093188

PCT/US02/15835

(i) if the distance from the epicardium for the given pixel is within the acceptable limits  $[m \leq d(\mathcal{R}_1(u), \mathcal{R}_0) \leq M]$ , then the constraint is satisfied and no action is to be taken;

(ii) if this distance is below the minimum acceptable value  $[d(\mathcal{R}_1(u), \mathcal{R}_0) < m]$ , then the endocardium is very close to the epicardium and the endocardium has to shrink to preserve the distance constraint; and

(iii) if this distance is beyond the maximum acceptable value  $[d(\mathcal{R}_1(u), \mathcal{R}_0) > M]$ , then the endocardium is far away from the epicardium and the endocardium has to expand in order to satisfy the distance constraint.

Based on this formulation, a coupling function for the endocardium interface according to an embodiment of the invention is preferably defined as follows:

$$C_1(d(x,y)) = \begin{cases} 1 & , [d(x,y) < m] \\ -1 & , [d(x,y) > M] \\ 0 & , m \leq d(x,y) \leq M \end{cases}$$

(16)

Similar conditions can be obtained using the same reasoning for the endocardium (outer contour):

(i) if  $[m \leq d(\partial R_1, \partial R_0(u)) \leq M]$ , then the constraint is satisfied and no action is taken;

WO 02/093188

PCT/US02/15835

(ii) if  $[d(\partial R_1, \partial R_0(u)) < m]$ , then the epicardium is very close to the endocardium and the epicardium has to expand to preserve the constraint; and

(iii) if  $[d(\partial R_1, \partial R_0(u)) > M]$ , then the epicardium is far away from the endocardium and the epicardium has to shrink in order to satisfy the constraint.

Based on these conditions, a coupling function according to another embodiment of the invention is defined for the epicardium interface (outer contour) as follows:

$$C_0(d(x,y)) = \begin{cases} -1 & , [d(x,y) < m] \\ 1 & , [d(x,y) > M] \\ 0 & , m \leq d(x,y) \leq M \end{cases}$$

(17)

The coupling functions (16) and (17) are preferably implemented (in the analytical module 15 of Fig. 2) to provide an active anatomical model that preserves the distance between the cardiac contours within some acceptable limits. The model provides an active propagation force that locally evolves the cardiac contours in the normal direction towards positions that satisfy a set of distance requirements according to the invention as follows:

WO 02/093188

PCT/US02/15835

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \mathcal{R}_1(u) = C_1(d(\mathcal{R}_1(u), \mathcal{R}_0)) N_1(u) \\ \frac{d}{dt} \mathcal{R}_0(u) = C_0(d(\mathcal{R}_1, \mathcal{R}_0(u))) N_0(u) \end{cases} \quad (18)$$

The coupling function (18) affords many advantages. For example, the coupling function can have either a strong or a soft contribution to the segmentation algorithm as desired. In addition, the coupling function has an active role in the sense that it recovers a topology for the evolving interfaces that satisfies the constraints. This is to be contrasted with conventional methods (Zeng, et al.) that define a hard constraint that reduces the set of acceptable topologies/solutions.

#### The Complete Model

It is to be appreciated that the present invention combines a data-driven (visual information) flow with anatomical constraints to provide a geometric flow for the segmentation of the Left Ventricle. A segmentation model according to the invention is not related to an optimization criterion, but such model takes full advantage of the application framework and maximizes the outcome of the visual information. In accordance with an embodiment of the invention, a complete model for segmentation is preferably defined as follows:

WO 02/093188

PCT/US02/15835

$$\begin{cases}
 \frac{d}{dt} \partial R_1(u) = \left[ \underbrace{\gamma C_1(d(\partial R_1(u), \partial R_0(u)))}_{\text{anatomical constraint}} \right] N_1(u) \\
 \quad + \left[ \underbrace{\beta [r(p_1(I(u))) - r(p_0(u))]}_{\text{region homogeneity}} + \underbrace{\epsilon g(u) [(1 - \alpha) K_1(u) + \alpha (\hat{v}(u) \cdot N_1(u))]}_{\text{regularity \& boundary attraction}} \right] N_1(u) \\
 \frac{d}{dt} \partial R_0(u) = (\gamma C_0(d(\partial R_1(u), \partial R_0(u)))) N_1(u) \\
 \quad + (\beta [r(p_0(I(u))) - r(p_B(u))]) + \epsilon g(u) [(1 - \alpha) K_0(u) + \alpha (\hat{v}(u) \cdot N_0(u))] N_0(u)
 \end{cases}$$

(19)

where  $\epsilon$  is a blending parameter. These geometric flows comprise four different forces, all acting in the direction of the normal:

- (i) a curvature-driven term that accounts for the internal properties of the evolving interfaces;
- (ii) a boundary-driven bi-directional force that tends to propagate the cardiac contours towards their real boundaries;
- (iii) an intensity-driven region force that accounts for the homogeneity of the cardiac regions; and
- (iv) An anatomy-driven constraint that relates the positions of the endocardium and the epicardium.

#### Implementation Issues

A Lagrangian approach is a common technique to implement geometric flows. These techniques adopt to a

WO 02/093188

PCT/US02/15835

small set of (control) points to represent the evolving interface (a uniform sampling rule regarding the distance between two consecutive points can be used). Then the positions of the control points are updated according to the motion equations.

Enormous progress has been made during the last decade regarding numerical methods for the implementation of such techniques. Therefore, they are the basis for many snake-based medical image segmentation techniques with excellent performance. However, such techniques are limited in various respects.

