

(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2009-28248

(P2009-28248A)

(43) 公開日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(5) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	372	4C061
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300E	5B057
G06T	1/00	(2006.01)	G06T	1/00	290Z	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-194987 (P2007-194987)
 (22) 出願日 平成19年7月26日 (2007.7.26)

(71) 出願人 304050923
 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 井上 涼子
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム(参考) 4C061 CC06 HH53 WW20
 5B057 AA07 BA02 BA29 DA03 DB03
 DB09 DC09 DC30 DC36

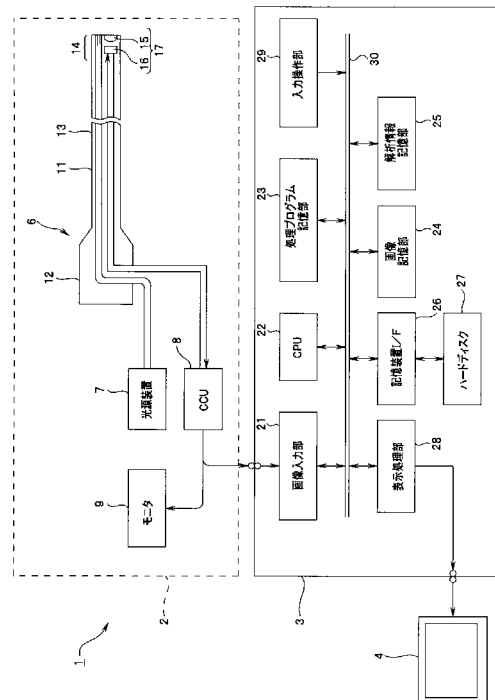
(54) 【発明の名称】 医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】内視鏡画像から隆起形状を有する病変を検出する際の検出精度を従来に比べて向上させることが可能な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。

【解決手段】本発明の医療用画像処理装置は、生体組織の像の二次元画像に基づいて三次元モデルを推定する三次元モデル推定部と、二次元画像において、注目画素を中心とした複数の局所領域を設定する局所領域設定部と、複数の局所領域夫々に対応する三次元座標データを用いつつ、注目画素に相当するボクセルの形状特徴量を夫々算出する形状特徴量算出部と、複数の形状特徴量のうち、最適な三次元座標データ量を含む一の局所領域に応じて算出された形状特徴量を、注目画素に相当するボクセルの形状特徴量として選択する形状特徴量選択部と、形状特徴量選択部の選択結果に基づき、二次元画像内に存在する隆起形状を検出する隆起形状検出部と、を有する。

【選択図】 図1



【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生体組織の像の二次元画像に基づき、該生体組織の三次元モデルを推定する三次元モデル推定部と、

前記二次元画像において、注目画素を中心とした複数の局所領域を設定する局所領域設定部と、

前記三次元モデル推定部により推定された前記生体組織の三次元モデルに基づき、前記複数の局所領域夫々に対応する三次元座標データを用いつつ、前記注目画素に相当するボクセルの形状特徴量を夫々算出する形状特徴量算出部と、

前記複数の局所領域夫々に応じて算出された複数の前記形状特徴量のうち、最適な三次元座標データ量を含む一の局所領域に応じて算出された形状特徴量を、前記注目画素に相当するボクセルの最適な形状特徴量として選択する形状特徴量選択部と、

前記形状特徴量選択部の選択結果に基づき、前記二次元画像内に存在する隆起形状を検出する隆起形状検出部と、

を有することを特徴とする医療用画像処理装置。

【請求項 2】

前記形状特徴量算出部は、少なくとも、前記注目画素に相当するボクセルの曲率を示す第 1 の特徴量を前記形状特徴量として算出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。

【請求項 3】

前記形状特徴量算出部は、さらに、前記注目画素に相当するボクセルの凹凸の状態を示す第 2 の特徴量を前記形状特徴量として算出す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】

前記形状特徴量選択部は、前記複数の局所領域夫々に応じて算出された複数の前記形状特徴量夫々において、前記第 1 の特徴量と、前記第 2 の特徴量との二乗和を算出するとともに、該二乗和が最大となる形状特徴量を前記注目画素に相当するボクセルの最適な形状特徴量として選択することを特徴とする請求項 3 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 5】

前記二次元画像において、前記第 1 の特徴量が極大値となるボクセル群に相当する各画素を抽出する画素抽出部と、

前記各画素に相当するボクセル群における第 1 の特徴量を、理想的な形状を有する半球状の三次元モデルにおける所定の基準値を用いて補正する特徴量補正部と、をさらに有し、

前記隆起形状検出部は、前記形状特徴量選択部の選択結果、及び、前記特徴量補正部の補正結果に基づき、前記二次元画像内に存在する隆起形状を検出することを特徴とする請求項 2 乃至請求項 4 のいずれか一に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 6】

