

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5346938号
(P5346938)

(45) 発行日 平成25年11月20日 (2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月23日 (2013.8.23)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 G

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 D

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 D

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

請求項の数 12 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2010-526757 (P2010-526757)
 (86) (22) 出願日 平成21年8月27日 (2009.8.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2009/064958
 (87) 国際公開番号 W02010/024331
 (87) 国際公開日 平成22年3月4日 (2010.3.4)
 審査請求日 平成24年3月23日 (2012.3.23)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-222978 (P2008-222978)
 (32) 優先日 平成20年9月1日 (2008.9.1)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 田中 詩乃
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 白旗 崇
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 角村 卓是
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 國分 博人
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、及び画像処理装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医用画像から病変候補領域を検出する画像処理装置であって、
 前記病変候補領域の検出に利用されるパラメータを設定するパラメータ設定手段と、
 前記パラメータ設定手段により設定されたパラメータを用いて前記医用画像を評価し、
 評価結果に基づいて病変候補領域を検出する病変候補領域検出手段と、

を備え、

前記パラメータ設定手段は、

第1のパラメータを入力するパラメータ入力手段と、

前記パラメータ入力手段によって入力された第1のパラメータから、第2のパラメータを
 算出する第2のパラメータ算出手段と、を備え、

前記病変候補領域検出手段は、

前記医用画像について前記第2のパラメータ算出手段により算出された第2のパラメータ
 を用いて臓器表面の形状を表す特徴量を算出し、算出された特徴量に基づいて病変候補領
 域を抽出する病変候補領域抽出手段を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

前記病変候補領域検出手段は、

前記病変候補領域抽出手段によって抽出された病変候補領域について、所定の特徴量を
 評価することにより偽陽性領域を判定し、偽陽性領域と判定された病変候補領域を削除す
 る偽陽性削除手段をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

10

20

【請求項 3】

前記第2のパラメータは、前記臓器表面の形状を表す特徴量として曲率値を算出する際に利用される微分参照点間距離であることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記パラメータ設定手段は、

前記パラメータ入力手段によって入力された第1のパラメータから、第3のパラメータを算出する第3のパラメータ算出手段をさらに備え、

前記病変候補領域検出手段は、

前記病変候補領域抽出手段によって抽出された病変候補領域について、所定の特徴量を前記第3のパラメータ算出手段により算出された第3のパラメータを用いて評価することにより偽陽性領域を判定し、偽陽性領域と判定された病変候補領域を削除する偽陽性削除手段をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

10

【請求項 5】

前記第3のパラメータは、前記病変候補領域の大きさを示すもの、または前記病変候補領域の形状を示すもののうち、少なくともいずれか一方を含むことを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記パラメータ設定手段によって設定されたパラメータを、前記医用画像の歪みに応じて補正するパラメータ補正手段を更に備え、

20

前記病変候補領域検出手段は、前記パラメータ補正手段によって補正されたパラメータを用いて、前記医用画像を評価し、評価結果に基づいて病変候補領域を検出することを特徴とする請求項1乃至3のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記医用画像は、管腔臓器の芯線を中心に展開するように臓器内部表面を表示した展開画像であることを特徴とする請求項6に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記医用画像は、管腔臓器内部に設けた仮想的な視点から臓器内部を所定の投影面に投影した仮想内視鏡画像であることを特徴とする請求項6に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

30

前記歪みは、前記管腔臓器の長手方向で断面の円周が異なることにより生じる画素ひずみ、または前記管腔臓器がカーブする領域で生じる画素ひずみであって、

前記パラメータ補正手段は、前記画素ひずみの量を用いて前記パラメータを補正することを特徴とする請求項7に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記歪みは、前記視点から投影対象物までの距離に応じたひずみ、または前記視点から投影対象物への投影面に対する角度に応じたひずみであって、

前記パラメータ補正手段は、前記ひずみに基づいて前記パラメータを補正することを特徴とする請求項8に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

40

前記医用画像が表示される表示画面上に、前記パラメータの値の大きさに応じて大きさまたは形状が変化するオブジェクトを表示させ、該オブジェクトに対する操作によって前記パラメータの値を入力する入力手段を備え、

前記パラメータ設定手段は、前記入力手段によって入力された前記オブジェクトの大きさまたは形状に応じた値を前記パラメータの値として設定することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

医用画像から病変候補領域を検出する画像処理装置の作動方法であって、

前記病変候補領域の検出に利用されるパラメータを設定するパラメータ設定ステップと

50

前記パラメータ設定ステップにより設定されたパラメータを用いて前記医用画像を評価し、評価結果に基づいて病変候補領域を検出する病変候補検出ステップと、

を備え、

前記パラメータ設定ステップは、

第1のパラメータを入力するパラメータ入力ステップと、

前記パラメータ入力ステップによって入力された第1のパラメータから、第2のパラメータを算出する第2のパラメータ算出ステップと、を備え、

前記病変候補領域検出ステップは、

前記医用画像について前記第2のパラメータ算出ステップにより算出された第2のパラメータを用いて臓器表面の形状を表す特徴量を算出し、算出された特徴量に基づいて病変候補領域を抽出する病変候補領域抽出ステップを備えることを特徴とする画像処理装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用診断に利用される画像を処理する画像処理装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から医用診断に利用される画像としては、例えばX線CT(computed tomography)装置やMRI(magnetic resonance imaging)装置等によって撮影される被検体の断層像等が知られている。また、このような医用画像をコンピュータを用いて解析し、その陰影の中から病変候補を検出して医師に提示するコンピュータ検出支援装置(Computer-Aided Detection; 以下、CADという)が開発されている。CADは、病変部の形状特性や濃度特性に基づいて、病変部と推測される画像領域(以下、病変候補領域という)を自動的に検出するものであり、医師の負担を軽減させている。

【0003】

例えば、大腸領域におけるポリープ等の病変候補は球形をしているものが多く、特徴的な形状特性を有する。形状特性を表す特徴量として、例えば特許文献1では、Shape Index等によって代表される曲率値を算出し、画像の濃度分布を示す曲面の形状から異常陰影候補領域を絞り込んでいる。また、特許文献2では、CADのユーザインタフェースとして、スキャン画像中の異常を示す特徴を強調表示したり、原スキャン画像と比較可能に表示させるようにしたりして、操作者の利便性向上を図っている。

【0004】

一方、大腸等の管腔臓器内部を能率的に診断するための画像表示方法として、管腔臓器の芯線を中心に臓器内部を展開表示した画像(以下、展開画像という)を生成する手法が開発されている(特許文献3)。展開画像では管腔臓器内部の表面全体を一望できるため、医師等が病変候補を見つけやすいといった利点がある。また上述のX線CT装置等で得られる複数枚の断層像を積み上げたボリューム画像データから、仮想内視鏡画像を生成する手法も開発されている(特許文献4)。仮想内視鏡画像は、管腔臓器内部に設けた仮想的な視点から、投影対象物に対して仮想的な光線(レイ)を照射し、視線上のボクセルであって所定の閾値以上の輝度値を有するものを抽出して投影面に投影させる表示方法であり、内視鏡で得られる画像のように臓器内部を観察できる(特許文献4)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-230910号公報

【特許文献2】特表2008-512161号公報

【特許文献3】特許3627066号公報

【特許文献4】特開平07-296184号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来のCADのように曲率値に基づいて病変候補領域を抽出すると、臓器表面のひだの部分のように病変部ではないものや、病変部の大きさ(ポリープ径等)が小さすぎるものまで抽出してしまい、病変候補を絞りきれないという不具合が生じていた。また、病変の早期発見という目的や、進行した病変の検出という目的など、診断目的に応じてCADで検出させたい病変部の大きさ(ポリープ径等)は異なるものであった。病変候補領域の抽出アルゴリズムには病変組織やポリープの特徴等に応じて種々のものが開発されているが、それぞれの対象に特化している反面、汎用性には欠けるものであった。

【0007】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、診断目的に応じて操作者が容易に検出対象を変更して病変領域を検出することが可能な画像処理装置等を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前述した目的を達成するため、第1の発明は、医用画像から病変候補領域を検出する画像処理装置であって、前記病変候補領域の検出に利用されるパラメータを設定するパラメータ設定手段と、前記パラメータ設定手段により設定されたパラメータを用いて前記医用画像を評価し、評価結果に基づいて病変候補領域を検出する病変候補領域検出手段と、を備えることを特徴とする画像処理装置である。

【0009】

また、モード別に前記パラメータの値を予め定めたデータテーブルを備え、前記パラメータ設定手段は、選択されたモードに対応するパラメータの値を前記データテーブルから読み出して入力する第1の入力手段を備えることが望ましい。

【0010】

また、前記パラメータの値を数値入力する第2の入力手段を備え、前記パラメータ設定手段は、前記第2の入力手段によって入力された数値をパラメータの値として設定することが望ましい。

【0011】

前記医用画像が表示される表示画面上に、前記パラメータの値の大きさに応じて大きさまたは形状が変化するオブジェクトを表示させ、該オブジェクトに対する操作によって前記パラメータの値を入力する第3の入力手段を備え、前記パラメータ設定手段は、前記第3の入力手段によって入力された前記オブジェクトの大きさまたは形状に応じた値を前記パラメータの値として設定することが望ましい。

【0012】

前記パラメータ設定手段は、第1のパラメータを入力するパラメータ入力手段と、前記パラメータ入力手段によって入力された第1のパラメータから、第2のパラメータを算出する第2のパラメータ算出手段と、を備え、前記病変候補検出手段は、前記医用画像について前記第2のパラメータ算出手段により算出された第2のパラメータを用いて臓器表面の形状を表す特徴量を算出し、算出された特徴量に基づいて病変候補領域を抽出する病変候補領域抽出手段と、前記病変候補領域抽出手段によって抽出された病変候補領域について、所定の特徴量を評価することにより偽陽性領域を判定し、偽陽性領域と判定された病変候補領域を削除する偽陽性削除手段と、を備える。

【0013】

前記第2のパラメータは、前記臓器表面の形状を表す特徴量として曲率値を算出する際に利用される微分参照点間距離である。

【0014】

また、前記パラメータ設定手段は、第1のパラメータを入力するパラメータ入力手段と、前記パラメータ入力手段によって入力された第1のパラメータから、第3のパラメータを算出する第3のパラメータ算出手段と、を備え、前記病変候補検出手段は、前記医用画像

10

20

30

40

50

について臓器表面の形状を表す特徴量を算出し、算出された特徴量に基づいて病変候補領域を抽出する病変候補領域抽出手段と、前記病変候補領域抽出手段によって抽出された病変候補領域について、所定の特徴量を前記第3のパラメータ算出手段により算出された第3のパラメータを用いて評価することにより偽陽性領域を判定し、偽陽性領域と判定された病変候補領域を削除する偽陽性削除手段と、を備える。

【0015】

前記第3のパラメータは、前記病変候補領域の大きさを示すもの、または前記病変候補領域の形状を示すもののうち、少なくともいずれか一方を含む。

【0016】

また、前記パラメータ設定手段によって設定されたパラメータを、前記医用画像の歪みに応じて補正するパラメータ補正手段を更に備え、前記病変候補領域検出手段は、前記パラメータ補正手段によって補正されたパラメータを用いて、前記医用画像を評価し、評価結果に基づいて病変候補領域を検出することが望ましい。

【0017】

前記医用画像は、管腔臓器の芯線を中心に展開するように臓器内部表面を表示した展開画像であることが望ましい。

【0018】

前記医用画像は、管腔臓器内部に設けた仮想的な視点から臓器内部を所定の投影面に投影した仮想内視鏡画像であることが望ましい。

【0019】

第2の発明は、医用画像から病変候補領域を検出する画像処理方法であって、前記病変候補領域の検出に利用されるパラメータを設定するパラメータ設定ステップと、前記パラメータ設定ステップにより設定されたパラメータを用いて前記医用画像を評価し、評価結果に基づいて病変候補領域を検出する病変候補領域検出ステップと、を備えることを特徴とする画像処理方法である。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、診断目的に応じて操作者が容易に検出対象を変更して病変領域を検出することが可能な画像処理装置等を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】画像処理システム1の全体構成を示すハードウェア構成図

