

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4717935号
(P4717935)

(45) 発行日 平成23年7月6日 (2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日 (2011.4.8)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 J
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D
	A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 12 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-69895 (P2009-69895)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日 平成21年3月23日 (2009.3.23)	
(65) 公開番号 特開2010-220742 (P2010-220742A)	(74) 代理人 100073184 弁理士 柳田 征史
(43) 公開日 平成22年10月7日 (2010.10.7)	(74) 代理人 100090468 弁理士 佐久間 剛
審査請求日 平成22年12月8日 (2010.12.8)	(72) 発明者 北村 嘉郎 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
早期審査対象出願	審査官 井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置および方法並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出する候補点算出部と、

前記算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、前記複数の候補点が接続されるように再構築する再構築処理部とを備えたものであって、

前記再構築処理部が、前記複数の候補点のうち少なくとも二つの候補点の関係が、該二つの候補点それぞれの位置情報から一定の距離内にある、かつ前記二つの候補点を結ぶ基本線と、前記二つの候補点それぞれの主軸方向から求まる二つの鋭角の和が一定角度内であることを条件とするコスト関数を用いて、再構築するものであることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出する候補点算出部と、

前記算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、前記複数の候補点が接続されるように再構築する再構築処理部とを備えたものであって、

前記候補点算出部が、

更に、前記主軸方向に基づいて、前記対象組織を含む対象領域に対して正規化処理を施

す正規化処理部と、

前記正規化処理を施された対象領域の特徴量を算出し、該算出された特徴量を用いて前記対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別する判別部を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】

前記候補点算出部は、前記三次元画像に対してヘッセ行列を算出し、該算出されたヘッセ行列の固有値を解析することにより、前記複数の候補点それぞれの位置情報及び主軸情報を算出するものであることを特徴とする請求項 1 記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記候補点算出部は、前記固有値が所定の閾値条件を満たすものであるか否かにより、前記候補点を検出することを特徴とする請求項 3 記載の画像処理装置。

10

【請求項 5】

前記判別部は、前記対象組織と同種の対象組織を含む予め用意された三次元画像に対して、前記同種の対象組織の主軸方向に基づいて正規化処理を施されたデータを教師データとして備えるものであって、

前記教師データを用いて、マシンラーニング手法を利用して前記算出された特徴量の解析を行うことにより、前記対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別するものであることを特徴とする請求項 2 記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記再構築処理部は、最小全域木手法を用いることにより再構築するものであることを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

20

【請求項 7】

前記再構築処理部が、前記二つの候補点の輝度値を変数としたコスト関数を用いることを特徴とする請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記対象組織は、冠動脈であることを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 9】

被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出するための候補点算出を行い、

30

前記算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、前記複数の候補点が接続されるように再構築処理を行い、

前記再構築処理を行うに際して、前記複数の候補点のうち少なくとも二つの候補点の関係が、該二つの候補点それぞれの位置情報から一定の距離内にあって、かつ前記二つの候補点を結ぶ基本線と、前記二つの候補点それぞれの主軸方向から求まる二つの鋭角の和が一定角度内であることを条件とするコスト関数を用いて、再構築する画像処理方法。

【請求項 10】

被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出するための候補点算出を行い、

40

前記算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、前記複数の候補点が接続されるように再構築処理を行い、

前記候補点算出を行うに際して、

前記主軸方向に基づいて、前記対象組織を含む対象領域に対して正規化処理を施し、

前記正規化処理を施された対象領域の特徴量を算出し、該算出された特徴量を用いて前記対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別する画像処理方法。

【請求項 11】

被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を構成する複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出する機能と、

50

前記算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、前記複数の候補点が接続されるように再構築する機能とをコンピュータに実現させるプログラムであって、

前記再構築する機能が、前記複数の候補点のうち少なくとも二つの候補点の関係が、該二つの候補点それぞれの位置情報から一定の距離内にある、かつ前記二つの候補点を結ぶ基本線と、前記二つの候補点それぞれの主軸方向から求まる二つの鋭角の和が一定角度内であることを条件とするコスト関数を用いて、再構築するものであることを特徴とするプログラム。

【請求項 12】

被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を構成する複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出するための候補点算出機能と、

前記算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、前記複数の候補点が接続されるように再構築する機能とをコンピュータに実現させるプログラムであって、

前記候補点算出機能が、前記主軸方向に基づいて、前記対象組織を含む対象領域に対して正規化処理を施し、前記正規化処理を施された対象領域の特徴量を算出し、該算出された特徴量を用いて前記対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別するものであることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は三次元画像の検出処理に関し、特に三次元画像における線状構造からなる対象組織の自動検出に適した、画像処理装置および方法並びにそのためのプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、複数の二次元画像に対して、所定の検出処理（例えば、マシンラーニングによる検出手法等）を施すことにより対象組織を検出し、三次元的な画像の構築を可能とする画像投影法（Intensity Projection法）やボリュームレンダリング法を計算機に実行させることにより、対象組織を表す疑似三次元画像を生成することが行われている。これにより、読影者は、対象組織の状況を容易に確認することができる。

