

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5457247号  
(P5457247)

(45) 発行日 平成26年4月2日 (2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月17日 (2014.1.17)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)  
 A 6 1 B 1/06 (2006.01)  
 A 6 1 B 1/04 (2006.01)  
 A 6 1 B 5/1459 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
 A 6 1 B 1/06 A  
 A 6 1 B 1/04 3 7 2  
 A 6 1 B 5/14 3 2 1

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2010-72065 (P2010-72065)  
 (22) 出願日 平成22年3月26日 (2010.3.26)  
 (65) 公開番号 特開2011-200531 (P2011-200531A)  
 (43) 公開日 平成23年10月13日 (2011.10.13)  
 審査請求日 平成24年8月2日 (2012.8.2)

(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 山口 博司  
 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 濱本 禎広

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射する照射手段と、

前記被写体組織を撮像して、前記照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記撮像信号に含まれる狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を有する青色帯域の第1及び第2の狭帯域光に対応する第1及び第2狭帯域信号と、緑色帯域の第3狭帯域光に対応する第3の狭帯域信号とを取得する狭帯域信号取得手段と、

前記第1及び第2狭帯域信号間の第1輝度比と、前記第2及び第3狭帯域信号間の第2輝度比とを算出する輝度比算出手段と、

第1及び第2輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を予め記憶する第1記憶手段と、

前記第1記憶手段の相関関係を参照して、前記輝度比算出手段で算出された第1及び第2輝度比に対応する血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を求める血管情報取得手段とを備えていることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記第1記憶手段は、

第1及び第2輝度比を示す輝度座標系の座標と、血管深さ及び血液濃度を示す血液情報座標系の座標との対応付けにより相関関係を記憶し、

10

20

前記血管情報取得手段は、

前記輝度座標系において、前記輝度比算出手段で算出された第1及び第2輝度比に対応する第1座標を特定し、

前記血液情報座標系において、前記第1座標に対応する第2座標を特定し、

前記第2座標のうち、血管深さを示す座標の値を血管深さ情報とし、血液濃度を示す座標の値を血液濃度情報とすることを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡システム。

【請求項3】

前記第1狭帯域光の波長帯域は $405 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第2狭帯域光の波長帯域は $470 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第3狭帯域光の波長帯域は $560 \pm 10 \text{ nm}$ であることを特徴とする請求項1または2記載の電子内視鏡システム。

【請求項4】

前記照射手段は、前記第1～第3狭帯域光の照射が可能であり、

前記狭帯域信号取得手段は、第1～第3狭帯域光のそれぞれを単独で照射して得られた3フレームの撮像信号から、第1～第3狭帯域信号を取得することを特徴とする請求項1ないし3いずれか1項記載の電子内視鏡システム。

【請求項5】

前記照射手段は、

青色帯域から赤色帯域までの波長領域を含む白色の広帯域光を発する白色光源と、

前記白色光源と前記撮像素子との間に設けられ、前記白色光源からの広帯域光の波長を、波長 $400 \text{ nm}$ から $600 \text{ nm}$ までの間で少なくとも3つの波長帯域に制限する波長帯域制限手段とを備え、

前記波長帯域制限手段で所定の波長帯域に制限された光を照明光として照射することを特徴とする請求項1ないし3いずれか1項記載の電子内視鏡システム。

【請求項6】

前記狭帯域信号取得手段は、前記第1～第3狭帯域信号に加えて、前記第1～第3狭帯域光と異なる波長帯域を有する第4狭帯域光に対応する第4狭帯域信号を取得し、

前記血管情報取得手段は、前記第1、第2、第4狭帯域信号に基づいて、血管深さ情報及び酸素飽和度に関する酸素飽和度情報を含む血管情報を求めることを特徴とする請求項1ないし5いずれか1項記載の電子内視鏡システム。

【請求項7】

前記第2及び第4狭帯域信号は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンと結合していない還元ヘモグロビンに対して異なる吸光度を示し、且つ、酸素飽和度によって各ヘモグロビンのそれぞれに対する吸光度に差が生じるような波長を含んでいることを特徴とする請求項6記載の電子内視鏡システム。

【請求項8】

波長 $400 \text{ nm}$ から $600 \text{ nm}$ までの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光を照射して、体腔内の血管を含む被写体組織を電子内視鏡の撮像素子で撮像することにより得られる撮像信号であり、前記照明光が反射した反射光の輝度を表す撮像信号を前記電子内視鏡から受信する受信手段と、

前記撮像信号に含まれる狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を有する青色帯域の第1及び第2の狭帯域光に対応する第1及び第2狭帯域信号と、緑色帯域の第3狭帯域光に対応する第3の狭帯域信号とを取得する狭帯域信号取得手段と、

前記第1及び第2狭帯域信号間の第1輝度比と、前記第2及び第3狭帯域信号間の第2輝度比とを算出する輝度比算出手段と、

第1及び第2輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を予め記憶する第1記憶手段と、

前記第1記憶手段の相関関係を参照して、前記輝度比算出手段で算出された第1及び第2輝度比に対応する血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を求める血管情報取得手段とを備えていることを特徴とする電子内視鏡用のプロセッサ装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 9】

照明手段が、波長 400 nm から 600 nm までの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも 3 つ含む照明光を発する照明ステップと、

撮像素子が、被写体組織を撮像することにより、前記照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像ステップと、

狭帯域信号取得手段が、前記撮像信号に含まれる狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を有する青色帯域の第 1 及び第 2 の狭帯域光に対応する第 1 及び第 2 狭帯域信号と、緑色帯域の第 3 狭帯域光に対応する第 3 の狭帯域信号とを取得する狭帯域信号取得ステップと、

輝度比算出手段が、前記第 1 及び第 2 狭帯域信号間の第 1 輝度比と、前記第 2 及び第 3 狭帯域信号間の第 2 輝度比とを算出する輝度比算出ステップと、

血管情報取得手段が、第 1 記憶手段に記憶された第 1 及び第 2 輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を参照して、前記輝度比算出ステップで算出された第 1 及び第 2 輝度比に対応する血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を求める血管情報取得ステップとを備えることを特徴とする電子内視鏡システムの作動方法。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

20

本発明は、電子内視鏡で撮像した画像から血管に関する情報を取得するとともに、取得した情報を画像化する電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、及び血管情報取得方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年の医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行なわれている。電子内視鏡は、被検者の体腔内に挿入される細長の挿入部を備えており、この挿入部の先端には CCD などの撮像装置が内蔵されている。また、電子内視鏡は光源装置に接続されており、光源装置で発せられた光は、挿入部の先端から体腔内部に対して照射される。このように体腔内部に光が照射された状態で、体腔内の被写体組織が、挿入部の先端の撮像装置によって撮像される。撮像により得られた画像は、電子内視鏡に接続されたプロセッサ装置で各種処理が施された後、モニタに表示される。したがって、電子内視鏡を用いることによって、被検者の体腔内の画像をリアルタイムに確認することができるため、診断などを確実に行うことができる。

30

## 【0003】

光源装置には、波長が青色領域から赤色領域にわたる白色の広帯域光を発することができるキセノンランプなどの白色光源が用いられている。体腔内の照射に白色の広帯域光を用いることで、撮像画像から被写体組織全体を把握することができる。しかしながら、広帯域光を照射したときに得られる撮像画像からは、被写体組織全体を大まかに把握することはできるものの、微細血管、深層血管、ピットパターン（腺口構造）、陥凹や隆起といった凹凸構造などの被写体組織は明瞭に観察することが難しいことがある。このような被写体組織に対しては、波長を特定領域に制限した狭帯域光を照射することで、明瞭に観察できるようになることが知られている。また、狭帯域光を照射したときの画像データからは、血管中の酸素飽和度など被写体組織に関する各種情報を得られることが知られている。

40

## 【0004】

例えば、特許文献 1 では、R 色の光、G 色の光、B 色の光の 3 種類の狭帯域光を照射し、各色光の照射毎に撮像を行なっている。光は波長を長くするほど、即ち B 色、G 色、R 色の順で波長を長くするほど深い血管に到達する特性があるため、B 色の光の照射時には表層血管が、G 色の光の照射時には中層血管が、R の光の照射時には深層血管が強調され

50

た画像が得られる。また、各色の光の照射時に得られた画像データに基づきカラー画像処理を行なうことによって、表層血管、中層血管、及び深層血管をそれぞれ異なる色で区別して画像化している。

【0005】

また、特許文献1では、狭帯域光の照射時には、それぞれの色の光の波長帯域が互いに重なり合わないよう、各照射光の波長帯域を更に制限するとともに、撮像後の信号処理時には、撮像信号に対して、血液濃度（ヘモグロビンインデックス）を考慮した画像処理や空間周波数フィルタリング処理を施している。これにより、生体組織表面近くの深部の組織情報を分離することができるため、表層血管の画像や中層血管の画像に、深層血管の画像が入り込んだりすることが無くなる。

10

【0006】

また、特許文献2では、酸素飽和度によって血管の吸光度が変化する近赤外領域の狭帯域光IR1、IR3と、血管の吸光度が変化しない近赤外領域の狭帯域光IR2とを照射し、各光の照射毎に撮像を行なっている。そして、血管の吸光度が変化する狭帯域光IR1、IR3を照射したときの画像と吸光度が変化しない狭帯域光IR2を照射したときの画像とに基づいて画像間の輝度の変化を算出し、算出した輝度の変化をモノクロあるいは擬似カラーで画像に反映させている。この画像から、血管中の酸素飽和度の情報を得ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0007】