医療用撮像装置から入力される生体組織の像の二次元画像に基づき、該生体組織の三次元モデルを推定し、

前記二次元画像において、注目画素を中心とした複数の局所領域を設定し、

前記生体組織の三次元モデルに基づき、前記複数の局所領域夫々に対応する三次元座標データを用いつつ、前記注目画素に相当するボクセルの形状特徴量を夫々算出し、

前記複数の局所領域夫々に応じて算出された複数の前記形状特徴量のうち、最適な三次元座標データ量を含む一の局所領域に応じて算出された形状特徴量を、前記注目画素に相当するボクセルの最適な形状特徴量として選択し、

前記選択した結果に基づき、前記二次元画像内に存在する隆起形状を検出することを特徴とする医療用画像処理方法。

【請求項 7】

少なくとも、前記注目画素に相当するボクセルの曲率を示す第 1 の特徴量を、前記注目

10

20

30

40

50

画素に相当するボクセルの前記形状特徴量として算出することを特徴とする請求項 6 に記載の医療用画像処理方法。

【請求項 8】

さらに、前記注目画素に相当するボクセルの凹凸の状態を示す第 2 の特徴量を、前記注目画素に相当するボクセルの前記形状特徴量として算出することを特徴とする請求項 7 に記載の医療用画像処理方法。

【請求項 9】

前記複数の局所領域夫々に応じて算出された複数の前記形状特徴量夫々において、前記第 1 の特徴量と、前記第 2 の特徴量との二乗和を算出するとともに、該二乗和が最大となる形状特徴量を前記注目画素に相当するボクセルの最適な形状特徴量として選択することを特徴とする請求項 8 に記載の医療用画像処理方法。

10

【請求項 10】

さらに、前記二次元画像において、前記第 1 の特徴量が極大値となるボクセル群に相当する各画素を抽出し、

前記各画素に相当するボクセル群における第 1 の特徴量を、理想的な形状を有する半球状の三次元モデルにおける所定の基準値を用いて補正するとともに、

前記選択した結果、及び、前記補正した結果に基づき、前記二次元画像内に存在する隆起形状を検出することを特徴とする請求項 7 乃至請求項 9 のいずれか一に記載の医療用画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

20

【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、生体組織の像の二次元画像に基づき、該二次元画像内に存在する、隆起形状を有する病変を検出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ものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡及び医療用画像処理装置等を具備して構成される内視鏡システムは、医療分野等において広く用いられている。具体的には、内視鏡システムは、例えば、生体としての体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端部に配置された対物光学系と、該対物光学系により結像された体腔内の像を撮像して撮像信号として出力する撮像部とを有して構成される内視鏡と、該撮像信号に基づき、表示部としてのモニタ等に該体腔内の像を画像表示させるための処理を行う医療用画像処理装置とを具備して構成されている。そして、ユーザは、表示部としてのモニタ等に画像表示された体腔内の像に基づき、例えば、体腔内における被写体としての臓器等の観察を行う。

30

【0003】

また、前述した構成を具備する内視鏡システムは、体腔内における被写体として、例えば、大腸等の消化管粘膜の像を撮像することもまた可能である。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の様々な所見を総合的に観察することができる。

40

【0004】

さらに、近年においては、内視鏡により撮像された被写体の像の撮像信号に応じた二次元画像のデータに基づき、該被写体の三次元モデルを生成することが可能であるような内視鏡装置が提案されている。

【0005】

一方、例えば CT (Computed Tomography) により生成された三次元モデルにおいてポリープ等の隆起形状を有する病変を特定するための方法として、Shape Index 及び Curvedness といった形状特徴量に基づいて該三次元モデルの形状の評価を行うことにより該病変を特定可能な、特許文献 1 に記載されている方法が提案されている。

50

【特許文献1】US Patent Application Publication
No. 20030223627

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に提案されている方法において用いられている前記形状特徴量は、隆起形状を有する病変の大きさに算出精度が依存する特徴量である。そのため、CTにより生成された三次元モデルとは異なり、例えば、隆起形状を有する病変の大きさについての詳細な情報を得ることが困難である内視鏡画像に対して特許文献1に提案されている方法が適用された場合、該隆起形状の大きさに応じた形状特徴量の算出が困難であることにより、該病変の検出精度が低下してしまう、という課題が生じている。

10

【0007】

本発明は、前述した点に鑑みてなされたものであり、内視鏡画像から隆起形状を有する病変を検出する際の検出精度を従来に比べて向上させることが可能な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。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明における医療用画像処理装置は、医療用撮像装置から入力される生体組織の像の二次元画像に基づき、該生体組織の三次元モデルを推定する三次元モデル推定部と、前記二次元画像において、注目画素を中心とした複数の局所領域を設定する局所領域設定部と、前記三次元モデル推定部により推定された前記生体組織の三次元モデルに基づき、前記複数の局所領域夫々に対応する三次元座標データを用いつつ、前記注目画素に相当するボクセルの形状特徴量を夫々算出する形状特徴量算出部と、前記複数の局所領域夫々に応じて算出された複数の前記形状特徴量のうち、最適な三次元座標データ量を含む一の局所領域に応じて算出された形状特徴量を、前記注目画素に相当するボクセルの最適な形状特徴量として選択する形状特徴量選択部と、前記形状特徴量選択部の選択結果に基づき、前記二次元画像内に存在する隆起形状を検出する隆起形状検出部と、を有することを特徴とする。

