

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4149235号
(P4149235)

(45) 発行日 平成20年9月10日(2008.9.10)

(24) 登録日 平成20年7月4日(2008.7.4)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 G

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 5 0 D

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 5 0 A

G 0 1 R 33/54 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2002-312283 (P2002-312283)
 (22) 出願日 平成14年10月28日(2002.10.28)
 (65) 公開番号 特開2003-180656 (P2003-180656A)
 (43) 公開日 平成15年7月2日(2003.7.2)
 審査請求日 平成17年10月27日(2005.10.27)
 (31) 優先権主張番号 0114048
 (32) 優先日 平成13年10月30日(2001.10.30)
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (72) 発明者 トマ デ デシャン
 フランス国, 9 2 1 0 0 ブローニュ・ビ
 ヤンクール, リュ・レアンアール 2 9
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 分岐する物体内の経路を抽出する機能を有する医療画像形成ステーション

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

グレイレベルを表す画像を取得する取得手段、前記画像を表示する表示手段、少なくとも1つの画像形成される分岐した物体を領域分割し、前記画像形成される分岐した物体を境界設定する領域分割ゾーンを決定する領域分割手段、及び前記領域分割ゾーンにおいて少なくとも1つの経路を抽出する経路抽出手段を含む医療画像形成ステーションであって、

前記経路抽出手段は、

前記領域分割ゾーンに関する最初の地点を位置決めする手段と、

エッジが前記領域分割ゾーンを伝播し、前記領域分割ゾーンの内部にあるように、前記最初の地点から前記領域分割ゾーン内で前記エッジを伝播させる手段と、

前記エッジが予め決定された距離を超えて伝播されるたびに作動し、前記エッジの接続性を検査する手段と、

接続されていないエッジが検出されたとき、分岐と呼ばれる前記エッジの一部をラベル付けする手段と、

前記分岐に関する伝播の最終地点を識別する手段と、

前記最終地点から前記最初の地点までの経路を追跡する経路追跡手段と、
 を含むことを特徴とする医療画像形成ステーション。

【請求項 2】

前記経路追跡手段により、分岐に関する少なくとも1つの前記最終地点と前記最初の地

10

20

点の間で経路が追跡される、
ことを特徴とする請求項 1 記載の医療画像形成ステーション。

【請求項 3】

前記分岐の間で分岐点となる地点を判定する手段をさらに含む、
ことを特徴とする請求項 1 記載の医療画像形成ステーション。

【請求項 4】

前記分岐点となる地点を判定する手段は、前記経路追跡手段により追跡される経路を通
過するボクセルに関するサーチを使用する、
ことを特徴とする請求項 3 記載の医療画像形成ステーション。

【請求項 5】

前記経路追跡手段は、別の分岐点となる地点又は最初の地点に合うまで、分岐点となる
地点の位置に連続する軌道を追跡するために構成され、

前記最終地点と前記分岐点となる地点の間、前記分岐点となる地点の間、さらに前記分
岐点となる地点と前記最初の地点の間で、分岐される経路を得るように経路部分が追跡さ
れる、