【図2】画像処理システム1における画像処理全体の流れを示すフローチャート

【図3】医用画像処理装置100が実行する病変候補検出に関する処理の流れを説明するフローチャート

【図4】主メモリ102のデータ構成図(第1の実施の形態)

【図5】モード別にパラメータP1の値が予め設定されるデータテーブル2の一例

【図6】展開画像71及びパラメータ設定ウィンドウ72の表示例

【図7】Shape Indexについて説明する図

【図8】微分参照点間距離を説明する図

【図9】展開画像と展開画像上の画素の向きを説明する図

【図10】画素ひずみ算出処理の流れを説明するフローチャート

【図11】主メモリ102のデータ構成図(第2の実施の形態)

【図12】経路半径について説明する図

【図13】隣の断面との距離について説明する図

【図14】管腔表面の位置と、長手方向の画素サイズの関係性を説明する図

【図15】画素ひずみを補正したひずみ調整パラメータに基づいて、病変候補検出処理を行った際に得られる病変候補領域の表示例を示す図

【図16】急カーブ領域での断面補正を説明する図

【図17】第3の実施の形態の画素ひずみ算出時における各点の位置関係を説明する図

10

20

30

40

50

【図 1 8】第3の実施の形態における画素ひずみ算出処理の流れを説明するフローチャート

【図 1 9】主メモリ102のデータ構成図(第3の実施の形態)

【図 2 0】仮想内視鏡画像について説明する図

【図 2 1】被投影対象物の視点からの距離に起因するひずみを説明する図

【図 2 2】仮想内視鏡画像の端部に生じるひずみを説明する図

【図 2 3】中心投影法について説明する図

【図 2 4】仮想内視鏡画像における、微分参照点間距離算出処理の流れを示すフローチャート

【図 2 5】主メモリ102のデータ構成図(第4の実施の形態)

10

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、添付図面を参照しながら、本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。

【0023】

(第1の実施の形態)

まず、本発明の画像処理装置を適用した画像処理システム1の構成について説明する。

図1は、画像処理システム1の全体構成を示すハードウェア構成図である。

図1に示すように、画像処理システム1は、表示装置107、入力装置109を備えた医用画像処理装置100、及び医用画像処理装置100とネットワーク110を介して接続される画像データ

20

ベース111とを備える。

【0024】

医用画像処理装置100は、病院等に設置される画像診断用のコンピュータであり、医用画像を解析し、その陰影の中から病変候補を検出して医師に提示するコンピュータ検出支援装置(CAD)として機能するものである。

【0025】

医用画像処理装置100は、CPU101(Central Processing Unit)101、主メモリ102、記憶装置103、通信インタフェース(通信I/F)104、表示メモリ105、マウス108等の外部機器とのインタフェース(I/F)106を備え、各部はバス112を介して接続されている。

【0026】

30

CPU101は、主メモリ102または記憶装置103等に格納されるプログラムを主メモリ102のRAM上のワークメモリ領域に呼び出して実行し、バス112を介して接続された各部を駆動制御し、医用画像処理装置100が行う各種処理を実現する。

【0027】

また、CPU101は、第1の実施の形態において、病変候補検出に関する後述する処理を実行する(図2、図3参照)。

【0028】

主メモリ102は、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)等により構成される。ROMは、コンピュータのブートプログラムやBIOS等のプログラム、データ等を恒久的に保持している。また、RAMは、ROM、記憶装置103等からロードしたプログラム、データ等を一時的に保持するとともに、CPU101が各種処理を行う為に使用するワークエリアを備える。

40

【0029】

記憶装置103は、HDD(ハードディスクドライブ)や他の記録媒体へのデータの読み書きを行う記憶装置であり、CPU101が実行するプログラム、プログラム実行に必要なデータ、OS(オペレーティングシステム)等が格納される。プログラムに関しては、OSに相当する制御プログラムや、アプリケーションプログラムが格納されている。これらの各プログラムコードは、CPU101により必要に応じて読み出されて主メモリ102のRAMに移され、各種の手段として実行される。

【0030】

50

通信I/F104は、通信制御装置、通信ポート等を有し、医用画像処理装置100とネットワーク110との通信を媒介する。また通信I/F104は、ネットワーク110を介して、画像データベース111や、他のコンピュータ、或いは、X線CT装置、MRI装置等との通信制御を行う。

I/F106は、周辺機器を接続させるためのポートであり、周辺機器とのデータの送受信を行う。例えば、マウス108等の入力装置等をI/F106を介して接続させるようにしてもよい。

【0031】

表示メモリ105は、CPU101から入力される表示データを一時的に蓄積するバッファである。蓄積された表示データは所定のタイミングで表示装置107に出力される。

10

【0032】

表示装置107は、液晶パネル、CRTモニタ等のディスプレイ装置と、ディスプレイ装置と連携して表示処理を実行するための論理回路で構成され、表示メモリ105を介してCPU101に接続される。表示装置107はCPU101の制御により表示メモリ105に蓄積された表示データをディスプレイ装置に表示する。

【0033】

入力装置109は、例えば、キーボード等の入力装置であり、操作者によって入力される各種の指示や情報をCPU101に出力する。操作者は、表示装置107、入力装置109、及びマウス108等の外部機器を使用して対話的に医用画像処理装置100を操作する。

【0034】

20

ネットワーク110は、LAN(Local Area Network)、WAN(Wide Area Network)、イントラネット、インターネット等の各種通信網を含み、画像データベース111やサーバ、他の情報機器等と医用画像処理装置100との通信接続を媒介する。

【0035】

画像データベース111は、X線CT装置やMRI装置等、医用診断に利用される画像を撮影する機器によって撮影された医用画像を蓄積して記憶するものであり、例えば病院や医療センター等のサーバ等に設けられる。図1に示す画像処理システム1では、画像データベース111はネットワーク110を介して医用画像処理装置100に接続される構成であるが、医用画像処理装置100内の例えば記憶装置103に画像データベース111を設けるようにしてもよい。

30

【0036】

なお、本発明の画像処理システム1で扱う医用画像には、被検体の断層像や、管腔臓器の展開画像、仮想内視鏡画像が含まれる。展開画像は、管腔臓器の芯線(経路線)を中心に展開するように臓器内部を表示したものであり(図6参照)、仮想内視鏡画像は、管腔臓器内部に設けた仮想的な視点から中心投影法に基づく表示方法で管腔臓器内部を表示したものの(図20(b)参照)である。

【0037】

第1から第3の実施の形態では、展開画像における病変候補の検出について説明し、第4の実施の形態では仮想内視鏡画像における病変候補の検出について説明する。

【0038】

40

次に、図2～図8を参照しながら、画像処理システム1の動作について説明する。

図2は、画像処理システム1における画像処理全体の流れを示すフローチャートである。

図3は、医用画像処理装置100が実行する病変候補検出に関する処理の流れを説明するフローチャートである。

図4は、画像処理及び病変候補検出処理実行時に主メモリ102のRAMに保持されるデータを示す図である。

図5は、本実施の形態のモード別にパラメータP1の値が予め設定されるデータテーブル2の一例を示す図である。

図6は、展開画像71及びパラメータ設定ウィンドウ72の表示例である。

50

図7は、Shape Indexについて説明する図である。

図8は、微分参照点間距離を説明する図である。

【0039】

医用画像処理装置100のCPU101は、主メモリ102から画像処理や病変候補検出処理に関するプログラム及びデータを読み出し、このプログラム及びデータに基づいて画像処理、病変候補検出処理を実行する。

【0040】

なお、以下の画像処理の実行開始に際して、画像データは画像データベース111等からネットワーク110及び通信I/F104を介して取り込まれ、医用画像処理装置100の記憶装置103に記憶されているものとする。

【0041】

図2の画像処理において、まず医用画像処理装置100のCPU101は、画像データを読み込む処理を行う。CPU101は、複数の被選択画像をリスト表示またはサムネイル表示した画像選択ウィンドウを表示装置107に表示させ、操作者からの画像の選択を受け付ける。操作者が所望の画像を選択すると、CPU101は記憶装置103から選択された画像データを読み出し、主メモリ102に保持する(ステップS101、図4の102a)。

本実施の形態では、管腔領域の画像データが選択されるものとする。また、この段階で読み込む画像データ102aは複数の断層像を積み上げたボリューム画像データであるものとする。

【0042】

次にCPU101は、ステップS101で読み込んだ画像データ102aから、表示画像を作成する。ここでは表示画像として展開画像を作成するものとする。CPU101は画像データ102aから管腔壁座標データ102bを取得する。管腔壁座標データ102bは、展開画像として表示される管腔壁の各点(各画素)の実空間での座標(x, y)と、その座標における管腔表面から管腔の中心付近を通る線(以下、経路線という)までの3次元座標上での距離f(x, y)と、から構成される。距離f(x, y)は、デプスデータとよばれ、展開画像作成時にCPU101によって作成される。CPU101は取得した管腔壁座標データ102bを主メモリ102に保持する(ステップS102、図4の102b)。

【0043】

なお、展開画像の作成については、上述の特許文献3(特許3627066号公報)等の開示されるものであるので、説明を省略する。

【0044】

次にCPU101は、ステップS102において取得した管腔壁座標データ102bに基づいて、病変候補を検出する(ステップS103; 図3の病変候補検出処理へ)。

【0045】

図3の病変候補検出処理において、まずCPU101は病変候補の検出処理に用いるパラメータを設定する(ステップS201)。ステップS201において設定するパラメータをパラメータP1と呼ぶ。

【0046】

パラメータP1としては、病変部の長さ(ポリープ径)、面積、体積等の大きさを示すような値が考えられるが、本実施の形態では、一例として検出対象とする病変部(ポリープ等)の長さ(ポリープ径)を示すものとする。

パラメータP1は、ステップS202の曲率計算で用いるパラメータP2(微分参照点間距離)や、ステップS204の偽陽性削除処理で用いるパラメータP3(領域径の閾値)、P4(円形度の閾値)の算出にも利用される。

【0047】

上述のパラメータP2は、微分参照点間距離を表すものであり、次式(1)で与えられる。

$$P2 = A \times P1 \cdots (1)$$

10

20

30

40

50

また、上述のパラメータP3は、抽出された病変候補領域の径(領域径)の閾値を表すものであり、次式(2)で表される。

$$P3 = B \times P1 \cdots (2)$$

また、上述のパラメータP4は、抽出された病変候補領域の円形度の閾値を表すものであり、次式(3)で表される。

$$P4 = C / P1 \cdots (3)$$

10

ここで、A, B, Cは定数である。

【0048】

ステップS201のパラメータの設定において、CPU101はモード別に予め定められた値を、図5のデータテーブル2から読み出して設定するものとしてもよいし、操作者が入力装置109から任意の数値を入力するものとしてもよい。

【0049】

また、上述のステップS102において作成された展開画像上に、オブジェクト(例えば、ポリープのイメージ画像など)を表示させ、マウス108等のポインティングデバイスや入力装置109からの入力操作によってオブジェクトの大きさまたは形状を操作し、パラメータP1の大きさを入力するようにしてもよい。この場合、CPU101はオブジェクトの示す大きさ(径)または形状に応じた値をパラメータP1として設定し、主メモリのパラメータP1(図4の102c)に保持する。

20

【0050】

図5に示すデータテーブル2には、例えば「早期発見」モード、「通常」モード、「マニュアル」モード等の各モード別にパラメータP1のデフォルト値が、「6」、「10」、「8」のように与えられているものとする。データテーブル2の「表示ON/OFF」は、モード切り替えスイッチの「ON/OFF」を示すものであり、「1」は「ON」状態を表し、「0」は「OFF」状態を表す。

