

(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2008-93213

(P2008-93213A)

(43) 公開日 平成20年4月24日(2008.4.24)

(51) Int.Cl.		F I				テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	4 C 0 6 1
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 Z	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2006-279236 (P2006-279236)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年10月12日 (2006.10.12)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			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
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	西村 博一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	沢 美穂
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

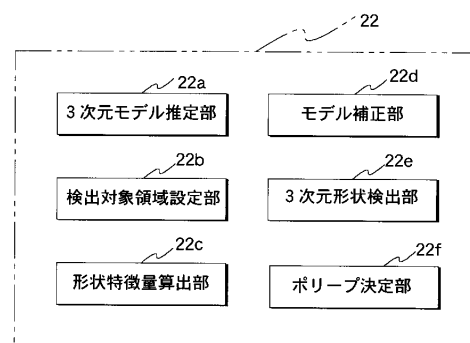
(54) 【発明の名称】 医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】2次元画像から3次元画像を精度よく構築し、局所的な隆起形状を有する病変を検出する場合の検出精度を向上させる。

【解決手段】本実施例の内視鏡システムは、医療用観察装置と、医療用画像処理装置と、モニタとを有して要部が構成されている。医療用画像処理装置のCPU22は、3次元モデル推定部22a、検出対象領域設定部22b、形状特徴量算出手段としての形状特徴量算出部22c、モデル補正部22d、3次元形状検出部22e、ポリープ決定部22fの各機能部からなる。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療用撮像装置から入力される体腔内の生体組織の像の 2 次元画像から前記生体組織の 3 次元モデルを推定する 3 次元モデル推定手段と、
前記 2 次元画像画像を構成する画像領域の画像境界線を検出する画像境界線検出手段と、
前記画像境界線の線幅を算出する線幅算出手段と、
前記線幅に基づき、前記 3 次元モデル推定手段における、前記画像境界線の 3 次元モデルの推定結果を補正する補正手段と、
を備えたことを特徴とする医療用画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記補正手段は、
前記線幅の値と所定値を比較し、
前記線幅の値が前記所定値以内ならば前記画像境界線を第 1 の補正対象画像とし、
前記線幅の値が前記所定値を超えている場合には前記画像境界線を第 2 の補正対象画像とし、
前記第 1 の補正対象画像あるいは前記第 2 の補正対象画像に応じて、前記 3 次元モデル推定手段における、前記画像境界線の 3 次元モデルの推定結果を補正することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

20

【請求項 3】

前記第 1 の補正対象画像は、前記画像境界線を溝と見なした溝画像であり、
前記第 2 の補正対象画像は、前記画像境界線をオクルージョンと見なしたオクルージョン画像である
ことを特徴とする請求項 2 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 4】

前記補正手段は、前記 3 次元モデル推定手段における、前記画像境界線の画素値の平均値に基づいて、前記画像境界線の 3 次元モデルの推定結果を補正することを特徴とする請求項 1、2 または 3 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

【請求項 5】

前記補正手段は、前記 3 次元モデル推定手段における、前記画像境界線の画素値を近似して、前記画像境界線の 3 次元モデルの推定結果を補正することを特徴とする請求項 1、2 または 3 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

30

【請求項 6】

医療用撮像装置から入力される体腔内の生体組織の像の 2 次元画像から前記生体組織の 3 次元モデルを推定する 3 次元モデル推定ステップと、
前記 2 次元画像画像を構成する画像領域の画像境界線を検出する画像境界線検出ステップと、
前記画像境界線の線幅を算出する線幅算出ステップと、
前記線幅に基づき、前記 3 次元モデル推定ステップにおける、前記画像境界線の 3 次元モデルの推定結果を補正する補正ステップと、
を備えたことを特徴とする医療用画像処理方法。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法に関し、特に、生体組織の像の 2 次元画像データに基づき、該生体組織の 3 次元モデルデータを推定する医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療分野において、X 線診断装置、C T、M R I、超音波観測装置及び内視鏡装

50

置等の画像撮像機器を用いた観察が広く行われている。このような画像撮像機器のうち、内視鏡装置は、例えば、体腔内に挿入可能な挿入部を有し、該挿入部の先端部に配置された対物光学系により結像した体腔内の像を固体撮像素子等の撮像手段により撮像して撮像信号として出力し、該撮像信号に基づいてモニタ等の表示手段に体腔内の像の画像を表示するという作用及び構成を有する。そして、ユーザは、モニタ等の表示手段に表示された体腔内の像の画像に基づき、例えば、体腔内における臓器等の観察を行う。

【0003】

また、内視鏡装置は、消化管粘膜の像を直接的に撮像することが可能である。そのため、ユーザは、例えば、粘膜の色調、病変の形状及び粘膜表面の微細な構造等を総合的に観察することができる。

10

【0004】

さらに、内視鏡装置は、局所的な隆起形状を有する病変が存在する所定の画像を検出可能な画像処理方法として、例えば、特開2005-192880号公報（特許文献1）等に記載されている画像処理方法を用いることにより、ポリープ等の病変部位が含まれる画像を検出することもまた可能である。

【0005】

この特許文献1に記載されている画像処理方法は、入力された画像が有する輪郭を抽出するとともに、該輪郭の形状に基づき、該画像における局所的な隆起形状を有する病変を検出することができる。

【0006】

また、従来、大腸ポリープ検出処理においては、2次元画像から3次元データを推定し、3次元特徴量（Shape Index / Curvedness）を用いて大腸ポリープを検出している（非特許文献1）。この3次元特徴量は、参照点における偏微分係数を3次元データから算出して、偏微分係数を使用して算出することにより実現する。そして、大腸ポリープ検出処理では、3次元特徴量を閾値処理することにより、ポリープ候補を検出する。

20

【特許文献1】特開2005-192880号公報

【非特許文献1】電子情報通信学会、信学技報（MI2003-102），形状情報に基づく3次元腹部CT像からの大腸ポリープ自動検出手法に関する検討 木村、林、北坂、森、末長 pp. 29～34，2004

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来より3次元データの推定手法として使用される“Shape From Shading”法は、2次元画像でエッジとして画像化される部分では、精度が悪化するという問題がある。

【0008】

詳細には、ポリープ等の3次元像を内視鏡にて撮像する場合、3次元像上の曲面の境や可視範囲とオクルージョン（可視隠蔽or不可視）範囲との境に、境界として、エッジ領域が発生する。2次元画像から3次元データを推定する“Shape From Shading”法は、2次元画像の画素値を元にして3次元位置を推定する手法である。このエッジ領域の画素値は、隣接する領域の画素値と比べ低い値となるため、“Shape From Shading”法では、このエッジ領域に「溝（凹）」が存在するかのごとく、3次元位置の推定値を算出してしまう。

40

【0009】

例えば、図26に示すようなポリープ500を撮像対象とする大腸内視鏡画像に対して、“Shape From Shading”法により3次元データ点の座標を推定し、3次元データ点から3次元サーフェイスを生成する場合、理想的には、図27に示すような3次元画像を生成すべきである。

【0010】

しかし、平面 $x = x_0$ （図26における点線位置）にて実際に“Shape From

50

Shading “法により３次元サーフェイスを切り出す時の断面は、図２８に示すように、２次元画像データのエッジ領域部分にて、あらかじめ「溝（凹）」が存在するかのごとく推定されてしまう。腸管においては、このような「溝（凹）」が存在することがないため、従来の”Shape From Shading “法による推定では、存在しない「溝（凹）」を３次元データとして推定してしまうため、３次元画像の推定の精度が悪化するといった問題があり、３次元画像推定を利用した従来の大腸ポリープ検出処理は、検出精度の低下及び誤検出の発生といった課題を有している。

【００１１】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、２次元画像から３次元画像を精度よく構築し、局所的な隆起形状を有する病変を検出する場合の検出精度を向上させることのできる医療用画像処理装置及び医療用画像処理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】

