

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5389612号
(P5389612)

(45) 発行日 平成26年1月15日 (2014. 1. 15)

(24) 登録日 平成25年10月18日 (2013. 10. 18)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 7/18 (2006.01)

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 11 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-255160 (P2009-255160)
 (22) 出願日 平成21年11月6日 (2009. 11. 6)
 (65) 公開番号 特開2011-98088 (P2011-98088A)
 (43) 公開日 平成23年5月19日 (2011. 5. 19)
 審査請求日 平成24年5月25日 (2012. 5. 25)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 峯舌 靖浩
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 増淵 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 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】

体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を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電子内視鏡と、
 前記撮像信号に含まれる、波長領域が青色領域から赤色領域に及ぶ白色の広帯域光に対応する広帯域信号と、特定の波長領域に制限された狭帯域光に対応する狭帯域信号とを取得する信号取得手段と、

前記広帯域信号に基づいて生成される広帯域画像に対して画像処理を施す画像処理手段であり、前記狭帯域信号に基づいて、前記広帯域画像内における特定の深さにある血管領域を特定し、特定された前記血管領域又はそれ以外の領域に対して、画像処理を施す画像処理手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像処理手段は、前記広帯域画像内において、前記血管領域の視認性を抑制する抑制処理を施す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】

前記画像処理手段は、前記広帯域画像内において、前記血管領域以外の視認性を抑制する抑制処理を施す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 4】

前記抑制処理はコントラストを低下させる処理であることを特徴とする請求項 2 または

3 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記特定の深さにある血管領域は表層の血管領域であることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記照射手段は、前記広帯域光と前記狭帯域光の同時照射が可能であり、

前記信号取得手段は、前記広帯域光と前記狭帯域光とを同時照射して得られた撮像信号を、広帯域信号と狭帯域信号とに分離することを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照射手段は、前記広帯域光と前記狭帯域光の順次選択的な照射が可能であり、

前記信号取得手段は、前記広帯域光の照射時に広帯域信号を取得し、前記狭帯域光の照射時に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 5 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記画像処理手段は、前記広帯域画像内の血管領域について、前記狭帯域信号及び前記広帯域信号間の輝度比を求め、求めた輝度比に基づいて前記血管領域の深さを特定することを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記広帯域画像を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射して、前記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、前記照明光が被写体組織で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、波長領域が青色領域から赤色領域に及ぶ白色の広帯域光に対応する広帯域信号と、特定の波長領域に制限された狭帯域光に対応する狭帯域信号とを取得する信号取得手段と、

前記広帯域信号に基づいて生成される広帯域画像に対して画像処理を施す画像処理手段であり、前記狭帯域信号に基づいて、前記広帯域画像内における特定の深さにある血管領域を特定し、特定された前記血管領域又はそれ以外の領域に対して、画像処理を施す画像処理手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡用のプロセッサ装置。

【請求項 11】

照明手段が、照明光を発するステップと、

撮像素子が、体腔内の血管を含む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得るステップと、

信号取得手段が、前記撮像信号に含まれる、波長領域が青色領域から赤色領域に及ぶ広帯域光に対応する広帯域信号と、特定の波長領域に制限された狭帯域光に対応する狭帯域信号とを取得するステップと、

画像処理手段が、前記広帯域信号に基づいて生成される広帯域画像に対して画像処理を施すステップであり、前記狭帯域信号に基づいて、前記広帯域画像内における特定の深さにある血管領域を特定し、特定された前記血管領域又はそれ以外の領域に対して、画像処理を施す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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内の観察に用いられる電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、及び電子内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

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。

【０００３】

10

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。白色の広帯域光の照射によって得られる撮像画像（以下、広帯域画像という）からは、被写体組織表層の粘膜の状態、組織内の血管、陥没や隆起などの粘膜表面の形状、ポリープの有無といった被写体組織の全体的な様子を把握することができる。

