

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5274591号  
(P5274591)

(45) 発行日 平成25年8月28日 (2013. 8. 28)

(24) 登録日 平成25年5月24日 (2013. 5. 24)

(51) Int. Cl.

F I

**A 6 1 B 1/04 (2006.01)**

A 6 1 B 1/04 3 7 0

**A 6 1 B 1/00 (2006.01)**

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

**H 0 4 N 7/18 (2006.01)**

H 0 4 N 7/18 M

**A 6 1 B 1/06 (2006.01)**

A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 13 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-15500 (P2011-15500)  
 (22) 出願日 平成23年1月27日 (2011. 1. 27)  
 (65) 公開番号 特開2012-152459 (P2012-152459A)  
 (43) 公開日 平成24年8月16日 (2012. 8. 16)  
 審査請求日 平成24年6月7日 (2012. 6. 7)

(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26番30号  
 (74) 代理人 100075281  
 弁理士 小林 和憲  
 (72) 発明者 峯舌 靖浩  
 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 増淵 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に照明光を照射する照明手段と、

前記被検体を撮像するカラーの撮像素子と、

前記カラーの撮像素子から出力される撮像信号に基づいて、ベース画像を生成するベース画像生成手段と、

前記カラーの撮像素子のB画素から出力される青色信号と前記カラーの撮像素子のG画素から出力される緑色信号との輝度比から構成されるB / G画像を生成するB / G画像生成部と、

前記B / G画像から、特定深さにある第1層血管または前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管の一方を抽出する血管抽出部と、

前記血管抽出部により抽出された血管を含む血管抽出画像と前記ベース画像とを用いて、前記抽出された血管を強調または抑制した血管強調・抑制画像を生成する血管強調・抑制画像生成手段と、

前記血管強調・抑制画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記血管抽出部は、

前記B / G画像から前記第1層血管が含まれている第1周波数成分を抽出することにより、第1層血管抽出画像を生成し、または、前記B / G画像から前記第2層血管が含まれ

10

20

ている第2周波数成分を抽出することにより、第2層血管抽出画像を生成することを特徴とする請求項1記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記照明手段は、広帯域光と狭帯域光を被検体に同時照射することを特徴とする請求項1または2記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記ベース画像生成手段は、前記狭帯域光の帯域幅が広い場合に、前記狭帯域光の情報を使用せずに、ベース画像を生成することを特徴とする請求項3記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記ベース画像生成手段は、前記撮像信号を周波数変換して第1層血管に相当する第1周波数成分を求め、その求めた第1周波数成分が一定値よりも低い場合には、前記第1層血管の解像度が低いとして、前記狭帯域光の情報を使用せずにベース画像を生成することを特徴とする請求項3記載の内視鏡システム。

10

【請求項6】

前記ベース画像生成手段は、前記青色信号と前記緑色信号の相関を求め、前記青色信号と前記緑色信号の類似性が高い場合には、前記第1層血管の解像度が低いとして、前記狭帯域光の情報を使用せずにベース画像を生成することを特徴とする請求項3記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記狭帯域光の情報を使用せずに生成されるベース画像とは、前記撮像信号のうち前記青色信号を使用せずに生成される画像であることを特徴とする請求項4ないし6いずれか1項記載の内視鏡システム。

20

【請求項8】

前記照明手段は、前記広帯域光及び前記狭帯域光の同時照射に代えて、前記広帯域光のみを前記被検体に照射し、

前記狭帯域光の情報を使用せずに生成されるベース画像とは、前記広帯域光のみが照射された被検体を撮像して得られる撮像信号に基づいて生成される画像であることを特徴とする請求項4ないし6いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記照明手段は、広帯域光と狭帯域光を被検体に順次照射し、  
前記カラーの撮像素子は、前記広帯域光が照射された被検体を撮像したときには広帯域信号を出力し、前記狭帯域光が照射された被検体を撮像したときには狭帯域信号を出力し、

30

前記ベース画像生成手段は、前記広帯域信号及び前記狭帯域信号に基づいてベース画像を生成することを特徴とする請求項1または2記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記B/G画像の輝度比は、前記狭帯域信号と前記広帯域信号との輝度比であることを特徴とする請求項9記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記第1層血管は表層血管であり、前記第2層血管は中深層血管であることを特徴とする請求項1ないし10いずれか1項記載の内視鏡システム。

40

【請求項12】

被検体に照明光を照射する照明手段及び前記被検体を撮像するカラーの撮像素子を備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記カラーの撮像素子から出力される撮像信号に基づいて、ベース画像を生成するベース画像生成手段と、

前記カラーの撮像素子のB画素から出力される青色信号と前記カラーの撮像素子のG画素から出力される緑色信号との輝度比から構成されるB/G画像を生成するB/G画像生成部と、

前記B/G画像から、特定深さにある第1層血管または前記第1層血管よりも深い位置

50

にある第2層血管の一方を抽出する血管抽出部と、

前記血管抽出部により抽出された血管を含む血管抽出画像と前記ベース画像とを用いて、前記抽出された血管を強調または抑制した血管強調・抑制画像を生成する血管強調・抑制画像生成手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項13】