For instance, changing the topology of the evolving interface is a major limitation of Lagrangian techniques. Some methods have been proposed to overcome this limitation, providing good performance for flows that refer to curves and surfaces, but such methods cannot be generalized to higher dimensions. Another limitation is the estimation the geometric properties such as the normal and the curvature of the evolving interface. The re-parameterization of the evolving structure is often required. This re-parameterization is done according to a sampling rule. Therefore, the estimates of the interface properties strongly depend on this rule.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

Level Set Representations are alternatives to Lagrangian approaches (see, e.g., Osher, et al., "Fronts Propagating With Curvature-Dependent Speed: Algorithms based on the Hamilton-Jacobi Formulation," Journal of Computational Physics 79, 12-29, which is incorporated herein by reference). The central idea behind this methodology is to represent the evolving interfaces  $\partial R_1(u;t)$ ,  $\partial R_0(u;t)$  as the zero-level sets of higher-dimensional functions  $[\phi_1, \phi_0]$  as follows:

$$\begin{cases} \phi(\partial R_1(u,t))=0 \\ \phi(\partial R_0(u,t))=0 \end{cases}$$

(20)

Such representations for  $[\partial R_1(u), \partial R_0(u)]$  are implicit, parameter-free and intrinsic. Moreover, they are topology-free, since different topologies of the zero level-set do not imply different topologies of  $[\phi_1, \phi_0]$ .

Let us consider the simplest form of a geometric flow:

$$\frac{\partial}{\partial t} \partial R_x(u,t) = F_x(K_{\partial R_x}(u,t))N(u,t)$$

(21)

This flow evolves an initial contour in the normal direction according to some scalar function  $F$  that may depend on the interface geometric properties (i.e.,

WO 02/093188

PCT/US02/15835

curvature). The basic derivation of the (embedding) function  $\phi$  leads to the following level set flow:

$$\frac{d}{dt}\phi_x(u,t) = F_x(K_{\partial x}(u,t))|\nabla\phi_x(u,t)|$$

(22)

where  $N = \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}$ . The solution of this level-set flow is independent from the choice of the embedding function  $\phi$ . The signed Euclidean distance from the evolving interface is a common selection for  $\phi$ .

Preferably, the Level Set Representations are used for the implementation of the cardiac segmentation flows. The only issue to be dealt with refers to a mechanism for the continuous estimation of the distance between the evolving interfaces of the epicardium and the endocardium. This issue can be addressed by considering the signed Euclidean distance as embedding function. This selection reflects the shortest path between the evolving interfaces. According to an embodiment of the invention, the projection of the cardiac segmentation flows to the Level Set space is preferably done as follows:

WO 02/093188

PCT/US02/15835

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \phi_1(u) = [\gamma C_1(\phi_0(u))] \frac{\nabla \phi_1(u)}{|\nabla \phi_1(u)|} \\ + \left[ \beta [r(p_1(I(u))) - r(p_O(u))] + \text{sg}(u) \left[ (1 - \alpha) K_1(u) + \alpha \left( \hat{v}(u) \cdot \frac{\nabla \phi_1(u)}{|\nabla \phi_1(u)|} \right) \right] \right] \frac{\nabla \phi_1(u)}{|\nabla \phi_1(u)|} \\ \frac{d}{dt} \phi_0(u) = [\gamma C_0(\phi_1(u))] \frac{\nabla \phi_0(u)}{|\nabla \phi_0(u)|} \\ + \left[ \beta [r(p_O(I(u))) - r(p_B(u))] + \text{sg}(u) \left[ (1 - \alpha) K_0(u) + \alpha \left( \hat{v}(u) \cdot \frac{\nabla \phi_0(u)}{|\nabla \phi_0(u)|} \right) \right] \right] \frac{\nabla \phi_0(u)}{|\nabla \phi_0(u)|} \end{cases}$$

(23)

However, the definition of the coupling term refers to a discontinuous function that may cause instability problems during the numerical implementation of the defined flows. To deal with this issue, we consider a smooth function with the same properties as the ones of the original one:

$$C_\delta(\phi) = \begin{cases} \begin{cases} 1, & \text{if } [x \leq m] \cup [\phi > M] \\ 0, & \text{if } [m + \delta < x < M - \delta] \end{cases} \\ \left( \frac{\phi - m}{\delta} \right)^2, & \text{if } [m < \phi \leq m + \delta] \\ \left( \frac{x - M + \delta}{\delta} \right)^2, & \text{if } [M - \delta \leq \phi \leq M] \end{cases}$$

(24)

It is to be noted that the final model comprises several parameters  $(\alpha, \beta, \epsilon, \gamma, \delta, m, M)$ . Certainly, the use of different information-driven segmentation modules may increase the performance of the resulting algorithm.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

However, their proper integration may be an issue and this is the case also for our approach.

Based on experiments, it has been determined that the regional/intensity information is the most reliable visual source ( $\beta=0.5$ ). The boundary component also has a stable behavior (it accounts for the discontinuities of the intensity information) ( $\varepsilon = 0.2$ ). Further, the regularity of the evolving interface has to be enforced ( $\alpha = 0.25$ ). The anatomical module is a soft to hard constraint ( $\gamma=0.3$ ). The distance limits are defined according to the spatial position of the considered slice. The middle cardiac slices correspond to the maximum volume for the left ventricle and therefore the limits are as wide as possible ( $m=4, M=8, \delta=2$ ).

Currently, we are in the process of developing an automatic method to determine the anatomical module parameters. The myocardium can be extracted properly in most of the parts of the Left Ventricle. Therefore, the papillary muscles and the structures with similar visual properties with the myocardium can be considered as outliers with respect to the distance between the evolving cardiac contours. Methods based on robust statistics can be used to recover the mean and the variability of this distance, leading to an auto-

WO 02/093188

PCT/US02/15835

determination of the anatomical constraint spatially and temporally.

#### Numerical Implementation

A fast and robust numerical approach for the implementation of the proposed framework is preferably based on the known Additive Operator Splitting (AOS) schema as described, for example, in Weickert, et. al., "Efficient and Reliable Scheme For Non-Linear Diffusion and Filtering," *IEEE Transactions on Image Processing*, 7, 398-410, 1998, which is incorporated herein by reference. This technique has been successfully applied to the evolution of planar curves using level set methods in Goldenberg, et al., "Fast Geodesic Active Contours", *International Conference on Scale-Space Theories In Computer Vision*, pp. 34-35 (1999).