【０００４】

また、こうした広帯域画像の観察の他に、例えば、特許文献１に記載されている内視鏡システムのように、波長を特定領域に制限した狭帯域光を照射する狭帯域光源を用いた特殊光観察も行われている。光は波長が長いほど、即ちＢ（青）色、Ｇ（緑）色の順に、入射した被写体組織内における深達度が高くなる特性がある。特許文献１の内視鏡システムでは、こうした光の特性を利用して、表層、深層といった特定の深さにある血管が強調された狭帯域画像を生成している。例えば、深達度が低いＢ色の狭帯域光を照射することにより、表層の血管が強調された狭帯域画像が生成され、Ｂ色よりも深達度が高いＧ色の狭帯域光を照射することにより、表層よりも深層の血管が強調された狭帯域画像が生成される。こうした狭帯域画像によれば、広帯域画像と比べて、特定の深さの血管を明瞭に観察することが可能となる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特許３５５９７５５号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

しかしながら、特許文献１の狭帯域画像は、血管が強調される反面、単色の狭帯域光を使用したモノクロ画像であるので、広帯域画像に比べて、粘膜の状態、粘膜表面の形状、ポリープの有無といった血管以外の部分についての視認性は著しく低下する。そのため、血管とそれ以外の部分の両方を同時に観察する場合には、狭帯域画像と広帯域画像の両方を、モニタの画面に並列的に表示するという方法が取られる。しかし、この方法では、狭帯域画像と広帯域画像の２つの画像間で視点移動を行いながら、血管とそれ以外の部分を観察することになるため、両者の一覧性や対照性が悪いという問題がある。

40

【０００７】

また、診断の目的によっては、血管以外の部分が関心領域となる場合もあり、その場合は、血管が目立たない方が、血管以外の部分を観察しやすい。広帯域画像は、上記狭帯域画像と比べれば血管は目立たないが、広帯域画像内において血管とそれ以外の部分を比較すると、特に表層血管がそれ以外の部分と比較して目立つため、それが原因で表層血管以外の部分の観察に支障を来す場合があった。そのため、広帯域画像内において表層血管の視認性を相対的に抑制する対策が求められている。この問題の解決策としては、例えば、広帯域画像に対してパターン解析を行って、広帯域画像内の血管領域の位置を特定し、特定された位置にある血管領域のコントラストを低下させて血管領域の視認性を抑制する方法が考えられる。

50

【 0 0 0 8 】

しかし、広帯域画像には血管以外の情報が多く含まれており、広帯域画像に対してパターン解析などを行って血管領域を特定する方法では、血管以外の部分を血管として誤って判別する可能性が高く、精度が非常に悪い。

【 0 0 0 9 】

さらに、広帯域画像に対するパターン解析では、血管領域を特定できたとしても、表層血管とそれよりも深層の血管を区別するというように血管の深さを特定することはできない。そのため、例えば、表層血管についてのみコントラストを低下させることができず、深層の血管を含めてすべての血管のコントラストが抑制されてしまう。深層の血管は、表層血管に比べて目立たないので、深層の血管に対してコントラストを低下する必要性は低く、むしろ、深層の血管に対してコントラストを低下させると、深層の血管についての必要な情報が失われるおそれもあり、好ましくない。

10

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記背景に鑑みてなされたもので、電子内視鏡で得られる画像において、血管とそれ以外の部分の一覧性や対照性を損なうことなく、かつ、高い精度で、特定の深さの血管領域又はそれ以外の領域に対して画像処理をす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、及び電子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。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

20

上記目的を達成するために、本発明の電子内視鏡システムは、体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を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電子内視鏡と、前記撮像信号に含まれる、波長領域が青色領域から赤色領域に及ぶ白色の広帯域光に対応する広帯域信号と、特定の波長領域に制限された狭帯域光に対応する狭帯域信号とを取得する信号取得手段と、前記広帯域信号に基づいて生成される広帯域画像に対して画像処理を施す画像処理手段であり、前記狭帯域信号に基づいて、前記広帯域画像内における特定の深さにある血管領域を特定し、特定された前記血管領域又はそれ以外の領域に対して、画像処理を施す画像処理手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

30

前記画像処理手段は、例えば、前記広帯域画像内において、前記血管領域の視認性を抑制する抑制処理を施す。前記画像処理手段は、前記広帯域画像内において、前記血管領域以外の視認性を抑制する抑制処理を施す。前記抑制処理の一例としては、コントラストを低下させる処理がある。前記特定の深さにある血管領域を表層の血管領域とすることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