ことを特徴とする請求項 3 又は 4 記載の医療画像形成ステーション。

【請求項 6】

グレイレベルを表す画像において、画像形成される分岐した物体を表す画像の領域分割
ゾーンを装置に供給する領域分割手段と結合される経路を抽出する装置であって、

前記領域分割ゾーンに関する最初の地点を位置決めする手段と、

エッジが前記領域分割ゾーンを伝播し、前記領域分割ゾーンの内部にあるように、前記
最初の地点から前記領域分割ゾーン内で前記エッジを伝播させる手段と、

前記エッジが予め決定された距離を超えて伝播されるたびに作動し、前記エッジの接続
性を検査する手段と、

接続されていないエッジが検出されたとき、分岐と呼ばれる前記エッジの一部をラベル
付けする手段と、

前記分岐に関する伝播の最終地点を識別する手段と、

前記画像における所与の 2 つの地点の間の経路を追跡する経路追跡手段と、
を含むことを特徴とする装置。

【請求項 7】

領域分割方法と結合される経路を抽出する方法であって、

前記領域分割方法は、グレイレベルを表す画像において画像形成される分岐した物体を
表す画像の領域分割ゾーンを当該抽出する方法に供給するものであり、

前記領域分割ゾーンに関する最初の地点を位置決めするステップと、

エッジが前記領域分割ゾーン内を伝播し、前記領域分割ゾーンの内部にあるように、前
記最初の地点から前記領域分割ゾーン内で前記エッジを伝播させるステップと、

前記エッジが所定の距離を伝播するたびに作動される、前記エッジの接続性を検査する
ステップと、

接続されていないエッジが検出されたとき、分岐と呼ばれる前記エッジの一部をラベル
付けするステップと、

前記分岐に関する伝播の最終地点を識別するステップと、

前記画像における所与の 2 つの地点の間の経路を追跡する経路追跡ステップと、
を含むことを特徴とする方法。

【請求項 8】

コンピュータで実行されたとき、請求項 7 記載の方法を実行する命令を備えるコンピュ
ータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、グレイレベルを表す画像を取得するための取得手段、該画像を表示するための

10

20

30

40

50

表示手段、該画像の画像形成された物体を境界設定する領域分割ゾーンを決定して、少なくとも1つの画像形成される物体を領域分割するための領域分割手段、及び該領域分割ゾーンにおいて少なくとも1つの経路を抽出するための経路抽出手段を含む医療画像形成ステーションに関する。

【0002】

医療画像を取得する多くの方法は、グレイレベルを表す画像を供給することができる。したがって、本発明は、超音波、放射線又は磁気共鳴技術により取得される画像向けに使用することができる。また、グレイレベルは、グレイとは異なる特定の色のレベルで、等価的な方法で置き換えることが可能である。

【0003】

開始節に従う医療ステーションは、経路抽出手段により使用することができる画像の領域分割を提供する。経路の抽出は、血管、腸といった細長い物体が観察されるときに、画像を分析するために特に重要である。

【0004】

【従来の技術】

かかる医療ステーションは、欧州特許第1058913号に提案されているような画像処理方法により構成される。かかる方法により、境界を有する構造から定義され、画像に描写される中央の領域内で経路を追跡することが実際に可能となる。この中央の領域は、画像の特徴から定義される画像の領域分割である。領域分割内で追跡される経路は、該中央領域内で最も離れた地点であるとして定義される2つの最終地点の間での最短経路である。これまで提案されている技術は、非常に高速なアルゴリズムを使用しているために非常に処理が迅速である。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

従来の技術の問題点は、最も遠く離れた2つの地点間の経路を抽出することができるという事実にある。分岐する物体が画像形成されるとき、この分岐は、検出及び追跡されることがない。これは、分岐点となる位置を利用可能にすることが非常に有効である血管の場合には、特に好ましくない。これは、従来技術による画像形成ステーションにより、動脈瘤の位置を決定すること、及び分岐が後続する経路に対する評価を得ることを可能にしないためである。

【0006】

なお、ピーリングアルゴリズムを使用した技術により、分岐を観察することが可能であるが、その使用は低速であり、分岐それ自身の構造を分析することを可能とするために、分岐を明らかにすることが必要となる。このため、分岐の明確化の間にエラーが引き起こされる場合があり、画像形成された物体の誤った分析を引き起こす可能性がある。

【0007】

本発明の目的は、画像形成される物体の分岐を考慮することができる、高速な経路追跡装置を含む医療画像形成ステーションを提供することにある。分岐を考慮することは、2次元又は3次元での血管を対象とする、画像形成ステーションの使用において必要不可欠である。