One of the limitations with using PDEs (partial differential equations) in computer vision is poor efficiency. Classic numerical approximations are unstable which results in time consuming methods. This is due to the need of a small time step that guarantees a stable evolution and convergence to the PDEs. One method for overcoming this limitation is introduced in the above-incorporated Weickert, et al. and is efficiently

WO 02/093188

PCT/US02/15835

used to provide a stable numerical method to a wide variety of PDEs.

For purposes of illustration, consider the one dimension case by considering a diffusion equation of the following form:

$$\partial_t u = \text{div}(g(|\nabla u|)\nabla u) \quad (25)$$

Then, this diffusion equation can be discretized as follows:

$$\partial_t u = \partial_x \left( g(|\partial_x u|) \partial_x u \right) \quad (26)$$

that leads to the following iterative scheme:

$$u^{m+1} = \left[ I + \tau A(u^m) \right] u^m \quad (27)$$

where  $I$  is the identity matrix and  $\tau$  is the time step. Although this system updates explicitly the  $u$  values using their values from the previous iteration, it is not stable while the time step is constrained by an upper bound. One can consider the use of a semi-implicit scheme:

$$u^m = \left[ I - \tau A(u^m) \right] u^{m+1} \quad (28)$$

WO 02/093188

PCT/US02/15835

that has a stable behavior but is computationally expensive. The AOS technique refers to the following modification of the semi-implicit schema:

$$u^{m+1} = [I - \tau A(u^m)]^{-1} u^m$$

(29)

The Additive Operator Splitting has some advantageous properties in that it (i) is stable; (ii) satisfies all the criteria for discrete non-linear diffusion; (iii) has low complexity (linear to the number of pixels); and (iv) can be easily extended to higher dimensions. Therefore, an AOS scheme is preferably applied with the level set motion equations described herein for the segmentation of the Left Ventricle.

To further decrease the required computational cost of the level set propagations, the AOS scheme can be efficiently combined with the Narrow Method (see, e.g., Adalsteinsson, et al., "A Fast Level Set Method For Propagating Interfaces," *Journal of Computational Physics* 118, 269-277, (1995), which is incorporated herein by reference). The essence of this method is to perform the level set propagation only within a limited band. This band is defined according to the latest position of the propagating contours. Thus, the area of interest is significantly reduced resulting in a significant decrease

WO 02/093188

PCT/US02/15835

of the computational complexity. This method requires a frequent re-initialization of the level set representations (distance functions) that can be done efficiently using the Fast Marching algorithm (see, e.g., J. Sethian, "Level Set Methods", Cambridge University Press, 1996, which is incorporated herein by reference). A similar algorithm within the area of automatic control was proposed in the reference by J. Tsitsiklis, "Efficient Algorithms For Globally Optimal Trajectories", *IEEE Transaction on Automatic Control* 40, 1528-1538 (1995).

#### Conclusions, Experimental Results

In summary, the present invention provides a geometric flow for the segmentation of the left ventricle, in MR cardiac images. Our approach is based on the propagation of two curves (cardiac contours) under the influence of regularity, boundary, region and anatomy-driven forces. This framework makes use of non-parametric curves, and is implemented using level set representations. Several MR cardiac sequences have been used for the validation of our approach that have led to very promising experimental results.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

Fig. 5 is a flow diagram of a method for segmenting a cardiac image according to an embodiment of the present invention. Figs. 6(a) through 6(h) are exemplary diagrams illustrating the propagation of two contours, the endocardium (inner contour) and the epicardium (outer contour) to convergence of the contours on the desired inner and outer boundaries of the myocardium of the left ventricle.

Referring to Fig. 5, a segmentation process according to an embodiment of the invention begins with receiving image data (step 20). The image data comprises several 2-dimensional slices at a give time captured during an MRI acquisition. For instance, each of the Figures 6(a)-(h) depict the same 2-d image captured at a given time and depth in a 3d volume. Initial arbitrary conditions are selected for the initial contours and these initial contours are rendered (step 21). For instance, Fig. 6a illustrates the initial (arbitrary) inner and outer contours, which are propagated (via the segmentation process) towards a final solution shown in Fig. 6(h). Preferably, the initial inner contour is within the endocardium.

To capture the visual information that is used for segmentation, the gradient vector flow is determined for

WO 02/093188

PCT/US02/15835

the image (step 22) using equation (6) for example. The boundary terms are then determined based on the GVF (step 23). As noted above, for each pixel, convergence of the GVF generates a vector that points to the direction (from the pixel) towards the cardiac boundary (see Fig. 3c.). At the same time (assuming parallel processing), probability densities are determined using histogram data associated with the image (step 24). As noted above, each probability density is associated with a hypothesis and a region of interest, which allows the pixels of the image to be grouped based on predetermined criteria. The region terms are determined (step 25) via the pixel grouping to delineate structures or regions in the image. For example, as noted above with reference to Fig. 4, the myocardium, endocardium and background regions are separated and contours determined there from.

Next, the boundary and region data (visual information) is processed using an integrated propagation model that applies a coupling function (anatomical constraints) to iteratively determine the actual contour boundaries (step 27). For example, the propagation model of equation (19) is preferably applied to determine the actual boundaries of the inner and outer walls (endocardium and epicardium) of the myocardium of the

WO 02/093188

PCT/US02/15835

left ventricle. In other words, starting from the initial arbitrary contours, the contours are propagated in such a manner as to take into account the boundary and region information while satisfying the anatomical constraints applied in the complete propagation model. As the iterative process is performed, the updated position of the contours can be rendered on the image, such as shown in Figs. 6a-h. This process (steps 26-27) is repeated until there is convergence of the solution (affirmative result in step 28). The segmentation process (steps 21-28) are repeated for each image slice to be processed. For a 3-D implementation, a 3-D segmentation map can be recovered by applying the 2-D method (Fig. 5) slice-by-slice and then putting the results together.

