

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6184928号
(P6184928)

(45) 発行日 平成29年8月23日 (2017. 8. 23)

(24) 登録日 平成29年8月4日 (2017. 8. 4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/045 6 1 5

A 6 1 B 1/045 6 1 8

A 6 1 B 1/045 6 1 1

請求項の数 18 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2014-202649 (P2014-202649)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成26年9月30日 (2014. 9. 30)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2016-67779 (P2016-67779A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成28年5月9日 (2016. 5. 9)	(74) 代理人	110001988
審査請求日	平成28年8月3日 (2016. 8. 3)		特許業務法人小林国際特許事務所
		(72) 発明者	白石 泰士
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		審査官	磯野 光司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を発生する光源と、
前記照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、
前記撮像センサから前記観察対象を表す画像信号を取得する画像信号取得部と、
前記画像信号を用いて、前記観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する血管位置信号生成部と、
前記画像信号を用いて、前記血管の幅を表す血管幅信号を生成する血管幅信号生成部と

、
前記血管位置信号と前記血管幅信号とを用いて、前記血管を表す血管画像信号を生成する血管画像信号生成部と、
を備え、

前記血管画像信号生成部は、前記血管幅信号と前記血管位置信号の論理積によって、前記血管位置信号で表される位置にあり、かつ、前記血管幅信号で表される幅を有する前記血管を抽出して前記血管画像信号を生成する内視鏡システム。

【請求項 2】

前記血管幅信号生成部は、前記画像信号を二階微分し、二階微分後の前記画像信号の零点を用いて前記血管幅信号を生成する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記血管位置信号は、前記画像信号にモルフォロジー処理によって前記血管位置信号を

10

20

生成する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像信号から前記照明光による陰影またはハレーションを除去する第 1 除去部を備え、

前記血管位置信号生成部は、前記陰影または前記ハレーションが除去された前記画像信号を用いて前記血管位置信号を生成し、

前記血管幅信号生成部は、前記陰影または前記ハレーションが除去された前記画像信号を用いて前記血管幅信号を生成する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記血管位置信号から陰影またはハレーションに由来するノイズを除去し、かつ、前記血管幅信号から前記陰影または前記ハレーションに由来するノイズを除去する第 2 除去部を備える請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 2 除去部は、赤色波長帯域に対応する前記画像信号を用いて、前記陰影に由来するノイズを除去する請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記血管画像信号、または前記血管画像信号を用いて生成される画像を用いて、前記血管の密度を算出する血管密度算出部を備える請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記血管の密度を用いて、前記血管密度を表す血管密度画像信号を生成する血管密度画像信号生成部を備える請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像信号を用いて生成される画像に、前記血管画像信号を重畳した画像を生成する請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

照明光を発生する光源と、

前記照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、

前記撮像センサから前記観察対象を表す画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記画像信号を用いて、前記観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する血管位置信号生成部と、

前記画像信号を用いて、前記血管の幅を表す血管幅信号を生成する血管幅信号生成部と、

前記血管位置信号と前記血管幅信号とを用いて、前記血管を表す血管画像信号を生成する血管画像信号生成部と、

前記血管位置信号から陰影またはハレーションに由来するノイズを除去し、かつ、前記血管幅信号から前記陰影または前記ハレーションに由来するノイズを除去する第 2 除去部と、

を備え、

前記第 2 除去部は、赤色波長帯域に対応する前記画像信号を用いて、前記陰影に由来するノイズを除去する内視鏡システム。

【請求項 11】

前記血管画像信号生成部は、前記血管幅信号と前記血管位置信号とを用いて、前記血管位置信号で表される位置にあり、かつ、前記血管幅信号で表される幅を有する前記血管を抽出して前記血管画像信号を生成する請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記血管幅信号生成部は、前記画像信号を二階微分し、二階微分後の前記画像信号の零点を用いて前記血管幅信号を生成する請求項 10 または 11 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記血管位置信号は、前記画像信号にモルフォロジー処理によって前記血管位置信号を生成する請求項 1 0 ~ 1 2 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記血管画像信号、または前記血管画像信号を用いて生成される画像を用いて、前記血管の密度を算出する血管密度算出部を備える請求項 1 0 ~ 1 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記血管の密度を用いて、前記血管密度を表す血管密度画像信号を生成する血管密度画像信号生成部を備える請求項 1 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 6】

前記画像信号を用いて生成される画像に、前記血管画像信号を重畳した画像を生成する請求項 1 0 ~ 1 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 7】

照明光を発生する光源と、前記照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、を有する内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記撮像センサから前記観察対象を表す画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記画像信号を用いて、前記観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する血管位置信号生成部と、

前記画像信号を用いて、前記血管の幅を表す血管幅信号を生成する血管幅信号生成部と、

前記血管幅信号と前記血管位置信号の論理積によって、前記血管位置信号で表される位置にあり、かつ、前記血管幅信号で表される幅を有する前記血管を抽出して、前記血管を表す血管画像信号を生成する血管画像信号生成部と、

を備えるプロセッサ装置。

【請求項 1 8】

照明光を発生する光源と、前記照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、を有する内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記撮像センサから前記観察対象を表す画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記画像信号を用いて、前記観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する血管位置信号生成部と、

前記画像信号を用いて、前記血管の幅を表す血管幅信号を生成する血管幅信号生成部と、

前記血管位置信号と前記血管幅信号とを用いて、前記血管を表す血管画像信号を生成する血管画像信号生成部と、

前記血管位置信号から陰影またはハレーションに由来するノイズを除去し、かつ、前記血管幅信号から前記陰影または前記ハレーションに由来するノイズを除去する第 2 除去部であって、赤色波長帯域に対応する前記画像信号を用いて、前記陰影に由来するノイズを除去する前記第 2 除去部と、

を備えるプロセッサ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、観察対象を撮像して得た画像信号を用いて、観察対象の血管を抽出する内視鏡システム、プロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、及びプロセッサ装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医療分野においては、光源装置、内視鏡システム、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムを用いる医療診断においては、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入し、その先端部から観察対象に照明光を照射する。そ

10

20

30

40

50

して、照明光で照射中の観察対象を先端部の撮像センサで撮像し、得られた画像信号を用いて観察対象の画像を生成してモニタに表示する。

【0003】

また、内視鏡システムを用いた診断では、血管の形状や分布等が重要であるため、近年では、様々な方法で血管を抽出する内視鏡システムが知られている。例えば、パターンマッチングによって血管を抽出する内視鏡システムが知られている（特許文献1，2）。この他にも、画像信号から血管を抽出する方法としては、ガボールフィルタやニューラルネットワーク等を用いる方法も知られている（非特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0004】

【特許文献1】特許05435746号

【特許文献2】特開2013-255808号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】An Automated Tracking Approach for Extraction of Retinal Vasculature in Fundus Images, A.Osareh et al., J Ophthalmic Vis Res 2010; 5(1): 20-26

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

20

近年では、血管の有無だけでなく、血管の密度等、血管の位置及び幅（太さ）をとともに正確に抽出しなければ見積もることができない情報が疾患の進行度の判断に利用できることが分かっている。例えば、パレット腺癌等の消化管の表在癌は、進行に応じて血管密度が増加することが知られている。このため、血管密度によってステージ判別精度を向上させることができると考えられている。しかしながら、従来の内視鏡システムで行われている血管の抽出方法では、血管の位置は正しく抽出されても血管の幅が正確でないので、血管密度等の情報を正確に算出することができないという問題がある。

【0007】

本発明は、血管の密度等に基づいた診断を正確に行えるようにするために、血管の位置及び幅をとともに正確に抽出する内視鏡システム、プロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、及びプロセッサ装置の作動方法を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の内視鏡システムは、照明光を発生する光源と、照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、撮像センサから観察対象を表す画像信号を取得する画像信号取得部と、画像信号を用いて、観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する血管位置信号生成部と、画像信号を用いて、血管の幅を表す血管幅信号を生成する血管幅信号生成部と、血管位置信号と血管幅信号とを用いて、血管を表す血管画像信号を生成する血管画像信号生成部と、を備え、血管画像信号生成部は、血管幅信号と血管位置信号の論理積によって、血管位置信号で表される位置にあり、かつ、血管幅信号で表される幅を有する血管を抽出して血管画像信号を生成する。

40

また、本発明の内視鏡システムは、照明光を発生する光源と、照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、撮像センサから観察対象を表す画像信号を取得する画像信号取得部と、画像信号を用いて、観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する血管位置信号生成部と、画像信号を用いて、血管の幅を表す血管幅信号を生成する血管幅信号生成部と、血管位置信号と血管幅信号とを用いて、血管を表す血管画像信号を生成する血管画像信号生成部と、血管位置信号から陰影またはハレーションに由来するノイズを除去し、かつ、血管幅信号から陰影またはハレーションに由来するノイズを除去する第2除去部と、を備え、第2除去部は、赤色波長帯域に対応する画像信号を用いて、陰影に由来するノイズを除去する。

50

【 0 0 0 9 】

血管画像信号生成部は、血管幅信号と血管位置信号とを用いて、血管位置信号で表される位置にあり、かつ、血管幅信号で表される幅を有する血管を抽出して血管画像信号を生成することが好ましい。