【００１２】

本発明の医療用画像処理装置は、

医療用撮像装置から入力される体腔内の生体組織の像の２次元画像から前記生体組織の３次元モデルを推定する３次元モデル推定手段と、

前記２次元画像画像を構成する画像領域の画像境界線を検出する画像境界線検出手段と

、
前記画像境界線の線幅を算出する線幅算出手段と、

前記線幅に基づき、前記３次元モデル推定手段における、前記画像境界線の３次元モデルの推定結果を補正する補正手段と、

20

とを備えて構成される。

【００１３】

また、本発明の医療用画像処理方法は、

医療用撮像装置から入力される体腔内の生体組織の像の２次元画像から前記生体組織の３次元モデルを推定する３次元モデル推定ステップと、

前記２次元画像画像を構成する画像領域の画像境界線を検出する画像境界線検出ステップと、

前記画像境界線の線幅を算出する線幅算出ステップと、

前記線幅に基づき、前記３次元モデル推定ステップにおける、前記画像境界線の３次元モデルの推定結果を補正する補正ステップと、

30

とを備えて構成される。

【発明の効果】

【００１４】

本発明によれば、２次元画像から３次元画像を精度よく構築し、局所的な隆起形状を有する病変を検出する場合の検出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】

【００１５】

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】

40

【００１６】

図１ないし図１６は本発明の実施例１に係わり、図１は医療用画像処理装置が用いられる内視鏡システムの全体構成の一例を示す図、図２は図１のＣＰＵの機能構成を示す機能ブロック図、図３は図１のハードディスクの格納情報構成を示す図、図４は図２のＣＰＵの処理の流れを示すフローチャート、図５は図４の３次元モデルデータの補正処理の流れを示すフローチャート、図６は図１の処理を説明する第１の図、図７は図１の処理を説明する第２の図、図８は図１の処理を説明する第３の図、図９は図１の処理を説明する第４の図、図１０は図５のエッジ領域としてエッジ端点間の３次元点列データの補正処理の流れを示すフローチャート、図１１は図１の処理を説明する第５の図、図１２は図１の処理を説明する第６の図、図１３は図１０の第１の変形例の処理の流れを示すフローチャート

50

、図 1 4 は図 1 0 の第 2 の変形例の処理の流れを示すフローチャート、図 1 5 は図 1 4 の処理を説明する第 1 の図、図 1 6 は図 1 4 の処理を説明する第 2 の図である。

【 0 0 1 7 】

図 1 に示すように、本実施例の内視鏡システム 1 は、医療用観察装置 2 と、医療用画像処理装置 3 と、モニタ 4 とを有して要部が構成されている。

【 0 0 1 8 】

前記医療用観察装置 2 は、被写体を撮像するとともに、該被写体の像の 2 次元画像を出力する観察装置である。また、医療用画像処理装置 3 は、パーソナルコンピュータ等により構成され、医療用観察装置 2 から出力される 2 次元画像の映像信号に対して画像処理を行うと共に、該画像処理を行った後の映像信号を画像信号として出力する画像処理装置である。さらにモニタ 4 は、医療用画像処理装置 3 から出力される画像信号に基づく画像を表示する表示装置である。

10

【 0 0 1 9 】

前記医療用観察装置 2 は、内視鏡 6 と、光源装置 7 と、カメラコントロールユニット（以降、CCU と略記する）8 と、モニタ 9 とを有して要部が構成されている。

【 0 0 2 0 】

前記内視鏡 6 は、被検体の体腔内に挿入されると共に、該体腔内に存在する生体組織等の被写体を撮像して撮像信号として出力するものである。前記光源装置 7 は、内視鏡 6 により撮像される被写体を照明するための照明光を供給するものである。前記 CCU 8 は、内視鏡 6 に対する各種制御を行うと共に、内視鏡 6 から出力される撮像信号に対して信号処理を行い、2 次元画像の映像信号として出力するものである。前記モニタ 9 は、CCU 8 から出力される 2 次元画像の映像信号に基づき、内視鏡 6 により撮像された被写体の像を画像表示するものである。

20

【 0 0 2 1 】

前記内視鏡 6 は、体腔内に挿入される挿入部 1 1 と、挿入部 1 1 の基端側に設けられた操作部 1 2 とを有して構成されている。また、挿入部 1 1 内の基端側から、挿入部 1 1 内の先端側の先端部 1 4 にかけての部分には、光源装置 7 から供給される照明光を伝送するためのライトガイド 1 3 が挿通されている。

【 0 0 2 2 】

前記ライトガイド 1 3 は、先端側が内視鏡 6 の先端部 1 4 に配置されると共に、後端側が前記光源装置 7 に接続される。

30

【 0 0 2 3 】

ライトガイド 1 3 がこのような構成を有することにより、光源装置 7 から供給される照明光は、ライトガイド 1 3 により伝送された後、挿入部 1 1 の先端部 1 4 の先端面に設けられた、図示しない照明窓から出射される。そして、図示しない照明窓から照明光が出射されることにより、被写体としての生体組織等が照明される。

【 0 0 2 4 】

内視鏡 6 の先端部 1 4 には、図示しない照明窓に隣接する図示しない観察窓に取り付けられた対物光学系 1 5 と、対物光学系 1 5 の結像位置に配置され、例えば、CCD（電荷結合素子）等により構成される撮像素子 1 6 とを有する撮像部 1 7 が設けられている。このような構成により、対物光学系 1 5 により結像された被写体の像は、撮像素子 1 6 により撮像された後、撮像信号として出力される。なお、撮像素子 1 6 は、CCD に限らず、例えば C-MOS センサにより構成してもよい。

40

【 0 0 2 5 】

前記撮像素子 1 6 は、信号線を介して CCU 8 に接続されている。そして、撮像素子 1 6 は、CCU 8 から出力される駆動信号に基づいて駆動すると共に、CCU 8 に対し、撮像した被写体の像に応じた撮像信号を出力する。

【 0 0 2 6 】

また、CCU 8 に入力された撮像信号は、CCU 8 の内部に設けられた図示しない信号処理回路において信号処理されることにより、2 次元画像の映像信号として変換されて出

50

力される。ＣＣＵ８から出力された２次元画像の映像信号は、モニタ９及び医療用画像処理装置３に対して出力される。これにより、モニタ９は、ＣＣＵ８から出力される映像信号に基づく被写体の像を２次元画像として表示する。

【００２７】

医療用画像処理装置３は、医療用観察装置２から出力される２次元画像の映像信号に対し、Ａ／Ｄ変換を行って出力する画像入力部２１と、画像入力部２１から出力される映像信号に対して画像処理を行う、中央演算処理装置としてのＣＰＵ２２と、該画像処理に関する処理プログラムが書き込まれた処理プログラム記憶部２３と、画像入力部２１から出力される映像信号等を記憶する画像記憶部２４と、ＣＰＵ２２が行う画像処理における演算結果等を記憶する解析情報記憶部２５とを有して構成される。

10

【００２８】

また、医療用画像処理装置３は、記憶装置インターフェース（Ｉ／Ｆ）２６と、記憶装置Ｉ／Ｆ２６を介してＣＰＵ２２の画像処理結果としての画像データ、ＣＰＵ２２が画像処理にて使用する各種データ等を記憶する、記憶装置としてのハードディスク２７と、ＣＰＵ２２の画像処理結果としての画像データに基づき、該画像データをモニタ４に画像表示するための表示処理を行うと共に、該表示処理を行った後の画像データを画像信号として出力する表示処理部２８と、ＣＰＵ２２が行う画像処理におけるパラメータ及び医療用画像処理装置３に対する操作指示をユーザが入力可能な、キーボードあるいはマウス等のポインティングデバイス等により構成される入力操作部２９とを有する。そして、モニタ４は、表示処理部２８から出力される画像信号に基づく画像を表示する。

20

【００２９】

なお、医療用画像処理装置３の画像入力部２１、ＣＰＵ２２、処理プログラム記憶部２３、画像記憶部２４、解析情報記憶部２５、記憶装置インターフェース２６、表示処理部２８及び入力操作部２９のそれぞれは、データバス３０を介して相互に接続されている。

【００３０】

図２に示すように、ＣＰＵ２２は、３次元モデル推定手段としての３次元モデル推定部２２ａ、検出対象領域設定部２２ｂ、形状特徴量算出部２２ｃ、線幅算出手段及び補正手段としてのモデル補正部２２ｄ、３次元形状検出部２２ｅ、ポリープ決定部２２ｆの各機能部からなる。