カラーの撮像素子が被検体を撮像するステップと、

ベース画像生成手段が、前記カラーの撮像素子から出力される撮像信号に基づいて、ベース画像を生成するステップと、

B / G画像生成部が、前記カラーの撮像素子のB画素から出力される青色信号と前記カラーの撮像素子のG画素から出力される緑色信号との輝度比から構成されるB / G画像を生成するステップと、

10

血管抽出部が、前記B / G画像から特定深さにある第1層血管または前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管の一方を抽出するステップと、

血管強調・抑制画像生成手段が、前記血管抽出部により抽出された血管を含む血管抽出画像と前記ベース画像とを用いて、前記抽出された血管を強調または抑制した血管強調・抑制画像を生成するステップと、

表示手段が、前記血管強調・抑制画像を表示するステップとを有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内における表層血管、中深層血管、ピットパターンなどの凹凸情報などに着目して診断を行う内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。内視鏡装置による被検体内の観察としては、照明光として広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、特許文献1のように、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いて、被検体内の血管を強調表示等させる特殊光観察も行われるようになってきている。

30

【0003】

特許文献1では、被検体内に照射する光の波長が長くなるほど被写体組織内における光の深達度が高くなる特性を利用して、特定の深さにある血管を強調している。例えば、深達度が低い短波長のB色の狭帯域光を照射することにより、表層の血管を強調することができ、B色よりも波長が長く且つ深達度が高いG色の狭帯域光を照射することにより、表層よりも中深層の血管を強調することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

40

【特許文献1】特許3559755号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

内視鏡診断では、診断状況に応じて、中深層血管に着目して診断を行う場合や、反対に表層血管に着目して診断を行う場合があり、さらには、それらの血管情報に加え、ピットパターンなどの生体組織における凹凸情報に着目して診断を行う場合がある。したがって、診断の目的に合わせて臨機応変に、生体組織における凹凸情報などを消すことなく、中深層血管のみを強調したり、表層血管のみを強調したりすることが望まれている。さらには、表層血管と中深層血管の両方が目立っている場合には、着目するほうの血管のみを強

50

調し、着目しないほうの血管は表示を抑制することが望まれている。

【0006】

このような要望に対して、特許文献1では、ある特定深さの血管を強調することはできるが、それ以外の血管の表示を抑制することについては全く触られていない。さらには、特許文献1では、照明光を狭帯域化しているために、血管自体の視認性は向上するものの、血管以外の生体組織の凹凸情報については光量不足のため視認性が低下するおそれがある。

【0007】

本発明は、上記背景に鑑みてなされたもので、生体組織における凹凸情報などを消すことなく、表層血管又は中深層血管を強調または抑制することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像処理方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、被検体に照明光を照射する照明手段と、前記被検体を撮像するカラーの撮像素子と、前記カラーの撮像素子から出力される撮像信号に基づいて、ベース画像を生成するベース画像生成手段と、前記カラーの撮像素子のB画素から出力される青色信号と前記カラーの撮像素子のG画素から出力される緑色信号との輝度比から構成されるB/G画像を生成するB/G画像生成部と、前記B/G画像から、特定深さにある第1層血管または前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管の一方を抽出する血管抽出部と、前記血管抽出部により抽出された血管を含む血管抽出画像と前記ベース画像とを用いて、前記抽出された血管を強調または抑制した血管強調・抑制画像を生成する血管強調・抑制画像生成手段と、前記血管強調・抑制画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

【0010】

前記血管抽出部は、前記B/G画像から前記第1層血管が含まれている第1周波数成分を抽出することにより、第1層血管抽出画像を生成し、または、前記B/G画像から前記第2層血管が含まれている第2周波数成分を抽出することにより、第2層血管抽出画像を生成することが好ましい。

【0011】

前記照明手段は、広帯域光と狭帯域光を被検体に同時照射することが好ましい。前記ベース画像生成手段は、前記狭帯域光の帯域幅が広い場合に、前記狭帯域光の情報を使用せずに、ベース画像を生成することが好ましい。前記ベース画像生成手段は、前記撮像信号を周波数変換して第1層血管に相当する第1周波数成分を求め、その求めた第1周波数成分が一定値よりも低い場合には、前記第1層血管の解像度が低いとして、前記狭帯域光の情報を使用せずにベース画像を生成することが好ましい。前記ベース画像生成手段は、前記青色信号と前記緑色信号の相関を求め、前記青色信号と前記緑色信号の類似性が高い場合には、前記第1層血管の解像度が低いとして、前記狭帯域光の情報を使用せずにベース画像を生成することが好ましい。前記狭帯域光の情報を使用せずに生成されるベース画像とは、前記撮像信号のうち前記青色信号を使用せずに生成される画像であることが好ましい。前記照明手段は、前記広帯域光及び前記狭帯域光の同時照射に代えて、前記広帯域光のみを前記被検体に照射し、前記狭帯域光の情報を使用せずに生成されるベース画像とは、前記広帯域光のみが照射された被検体を撮像して得られる撮像信号に基づいて生成される画像であることが好ましい。

【0012】

前記照明手段は、広帯域光と狭帯域光を被検体に順次照射し、前記カラーの撮像素子は、前記広帯域光が照射された被検体を撮像したときには広帯域信号を出力し、前記狭帯域光が照射された被検体を撮像したときには狭帯域信号を出力し、前記ベース画像生成手段

