

(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2007-509649

(P2007-509649A)

(43) 公表日 平成19年4月19日(2007.4.19)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 6/03 (2006.01)	A61B 6/03 377	4C061
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 320Z	4C093
G06T 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 290B	4C096
G06T 17/40 (2006.01)	G06T 1/00 290C	5B050
A61B 5/055 (2006.01)	G06T 17/40 A	5B057
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2006-536525 (P2006-536525)  
 (86) (22) 出願日 平成16年1月9日(2004.1.9)  
 (85) 翻訳文提出日 平成17年8月1日(2005.8.1)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/000595  
 (87) 国際公開番号 W02004/070656  
 (87) 国際公開日 平成16年8月19日(2004.8.19)  
 (31) 優先権主張番号 60/443,734  
 (32) 優先日 平成15年10月30日(2003.10.30)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 10/753,703  
 (32) 優先日 平成16年1月8日(2004.1.8)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

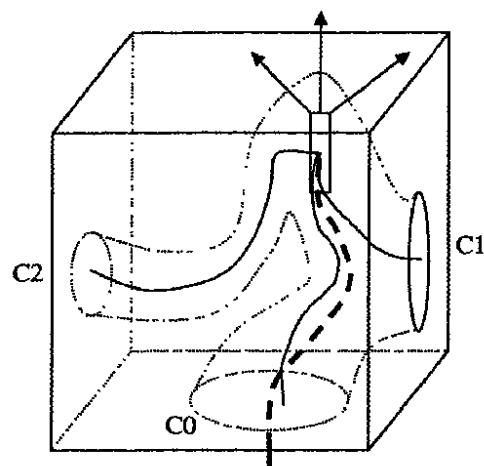
(71) 出願人 593063105  
 シーメンス メディカル ソリューション  
 ズ ユーエスエー インコーポレイテッド  
 Siemens Medical Sol  
 utions USA, Inc.  
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル  
 ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク  
 ウェイ 51  
 51 Valley Stream Pa  
 rkway, Malvern, PA 19  
 355-1406, U. S. A.  
 (74) 代理人 100061815  
 弁理士 矢野 敏雄  
 (74) 代理人 100094798  
 弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 仮想結腸鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法及び装置

## (57) 【要約】

本発明は、仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法に関し、後続するステップにおける利用のために結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップと、管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行するステップと、前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算するステップと、前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較するステップと、前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てするステップと、前記評点に基づいてセンターラインパスを選択するステップとが含まれている。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法において、  
後続するステップにおける利用のために結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップと、  
管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、  
前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行するステップと、  
前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、  
前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算するステップと、  
前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較するステップと、  
前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てするステップと、  
前記評点に基づいてセンターラインパスを選択するステップとが含まれていることを特徴とする方法。

10

## 【請求項 2】

前記結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップに、コンピュータトモグラフィ（CT）によって当該データセットを導出するステップが含まれる、請求項 1 記載の方法。

20

## 【請求項 3】

前記結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップに、核磁気共鳴（MR）によって当該データセットを導出するステップが含まれる、請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 4】

目下の内視鏡周辺でセンタリングされる所定の数のボクセルを導く立方体を確定するステップが含まれる、請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 5】

前記管腔内の“空間”内部に成長する領域を形成し、前記管腔内の“空間”内で全てのボクセルをラベリングするステップが含まれる、請求項 1 記載の方法。

30

## 【請求項 6】

前記管腔内の空間が立方体の対応する面と交差するそれぞれの箇所にクラスタを形成し、前記各クラスタ内に当該クラスタに対応する共有面のボクセルを含ませるステップが含まれる、請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 7】

各クラスタの中心を当該各クラスタのボクセルの座標の平均化によって算出するステップが含まれる、請求項 6 記載の方法。

## 【請求項 8】

それぞれのセンターラインパスを、目下の内視鏡位置に対する各クラスタの中心から算出するステップを含んでいる、請求項 7 記載の方法。

40

## 【請求項 9】

前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てするステップに、  
目下の内視鏡位置から開始するステップと、  
内視鏡によって示される目下のパスの対応するポイントに対する各センターラインパスの複数のポイントの差分の絶対値の和が形成されるステップと、  
商評点（スコア）を形成するために前記和が各センターラインパスの長さによって除算されるステップと、  
最高位の商評点を有しているパスを選択するステップとが含まれる、請求項 1 記載の方法。

