

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5872916号  
(P5872916)

(45) 発行日 平成28年3月1日(2016.3.1)

(24) 登録日 平成28年1月22日(2016.1.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 O
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 O D
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-13316 (P2012-13316)
(22) 出願日	平成24年1月25日 (2012.1.25)
(65) 公開番号	特開2013-150712 (P2013-150712A)
(43) 公開日	平成25年8月8日 (2013.8.8)
審査請求日	平成26年6月2日 (2014.6.2)

(73) 特許権者	306037311 富士フィルム株式会社 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	加來 俊彦 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
(72) 発明者	飯田 孝之 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内

審査官 樋熊 政一

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】

青色成分と緑色成分を含む照明光を、被検体に照射する照明手段と、  
前記被検体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することによって、青色成分の情報が含まれる青色信号と緑色成分の情報が含まれる緑色信号とを有する2以上の色信号を取得する画像信号取得手段と、

前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることで得られる演算値から構成される多色画像として、前記青色信号と前記緑色信号に基づく輝度比で構成される輝度比画像を生成する多色画像生成手段と、

前記輝度比画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記輝度比画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記輝度比画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成手段とを備え、  
前記血管抽出画像生成手段は、

前記複数の観察モード毎に設けられ、前記被検体上の粘膜、前記第1層血管、及び前記第2層血管と前記輝度比との相関関係を記憶した複数の演算値テーブルと、

設定された観察モードに対応する演算値テーブルを用いた血管抽出処理を行うことによつて、前記第1層血管抽出画像、または前記第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成部とを備え、

前記相関関係は各演算値テーブル毎に異なっていることを特徴とする内視鏡システム。

10

20

**【請求項 2】**

各演算値テーブルには、前記粘膜と前記第1層血管との境界を示す演算値が第1境界値として記憶され、前記粘膜と前記第2層血管との境界を示す演算値が第2境界値として記憶され、前記第1及び第2境界値は、各演算値テーブル毎に異なってい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】**

前記複数の観察モードは、前記被検体上の所定の部位における血管の視認性を向上させるためのモードであり、各観察モードは各部位毎に設定されてい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】**

前記第1層血管抽出画像を用いて、前記第1層血管が強調または抑制された第1層血管強調・抑制画像を生成し、または前記第2層血管抽出画像を用いて、前記第2層血管が強調または抑制された第2層血管強調・抑制画像を生成する血管強調・抑制画像生成手段を備えることを特徴とする請求項1ないし3いずれか1記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記第1層血管強調・抑制画像または前記第2層血管強調・抑制画像の少なくともいずれか一方を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項4記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記照明手段は、前記照明光として、青色狭帯域光と、この青色狭帯域光により波長変換部材で波長変換される蛍光を、前記被検体に向けて同時照射し、

前記画像信号取得手段は、前記青色狭帯域光及び蛍光が同時照射された被検体を、カラーの撮像素子で撮像することを特徴とする請求項1ないし5いずれか1項記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記照明手段は、前記照明光として、青色狭帯域光と緑色狭帯域光を、前記被検体に向けて順次照射し、

前記画像信号取得手段は、前記青色狭帯域光と前記緑色狭帯域光が順次照射される毎に、被検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することを特徴とする請求項1ないし5いずれか1項記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記輝度比画像は、各画素毎に青色信号を緑色信号で除することで得られるB/G比から構成されるB/G画像であることを特徴とする請求項1ないし7いずれか1項記載の内視鏡システム。

**【請求項 9】**

青色成分と緑色成分を含む照明光を発し、被検体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することによって、青色成分の情報が含まれる青色信号と緑色成分の情報が含まれる緑色信号とを有する2以上の色信号を取得する電子内視鏡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2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることで得られる演算値から構成される多色画像として、前記青色信号と前記緑色信号に基づく輝度比で構成される輝度比画像を生成する多色画像生成手段と、

前記輝度比画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記輝度比画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記輝度比画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成手段とを備え、  
前記血管抽出画像生成手段は、

前記複数の観察モード毎に設けられ、前記被検体上の粘膜、前記第1層血管、及び前記第2層血管と前記輝度比との相関関係を記憶した複数の演算値テーブルと、

設定された観察モードに対応する演算値テーブルを用いた血管抽出処理を行うことによつて、前記第1層血管抽出画像、または前記第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一

10

20

30

40

50

方を生成する血管抽出画像生成部とを備え、

前記相関関係は各演算値テーブル毎に異なっているこ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 10】**

照明手段が青色成分と緑色成分を含む照明光を発し、画像信号取得手段が、被検体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することによって、青色成分の情報が含まれる青色信号と緑色成分の情報が含まれる緑色信号とを有する2以上の色信号を取得する電子内視鏡を有する内視鏡システム内で行われる内視鏡システムの作動方法において、

多色画像生成手段が、前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることで得られる演算値から構成される多色画像として、前記青色信号と前記緑色信号に基づく輝度比で構成される輝度比画像を生成するステップと、

血管抽出画像生成手段が、前記輝度比画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記輝度比画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記輝度比画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成するステップであり、血管抽出画像生成部が、前記被検体上の粘膜、前記第1層血管、及び前記第2層血管と前記輝度比との相関関係を記憶し、且つ前記相関関係が観察モード毎に異なる複数の演算値テーブルを用い、設定された観察モードに対応する演算値テーブルを用いた血管抽出処理を行うことによって、前記第1層血管抽出画像、または前記第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成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】**

**【技術分野】**

**【0001】**

本発明は、被検体内における表層血管、中深層血管などの血管を抽出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、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

