

(11) 特許出願公開番号

特開2011-217798

(P2011-217798A)

(43) 公開日 平成23年11月4日(2011.11.4)

(51) Int.Cl.

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

4 C 0 6 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 E

4 C 1 6 1

A 6 1 B 1/04 3 7 0

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-87061 (P2010-87061)

(22) 出願日 平成22年4月5日 (2010.4.5)

(71) 出願人 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 100080159

弁理士 渡辺 望稔

(74) 代理人 100090217

弁理士 三和 晴子

(72) 發明者 峯苦 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

Fターム(参考) 4C061 DD03 HH51 HH52 LL02 MM05

NN01 NN05 RR04 RR26 WW02

WW08 WW1

DD03 HH5

NN01 NN05 RR04 RR26 WW02

WW08 WW1

11/03 11/1

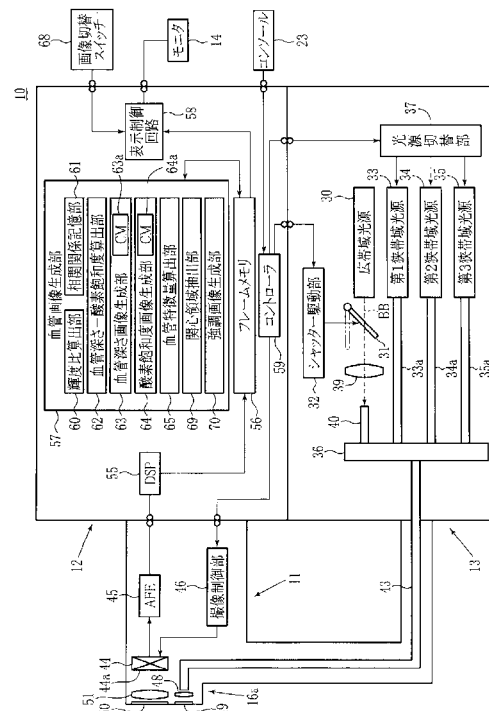
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】電子内視鏡システムにおいて、血管特徴量算出手段と酸素飽和度算出手段との両方を備えることで、血管特徴量と酸素飽和度情報の組み合わせによって、診断上関心のある関心領域を選択的に強調、抑制することはなされていなかった。

【解決手段】波長帯域の異なる光を順次照射する光源装置と、対応する画像データを順次出力する電子内視鏡と、対応する複数の画像データから、血管深さ、血管太さ、血管密度、血管分岐点密度および蛍光薬剤分布の少なくとも1つを含む血管特徴量を算出する血管特徴量算出手段と、血管中の酸素飽和度の情報を算出する酸素飽和度算出手段と、基準画像を生成する画像生成手段と、血管特徴量および酸素飽和度の指定情報に対応する血管特徴量および酸素飽和度を有する関心領域を抽出する関心領域抽出手段と、関心領域を強調した強調画像を生成する強調画像生成手段と、強調画像を表示する画像表示手段とを備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

波長帯域の異なる光を順次照射する光源装置と、

前記光源装置から体腔内の血管を含む被写体組織に順次照射される光の反射光を受光して、該受光した光の波長帯域に対応する画像データを順次出力する電子内視鏡と、

前記波長帯域の異なる光に対応する複数の画像データから、血管深さ、血管太さ、血管密度、血管分岐点密度および蛍光薬剤分布の少なくとも１つを含む血管特徴量を算出する血管特徴量算出手段と、

前記波長帯域の異なる光に対応する複数の画像データから、血管中の酸素飽和度の情報を算出する酸素飽和度算出手段と、

前記波長帯域の異なる光に対応する複数の画像データの少なくとも１つから、基準画像を生成する画像生成手段と、

前記基準画像から、前記血管特徴量および前記酸素飽和度に基づいて、血管特徴量および酸素飽和度の指定情報に対応する血管特徴量および酸素飽和度を有する関心領域を抽出する関心領域抽出手段と、

前記基準画像において、前記関心領域を強調した強調画像を生成する強調画像生成手段と、

前記強調画像を表示する画像表示手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記血管特徴量算出手段は、前記血管特徴量として、前記血管深さを算出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記指定情報は、前記血管深さが $100\text{ }\mu\text{m}$ 以下であり、前記酸素飽和度が 20% 以下であることを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記血管特徴量算出手段は、前記血管特徴量として、前記血管太さを算出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記指定情報は、前記血管太さが $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下であり、前記酸素飽和度が 20% 以下であることを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記血管特徴量算出手段は、前記血管特徴量として、前記血管密度を算出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記指定情報は、 $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下の血管の前記血管密度が $2\text{ 本}/100\text{ }\mu\text{m}$ 以上であり、前記酸素飽和度が 20% 以下であることを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記血管特徴量算出手段は、前記血管特徴量として、前記血管分岐点密度を算出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

40

【請求項 9】

前記指定情報は、前記血管分岐点密度が $1\text{ 個}/(50 \times 50 (\mu\text{m})^2)$ 以上であり、前記酸素飽和度が 20% 以下であることを特徴とする請求項 8 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記血管特徴量算出手段は、前記蛍光薬剤分布として、前記波長帯域の異なる複数の光の画像データのうち、第 1 波長帯域の光に対応する第 1 画素データと該第 1 波長帯域とは異なる第 2 波長帯域の光に対応する第 2 画素データとの輝度比の分布を算出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

50

【請求項 1 1】

前記指定情報は、前記蛍光薬剤分布としての輝度比の大きさが前記輝度比の分布の上位 20% 以内であり、前記酸素飽和度が 20% 以下であることを特徴とする請求項 10 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記指定情報は、入力手段を介して設定されることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 1 3】

あらかじめ血管特徴量および酸素飽和度の組み合わせが複数設定されており、入力手段を介して選択された組み合わせに応じて前記指定情報が設定されることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

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。

20

【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。

30

【0004】

例えば、特許文献 1 では、酸素飽和度の情報を含む可視画像（通常画像）を取得するとともに、第 1 および第 2 の波長分離手段を備え、酸素飽和度の情報を含む可視領域の画像を取得することで、可視画像に対して酸素飽和度の変化を反映させた画像を表示している。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献 1】特開平 6 - 285050 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

50

近年では、血管深さと酸素飽和度の両方を同時に把握しながら、診断等を行ないたいという要望がある。しかしながら、血管中のヘモグロビンの吸光度は波長によって著しく変化する（図5参照）など様々な要因によって、血管深さに関する情報と酸素飽和度に関する情報の両方を同時に取得することは容易ではない。

【0007】

例えば、特許文献1のように、第1および第2の波長分離手段を備えることで、ヘモグロビンの酸素飽和度に関する情報を得ることはできるものの、酸素飽和度の変化に応じてのみ可視画像を変化させており、血管の特徴量に関する情報は反映されていなかった。

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、血管特徴量算出手段と酸素飽和度算出手段との両方を備えることで、血管特徴量と酸素飽和度情報の組み合わせによって、診断上関心のある関心領域を選択的に強調、抑制することができる電子内視鏡システム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】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明は、波長帯域の異なる光を順次照射する光源装置と、前記光源装置から体腔内の血管を含む被写体組織に順次照射される光の反射光を受光して、該受光した光の波長帯域に対応する画像データを順次出力する電子内視鏡と、前記波長帯域の異なる光に対応する複数の画像データから、血管深さ、血管太さ、血管密度、血管分岐点密度および蛍光薬剤分布の少なくとも1つを含む血管特徴量を算出する血管特徴量算出手段と、前記波長帯域の異なる光に対応する複数の画像データから、血管中の酸素飽和度の情報を算出する酸素飽和度算出手段と、前記波長帯域の異なる光に対応する複数の画像データの少なくとも1つから、基準画像を生成する画像生成手段と、前記基準画像から、前記血管特徴量および前記酸素飽和度に基づいて、血管特徴量および酸素飽和度の指定情報に対応する血管特徴量および酸素飽和度を有する関心領域を抽出する関心領域抽出手段と、前記基準画像において、前記関心領域を強調した強調画像を生成する強調画像生成手段と、前記強調画像を表示する画像表示手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【0010】