50

**【請求項 10】**

1 つだけのセンターラインパスが存在し、そのような結果を行き止まりとして表示するステップが含まれる、請求項 9 記載の方法。

**【請求項 11】**

前記概算的センターラインパスを計算するステップに、

初期パスを計算するステップと、

前記初期パスをセンタリングし平滑化するステップとが含まれる、請求項 1 記載の方法

。

**【請求項 12】**

前記初期パスを計算するステップに、

終点から、増加するラベルナンバーを伴う複数のボクセルを起点に達するまで連続的に記憶するステップが含まれる、請求項 11 記載の方法。

**【請求項 13】**

前記初期パスをセンタリングし平滑化するステップに、ガウス平滑化を使用するステップが含まれる、請求項 11 記載の方法。

**【請求項 14】**

前記初期パスをセンタリングし平滑化するステップに、

球体を頂点位置にてセットするステップと、

前記球体のサイズを、管腔壁との衝突が生じるまで拡大するステップと、

前記衝突からの移行フォースを計算するステップと、

前記移行フォースを、前記球体がもはや衝突に陥らなくなるまで供給するステップと、

前記球体のサイズを、当該管腔壁とのさらなる衝突が再び生じるまで拡大するステップと、

さらなる移行フォースを計算するステップと、

前記さらなる移行フォースを、前記球体がもはや衝突を起こさなくなるまで供給するステップと、

先行の 3 つのステップを、前記球体が衝突なしでそれ以上の成長ができなくなる最終的な位置に達するまで、繰返すステップと。

前記最終的な位置を最終頂点位置として表示するステップとが含まれる、請求項 13 記載の方法。

**【請求項 15】**

仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法において、

後続するステップにおける利用のために結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップと、

管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、

前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行するステップと

、

前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、

前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算するステップと、；この場合当該ステップにさらに、初期パスを計算するステップと、前記初期パスをセンタリングし平滑化するステップとが含まれており、

前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較するステップと、

前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てするステップと、

前記評点に基づいてセンターラインパスを選択するステップとが含まれていることを特徴とする方法。

**【請求項 16】**

前記結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップに、コ

10

20

30

40

50

ンピュータトモグラフィ（ＣＴ）によって当該データセットを導出するステップが含まれる、請求項１５記載の方法。

【請求項１７】

前記結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップに、核磁気共鳴（ＭＲ）によって当該データセットを導出するステップが含まれる、請求項１５記載の方法。

【請求項１８】

仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法において、  
管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、  
前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行するステップと、  
前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、  
前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算するステップと、  
前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較するステップと、  
前記比較に基づいて最適なセンターラインパスを選択するステップとが含まれていることを特徴とする方法。

【請求項１９】

仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニングシステムにおいて、  
管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定する手段と、  
前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行する手段と、  
前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングする手段と、  
前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算する手段と、  
前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較する手段と、  
前記比較に基づいて最適なセンターラインパスを選択する手段とを有するように構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項２０】

仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニングシステムにおいて、  
後続するステップにおける利用のために結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出する手段と、  
管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定する手段と、  
前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行する手段と、  
前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングする手段と、  
前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算する手段と、  
前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較する手段と、  
前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てする手段と、  
前記評点に基づいてセンターラインパスを選択する手段とを有するように構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項２１】

前記結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出する手段に、コンピュータトモグラフィ（ＣＴ）によって当該データセットを導出する手段が含まれている、請求項２０記載のシステム。

## 【請求項 2 2】

前記結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出する手段に、核磁気共鳴（MR）によって当該データセットを導出する手段が含まれている、請求項 2 0 記載のシステム。

## 【請求項 2 3】

目下の内視鏡周辺でセンタリングされる所定の数のボクセルを導く立方体を確定する手段が含まれている、請求項 2 0 記載のシステム。

## 【請求項 2 4】

前記管腔内の“空間”内部に成長する領域を形成し、前記管腔内の“空間”内で全てのボクセルをラベリングする手段が含まれている、請求項 2 0 記載のシステム。

10

## 【請求項 2 5】

前記管腔内の空間が立方体の対応する面と交差するそれぞれの箇所にクラスタを形成し、前記各クラスタ内に当該クラスタに対応する共有面のボクセルを含ませる手段が含まれている、請求項 2 0 記載のシステム。

## 【請求項 2 6】

各クラスタの中心を当該各クラスタのボクセルの座標の平均化によって算出する手段が含まれている、請求項 2 5 記載のシステム。

## 【請求項 2 7】

それぞれのセンターラインパスを、目下の内視鏡位置に対する各クラスタの中心から算出する手段が含まれている、請求項 2 6 記載のシステム。

20

## 【請求項 2 8】

前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てする手段に、目下の内視鏡位置から開始する手段と、内視鏡によって示される目下のパスの対応するポイントに対する各センターラインパスの複数のポイントの差分の絶対値の和が形成される手段と、商評点（スコア）を形成するために前記和が各センターラインパスの長さによって除算される手段と、最高位の商評点を有しているパスを選択する手段とが含まれている、請求項 2 0 記載のシステム。

