

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5242381号  
(P5242381)

(45) 発行日 平成25年7月24日 (2013. 7. 24)

(24) 登録日 平成25年4月12日 (2013. 4. 12)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)  
G 0 6 T 1/00 (2006. 01)A 6 1 B 1/04 3 7 0  
G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z

請求項の数 2 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-510749 (P2008-510749)  
 (86) (22) 出願日 平成19年2月27日 (2007. 2. 27)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2007/053588  
 (87) 国際公開番号 W02007/119297  
 (87) 国際公開日 平成19年10月25日 (2007. 10. 25)  
 審査請求日 平成20年8月6日 (2008. 8. 6)  
 (31) 優先権主張番号 特願2006-73184 (P2006-73184)  
 (32) 優先日 平成18年3月16日 (2006. 3. 16)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 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 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 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 中村 健次  
 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) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

複数の色信号からなる医療用画像における少なくとも1つの色信号に基づき病変候補領域を検出する病変候補領域検出手段と、

前記医療用画像から病変に伴い付随した性状で発生する付随領域を検出する付随領域検出手段と、

前記付随領域の検出結果に応じて前記病変候補領域から病変を検出する際の検出基準を変更する検出基準変更手段と、

を具備し、

前記付随領域検出手段は、前記付随領域として、白斑若しくは異常血管の異常所見の性状を呈する異常所見領域を検出することを特徴とする医療用画像処理装置。

## 【請求項 2】

複数の色信号からなる医療用画像における少なくとも1つの色信号に基づき病変候補領域を検出する病変候補領域検出ステップと、

前記医療用画像から病変に伴い付随した性状で発生する付随領域の有無を検出する付随領域検出ステップと、

前記付随領域の有無の検出結果に応じて前記病変候補領域から病変を検出する際の検出基準を変更する検出基準変更ステップと、

を具備し、

前記付随領域検出ステップは、前記付随領域として、白斑若しくは異常血管の性状を呈

10

20

する異常所見領域を検出することを特徴とする医療用画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用画像から病変部候補領域を検出し、ポリープ等の病変を検出するのに適した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】

近年、内視鏡は、例えば医療用分野における検診や診断等において広く用いられるようになった。

10

この場合、術者は、内視鏡の挿入部を患者の大腸等の体腔内に挿入して、挿入部の先端部に設けた撮像手段により体腔内を撮像し、モニタに表示される内視鏡画像を観察してポリープ等の病変部の検診や診断等の内視鏡検査を行う。このような場合、術者は患者に与える苦痛を少なく、かつ円滑に内視鏡検査を行うことが望まれるため、術者の負担が大きくなる。

【0003】

このため、例えば第1の従来例としての特開2004-180932号公報には、X線CT装置等による第1の画像診断装置と、X線TV装置等の第2の画像診断装置によりそれぞれ同一関心領域に対する病変候補を検出し、これら2つの検出結果を相互に比較対象して検出結果を合成して術者に提示することにより、術者の見落としを防ぐことができるようにしている。

20

【0004】

また、第2の従来例としての特開2005-192880号公報においては、内視鏡画像から病変候補領域を色調情報から検出する画像処理方法が開示されている。

【0005】

しかしながら、上記第1の従来例は、大腸等の体腔内を撮像した内視鏡画像からポリープ等の病変をスクリーニングする場合や診断するような場合には適用し難い。また、X線CTによる画像では明確な半球状の隆起所見が無い場合には検出が困難である。

内視鏡画像の場合のような光学的に体腔内を観察した画像においては、色情報も得られるため、色情報も病変検出等に利用できることが望ましい。

30

一方、第2の従来例は、色情報及び輪郭情報を利用して、出血・発赤及び隆起・陥凹等を検出するようにしている。しかし、この第2の従来例は、ポリープに生じる発赤・褪色調の色調変化の性状を付随的に呈する領域やポリープの周辺粘膜に生じる異常所見領域等の性状を付随的に呈する領域の情報を有効に利用していない。このため、これらの領域の情報を有効に利用して、病変をより精度良く若しくは高い信頼性で検出できることが望まれる。

また、2次元画像から3次元の形状画像を生成して、より信頼度を向上した病変検出ができることが望まれる。

【0006】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、内視鏡画像のように色情報を有する医療用画像からポリープ等の病変を精度良く検出することが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する。

40

また、本発明は、3次元の形状画像を利用して、より信頼度を向上した病変検出が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する。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様の医療用画像処理装置は、複数の色信号からなる医療用画像における少なくとも1つの色信号に基づき病変候補領域を検出する病変候補領域検出手段と、前記医療用画像から病変に伴い付随した性状で発生する付随領域を検出する付随領域検出手段と

50

、前記付随領域の検出結果に応じて前記病変候補領域から病変を検出する際の検出基準を変更する検出基準変更手段と、を具備し、前記付随領域検出手段は、前記付随領域として、白斑若しくは異常血管の異常所見の性状を呈する異常所見領域を検出する。

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様の医療用画像処理方法は、複数の色信号からなる医療用画像における少なくとも1つの色信号に基づき病変候補領域を検出する病変候補領域検出ステップと、前記医療用画像から病変に伴い付随した性状で発生する付随領域の有無を検出する付随領域検出ステップと、前記付随領域の有無の検出結果に応じて前記病変候補領域から病変を検出する際の検出基準を変更する検出基準変更ステップと、を具備し、前記付随領域検出ステップは、前記付随領域として、白斑若しくは異常血管の性状を呈する異常所見領域を検出する。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図1】本発明の実施例1に係る、内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例1に係る、大腸のような管状部位内に挿入された内視鏡により撮像する様子を示す図である。

【図3A】図2の内視鏡に設けられた撮像装置により撮像された内視鏡画像例を示す図である。

【図3B】図2の内視鏡に設けられた撮像装置により撮像された内視鏡画像例を示す図である。

20

【図4】本発明の実施例1に係る、CPUによる画像処理機能を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施例1の画像処理により隆起性病変としてのポリープを検出する処理を示すフローチャートである。

【図6】図5のステップS4の3次元形状情報算出の処理を示すフローチャートである。

【図7】図6のステップS12により算出されるShape Index SIの値による曲面形状を示す図である。

【図8】図5のステップS6の処理内容を示すフローチャートである。

【図9A】本発明の実施例2に係る、内視鏡に設けられた撮像装置により撮像された内視鏡画像例を示す図である。

【図9B】本発明の実施例2に係る、内視鏡に設けられた撮像装置により撮像された内視鏡画像例を示す図である。

30

【図10】本発明の実施例2に係る、CPUによる画像処理機能を示すブロック図である。

【図11】本発明の実施例2の画像処理により隆起性病変としてのポリープを検出する処理を示すフローチャートである。

【図12】図11のステップS51における粘膜性状情報判定の処理内容を示すフローチャートである。

【図13】図11のステップS51における異常血管増成判定の処理内容を示すフローチャートである。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

(実施例1)

図1～図8は本発明の実施例1に係り、図1は内視鏡システムの構成を示すブロック図、図2は大腸のような管状部位内に挿入された内視鏡により撮像する様子を示す図、図3Aは図2の内視鏡に設けられた撮像装置により撮像された内視鏡画像例を示す図、図3Bは図2の内視鏡に設けられた撮像装置により撮像された内視鏡画像例を示す図、図4はCPUによる画像処理機能を示すブロック図、図5は画像処理により隆起性病変としてのポリープを検出する処理を示すフローチャート、図6は図5のステップS4の3次元形状情報算出の処理を示すフローチャート、図7は図6のステップS12により算出されるShap

50

e Index S I の値による曲面形状を示す図、図 8 は図 5 のステップ S 6 の処理内容を示すフローチャートである。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示す内視鏡システム 1 は、内視鏡観察装置 2 と、この内視鏡観察装置 2 により得られた内視鏡画像に対して画像処理を行うパーソナルコンピュータ等により構成される内視鏡画像処理装置（以下、単に画像処理装置と略記）3 と、この画像処理装置 3 により画像処理された画像を表示する表示モニタ 4 とから構成される。