【特許文献1】特許3559755号公報（特開2002-34893号公報）

【特許文献2】特許2648494号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

画像診断の際には、体腔内の撮像画像とともに、その撮像画像から得られる血液濃度や酸素飽和度などの数値的な血管情報も合わせて利用することによって、診断能を向上させている。しかしながら、血管の血液濃度や酸素飽和度は、血管深さによって変化するため、血管の深さによっては、撮像画像から得られた血液濃度や酸素飽和度が正確でないことが起こりうる。

30

【0009】

これに対して、特許文献1及び2の適用が考えられるが、特許文献1の場合であれば、血管深さを確実に求めることについての記載はあるものの、その求めた血管深さを用いて、特定深さの血管の血液濃度や酸素飽和度を求めることについては、記載や示唆が全く無い。また、特許文献2の場合であれば、酸素飽和度を求めることについての記載はあるものの、その求めた酸素飽和度は血管深さを考慮したものでないため、血管深さによっては正確でない場合がある。

【0010】

本発明は、血管深さに応じて、血液濃度や酸素飽和度などの血管情報を正確に求めることができる電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、及び血管情報取得方法を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の電子内視鏡システムは、波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射する照射手段と、被写体組織を撮像して、照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、撮像信号に含まれる狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を有する青色帯域の第1及び第2の狭帯域光に対応する第1及び第2狭帯域信号と、緑色帯域の第3狭帯域光に対応する第3の狭帯域信号とを取得する

50

狭帯域信号取得手段と、第1及び第2狭帯域信号間の第1輝度比と、第2及び第3狭帯域信号間の第2輝度比とを算出する輝度比算出手段と、第1及び第2輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を予め記憶する第1記憶手段と、第1記憶手段の相関関係を参照して、輝度比算出手段で算出された第1及び第2輝度比に対応する血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を求める血管情報取得手段とを備えていることを特徴とする。

#### 【0013】

前記第1記憶手段は、第1及び第2輝度比を示す輝度座標系の座標と、血管深さ及び血液濃度を示す血液情報座標系の座標との対応付けにより相関関係を記憶し、前記血管情報取得手段は、前記輝度座標系において、前記輝度比算出手段で算出された第1及び第2輝度比に対応する第1座標を特定し、前記血管情報座標系において、前記第1座標に対応する第2座標を特定し、前記第2座標のうち、血管深さを示す座標の値を血管深さ情報とし、血液濃度を示す座標の値を血液濃度情報とすることが好ましい。

10

#### 【0014】

前記第1狭帯域光の波長帯域は $405 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第2狭帯域光の波長帯域は $470 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第3狭帯域光の波長帯域は $560 \pm 10 \text{ nm}$ であることが好ましい。

#### 【0015】

前記照射手段は、前記第1～第3狭帯域光の照射が可能であり、前記狭帯域信号取得手段は、第1～第3狭帯域光のそれぞれを単独で照射して得られた3フレームの撮像信号から、第1～第3狭帯域信号を取得することが好ましい。前記照射手段は、青色帯域から赤色帯域までの波長領域を含む白色の広帯域光を発する白色光源と、前記白色光源と前記撮像素子との間に設けられ、前記白色光源からの広帯域光の波長を、波長 $400 \text{ nm}$ から $600 \text{ nm}$ までの間で少なくとも3つの波長帯域に制限する波長帯域制限手段とを備え、前記波長帯域制限手段で所定の波長帯域に制限された光を照明光として照射することが好ましい。

20

#### 【0016】

狭帯域信号取得手段は、第1～第3狭帯域信号に加えて、第1～第3狭帯域光と異なる波長帯域を有する第4狭帯域光に対応する第4狭帯域信号を取得し、血管情報取得手段は、第1、第2、第4狭帯域信号に基づいて、血管深さ情報及び酸素飽和度に関する酸素飽和度情報を含む血管情報を求めることが好ましい。

30

#### 【0017】

前記複数の特定狭帯域信号は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンと結合していない還元ヘモグロビンに対して異なる吸光度を示し、且つ、酸素飽和度によって各ヘモグロビンのそれぞれに対する吸光度に差が生じるような波長を含んでいることが好ましい。

#### 【0018】

本発明の電子内視鏡用のプロセッサ装置は、波長 $400 \text{ nm}$ から $600 \text{ nm}$ までの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光を照射して、体腔内の血管を含む被写体組織を電子内視鏡の撮像素子で撮像することにより得られる撮像信号であり、照明光が反射した反射光の輝度を表す撮像信号を電子内視鏡から受信する受信手段と、撮像信号に含まれる狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を有する青色帯域の第1及び第2の狭帯域光に対応する第1及び第2狭帯域信号と、緑色帯域の第3狭帯域光に対応する第3の狭帯域信号とを取得する狭帯域信号取得手段と、第1及び第2狭帯域信号間の第1輝度比と、第2及び第3狭帯域信号間の第2輝度比とを算出する輝度比算出手段と、第1及び第2輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を予め記憶する第1記憶手段と、第1記憶手段の相関関係を参照して、輝度比算出手段で算出された第1及び第2輝度比に対応する血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を求める血管情報取得手段とを備えていることを特徴とする。

40

50

## 【 0 0 1 9 】

本発明の電子内視鏡システムの作動方法は、照明手段が、波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光を発する照明ステップと、撮像素子が、被写体組織を撮像することにより、照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像ステップと、狭帯域信号取得手段が、撮像信号に含まれる狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を有する青色帯域の第1及び第2の狭帯域光に対応する第1及び第2狭帯域信号と、緑色帯域の第3狭帯域光に対応する第3の狭帯域信号とを取得する狭帯域信号取得ステップと、輝度比算出手段が、第1及び第2狭帯域信号間の第1輝度比と、第2及び第3狭帯域信号間の第2輝度比とを算出する輝度比算出ステップと、血管情報取得手段が、第1記憶手段に記憶された第1及び第2輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を参照して、輝度比算出ステップで算出された第1及び第2輝度比に対応する血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を求める血管情報取得ステップとを備えることを特徴とする。

10

## 【発明の効果】

## 【 0 0 2 0 】

本発明によれば、波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光であってその波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を体腔内に照射し、この照明光が照射された状態の被写体組織を撮像することによって、互いに異なる波長帯域を持つ狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得し、その取得した複数の狭帯域信号に基づいて、血管深さ情報及び血液濃度情報の両方を含む血管情報を求めていることから、血管深さに応じて、血液濃度や酸素飽和度などの血管情報を正確に求めることができる。

20

## 【 0 0 2 1 】

また、本発明は、青色領域の第1及び第2狭帯域光を用いることで表層の血管情報を得るとともに、緑色帯域の第3狭帯域光を用いることで深層の血管情報を得ていることから、診断上関心のある表層から比較的深層（～500nm程度）の血液濃度を、特に正確に求めることができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 2 2 】

30

【図1】本発明の第1実施形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の電子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】(A)は通常光画像モード時におけるCCDの撮像動作を、(B)は特殊光画像モード時におけるCCDの撮像動作を説明する説明図である。

【図4】第1及び第2輝度比 $S_1$ 、 $S_2$ と血管深さ及び血液濃度との相関関係を示すグラフである。

【図5】ヘモグロビンの吸収係数を示すグラフである。

【図6】第3及び第4輝度比 $S_3$ 、 $S_4$ と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

【図7】(A)は輝度座標系における第1及び第2輝度比の座標( $S_1^*$ 、 $S_2^*$ )を、(B)は座標( $S_1^*$ 、 $S_2^*$ )に対応する血管情報座標系の座標( $K^*$ 、 $L^*$ )を求める方法を説明する説明図である。

40

【図8】(A)は輝度座標系における第3及び第4輝度比の座標( $S_3^*$ 、 $S_4^*$ )を、(B)は座標( $S_3^*$ 、 $S_4^*$ )に対応する血管情報座標系の座標( $U^*$ 、 $V^*$ )を求める方法を説明する説明図である。

【図9】血管深さ画像又は酸素飽和度画像のいずれか一方が表示されるモニタの画像図である。

【図10】血管深さ画像又は酸素飽和度画像の両方が同時表示されるモニタの画像図である。

【図11】血管に関する血管深さ情報及び酸素飽和度情報が文字情報として同時表示され

50

るモニタの画像図である。

【図１２】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図１３】第２実施形態の電子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１４】特殊光画像モード時におけるＣＣＤの撮像動作を説明する説明図である。

【図１５】Ｒ色、Ｇ色、Ｂ色のカラーフィルターの分光透過率と広帯域光ＢＢ及び第１、第２、第４狭帯域光の分光強度を表すグラフである。

【図１６】第３実施形態の電子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１７】広帯域光透過領域及び第１～第４狭帯域光透過領域が設けられたロータリーフィルターの概略図である。

【図１８】Ｂ色のカラーフィルター、Ｇ色のカラーフィルター、Ｒ色のカラーフィルターが設けられたロータリーフィルターの概略図である。

【図１９】Ｂ色、Ｇ色、Ｒ色のカラーフィルターと第１～第４狭帯域光透過領域とが設けられたロータリーフィルターの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【００２３】

