

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-157902

(P2005-157902A)

(43) 公開日 平成17年6月16日(2005.6.16)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
G06T 7/60	G06T 7/60 150S	4C061
A61B 1/04	A61B 1/04 370	5B057
G06T 1/00	G06T 1/00 290Z	5L096
G06T 7/00	G06T 7/00 100A	

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2003-397940 (P2003-397940)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成15年11月27日 (2003.11.27)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	田中 秀樹
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	井上 涼子
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 CC06 NN01 NN05 NN07 SS21
			WW10 WW18 YY03 YY12
			5B057 AA07 BA02 CA01 CA12 CA16
			DC07 DC09 DC14
			最終頁に続く

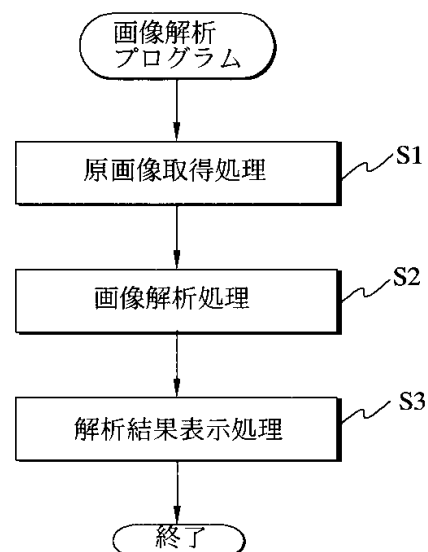
(54) 【発明の名称】 画像解析方法

(57) 【要約】

【課題】 特徴量を利用した所見の客観化結果に基づく病変判定精度を向上させる。

【解決手段】 原画像取得処理ステップS1において、操作装置の操作により指定された画像データを、内視鏡ファイリング装置から取得し、メモリ上に原画像として記憶させる処理を行う。画像解析処理ステップS2において、原画像取得処理ステップS1により取得した原画像を処理し、2値化画像と、ラベリング画像と、細線化画像と、血管形状特徴量と、血管特徴量と、解析処理画像とを生成してメモリ上に記憶させる処理を行う。解析結果表示処理ステップS3において、血管画像解析結果ウィンドウを表示装置上に表示する処理を行う。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

1 ないし複数の線状パターンを含む画像に対して画像解析を行う画像解析方法において、
前記線状パターンを前記画像から抽出する線状パターン抽出ステップと、
前記抽出された線状パターンに関する第 1 の特徴量を算出する第 1 の特徴量算出ステップと、
前記第 1 の特徴量に基づいて、解析の対象となる前記線状パターンを選択するパターン選択ステップと、
前記パターン選択ステップにより選択された前記線状パターンについて第 2 の特徴量を算出する第 2 の特徴量算出ステップと
を備えたことを特徴とする画像解析方法。

10

【請求項 2】

前記線状パターン抽出ステップは、前記画像に対して 2 値化処理を行うことにより得られる 2 値化画像から、前記線状パターンを抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の画像解析方法。

【請求項 3】

前記線状パターン抽出ステップは、前記 2 値化画像に対して細線化処理を行うことにより得られる細線化画像から、前記線状パターンを抽出することを特徴とする請求項 2 に記載の画像解析方法。

【請求項 4】

前記第 1 の特徴量算出ステップ及び前記第 2 の特徴量算出ステップの算出する特徴量は、前記線状パターンの形状を表す形状特徴量であることを特徴とする請求項 1 , 2 または 3 のいずれか 1 つに記載の画像解析方法。

20

【請求項 5】

前記第 1 の特徴量算出ステップ及び前記第 2 の特徴量算出ステップの算出する特徴量は、前記線状パターンの色調を表す色調特徴量であることを特徴とする請求項 1 , 2 , 3 または 4 のいずれか 1 つに記載の画像解析方法。

【請求項 6】

前記形状特徴量は、前記線状パターンの全長乃至分岐点数乃至屈折点数であることを特徴とする請求項 4 に記載の画像解析方法。

30

【請求項 7】

前記パターン選択ステップは、前記第 1 の特徴量算出ステップの算出する特徴量に基づき、画像に含まれる前記解析の対象となる前記線状パターンを分類し、分類した結果に基づき前記線状パターンを選択することを特徴とする請求項 1 , 2 , 3 , 4 , 5 または 6 のいずれか 1 つに記載の画像解析方法。

【請求項 8】

前記画像は、血管を描出する医用画像であることを特徴とする請求項 1 , 2 , 3 , 4 , 5 , 6 または 7 のいずれか 1 つに記載の画像解析方法。

40

【請求項 9】

前記医用画像は、内視鏡画像であることを特徴とする請求項 9 に記載の画像解析方法。

【請求項 10】

前記パターン選択ステップは、前記第 1 の特徴量算出ステップの算出する特徴量に基づき、前記線状パターンにより抽出された線状パターンを、点状血管乃至網状血管乃至樹枝状血管のいずれかに分類することを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の画像解析方法。

【請求項 11】

前記第 2 の特徴量算出ステップは、分岐点を含む前記線状パターンに対して、当該分岐点

50

の位置において前記線状パターンを修正するところのパターン修正ステップを備え、

前記第2の特徴量算出ステップは、前記パターン修正ステップにより修正された前記線状パターンについて前記第2の特徴量を算出する

ことを特徴とする請求項6に記載の画像解析方法。

【請求項12】

前記パターン修正ステップは、分岐点に接続する前記線状パターンの各線要素について、線要素の全長が所定の閾値より短い場合には、該当する前記線要素を消去する

ことを特徴とする請求項11に記載の画像解析方法。

【請求項13】

前記パターン修正ステップは、分岐点に接続する前記線状パターンの前記線要素の接続数に応じて、当該線要素のうちの1乃至複数の線要素から構成される前記線状パターンを生成する

10

ことを特徴とする請求項11または12に記載の画像解析方法。

【請求項14】

前記パターン修正ステップは、分岐点に接続する前記線状パターンの前記線要素の接続数が4である場合には、対向する前記線要素を分離し、分離した前記線要素を結合した前記線状パターンを生成する

ことを特徴とする請求項13に記載の画像解析方法。

【請求項15】

前記パターン修正ステップは、分岐点に接続する前記線状パターンの前記線要素の接続数が3である場合には、分岐点において接続する各線要素を、前記線状パターンとして分離して生成する

20

ことを特徴とする請求項13または14に記載の画像解析方法。

【請求項16】

前記第2の特徴量算出ステップは、

前記線状パターンから屈折点候補点を検出する屈折点候補点検出ステップと、

前記屈折点候補点検出ステップの検出する前記屈折点候補点の中から、前記線状パターンの屈折点を決定する屈折点決定ステップと

を備えたことを特徴とする請求項11, 12, 13, 14または15のいずれか1つに記載の画像解析方法。

30

【請求項17】

前記屈折点候補点検出ステップは、

前記線状パターンを構成する各座標点に対して屈折点頂点評価値を算出し、前記屈折点頂点評価値に基づいた評価により、前記屈折点候補点を検出する

ことを特徴とする請求項16に記載の画像解析方法。

【請求項18】

前記屈折点頂点評価値は、対象点の座標位置から前記線状パターンに沿って、既定の距離だけ離れた座標位置を結んだときの弦長である

ことを特徴とする請求項17に記載の画像解析方法。

【請求項19】

40

前記屈折点候補点検出ステップにより行われるところの屈折点候補点の検出は、

対象点の前記屈折点頂点評価値が、対象点の座標位置から前記線状パターンに沿って、既定の距離範囲内にある座標点における前記屈折点頂点評価値の最小値である場合に、対象点を前記屈折点候補点として検出する

ことを特徴とする請求項17または18に記載の画像解析方法。

【請求項20】

前記屈折点決定ステップは、前記屈折点候補点検出ステップにより検出された前記屈折点候補点が近接して複数存在する場合、座標位置に基づいた評価を行って、前記屈折点候補点のうちの1つを屈折点として決定する

ことを特徴とする請求項16, 17, 18または19のいずれか1つに記載の画像解析

50

方法。

【請求項 2 1】

前記屈折点決定ステップにて行われるところの座標位置に基づいた評価は、前記複数存在する屈折点候補点の中で、中央に位置する屈折点候補点を、屈折点として決定する

ことを特徴とする請求項 2 0 に記載の画像解析方法。

【請求項 2 2】

前記屈折点決定ステップは、前記屈折点候補点検出ステップにより検出された前記屈折点候補点が近接して複数存在する場合、前記屈折点頂点評価値に基づいた評価を行って、前記屈折点候補点のうちの 1 つを屈折点として決定する

10

ことを特徴とする請求項 1 6 , 1 7 , 1 8 または 1 9 のいずれか 1 つに記載の画像解析方法。

【請求項 2 3】

前記屈折点決定ステップにて行われるところの前記屈折点頂点評価値に基づいた評価は、前記複数存在する前記屈折点候補点の中で、前記屈折点頂点評価値が最小である前記屈折点候補点を、屈折点として決定する