前記血管特徴量算出手段は、前記血管特徴量として、前記血管深さを算出するものであることを特徴とすることが好ましく、前記指定情報は、前記血管深さが100 μm 以下であり、前記酸素飽和度が20%以下であることが好ましい。

【0011】

また、前記血管特徴量算出手段は、前記血管特徴量として、前記血管太さを算出するものであることが好ましく、前記指定情報は、前記血管太さが20 μm 以下であり、前記酸素飽和度が20%以下であることが好ましい。

【0012】

さらに、前記血管特徴量算出手段は、前記血管特徴量として、前記血管密度を算出するものであることが好ましく、前記指定情報は、20 μm 以下の血管の前記血管密度が2本/100 μm 以上であり、前記酸素飽和度が20%以下であることが好ましい。

【0013】

また、さらに、前記血管特徴量算出手段は、前記血管特徴量として、前記血管分岐点密度を算出するものであることが好ましく、前記指定情報は、前記血管分岐点密度が1個/(50×50(μm)²)以上であり、前記酸素飽和度が20%以下であることが好ましい。

【0014】

また、前記血管特徴量算出手段は、前記蛍光薬剤分布として、前記波長帯域の異なる複数の光の画像データのうち、第1波長帯域の光に対応する第1画素データと該第1波長帯域とは異なる第2波長帯域の光に対応する第2画素データとの輝度比の分布を算出するものであることが好ましく、前記指定情報は、前記蛍光薬剤分布としての輝度比の大きさが

10

20

30

40

50

前記輝度比の分布の上位 20 % 以内であり、前記酸素飽和度が 20 % 以下であることが好ましい。

【0015】

前記指定情報は、入力手段を介して設定されることが好ましく、あらかじめ血管特徴量および酸素飽和度の組み合わせが複数設定されており、入力手段を介して選択された組み合わせに応じて前記指定情報が設定されることを特徴とすることが好ましい。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、少なくとも一方の中心波長が 450 nm 以下である第 1 及び第 2 の狭帯域光に対応する第 1 及び第 2 の狭帯域信号を取得し、その第 1 及び第 2 の狭帯域信号に基づいて、血管深さに関する血管深さ情報及び酸素飽和度に関する酸素飽和度情報の両方を含む血管情報を求め、これら情報を選択的又は同時に表示手段に表示することから、血管深さに関する情報と酸素飽和度に関する情報の両方を同時に取得することができるとともに、それら 2 つの情報を同時表示することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図 1】本発明の実施形態の電子内視鏡システムの外觀図である。

【図 2】本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 3】R 色、G 色、B 色のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図 4】(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。

20

【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 1 及び第 2 輝度比 S_1 / S_3 、 S_2 / S_3 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) は第 1 及び第 2 輝度比 S_1^* / S_3^* 、 S_2^* / S_3^* から輝度座標系における座標 (X^*, Y^*) を求める方法を、(B) は座標 (X^*, Y^*) 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 8】強調広帯域画像と血管深さ画像又は酸素飽和度画像のいずれか一方とが表示されるモニタの画像図である。

【図 9】強調広帯域画像、血管深さ画像および酸素飽和度画像が同時表示されるモニタの画像図である。

30

【図 10】血管深さ - 酸素飽和度情報を算出し、血管特徴量および酸素飽和度情報に基づき関心領域を抽出し、強調画像を生成する手順を示すフローチャートの前半部分である。

【図 11】血管深さ - 酸素飽和度情報を算出し、血管特徴量および酸素飽和度情報に基づき関心領域を抽出し、強調画像を生成する手順を示すフローチャートの後半部分である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

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。

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。

50

【 0 0 2 0 】

ユニバーサルコード 1 8 には、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 側にコネクタ 2 4 が取り付けられている。コネクタ 2 4 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 1 1 は、このコネクタ 2 4 を介して、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 に着脱自在に接続される。

【 0 0 2 1 】

図 2 に示すように、光源装置 1 3 は、広帯域光源 3 0 と、シャッタ 3 1 と、シャッタ駆動部 3 2 と、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 と、カブラ 3 6 と、光源切替部 3 7 とを備えている。広帯域光源 3 0 はキセノンランプ、白色 L E D、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 4 7 0 ~ 7 0 0 n m）にわたる広帯域光 B B を発生する。広帯域光源 3 0 は、電子内視鏡 1 1 の使用中、常時点灯している。広帯域光源 3 0 から発せられた広帯域光 B B は、集光レンズ 3 9 により集光されて、広帯域用光ファイバ 4 0 に入射する。

10

【 0 0 2 2 】

シャッタ 3 1 は、広帯域光源 3 0 と集光レンズ 3 9 との間に設けられており、広帯域光 B B の光路に挿入されて広帯域光 B B を遮光する挿入位置と、挿入位置から退避して広帯域光 B B が集光レンズ 3 9 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。シャッタ駆動部 3 2 はプロセッサ装置内のコントローラ 5 9 に接続されており、コントローラ 5 9 からの指示に基づいてシャッタ 3 1 の駆動を制御する。

【 0 0 2 3 】

20

第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 はレーザーダイオードなどであり、第 1 狭帯域光源 3 3 は、波長が 440 ± 10 n m に、好ましくは 4 4 5 n m に制限された狭帯域の光（以下「第 1 狭帯域光 N 1」とする）を、第 2 狭帯域光源 3 4 は波長が 470 ± 10 n m に、好ましくは 4 7 3 n m に制限された狭帯域の光（以下「第 2 狭帯域光 N 2」とする）を、第 3 狭帯域光源 3 5 は波長が 400 ± 10 n m に、好ましくは 4 0 5 n m に制限された狭帯域の光（以下「第 3 狭帯域光 N 3」とする）を発生する。第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 はそれぞれ第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ 3 3 a ~ 3 5 a に接続されており、各光源で発せられた第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 は第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ 3 3 a ~ 3 5 a に入射する。

【 0 0 2 4 】

30

カブラ 3 6 は、電子内視鏡内のライトガイド 4 3 と、広帯域用光ファイバ 4 0 及び第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ 3 3 a ~ 3 5 a とを連結する。これにより、広帯域光 B B は、広帯域用光ファイバ 4 0 を介して、ライトガイド 4 3 に入射することが可能となる。

また、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 は、第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ 3 3 a ~ 3 5 a を介して、ライトガイド 4 3 に入射することが可能となる。

【 0 0 2 5 】

光源切替部 3 7 はプロセッサ装置内のコントローラ 5 9 に接続されており、コントローラ 5 9 からの指示に基づいて、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 を O N（点灯）または O F F（消灯）に切り替える。第 1 実施形態では、広帯域光 B B 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 B B 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 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 は O F F にされる。これに対して、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 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 B B の体腔内への照射が停止される一方、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 が順次 O N に切り替えられて特殊光画像の撮像が行なわれる。

40

【 0 0 2 6 】

具体的には、まず、第 1 狭帯域光源 3 3 が光源切替部 3 7 により O N に切り替えられる。そして、第 1 狭帯域光 N 1 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 5 9 から光源切替の指示がなされ、第 1 狭帯域光源 3 3 が O F F に、第 2 狭帯域光源 3 4 が O N に切り替えられる。そして、第 2 狭帯域光 N 2 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 3 4 が O