【 0 0 1 3 】

内視鏡観察装置 2 は、体腔内に挿入される内視鏡 6 と、この内視鏡 6 に照明光を供給する光源装置 7 と、内視鏡 6 の撮像手段に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット（CCU と略記）8 と、この CCU 8 から出力される映像信号が入力されることにより、撮像素子で撮影した内視鏡画像を表示するモニタ 9 とを有する。

10

【 0 0 1 4 】

内視鏡 6 は、体腔内に挿入される挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けられた操作部 1 2 とを有する。また、挿入部 1 1 内には照明光を伝送するライトガイド 1 3 が挿通されている。

【 0 0 1 5 】

このライトガイド 1 3 の後端は、光源装置 7 に接続される。そして、この光源装置 7 から供給される照明光をライトガイド 1 3 により転送し、挿入部 1 1 の先端部 1 4 に設けた照明窓に取り付けられた先端面から（伝送した照明光を）出射し、患部等の被写体を照明する。

20

【 0 0 1 6 】

照明窓に隣接する観察窓に取り付けた対物レンズ 1 5 と、この対物レンズ 1 5 の結像位置に配置された固体撮像素子としての例えば電荷結合素子（CCD と略記）1 6 とによる撮像装置 1 7 が設けてある。そして、この CCD 1 6 の撮像面に結像された光学像は、この CCD 1 6 により光電変換される。

【 0 0 1 7 】

この CCD 1 6 は、信号線を介して CCU 8 と接続され、この CCU 8 から CCD 駆動信号が印加されることにより、CCD 1 6 は光電変換した画像信号を出力する。この画像信号は、CCU 8 内の映像処理回路により信号処理され、映像信号に変換される。この映像信号はモニタ 9 に出力され、モニタ 9 の表示面には、内視鏡画像が表示される。この映像信号は、画像処理装置 3 にも入力される。

30

【 0 0 1 8 】

この画像処理装置 3 は、内視鏡観察装置 2 から入力される内視鏡画像に対応する映像信号が入力される画像入力部 2 1 と、この画像入力部 2 1 から入力された画像データに対する画像処理を行う中央演算処理装置としての CPU 2 2 と、この CPU 2 2 により画像処理を実行させる処理プログラム（制御プログラム）を記憶する処理プログラム記憶部 2 3 とを有する。

【 0 0 1 9 】

また、この画像処理装置 3 は、画像入力部 2 1 から入力される画像データ等を記憶する画像記憶部 2 4 と、CPU 2 2 により処理された情報等を記憶する情報記憶部 2 5 と、CPU 2 2 により処理された画像データ及び情報等を記憶装置インターフェース 2 6 を介して記憶する記憶装置としてのハードディスク 2 7 と、CPU 2 2 により処理された画像データ等を表示するための表示処理を行う表示処理部 2 8 と、ユーザが画像処理のパラメータ等のデータ入力や指示操作を行うキーボード等からなる入力操作部 2 9 とを有する。

40

【 0 0 2 0 】

そして、この表示処理部 2 8 により生成された映像信号は、表示モニタ 4 に表示され、この表示モニタ 4 の表示面には画像処理された処理画像が表示される。なお、画像入力部 2 1、CPU 2 2、処理プログラム記憶部 2 3、画像記憶部 2 4、情報記憶部 2 5、記憶装置インターフェース 2 6、表示処理部 2 8、入力操作部 2 9 は、データバス 3 0 を介し

50

て互いに接続されている。

【 0 0 2 1 】

本実施例においては、図 2 に示すように、例えば大腸 3 1 のような管状部位（管状器官）に直視型の内視鏡 6 の挿入部 1 1 が挿入され、撮像装置 1 7 により撮像される。

【 0 0 2 2 】

図 3 A 及び図 3 B は、内視鏡 6 によって撮像された隆起性病変としてのポリープを有する 2 次元の内視鏡画像例を示している。

【 0 0 2 3 】

図 3 A では、発赤調部 3 2 を伴ったポリープを有する内視鏡画像を示す。なお、ポリープの頂部は、白色調の褪色部 3 3 となっている。

10

また、図 3 B は、図 3 A の場合よりも広い領域で白色調の褪色部 3 3 が伴ったポリープを有する内視鏡画像を示す。

【 0 0 2 4 】

このように隆起性病変としてのポリープにおいては、発赤調や白色調（褪色調）の色調変化が付随した性状で発生する場合がしばしばある。本実施例では、このような色調変化を呈する色調変化領域を付随領域としてその有無を検出若しくは判定する。そして、このような色調変化領域の検出結果に応じて、その後に行うポリープ検出若しくは判定を行う際の検出基準を変更（或いは制御）、より具体的には検出基準の閾値を変更する。

【 0 0 2 5 】

また、本実施例においては、上記ポリープ検出を精度良く行うために、撮像された 2 次元の内視鏡画像から検査対象部位（例えば管腔形状の内面）の 3 次元形状を推定する。そして、推定された 3 次元形状の情報を用いて、ポリープ候補としての隆起性変化領域を検出する。

20

【 0 0 2 6 】

そして、検出された隆起性変化領域に対応する部分（その周辺部を含む）に対して、上記色調変化を伴う付随領域の検出結果に応じて、ポリープ検出を行う検出基準の閾値を変更設定する。

【 0 0 2 7 】

具体的には、色調変化を伴う場合には、隆起性変化によりポリープ検出を行う際に適用する検出基準としては、色調変化を伴わない場合よりも、検出条件を緩和した検出基準を適用する。

30

【 0 0 2 8 】

後述するように図 5 に示す方法でポリープ検出を行う例では、色調変化を伴わない場合には検出基準 1、色調変化を伴う場合には、検出基準 1 よりも検出条件を緩和した検出基準 2 をそれぞれ閾値として隆起性変化によりポリープ検出（判定）を行うことになる。

【 0 0 2 9 】

このようにして、画像処理でポリープ検出を行うことにより、精度良く（或いは高い信頼性で）ポリープ検出結果を得られるようにしている。

【 0 0 3 0 】

図 4 は、本実施例の画像処理装置 3 内の CPU 2 2 による行う画像処理機能を示す。CPU 2 2 は、撮像され内視鏡画像のデータから明暗情報（或いは輝度情報）に基づいて、隆起性の病変候補領域としての隆起性変化領域を検出する病変候補領域検出手段としての隆起性変化領域検出機能 2 2 a と、内視鏡画像の複数の色信号から色調変化領域を検出する付随領域検出手段としての色調変化領域検出機能 2 2 b と、検出される隆起性変化領域に対して、隆起性病変としてのポリープ検出を行うポリープ検出機能 2 2 d と、このポリープ検出を行う際に色調変化領域が伴うか否かによって、ポリープ検出基準を変更設定する検出基準変更手段としての検出基準の設定機能 2 2 c とを有する。

40

【 0 0 3 1 】

また、この CPU 2 2 は、隆起性変化領域検出機能 2 2 a により、隆起性変化領域を検出する場合、2 次元の内視鏡画像の輝度情報を、その形状を推定する形状情報として用い

50

ることにより、３次元形状情報を生成する３次元形状情報生成機能２２eを有する。

【００３２】

次に本実施例による内視鏡画像からポリープ検出を行うまでの動作を説明する。

本実施例においては、図４に示した各機能をソフトウェアにより実現している。つまり、ＣＰＵ２２は、処理プログラム記憶部２３に記憶（格納）された処理プログラムを読み出し、ＣＰＵ２２はこの処理プログラムに従って処理を行うことにより、図５に示すポリープ検出の画像処理を実行する。

【００３３】

図１に示す内視鏡観察装置２及び画像処理装置３の電源が投入されると、内視鏡６の撮像装置１７で撮像され、ＣＣＵ８で信号処理された内視鏡画像（の映像信号）がモニター９で表示されると共に、画像処理装置３にも画像入力部２１を経て入力される。

10

【００３４】

そして、術者が、図示しないキーボード等の画像処理開始キー等を操作することにより、その指示信号がＣＰＵ２２に送られ、ＣＰＵ２２は図５のポリープ検出を行うための画像処理を開始する。