前記照射手段は、前記広帯域光と前記狭帯域光の同時照射が可能であり、前記信号取得手段は、前記広帯域光と前記狭帯域光とを同時照射して得られた撮像信号を、広帯域信号と狭帯域信号とに分離することが好ましい。前記照射手段は、前記広帯域光と前記狭帯域光の順次選択的な照射が可能であり、前記信号取得手段は、前記広帯域光の照射時に広帯域信号を取得し、前記狭帯域光の照射時に狭帯域信号を取得することが好ましい。

40

【 0 0 1 4 】

前記画像処理手段は、前記広帯域画像内の血管領域について、前記狭帯域信号及び前記広帯域信号間の輝度比を求め、求めた輝度比に基づいて前記血管領域の深さを特定することが好ましい。前記広帯域画像を表示する表示手段を備えることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

本発明の電子内視鏡用のプロセッサ装置は、体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射して、前記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、前記照明光が被写体組織で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、波長領域が青色領域から赤色領

50

域に及ぶ白色の広帯域光に対応する広帯域信号と、特定の波長領域に制限された狭帯域光に対応する狭帯域信号とを取得する信号取得手段と、前記広帯域信号に基づいて生成される広帯域画像に対して画像処理を施す画像処理手段であり、前記狭帯域信号に基づいて、前記広帯域画像内における特定の深さにある血管領域を特定し、特定された前記血管領域又はそれ以外の領域に対して、画像処理を施す画像処理手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

照明手段が、照明光を発するステップと、撮像素子が、体腔内の血管を含む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得るステップと、信号取得手段が、前記撮像信号に含まれる、波長領域が青色領域から赤色領域に及ぶ広帯域光に対応する広帯域信号と、特定の波長領域に制限された狭帯域光に対応する狭帯域信号とを取得するステップと、画像処理手段が、前記広帯域信号に基づいて生成される広帯域画像に対して画像処理を施すステップであり、前記狭帯域信号に基づいて、前記広帯域画像内における特定の深さにある血管領域を特定し、特定された前記血管領域又はそれ以外の領域に対して、画像処理を施すステップとを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、特定の波長領域に制限された狭帯域信号に基づいて、広帯域画像内における特定の深さの血管領域を特定するから、高い精度で、特定の深さの血管領域又はそれ以外の領域に対して画像処理をすることができる。さらに、白色の広帯域光に基づいて生成される広帯域画像に対して画像処理を施すから、血管とそれ以外の部分の一覧性や対照性を確保することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図 1】本発明の本実施形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【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ーの分光透過率を示すグラフである。

【図 4】(A) は通常モード時における CCD の撮像動作を、(B) は特殊モード時における CCD の撮像動作を説明する説明図である。

【図 5】輝度比と血管深さとの相関関係を示すグラフである。

【図 6】広帯域画像を表示するモニタの画像図である。

【図 7】第 1 血管領域のコントラストが抑制された広帯域画像を表示するモニタの画像図である。

【図 8】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図 9】第 1 血管領域以外のコントラストが抑制された広帯域画像を表示するモニタの画像図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

図 1 に示すように、本発明の本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。

【 0 0 2 0 】

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

10

20

30

40

50

れる。

【 0 0 2 1 】

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 2 】

図 2 に示すように、光源装置 1 3 は、広帯域光源 3 0 と、シャッター 3 1 と、シャッター駆動部 3 2 と、狭帯域光源 3 3 と、カプラー 3 6 とを備えている。広帯域光源 3 0 はキセノンランプなどであり、波長が青色領域から赤色領域（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 3 】

シャッター 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。シャッター駆動部 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ー 3 1 の駆動を制御する。

【 0 0 2 4 】

20

狭帯域光源 3 3 はレーザーダイオードなどであり、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光 N B を発生する。狭帯域光 N B は、後述するように、血管領域の深さに関する情報である血管深さを特定するためのものである。狭帯域光源 3 3 は狭帯域用光ファイバ 3 3 a に接続されており、この狭帯域用光ファイバ 3 3 a に狭帯域光源 3 3 で発せられた光が入射する。また、狭帯域光源 3 3 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、狭帯域光源 3 3 を O N （点灯）または O F F （消灯）に切り替える。なお、狭帯域光 N B の波長は 440 ± 10 n m に限らず、後述する C C D 4 4 の G 画素及び R 画素に感応しない波長であればよい（例えば 400 ± 10 n m ）。