50

FFに、第3狭帯域光源35がONに切り替えられる。さらに、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に切り替えられる。

【0027】

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ブラ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3狭帯域光N1～N3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。

10

【0028】

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、AFE45に送られる。また、CCD44はカラーCCDであり、撮像面44aには、R色、G色、B色のいずれかのカラーフィルタが設けられたR画素、G画素、B画素の3色の画素が配列されている。

【0029】

R色、G色、B色のカラーフィルタは、図3に示すような分光透過率52, 53, 54を有している。集光レンズ51に入射する光のうち、広帯域光BBは波長が約470～700nmにわたるため、R色、G色、B色のカラーフィルタは、広帯域光BBのうちそれぞれの分光透過率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撮像信号R、G画素で光電変換された信号を撮像信号G、B画素で光電変換された信号を撮像信号Bとすると、CCD44に広帯域光BBが入射した場合には、撮像信号R、撮像信号G、及び撮像信号Bからなる広帯域撮像信号が得られる。

20

【0030】

一方、集光レンズ51に入射する光のうち第1狭帯域光N1は、波長が 440 ± 10 nmであるため、B色のカラーフィルタのみを透過する。したがって、CCD44に第1狭帯域光N1が入射することで、撮像信号Bからなる第1狭帯域撮像信号が得られる。また、第2狭帯域光N2は、波長が 470 ± 10 nmであるため、B色及びG色のカラーフィルタの両方を透過する。したがって、CCD44に第2狭帯域光N2が入射することで、撮像信号Bと撮像信号Gとからなる第2狭帯域撮像信号が得られる。また、第3狭帯域光N3は、波長が 400 ± 10 nmであるため、B色のカラーフィルタのみを透過する。したがって、CCD44に第3狭帯域光N3が入射することで、撮像信号Bからなる第3狭帯域撮像信号が得られる。

30

【0031】

AFE45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、CCD44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、CCD44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増幅する。A/Dは、AGC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12に入力する。

40

【0032】

撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ59に接続されており、コントローラ59から指示がなされたときにCCD44に対して駆動信号を送る。CCD44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AFE45に出力する。第1実施形態では、通常光画像モードに設定されている場合、図4(A)に示すように、1フレームの取得期間内で、広帯域光BBを光電変換して信号電荷を

50

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。

【0033】

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 4 (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。

【0034】

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 (DSP (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。DSP 5 5 は、電子内視鏡の AFE 4 5 から出力された広帯域撮像信号及び第 1 ~ 第 3 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 3 狭帯域画像データを作成する。フレームメモリ 5 6 は、DSP 5 5 で作成された広帯域画像データ及び第 1 ~ 第 3 狭帯域画像データを記憶する。広帯域画像データは、R 色、G 色、B 色が含まれるカラー画像データである。

【0035】

血管画像生成部 5 7 は、輝度比算出部 6 0 と、相関関係記憶部 6 1 と、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 と、血管深さ画像生成部 6 3 と、酸素飽和度画像生成部 6 4 と、血管特徴量算出部と、関心領域抽出部と、強調画像生成部とを備えている。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 3 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。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、第 1 及び第 3 狭帯域画像データ間の第 1 輝度比 S_1 / S_3 を求めるとともに、第 2 及び第 3 狭帯域画像データ間の第 2 輝度比 S_2 / S_3 を求める。ここで、 S_1 は第 1 狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 S_2 は第 2 狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 S_3 は第 3 狭帯域光画像データの画素の輝度値を表している。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。

【0036】

相関関係記憶部 6 1 は、第 1 及び第 2 輝度比 S_1 / S_3 , S_2 / S_3 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 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。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 μ_a が変化する吸光特性を持っている。吸光係数 μ_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。

【0037】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン 7 0 と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン 7 1 は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光度 (吸光係数 μ_a) を示す等吸収点 (図 5 における各ヘモグロビン 7 0 , 7 1 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

10

20

30

40

50

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 μ_a が変わるので、輝度値が変化する。

【0038】

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3狭帯域光N1～N3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。このような狭帯域光は、第1実施形態では第1及び第2狭帯域光に相当する。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。

10

【0039】

相関関係記憶部61は、図6に示すように、第1及び第2輝度比 S_1/S_3 、 S_2/S_3 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。輝度座標系66はXY座標系であり、X軸は第1輝度比 S_1/S_3 を、Y軸は第2輝度比 S_2/S_3 を表している。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。

20

【0040】

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 ± 10 nmである第1狭帯域光N1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 ± 10 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。

30

なお、第1～第3狭帯域光N1～N3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 ± 10 nmである第3狭帯域光N3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。

【0041】

血管深さ - 酸素飽和度算出部62は、相関関係記憶部61の相関関係に基づき、輝度比算出部60で算出された第1及び第2輝度比 S_1/S_3 、 S_2/S_3 に対応する酸素飽和度と血管深さを特定する。ここで、輝度比算出部60で算出された第1及び第2輝度比 S_1/S_3 、 S_2/S_3 のうち、血管領域内の所定画素についての第1輝度比を S_1^*/S_3^* とし、第2輝度比を S_2^*/S_3^* とする。

40

【0042】

血管深さ - 酸素飽和度算出部62は、図7(A)に示すように、輝度座標系66において、第1及び第2輝度比 S_1^*/S_3^* 、 S_2^*/S_3^* に対応する座標(X^* 、 Y^*)を特定する。座標(X^* 、 Y^*)が特定されたら、図7(B)に示すように、血管情報座標系67において、座標(X^* 、 Y^*)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。

【0043】

50

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 - 酸素飽和度算出部 62 で算出された血管深さ情報 U^* に対応するカラー情報を特定する。

【0044】

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。

10

【0045】

酸素飽和度画像生成部 64 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 64a (CM (Color Map)) を備えている。カラーマップ 64a 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、光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 64 は、血管深さ画像生成部と同様に、カラーマップ 64a 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。

20

【0046】

血管特徴量算出部 65 は、図示しない入力手段において入力された指定情報に基づき、画像データから、血管深さ (被写体組織表面からの血管の深さ)、血管太さ、血管密度、血管分岐点密度および蛍光薬剤分布の少なくとも 1 つを含む血管特徴量を算出する。第 1 実施形態では、血管特徴量算出部 65 は、血管特徴量として血管深さを算出するものであるが、前述のように、血管深さ情報 U^* が、血管深さ - 酸素飽和度算出部 62 により算出される。つまり、第 1 実施形態において、血管特徴量算出部 65 は、血管深さ - 酸素飽和度算出部 62 で血管深さ情報 U^* を算出する部分に相当する。

30

【0047】

関心領域抽出部 69 は、血管特徴量および酸素飽和度情報 V^* に基づいて、広帯域画像データに対応する広帯域画像から、血管特徴量および酸素飽和度の指定情報に対応する血管特徴量および酸素飽和度を有する関心領域を抽出する。

ここで、指定情報は、強調画像生成部 70 により生成される強調画像において、強調表示させたい領域 (つまり、関心領域) の血管特徴量および酸素飽和度の情報を指定するものであり、撮影技師等により、図示していない入力手段を介して設定 (入力) される。第 1 実施形態では、指定情報として、血管深さが $100 \mu\text{m}$ 以下で、酸素飽和度が 20% 以下と指定されたとすると、関心領域抽出部 69 は、広帯域画像から、血管深さが $100 \mu\text{m}$ 以下、および、酸素飽和度が 20% 以下の領域を関心領域として抽出する。