20

【0009】

本発明における医療用画像処理方法は、医療用撮像装置から入力される生体組織の像の二次元画像に基づき、該生体組織の三次元モデルを推定し、前記二次元画像において、注目画素を中心とした複数の局所領域を設定し、前記生体組織の三次元モデルに基づき、前記複数の局所領域夫々に対応する三次元座標データを用いつつ、前記注目画素に相当するボクセルの形状特徴量を夫々算出し、前記複数の局所領域夫々に応じて算出された複数の前記形状特徴量のうち、最適な三次元座標データ量を含む一の局所領域に応じて算出された形状特徴量を、前記注目画素に相当するボクセルの最適な形状特徴量として選択し、前記選択した結果に基づき、前記二次元画像内に存在する隆起形状を検出することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0010】

本発明における医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法によると、内視鏡画像から隆起形状を有する病変を検出する際の検出精度を従来に比べて向上させることが可能である。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0012】

図1から図6は、本発明の実施形態に係るものである。図1は、本発明の実施形態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における、要部の構成の一例を示す図である。図2は、図1の医療用画像処理装置において行われる処理の一例を示すフローチ

50

ャートである。図3は、図2に示す処理の対象となる二次元画像の一例を示す図である。図4は、図2に示す処理において、一の画素の形状特徴量を算出するために適用される各局所領域の一例を示す図である。図5は、図2に示す処理により算出された、一の画素の形状特徴量各々の分布を示す散布図である。図6は、図1の医療用画像処理装置において、図2に示す処理の後に行われる処理の一例を示すフローチャートである。

【0013】

内視鏡システム1は、図1に示すように、被写体を撮像するとともに、該被写体の像の二次元画像を出力する医療用観察装置2と、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から出力される二次元画像の映像信号に対して画像処理を行うとともに、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医療用画像処理装置3と、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モニタ4とを有して要部が構成されている。

10

【0014】

また、医療用観察装置2は、体腔内に挿入されるとともに、該体腔内の被写体を撮像して撮像信号として出力する内視鏡6と、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光源装置7と、内視鏡6に対する各種制御を行うとともに、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、二次元画像の映像信号として出力するカメラコントロールユニット(以降、CCUと略記する)8と、CCU8から出力される二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モニタ9とを有して要部が構成されている。

20

【0015】

内視鏡6は、体腔内に挿入される挿入部11と、挿入部11の基端側に設けられた操作部12とを有して構成されている。また、挿入部11内の基端側から、挿入部11内の先端側の先端部14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13が挿通されている。

【0016】

ライトガイド13は、先端側が内視鏡6の先端部14に配置されるとともに、後端側が光源装置7に接続される。ライトガイド13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13により伝送された後、挿入部11の先端部14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。

30

【0017】

内視鏡6の先端部14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15と、対物光学系15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16とを有する撮像部17が設けられている。このような構成により、対物光学系15により結像された被写体の像は、撮像素子16により撮像された後、撮像信号として出力される。

【0018】

撮像素子16は、信号線を介してCCU8に接続されている。そして、撮像素子16は、CCU8から出力される駆動信号に基づいて駆動するとともに、CCU8に対して撮像信号を出力する。

40

【0019】

また、CCU8に入力された撮像信号は、CCU8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、二次元画像の映像信号として変換されて出力される。CCU8から出力された二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には、CCU8から出力される映像信号に基づく被写体の像が二次元の画像として表示される。

【0020】

医療用画像処理装置3は、医療用観察装置2から出力される二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

50

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CPU 22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、CPU 22の画像処理結果としての画像データ等を記憶する解析情報記憶部25とを有する。

【0021】

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26と、記憶装置インターフェース26を介してCPU 22の画像処理結果としての画像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、CPU 22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ともに、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、CPU 22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。

10

【0022】

なお、医療用画像処理装置3の画像入力部21、CPU 22、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は、データバス30を介して相互に接続されている。

【0023】

次に、内視鏡システム1の作用について説明を行う。

【0024】

まず、ユーザは、例えば、大腸等の管状器官内に内視鏡6の挿入部11を挿入する。そして、ユーザにより挿入部11が管状器官に挿入されると、例えば、該管状器官の内壁に存在する、隆起形状を有する生体組織の像が、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、隆起形状を有する生体組織の像は、撮像信号として、撮像部17からCCU 8に対して出力される。

20

【0025】

CCU 8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、該撮像信号を二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、CCU 8から出力される映像信号に基づき、隆起形状を有する生体組織の像を二次元画像として表示する。また、CCU 8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二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。

30

【0026】

医療用画像処理装置3に対して出力された二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、CPU 22に入力される。

【0027】

そして、三次元モデル推定部としての機能を有するCPU 22は、例えば、画像入力部21から出力された二次元画像の映像信号の輝度情報等に基づき、幾何学的な変換等の処理を行うことにより、隆起形状を有する生体組織の三次元モデルを推定する(三次元座標データを取得する)。具体的には、CPU 22は、画像入力部21から出力された二次元画像の映像信号に対し、対物光学系15の像面湾曲により生じる歪みを補正する処理を施した後、例えば、特開平11-337845公報に記載された画像処理方法を、該映像信号に含まれるR(赤)成分に適用することにより、隆起形状を有する生体組織の三次元モデルを推定する(三次元座標データを取得する)。

