

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-194182

(P2011-194182A)

(43) 公開日 平成23年10月6日(2011.10.6)

(51) Int.Cl.	F I	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 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-67453 (P2010-67453)
(22) 出願日 平成22年3月24日 (2010. 3. 24)

(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 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(72) 発明者 齋藤 孝明
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 CC06 DD03 HH51 HH52 LL02
NN01 NN05 QQ07 RR03 RR26
WW08
4C161 CC06 DD03 HH51 HH52 LL02
NN01 NN05 QQ07 RR03 RR26
WW08

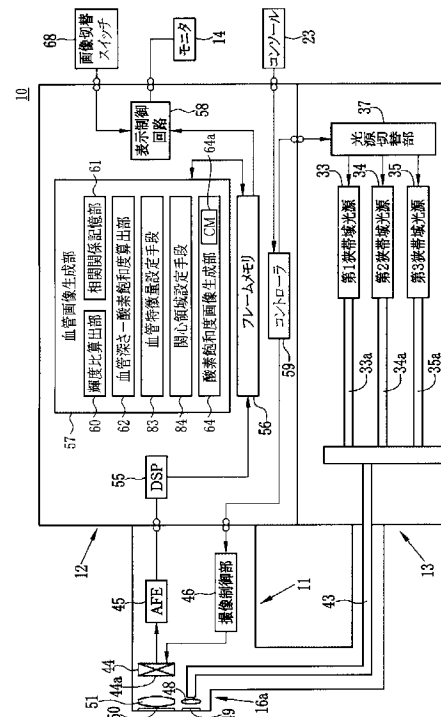
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】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とともに、観察者が診断上関心のある特徴的な血管部分の酸素飽和度を選択的に表示することができる電子内視鏡システムを提供する。

【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、被写体組織に順次照射される光の反射光を受光して、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、画像データから、血管の太さ、血管の密度、および血管の分岐点の密度の少なくとも1つを含む、血管特徴量を算出する血管特徴量設定手段と、血管特徴量に基づいて関心領域を設定する関心領域設定手段と、画像データから、血管中の酸素飽和度の分布を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成手段と、酸素飽和度画像について関心領域を強調して疑似カラー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、

前記電子内視鏡から出力される波長帯域の異なる光に対応する画像データから、前記血管の太さ、前記血管の密度、および前記血管の分岐点の密度の少なくとも 1 つを含む、前記血管に関する血管特徴量を算出する血管特徴量設定手段と、

前記血管特徴量設定手段により算出された血管特徴量に基づいて、前記電子内視鏡により撮像される画像内における関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記各々の画像の画像データから、前記血管中の酸素飽和度の分布を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成された酸素飽和度画像を、前記関心領域設定手段により設定された関心領域を強調して疑似カラー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】

前記血管特徴量設定手段は、前記血管特徴量として、前記血管の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 3】

前記関心領域設定手段は、前記関心領域として、所定の太さの血管の領域を設定するの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。

20

【請求項 4】

前記関心領域設定手段は、前記関心領域として、10～50nmの太さの微細血管の領域を設定するのであることを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記血管特徴量設定手段は、前記血管特徴量として、前記血管の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 6】

前記関心領域設定手段は、前記関心領域として、前記血管の密度が所定の閾値よりも高い領域を設定するのであることを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記血管特徴量設定手段は、前記血管特徴量として、前記血管の分岐点の密度を算出する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 8】

前記関心領域設定手段は、前記関心領域として、前記血管の分岐点の密度が所定の閾値よりも高い領域を設定するのであることを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

40

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

50

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。

【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。

10

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。

【0004】

例えば、特許文献1では、カラー画像（通常画像）、酸素飽和度画像およびICG蛍光による血管走行画像のそれぞれにおいて、専用の波長領域に対応するフィルタを備えることで、各種画像を切り替えて表示でき、例えば血液の情報を含む特殊画像と一般的な可視領域の画像とを比較することを可能としている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許2660009号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

近年では、一般的な可視領域の画像と酸素飽和度等の血液の情報を含む特殊画像との両方を同時に把握しながら診断を行うのはもちろん、更に、観察者が、診断上関心のある特徴的な血管部分の酸素飽和度を選択的に表示し、診断等を行いたいという要望がある。しかしながら、観察者が診断上関心のある部分を選択的に表示することは行われてこなかった。