図１に示すように、本発明の第１実施形態の電子内視鏡システム１０は、被検者の体腔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体腔内の被写体組織の画像を生成するプロセッサ装置１２と、体腔内を照射する光を供給する光源装置１３と、体腔内の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。

【００２４】

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が設けられており、この先端部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。

【００２５】

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。

【００２６】

図２に示すように、光源装置１３は、広帯域光源３０と、シャッター３１と、シャッター駆動部３２と、第１～第３狭帯域光源３３～３５と、カプラー３６と、光源切替部３７とを備えている。広帯域光源３０はキセノンランプ、白色ＬＥＤ、マイクロホワイト光源などであり、波長が赤色領域から青色領域（約４７０～７００ｎｍ）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、集光レンズ３９により集光されて、広帯域用光ファイバ４０に入射する。

【００２７】

シャッター３１は、広帯域光源３０と集光レンズ３９との間に設けられており、広帯域光ＢＢの光路に挿入されて広帯域光ＢＢを遮光する挿入位置と、挿入位置から退避して広帯域光ＢＢが集光レンズ３９に向かうことを許容する退避位置との間で移動自在となっている。シャッター駆動部３２はプロセッサ装置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からの指示に基づいてシャッター３１の駆動を制御する。

【００２８】

第１～第４狭帯域光源３３～３５、３８はレーザーダイオードやＬＥＤなどであり、第１狭帯域光源３３は波長が４００±１０ｎｍに、好ましくは４０５ｎｍに制限された青色

10

20

30

40

50

帯域の狭帯域の光（以下「第1狭帯域光N1」とする）を、第2狭帯域光源34は波長が $470 \pm 10$  nmに、好ましくは473 nmに制限された青色帯域の狭帯域の光（以下「第2狭帯域光N2」とする）を、第3狭帯域光源35は波長が $560 \pm 10$  nmに、好ましくは560 nmに制限された緑色帯域の狭帯域の光（以下「第4狭帯域光N4」とする）を、第4狭帯域光源38は、波長が $440 \pm 10$  nmに、好ましくは445 nmに制限された狭帯域の光（以下「第1狭帯域光N1」とする）を発生する。第1～第4狭帯域光源33～35, 38はそれぞれ第1～第4狭帯域用光ファイバ33a～35a, 38aに接続されており、各光源で発せられた第1～第4狭帯域光N1～N4は第1～第4狭帯域用光ファイバ33a～35a, 38aに入射する。

【0029】

10

カプラー36は、電子内視鏡内のライトガイド43と、広帯域用光ファイバ40及び第1～第4狭帯域用光ファイバ33a～35a, 38aとを連結する。これにより、広帯域光BBは、広帯域用光ファイバ40を介して、ライトガイド43に入射することが可能となる。また、第1～第4狭帯域光N1～N4は、第1～第4狭帯域用光ファイバ33a～35a, 38aを介して、ライトガイド43に入射することが可能となる。

【0030】

光源切替部37はプロセッサ装置内のコントローラ59に接続されており、コントローラ59からの指示に基づいて、第1～第4狭帯域光源33～35, 38をON（点灯）またはOFF（消灯）に切り替える。第1実施形態では、広帯域光BBを用いた通常光画像モードに設定されている場合には、広帯域光BBが体腔内に照射されて通常光画像の撮像が行なわれる一方、第1～第4狭帯域光源33～35, 38はOFFにされる。これに対して、第1～第4狭帯域光N1～N4を用いた特殊光画像モードに設定されている場合には、広帯域光BBの体腔内への照射が停止される一方、第1～第4狭帯域光源33～35, 38が順次ONに切り替えられて特殊光画像の撮像が行なわれる。

20

【0031】

具体的には、まず、第1狭帯域光源33が光源切替部37によりONに切り替えられる。そして、第1狭帯域光N1が体腔内に照射された状態で、被写体組織の撮像が行なわれる。撮像が完了すると、コントローラ59から光源切替の指示がなされ、第1狭帯域光源33がOFFに、第2狭帯域光源34がONに切り替えられる。そして、第2狭帯域光N2を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、同様にして、第2狭帯域光源34がOFFに、第3狭帯域光源35がONに切り替えられる。そして、第3狭帯域光N3を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第3狭帯域光源35がOFFに、第4狭帯域光源38がONに切り替えられる。そして、第4狭帯域光N4を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第4狭帯域光源38がOFFに切り替えられる。

30

【0032】

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。光源装置13で発せられた光は、ライトガイド43により導光された後、照射レンズ48に向けて出射する。照射レンズ48に入射した光は、先端部16aの端面に取り付けられた照明窓49を通して、体腔内に照射される。体腔内で反射した広帯域光BB及び第1～第4狭帯域光N1～N4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。

40

【0033】

CCD44はモノクロのCCDであり、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する。そして、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出し、読み出した撮像信号をAFE45に送る。ここで、CCD44に広帯域光BBが入射したときの撮像信号を広帯域撮像信号とし、CCD44に第1～第4狭帯域光N1～N4が入射したときの撮像信号を第1～第4狭帯域撮像信号とする。

50



## 【 0 0 3 4 】

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 3 5 】

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。通常光画像モードに設定されている場合、図 3 ( A ) に示すように、1 フレームの取得期間内で、広帯域光 B B を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を広帯域撮像信号として読み出すステップとの合計 2 つの動作が行なわれる。この動作は、通常光画像モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

## 【 0 0 3 6 】

これに対して、通常光画像モードから特殊光画像モードに切り替えられると、図 3 ( B ) に示すように、まず最初に、1 フレームの取得期間内で、第 1 狭帯域光 N 1 を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を第 1 狭帯域撮像信号として読み出すステップとの合計 2 つの動作が行なわれる。第 1 狭帯域撮像信号の読み出しが完了すると、1 フレームの取得期間内で、第 2 狭帯域光 N 2 を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を第 2 狭帯域撮像信号として読み出すステップとが行なわれる。第 2 狭帯域撮像信号の読み出しが完了すると、1 フレームの取得期間内で、第 3 狭帯域光 N 3 を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を第 3 狭帯域撮像信号として読み出すステップとが行なわれる。第 3 狭帯域撮像信号の読み出しが完了すると、1 フレームの取得期間内で、第 4 狭帯域光 N 4 を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を第 4 狭帯域撮像信号として読み出すステップとが行なわれる。

## 【 0 0 3 7 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 2 は、デジタル信号処理部 5 5 ( D S P ( Digital Signal Processor ) ) と、フレームメモリ 5 6 と、血管画像生成部 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。D S P 5 5 は、電子内視鏡の A F E 4 5 から出力された広帯域撮像信号及び第 1 ~ 第 4 狭帯域撮像信号に対し、色分離、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などを行うことによって、広帯域画像データ及び第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データを作成する。フレームメモリ 5 6 は、D S P 5 5 で作成された広帯域画像データ及び第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データを記憶する。

## 【 0 0 3 8 】

血管画像生成部 5 7 は、輝度比算出部 6 0 と、血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部 6 1 と、血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部 6 5 と、血管深さ - 血液濃度算出部 6 2 と、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 9 と、血管深さ画像生成部 6 3 と、血液濃度画像生成部 6 4 と、酸素飽和度画像生成部 7 8 とを備えている。輝度比算出部 6 0 は、フレームメモリ 5 6 に記憶した第 1 ~ 第 4 狭帯域光画像データから、血管が含まれる血管領域を特定する。なお、血管領域の特定方法としては、例えば、血管部分の輝度値とそれ以外の輝度値の差から血管領域を求める方法がある。

## 【 0 0 3 9 】

そして、輝度比算出部 6 0 は、血管領域内の同じ位置の画素について、輝度比算出部 6 0 は、血管領域内の同じ画素の位置について、第 1 及び第 2 狭帯域画像データ間の第 1 輝度比  $S_1 ( \log ( B_1 / B_2 ) )$  を求めるとともに、第 3 及び第 2 狭帯域画像データ間の第 2 輝度比  $S_2 ( \log ( G / B_2 ) )$  を求める。ここで、 $B_1$  は第 1 狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 $B_2$  は第 2 狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 $G$  は第 3 狭帯

10

20

30

40

50

域光画像データの画素の輝度値を表している。さらに、第4及び第1狭帯域画像データの第3輝度比 $S_3 (B_4 / B_1)$ を求めるとともに、第2及び第1狭帯域画像データ間の第4輝度比 $S_4 (B_2 / B_1)$ を求める。ここで、 $B_4$ は第4狭帯域光画像データの画素の輝度値を表している。

【0040】

血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部61は、第1及び第2輝度比 $S_1, S_2$ と、血管中の血液濃度（ヘモグロビンインデックス）及び血管深さとの相関関係を記憶している。この相関関係は、これまでの診断等で蓄積された多数の第1～第3狭帯域光画像データを分析することにより得られたものである。