ことを特徴とする請求項 2 2 に記載の画像解析方法。

【請求項 2 4】

被検体組織を撮像して得られた画像データに所定の処理を施してこの画像データに含まれる血管の走行形状パターンを抽出する走行形状パターン抽出手段と、

20

血管の走行形状の性状に基づき予め想定された走行形状パターンの特徴量と、前記走行形状パターン抽出手段により抽出された前記走行形状パターンとを比較し、前記抽出された前記走行形状パターンの特徴量を算出して決定する特徴量算出手段と

を備えたことを特徴とする画像解析装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、1 ないし複数の線状パターンを含む画像の解析を行う画像解析方法に関する

。

【背景技術】

30

【0 0 0 2】

医療分野においては X 線、C T、M R I、超音波観測装置、内視鏡装置等の画像撮像機器を用いた診断が広く行われている。

【0 0 0 3】

例えば内視鏡装置においては、細長の挿入部を体腔内に挿入し、固体撮像素子等を撮像手段に用いて体腔内臓器等をモニタ画面により観察し、診断をすることができる。また、前記体腔内臓器へ超音波を照射し、この超音波の反射あるいは透過度等により該体腔内臓器の状況をモニタ画面により観察し、検査あるいは診断することのできる超音波内視鏡装置も広く用いられている。

【0 0 0 4】

40

これらの機器により撮像された画像を用いた最終的な診断は、医師の主観に依存している部分が多大であるため、画像解析手法により撮像対象に関する特徴量を算出し、客観的・数値的な診断支援情報を医師に提示することにより、医師の診断行為を支援する、診断支援装置がある。

【0 0 0 5】

ここで、特徴量とは、画像上の様々な所見を反映した数値であり、画像解析手法の適用により得られるものである。

【0 0 0 6】

例えば内視鏡画像において、粘膜表面の発赤といった色調に関する所見、透見血管像に見られる血管の屈折・蛇行性といった血管の形状に関する所見、胃小区における粘膜模様

50

のパターンに関する所見は、病変の悪性度診断において重要な要素となっている。例えば非特許文献1(「"消化器内視鏡" 2001vol.13 No.3 vol.13 東京医学社刊 P349-354」)は、粘膜所見及び血管の形状に関する所見による病変良悪性の鑑別についての例である。

【0007】

このような画像解析手法による特徴量算出手法及び診断支援装置として、特開平10-14864号公報がある。

【0008】

また、血管新生の成長度合いを客観化する特徴量として、血管の分岐点を算出する例として、特開2003-44862号公報がある。

10

【0009】

また、血管形状の特徴量として血管の屈折点を検出する際に、非特許文献1(「"細線化図形の屈折点検出の一手法" 小山ら、電子通信学会研究会資料PRL80-107 PP,80-90(1980)」)に基づく手法が、従来技術として利用されている。

【特許文献1】特開平10-14864号公報

【特許文献2】特開2003-44862号公報

【非特許文献1】"消化器内視鏡" 2001 vol.13 No.3 vol.13 東京医学社刊 P349-354

【非特許文献2】"細線化図形の屈折点検出の一手法" 小山ら、電子通信学会研究会資料 PRL80-107 PP,80-90(1980)

【非特許文献3】"画像処理を極めるアルゴリズムラボ" ソフトバンク刊: C M A G A Z I N E 2000.9 PPI23-129 20

【非特許文献4】"コンピュータ画像処理入門" 田村秀行著 総研出版 P.84~85

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、従来の画像解析装置においては、以下の(1)~(3)のような問題があった。

【0011】

(1) 血管を画像解析の撮像対象とするとき、対象となる血管の血管新生の度合いや、血管の存在する粘膜層の深さ、観察倍率に応じて、撮像画像として表示される血管の形態は様々である。画像表示上の血管形態を大きく分類すると、点状に散在する点状血管、血管が樹枝状に不規則に分岐する樹枝状血管、複数の血管要素が多数組み合わせり網状に複雑に絡み合う網状血管と分類される。これらの血管の各形態分類に関して、病変の良悪性の診断に有用な特徴量を得るための処理は、各形態分類ごとに使用する手法が異なる。若しくは、手法が同一であっても使用するパラメータが異なる。また、特定の形態分類においてしか、有用な特徴量を得られない場合がある。

30

【0012】

しかしながら撮像画像の内容は、これらの血管形態が混在した画像であることが多く、算出対象となる血管形態以外の血管形態を含んでいるため、正確な特徴量を算出することが困難であった。

40

【0013】

(2) 血管を撮像対象とするとき、撮像された血管を抽出し、血管の要素ごとに血管の特徴量を求める処理が一般に行われる。例えば、1血管あたりの全長、1血管あたりに含まれる分岐点の数、1血管あたりに含まれる屈折点の数を算出し、血管の分岐や蛇行による異常血管の有無を数値化する特徴量として利用する。

【0014】

しかしながら、撮像画像へのノイズの混入により、実際には存在しない偽血管を抽出してしまい、実際には存在しない分岐点を誤検出してしまう問題があった。

【0015】

また、複数の血管が撮像画像の奥行き方向に絡み合っている場合には、実際には交差また 50

は分岐していないのに画像上では交差または分岐してしまうため、誤った血管抽出処理を行ってしまい、正確な分岐点数及び又は血管数を算出することができなかった。

【 0 0 1 6 】

(3) 非特許文献 1 (「 ” 細線化図形の屈折点検出の一手法 ” 小山ら、電子通信学会研究会資料 PRL80-107 PP,80-90(1980) 」) に示す屈折点の検出手法では、図 2 2 に示すように、血管の屈折位置の頂点ではなく、屈折点周辺の複数の点を検出してしまったり、頂点から少しずれた点を検出してしまい、正確な屈折点の検出ができなかった。

【 0 0 1 7 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、特徴量を利用した所見の客観化結果に基づく病変判定精度を向上させることのできる画像解析方法を提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 8 】

本発明の画像解析方法は、1 ないし複数の線状パターンを含む画像に対して画像解析を行う画像解析方法において、前記線状パターンを前記画像から抽出する線状パターン抽出ステップと、前記抽出された線状パターンに関する第 1 の特徴量を算出する第 1 の特徴量算出ステップと、前記第 1 の特徴量に基づいて解析の対象となる前記線状パターンを選択するパターン選択ステップと、前記パターン選択ステップにより選択された前記線状パターンについて第 2 の特徴量を算出する第 2 の特徴量算出ステップとを備えて構成される。

【発明の効果】

20

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、特徴量を利用した所見の客観化結果に基づく病変判定精度を向上させることができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 0 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例 1】

【 0 0 2 1 】

図 1 ないし図 1 1 は本発明の実施例 1 に係わり、図 1 は内視鏡画像解析装置の構成を示すブロック図、図 2 は図 1 のメモリ上に記憶される情報を示す図、図 3 は図 1 の情報処理装置の処理により表示装置上に表示される血管画像解析結果ウィンドウを示す図、図 4 は図 1 の CPU により実行される画像解析プログラムの処理の流れを示すフローチャート、図 5 は図 4 の画像解析処理の流れを示すフローチャート、図 6 は図 5 の処理により生成される 2 値化画像の画像データの例を示す図、図 7 は図 6 の 2 値化画像をラベリング処理した画像データを表す図、図 8 は図 7 のラベリング画像を細線化処理した画像データを表す図、図 9 は図 4 の形状特徴量算出処理における周囲 8 近傍を説明する図、図 1 0 は図 4 の形状特徴量算出処理の流れを示すフローチャート、図 1 1 は図 1 0 の形状特徴量算出処理による選択すべき血管形状として樹枝状血管を選択した時の修正細線化画像を示す図である。

30

【 0 0 2 2 】

40

(構成)

図 1 に示すように、本実施例の内視鏡画像解析装置 1 は、生体内を撮像してアナログ画像信号を出力する内視鏡観察装置 2 と、内視鏡観察装置 2 の出力するアナログ画像信号から画像データを生成すると共に生成された画像データを蓄積する内視鏡ファイリング装置 3 と、画像解析処理を行う画像処理装置 4 とを備えて構成される。

【 0 0 2 3 】

画像処理装置 4 は、情報処理を行う情報処理装置 5 と、キーボードとマウス等とからなる操作装置 6 と、ハードディスク等からなる記憶装置 7 と、CRT あるいは液晶ディスプレイあるいはプラズマディスプレイ等の表示手段からなる表示装置 8 とを具備して構成される。

50

【 0 0 2 4 】

内視鏡ファイリング装置 3 と情報処理装置 5 は、TCP/IP をプロトコルとする LAN 9 に接続されており、相互に通信可能である。

【 0 0 2 5 】

情報処理装置 5 は、一般のパーソナルコンピュータが用いられており、内視鏡ファイリング装置 3 に蓄積されている画像データを LAN 9 経由で取得し、画像データに対して画像解析処理を行い、画像解析結果を表示装置 8 に表示するようになっている。ここで、処理を行う画像データの指定、指定された画像データの取得指示、処理実行の指示は、操作装置 6 を用いた操作によって行われる。