は、前記広帯域信号及び前記狭帯域信号に基づいてベース画像を生成することが好ましい。  
前記 B / G 画像の輝度比は、前記狭帯域信号と前記広帯域信号との輝度比であることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

前記第 1 層血管は表層血管であり、前記第 2 層血管は中深層血管であることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

本発明は、被検体に照明光を照射する照明手段及び前記被検体を撮像するカラーの撮像素子を備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、前記カラーの撮像素子から出力される撮像信号に基づいて、ベース画像を生成するベース画像生成手段と、前記カラーの撮像素子の B 画素から出力される青色信号と前記カラーの撮像素子の G 画素から出力される緑色信号との輝度比から構成される B / G 画像を生成する B / G 画像生成部と、前記 B / G 画像から、特定深さにある第 1 層血管または前記第 1 層血管よりも深い位置にある第 2 層血管の一方を抽出する血管抽出部と、前記血管抽出部により抽出された血管を含む血管抽出画像と前記ベース画像とを用いて、前記抽出された血管を強調または抑制した血管強調・抑制画像を生成する血管強調・抑制画像生成手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、カラーの撮像素子が被検体を撮像するステップと、ベース画像生成手段が、前記カラーの撮像素子から出力される撮像信号に基づいて、ベース画像を生成するステップと、B / G 画像生成部が、前記カラーの撮像素子の B 画素から出力される青色信号と前記カラーの撮像素子の G 画素から出力される緑色信号との輝度比から構成される B / G 画像を生成するステップと、血管抽出部が、前記 B / G 画像から特定深さにある第 1 層血管または前記第 1 層血管よりも深い位置にある第 2 層血管の一方を抽出するステップと、血管強調・抑制画像生成手段が、前記血管抽出部により抽出された血管を含む血管抽出画像と前記ベース画像とを用いて、前記抽出された血管を強調または抑制した血管強調・抑制画像を生成するステップと、表示手段が、前記血管強調・抑制画像を表示するステップとを有することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、生体組織における凹凸情報などを消すことなく、表層血管又は中深層血管を強調または抑制することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 内視鏡システムの外観図である。

【 図 2 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 広帯域光及び狭帯域光の発光スペクトルを示すグラフである。

【 図 4 】 青色レーザー光とこの青色レーザー光を蛍光体に当てることによって励起発光する励起発光光の発光スペクトルを示すグラフである。

【 図 5 】 R 色、G 色、B 色のカラーフィルターの分光透過率を示すグラフである。

【 図 6 】 輝度比 B / G と血管深さとの関係を示すグラフである。

【 図 7 】 B / G 画像の所定ラインにおける輝度分布を表すグラフである。

【 図 8 】 表層血管抽出画像の所定ラインにおける輝度分布を表すグラフである。

【 図 9 】 中深層血管画像の所定ラインにおける輝度分布を表すグラフである。

【 図 1 0 】 表層血管が強調され、中深層血管が抑制された画像を示す画像図である。

【 図 1 1 】 表層血管が抑制され、中深層血管が強調された画像を示す画像図である。

【 図 1 2 】 本発明の作用を示すフローチャートである。

【 図 1 3 】 第 2 実施形態の内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 1 4 】 回転フィルタの概略図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0018】

図1に示すように、第1実施形態の電子内視鏡システム10は、被検体内を撮像する電子内視鏡11と、撮像により得られた信号に基づいて内視鏡画像を生成するプロセッサ装置12と、被検体を照明する光を発生する光源装置13と、内視鏡画像を表示するモニター14とを備えている。電子内視鏡11は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部分に設けられた操作部17と、操作部17とプロセッサ装置12及び光源装置13との間を連結するユニバーサルコード18とを備えている。

## 【0019】

挿入部16の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部19が形成されている。湾曲部19は、操作部のアングルノブ21を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部19の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部16aが設けられている。先端部16aは、湾曲部19の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。

## 【0020】

ユニバーサルコード18には、プロセッサ装置12および光源装置13側にコネクタ24が取り付けられている。コネクタ24は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡11は、このコネクタ24を介して、プロセッサ装置12および光源装置13に着脱自在に接続される。

## 【0021】

図2に示すように、光源装置13は、広帯域光源30と、狭帯域光源33と、カプラー36とを備えている。広帯域光源30は、図3に示すように、波長が青色領域から赤色領域（約400～700nm）にわたる広帯域光BBを発生する。広帯域光源30は、電子内視鏡11の使用時、常時点灯している。広帯域光源30から発せられた広帯域光BBは、広帯域用光ファイバ40に入射する。なお、広帯域光BBとしては、キセノンランプなどの白色光ほか、中心波長445nmのレーザ光とこのレーザ光により蛍光体から励起発光される460nm～700nmの励起発光光とを合波した白色光（発光スペクトルは図4参照）を用いてもよい。

## 【0022】

狭帯域光源33はLED（Light Emitting Diode）やLD（Laser Diode）などであり、図3に示すように、波長が $400 \pm 10$ nm（中心波長405nm）に制限された狭帯域光NBを発生する。狭帯域光源33から発せられた狭帯域光NBは、この狭帯域用光ファイバ33aに入射する。なお、狭帯域光NBの波長は $400 \pm 10$ nm（中心波長405nm）に限らず、例えば $440 \pm 10$ nm（中心波長445nm）の狭帯域光であってもよい。