**【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的観察としては、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、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いて、被検体内的血管を強調表示させる血管強調観察も行われるようになってきている。

**【0003】**

この血管強調観察においては、血管の形状パターンから、ガンか否かを鑑別することが行われている。血管の種類としては、主に、生体組織表層に分布する表層血管とその下方に位置する中深層血管があり、診断の目的に応じて、いずれかの血管に着目して診断が行われることがある。この場合、着目しない血管が内視鏡画像上に混じっていると、診断の妨げになるおそれがあるため、画像上から表層血管、中深層血管のいずれかを判別し、着目するほうの血管のみを抽出した画像をモニタに表示することが求められていた。

**【0004】**

この血管の深さ判別方法に関しては、特許文献1に、特定波長域(415nm、540nm)の狭帯域光に基づいて生成される狭帯域画像の色相が5~35の場合には表層血管と判別し、色相Hが170~200の場合に中深層血管と判別する方法が示されている。

**【先行技術文献】**

**【特許文献】**

**【0005】**

**【特許文献1】特開2011-135983号公報**

**【発明の概要】**

**【発明が解決しようとする課題】**

10

20

30

40

50

## 【0006】

内視鏡による体腔内の観察時においては、部位によって、例えば食道と胃とでは、それぞれ同じ光量の光を照明しても、被検体からの戻り光の光量が異なることがある。即ち、部位によって、血管の見え方や色調が異なることがある。このように血管の色調が変わる場合には、上記特許文献1のように、色相に基づく血管判別方法では、表層血管と中深層血管とを確実に区別することは難しくなる。

## 【0007】

本発明は、上記背景に鑑みてなされたもので、観察する部位が変わったとしても、深さが異なる複数種類の血管を確実に抽出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、及び内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。10

## 【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、青色成分と緑色成分を含む照明光を、被検体に照射する照明手段と、前記被検体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することによって、青色成分の情報が含まれる青色信号と緑色成分の情報が含まれる緑色信号とを有する20 2以上の色信号を取得する画像信号取得手段と、前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることで得られる演算値から構成される多色画像として、前記青色信号と前記緑色信号に基づく輝度比で構成される輝度比画像を生成する多色画像生成手段と、前記輝度比画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記輝度比画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記輝度比画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成手段とを備え、前記血管抽出画像生成手段は、前記複数の観察モード毎に設けられ、前記被検体上の粘膜、前記第1層血管、及び前記第2層血管と前記輝度比との相関関係を記憶した複数の演算値テーブルと、設定された観察モードに対応する演算値テーブルを用いた血管抽出処理を行うことによって、前記第1層血管抽出画像、または前記第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成部とを備え、前記相関関係は各演算値テーブル毎に異なっていることを特徴とする。

## 【0010】

各演算値テーブルには、前記粘膜と前記第1層血管との境界を示す演算値が第1境界値として記憶され、前記粘膜と前記第2層血管との境界を示す演算値が前記第2境界値として記憶され、前記第1及び第2境界値は、各演算値テーブル毎に異なっていることが好ましい。前記複数の観察モードは、前記被検体上の所定の部位における血管の視認性を向上させるためのモードであり、各観察モードは各部位毎に設定されていることが好ましい。30

## 【0011】

前記第1層血管抽出画像を用いて、前記第1層血管が強調または抑制された第1層血管強調・抑制画像を生成し、または前記第2層血管抽出画像を用いて、前記第2層血管が強調または抑制された第2層血管強調・抑制画像を生成する血管強調・抑制画像生成手段を備えることが好ましい。前記第1層血管強調・抑制画像または前記第2層血管強調・抑制画像の少なくともいずれか一方を表示する表示手段を備えることが好ましい。40

## 【0012】

前記照明手段は、前記照明光として、青色狭帯域光と、この青色狭帯域光により波長変換部材で波長変換される蛍光を、前記被検体に向けて同時照射し、前記画像信号取得手段は、前記青色狭帯域光及び蛍光が同時に照射された被検体を、カラーの撮像素子で撮像することが好ましい。また、別の実現手段として、前記照明手段は、前記照明光として、青色狭帯域光と緑色狭帯域光を、前記被検体に向けて順次照射し、前記画像信号取得手段は、前記青色狭帯域光と前記緑色狭帯域光が順次照射される毎に、被検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することが好ましい。前記輝度比画像は、各画素毎に青色信号を緑色信号で除することで得られるB/G比から構成されるB/G画像であることが好ましい。50

## 【0013】

本発明は、青色成分と緑色成分を含む照明光を発し、被検体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することによって、青色成分の情報が含まれる青色信号と緑色成分の情報が含まれる緑色信号とを有する2以上の色信号を取得する電子内視鏡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2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることで得られる演算値から構成される多色画像として、前記青色信号と前記緑色信号に基づく輝度比で構成される輝度比画像を生成する多色画像生成手段と、前記輝度比画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記輝度比画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記輝度比画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成手段とを備え、前記血管抽出画像生成手段は、前記複数の観察モード毎に設けられ、前記被検体上の粘膜、前記第1層血管、及び前記第2層血管と前記輝度比との相関関係を記憶した複数の演算値テーブルと、設定された観察モードに対応する演算値テーブルを用いた血管抽出処理を行うことによって、前記第1層血管抽出画像、または前記第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成部とを備え、前記相関関係は各演算値テーブル毎に異なっていることを備えることを特徴とする。