【0003】

三次元画像を構成する二次元画像（CT画像）毎に微分フィルタを施し、CT画像の画素値の変化する位置を検出することにより、注目領域上の線状構造からなる対象組織（例えば、血管等）を検出する手法が、非特許文献1に提案されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】Andrzej Szymczak, et al., Coronary vessel tree from 3D imagery: A topological approach, Medical Image Analysis 2006

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

非特許文献1に記載される発明は、候補点（ノード）間の距離が近いものほど、重みを小さく設定し、最小全域木手法により木構造を再構成するものである。例えば、血管に対して本手法を適用した場合、図2に示すように各候補点であるノードと、ノードを接続す

10

20

30

40

50

る重みに相当するエッジ情報（図 2 に示す数値は、エッジ情報値）が与えられているとき、全てのノードを最小のコストで接続するエッジの組み合わせが得られる。例えば、図 3（A）に示すように画像上に複数の候補点を設定し、図 3（B）に示すように最小全域木手法により候補点間を接続し、木構造を再構築することにより、血管を検出する。

【0006】

しかしながら、非特許文献 1 の手法は、候補点（ノード）間の距離に近いもの同士を単純に接続する傾向が強く、ノイズとなる候補点が混在した場合に、血管の経路を正しく接続することができないという問題があった。

【0007】

そこで、本発明は、上記事情に鑑み、線状構造からなる対象組織であっても、誤接続を軽減し、本来の線状構造をより正確に反映した木構造を生成することが可能な画像処理装置および方法並びにそのためのプログラムを提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の画像処理装置は、被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出する候補点算出部と、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築する再構築処理部とを備えたものであることを特徴とする。

【0009】

「候補点算出部」は、三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出するものである。

【0010】

また、「候補点算出部」は、三次元画像に対してヘッセ行列を算出し、算出されたヘッセ行列の固有値を解析することにより、位置情報と主軸情報を有する複数の候補点を検出するものであってもよい。

【0011】

また、「候補点算出部」は、固有値が所定の閾値条件を満たすものであるか否かにより、候補点を検出するものであってもよい。

【0012】

「候補点算出部」は、主軸方向に基づいて、対象組織を含む対象領域に対して正規化処理を施す正規化処理部と、正規化処理を施された対象領域の特徴量を算出し、算出された特徴量を用いて対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別する判別部を備えるものであってもよい。

【0013】

「判別部」は、対象組織と同種の対象組織を含む予め用意された三次元画像に対して、同種の対象組織の主軸方向に基づいて正規化処理を施されたデータを用いて、マシニング手法を行うことにより得られた教師データを備えるものであって、教師データを用いて、算出された特徴量の解析を行うことにより、対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別するものであってもよい。

【0014】

「再構築処理部」は、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築するものである。また、「再構築処理部」は、複数の候補点のうち少なくとも二つの候補点の関係が、二つの候補点それぞれの位置情報から一定の距離内にあって、かつ二つの候補点を結ぶ基本線と、二つの候補点それぞれの主軸方向から求まる二つの鋭角の和が一定角度内であることを条件とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築するものである。

【0015】

例えば、最小全域木手法を用いることにより再構築するものであってもよい。また、再構築処理部は、二つの候補点の輝度値を変数としたコスト関数を用いてもよい。

【 0 0 1 6 】

「三次元画像」は、ボクセルデータから構成される画像である。例えば、複数の二次元画像により構成される三次元的な画像である。二次元画像として、例えば、放射線画像、ＣＴ画像、ＭＲＩ画像、ＲＩ画像、ＰＥＴ画像等が挙げられる。

【 0 0 1 7 】

「対象組織」は、三次元画像に表される被写体の所定の部位からなる線状構造からなる組織をいい、例えば、冠動脈、脳血管、肝臓血管、気管支、肺血管等、その他の線状構造からなる組織であってもよい。

【 0 0 1 8 】

本発明の画像処理方法は、被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出し、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築することを特徴とする。

10

【 0 0 1 9 】

本発明のプログラムは、被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出する機能と、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築する機能をコンピュータに実行させることを特徴とする。

【 発明の効果 】

20

【 0 0 2 0 】

本発明の画像処理装置および方法並びにプログラムによれば、被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出し、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築することにより、三次元画像上にノイズとなる候補点が混在しても、誤接続が生じることなく正確に対象組織を検出することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【図 1】画像処理装置における機能ブロック図