【0051】

図6において、表示装置107の表示画面上部には展開画像71が表示され、下部にはパラメータ設定ウィンドウ72が表示されている様子を示している。展開画像71は実際には臓器表面の陰影をグレースケール(濃淡情報)で表したものであるが、図を明瞭に示すために図6では実線を用いて表すこととする。すなわち、上下2本の線711で挟まれた領域は管腔臓器の内部表面に相当し、その領域内に描かれている複数の縦線712は臓器表面のひだを表している。

30

【0052】

図6のパラメータ設定ウィンドウ72には、選択可能なモード一覧721がチェックボタンとともに表示され、パラメータP1の数値入力枠722が表示される。また、「表示」ボタン723はパラメータP1の設定後、マウス108等によって押下操作されるものであり、操作者がマウス108等により「表示」ボタン723を押下操作すると、CPU101によって病変候補の検出処理(ステップS202~S204)が実行され、展開画像71上に病変候補領域が識別表示される。

40

【0053】

図6の例では、モード一覧721で「早期発見」モードが選択されたが、数値入力枠722で「10」mmが入力されているものとする。このようにデータテーブル2で「早期発見」モードの値として予め与えられる値「6」がデフォルト値として入力される場合にも、操作者により数値入力枠722に値が入力された際は、数値入力された値を優先的に設定するようにしてもよい。その後、表示ボタン723の押下操作により、ポリープ径(パラメータP1)が「10」mm程度の病変候補が、後述するステップS202以降の処理によって検出されて、マーク713のように識別表示される。

【0054】

50

以上のようにしてCPU101は、パラメータP1を設定すると、パラメータP1に基づいて、上述の式(1)、(2)、(3)によりパラメータP2、P3、P4を算出し、主メモリ102(図4の102d、102e、102f)に保持する。

【 0 0 5 5 】

ステップS201においてパラメータP1、P2、P3、P4の設定が行われると、CPU101は、展開画像71のデプスデータ $f(x, y)$ (図4の102b)を使用して、展開画像71の各画素pの第1の特徴量を算出する。第1の特徴量は、例えば曲率値とする。曲率値とは、例えば、Shape Indexに代表されるものである(ステップS202)。CPU101は算出した曲率値を主メモリ102に保持する(図4の102g)。

【 0 0 5 6 】

10

図7に示すように、Shape Indexは、0から1まで連続的に変化する値をとり、各値にはそれぞれ異なる曲面状態が対応している。すなわち、凹型の半球はShape Indexの値「0」に対応し、Shape Indexの値が「0」から大きくなるに従って、凹型の半円柱、鞍型の面・平面、凸型の半円柱、凸型の半球を表す。凸型の半球ではShape Indexの値「1」に対応する。

【 0 0 5 7 】

Shape Indexは、以下の式(4)により算出される。

$$Shape\ Index = \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctan \left(\frac{\lambda_{\max} + \lambda_{\min}}{\lambda_{\max} - \lambda_{\min}} \right) \quad \dots (4)$$

20

【 0 0 5 8 】

ここで、 \max 、 \min は、曲面上の各点についての主曲率の最大値、最小値である。

【 0 0 5 9 】

主曲率の最大値 \max 、最小値 \min は、以下の式(5)により算出される。

$$\left. \begin{aligned} \lambda_{\max} &\equiv \frac{1}{2} \left[f_{xx} + f_{yy} + \sqrt{(f_{xx} + f_{yy})^2 - 4(f_{xx}f_{yy} - f_{xy}f_{xy})} \right] \\ \lambda_{\min} &\equiv \frac{1}{2} \left[f_{xx} + f_{yy} - \sqrt{(f_{xx} + f_{yy})^2 - 4(f_{xx}f_{yy} - f_{xy}f_{xy})} \right] \end{aligned} \right\} \quad \dots (5)$$

30

【 0 0 6 0 】

ここで、 f_{xx} 、 f_{yy} 、 f_{xy} は、注目画素pにおける $f(x, y)$ の第2次偏導関数であり、注目画素pの座標 (x, y) と画素pにおけるデプスデータ $f(x, y)$ とを用いて、以下の式(6)により算出される。

40

$$\left. \begin{aligned} f_{xx} &= \frac{f(x+P2, y) + f(x-P2, y) - 2f(x, y)}{P2^2} \\ f_{yy} &= \frac{f(x, y+P2) + f(x, y-P2) - 2f(x, y)}{P2^2} \\ f_{xy} &= \frac{f(x+P2, y+P2) - f(x-P2, y+P2) - f(x+P2, y-P2) + f(x-P2, y-P2)}{P2^2} \end{aligned} \right\} \dots (6)$$

10

【 0 0 6 1 】

ここで、P2は、上述の式(1)により算出された微分参照点間距離である。微分参照点間距離とは、式(6)の第2次偏導関数を算出するときに参照する画素と、注目画素pと、の距離を表す。

【 0 0 6 2 】

図8は、微分参照点間距離を説明する図である。

一例として微分参照点間距離P2を、パラメータP1(ポリープ径)の1/2とする。すなわち、上述の式(1)において、A = 1/2とする。

20

【 0 0 6 3 】

図8に示す凸面601の曲率を求める場合、曲率の値は微分参照点間距離に依存する。曲率値は、微分参照点間距離が曲面(凹凸)の幅と同程度のときに最大値をとる。図8の矢印602のように、凹凸の幅よりも微分参照点間距離が小さいときはほぼ平らな面の曲率を求めることとなり、Shape Indexは0.5付近の値をとる。一方、図8の矢印603のように、凹凸の幅と微分参照点間距離とが同程度のときは、第2次偏導関数算出の際に凸面の傾きを捉えることができるので、Shape Indexは1付近の値をとり、凸型の半球に近い形状であることを示す。

【 0 0 6 4 】

なお、微分参照点間距離を算出する際に用いる定数A(式(1))は、上述の例では1/2としているが、これに限定されるものではない。

30

【 0 0 6 5 】

次に、CPU101は算出した各画素pについてのShape Index(曲率値102g)に基づいて閾値処理を行い、病変候補領域を抽出する(ステップS203)。CPU101は、抽出した病変候補領域を主メモリに保持する(図4の病変候補領域102h)。

【 0 0 6 6 】

病変部(ポリープ)は、凸状の曲面であるので、Shape Indexの下限値を設定しておき、CPU101は下限値以上の曲率値をとる画素を病変候補領域とする。下限値は例えば、0.5とする。

【 0 0 6 7 】

ここで、曲面の幅が微分参照点間距離をはるかに越える大きさの凸面では、算出される曲率値は小さくなるので、病変候補の対象外となり、抽出されない。

40

【 0 0 6 8 】

次にCPU101は抽出された各病変候補領域(注目領域)について、第2、第3の特徴量を求め、主メモリ102に保持する(図4の特徴量(領域径)102i、特徴量(円形度)102j)。ここで第2の特徴量は、例えば病変候補領域の領域径dであり、第3の特徴量は病変候補領域の円形度kとする。そして、CPU101は注目領域について、第2、第3の特徴量について次の評価を行い、判定結果から偽陽性であると判定される場合は、ステップS203にて挙げられた病変候補領域から、その注目領域を削除する(ステップS204)。

【 0 0 6 9 】

50

ステップS204の偽陽性削除処理において、第2の特徴量である領域径dを評価する際、CPU101は管腔表面の各点について、3次元実空間の座標データを参照して各病変候補領域の領域径dを算出する。CPU101は、算出した領域径d(図4の102i)をステップS201において設定したパラメータP3(式(2); 図4の102e)と比較し、 $d < P3$ が成り立てば、偽陽性と判断し、注目領域を病変候補領域102hから削除する。

【0070】

ステップS204の偽陽性削除処理において、第3の特徴量である円形度kを評価する場合、CPU101は管腔表面の各点について、3次元実空間の座標データを参照して各病変候補領域の円形度kを算出する。CPU101は、算出した円形度k(図4の102j)をステップS201において設定したパラメータP4(式(3); 図4の102f)と比較し、 $k < P4$ が成り立てば、偽陽性と判断し(図4の偽陽性領域102k)、この偽陽性領域102kを病変候補領域102hから削除する。

10

【0071】

なお、ステップS204の偽陽性削除処理では、特徴量として領域径dや円形度kを評価したが、これに限定されるものではなく注目領域の縦横比やCT値等を特徴量とし、これらの特徴量に基づいて偽陽性領域を判定するようにしてもよい。

【0072】

また、ステップS204の偽陽性削除処理等で用いる特徴量として、Curvednessを使用してもよい。Curvednessとは、曲面の大きさを示すものである。同じ凸面でも、Curvednessの値が大きいものは小さな凸面を示し、Curvednessの値が小さいものは大きな凸面を示す。したがってCurvednessは評価対象とするポリープ径の目安として利用できる。Curvednessは次式(7)により与えられる。

20

$$curvedness = \sqrt{\frac{\lambda_{\max}^2 + \lambda_{\min}^2}{2}} \quad \dots (7)$$

【0073】

なお、Curvednessを特徴量とする場合は、注目する病変候補領域全体のCurvednessの平均値を所定の値(パラメータP1の逆数に比例する値)と比較して偽陽性であるか否かを判定する。また、ステップS203の閾値処理において、Shape IndexとCurvednessとのAND条件判定を行うようにしてもよい。

30

【0074】

ステップS204の偽陽性削除処理が終了し、偽陽性が削除された段階で、図2のステップS104へ移行する。CPU101は、展開画像71に病変候補領域をマーク713等を用いて識別表示し(ステップS104; 図6参照)、画像処理を終了する。

【0075】

以上説明したように、第1の実施の形態の画像処理システム1において、医用画像処理装置100は、臓器表面の画像から病変候補領域を検出する処理を実行する。病変候補検出処理では、病変候補領域の検出に使用するパラメータをモード別に設定したり、或いは操作者が数値入力、或いはGUIを利用して設定可能としたりする。パラメータは本実施の形態では、P1、P2、P3、P4の4種類のパラメータを取り扱い、例えば、P1はポリープ径、P2は微分参照点間距離、P3は領域径の閾値、P4は円形度の閾値としている。CPU101は設定されたパラメータ(P2)を用いて、臓器表面の各点について形状の特徴量(曲率値)を算出し、所定の形状に該当する点を病変候補領域とする。

40

【0076】

またCPU101は、検出された病変候補領域について、領域径や円形度といった特徴量を算出し、これらの特徴量について、パラメータ(P3、P4)を用いて病変候補に該当するかを判定し、偽陽性のものについては削除する。そして、CPU101は偽陽性の領域を除く病変候補領域を、画像上に識別表示する。

50

【0077】

従って、病変候補領域の検出に関するパラメータを、モード別に、または操作者が設定するので、診断目的に応じて容易にターゲットを変更して病変候補領域を検出することが可能となり、CADの汎用性を向上させることができる。

【0078】

また、本実施の形態の画像処理システム1では、操作者によってはじめに設定されたパラメータ(P1)から、曲率値の算出に用いるパラメータ(P2の微分参照点間距離)や、偽陽性削除処理における特徴量の評価に用いるパラメータ(P3の領域径、P4の円形度)を算出し、一つのパラメータP1を2次的に利用する。

【0079】

設定した一つのパラメータ(P1)から、他の特徴量の判定に用いるパラメータ(P2、P3、P4)を算出しているので、多くのパラメータを夫々入力する必要もなくなり、パラメータ設定の煩雑さを軽減できる。また操作者に設定させるパラメータを、ポリープ径等、病変部の大きさや形状を示す視認性の高いものとすれば、操作者はCADを感覚的に操作しやすくなる。更に、パラメータを入力するため、GUIを用いれば、操作性が向上する。

【0080】

本実施の形態では、パラメータP1を病変部の長さ、パラメータP2を微分参照点間距離とし、両者を関連付けて設定するようにした。これによって、抽出したい病変候補の長さに応じた微分参照点間距離の値を用いて病変候補領域抽出処理を実行することができ、ターゲットとしていない病変候補は抽出されないようにすることができる。

【0081】

なお、第1の実施の形態において例示した医用画像は、管腔臓器の展開画像としたが、これに限定されるものではなく、被検体の断層像や3次元ボリューム画像等、様々な医用画像を用いるようにしてもよい。その場合であっても、医用画像処理装置100は病変候補検出に関するパラメータの設定を可能とし、設定されたパラメータを用いて病変候補を検出する。