【0041】

血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部61は、図4に示すように、第1及び第2輝度比 $S_1, S_2$ を表す輝度座標系79の座標と、血液濃度及び血管深さを表す血管情報座標系83の座標との対応付けによって、相関関係を記憶している。血管情報座標系83は輝度座標系79上に設けられたKL座標系であり、K軸は血管深さを、L軸は血液濃度を表している。K軸は、血管深さが輝度座標系79に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。このK軸に関して、左斜め下に行くほど血管は浅いことを、右斜め上に行くほど血管が深いことを示している。また、L軸は、血液濃度が輝度座標系66に対して正の相関関係を有することから、正の傾きを有している。このL軸に関して、左斜め下に行くほど血液濃度が高いことを、右斜め上に行くほど血液濃度が低いことを示している。

【0042】

血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部65は、第3及び第4輝度比 $S_3, S_4$ と、血管中の酸素飽和度及び血管深さとの相関関係を記憶している。この相関関係は、血管が図5に示すヘモグロビンの吸光係数を有する場合の相関関係であり、これまでの診断等で蓄積された多数の第1、第2、第4狭帯域光画像データを分析することにより得られたものである。図5に示すように、血管中のヘモグロビンは、照射する光の波長によって吸光係数 $\mu_a$ が変化する吸光特性を持っている。吸光係数 $\mu_a$ は、ヘモグロビンの光の吸収の大きさである吸光度を表すもので、ヘモグロビンに照射された光の減衰状況を表す $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ の式の係数である。ここで、 $I_0$ は光源装置から被写体組織に照射される光の強度であり、 $x$  (cm)は被写体組織内の血管までの深さである。

【0043】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン70と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン71は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光度（吸光係数 $\mu_a$ ）を示す等吸収点（図5における各ヘモグロビン70, 71の交点）を除いて、吸光度に差が生じる。吸光度に差があると、同じ血管に対して、同じ強度かつ同じ波長の光を照射しても、輝度値が変化する。また、同じ強度の光を照射しても、波長が異なれば吸光係数 $\mu_a$ が変わるので、輝度値が変化する。

【0044】

以上のようなヘモグロビンの吸光特性を鑑みると、酸素飽和度によって吸光度に違いが出る波長が445nmと405nmにあること、及び血管深さ情報抽出のためには深達度の短い短波長領域が必要となることから、第1、第2、第4狭帯域光 $N_1, N_2, N_4$ には、中心波長が450nm以下の波長領域を持つ狭帯域光を少なくとも1つ含めることが好ましい。また、酸素飽和度が同じでも、波長が異なれば吸収係数の値も異なり、粘膜中の深達度も異なっている。したがって、波長によって深達度が異なる光の特性を利用することで、輝度比と血管深さの相関関係を得ることができる。

【0045】

血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部65は、図6に示すように、第3及び第4輝度比 $S_3, S_4$ を表す輝度座標系66の座標と、酸素飽和度及び血管深さを表す血管情報座標系67の座標との対応付けによって、相関関係を記憶している。血管情報座標系67は輝度座標系66上に設けられたUV座標系であり、U軸は血管深さを、V軸は酸素飽和度を表し

10

20

30

40

50

ている。U軸は、血管深さが輝度座標系66に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。このU軸に関して、右斜め上に行くほど血管は浅いことを、左斜め下に行くほど血管が深いことを示している。一方、V軸は、酸素飽和度が輝度座標系66に対して負の相関関係を有することから、負の傾きを有している。このV軸に関して、左斜め上に行くほど酸素飽和度が低いことを、右斜め下に行くほど酸素飽和度が高いことを示している。

#### 【0046】

また、血管情報座標系67においては、U軸とV軸とは交点Pで直交している。これは、第1狭帯域光N1の照射時と第2狭帯域光N2の照射時とで吸光の大小関係が逆転しているためである。即ち、図5に示すように、波長が $440 \pm 10 \text{ nm}$ である第4狭帯域光N4を照射した場合には、還元ヘモグロビン70の吸光係数は、酸素飽和度が高い酸化ヘモグロビン71の吸光係数よりも大きくなるのに対して、波長が $470 \pm 10 \text{ nm}$ である第2狭帯域光N2を照射した場合には、酸化ヘモグロビン71の吸光係数のほうが還元ヘモグロビン70の吸光係数よりも大きくなっているため、吸光の大小関係が逆転している。なお、第1、第2、第4狭帯域光N1, N2, N4に代えて、吸光の大小関係が逆転しない狭帯域光を照射したときには、U軸とV軸とは直交しなくなる。また、波長が $400 \pm 10 \text{ nm}$ である第1狭帯域光N1を照射したときには、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数はほぼ等しくなっている。

#### 【0047】

血管深さ - 血液濃度算出部62は、図7(A)に示すように、輝度座標系79において、観測値である第1及び第2輝度比 $S1^*$ ,  $S2^*$ に対応する座標( $S1^*$ ,  $S2^*$ )を特定する。座標( $S1^*$ ,  $S2^*$ )が特定されたら、図7(B)に示すように、血管情報座標系83において、座標( $S1^*$ ,  $S2^*$ )に対応する座標( $K^*$ ,  $L^*$ )を特定する。これにより、血管領域内の所定位置の画素について、血管深さ情報 $K^*$ 及び血液濃度情報 $L^*$ が求まる。

#### 【0048】

血管深さ - 酸素飽和度算出部69は、図8(A)に示すように、輝度座標系66において、観測値である第3及び第4輝度比 $S3^*$ ,  $S4^*$ に対応する座標( $S3^*$ ,  $S4^*$ )を特定する。座標( $S3^*$ ,  $S4^*$ )が特定されたら、図8(B)に示すように、血管情報座標系67において、座標( $S3^*$ ,  $S4^*$ )に対応する座標( $U^*$ ,  $V^*$ )を特定する。これにより、血管領域内の所定位置の画素について、血管深さ情報 $U^*$ 及び酸素飽和度情報 $V^*$ が求まる。

#### 【0049】

血管深さ画像生成部63は、血管深さの程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーマップ63a(CM(Color Map))を備えている。カラーマップ63aには、例えば、血管深さが表層であるときには青、中層であるときには緑、深層であるときには赤というように、血管深さの程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。血管深さ画像生成部63は、カラーマップ63aから、血管深さ - 血液濃度算出部62で算出された血管深さ情報 $K^*$ に対応するカラー情報を特定する。なお、血管深さ - 酸素飽和度算出部69で算出された血管深さ情報 $U^*$ から、カラー情報を特定してもよい。

#### 【0050】

血管深さ画像生成部63は、血管領域内の全ての画素についてカラー情報が特定されると、フレームメモリ56から広帯域画像データを読み出し、読み出された広帯域光画像データに対してカラー情報を反映させる。これにより、血管深さの情報が反映された血管深さ画像データが生成される。生成された血管深さ画像データは再度フレームメモリ56に記憶される。なお、カラー情報は、広帯域光画像データではなく、第1～第3狭帯域画像データのいずれか、あるいはこれらを合成した合成画像に対して反映させてもよい。

#### 【0051】

血液濃度画像生成部64は、血液濃度の程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーマップ64a(CM(Color Map))を備えている。カラーマップ64aには、例えば

、低血液濃度であるときには赤、中血液濃度であるときにはグレー、高血液濃度であるときにはシアンというように、血液濃度の程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。血液濃度画像生成部 64 は、カラーマップ 64 a から血管深さ - 血液濃度算出部で算出された血液濃度情報  $L^*$  に対応するカラー情報を特定する。そして、このカラー情報を広帯域画像データに反映させることにより、血液濃度画像データを生成する。生成された血液濃度画像データは、血管深さ画像データと同様、フレームメモリ 56 に記憶される。

#### 【0052】

酸素飽和度画像生成部 78 は、酸素飽和度の程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーマップ 78 a (CM (Color Map)) を備えている。カラーマップ 78 a には、例えば、低酸素飽和度であるときにはシアン、中酸素飽和度であるときにはマゼンダ、高酸素飽和度であるときにはイエローというように、酸素飽和度の程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。酸素飽和度画像生成部 78 は、血管深さ画像生成部と同様に、カラーマップ 78 a から血管深さ - 酸素飽和度算出部で算出された酸素飽和度情報  $V^*$  に対応するカラー情報を特定する。そして、このカラー情報を広帯域画像データに反映させることにより、酸素飽和度画像データを生成する。生成された酸素飽和度画像データは、血管深さ画像データと同様、フレームメモリ 56 に記憶される。

#### 【0053】

表示制御回路 58 は、フレームメモリ 56 から 1 又は複数の画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 14 に表示する。画像の表示形態としては様々なパターンが考えられる。例えば、図 9 に示すように、モニタ 14 の一方の側に広帯域光画像 72 を表示させ、他方の側に、画像切替 SW 68 (図 2 参照) により選択された血管深さ画像 73、血液濃度画像 84、酸素飽和度画像 74 のいずれかを表示させるようにしてもよい。図 8 の血管深さ画像 73 では、血管画像 75 は表層血管を示す青色で、血管画像 76 は中層血管を示す緑色で、血管画像 77 は深層血管を示す赤色で表されている。また、血液濃度画像 84 では、血管画像 86 は低血液濃度を示す赤で、血管画像 87 は中血液濃度を示すグレー、血管画像 88 は高血液濃度を示すシアンで表されている。また、酸素飽和度画像 74 では、血管画像 80 は低酸素飽和度を示すシアンで、血管画像 81 は中酸素飽和度を示すマゼンダで、血管画像 82 は高酸素飽和度を示すイエローで表されている。