40

血管深さが $100 \mu\text{m}$ 以下の血管は約 $20 \mu\text{m}$ 程度の血管太さであることが知られている。また、波長 405nm の第 3 狭帯域光 $N3$ を照射して取得された第 3 狭帯域画像データは、被写体組織表面からの深さ $100 \mu\text{m}$ 程度までの太さ $10 \sim 20 \mu\text{m}$ 程度の血管に対応する画素が高コントラスト (輝度値大) となることが経験的に分かっている。従って、強調画像生成部 70 は、第 3 狭帯域画像データから、所定の閾値以上の輝度値を有する画像データを抽出することにより、血管深さ $100 \mu\text{m}$ 以下の太さ $20 \mu\text{m}$ 相当の周波数帯域の血管を抽出することができる。

なお、関心領域抽出部が、指定情報に対応した関心領域を抽出する方法は何ら限定され

50

ない。

【 0 0 4 8 】

強調画像生成部 70 は、広帯域画像において、関心領域を強調した強調画像を生成する。つまり、強調画像に対応する強調画像データは、フレームメモリ 56 に記憶される。第 1 実施形態では、強調画像生成部 69 により、広帯域画像において、血管深さが 100 μ m 以下で、酸素飽和度が 20 % 以下の領域（に含まれる太さ 20 μ m 程度の周波数帯域の血管）が強調された画像が生成される。

なお、強調画像生成部 70 による強調表示の方法は何ら限定されない。例えば、輝度値を上げる、または、下げてもよいし、シャープネス処理（エッジ強調）を行ってもよい。

【 0 0 4 9 】

表示制御回路 58 は、フレームメモリ 56 から、強調画像生成部 70 において生成された少なくとも 1 つの強調画像を読み出し、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 8 に示すように、モニタ 14 の一方の側に強調広帯域画像 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 または酸素飽和度画像 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、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。

【 0 0 5 0 】

図 8 に対して、図 9 に示すように、強調広帯域画像 72、血管深さ画像 73 及び酸素飽和度画像 74 を同時に表示するようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

次に、電子内視鏡システム 10 の動作を、図 10 に示すフローチャートを用いて説明する。

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。

【 0 0 5 2 】

そして、コントローラ 59 からシャッタ駆動部 32 に対して照射停止信号が送られると、シャッタ駆動部 32 は、シャッタ 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、AFE 45 を介して、DSP 55 に送られる。DSP 55 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。

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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 N 2 から第 3 狭帯域光 N 3 へと切り替える。そして、第 1 及び第 2 狭帯域光 N 1、N 2 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。

【0055】

フレームメモリ 56 に広帯域画像データ、第 1 ~ 第 3 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 狭帯域画像データ、第 2 狭帯域画像データ、第 3 狭帯域画像データの 3 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 3 狭帯域画像データ間の第 1 輝度比 $S1^*/S3^*$ と、第 2 及び第 3 狭帯域画像データ間の第 2 輝度比 $S2^*/S3^*$ が算出される。

10

【0056】

次に、血管深さ - 酸素飽和度算出部 62 は、相関関係記憶部 61 の相関関係に基づいて、第 1 及び第 2 輝度比 $S1^*/S3^*$ 、 $S2^*/S3^*$ に対応する輝度座標系の座標 (X^* 、 Y^*) を特定する。さらに、座標 (X^* 、 Y^*) に対応する血管情報座標系の座標 (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。

【0057】

血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求められると、血管深さ情報 U^* に対応するカラー情報が血管深さ画像生成部の CM 63 a から特定されるとともに、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 CM 64 a 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。

20

【0058】

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、上述した手順で、血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* を求めるとともに、それら血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報を特定する。

【0059】

そして、血管領域内の全ての画素について血管深さ情報及び酸素飽和度情報とそれら情報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、酸素飽和度画像生成部 64 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及び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。

30

【0060】

次に、血管特徴量算出部 65 において、図示しない入力手段により入力された指定情報に基づき血管特徴量を算出する。血管特徴量としては、先に挙げたような、血管深さ、血管太さ、血管密度、血管分岐点密度および蛍光薬剤分布が挙げられる。

本実施形態では、血管深さが前記血管特徴量に設定されているため、前記血管特徴量算出部 65 において、血管深さの指定情報に基づき血管深さの算出を行う。

40

また、前記指定情報としては、前記血管特徴量を算出するために必要な、所定の血管深さ、所定の血管太さ、所定の血管密度、所定の血管分岐点密度および所定の蛍光薬剤分布に関する情報が挙げられる。本実施形態では、血管特徴量の指定情報として血管深さの情報が入力される。また、同様に、所定の酸素飽和度に関する情報も指定情報として入力される。前記血管特徴量および前記酸素飽和度情報は、共に関心領域を抽出するために必要な情報であるためである。

【0061】

ここで、血管特徴量として血管深さが $100\mu\text{m}$ 以下であり、酸素飽和度が 20% 以下であるという指定情報が与えられたとする。

関心領域抽出部 69 は、前記血管特徴量および酸素飽和度情報 V^* に基づいて、広帯域

50

画像データに対応する広帯域画像から、前記指定情報に対応する血管特徴量（本実施形態では、血管深さ）および酸素飽和度を有する関心領域を抽出する。なお、閾値とした所定の血管深さおよび酸素飽和度は、前記例に限定されず自由に選択することができる。

関心領域が抽出されると、関心領域抽出画像データが生成され、強調画像生成部 70 に送られる。

【0062】

強調画像生成部 70 では、前記関心領域抽出画像データに対して、所定の重み付けをし、強調画像データを生成する。強調画像データは前記関心領域が抽出され、見やすいように強調されているため、モニタ 14 等に表示した際に、関心領域を感度良く観察することができる。当該強調画像データは、フレームメモリ 56 に記憶される。

10

【0063】

そして、表示制御回路 58 は、フレームメモリ 56 から血管深さ画像データ、酸素飽和度画像データ、及び強調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 8 または図 9 に示すような強調広帯域画像 72、血管深さ画像 73、及び酸素飽和度画像 74 をモニタ 14 に表示する。図 8 に示すモニタ 14 では、強調広帯域画像 72 と、血管深さ画像 73 または酸素飽和度画像 74 の一方が同時に並列表示され、図 9 に示すモニタ 14 では、強調広帯域画像 72、血管深さ画像 73、及び酸素飽和度画像 74 の 3 つの画像が同時に並列表示される。ここで前記モニタ 14 において表示される強調広帯域画像 72 は、前述の指定情報に対応する、酸素飽和度 20 % 以下で、血管深さ 100 μm 以下の領域が強調された広帯域画像である。

20

以上が本発明の第 1 実施形態である。第 1 実施形態では、血管特徴量として血管深さを算出することにより、所定の血管深さおよび所定の酸素飽和度の領域を強調して表示することができる。

なお、強調表示を行うときに使用する画像（基準画像）は、広帯域画像に限定されず、例えば、酸素飽和度画像データに対応する酸素飽和度画像、血管深さ画像データに対応する血管深さ画像等でもよい。

【0064】

次に本発明の第 2 実施形態について説明する。

本発明の第 2 実施形態における電子内視鏡システムは、血管特徴量算出部 65 および関心領域抽出部 69 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、図示及び説明を省略する。

30

本発明の第 2 実施形態は、血管特徴量として血管太さを用いる点において、第 1 実施形態と異なる。

本実施形態では、血管太さが前記血管特徴量に設定されているため、血管特徴量算出部 65 で、所定の血管太さの領域を算出する。血管特徴量の算出、つまり血管太さ領域の算出の具体例としては、所定の太さの血管を抽出する 2 次元フィルタの算出が挙げられる。