【0082】

また、パラメータは、P1のみ入力するものとしたがこれに限定されるものではなく、他のパラメータ(P2、P3、P4)についてもモード別に予め定められた値や、操作者の所望の値を入力するようにしてもよい。

【0083】

(第2の実施の形態)

次に、第2の実施の形態の画像処理システム1について説明する。第2の実施の形態の画像処理システム1のハードウェア構成は、図1の第1の実施の形態の画像処理システム1と同一であるので説明を省略し、同一の各部については同一の符号を付して説明する。

【0084】

一般に展開画像では、画像にひずみが生じてしまう。そのため、病変候補を検出する際に臓器表面の形状をより正確に評価するためには、画像のひずみを考慮した処理を行う必要がある。

第2の実施の形態では、病変候補の検出に利用されるパラメータの設定の際に、展開画像のひずみに基づいてパラメータを補正する。

【0085】

展開画像のひずみの原因として、管腔臓器の長手方向に垂直な方向(y方向；以下、「短手方向」という)の画素サイズ(図9のdy)が、展開画像の長手方向(x方向)毎に異なることや、管腔のカーブ等が挙げられる。すなわち、展開画像を生成する際、短手方向の画素に、管腔臓器のそのx位置(長手方向位置)における断面の円周を所定角度刻みに割り当てているが、実際の管腔臓器は長手方向で断面の円周が異なるので画素サイズdyにばらつきが生じ、これが歪みとなってしまふ。

【0086】

また、管腔のカーブする領域では、隣のx位置までの距離(図9のdx)がカーブの内側と外

10

20

30

40

50

側とで異なってしまい、画像のひずみとなる。

【0087】

そこで、第2の実施の形態では、第1の実施の形態の病変候補検出処理(図3参照)において、ステップS201のパラメータ設定処理の際に、図10に示す画素ひずみ算出処理によって各画素の画素ひずみを算出し、算出した画素ひずみに基づいてパラメータP2を補正したひずみ調整パラメータ(P2_x、P2_y)を算出する。

【0088】

図9は、管腔臓器の展開画像71と展開画像71上の画素の向きについて説明する図である。

図9の展開画像71は、管腔臓器の長手方向の経路線をx方向とし、経路線に垂直な方向(短手方向)をy方向としている。そして、画素715の1辺に相当する実際の臓器表面の長さを画素サイズとよび、x方向の画素サイズをdx、y方向の画素サイズをdyとして表すこととする。画素ひずみは、注目画素のx方向とy方向の各画素サイズの比(dx/dy)として求められる。

10

【0089】

図10は、画素ひずみ算出処理の流れを説明するフローチャートである。

図11は、画素ひずみ算出処理実行時に主メモリ102のRAMに保持されるデータを示す図である。

図12は、経路半径Rについて説明する図である。

図13は、注目断面(管腔面 S_n)と隣の断面(管腔面 S_{n+1})との距離について説明する図である。

20

図14は、管腔表面の位置と、長手方向の画素サイズの関係を示す図である。

【0090】

第2の実施の形態の医用画像処理装置100のCPU101は、主メモリ102から図10に示す画素ひずみ算出処理に関するプログラム及びデータを読み出し、このプログラム及びデータに基づいて画素ひずみ算出処理を実行する。

なお、以下の処理の実行開始に際して、画像データは画像データベース111等からネットワーク110を介して取り込まれ、医用画像処理装置100の記憶装置103に記憶されているものとする。

【0091】

30

画素ひずみ算出処理において、まず医用画像処理装置100のCPU101は、記憶装置103から、展開画像データ102lと、展開画像の対応点の3次元実空間座標を格納した3次元実空間座標データ102mと、経路線上の点(以下、経路点という。)の座標データ102nと、を読み込み、主メモリ102に保持する(ステップS301；図11の102l、102m、102n)。

【0092】

ここで、経路点の座標データ102nとは、展開画像71上の短手方向に並ぶ画素列を管腔表面とする断面(以下、注目管腔面 S_n という。)と経路線とが直交する点の3次元実空間座標データである。以下、この経路点を注目管腔面 S_n における経路点とし、注目経路点 Q_n と呼ぶ(図12参照)。

【0093】

40

次に、CPU101は展開画像71上の各画素を順番に走査して、各点(画素)の画素ひずみ(dx/dy)を算出する。図10のフローチャートでは、展開画像71上の短手方向から走査し、次に長手方向について走査する例を示す。

【0094】

展開画像71に生じる画素ひずみは、経路線の曲がり具合、すなわち管腔のカーブの大きさによって異なるので、まずCPU101は、カーブの大きさを判別する。

【0095】

CPU101は、管腔のカーブする領域について、経路点の座標データ102nを用いて経路半径Rを求め、主メモリ102に保持する(ステップS302、図11の102o)。ここで経路半径Rについて図12を参照して説明する。図12は管腔臓器8のカーブする領域を示している。管腔臓器8

50

の中心付近を通る線が経路線82である。経路線82上の n 番目の点を Q_n で表す。経路半径 R は、注目経路点 Q_n と、所定点数 N だけ離れた経路点 Q_{n-N} 、 Q_{n+N} と、の3点を通る円の半径 R である。経路点 Q_n 、 Q_{n-N} 、 Q_{n+N} を通る円の中心を O とする。経路半径 R が大きい場合は、緩やかなカーブの領域であり、経路半径 R が小さい場合は、急なカーブの領域である。

【0096】

CPU101は、算出した経路半径 R に基づいて、管腔臓器82の曲がり具合を判別する(ステップS303)。例えば、経路半径 R の大きさが所定の閾値 R_t 以上の場合は、注目経路点 Q_n が緩やかなカーブ上にあると判別し、所定の閾値 R_t 未満の場合は注目経路点 Q_n が急なカーブ上にあると判別する。

【0097】

注目経路点 Q_n が緩やかなカーブ上にあると判別した場合は(ステップS303；緩やかなカーブ)、カーブによるひずみは小さいので考慮せず、CPU101は短手方向の画素ひずみについて考慮する。

【0098】

まず、ステップS304において、注目画素 p における x 方向の画素サイズ dx を求め、主メモリ102に保持する(図11の102p)。画素サイズ dx は次式(8)で表される。

$$dx = \text{経路点 } Q_n \text{ から次の経路点 } Q_{n+1} \text{ までの距離} \cdots (8)$$

【0099】

次に、ステップS305において、注目画素 p における短手方向の画素サイズ dy を求め、主メモリ102に保持する(図11の102q)。画素サイズ dy は次式(9)で表される。

$$dy = \text{注目管腔面 } S_n \text{ の円周／展開画像 } y \text{ 方向のマトリクスサイズ} \cdots (9)$$

【0100】

CPU101は、ステップS304、S305で算出した画素サイズ dx 、 dy に基づいて、画素ひずみ dx/dy を算出し(ステップS306)、配列に格納する(図11の102r)。

【0101】

一方、注目経路点 Q_n が急なカーブ上にあると判別される場合は(ステップS303；急なカーブ)、カーブによる影響で展開画像71上の経路線方向(長手方向)に画素の歪みが生じる。カーブによる画素の歪みの度合いは、その画素が経路線のカーブの内側にあるか外側にあるかで決まる。

【0102】

図13、図14を参照して、カーブによる画素の歪みについて説明する。図13に示すように、管腔臓器8の隣り合う管腔面 S_n 、 S_{n+1} において、カーブの内側にある画素は隣の面の対応画素までの距離が短く、カーブの外側にある画素は隣の面の対応画素までの距離が長くなる。

【0103】

図14において、管腔面 S_n は、経路線方向を紙面に鉛直な方向に表し、その管腔面 S_n における管腔領域の淵(管腔表面83)の各点 B_n を投影面 t_0 に投影する様子を示している。図14に示す点 Q_n は注目経路点、点 B_n は管腔表面83の点であり、点 O は図12の点 O (経路線82にフィットした円の中心)に対応している。

【0104】

すなわち、図14に示すように、管腔面 S_n の管腔表面83では、注目経路点 Q_n から管腔表面の点 B_n に向かうベクトル $Q_n B_n$ と、点 Q_n から点 O に向かうベクトル $Q_n O$ と、のなす角度の大きさによって、注目画素 p がカーブの内側にあるか外側にあるかが決定される。より正確には、点 Q_n を中心として、ベクトル $Q_n B_n$ をベクトル $Q_n O$ に投影した点 B_n' の投影座標 q によって、注目画素 p がカーブの内側にあるか外側にあるかが決定される。

【0105】

つまり注目管腔面 S_n と隣の管腔面 S_{n+1} の対応する角度の投影座標間の距離が、点 B_n に対応する展開画像上の画素サイズ dx に相当する。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 6 】

CPU101は、まず注目経路点 Q_n とその隣の経路点 Q_{n+1} との距離 l_0 を算出し、主メモリ102に保持する(図11の102s)。距離 l_0 は、ステップS301で読み込んだ経路点の3次元実空間座標データ102nから求められる(ステップS307)。

【 0 1 0 7 】

次にCPU101は、注目経路点 Q_n に直交する断面(管腔面 S_n)の平均径 r を算出する。すなわち、CPU101は注目画素と同じ長手方向(x方向)の座標を持つ展開画像上の画素について、それぞれ3次元実空間座標を参照し、注目経路点 Q_n との距離を算出する。そして、算出された距離の平均を求めて、管腔の平均半径 r とする(ステップS308)。CPU101は算出した平均半径 r を主メモリ102に保持する(図11の102t)。なお、この距離(平均半径 r)はデプスデータから求めることも可能である。

10

【 0 1 0 8 】

次にCPU101は、注目画素 p における長手方向の画素サイズ dx を算出する(ステップS309)。

ステップS309において、まずCPU101は、注目画素 p の投影座標 q を求める。投影座標は次式(10)により算出される。

$$q = r \cos \theta \cdots (10)$$

【 0 1 0 9 】

ここで、角度 θ の値は、経路半径 R の中心座標(点0の座標)と、経路線の座標(点 Q_n の座標)と、管腔表面(点B)の座標と、から求められる(図11の102u)。

20

【 0 1 1 0 】

CPU101は、経路半径 R と管腔の平均半径 r を用いて、投影座標 q における経路線方向の画素サイズ dx の値を算出する(ステップS309；図11の102p)。注目管腔面 S_n と隣の管腔面 S_{n+1} とが近接している場合は、二つの面の対応する角度間の距離は投影座標 $q = r \cos \theta$ に線形に比例すると考えられる。従って、 dx は次式(11)により算出される。

$$dx = \frac{(R - q)}{R} l_0 = \frac{(R - r \cos \theta)}{R} l_0 \cdots (11)$$

30

【 0 1 1 1 】

次にCPU101は注目画素 p におけるy方向の画素サイズ dy を算出する(ステップS310；図11の102q)。

画素サイズ dy はステップS305と同様に次式(12)によって算出する。

$dy =$ 注目管腔面 S_n の円周

／展開画像 y 方向のマトリクスサイズ $\cdots (12)$

40

【 0 1 1 2 】

CPU101は、ステップS309、S310で算出した画素サイズ dx 、 dy に基づいて、画素ひずみ dx/dy を算出し(ステップS311)、配列に格納する(ステップS312；図11の102r)。

【 0 1 1 3 】

以上のように、CPU101は展開画像の各画素についてステップS302からステップS312の処理を繰り返し、全ての画素についての画素ひずみ dx/dy を算出すると、画素ひずみ算出処理を終了する。

【 0 1 1 4 】

画素ひずみ算出処理によって算出した各画素の画素ひずみ dx/dy は、図3の病変候補領域

50

検出処理のステップS202における曲率計算を行う際に参照される。

【0115】

例えば、CPU101はパラメータP2について、次式(13)によりひずみ調整パラメータP2_x、P2_yを算出する。

$$\left. \begin{aligned} P2_x &= A \times P1 \times dx / dy \\ P2_y &= A \times P1 \end{aligned} \right\} \dots(13)$$