【 0 0 1 0 】

血管画像信号生成部は、血管幅信号と血管位置信号の論理積によって血管画像信号を生成することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

血管幅信号生成部は、画像信号を二階微分し、二階微分後の画像信号の零点を用いて血管幅信号を生成することが好ましい。

10

【 0 0 1 2 】

血管位置信号は、画像信号にモルフォロジー処理によって血管位置信号を生成することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

画像信号から照明光による陰影またはハレーションを除去する第1除去部を備え、血管位置信号生成部は、陰影またはハレーションが除去された画像信号を用いて血管位置信号を生成し、血管幅信号生成部は、陰影またはハレーションが除去された画像信号を用いて血管幅信号を生成することが好ましい。

【 0 0 1 4 】

血管位置信号から陰影またはハレーションに由来するノイズを除去し、かつ、血管幅信号から陰影またはハレーションに由来するノイズを除去する第2除去部を備えることが好ましい。

20

【 0 0 1 5 】

第2除去部は、赤色波長帯域に対応する画像信号を用いて、陰影に由来するノイズを除去することが好ましい。

【 0 0 1 6 】

血管画像信号、または血管画像信号を用いて生成される画像を用いて、血管の密度を算出する血管密度算出部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

血管の密度を用いて、血管密度を表す血管密度画像信号を生成する血管密度画像信号生成部を備えることが好ましい。

30

【 0 0 1 8 】

画像信号を用いて生成される画像に、血管画像信号を重畳した画像を生成することが好ましい。

【 0 0 1 9 】

本発明のプロセッサ装置は、照明光を発生する光源と、照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、を有する内視鏡システムのプロセッサ装置において、撮像センサから観察対象を表す画像信号を取得する画像信号取得部と、画像信号を用いて、観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する血管位置信号生成部と、画像信号を用いて、血管の幅を表す血管幅信号を生成する血管幅信号生成部と、血管幅信号と血管位置信号の論理積によって、血管位置信号で表される位置にあり、かつ、血管幅信号で表される幅を有する血管を抽出して、血管を表す血管画像信号を生成する血管画像信号生成部と、を備える。

40

また、本発明のプロセッサ装置は、照明光を発生する光源と、照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、を有する内視鏡システムのプロセッサ装置において、撮像センサから観察対象を表す画像信号を取得する画像信号取得部と、画像信号を用いて、観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する血管位置信号生成部と、画像信号を用いて、血管の幅を表す血管幅信号を生成する血管幅信号生成部と、血管位置信号と血管幅信号とを用いて、血管を表す血管画像信号を生成する血管画像信号生成部と、血管位置信号から陰影またはハレーションに由来するノイズを除去し、かつ、血管幅信号から陰影ま

50

たはハレーションに由来するノイズを除去する第２除去部であって、赤色波長帯域に対応する画像信号を用いて、陰影に由来するノイズを除去する第２除去部と、を備える。

【発明の効果】

【００２２】

本発明によれば、血管の位置及び幅をともに正確に抽出する内視鏡システム、プロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、及びプロセッサ装置の作動方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２３】

【図１】内視鏡システムの外觀図である。

10

【図２】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図３】紫色光、青色光、緑色光、及び赤色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図４】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図５】特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図６】血管からの光が拡散される様子を示す説明図である。

【図７】撮像センサでの受光量の分布を表すグラフである。

【図８】血管位置信号の生成方法を示す説明図である。

【図９】血管幅信号の生成方法を示す説明図である。

【図１０】第１実施形態のフローチャートである。

【図１１】ＲＧＢ各色の画像信号から生成される画像の模式図である。

20

【図１２】血管位置信号の模式図である。

【図１３】血管幅信号の模式図である。

【図１４】血管画像信号の模式図である。

【図１５】血管強調画像信号の模式図である。

【図１６】アーチファクトがある画像の模式図である。

【図１７】第２実施形態の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図１８】Ｒ画像信号の模式図である。

【図１９】変形例の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図２０】第３実施形態の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図２１】血管密度画像信号の模式図である。

30

【図２２】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【００２４】

〔第１実施形態〕

図１に示すように、内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、光源装置１４と、プロセッサ装置１６と、モニタ１８と、コンソール１９とを有する。内視鏡１２は、光源装置１４と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置１６と電氣的に接続される。内視鏡１２は、被検体内に挿入される挿入部１２ａと、挿入部１２ａの基端部分に設けられた操作部１２ｂと、挿入部１２ａの先端側に設けられた湾曲部１２ｃ及び先端部１２ｄを有している。操作部１２ｂのアングルノブ１２ｅを操作することにより、湾曲部１２ｃは湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部が所望の方向に向けられる。

40

【００２５】

また、操作部１２ｂには、アングルノブ１２ｅの他、モード切り替えスイッチ１３ａ、ズーム操作部１３ｂ、静止画像取得指示部（図示しない）等が設けられている。モード切り替えスイッチ１３ａは、観察モードの切り替え操作に用いられる。内視鏡システム１０は、観察モードとして通常観察モードと特殊観察モードとを有している。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮像して得た自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ１８に表示する。特殊観察モードでは、観察対象を撮像して得た画像信号を用いて、観察対象に含まれる血管を抽出した血管画像信号を生成する。そして、血管画像信号を用いることにより、血管を強調表示する画像（以下、血管強調画像という）

50

をモニタ 18 に表示する。

【0026】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電氣的に接続される。モニタ 18 は、観察対象の画像や、観察対象の画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置 16 には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続しても良い。

【0027】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、光源 20 と、光源 20 を制御する光源制御部 22 と、を備えている。光源 20 は、例えば複数の半導体光源を有し、これらをそれぞれ点灯または消灯し、点灯する場合には各半導体光源の発光量を制御することにより、観察対象に照射する照明光を発生する。本実施形態では、光源 20 は、V - L E D (Violet Light Emitting Diode) 23 a、B - L E D (Blue Light Emitting Diode) 23 b、G - L E D (Green Light Emitting Diode) 23 c、及び R - L E D (Red Light Emitting Diode) 23 d の四色の L E D を有する。図 3 に示すように、V - L E D 23 a は、中心波長 405 nm、波長帯域 380 ~ 420 nm の紫色光 V を発光する紫色光源である。B - L E D 23 b は、中心波長 460 nm、波長帯域 420 ~ 500 nm の青色光 B を発する青色半導体光源である。G - L E D 23 c は、波長帯域が 480 ~ 600 nm に及ぶ緑色光 G を発する緑色半導体光源である。R - L E D 23 d は、中心波長 620 ~ 630 nm で、波長帯域が 600 ~ 650 nm に及び赤色光 R を発光する赤色半導体光源である。なお、V - L E D 23 a と B - L E D 23 b の中心波長は ± 5 nm から ± 10 nm 程度の幅を有する。

【0028】

これらの各 L E D 23 a ~ 23 d の点灯や消灯、点灯時の発光量等は、光源制御部 22 が各々に独立した制御信号を入力することによって各々に制御することができる。本実施形態では、通常観察モード及び特殊観察モードのどちらの観察モードでも、光源制御部 22 は、V - L E D 23 a、B - L E D 23 b、G - L E D 23 c、及び R - L E D 23 d を全て点灯させる。このため、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R を含む白色光が、通常観察モード及び特殊観察モードの照明光として用いられる。

【0029】

各 L E D 23 a ~ 23 d が発する各色の光は、ミラーやレンズ等で形成される光路結合部（図示しない）を介して、挿入部 12 a 内に挿通されたライトガイド 41 に入射される。ライトガイド 41 は、内視鏡 12 及びユニバーサルコード（内視鏡 12 と、光源装置 14 及びプロセッサ装置 16 を接続するコード）に内蔵されている。ライトガイド 41 は、光源 20 が発生した照明光を、内視鏡 12 の先端部 12 d まで伝搬する。

【0030】

内視鏡 12 の先端部 12 d には、照明光学系 30 a と撮像光学系 30 b が設けられている。照明光学系 30 a は照明レンズ 45 を有しており、ライトガイド 41 によって伝搬された照明光は照明レンズ 45 を介して観察対象に照射される。撮像光学系 30 b は、対物レンズ 46、ズームレンズ 47、撮像センサ 48 を有している。照明光を照射したことによる観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光は、対物レンズ 46 及びズームレンズ 47 を介して撮像センサ 48 に入射する。これにより、撮像センサ 48 に観察対象の像が結像される。なお、ズームレンズ 47 は、ズーム操作部 13 b を操作することでテレ端とワイド端との間で自在に移動され、撮像センサ 48 に結像する観察対象の反射像を拡大または縮小する。

【0031】

撮像センサ 48 は、照明光が照射された観察対象を撮像するカラー撮像センサである。撮像センサ 48 の各画素には、図 4 に示す R（赤色）カラーフィルタ、G（緑色）カラーフィルタ、B（青色）カラーフィルタのいずれかが各画素に設けられている。このため、撮像センサ 48 は、紫色から青色の光を B カラーフィルタが設けられた B 画素（青色画素

10

20

30

40

50

）で受光し、緑色の光をGカラーフィルタが設けられたG画素（緑色画素）で受光し、赤色の光をRカラーフィルタが設けられたR画素（赤色画素）で受光する。そして、各色の画素から、R G B各色の画像信号を出力する。