#### 【0054】

図 9 に対して、図 10 に示すように、血管深さ画像 73、血液濃度画像 84、酸素飽和度画像 74 の 3 つの画像を同時に表示するようにしてもよい。なお、図 11 に示すように、血管深さ画像 73、酸素飽和度画像 74、血液濃度画像 84 を表示せず、広帯域光画像 72 のうち所定の血管画像 85 を指定し、その指定した血管画像 85 について血管深さ (D (Depth))、酸素飽和度 ( $StO_2$  (Saturated Oxygen))、血液濃度 (Index of Hemoglobin (IHb)) を文字情報として表示するようにしてもよい。

#### 【0055】

次に、本発明の作用について、図 12 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、コンソール 23 の操作により、通常光画像モードから特殊光画像モードに切り替える。特殊光画像モードに切り替えられると、この切替時点での広帯域画像データが、血管深さ画像または酸素飽和度画像の生成に用いられる画像データとしてフレームメモリ 56 に記憶される。なお、血管深さ画像等の生成に用いる広帯域画像データは、コンソール操作前のものを使用してもよい。

#### 【0056】

そして、コントローラ 59 からシャッター駆動部 32 に対して照射停止信号が送られると、シャッター駆動部 32 は、シャッター 31 を退避位置から挿入位置に移動させ、体腔内への広帯域光 BB の照射を停止する。広帯域光 BB の照射が停止されると、コントローラ 59 から光源切替部 37 に対して照射開始指示が送られる。これにより、光源切替部 37 は、第 1 狭帯域光源 33 を ON にし、第 1 狭帯域光 N1 を体腔内に照射する。第 1 狭帯域光 N1 が体腔内に照射されると、コントローラ 59 から撮像駆動部 46 に対して

撮像指示が送られる。これにより、第1狭帯域光N1が照射された状態で撮像が行なわれ、撮像により得られた第1狭帯域撮像信号は、AFE45を介して、DSP55に送られる。DSP55では第1狭帯域撮像信号に基づいて第1狭帯域画像データが生成される。生成された第1狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される。

【0057】

第1狭帯域画像データがフレームメモリ56に記憶されたら、光源切替部37は、コントローラ59からの光源切替指示により、体腔内に照射する光を第1狭帯域光N1から第2狭帯域光N2へと切り替える。そして、第1狭帯域光N1の場合と同様に撮像が行なわれ、撮像により得られた第2狭帯域撮像信号に基づいて第2狭帯域画像データが生成される。生成された第2狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される。

10

【0058】

第2狭帯域画像データがフレームメモリ56に記憶されたら、光源切替部37は、コントローラ59からの光源切替指示により、体腔内に照射する光を第2狭帯域光N2から第3狭帯域光N3へと切り替える。そして、第1及び第2狭帯域光N1、N2の場合と同様に撮像が行なわれ、撮像により得られた第3狭帯域撮像信号に基づいて第3狭帯域画像データが生成される。生成された第3狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される。

【0059】

第3狭帯域画像データがフレームメモリ56に記憶されたら、光源切替部37は、コントローラ59からの光源切替指示により、体腔内に照射する光を第3狭帯域光N3から第4狭帯域光N4へと切り替える。そして、第1～第3狭帯域光N1～N3の場合と同様に撮像が行なわれ、撮像により得られた第4狭帯域撮像信号に基づいて第4狭帯域画像データが生成される。生成された第4狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される。

20

【0060】

フレームメモリ56に広帯域画像データ、第1～第4狭帯域画像データが記憶されたら、輝度比算出部60は、第1～第4狭帯域画像データの4つの画像データから、血管を含む血管領域を特定する。そして、血管領域内の同じ位置の画素について、第1及び第2狭帯域画像データ間の第1輝度比 $S1^*$ と、第3及び第2狭帯域画像データ間の第2輝度比 $S2^*$ を算出するとともに、第4及び第1狭帯域画像データ間の第3輝度比 $S3^*$ と、第2及び第1狭帯域画像データ間の第4輝度比 $S4^*$ を算出する。

30

【0061】

次に、血管深さ - 血液濃度算出部62は、血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部61の相関関係に基づいて、観測値である第1及び第2輝度比 $S1^*$ 、 $S2^*$ に対応する血管情報座標系83の座標( $K^*$ 、 $L^*$ )を特定することにより、血管領域内の所定画素についての血管深さ情報 $K^*$ 及び酸素飽和度情報 $L^*$ が求められる。

【0062】

次に、血管深さ - 酸素飽和度算出部69は、血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部65の相関関係に基づいて、観測値である第3及び第4輝度比 $S3^*$ 、 $S4^*$ に対応する血管情報座標系67の座標( $U^*$ 、 $V^*$ )を特定することにより、血管領域内の所定画素についての血管深さ情報 $U^*$ 及び酸素飽和度情報 $V^*$ が求められる。

40

【0063】

血管深さ情報 $K^*$ 、血液濃度情報 $L^*$ 、及び酸素飽和度情報 $V^*$ が求められると、血管深さ情報 $K^*$ に対応するカラー情報が血管深さ画像生成部のCM63aから特定される。また、血液濃度情報 $L^*$ に対応するカラー情報が血液濃度画像生成部のCM64aから特定される。また、酸素飽和度情報 $V^*$ に対応するカラー情報が酸素飽和度画像生成部のCM78aから特定される。特定されたカラー情報は、プロセッサ装置12内のRAM(図示省略)に記憶される。

【0064】

そして、カラー情報がRAMに記憶されると、血管領域内の全ての画素について、上述

50

した手順で、血管深さ情報  $K^*$ 、血液濃度情報  $L^*$ 、酸素飽和度情報  $V^*$  を求めるとともに、それら血管深さ情報  $K^*$ 、血液濃度情報  $L^*$ 、酸素飽和度情報  $V^*$  に対応するカラー情報を特定する。

【0065】

そして、血管領域内の全ての画素について血管深さ情報、血液濃度情報、酸素飽和度情報とそれらに対応するカラー情報が得られると、血管深さ画像生成部63は、フレームメモリ56から広帯域画像データを読み出し、この広帯域画像データに対して、RAMに記憶されたカラー情報を反映させることにより、血管深さ画像データを生成する。また、血液濃度画像生成部64は、血管深さ画像と同様に、血液濃度画像データを生成する。また、酸素飽和度画像生成部78は、血管深さ画像と同様に、酸素飽和度画像データを生成する。生成された血管深さ画像データ、血液濃度画像データ、酸素飽和度画像データは、再度フレームメモリ56に記憶される。

10

【0066】

そして、表示制御回路58は、フレームメモリ56から広帯域画像データ、血管深さ画像データ、血液濃度画像データ、酸素飽和度画像データを読み出し、これら読み出した画像データに基づいて、図9または図10に示すような広帯域光画像72、血管深さ画像73、血液濃度画像84、酸素飽和度画像74をモニタ14に表示する。図9に示すモニタ14では、通常光画像である広帯域光画像72に加え、血管深さ画像73、血液濃度画像84、酸素飽和度画像74のいずれかが同時に並列表示され、図9に示すモニタ14では、広帯域光画像72、血管深さ画像73、血液濃度画像84、酸素飽和度画像74の4つの画像が同時に並列表示される。

20

【0067】

本発明の第2実施形態の電子内視鏡システム100は、図13に示すように、CCD90をR画素、G画素、B画素からなるカラーCCDで構成することに加え、特殊光画像モード時においては、図14に示すように、第3狭帯域光N3を照射する代わりに、広帯域光BBを体腔内に照射する。そして、広帯域光BBを照射したときにCCD90のG画素で得られる撮像信号を使って、第2輝度比S2を求める。第2実施形態の電子内視鏡システム100では、第3狭帯域光N3を照射しないため、第1実施形態と異なり、第3狭帯域光源を備えていない。なお、それら以外については、第1実施形態と略同様であるため、説明を省略する。

30

【0068】

CCD90のR画素、G画素、B画素には、それぞれR色、G色、B色のカラーフィルターが設けられており、それらカラーフィルターは、図15に示すような分光透過率52, 53, 54を有している。したがって、広帯域光BBは波長が約470~700nmにわたるため、広帯域光BBを体腔内に照射したときには、R画素、G画素、B画素の全てが感応する。一方、第1狭帯域光N1は波長が $405 \pm 10$ nmであるため、第1狭帯域光N1を体腔内に照射したときには、B画素のみが感応する。また、第2狭帯域光N2は波長が $470 \pm 10$ nmであるため、第2狭帯域光N2を体腔内に照射したときには、B画素及びG画素が感応する一方、R画素は感応しない。また、第4狭帯域光N4は波長が $440 \pm 10$ nmであるため、B画素のみが感応する。

40

【0069】

以上のように、CCD90で感応する画素が照射する光によって異なることから、第1~第4輝度比S1~S4の算出方法が第1実施形態と異なる。第2実施形態では、第1輝度比S1を求める際には、第1狭帯域光N1を照射したときにCCD90のB画素で得られる輝度値B1と、第2狭帯域光N2を照射したときにCCD90のB画素で得られる輝度値B2とに基づき、 $\log(B1/B2)$ により第1輝度比S1算出する。一方、第2輝度比S2を求める際には、第2狭帯域光N2を照射したときにCCD90のB画素で得られる輝度値B2と、広帯域光BBを照射したときにCCD90のG画素で得られる輝度値Broad\_Gとに基づき、 $\log(\text{Broad\_G}/B2)$ から第2輝度比S2を求める。