10

## 【0014】

本発明は、照明手段が青色成分と緑色成分を含む照明光を発し、画像信号取得手段が、被検体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することによって、青色成分の情報が含まれる青色信号と緑色成分の情報が含まれる緑色信号とを有する2以上の色信号を取得する電子内視鏡を有する内視鏡システム内で行われる内視鏡システムの作動方法において、多色画像生成手段が、前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることで得られる演算値から構成される多色画像として、前記青色信号と前記緑色信号に基づく輝度比で構成される輝度比画像を生成するステップと、血管抽出画像生成手段が、前記輝度比画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記輝度比画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記輝度比画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成するステップであり、血管抽出画像生成部が、前記被検体上の粘膜、前記第1層血管、及び前記第2層血管と前記輝度比との相関関係を記憶し、且つ前記相関関係が観察モード毎に異なっている複数の演算値テーブルを用い、設定された観察モードに対応する演算値テーブルを用いた血管抽出処理を行うことによって、前記第1層血管抽出画像、または前記第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成するステップとを有することを特徴とする。

20

30

## 【発明の効果】

## 【0015】

本発明によれば、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行っていることから、観察する部位が変わったとしても、その部位に対応する観察モードに切り替えることで、深さが異なる複数種類の血管を確実に抽出することができる。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【0016】

【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気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】青色レーザ光とこの青色レーザー光を蛍光体に当てる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】第1観察モード用テーブルに記憶されている血管深さとB/G比との関係を示すグラフである。

50

【図7】B成分とG成分の割合が略同じ戻り光を受光したときの粘膜、表層血管、中深層血管のB/G比を説明するための図である。

【図8】第2観察モード用テーブルに記憶されている血管深さとB/G比との関係を示すグラフである。

【図9】B成分がG成分よりも大きい戻り光を受光したときの粘膜、表層血管、中深層血管のB/G比を説明するための図である。

【図10】第3観察モード用テーブルに記憶されている血管深さとB/G比との関係を示すグラフである。

【図11】G成分がB成分よりも大きい戻り光を受光したときの粘膜、表層血管、中深層血管のB/G比を説明するための図である。 10

【図12】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13】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14】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図15】第2実施形態の内視鏡システムの電気的構成を示すブロック図である。

【図16】回転フィルタの概略図である。

【図17A】第1観察モード用のテーブルに記憶されている血管深さとB-G差との関係を示すグラフである。

【図17B】第2観察モード用のテーブルに記憶されている血管深さとB-G差との関係を示すグラフである。 20

【図17C】第3観察モード用のテーブルに記憶されている血管深さとB-G差との関係を示すグラフである。

#### 【発明を実施するための形態】

##### 【0017】

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。

##### 【0018】

この電子内視鏡システム10は、被検体上の表層血管を強調・抑制した表層血管強調・抑制画像と中深層血管を強調・抑制した中深層血管強調・抑制画像を生成する機能を備えている。いずれの血管強調・抑制画像を生成するかは、表層・中深層選択SW28(図2参照)の操作によって決められる。また、内視鏡観察においては、胃、大腸、食道など各部位によって血管の見え方が異なるため、これを補正する機能も備えている。血管の見え方は、被検体から戻ってくる戻り光(反射光等)の青色成分(B成分)と緑色成分(G成分)の割合Pによって変化する。ここで、B成分とG成分が略同じであると想定される観察モードを第1観察モードとし、B成分がG成分よりも大きいと想定される観察モードを第2観察モードとし、G成分がB成分よりも大きいと想定される観察モードを第3観察モードとする。これら第1~第3観察モードは、観察モード選択SW29(図2参照)により切り替えられる。 40

##### 【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

10

20

30

40

50

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 ~ 700 nm）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 の使用中、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 445 nm のレーザ光とのレーザ光により蛍光体から励起発光される 460 nm ~ 700 nm 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。10

#### 【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  $400 \pm 10 \text{ nm}$  (中心波長 405 nm) 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  $400 \pm 10 \text{ nm}$  (中心波長 405 nm) に限らず、例えば  $440 \pm 10 \text{ nm}$  (中心波長 445 nm) 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。20

#### 【0024】

電子内視鏡 11 は、ライトガイド 43、CCD 44、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 に向かっている。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。30

#### 【0025】

CCD 44 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、AFE 45 に送られる。また、CCD 44 はカラー CCD であり、撮像面 44a 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。

#### 【0026】

B 色、G 色、R 色のカラーフィルターは、図 5 に示すような透過分布 52, 53, 54 を有している。波長領域が約 400 ~ 700 nm である広帯域光 BB のみが CCD 44 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 BB のうちそれぞれの透過分布 52, 53, 54 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。40

#### 【0027】

AFE 45 は、相関二重サンプリング回路 (CDS)、自動ゲイン制御回路 (AGC)、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。CDS は、CCD 44 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、CCD 44 の駆動により生じたノイズを除去する。AGC は、CDS によりノイズが除去された撮像信号を增幅する。A/D は、AGC で增幅された撮像信号を、所定のビット数のデジ50

タルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 12 に入力する。

【0028】

撮像制御部 46 は、プロセッサ装置 12 内のコントローラー 59 に接続されており、コントローラー 59 から指示がなされたときに CCD 44 に対して駆動信号を送る。CCD 44 は、撮像制御部 46 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 AFE 45 に出力する。

【0029】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 12 は、ベース画像生成部 55 と、フレームメモリ 56 と、画像処理部 57 と、表示制御回路 58 を備えており、コントローラー 59 が各部を制御している。ベース画像生成部 55 は、電子内視鏡の AFE 45 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 56 に一時的に記憶される。また、AFE 45 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 56 に記憶される。なお、ベース画像は、狭帯域光 NB を使用せず、広帯域光 BB 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。