30

【図 2】最小全域木手法を説明するための図

【図 3】非特許文献 1 を説明するための木構造を示す候補点と接続例を示す図

【図 4】心臓領域のポリウムレンダリングされた心臓領域を表す図

【図 5】本発明の実施形態における一連のフローチャート

【図 6】ガウシアンピラミッド構造を説明するための概念図

【図 7】線状構造からなる対象組織の主軸方向を算出することを説明するための概念図

【図 8】正規化処理を説明するための概念図

【図 9】二つの候補点（ノード）を結ぶ基本線と、基本線とそれぞれの主軸方向から求める二つの鋭角の和を説明するための概念図

【図 10】コスト関数（距離）を説明するためのグラフ

40

【図 11】コスト関数（角度）を説明するためのグラフ

【図 12】コスト関数（ＣＴ値）を説明するためのグラフ

【図 13】木構造の再構築を説明するための概念図

【図 14】冠動脈と静脈の再構築処理を説明するための概念図

【図 15】心臓領域の形状をコスト関数とすることを説明するための概念図

【図 16】コスト関数（心臓形状）を説明するためのグラフ

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

以下、図面を参照して本発明の画像処理装置の一実施形態について説明する。

【 0 0 2 3 】

50

図１は本発明の画像処理装置の好ましい実施の形態を示すブロック図である。

【００２４】

なお、図１のような画像処理装置の構成は、補助記憶装置（不図示）に読み込まれたプログラムをコンピュータ（たとえばパーソナルコンピュータ等）上で実行することにより実現される。また、このプログラムは、ＣＤ－ＲＯＭ等の情報記憶媒体に記憶され、もしくはインターネット等のネットワークを介して配布され、コンピュータにインストールされることになる。

【００２５】

画像処理装置は、たとえばＸ線ＣＴ装置１０により撮像された複数の二次元画像により構成される三次元画像に表される対象組織を自動的に算出するものであって、候補点算出部２５、再構築処理部７０等を有している。

10

【００２６】

画像処理装置には、画像取得部２０と、入力部８０と、表示部９０等が接続されている。

【００２７】

画像取得部２０は、たとえば図１に示すような撮像装置、例えばＸ線ＣＴ装置１０により撮像されたＣＴ画像（二次元画像）を取得するものである。なお、画像取得手段１は、たとえばＣＴ画像のみならず、いわゆるＭＲＩ画像、ＲＩ画像、ＰＥＴ画像、Ｘ線画像等の二次元画像を取得するものであってもよい。また、画像取得部２０は、このような複数の二次元画像により構成される三次元画像を取得するものである。

20

【００２８】

なお、入力部８０は、キーボード、マウス等である。

【００２９】

本発明の画像処理装置は、被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出する候補点算出部２５と、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築する再構築処理部７０とを備えるものである。

【００３０】

候補点算出部２５は、検出領域設定部３０と、主軸方向算出部４０と、正規化処理部５０と、判別部６０から構成される。

30

【００３１】

候補点算出部２５は、三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出するものである。

【００３２】

また、候補点算出部２５は、三次元画像に対してヘッセ行列を算出し、ヘッセ行列の固有値を解析することにより、複数の候補点それぞれの位置情報及び主軸情報を算出するものである。更に、候補点算出部２５は、算出された固有値が所定の閾値条件を満たすものであるか否かにより、候補点を検出するものであってもよい。

【００３３】

候補点算出部２５は、画像取得部２０により得られた三次元画像中の検出領域を設定する検出領域設定部３０と、検出領域における線状構造からなる対象組織の主軸方向を算出する主軸方向算出部４０と、主軸方向に基づいて、対象組織を含む対象領域に対して正規化処理を施す正規化処理部５０と、正規化処理を施された対象領域の特徴量を算出し、算出された特徴量を用いて対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別する判別部６０を備えるものである。

40

【００３４】

検出領域設定部３０は、画像取得部２０により取得された三次元画像中の検出領域を設定するものである。検出領域設定部３０は、検出アルゴリズムを実行させることにより、検出領域を設定するものであって、例えば、閾値処理、セグメント分割処理を用いた検出

50

アルゴリズムを実行するものである。例えば、検出領域として心臓が挙げられる。

【0035】

また、検出領域設定部30は、入力部80により入力された領域を検出領域として設定してもよい。

【0036】

正規化処理部50は、主軸算出部40により算出された主軸方向に基づいて、対象組織を含む対象領域に対して正規化処理を施すものである。

【0037】

判別部60は、正規化処理部50により正規化処理を施された対象領域の特徴量を算出し、算出された特徴量を用いて対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別するものである。

10

【0038】

また、判別部60は、対象組織と同種の対象組織を含む予め用意された三次元画像に対して、同種の対象組織の主軸方向に基づいて正規化処理を施されたデータを教師データとして備えるものであって、教師データを用いて、マシンラーニング手法を利用して算出された特徴量の解析を行うことにより、対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別するものであってもよい。冠動脈を判別する判別器の学習においては、正の教師データとして冠動脈の直線部の他、湾曲部、分岐部、狭窄、石灰化またステント留置部などの病変部を表すデータを含めることができる。これらを教師データに含めて学習することで、冠動脈のバリエーションに対応し、病変部等も血管として高精度に判別することが可能となる。負の教師データには冠動脈以外の部位をランダムに用意することができる。