30

【0007】

例えば、特許文献1のように、専用の波長領域に対応するフィルタを備え、それらを切り替えることで、カラー画像、酸素飽和度画像、ICG蛍光による血管走行画像、それぞれについては、単独で画像を取得はできるものの、診断上関心のある特徴的な血管部分の酸素飽和度を選択的に表示できる構成とはなっていない。

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、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とともに、観察者が診断上関心のある特徴的な血管部分の酸素飽和度を選択的に表示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。

40

【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、前記電子内視鏡から出力される波長帯域の異なる光に対応する画像データから、前記血管の太さ、前記血管の密度、および前記血管の分岐点の密度の少なくとも1つを含む、前記血管に関する血管特徴量を算出する血管特徴量設定手段と、前記血管特徴量設定手段により算出

50

された血管特徴量に基づいて、前記電子内視鏡により撮像される画像内における関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記各々の画像の画像データから、前記血管中の酸素飽和度の分布を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段により生成された酸素飽和度画像を、前記関心領域設定手段により設定された関心領域を強調して疑似カラー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ものである。

【0010】

前記血管特徴量設定手段は、前記血管特徴量として、前記血管の太さを算出するものであることが好ましく、前記関心領域設定手段は、前記関心領域として、所定の太さの血管の領域を設定するものであること、特に、10～50nmの太さの微細血管の領域を設定するものであることが好ましい。

10

【0011】

さらに、前記血管特徴量設定手段は、前記血管特徴量として、前記血管の密度を算出するものであることが好ましく、前記関心領域設定手段は、前記関心領域として、前記血管の密度が所定の閾値よりも高い領域を設定するものであることが好ましい。

【0012】

また、前記血管特徴量設定手段は、前記血管特徴量として、前記血管の分岐点の密度を算出するものであることが好ましく、前記関心領域設定手段は、前記関心領域として、前記血管の分岐点の密度が所定の閾値よりも高い領域を設定するものであることが好ましい。

20

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、血管の特徴量設定手段と、酸素飽和度設定手段の両方を有することで、診断上関心のある特徴的な血管部分の酸素飽和度を選択的に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の第1実施形態の電子内視鏡システムの外觀図である。

【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】本発明におけるCCDの撮像動作を説明する説明図である。

【図4】ヘモグロビンの吸収係数を示すグラフである。

30

【図5】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6】(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7】強調酸素飽和度画像と第1狭帯域画像又は酸素飽和度画像のいずれか一方とが同時に表示されるモニタの画像図である。

【図8】強調酸素飽和度画像、第1狭帯域画像および酸素飽和度画像の全てが同時表示されるモニタの画像図である。

【図9】血管深さ - 酸素飽和度情報を算出する手順、関心領域を設定する手順、ならびにそれら情報を反映した酸素飽和度画像および強調酸素飽和度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。

40

【図10】血管深さ - 酸素飽和度情報を算出する手順、関心領域を設定する手順、ならびにそれら情報を反映した酸素飽和度画像および強調酸素飽和度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】

【0015】

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

50

、体腔内の画像を表示するモニタ１４（画像表示手段）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。

【００１６】

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。

10

【００１７】

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。

【００１８】

図２に示すように、光源装置１３は、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。

【００１９】

第１～第３狭帯域光源３３～３５はレーザーダイオードなどであり、第１狭帯域光源３３は、波長が $440 \pm 10 \text{ nm}$ 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、第２狭帯域光源３４は波長が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 473 nm に制限された狭帯域の光（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 $400 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 405 nm に制限された狭帯域の光（以下「第３狭帯域光 $N3$ 」とする）を発生する。第１～第３狭帯域光源３３～３５はそれぞれ第１～第３狭帯域用光ファイバ３３ａ～３５ａ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 $N1 \sim N3$ は第１～第３狭帯域用光ファイバ３３ａ～３５ａに入射する。

20

【００２０】

カプラー３６は、電子内視鏡内のライトガイド４３と、第１～第３狭帯域用光ファイバ３３ａ～３５ａとを連結する。これにより、第１～第３狭帯域光 $N1 \sim N3$ は、第１～第３狭帯域用光ファイバ３３ａ～３５ａを介して、ライトガイド４３に入射することが可能となる。