10

【0030】

画像処理部 57 は、B/G 画像生成部 61 と、血管抽出画像生成部 63 と、血管強調・抑制画像生成部 65 とを備えている。B/G 画像生成部 61 は、青色信号 B 及び緑色信号 G 間の輝度比 B/G (B/G 比) から構成される B/G 画像を生成する。ここで、B/G 比は、青色信号 B 及び緑色信号 G 間で、同じ位置にある画素の輝度比を示している。

20

【0031】

血管抽出画像生成部 63 は、B/G 画像に基づいて、表層血管を抽出した表層血管抽出画像又は中深層血管を抽出した中深層血管抽出画像を生成する。これら血管抽出画像の生成方法は、第 1 ~ 第 3 観察モードのいずれに設定されているかによって、異なっている。第 1 観察モードに設定されている場合には、第 1 観察モード用テーブル 63a を用いて、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像を生成する。第 1 観察モード用テーブル 63a には、図 6 に示すような、輝度比 B/G と血管深さとの相関関係が記憶されている。この相関関係は、血管深さが大きくなるほど輝度比 B/G (B/G 比) も大きくなる比例関係となっている。

30

【0032】

第 1 観察モードにおいては、被検体からの戻り光のうち青色波長成分 (B 成分) と緑色波長成分 (G 成分) とが略同じである。そのため、図 7 に示すように、血管が無い粘膜に照明光が照射された場合、その戻り光の B 成分、G 成分の比率は略同じである。これは、粘膜では大きな光の吸収がないためである。このときの平均的な B/G 比を P とすると、粘膜が示す B/G 比は、Ls ~ P ~ Ld の一定範囲に収まっている。ここで、Ls は、第 1 観察モードにおける粘膜の B/G 比の下限値であり、Ld は第 1 観察モードにおける粘膜の B/G 比の上限値である。

【0033】

また、照明光が表層血管に照射された場合には、照明光の B 成分が表層血管で大きく吸収される一方で、G 成分はほとんど吸収されない。そのため、B/G 比は、ほとんどが Ls 以下となる。したがって、B/G 比が Ls 以下の画素には、表層血管が写し出されていることが分かる（即ち Ls は粘膜と表層血管の境界値）。一方、照明光が中深層血管に照射された場合には、照明光の G 成分が中深層血管で大きく吸収される一方で、B 成分はほとんど吸収されない。そのため、B/G 比は、ほとんどが Ld 以上となる。したがって、B/G 比が Ld 以上の画素に、中深層血管が写し出されていることが分かる（即ち Ld は粘膜と中深層血管の境界値）。

40

【0034】

したがって、第 1 観察モードにおいて、表層血管抽出画像を生成する場合には、B/G 画像において、B/G 比が Ls 以下の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素

50

値を0とする二値化処理を行う。一方、中深層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比がLd以上の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。

#### 【0035】

また、第2観察モードに設定されている場合には、第2観察モード用テーブル63bを用いて、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像を生成する。第2観察モード用テーブル63bは、上記第1観察モード用テーブル63aと同様、図8に示すように、血管深さが大きくなるほど輝度比B/G(B/G比)も大きくなる比例関係となっている。第2観察モードにおいては、図9に示すように、被検体からの戻り光のうち青色波長成分(B成分)は緑色波長成分(G成分)よりも大きいため、B/G比は全体的に高くなる。これに伴って、粘膜と表層血管の境界値Ls'は、第1観察モード時の境界値Lsよりも大きくなり、粘膜と中深層血管の境界値Ld'は、第1観察モード時の境界値Ldよりも高くなる。10

#### 【0036】

したがって、第2観察モードにおいて、表層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比がLs'以下の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。一方、中深層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比がLd'以上の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。

#### 【0037】

また、第3観察モードに設定されている場合には、第3観察モード用テーブル63cを用いて、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像を生成する。第3観察モード用テーブル63cは、上記第1観察モード用テーブル63aと同様、図10に示すように、血管深さが大きくなるほど輝度比B/G(B/G比)も大きくなる比例関係となっている。第3観察モードにおいては、図11に示すように、被検体からの戻り光のうち緑色波長成分(G成分)は青色波長成分(B成分)よりも大きいため、B/G比は全体的に低くなる。これに伴って、粘膜と表層血管の境界値Ls''は、第1観察モード時の境界値Lsよりも小さくなり、粘膜と中深層血管の境界値Ld''は、第1観察モード時の境界値Ldよりも小さくなる。20

#### 【0038】

したがって、第3観察モードにおいて、表層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比がLs''以下の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。一方、中深層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比がLd''以上の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。30

#### 【0039】

なお、これまでの診断等から、食道、大腸、胃の各部位における平均的なB/G比の関係は、食道のB/G比>大腸のB/G比>胃のB/G比であることが分かっている。したがって、診断の目的その他観察条件にもよるが、大腸を観察する場合には第1観察モードに設定し、食道を観察する場合には第2観察モードに設定し、胃を観察する場合には第3観察モードに設定することが好ましい。40

#### 【0040】

血管強調・抑制画像生成部65は、表層血管抽出画像とベース画像とを合成することによって、表層血管が強調(または抑制)された表層血管強調・抑制画像を生成し、また、中深層血管抽出画像とベース画像とを合成することによって、中深層血管が強調(または抑制)された中深層血管強調・抑制画像を生成する。ここで、血管を強調する場合には、表層血管抽出画像(又は中深層血管抽出画像)における各画素の画素値を数倍増加させたものを、ベース画像の各画素の画素値に足し合わせる。また、血管を抑制する場合には、表層血管抽出画像(又は中深層血管抽出画像)における各画素の画素値を数倍増加させたものを、ベース画像の各画素の画素値から減算する。50