20

【0039】

具体的には、対象組織の検出方法として、統合学習機械をつくる手法であるAdaBoostに基づいたマシンラーニング手法を利用するものであることが考えられる。判別部60は、上記の対象組織の検出手法に用いることができる。対象組織は、特徴点検出等の公知の手法や学習データに対してリサンプリングの際に重みを逐次的に更新し、できた機械を最後に学習機械に対する重みをつけることで、統合学習機械をつくる手法であるAdaBoostに基づいたマシンラーニング手法を用いる。学習サンプル画像において、対象組織の中心座標とその主軸方向また線状構造の場合はその半径を指定し、中心座標を基準としてその主軸方向に回転させた立方体を関心領域とする。立方体のスケールは半径で規格化する。冠動脈を判別する際の正の学習サンプルには、直線的な血管の湾曲部、血管の分岐部、また狭窄や石灰化、ステント留置部などの病変部を表すデータを含める。負の教師データには冠動脈以外の部位をランダムに用意する。

30

【0040】

次に、正と負の学習サンプル画像に対して、ランダムに選択されたn組の画素ペアの値の組み合わせを特徴量とし、AdaBoostに基づいたマシンラーニング手法により、正と負のパターンを見分ける判別器を作成する。対象組織を検出する際、3次元画像を走査し、注目画素を中心とした様々なサイズの立方体領域を切り出し、特徴量を算出する。それを学習段階で得られた判別器に入力し、判別値を求め、判別値が所定の閾値を超えた場合、対象組織であると判別する。

40

【0041】

判別のための特徴量はCT画像におけるCT値のX, Y, Z, XY, YZ, ZX方向それぞれの1次微分値とする。その他、CT値の絶対値、CT値のヒストグラム、2次微分値などを用いてもよい。

【0042】

また、対象組織を検出する手法として、他の様々な統計解析法や機械学習法、例えば線形判別法やニューラルネットワーク、サポートベクターマシン等を用いることができる。

【0043】

判別部60は、上述した手法により、三次元画像から対象組織の位置を複数検出し、上述した候補点を複数算出する。

50

【 0 0 4 4 】

表示部 7 0 は、二次元画像または三次元画像等を表示するモニタ、C R T 画面等である。読影者は、表示部 7 0 上に、図 4 (A) に示すように検出領域 (心臓領域) として判別された領域をボリュームレンダリング表示することで、検出領域を視認することができる。

【 0 0 4 5 】

また、読影者は、表示部 7 0 上に、図 4 (B) に示すように対象組織 (血管 A 1) と検出領域 (心臓領域) をボリュームレンダリング表示することで、線状構造の全体を概観し、その連続性を視認することができる。

【 0 0 4 6 】

なお、判別部 6 0 は、切り出した真の対象組織を含む対象領域の所定点を候補点として算出する。

【 0 0 4 7 】

再構築処理部 7 0 は、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築するものである。また、再構築処理部 7 0 は、複数の候補点のうち少なくとも二つの候補点の関係が、二つの候補点それぞれの位置情報から一定の距離内にあって、かつ二つの候補点を結ぶ基本線と、二つの候補点それぞれの主軸方向から求まる二つの鋭角の和が一定角度内であることを条件とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築するものである。具体的には、最小全域木手法を用いることにより再構築するものであってもよい。また、再構築処理部 7 0 は、二つの候補点の輝度値を変数としたコスト関数を用いてもよい。

【 0 0 4 8 】

次に、以上の構成の画像処理装置において行われる実施態様における処理について説明する。

【 0 0 4 9 】

図 5 は、画像処理装置が三次元画像における線状構造からなる対象組織を検出するまでの一連の処理フローチャートである。

【 0 0 5 0 】

まず、図 5 に示す如く、X 線 C T 装置 1 0 により撮像された三次元画像を画像取得部 2 0 に入力する (ステップ S 1) 。

【 0 0 5 1 】

次に、検出領域設定部 3 0 は、上述した検出アルゴリズムを実行することにより、心臓領域を検出する。検出領域設定部 3 0 は、検出された心臓領域内から、検出領域を設定する (ステップ S 2) 。この検出領域は、被写体を撮像して得られた三次元画像中にある対象領域を含む所定の領域をいい、例えば、心臓領域を含む領域若しくはその領域の一部の領域等であってもよい。

【 0 0 5 2 】

検出領域設定部 3 0 は、検出領域における線状構造からなる対象組織を検出すべく、予め三次元画像を多重解像度変換することにより、ガウシアンピラミッドを生成する。

【 0 0 5 3 】

その後、検出領域設定部 3 0 は、図 6 に示すように、生成したガウシアンピラミッドごとに検出アルゴリズムを走査することで異なるサイズの線状構造からなる対象候補組織 (例えば、冠動脈等) を検出する。

【 0 0 5 4 】

検出領域設定部 3 0 は、ガウシアンピラミッド構造である図 6 (a) の検出領域に対してスキャンニングを行い、順次、図 6 (b) の検出領域、図 6 (c) の検出領域をスキャンして検出処理を実行する座標を設定する。多重解像度画像を順次走査することで、異なるサイズの対象組織 (例えば、冠動脈) を検出することができる。