【００３１】

なお、本実施例では、これら機能部は、ＣＰＵ２２が行うソフトウェアにて実現される。また、これら機能部の詳細な作用については後述する。

30

【００３２】

また、図３に示すように、ハードディスク２７は、ＣＰＵ２２が行う各処理により生成される各種データを記憶する、複数の格納領域を有している。具体的にはハードディスク２７は、エッジ画像格納領域２７ａ、エッジ細線化画像格納領域２７ｂ、３次元点列データ格納領域２７ｃ、対応テーブル格納領域２７ｄ、検出病変部格納領域２７ｅを有している。これら各格納領域に格納されているデータの詳細は、後述する。

【００３３】

次に、このように構成された、本実施例の内視鏡システム１の作用について、図４、図５及び図１０のフローチャートを用い、図６～図９及び図１１、図１２を参照して説明する。

40

【００３４】

まず、ユーザは、内視鏡システム１が有する各部の電源を投入した後、被検体の体腔内の、例えば大腸内に内視鏡６の挿入部１１を挿入する。

【００３５】

そして、ユーザにより挿入部１１が被検体の大腸内に挿入されると、例えば、該大腸内に存在する生体組織等である被写体、例えば図２６に示したポリープ５００の像が、先端部１４に設けられた撮像部１７により撮像される。そして、撮像部１７により撮像された被写体の像は、撮像信号としてＣＣＵ８に対して出力される。

50

【0036】

CCU8は、図示しない信号処理回路において、撮像部17の撮像素子16から出力される撮像信号に対して信号処理を行うことにより、該撮像信号を2次元画像の映像信号として変換して出力する。そして、モニタ9は、CCU8から出力される映像信号に基づき、撮像部17により撮像された被写体の像を2次元画像として表示する。また、CCU8は、撮像部17の撮像素子16から出力される撮像信号に対して信号処理を行うことにより得られた2次元画像の映像信号を、医療用画像処理装置3に対して出力する。

【0037】

医療用画像処理装置3に対して出力された2次元画像の映像信号は、画像入力部21においてA/D変換された後、CPU22に入力される。

10

【0038】

そして、図4に示すように、CPU22の3次元モデル推定部22aは、ステップS1にて画像入力部21から出力される2次元画像に対し、例えば、“Shape From Shading”法等を用い、該2次元画像の輝度情報等に基づく幾何学的な変換等の処理を施すことにより、該2次元画像に応じた3次元モデルを推定する。このとき、3次元モデル推定部22aは、大腸の腸管表面を示す3次元データ点列と、2次元画像データとを対応させた対応テーブルを生成し、ハードディスク27の対応テーブル格納領域27dに格納する。

【0039】

そして、CPU22のモデル補正部22dにより、ステップS2にて推定した3次元モデルに対して、後述するモデル補正処理を施し、補正した3次元モデルの各データ点の座標を記憶装置I/F26を介してハードディスク27の3次元点列データ格納領域27cに格納する。

20

【0040】

次に、CPU22の検出対象領域設定部22bは、ステップS3にて画像入力部21から出力される2次元画像の色調変化と、ステップS2の処理により補正した3次元モデルの隆起性変化とを検出することにより、該3次元モデルにおける隆起形状を有する病変を検出するための処理の適用対象となる領域としての、検出対象領域である対象領域を設定する。

【0041】

30

具体的には、CPU22の検出対象領域設定部22bは、例えば、画像入力部21から出力される2次元画像を、R(赤)画像、G(緑)画像及びB(青)画像の各プレーン画像に分離した後、該R画像に応じて推定した3次元モデルのデータに基づいて隆起性変化を検出するとともに、該R画像及びG画像の色度に基づいて色調変化を検出する。そして、CPU22の検出対象領域設定部22bは、前記隆起性変化の検出結果及び前記色調変化の検出結果に基づき、前記隆起性変化及び前記色調変化の両方が検出された領域を、前記対象領域として設定する。

【0042】

その後、CPU22の形状特徴量算出部22cは、ステップS4にて対象領域の局所偏微分係数を算出する。具体的には、CPU22の形状特徴量算出部22cは、算出された3次元形状に対して、注目する3次元位置(x、y、z)を含む局所領域(曲面)におけるそのR画素値fにおける1階偏微分係数 f_x 、 f_y 、 f_z 、及び2階偏微分係数 f_{xx} 、 f_{yy} 、 f_{zz} 、 f_{xy} 、 f_{yz} 、 f_{xz} を算出する。

40

【0043】

さらに、CPU22の形状特徴量算出部22cは、ステップS5にて3次元モデルの処理対象領域に存在する各データ点に対し、(3次元形状)の形状特徴量として、局所偏微分係数に基づき、Shape Index値及びCurvedness値を算出する処理を行う。

【0044】

すなわち、これらの局所偏微分係数を用いて、CPU22の形状特徴量算出部22cは、ガウス曲率K、平均曲率Hを算出する。

50

【 0 0 4 5 】

一方、曲面の主曲率 k_1 , k_2 ($k_1 \neq k_2$) は、ガウス曲率 K と、平均曲率 H を用いて

$$k_1 = H + (H^2 - K)^{1/2} \quad k_2 = H - (H^2 - K)^{1/2} \quad (1)$$

と表される。

【 0 0 4 6 】

また、この場合における曲面形状を表す特徴量であるShape Index S_I 及びCurvedness C_V は、それぞれ

$$S_I = 1/2 - (1/\pi) \arctan[(k_1 + k_2)/(k_1 - k_2)] \quad (2)$$

$$C_V = ((k_1^2 + k_2^2)/2)^{1/2} \quad (3)$$

となる。

【 0 0 4 7 】

CPU 22 の形状特徴量算出部 22 c は、このようにして、3次元の各曲面におけるShape Index S_I 及びCurvedness C_V を3次元形状情報として算出し、解析情報記憶部 25 に格納する。

【 0 0 4 8 】

前述したShape Index値は、3次元モデルが有する各データ点における凹凸の状態を示すための値であり、0以上1以下の範囲内の数値として示される。具体的には、3次元モデル内に存在する個々のデータ点において、Shape Index値が0に近い場合には凹型形状の存在が示唆され、また、Shape Index値が1に近い場合には凸型形状の存在が示唆される。

【 0 0 4 9 】

また、前述したCurvedness値は、3次元モデルが有する各データ点における曲率を示すための値である。具体的には、3次元モデル内に存在する個々のデータ点において、Curvedness値が小さければ小さい程鋭く曲がった曲面の存在が示唆され、また、Curvedness値が大きければ大きい程鈍く曲がった曲面の存在が示唆される。

【 0 0 5 0 】

次に、CPU 22 の3次元形状検出部 22 d は、ステップ S 6 にて3次元モデルの対象領域に存在する各データ点において、Shape Index値及びCurvedness値の各値と、予め設定されている所定の閾値 T_1 , T_2 との比較処理を行うことにより、該各データ点のうち、隆起形状を有するデータ群として検出する。具体的には、CPU 22 は、3次元モデルの処理対象領域に存在する各データ点のうち、例えば、Shape Index値が閾値 T_1 より大きく、かつ、Curvedness値が閾値 T_2 より大きい複数のデータ点を、隆起形状を有するデータ群として検出する。

【 0 0 5 1 】

そして、CPU 22 のポリープ決定部 22 f は、ステップ S 7 にて3次元モデルにおいて隆起形状を有するデータ群として検出した複数のデータ点各々が、ポリープ等の病変に由来する隆起形状に該当するデータ点であるかを判別する隆起形状判別処理を行う。

【 0 0 5 2 】

その後、CPU 22 のポリープ決定部 22 f は、ステップ S 8 にて病変に由来する隆起形状に該当するデータ点からなるデータ群を有する領域をポリープ領域として決定し、病変領域であるポリープを検出する。

【 0 0 5 3 】

そして、CPU 22 は、その検出結果を、例えば図1のハードディスク 27 の検出病変部格納領域 27 e に検出対象の内視鏡画像と関連付けて格納すると共に、表示処理部 28 を経てモニタ 4 に、例えば検出対象の内視鏡画像と並べて表示する。

【 0 0 5 4 】

これにより、モニタ 4 には、ポリープ等の病変に由来する隆起形状が存在する位置をユーザが容易に認識可能であるような、被写体の3次元モデルが画像表示される。

【 0 0 5 5 】

10

20

30

40

50

次に、上記のステップ S 2 における、モデル補正部 2 2 d によるモデル補正処理について説明する。図 5 に示すように、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d は、ステップ S 2 1 にて、入力された 2 次元画像に対してエッジ抽出処理を実施しエッジ画像を生成し、ハードディスク 2 7 のエッジ画像格納領域 2 7 a に格納する。また、モデル補正部 2 2 d は、ステップ S 2 1 にて、生成したエッジ画像に対して細線化処理を施しエッジ細線化画像を生成し、ハードディスク 2 7 のエッジ細線化画像格納領域 2 7 b に格納する。