**【 0 0 4 1 】**

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 2 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 3 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。

**【 0 0 4 2 】**

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。

10

**【 0 0 4 3 】**

次に、本発明の作用について、図 1 4 に示すフローチャートを用いて説明する。まず、第 1 ~ 第 3 観察モードの中から、部位に応じた観察モードを設定する。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。

20

**【 0 0 4 4 】**

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。この B / G 画像から表層血管を抽出した表層血管抽出画像が生成され、また、B / G 画像から中深層血管を抽出した中深層血管抽出画像が生成される。これら血管抽出には、設定した観察モードに対応する観察モード用テーブルが用いられる。血管抽出画像が生成されたら、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 5 8 でモニタ表示可能な信号に変換された後、図 1 2 または図 1 3 に示すように、モニタ 1 4 に画像表示される。

30

**【 0 0 4 5 】**

なお、上記第 1 実施形態においては、光源装置 1 3 内の広帯域光源 3 0 から広帯域光 B B を発光したが、これに代えて、電子内視鏡 1 1 の先端部 1 6 a に蛍光体を設置し、その蛍光体を、光源装置 1 3 に設置した励起光光源の励起光で励起することによって、蛍光を発光させてもよい。この場合、蛍光と蛍光に吸収されなかつた励起光とが合波した光が、広帯域光 B B として被検体内に照射される。

40

**【 0 0 4 6 】**

本発明の第 2 実施形態は、被検体を照明する 2 種類の照明光を同時照射した第 1 実施形態と異なり、2 種類の照明光を別々に順次照射する。ここでは、2 種類の照明光として、中心波長 4 1 5 nm の青色狭帯域光 GN と、中心波長 5 4 0 nm の緑色狭帯域光 BN を順次照射する。したがって、第 2 実施形態の電子内視鏡システム 1 0 0 においては、図 1 5 に示すように、青色狭帯域光 BN と緑色狭帯域光 GN の順次照射のために、回転フィルタ 1 0 1 とこれを一定速度で回転させるモータ 1 0 2 を使用する。また、被検体内の撮像には、カラーの CCD 4 4 に代えて、カラーフィルターが設けられていないモノクロの CCD 1 0 1 が用いられる。

**【 0 0 4 7 】**

回転フィルタ 1 0 1 は、図 1 6 に示すように、広帯域光源 3 0 からの広帯域光 BB のうち

50

中心波長415nmの青色狭帯域光BN(波長域380～430nm)を透過させる青色フィルタ101aと、広帯域光のうち中心波長540nmの緑色狭帯域光GN(波長域520～560nm)を透過させる緑色フィルタ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、青色狭帯域光BNと緑色狭帯域光GNが、ライトガイド43に向けて別々に順次照射される。

#### 【0048】

このように青色狭帯域光BNと緑色狭帯域光GN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実施形態と異なる。その他について10は第2実施形態は第1実施形態と同様である。ベース画像を生成する際には、青色狭帯域光BNを照射及び撮像したときに得られる青色狭帯域信号を、モニタ表示用のBチャンネル及びGチャンネルに割り当て、緑色狭帯域光GNを照射及び撮像したときに得られる緑色狭帯域信号を、モニタ表示用のRチャンネルに割り当てるこによって、ベース画像を生成する。また、B/G画像を生成する際には、青色狭帯域信号及び緑色狭帯域信号間の輝度比からB/G画像を生成する。

#### 【0049】

なお、上記実施形態においては、B/G比を使って表層血管と中深層血管の分離を行つたが、これに代えて、G/B比、B-G差、G-B差、B/(B+G)比、G/(B+G)比、B/R比、R/B比、B-R差、R-B差、B/Y比など、互いに異なる色情報を持つ2以上の色信号を用いた演算により得られる演算値によつても、それぞれの血管を分離することができる。

#### 【0050】

この演算値と血管深さとの関係は、上記実施形態と同様に、第1～第3観察モードに対応した複数のテーブルに記憶されており、また、粘膜と表層血管との境界を示す演算値の境界値及び粘膜と中深層血管の境界を示す演算値の境界値は、各テーブル毎に異なっている。例えば、B-G差(青色信号の画素値から緑色信号の画素値を引いた値)の場合であれば、第1観察モード時に使用するテーブルには、図17Aに示すようなB-G差と血管深さとの関係が記憶されている。ここで、L<sub>s</sub>は粘膜と表層血管の境界を示すB-G差を示しており、L<sub>d</sub>は粘膜と中深層血管の境界を示すB-G差を示している。

#### 【0051】

一方、第2観察モード時に使用するテーブルには、図17Bに示すようなB-G差と血管深さとの関係が記憶されている。このテーブルにおいては、粘膜と表層血管の境界部分のB-G差L<sub>s'</sub>はL<sub>s</sub>よりも大きく、また、粘膜と中深層血管の境界部分のB-G差L<sub>d'</sub>はL<sub>d</sub>よりも大きく設定されている。また、第2観察モード時に使用するテーブルには、図17Cに示すようなB-G差と血管深さとの関係が記憶されている。このテーブルにおいては、粘膜と表層血管の境界部分のB-G差L<sub>s''</sub>はL<sub>s</sub>よりも小さく、また、粘膜と中深層血管の境界部分のB-G差L<sub>d''</sub>はL<sub>d</sub>よりも小さく設定されている。