前記 2 次元フィルタは、内視鏡先端 16a と被写体間の距離・拡大倍率を想定して、前記血管太さに対応する画像上の周波数を求めることで作成される。前記血管太さは、例えば、浅層血管として 20 μm 以下の血管太さ等が挙げられる。次に、その周波数帯のみ強調するようなフィルタを周波数空間で設計して、それを実空間に対応するようにフーリエ変換する。ここではフィルタのサイズが、例えば、5 × 5 程度の現実的なサイズに収まるように、周波数空間においてフィルタ特性を調整する必要がある。

40

こうして作成された前記 2 次元フィルタを当該広帯域画像データに適用することで、所定の血管太さの血管を抽出することができる。

【0065】

ここで、血管特徴量として血管太さが 20 μm 以下であり、酸素飽和度が 20 % 以下であるという指定情報が与えられたとする。

血管特徴量算出部 65 は、当該指定情報により指定された血管太さの領域を算出する 2 次元フィルタを用いて、指定情報に対応する血管太さの血管を抽出する。なお、前記閾値とした所定の血管太さおよび酸素飽和度は、前記例に限定されず自由に選択することがで

50

きる。

【0066】

関心領域抽出部69は、この指定情報に対応して、広帯域画像データに対応する広帯域画像から、前記血管太さが $20\mu\text{m}$ 以下であり、酸素飽和度が20%以下である領域を関心領域として抽出する。当該画像データは、前記広帯域画像データに限定されるものではなく、血管深さ画像データ、および酸素飽和度画像データのいずれでもよい。これ以後の動作は、第1実施形態の場合と同様である。つまり、モニタ14に表示される強調広帯域画像72は、例えば、血管密度が $20\mu\text{m}$ 以下であり、酸素飽和度が20%以下の領域を表す画像である。

また、血管太さに基づく関心領域の抽出方法についてはこれに限定されることはなく、公知の種々の手法を用いることができる。

【0067】

次に本発明の第3実施形態について説明する。

本発明の第3実施形態における電子内視鏡システムは、血管特徴量算出部65および関心領域抽出部69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、図示及び説明を省略する。

本発明の第3実施形態は、血管特徴量として血管密度を用いる点において、第1実施形態と異なる。

本実施形態では、血管密度が前記血管特徴量に設定されているため、前記血管特徴量算出部65において、血管密度の指定情報に基づき血管密度の算出を行う。

【0068】

まず始めに、血管特徴量算出部65において、前記フレームメモリ56に記憶された前記第1～第3狭帯域画像データのうち、いずれかを取得する。浅層の血管密度を基準とするため、例えば、前記第1狭帯域画像データから血管密度が高い部分を抽出する。この血管密度の高い部分の抽出は、前記第1狭帯域画像データを2値化することで行う。当該第1狭帯域画像の2値化は、当該画像データの画素値を血管部分は1に、それ以外は0にすることで行う。また、1と0を分ける閾値としては、例えば、第1狭帯域データの画素の平均値が用いられる。

【0069】

次に、上記方法によって2値化された2値化画像データは、関心領域抽出部69において、画素ごとに、指定情報に対応する血管密度領域であるか否かを判定される。前記血管密度領域は、その画素を中心とする所定正方形領域内の白画素の割合が一定の閾値を超える場合に、その画素を指定情報に対応する血管密度領域として判定する。前記一定の閾値は、例えば、3割程度が好ましく、また、正方形の大きさは、例えば、画像全体を約千分割する程度の大きさに設定されるのが好ましい。

【0070】

ここで、血管特徴量として血管密度が2本/ $100\mu\text{m}$ 以上であり、酸素飽和度が20%以下であるという指定情報が与えられたとする。

関心領域抽出部69は、当該指定情報により指定された血管密度を閾値として、前記各画素ごとに指定情報に対応する血管密度であるか否かを判定する。なお、前記閾値とした所定の血管密度および酸素飽和度は、前記例に限定されず自由に選択することができる。

【0071】

つまり、関心領域抽出部69は、この指定情報に対応して、広帯域画像データに対応する広帯域画像から、血管密度が2本/ $100\mu\text{m}$ 以上であり、酸素飽和度が20%以下である領域を関心領域として抽出する。当該画像データは、前記広帯域画像データに限定されるものではなく、血管深さ画像データ、および酸素飽和度画像データのいずれでもよい。これ以後の動作は、第1実施形態の場合と同様である。つまり、モニタ14に表示される強調広帯域画像72は、例えば、血管密度が2本/ $100\mu\text{m}$ 以上であり、酸素飽和度が20%以下の領域を表す画像である。

また、血管密度の設定方法についてはこれに限定されることはなく、公知の種々の手法

を用いることができる。

【0072】

また、前記血管特徴量として設定される血管密度は、上記の例の他に、 $20\mu\text{m}$ 以下の血管が2本/ $100\mu\text{m}$ 以上の領域を基準として、指定情報に対応する血管密度領域として判定してもよい。

【0073】

次に本発明の第4実施形態について説明する。

本発明の第4実施形態は、血管特徴量として血管分岐点密度を用いる点以外については、第1実施形態と同様である。

【0074】

本発明の第4実施形態における電子内視鏡システムは、血管特徴量算出部65および関心領域抽出部69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、図示及び説明を省略する。

【0075】

本発明の第4実施形態は、前記血管特徴量算出部65が、前記撮像された画像データにおいて、前記血管特徴量を、血管分岐点密度としたものである。

【0076】

本実施形態では、血管分岐点密度が前記血管特徴量に設定されているため、前記血管特徴量算出部65において、血管分岐点密度の指定情報に基づき血管分岐点密度の算出を行い、関心領域抽出部69において、指定情報に対応する血管分岐点密度領域に対応した関心領域を抽出する。

【0077】

まず始めに、血管特徴量算出部65において、前記フレームメモリ56に記憶された前記第1～第3狭帯域画像データのいずれかを取得する。浅層の血管分岐点密度を基準とするため、前記第1狭帯域画像データから血管分岐点密度が高い部分を抽出する。この血管分岐点密度の高い部分の抽出は、第3の実施形態と同様に第1狭帯域画像データを2値化し、2値化された第1狭帯域画像データに対して、テンプレートマッチングの手法で分岐点を探索すればよい。すなわち、血管分岐点の形状を表すV字型の小さな2値参照画像を用意し、その参照画像との差分が一定の閾値以下の点を探索する。

血管分岐は様々な方向・分岐角を有するので、複数パターンの参照画像を用意する。こうして抽出した分岐点对して、第3の実施形態と同様の方法で、関心領域抽出部69により、各画素ごとに指定情報に対応する血管分岐点密度であるか否かを判定し、抽出する。

【0078】

ここで、血管特徴量である血管分岐点密度として、 $1\text{個}/(50\times 50(\mu\text{m})^2)$ 以上という指定情報が与えられたとする。

関心領域抽出部69は、当該指定情報により指定された血管分岐点密度を閾値として、前記各領域ごとに指定情報に対応する血管分岐点密度であるか否かを判定する。なお、前記閾値とした所定の血管分岐点密度および酸素飽和度は、前記例に限定されず自由に選択することができる。

【0079】

つまり、関心領域抽出部69は、この指定情報に対応して、広帯域画像データに対応する広帯域画像から、血管分岐点密度が $1\text{個}/(50\times 50(\mu\text{m})^2)$ 以上であり、酸素飽和度が20%以下である領域を関心領域として抽出する。当該画像データは、前記広帯域画像データに限定されるものではなく、血管深さ画像データ、および酸素飽和度画像データのいずれでもよい。これ以後の動作は、第1実施形態の場合と同様である。つまり、モニタ14に表示される強調広帯域画像72は、例えば、血管分岐点密度が $1\text{個}/(50\times 50(\mu\text{m})^2)$ 以上であり、酸素飽和度が20%以下の領域を表す画像である。