10

【0116】

ここで、P2_xは、長手方向の微分参照点間距離であり、P2_yは長手方向に垂直な方向の微分参照点間距離である。ひずみ調整パラメータP2_x、P2_yを用いて次式(14)を算出し、上述の式(4)、式(5)、式(6)を用いてShape Indexを算出することにより、曲率値を求める。

$$\left. \begin{aligned} f_{xx} &= \frac{f(x+P2_x, y) + f(x-P2_x, y) - 2f(x, y)}{(P2_x)^2} \\ f_{yy} &= \frac{f(x, y+P2_y) + f(x, y-P2_y) - 2f(x, y)}{(P2_y)^2} \\ f_{xy} &= \frac{f(x+P2_x, y+P2_y) - f(x-P2_x, y+P2_y) - f(x+P2_x, y-P2_y) + f(x-P2_x, y-P2_y)}{P2_x \cdot P2_y} \end{aligned} \right\} \dots(14)$$

20

【0117】

このように曲率計算時に画素ひずみdx/dyを用いてパラメータP2を補正することにより、展開画像のような歪みのある画像でも、実空間での長さに基づく曲率計算を行なうことが可能となる。

30

【0118】

なお、ひずみ調整パラメータP2_x、P2_yは、次式(15)により算出することも可能である。

$$\left. \begin{aligned} P2_x &= A \times P1 \times dx \\ P2_y &= A \times P1 \times dy \end{aligned} \right\} \dots(15)$$

40

【0119】

図15は、ひずみ調整パラメータP2_x、P2_yを用いて病変候補検出処理を行った際に得られる病変候補領域の表示例を示す図である。

図15に示すように展開画像71には、病変候補領域713a、713b、713cが識別表示される。

図15中、マーク713aは歪みの少ない領域における病変候補領域を示し、マーク713bは横方向に歪んだ病変候補領域を示し、マーク713cは縦方向に歪んだ病変候補領域を示している。すなわち、管腔臓器の実空間でのカーブによる影響で横方向に歪んだ領域は、実空間では円形のポリープであっても、ひずみ調整パラメータを用いた病変候補の検出を行わない場合は病変候補として検出されない。しかしながら、本実施の形態のように、ひずみ

50

調整パラメータ $P2_x$ 、 $P2_y$ を用いて、曲率計算を行なうことにより、実空間での形状が正しく評価されることとなる。同様に、マーク713cのように、縦方向に歪んだ領域についても、実空間での形状が正しく評価されることとなる。

【0120】

以上説明したように、第2の実施の形態の画像処理システム1では、展開画像について病変候補検出処理を行う場合に、CPU101は画素ひずみ算出処理を実行して各画素の長手方向と短手方向とのひずみ量(dx/dy)を算出し、そのひずみ量を用いてパラメータを補正し、ひずみ調整パラメータ($P2_x$ 、 $P2_y$)を算出する。そしてCPU101はひずみ調整パラメータを用いて曲率計算等を行ない、病変候補領域の検出を行なう。

【0121】

そのため、展開画像のように、長手方向、短手方向でひずみの生じた画像であっても、実空間での臓器表面形状を正しく評価でき、病変候補領域の検出精度が向上する。

【0122】

なお、第2の実施の形態では、微分参照点間距離を表すパラメータ $P2$ についての補正を行なう例を示したが、パラメータ $P3$ 、パラメータ $P4$ についても同様にひずみの補正を行なうようにしてもよい。

【0123】

(第3の実施の形態)

次に、第3の実施の形態の画像処理システム1について説明する。第3の実施の形態の画像処理システム1のハードウェア構成は、図1の第1の実施の形態の画像処理システム1と同一であるので説明を省略し、同一の各部については同一の符号を付して説明する。

【0124】

第3の実施の形態では、第2の実施の形態と同様に、パラメータ設定の際に、展開画像のひずみを考慮した処理を行う。第2の実施の形態ではカーブによる画像のゆがみについての調整を行なったが、第3の実施の形態では、より急なカーブ領域での展開画像のゆがみについての処理を説明する。

【0125】

展開画像を生成する際、急なカーブを描く管腔臓器8については管腔断面の交差を防ぐために、断面の向きを補正している。

図16は、急カーブ領域での断面補正を説明する図である。

図16に示すように、管腔臓器8の急カーブ領域では、管腔領域81の外側であって経路線82のカーブの内側に存在する位置に、任意の断面集中点 $0'$ を与え、断面集中点 $0'$ と注目経路点 Q_n とを結ぶ線分 $0'Q_n$ を通して、注目管腔面 S_n を選択する手法をとっている。

【0126】

このような断面補正を行なう場合、注目管腔面 S_n は注目経路点 Q_n における経路線の接線とは直交せず、大きく傾いてしまうことがある。そのため、注目管腔面 S_n と隣の管腔面 S_{n+1} の対応する角度の投影座標間の距離が、第2の実施の形態の手法のように線形近似できないことがある。

【0127】

そこで、本第3の実施の形態では、注目画素 p における長手方向の画素サイズ dx を求める際に、注目画素 p と、展開画像上の注目画素 p の長手方向に接する画素(以下、隣接画素 p_{next})について、それぞれ対応する3次元実空間座標上の2点間の距離を dx として求める。

【0128】

図17は、第3の実施の形態で病変検出対象とする展開画像の、元となる管腔臓器8における各点の位置関係を説明する図である。

図17に示すような管腔臓器8の急カーブ領域において、管腔面 S_n における注目画素 p と、隣接する管腔面 S_{n+1} における注目画素 p に対応する画素 p_{next} との、各3次元実空間における対応点を注目画素対応点 p' 、 p_{next}' と呼ぶ。

そして注目画素対応点 p' 、 p_{next}' の3次元実空間座標での距離 dx を経路線82に沿った曲線の長さに近づけるため、2点 p' 、 p_{next}' を結ぶ円弧の長さを求めて、円弧の長さを

10

20

30

40

50

距離 dx とする。

【0129】

そこで、第3の実施の形態では、第1の実施の形態の病変候補検出処理(図3参照)において、ステップS201のパラメータ設定処理の際に、図18に示す画素ひずみ算出処理によって各画素の画素ひずみ(dx/dy)を算出し、算出した画素ひずみ(dx/dy)に基づいてパラメータ $P2$ を補正したひずみ調整パラメータ($P2_x$ 、 $P2_y$)を算出する。

【0130】

図18は、第3の実施の形態における画素ひずみ算出処理の流れを説明するフローチャートである。

図19は、画素ひずみ算出処理実行時に主メモリ102のRAMに保持されるデータを示す図である。

10

【0131】

第3の実施の形態の医用画像処理装置100のCPU101は、主メモリ102から図18に示す画素ひずみ算出処理に関するプログラム及びデータを読み出し、このプログラム及びデータに基づいて画素ひずみ算出処理を実行する。

なお、以下の処理の実行開始に際して、画像データは画像データベース111等からネットワーク110を介して取り込まれ、医用画像処理装置100の記憶装置103に記憶されているものとする。

【0132】

図18に示す画素ひずみ算出処理において、まず医用画像処理装置100のCPU101は、図10に示す画素ひずみ算出処理のステップS301と同様に、記憶装置103から、展開画像データと、展開画像の対応点の3次元実空間座標を格納した3次元実空間座標データと、経路点の座標データと、を読み込み、主メモリ102に保持する(ステップS401、図19の102l、102m、102n)。

20

【0133】

次に、CPU101は展開画像71上の各画素を順番に走査して、各点(画素)の画素ひずみ(dx/dy)を算出する。図18のフローチャートでは、展開画像上の短手方向から走査し、次に長手方向について走査する例を示す。

【0134】

第2の実施の形態と同様に、展開画像71に生じる画素ひずみは、経路線82の曲がり具合、すなわち管腔臓器8のカーブの大きさによって異なるので、まずCPU101は、カーブの大きさを判別する。

30

【0135】

CPU101は、まず、断面集中点 $0'$ と注目経路点 Q_n' との距離を経路半径 R として算出し、主メモリ102に保持する(図19の102o')。そしてCPU101は、経路半径 R の大きさに基づいてカーブの大きさを判別する(ステップS402)。

経路半径 R が大きい場合は、緩やかなカーブの領域であり、経路半径 R が小さい場合は、急なカーブの領域である。

【0136】

CPU101は、図10のステップS303と同様に、算出した経路半径 R に基づいて、曲がり具合を判別する(ステップS403)。例えば、経路半径 R の大きさが所定の閾値 R_t 以上の場合は、注目経路点 Q_n が緩やかなカーブ上にあると判別し、所定の閾値 R_t 未満の場合は注目経路点 Q_n が急なカーブ上にあると判別する。

40

【0137】

注目経路点 Q_n が緩やかなカーブ上にあると判別した場合は(ステップS403; 緩やかなカーブ)、図9のステップS304、ステップS305、ステップS306と同様に、CPU101は上述の式(8)、(9)を用いて注目画素 p における x 方向の画素サイズ dx 、注目画素 p における y 方向の画素サイズ dy を求め、主メモリ102に保持する(ステップS404、ステップS405、図19の102p、102q)。そしてCPU101は画素ひずみ dx/dy を算出し、配列に格納する(ステップS406 ステップS410; 図19の102r)。

50

【 0 1 3 8 】

一方、注目経路点 Q_n が急なカーブ上にあると判別される場合は(ステップS403; 急なカーブ)、ステップS407へ移行する。ステップS407においてCPU101は、図17に示す注目画素対応点 p' 、 p_{next}' の二点間の円弧の長さ(画素サイズ dx)を求める。

【 0 1 3 9 】

すなわち、まずCPU101は、注目画素対応点 p' と断面集中点 O' との3次元実空間座標データに基づいて、距離 $p'O'$ を求め、これを半径 R' とする。CPU101は求めた半径 R' を主メモリ102に保持する(図19の102x)。

【 0 1 4 0 】

次にCPU101は、注目画素対応点 p' と、断面集中点 O' と、隣接画素対応点 p_{next}' の3点のなす角度 δ を求め、主メモリ102に保持する(図19の102y)。

【 0 1 4 1 】

点 O' から点 p' に向かうベクトルを $O'p'$ 、点 O' から点 p_{next}' に向かうベクトルを $O'p_{next}'$ とすると、角度 δ は次式(16)で求められる。

$$\delta = \arccos \left(\frac{O'p' \cdot O'p_{next}'}{|O'p'| \cdot |O'p_{next}'|} \right) \dots (16)$$

10

20

【 0 1 4 2 】

そして、CPU101は円弧の長さを次式(17)から求め、主メモリ102に保持する(ステップS407; 図19の102p)。

$$dx = R' \delta \dots (17)$$

【 0 1 4 3 】

次に、CPU101は、注目画素 p における、短手方向の画素サイズ dy を次式(18)から算出し、主メモリ102に保持する(ステップS408; 図19の102q)。

$$dy = \text{注目管腔面 } S_n \text{ の円周} /$$

$$\text{展開画像 } y \text{ 方向のマトリクスサイズ} \dots (18)$$

30

【 0 1 4 4 】

CPU101は、ステップS407、S408で算出した画素サイズ dx 、 dy に基づいて、画素ひずみ dx/dy を算出し(ステップS409)、配列に格納する(ステップS410; 図19の102r)。

【 0 1 4 5 】

以上のように、CPU101は展開画像の各画素についてステップS402からステップS410の処理を繰り返し、全ての画素についての画素ひずみ dx/dy を算出すると、画素ひずみ算出処理を終了する。

40

【 0 1 4 6 】

画素ひずみ算出処理によって算出した各画素の画素ひずみ dx/dy は、図3の病変候補領域検出処理のステップS202における曲率計算を行う際に参照される。ひずみ調整パラメータ($P2_x$ 、 $P2_y$)の算出については第2に実施の形態と同様であるので、説明を省略する。