【００３５】

最初のステップＳ１においてＣＰＵ２２は、内視鏡画像Ｉの番号を示すパラメータｉを初期値 $i = 1$ に設定し、次のステップＳ２において例えば図１のハードディスク２７或いは画像記憶部２４に順次格納されるｉ番目のＲＧＢ信号からなる内視鏡画像 $I_i$ を取り込む。

20

【００３６】

本実施例における一連の処理は動画像として連続して入力される各フレームの内視鏡画像 $I_i$ について適用されるものとする。この場合に限定されるものでなく、例えば数フレームおきの内視鏡画像に対して図５の画像処理を行うようにしても良い。また、ハードディスク２７その他にファイリングされた内視鏡画像に対して図５の画像処理を行うようにしても良い。

ステップＳ２の後、ステップＳ３においてＣＰＵ２２は、内視鏡画像 $I_i$ におけるＲ信号成分（Ｒ画像と略記） $R_i$ を抽出し、次のステップＳ４においてＣＰＵ２２は、Ｒ画像 $R_i$ の３次元形状情報を明暗変化（輝度情報の変化）に基づき算出（生成）する。本実施例では、ＣＰＵ２２は、Ｒ画像 $R_i$ を用いて３次元形状情報を算出するようにしているが、この他に例えば輝度信号成分の画像を用いて算出しても良い。

30

【００３７】

２次元のＲ画像 $R_i$ から３次元形状情報を算出する処理方法を図６に示す。

２次元の画像から３次元形状情報を算出するために、図６のステップＳ２１に示すようにＣＰＵ２２は３次元形状を推定（生成）する。

【００３８】

３次元形状を生成する方法としては、例えばShape from Shadingがある。このShape from Shadingによる３次元形状の生成方法は、照明光源からの照明光で照明された対象部位の反射光の強度が、その面の傾き状態で変化し、その変化が伴った反射光で撮像された内視鏡画に反映されることを利用したものであり、例えば、「コンピュータビジョン，投影中心に点光源がある場合のShape - from - Shading - 内視鏡形状からの３次元形状復元 - 岡谷、出口：pp. 19 - 26, 1996」にこの方法が記載されている。また、他の２次元の内視鏡画像から推定された３次元形状を算出（生成）する方法を利用しても良い。

40

【００３９】

そして、次のステップＳ２２においてＣＰＵ２２は、算出された３次元形状の各曲面において、曲面形状を表す特徴量であるShape Index S I及びCurvedness C Vを算出する。Shape Index S I及びCurvedness C Vは、以下のようにして算出される。

【００４０】

ＣＰＵ２２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

50

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。

【0041】

これらの係数を用いて、CPU22は、「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」中に記載されているようにガウス曲率K、平均曲率Hを算出する。

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

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

10

と表される。

【0042】

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。

【0043】

CPU22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する。

20

【0044】

Shape Index S I は、図7に示すように曲面形状を0から1までの値を持つ指標で表す。この場合、Shape Index S I が0の場合には、曲面形状は凹型となり、1の場合は凸型となる。つまり、このShape Index S I の値が1に近い値程、凸型の隆起形状の特徴を有する。

【0045】

従って、Shape Index S I の値を1に近い閾値として検出基準を設定し、この閾値よりも大きなShape Index S I の値を持つ領域を検出することにより、隆起性病変としてのポリープを画像処理上で客観的に検出することが可能になる。なお、後述する図5のステップS10に用いる検出基準1では、Shape Index S I の閾値として( $S I =$ ) 0.9に、ステップS11における検出基準2ではShape Index S I の閾値として( $S I =$ ) 0.8に設定して行う。

30

【0046】

また、Curvedness C V は、曲率半径の逆数を表し、対象曲面の凸型の領域の大きさを限定するような場合に利用される。このようにして、図5におけるステップS4の処理が行われる。

【0047】

そして、本実施例においては、以下に説明するように隆起性病変としてのポリープ検出の画像処理を行う場合、CPU22は、検出基準1と検出基準2とを用いて行う。

【0048】

40

一方、図5のステップS5においてCPU22は、内視鏡画像I<sub>i</sub>におけるR画像R<sub>i</sub>と、内視鏡画像I<sub>i</sub>におけるG信号成分(G画像G<sub>i</sub>と略記)を抽出する。そして、次のステップS6においてCPU22は、発赤・褪色调の色調変化を示す色調変化領域の検出を行う。

【0049】

ステップS6における色調変化領域の検出処理は、例えば図8に示すように行う。最初のステップS31においてCPU22、R画像R<sub>i</sub>及びG画像G<sub>i</sub>に対して暗部・ハレーションあるいは残渣等の不適画素を除外する処理を行う。暗部・ハレーションの除去は、暗部及びハレーションに対応して設定した閾値を用いて簡単に除去することができる。また、残渣は、残渣の色調及びその部分の形状判定等とを組み合わせることで除去することができ

50

る。

【 0 0 5 0 】

次のステップ S 3 2 において C P U 2 2 は、例えば  $8 \times 8$  の小領域に分割する処理を行う。

そして、次のステップ S 3 3 において C P U 2 2 は、分割された小領域の番号を表すパラメータ  $m$  と、小領域内の画素の番号を表すパラメータ  $j$  とを初期値 1 に設定する。なお、小領域の番号付けを行う場合、ステップ S 3 1 の処理により、除外された画素が、その小領域内である割合、例えば 50% を超えた場合には、その小領域は処理対象から除外する ( $m$  の番号に割り付けない)。つまり、小領域に対しても、不適当な小領域は、処理対象から除外する。

10

【 0 0 5 1 】

次のステップ S 3 4 において C P U 2 2 は、 $j$  番目の画素の色度  $g_j / r_j$  を算出する。ここで、 $g_j$  は、G 画像  $G_i$  の ( $m$  番目の) 小領域内の  $j$  番目の画素の輝度レベル、 $r_j$  は R 画像  $R_i$  の ( $m$  番目の) 小領域内の  $j$  番目の画素の輝度レベルを表す。そして、次のステップ S 3 5 において C P U 2 2 は、 $j$  が小領域内の最後の画素番号  $j_{end}$  か否かの判定を行う。これに該当しない場合には、ステップ S 3 6 において C P U 2 2 は  $j$  を 1 つ増大させた後、ステップ S 3 4 に戻り、同様の処理を繰り返す。

【 0 0 5 2 】

このようにして、 $m$  番目の小領域内の最後の画素番号  $j_{end}$  まで色度  $g_j / r_j$  を算出した後、ステップ S 3 7 に進む。

20

【 0 0 5 3 】

このステップ S 3 7 において、C P U 2 2 は、その  $m$  番目の小領域の色度平均値  $\mu_{grm}$  を算出する。そして、次のステップ S 3 8 において、C P U 2 2 は、小領域の番号  $m$  が、最後の番号  $m_{end}$  か否かの判定を行う。これに該当しない場合には、ステップ S 3 9 において、C P U 2 2 は、 $m$  を 1 つ増大させた後、ステップ S 3 4 に戻り、ステップ S 3 4 ~ S 3 9 の処理を繰り返す。

【 0 0 5 4 】

このようにして、 $m$  が最後の番号  $m_{end}$  に一致した場合には、ステップ S 4 0 に進み、このステップ S 4 0 において、C P U 2 2 は、全ての小領域の色度平均値  $\mu_{gr}$  及び標準偏差  $\sigma_{gr}$  の算出を行う。

30

【 0 0 5 5 】

そして、次のステップ S 4 1 において C P U 2 2 は、ステップ S 3 7 において算出された  $m$  番目の小領域の色度平均値  $\mu_{grm}$  が、全ての小領域の場合の色度平均値  $\mu_{gr}$ 、及び標準偏差  $\sigma_{gr}$  を用いて、発赤及び褪色调の色調変化の小領域か否かの判定を行う。

【 0 0 5 6 】

具体的には、ステップ S 4 1 に示すように C P U 2 2 は、小領域の色度平均値  $\mu_{grm}$  が、正規分布すると見なし、その色度平均値  $\mu_{grm}$  が全ての小領域の色度平均値  $\mu_{gr}$  の分布位置から  $\pm (1.5 \times \sigma_{gr})$  の範囲内にあるか否かの判定を行う。