## 【請求項 2 9】

1 つだけのセンターラインパスが存在し、そのような結果を行き止まりとして表示する手段が含まれている、請求項 2 8 記載のシステム。

30

## 【請求項 3 0】

前記概算的センターラインパスを計算する手段に、初期パスを計算する手段と、前記初期パスをセンタリングし平滑化する手段とが含まれている、請求項 2 0 記載のシステム。

## 【請求項 3 1】

前記初期パスを計算する手段に、終点から、増加するラベルナンバーを伴う複数のボクセルを起点に達するまで連続的に記憶する手段が含まれている、請求項 3 0 記載のシステム。

40

## 【請求項 3 2】

前記初期パスをセンタリングし平滑化する手段に、ガウス平滑化を使用する手段が含まれている、請求項 3 0 記載のシステム。

## 【請求項 3 3】

前記初期パスをセンタリングし平滑化する手段に、球体を頂点位置にてセットする手段と、前記球体のサイズを、管腔壁との衝突が生じるまで拡大する手段と、前記衝突からの移行フォースを計算する手段と、前記移行フォースを、前記球体がもはや衝突に陥らなくなるまで供給する手段と、

50

前記球体のサイズを、当該管腔壁とのさらなる衝突が再び生じるまで拡大する手段と、さらなる移行フォースを計算する手段と、

前記さらなる移行フォースを、前記球体がもはや衝突を起こさなくなるまで供給する手段と、

先行の３つのステップを、前記球体が衝突なしでそれ以上の成長ができなくなる最終的な位置に達するまで、繰返す手段と

前記最終的な位置を最終頂点位置として表示する手段とが含まれている、請求項３０記載のシステム。

【請求項３４】

仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニングシステムにおいて、

10

後続するステップにおける利用のために結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出する手段と、

管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定する手段と、

前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行する手段と、

前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングする手段と、

前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算する手段と、；この場合当該手段にさらに、初期パスを計算する手段と、前記初期パスをセンタリングし平滑化する手段とが含まれており、

前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較する手段と

20

、  
前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てする手段と、

前記評点に基づいてセンターラインパスを選択する手段とを有するように構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項３５】

仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニングシステムにおいて、

管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定する手段と、

前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行する手段と、

前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングする手段と、

30

前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算する手段と、

前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較する手段と

、  
前記比較に基づいて最適なセンターラインパスを選択する手段とを有するように構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項３６】

仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニングシステムにおいて、

管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定する手段と、

前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行する手段と、

40

前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングする手段と、

前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算する手段と、

前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較する手段と

、  
前記比較に基づいて最適なセンターラインパスを選択する手段とを有するように構成されていることを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

## 【 0 0 0 1 】

この出願は、2003年1月30日付けで米国特許商標庁にタイトル“Automatic Local Path Planning for Virtual Colonoscopy”、発明者“Bernhard Geiger”のもとで提出された米国仮特許出願番号第60/443734号明細書に基づく優先権を主張するものである。また本願は、2003年5月14日付けで米国特許商標庁にタイトル“Fast Centerline Extraction”、発明者“Bernhard Geiger/Jean Daniel Boissonnat”のもとで提出された米国仮特許出願番号第60/470579号明細書に基づく優先権を主張するものである。

## 【 0 0 0 2 】

本発明は基本的には、コンピュータ・ビジョン・イメージング・システムに関するものであり、詳細には、仮想内視法や仮想結腸鏡検査法に使用されるようなローカルパス（局所的経路）の自動プランニングのための方法及び装置（システム）に關している。

10

## 【 0 0 0 3 】

## 背景技術

仮想結腸鏡検査法（VC）とは、患者固有の解剖学的三次元（3D）データセットを用いて、標準的な最小限の侵襲的内視鏡による手順のコンピュータシミュレーションに基づいた診断方法に関するものである。現下の内視鏡的手順の例としては、気管支鏡検査法、副鼻腔内視鏡検査法、上部消化管内視鏡検査法、結腸鏡検査法、膀胱鏡検査法、心臓内視鏡検査法、尿道鏡検査法などが挙げられる。非侵襲的に得られる患者固有の解剖学的構造のVC視覚化では、次のようなリスク、すなわち穿孔、感染、出血などのリスクが避けられ、さらに実際の内視鏡検査に先立って重要な情報が内視鏡操作者に提供される。そのような知識は、手順の困難性を最小化させ、患者の罹患率を低減させ、練度を高め、治療結果のより良好な理解を深める。

20

## 【 0 0 0 4 】

仮想結腸鏡検査法において、3Dイメージは、二次元（2D）のコンピュータトモグラフィ（CT）データや核磁気共鳴（MR）データから例えばボリュームレンダリングによって作成される。