50

## 【 0 0 7 0 】

また、第3輝度比 $S_3$ を求める際には、第1狭帯域光 $N_1$ を照射したときにCCD90のB画素で得られる輝度値 $B_1$ と、第4狭帯域光 $N_2$ を照射したときにCCD90のB画素で得られる $B_4$ とに基づき、 $B_4 / B_1$ から第3輝度比 $S_3$ を求める。さらに、第4輝度比 $S_4$ を求める際には、第2狭帯域光 $N_2$ を照射したときにCCD90のB画素で得られる輝度値 $B_2$ と、第1狭帯域光 $N_1$ を照射したときにCCD90のB画素で得られる輝度値 $B_1$ とに基づき、 $B_2 / B_1$ から第4輝度比 $S_4$ を求める。

## 【 0 0 7 1 】

本発明の第3実施形態は、第1～第4狭帯域光 $N_1 \sim N_4$ を切り替えながら撮像を行なった第1実施形態と異なり、第1～第4狭帯域光源を設置せず、広帯域光BBの反射光を音響光学可変フィルタ部で第1～第4狭帯域光 $N_1 \sim N_4$ に分光し、分光毎に撮像を行なう。図16に示すように、第3実施形態の電子内視鏡システム110は、電子内視鏡に音響光学可変フィルタ部111を設けること、分光毎に撮像を行なうこと、第1～第3狭帯域光源33～35を設けないこと以外については、第1実施形態の電子内視鏡システム10と同様であるため、説明を省略する。

## 【 0 0 7 2 】

第3実施形態の電子内視鏡110は、電子内視鏡の観察窓50と集光レンズ51との間に設けられた音響光学可変フィルタ部111を備えている。音響光学可変フィルタ部111は、体腔内で反射した広帯域光BBを、第1～第4狭帯域光 $N_1 \sim N_4$ に分光する。音響光学可変フィルタ部111では、まず最初に第1狭帯域光 $N_1$ が分光され、その後第2狭帯域光 $N_2$ 、第3狭帯域光 $N_3$ 、第4狭帯域光 $N_4$ の順序で分光されるが、この順序に限られない。また、音響光学可変フィルタ部111は撮像制御部46に接続されており、分光を行なう毎に分光信号を撮像制御部46に送る。この分光信号に基づいて撮像制御部46はCCD44に撮像信号を送る。したがって、分光毎にCCD44で撮像が行なわれるため、CCD44からは第1実施形態と同様に、第1～第4狭帯域撮像信号が出力される。

## 【 0 0 7 3 】

なお、第3実施形態では、CCD44として、電子内視鏡11の先端部から入射する広帯域光BBのうち第1狭帯域光 $N_1$ のみを透過させるフィルターが設けられた第1狭帯域用画素、第2狭帯域光 $N_2$ のみを透過させるフィルターが設けられた第2狭帯域用画素、第3狭帯域光 $N_3$ のみを透過させるフィルターが設けられた第3狭帯域用画素、第4狭帯域光 $N_4$ のみを透過させるフィルターが設けられた第4狭帯域用画素の4種類の画素が配列されたCCDを使用してもよい。このようなCCDを用いることで、音響光学可変フィルタ部111によらず、広帯域光BBを分光することができる。

## 【 0 0 7 4 】

なお、第1実施形態では、第1～第4狭帯域光 $N_1 \sim N_4$ の発生に第1～第4狭帯域光源を用いたが、第1～第4狭帯域光源を設置せず、図2において、シャッター31に代わりに図17に示すロータリーフィルタ130を設け、このロータリーフィルタ130により第1～第4狭帯域光 $N_1 \sim N_4$ を発生させてもよい。ロータリーフィルタ130は、広帯域光源30からの広帯域光BBをそのまま透過させる広帯域光透過領域131と、広帯域光BBのうち第1狭帯域光 $N_1$ を透過させる第1狭帯域光透過領域132と、広帯域光BBのうち第2狭帯域光 $N_2$ を透過させる第2狭帯域光透過領域133と、広帯域光BBのうち第3狭帯域光 $N_3$ を透過させる第3狭帯域光透過領域134と、広帯域光BBのうち第4狭帯域光 $N_4$ を透過させる第4狭帯域光透過領域135とを備えている。ロータリーフィルタ130は回転自在であり、広帯域光BBを発生させるときには広帯域光透過領域131が、第1～第4狭帯域光 $N_1 \sim N_4$ いずれかの光を発生させるときにはその光に対応する第1～第4狭帯域光透過領域132～135が、広帯域光源30の光軸上にセットされるように、ロータリーフィルタ130を回転させる。なお、ロータリーフィルタ1を広帯域光源30の光軸に対して挿脱自在にし、体腔内に第1～第4狭帯域光 $N_1 \sim N_4$ のいずれかを照射するときには前記光軸上にロータリーフィルタを挿入させ、体腔内に広

10

20

30

40

50

帯域光 B B を照射するときには前記光軸上からロータリーフィルタを退避させてもよい。この場合には、ロータリーフィルタ 1 3 0 に広帯域光透過領域 1 3 1 を設ける必要がなくなる。

【 0 0 7 5 】

なお、第 1 実施形態では、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 の照射毎に撮像して合計 4 フレームの撮像信号を得ていたが、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 が特定の波長帯域であり、C C D が第 2 実施形態のようなカラー C C D である場合には、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 のいずれかを単独で体腔内に照射して撮像するとともに、残りの狭帯域光を同時に体腔内に照射して撮像することで、撮像信号の合計のフレーム数を 4 よりも少なくすることができる。なお、撮像により得られた撮像信号から、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 にそれぞれ対応する第 1 ~ 第 4 狭帯域信号に分離する際には、カラー C C D の分光特性が利用される。

10

【 0 0 7 6 】

なお、第 1 実施形態では、広帯域光画像を生成する際、広帯域光源からの広帯域光 B B をそのまま体腔内に照射してモノクロの C C D で撮像し、そのモノクロの C C D で得られた広帯域撮像信号に基づいて広帯域光画像を生成したが、広帯域光画像を生成する方法はこれに限られない。

【 0 0 7 7 】

例えば、面順次方式で広帯域光画像を生成してもよい。この面順次方式では、広帯域光源の手前に、図 1 8 に示すような、B G R の 3 色のカラーフィルター 1 4 0、1 4 1、1 4 2 が設けられたロータリーフィルタ 1 4 3 を設ける。そして、広帯域光画像を生成する際には、B 色のカラーフィルター 1 4 0、G 色のカラーフィルター 1 4 1、R 色のカラーフィルター 1 4 2 が広帯域光 B B の光路上に順に位置するように、ロータリーフィルタ 1 4 3 を回転させる。このロータリーフィルタ 1 4 3 の回転により、体腔内には青色、緑色、赤色の光が順に照射される。

20

【 0 0 7 8 】

そして、各色の光が照射される毎にモノクロの C C D で撮像を行なうことによって、青色撮像信号、撮像信号、赤色撮像信号の 3 色の撮像信号が得られる。これらの青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号の 3 色の撮像信号から、広帯域光画像が生成される。なお、面順次方式で得られる青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号は、光の照射毎に撮像を行なうため、時間差が発生している。そのため、体腔内に照射する光の色を切り替えているときに、被検者の体動や内視鏡の挿入部の動きなどがあると、生成された広帯域光画像に位置ズレが生じることがある。なお、面順次方式の場合には、図 1 9 に示すように、ロータリーフィルタ 1 5 0 に、図 1 8 と同様の B G R の 3 色のカラーフィルター 1 5 1、1 5 2、1 5 3 を設けるとともに、図 1 7 と同様の第 1 ~ 第 4 狭帯域光透過領域 1 5 4 ~ 1 5 7 を設けることによって、光源装置 1 2 に第 1 ~ 第 4 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5、3 8 を設ける必要がなくなる。

30

【 0 0 7 9 】

また、面順次方式に代えて、同時式で広帯域光画像を生成してもよい。この同時式では、面順次方式のようにロータリーフィルタを設ける代わりに、C C D として、波長によって感度が異なる B 画素、G 画素、R 画素からなるカラー C C D を用いる。そして、広帯域光画像を生成する際には、広帯域光 B B をそのまま体腔内に照射し、体腔内で反射した広帯域光 B B をカラー C C D で受光する。この受光により、B 画素からは青色撮像信号が、G 画素からは緑色撮像信号、R 画素からは赤色撮像信号が同時に出力される。これら出力された青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号の 3 色の撮像信号から、広帯域光画像が生成される。このように、同時式の場合であれば、各色の撮像信号が同時に出力されるため、時間差が生じることがない。したがって、被検者の体動や内視鏡の挿入部の動きがあったとしても、生成された広帯域光画像に位置ズレが生じることはない。なお、カラー C C D としては、原色系の 3 色のカラーフィルター ( R、G、B ) が設けられた原色系カラー C C D の他に、補色系の 3 色のカラーフィルター ( C ( シアン )、M ( マゼンダ )、