また、血管分岐点密度の設定方法についてはこれに限定されることはなく、公知の種々の手法を用いることができる。

【0080】

本発明の第5実施形態は、前記血管特徴量算出部65が、前記撮像された画像データにおいて、前記血管特徴量を、蛍光薬剤分布としたものである。ここで挙げた蛍光薬剤は、例えば、赤外光が吸収されやすいICG（インドシアニンググリーン）等を撮影前に静脈注射することで、血管内に分布される。また、前記蛍光薬剤の分布は、前記IGCの場合、近赤光（例えば、730nm前後）で撮像した際の画素の輝度値として算出される。

よって、本実施形態の場合、光源装置13は近赤光を照射する第4狭帯域光源を備え、前記蛍光薬剤を血管内に分布させた後に、第1～第3狭帯域画像と同様に、第4狭帯域光N4により第4狭帯域画像（近赤光画像）を撮像する。前記第4狭帯域光は近赤光であるため、前記R色のカラーフィルタを通して前記CCD44のR画素により光電変換され、前記撮像信号Rとして第4狭帯域画像データが前記フレームメモリ56に記憶される。

前記第4狭帯域光源は、例えば、前記第1～第3狭帯域光源33～35と同じく、光の強度変調やパルス幅変調などにより光量を変化させることが容易な、レーザーダイオード等の光源であり、前記第1～第3狭帯域光源33～35と同じく、構成され、操作される。

【0081】

本実施形態では、蛍光薬剤分布が前記血管特徴量に設定されているため、蛍光薬剤分布として、第3および第4狭帯域画像データ間の第3輝度比 S_4/S_3 の分布の指定情報に基づき、輝度比が第3輝度比 S_4/S_3 の分布の上位の所定範囲内である領域を算出する。ここで、 S_3 は第3狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 S_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。なお、本実施形態の血管特徴量算出部65は、蛍光薬剤分布として、第3輝度比 S_4/S_3 の分布を算出するものであるが、第3輝度比 S_4/S_3 は、前述の輝度比算出部60によって算出される。つまり、第5実施形態において、血管特徴量算出部65は、輝度比算出部60で第3輝度比 S_4/S_3 を算出する部分の一部に相当する。また、狭帯域画像データは、前記第3狭帯域画像データに限定されることなく、第4狭帯域画像データとの輝度の比較が可能であれば、前記第1狭帯域画像データおよび前記第2狭帯域画像データでも良い。

【0082】

前述のように、輝度比算出部60は、本実施形態の血管特徴量算出部65の一部を兼ねる。まず始めに、輝度比算出部60、つまり本実施形態の血管特徴量算出部65により、血管領域内の同じ位置の画素について、第3および第4狭帯域画像データ間の第3輝度比 S_4/S_3 が求められる。そして、血管特徴量算出部65により、血管内の全ての画素について、各輝度比の値の出現頻度を統計することにより、第3輝度比 S_4/S_3 の分布（ヒストグラム）が算出される。

ここで、血管特徴量である蛍光薬剤分布として、輝度比の大きさが第3輝度比 S_4/S_3 の分布の上位20%以内であり、酸素飽和度が20%以下であるという指定情報が与えられたとする。

関心領域抽出部69は、当該指定情報により指定された輝度比を閾値として、前記各画素ごとに指定情報に対応する蛍光薬剤分布であるか否かを判定する。なお、前記閾値とした所定の輝度比および酸素飽和度は、前記例に限定されず自由に選択することができる。

【0083】

つまり、関心領域抽出部69は、この指定情報に対応して、広帯域画像データに対応する広帯域画像から、蛍光薬剤分布として、輝度比の大きさが第3輝度比 S_4/S_3 の分布の上位20%以内であり、酸素飽和度が20%以下である領域を関心領域として抽出する。当該画像データは、前記広帯域画像データに限定されるものではなく、血管深さ画像データ、および酸素飽和度画像データのいずれでもよい。これ以後の動作は、第1実施形態の場合と同様である。つまり、モニタ14に表示される強調広帯域画像72は、例えば、蛍光薬剤分布として、輝度比の大きさが第3輝度比 S_4/S_3 の分布の上位20%以内であり、酸素飽和度が20%以下の領域を表す画像である。

また、蛍光薬剤分布の設定方法についてはこれに限定されることはなく、公知の種々の手法を用いることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

次に本発明の第 6 実施形態について説明する。

本発明の第 6 実施形態は前記血管特徴量および前記酸素飽和度情報について、あらかじめ組み合わせが複数設定されており、入力手段を介して選択された組み合わせに応じて前記指定情報が設定される点で第 1 実施形態と異なる。

前記組み合わせは、例えば、テーブルの形で血管画像生成部 57 に記憶されており、図示しない切替スイッチにより選択される。

【 0 0 8 5 】

【 表 1 】

組み合わせテーブル

組み合わせ	酸素飽和度	血管特徴量	強調する帯域	強調度
A	20%以下	深さ 100 μm 以下	太さ20 μm 中心	1
B	20%以下	太さ 20 μm 以下	—	4
C	20%以下	密度 2本/100 μm 以上	—	3
D	20%以下	分岐点密度 1個/ $(50 \times 50 (\mu\text{m})^2)$ 以上	—	2
E	20%以下	蛍光薬剤分布(輝度比)上位20%以内	—	5
F	—	—	—	—

10

20

【 0 0 8 6 】

前記組み合わせのテーブルは、例えば、表 1 に記載のものであり、観察者が、A ~ F の組み合わせを図示しない入力手段により切り替えて選択することができる。また、強調度は、関心領域おける重み付けの度合いを示す。

【 0 0 8 7 】

前記組み合わせの 1 つが選択されると、表 1 に記載の前記組み合わせのテーブルより、前記組み合わせに対応した血管特徴量、および酸素飽和度情報等に基づいて、広帯域画像データ、血管深さ画像データ、および酸素飽和度画像データのいずれかのデータにおいて、第 1 ~ 第 5 実施形態と同様に、血管特徴量の算出、指定情報に対応した関心領域の抽出および強調処理がなされ、強調画像データが、フレームメモリ 56 に記憶され、必要に応じてモニタ 14 等に強調広帯域画像 72 として表示される。前記モニタ 14 において表示される強調広帯域画像 72 は、表 1 の組み合わせ A ~ E に記載の血管特徴量および酸素飽和度の領域が強調された広帯域画像である。表 1 の組み合わせ A ~ E は、第 1 ~ 第 5 実施形態に対応するものである。

30

これ以降は、第 1 実施形態等の電子内視鏡システム 10 と同様である。

【 0 0 8 8 】

また、前記組み合わせについては前記表 1 の具体例に限定されることはなく、種々の設定が可能である。

40

【 0 0 8 9 】

本発明は、基本的に以上のようなものである。本発明は、前記いずれかの実施形態に限定されるものではなく、また、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更が可能である。