## 【 0 0 0 5 】

これらの3Dイメージは、実際の内視鏡、例えば光ファイバ内視鏡から到来する画像をシミュレートすべく作成される。このことは、仮想内視鏡の視点が器官や他の人体組織の管腔を内部から広い視野角（典型的には約100度の弧）で捉えなければならないことを意味する。この視点は、管腔の内部に沿って移動されなければならないが、このことは、立体的（3D）な並進運動と立体的（3D）な回転が提供されなければならないことを意味する。これらのパラメータを相互的（対話的）にコントロールすることは課題である。

30

## 【 0 0 0 6 】

仮想内視鏡の視点を誘導するための通常用いられる技法は、事前に“フライトパス”を計算し、このパスに沿って仮想結腸鏡の視点を自動的に動かすことである。しかしながらこの技法には、失敗の可能性を伴いつ時間のかかるセグメント化とトラジェクトリ計算ステップが要求される。

## 【 0 0 0 7 】

2002年12月18日付けでタイトル名“Automatic Navigation for Virtual Endoscopy”のもとに提出された先の出願第10/322、326号明細書の内容は、ここでは本願との互換性がないわけではない参照程度の文献として取り上げる。ここでは、前進のための最長視線を用いた内部結腸データセットの誘導システム及び方法が開示されている。この先の出願は、仮想結腸鏡検査法における内視鏡の視点の自動誘導のためのシステム及び方法を示したものである。このシステムは自動的に仮想内視鏡の方向と向きを確定している。それ故にユーザーは、ただ1つのパラメータのみ、すなわち前進速度若しくは後退速度のみの制御を必要とし、この方法は、事前処理（すなわちセグメント化やパス作成）なしで、器官内部での直接の相互作用的誘導を可能にしている。前記出願の方法には以下のステップが含まれている。すなわち、

40

50

- a) 仮想内視鏡の初期視点を確定するステップ、この初期視点は第1のセンターポイントと第1の方向を有している
- b) 管腔に対する初期視点からの最長視線を確定するステップ、この最長視線は第1の最長視線方向を有する
- c) 初期視点の第1の方向と第1の最長視線方向との間の第2の方向を確定するステップ
- d) 視点を第2の方向に転じ、初期視点をその第1の方向において所定の第1の間隔だけ動かすステップ
- e) 視点の第2のセンターポイントを計算するステップ
- f) 視点を第2のセンターポイントに動かし、そして前記ステップb) からf) までを視点が所期のターゲットに到達するまで繰返すステップ。

10

## 【0008】

## 発明の概要

前述の先の出願 (Attorney Docket No. 2001P24461US) に開示されているシステムの作動においては、仮想結腸鏡検査法において、ある状況のもとでは、直角に折れ曲がって停滞したり深部での膨起による褶曲が生じる可能性が認められる。

## 【0009】

本発明の観点の1つによれば、組織の管腔内の仮想結腸鏡の視点を誘導するための方法が提供される。また本発明の観点によれば、自動パスプランニングのための方法が以下のステップを含む。すなわち、目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、前記内視鏡位置から出発して管腔内部で成長する領域を実行するステップと、関心領域に外接する立方体の6つの面と成長領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、内視鏡位置から各クラスタの中心までの概算的センターラインを計算するステップと、各々のパスを内視鏡の目下のパスと比較するステップと、最良の評点を検出するステップを含んでいる。

20

## 【0010】

本発明の別の側面によれば、仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法が次のステップを含んでいる。すなわち、

後続するステップにおける利用のために結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップと、管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行するステップと、前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算するステップと、前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較するステップと、前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てするステップと、前記評点に基づいてセンターラインパスを選択するステップとを含んでいる。

30

## 【0011】

本発明の他の側面によれば、前記結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップに、コンピュータトモグラフィによって当該データセットを導出するステップが含まれる。

40

## 【0012】

また本発明の他の側面によれば、前記結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップに、核磁気共鳴によって当該データセットを導出するステップが含まれる。

## 【0013】

さらに本発明の他の側面によれば、目下の内視鏡周辺でセンタリングされる所定の数のボクセルを導く立方体を確定するステップが含まれる。

## 【0014】

本発明の他の側面によれば、概算的センターラインパスを計算するステップに、初期パスを計算するステップと、前記初期パスをセンタリングし平滑化するステップとが含まれ

50



る。

【0015】

本発明の別の有利な実施例によれば、前記初期パスをセンタリングし平滑化するステップに、ガウス平滑化を使用するステップが含まれる。

【0016】

本発明のさらに別の実施例によれば、前記初期パスをセンタリングし平滑化するステップに、球体を頂点位置にてセットするステップと、前記球体のサイズを、管腔壁との衝突が生じるまで拡大するステップと、前記衝突からの移行フォースを計算するステップと、前記移行フォースを、前記球体がもはや衝突に陥らなくなるまで供給するステップと、前記球体のサイズを、当該管腔壁とのさらなる衝突が再び生じるまで拡大するステップと、さらなる移行フォースを計算するステップと、前記さらなる移行フォースを、前記球体がもはや衝突を起こさなくなるまで供給するステップと、先行の3つのステップを、前記球体が衝突なしでそれ以上の成長ができなくなる最終的な位置に達するまで、繰返すステップと、前記最終的な位置を最終頂点位置として表示するステップとが含まれる。