40

【0028】

次に、隆起形状を有する生体組織の三次元モデル(三次元座標データ)に基づいて形状特徴量を算出する際の処理について説明を行う。

【0029】

まず、CPU 22は、隆起形状を有する生体組織の像を含む二次元画像として、図3に示すような、サイズISX×ISY(例えば45×45)の二次元画像を取得する(図2

50

のステップS1)。なお、図3に示す画像に含まれる、隆起形状を有する生体組織の像は、該隆起形状の上面側から撮像された場合の像であるとする。

【0030】

そして、局所領域設定部としての機能を有するCPU22は、注目画素としての画素k(1 k ISX x ISY)の値を1とし(図2のステップS2)、変数x(1 x N)の値を1とし、変数maxの値を0とした(図2のステップS3)後、図2のステップS1の処理により取得した二次元画像内において、該画素kを中心とした局所領域L_k(x)を設定する(図2のステップS4)。なお、本実施形態において、局所領域L_k(x)は、1辺の長さがA_k(x)の(A_k(x) x A_k(x)のサイズを有する)領域であるとする。

10

【0031】

その後、CPU22は、予め取得した三次元座標データのうち、局所領域L_k(x)内の各二次元座標に対応する三次元座標データに基づいて該局所領域L_k(x)における近似曲面方程式を算出する(図2のステップS5)。さらに、形状特徴量算出部としての機能を有するCPU22は、算出した前記近似曲面方程式に基づき、画素kに相当するボクセルの形状特徴量として、Shape Index値SI_k(x)及びCurvedness値CV_k(x)の各値を算出する(図2のステップS6)。

【0032】

なお、前述したShape Index値は、三次元モデルが有する各ボクセル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、三次元モデル内に存在する一のボクセル(または一のボクセル群)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。また、前述したCurvedness値は、三次元モデルが有する各ボクセルにおける曲率に相当する値である。具体的には、三次元モデル内に存在する一のボクセル(または一のボクセル群)において、Curvedness値が小さければ小さい程鈍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鋭く曲がった曲面の存在が示唆される。さらに、Shape Index値及びCurvedness値は、例えば、US Patent Application No. 20030223627に記載されている方法と同様の方法を用いることにより算出可能である。そのため、本実施形態においては、一のボクセル(または一のボクセル群)におけるShape Index値及びCurvedness値の具体的な算出方法に関しては、説明を省略する。

20

30

【0033】

CPU22は、変数max、Shape Index値SI_k(x)、及びCurvedness値CV_k(x)の各値に基づき、該各値が下記数式(1)の関係を満たすか否かを判定する(図2のステップS7)。

【0034】

$$(max)^2 < (SI_k(x))^2 + (CV_k(x))^2 \quad \dots (1)$$

40

そして、形状特徴量選択部としての機能を有するCPU22は、変数max、Shape Index値SI_k(x)、及びCurvedness値CV_k(x)の各値が数式(1)の関係を満たさない場合、後述する図2のステップS10の処理を引き続き行う。また、形状特徴量選択部としての機能を有するCPU22は、変数max、Shape Index値SI_k(x)、及びCurvedness値CV_k(x)の各値が数式(1)の関係を満たす場合、Shape Index値の最適値SI_p(k)を、図2のステップS6において算出したSI_k(x)の値に更新するとともに、Curvedness値の最適値CV_p(k)を、図2のステップS6において算出したCV_k(x)の値に更新する(図2のステップS8)。

【0035】

50

さらに、CPU 22は、Shape Index値の最適値 $SI_p(k)$ と、Curvedness値の最適値 $CV_p(k)$ とを下記数式(2)に代入することにより、変数 max の値を算出する(図2のステップS9)。

【0036】

$$max = \{ (SI_p(k))^2 + (CV_p(k))^2 \}^{1/2} \quad \dots (2)$$

その後、CPU 22は、変数 x が N であるか否かの判定を行う(図2のステップS10)。そして、CPU 22は、変数 x が N でない場合には、該変数 x に1を加えた(図2のステップS11)後、前述した図2のステップS4からステップS10までの処理を繰り返す。また、CPU 22は、変数 x が N である場合には、Shape Index値の最適値 $SI_p(k)$ 及びCurvedness値の最適値 $CV_p(k)$ の各値を画素 k に相当するボクセルの形状特徴量として設定した(図2のステップS12)後、後述する図2のステップS13の処理を引き続き行う。

【0037】

ここで、計 N 回繰り返して行われる処理である、図2のステップS4からステップS9までの処理について、図3、図4及び図5を参照しつつ説明を行う。なお、以降においては、一例として $N=6$ の場合について説明を行う。

【0038】

図2のステップS4の処理が繰り返して行われることにより、図4に示すように、図3の画像内において、画素 k を中心とした6個の局所領域 $L_k(1) \sim L_k(6)$ が設定される。