## 【0023】

カプラー36は、電子内視鏡11内のライトガイド43と、広帯域用光ファイバ40及び狭帯域用光ファイバ33aとを連結する。これにより、広帯域光BB及び狭帯域光NBの両方が、ライトガイド43に同時に入射する。

## 【0024】

電子内視鏡11は、ライトガイド43、CCD44、アナログ処理回路45（AFE：Analog Front End）、撮像制御部46を備えている。ライトガイド43は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置内のカプラー36に挿入されており、出射端が先端部16aに設けられた照射レンズ48に向けられている。ライトガイド43内で導光された広帯域光BB及び狭帯域光NBは、照射レンズ48及び先端部16aの端面に取り付けられた照明窓49を通して、被検体内に照射される。被検体内で反射した広帯域光BB及び狭帯域光NBは、先端部16aの端面に取り付けられた観察窓50を通して、集光レンズ51に入射する。

## 【0025】

CCD44は、集光レンズ51からの光を撮像面44aで受光し、受光した光を光電変

10

20

30

40

50

換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出す。読み出された撮像信号は、A F E 4 5 に送られる。また、C C D 4 4 はカラー C C D であり、撮像面 4 4 a には、B 色、G 色、R 色のいずれかのカラーフィルターが設けられた B 画素、G 画素、R 画素の 3 色の画素が配列されている。

【 0 0 2 6 】

B 色、G 色、R 色のカラーフィルターは、図 5 に示すような分光透過率 5 2 , 5 3 , 5 4 を有している。波長領域が約 4 0 0 ~ 7 0 0 n m である広帯域光 B B のみが C C D 4 4 に入射した場合には、B 色、G 色、R 色のカラーフィルターは、広帯域光 B B のうちそれぞれの分光透過率 5 2 , 5 3 , 5 4 に応じた波長の光を透過する。ここで、R 画素で光電変換された信号を赤色信号 R、G 画素で光電変換された信号を緑色信号 G、B 画素で光電変換された信号を青色信号 B とする。

10

【 0 0 2 7 】

A F E 4 5 は、相関二重サンプリング回路 ( C D S )、自動ゲイン制御回路 ( A G C )、及びアナログ / デジタル変換器 ( A / D ) ( いずれも図示省略 ) から構成されている。C D S は、C C D 4 4 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、C C D 4 4 の駆動により生じたノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

【 0 0 2 8 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 9 に接続されており、コントローラ 5 9 から指示がなされたときに C C D 4 4 に対して駆動信号を送る。C C D 4 4 は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 4 5 に出力する。

20

【 0 0 2 9 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 2 は、ベース画像生成部 5 5 と、フレームメモリ 5 6 と、画像処理部 5 7 と、表示制御回路 5 8 を備えており、コントローラ 5 9 が各部を制御している。ベース画像生成部 5 5 は、電子内視鏡の A F E 4 5 から出力される青色信号 B、緑色信号 G、赤色信号 R に各種信号処理を施すことによって、ベース画像を作成する。作成されたベース画像はフレームメモリ 5 6 に一時的に記憶される。また、A F E 4 5 から出力される青色信号 B、緑色信号 G、赤色信号 R も、フレームメモリ 5 6 に記憶される。なお、ベース画像は、狭帯域光 N B を使用せず、広帯域光 B B のみを使用して得られる通常観察画像や、酸素飽和度などの血管機能情報を疑似カラー化した疑似カラー画像などであってもよい。

30

【 0 0 3 0 】

画像処理部 5 7 は、B / G 画像生成部 6 1 と、血管抽出部 6 3 と、血管強調・抑制画像生成部 6 5 とを備えている。B / G 画像生成部 6 1 は、青色信号 B 及び緑色信号 G において同じ位置にある画素間の輝度比 B / G から構成される B / G 画像を生成する。輝度比 B / G は血管深さと関連性を有しており、図 6 に示すように、血管深さが大きくなるほど輝度比 B / G も大きくなる比例関係となっている。したがって、「表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度」の大小関係が成り立っている。しかしながら、図 7 の B / G 画像が示すように、照明ムラ等の要因により、B / G 画像の輝度は中心部分が一番高く、中心から周辺に向かうほど低くなる分布となる場合がある。このような場合には、上記大小関係 ( 表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度 ) は局所的には成り立つものの、大局的には成り立たないことがある。

40

【 0 0 3 1 】

血管抽出部 6 3 は、B / G 画像から、表層血管または中深層血管のいずれかを抽出する。表層血管または中深層血管のいずれを抽出するかは、画像処理ボタン 6 8 の操作に従って決められる。血管抽出は、周波数フィルタリング処理により行われる。表層血管を抽出する場合には、表層血管に多い周波数帯成分である高周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 8 に示すように、表層血管の輝度が負で、粘膜部分の輝度がほぼ「0」

50

となる表層血管抽出画像が得られる。表層血管抽出画像では、表層血管のみがシャープに抽出されている。

【 0 0 3 2 】

一方、中深層血管を抽出する場合には、中深層血管に多い周波数帯成分である中周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 9 に示すように、中深層血管の輝度が正で、粘膜部分の輝度がほぼ「 0 」となる中深層血管抽出画像が得られる。中深層血管抽出画像では、中深層血管のみがシャープに抽出されている。