【0008】

【課題を解決するための手段】

実際に、開始節に従う医療画像形成ステーションは、抽出手段が以下の構成を含む点で特徴付けられる。

領域分割ゾーンの最初の地点を位置決めする手段。

最初の地点から領域分割ゾーン内でエッジを伝播する手段。

エッジの接続性を検査する手段。

接続されていないエッジが検出されたときに、分岐と呼ばれるエッジの一部をラベル付ける手段。

該分岐に関する伝播の最終地点を識別する手段。

10

20

30

40

50

最終地点から最初の地点までの経路を追跡するための経路追跡手段。

【 0 0 0 9 】

本発明により、画像形成される物体内のエッジの接続性が失われたことを検出することにより、分岐を検出及び位置決めすることを可能にする。この検出から、分岐の最終地点が識別される。次いで、たとえば、従来技術の引用文献で開示された技術に従い、2つの地点の間の軌道を追跡することができる。次いで、最短の経路は、たとえば、それぞれの最終地点と最初の地点の間に追跡することができる。エッジの伝播及び最短の経路を処理するアルゴリズムは非常に高速であり、本発明により、正確かつ迅速な結果を得ることができる。

【 0 0 1 0 】

血管という特定のケースでは、最初の地点と最終地点の間のそれぞれの分岐について経路を得ることは有効である。本発明の別の実施の形態では、1つの分岐された経路は、分岐点となる地点を判定した後に追跡され、次いで、たとえば、従来技術の文献で述べられているように、最短経路の追跡は、幾つかの地点間での対を考慮に入れる。この分岐された経路は、特定の性質を有し、医療画像形成ステーション向けに特定の機能を供給する。

【 0 0 1 1 】

また、本発明は、本発明による医療画像形成ステーションで使用されることが意図される経路抽出装置、及び医療画像形成ステーションで実現されることが意図される経路抽出方法に関する。本発明による医療画像形成ステーションの使用により、分岐された物体について領域分割が得られるとすぐに、複数の経路の追跡、又は分岐された経路追跡を非常に迅速かつ正確に得ることが可能である。表示手段は、結果的に、画像の経路、2次元又は3次元で示される領域分割、又はエッジの伝播の間の追跡における変化を表示することができる。

【 0 0 1 2 】

【発明の実施の形態】

本発明は、限定するものではない例及び添付図面を通して、幾つかの実施の形態の以下の説明に照らして、良好に理解されるであろう。

多くの取得手段は、本発明による医療画像形成ステーションにおいて本発明から利益を受けることができる。

【 0 0 1 3 】

画像及び該画像の領域分割が、本医療画像形成ステーションの取得手段により使用される方法により得られる場合、本発明による医療ステーションが効果的に使用される。したがって、超音波、放射線又は磁気共鳴技術により得られる画像は、本発明による医療画像形成ステーションにより処理することができる。本発明は、血管等の分岐を有する物体を描写する画像の処理について特に有効である。

【 0 0 1 4 】

図1は、本発明による医療画像形成ステーションの概念を示している。このステーションは、画像IMを取得するための取得手段ACQ、該画像IMを表示するための表示手段DIS、領域分割ゾーンIMSを提供するための領域分割手段SEG、及び領域分割IMS内の少なくとも1つの経路PATを抽出する手段TRを含んでいる。表示手段DISは、2次元又は3次元で、画像の領域分割IMS、及び該領域分割IMSにおける変化を表示する手段を含むことができる。

【 0 0 1 5 】

本発明の1つの目的は、画像形成される物体の分岐を考慮する経路追跡手段TRを含む医療画像形成ステーションを提供することにある。分岐を考慮することは、2次元又は3次元における血管等を対象とする、画像形成ステーションの使用において必要不可欠である。このように、医療画像形成ステーションは、領域分割IMSの最初の地点を位置決めする手段POS、及び該最初の地点からこの領域分割IMS内でエッジXを伝播する手段PROPを含む抽出手段TRを含んでいる。

【 0 0 1 6 】

エッジの伝播は、図 2 に示されている。図 2 では、位置決め手段 P O S により、最初の地点 P I が図に位置される。エッジ X は、たとえば、J.A.Sethian による書籍 “Level sets methods and fast-marching methods, evolving interfaces in computational geometry, fluid mechanics, computer science and material science” Cambridge University Press 1999 における高速前進アルゴリズムで処理される伝播に従い徐々に伝播する。

【 0 0 1 7 】

従来の説明によれば、伝播速度は、領域分割 I M S のそれぞれの地点でのグレイレベルに依存する。全てのケースにおいて、伝播は、領域分割 I M S 内でのみ行われる。一般に、領域分割は、実際は 2 値画像である。画像のある地点は領域分割のゾーンに属しており、他の地点は、このゾーンに属していない。