ステップ S 4 1 の判定条件を満たす場合には、ステップ S 4 2 に示すように C P U 2 2 は、その小領域は発赤及び褪色调の色調変化の小領域でないと検出 (判定) する。

40

【 0 0 5 7 】

一方、ステップ S 4 1 の条件から逸脱する場合には、ステップ S 4 3 に示すように C P U 2 2 は、発赤又は褪色调の色調変化の小領域として検出する。

【 0 0 5 8 】

より具体的には、色度平均値  $\mu_{grm}$  が色度平均値  $\mu_{gr}$  の分布位置から  $-1.5 \times \sigma_{gr}$  より外側に外れた場合に対しては発赤、また色度平均値  $\mu_{grm}$  が色度平均値  $\mu_{gr}$  の分布位置から  $+1.5 \times \sigma_{gr}$  より外側に外れた場合に対しては褪色调の色調変化の小領域として検出 (判定) する。

【 0 0 5 9 】

検出 (判定) の結果は、小領域の番号  $m$  或いは小領域の 2 次元位置の情報とともに情報

50

記憶部 25 (図 1 参照) 等に記憶される。そして、以下に説明する図 5 のステップ S 9 の判定において、その検出結果の情報が利用される。

【0060】

なお、図 8 におけるステップ S 4 1 から S 4 3 までの処理は、小領域の番号  $m$  を変えて、1 から  $m_{end}$  まで行う。このようにして処理対象の全ての小領域に対してステップ S 4 2 若しくは S 4 3 の処理を行った後、図 5 のステップ S 7 又はステップ S 8 の処理に進む。

【0061】

なお、上述の説明では、色度  $g_j / r_j$  を用いた例で説明したが、色度として  $b_j / g_j$  を加えてもよい。この場合には、黄色調粘膜の検出に対応することができる。

10

【0062】

また、図 8 の処理において、色度平均値  $\mu_{grm}$  と  $\mu_{gr}$  の比  $\mu_{rate} = \mu_{grm} / \mu_{gr}$  に基づき、例えば  $\mu_{rate} < 0.5$  なら発赤調、 $\mu_{rate} > 1.5$  なら褪色調として検出するようにしてもよい。

【0063】

続いて、図 5 のステップ S 7 において CPU 22 は、ステップ S 4 で算出された 3 次元形状情報に基づき、隆起性変化領域の検出の処理を行う。例えば、上述した Shape Index  $SI$  の値が 0.8 以上の小領域の部分を検出する。

【0064】

さらに、ステップ S 8 において、CPU 22 は、ステップ S 4 による 3 次元形状情報及びステップ S 6 による色調変化領域検出の情報の対応付けを行うことにより、ステップ S 6 で検出された色調変化領域に含まれる各画素或いはその小領域が 3 次元形状上のどの位置に相当するかを特定する。

20

【0065】

次のステップ S 9 において CPU 22 は、ステップ S 7 及び S 8 による各結果に基づく判定処理を行う。具体的には CPU 22 は、ステップ S 7 において検出した 3 次元形状上の隆起性変化領域が、ステップ S 8 において特定された色調変化領域に該当するか否かを判定する。

【0066】

そして、ステップ S 9 における判定結果が NO、すなわち色調変化を伴わない隆起性変化であれば、ステップ S 10 において CPU 22 は、検出基準 1 によるポリープ検出処理を適用する。

30

【0067】

一方、ステップ S 9 における判定結果が YES、すなわち色調変化を伴う隆起性変化であれば、ステップ S 11 において CPU 22 は、検出基準 2 によるポリープ検出処理を適用する。

【0068】

このように本実施例では、ステップ S 10 及び S 11 に示すようにステップ S 9 による判定結果に応じて、ポリープ検出を行う検出基準或いは評価基準を変更して行う。この場合、色調変化が検出された場合には、その領域及びその領域周辺部はポリープの可能性が高いので、隆起性変化の特徴を有する部分を、色調変化が検出されない場合よりも検出条件を緩和して検出することにより、精度良くポリープ或いはポリープ候補を検出する。

40

【0069】

また、ポリープ検出処理は種々のものが適用可能であるが、本実施例においては上述した Shape Index  $SI$  による検出基準を採用する。

隆起性病変としてのポリープを示す凸型 (或いはカップ) 形状を検出するための Shape Index  $SI$  の閾値として検出基準 1 を ( $SI =$ ) 0.9 に、検出基準 2 は ( $SI =$ ) 0.8 に設定する (なお、上述のように 1 に近いほど凸型形状となる)。そして、ステップ S 10 或いは S 11 において CPU 22 は、検出基準の 0.9 或いは 0.8 の Shape Index  $SI$  と比較し、その値よりも大きい場合に小領域がポリープと検出 (判定) する。

50

## 【 0 0 7 0 】

この場合、例えばCurvedness C V は、検出基準 1 及び 2 のいずれにおいても ( C V = ) 0 . 2 を閾値として、この値より大きい場合にポリープとして検出 ( 判定 ) する。

## 【 0 0 7 1 】

なお、上記説明では色調変化を伴う場合と、伴わない場合とで検出基準として、Shape Index S I の値を変更しているが、以下のようにCurvedness C V の値を変えて検出基準を変更するようにしても良い。

つまり、検出基準 1 としてShape Index S I の閾値を 0 . 9 及びCurvedness C V の閾値を 0 . 2 0 とし、検出基準 2 としてShape Index S I の閾値を 0 . 9 及びCurvedness C V の閾値を 0 . 1 5 にするようにしても良い。

10

## 【 0 0 7 2 】

また、検出基準 1 に対して検出基準 2 の場合には、Shape Index S I の閾値とCurvedness C V の閾値を下げるように変更しても良い。

## 【 0 0 7 3 】

例えば、検出基準 1 としてShape Index S I の閾値を 0 . 9 及びCurvedness C V の閾値を 0 . 2 0 とし、検出基準 2 としてShape Index S I の閾値を 0 . 8 5 及びCurvedness C V の閾値を 0 . 1 5 にするようにしても良い。

## 【 0 0 7 4 】

このようにしてステップ S 1 0 或いはステップ S 1 1 において C P U 2 2 は、検出基準 1 或いは 2 を閾値に設定して、隆起性変化領域におけるShape Index S I の値によりポリ

20

ープ検出の処理を行う。

## 【 0 0 7 5 】

そして、その検出結果を、例えば図 1 のハードディスク 2 7 に検出対象の内視鏡画像 I i と関連付けて格納すると共に、表示処理部 2 8 を経て表示モニタ 4 に、例えば検出対象の内視鏡画像 I i と並べて表示する。

## 【 0 0 7 6 】

そして、図 5 のステップ S 1 2 において C P U 2 2 は i を 1 つ大きくして次の内視鏡画像 I i に対して同様の処理を行う。

## 【 0 0 7 7 】

このような画像処理を行う本実施例によれば、ポリープの場合に付随的に発生する色調変化の特徴量に対応した色調変化情報を参照することで検出基準の値若しくは条件値を変更 ( 制御 ) することが可能となり、検出対象がポリープか否かの検出精度 ( 若しくは検出の信頼性 ) を向上することができる。つまり、一方のみの検出でポリープ検出を行う場合の画像処理の場合に比較して、両方の検出を組み合わせることによって、より精度の高いポリープ検出を可能とする。

30

## 【 0 0 7 8 】

なお、上述の説明では、曲面形状を表す特徴量であるShape Index S I 及びCurvedness C V の閾値を用いてステップ S 1 0 或いはステップ S 1 1 でポリープ検出処理を行う場合を説明したが、隆起性変化領域における基準面からの高さの情報に基づいて検出を行うようにしても良い。

40

## 【 0 0 7 9 】

この場合には、検出基準 1 の場合の高さの閾値を、 H 1 とした場合には、検出基準として H 1 より小さい閾値 H 2 に変更すれば良い。以上により、色調変化を伴う場合は、ポリープ検出における検出条件を緩和するように変更 ( 制御 ) することにより、高精度のポリープ検出が可能となる。