#### 【0052】

なお、G/B比は緑色信号を青色信号で除した値であり、G-B差は緑色信号から青色信号を引いた値であり、B/(B+G)比は青色信号を、青色信号と緑色信号の加算値で除した値であり、G/(B+G)比は緑色信号を、青色信号と緑色信号の加算値で除した値であり、B/R比は青色信号を赤色信号で除した値であり、R/B比は赤色信号を青色信号で除した値であり、B-R差は青色信号から赤色信号を引いた値であり、R-B差は赤色信号から青色信号を引いた値であり、B/Y比は緑色信号を黄色信号で除した値である(黄色信号は500～700nmの波長情報を持つ信号)。

#### 【符号の説明】

#### 【0053】

10, 100 電子内視鏡システム

14 モニタ

30 広帯域光源

33 狹帯域光源

10

20

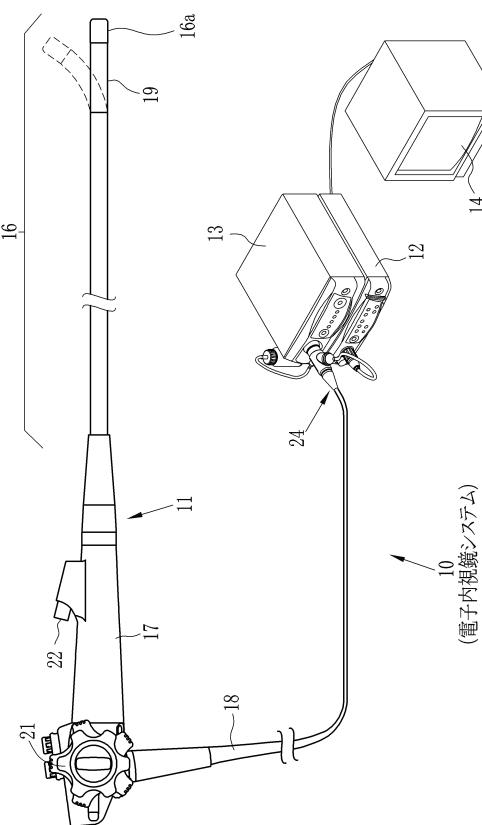
30

40

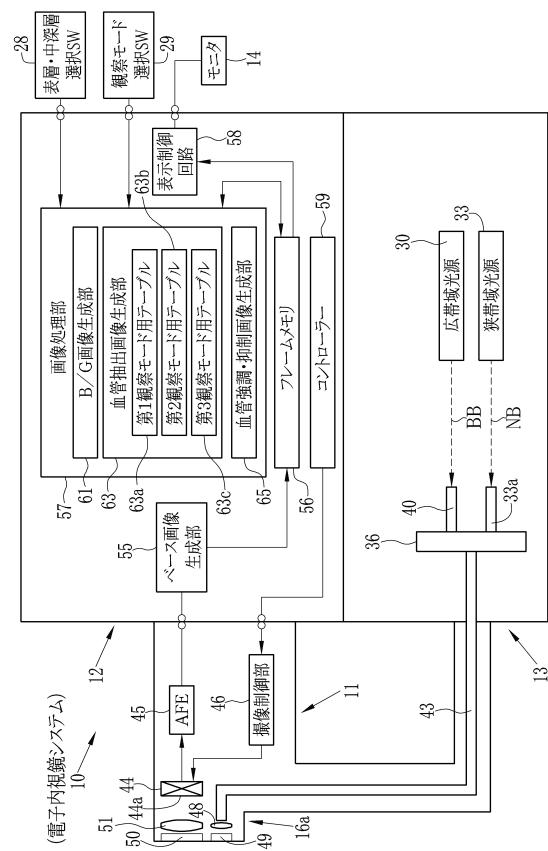
50

- 5 7 画像処理部  
 6 1 B / G 画像生成部  
 6 3 血管抽出画像生成部  
 6 3 a 第1観察モード用テーブル  
 6 3 b 第2観察モード用テーブル  
 6 3 c 第3観察モード用テーブル  
 6 5 血管強調・抑制画像生成部  
 7 1 表層血管  
 7 2 中深層血管

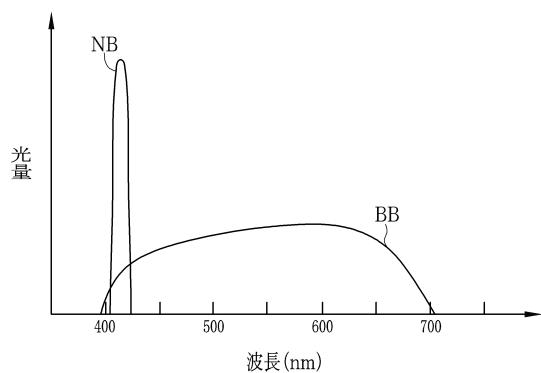
( 义 1 )