【 0 0 2 6 】

情報処理装置 5 では、制御・処理を行う CPU 10 と、処理プログラム・データを記憶するメモリ 11 と、記憶装置 7 との間で情報の読み書きを行う外部記憶 I/F 12 と、外部機器との通信を行うネットワークカード 13 と、操作装置 6 との入出力を行う操作 I/F 14 と、表示装置 8 にビデオ信号を出力するグラフィックボード 15 とが、バス 16 に接続されており、バス 16 を介して相互にやり取りを行うようになっている。

【 0 0 2 7 】

ネットワークカード 13 は、LAN 9 上に接続されている内視鏡ファイリング装置 8 とデータの送受信処理を行うようになっている。

【 0 0 2 8 】

操作 I/F 14 は、操作装置 6 のキーボードやマウスによって入力された入力信号を受け取り、必要なデータ処理を行うようになっている。

【 0 0 2 9 】

記憶装置 7 は情報処理装置 5 に接続されており、画像解析処理を実行する画像解析プログラムを格納している。該画像解析プログラムは、複数の実行ファイルまたは動的リンクライブラリファイルまたは設定ファイルから構成される。

【 0 0 3 0 】

外部記憶 I/F 12 は、記憶装置 7 に記憶されている画像解析プログラムを読み込み、メモリ 11 に記憶させるようになっている。

【 0 0 3 1 】

図 2 に示すように、メモリ 11 は、画像解析プログラム 20 と、解析データ 21 を保持している。

【 0 0 3 2 】

メモリ 11 に記憶された画像解析プログラム 20 は、CPU 10 による実行により、操作装置 6 によって指定された内視鏡画像データを内視鏡ファイリング装置 3 から取得し、取得した画像データに対して画像解析処理をし、画像解析結果の表示装置 8 への表示処理を行うプログラムである。

【 0 0 3 3 】

メモリ 11 に記憶された解析データ 21 は、CPU 10 における各処理により取得及び生成されるデータである。記憶される解析データ 21 は、内視鏡ファイリング装置 3 から取得した画像データである原画像 22 及び後述する各種処理により生成される 2 値化画像 23、ラベリング画像 24、細線化画像 25、血管形状特徴量 26、血管特徴量 27、解析結果画像 28 からなる。

【 0 0 3 4 】

(作用)

CPU 10 は、画像解析プログラム 20 を実行して生成された解析データ 21 を使用して、図 3 に示すような血管画像解析結果ウィンドウ 30 を作成する。また CPU 10 は、グラフィックボード 15 を介して、表示装置 8 への血管画像解析結果ウィンドウ 30 の表示処理を行う。

【 0 0 3 5 】

血管画像解析結果ウィンドウ 30 は、解析画像表示領域 31 と、解析値表示領域 32 と

10

20

30

40

50

から構成され、解析画像表示領域 3 1 には血管解析処理画像を表示し、解析値表示領域 3 2 には血管解析値を表示する。

【 0 0 3 6 】

C P U 1 0 にて実行される画像解析プログラム 2 0 の処理について説明する。この処理では、図 4 に示すように、原画像取得処理ステップ S 1 において、操作装置 6 の操作により指定された画像データを、内視鏡ファイリング装置 3 から取得し、メモリ 1 1 上に原画像 2 2 として記憶させる処理を行う。

【 0 0 3 7 】

次に、画像解析処理ステップ S 2 において、原画像取得処理ステップ S 1 により取得した原画像 2 2 を処理し、2 値化画像 2 3 と、ラベリング画像 2 4 と、細線化画像 2 5 と、血管形状特徴量 2 6 と、血管特徴量 2 7 と、解析処理画像 2 8 とを生成してメモリ 1 1 上に記憶させる処理を行う。

10

【 0 0 3 8 】

そして、解析結果表示処理ステップ S 3 において、血管画像解析結果ウィンドウ 3 0 を表示装置 8 上に表示する処理を行う。血管画像解析結果ウィンドウ 3 0 の解析画像表示領域 3 1 にはメモリ 1 1 に記憶される解析処理結果画像 2 8 を表示し、解析値表示領域 3 2 にはメモリ 1 1 に記憶される血管特徴量 2 7 に基づき、特徴量の種類と、特徴量の値と、を表示する。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施例においては、解析血管表示処理ステップ S 3 において、解析処理画像として、原画像に細線化画像を重畳処理した血管芯線画像を表示し、血管特徴量として、画像中に存在する血管数と、1 血管あたりの分岐点数と、を表示する処理を行うものとする。

20

【 0 0 4 0 】

次に、上記画像解析処理ステップ S 2 における処理の詳細を説明する。図 5 に示すように、2 値化処理ステップ S 1 0 において、原画像 2 2 に対する 2 値化処理を行う。原画像 2 2 は、R、G、B の 3 プレーンのモノクロ画像データからなるが、そのうちの G のモノクロ画像データに対して 2 値化処理を行い、2 値化画像 2 3 を生成する。

【 0 0 4 1 】

2 値化画像 2 3 は、原画像 2 2 の血管部分の画素値が 1、背景部分の画素値が 0 となる画像データであり、原画像 2 2 から血管を抽出した画像に相当する。2 値化処理ステップ S 1 0 は、生成された 2 値化画像 2 3 を、メモリ 1 1 上に記憶させる処理を行う。

30

【 0 0 4 2 】

ここで、2 値化処理は、対象となる画像データの各画素の画素値について、画素値があらかじめ設定された閾値以上であれば画素値を 1 とし、閾値よりも小さければ画素値を 0 とする処理である。2 値化画像の画像データの例を図 6 に示す。

【 0 0 4 3 】

次に、ラベリング処理ステップ S 1 1 において、2 値化画像 2 3 を基にしてラベリング画像 2 4 を作成する。ラベリング画像 2 4 は、血管の要素ごとにラベルを順次割り振った画像データから構成される。同一のラベルをもち、且つ、隣接する画素を連結した画素は、それぞれ 1 つの血管を表すことになる。

40

【 0 0 4 4 】

ここで、ラベリング処理は、2 値化画像 2 3 を画像データの左上より順次走査し、画素値が 1 である点を抽出し、画素値が 1 であるを起点として、前記起点に連結する全ての画素を、ラベルにより塗りつぶす処理により実現する。ラベルとして 2 以上の整数を割り当てる。ラベリング画像 2 4 の例として、図 6 に示す 2 値化画像をラベリング処理した画像データを表す図を図 7 に示す。

【 0 0 4 5 】

続いて、細線化処理ステップ S 1 2 において、ラベリング画像 2 4 に対して細線化処理することにより、血管の幅が 1 画素である細線化画像 2 5 に変換して、細線化画像 2 5 を

50

メモリ 11 に記憶させる。

【0046】

本実施例においては、細線化画像 25 は、血管の芯線を表す画像であって、線の画素値を前記ラベル、背景の画素値を 0 とする画像データからなる。ラベルにより、細線化画像 25 中の血管要素を識別する。

【0047】

ここで、細線化処理は、Hildich の細線化手法として公知に知られる手法に基づくものであって、ラベリング画像 24 の画素値がラベルである画素について画素の連結性を保持することが可能である場合に、当該画素の画素値を 0 として線幅を減少させる処理である。

10

【0048】

なお、Hildich の細線化手法に関しては、非特許文献 3：「ソフトバンク刊：CMAGAZINE 2000.9」画像処理を極めるアルゴリズムラボ「PPI23-129」に詳しい。

【0049】

血管の線幅が 1 になるまで細線化処理を反復処理することにより、線幅 1 の血管芯線を抽出した細線化画像 25 を生成する。細線化画像 25 の例として、図 7 に示すラベリング画像を細線化処理したところの画像データをあらわす図を図 8 に示す。

【0050】

次に、形状特徴量算出ステップ S13 において、細線化画像 25 に関する形状特徴量を算出し、形状特徴量を血管形状特徴量 26 としてメモリ 11 に記憶させる処理を行う。本実施例では、形状特徴量として、1 本の血管の全長と、分岐点数とを算出する。

20

【0051】

本実施例においては、血管長は、細線化された血管の画素数と同等であるとみなして処理を行う。すなわち、血管長は、細線化画像 25 上の各血管要素ごとの画素数をカウントし、血管要素のラベルと前記カウントした画素数とを組とする特徴量として算出する。

【0052】

また本実施例では、分岐点数は、血管要素の細線上に存在する三叉点数または直交点数の和を示す。分岐点数は、各血管要素ごとに存在する三叉点数と直交点数とをカウントし、血管要素のラベルと前記カウントした三叉点数と直交点数とを組とする特徴量として算出する。

30

【0053】

三叉点と直交点を求める方法は、非特許文献 2：「細線化図形の屈折点検出の一手法」小山ら、電子通信学会研究会資料 PRL80-107 PP,80-90(1980)」に述べられているように、血管要素上の各点に対して、対象とする点の 3×3 論理マスクにおいて、周囲 8 近傍における血管要素点の数をカウントすることにより、三叉点または直交点であるか否かを判断する処理によるものである。

【0054】

ここで、上記周囲 8 近傍（単に、「8 近傍」とも記す）について図 9 を用いて説明する。注目点の画素を、図 9 の中央の画素 O とすると、注目点の周囲 8 近傍における画素は、画素 O の上下左右斜めに位置する画素 A～H が該当する。以降の説明に使用する周囲 8 近傍の意味も同一である。