【0039】

なお、本実施形態における局所領域 $L_k(x)$ は、変数 x の値により各々サイズの異なる、 N 個の領域として予め設定されたものであるとする。具体的には、局所領域 $L_k(x)$ は、例えば $N=6$ の場合、 $L_k(1) = A_k(1) \times A_k(1) = 5 \times 5$ 、 $L_k(2) = A_k(2) \times A_k(2) = 7 \times 7$ 、 $L_k(3) = A_k(3) \times A_k(3) = 9 \times 9$ 、 $L_k(4) = A_k(4) \times A_k(4) = 11 \times 11$ 、 $L_k(5) = A_k(5) \times A_k(5) = 13 \times 13$ 、及び $L_k(6) = A_k(6) \times A_k(6) = 15 \times 15$ のサイズを各々有する領域として予め設定されているものとする。

【0040】

そして、図2のステップS5及びステップS6の処理が繰り返して行われることにより、局所領域 $L_k(1) \sim L_k(6)$ のサイズに応じたShape Index値 $SI_k(1) \sim SI_k(6)$ 、及び、局所領域 $L_k(1) \sim L_k(6)$ のサイズに応じたCurvedness値 $CV_k(1) \sim CV_k(6)$ が各々算出される。

【0041】

その後、図2のステップS7からステップS9の処理が繰り返して行われることにより、6組のShape Index値及びCurvedness値から、最適値としての一組のShape Index値及びCurvedness値が選択される。

【0042】

具体的には、例えば、図2のステップS5及びステップS6の処理により算出された6組のShape Index値及びCurvedness値は、Shape Index値を横軸及びCurvedness値を縦軸とした座標平面において、各々図5に示すような座標位置に存在する。このとき、前記座標平面において、原点から最も遠い座標位置に存在する一組のShape Index値及びCurvedness値が、最適な三次元座標データ量により算出された形状特徴量、すなわち、Shape Index値の最適値 $SI_p(k)$ 及びCurvedness値の最適値 $CV_p(k)$ として選択される。そして、図5に示す場合においては、Shape Index値 $SI_k(3)$ がShape Index値の最適値 $SI_p(k)$ として選択されるとともに、Curvedness値 $CV_k(3)$ がCurvedness値の最適値 $CV_p(k)$ として選択される。

10

20

30

40

50

【0043】

以上に述べたように、図2のステップS4からステップS9までの処理がN回繰り返されることにより、隆起形状を特定する際に用いられる形状特徴量の算出に最適なサイズを有する、すなわち、該形状特徴量の算出に最適な三次元座標データ量を含む一の局所領域が、N個の局所領域の中から選択される。また、図2のステップS4からステップS9までの処理がN回繰り返されることにより、最適な三次元座標データ量により算出された形状特徴量としての、一組のShape Index値及びCurvedness値が、前記N個の局所領域夫々に応じて算出されたN組のShape Index値及びCurvedness値の中から選択される。

【0044】

一方、CPU22は、図2のステップS10の処理において変数xがNであると判定した場合、さらに、図2のステップS12までの処理が全ての画素kに対して行われたか否かを判定する(図2のステップS13)。そして、CPU22は、図2のステップS12までの処理が全ての画素kに対して行われていないと判定した場合、次の画素(k+1)を設定した(図2のステップS14)後、該画素(k+1)において、前述した図2のステップS3からステップS13までの処理を繰り返し行う。また、CPU22は、図2のステップS12までの処理が全ての画素kに対して行われたと判定した場合、図2のステップS1において取得した一の二次元画像に対して施される、図2に示す一連の処理を終了する。

【0045】

その後、CPU22は、図2に示す一連の処理により算出された、Shape Index値の最適値 $SI_p(k)$ 及びCurvedness値の最適値 $CV_p(k)$ の各値に対して閾値処理を施すことにより、図2のステップS1の処理により取得した二次元画像において、ポリープ等の隆起形状を有する病変が存在する位置を検出する。具体的には、例えば、Shape Index値の閾値を SI_{th} とし、Curvedness値の閾値を CV_{th} とした場合、隆起形状検出部としての機能を有するCPU22は、図2のステップS1の処理により取得した二次元画像において、 $SI_p(k) > SI_{th}$ かつ $CV_p(k) > CV_{th}$ を満たす形状特徴量が算出された各画素を、(ポリープ等の)隆起形状を有する病変の像を含む画素であるとして検出する。

【0046】

以上に述べたように、本実施形態の医療用画像処理装置3は、隆起形状を特定する際に用いられる形状特徴量を、該隆起形状の大きさに応じて算出することができる。そのため、本実施形態の医療用画像処理装置3は、内視鏡画像から隆起形状を有する病変を検出する際の検出精度を従来に比べて向上させることができる。

【0047】

なお、本実施形態の医療用画像処理装置3は、図2のステップS1において取得した一の二次元画像に対し、図2のフローチャートに示す一連の処理を施した後、図6のフローチャートに示す一連の処理をさらに施すものであっても良い。