30

【００２１】

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３狭帯域光源３３～３５をＯＮ（点灯）またはＯＦＦ（消灯）に切り替える。第１実施形態では、第１～第３狭帯域光源３３～３５が順次ＯＮに切り替えられて第１～第３狭帯域光 $N1 \sim N3$ を用いた撮像が行なわれる。

【００２２】

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。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。

40

【００２３】

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

50

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 3 6 に挿入されており、出射端が先端部 1 6 a に設けられた照射レンズ 4 8 に向けられている。光源装置 1 3 で発せられた光は、ライトガイド 4 3 により導光された後、照射レンズ 4 8 に向けて出射する。照射レンズ 4 8 に入射した光は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた照明窓 4 9 を通して、体腔内に照射される。体腔内で反射した第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた観察窓 5 0 を通して、集光レンズ 5 1 に入射する。

【 0 0 2 4 】

C C D 4 4 は、集光レンズ 5 1 からの光を撮像面 4 4 a 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、A F E 4 5 に送られる。

C C D 4 4 には、第 1 狭帯域光 N 1 ~ 第 3 狭帯域信号 N 3 が入射することで、第 1 狭帯域撮像信号 ~ 第 3 狭帯域信号が得られる。

【 0 0 2 5 】

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 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

図 3 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。

【 0 0 2 8 】

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 (D i g i t a l S i g n a l P r o c e s s o r)) と、フレームメモリ 5 6 と、血管画像生成部 5 7 (画像生成手段) 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、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、D S P 5 5 で作成された広第 1 ~ 第 3 狭帯域画像データを記憶する。

【 0 0 2 9 】

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、酸素飽和度画像生成部 6 4 と、血管特徴量設定手段 8 3 と、関心領域設定手段 8 4 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 狭帯域画像データの画素の輝度値を、 S_2 は第

10

20

30

40

50

2 狭帯域画像データの画素の輝度値を、S 3 は第 3 狭帯域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。

【0030】

相関関係記憶部 61 は、第 1 及び第 2 輝度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ 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 4 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 4 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 $I0 \exp(-\mu_a \times x)$ の式の係数である。ここで、 $I0$ 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。

10

【0031】

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 μ_a) を示す等吸収点 (図 4 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 μ_a が変わるので、輝度値が変化する。

20

【0032】

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 445 nm と 405 nm 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 $N1 \sim N3$ には、中心波長が 450 nm 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。

【0033】

相関関係記憶部 61 は、図 5 に示すように、第 1 及び第 2 輝度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ 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 $S1/S3$ を、Y 軸は第 2 輝度比 $S2/S3$ 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。

30

40

【0034】

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 4 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。

50

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。

【0035】

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 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ 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 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ のうち、血管領域内の所定画素についての第1輝度比を $S1^*/S3^*$ とし、第2輝度比を $S2^*/S3^*$ とする。

10

【0036】

血管深さ - 酸素飽和度算出部62は、図6(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 $S1^*/S3^*$ 、 $S2^*/S3^*$ 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6(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。

【0037】

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、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64は、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、このカラー情報を第1狭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、フレームメモリ56に記憶される。

20

【0038】

血管特徴量設定手段83は、前記第1～3狭帯域画像データにおいて、強調したい血管に関する特徴量(血管特徴量)を設定する。本実施形態では、前記第1狭帯域画像データにおいて、前記血管特徴量を血管の太さとし、太さ10～20 μ m程度の微細血管を設定する。

30

また、後述するが、血管特徴量として、前記血管の太さの他に血管の密度や血管の分岐点の密度等を設定してもよい。

【0039】

関心領域設定手段84は、前記血管特徴量設定手段83によって設定された血管特徴量に基づき、前記第1狭帯域画像において関心領域を設定する。

関心領域は本実施形態の場合、電子内視鏡11により撮像される画像内において、血管特徴量に関して強調表示される血管の領域である。本実施形態では、前記血管特徴量として設定された太さ10～20 μ m程度の血管を関心領域に設定する。

40

まず始めに、前記フレームメモリ56に記憶された前記第1狭帯域画像データを取得し、次に、前記第1狭帯域画像データにおいて、太さ10～20 μ m程度の微細血管を抽出する。太さ10～20 μ m程度の血管の抽出は、この太さに対応する周波数成分の信号を取出して、強調することで行う。