40

【0055】

以上により、血管要素のラベルと血管要素の全長、血管要素の識別値と三叉点数及び直交点数、の各組を血管形状特徴量 26 としてメモリ 11 に記憶させる。

【0056】

続いて、血管選択処理ステップ S14 において、前記形状特徴量算出処理ステップ S13 において算出された血管形状特徴量 26 を基にして、あらかじめ選択された血管形状を有する血管要素を検出して選択する。本実施例において選択する血管形状は、点状血管、樹枝状血管、網状血管のうちのいずれかであるものとする。

50

【 0 0 5 7 】

図 1 0 を用いて、上記血管選択処理ステップ S 1 4 における処理の詳細を説明する。

【 0 0 5 8 】

図 1 0 に示すように、血管選択処理ステップ S 1 4 では、まずステップ S 2 1 において、対象となる識別値 I の初期値として 1 を設定する。

【 0 0 5 9 】

そして、ステップ S 2 2 において、ラベル I に対して 1 を加算し、ステップ S 2 3 において、ラベリング画像 2 4 上に、画素値がラベル I である画素が存在するか否かを判定する。画素値がラベル I である画素が、ラベリング画像 2 4 上に存在しない場合には、処理を終了する。

10

【 0 0 6 0 】

次に、ステップ S 2 4 において、ラベル I に対応する血管要素の血管長をメモリ 1 1 の血管形状特徴量 2 6 の中から取得し、血管長が閾値 T 1 未満である場合にはステップ S 2 5 で点状血管として判定する。血管長が閾値 T 1 以上である場合には、ステップ S 2 6 に進む。

【 0 0 6 1 】

ここで、閾値 T 1 は、あらかじめ血管選択処理ステップ S 4 が保持している数値であり、本実施例では $T 1 = 2$ として処理する。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 2 6 において、ラベル I に対応する血管要素の三叉点数と直交点数の和をメモリ 1 1 の血管形状特徴量 2 6 の中から取得し、三叉点数と直交点数の和が閾値 T 2 未満である場合には、樹枝状血管であると判定する。三叉点数と直交点数の和が閾値 T 2 以上である場合には、網状血管であると判定する。

20

【 0 0 6 3 】

ここで、閾値 T 2 は、あらかじめ血管選択処理ステップ S 4 が保持している数値である。本実施例では $T 2 = 8$ として処理する。

【 0 0 6 4 】

続いてステップ S 2 7 において、既定の選択すべき血管形状と、ステップ S 2 4、ステップ S 2 5、ステップ S 2 6 における血管形状の判定結果（点状血管または樹枝状血管または網状血管のいずれかの判定結果）とが異なる場合には、ラベリング画像 2 4 及び細線化画像 2 5 の画素値がラベル I である全ての画素を 0 にする。また、血管形状特徴量 2 6 のうち、ラベル I に対応する特徴量を消去する。ステップ S 2 7 における処理終了後、ステップ S 2 2 に戻り処理を継続する。

30

【 0 0 6 5 】

例として、図 8 に示す細線化画像を、血管選択処理ステップ S 1 4 により、選択すべき血管形状として樹枝状血管を選択した時の修正細線化画像を図 1 1 に示す。

【 0 0 6 6 】

図 5 に戻り、血管選択処理ステップ S 1 4 が終わると、特徴量算出処理ステップ S 1 5 において、血管選択処理ステップ S 1 4 により処理された細線化画像 2 5 及び血管形状特徴量 2 6 を基にして、血管特徴量 2 7 の算出処理を行う。本実施例では血管特徴量 2 7 として、血管数、1 血管あたりの分岐点数を算出する。

40

【 0 0 6 7 】

血管数は、血管形状特徴量 2 6 として記憶される血管長が 0 より大きい血管要素の総数として算出する。1 血管あたりの分岐点数は、血管形状特徴量 2 6 として記憶される三叉点数と直交点数との総和と、上記血管数との比として算出する。

【 0 0 6 8 】

血管数、1 血管あたりの分岐点数は、血管特徴量 2 7 としてメモリ 1 1 に記憶させ、血管画像解析結果ウィンドウ 3 0 の表示に利用する。

【 0 0 6 9 】

次に、解析結果画像処理ステップ S 1 6 において、原画像 2 2 に対して、血管選択処理

50

ステップ S 1 4 において修正された細線化画像 2 5 を重畳処理する。細線化画像 2 5 の各画素について、画素値が 2 以上である場合に、原画像 2 2 の対応画素の画素値を、 $(R, G, B) = (255, 255, 255)$ とする。重畳処理画像データを解析結果画像 2 8 としてメモリ 1 1 に記憶させる。

【0070】

(効果)

本実施例によれば、対象となる血管形状のみに関する血管特徴量を算出でき、血管の形状に応じて解析対象を選択し、選択した対象に関する特徴量を求めるため、特徴量を利用した所見の客観化結果に基づく病変判定精度を向上させることができる。

【0071】

なお、本実施例では、血管形状特徴量 2 6 として血管長と分岐点数とを用いて、血管選択処理ステップ S 1 4 において解析対象となる血管を、血管の形状に基づいて選択したが、血管の特徴量として血管を構成する画素の RGB 値の平均値を求め、RGB 値平均値を用いて、血管の色調に基づいて血管を選択するようにしてもよい。

【実施例 2】

【0072】

図 1 2 ないし図 1 6 は本発明の実施例 2 に係わり、図 1 2 は CPU により実行される画像解析プログラムの処理の流れを示すフローチャート、図 1 3 は図 1 2 の血管分離処理の流れを示すフローチャート、図 1 4 は図 1 3 の処理における直交点の 8 近傍の画素値の第 1 の状態を示す図、図 1 5 は図 1 3 の処理における直交点の 8 近傍の画素値の第 2 の状態を示す図、図 1 6 は図 1 2 の画像解析プログラムの処理の結果得られる血管画像解析結果ウィンドウを示す図である。

【0073】

実施例 2 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0074】

実施例 2 は、実施例 1 に対し、画像解析処理ステップ S 2 (図 4 参照) において算出される血管特徴量 2 7 として、1 血管あたりの屈折点数を追加することが異なる。実施例 1 との相違点について説明する。

【0075】

(構成)

本実施例では、血管特徴量 2 7 としての屈折点数算出にあたり、メモリ 1 1 に切断血管座標列 2 9 を記憶することが、実施例 1 との変更点である。切断血管座標列 2 9 については、後述する。

【0076】

(作用)

本実施例における画像解析プログラム 2 0 の画像解析処理ステップ S 2 における処理フローを図 1 2 に示す。

【0077】

実施例 1 との相違点は、図 1 2 に示すように、血管選択処理ステップ S 1 4 の後に血管分離処理ステップ S 1 7 を追加し、特徴量算出ステップ S 1 5 において算出する血管特徴量 2 7 として、1 血管あたりの屈折点数を算出することである。算出された、1 血管あたりの屈折点数は、解析結果表示処理ステップ S 3 にて、解析結果ウィンドウ 3 0 の解析値表示領域 3 2 に表示する。

【0078】

また実施例 1 では、形状特徴量算出ステップ S 1 3 において血管要素ごとのラベルと、三叉点と、直交点とを組にして血管形状特徴量 2 6 としてメモリ 1 1 に記憶させていたが、本実施例ではさらに、三叉点及び直交点の各座標列を組にして、血管形状特徴量 2 6 としてメモリ 1 1 に記憶させる。

【0079】

10

20

30

40

50

血管分離処理ステップ S 1 7 における処理フローを図 1 3 に示す。

【0080】

血管分離処理では、図 1 3 に示すように、ステップ S 3 1 において、細線化画像 2 5 上の全ての画素のラベルを調べて、ラベルの最大値 I_{\max} を取得する。最大値 I_{\max} は、血管のラベルの最大値に相当する。

【0081】

次に、ステップ S 3 2 において、対象となるラベル I の初期値として 1 を設定し、ステップ S 3 3 において、ラベル I に対して 1 を加算し、ステップ S 3 4 において、細線化画像 2 5 上に、画素値がラベル I である画素が存在するか否かを判定する。

【0082】

画素値がラベル I である画素が細線化画像 2 5 上に存在せず、かつ $I > I_{\max}$ である場合には、処理を終了し、そうでなければステップ S 3 5 に進む。

【0083】

そして、ステップ S 3 5 において、ラベル I に対応する直交点数 F を取得する。直交点数 F は、形状特徴量算出処理ステップ S 1 4 において血管形状特徴量 2 6 としてメモリ 1 1 に記憶されるものである。ステップ S 3 6 において直交点数 F が 0 であればステップ S 3 8 に進み、直交点数 F が 1 以上であればステップ S 3 7 に進む。

【0084】

直交点の 8 近傍の画素値の状態は、図 1 4 または図 1 5 のうちのいずれかである。P 0 は直交点を表す。ここで、図中 " 黒塗り " で示す画素はラベルが I である画素を示し、" " で示す画素はラベルが 0 である画素を示す。直交点における細線化血管の交差は、実際の観察対象上において 2 本の血管が奥行き方向に重なるために生ずるものである。