【0056】

なお、2 次元のエッジ画像が図 6 とすると、エッジ細線化画像は、細線化処理によりエッジ画像の各エッジ領域を線幅 1 画素に細線化した画像となる。

【0057】

次に、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d は、ステップ S 2 3 にてパラメータ i, j をそれぞれ 1 にセットする。続いて、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d は、ステップ S 2 4 にてエッジ細線化画像の第 i 番目のエッジ線 L_i を取得し、ステップ S 2 5 にて第 i 番目エッジ線 L_i 上の第 j 番目の（注目点である）エッジ点 $P_{i,j}$ を取得する。

【0058】

そして、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d は、ステップ S 2 6 にて第 j 番目エッジ点 $P_{i,j}$ を通る、第 i 番目エッジ線 L_i に直交するエッジ直交線 $H_{i,j}$ を生成する。続いて、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d は、ステップ S 2 7 にてエッジ直交線 $H_{i,j}$ 上の 2 次元画像上の各点 $(x_{i,j}, y_{i,j}, z_{i,j})$ に対応する 3 次元データ点列を対応テーブルから取得する。なお、この対応テーブルは、上述したように、ステップ S 1 にて CPU 2 2 の 3 次元モデル推定部 2 2 a によりハードディスク 2 7 の対応テーブル格納領域 2 7 d に格納されている。

【0059】

そして、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d は、ステップ S 2 8 にてエッジ直交線 $H_{i,j}$ 上のエッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ （図 6 の拡大図参照）を決定する。具体的には、本実施例では、図 7 に示すように、2 次元画像上の各点に対応する画素値を取得し、その画素値が所定の閾値 t よりも小さい値をエッジ上の点とする判定処理を用いて、上記の細線化したエッジ上の各点から双方向に 1 点ずつ判定を行うことにより、エッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ を求める。

【0060】

次に、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d は、ステップ S 2 9 にてエッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間の距離 $D_{i,j}$ を求める。そして、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d は、ステップ S 3 0 にてエッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間の距離 $D_{i,j}$ が所定の値 D_0 よりも小さい（ $D_{i,j} < D_0$ ）かどうか判定する。

【0061】

エッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間の距離 $D_{i,j}$ が所定の値 D_0 よりも小さい（ $D_{i,j} < D_0$ ）と判定すると、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d はステップ S 3 1 にてエッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間はエッジ領域として表現される部分と判断して 3 次元点列データの補正を行い、ステップ S 3 3 に進む。なお、ステップ S 3 1 における 3 次元点列データの補正処理の詳細は後述する。

【0062】

また、エッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間の距離 $D_{i,j}$ が所定の値 D_0 以上と判定すると、CPU 2 2 のモデル補正部 2 2 d はステップ S 3 2 にてエッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間はオクルージョン領域として表現される部分と判断して、エッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間の 3 次元点列データを消去し、ステップ S 3 3 に進む。具体的には、モデル補正部 2 2 d は、ステップ S 3 2 において、図 8 に示すように、エッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間の距離 $D_{i,j}$ が所定の値 D_0 以上と判定すると、腸管表面を示す 3 次元点列データ線上から、エッジの端点 $A_{i,j}, B_{i,j}$ 間の 3 次元点列データを、図 9 に示すように消去して、オクルージョン領域として補正した 3 次元点列データ線を生成する。

【0063】

10

20

30

40

50

そして、CPU 22のモデル補正部 22 dはステップ S 3 3にてパラメータ j がエッジ線 L_i 上のすべての点数 N_j 未満かどうか判断し、パラメータ j がエッジ線 L_i 上のすべての点数 N_j 未満の場合には、ステップ S 3 4にてパラメータ j をインクリメントしてステップ S 2 5に戻り、エッジ線 L_i 上のすべての点について、上記ステップ S 2 5 ~ S 3 4を繰り返す。

【0064】

エッジ線 L_i 上のすべての点について上記ステップ S 2 5 ~ S 3 3が実施されると、CPU 22のモデル補正部 22 dはステップ S 3 5にてパラメータ i がすべてのエッジ線数 N_i 未満かどうか判断し、パラメータ i がすべてのエッジ線数 N_i 未満の場合には、ステップ S 3 6にてパラメータ i をインクリメントしてステップ S 2 4に戻り、すべてのエッジ線について、上記ステップ S 2 4 ~ S 3 6を繰り返す。

10

【0065】

次に、上記ステップ S 3 1における3次元点列データの補正処理について説明する。この3次元点列データの補正処理では、CPU 22のモデル補正部 22 dは、図10に示すように、ステップ S 4 1にて3次元点列データを有する3次元空間上に、(注目点である)エッジ点 $P_{i,j}$ を中心とする $N \times N \times N$ の立方領域を形成し、この $N \times N \times N$ の立方領域内に含まれる3次元点列データの座標の平均値を算出する。そして、CPU 22のモデル補正部 22 dは、ステップ S 4 2にて、算出した平均値によりエッジ部分の点列データ線上の3次元点列データの座標データを平滑化する。

【0066】

20

図10の処理を具体的に説明すると、例えば、図11に示すように、 $N = 5$ として(注目点である)エッジ点 $P_{i,j}$ を中心とする $5 \times 5 \times 5$ の立方領域を、3次元点列データを有する3次元空間上に形成する。そして、この $5 \times 5 \times 5$ の立方領域内に含まれる3次元点列データの座標の平均値を算出し、算出した平均値によりエッジ部分の点列データ線上の3次元点列データの座標データを平滑化することで、図12に示すような補正後の点列データ線を得ることができる。

【0067】

なお、3次元点列データの補正処理は、図10の処理に限らず、以下の変形例1、2の3次元点列データの補正処理を実施してもよい。

【0068】

30

(変形例1)

この変形例1の3次元点列データの補正処理では、CPU 22のモデル補正部 22 dは、図13に示すように、ステップ S 4 1 aにて、 $N = 5$ として(注目点である)エッジ点 $P_{i,j}$ を中心とする 5×5 の正方領域を、画像入力部 21から出力される2次元画像上に形成する。そして、CPU 22のモデル補正部 22 dは、ステップ S 4 2 aにて、この 5×5 の正方領域内に含まれる2次元画像の座標点のそれぞれの画素値(濃淡値)の平均値を算出する。

【0069】

この変形例の場合、すべての平均(平滑化)処理が行われた後で、エッジ領域について3次元点列データの再計算を行い、3次元点列データの更新を行う。

40

【0070】

(変形例2)

この変形例2の3次元点列データの補正処理では、CPU 22のモデル補正部 22 dは、図14に示すように、ステップ S 4 1 bにて、エッジの端点 $A_{i,j}$ 、 $B_{i,j}$ から、エッジの端点 $A_{i,j}$ 、 $B_{i,j}$ をそれぞれ含む連続する N 点(ただし、(注目点である)エッジ点 $P_{i,j}$ から離れる方向の N 点)の座標を取得し直線に近似し、近似した2直線を $x = 0$ 平面に投影し、投影した2つの近似直線の交点を求める。具体的には、例えば $N = 3$ としたとき、図15に示すように、エッジの端点 $A_{i,j}$ 、 $B_{i,j}$ をそれぞれ含む直線に近似し、 $x = 0$ 平面に投影した2つの近似直線の交点 $Q_{i,j}$ を求める。

【0071】

50

続いて、CPU 22のモデル補正部 22 dは、ステップ S 4 2 bにて、エッジ領域の各点の例えば z 座標と、交点 $Q_{i,j}$ の例えば z 座標とを比較し、その大小関係に応じて補正に使用する近似直線を決定する。具体的には、図 1 6 に示すように、エッジ領域の各点の y 座標が交点 $Q_{i,j}$ の y 座標より小さい場合には、交点 $Q_{i,j}$ の y 座標より小さい座標値を使用して近似した近似直線（図 1 6 の場合、エッジの端点 $A_{i,j}$ 側の近似直線）を使用し、逆にエッジ領域の各点の y 座標が交点 $Q_{i,j}$ の y 座標より大きい場合には、交点 $Q_{i,j}$ の y 座標より大きい座標値を使用して近似した近似直線（図 1 6 の場合、エッジの端点 $B_{i,j}$ 側の近似直線）を使用する。そして、使用する近似直線を決定した後、補正対象となるエッジ領域の点の y 座標を近似直線に代入する（置き換える）ことにより補正点を決定する。