【 0 0 3 3 】

以上のような周波数フィルタリング処理を行うことで、粘膜の成分はほぼ「 0 」に近い値となるため、血管部分のみを抽出することができる。また、上記大小関係（表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度）も大域的に成り立つようになる。

10

【 0 0 3 4 】

血管強調・抑制画像生成部 6 5 は、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像とベース画像とに基づいて、表層血管または中深層血管が強調（または抑制）された血管強調・抑制画像を生成する。強調または抑制のいずれを行うかは、画像処理ボタン 6 8 の操作によって決められる。血管強調・抑制画像は、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像における粘膜部分を閾値として、それぞれの画像をベース画像に加減算することで得られる。

【 0 0 3 5 】

表示制御回路 5 8 は、血管強調・抑制画像をモニタ 1 4 に表示する。例えば、図 1 0 に示すように、B / G 画像から抽出した表層血管 7 1 を血管強調・抑制画像上で強調している場合には、表層血管 7 1 は中深層血管 7 2 よりも目立つため、表層血管 7 1 のみに着目した診断が可能となる。反対に、図 1 1 に示すように、B / G 画像から抽出した中深層血管 7 2 を血管強調・抑制画像上で強調している場合には、中深層血管 7 2 は表層血管 7 1 よりも目立つため、中深層血管 7 2 のみに着目した診断が可能となる。

20

【 0 0 3 6 】

以上のように、B / G 画像から着目する血管の画像のみを抽出し、その抽出した血管画像を用いて血管強調・抑制画像を生成することによって、血管以外の部分、例えば観察部位の凹凸などの情報を消すことなく、着目する血管部分のみを確実に強調・抑制処理することができる。これにより、血管に加え観察部位の凹凸など診断に役立つ情報を数多くユーザーに提供することができるため、診断能を向上させることができる。また、血管を表層と中深層に分けて別々に抽出し、それぞれを個別に強調・抑制していることから、表層血管に着目した診断や中深層血管に着目した診断が可能となる。

30

【 0 0 3 7 】

なお、照明ムラが少ないとき、即ち、B / G 画像において上記大小関係（表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度）が大域的に成り立っている場合には、周波数フィルタリングによる血管抽出処理を行わず、B / G 画像をそのままベース画像に反映してもよい。ただし、上記大小関係が大域的に成り立っていない場合に B / G 画像をそのままベース画像に反映させたときには、中心部分の血管が周辺部分の血管よりも太く強調等されるため、血管抽出処理を省略することは好ましくない。

40

【 0 0 3 8 】

次に、本発明の作用について、図 1 2 に示すフローチャートを用いて説明する。光源装置 1 3 から発せられる広帯域光 B B 及び狭帯域光 N B は、ライトガイド 4 3 を介して、被検体内に同時に照射される。被検体からの反射光は、カラーの C C D 4 4 により撮像される。この撮像により得られる青色信号 B、緑色信号 G、赤色信号 R から、ベース画像を生成する。生成されたベース画像と青色信号 B、緑色信号 G、赤色信号 R は、フレームメモリ 5 6 に一時的に記憶される。

【 0 0 3 9 】

次に、B / G 画像生成部 6 1 において、青色信号 B 及び緑色信号 G 間の輝度比 B / G からなる B / G 画像を生成する。B / G 画像が生成されると、血管抽出部 6 3 において、

50



B / G 画像から表層血管または中深層血管が抽出される。これにより、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像が得られる。表層血管または中深層血管のいずれを抽出するかは、画像処理ボタン 68 の操作に従って決められる。B / G 画像から血管が抽出されたら、表層血管または中深層血管のいずれか一方とベース画像とから、表層血管または中深層血管が強調・抑制された血管強調・抑制画像が生成される。生成された血管強調・抑制画像は、表示制御回路 58 でモニタ表示可能な信号に変換された後、図 10 または図 11 に示すように、モニタ 14 に画像表示される。

#### 【0040】

本発明の第 2 実施形態は、狭帯域光 NB の帯域幅が広い等により表層血管が十分に解像されていない場合にも対応できるようにしたものであり、上記第 1 実施形態と異なる方法で、ベース画像を生成する（なお、それ以外は第 1 実施形態と同様であるので、説明を省略する）。例えば、既に広帯域光 BB と狭帯域光 NB を同時照射したときの撮像信号からベース画像を生成する際には、カラーの CCD 44 の各画素における出力値間の相関関係を使うことによって、ベース画像から狭帯域成分を取り除き、広帯域成分とすることができ。また、広帯域光 BB と狭帯域光 NB を照射する前であれば、狭帯域光源 33 を消灯し、広帯域光 BB のみを被検体内に照射することで、特別な画像処理なしに、狭帯域成分が含まれないベース画像を生成することができる。また、ベース画像を生成する際に、青色信号 B を使用しないことによって、狭帯域成分が含まれないベース画像を生成することができる。

#### 【0041】

このように、狭帯域成分が含まれていないベース画像において、中深層血管の強調・抑制処理を行う際には、上記実施形態のように、高周波成分等を用いる表層血管の処理は行わず、中～低周波成分等を用いて中深層血管のみを抽出し、抽出した中深層血管に強調・抑制処理を施す。