40

50



Ｙ（イエロー））が設けられた補色系カラーＣＣＤを用いてもよい。

【００８０】

なお、本発明は、挿入部等を有する挿入型の電子内視鏡の他、ＣＣＤなどの撮像素子等をカプセルに内蔵させたカプセル型の電子内視鏡に対しても適用することができる。

【符号の説明】

【００８１】

１０，１００，１１０ 電子内視鏡システム

３０ 広帯域光源

３３～３５，３８ 第１～第４狭帯域光源

４４ ＣＣＤ

６０ 輝度比算出部

６１ 血管深さ－血液濃度相関関係記憶部

６２ 血管深さ－血液濃度算出部

６３ 血管深さ画像生成部

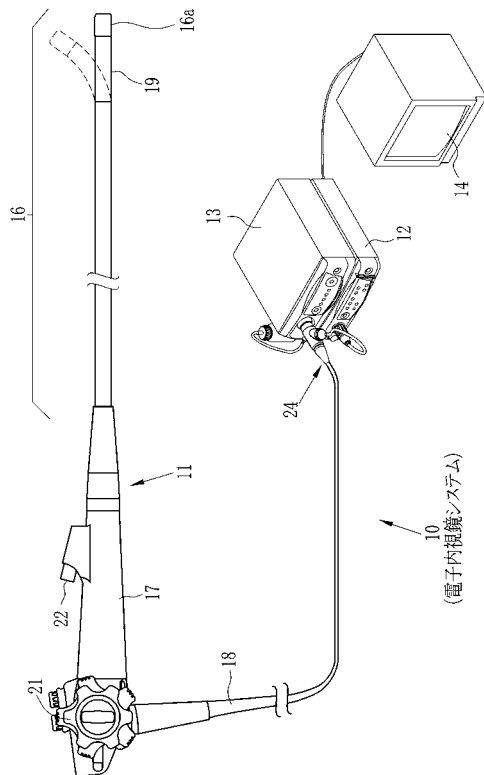
６４ 血液濃度画像生成部

７９ 輝度座標系

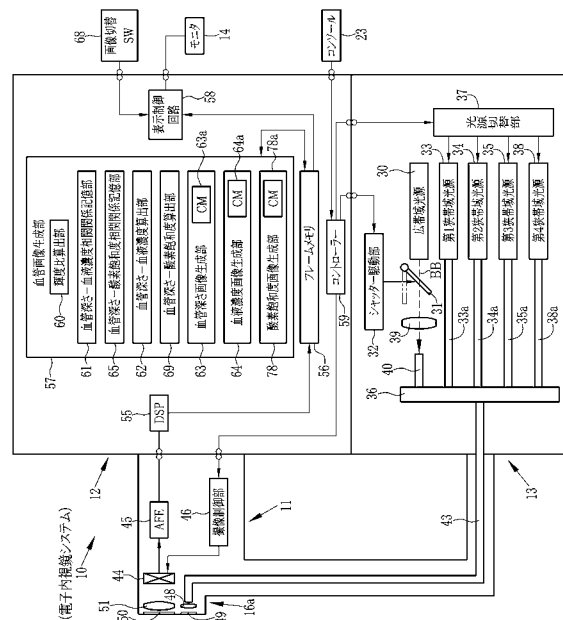
８３ 血管情報座標系

10

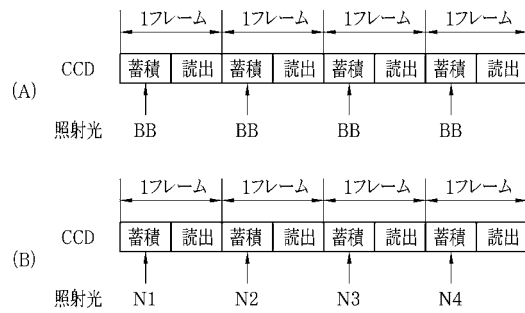
【図１】



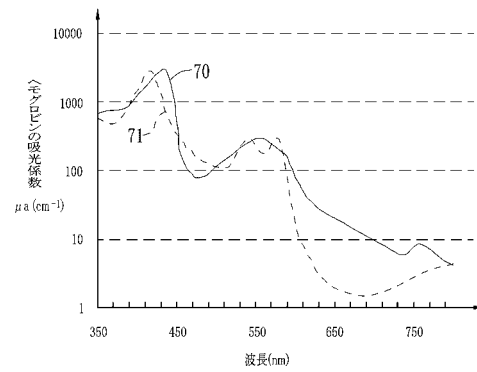
【図２】



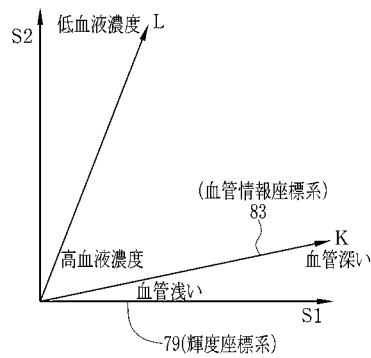
【図 3】



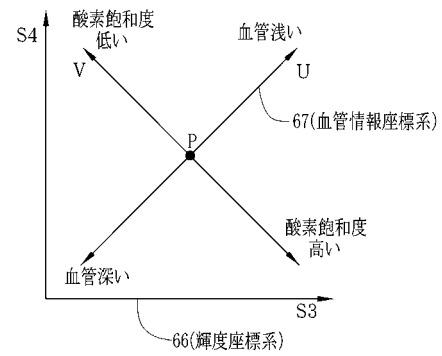
【図 5】



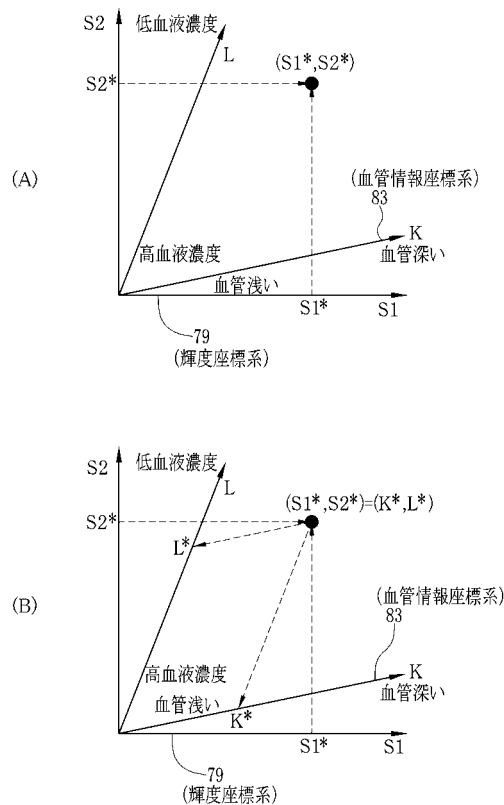
【図 4】



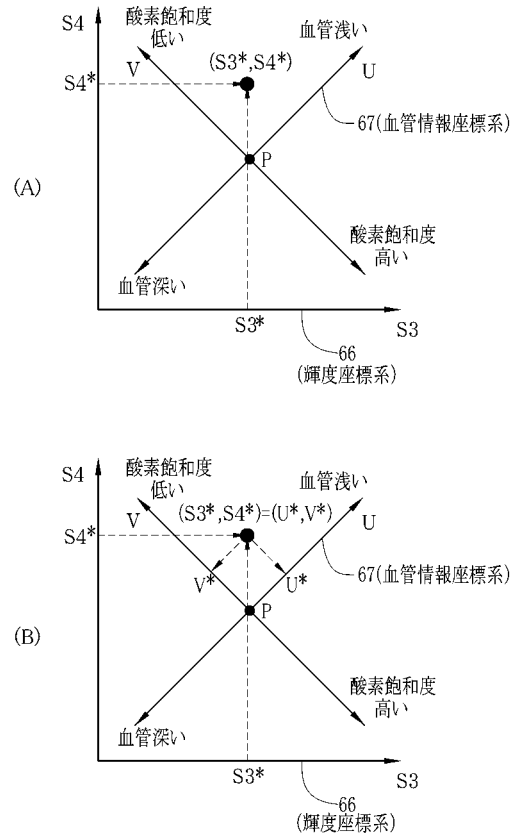
【図 6】



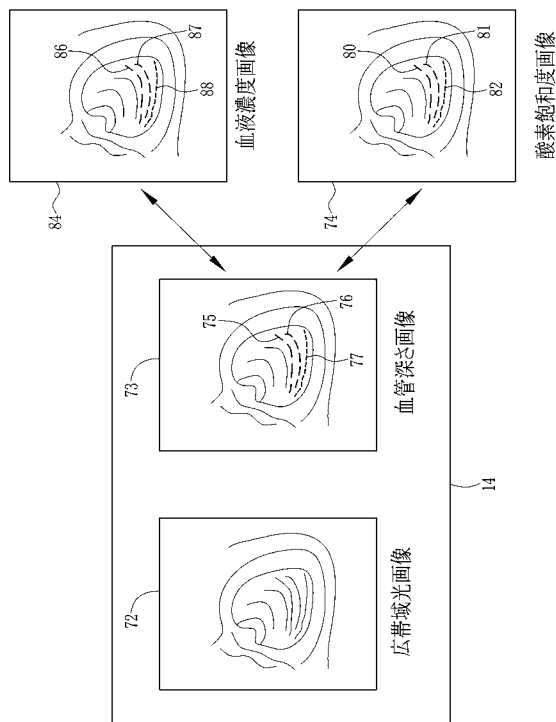
【図 7】



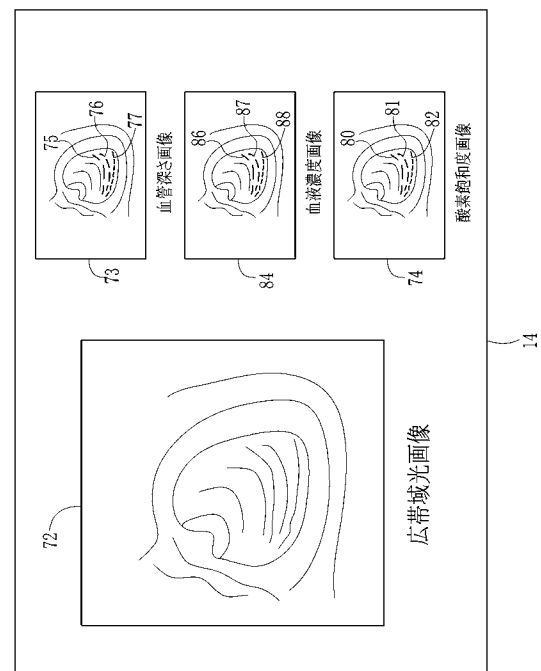
【図 8】



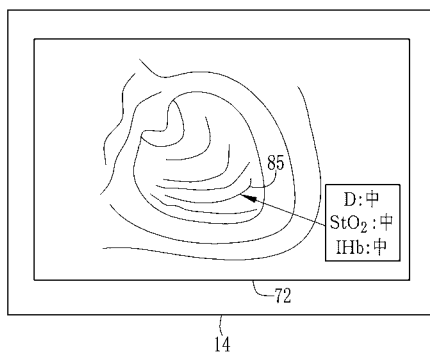
【図 9】



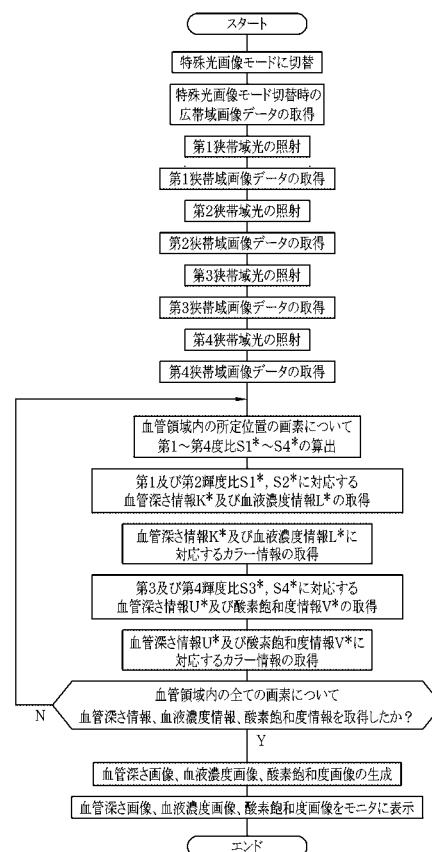
【図 10】



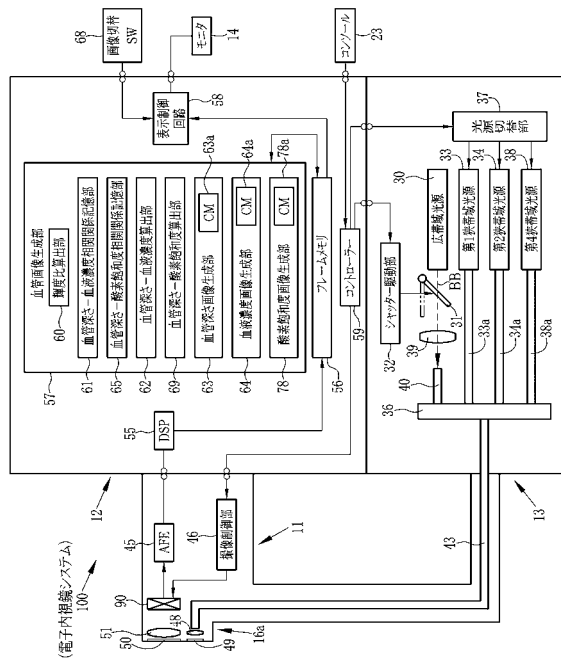
【図 11】



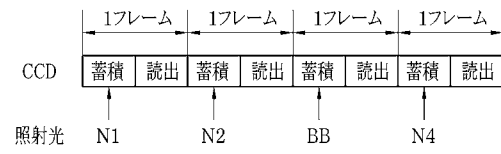
【図 12】



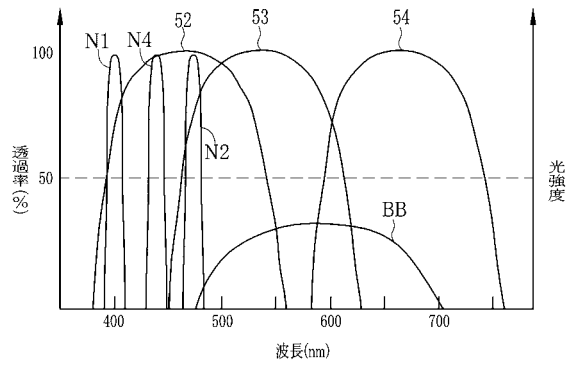
【図 13】



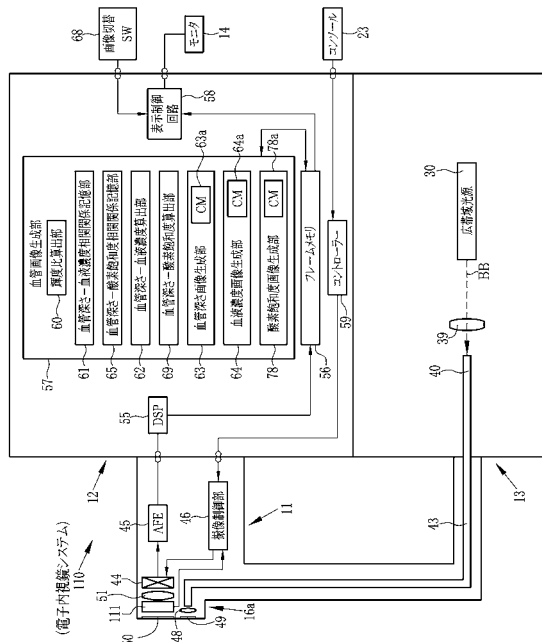
【図 14】



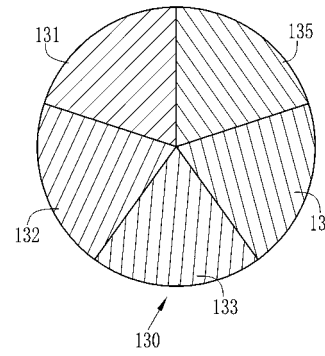
【図 15】



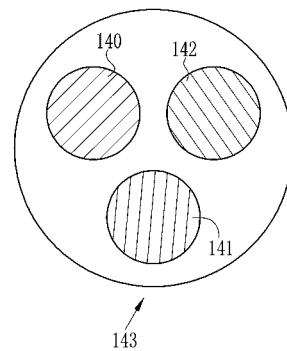
【図 16】



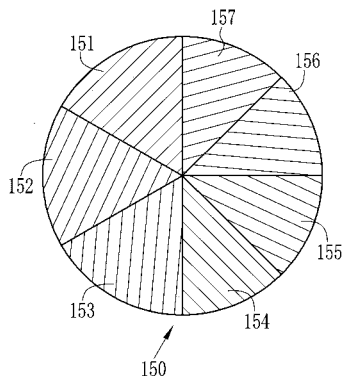
【図 17】



【図 18】



【図 19】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 3 3 4 1 6 2 ( J P , A )  