10

【0072】

上述したように本実施例及び変形例 1、2 では、3 次元データの着目点における位置（z 座標）を用いて閾値を補正するため、対象の反射 / 散乱特性や対象への 2 次光による影響を除外した閾値をポリブ検出処理に使用でき、ポリブ候補の検出精度を向上させることができる。よって、ユーザに対して、大腸内視鏡検査においてポリブ候補発見率の向上を促すことが可能となる。

【実施例 2】

【0073】

図 1 7 ないし図 2 5 は本発明の実施例 2 に係わり、図 1 7 はハードディスクの格納情報構成を示す図、図 1 8 は実施例 2 を説明する第 1 の図、図 1 9 は実施例 2 を説明する第 2 の図、図 2 0 は実施例 2 を説明する第 3 の図、図 2 1 は実施例 2 に係る CPU の処理の流れを示すフローチャート、図 2 2 は図 2 1 の 3 次元モデルデータの補正処理の流れを示すフローチャート、図 2 3 は図 2 2 の処理を説明する第 1 の図、図 2 4 は図 2 2 の処理を説明する第 2 の図、図 2 5 は図 2 2 の処理を説明する第 3 の図である。

20

【0074】

本実施例の構成は実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明する。

【0075】

本実施例では、図 1 7 に示すように、ハードディスク 2 7 は、エッジ画像格納領域 2 7 a , エッジ細線化画像格納領域 2 7 b , 3 次元点列データ格納領域 2 7 c , 対応テーブル格納領域 2 7 d , 検出病変部格納領域 2 7 e の他に、さらにモフォロジーパラメータマップ格納領域 2 7 f を有している。その他の構成は実施例 1 と同じである。

30

【0076】

上述したように、“Shape From Shading”法では、2 次元画像上にエッジがある場合、エッジ上の画素数が低い値をとるために、そのエッジ部分に溝が存在するかのごとく推定値を算出してしまう問題があり、例えば実施例 1 のような補正を実施しても、補正もれにより、スパイク状またはエッジ状のノイズが発生してしまう場合がある。

【0077】

一般に、ノイズ除去の方法として、モフォロジー変換一つであるdilation処理とerosion処理との組み合わせが、広く利用される。

40

【0078】

このモフォロジー変換は、3 次元サーフェイス上に球を転がすときの球の中心を出力する変換方法であり、dilation処理は腸管の表面に、erosion処理は腸管の裏面に球を転がすこととなる。

【0079】

上記モフォロジー変換における球の中心は、対象となるのノイズの大きさによって決定する。例えば図 1 8 のように、例えば 1 画素の幅のノイズのあるサーフェイス表面に例えば直径 5 の球 3 0 0 a を転がす場合、その中心の軌跡は直線となるため、その軌跡のなすサーフェイス裏側から同じサイズの球を転がすことによってノイズを埋めることができる。

50

【0080】

しかし、図19のように、例えば5画素の幅のノイズのあるサーフェイス表面に、上記直径5の球300aを転がす場合、その中心の軌跡のなすサーフェイス表面にもノイズのくぼみが存在し、サーフェイスの裏側から球を転がしてもノイズを除去できない。

【0081】

3次元データ全体にゴマシオ上のノイズがのる場合、そのノイズの大きさは小サイズであるが、エッジ上に存在するスパイク状ノイズまたはエッジ状ノイズの大きさはエッジの太さに依存する。よって、2次元画像にエッジが存在する位置では、平滑化のための球の直径、すなわち平滑化のパラメタを変更する必要がある。

【0082】

例えば、図20に示すように、モフォロジー変換時の球サイズが十分な大きさの球300bを持っている場合には、球サイズに最適なノイズ大きさから、より小サイズのノイズまでを平滑化することが可能となるが、球サイズを大きくするに従って、処理速度が低下するため、ノイズの大きさに最適な球サイズを決定して処理を実行しなければ処理速度が低下する。

【0083】

本実施例では、図21に示すように、CPU22のモデル補正部22dにより、実施例1で説明したステップS2のモデル補正処理後に、ステップS10にてモフォロジーパラメータ W_i によるモフォロジー処理を実行し、実施例1で説明したステップS3に処理を移行する。

【0084】

具体的には、本実施例では、ステップS2のモデル補正処理において、CPU22のモデル補正部22dは、図22に示すように、ステップS100及びS101にて、図23に示すような3次元空間を一定間隔の立方小領域に分割し、各小領域にモフォロジーパラメタを格納可能なマップを作成し、図24に示すエッジ線幅 $D_{i,j}$ に対する、図25に示すようなモフォロジー変換パラメタ $W_{i,j}$ の対応テーブルをハードディスク27のモフォロジーパラメタマップ格納領域27fに格納する。

【0085】

すなわち、モデル補正部22dは、ステップS100にて、エッジ細線化画像のうちの1つのエッジを処理対象として選択取得し、エッジ線のうちの1つの選択点におけるエッジ幅 $W_{i,j}$ を算出する。続いて、モデル補正部22dは、図25のエッジ線幅 $D_{i,j}$ とモフォロジー変換パラメタ $W_{i,j}$ の対応テーブルを用いて、モフォロジー変換パラメタ W を取得する。

【0086】

そして、モデル補正部22dは、ステップS101にて、ステップS100の処理を実施したエッジ線上の選択点に対応する3次元座標を、ハードディスク27に記録された対応点テーブルから取得し、取得した3次元座標に対応する3次元小領域マップの座標位置を求める。求めた3次元小領域マップの座標位置へ、前記モフォロジー変換パラメタ W を加算格納するとともに、座標位置におけるカウント値を1つ加算する。

【0087】

ここで、エッジ線幅 $D_{i,j}$ は、図24に示すように、エッジ細線化画像のエッジ細線上の点において、エッジ線に直交する線を引いたときの、エッジ画像の対応するエッジの幅を示す。また、エッジ画像におけるモフォロジー変換パラメタ $W_{i,j}$ は、前述の球(図18ないし図20参照)の直径を示す。

【0088】

そして、上記ステップS10にて、モフォロジー変換時のモフォロジー変換パラメタ W を3次元座標に基づき決定して、モフォロジー変換処理であるdilation処理、erosion処理を連続実行し、ノイズ除去処理を行う。

【0089】

以上の処理を、画像上の全エッジの全点に対して処理を実施した後、3次元小領域マッ

10

20

30

40

50

ブの各座標位置におけるモフォロジー変換パラメタWを、各座標位置におけるカウント値により平均化する。このような処理により、3次元座標位置に基づき3次元小領域マップを参照することにより平滑化に最適なパラメタを取得することを実現する。