【0040】

特定の周波数成分の信号は、例えば、2次元フィルタを用いることで取り出すことができる。

前記2次元フィルタを作成するためには、まず、内視鏡先端16aと被写体間の距離・拡大倍率を想定して、前記微細血管の太さ(10～20 μ m)に対応する前記画像上の周波数を求める。次に、その周波数帯域のみ強調するようなフィルタを周波数空間で設計し

50

て、それを実空間に対応するようフーリエ変換する。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。

こうして作成された前記 2 次元フィルタを前記第 1 狭帯域画像データに適用することで、太さ $10 \sim 20 \mu\text{m}$ 程度の微細血管を抽出できる。

そして、微細血管が抽出された画像データを関心領域設定画像データとして前記フレームメモリ 56 に記憶する。

【0041】

前記酸素飽和度画像生成部 64 は、前記カラーマップ 64 a および前記酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報を前記関心領域設定画像データに反映させることにより、関心領域を強調表示した強調酸素飽和度画像データを生成する。生成された強調酸素飽和度画像データは、フレームメモリ 56 に記憶される。

【0042】

また、前記カラー情報は、前記関心領域近傍で彩度が高くなるように設定されていることが好ましく、観察者が、モニタ 14 において表示された前記強調酸素飽和度画像を確認しつつ、設定することができるよう、画像切替スイッチ 68 において、カラー表示変更手段を備えていてもよい。

【0043】

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 7 に示すように、モニタ 14 の一方の側に強調酸素飽和度画像 74 を表示させ、他方の側に、画像切替スイッチ 68 (図 2 参照) により選択された第 1 狭帯域画像 72 または酸素飽和度画像 73 のいずれかを表示させるようにしてもよい。図 7、図 8 の酸素飽和度画像 73 および強調酸素飽和度画像 74 では、酸素飽和度が高いほど彩度が高く設定され、例えば、血管画像 75 は低酸素飽和度を示すシアンで、血管画像 76 は中酸素飽和度を示すマゼンダで、血管画像 77 は高酸素飽和度を示すイエローで表されている。

【0044】

図 7 に対して、図 8 に示すように、強調酸素飽和度画像 74 及び酸素飽和度画像 73 の両方を同時に表示するようにしてもよい。

【0045】

次に、血管深さ - 酸素飽和度情報を算出する手順と、当該酸素飽和度情報を反映した酸素飽和度画像および強調酸素飽和度画像を生成する手順とを、図 9 に示すフローチャートを用いて説明する。

【0046】

まず、コンソール 23 の操作により、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。この第 1 狭帯域画像データをベースとして、酸素飽和度画像および強調酸素飽和度画像が生成される。

【0047】

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。

【0048】

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

10

20

30

40

50

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。

【0049】

フレームメモリ 56 に第 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

【0050】

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。

【0051】

血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求められると、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 64a 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

【0052】

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、酸素飽和度情報 V^* を求めるとともに、その酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報を特定し、前記 RAM に記憶する。

【0053】

次に、コンソールからの指示により、血管特徴量設定手段 83 において血管特徴量が設定される。

前記血管特徴量が設定されると、関心領域設定手段 84 は、前記フレームメモリ 56 から第 1 狭帯域画像データを読み出し、この第 1 狭帯域画像データに対して前記血管特徴量に基づいて関心領域を設定する。

30

前記関心領域設定手段 84 は、関心領域を設定することで前記第 1 狭帯域画像において前記関心領域を強調して表示する、関心領域設定画像データを生成する。生成された関心領域設定画像データは、再度フレームメモリに記憶される。

【0054】

そして、血管領域内の全ての画素について酸素飽和度情報とその情報に対応するカラー情報が得られ、関心領域設定画像データが記憶されると、酸素飽和度画像生成部 64 は、フレームメモリ 56 から第 1 狭帯域画像データおよび関心領域設定画像データを読み出し、この第 1 狭帯域画像データおよび関心領域設定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、酸素飽和度画像データおよび強調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および強調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。