【 0 0 5 5 】

次に、主軸方向算出部 4 0 は、検出座標を中心とする局所領域において線状構造からな

10

20

30

40

50

る対象組織（例えば、冠動脈）の主軸方向を算出する（ステップ S 3）。

【 0 0 5 6 】

主軸方向算出部 4 0 は、対象候補組織を含む領域内にて、ヘッセ行列の固有値解析を行い、主軸方向を算出する。ヘッセ行列は、2 階の偏微分係数を要素とする行列であり、三次元画像に対しては、数（ 1 ）のように 3 × 3 行列となる。

【数 1】

$$\nabla^2 I = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad I_{xx} = \frac{\delta^2 I}{\delta x^2}, \quad I_{xy} = \frac{\delta^2 I}{\delta x \delta y}, \quad \dots \quad 10$$

【数 2】

$$f = \exp \left(- \frac{x^2 + y^2 + z^2}{2 \sigma^2} \right) \quad 20$$

$$\frac{\delta^2 f}{\delta x^2} = \left(\frac{x^2}{\sigma^4} - \frac{1}{\sigma^2} \right)$$

$$\frac{\delta^2 f}{\delta x \delta y} = \left(\frac{xy}{\sigma^4} \right) \times f \quad 30$$

【 0 0 5 7 】

ガウシアンカーネル（ f ）関数を用いた場合、ヘッセ行列を得るためのフィルタ係数は数（ 2 ）によって、求められる。 は検出したいサイズの線状構造に対応させる。

【 0 0 5 8 】

このヘッセ行列を固有値分解して固有値と固有ベクトルを得たとき、 0 に最も近い固有値に対応する固有ベクトルが主軸方向である。

【 0 0 5 9 】

線状構造は、図 7 に示すように、 3 つのうち二つの固有値の値が大きく、 1 つが 0 に近い特徴を持つことが知られている。そこで固有値から線状構造らしさを判定し、残った候補についてより詳細な判定を行うようにすると効果的である。数（ 1 ）の固有値は、例えば線状構造からなる対象組織に対して、数（ 3 ）のような関係を持つ。

【数 3】

$\nabla^2 I$ の固有値: $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$

$$\lambda_1 \sim 0$$

$$\lambda_2, \lambda_3 \gg 0$$

【 0 0 6 0 】

正規化処理部 50 は、主軸方向算出部 40 により算出された主軸方向に基づいて、対象組織を含む対象領域に対して正規化処理を施す（ステップ S4）。正規化処理部 50 は、図 8（a）に示すように、算出された主軸方向に沿って正規化した画像を切り出す。図 8（b）に示すように、正規化処理後の対象組織の三次元画像は、回転不変な特徴を持ったものとなる。但し、画像処理装置は、正規化処理を必ずしも行う必要はなく、判別部 60 が、正規化した場合と同じ条件で判別のための特徴量を取得してマシンラーニング手法を利用してよい。

【0061】

次に、判別部 60 は、正規化処理部 50 により正規化処理を施された対象領域の特徴量を算出し、算出された特徴量を用いて対象領域に真の対象組織が含まれるか否かを判別する（ステップ S5）。

10

【0062】

判別部 60 は、正規化処理部 50 により正規化処理を施した対象領域から上述のマシンラーニング手法等により、特徴量を取り出し、真の対象組織か否かの判別を行う。

【0063】

判別部 60 は、対象組織であると判別した場合、その画像から切り出された対象領域の所定の点を候補点として設定する。判別すべき対象領域がある限り、判別を繰り返す（ステップ S6；YES）。

【0064】

なお、本発明の実施形態は、対象組織として、冠動脈の判別を例に挙げたが、脳血管、肝臓血管、肺血管、気管支など、他の線状構造の抽出に利用することができる。

20

【0065】

次に、全ての対象領域の判別が終了し、判別が不要となった際には（ステップ S6；NO）、設定された複数の候補点のうち少なくとも二つの候補点の関係が、二つの候補点それぞれの位置情報から一定の距離内にあって、かつ二つの候補点を結ぶ基本線と、基本線とそれぞれの主軸方向から求まる二つの鋭角の和が一定角度内であることを条件とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるものであるか否かを再構築する（ステップ S7）。

【0066】

具体的には、再構築処理部 70 は、設定した複数の候補点を最小全域木手法によって、再構築し、冠動脈である対象組織の木構造を得る。このとき、再構築処理 70 は、候補点間のエッジ情報を用いて、コスト関数を設定する。

30

【0067】

例えば、コスト関数は、候補点間のエッジ情報の重みを、距離が近いものほど小さく設定

する。更に、コスト関数は、図 8 に示すように二つの候補点（Node1，Node2）を結ぶ基本線を基準として、二つの候補点それぞれの主軸方向から求まる二つの鋭角の和（Angle1 + Angle2）が一定角度内であって、コスト関数は、二つの鋭角の和が小さいほど、エッジ情報の重みを小さくするように設定する。このようにコスト関数を設定することにより、再構築処理 70 は、図 13（A）に示すような候補点の接続前の状況から、図 13（B）に示すように候補点が再構築され接続されることを可能とする。