【 0 0 3 2 】

撮像センサ48としては、C C D（Charge Coupled Device）撮像センサやC M O S（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。また、原色の撮像センサ48の代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（緑）の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、C M Y Gの四色の画像信号が出力されるので、補色 - 原色色変換によって、C M Y Gの四色の画像信号をR G Bの三色の画像信号に変換することにより、撮像センサ48と同様のR G B画像信号を得ることができる。また、撮像センサ48の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。

10

【 0 0 3 3 】

C D S / A G C回路51は、撮像センサ48から得られるアナログの画像信号に相関二重サンプリング（C D S ; Correlated Double Sampling）や自動利得制御（A G C ; Automatic Gain Control）を行う。C D S / A G C回路51を経た画像信号は、A / D（Analog to Digital）コンバータ52により、デジタル画像信号に変換される。A / D変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置16に入力される。

【 0 0 3 4 】

プロセッサ装置16は、画像信号取得部53と、D S P（Digital Signal Processor）56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部61と、通常画像処理部66と、特殊画像処理部67と、映像信号生成部68と、を備えている。画像信号取得部53は、C D S / A G C回路51及びA / Dコンバータ52を介して、撮像センサ48からデジタルの画像信号を取得する。

20

【 0 0 3 5 】

D S P 56は、取得した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。

30

【 0 0 3 6 】

ゲイン補正処理後の画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。ガンマ変換処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、または同時化処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がR G B各色の信号を有するようになる。ノイズ除去部58は、D S P 56でデモザイク処理等が施された画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等による）を施すことによってノイズを除去する。ノイズが除去された画像信号は、画像処理切替部61に送信される。モード切り替えスイッチ13aの操作によって通常観察モードにセットされている場合、画像処理切替部61は、R G B各色の画像信号を通常画像処理部66に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、R G B画像信号を特殊画像処理部67に送信する。

40

【 0 0 3 7 】

通常画像処理部66は、通常観察モードに設定されている場合に作動し、受信した画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、通常画像信号を生成する。色変換処理では、R G B画像信号に対して3 × 3のマトリックス処理、階調変換処理、及び3次元L U T（ルックアップテーブル）処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みの画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画

50

像信号に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した通常画像信号を用いたカラー画像が通常画像である。

【 0 0 3 8 】

特殊画像処理部 6 7 は、特殊観察モードに設定されている場合に作動する画像処理部であり、図 5 に示すように、特殊画像処理部 6 7 は、血管位置信号生成部 7 6 と、血管幅信号生成部 7 7 と、血管画像信号生成部 7 8 と、血管強調画像信号生成部 7 9 と、を備える。

【 0 0 3 9 】

血管位置信号生成部 7 6 は、画像処理切替部 6 1 から受信した画像信号を用いて、観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する。具体的には、血管位置信号生成部 7 6 は、ブラックハット処理によって、入力された画像信号から観察対象の血管を抽出し、さらにブラックハット処理後の画像信号を、二値化することにより、血管を表す画素の画素値が特定の正值（例えば「1」）を有し、それ以外の画素の画素値が零の血管位置信号を生成する。血管位置信号は、血管画像信号生成部 7 8 に入力される。

【 0 0 4 0 】

ブラックハット処理は、ノイズを除きつつ、近隣の画素と比較して画素値が小さい画素を抽出するモルフォロジー処理（モフォロジー処理とも言う）であり、クロージング処理を施した画像信号から、元の画像信号を減算する処理である。クロージング処理は、明るい領域を膨張させる膨張（dilation）処理を行った後、明るい領域を収縮させる収縮（erosion）処理を施す処理である。撮像センサ 4 8 から得られる画像信号は観察対象から入射する光の光量に比例する画素値を有している。そして、血管は粘膜等比べて照明光を吸収しやすいヘモグロビンを多く含む。したがって、血管は画像信号中では画素値が小さいので、ブラックハット処理によって血管を抽出することができる。また、クロージング処理をした画像信号から元の画像信号を減算するので、ブラックハット処理後の画像信号では、血管を表す画素の画素値は大きい値になる。

【 0 0 4 1 】

ブラックハット処理に用いる構造要素（カーネルともいう）の大きさや形状等が適切に設定されていれば、ブラックハット処理後の画像信号を二値化することにより、ほぼ血管だけを正確に抽出することができる。このため、血管位置信号生成部 7 6 が生成する血管位置信号は、血管の位置を正確に表している。但し、血管位置信号が表す血管は、幅（画像上での太さ）は不正確であり、誤差を含んでいる。これは、図 6 に示すように、血管 1 0 1 からの光 1 0 2 は、観察対象 1 0 3 を伝搬する間に、散乱等によって拡散されるからである。図 7 に示すように、血管 1 0 1 からの光 1 0 2 が散乱等によって拡散されることで、撮像センサ 4 8 での受光量の分布がガウス関数型に広がるとすると、図 8 に示すように、ブラックハット処理後の画像信号 1 0 5 を二値化して、血管位置信号 1 0 6 を生成すると、二値化するための閾値 T_h の設定値によって、血管位置信号 1 0 6 中での血管 1 0 1 の幅は変化してしまう。したがって、血管位置信号 1 0 6 は血管 1 0 1 の位置は正確であるが、血管 1 0 1 の幅には誤差がある。血管 1 0 1 の位置が正確であるとは、ノイズがなく、抽出されたものがほぼ血管 1 0 1 だけであることを言う。

【 0 0 4 2 】

なお、特殊画像処理部 6 7 は画像処理切替部 6 1 から R G B 各色の画像信号を受信するが、血管位置信号生成部 7 6 はこれらのうち少なくとも青色波長帯域に対応する B 画像信号を用いて血管位置信号を生成する。これは、R G B 各色の画像信号のうち、B 画像信号は、病変等の診断に重要性が高い粘膜表層付近にある血管のコントラストが最も高い画像信号だからである。設定により、粘膜下の比較的深い位置にある血管を抽出する場合には、緑色波長帯域に対応する G 画像信号を使用しても良い。

【 0 0 4 3 】

血管幅信号生成部 7 7 は、画像処理切替部 6 1 から受信した画像信号を用いて、観察対象の血管の幅を表す血管幅信号を生成し、血管画像信号生成部 7 8 に入力する。具体的には、血管幅信号生成部 7 7 は、ブラックハット処理によって、観察対象の血管を抽出し、

さらにブラックハット処理後の画像信号にLOGフィルタ(Laplacian Of Gaussian Filter)を施す。そして、LOGフィルタを施した後の画像信号の零点を用いて、二値の血管幅信号を生成する。LOGフィルタは、ガウシアンフィルタとラプラシアンフィルタとの複合フィルタであり、ガウシアンフィルタによって画像信号を平滑化してノイズを除去した後に、ラプラシアンフィルタによって二階微分をするフィルタである。すなわち、血管幅信号生成部77は、二階微分後の画像信号の零点を用いて血管幅信号を生成する。

【0044】

例えば、図9(A)に示すブラックハット処理後の画像信号105に対してLOGフィルタを施すと、図9(B)に示すように、LOGフィルタ後の画像信号107の零点は、血管101のエッジをほぼ正確に表す。このため、図9(C)に示すように、血管幅信号生成部77は、LOGフィルタ後の画像信号107の零点間かつ画素値が負の領域を抽出することにより、血管幅信号108を生成する。血管幅信号108では、血管を表す領域を特定の正值(例えば「1」)を有する「白」の画素で表し、血管以外の領域を画素値が零の「黒」の画素で表す。上記生成方法から分かる通り、血管幅信号108は血管101の幅は正確である。但し、微分をするラプラシアンフィルタを用いるので、極僅かなノイズでも強調され、血管101以外のものもノイズとして抽出されてしまう。したがって、血管幅信号108は、血管101の幅を正確に表すが、血管101以外のノイズをも含んでいる。

【0045】

血管画像信号生成部78は、血管位置信号と血管幅信号とを用いて、観察対象の血管を表す血管画像信号を生成する。具体的には、血管位置信号と血管幅信号との論理積(“AND”)によって、血管画像信号を生成する。血管位置信号と血管幅信号との論理積をとると、血管位置信号と血管幅信号とで共通して特定の正值を有する画素だけが抽出され、血管位置信号または血管幅信号のいずれかのみで特定の正值を有する画素は画素値が零の画素になる。したがって、血管画像信号が表す血管は、血管位置信号で表される位置に有り、かつ、血管幅信号で表される幅を有する。さらに、血管画像信号には、血管以外のノイズ成分もほとんど含まれない。すなわち、血管画像信号は、位置及び幅を正確に、元の画像信号から血管だけを抽出した画像信号に対応する。

【0046】

なお、血管幅信号生成部77が、RGB各色の画像信号のうち、少なくとも青色波長帯域に対応するB画像信号を用いて血管幅信号を生成するのは、血管位置信号生成部76と同じである。設定によっては、G画像信号を使用する場合がある。