## 【 0 0 8 0 】

なお、本実施例においては病変検出の手段或いは方法として隆起性病変としてのポリープの場合で説明したが、本実施例はこれに限定されるものでなく、陥凹性病変に対しても適用可能であることは明らかである。

## 【 0 0 8 1 】

50

この場合には、例えば図 5 において、ステップ S 7 において、隆起性変化領域検出の処理の代わりに陥凹性変化領域を検出するように変更し、またステップ S 9 も同様に変更すれば良い。

また、ステップ S 10 及びステップ S 11 における検出基準も、陥凹性病変の特徴量に近い値に変更する。このようにすれば、陥凹性病変に対しても適用可能である。

【0082】

(実施例 2)

次に、図 9 ~ 図 13 を参照して本発明の実施例 2 を説明する。

本実施例においても、明暗変化に基づき算出される 3 次元情報 (形状情報) から隆起性変化領域の検出を適用し、隆起性病変としてのポリープ検出を行う。

10

【0083】

ポリープは、周辺粘膜において異常所見をとまなう場合がある。逆にいうと、粘膜に異常所見が見られる場合にはポリープが発生している可能性も高まっている。粘膜の異常所見としては、例えば図 9 A に示す白斑や、図 9 B に示す異常血管の増成があげられる。

【0084】

本実施例では、この異常所見に着目し、粘膜表面に異常所見を呈する場合には、形状情報によるポリープ検出の検出基準 (パラメータや閾値等) を変更することにより、ポリープ検出の精度の向上を図ることを可能とする。

【0085】

具体的には、周辺粘膜に異常所見を伴う隆起性変化領域に対しては、異常所見を伴わない場合よりも、検出条件を緩和した検出基準を適用する。

20

【0086】

本実施例における画像処理装置 3 の構成は図 1 と同様であり、処理内容が異なる。本実施例では画像処理装置 3 における CPU 22 は、図 10 に示す処理機能を有する。つまり、実施例 1 における図 4 で示した色調変化領域検出機能 22 b の代わりに、異常所見領域の検出機能 22 f を有する。なお、この異常所見領域は、以下に説明するように粘膜性状所見判定の処理で検出 (判定) される。

【0087】

次に図 11 を参照して、本実施例における画像処理によりポリープ検出の動作を説明する。図 11 に示すフローチャートの処理におけるステップ S 1 からステップ S 5 までは、図 5 のフローチャートの処理におけるステップ S 1 からステップ S 5 と同様であるため、その説明を省略する。

30

【0088】

ステップ S 5 において CPU 22 は、内視鏡画像 I<sub>i</sub> における R 画像 R<sub>i</sub> と、内視鏡画像 I<sub>i</sub> における G 画像 G<sub>i</sub> を抽出し、次のステップ S 51 において CPU 22 は、(異常所見領域を検出する) 粘膜性状所見判定の処理を行う。

【0089】

この粘膜性状所見判定の処理において、CPU 22 は、内視鏡画像 I<sub>i</sub> において特徴的な粘膜性状所見を呈する領域が異常所見を呈する領域か否かの判定を行う。本実施例では R 画像 R<sub>i</sub> 及び G 画像 G<sub>i</sub> を使用するものとして、上記のようにステップ S 51 において、後述する一連の処理の適用により、白斑、異常血管増成等の異常所見領域の検出を行う。

40

【0090】

続いて、図 5 のステップ S 7 と同様に、ステップ S 4 で算出された 3 次元形状の情報に基づく隆起製変化領域の検出を行う。

【0091】

続いて、ステップ S 52 において CPU 22 は、ステップ S 51 及び S 7 による各検出結果に基づく判定処理を行う。このステップ S 52 の判定処理により、異常所見がなければステップ S 10 へ、異常所見があればステップ S 11 に進む。

【0092】

50

実施例 1 の場合と同様に、ステップ S 1 0 において C P U 2 2 は、検出基準 1 によるポリープ検出処理を適用する。また、ステップ S 1 1 において C P U 2 2 は、検出基準 2 によるポリープ検出処理を適用する。そして、ステップ S 1 0 及び S 1 1 の処理の後、ステップ S 1 2 を経てステップ S 2 に戻る。

【 0 0 9 3 】

ポリープ検出処理は、種々のものが適用可能であり、例えば実施例 1 の場合と同様に Shape Index S I による検出や Curvedness C V の閾値を用いる等して行う。

【 0 0 9 4 】

本実施例における図 1 1 におけるステップ S 5 1 の粘膜性状所見判定の処理を図 1 2 及び図 1 3 のフローチャートを参照して説明する。

10

【 0 0 9 5 】

粘膜性状所見判定の処理として、本実施例では図 1 2 に示す白斑の異常所見の検出処理と、図 1 3 に示す異常血管増成の異常所見の検出処理とを行う。まず、図 1 2 の白斑の異常所見の検出処理を説明する。

【 0 0 9 6 】

最初のステップ S 6 1 において C P U 2 2 は、暗部・ハレーション及び残渣等の不適画素除外の処理を行う。次のステップ S 6 2 において C P U 2 2 は、各画素の色度  $g_j / r_j$  の算出を行う。ここで、添え字  $j$  は、画素番号を表す。

【 0 0 9 7 】

次のステップ S 6 3 において、C P U 2 2 は、閾値処理による 2 値化処理を行う。この場合、例えば（色度の）閾値  $V_{th}$  を 0.8 に設定し、この閾値  $V_{th}$  を用いて  $g_j / r_j > 0.8$  ならば 1、それ以外、つまり  $g_j / r_j \leq 0.8$  ならば 0 とする 2 値化を行い、2 値化された 2 値化画像を生成する。

20

【 0 0 9 8 】

続くステップ S 6 4 において、C P U 2 2 は、2 値化画像に対して 2 値化の値が 1 の画素を追跡して、領域のラベル付けを行うラベリング処理を行い、2 値化画像からラベリング画像を生成する。

【 0 0 9 9 】

次のステップ S 6 5 において、C P U 2 2 は、ラベリング処理で生成されたラベリング画像に対して、白斑の小塊検出処理を行う。つまり、ラベリング画像中に白斑による小塊に対応するものが発生しているか否かの白斑の小塊検出を行う。

30

【 0 1 0 0 】

白斑の小塊検出を行う場合、例えば伸長度（＝面積／細線化長）を用いる。そしてラベリング画像に対して伸長度の値  $E$  を検出し、その値  $E$  が（判定基準の）閾値  $V_{th}$ （例えば  $V_{th} = 10$ ）より小さいか否かを比較する。そして、 $E < V_{th}$ （＝10）となる小塊数  $N$  を算出する。

【 0 1 0 1 】

なお、伸長度でなく、円形度やモーメント特徴量等を検出基準として小塊数  $N$  を算出するようにしても良い。

次のステップ S 6 6 において、C P U 2 2 は、ステップ S 6 5 で検出された小塊数  $N$  が白斑検出の検出基準の閾値  $N_{th}$ （例えば  $N_{th} = 20$ ）より大きいかな否かの判定を行う。そして、この条件  $N > N_{th}$  を満たす場合には、ステップ S 6 7 に示すように C P U 2 2 は、このラベリング画像（G 画像  $G_i$  及び R 画像  $R_i$ ）で、白斑検出と判定し、逆にこの条件を満たさない場合には、ステップ S 6 8 において白斑検出無しと判定する。

40

【 0 1 0 2 】

ステップ S 6 7、S 6 8 の検出結果は、ステップ S 5 2 の判定に利用される。つまり、白斑検出の有無により異常所見の有無として利用される。

【 0 1 0 3 】

また、ステップ S 5 1 の粘膜性状所見判定の処理として、次に説明する図 1 3 の異常血管増成による異常所見の検出処理を行う。異常血管増成を検出するために、内視鏡画像 I