【 0 0 2 5 】

30

カプラー 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 及び狭帯域用光ファイバ 3 3 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、狭帯域光 N B は、狭帯域用光ファイバ 3 3 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 6 】

本実施形態では、広帯域光 B B のみを照射して広帯域画像を得る通常モードに設定されている場合には、シャッター 3 1 が退避位置に位置し、狭帯域光源 3 3 が O F F に切り替えられている。また、広帯域画像内の血管領域に対して画像処理を施す特殊モードでは、広帯域光 B B 及び狭帯域光 N B の両方が照射される。特殊モードに設定されている場合には、シャッター 3 1 が退避位置に位置し、狭帯域光源 3 3 が O N に切り替えられている。

40

【 0 0 2 7 】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3 、 C C D 4 4 、アナログ処理回路 4 5 （ A F E : Analog Front End ） 、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 3 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。体腔内で反射した広帯域光 B B 及び狭帯域光 N B 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 8 】

50

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ーが設けられた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ーは、図３に示すような分光透過率５２，５３，５４を有している。波長領域が約４７０～７００ｎｍである広帯域光ＢＢのみがＣＣＤ４４に入射した場合には、Ｒ色、Ｇ色、Ｂ色のカラーフィルターは、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、通常モードにおいては、ＣＣＤ４４に広帯域光ＢＢのみが入射するので、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。

10

【００３０】

また、特殊モードにおいては、広帯域光ＢＢに加えて、波長領域が４４０±１０ｎｍである狭帯域光ＮＢがＣＣＤ４４に入射する。狭帯域光ＮＢはＢ色のカラーフィルターのみを透過することから、撮像信号Ｂには、広帯域光ＢＢのＢ成分の輝度値に加えて、狭帯域光ＮＢの輝度値を表す狭帯域撮像信号が追加される。ここで、広帯域光ＢＢ及び狭帯域光ＮＢが同時にＣＣＤ４４に入射する特殊モードにおいて、ＣＣＤ４４から出力される、撮像信号Ｒと、撮像信号Ｇと、広帯域光ＢＢのＢ成分の輝度値及び狭帯域光ＮＢによる輝度値が合成された撮像信号Ｂとからなる撮像信号を、合成撮像信号と呼ぶ。

20

【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。

【００３２】

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。

30

【００３３】

本実施形態では、通常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、通常モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【００３４】

また、特殊モードに設定されている場合には、図４（Ｂ）に示すように、１フレームの取得期間内で、広帯域光ＢＢ及び狭帯域光ＮＢ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合成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。

40

【００３５】

図２に示すように、プロセッサ装置１２は、デジタル信号処理部５５（ＤＳＰ（Digital Signal Processor））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。ＤＳＰ５５は、電子内視鏡のＡＦＥ４５から出力された撮像信号に対し、色分離、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などの各種信号処理を施すことによって、画像データを作成する。

50

【 0 0 3 6 】

ここで、DSP55は、広帯域撮像信号に対しては、上記各種信号処理を施すことによって、広帯域画像データを作成する。DSP55で作成された広帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される。

【 0 0 3 7 】

一方、DSP55は、合成撮像信号に対しては、以下の信号分離処理を行なった上で、分離後の信号に上記各種信号処理を施す。合成撮像信号は、以下に示すように、広帯域光BBによる輝度値Broad__Rのみを有する撮像信号Rと、広帯域光BBによる輝度値Broad__Gのみを有する撮像信号Gと、広帯域光BBによる輝度値Broad__B及び狭帯域光NBによる輝度値L1が合成された撮像信号Bとからなる。