#### 【0042】

本発明の第 3 実施形態は、観察エリアにおいて表層血管がほとんど存在しないため、表層血管が十分に解像されていない場合にも対応できるようにしたものであり、上記第 1 実施形態と異なる方法でベース画像を生成する（なお、それ以外は第 1 実施形態と同様であるので、説明を省略する）。まず、同時照射された広帯域光 BB 及び狭帯域光 NB を撮像することにより得られる青色信号 B、緑色信号 G、赤色信号 R を周波数変換し、表層血管に相当する周波数成分を算出する。このとき、周波数成分が低い場合には、狭帯域光の情報を使用せずに、ベース画像を生成する。このベース画像の生成方法は、上記で示したので省略する。また、狭帯域成分が含まれていないベース画像において、中深層血管の強調・抑制処理についても、上記で示したので省略する。

#### 【0043】

本発明の第 4 実施形態は、上記第 2 及び 3 実施形態と異なる方法で表層血管の解像度を判定し、その上で上記第 1 実施形態と異なる方法でベース画像を生成する（なお、それ以外は第 1 実施形態と同様であるので、説明を省略する）。まず、同時照射された広帯域光 BB 及び狭帯域光 NB を撮像することにより得られる信号のうち、青色信号 B 及び緑色信号 G 間の相関を求める。その結果、青色信号 B と緑色信号 G の類似性が高い場合には、表層血管が十分に解像されていないとみなし、狭帯域光の情報を使用せずに、ベース画像を生成する。このベース画像の生成方法と狭帯域成分が含まれていないベース画像上での中深層血管の強調・抑制処理は、上記で示したので省略する。

#### 【0044】

本発明の第 5 実施形態は、広帯域光 BB と狭帯域光 NB を同時照射した第 1 ～ 第 4 実施形態と異なり、広帯域光 BB と狭帯域光 NB を別々に順次照射する。したがって、第 5 実施形態の電子内視鏡システム 100 においては、図 13 に示すように、広帯域光 BB と狭帯域光 NB を順次照射するために、回転フィルタ 101 とこれを一定速度で回転させるモータ 102 を使用する。回転フィルタ 101 は、図 14 に示すように、広帯域光源 30 からの広帯域光 BB そのまま透過させる開口部 101a と、広帯域光のうち中心波長 405

nmの狭帯域光（波長域400～410nm）を透過させるバンドパスフィルタ101bとが、周方向に沿って設けられている。したがって、回転フィルタ101が回転することで、広帯域光BBと狭帯域光NBが、ライトガイド43に向けて別々に順次照射される。

【0045】

このように広帯域光BBと狭帯域光NBを順次照射することによって、ベース画像の生成方法とB/G画像の生成方法が、同時照射方式の第1～第4実施形態と異なる。その他については第5実施形態は第1～第4実施形態と同様である。ベース画像の生成については、広帯域光BBを照射及び撮像したときに得られる広帯域信号と、狭帯域光NBを照射及び撮像したときに得られる狭帯域信号とを組み合わせることでベース画像を生成する。また、B/G画像を生成する際には、狭帯域信号のうちB画素からの出力値と広帯域信号のうちG画素からの出力値間の輝度比を用いることが好ましい。なお、ベース画像は、広帯域信号のみで生成してもよい。

10

【0046】

なお、上記実施形態では、周波数フィルタリング処理を用いて、表層血管や中深層血管を抽出したが、これら血管を抽出することができれば、前記手段に限る必要はない。また、上記実施形態では、表層血管または中深層血管のいずれか一方のみを選択的に強調・抑制したが、これに限らず、表層血管または中深層血管の両方を強調・抑制してもよく、さらには、表層血管、中層血管、深層血管の3層の血管が存在する場合には、各層の血管について強調・抑制を行ってもよい。