【 0 1 4 7 】

以上のように、管腔臓器の急カーブ領域において、管腔面 S_n を断面集中点 O' を中心に設定して生成される展開画像(断面補正された展開画像)においても、ひずみ調整パラメータ $P2_x$ 、 $P2_y$ を用いて病変候補検出処理を行えば、図15に示す表示例と同様に、展開画像のゆがみに左右されずに正確に病変候補領域を識別表示できる(図15の病変候補領域713a

50

、713b、713c参照)。

【0148】

以上説明したように、第3の実施の形態の画像処理システム1では、カーブ領域で断面補正された展開画像について、管腔臓器の長手方向の画素サイズdxについては、隣り合う画素対応点間の円弧の長さとして算出する。そのため、急カーブのために断面補正の行なわれた展開画像であっても、実空間での形状を正しく評価でき、病変候補領域の検出精度が向上する。

【0149】

なお、第3の実施の形態のように、画素サイズdxを円弧で求める手法を、第2の実施の形態の展開画像のように断面補正の行なわれていない比較的緩やかなカーブを描く領域の展開画像について適用するようにしてもよい。

また、第3の実施の形態についても、微分参照点間距離を表すパラメータP2についての補正を行なう例を示したが、パラメータP3、パラメータP4についても同様にひずみの補正を行なうようにしてもよい。

【0150】

(第4の実施の形態)

第1から第3の実施の形態では管腔臓器の展開画像についての病変候補検出についての例を示したが、本発明の画像処理装置は、その他の画像表示方法において適用することとしてもよい。第4の実施の形態では、仮想内視鏡画像について本発明を適用する例について説明する。

【0151】

図20は仮想内視鏡画像について説明する図である。図20(a)は管腔臓器の長手方向を上下方向に表した図であり、図20(b)は図20(a)の管腔臓器についての仮想内視鏡画像の一例である。

【0152】

仮想内視鏡画像とは、図20(a)に示す管腔領域v内部に設定される任意の視点 p_0 から、ある範囲の方向(view)を視野角として眺めた様子を平面状の投影面 s_0 に投影した画像75(図20(b))である。

仮想内視鏡画像75の各点(以下、「注目画素p」と呼ぶ。)の持つ画素値は、視点 p_0 と注目画素対応点 p' との距離に基づいて与えられた陰影値である。注目画素対応点 p' とは、例えば3次元実空間座標上において、視点 p_0 から注目画素pに対してレイと呼ばれる仮想的な光線を照射したときに、レイの達するボクセルである。注目画素対応点 p' であるボクセルは、所定の閾値範囲内の画素値を持つ。

【0153】

仮想内視鏡画像75について、曲率を計算する方法の一例として、仮想内視鏡画像75の各点における濃度勾配に基づいて曲率を求める方法が挙げられる。

しかしながら、一般的に用いられる中心投影法により生成される仮想内視鏡画像75には、以下の2種類のひずみが表れる。

【0154】

2種類のひずみとは、投影対象物の視点 p_0 からの距離に応じたひずみと、視点 p_0 から投影対象物への投影面に対する角度に応じたひずみである。

そのため仮想内視鏡画像75について病変候補領域検出処理を行う際は、前述の方法で求めた画素値に基づく曲率計算に用いる微分参照点間距離(パラメータP2)を補正する必要がある。

【0155】

図21は、投影対象物の視点からの距離に起因するひずみを説明する図であり、図22は、仮想内視鏡画像の端部に生じるひずみを説明する図である。

【0156】

図21に示すように、投影対象物を投影面 s_0 に投影すると、視点 p_0 からの距離に応じて、投影される像の大きさは異なる。同じ大きさの2つの物体T1、T2を、視点 p_0 から投影面 s_0

10

20

30

40

50

に対して同一方向であって距離の異なる位置に配置する。このとき視点 p_0 から物体T1までの距離を L_1 とし、視点 p_0 から物体T2までの距離を L_2 とする。また、投影面 s_0 に投影される像の大きさをそれぞれ θ_1 、 θ_2 とする。 θ_1 と θ_2 とを比較すると、視点 p_0 に近い物体T1の方が、投影面 s_0 上では大きな像となっている($\theta_1 > \theta_2$)。これが画像のゆがみとなる。したがって、曲率計算を行なう場合には、注目画素対応点 p' において微分参照点間距離が等しくなるように、注目画素 p における微分参照点距離(パラメータP2)を設定する必要がある。

【0157】

また、図22に示すように、投影面 s_0 に対して投影対象となる物体T3、T4に向かって、視点 p_0 から法線を延ばしたとき、各法線のなす角度を θ_3 、 θ_4 とする。また、投影面 s_0 に投影される像の大きさをそれぞれ θ_3 、 θ_4 とする。 θ_3 と θ_4 とを比較すると、角度 θ_4 が大きくなるほど投影面 s_0 上では大きな像となる($\theta_4 > \theta_3$)。これが画像のゆがみとなる。したがって、仮想内視鏡画像75の端部では、微分参照点間距離(パラメータP2)の値を、画像中央部よりも大きな値に補正する必要がある。

【0158】

以下、中心投影法を用いて生成された仮想内視鏡画像75におけるパラメータP2(微分参照点間距離)の補正について、図23、図24、図25を参照して説明する。

図23は、中心投影法について説明する図である。

図24は、仮想内視鏡画像75における、微分参照点間距離算出処理の流れを示すフローチャートである。

図25は、微分参照点間距離算出処理実行時に主メモリ102のRAMに保持されるデータを示す図である。

【0159】

図23において、 p_0 は視点、 s_0 は投影面、 C は投影面 s_0 の中心に位置する画素(以下、「中心画素」と呼ぶ。)の1辺の長さ(画素サイズ)、 L_0 は視点 p_0 と中心画素との距離、 θ_0 は、視点 p_0 を中心とする、中心画素の両端と視点 p_0 のなす角度である。

また、 p は注目画素、 p' は注目画素対応点 p' における投影対象物T1の長さ、 L' は視点 p_0 と注目画素対応点 p' との距離、 θ_p は、視点 p_0 を中心とする、注目画素 p の両端と視点 p_0 のなす角度である。

【0160】

図24に示す微分参照点間距離算出処理において、CPU101は視点 p_0 の座標と投影面 s_0 の位置及び向きを設定し、主メモリ102に保持する(ステップS501; 図25の102A、102B)。投影面 s_0 は、視点 p_0 からの距離 L_0 と、視点 p_0 と中心画素とを結ぶベクトルと、から設定することができる。

【0161】

次に、CPU101は、投影面 s_0 の中心画素の1辺の長さ(画素サイズ Δ)を算出し、主メモリ102に保持する(ステップS502; 図25の102C)。画素サイズ Δ は、以下の式(19)から求められる。

$$\Delta = L_0 \theta_0 \cdots (19)$$

【0162】

CPU101は、投影面 s_0 上の各点(注目画素 p)について、以下のステップS503～ステップS506までの処理を繰り返す。

【0163】

まず、CPU101は、注目画素 p に投影する注目画素対応点 p' の座標を取得する(ステップS503)。すなわち、CPU101は、視点 p_0 から注目画素 p に対してレイを照射し、閾値範囲内の輝度値を持つ照射先のボクセルの座標を、注目画素対応点 p' の座標として取得する。

【0164】

次にCPU101は、注目画素 p について、注目画素対応点 p' の位置における長さ L' を求め

10

20

30

40

50

、主メモリ102Eに保持する(ステップS504；図25の102E)。

【0165】

図23に示すように、 θ は、注目画素対応点 p' と視点 p_0 との距離 L' と、視点 p_0 から注目画素 p を見たときに、画素 p' の両端の点と視点 p_0 とのなす角度 θ とから算出できる。すなわち θ は以下の式(20)で表される。

$$\Delta' = L' \theta \cdots (20)$$

【0166】

ここで、角度 θ は、注目画素 p の座標、注目画素 p と視点 p_0 間の距離 L 、中心画素と視点 p_0 間の距離 L_0 と、中心画素の1辺の長さ A より求めることができる。

【0167】

CPU101は、注目画素 p における微分参照点間距離 $P2$ を計算する(ステップS505)。中心画素における微分参照点間距離 $P2$ が、 $P2 = A \times P1$ の関係である場合(上述の式(1))には、注目画素 p の微分参照点間距離 $P2$ は、以下の式(21)ように表すことができる。

$$P2 = A \times P1 \times \frac{\Delta}{\Delta'} = A \times P1 \times \frac{L_0 \theta_0}{L' \theta} \cdots (21)$$

【0168】

CPU101はステップS505で算出した注目画素 p についての微分参照点間距離 $P2$ を配列に格納する(ステップS506；図25の102F)。

【0169】

以上のように、CPU101は仮想内視鏡画像の各画素について、ステップS503からステップS506の処理を繰り返し、全ての画素 p について微分参照点間距離 $P2$ を算出すると、図24に示す微分参照点間距離の算出処理を終了する。

その後CPU101は、図3に示す病変候補領域検出処理において、上述の処理によって算出した各画素の微分参照点間距離 $P2$ を用いて曲率値(Shape Index)を算出し、病変候補の検出を行なう。

【0170】

以上説明したように、第4の実施の形態の画像処理システム1では、中心投影法を用いて生成される仮想内視鏡画像について、微分参照点間距離 $P2$ を画像のひずみを考慮して補正する。そして補正した微分参照点間距離 $P2$ を用いて病変候補の検出を行なう。

その結果、仮想内視鏡画像について病変候補検出処理を行う場合にも、臓器表面の形状を正しく評価でき、病変候補領域の検出精度が向上する。

【0171】

なお、第4の実施の形態では、中心投影法を用いた仮想内視鏡画像における微分参照点間距離の補正について示したが、仮想内視鏡画像の中には、画像の端に生じるひずみ(視点から投影対象物への投影面に対する角度に応じたひずみ)を補正する処理を施したものもある(例えば、特開平7-296184号公報)。この場合、画像のひずみは視点からの距離だけに依存するので、微分参照点間距離(パラメータ $P2$)についても、視点からの距離だけに依存する補正を行えばよい。微分参照点間距離は以下の式(22)で表される。

$$P2 = A \times P1 \times \frac{L_0}{L'} \cdots (22)$$

【0172】

以上、本発明に係る画像処理装置の好適な実施形態について説明したが、本発明は、上

述の実施形態に限定されるものではない。例えば、第1から第4の実施の形態において説明した手法を適宜組み合わせるようにしてもよい。また、当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

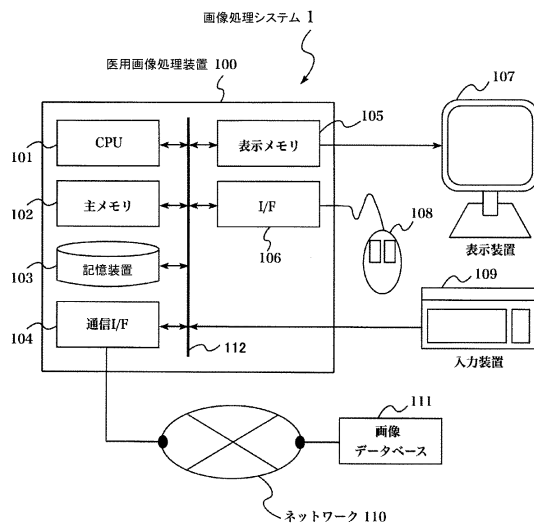
【符号の説明】

【0173】

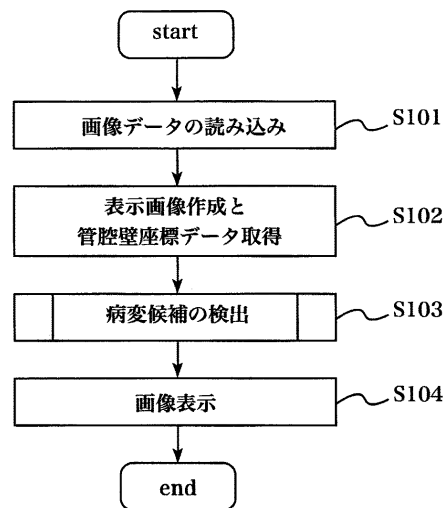
1 画像処理システム、100 医用画像処理装置、101 CPU、102 主メモリ、103 記憶装置、104 通信I/F、105 表示メモリ、106 I/F、107 表示装置、108 マウス(外部機器)、109 入力装置、110 ネットワーク、111 画像データベース、71 展開画像、713 病変候補領域、72 パラメータ設定ウィンドウ、721 モード一覧、722 数値入力枠、8 管腔臓器、81 管腔領域、82 経路線、83 管腔表面、 Q_n 経路点、 S_n 管腔面、 p 注目画素、 dx 長手方向画素サイズ、 dy 短手方向画素サイズ、 0 経路点にフィットする円の中心、 $0'$ 断面集中心