撮像信号B = 輝度値L1 + 輝度値Broad__B

撮像信号G = 輝度値Broad__G

撮像信号R = 輝度値Broad__R

【 0 0 3 8 】

DSP55は、輝度値Broad__B, Broad__G, Broad__Rの相関関係を記憶した広帯域輝度値相関関係記憶部55aを備えている。この相関関係は、これまでの診断等で蓄積した多数の画像データの分析の結果、得られたものである。具体的には、体腔内の被写体組織に白色光を照射して、その反射光をCCD44で受光した場合、CCD44が出力する撮像信号R、G、Bの各色の輝度値には、相関関係が認められる。DSP55は、広帯域輝度値相関関係記憶部55aの相関関係を参照することにより、輝度値Broad__G又はBroad__Rと相関関係にある輝度値Broad__Bを求める。これにより、合成撮像信号から狭帯域光NBの輝度値L1を除いた、輝度値Broad__B, Broad__G, Broad__Rからなる広帯域撮像信号が得られる。さらに、DSP55は、撮像信号Bから、輝度値Broad__Bを分離することにより、輝度値L1のみを有する狭帯域撮像信号が得られる。

【 0 0 3 9 】

得られた広帯域撮像信号に対して上記各種信号処理を施すことにより広帯域画像データが、得られた狭帯域撮像信号に対して上記各種信号処理を施すことにより狭帯域画像データが得られる。これら画像データはフレームメモリ56に記憶される。このように、1フレーム分の合成撮像信号から2つの広帯域画像データ及び狭帯域画像データを求めると、次のようなメリットがある。例えば、取得タイミングが異なる2フレームの撮像信号から、広帯域画像データと狭帯域画像データをそれぞれ求めると、それぞれの画像間において、被写体の体動や挿入部の動きによって、被写体組織の同一部位の各画像間での位置ずれが生じるおそれがある。これに対して、1フレームの撮像信号から2つの広帯域画像データ及び狭帯域画像データを求めると、各画像データはフレームの取得タイミングが同じなので、位置ずれは生じない。

【 0 0 4 0 】

画像処理部57は、輝度比算出部61と、相関関係記憶部62と、血管深さ判定部63と、血管領域特定部64と、画像生成部65とを備えている。輝度比算出部61は、広帯域画像データ及び狭帯域画像データ間で同じ位置の画素を特定し、その特定した画素間の輝度比LM($S1/S2$)を求める。ここで、S1は狭帯域画像データの輝度値を、S2は広帯域画像データの輝度値を表している。輝度比LMは、具体的には、深達度が低い狭帯域光NBに対応する輝度値S1と、狭帯域光NBよりも長波長であり、狭帯域光NBよりも深達度が高い広帯域光BBのG成分に対応する輝度値Broad__Gである。狭帯域光NBは、深達度が低いので、表層血管に到達する割合が高いが、深層血管には、到達する割合が低い。一方、広帯域光BBのG成分は、狭帯域光NBよりも深達度が高いので、狭帯域光NBに比べて、深層血管に到達する割合が高い。

【 0 0 4 1 】

被写体組織のうち、血管領域は他の領域と比較して光の吸収が大きい。そのため、狭帯域光NBも広帯域光BBのG成分とともに、血管領域に到達すると、吸収されて減衰する

10

20

30

40

50

。狭帯域光NBも広帯域光BBのG成分もともに、表層血管に到達する割合が高いため、その反射光の輝度値S1、S2はともに低くなる。

【0042】

これに対して、狭帯域光NBは、深層血管にまで到達せず、表層部分で反射する割合が高いので、その反射光の輝度値S1は高くなる。一方、広帯域光BBのG成分は、深層血管に到達する割合が高いので、その反射光の輝度値S2は低くなる。したがって、輝度比LM(S1/S2)が小さいほど、血管領域は浅く、輝度比LMが大きいほど血管領域は深い。このように、波長領域が異なる2種類の光の深達度の差を利用して、両者の輝度比を求めることで、血管領域の深さが求められる。

【0043】

相関関係記憶部62は、このような輝度比LMと血管深さDとの相関関係を記憶している。図5に示すように、輝度比LMと血管深さDとは正の相関関係があり、この相関関係は、輝度比-血管深さ座標系において、傾きが正の線分Laで表されている。相関関係記憶部62では、輝度比LMと血管深さDとを線分La上の点Pで対応付けることによって、相関関係を記憶している。なお、輝度比-血管深さ座標系において、縦軸の矢印は下端から上端に向かって輝度比が大きくなることを、横軸の矢印は左端から右端に向かって血管深さが大きくなることを示している。また、「浅」は血管深さが浅いことを、「深」は血管深さが深いことを表している。