40

【0068】

具体的には、再構築処理 70 は、コスト関数を数（4）のように設定する。

【数 4】

$$1.0 - f_{\text{距離\&半径}} \times f_{\text{方向}} \times f_{\text{心臓形状}}$$

【0069】

コスト関数は、候補点間の距離と血管の半径、主軸方向、候補点における CT 値のそれ

50

それぞれの要素を変数として用いて設定する。

【 0 0 7 0 】

数 (4) の候補点間の距離と血管の半径を用いたガウシアンカーネル (f) 関数は、物理的距離が長いほど出力が小さくなる関数であって、図 1 0 に示すように、設定される。図 1 0 の縦軸は、候補点間の距離と血管の半径を用いたガウシアンカーネル (f) 関数であり、横軸は、二つの候補点間の物理的距離を候補点の血管半径で割った値を示すものである。

【 0 0 7 1 】

但し、血管の半径により規格化することにより、太い血管は相対的に長い距離でも出力を大きくするようにコスト関数を設定してもよい。また、血管の半径 (太さ) とは、候補点が判別の際に、多重解像度画像としてどの程度のスケールであるかを表す。例えば、ボクセルデータが 1 . 0 mm の解像度画像で見つかった候補は血管半径を 2 . 0 mm とし、ボクセルが 2 . 0 mm の解像度画像で見つかった候補は血管半径を 4 . 0 mm とする。

【 0 0 7 2 】

また、数 (4) の主軸方向を用いたガウシアンカーネル (f) 関数は、図 1 1 に示すように、二つの候補点 (Node 1 と Node 2) の指す方向 (Angle 1 と Angle 2) が一致していないほど出力が小さくなるように設定する。上述したように、図 9 に示すように二つの候補点 (Node 1 , Node 2) を結ぶ基本線 L と、基本線とそれぞれの主軸方向から求まる二つの鋭角の和 (Angle 1 + Angle 2) が一定角度内であって、コスト関数は、二つの鋭角の和が小さいほど、エッジの重みを小さくするように設定する。

【 0 0 7 3 】

このように二つの鋭角の和が、一定角度内に収まり、よりゼロに近いほど、方向の一致度は高くなる。

【 0 0 7 4 】

なお、図 1 1 の縦軸は、主軸方向を用いたガウシアンカーネル (f) 関数であり、横軸は、主軸方向の一致度を示すものである。

【 0 0 7 5 】

再構築処理 7 0 は、最小全域木手法により候補点と候補点を結ぶことで木構造を生成するため、原則としてループが存在しないルールとなっている。そのため、図 1 4 (A) に示すように、静脈 (点線) が動脈 (鎖線) と交差している場合は、再構築をしても図 1 4 (B) に示すようにループ中のいずれかの点が切断されて再構成される。そこで CT 値をコスト関数に考慮することで、図 1 4 (C) に示すように、接続されないエッジが静脈経路 (点線) 上になり、動脈経路 (鎖線) を正しく再構成できる。

【 0 0 7 6 】

また、数 (4) の CT 値を用いたガウシアンカーネル (f) 関数は、図 1 2 に示すように、候補点位置における CT 値が低いほど重みが小さくなるよう設定されたものである。造影された冠動脈の CT 値が 2 0 0 ~ 4 0 0 程度であることを基準としている。図 1 2 の縦軸は、 CT 値を用いたガウシアンカーネル (f) 関数であり、横軸は、候補点 (ノード) の CT 値を示すものである。

【 0 0 7 7 】

更にコスト関数は、心臓形状を重みとして設定するものであってもよい。

【 0 0 7 8 】

具体的には、図 1 5 (A) に示すように動脈 A_2 が、概ね楕円体をしている心臓 H_1 のまわりに存在していることを利用し、図 1 5 (B) に示すように最小二乗法を用いて Node 3 , Node 4 (候補点) の点群に楕円体をフィッティングし、図 1 5 (B) に示すように二つのノード (候補点) について、それぞれを結ぶ方向を計算する。また、図 1 6 に示すように心臓形状を用いたガウシアンカーネル (f) 関数は、楕円体の接線方向を計算し、これら二つの角度の差が小さいほどコストを小さくし、楕円体の法線方向に近いほど (差が 9 0 度に近い) 重みを小さく設定するものであってもよい。図 1 6 の縦軸は、心