10

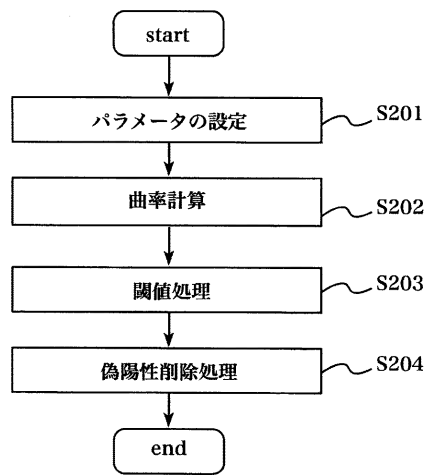
【図1】



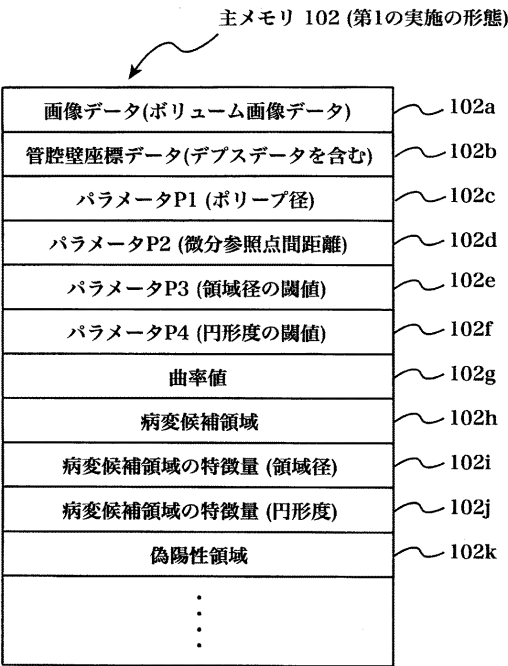
【図2】



【図 3】



【図 4】

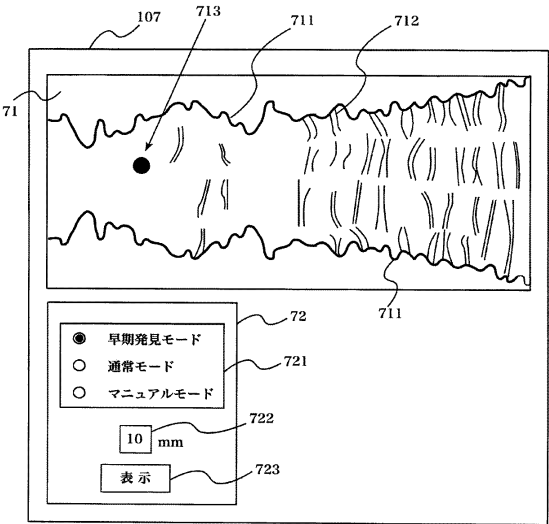


【図 5】

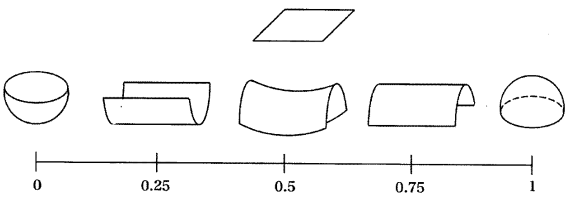
2

	モード	値	表示on/off
1	早期発見	6	1
2	通常	10	0
3	マニュアル	8	0

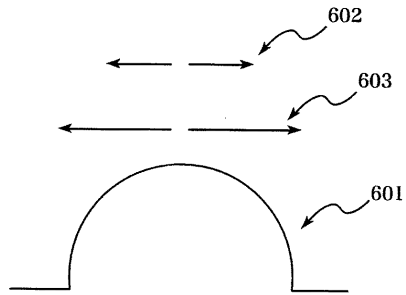
【図 6】



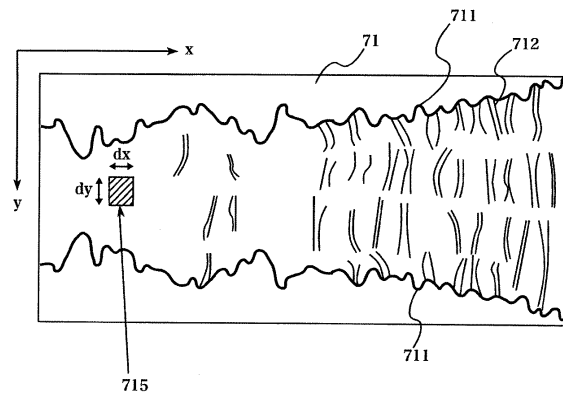
【図 7】



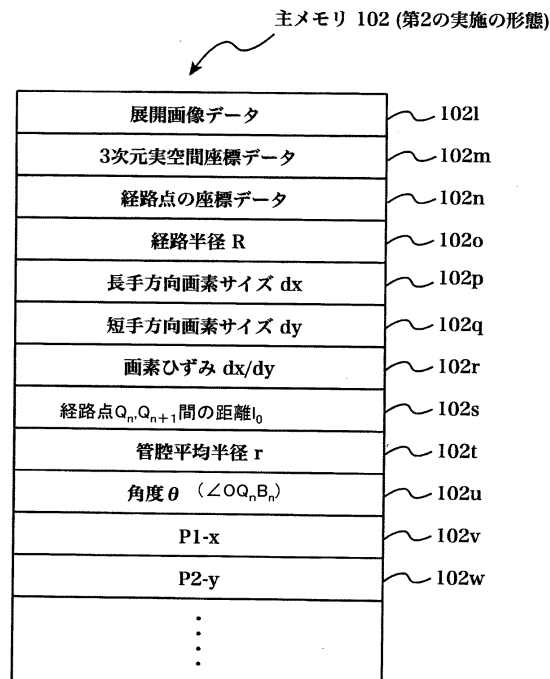
【図 8】



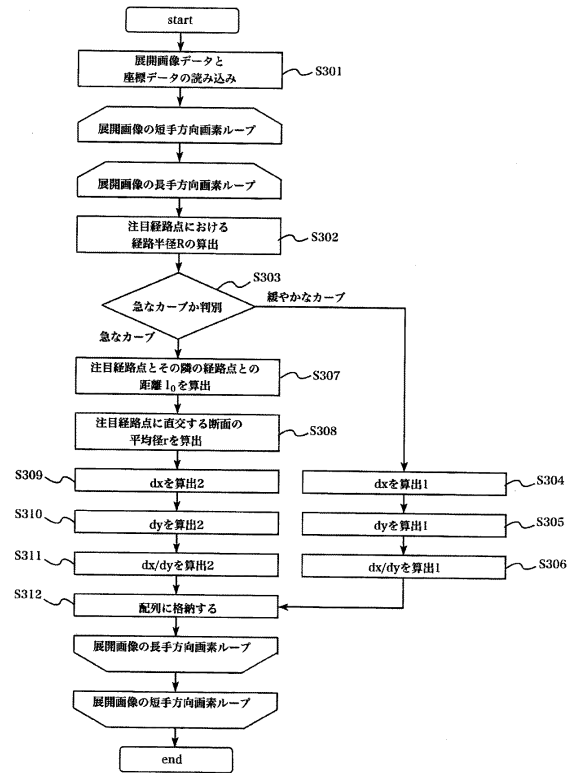
【図 9】



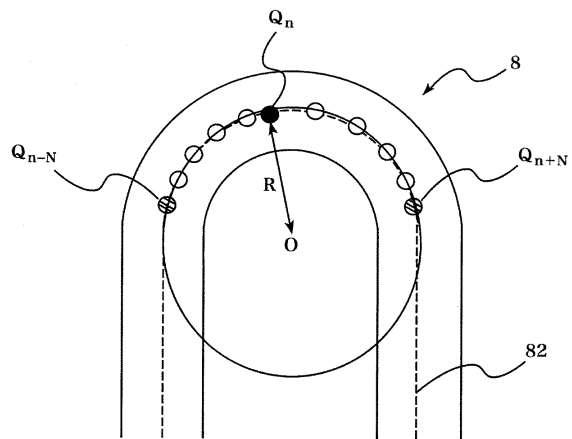
【図 11】



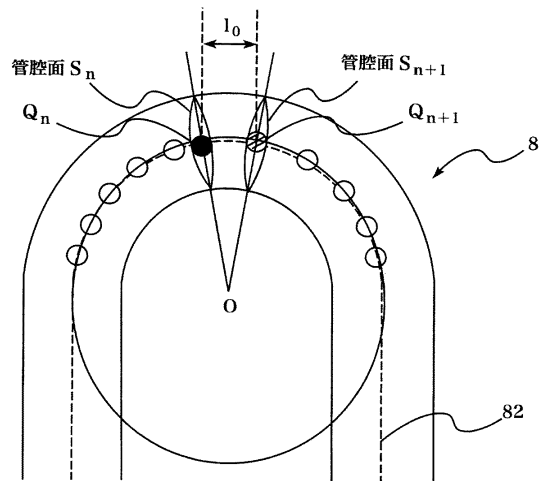
【図 10】



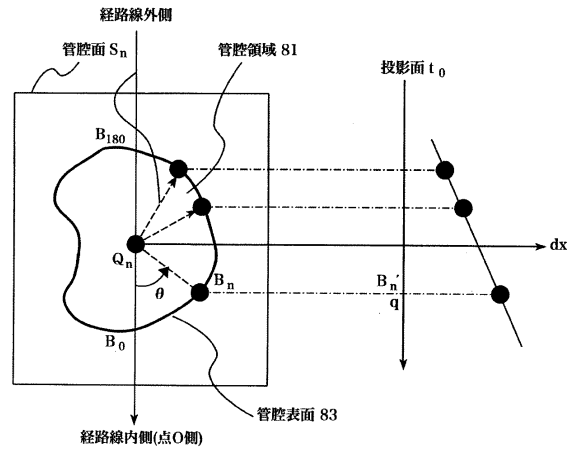
【図 12】



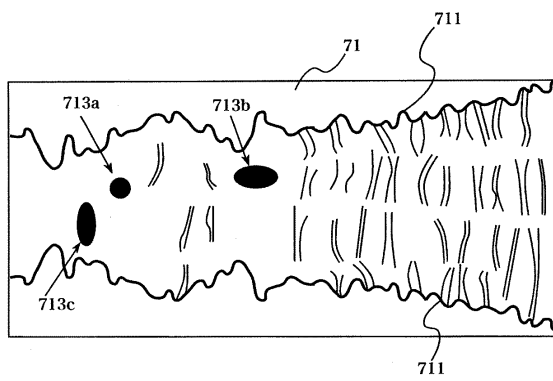
【図 13】



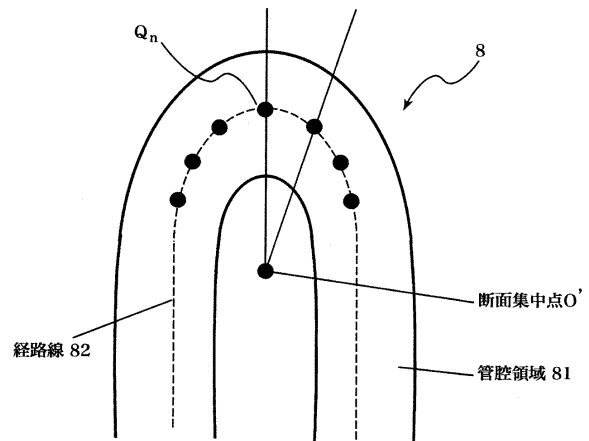
【図 14】



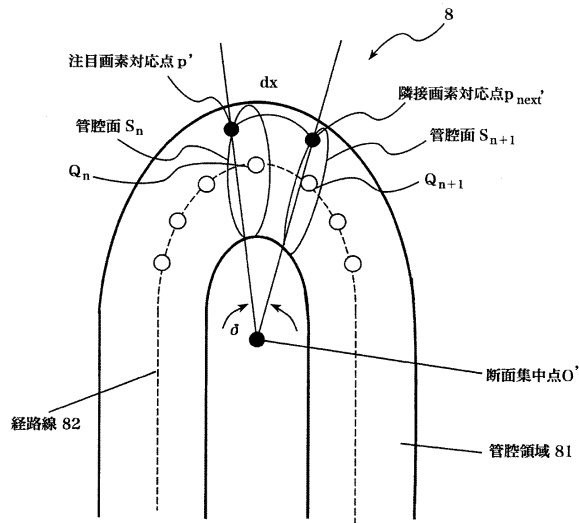
【図 15】



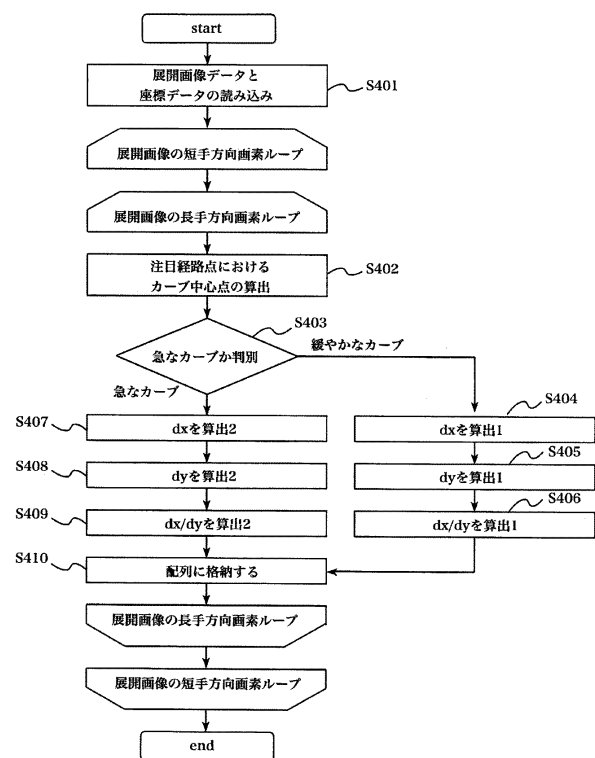
【図 16】



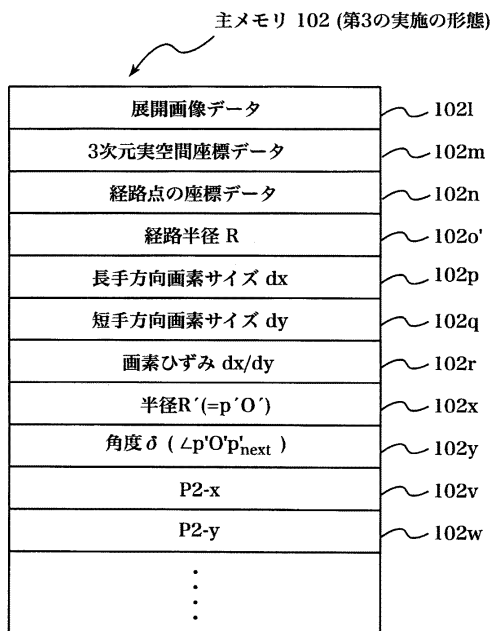
【図 17】



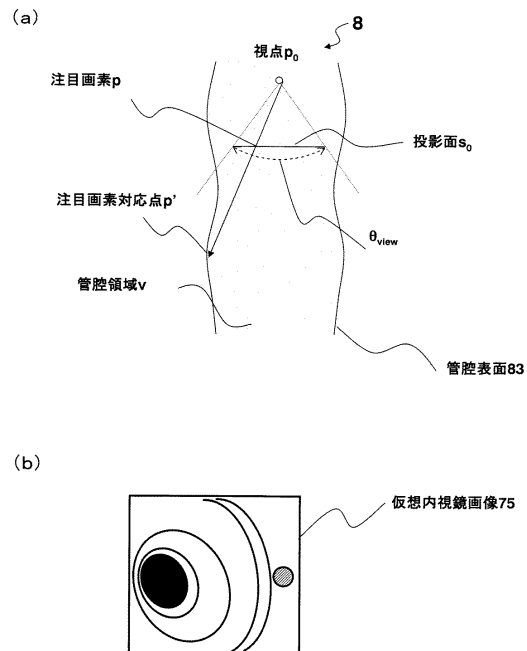
【図 18】



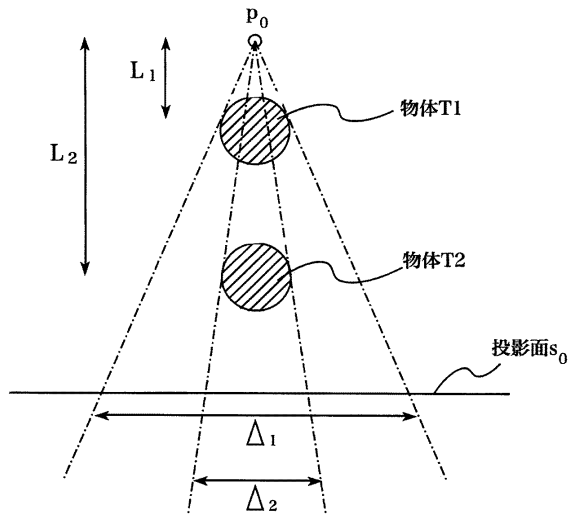
【図 19】



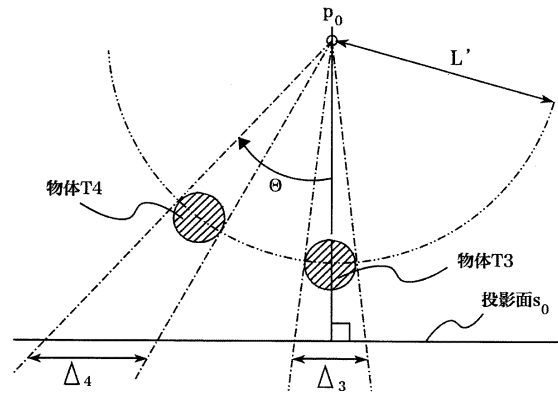
【図 20】



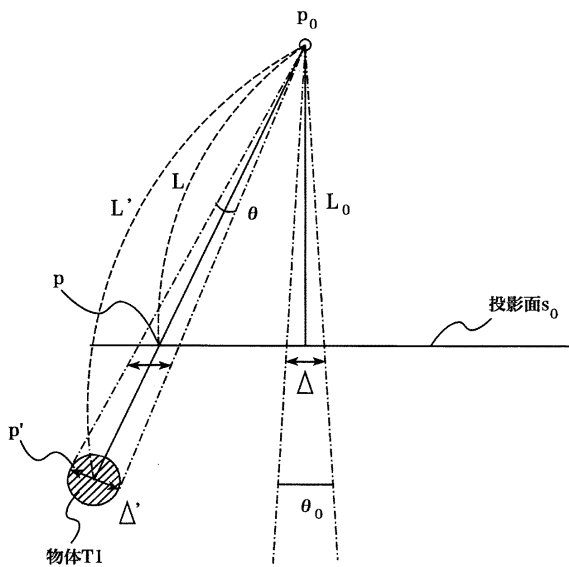
【図 2 1】



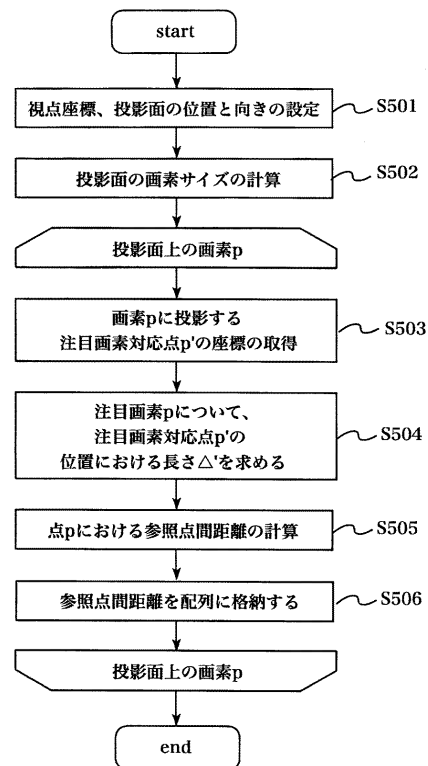
【図 2 2】



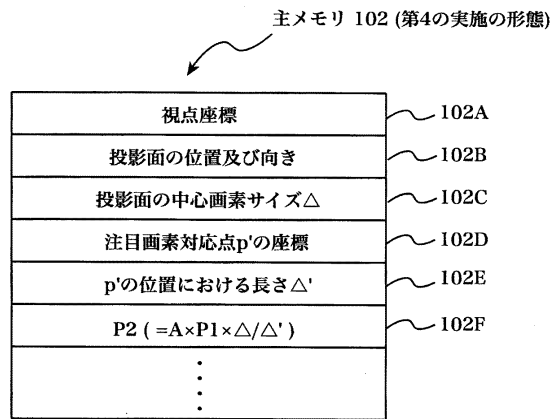
【図 2 3】



【図 2 4】



【図 25】



フロントページの続き

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 国際公開第2006/056798(WO, A1)

特開2004-351056(JP, A)