特開 2 0 0 6 - 3 1 4 5 5 7 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 0 9 5 6 3 5 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	电子内窥镜系统，电子内窥镜的处理器装置和电子内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5457247B2</a>	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2010072065	申请日	2010-03-26
[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	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 A61B5/1459		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00186 A61B1/0051 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/1076 A61B5/14551 A61B5/1459 G06T5/50 G06T7/0012 G06T2207/10068 G06T2207/20221 G06T2207/20224 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B5/14.321 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KX02 4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ01 4C061/QQ08 4C061/RR04 4C061/RR05 4C061/SS08 4C061/SS21 4C061/TT01 4C061/WW15 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ01 4C161/QQ08 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/SS08 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2011200531A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

在特殊光模式下，在第一至第四特殊光下拍摄第一至第四特殊图像，即窄带光。亮度比计算器（60）从每个特殊图像中提取包含血管的血管区域。亮度比计算器（60）根据血管区域内的每个像素上的特殊图像计算第一至第四亮度比。深度和血红蛋白指数计算器（62）基于预先存储的血管深度和血红蛋白指数之间的相关性来计算血管的深度和与第一和第二亮度比对应的血红蛋白指数。深度和氧饱和度计算器（69）基于血管深度和预先存储的氧饱和度水平之间的相关性来计算与第三和第四亮度比相对应的氧饱和度。