10

【 0 0 1 8 】

領域分割の地点は、それら固有の特徴を維持することができ、領域分割全体を通して特徴を一樣にすることもできる。領域分割の外側では、地点の特徴は、エッジがこれら地点を伝播することができないようにすることができる。一般に、無限大又はゼロ値がこれらの地点に関連付けされる。領域分割は、内部の、全ての地点が同じ特徴を有するようであることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

たとえば、エッジの伝播速度の計算に使用される特徴（このケースではグレイレベル）は、全ての領域分割を通して一樣にすることができ、エッジが領域分割から離れることを防止して外側とは異なるようにすることができる（たとえば、無限大又はゼロ）。

20

【 0 0 2 0 】

伝播方程式及びこのエッジ伝播に関連する詳細は、Sethian による書籍において当業者は利用することができる。エッジの伝播のために可能な経路の間で最もコストが低い経路を探す最短経路タイプのアルゴリズムを使用して、伝播が実行されることが好ましい。

【 0 0 2 1 】

この伝播は連続的であり、全ての方向で行われる。既に作成された画像の領域分割が存在するとき、エッジはいわゆる領域分割ゾーンの内側のままとなる。経路のコストは、たとえば、領域分割におけるグレイレベルへの速度依存によるアイコンール式といった所与の式により与えられる。伝播は、従来技術において 2 次元又は 3 次元の画像において行うことができる。

30

【 0 0 2 2 】

一方で、本発明が、2 次元の平面画像又は 3 次元の空間画像向けに使用することができることを強調することは価値のあることである。領域分割 I M S に関するエッジの伝播は、図 2 において破線で示されており、エッジは、左、すなわち最初の地点から右方向に移動して、破線により示される連続する位置を通過する。

【 0 0 2 3 】

最初の地点から開始して、エッジは、たとえば、値 1 によりラベル付けされ、これにより X [1] で示される。エッジのラベリングは、アルゴリズム内で基準値を割当てするために、構成要素（ここでは、エッジ）に基準値を割当てするための手段を理解している当業者に公知の情報を使用する。

40

【 0 0 2 4 】

したがって、経路抽出手段 T R は、エッジをラベリングする手段 L I B を含んでいる。また、経路抽出手段 T R は、エッジ X の接続性検査手段 T E S を含んでおり、エッジが接続されているか、すなわち、接続された表面により形成されているか、或いはエッジが 2 つ以上の接続された表面から構成されているかを検出することを可能にする。この接続性検査は、たとえば、J.P.Coquerez, S.Philip 等による書籍 “Analyse d' images: filtrage et segmentation” Masson 1995 出版で与えられている接続性検査に関連する技術に従い、2 次元又は 3 次元で実行することができる。

【 0 0 2 5 】

この接続性の検査は、それ自身が呼ばれる関数であって、隣接する地点が調べられる関数

50

で再帰的に行われる。接続性の検査が肯定的である場合（Ｙｅｓの場合）、エッジが接続されている。本発明の好適な実施の形態では、エッジが依然として接続されている場合であっても、たとえば、１だけインクリメントされて、エッジのラベリングが変更される。

【００２６】

これは、図２に示されるケースであり、ここでは、接続性検査は、エッジが距離Ｄを進行するたびに実行される。この図では、エッジが最初の地点ＰＩから距離Ｄだけ進行したときに実行される最初の検査では、エッジは接続されているものとして検出される。

【００２７】

（グレイのレベルが領域分割内で多様であるときに、実際に重み付けされた距離である）規定された距離は、T. Deschamps及びL.D.Cohenによる論文“Minimal paths in 3D images and application to virtual endoscopy” European Conference on Computer Vision, ECCV '00, Dublin, Ireland, 2000に開示される技術を使用して計算されることが好ましい。この論文に開示される技術は、高速前進方法によるエッジ伝播に関する距離を計算するための方法を提案している。