【0047】

血管強調画像信号生成部79は、特殊画像処理部67が画像処理切替部61から受信した元の画像信号と、血管画像信号生成部78が生成した血管画像信号を用いて、血管強調画像信号を生成する。具体的には、血管強調画像信号生成部79は、まず、特殊画像処理部67が画像処理切替部61から受信した元の画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、通常画像処理部66が生成する通常画像信号に対応する血管強調画像信号のベースとなる画像信号(以下、ベース画像信号という)を生成する。次いで、血管強調画像信号生成部79は、ベース画像信号に血管画像信号を重畳して血管強調画像信号を生成する。したがって、血管強調画像信号では、観察対象に含まれる血管の位置及び幅が、ほぼ誤差なく、正確に強調されている。

【0048】

通常画像処理部66が生成する通常画像信号、及び、特殊画像処理部67が生成する血管強調画像信号は、映像信号生成部68に入力される。映像信号生成部68は通常画像信号や血管強調画像信号をモニタ18で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号を用いて、モニタ18は、通常画像や血管強調画像を表示する。

【0049】

次に、特殊観察モードにおける画像処理の一連の流れを図10に沿って説明する。まず、光源20が照明光を発生し(S11:照明光発生ステップ)、撮像センサ48が、照明

10

20

30

40

50

光が照射された観察対象を撮像する（Ｓ１２：撮像ステップ）。そして、プロセッサ装置１６は、画像信号取得部５３によって撮像センサ４８から画像信号を取得する（Ｓ１３：画像信号取得ステップ）。画像信号取得部５３が取得した画像信号は、ＤＳＰ５６やノイズ除去部５８によってデモザイク処理やノイズ除去処理等の各種処理が施された後、画像処理切替部６１を介して、特殊画像処理部６７に送信する。

【００５０】

特殊画像処理部６７が受信する画像信号は、ＲＧＢ各色の画像信号であり、この各色の画像信号を使用してカラー画像を生成すれば、図１１に示す画像１２１のように、観察対象の起伏等の形状１２２が観察可能であり、さらに、粘膜の表層付近にある表層血管１２３が観察できる他、表層血管１２３の中でも粘膜の表面に極めて近い深さに分布する血管（以下、極表層血管という）１２４が観察できる。このように、画像１２１によって、表層血管１２３や極表層血管１２４が観察できるのは、紫色光Ｖを含む照明光を照明光に用いているからである。

【００５１】

特殊画像処理部６７は、観察対象を撮像して得た画像信号を受信すると、血管位置信号生成部７６において、受信した元の画像信号に対してブラックハット処理をし、ブラックハット処理後の画像信号を特定の閾値を用いて二値化することにより、血管位置信号を生成する（Ｓ１４：血管位置信号生成ステップ）。図１２に示すように、血管位置信号１３１は、元の画像信号から生成した画像１２１（図１１参照）から、表層血管１２３及び極表層血管１２４が抽出された画像信号になっている。血管位置信号１３１は、表層血管１２３及び極表層血管１２４の位置は正しいが、その幅（太さ）は誤差を含む。例えば、図１２の血管位置信号１３１では、元の画像信号（図１１の画像１２１）に対して、表層血管１２３及び極表層血管１２４が太く抽出されている。

【００５２】

また、特殊画像処理部６７は、観察対象を撮像して得た画像信号を受信すると、血管幅信号生成部７７において、受信した元の画像信号に対してブラックハット処理をし、ブラックハット処理後の画像信号にＬＯＧフィルタを施す。そして、ＬＯＧフィルタが施された画像信号の零点間かつ画素値が負の領域にある画素の画素値を特定の正值とし、それ以外の領域にある画素の画素値を零とした血管幅信号を生成する（Ｓ１５：血管幅信号生成ステップ）。図１３に示すように、血管幅信号１４１は、元の画像信号から生成した画像１２１（図１１参照）から、表層血管１２３及び極表層血管１２４が抽出された画像信号になっている。血管幅信号１４１は、表層血管１２３及び極表層血管１２４の幅（太さ）は正しいが、微分を含むＬＯＧフィルタを用いているので、ノイズを含む。例えば、図１３の血管幅信号１４１では、元の画像信号（図１１の画像１２１）や血管位置信号１３１（図１２）にはないノイズ１４２が表れる。

【００５３】

そこで、特殊画像処理部６７は、血管位置信号１３１と血管幅信号１４１との論理積をとることにより、血管画像信号を生成する（Ｓ１６：血管画像信号生成ステップ）。図１４に示すように、血管画像信号１５１には、血管幅信号１４１に表れるノイズ１４２はなく、血管画像信号１５１は、表層血管１２３及び極表層血管１２４の位置が正しく、かつ、表層血管１２３及び極表層血管１２４の幅も正しい画像信号である。

【００５４】

特殊画像処理部６７は、上記のように血管画像信号生成部７８によって血管画像信号１５１を生成すると、血管強調画像信号生成部７９によって、元の画像信号を用いてカラーのベース画像信号を生成し、さらに生成したベース画像信号に血管画像信号１５１を重畳して血管強調画像信号を生成する（Ｓ１７：血管強調画像信号生成ステップ）。図１５に示すように、血管強調画像信号１６１では、元の画像信号に対応する画像１２１にある観察対象の起伏等の形状１２２が観察可能な他、元の画像信号に対応する画像１２１と比較して、表層血管１２３及び極表層血管１２４が強調されており、強調された表層血管１２３及び極表層血管１２４の位置及び幅も正確である。血管強調画像信号生成部７９が生成

した血管強調画像信号 161 は、映像信号生成部 68 によってモニタ 18 に表示可能な形式の映像信号に変換され、モニタ 18 に出力表示される (S18)。

【0055】

上記のように、内視鏡システム 10 では、観察対象を撮像して得た画像信号から血管を抽出するときに、ノイズが少なく血管の位置が正確な血管位置信号 131 と、ノイズが含まれるが血管の幅が正確な血管幅信号 141 と、を生成し、これらの論理積をとることによって、元の画像信号から血管を抽出した画像信号に対応する血管画像信号 151 を生成する。このため、内視鏡システム 10 は、位置及び幅が両方とも正確に血管を抽出することができる。そして、上記のように生成した血管画像信号 151 を用いることで、従来の血管を強調表示する従来の内視鏡システムと比較すると、内視鏡システム 10 は表層血管 123 や極表層血管 124 等の血管の位置及び幅を両方とも正確に強調表示することができる。

10

【0056】

例えば、ベース画像信号に、血管位置信号 131 を重畳して血管強調をすると、強調された表層血管 123 及び極表層血管 124 の位置は正しいが、幅が不正確であるため、元の画像信号に対応する画像 121 よりも太い範囲が強調されてしまう。また、ベース画像信号に、血管幅信号 141 を重畳して血管強調をすると、表層血管 123 及び極表層血管 124 は太さが正確に強調されるが、ノイズ 142 があるため、元の画像 121 では表層血管 123 及び極表層血管 124 がない部分にも強調されてしまう箇所が表れるので、表層血管 123 及び極表層血管 124 の有無を誤認し易い。これに対して、内視鏡システム 10 は、上記のように生成した血管画像信号 151 を用いるので、位置が正確であり、かつ、幅も正確に、表層血管 123 及び極表層血管 124 を強調表示することができる。

20

【0057】

[第2実施形態]

上記第1実施形態では、血管位置信号生成部 76 は、特殊画像処理部 67 に入力された画像信号を用いて血管位置信号を生成する。また、血管幅信号生成部 77 は、特殊画像処理部 67 に入力された画像信号を用いて血管幅信号を生成する。すなわち、血管位置信号生成部 76 及び血管幅信号生成部 77 は、観察対象を撮像して得た画像信号をそのまま使用して、それぞれ血管位置信号と血管幅信号とを生成する。しかしながら、観察対象を撮像して得た画像信号には、照明光の照射の仕方等の撮像時の問題によって、血管の抽出を妨げる(誤抽出の原因となる)ノイズが含まれている場合がある。血管の抽出を妨げるノイズや、このノイズによって誤抽出される血管は、アーチファクトと称される。

30

【0058】

例えば、図16に示すように、観察対象を撮像して得た画像信号を生成して得た画像信号 221 には、ハレーション 226 や陰影 227 等の照明光の照射によるアーチファクトが含まれている。ハレーション 226 は、観察対象に付着した液滴や観察対象の起伏等の形状 122 によって、照明光の反射光の光量が局所的に大きくなってしまった箇所である。ハレーション 226 の境界付近では画素値の変動が大きく、細かい暗線と輝線が繰り返されるノイズが生じる。このため、ハレーション 226 があると、ハレーション 226 の境界付近に表れるノイズのうち暗線の部分が血管として抽出されてしまうことがある。また、陰影 227 は、観察対象の起伏等の形状 122 と照明光の照射角度の相対的な関係によって、照明光が届きにくく、周辺の画素と比べて画素値が小さくなってしまった箇所である。陰影 227 のスケールが表層血管 123 や極表層血管 124 と同程度のスケールの場合、陰影 227 が血管として抽出されてしまう場合がある。

40

【0059】

このため、第2実施形態の内視鏡システムでは、図17に示すように、特殊画像処理部 67 にアーチファクトを除去するための第1除去部 201 (除去部)を備える。それ以外の構成は、第1実施形態の内視鏡システム 10 と同じである。第1除去部 201 は、特殊画像処理部 67 が画像処理切替部 61 から受信した画像信号から、ハレーション 226 とハレーション 226 の境界付近に表れるノイズ(以下、ハレーション等という)や陰影 2