【0090】

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】

【0091】

【図1】本発明の実施例1に係る医療用画像処理装置が用いられる内視鏡システムの全体構成の一例を示す図

10

【図2】図1のCPUの機能構成を示す機能ブロック図

【図3】図1のハードディスクの格納情報構成を示す図

【図4】図2のCPUの処理の流れを示すフローチャート

【図5】図4の3次元モデルデータの補正処理の流れを示すフローチャート

【図6】図1の処理を説明する第1の図

【図7】図1の処理を説明する第2の図

【図8】図1の処理を説明する第3の図

【図9】図1の処理を説明する第4の図

【図10】図5のエッジ領域としてエッジ端点間の3次元点列データの補正処理の流れを示すフローチャート

20

【図11】図1の処理を説明する第5の図

【図12】図1の処理を説明する第6の図

【図13】図10の第1の変形例の処理の流れを示すフローチャート

【図14】図10の第2の変形例の処理の流れを示すフローチャート

【図15】図15の処理を説明する第1の図

【図16】図15の処理を説明する第2の図

【図17】本発明の実施例2に係るハードディスクの格納情報構成を示す図

【図18】実施例2を説明する第1の図

【図19】実施例2を説明する第2の図

【図20】実施例2を説明する第3の図

30

【図21】実施例2に係るCPUの処理の流れを示すフローチャート

【図22】図21の3次元モデルデータの補正処理の流れを示すフローチャート

【図23】図22の処理を説明する第1の図

【図24】図22の処理を説明する第2の図

【図25】図22の処理を説明する第3の図

【図26】従来例の課題を説明する第1の図

【図27】従来例の課題を説明する第2の図

【図28】従来例の課題を説明する第3の図

【符号の説明】

【0092】

40

1 ... 内視鏡システム

2 ... 医療用観察装置

3 ... 医療用画像処理装置

4、9 ... モニタ

6 ... 内視鏡

7 ... 光源装置

8 ... CPU

11 ... 挿入部

12 ... 操作部

13 ... ライトガイド

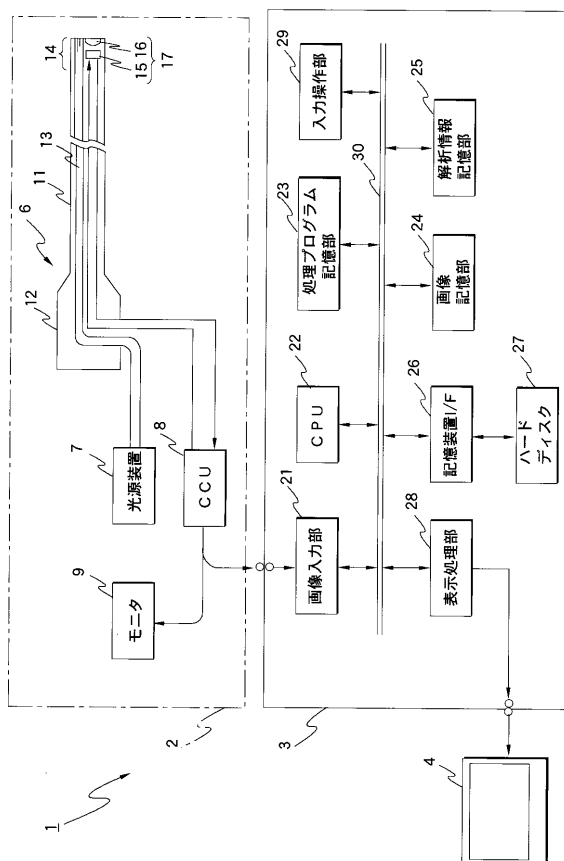
50

- 1 4 ... 先端部
- 1 5 ... 対物光学系
- 1 6 ... 撮像素子
- 1 7 ... 撮像部
- 2 1 ... 画像入力部
- 2 2 ... C P U
- 2 2 a ... 3次元モデル推定部
- 2 2 b ... 検出対象領域設定部
- 2 2 c ... 形状特徴量算出部
- 2 2 d ... モデル補正部
- 2 2 e ... 3次元形状検出部
- 2 2 f ... ポリープ決定部
- 2 3 ... 処理プログラム記憶部
- 2 4 ... 画像記憶部
- 2 5 ... 解析情報記憶部
- 2 6 ... 記憶装置 I / F
- 2 7 ... ハードディスク
- 2 8 ... 表示処理部
- 2 9 ... 入力操作部
- 3 0 ... データバス