【００２８】

図２では、後続の検査まで、エッジにはＸ[２]がラベル付けされる。接続性の検査が否定的である場合（Ｎｏの場合）、エッジは接続されておらず、エッジを区別することができるようになってラベル付けすることが必要である幾つかのエッジ部分から構成される。

【００２９】

図２では、最初の地点ＰＩから４倍の距離Ｄに等しい距離で検査されるＸ[４]でラベル付けされるエッジの場合が示されている。ここで、エッジが領域分割ＩＭＳ内のその伝播において接続されていないものとして検出される。これは、エッジＸ[４]が、最初の地点ＰＩから４Ｄに等しい距離で、２つに分割されるように見えるためである。

【００３０】

次いで、エッジの２つの部分は、Ｘ[５]及びＸ[６]に異なってラベル付けされる。図１を再び参照して、本発明による経路抽出手段ＴＲは、接続されていないエッジＸ[１]が検出されたときにラベル付けされるエッジの一部をラベル付けする手段ＬＡＢを含んでいる。

【００３１】

２よりも大きな部分の数が検出された場合、同じ数のラベルがこれらの部分に割当てられる。また、エッジ部分が数字以外のデータによりラベル付けされることも考えられる。たとえば、先行するエッジ部分のラベルをメモリに記憶することを可能にする文字又は値であり、すなわち、検査されるエッジを生じさせる文字又は値である。

【００３２】

別の実施の形態では、接続性の検査が否定的であるまで、同じ値をエッジのラベル付けに残すことも可能である。この場合、たとえば、検出されたエッジ部分のうちの１つについて１だけインクリメントされ、別のエッジ部分について等しく保持されるか或いは修正されて、ラベル付けの値が変更される。

【００３３】

つぎに、エッジが距離Ｄを進行するまで、エッジの伝播が継続される。距離の値及び該値の選択は、重要な問題である。画像のピクセル又はボクセルの次元に関するサイズの距離Ｄを選択することが可能である。この場合、接続性の検査は、ボクセルのサイズに対応するエッジが進むたびに実行される。このように、ピクセル又はボクセルのサイズから物体の最大サイズまでの範囲にわたる距離Ｄを選択することも可能である。

【００３４】

しかし、好適な実施の形態では、距離Ｄの値は、これら２つの極値の間となるように選択される。かかる選択により、距離Ｄの値よりも大きな長さを有する分岐のみを検出することが実際に可能となる。このように、距離Ｄの値は、分岐の最も小さく期待される値よりも僅かに小さくなるように選択されることが好ましい。かかる選択により、（ピーリングアルゴリズムによる、付随的な場合ではない）物体の詳細を分岐であるとして検出することが不可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

これにより、所定の値以下の分岐の検出を排除することにより、すなわち、距離 D の値よりも大きいサイズ of 分岐まで分岐のサーチを制限することにより、所定の範囲まで結果を平滑化することができる。このように、本発明により、本医療画像形成ステーションのユーザが画像から抽出及び分析することを望む情報に従い、正確かつ変更可能な分岐の検出を得ることが可能となる。

【 0 0 3 6 】

したがって、距離 D の値は、変更可能なパラメータとしてユーザに提供されることが好ましい。エッジの伝播が領域分割の全ての地点を通して行われるとき、識別手段 I D E は、分岐の終わりで割当てられるラベルを有する、分岐での伝播の最終地点 P F を識別する。これについて、たとえば、それらに先行するラベルが割当てられる全てのラベルを記録するために、テーブルが生成されることで十分である。

10

【 0 0 3 7 】

このテーブルでは、後継者を有さないラベルが探される。連続するラベルが存在しないそれぞれのエッジについて、最初の地点から最も離れた地点であると識別される。従来の技術としての特許で使用されるような技術は、たとえば、T. Deschamps 及び L.D.Cohen により先に引用された論文に開示される方法を使用して最初の地点への最大距離を計算することにより、最も離れた地点を判定するために使用することができることが好ましい。

【 0 0 3 8 】

図 2 では、最終地点 P F [7] , P F [9] 及び P F [1 3] は、最初の地点 P I と後継のラベルを所有しないラベルを有するエッジに属する地点との間で最も大きな距離により定義される。図 2 では、これらのエッジは、X [7] , X [9] 及び X [1 3] でラベル付けされる。