20

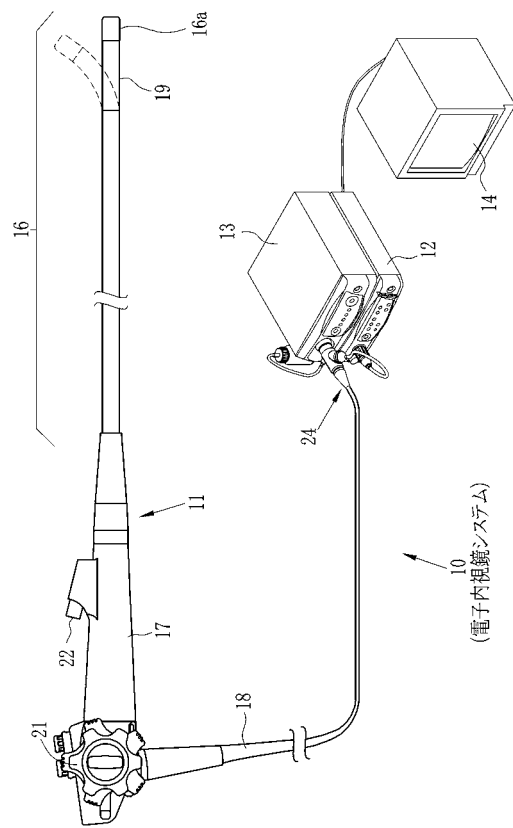
【符号の説明】

【0047】

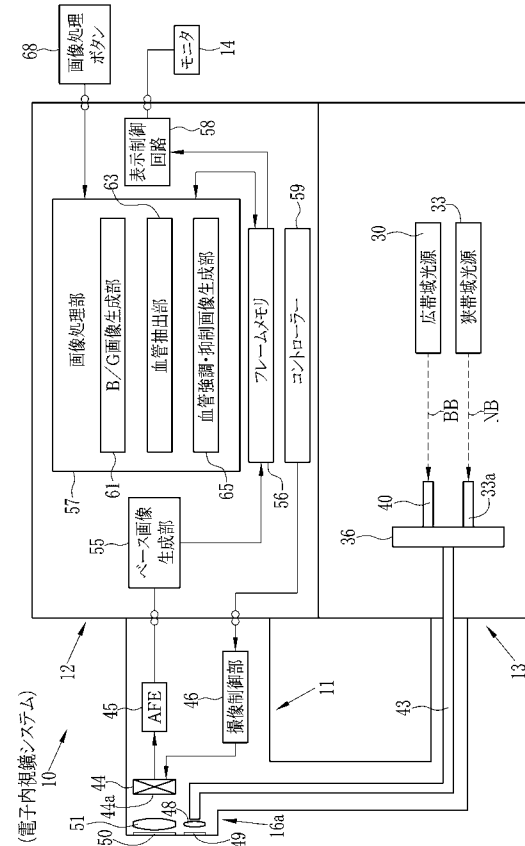
- 10 電子内視鏡システム
- 14 モニタ
- 30 広帯域光源
- 33 狭帯域光源
- 57 画像処理部
- 61 B/G画像生成部
- 63 血管抽出部
- 65 血管強調・抑制画像生成部
- 71 表層血管
- 72 中深層血管