【0048】

まず、画素抽出部としての機能を有するCPU22は、図2の一連の処理の結果に基づき、(図2の)処理の対象となった二次元画像から、該二次元画像に応じた三次元モデルにおける隆起形状の頂点に相当する画素として、 $CV_p(k)$ が極大値となるボクセルに相当する各画素を抽出する(図6のステップS21)。なお、以降においては、図6のステップS21の処理により、 $CV_p(k)$ が極大値となる画素がQ個抽出されたものとして説明を行う。また、以降において説明を行う一連の処理は、 $CV_p(k)$ が極大値となる画素以外の各画素に対しては行われないものとする。

【0049】

次に、CPU22は、抽出したQ個の画素のうち、一の画素 $t(1 \leq t \leq Q)$ の値を1とした(図6のステップS22)後、 $SI_p(t)$ 及び $CV_p(t)$ の算出に用いた局所領域 $L_t(x)$ における1辺の長さ $A_t(x)$ を検出する(図6のステップS23)。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

C P U 2 2 は、 $A_t(x)$ の値に基づき、局所領域 $L_t(x)$ が三次元モデルにおいてどの程度のサイズを有するかを推定する（図 6 のステップ S 2 4）。そして、C P U 2 2 は、局所領域 $L_t(x)$ の三次元モデルに含まれる隆起形状の半径 r_t を算出する（図 6 のステップ S 2 5）。

【 0 0 5 1 】

C P U 2 2 は、半径 r_t の値に基づき、局所領域 $L_t(x)$ の三次元モデルに含まれる隆起形状を半球形状とみなしつつ、画素 t における *Curvedness* 値 CV_t を、下記数式（3）を用いて算出する（図 6 のステップ S 2 6）。

【 0 0 5 2 】

$$CV_t = (2(1/r_t)^2)^{1/2} \quad \dots (3)$$

また、C P U 2 2 は、半径 r_t の値及び基準半径 r に基づき、*Curvedness* 値 CV_t を補正するための補正係数 B_t を、下記数式（4）を用いて算出する（図 6 のステップ S 2 7）。

【 0 0 5 3 】

$$B_t = r_t / r \quad \dots (4)$$

そして、特徴量補正部としての機能を有する C P U 2 2 は、*Curvedness* 値 CV_t 及び補正係数 B_t の値に基づき、画素 t における *Curvedness* 値の補正值 $CV_t(r)$ を、下記数式（5）を用いて算出する（図 6 のステップ S 2 8）。

【 0 0 5 4 】

$$CV_t(r) = B_t \times CV_t = (2/r^2)^{1/2} \quad \dots (5)$$

なお、上記数式（4）及び（5）における基準半径 r は、理想的な形状を有する半球状の三次元モデルにおける半径の値として予め設定される所定の基準値であるとする。

【 0 0 5 5 】

すなわち、C P U 2 2 は、前述した処理を行うことにより、様々なサイズ（様々な半径）を有する隆起形状の頂点における各 *Curvedness* 値を、該サイズ（該半径）に依存しない、基準半径 r という 1 つの尺度を用いつつ同一の値として算出する。

【 0 0 5 6 】

そして、C P U 2 2 は、画素 t に相当するボクセルの *Curvedness* 値の最適値 $CV_p(t)$ を、（図 2 の処理により算出された $CV_t(x)$ から、）図 6 のステップ S 2 8 において算出した $CV_t(r)$ の値に更新する（図 6 のステップ S 2 9）。

【 0 0 5 7 】

さらに、C P U 2 2 は、画素 t の値が Q であるか否かの判定を行う（図 6 のステップ S 3 0）。そして、C P U 2 2 は、画素 t の値が Q でないことを検出した場合、該画素 t の値に 1 を加えた（図 6 のステップ S 3 1）後、前述した図 6 のステップ S 2 3 からステップ S 3 0 までの処理を繰り返し行う。また、C P U 2 2 は、画素 t の値が Q であることを検出した場合、図 2 のステップ S 1 において取得した一の二次元画像に対して施される、図 2 及び図 6 に示す一連の処理を終了する。

【 0 0 5 8 】

その後、C P U 2 2 は、C P U 2 2 は、図 2 及び図 6 に示す一連の処理により算出された、*Shape Index* 値の最適値 $SI_p(k)$ 及び *Curvedness* 値の最適値 $CV_p(t)$ の各値に対して閾値処理を施すことにより、図 2 のステップ S 1 の処理により取得した二次元画像において、ポリープ等の隆起形状を有する病変が存在する位置を検出する。具体的には、例えば、*Shape Index* 値の閾値を SI_{th} とし、*Curv*

10

20

30

40

50

$edness$ 値の閾値を $CVth$ とした場合、隆起形状検出部としての機能を有する CPU 22 は、図 2 のステップ S 1 の処理により取得した二次元画像において、 $SIp(k) > SIth$ かつ $CVp(t) > CVth$ 、または、 $SIp(k) > SIth$ かつ $CVp(k) > CVth$ のいずれか一方を満たす形状特徴量が算出された各画素を、(ポリープ等の)隆起形状を有する病変の像を含む画素であるとして検出する。