20

【 0 0 3 9 】

最終的に、本発明による経路抽出手段は、従来技術の最短経路追跡技法に従い、最終地点 P F と最初の地点 P I の間の経路 P A T を追跡するための経路追跡手段 T R A を含んでいる。これは、図 3 に示されており、最終地点 P F [7] , P F [9] 及び P F [1 3] と最初の地点 P I の間で追跡される 3 つの経路 P A T [7] , P A T [9] 及び P A T [1 3] を示している。

【 0 0 4 0 】

このように、本発明により、画像形成される物体内のエッジの接続性の損失を検出することにより分岐を検出及び配置することを可能にする。この検出から、最終地点が検出される。たとえば、従来技術の引用文献に開示される技術に従う 2 つの地点間の経路を追跡することが可能である。最短経路は、たとえば、それぞれの最終地点と最初の地点の間で追跡することができる。

30

【 0 0 4 1 】

血管という特定の場合、最初の地点と最終地点の間のそれぞれの分岐について、経路を得ることが好ましい。次いで、血管に位置決めすることが可能であり、特に、血管造影で出血する部位を診断した後に手術を行い出血点に対して治療を行う治療 (surgical intervention) について非常に有効である。

【 0 0 4 2 】

本発明の別の特定の好適な実施の形態では、1 つの分岐された経路が追跡される。この実施の形態は、経路追跡手段 T R A 自身内で使用される分岐点となる地点 P E を位置決めする手段 L O C を使用する。経路 P A T を追跡するために、一般に追跡手段 T R A は、最終地点から最初の地点へのステップバイステップ式による勾配降下により、最短経路追跡方法を使用する。

40

【 0 0 4 3 】

画像は、2 次元におけるピクセル及び 3 次元におけるボクセルから構成されるカルテシアングリッドである。このように得られる追跡は、サブピクセル又はサブボクセルである。所与の最終地点で開始する勾配降下の間、ピクセル又はボクセルを通過する追跡経路を有する全てのピクセル又はボクセルは、最終地点に固有なラベルによりラベル付けされる。

50

分岐点となる地点を位置決めする手段は、「隣接地点」の基準を定義する。

【 0 0 4 4 】

ピクセル又はボクセルに関する次元のサイズの倍数よりも小さい場合、たとえば、2次元において

【 外 1 】

$$\sqrt{2}$$

であり、3次元において

【 外 2 】

$$\sqrt{3}$$

である場合、2つの地点間の距離が2つの地点は、隣接するものとして考慮される。

【 0 0 4 5 】

多少とも小さな倍数を選択することにより、多かれ少なかれ改良された「隣接する地点」の基準を選択することが可能である。これは、経路が依然として遠くにあるときに分岐点となる地点を検出することを望む場合、或いは対称的に、経路が非常に近いときに分岐点となる地点を検出することを望む場合、非常に有効な場合がある。

【 0 0 4 6 】

勾配降下の間の経路に関して、位置決め手段LOCは、それぞれのピクセル又はボクセル、及び倍数の値により定義される表面又は体積に含まれるその周辺を検査する。追跡される軌道の地点に隣接するピクセル又はボクセルが別の最終地点のラベルを所有する場合、経路の交差が検出される。交差が検出されたとき、連続する勾配降下の間に経路が通過するピクセル又はボクセルのラベルは、分岐点となる地点を記録する新たなラベルである。

【 0 0 4 7 】

また、その経路が含む最終地点のうちの1つのラベルのうちの1つを保持することが可能である。図3を参照して、分岐点となる地点PEは、画像に関して識別され、別の分岐点となる地点又は最初の地点に含むまで、分岐点となる地点の位置に連続する勾配降下による軌道を追跡するための役割を果たす。分岐された経路は、最終的に構築される。

【 0 0 4 8 】

複合の勾配降下に従う分岐された軌道は、図4における最終地点と分岐点となる地点の間の幾つかの最短経路部分PAT[F7]、PAT[F9]、PAT[F13]、図4における分岐点となる地点PE[1]とPE[2]の間の最短経路部分PAT[E1]、図4における分岐点となる地点と最初の地点の間の最短経路部分PAT[E2]から最終的に構成される。