10

20

30

40

50

臓形状を用いたガウシアンカーネル（ f ）関数であり、横軸は、二つの候補点（ノード）を結ぶ方向と楕円体の接線方向との差を示すものである。

【 0 0 7 9 】

なお、心臓形状に限定することなく、所定の組織形状を用いたガウシアンカーネル（ f ）関数を設定してもよい。

【 0 0 8 0 】

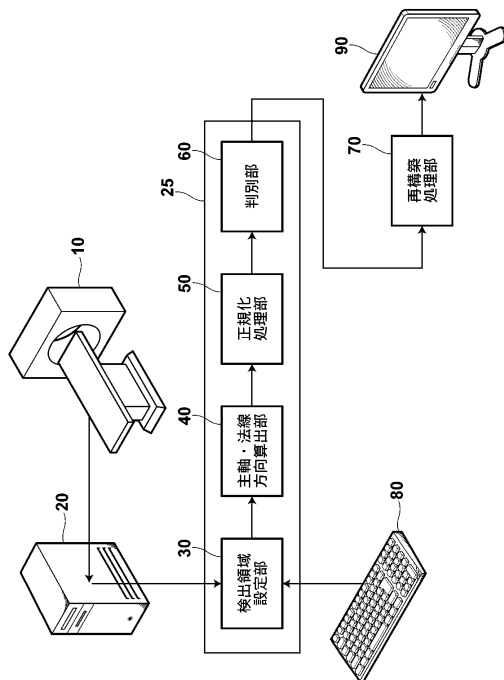
このように再構築処理部 70 は、検出された複数の候補点のうち少なくとも二つの候補点の関係について接続できるものであるか否かを上述したコスト関数を用いて、最小全域木手法を用いて計算し、その他の候補点の関係も計算することにより対象組織の検出をおこなう。

【 0 0 8 1 】

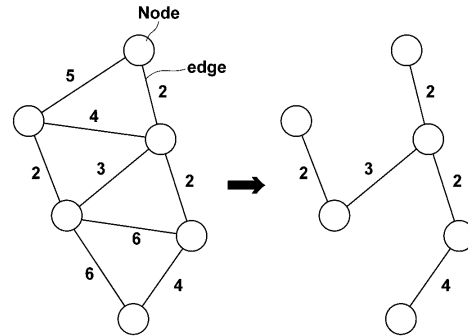
以上により、本発明の画像処理装置は、被写体を撮像して得られた三次元画像に対して所定の検出処理を施すことにより、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出し、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築することにより、三次元画像上にノイズとなる候補点が混在しても、誤接続が生じることなく正確に対象組織を検出することができる。