【0085】

ステップ S 3 7 での処理は、画像上において分岐して観察される細線化血管線分を分離する処理である。ステップ S 3 7 では、交差点において交差する血管の線分を分離する処理を行う。交差点の 8 近傍の画素のラベルを調べ、直交点において交差する 2 本の線分要素のうち、一方の線分要素の細線化画像 2 5 の画素のラベルを $I_{\max} + 1$ に全て更新し、次に I_{\max} に 1 を加算する処理を行う。この処理を各交差点に対して実行を繰り返し、ステップ S 3 8 に進む。

【0086】

細線化画像 2 5 の画素のラベルを $I_{\max} + 1$ に更新する処理について説明する。

【0087】

まず、メモリ 1 1 に記憶されている血管形状特徴量 2 6の中から、該当する直交点の座標を取得する。

【0088】

次に、直交点の 8 近傍について細線化画像 2 5 の画素のラベルを調べ、交差する線分のうちの一方を、細線化画像 2 5 の画素のラベルの更新対象線分として決定する。本実施例では、図 1 4、図 1 5 における P 及び P' を、更新対象の線分の起点画素とする。

【0089】

またメモリ 1 1 上に、トレース判定画像を作成する。トレース判定画像は、細線化画像 2 5 と同一の幅及び高さである画像データであって、1 または 0 の画素値を各画素ごとに格納する。トレース判定画像の各画素の画素値の初期値は 0 とする。

【0090】

次に境界線追跡処理を行い、P、P' を起点とする線分のトレースを行う。このトレース処理は、公知の境界線追跡処理により達成され、非特許文献 4：「コンピュータ画像処理入門 田村秀行著 総研出版 P.84~85」に詳しい。

【0091】

まず P を起点として、8 近傍の細線化画像 2 5 のラベルが I である画素を順次トレースする。ただし、交差点 P 0 は、トレースの対象とはしない。トレース済みの座標について、トレース判定画像の対応画素の画素値を 1 にする。トレース点の座標に関して、トレース

10

20

30

40

50

ス判定画像の対応画素の画素値が 0 である場合には、トレース点の座標の細線化画像 2 5 の画素のラベルを、 $I_{\max} + 1$ に更新するとともに、トレース判定画像の対応画素の画素値を 1 にセットする。

【0092】

トレース処理において、注目点の 8 近傍に画素のラベルが I である画素が注目点の 8 近傍に存在しない場合には、トレースを終了する。途中、三叉点または直交点をトレースした場合には、その点を起点として接続する各血管に対して同様にトレース及び細線化画像 2 5 の画素のラベルの更新処理を行う。また、三叉点または直交点をトレースした場合には、ラベル I に関連付けられている、該当する三叉点または交差点を、ラベル $I_{\max} + 1$ に関連付けるよう更新する。三叉点または直交点であるか否かの判断は、メモリ 1 1 に記憶された血管形状特徴量 2 6 を基にして処理する。

10

【0093】

P' に対しても同様の処理を行い、最後に、直交点 P 0 のラベルを $I_{\max} + 1$ に更新する。

【0094】

以上により、直交点において交差する 2 本の血管線分のうちの一方の血管線分に関する細線化画像 2 5 のラベルを更新して、細線化画像 2 5 上での血管線分の分離処理を行う。

【0095】

ステップ S 3 8 での処理は、細線血管を、分岐点を含まない血管要素に切断分解するとともに、原画像 2 2 に生ずるノイズにより発生した、実際の観察対象上には存在しない三

20

【0096】

ステップ S 3 8 では、細線化画像 2 5 の画素のラベルが I である細線血管について、三叉点で切断する処理を行い、切断後の血管の座標列を、メモリ 1 1 に切断血管座標列 2 9 として記憶する処理を行う。切断血管点列 2 9 を記憶する際に、ラベル I と、切断血管点列の点数とを組として関連付けて記憶するよう処理する。

【0097】

三叉点での細線血管の切断処理について説明する。まず、メモリ 1 1 に記憶されている血管形状特徴量 2 6 の中から、識別値 I に対応する三叉点座標を 1 つ取得する。

【0098】

30

また、ステップ S 3 7 での処理と同様に、メモリ 1 1 上に、トレース判定画像を作成する。

【0099】

次に、三叉点の 8 近傍について細線化画像 2 5 の画素のラベルを調べ、ラベルが I である点を起点として、8 近傍の画素のラベルが I である画素を、トレースする。

【0100】

トレース済みの座標について、トレース判定画像の対応画素の画素値を 1 にする。トレース処理において、注目点の 8 近傍に未トレースの画素がなく、かつ、細線化画像 2 5 のラベルが I である画素がない場合にはトレースを終了する。また、注目画素が三叉点である場合にもトレースを終了する。トレースした各血管の座標列の点数を切断血管の全長とみなし、血管の全長が閾値 T 3 以上である場合には、トレース点の座標列を切断血管座標列 2 9 (図 1 2 参照) として、ラベル I と、切断血管の全長とみなされた座標列の点数とを組にして、メモリ 1 1 に記憶させる。

40

【0101】

なお、閾値 T 3 は、あらかじめ血管分離処理ステップ S 1 7 が保持している数値である。本実施例では $T 3 = 2$ として処理する。

【0102】

以上の処理を、各三叉点について実行した後、ステップ S 3 3 に戻り、処理を継続する。

【0103】

50

特徴量算出ステップ S 1 6 (図 1 2 参照) では、切断血管座標列 2 9 をメモリ 1 1 から取得し、切断血管座標列 2 9 を基にして屈折点の検出を行う。屈折点の検出方法として、非特許文献 2 : 「 “ 細線化図形の屈折点検出の一手法 ” 小山ら、電子通信学会研究会資料 PRL80-107 PP, 80-90 (1980) 」 に紹介される手法を使用する。

【 0 1 0 4 】

切断血管座標列 2 9 には、識別値が関連付けられている。識別値は一意的な値であり、識別値の総数は、血管要素の数に相当する。各切断血管座標列 2 9 に関する屈折点の総和を、識別値の総数で除することにより、1 本あたりの屈折点数を算出し、血管特徴量 2 7 としてメモリ 1 1 に記憶させる。

【 0 1 0 5 】

本実施例における解析結果表示処理ステップ S 3 では、血管画像解析結果ウィンドウ 3 0 の解析値表示領域 3 2 に、1 血管あたりの屈折点数を追加表示する。図 1 6 は、本実施例における血管画像解析結果ウィンドウ 3 0 を示す。実施例 1 における血管画像解析結果ウィンドウ 3 0 を示す図 3 と比較して、交差する A 血管 6 0 と、B 血管 6 1 とを別個の血管として区別するとともに、血管線分 6 2 の全長が短いため実際には存在しない血管線分とみなして細線化画像から除外している。

【 0 1 0 6 】

(効果)

本実施例では、実施例 1 の効果に加え、交差する血管を分離するとともに、血管の誤抽出を補正するため、血管特徴量の精度が向上する。すなわち、本実施例によれば、画像中の交差する血管を別個の血管として認識するとともに、血管上のノイズを除去するため、特徴量の精度を向上させるとともに、特徴量を利用した所見の客観化結果に基づく病変判定精度を向上させることができる。

【 実施例 3 】

【 0 1 0 7 】

図 1 7 ないし図 2 1 は本発明の実施例 3 に係わり、図 1 7 は特徴量算出処理の流れを示すフローチャート、図 1 8 は図 1 7 の特徴量算出処理における屈折点頂点評価値 A を算出方法及び屈折点頂点評価値 A を用いての屈折候補点検出処理を説明するための説明図、図 1 9 は図 1 7 の屈折点決定処理の流れを示すフローチャート、図 2 0 は図 1 9 の処理において屈折点候補点の中から屈折点を決定することを説明する図、図 2 1 は図 1 9 の処理における移動平均法による切断血管座標列の平滑化を説明する図である。

【 0 1 0 8 】

実施例 3 は、実施例 2 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 1 0 9 】

実施例 3 は、実施例 2 に対し、画像解析処理ステップ S 2 において算出される血管特徴量 2 7 である屈折点数の算出方法が異なる。実施例 2 との相違点について説明する。

【 0 1 1 0 】

本実施例においては、血管の屈折部付近に屈折点候補点を数点検出し、その中から最も適切な屈折点を選択的に決定することにより屈折点数・位置の検出精度を向上させることが可能となる画像処理手法について説明する。

【 0 1 1 1 】

本実施例において、特徴量算出処理ステップ S 1 6 は、屈折点候補点を検出する屈折点候補点検出処理と、屈折点候補点の中から最終的な屈折点を決定する屈折点決定処理とを順次実行することにより、屈折点を検出し、屈折点数を算出するところの屈折点数算出処理を含んでいる。実施例 2 との相違点は特徴量算出ステップ S 1 6 において算出する屈折点数の算出方法であるため、相違について説明する。

【 0 1 1 2 】

図 1 7 に示すように、本実施例における屈折点候補点検出処理は、ステップ S 4 1 において、メモリ 1 1 に記憶された N_Points 個の点から成る切断血管座標列 2 9 を取得する。