【 0 0 4 9 】

この分岐された経路は、本医療画像形成ステーションが特別な機能を有することを可能にする。これは、全ての経路を観察することなしに、分岐された構造の一部を選択的に調査することを可能にするためである。したがって、動脈瘤が最終地点PF[13]を有する分岐に存在する場合、この最終地点PF[13]に関してのみ選択計算機能を選択することが

【 0 0 5 0 】

同様に、分岐点となる地点PE[1]のラベルを担う部分に関して動脈瘤が検出された場合、分岐点となる地点PE[1]とPE[2]の間の部分に関して選択が行われる。動脈瘤の位置決めは、全ての分岐が観察されたときよりもより確かであり、このセクションを人工的に拡大する場合がある検出されていない分岐点となる地点の存在を通してセクションのエラーを生じる場合がある。

【 0 0 5 1 】

開示される経路追跡手段の実施の形態は、単独又は互いに組み合わせて使用される場合がある。このように、開示される2つの実施の形態の組合せは、特に好ましい。これは、こ

10

20

30

40

50

れら2つの実施の形態の組合せにより、それぞれの分岐に固有な同一の最初の地点と最終地点の間のそれぞれの分岐について第1実施の形態により生成される複数の経路、それぞれの分岐部分を位置決めすることを可能にする1つの分岐された経路、及びその分岐された構造及び全体における画像形成される物体を調べることが可能である。

【0052】

また、本発明は、本発明による医療画像形成ステーション内で使用されることが意図される経路を抽出するための装置、及び本発明による医療画像形成ステーションで使用されることが意図される経路を抽出する方法に関する。

本発明による経路を抽出するための方法は、グレイレベルを示す画像において画像形成される物体を表す画像の領域分割を装置に供給する領域分割手段と結合されることが意図される。

10

【0053】

かかる装置は、上述した医療画像形成ステーション内で使用することができることが好ましい。この点に関して、図1に示される抽出手段TRは、本発明による該経路抽出装置を構築する。

【0054】

かかる装置は、領域分割に関する最初の地点を位置決めする手段、最初の地点から領域分割内でエッジを伝播する手段、エッジの接続性を検査する手段、接続されていないエッジが検出されたときに分岐と呼ばれるエッジの一部をラベル付けする手段、分岐の伝播に関する最終地点を識別する手段、画像の所与の2つの地点間の経路を追跡するための経路追跡手段を含んでいる。これらの手段は、上述したような医療画像形成ステーションで使用される機能に関し、それらの主要な特性において同一である。

20

【0055】

本発明による経路を抽出する方法は、グレイレベルを表す画像における画像形成される物体を表す画像の領域分割を該抽出方法に供給する領域分割方法と結合されることが意図される。かかる方法は、上述した経路を抽出するための装置、又は先に説明したような医療画像形成ステーションで使用されることが意図される。

【0056】

かかる方法は、領域分割の最初の地点を位置決めするステップ、最初の地点から領域分割内でエッジを伝播するステップ、エッジが所定の距離を進行するたびに作動されたエッジの接続性を検査するステップ、接続されていないエッジが検出されたとき分岐と呼ばれるエッジの一部をラベル付けするステップ、分岐に関する伝播の最終地点を識別するステップ、及び画像の所与の2つの地点間の経路を追跡するための経路追跡ステップを含んでいる。

30

【0057】

本発明による方法の使用、本発明による装置の使用、及び本発明による医療画像形成ステーションの使用により、分岐された物体の領域分割が得られると直ぐに、複数の経路の追跡、又は分岐された経路の追跡を非常に迅速かつ正確なやり方で得ることが可能となる。表示手段は、画像の経路、2次元又は3次元で表示される領域分割、及びエッジの伝播の間の追跡の変化を結果的に表示することができる。