40

【0055】

そして、表示制御回路 58 は、フレームメモリ 56 から第 1 狭帯域画像データ、酸素飽和度画像データ、及び強調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 7 または図 8 に示すような第 1 狭帯域画像 72、酸素飽和度画像 73 および強調酸素飽和度画像 74 をモニタ 14 に表示する。図 8 に示すモニタ 14 では、強調酸素飽和度画像 74 と、第 1 狭帯域画像 72、または酸素飽和度画像 73 の一方が同時に並列表示され、図 8 に示すモニタ 14 では、第 1 狭帯域画像 72、酸素飽和度画像 73 および強調酸素飽和度画像 74 の 3 つの画像が同時に並列表示される。

50

【 0 0 5 6 】

以上のとおり、本発明は、血管の特徴量設定手段と、酸素飽和度設定手段の両方を有することで、診断上関心のある特徴的な血管部分の酸素飽和度を選択的に表示することができる。

以上が本発明における第 1 実施形態である。

【 0 0 5 7 】

本発明の第 2 実施形態における電子内視鏡システムは、血管特徴量設定手段 8 3 および関心領域設定手段 8 4 以外については、第 1 実施形態の電子内視鏡システム 1 0 と同様であるため、図示及び説明を省略する。

【 0 0 5 8 】

本発明の第 2 実施形態は、前記血管特徴量設定手段 8 3 が、前記撮像された画像において、前記血管特徴量を、血管密度としたものである。

【 0 0 5 9 】

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、関心領域設定手段 8 4 は、血管密度に基づき、関心領域が設定される。

【 0 0 6 0 】

まず始めに、前記フレームメモリ 5 6 に記憶された前記第 1 狭帯域画像データを取得し、次に、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。

【 0 0 6 1 】

関心領域設定手段 8 4 において、上記方法によって 2 値化された 2 値化画像は、画素ごとに、血管高密度領域であるか否かを判定される。血管高密度領域は、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、その画素を血管高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。

【 0 0 6 2 】

こうして作成された血管高密度領域のデータを前記第 1 狭帯域画像データに適用することで、血管高密度領域を抽出できる。

【 0 0 6 3 】

そして、血管高密度領域が抽出された画像データを関心領域設定画像データとして前記フレームメモリ 5 6 に記憶する。

これ以降は、第 1 実施形態の電子内視鏡システム 1 0 と同様である。

【 0 0 6 4 】

本発明の第 3 実施形態における電子内視鏡システムは、血管特徴量設定手段 8 3 および関心領域設定手段 8 4 以外については、第 1 実施形態の電子内視鏡システム 1 0 と同様であるため、図示及び説明を省略する。

【 0 0 6 5 】

本発明の第 3 実施形態は、前記血管特徴量設定手段 8 3 が、前記撮像された画像において、前記血管特徴量を、血管分岐点密度としたものである。

【 0 0 6 6 】

本実施形態では、血管分岐密度が前記血管特徴量に設定されているため、関心領域設定手段 8 4 は、血管分岐密度に基づき、関心領域が設定される。

【 0 0 6 7 】

まず始めに、前記フレームメモリ 5 6 に記憶された前記第 1 狭帯域画像データを取得し、次に、前記第 1 狭帯域画像データから血管分岐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 2 の実施形態と同様に第 1 狭帯域画像を 2 値化し、2 値化された第 1 狭帯域画像に対して、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

10

20

30

40

50

画像との差分が一定の閾値以下の点を探索する。

【 0 0 6 8 】

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 2 の実施形態と同様の方法で、さらに分岐点が高密度で集積している領域を抽出する。