50

２７等のアーチファクトを検出し、検出したハレーション等や陰影２２７を除去する。そして、血管位置信号生成部７６及び血管幅信号生成部７７は、アーチファクトが除去された画像信号を用いて、それぞれ血管位置信号と血管幅信号を生成する。こうしてアーチファクトが除去された画像信号を用いることにより、正確に表層血管１２３及び極表層血管１２４を抽出することができる。

【００６０】

第１除去部２０１は、例えば、特殊画像処理部６７が受信するＲＧＢ各色の画像信号のうち、赤色波長帯域に対応するＲ画像信号を用いて、アーチファクトを検出する。青色波長帯域に対応するＢ画像信号は、表層血管１２３及び極表層血管１２４のコントラストが高く、緑色波長帯域に対応するＧ画像信号は、表層血管１２３よりも深い位置にある血管が写し出されていることがある。これに対し、図１８に示すように、Ｒ画像信号２８１は、観察対象の起伏等の形状１２２、ハレーション等、及び陰影２２７は写し出されているが、血管に関する情報はほとんど担持していない。このため、第１除去部２０１は、Ｂ画像信号及びＧ画像信号からＲ画像信号を減算することによって、Ｂ画像信号及びＧ画像信号からアーチファクトを除去する。

10

【００６１】

なお、アーチファクトとしてハレーション等を除去する場合、第１除去部２０１は、画素値が特定閾値以上の領域をハレーション２２６として検出し、その境界付近の暗線及び輝線のパターンを検出する。そして、第１除去部２０１は、検出したハレーション等がある領域内では、血管位置信号生成部７６及び血管幅信号生成部７７において血管を抽出させないようにしても良い。

20

【００６２】

また、第１除去部２０１は、Ｒ画像信号を用いて、ハレーション等及び陰影２２７を一括して除去しているが、ハレーション等の除去と陰影２２７の除去をそれぞれ別に行っても良い。例えば、陰影２２７を考慮せず、ハレーション等を除去するだけであれば、血管位置信号生成部７６及び血管幅信号生成部７７が使用する画像信号を用いてハレーション等を検出し、除去することが好ましい。したがって、第１除去部２０１は、血管位置信号生成部７６及び血管幅信号生成部７７が用いるＢ画像信号またはＧ画像信号を用いてハレーション等を検出及び除去するようにしても良い。そして、これとは別に、第１除去部２０１は、Ｒ画像信号を用いてＢ画像信号またはＧ画像信号から陰影２２７を除去する検出及び除去するようにしても良い。

30

【００６３】

上記第２実施形態では、血管位置信号生成部７６及び血管幅信号生成部７７が使用する画像信号からアーチファクトを除去し、アーチファクトを除去した画像信号を用いて血管位置信号及び血管幅信号を生成しているが、代わりに、血管位置信号生成部７６及び血管幅信号生成部７７が生成した血管位置信号及び血管幅信号から、アーチファクト（陰影２２７やハレーション等に由来するノイズ）を除去しても良い。この場合、図１９に示すように、特殊画像処理部６７に第２除去部２１１を設ける。第２除去部２１１は、血管位置信号生成部７６が生成する血管位置信号からアーチファクトまたはアーチファクトに由来するノイズを除去する。かつ、第２除去部２１１は、血管幅信号生成部７７が生成する血管幅信号からアーチファクトまたはアーチファクトに由来するノイズを除去する。

40

【００６４】

例えば、第２除去部２１１は、特殊画像処理部６７に入力されるＲＧＢ画像信号のうちのいずれかを用いてハレーション等を検出する。そして、血管位置信号生成部７６及び血管幅信号生成部７７が生成した血管位置信号及び血管幅信号から、ハレーション等が検出された範囲内に抽出された誤抽出の可能性が高い血管（ハレーション等に由来するノイズ）を除去する。また、第２除去部２１１は、特殊画像処理部６７に入力されたＲＧＢ画像信号のうち、例えばＲ画像信号を用いて陰影２２７の領域を検出する。そして、血管位置信号生成部７６及び血管幅信号生成部７７が生成した血管位置信号及び血管幅信号から、陰影２２７がある範囲内に抽出された誤抽出の可能性が高い血管（陰影２２７に由来する

50

ノイズ)を除去する。

【0065】

第2除去部211は、上記のようにアーチファクトを除去した血管位置信号及び血管幅信号を血管画像信号生成部78に入力する。血管画像信号生成部78は、アーチファクトが除去された血管位置信号及び血管幅信号を用いて血管画像信号を生成する。このように、アーチファクトを含む血管位置信号及び血管幅信号から、アーチファクトを除去することでも、上記第2実施形態と同様に正確に表層血管123及び極表層血管124を抽出することができる。

【0066】

上記第2実施形態では、ハレーション等や陰影227、またはこれらに由来するノイズを除去しているが、この他にも腺管構造(ピットパターン)は血管抽出においてアーチファクトになり得る。例えば、腺管構造は、画像信号上で高輝度の筋に見え、腺管構造の筋の間は腺管構造に比べて低輝度の領域になるので、腺管構造間の低輝度領域は、血管として誤抽出される場合がある。したがって、第1除去部201(図17参照)を設ける場合、第1除去部201は、特殊画像処理部67に入力されるRGB画像信号のうち、例えばB画像信号を用いて、筋状の高輝度領域である腺管構造を検出し、血管位置信号生成部76及び血管幅信号生成部77が使用する画像信号から腺管構造の像を除去するようにすることが好ましい。これにより、腺管構造間の低輝度領域は、血管位置信号及び血管幅信号の生成時に誤抽出されなくなる。また、第1除去部201は、腺管構造が検出された領域を血管の抽出対象から除外させることで、血管位置信号及び血管幅信号に誤抽出されなくなるようにしても良い。

【0067】

第2除去部211(図19参照)を設けて、血管位置信号及び血管幅信号からアーチファクトまたはアーチファクトに由来するノイズを除去する場合には、第2除去部211は、特殊画像処理部67に入力されるRGB画像信号のいずれかを用いて腺管構造が写し出された領域を検出し、血管位置信号及び血管幅信号から、検出した腺管構造の領域内に抽出された血管を除去することが好ましい。こうすると、血管位置信号及び血管幅信号から、腺管構造があることによって誤抽出された血管を除去することができる。

【0068】

[第3実施形態]

上記第1実施形態及び第2実施形態では、特殊画像処理部67は、血管画像信号生成部78によって血管画像信号151を生成した後、血管強調画像信号生成部79によって、ベース画像信号に血管画像信号151を重畳することにより血管強調画像信号161を生成しているが、血管強調画像信号161を生成する代わりに、あるいは、血管強調画像信号161を生成した上でさらに、血管画像信号151を用いて、診断の指標となる血管に関する情報を求めても良い。診断の指標となる血管に関する情報とは、血管の密度(以下、血管密度という)、異常な形状の血管の有無や割合、単位面積中の血管の本数、血管の走行方向、血管の走行方向のばらつきの程度(血管の走行方向の揃い具合)、等である。

【0069】

例えば、診断の指標となる血管に関する情報として血管密度を算出する場合、図20に示すように、特殊画像処理部67に血管密度算出部301と血管密度画像信号生成部302とを設ける。血管密度算出部301は、血管画像信号生成部78が生成した血管画像信号151または、血管画像信号151から生成される画像を用いて血管密度を算出する。血管密度は、単位面積中にある血管の割合であり、血管密度算出部301は、血管密度を画素毎に算出する。具体的には、血管画像信号151から、血管密度を算出する画素を中心を含む特定の大きさ(単位面積)の領域を切り出し、その領域内の全画素に占める表層血管123及び極表層血管124の割合を算出する。これを血管画像信号151の全画素について行うことで、血管画像信号151の各画素の血管密度を算出する。

【0070】

図21に示すように、血管密度画像信号生成部302は、血管密度画像信号321を生

10

20

30

40

50

成する。血管密度画像信号 3 2 1 は、血管強調画像信号生成部 7 9 と同様に生成したベース画像信号の各画素を、血管密度の値に応じて着色することによって血管密度を色温度で表す画像信号である。

【 0 0 7 1 】

上記のように、血管画像信号 1 5 1 を用いて、診断の指標となる血管密度等を算出する内視鏡システムは、血管の位置及び幅を正確に抽出した血管画像信号 1 5 1 を用いることができるので、従来の内視鏡システムよりも正確で有益な指標を算出することができる。このため、従来では不正確さのために、算出しても診断の指標とまではなりえなかった数値も、診断に利用可能な指標にすることができる。

【 0 0 7 2 】

上記第 3 実施形態では、血管画像信号 1 5 1 を用いて血管密度を画素毎に算出し、血管密度を色で表す血管密度画像信号 3 2 1 を生成しているが、血管密度を血管画像信号 1 5 1 の全体を単位面積として、血管画像信号 1 5 1 に対して一つの血管密度を算出する場合には、ベース画像信号あるいは血管強調画像信号 1 6 1 とともに血管密度の数値をモニタ 1 8 に出力しても良い。また、上記のように各画素について血管密度を算出する場合に、ベース画像または血管強調画像信号 1 6 1 をモニタ 1 8 に表示し、モニタ 1 8 上で指定された箇所の血管密度を数値でモニタ 1 8 に出力するようにしても良い。