40

【0058】

当業者により利用することができるソフトウェア手段及び/又はハードウェア手段により、本発明による装置の手段及び方法のステップにおいて開示される機能を実現する多くのやり方が存在する。これは、図面が概念的であるためである。このように、図面は様々なブロックにより実行される各種機能を示しているが、1つのソフトウェア及び/又は1つのハードウェア手段が幾つかの機能を実行することを可能にするのを排除することものではない。また、ソフトウェア及び/又はハードウェア手段の組合せが1つの機能を実行することができるのを排除するものではない。

【0059】

本発明は、開示される実施の形態に従い説明されてきたが、当業者であれば、開示された

50

実施の形態に対する変形例が存在することを即座に認識されるであろう。たとえば、カレントポイントで画像形成される物体の伝播エッジの出力を自動的に検出する手段は、（たとえば、距離測定を使用することにより）該ポイントでのエッジの局所的な速度推定する手段、速度閾値よりも小さな局所的な速度で作動される伝播速度をゼロに固定する手段を使用する場合がある。これらの変形例は、本発明の精神及び範囲に包含されるものである。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明による医療画像形成ステーション及び経路抽出装置の概念を説明する図である。

【図２】画像形成される物体の例に関して、本発明の好適な実施の形態に従う、接続性を検査する手段、検出された分岐をラベル付けする手段、及び最終地点を識別する手段の機能を説明する図である。

10

【図３】本発明の好適な実施の形態に従う、経路抽出手段及び分岐点となる地点を判定するための手段の機能を説明する図である。

【図４】本発明の好適な実施の形態において開示される、分岐された経路を追跡する機能を概念的に説明する図である。

【符号の説明】

I M : 画像

A C Q : 取得手段

D I S : 表示手段

S E G : 領域分割手段

P A T : 経路

T R : 経路抽出手段

I M S : 画像の領域分割（ゾーン）

P O S : 位置決めする手段

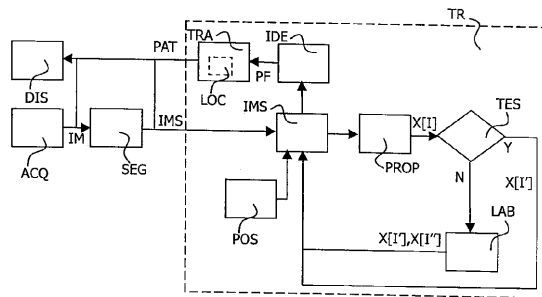
P R O P : エッジ伝播手段

T E S : 検査手段

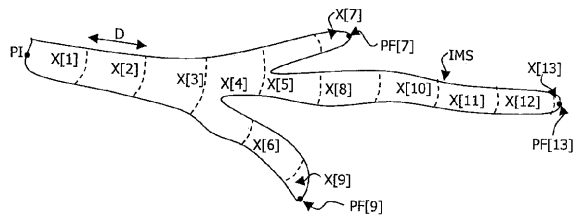
L A B : ラベル付け手段

20

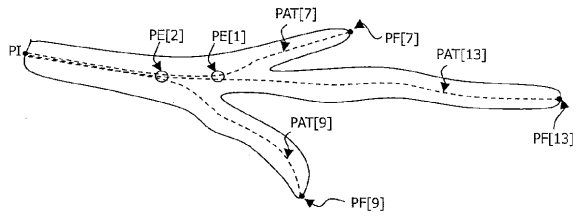
【図 1】



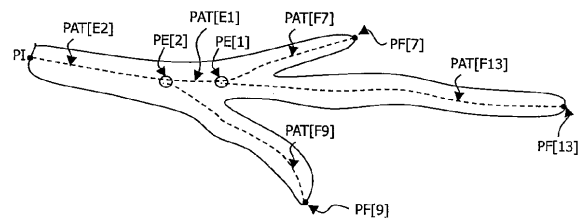
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 7/60 (2006.01) G 0 1 N 24/02 5 3 0 Y
G 0 6 T 7/60 1 8 0 A

審査官 田中 洋介

(56)参考文献 特開平 1 1 - 1 2 0 3 2 7 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 6 3 5 8 1 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 6 3 5 5 5 (J P , A)
国際公開第 0 0 / 0 4 1 1 3 4 (WO , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/00
A61B 5/055
A61B 6/00-6/14
G06T 7/00-7/60