In summary, various novel features of a geometric flow model and segmentation process according to the present invention comprise:

- (i) the use of a novel flexible external boundary term that is free from the initial conditions;
- (ii) the integration of boundary-driven and region-based information segmentation modules;

WO 02/093188

PCT/US02/15835

(iii) the use of the application context to define propagation constraints that deal with the physically corrupted and incomplete data;

(iv) the use of the latest developments on numerical techniques associated with PDEs to implement the obtained motion equations robustly and with a high convergence rate.

Extensions of the segmentation algorithm include 3-D segmentation using coupled surfaces propagations. We anticipate that such extension can be easily done in the level set framework. The use of these representations to implement 3-D flows is already a standard technique (state-of-art) in the vision and image processing literature.

In other embodiments of the invention, shape priors can be implemented with the propagation model within a level set energetic framework (see, e.g., Paragios, et. al., "Shape Priors for Level Set Representations", In *European Conference on Computer Vision*, Copenhagen, 2002, Vol. 2, pp. 78-92, which is incorporated herein by reference). Several issues are related with such an objective. First the selection of the shape representation, second the registration of the training samples and third the shape prior term itself.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

In addition, image registration is a critical component in medical image analysis. Structures like cortex, heart ventricles, kidney, etc. are of great interest. Registering these structures with respect to some prior models or to their previous state (imagery of the past) is an interesting application with strong diagnostic power. Towards this end, we are willing to couple the registration and the segmentation problem. Segmenting medical structures while the same time registering them to their previous state is a challenging direction to be considered.

Although illustrative embodiments have been described herein with reference to the accompanying drawings, it is to be understood that the present invention is not limited to those precise embodiments, and that various other changes and modifications may be affected therein by one skilled in the art without departing from the scope of the invention

WO 02/093188

PCT/US02/15835

What is claimed is:

1. A method for segmenting a cardiac image, comprising the steps of:
  - receiving a cardiac image;
  - determining boundary information for one or more contours in the cardiac image using a gradient vector flow boundary method;
  - determining region information to separate regions in the cardiac image according to their global intensity parameters; and
  - applying a propagation model that combines the boundary and region information to propagate each contour to a target boundary in the cardiac image while applying an anatomical constraint to couple the propagation of the contours according to their relative distance.
2. The method of claim 1, further comprising the step of selecting arbitrary initial conditions for the contours.
3. The method of claim 1, wherein the target boundaries comprise the endocardium and epicardium of the left ventricle of the heart.
4. The method of claim 1, wherein a boundary component of the propagation model is based on an

WO 02/093188

PCT/US02/15835

extension of the geodesic active contour model using the gradient vector flow.

5. The method of claim 1, wherein the propagation is implemented using level set representations that can deal with topological changes.

6. The method of claim 5, wherein level set propagation is implemented using an Additive Operator Splitting method.

7. The method of claim 1, wherein the propagation model comprises a weighted integration of a boundary segmentation model, a region model and coupling function.

8. The method of claim 1, wherein the step of applying a propagation model comprises applying a constraint to a boundary component of the propagation model, which is based on the physical nature of the target boundaries.

9. The method of claim 8, wherein the constraint of the boundary component comprises a smoothness constraint.

10. The method of claim 1, wherein the step of determining region information comprises applying a data-driven adaptive balloon force to deflate or inflate the evolving contours based on the observed image characteristics.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

11. The method of claim 1, wherein the anatomical constraint comprises an active coupling function that preserves a certain topology for the evolving contours.

12. The method of claim 1, further comprising the step of rendering the propagation of the contours on the cardiac image during the segmentation process.

13. A program storage device readable by a machine, tangibly embodying a program of instructions executable by the machine to perform method steps for segmenting a cardiac image, the method steps comprising:

receiving a cardiac image;

determining boundary information for one or more contours in the cardiac image using a gradient vector flow boundary method;

determining region information to separate regions in the cardiac image according to their global intensity parameters; and

applying a propagation model that combines the boundary and region information to propagate each contour to a target boundary in the cardiac image while applying an anatomical constraint to couple the propagation of the contours according to their relative distance.

WO 02/093188

PCT/US02/15835

14. The program storage device of claim 13, further comprising instructions for performing the step of selecting arbitrary initial conditions for the contours.

15. The program storage device of claim 13, wherein the target boundaries comprise the endocardium and epicardium of the left ventricle of the heart.

16. The program storage device of claim 13, wherein a boundary component of the propagation model is based on an extension of the geodesic active contour model using the gradient vector flow.

17. The program storage device of claim 13, wherein the propagation is implemented using level set representations that can deal with topological changes.

18. The program storage device of claim 17, wherein level set propagation is implemented using an Additive Operator Splitting method.

19. The program storage device of claim 13, wherein the propagation model comprises a weighted integration of a boundary segmentation model, a region model and coupling function.

20. The program storage device of claim 13, wherein the instructions for applying a propagation model comprise instructions for applying a constraint to a

WO 02/093188

PCT/US02/15835

boundary component of the propagation model, which is based on the physical nature of the target boundaries.

21. The program storage device of claim 20, wherein the constraint of the boundary component comprises a smoothness constraint.

22. The program storage device of claim 13, wherein the instructions for determining region information comprise instructions for applying a data-driven adaptive balloon force to deflate or inflate the evolving contours based on the observed image characteristics.

23. The program storage device of claim 13, wherein the anatomical constraint comprises an active coupling function that preserves a certain topology for the evolving contours.

24. The program storage device of claim 13, further comprising instructions for rendering the propagation of the contours on the cardiac image during the segmentation process.