【 0 0 7 3 】

なお、上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、及び第 3 実施形態では、特殊画像処理部 6 7 が画像処理切替部 6 1 から取得する画像信号の各画素は、撮像センサ 4 8 の各画素の受光量に比例する画素値を有し、血管位置信号生成部 7 6 及び血管幅信号生成部 7 7 では、この受光量に比例する画素値を有する画像信号を用いて血管位置信号及び血管幅信号をそれぞれ生成しているが、血管位置信号生成部 7 6 及び血管幅信号生成部 7 7 は、受光量に比例する画素値を有する画像信号を、対数変換して、濃度に比例する画像信号に変換してから血管位置信号及び血管幅信号をそれぞれ算出してもよい。こうすると、照明光の照度によらず、安定して血管位置信号及び血管幅信号をそれぞれ生成することができる。

【 0 0 7 4 】

上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、及び第 3 実施形態では、血管位置信号生成部 7 6 及び血管幅信号生成部 7 7 において、ブラックハット処理を行っているが、画像信号を反転させ、血管が高輝度（白色）で写し出される画像信号に変換して用いる場合には、ブラックハット処理の代わりに、トップハット処理を行う。トップハット処理は、ノイズを除きつつ、近隣の画素と比較して画素値が大きい画素を抽出するモルフォロジー処理であり、元の画像信号から、オープニング処理を施した画像信号を減算する処理である。オープニング処理は、収縮処理を特定回数行った後、拡張処理を同じ回数施す処理である。

【 0 0 7 5 】

上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、及び第 3 実施形態では、ブラックハット処理を用いて血管位置信号及び血管幅信号をそれぞれ生成しているが、ブラックハット処理に用いる構造要素は、ひし形であることが好ましい。また、円形の構造要素を用いても良い。これは、血管の走行方向が 3 6 0 度全ての方向であり得るからである。ガボールフィルタ処理等によって、予め血管の走行方向が判明している場合には、判明している血管の走行方向に特化した構造要素を使用しても良い。

【 0 0 7 6 】

上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、及び第 3 実施形態では、血管位置信号を生成するときに、ブラックハット処理を用いているが、その代わりに、テンプレートマッチング、ガボールフィルタ、閾値法、機械学習法等を用いても良い。テンプレートマッチングは、血管のテンプレートを予め用意し、テンプレートに一致する形状を抽出する処理である。テンプレートマッチングを用いて血管位置信号を生成する場合、全ての血管を抽出するのではなく、特定の血管（例えば、病変と関連性が高い異常な形状の血管）だけを抽出しても良い。テンプレートマッチングを用いて、特定の血管だけを抽出する場合には、血管の特徴から診断をアシストする情報をモニタ 1 8 に表示させても良い。例えば、A A 分類 B B

10

20

30

40

50

型の血管が抽出されたときには、「病変ＣＣの可能性あります」等とモニタ１８に表示する。

【００７７】

ガボールフィルタは、特定の方向性を有する構造を抽出するフィルタである。このため、血管位置信号を生成するときに、ガボールフィルタを用いる場合には、縦横斜めのガボールフィルタを用いて血管を抽出する。また、ガボールフィルタを用いる場合には、血管の走行方向に偏りがあるか否かを判別できるので、例えば縦横斜めの全ての成分が均一である場合には、不整走行の可能性あることをモニタ１８に表示し、診断をアシストすることが好ましい。

【００７８】

閾値法は、特定の閾値を設定し、画素値が特定の閾値以下の領域を血管として抽出する方法である。ブラックハット処理の代わりに、閾値法を用いて血管位置信号を生成する場合、照明光の照射光量にムラがある場合には、これを打ち消す処理を加えることが好ましい。例えば、低周波成分で規格化したり、ヘモグロビンによる吸収が殆どないために血管が殆ど写し出されないＲ画像信号で規格化したりすることで、照明光の照射光量のムラを打ち消すことができる。また、閾値法を用いる場合、閾値は動的に決定しても良い。閾値を動的に決定する方法には、大津法などがある。

【００７９】

上記第１実施形態、第２実施形態、及び第３実施形態では、ＬＯＧフィルタを用いて血管幅信号を生成しているが、ＬＯＧフィルタの代わりに、ラプラシアンフィルタだけを用いて血管幅信号を生成しても良い。但し、ノイズに対するロバスト性を高めるためには、ガウシアンフィルタを組み合わせる用いるＬＯＧフィルタを用いるほうが良い。また、ＬＯＧフィルタを用いると、ガウシアンフィルタによって平滑化されている分、画像信号にボケが含まれるようになるので、ＬＯＧフィルタ後の画像信号に対して、さらにモルフォロジー処理を行ってガウシアンフィルタでぼけた分を補正することが好ましい。

【００８０】

また、上記第１実施形態、第２実施形態、及び第３実施形態では、血管のボケをガウス関数型になると仮定しているが、ガウス関数以外に仮定しても良い。この場合、ＬＯＧフィルタの代わりに、血管の幅方向の粘膜と血管の境界を解析解として解くフィルタを予め用意し、そのフィルタを用いて血管幅信号を生成すると良い。粘膜と血管の境界は、例えば、ピーク値の半値幅（あるいは特定割合×％に減衰する点）、勾配が最も急峻になる点である。

【００８１】

上記第１実施形態、第２実施形態、及び第３実施形態では、血管のボケをガウス関数型になると仮定しているが、さらに厳密には、血管のボケ方は、粘膜の状態や血管の深さ等によって変化するので、画像からこれらの状態を推定し、血管幅信号を補正することが好ましい。

【００８２】

上記第１実施形態、第２実施形態、及び第３実施形態では、紫色光Ｖ及び青色光Ｂを含む白色光を観察対象に照射しているが、紫色光Ｖのみを観察対象に照射して得た画像信号を用いることで、ほぼ極表層血管１２４だけを抽出することもできる。また、上記第１実施形態、第２実施形態、及び第３実施形態では、光源２０に四色のＬＥＤ２３ａ～２３ｄを用いているが、ＬＥＤの代わりに、レーザー光源やキセノンランプ等を用いても良い。さらに、光源２０には、ＬＥＤを用いる場合も含め、波長帯域を任意に制限する光学フィルタを組み合わせる用いても良い。この光学フィルタは、撮像センサ４８の入射面に設けても良い。

【００８３】

上記第１実施形態、第２実施形態、及び第３実施形態では、画像処理切替部６１から受信する画像信号をそのまま用いて血管位置信号及び血管幅信号を生成しているが、ノイズ除去処理を行ってから血管位置信号及び血管幅信号を生成すると、血管の抽出精度が向上

10

20

30

40

50

する。血管位置信号及び血管幅信号を生成する前に行うノイズ除去処理としては、平滑化フィルタやガウシアンフィルタが望ましい。複数の画像信号を保持している場合には、連続して取得した複数の画像信号を加算平均してノイズ除去処理を行っても良い。

【0084】

上記第1実施形態、第2実施形態、及び第3実施形態では、血管強調画像信号生成部79は通常画像と同じ白色のベース画像を生成し、ベース画像に血管画像信号を重畳して血管強調画像信号を生成しているが、元のB画像信号を出力する画像信号の青色及び緑色に割り当て、元のG画像信号を出力する画像信号の赤色に割り当てる等して、血管を強調する配色のベース画像を生成し、この血管を強調するベース画像に対して血管画像信号を重畳させることにより、血管強調画像を生成しても良い。

10

【0085】

上記第1実施形態、第2実施形態、及び第3実施形態では、血管の位置及び太さを画像で表示しているが、撮像距離（撮像センサ48から観察対象までの距離）が得られる場合には、画像信号上での画素数と撮像距離とに基づいて血管の太さを算出し、血管画像信号が表す血管の平均太さを数値でモニタ18に表示すると良い。モニタ18で指定された血管の太さを数値で表示しても良い。撮像距離の測定は、レーザー干渉計を用いることができる。また、画像信号の周波数成分の分布によっても撮像距離を推定することができる。