【0059】

以上に述べたように、本実施形態の医療用画像処理装置 3 は、図 2 のステップ S 1 において取得した一の二次元画像に対し、図 2 のフローチャートに示す一連の処理を施した後、図 6 のフローチャートに示す一連の処理をさらに施すことにより、様々なサイズ(様々な半径)を有する隆起形状の頂点における各 $Curvedness$ 値を同一の値として算出することができ、その結果、内視鏡画像から隆起形状を有する病変を検出する際の検出精度を従来に比べて向上させることができる。

10

【0060】

なお、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図 1】本発明の実施形態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における、要部の構成の一例を示す図。

【図 2】図 1 の医療用画像処理装置において行われる処理の一例を示すフローチャート。

20

【図 3】図 2 に示す処理の対象となる二次元画像の一例を示す図。

【図 4】図 2 に示す処理において、一の画素の形状特徴量を算出するために適用される各局所領域の一例を示す図。

【図 5】図 2 に示す処理により算出された、一の画素の形状特徴量各々の分布を示す散布図。

【図 6】図 1 の医療用画像処理装置において、図 2 に示す処理の後に行われる処理の一例を示すフローチャート。

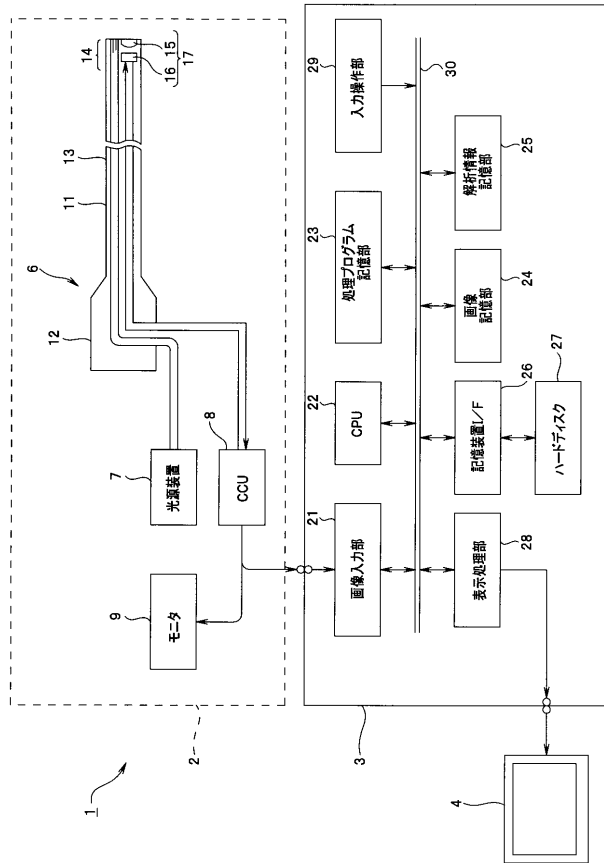
【符号の説明】

【0062】

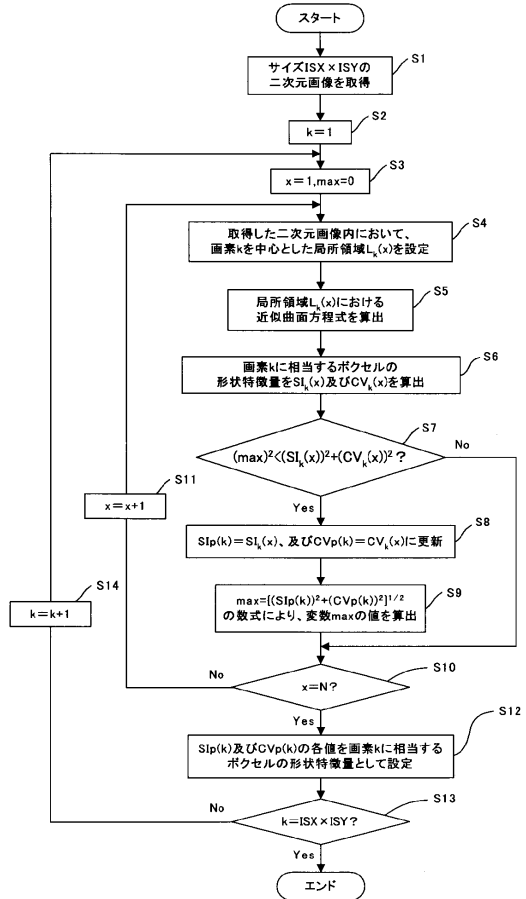
1・・・内視鏡システム、2・・・医療用観察装置、3・・・医療用画像処理装置、4、9・・・モニタ、6・・・内視鏡、7・・・光源装置、8・・・CCU、11・・・挿入部、17・・・撮像部、22・・・CPU