【 符号の説明 】

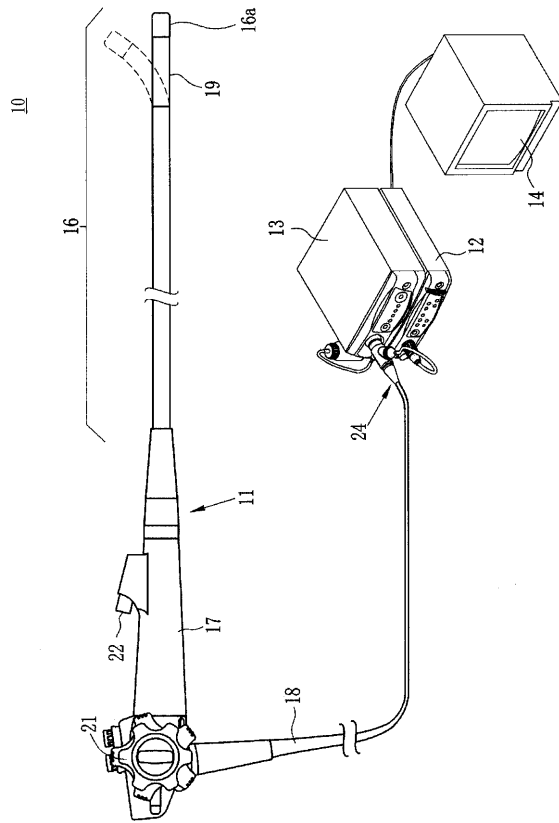
【 0 0 9 0 】

- 10 電子内視鏡システム
- 11 内視鏡スコープ
- 12 プロセッサ
- 13 光源装置

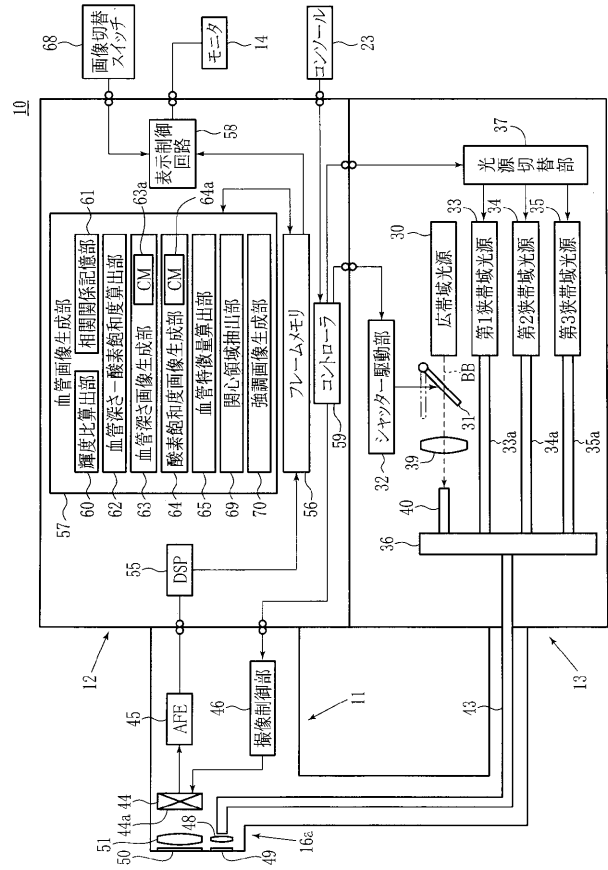
50

1 4	モニタ（画像表示手段）	
1 6	挿入部	
1 6 a	先端部	
1 7	操作部	
1 8	ユニバーサルコード	
1 9	湾曲部	
2 1	アングルノブ	
2 3	コンソール	
2 4	コネクタ	
3 0	広帯域光源	10
3 1	シャッタ	
3 2	シャッタ駆動部	
3 3	第 1 狭帯域光源	
3 3 a	第 1 狭帯域用光ファイバ	
3 4	第 2 狭帯域光源	
3 4 a	第 2 狭帯域用光ファイバ	
3 5	第 3 狭帯域光源	
3 5 a	第 3 狭帯域用光ファイバ	
3 6	カブラ	
3 7	光源切替部	20
3 9	集光レンズ	
4 0	広帯域用光ファイバ	
4 3	光ガイド	
4 4	撮像素子（CCD）	
4 4 a	撮像面	
4 5	A F E（Analog Front End）	
4 6	撮像制御部	
4 8	照射レンズ	
4 9	照射窓	
5 0	観察窓	30
5 1	集光レンズ	
5 5	D S P	
5 6	フレームメモリ	
5 7	血管画像生成部（画像生成手段）	
5 8	表示制御回路	
5 9	コントローラ	
6 0	輝度比算出部	
6 1	相関関係記憶部	
6 2	血管深さ - 酸素飽和度算出部	
6 3	血管深さ画像生成部	40
6 3 a、6 4 a	カラーマップ（Color Map）	
6 4	酸素飽和度画像生成部	
6 5	血管特徴量算出部	
6 8	画像切替スイッチ	
6 9	関心領域抽出部	
7 0	強調画像生成部	
7 2	強調広帯域画像	
7 3	血管深さ画像	
7 4	酸素飽和度画像	
7 5、7 6、7 7、8 0、8 1、8 2、9 0、9 1、9 2	血管画像	50