【0086】

上記第1実施形態、第2実施形態、及び第3実施形態では、血管強調画像信号等をリアルタイムにモニタ18に表示するが、内視鏡システム10の外部記憶装置（図示しない）等に記憶された画像信号を用いて上記各実施形態のように血管強調画像信号等を生成しても良い。また、上記第1実施形態、第2実施形態、及び第3実施形態のように、血管位置信号、血管幅信号、及び血管強調画像信号をリアルタイムで表示する場合、処理速度を高めるために、画像処理切替部61から受信した画像信号から複数の解像度の画像信号を生成し、各解像度の画像信号に対して血管位置信号及び血管幅信号をそれぞれ生成しても良い。例えば、血管位置信号生成部76及び血管幅信号生成部77は、画像処理切替部61から得る画像信号から、表層血管123を抽出しやすい第1解像度画像信号と、極表層血管124を抽出しやすい第2解像度画像信号とを生成する。そして、第1解像度画像信号から表層血管123を表す第1血管位置信号と第1血管幅信号を生成し、第2解像度画像信号から極表層血管124を表す第2血管位置信号と第2血管幅信号を生成する。その後、第1血管位置信号と第1血管幅信号とを用いて表層血管123を表す第1血管画像信号を生成し、第2血管位置信号と第2血管幅信号とを用いて極表層血管124を表す第2血管画像信号を生成する。血管強調画像信号生成部79は、第1血管画像信号と第2血管画像信号とをベース画像に重畳することで、上記各実施形態と同様の血管強調画像信号を生成する。このように、複数の解像度に分けて血管抽出を行うと、モルフォロジー処理で用いる構造要素のサイズを小さくすることができるのでプロセッサ装置16の処理負担を低減できる。また、表層血管123と極表層血管124を分けて抽出することができるので、これらをより確実に抽出することができる。

20

30

【0087】

なお、上記第1実施形態、第2実施形態、及び第3実施形態では、撮像センサ48が設けられた内視鏡12を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システム10によって本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムにも本発明は好適である。例えば、図22に示すように、カプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡400と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

40

【0088】

カプセル内視鏡400は、光源402と光源制御部403と、撮像センサ404と、信号処理部406と、送受信アンテナ408とを備えている。光源402は、上記各実施形態の光源20と同様に構成される。光源制御部403は、上記各実施形態の光源制御部22と同様にして光源402の駆動を制御する。また、光源制御部403は、送受信アンテナ408によって、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線で通信可能である。

50

カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記各実施形態のプロセッサ装置１６とほぼ同様であるが、信号処理部４０６は、通常画像処理部６６及び特殊画像処理部６７の機能を有している。信号処理部４０６が生成した血管強調画像信号等は、送受信アンテナ４０８を介してプロセッサ装置に送信される。撮像センサ４０４は上記各実施形態の撮像センサ４８と同様に構成される。

【符号の説明】

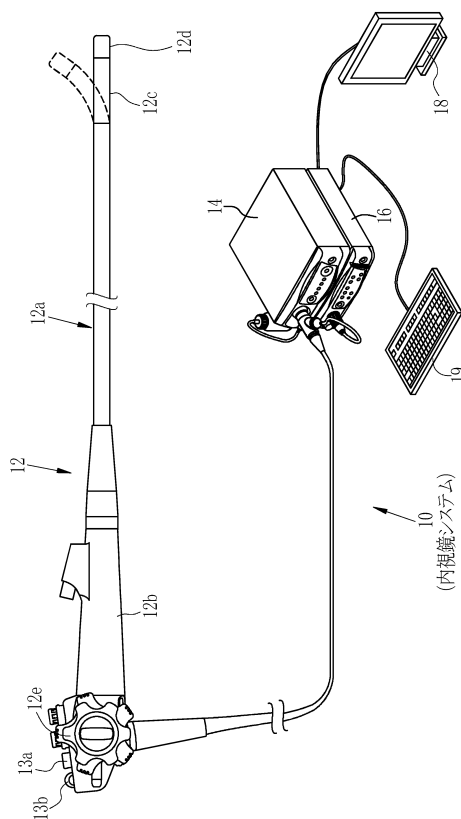
【 0 0 8 9 】

- | | |
|-------|----------------|
| 1 0 | 内視鏡システム |
| 1 2 | 内視鏡 |
| 1 4 | 光源装置 |
| 1 6 | プロセッサ装置 |
| 2 0 | 光源 |
| 5 3 | 画像信号取得部 |
| 6 7 | 特殊画像処理部 |
| 7 6 | 血管位置信号生成部 |
| 7 7 | 血管幅信号生成部 |
| 7 8 | 血管画像信号生成部 |
| 1 0 6 | , 1 3 1 血管位置信号 |
| 1 0 8 | , 1 4 1 血管幅信号 |
| 1 5 1 | 血管画像信号 |
| 2 0 1 | 第 1 除去部 |
| 2 1 1 | 第 2 除去部 |
| 3 2 1 | 血管密度画像信号 |