【 0 0 6 9 】

こうして作成された血管分岐高密度領域のデータを前記第 1 狭帯域画像データに適用することで、血管分岐高密度領域を抽出できる。

【 0 0 7 0 】

そして、血管分岐高密度領域が抽出された画像データを関心領域設定画像データとして前記フレームメモリ 5 6 に記憶する。

10

これ以降は、第 1 実施形態の電子内視鏡システム 1 0 と同様である。

【 0 0 7 1 】

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 7 2 】

1 0 電子内視鏡システム

1 1 内視鏡スコープ

20

1 2 プロセッサ

1 3 光源装置

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

30

2 4 コネクタ

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 7 光源切替部

4 3 光ガイド

4 4 撮像素子（CCD）

40

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

5 1 集光レンズ

5 5 D S P

5 6 フレームメモリ

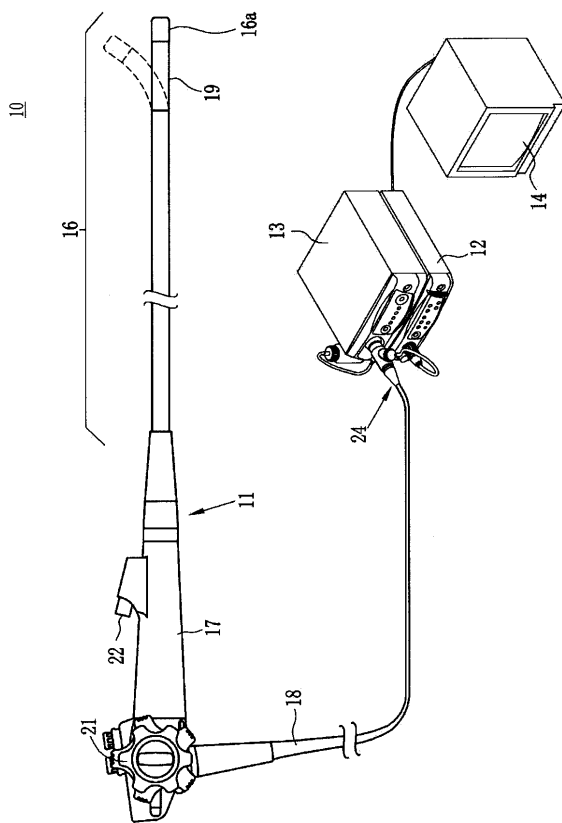
5 7 血管画像生成部（画像生成手段）

50

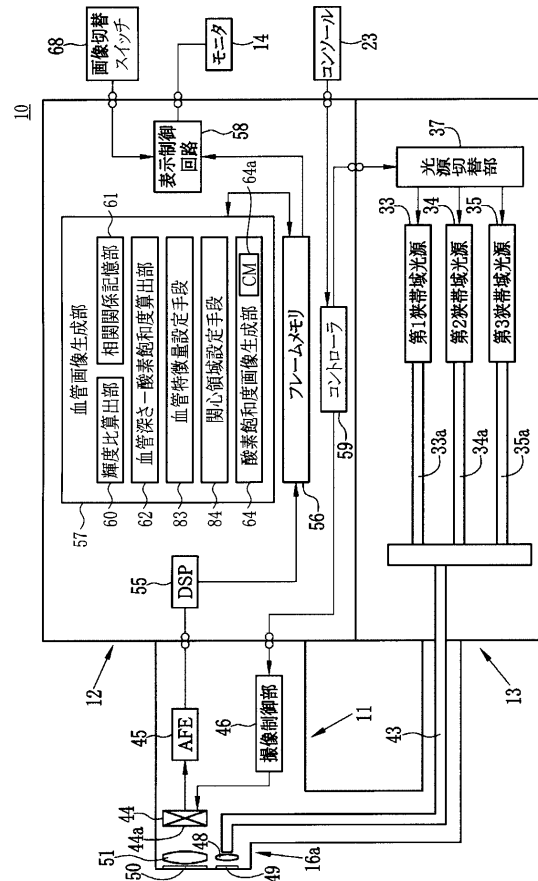
- 58 表示制御回路
- 59 コントローラ
- 60 輝度比算出部
- 61 相関関係記憶部
- 62 血管深さ - 酸素飽和度算出部
- 64 酸素飽和度画像生成部
- 64a Color Map
- 68 画像切替スイッチ
- 72 第1狭帯域画像
- 73 酸素飽和度画像
- 74 強調酸素飽和度画像
- 75、76、77、80、81、82 血管画像
- 83 血管特徴量設定手段
- 84 関心領域設定手段