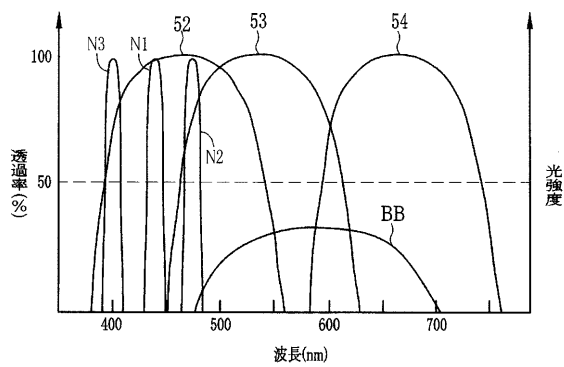
【 図 1 】



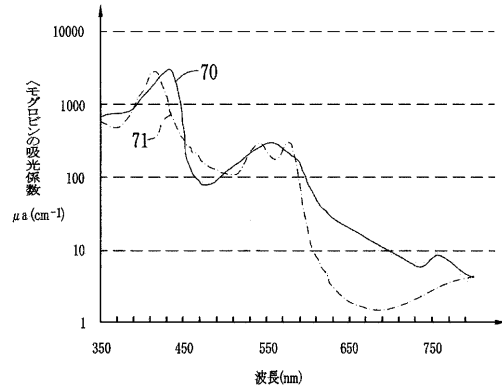
【 図 2 】



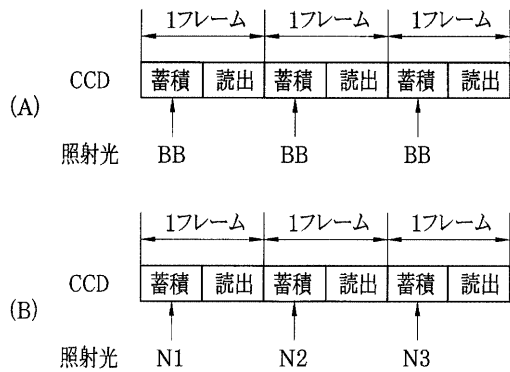
【 図 3 】



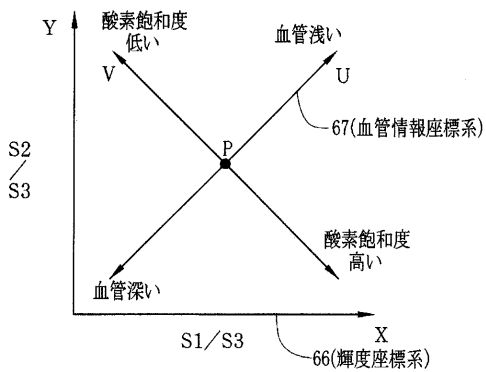
【 図 5 】



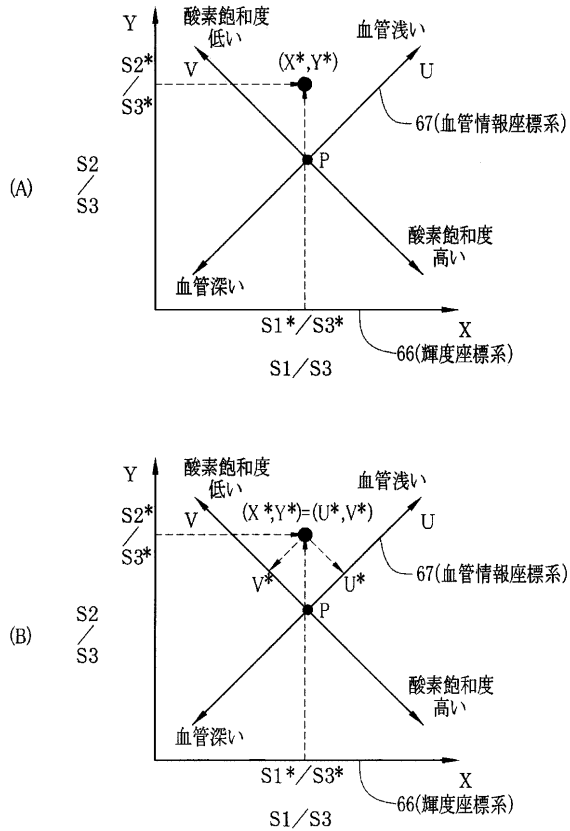
【 図 4 】



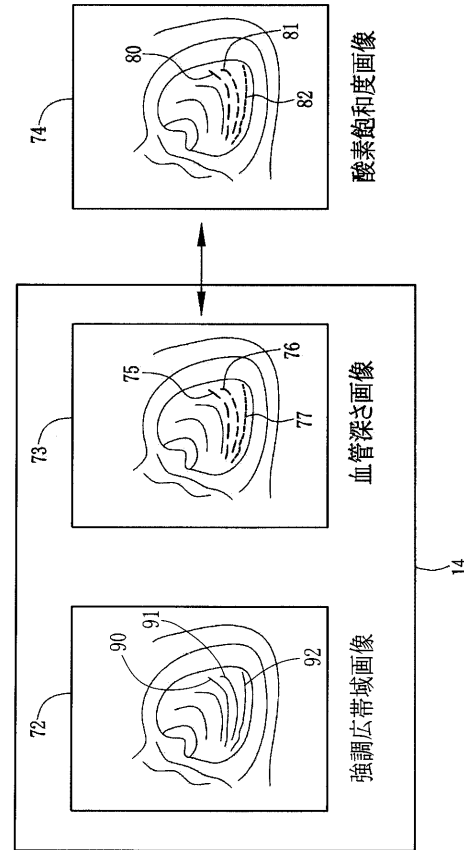
【 図 6 】



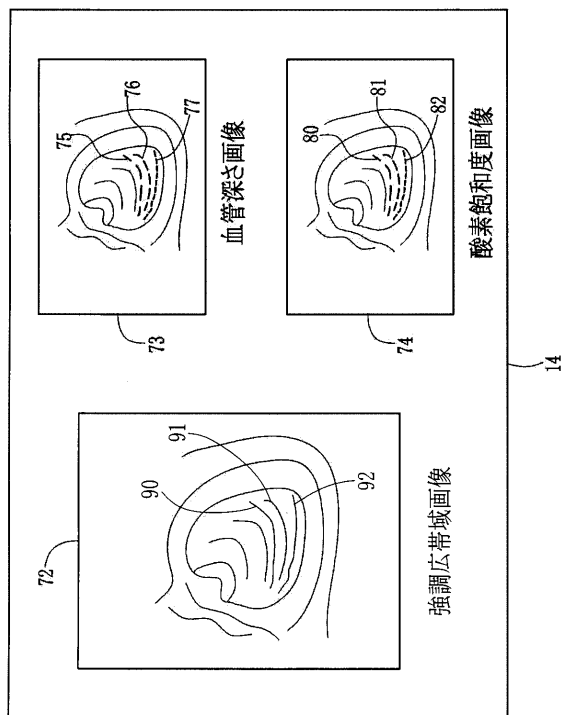
【図 7】



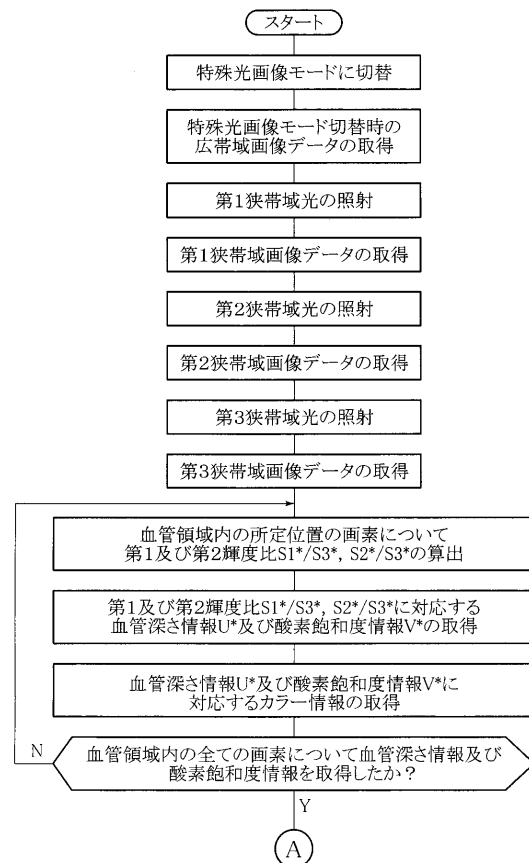
【図 8】



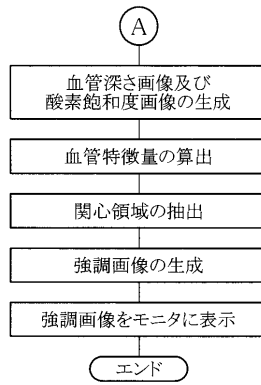
【図 9】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011217798A	公开(公告)日	2011-11-04
申请号	JP2010087061	申请日	2010-04-05
[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		
[标]发明人	峯 苦靖浩		
发明人	峯 苦 靖浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/1459 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/3137 A61B5/0084 A61B5/0086 A61B5/14551 G06T7/0012 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.E A61B1/04.370 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/RR04 4C061/RR26 4C061/WW02 4C061/WW08 4C061/WW10 4C061/WW15 4C061/WW17 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW17		
其他公开文献	JP5395725B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，其包括血管特征量计算装置和氧饱和度计算装置，因此，结合血管特征量和氧饱和度信息，能够解决以下问题：在进行诊断时感兴趣的感兴趣区域没有被选择性地增强和抑制。
 解决方案：电子内窥镜系统包括：光源装置，用于顺序照射不同波段的光；电子内窥镜，用于依次输出相应的图像数据；血管特征量计算装置，用于计算多个相应的血管特征量图像数据，包含血管深度，血管直径，血管密度，血管分支点密度和荧光剂分布中的至少一种；氧饱和度计算装置，用于计算血管中氧饱和度的信息；用于产生参考图像的图像产生装置；感兴趣区域提取装置，用于提取感兴趣区域，该感兴趣区域包含与指定关于血管特征量和氧饱和度水平的信息相对应的血管特征量和氧饱和度水平；增强图像产生装置，用于产生增强图像，其中感兴趣区域得到增强；以及显示增强的图像显示装置图片。