10

20

30

40

50

【0113】

ステップS42において、処理の対象となる切断血管の最小点数の閾値 $thre1$ との比較を行う。本実施例では、 $thre1 = 10$ とする。 $N_Points > thre1$ であればステップS43に進み、そうでなければ処理を終了する。

【0114】

ステップS43において、各点における屈折点頂点評価値 $A(i)$ ($1 \leq i \leq N_Points$)を算出する。ステップS43の詳細については後述する。

【0115】

ステップS44において i を初期化し、ステップS45において、点 $P(i)$ を対象点とし対象点における屈折点頂点評価値 $A(i)$ と、対象点から k 点前後する点 $P(i - k)$ 、 $P(i + k)$ における屈折点頂点評価値 $A(i - k)$ 、 $A(i + k)$ を取得する。値 k は、ステップS46における比較対象を選択するパラメータであり、本実施例では $k = 5$ とする。ステップS45の詳細については後述する。

【0116】

ステップS46において、屈折点頂点評価値 $A(i)$ 、 $A(i - k)$ 、 $A(i + k)$ の比較を行う。 $A(i) < A(i - k)$ かつ $A(i) < A(i + k)$ であればステップS47に進み、そうでなければステップS49に進む。ステップS46の詳細については後述する。

【0117】

ステップS47において、屈折検出のための屈折の大きさを制限する閾値 $thre2$ との比較を行う。本実施例では、 $thre2 = 0.97$ とする。 $A(i) / L < thre2$ であれば、ステップS48に進み、そうでなければ処理を終了する。

【0118】

ステップS48において、対象点 $P(i)$ を屈折点候補点として検出してメモリ11に記憶させる。

【0119】

ステップS49において、対象点 $P(i)$ が切断血管座標列29の最終点つまり $i = N_Points$ であればステップS50で屈折点を決定して処理を終了し、 $i < N_Points$ であればステップS51に進む。

【0120】

ステップS51において、 $i = i + 1$ として対象点を更新し、ステップS45ないしS49に示す一連の処理を繰り返す。

【0121】

ステップS50においての、屈折点決定処理は流れを図19に示し、詳細については後述する。

【0122】

次に、ステップS43における屈折点頂点評価値 A を算出方法と、ステップS45、ステップS46における屈折点頂点評価値 A を用いての屈折候補点検出処理の詳細について説明する。

【0123】

図18は本実施例における屈折点頂点評価値 A を算出方法と、屈折点頂点評価値 A を用いての屈折候補点検出処理を説明するための説明図である。

【0124】

屈折点頂点評価値 A の算出方法としては、非特許文献2：「"細線化図形の屈折点検出の一手法" 小山ら、電子通信学会研究会資料PRL80-107 PP,80-90(1980)」に示される手法を使用する。

【0125】

取得した切断血管座標列29の各点について、細線血管像に沿って、各点を中心とする図18に太線にて示す長さ L の曲線を抽出し、その曲線の始点終点の距離(弦長)を屈折点頂点評価値 $A(i)$ として算出する。ただし、点 $P(i)$ が切断血管座標列29の両端

10

20

30

40

50

から $[L/2]$ の範囲に存在し、長さ L の曲線が抽出できない場合、 $A(i) = L$ とする。
ここで $[]$ はガウス記号である。

【0126】

また、屈折候補点検出処理において点 $P(i)$ が両端から k の範囲に存在し、点 $P(i - k)$ 、 $P(i + k)$ が切断血管座標列 29 上の点に成り得ない場合、 $A(i - k) = L$ 、 $A(i + k) = L$ とする。点 $P(i)$ における屈折点頂点評価値 $A(i)$ が、 k 点前の点 $P(i - k)$ における屈折点頂点評価値 $A(i - k)$ 、かつ k 点後の点 $P(i + k)$ における屈折点頂点評価値 $A(i + k)$ より小さい場合は、 $P(i)$ における屈折が点 $P(i - k)$ 、 $P(i + k)$ より大であることを示すから、屈折候補点として検出する。

【0127】

この比較評価を、切断血管座標列 29 を形成するすべての点に対して順に行う。切断血管座標列 29 の両端から $[L/2]$ の範囲では、上述した通り $A(i) = L$ としたため、屈折点候補点の検出からは除外される。

【0128】

次に屈折点決定処理における処理フローを図 19 に示す。

【0129】

ステップ S61 において、前述の屈折点候補点検出処理により検出された屈折点候補点を、メモリ 11 から取得する。屈折点候補点が隣接して連続している場合は、その点列を一つの組（以下、パターンと称する）として抽出する。ここで切断血管座標列 29 において生成されたパターン数を $N_pattern$ (1 \sim $N_pattern$ 屈折点候補点数) とし、各パターンを形成する屈折点候補点数 Cn (1 \sim n \sim $N_pattern$) を算出する。

【0130】

そして、ステップ S62 において、最初のパターンを示す $n = 1$ に初期化し、ステップ S63 において、ステップ S61 にて生成されたパターンのうちの 1 つを対象点 $pattern(n)$ (1 \sim n \sim $N_pattern$) として取得し、対象パターン $pattern(n)$ の屈折点候補点数 $Cn = 1$ であれば、他の屈折候補点が隣接しておらず単独で存在すると判断し、その屈折点候補点を屈折点と決定する。対象パターン $pattern(n)$ の屈折点候補点数 $Cn = 2$ であれば、ステップ S64 に進み、対象パターンの屈折点候補点列の中から 1 点を屈折点と決定する。

【0131】

ステップ S64 において、対象パターン $pattern(n)$ 中で、 $A(i)$ が極小となる点を屈折点と決定する。図 20 は、屈折点候補点の中から屈折点を決定することを表す図である。

【0132】

ステップ S65 において、対象パターン $pattern(n)$ が最終パターン、つまり $n = N_pattern$ であれば処理を終了し、 $n < N_pattern$ であればステップ S66 に進む。

【0133】

ステップ S66 において、 $n = n + 1$ として屈折点決定の対象パターンを更新し、ステップ S63 ないし S65 に示す一連の処理を繰り返す。

【0134】

なお、切断血管座標列 29 が滑らかでない場合は、ステップ S41 で取得した切断血管座標列 29 を、非特許文献 2：「"細線化図形の屈折点検出の一手法" 小山ら、電子通信学会研究会資料 PRL80-107 PP,80-90(1980)」に示されるように、移動平均法により座標値を平滑化する。ここでの移動平均法とは、点 P の座標値を座標列の前後 $[m/2]$ 点の座標値の平均値に設定する手法である。値 m は移動平均点数、すなわち平滑化の強さを決定するパラメータである。本実施例では図 21 に示すように $m = 9$ 、すなわち 9 点の移動平均をもちいる。

【0135】

また、切断血管座標列 29 の両端から $[L/2]$ の範囲では、 $A(i) = L$ と仮定するため、屈折点候補点は検出されないが、検出対象に含める場合には、非特許文献 2：「"細線化図形の屈折点検出の一手法" 小山ら、電子通信学会研究会資料 PRL80-107 PP,80-90(1980)」に示されるようにステップ S41 で取得した切断血管座標列 29 の両端の延長を行えば

10

20

30

40

50

よい。

【0136】

また、ステップS45におけるパラメータkは、切断血管座標列29を形成する点数N_{Points}に基づいて決定してもよい。

【0137】

また、本実施例では、ステップS64において、対象パターン中の屈折点候補点列のA(i)が極小となる点を屈折点として決定したが、対象パターン中の屈折点候補点列の中心点、すなわち $[Cn/2]$ 番目の点と決定するようにしてもよい。

【0138】

(効果)

本実施例では、実施例2の効果に加え、屈折点頂点評価値A(i)をk点前後の屈折点頂点評価値A(i-k), A(i+k)と比較することにより、血管の屈折部付近に屈折点候補点が数点検出され、その中から最も適切な屈折点を選択的に決定することにより屈折点数・位置の検出精度が向上する。すなわち、本実施例によれば、血管の屈折点数、位置の検出精度を向上させるとともに、血管屈折点数、位置を利用した所見の客観化結果に基づく病変判定精度を向上させることができる。