10

【0017】

本発明のさらに別の実施例によれば、仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法に以下のステップが含まれる。すなわち、

後続するステップにおける利用のために結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出するステップと、管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行するステップと、前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算するステップと、；この場合当該ステップにさらに、初期パスを計算するステップと、前記初期パスをセンタリングし平滑化するステップとが含まれており、前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較するステップと、前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てるステップと、前記評点に基づいてセンターラインパスを選択するステップとが含まれる。

20

【0018】

本発明の別の側面によれば、仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法に以下の方法ステップが含まれる。すなわち、

管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行するステップと、前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算するステップと、前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較するステップと、前記比較に基づいて最適なセンターラインパスを選択するステップとが含まれる。

30

【0019】

本発明の別の側面によれば、仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニングシステムが以下の手段を有するように構成されている。すなわち、

管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定する手段と、前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行する手段と、前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングする手段と、前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算する手段と、前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較する手段と、前記比較に基づいて最適なセンターラインパスを選択する手段とを有するように構成されている。

40

【0020】

また本発明の別の側面によれば、仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニ

50

ングシステムが以下の手段を有するように構成されている。すなわち、

後続するステップにおける利用のために結腸検査プロトコルによって得られる結腸データセットを導出する手段と、管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定する手段と、前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行する手段と、前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングする手段と、前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算する手段と、前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較する手段と、前記センターラインパスの各々に対して前記比較に基づく評点を割当てする手段と、前記評点に基づいてセンターラインパスを選択する手段とを有するように構成されている。

10

#### 【0021】

さらに別の側面によれば、前記初期パスをセンタリングし平滑化する手段に、球体を頂点位置にてセットする手段と、前記球体のサイズを、管腔壁との衝突が生じるまで拡大する手段と、前記衝突からの移行フォースを計算する手段と、前記移行フォースを、前記球体がもはや衝突に陥らなくなるまで供給する手段と、前記球体のサイズを、当該管腔壁とのさらなる衝突が再び生じるまで拡大する手段と、さらなる移行フォースを計算する手段と、前記さらなる移行フォースを、前記球体がもはや衝突を起こさなくなるまで供給する手段と、先行の3つのステップを、前記球体が衝突なしでそれ以上の成長ができなくなる最終的な位置に達するまで、繰返す手段と、前記最終的な位置を最終頂点位置として表示する手段とが含まれている。

20

#### 【0022】

さらに別の側面によれば、仮想内視鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法が次のステップを含んでいる。すなわち、管腔内の目下の内視鏡位置周辺のサブボリュームを確定するステップと、前記目下の内視鏡位置から開始して当該管腔内部で成長する領域を実行するステップと、前記サブボリュームに外接する立方体の複数の面と前記領域との交差を計算しクラスタリングするステップと、前記目下の内視鏡位置から先行ステップにて形成された各クラスタの中心までの概算的センターラインパスを計算するステップと、前記センターラインパスの各々を内視鏡によって示される目下のパスと比較するステップと、前記比較に基づいて最適なセンターラインパスを選択するステップとを含んでいる。

30

#### 【0023】

##### 図面の簡単な説明

本発明の種々の態様のより完全な理解のために以下では図面に基づいて本発明の実施例を詳細に説明する。この場合

図1は、本発明の完全な理解を支援するために、曲折箇所において内視鏡の進行が停滞している典型的な状況を概略的に表した図であり、

図2及び図3は、本発明の実施例に使用され得るセンターライン抽出に関するボクセルパスを表した図であり、

図4は、本発明の実施例に使用され得るセンタリングステップを表した図である。

#### 【0024】

40

##### 実施例

本発明の方法及びシステムは、プログラミング可能なデジタルコンピュータを用いて実現され、その中で述べられている操作もコンピュータでの実現に関連していることを理解されたい。イメージングのコンテキストにおいては“エアー”“内腔/管腔”などの項は、典型的にはこれらの特徴の相応のイメージングを指すことを意味する。

#### 【0025】

前述のように、所定の状況のもとでは、仮想結腸検査法のための従来方式のシステムの操作において、曲折箇所での停滞が生じ、あるいは仮想結腸検査において、深い膨起褶曲が生じ得る。図1には、内視鏡が曲折箇所において停滞している典型的な状況を表している。