30

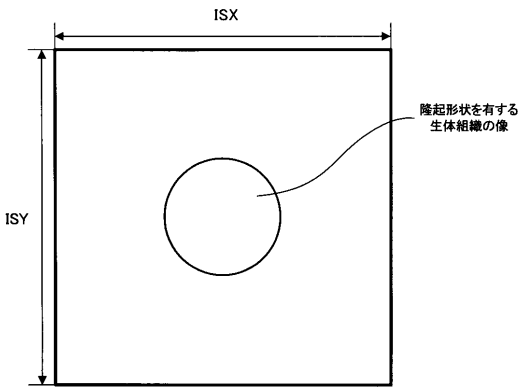
【図1】



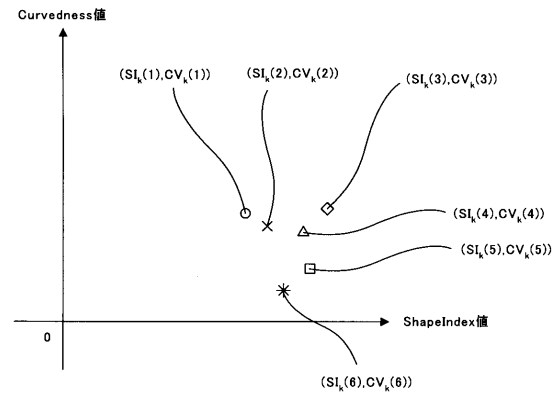
【図2】



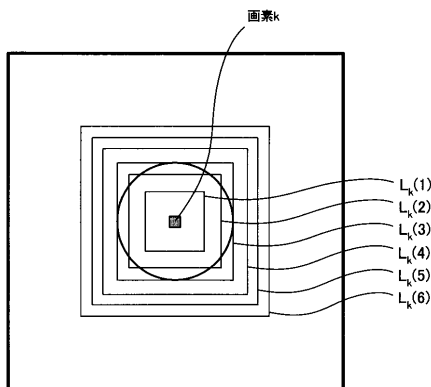
【図3】



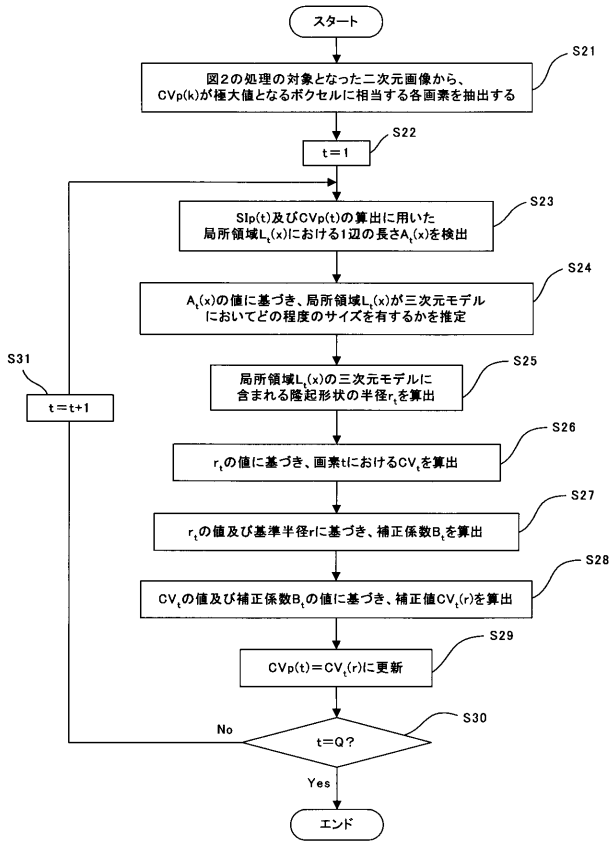
【図5】



【図4】



【 図 6 】



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	JP2009028248A	公开(公告)日	2009-02-12
申请号	JP2007194987	申请日	2007-07-26
[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	井上凉子		
发明人	井上 凉子		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G06T1/00		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B1/05 G06T7/64 G06T2207/10068 G06T2207/30028 G06T2207/30092		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.E G06T1/00.290.Z A61B1/00.551 A61B1/045.610 A61B1/045.616 A61B1/05 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/HH53 4C061/WW20 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA29 5B057/DA03 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC09 5B057/DC30 5B057/DC36 4C161/CC06 4C161/HH53 4C161/WW20 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/FA08 5L096/FA62 5L096/FA68 5L096/JA11		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5078486B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种医学图像处理装置和医学图像处理方法，与现有技术相比，该医学图像处理装置和医学图像处理方法能够从内窥镜图像检测具有凸起形状的病变时提高检测精度。根据本发明的医学图像处理装置包括：三维模型估计单元，其基于活体组织的图像的二维图像来估计三维模型；以及以关注像素为中心的多个二维图像。局部区域设定部，设定局部区域，形状特征量计算部，使用与多个局部区域分别对应的三维坐标数据，计算与关注像素对应的每个体素的形状特征量。形状特征量选择单元，从包括多个像素的形状特征量中的最佳三维坐标数据量在内的一个局部区域中选择计算出的形状特征量作为与关注像素相对应的体素的形状特征量。脊形状检测单元基于形状特征量选择单元的选择结果来检测二维图像中存在的脊形状。 [选型图]图1