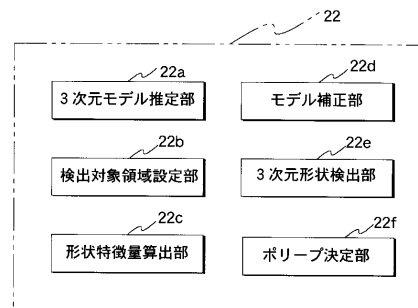
10

20

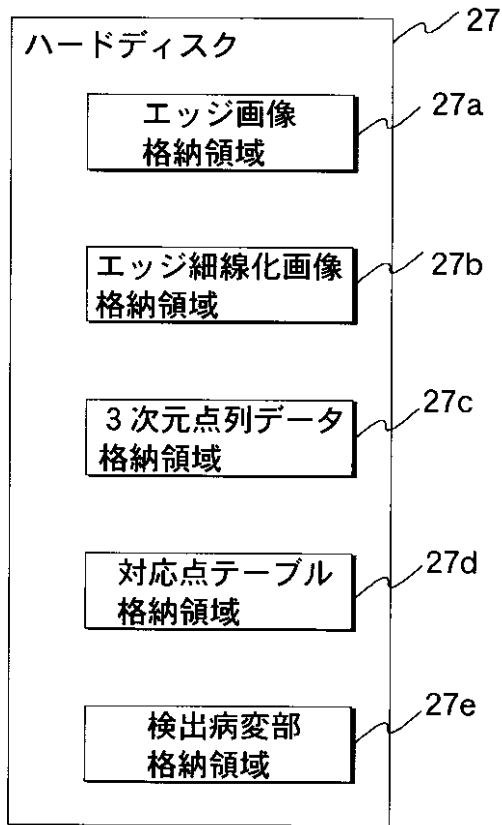
【 図 1 】



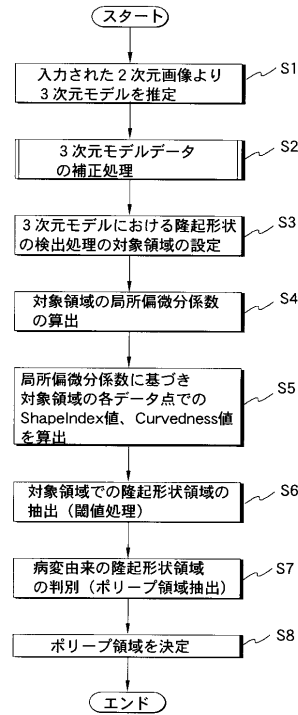
【 図 2 】



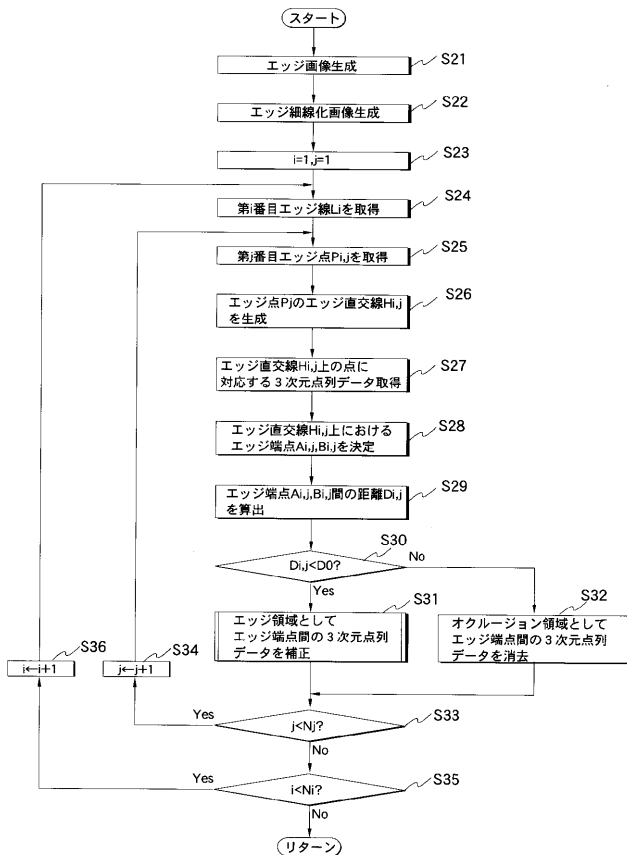
【図 3】



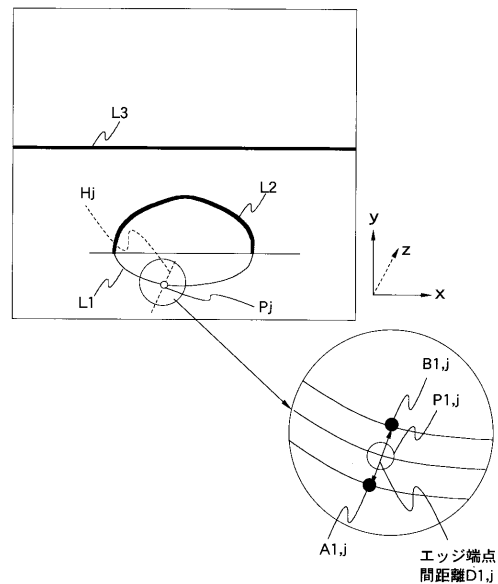
【図 4】



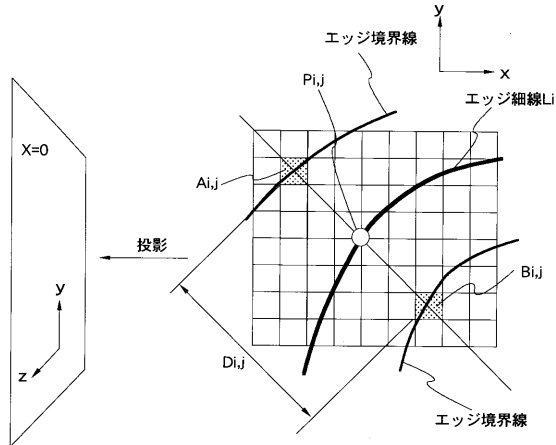
【図 5】



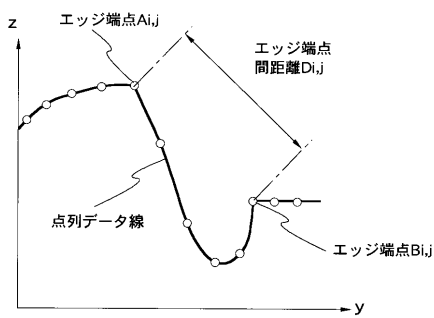
【図 6】



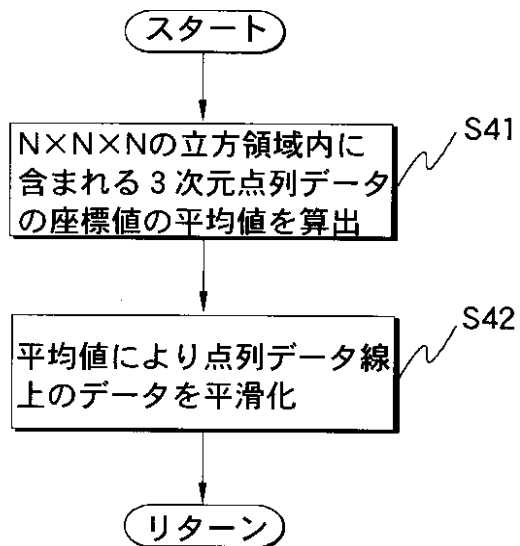
【図 7】



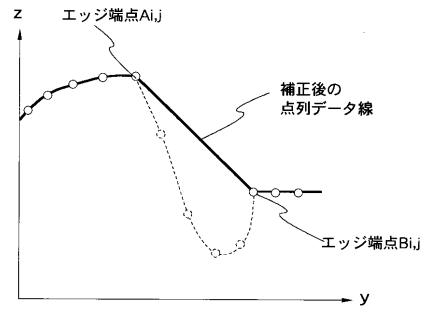
【図 8】



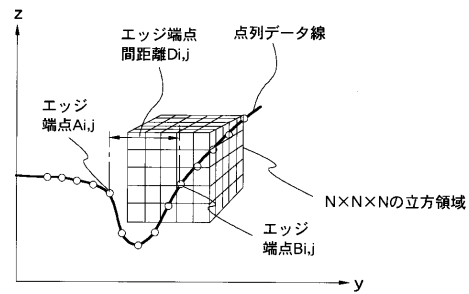
【図 10】



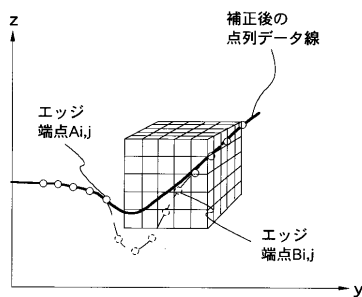
【図 9】



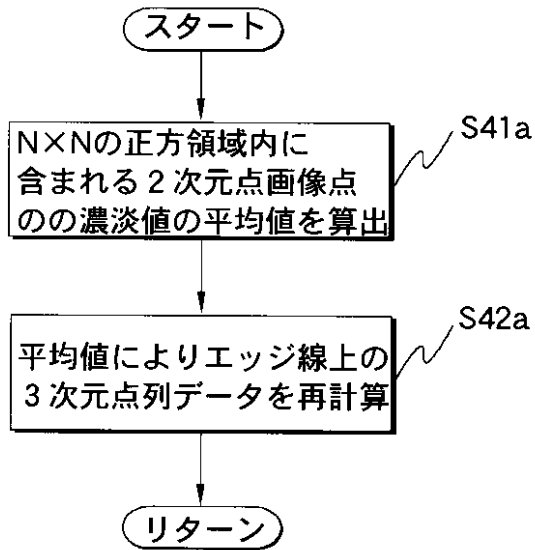
【図 11】



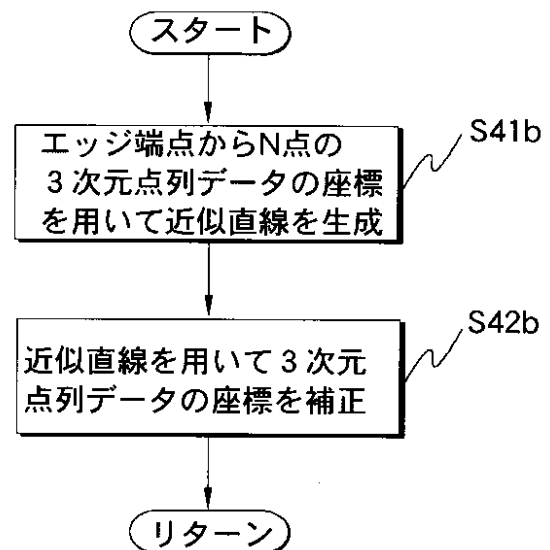
【図 12】



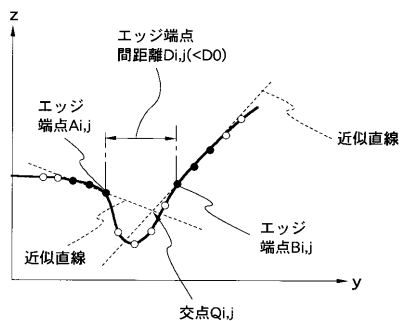
【図 1 3】



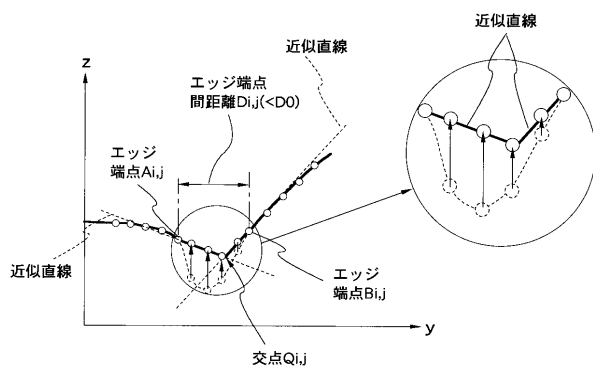
【図 1 4】



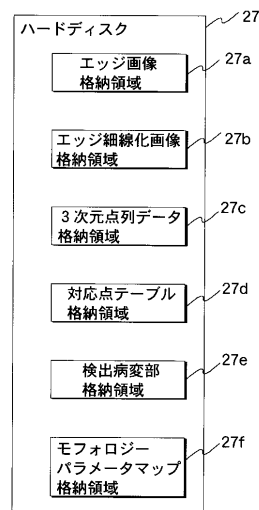
【図 1 5】



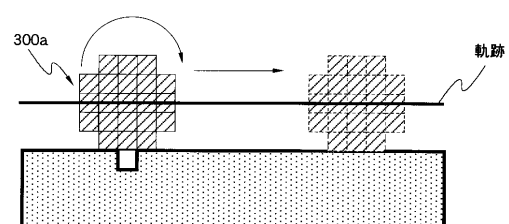
【図 1 6】



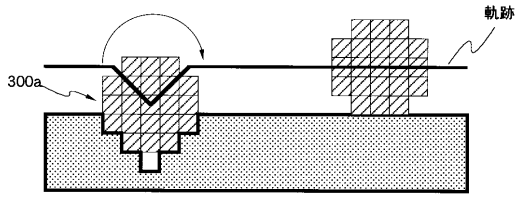
【図 1 7】



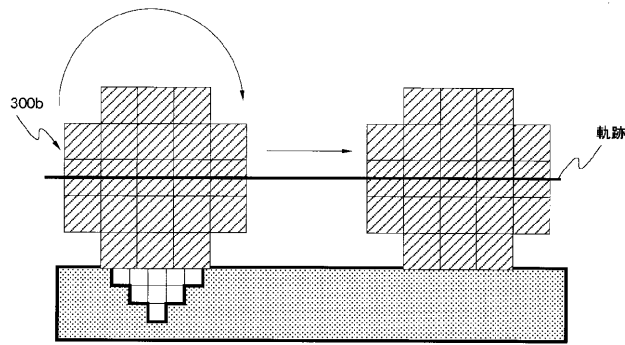
【図 1 8】



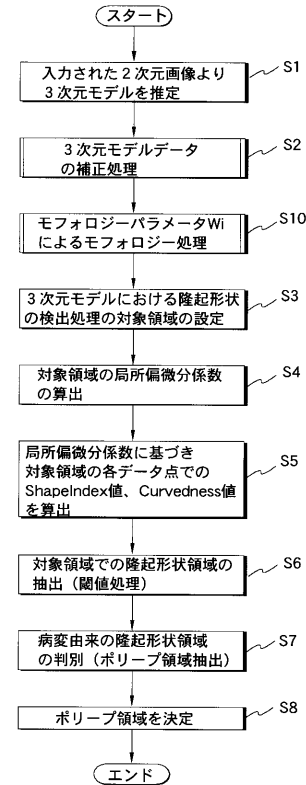
【図 19】



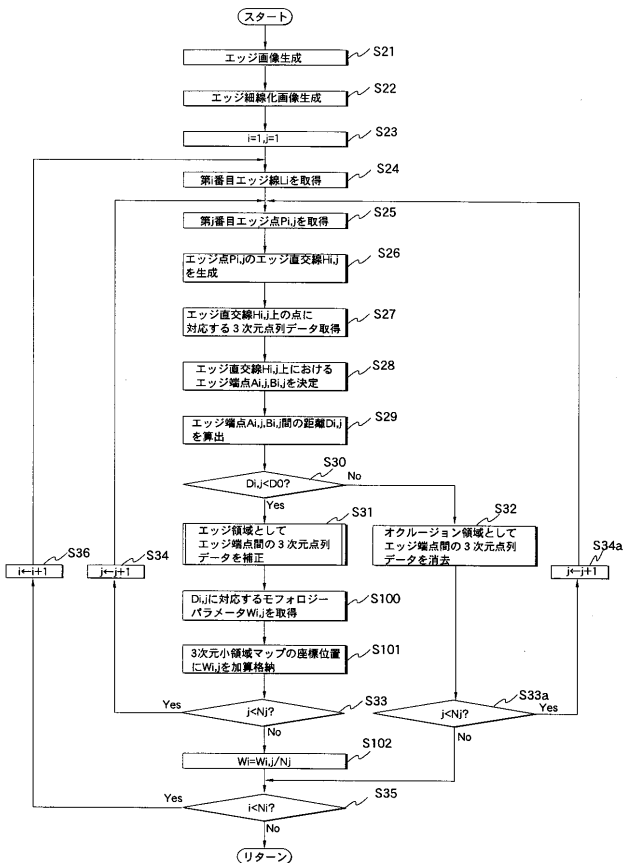
【図 20】



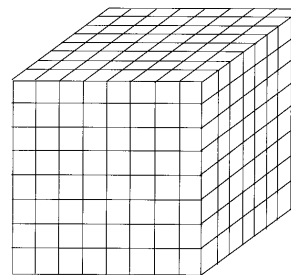
【図 21】



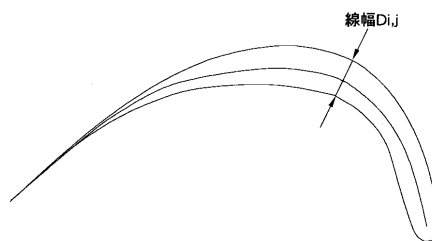
【図 22】



【図 23】



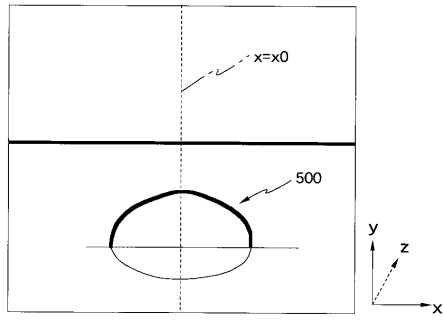
【図 24】



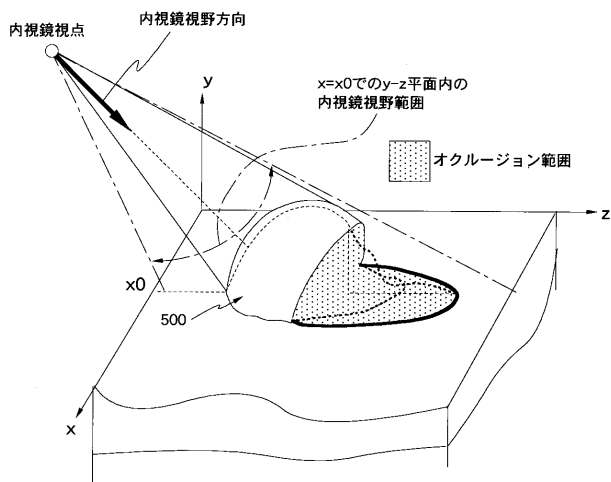
【図 25】

線幅Dij	モフォロジー変換パラメータWi
1	2
2	4
3	5
4	7
5~	9

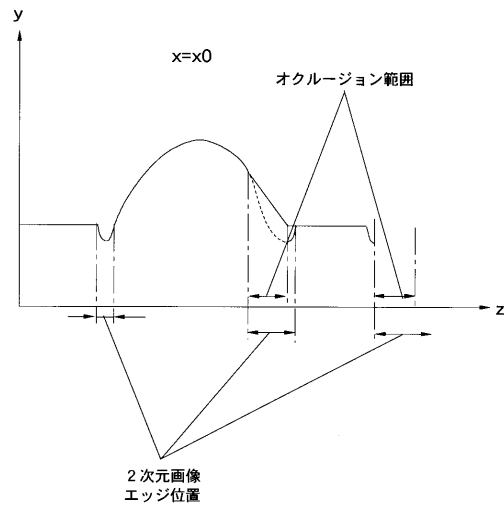
【図 26】



【図 27】



【図 28】



フロントページの続き

(72)発明者 中村 健次