50

## 【 0 0 2 6 】

本発明の実施例によれば、内視鏡位置からの成長領域が3つのクラスターC0, C1, C2において立方体に交差している。このシステムは、各クラスターの中心に向けて内視鏡の新たなセンターラインを計算し、各々のパスを内視鏡のパスと比較する。ここでは、入力されるパスとの経路差を反映する評点が計算される。最も高い評点のパスは、結腸の方向に向けて最も続く(延在する)パスである。1つのクラスターのみが存在する場合には、システムは、進行阻止の存在と行き止まりに達していることを確定する。

## 【 0 0 2 7 】

本発明によるパスの自動プランニング方法に基づく実施例によれば、まず目下の内視鏡位置周辺のサブボリューム空間を定めるステップが含まれている。次に、内腔内側の領域成長を実施するステップが実行され、これは目下の内視鏡位置から開始される。これに続いて、関心領域に外接する、成長領域と立方体の6面との交差部分の計算とクラスタリングを行うステップが実施される。各クラスターの中心に対する内視鏡位置からの概算的なセンターラインが計算される。各パスは、内視鏡の目下のパスと比較され、最高の評点が見つけだされる。

10

## 【 0 0 2 8 】

概算的なセンターラインの計算ステップは、種々異なる方法での実行が可能である。大抵のセンターラインアルゴリズムでは、間引き、形態学的演算、距離変換、最小コストパス、“Dijkstra's”アルゴリズムなどが用いられている。これらのバックグラウンドとして例えば以下に述べるような文献が挙げられる。

20

Zhou et al., “Three-Dimensional Skeleton and Centerline Generation Based on an Approximate Minimum Distance Field,” “The Visual Computer, 14:303-314(1998); R. Truyen, “T.Deschamps, L.D.Cohen, “Clinical evaluation of an automatic path tracker for virtual colonoscopy, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention(MICCAI), Utrecht, Netherlands, October 2001”, Chen et al., “A Fast Algorithm to Generate Centerline for Virtual Colonoscopy, SPIE Conference, Feb. 12-18, 2000”, Richard Robb, “Virtual (Computed) Endoscopy: Development and Evaluation Using the Visible Human Datasets,” Oct.7-8, 1996, www.mayo.edu; U.S. Patent 6,514,082, entitled “System and method for performing a three-dimensional examination with collapse correction”

30

## 【 0 0 2 9 】

結腸のセグメント化を実行するその他の方法には、起点及び終点の計算の実行と、前述した仮出願第60/470579号に記載のような初期パスの計算が含まれる。これにはパスのセンタリングと平滑化が継続されており、これは、腸プレパレートと空気注入を含む典型的な結腸鏡検査法のプロトコルの使用によって得られる結腸データセットを用いて開始される。このデータセットは、空気に対する閾値の利用と接続される要素の分析によってセグメント化される。この場合結腸に属していない要素は、自動選択か若しくは手動選択で切り捨てられる。結腸に属する第1のボクセルから開始して、ボクセルの間隔ラベリングが実行され、典型的には連続的なナンバリングで実行される。例えば第1のボクセルにラベル0を与え、次の隣接ラベルにはラベル1、その次の隣接ラベルにはラベル2が与えられるように続けられる。検索は、起点p0に転化される最高位ラベルに対して行われる。この起点p0からは、新たな間隔ラベルマップが、間隔ラベリングの先行ステップの繰返しと最高位ナンバーを伴う他のボクセルの獲得によって作成される。これは終点p1である。

40

## 【 0 0 3 0 】

終点p1からは、間隔ラベルは、起点p0で終了した接続ボクセルのパスを得るために用いられる。このことはp2の隣接ラベルの中で、より小さなラベルを備えたボクセルに対する検索によって行われ、これはp0に達するまで続けられる。図2a及び図3aには、初期ボクセルパスが表されている。結果として得られるパスは、基本的にはギザギザであり、そのため周知の技法、例えばガウス平滑化などを用いて平滑化が施される。いくつ

50

かの頂点（ないし節点）は、 $n$  個の隣接ラベルの重み付け平均によって置換えられ、その処理過程は、反復の数に亘って繰返される。いくつかの新たな頂点の位置では、腸壁との衝突毎に、新たな座標がセグメント化された結腸内にまだ存在しているものなのかどうかを検証することによってテストされる。衝突事象においては、衝突のない最後の位置で頂点が離れる。ある意味では、この過程は、結腸を通過して延伸する柔軟で重さのないストリングパスになぞらえることができる。図 2 b 及び図 3 b には初期の平滑化ステップが示されている。図 2 c 及び図 3 c は、最終的なセンタリングを表している。