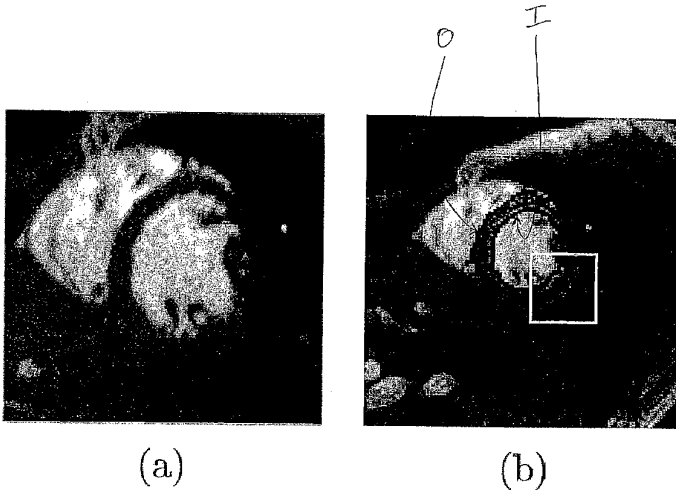


Fig. 1

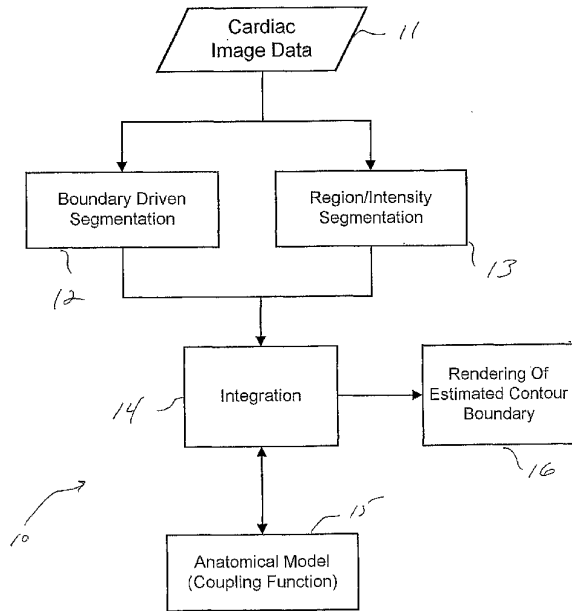
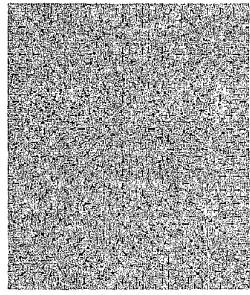


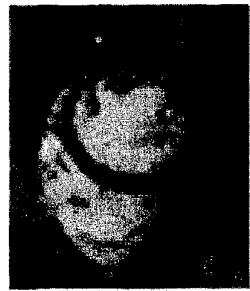
Fig. 2



(c)

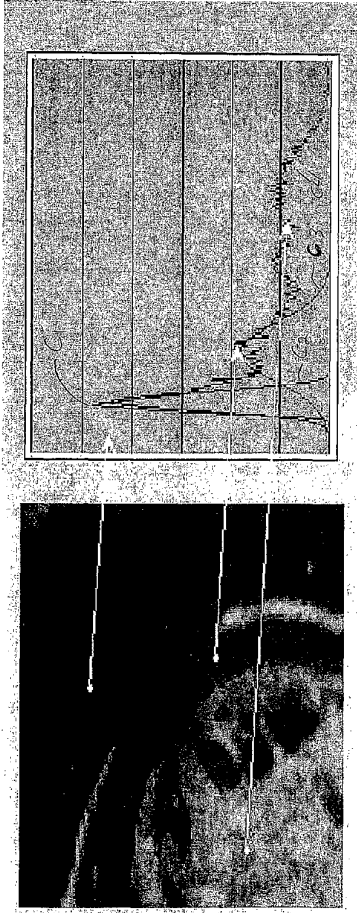


(b)



(a)

Fig. 3



(b)

Fig. 4

(a)

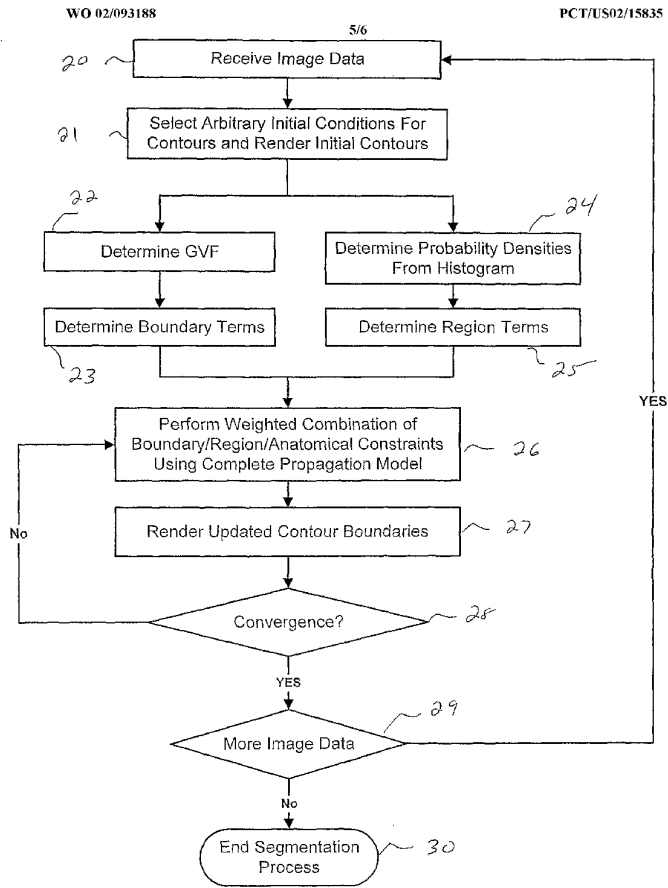


FIG. 5

WO 02/093188

6/6

PCT/US02/15835

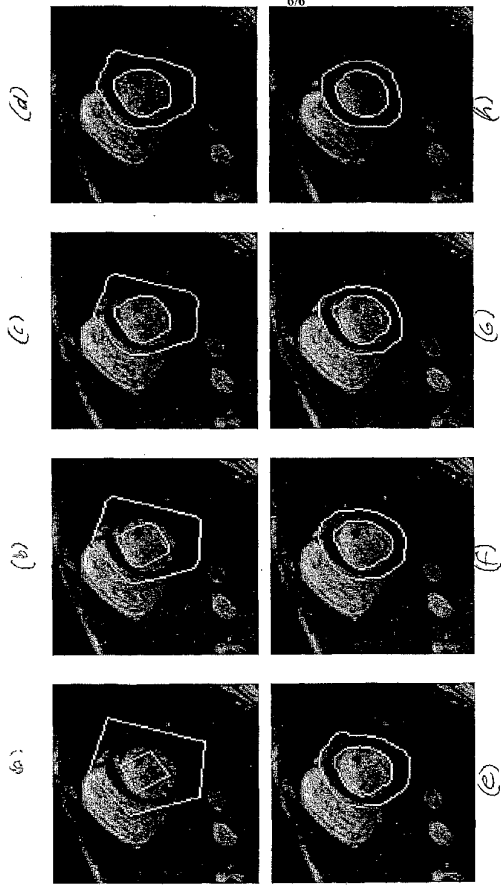


Fig. 6

【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau



(43) International Publication Date  
21 November 2002 (21.11.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/093188 A3