10

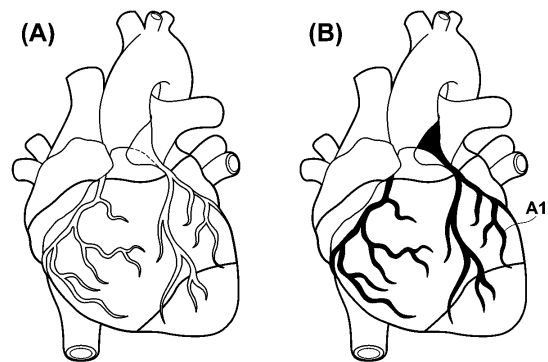
【 図 1 】



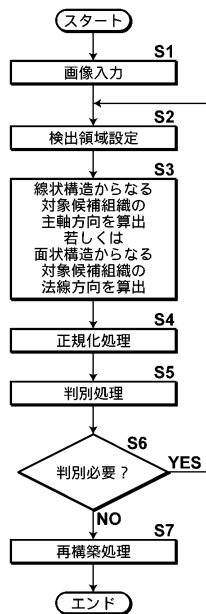
【 図 2 】



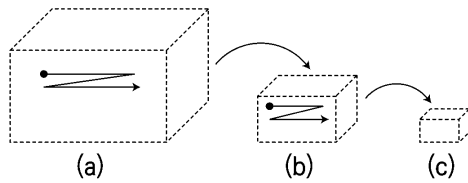
【 図 4 】



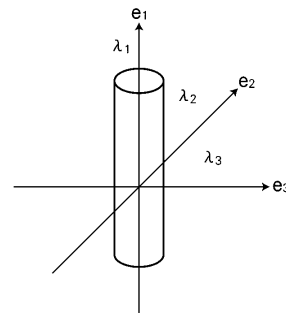
【図 5】



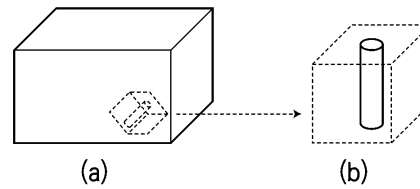
【図 6】



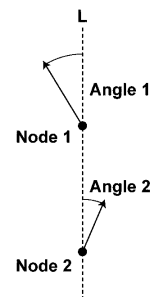
【図 7】



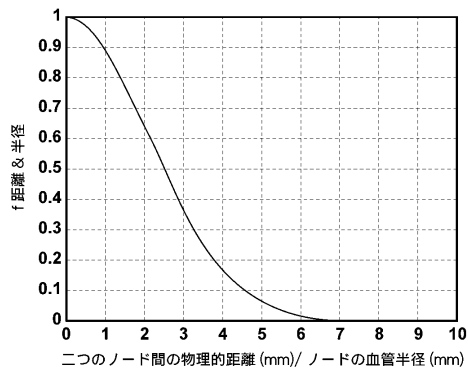
【図 8】



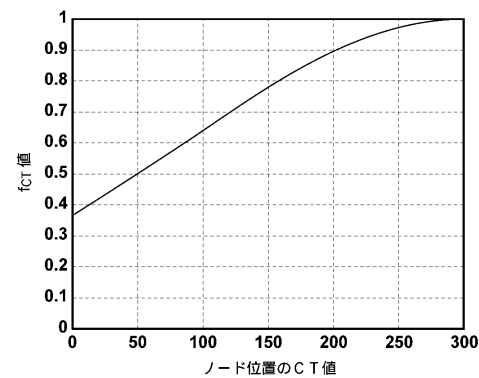
【図 9】



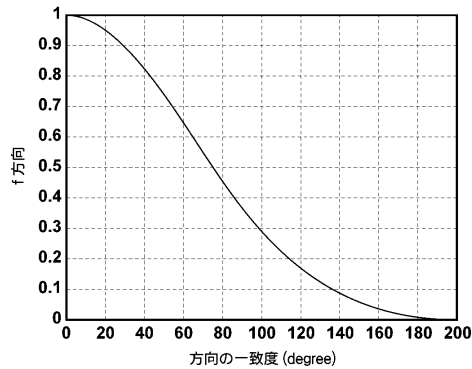
【図 10】



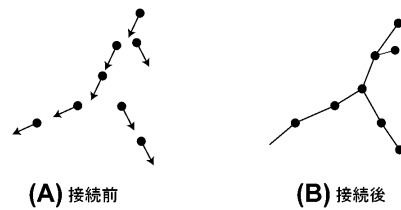
【図 12】



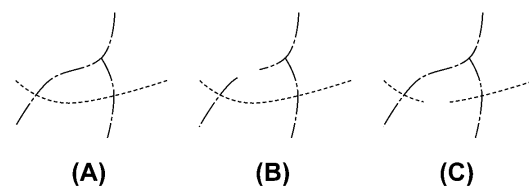
【図 11】



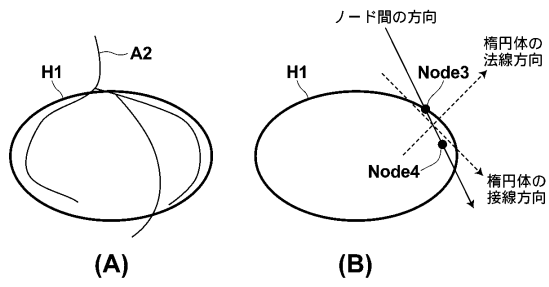
【図 13】



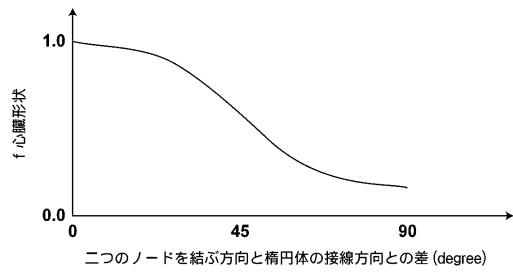
【図 14】



【図 15】

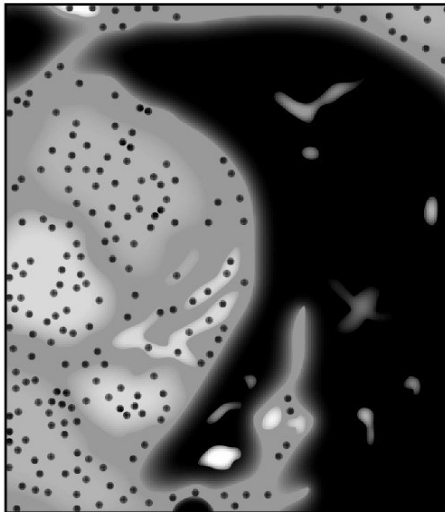


【図 16】

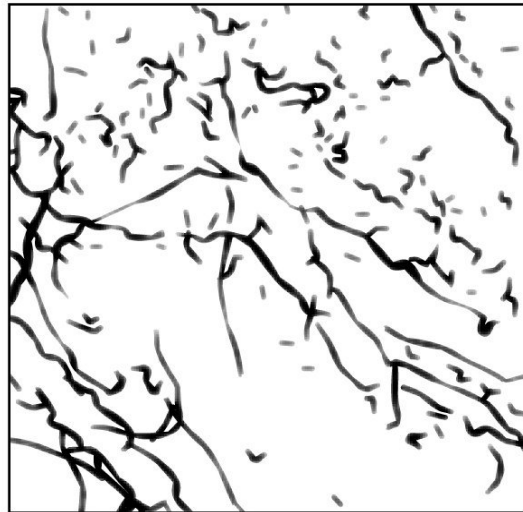


【図 3】

(A) 候補点の検出例



(B) 木構造



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-230086(JP,A)

特開2006-346094(JP,A)

四方秀則,外1名,びまん性肺疾患画像からの肺血管抽出アルゴリズムの検討,電子情報通信学会技術研究報告,2005年 1月15日,Vol.104,No.580,p.31-36

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 6/00

A61B 5/055

G06T 1/00

JSTPlus(JDreamII)