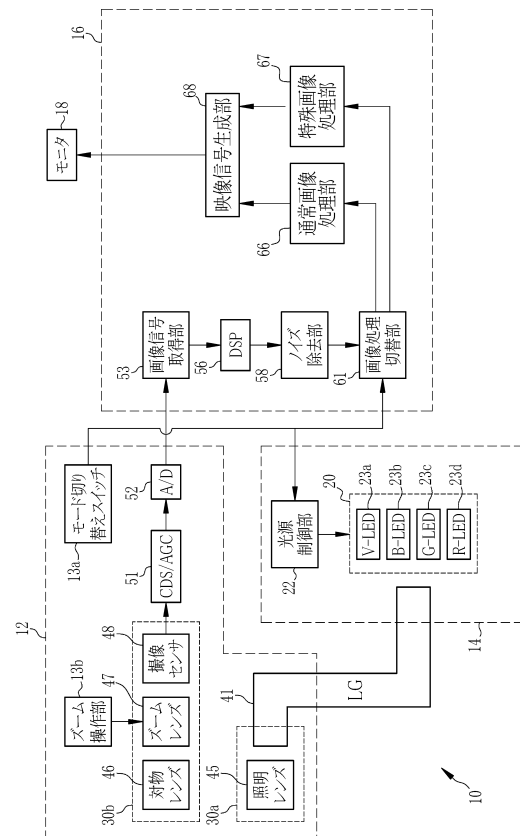
10

20

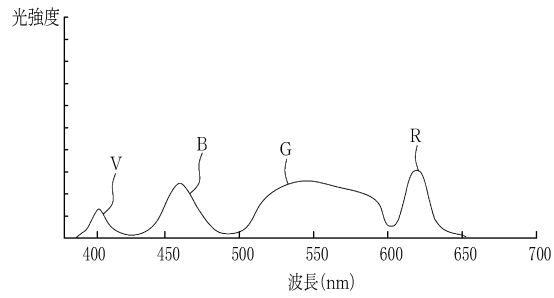
【 図 1 】



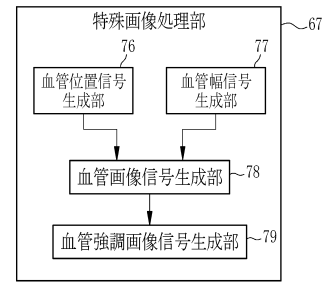
【 図 2 】



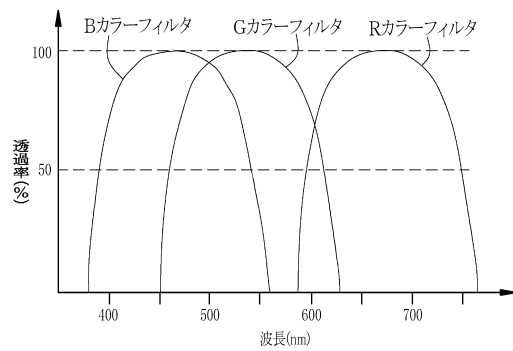
【図 3】



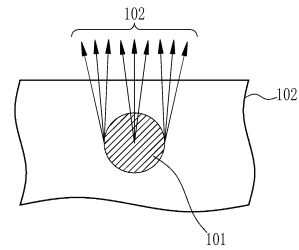
【図 5】



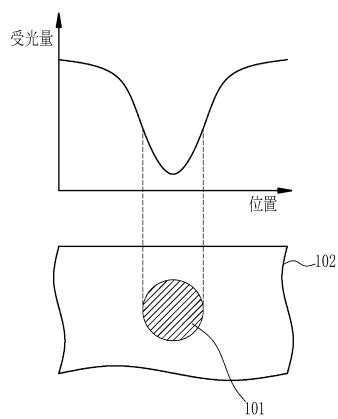
【図 4】



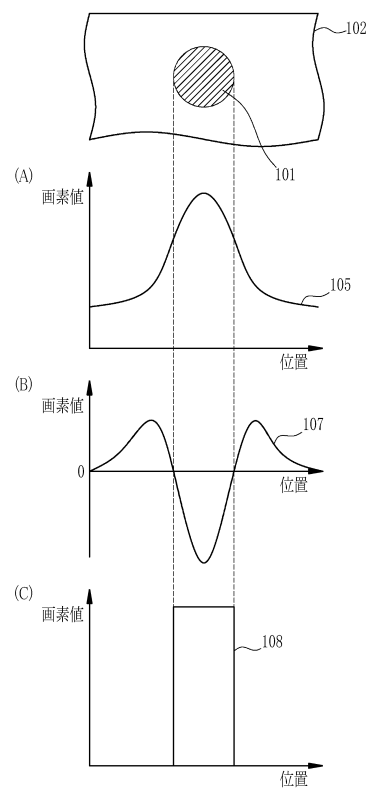
【図 6】



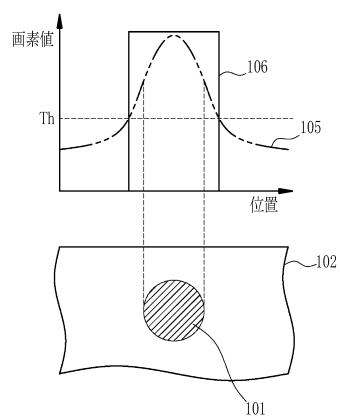
【図 7】



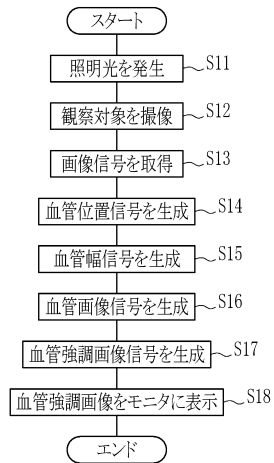
【図 9】



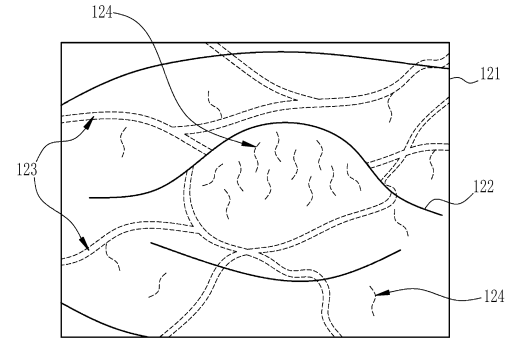
【図 8】



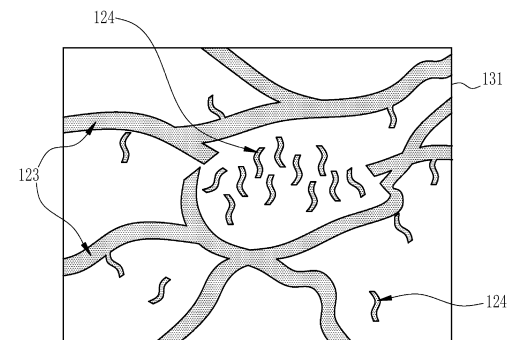
【図 10】



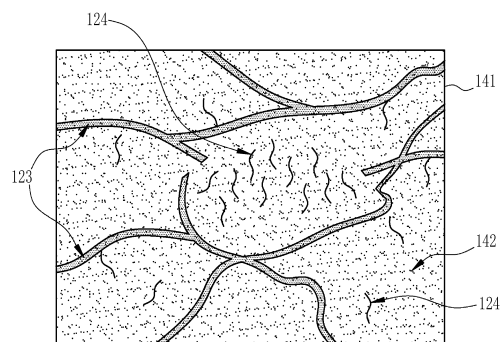
【図 11】



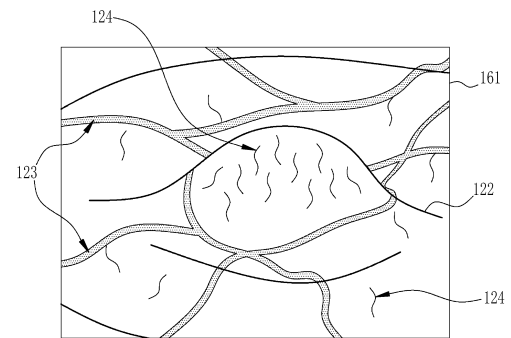
【図 12】



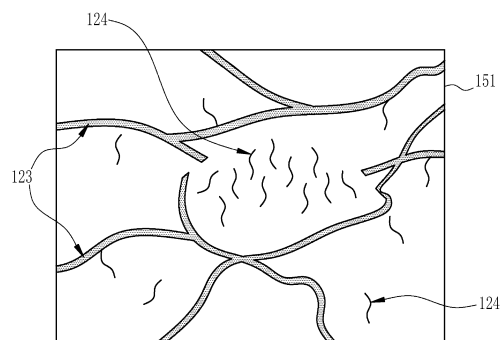
【図 13】



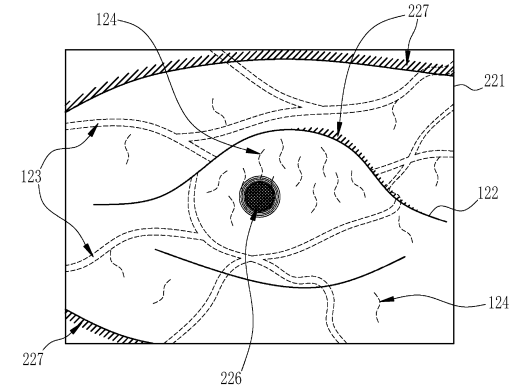
【図 15】



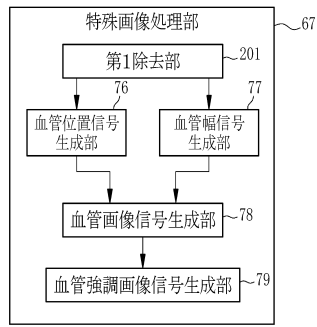
【図 14】



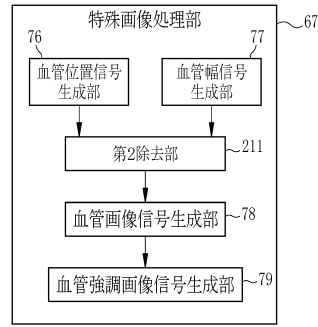
【図 16】



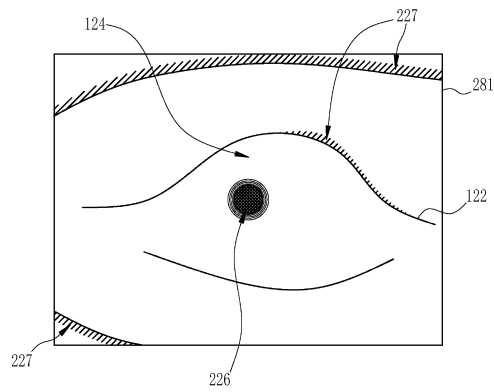
【図 17】



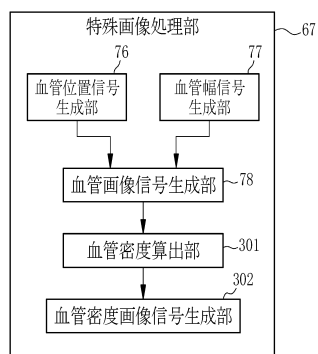
【図 19】



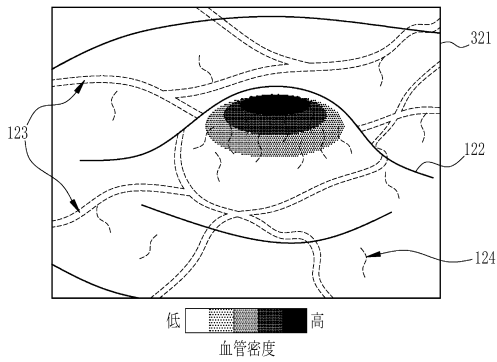
【図 18】



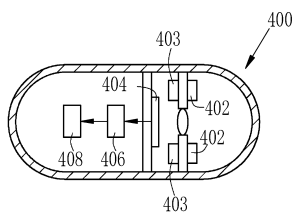
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2011-167349(JP,A)
特開2011-110230(JP,A)
特開2006-252034(JP,A)
国際公開第2007/119297(WO,A1)
特開2011-217798(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32
G06T 1/00-1/40
G06T 3/00-5/50
G06T 9/00-9/40
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)
医中誌WEB

专利名称(译)	内窥镜系统，处理器设备		
公开(公告)号	JP6184928B2	公开(公告)日	2017-08-23
申请号	JP2014202649	申请日	2014-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	白石泰士		
发明人	白石 泰士		
IPC分类号	A61B1/045		
FI分类号	A61B1/045.615 A61B1/045.618 A61B1/045.611 A61B1/00.513 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/SS30		
其他公开文献	JP2016067779A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够精确地提取血管的位置和宽度的内窥镜系统，并且提供处理器装置，用于操作内窥镜系统的方法以及用于操作处理器装置的方法。内窥镜系统包括用于产生照明光的光源，用于对照射照射光的观察对象成像的成像传感器，用于从成像传感器获取表示观察对象的图像信号的图像信号获取部，血管位置信号生成部76，用于使用图像信号生成表示观察对象的血管位置的血管位置信号;血管宽度信号生成部77，其使用图像信号生成表示所述观察对象的血管血管的宽度，以及使用血管的血管图像信号生成部78离子信号和血管宽度信号，以产生代表血管的血管图像信号。选择图：图5

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6184928号 (P6184928)
(45) 発行日 平成29年8月23日 (2017. 8. 23)	(24) 登録日 平成29年8月4日 (2017. 8. 4)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 4 5 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1 / 0 4 5 6 1 5 A 6 1 B 1 / 0 4 5 6 1 8 A 6 1 B 1 / 0 4 5 6 1 1	
請求項の数 18 (全 22 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-202649 (P2014-202649) (22) 出願日 平成26年9月30日 (2014. 9. 30) (65) 公開番号 特開2016-67779 (P2016-67779A) (43) 公開日 平成28年5月9日 (2016. 5. 9) 審査請求日 平成28年8月3日 (2016. 8. 3)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号 (74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所 (72) 発明者 白石 泰士 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 審査官 磯野 光司	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置		