特表2008-521468(JP, A)

特開2006-230910(JP, A)

中澤哲夫、角村卓是、國分博人、白旗崇、「CT Colonoscopy の開発」, INNERVISION, 日本, 2008年 3月25日, 第23巻第4号, p14-p15

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00

A61B 5/055

A61B 6/03

G06T 1/00

专利名称(译)	图像处理设备和操作图像处理设备的方法		
公开(公告)号	JP5346938B2	公开(公告)日	2013-11-20
申请号	JP2010526757	申请日	2009-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	田中詩乃 白旗崇 角村卓是 國分博人		
发明人	田中 詩乃 白旗 崇 角村 卓是 國分 博人		
IPC分类号	A61B5/00 A61B6/03 A61B5/055 G06T1/00		
CPC分类号	A61B5/103 A61B5/055 A61B5/1075 A61B5/7475 A61B6/032 A61B6/566 G06F19/321 G06T3/0037 G06T7/0012 G06T15/08 G06T2200/24 G06T2207/10081 G06T2207/20068 G06T2207/30032 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/00.D A61B6/03.360.D A61B5/05.380 G06T1/00.290.B		
优先权	2008222978 2008-09-01 JP		
其他公开文献	JPWO2010024331A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供操作者可以根据诊断目的容易地改变检测目标并检测病变区域的图像处理设备，医学图像处理设备100从器官表面的图像生成病变候选区域。当执行检测过程时，可以设置用于检测病变候选区域的参数。要设置的参数P1例如是息肉直径，并且可以输入模式特定值或操作者期望值。CPU 101还使用该参数P2计算参数P2，例如来自设定参数P1的差分参考点之间的距离，使用该参数P2计算器官表面上的每个点的形状（曲率值），并且对应于预定形状被提取为病变候选区域。CPU 101还计算用于提取的病变候选区域的诸如面积直径和圆形度的特征量，基于这些特征量确定它是否对应于病变候选，并且删除假阳性候选区域。

$$\text{Shape Index} = \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctan \left(\frac{\lambda_{\max} + \lambda_{\min}}{\lambda_{\max} - \lambda_{\min}} \right)$$