【0139】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0140】

【図1】本発明の実施例1に係る内視鏡画像解析装置の構成を示すブロック図

【図2】図1のメモリ上に記憶される情報を示す図

【図3】図1の情報処理装置の処理により表示装置上に表示される血管画像解析結果ウィンドウを示す図

【図4】図1のCPUにより実行される画像解析プログラムの処理の流れを示すフローチャート

【図5】図4の画像解析処理の流れを示すフローチャート

【図6】図5の処理により生成される2値化画像の画像データの例を示す図

【図7】図6の2値化画像をラベリング処理した画像データを表す図

【図8】図7のラベリング画像を細線化処理した画像データを表す図

【図9】図4の形状特徴量算出処理における周囲8近傍を説明する図

【図10】図4の形状特徴量算出処理の流れを示すフローチャート

【図11】図10の形状特徴量算出処理による選択すべき血管形状として樹枝状血管を選択した時の修正細線化画像を示す図

【図12】本発明の実施例2に係るCPUにより実行される画像解析プログラムの処理の流れを示すフローチャート

【図13】図12の血管分離処理の流れを示すフローチャート

【図14】図13の処理における直交点の8近傍の画素値の第1の状態を示す図

【図15】図13の処理における直交点の8近傍の画素値の第2の状態を示す図

【図16】図12の画像解析プログラムの処理の結果得られる血管画像解析結果ウィンドウを示す図

【図17】本発明の実施例3に係る特徴量算出処理の流れを示すフローチャート

【図18】図17の特徴量算出処理における屈折点頂点評価値Aを算出方法及び屈折点頂点評価値Aを用いての屈折候補点検出処理を説明するための説明図

【図19】図17の屈折点決定処理の流れを示すフローチャート

【図20】図19の処理において屈折点候補点の中から屈折点を決定することを説明する図

【図21】図19の処理における移動平均法による切断血管座標列の平滑化を説明する図

【図22】従来の屈折点の検出手法の問題点を説明する図

10

20

30

40

50

【符号の説明】

【0141】

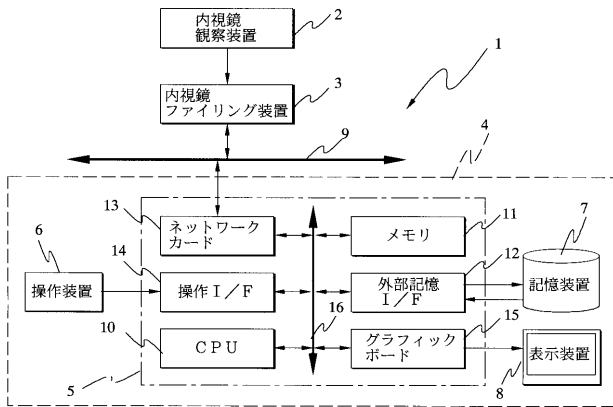
- 1 ... 内視鏡画像解析装置
- 2 ... 内視鏡観察装置
- 3 ... 内視鏡ファイリング装置
- 4 ... 画像処理装置
- 5 ... 情報処理装置
- 6 ... 操作装置
- 7 ... 記憶装置
- 8 ... 表示装置
- 9 ... LAN
- 10 ... CPU
- 11 ... メモリ
- 12 ... 外部記憶Ｉ／Ｆ
- 13 ... ネットワークカード
- 14 ... 操作Ｉ／Ｆ
- 15 ... グラフィックボード
- 16 ... バス
- 20 ... 画像解析プログラム
- 21 ... 解析データ
- 22 ... 原画像
- 23 ... 2値化画像
- 24 ... ラベリング画像
- 25 ... 細線化画像
- 26 ... 血管形状特徴量
- 27 ... 血管特徴量
- 28 ... 解析結果画像

10

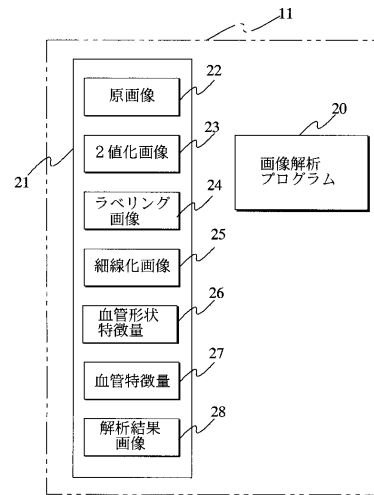
20

代理人 弁理士 伊藤 進

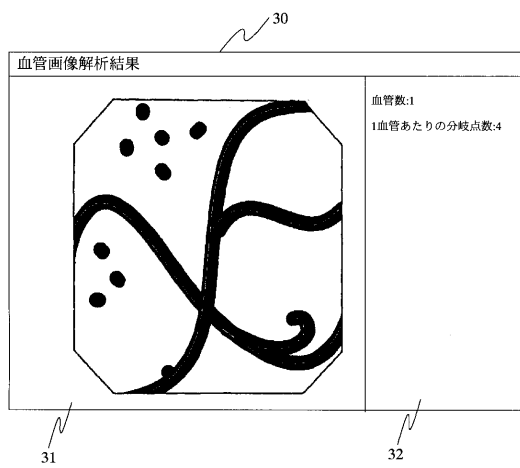
【図 1】



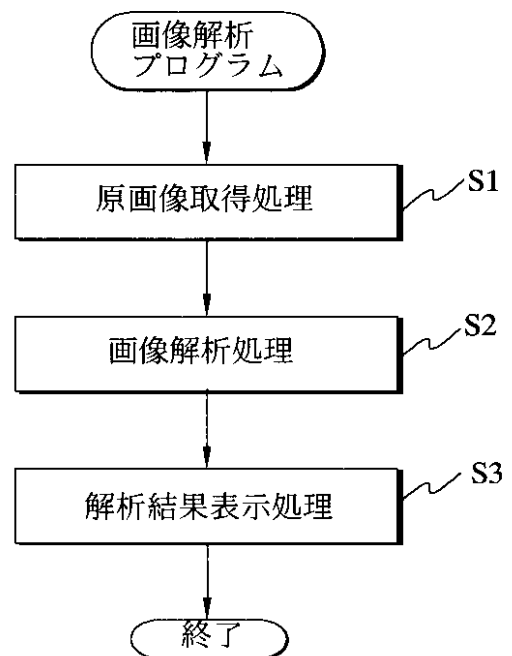
【図 2】



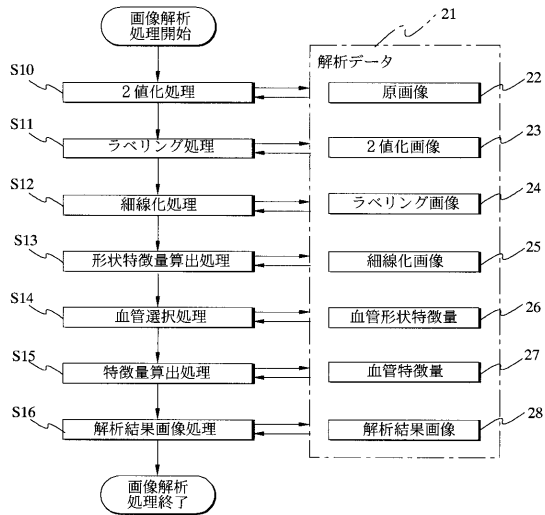
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	0	1	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0
0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0
0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1
1	0	0	0	1	1	0	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	0	0	1	1	1	0	1	0	0	0
0	0	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0	1	1	0	1	1	0	0	1
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0	0
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0

【図 7】

2	2	0	2	2	2	2	2	0	0	0	3	0	0	0
2	2	2	2	2	2	2	2	0	4	0	0	0	0	0
0	2	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0	5	5	0
0	0	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	5	5	0
0	0	0	2	2	0	0	0	0	0	0	7	0	0	0
0	0	0	2	2	2	2	2	0	0	0	0	0	0	9
2	0	0	0	2	2	0	2	2	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	2	0	0	2	2	2	0	10	0	0	0
0	0	11	0	0	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	2	2	0	0	13	0	0	14	0	0
0	0	15	15	0	0	0	2	2	2	0	0	0	0	0
0	0	15	15	0	16	0	0	2	2	2	0	0	17	0
18	0	0	0	0	0	0	2	2	2	2	0	0	0	0
0	0	0	19	0	0	0	2	2	0	2	2	0	0	20
0	21	0	0	0	22	0	0	0	0	0	2	2	0	0
0	0	0	23	0	0	0	0	0	0	0	2	2	0	0

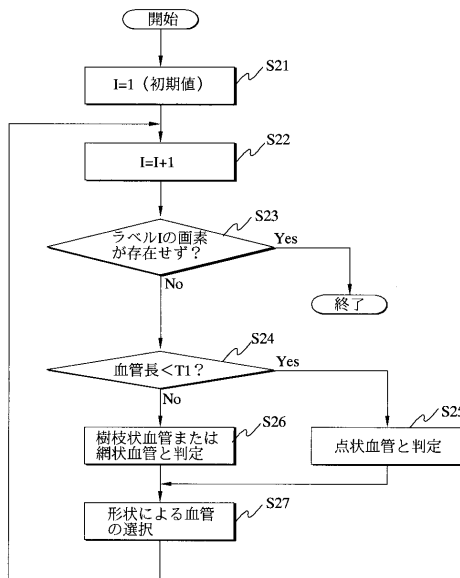
【図 8】

2	0	0	0	2	2	2	2	0	0	0	3	0	0	0
0	2	0	2	0	0	0	0	0	0	4	0	0	0	0
0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5	0	0
0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	6	0	0	0	0
0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	7	0	0	0	0
0	0	0	0	2	0	2	0	0	0	0	0	0	0	9
2	0	0	0	0	0	2	0	2	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	2	0	0	0	2	2	0	10	0	0	0
0	0	11	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	13	0	0	14
0	0	15	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	16	0	0	2	2	0	0	0	0	17
18	0	0	0	0	0	0	0	2	0	2	2	0	0	0
0	0	0	19	0	0	0	0	2	0	0	0	2	0	20
0	21	0	0	0	22	0	0	0	0	0	0	2	0	0
0	0	0	23	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0