30

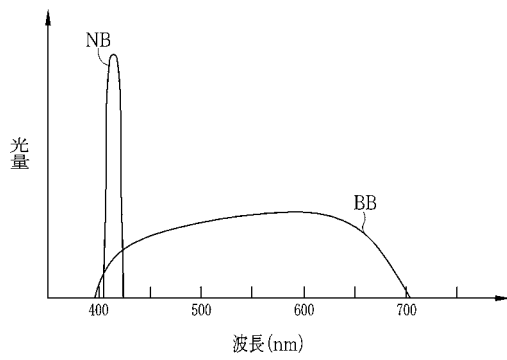
【図 1】



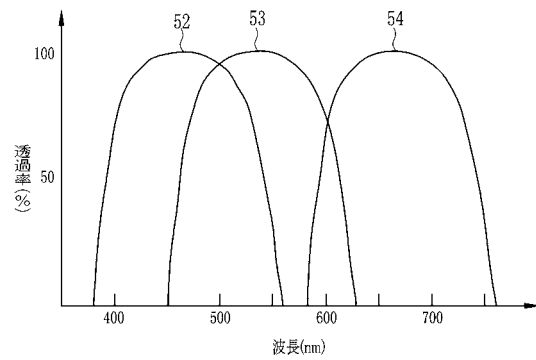
【図 2】



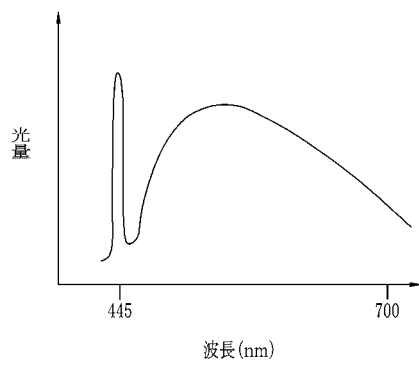
【図 3】



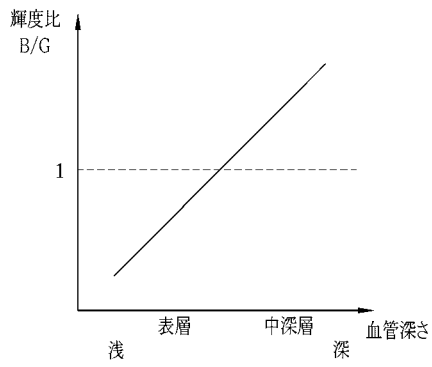
【図 5】



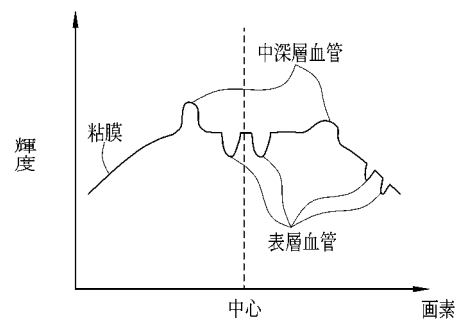
【図 4】



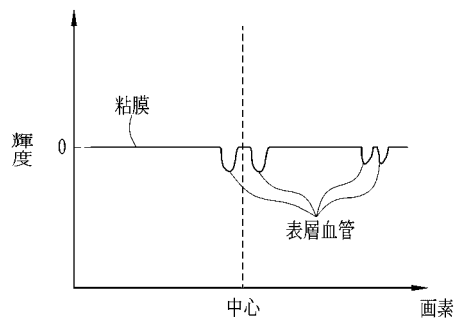
【図 6】



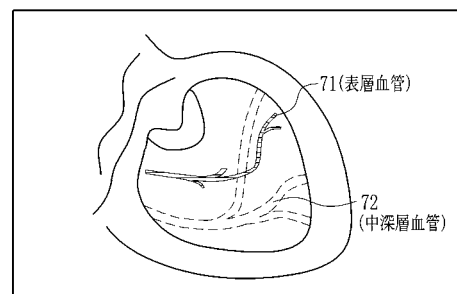
【図 7】



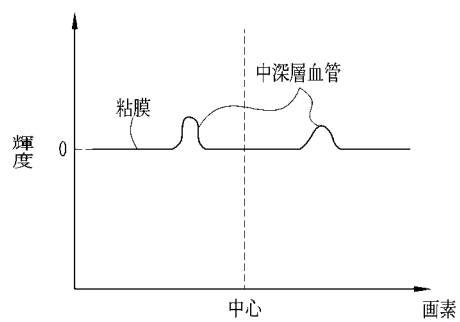
【図 8】



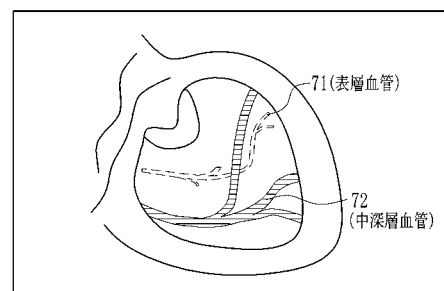
【図 10】



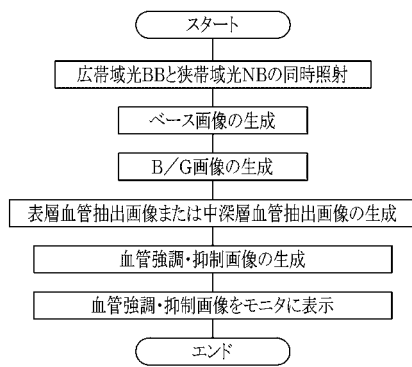
【図 9】



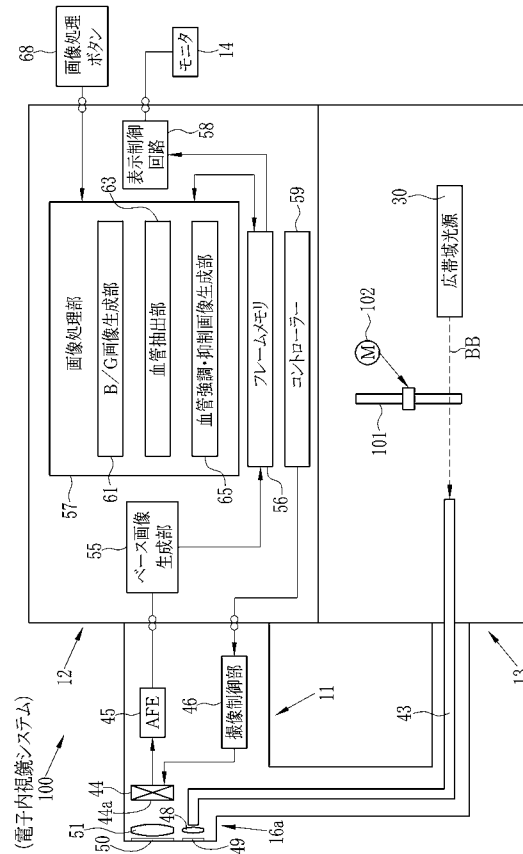
【図 11】



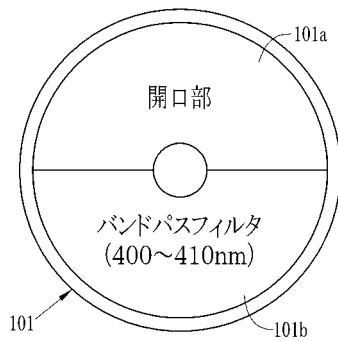
【図 12】



【図 13】



【図 14】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特許第3559755(JP, B2)  
特開平01-297042(JP, A)  
特開2009-254794(JP, A)  
特開2000-148987(JP, A)  
特開2005-323758(JP, A)  
特開2011-010998(JP, A)  
特開2006-341075(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5274591B2</a>	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	JP2011015500	申请日	2011-01-27
[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	峯 苜 靖浩		
发明人	峯 苜 靖浩		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 H04N7/18 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/3137 A61B5/489		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D H04N7/18.M A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ08 4C061/RR04 4C061/SS08 4C061/SS11 4C061/WW08 4C061/YY02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ08 4C161/RR04 4C161/SS08 4C161/SS11 4C161/WW08 4C161/YY02 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EE04 5C054/FC08 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012152459A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供能够强调或不强调浅表血管或中深部血管的内窥镜系统，而不删除活体组织中突起和凹陷的信息。解决方案：宽带光BB和窄带光NB同时投射到物体。通过彩色CCD对对象进行成像，以获得蓝色信号B，绿色信号G和红色信号R。从三种颜色的信号B，G和R生成基本图像。基于蓝色信号B和绿色信号G之间的亮度比B/G，生成B/G图像。从B/G图像提取高频分量以获得表面血管提取图像，并且从B/G图像提取中频分量以获得中深血管提取图像。基于基础图像和浅表血管提取图像和中深血管提取图像之一，血管强调/去强调图像，其中浅表血管或中深血生成的船只被强调或不再强调。血管强调/去强调图像显示在监视器上。

【图 4】