50

i から局所的な太い血管と細かい複雑な分岐を検出する処理を行う。

【0104】

最初のステップS71からステップS74までは、図12とほぼ同様の処理を行う。つまり、ステップS71においてCPU22は、暗部・ハレーション及び残渣等の不適画素の除外の処理を行い、次のステップS72において、各画素の色度  $g_j / r_j$  の算出を行う。また、次のステップS73においてCPU22は、閾値処理による2値化処理を行う。この場合には、図12の場合とは異なる閾値  $V_{th}$  を用いて2値化を行う。

【0105】

CPU22は、例えば、閾値  $V_{th}$  を0.2に設定し、この閾値  $V_{th}$  を用いて  $g_j / r_j < 0.2$  ならば1、それ以外、つまり  $g_j / r_j \geq 0.2$  ならば0とする2値化を行い、2値化された2値化画像を生成する。

10

【0106】

そして、次のステップS74でラベリングの処理を行い、この場合には、ラベリング画像として細線画像を作成する。

【0107】

そして次のステップS75において、CPU22は、異常血管増成に対応した特徴量検出の処理を行う。この特徴量検出の処理としては、細線画像に対して、分岐・交差点数を検出する。そして、次のステップS76においてCPU22は、分岐・交差点数の閾値若しくは判別関数を用いて異常血管増成の検出の有無を行う。

20

【0108】

なお、特徴量検出の処理として、分岐・交差点数を用いて行う代わりに、伸長度等を用い、閾値を超える伸長度の数を検出し、その数が異常血管増成検出の閾値を超えるか否かにより異常血管増成の検出(判別)を行うようにしても良い。

【0109】

図13の処理による検出結果は、ステップS52の判定に利用される。ステップS52においてCPU22は、ステップS7により検出された隆起性変化領域が、その粘膜性状所見として図12による白斑の検出を伴うものが若しくは図13による異常血管増成の検出を伴うものに該当するか否かの判定を行う。

【0110】

そして、このステップS52による判定処理の結果以後は、図5に示した実施例1の場合の処理と同様に行う。

30

【0111】

つまり、ステップS52の判定処理により、異常所見を伴うものでない場合には、ステップS10においてCPU22は、検出基準1を適用してポリープ検出を行い、異常所見を伴う場合には、ステップS11においてCPU22は、検出基準2を適用してポリープ検出を行う。そして、ステップS10、S11の処理の後、画像のパラメータ  $i$  を1つ大きくして、次の内視鏡画像  $I_i$  に対して同様の処理を行う。

【0112】

検出基準1及び検出基準2は、上述したようにShape Index  $S_I$  による検出やCurvedness  $CV$  の閾値を用いる等して行う。

40

【0113】

なお、上述の説明において、G画像  $G_i$  に対して、白斑或いは異常血管増成を検出するための検出フィルタを適用してそれらを検出するようにしてもよい。

【0114】

また、白斑或いは異常血管増成等の異常所見領域が複数フレームにわたって検出された場合には、他のフレームに対しても検出基準2を適用してポリープ検出を行うように検出基準を変更(制御)することも可能である。

【0115】

このように本実施例によれば、粘膜性状所見の判定処理により、異常所見が検出された場合と検出されない場合とに応じて、隆起性変化領域に対する検出基準を変更して隆起性

50

病変検出としてのポリープの検出を行うことにより、精度の高いポリープの検出を行うことができる。

【0116】

なお、図11における画像処理の順序を変更しても良い。例えばステップS51の前にステップS7の処理を行うようにしても良い。また、計算量を低減するために、ステップS7による3次元の隆起性を有しない非隆起性変化部の検出領域に対応する領域に対してステップS51による粘膜性状所見の判定処理を行うようにしても良い。つまり、本実施例における異常所見の領域は隆起性病変としてのポリープの周辺部において付随的に発生するため、隆起性病変変化領域の周辺の平坦部、周辺粘膜に対してこれらの異常所見を検出するようにしてもよい。

10

【0117】

また、検出基準1、2としては、上述したようにShape Index S Iによる検出やCurvedness C Vの閾値を用いる場合に限定されるものでなく、実施例1において説明したように基準面からの高さの値等に基づいて隆起性病変を検出するようにしても良い。この場合にも、粘膜表面において白斑や異常血管増成をとまなう場合はポリープ検出における感度をより高めるよう制御することとなり、高精度のポリープ検出が可能となる。

【0118】

なお、本実施例における病変検出手段及び方法は、隆起性病変の場合に限らず、実施例1において説明したように陥凹性病変に対しても同様に適用可能である。

【0119】

20

なお、上述した実施例1及び実施例2において、画像処理により病変を検出する場合、色調変化或いは異常所見の領域（つまり付随領域）を検出した場合の検出結果に応じて、輝度情報に基づいて隆起性病変領域等の病変候補を検出する際の検出基準を変更する場合で説明したが、両方の検出結果から総合的に病変を検出するようにしても良い。

【0120】

また、これらの実施例における他の検出方法或いは検出手段として、両方が相関性を持つ領域が存在するか否かにより、病変候補が病変であるか否かを検出するようにしても良い。例えば、病変である可能性が十分に高いと考えられる領域のみを検出したような要望に対応するためには、両方で病変候補として検出されるような相関性がある場合に病変候補として検出すると、病変部分の検出の精度を高くすることができる。

30

【0121】

なお、実施例1及び実施例2においては、病変検出手法として3次元形状推定に基づく手法について説明したが、本発明はこれに限定されるものでない。例えば、2次元のR画像に対する帯域通過フィルタリングによりエッジを抽出の上、閾値処理による2値化を行い、公知のハフ変換により、ポリープ様病変が呈する円弧形状を示すエッジを検出する手法を適用することが考えられる。

【0122】

このような場合においても、病変候補として検出するエッジの長さ、面積、或いは円弧の曲率等を検出基準とし、病変部若しくは周辺部の異常所見に基づき検出基準を変更することも可能である。

40

【0123】

また、上述した実施例においては、病変検出手法としてShape Index S I及びCurvedness C Vに対する閾値処理に基づく手法について説明したが、本発明はこれに限定されるものでない。例えば、閾値処理でなく、凸型、CUP型等の各形状所見を有する画像群を教師データとして用意し、算出した各特徴量を用いた識別器による検出手法にも利用することが可能である。例えば、公知の線形判別関数を用いた識別器を使用する場合、異常所見が存在する場合においては、各形状における線形判別関数の適用により得られる値に対する重み付けを制御することにより、凸型形状等を検出し易くする等の制御が可能となる。

【0124】

なお、上述した実施例等を部分的に組み合わせたり、画像処理する順序を変更したりす

50

る変形例等も本発明に属する。

【0125】

以上説明したように本発明によれば、内視鏡画像等の色情報を有する医療用画像における輝度情報からポリープ等の病変候補領域を検出すると共に、病変に伴い付随した性状で発生する発赤・褪色调部分等の色调変化等を伴う付随領域を検出し、付随領域の検出結果に応じて病変候補領域から病変を検出する検出基準を変更することにより、精度の高い病変検出を行うことができるという産業上の利用可能性を有する。

【0126】

また、本発明は、以下に記載する付記に述べる特徴を有するものである。

(付記1)

複数の色信号からなる医療用画像における少なくとも1つの色信号に基づき病変候補領域を検出する病変候補領域検出手段と、前記医療用画像から病変に伴い付随した性状で発生する付随領域を検出する付随領域検出手段と、前記付随領域の検出結果に応じて前記病変候補領域から病変を検出する際の検出基準を変更する検出基準変更手段とを具備したことを特徴とする医療用画像処理装置。

10

【0127】

(付記2)

前記病変候補領域検出手段は、前記医療用画像から前記少なくとも1つの色信号に基づき、3次元形状の情報を生成する3次元形状の情報生成手段を有し、生成された3次元形状の情報を利用して病変候補領域を検出することを特徴とする付記1に記載の医療用画像処理装置。

20

【0128】

(付記3)

前記付随領域検出手段は、前記付随領域として、発赤若しくは褪色等の色调変化の性状を呈する色调変化領域を検出することを特徴とする付記1に記載の医療用画像処理装置。

【0129】

(付記4)