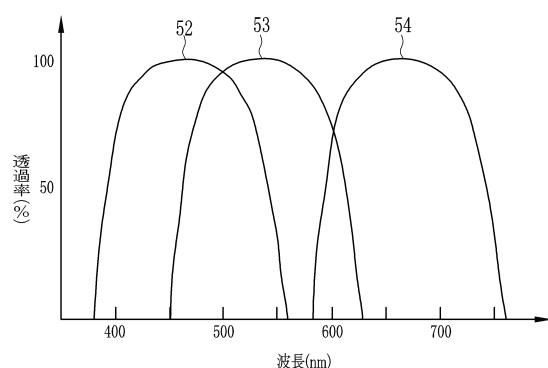
【 2 】



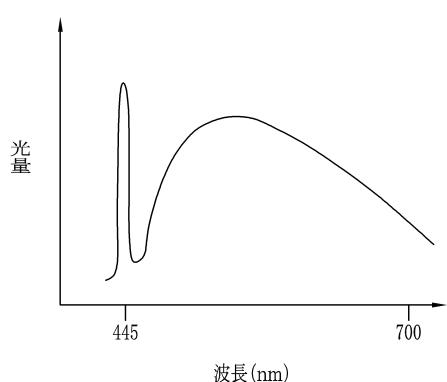
【図3】



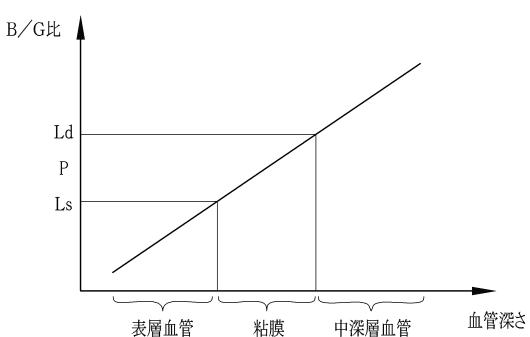
【図5】



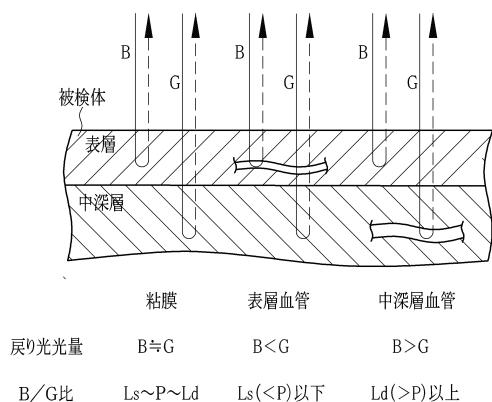
【図4】



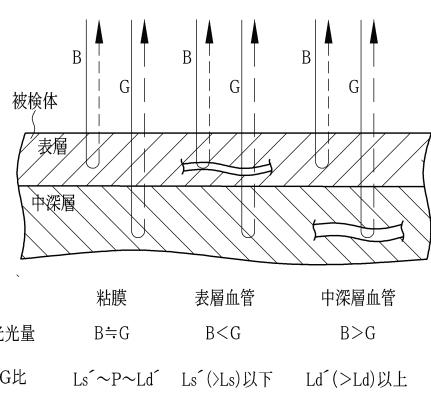
【図6】



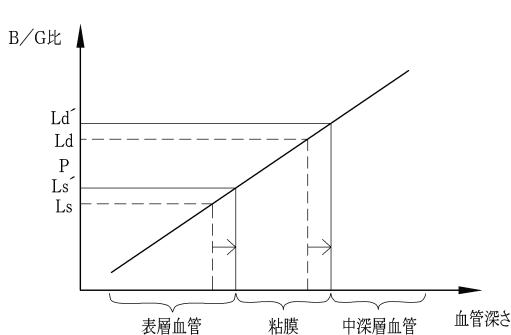
【図7】



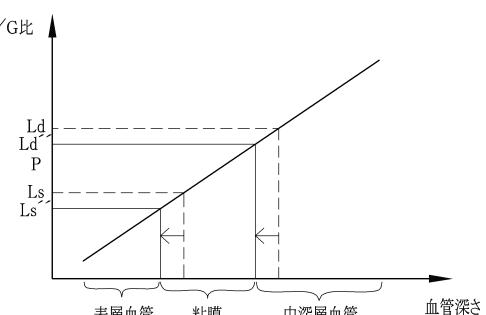
【図9】



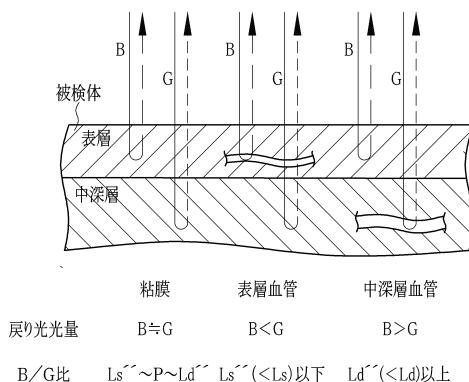
【図8】



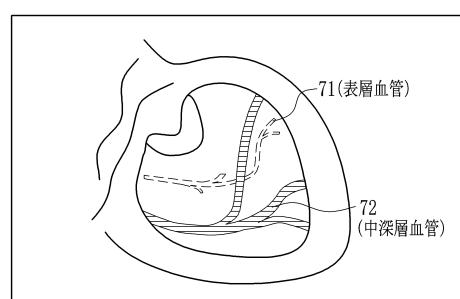
【図10】



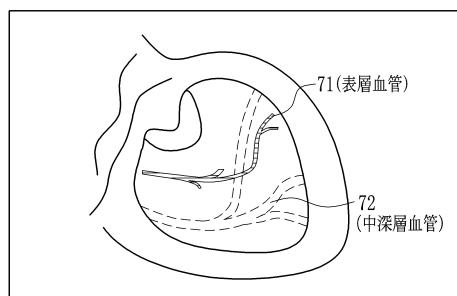
【図 1 1】



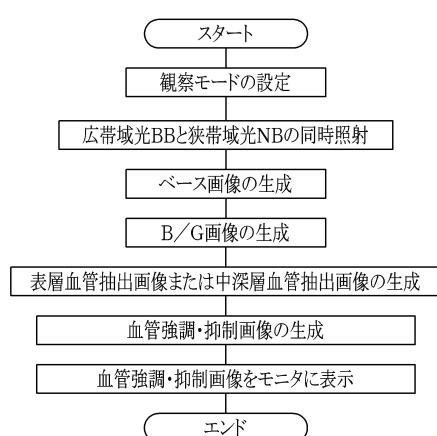
【 図 1 3 】



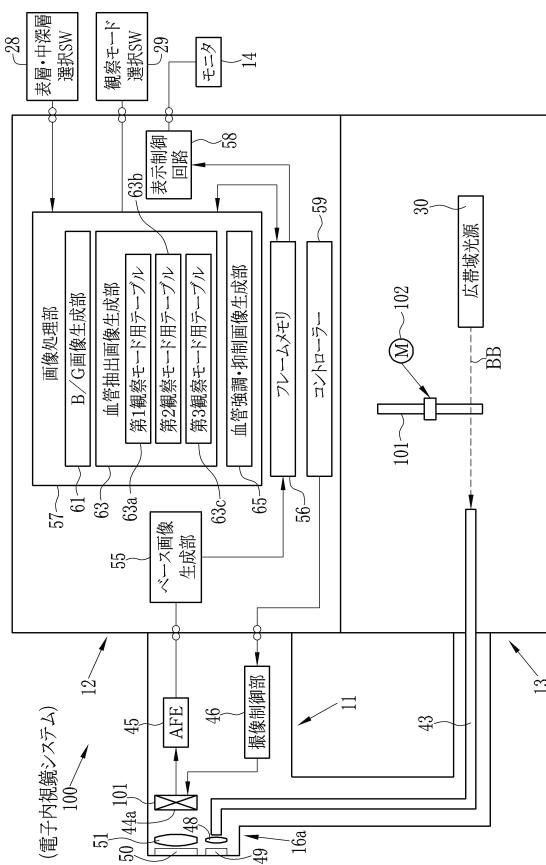
【 四 1 2 】



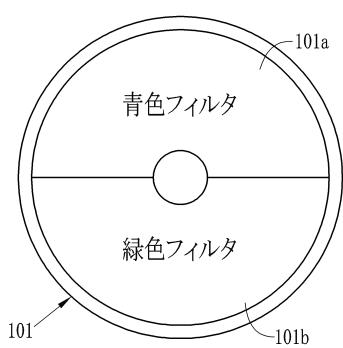
【 四 1 4 】



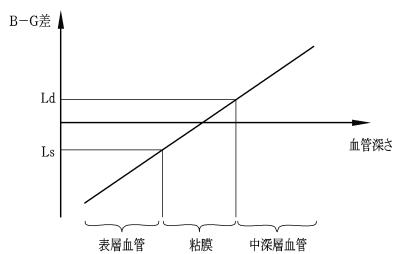
【 図 15 】



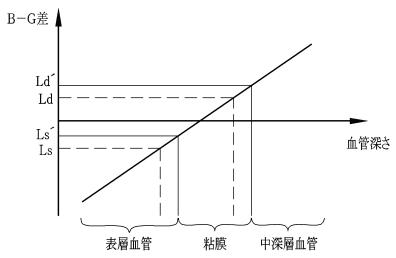
【図16】



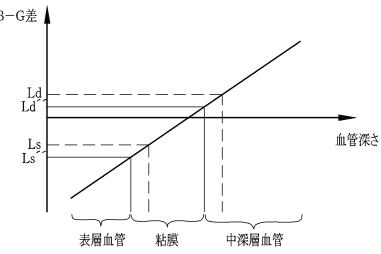
【図17A】



【図17B】



【図17C】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2011-218135(JP,A)  
特開2011-135983(JP,A)  
特開2011-156339(JP,A)  
特開2011-036361(JP,A)  
特開2011-200531(JP,A)  
特開2011-098088(JP,A)  
特開2011-062261(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

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="#">JP5872916B2</a>	公开(公告)日	2016-03-01
申请号	JP2012013316	申请日	2012-01-25