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 井上 涼子

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA04 BB02 CC06 DD03 HH53 HH60 JJ17 NN05 SS21 WW20
5B057 AA07 CA08 CA12 CA16 CB06 CB13 CB16 CD14 CF05 DA08
DA17 DB02 DB09 DC09 DC16

专利名称(译)	医学图像处理设备和医学图像处理方法		
公开(公告)号	JP2008093213A	公开(公告)日	2008-04-24
申请号	JP2006279236	申请日	2006-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中秀樹 西村博一 沢美穂 中村健次 井上涼子		
发明人	田中 秀樹 西村 博一 沢 美穂 中村 健次 井上 涼子		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00		
CPC分类号	G06T7/507 G06T2207/10068 G06T2207/30032		
FI分类号	A61B1/04.370 G06T1/00.290.Z A61B1/04 A61B1/045.610 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH53 4C061/HH60 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW20 5B057/AA07 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB06 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CF05 5B057/DA08 5B057/DA17 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC09 5B057/DC16 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH53 4C161/HH60 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW20 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/FA06 5L096/FA32 5L096/FA70		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：从二维图像精确地构建三维图像，并且当检测到具有局部凸起形状的病变时提高检测精度。 解决方案：本实施例的内窥镜系统具有包括医学观察装置，医学图像处理装置和监视器的主要部分。医学图像处理设备的CPU 22包括三维模型估计单元22a，检测目标区域设置单元22b，作为形状特征量计算单元的的形状特征量计算单元22c，模型校正单元22d，三维形状检测单元22e，息肉并且确定单元22f。 .The