前記付随領域検出手段は、前記付随領域として、白斑若しくは異常血管の異常所見の性状を呈する異常所見領域を検出することを特徴とする付記1に記載の医療用画像処理装置。

30

【0130】

(付記5)

前記検出基準変更手段は、前記検出基準として、生成された前記3次元形状の情報における曲面形状を表す特徴量のShape Index及びCurvednessの少なくとも一方の閾値を変更することを特徴とする付記3に記載の医療用画像処理装置。

【0131】

(付記6)

複数の色信号からなる医療用画像における少なくとも1つの色信号から病変候補領域を検出する病変候補領域検出手段と、前記医療用画像から病変に伴い付随した性状で発生する付随領域を検出する付随領域検出手段と、前記病変候補領域検出手段により検出された病変候補領域と、前記付随領域検出手段により検出された付随領域とが相関する領域の有無により病変検出を行うことを特徴とする医療用画像処理装置。

40

【0132】

(付記7)

複数の色信号からなる医療用画像における少なくとも1つの色信号に基づき病変候補領域を検出する病変候補領域検出ステップと、前記医療用画像から病変に伴い付随した性状で発生する付随領域の有無を検出する付随領域検出ステップと、前記付随領域の有無の検出結果に応じて前記病変候補領域から病変を検出する際の検出基準を変更する検出基準変更ステップとを具備したことを特徴とする医療用画像処理方法。

【0133】

50

(付記 8)

前記病変候補領域検出ステップは、前記医療用画像から前記少なくとも 1 つの色信号に基づき、3 次元形状の情報を生成する 3 次元形状の情報生成ステップを有し、生成された 3 次元形状の情報を利用して病変候補領域を検出することを特徴とする付記 7 に記載の医療用画像処理方法。

【 0 1 3 4 】

(付記 9)

前記付随領域検出ステップは、前記付随領域として、発赤若しくは褪色の色調変化の性状を呈する色調変化領域を検出することを特徴とする付記 7 に記載の医療用画像処理方法。

【 0 1 3 5 】

(付記 10)

前記付随領域検出ステップは、前記付随領域として、白斑若しくは異常血管の性状を呈する異常所見領域を検出することを特徴とする付記 7 に記載の医療用画像処理方法。

【 0 1 3 6 】

(付記 11)

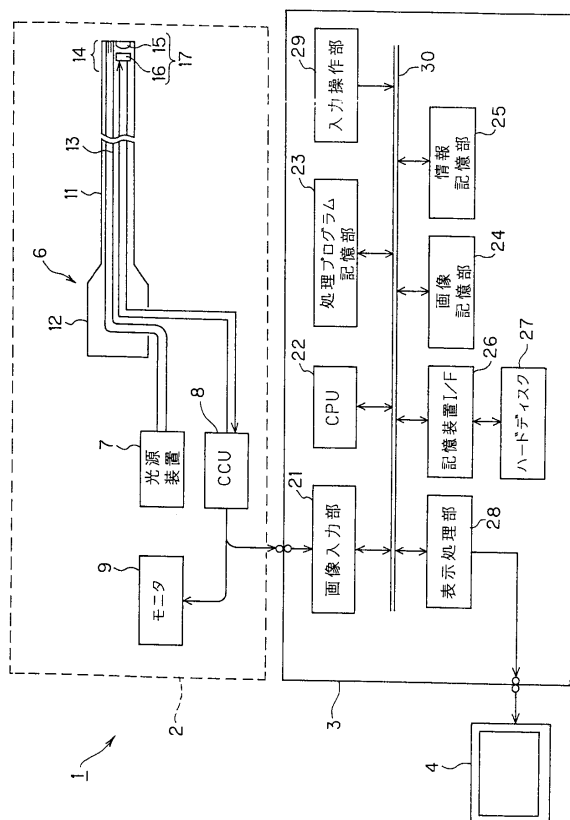
前記検出基準変更ステップは、前記検出基準として、生成された前記 3 次元形状の情報における曲面形状を表す特徴量の Shape Index 及び Curvedness の少なくとも一方の閾値を変更することを特徴とする付記 8 に記載の医療用画像処理方法。

【 0 1 3 7 】

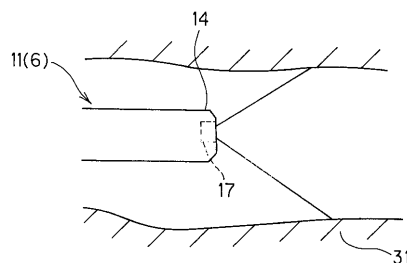
(付記 12)

前記検出基準として、生成された前記 3 次元形状の情報における曲面形状を表す特徴量の Shape Index 及び Curvedness の少なくとも一方若しくは基準面からの高さの閾値を変更することを特徴とする付記 3 に記載の医療用画像処理装置。