#### 【0031】

前述した実施例によれば、この平滑化パスは、拡大されるサイズを伴う球体を用いてセンタリングされる。図 4 には、小さな球体がパスに沿って頂点にてセンタリングされる様子が表されている。この球体上の複数の頂点は、腸壁との衝突毎にチェックされる。複数の頂点が衝突状態にある場合には、当該球体を腸壁から離すように動かすフォースが球体法線に基づいて定められる。球体はパスに対して垂直な面上での動きを余儀なくされる。球体がもはや衝突状態でなくなると、球体のサイズが増加され、再び衝突の計算とシフトが繰返される。この過程は、衝突を引き起こすことなしで球体のさらなるシフト及び/又はサイズの拡大ができなくなる時に停止される。ここにおいて球体の中心が頂点に対する新たな位置として受け入れられる。この過程は、トラジェクトリ若しくはパスの次の頂点のために繰返される（図 1 の C 参照）。この衝突検出技術と移行フォースの計算の概要については、2000 年 6 月 19 ~ 23 日にスイス国ジュネーブにおいて開催されたコンピュータグラフィックインターナショナル 2000 での“Geiger, B”による出版物“Real-Time-Collision Detection and Response for Complex Environments”に記載がある。しかしながら衝突検出及びフォース計算は、多面体の再構成よりはボクセルに基づいて直接実施される。つまり基本的には、前述の Geiger による文献内で概説されている構想が基本的に続けられる。それに続いて、及びセンタリングの後で、パスは、衝突制御を伴う別のガウス平滑化を施される。この時はより少ない反復とより小さい隣接区域が使用される。

#### 【0032】

図 4 には、センタリングステップのための要約された手順が示されている。すなわち：

- a) 球体は頂点位置にてセットされる
- b) 球体サイズは、腸壁との衝突まで拡大される。衝突からは、移行フォースが計算される
- c) この移行は、球体がもはや衝突に陥らなくなるまで供給される。球体のサイズは、再び拡大され、そこで腸壁との衝突が起こる
- d) 移行が計算される。この移行の後で球体は、それ以上の成長ができない位置に達する。
- e) この位置は最終的な頂点位置を表す。

#### 【0033】

単なる形態学的操作を使用するものではない本発明の基本原理由れば有利には、所定の状況により早く達することができる。

#### 【0034】

本発明の実施例によれば、仮想結腸鏡検査法のためのローカルパス自動プランニング方法が以下に述べるようなステップを含んでいる。すなわち、

まず自動セグメント化が実行され、ここではこの自動セグメント化が、選択された立方体サイズのブロックにカットアウトされ（例えば  $128 \times 128 \times 128$ ）、ボクセルは内視鏡の位置でセンタリングされる。核として内視鏡を含んだボクセルによって開始がなされると、内部の空間に成長する領域が実行される。空間を含み同じ管腔に属する全てのボクセルがラベリングされる。この柱状空間は、種々の箇所において立方体と交差する。それらの箇所は、クラスタリングされる。この場合共有的に面しているボクセルは同じクラスタに加算され、各クラスタの中心は、各クラスタのボクセルの座標の平均化によって算出される。各クラスタの中心から内視鏡の位置までのセンターラインが算出される。各センターラインは、内視鏡のパスと比較される。内視鏡の位置から開始されて、センター

ライン上の複数のポイントの差分の絶対値が、内視鏡パスの対応するポイントに加算される。和が長さによって除算され、評点（スコア）が定められる。より高い評点は、到来するパスからのセンターラインがより隔てられる。最も高い評点を有するパスは、追従するための最良の候補である。ただ1つのパスしか存在しない場合には、それは内視鏡を投入する最も有望な1つであり、システムは行き止まりの存在を検知する。

【0035】

本発明は、最も実用的な仮想結腸鏡検査法の内容で主に説明してきたが、しかしながらこれは本願がその他のタイプの仮想内視鏡検査法に適していないことを意味するものではないことを理解されたい。また本発明は、例示的な実施例を用いて具体的に説明してきたが、当業者であるならばこれらの実施例の他にも、以下に述べる特許請求の範囲によって

10

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】 曲折箇所において内視鏡の進行が停滞している典型的な状況を概略的に表した図