(51) International Patent Classification: G06T 5/00 (72) Inventors: PARAGYIOS, Nikolaos; 234 Wood Mill Drive, Cranbury, NJ 08512 (US); RAMESH, Visvanathan; 81 Ashford Drive, Plainsboro, NJ 08536 (US).

(21) International Application Number: PCT/US02/15835

(22) International Filing Date: 17 May 2002 (17.05.2002) (74) Agent: PASCHBURG, Donald, B.; Siemens Corporation, Intellectual Property Dept., 186 Wood Avenue South, Iselin, NJ 08830 (US).

(25) Filing Language: English (81) Designated States (national): CN, JP.

(26) Publication Language: English Published: with international search report

(30) Priority Data: 50/292,445 17 May 2001 (17.05.2001) US (88) Date of publication of the international search report: 10/150,613 17 May 2002 (17.05.2002) US 25 September 2003

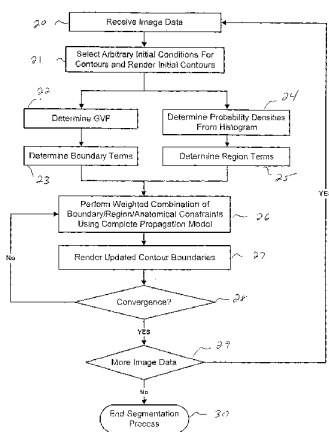
(71) Applicant: SIEMENS CORPORATE RESEARCH, INC. [US/US]; 755 College Road East, Princeton, NJ 08540 (US).

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: A VARIATIONAL APPROACH FOR THE SEGMENTATION OF THE LEFT VENTRICLE IN MR CARDIAC IMAGES



WO 02/093188 A3



(57) Abstract: A system and method for segmenting cardiac images and, in particular, segmenting the left ventricle of the heart using a contour propagation model that integrates visual information and anatomical constraints. The visual information comprises a gradient vector flow-based boundary component and a region component that separates the cardiac contours/regions according to their global intensity properties that reflect the different tissue properties. The anatomical constraints couple the propagation of cardiac contours according to their relative distance. The propagation model comprises a weighted integration of a boundary segmentation model, a region model and coupling function.

## 【手続補正書】

【提出日】平成15年8月13日(2003.8.13)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0017

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0017】

## 発明の要約

本発明は、独立形式の請求項に定義されており、以下これらを参照する。有利な特徴は従属請求項に記載されている。

本発明は、心臓画像、殊に左心室をセグメンティングするためのシステムおよび方法に関する。有利にはレベルセット法が使用されて、MR心臓画像がセグメンティングされる。ここでこのMR心臓画像は、2つの心臓輪郭の結合された伝播に基づいている。有利なセグメンテーション法により、視覚情報と解剖学的制約とが統合される。有利には、視覚情報は、(i)勾配ベクトル流ベースの境界成分と、(ii)相異なる組織特性を反映する大域的輝度特性にしたがって心臓輪郭/領域を分離する領域項(region term)とによって表される。解剖学的制約は、心臓輪郭の相対的な間隔にしたがってそれらの伝播を結合するために使用される。結果的に得られる運動方程式は、有利にはレベルセットアプローチを使用して実現され、ここでこれは高速かつ安定な数値的近似方式、有利にはAOS(Additive Operator Splitting)にしたがって行われる。

## 【手続補正書】

【提出日】平成15年9月22日(2003.9.22)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0016】

心臓のセグメンテーションに対して複数の手法が提案されている。例えば、Argusは心臓MR解析パッケージであり、これは磁気共鳴"MAGNETOM"システムに接続されるMReaseワークステーションと共にSiemens社から販売されている。このシステムは、3D/4Dデータセット(時間と共に変化する体積のスライス)のセグメンテーションを自動的に実行することができる。セグメンテーションアルゴリズムには、相異なる3つのモジュールが含まれ、M. Jollyによる参考文献"Combining Edge Region and Shape Information to Segment the Left Ventricle in Cardiac MR Images", IEEE International Conference in Computer Vision, Vancouver, Canada, 2001年に記載されている。自動位置決めモジュールは、最大識別(maximum discrimination)に基づき新たな画像において心筋をほぼ位置決めすることができる。このシステムは、心臓のポジティブおよびネガティブな標本の分布間のKullback距離を最大にすることによって心臓のグレイレベル面(マルコフ連鎖としてモデリングされる)を学習している。局所的な変形過程は、おおまかな輪郭から出発し、Dijkstraの最短経路アルゴリズムを使用してこのおおまかな輪郭が変形される。近接した輪郭の周りで、よりサイズの大きなサーチスペースにおいてこのアルゴリズムが複数回繰り返して行われ、これによってより良好なエッジはより一層強くなり、ぼやけたエッジは一層弱くなる。つぎにグラフカットアルゴリズムが使用されて、心内膜の一部である最善のエッジ部分が最終的に選択される。心外膜は、Dijkstraのアルゴリズムによって外形が描かれた端点にスプライン曲線を当てはめることによって得られる。最後に伝播モジュールによって、局所的な変形に対するおおまかな開始点が得られる。