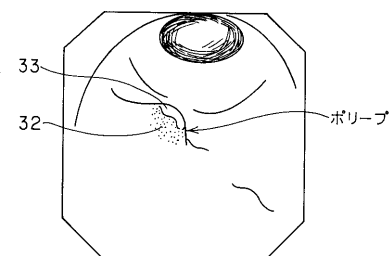
【 図 1 】



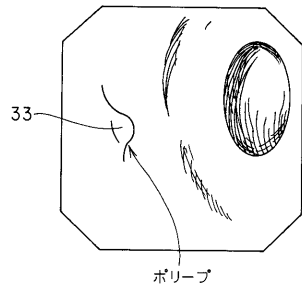
【 図 2 】



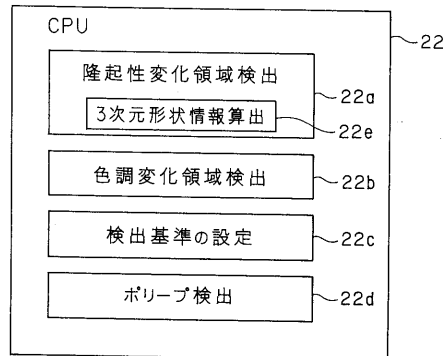
【 図 3 A 】



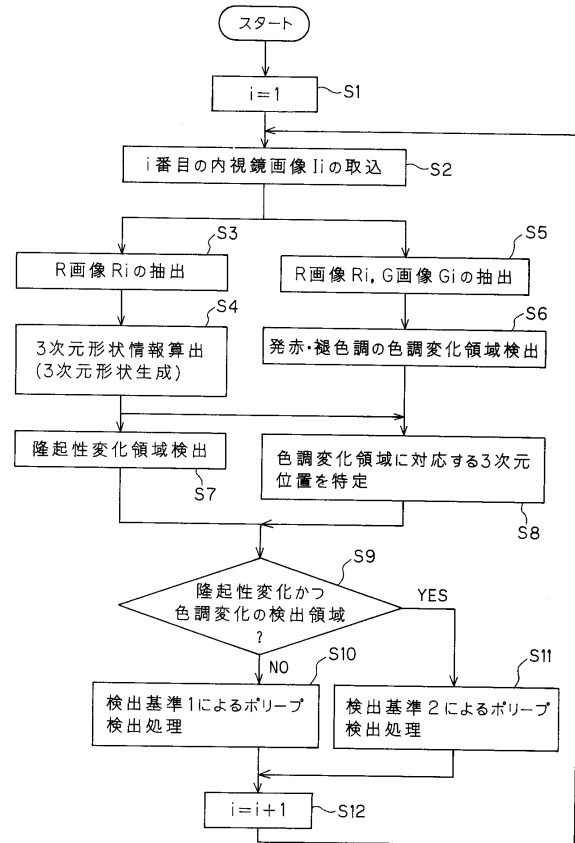
【図3B】



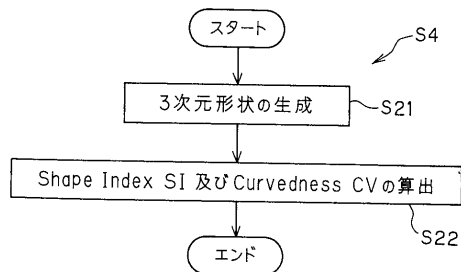
【図4】



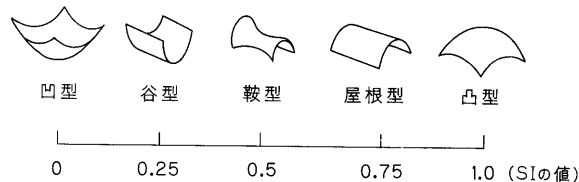
【図5】



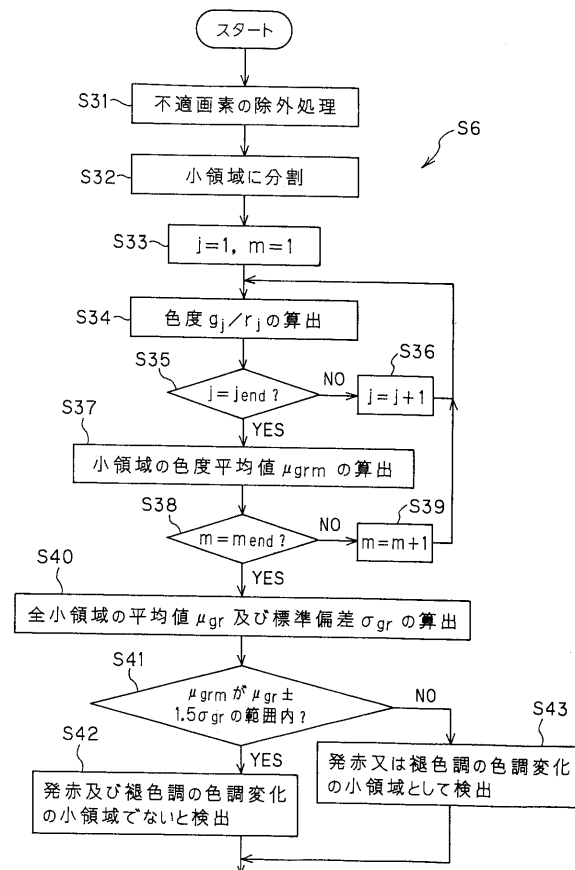
【図6】



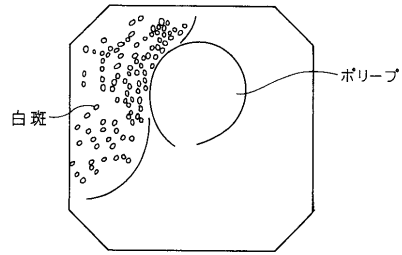
【図7】



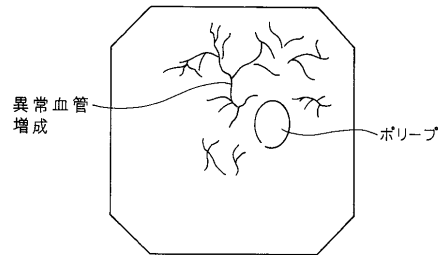
【図8】



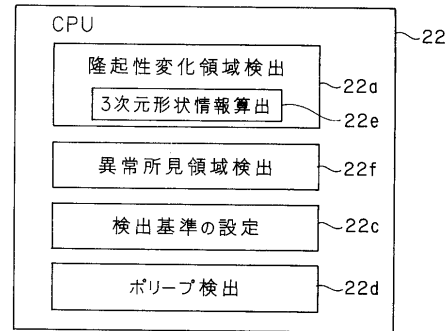
【図 9 A】



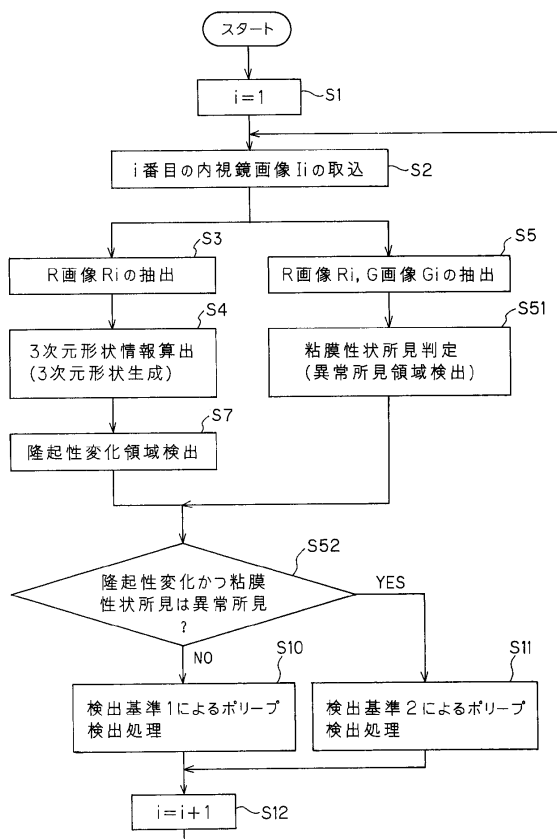
【図 9 B】



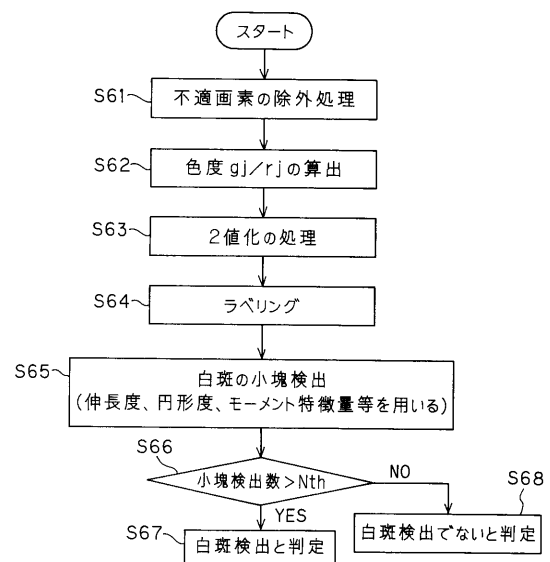
【図 10】



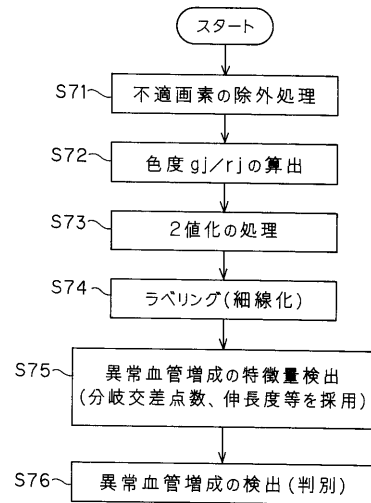
【図 11】



【図 12】



【図 13】



---

フロントページの続き

(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

(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

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開2005-192880(JP,A)

米国特許出願公開第2003/0048931(US,A1)

特開2005-095501(JP,A)

特開2005-253685(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04

G06T 1/00

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 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        | <a href="#">JP5242381B2</a>                       | 公开(公告)日 | 2013-07-24 |
| 申请号            | JP2008510749                                      | 申请日     | 2007-02-27 |
| [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                               |         |            |
| 当前申请(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         | 西村 博一<br>田中 秀樹<br>中村 健次<br>井上 涼子<br>沢 美穂          |         |            |
| 发明人            | 西村 博一<br>田中 秀樹<br>中村 健次<br>井上 涼子<br>沢 美穂          |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 G06T1/00                                 |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/04 G06T7/0012 G06T2207/10068 G06T2207/30032 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.370 G06T1/00.290.Z                       |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进  |         |            |
| 审查员(译)         | 永井伸一  |         |            |
| 优先权            | 2006073184 2006-03-16 JP                          |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2007119297A1                                  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                         |         |            |

# 摘要(译)

图像处理装置3利用来自内窥镜6拾取的内窥镜图像的R分量图像的亮度信息来计算三维形状的曲面的三维形状和特征值信息。在处理装置3中，基于R图像成分和G图像成分检测具有变红或变色的色调变化的区域。当根据上述检测的结果改变从三维形状的曲面上的高度变化区域检测作为升高的病变的息肉时的检测标准的值作为阈值。因此，可以高精度地检测息肉。

## 【図 2】