10

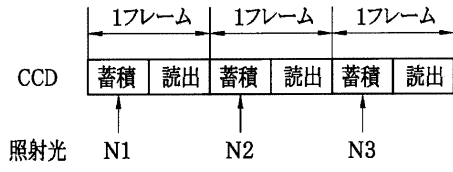
【図1】



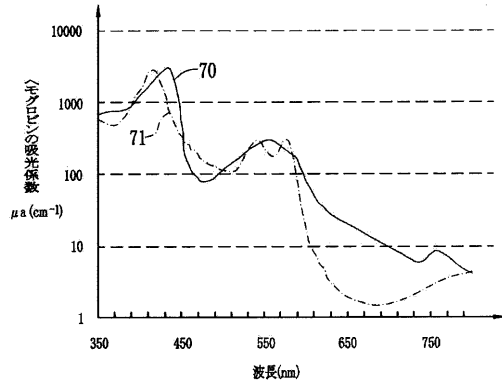
【図2】



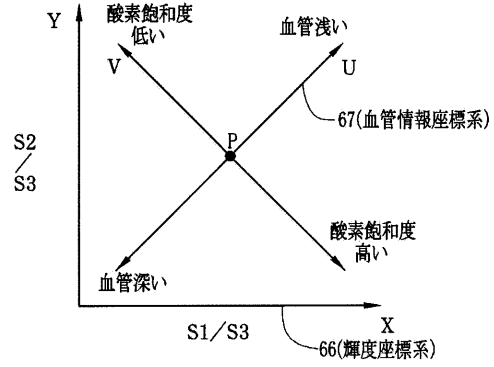
【図3】



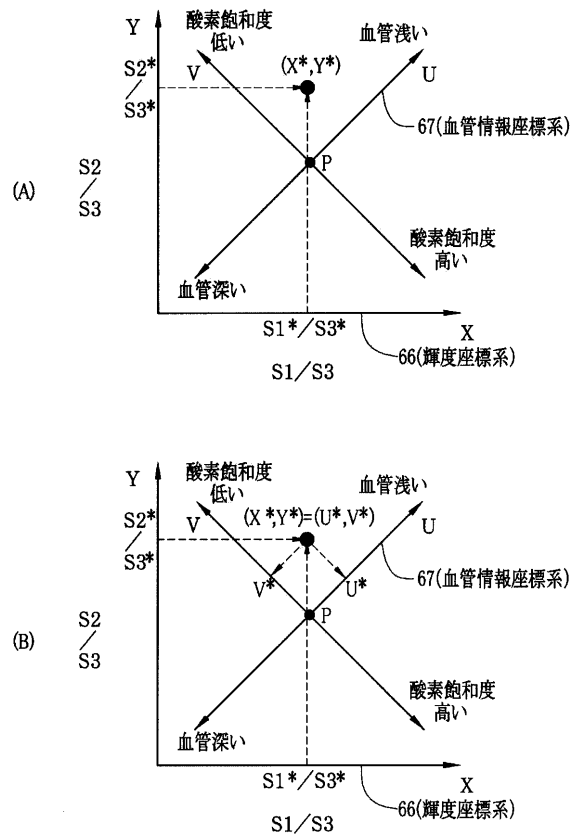
【図4】



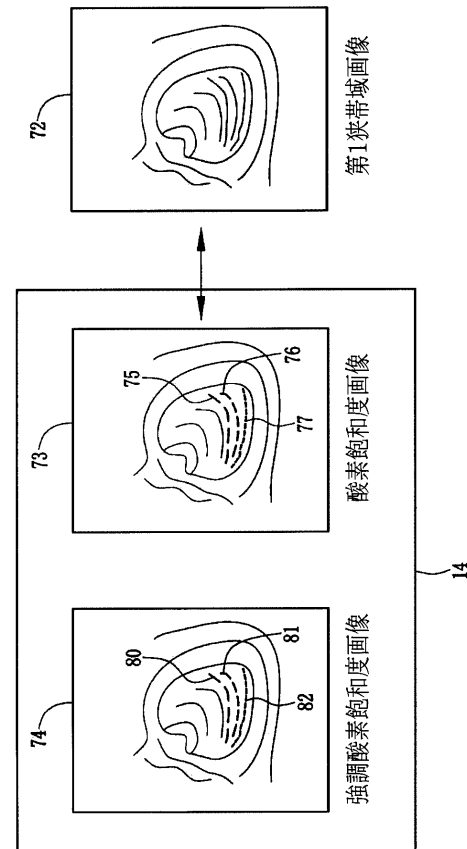
【図5】



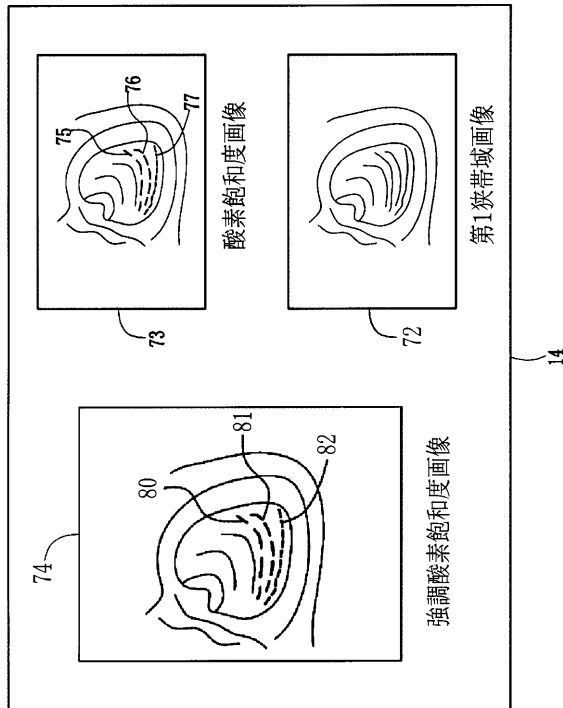
【図6】



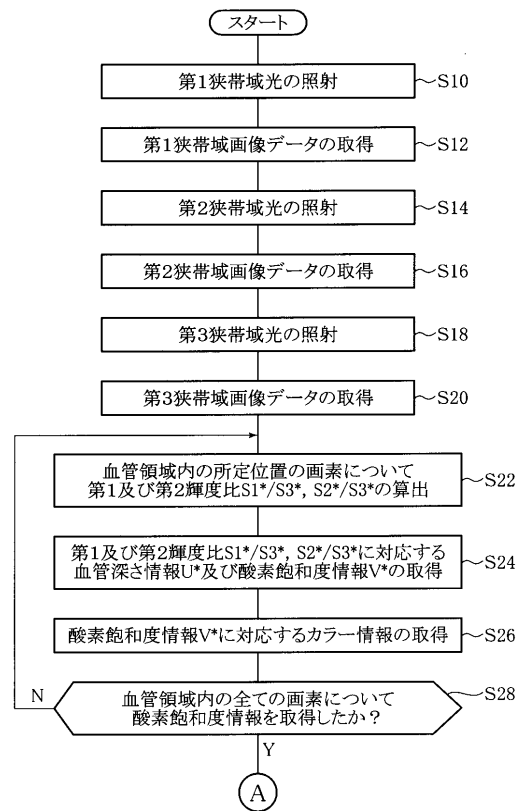
【図7】



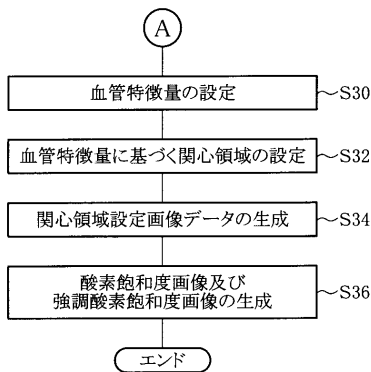
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011194182A	公开(公告)日	2011-10-06
申请号	JP2010067453	申请日	2010-03-24
[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	齋藤孝明		
发明人	齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/1459 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/0005 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B5/0084 A61B5/02007 A61B5/14551 A61B5/489 A61B5/7425 A61B5/7485 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30101 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.616 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ07 4C061/RR03 4C061/RR26 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/WW08		
其他公开文献	JP5438571B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种电子内窥镜系统，包括：光源装置，用于依次发射具有不同波段的多种光；电子内窥镜，用于将与所述多种光相对应的所获取图像的图像数据输出到包含血管的受试者组织中用于根据图像数据设置血管特征量的设置器，用于基于该量设置所获取的图像中的感兴趣区域的设置器，用于产生表示氧饱和度水平的分布的第一氧饱和度图像的图像产生器。来自图像数据的血管和用于以模拟颜色显示第二氧饱和度图像的图像显示器，其中选择性地增强感兴趣区域内的氧饱和度水平。