Zeng等による論文"Volumetric Layer Segmentation Using Coupled Surfaces Propagation", Proceedings, Computer Vision and Pattern Recognition, 1998, IEEE Computer So

ciety, Santa Barbara, USA, 23-25, June 1998, 第708~715には、解剖学的制約を組み合わせたセグメンテーションの境界探索方法が開示されている。境界探索方法の一部として、関心対象のボクセルの周りの小さな近傍内における局所的な輝度が考慮されて、このボクセルが境界にあるか否かの確率が決定される。しかしながらこの論文には、境界探索法または解剖学的制約のいずれかとの組み合わせたセグメンテーションの領域ベースの方法は開示されていない。

Xu等による論文"Snakes, Shapes and Gradient Vector Flow", IEEE Transaction on Image Processing (03-1998) 7(3), 359-369には、境界探索に対する勾配ベクトル流が開示されている。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0052

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0052】

評価すべきであるのは、本発明の1実施形態によれば、慣用の測地線アクティブ輪郭モデルのこの制限がGVF(Gradient Vector Flow)を使用することによって処理されることである。GVFはこの明細書と同じ日に提出された"Gradient Vector Flow Fast Geodesic Active Contour"なる名称の米国特許シリアル番号2003/0052883号(代理人文書番号第2001P09086US)に詳細に記載されている。これは共通の代理人に指定されており、またここに文献として引用する。手短にいうと、GVFとは、心臓境界を両側から捕捉することができ、また凹形の領域を扱うことのできる2-Dの場の定義のことである。この流れを導入するため、連続的なエッジベースの情報空間を最初に定める。有利にはガウシアンエッジ検出器(平均0,  $\sigma$  の偏差を有する)が、以下の勾配画像に基づいて実現される。すなわち

【手続補正3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

心臓画像をセグメンティングする方法において、

心臓画像を受信するステップ(20)と、

勾配ベクトル流境界法を使用し、該心臓画像にて2つ以上の輪郭に対する境界情報を決定することにより、心臓画像をセグメンティングする第1ステップ(22, 23)と、

前記心臓画像全体にて領域を分離するために当該領域の輝度の特徴にしたがって領域情報を決定することにより、心臓画像をセグメンティングする第2ステップ(24, 25)と

、

境界および領域情報を組み合わせる伝播モデルを適用(26)し、前記心臓画像にて各輪郭をターゲット境界に伝播し、その一方で解剖学的制約を適用し、輪郭の相対的な間隔にしたがって当該輪郭の伝播を結合するステップとを有することを特徴とする、

心臓画像をセグメンティングする方法。

【請求項2】

前記輪郭に対して任意の初期条件を選択するステップ(21)を含む、

請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記ターゲット境界には、左心室の心内膜および心外膜を表す画像の部分が含まれる、

請求項1に記載の方法。

【請求項4】

前記伝播モデルの境界成分は、前記勾配ベクトル流と統合される測地線アクティブ輪郭モデルに基づく、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

トポロジの変化を扱うレベルセット表現を使用して前記伝播を実現する、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

AOS (Additive Operator Splitting) 法を使用してレベルセット伝播を実現する、

請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

境界セグメンテーションモデルと、領域モデルと、結合関数とに重み付けを行って統合することにより、前記伝播モデルを構成する、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記の伝播モデルを適用するステップには、前記ターゲット境界の物理的性質に基づく当該伝播モデルの境界成分に制約を適用することが含まれる、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記の境界成分の制約に、スムーズさについての制約を含める、

請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記の領域情報を決定するステップには、データドリブンな適応形のバルーンフォースを適用して、前記の漸進的に変化する輪郭を収縮または膨張させることが含まれ、ここで当該収縮または膨張を、観察された画像特徴に基づいて行う、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記の解剖学的制約には、あらかじめ定めたトポロジにしたがって前記の漸進的に変化する輪郭を制約するアクティブな結合関数が含まれる、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記のセグメンテーション過程に心臓画像に輪郭の伝播を描画するステップを含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

心臓画像のセグメンティングに対する方法ステップを実施する機械によって実行可能な命令のプログラムが組み込まれた、機械によって読み出し可能なプログラム記憶装置において、

前記方法ステップには、

心臓画像を受信するステップと、

勾配ベクトル流境界法を使用し、該心臓画像にて 2 つ以上の輪郭に対する境界情報を決定することにより、心臓画像をセグメンティングする第 1 ステップと、

前記心臓画像全体にて領域を分離するために当該領域の輝度の特徴にしたがって領域情報を決定することにより、心臓画像をセグメンティングする第 2 ステップと、

境界および領域情報を組み合わせる伝播モデルを適用し、前記心臓画像にて各輪郭をターゲット境界に伝播し、その一方で解剖学的な制約を適用し、輪郭の相対的な間隔にしたがって当該輪郭の伝播を結合するステップとが含まれることを特徴とする、

機械によって読み出し可能なプログラム記憶装置。

【請求項 14】

前記輪郭に対して任意の初期条件を選択するステップを実施するための命令が含まれている、

請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 15】

前記ターゲット境界には、左心室の心内膜および心外膜を表す画像の部分が含まれる、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 16】

前記伝播モデルの境界成分は、前記勾配ベクトル流と統合される測地線アクティブ輪郭モデルに基づく、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 17】

トポロジの変化を扱うレベルセット表現が使用されて前記伝播が実現される、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 18】

AOS (Additive Operator Splitting) 法が使用されてレベルセット伝播が実現される、請求項 17 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 19】

前記伝播モデルは、境界セグメンテーションモデルと、領域モデルと、結合関数とに重み付けを行って統合することによって構成される、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 20】

前記の伝播モデルを適用する命令には、前記ターゲット境界の物理的性質に基づく当該伝播モデルの境界成分に制約を適用する命令が含まれる、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 21】

前記の境界成分の制約には、スムーズさについての制約が含まれる、請求項 20 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 22】

前記の領域情報を決定する命令には、データドリブンな適応形のバルーンフォースを適用して、前記の漸進的に変化する輪郭を収縮または膨張させる命令が含まれ、ここで当該収縮または膨張は、観察された画像特性に基づいて行なわれる、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 23】