【図2】 本発明の実施例に使用され得るセンターライン抽出に関するボクセルパスを表した図

【図3】 本発明の実施例に使用され得るセンターライン抽出に関するボクセルパスを表した図

【図4】 本発明の実施例に使用され得るセンタリングステップを表した図

20

【図1】

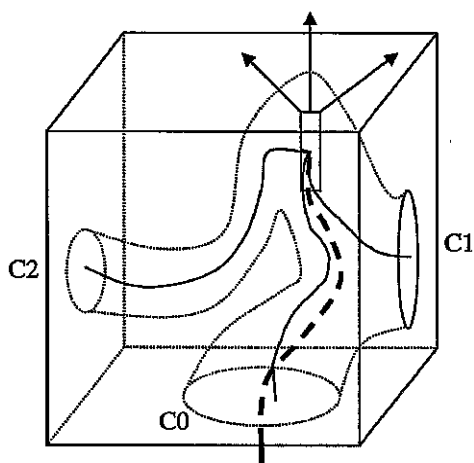


FIGURE 1

【図3】

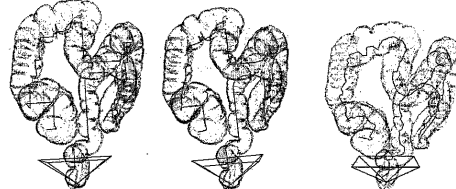


FIGURE 3

【図4】

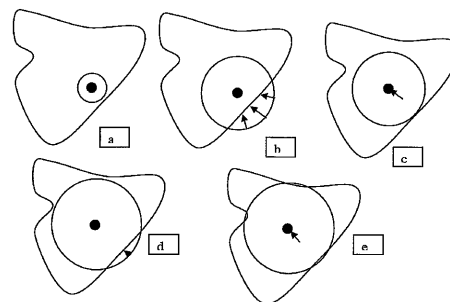


FIGURE 4

【図2】

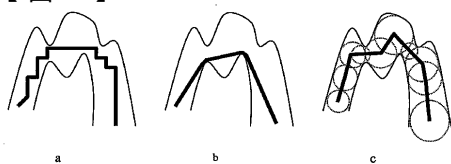


FIGURE 2

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.  
PCT/US2004/000595

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 7 G06T5/30

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 G06T

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, INSPEC, WPI Data, PAJ, IBM-TDB

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DONGQING CHEN ET AL: "A tree-branch searching, multiresolution approach to skeletonization for virtual endoscopy" PROCEEDINGS OF THE SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING SPIE-INT. SOC. OPT. ENG USA, vol. 3979, 2000, pages 726-734, XP002318422 ISSN: 0277-786X page 727, line 21 - line 32 page 729, paragraph 2.3	1-3, 15, 18-20, 34-36

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☐ 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
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation 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

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* 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
- \*Y\* 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.
- \*G\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 February 2005

Date of mailing of the international search report

14/03/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3018

Authorized officer

Chateau, J-P

## フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/05 3 9 0

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 ベルンハルト ガイガー

アメリカ合衆国 ニュージャージー クランベリー メーブルウッド アヴェニュー 6 2

Fターム(参考) 4C061 AA04 JJ20 NN10 SS21

4C093 AA22 AA26 DA01 FD03 FD05 FD12 FF21 FF42 FF43

4C096 AA18 AB50 AC07 AD14 DC19 DC36 DC40

5B050 AA02 BA03 BA12 EA11 EA28

5B057 AA07 BA03 BA07 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CC03

CD01 DA07 DA16 DB03 DB09 DC05 DC36

专利名称(译)	虚拟结肠镜检查的局部路径自动规划方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007509649A</a>	公开(公告)日	2007-04-19
申请号	JP2006536525	申请日	2004-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	ベルンハルトガイガー		
发明人	ベルンハルト ガイガー		
IPC分类号	A61B6/03 A61B1/00 G06T1/00 G06T17/40 A61B5/055 G06F19/00 G06T5/00 G06T7/60		
CPC分类号	G06T19/003 G06K9/4638 G06K2209/05 G06T7/11 G06T7/60 G06T2207/10081 G06T2207/30028 G06T2210/41 G16H50/50		
FI分类号	A61B6/03.377 A61B1/00.320.Z G06T1/00.290.B G06T1/00.290.C G06T17/40.A A61B5/05.390		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/JJ20 4C061/NN10 4C061/SS21 4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/DA01 4C093/FD03 4C093/FD05 4C093/FD12 4C093/FF21 4C093/FF42 4C093/FF43 4C096/AA18 4C096/AB50 4C096/AC07 4C096/AD14 4C096/DC19 4C096/DC36 4C096/DC40 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/BA12 5B050/EA11 5B050/EA28 5B057/AA07 5B057/BA03 5B057/BA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CD01 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC05 5B057/DC36		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	60/443734 2003-10-30 US 10/753703 2004-01-08 US		
其他公开文献	JP2007509649A6		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

本发明涉及用于虚拟内窥镜本地路径自动规划方法，导出通过结肠镜检查协议用于后续步骤使用所获得的数据集结肠，现在管腔确定围绕内窥镜位置的子体积的一个步骤中，将当前计算包围子体积和区域的立方体的多个面之间的交点，并聚集计算的交叉点;从内窥镜位置到每个簇的形成在前述步骤中的中心近似方式中心线将每个所述中心线路径与由内窥镜指示的当前路径进行比较;基于所述比较将分数分配给每个所述中心线路径;比较所述分数并根据中心线路径选择中心线路径。