[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	加來俊彦 飯田孝之		
发明人	加來 俊彦 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/0653 G06T5/50 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/20212 G06T2207/30004 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161 /LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW08		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013150712A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

受试者同时暴露于宽带光 ( BB ) 和窄带光 ( NB )。使用彩色CCD ( 33 ) 对所述对象成像，产生蓝色信号 ( B )，绿色信号 ( G ) 和红色信号 ( R )。从所述信号 ( B, G 和 R ) 生成基本图像，并且从 B / G 比率生成 B / G 图像，即蓝色信号 ( B ) 与绿色信号 ( G ) 的比率。从 B / G 图像中提取表示小于或等于粘膜/表面血管边界值 ( Ls ) 的 B / G 比的像素，产生包含提取的浅表血管的图像和表示 B / G 的像素。提取大于或等于粘膜/中深度 - 血管边界值 ( Ld ) 的比率，产生包含提取的中深度血管的图像。对于每个观察模式，所述边界值 ( Ls 和 Ld ) 是不同的。

(21)出願番号	特願2012-13316(P2012-13316)	(73)特許権者	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22)出願日	平成24年1月25日(2012.1.25)	(74)代理人	100075281 弁理士 小林 和典
(63)公開番号	特開2013-150712(P2013-150712A)	(72)発明者	加來 俊彦 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
(43)公開日	平成25年8月8日(2013.8.8)		飯田 孝之 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
	審査請求日 平成26年6月2日(2014.6.2)		
			審査官 棕熊 政一