前記の解剖学的制約には、あらかじめ定めたトポロジにしたがって前記の漸進的に変化する輪郭を制約するアクティブな結合関数が含まれる、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 24】

前記のセグメンテーション過程に心臓画像に輪郭の伝播を描画する命令が含まれる、請求項 13 に記載のプログラム記憶装置。

## 【請求項 25】

心臓画像セグメンティング装置において、心臓画像を受信する手段(11)と、勾配ベクトル流境界法を使用し、該心臓画像にて2つ以上の輪郭に対する境界情報を決定することにより、心臓画像をセグメンティングする境界ドリブンなセグメンティングモジュール(12)と、前記心臓画像全体にて領域を分離するために当該領域の輝度の特徴にしたがって領域情報を決定することにより、心臓画像をセグメンティングする領域/輝度セグメンテーションモジュール(13)と、境界および領域情報を組み合わせる伝播モデルを適用し、前記心臓画像にて各輪郭をターゲット境界に伝播し、その一方で解剖学的な制約を適用し、輪郭の相対的な間隔にしたがって当該輪郭の伝播を結合する手段(14)とが含まれることを特徴とする、心臓画像セグメンティング装置。

## 【 國際調查報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internal: Application No PCT/... 02/15835
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 06T5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 06T 061B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-internal, WPI Data, PAJ, INSPEC, COMPENDEX, BIOSIS, IBM-TDB		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	XIAOLAN ZENG ET AL: "Volumetric layer segmentation using coupled surfaces propagation" COMPUTER VISION AND PATTERN RECOGNITION, 1998. PROCEEDINGS. 1998 IEEE COMPUTER SOCIETY CONFERENCE ON SANTA BARBARA, CA, USA 23-25 JUNE 1998, LOS ALAMITOS, CA, USA, IEEE COMPUT. SOC. US, 23 June 1998 (1998-06-23), pages 708-715, XP010291700 ISBN: 0-8186-8497-6 cited in the application abstract p. 708, section "1 Introduction" p. 709, section "2 Our Approach" p. 709, section "2.1 Single surface approach vs. coupled surfaces approach" p. 710 - 711, section "2.3 Level set method" -/-	1-5, 7-9, 11-17, 19-21, 23, 24
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *C* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claims or which is cited to establish the publication date of another claim or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *** later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to corroborate the evidence or theory underlying the invention ** document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *** document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *A* document number of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 12 June 2003		Date of filing of the international search report 27/06/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 5618 Patentlaan 2 NL - 2200 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 943-2040, Tx. 31 651 eppnl, Fax. (+31-70) 943-5018		Authorized officer Eckert, L

Form: PCT/ISA210 (second sheet) July 1999

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internet Application No  
PCT/.. 02/15835

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indicator, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	<p>p. 714 - 715, section "4 Summary and Future Directions" p. 709, section "1.1 Related work"</p> <p>XU, CHENYANG AND PRINCE, JERRY L.: "Snakes, Shapes and Gradient Vector Flow" IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, 'Online! vol. 7, no. 3, March 1998 (1998-03), pages 359-369, XP002244153 Retrieved from the Internet: &lt;URL:http://ieeexplore.ieee.org/iel4/83/14 393/00661186.pdf?isNumber=14393&amp;prod=IEEE+ JNL&amp;arnumber=661186&amp;arSt=359&amp;ared=369&amp;arAu thor=Chenyang+Xu&amp;arPrince%2C+J.L.%3E&gt; 'retrieved on 2003-06-12! abstract p. 359, section "I. Introduction" p. 362 - 363, section "III. Gradient Vector Flow Snake" p. 367, left column, section "A. Gray-Level Images" figure 8</p>	<p>1-5,7-9, 11-17, 19-21, 23,24</p>

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

---

フロントページの続き

(72)発明者 ニコラオス パラジーオス

アメリカ合衆国 ニュージャージー クランベリー ウッド ミル ドライヴ 2 3 4

(72)発明者 ヴィスヴァナサン ラメシュ

アメリカ合衆国 ニュージャージー プレインスボーロ アッシュフォード ドライヴ 8 1

Fターム(参考) 4C096 AA20 AB08 AC04 AD14 AD25 DB09 DC11 DC19 DC21 DC28

DC33 DC37

4C117 XD24 XE45 XJ01 XJ13 XJ21 XK02 XR08

专利名称(译)	MR心脏图像中左心室分割的各种方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004529713A</a>	公开(公告)日	2004-09-30
申请号	JP2002589813	申请日	2002-05-17
申请(专利权)人(译)	每次西门子公司研究股份有限公司莱特		
[标]发明人	ニコラオスパラジーオス ヴィスヴァナサンラメシュ		
发明人	ニコラオス パラジーオス ヴィスヴァナサン ラメシュ		
IPC分类号	G01R33/54 A61B5/00 A61B5/055 G06T5/00 G06T7/20		
CPC分类号	G06T7/215 G06T7/12 G06T7/149 G06T2207/10088 G06T2207/20161 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B5/05.380 A61B5/00.G G01N24/02.530.Y		
F-TERM分类号	4C096/AA20 4C096/AB08 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/AD25 4C096/DB09 4C096/DC11 4C096/DC19 4C096/DC21 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/DC37 4C117/XD24 4C117/XE45 4C117/XJ01 4C117/XJ13 4C117/XJ21 4C117/XK02 4C117/XR08		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	60/292445 2001-05-17 US 10/150613 2002-05-17 US		
其他公开文献	JP3902765B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

这里描述的是用于分割心脏图像的系统和方法，更具体地，涉及使用集成视觉信息和解剖学约束的轮廓传播模型来分割左心室的系统和方法。它是。视觉信息包括基于梯度矢量流的边界分量和根据反映不同组织特征的全局亮度特性分离心脏轮廓/区域的区域分量。由于上述解剖学限制，根据心脏轮廓的相对间隔组合这些心脏轮廓的传播。通过对边界分割模型，区域模型和耦合函数进行加权和组合来构建传播模型。