【図 9】

D	C	B
E	O	A
F	G	H

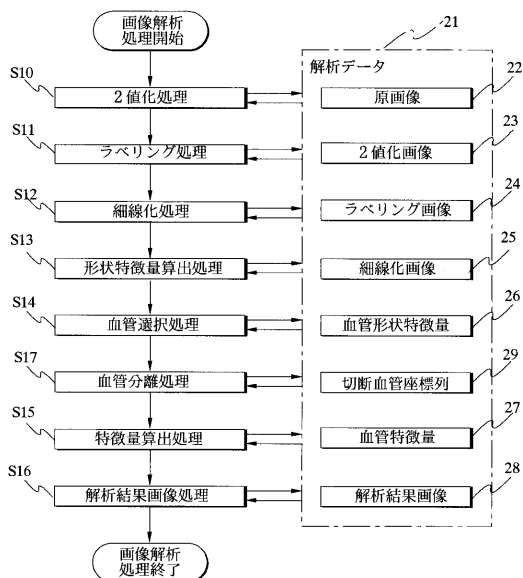
【図 10】



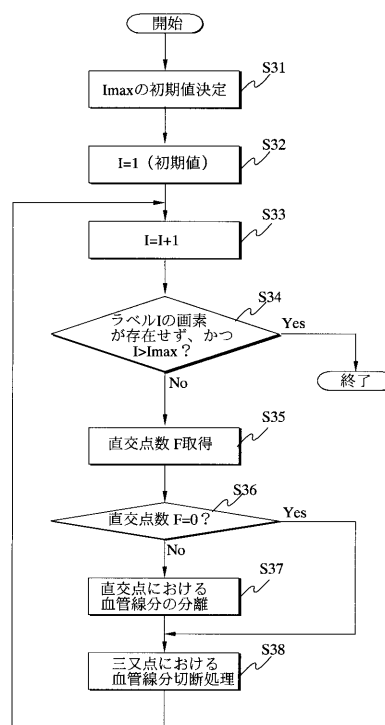
【図 11】

0	0	0	0	2	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0
0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	2	0	2	2	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	2	2	2	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2

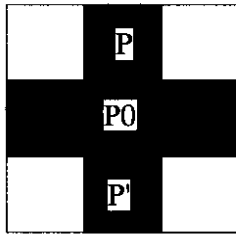
【図 12】



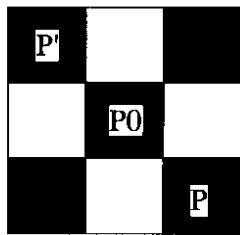
【図 13】



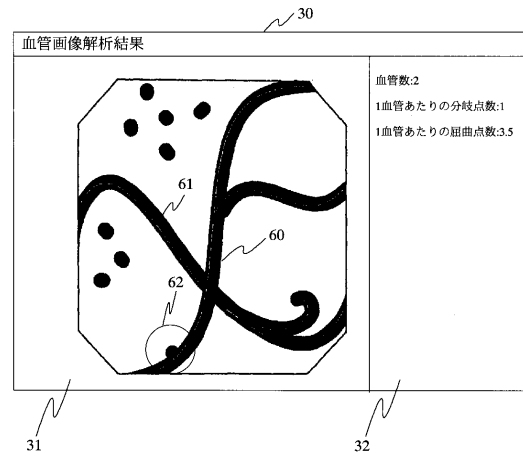
【図 14】



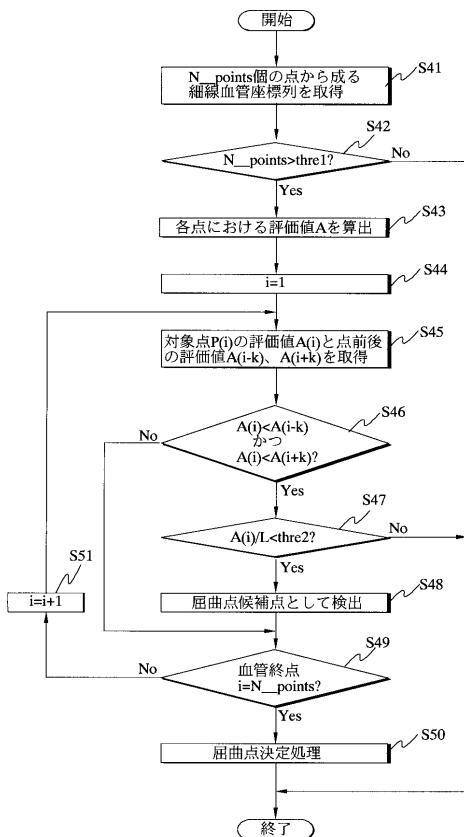
【図 15】



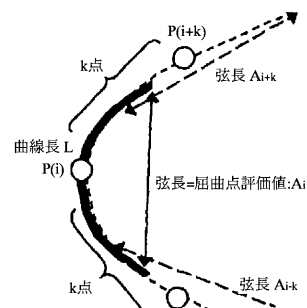
【図 16】



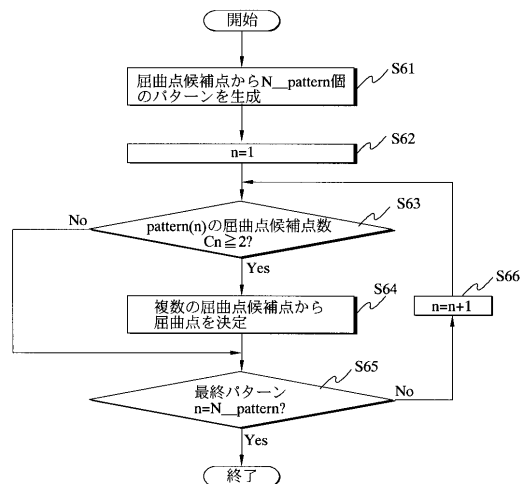
【図 17】



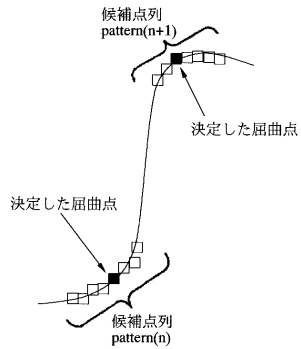
【図 18】



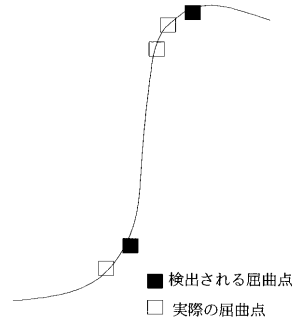
【図 19】



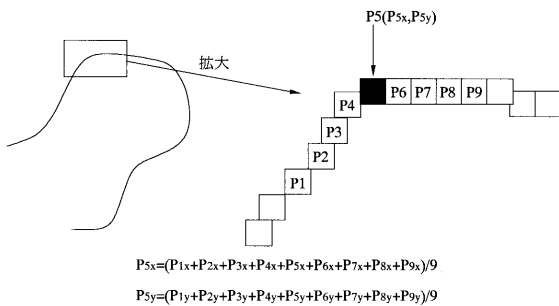
【図 20】



【図 22】



【図 21】



【手続補正書】

【提出日】平成16年1月13日(2004.1.13)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0131

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0131】

ステップS64において、対象パターンpattern(n)中で、 $A(i)$ が最小となる点を屈折点と決定する。図20は、屈折点候補点の中から屈折点を決定することを表す図である。

フロントページの続き

F ターム(参考) 5L096 AA02 AA06 BA06 CA02 EA04 EA43 FA03 FA10 FA12 FA15
FA64 GA12 GA34 GA40

专利名称(译)	画像解析方法		
公开(公告)号	JP2005157902A	公开(公告)日	2005-06-16
申请号	JP2003397940	申请日	2003-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	田中秀樹 井上涼子		
发明人	田中 秀樹 井上 涼子		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00 G06T7/00 G06T7/60		
FI分类号	G06T7/60.150.S A61B1/04.370 G06T1/00.290.Z G06T7/00.100.A A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.616 A61B1/045.618 G06T7/00.612 G06T7/90.A		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/WW18 4C061/YY03 4C061/YY12 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA01 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/DC07 5B057/DC09 5B057/DC14 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/CA02 5L096/EA04 5L096/EA43 5L096/FA03 5L096/FA10 5L096/FA12 5L096/FA15 5L096/FA64 5L096/GA12 5L096/GA34 5L096/GA40 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW18 4C161/YY03 4C161/YY07 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4434705B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于使用特征量的发现的客观化结果，提高病变确定的准确性。 解决方案：在原始图像获取处理步骤S1中，执行从内窥镜归档设备获取由操作设备的操作指定的图像数据并将其作为原始图像存储在存储器中的处理。在图像分析处理步骤S2中，处理在原始图像获取处理步骤S1中获取的原始图像，并且执行二值化图像，标记图像，细化图像，血管形状特征量，血管特征量和分析处理。执行生成图像并将其存储在存储器中的过程。在分析结果显示处理步骤S3中，执行在显示装置上显示血管图像分析结果窗口的处理。[选择图]图4