【0044】

血管深さ判定部63は、相関関係記憶部62の相関関係に基づき、輝度比算出部61で算出された輝度比LMに対応する血管深さDを求める。血管深さ判定部63は、血管深さDと予め定めた閾値Xとを比較し、血管深さDが閾値Xよりも小さい場合には表層と、大きい場合には深層と判定する。血管領域特定部64は、広帯域画像データ及び狭帯域画像データ間の全ての画素について血管深さDの判定が完了すると、フレームメモリ56から広帯域画像データを読み出す。そして、読み出した広帯域画像データから、表層と判定された画素を含む表層血管領域と、深層と判定された画素を含む深層血管領域とを特定する。

【0045】

図6に示すように、広帯域画像データに基づいて生成される広帯域画像70には、被写体組織表層の粘膜の状態、組織内の血管、陥没や隆起などの粘膜表面の形状、ポリープの有無といった被写体組織の全体的な様子が映し出されており、この広帯域画像70では、血管領域特定部64によって、第1血管領域71が表層血管領域と、第2血管領域72が深層血管領域と特定される。第1血管領域71は、深層の第2血管領域72と比べて、明瞭に映し出されるため、非常に目立つ。図6において、太線は視認性が高く、細線は視認性が低いことを示している。

【0046】

画像生成部65は、フレームメモリ56から読み出した広帯域画像データに対して、表層血管領域71について視認性を抑制する抑制処理を施す。抑制処理は、例えば、第1血管領域71内のコントラストを低下させる処理である。画像生成部65によって処理された処理済みの広帯域画像データは、フレームメモリ56に再度記憶される。表示制御回路58は、フレームメモリ56から読み出し、読み出した広帯域画像データに基づいて、図7に示す広帯域画像80をモニタ14に表示する。

【0047】

広帯域画像80においては、広帯域画像70と比較して、表層血管領域である第1血管領域71の視認性は抑制される。図6に示す広帯域画像70と比較すると、図7の広帯域画像80においては、第1血管領域71は、第2血管領域72とほぼ同等のコントラストに低下している。このため、広帯域画像80内において、第1血管領域71が目立ち過ぎることがなくなるため、粘膜の状態や粘膜表面の形状など、第1血管領域71以外の領域が関心領域である場合には、その関心領域の観察に支障がなくなる。

【0048】

10

20

30

40

50

コントラストを低下させる方法としては、例えば、第1血管領域71の空間周波数が高い高周波成分をカットするローパスフィルタリング処理によって行われる。コントラストを低下させる方法としては、この他、第1血管領域71の高輝度部分の輝度値を下げる方法など他の方法でもよい。また、抑制処理は、未処理の広帯域画像70と比較して、第1血管領域71の視認性が低下すればよいので、抑制の程度は、本例のように視認性を第2血管領域72と同等にしなくてもよく、それ以上でも以下でもよい。

【0049】

以上は、特殊モードにおける画像処理部57の処理である。通常モードにおいては、画像処理部57は、血管領域の特定や抑制処理を施さずに、広帯域画像データに基づいて広帯域画像70を生成する。

【0050】

次に、上記構成による作用について、図8に示すフローチャートを用いて説明する。通常モードにおいては、広帯域光BBのみが体腔内に照射されて撮像が行われる。画像処理部57は、撮像により得られた広帯域撮像信号に基づいて広帯域画像データを生成する。モニタ14には、第1血管領域71に対して抑制処理が施されていない広帯域画像70が表示される。

【0051】

一方、コンソール23の操作により、通常モードから特殊モードに切り替えると、コントローラ59の指示により狭帯域光源33がONにされる。これにより、広帯域光BB及び狭帯域光NBの両方が体腔内に照射される。広帯域光BB及び狭帯域光NBの両方が体腔内に照射された状態で撮像が行なわれ、撮像により得られた合成撮像信号は、AFE45を介して、DSP55に送られる。合成撮像信号は、輝度値Broad_Rのみを有する撮像信号Rと、輝度値Broad_Gのみを有する撮像信号Gと、輝度値Broad_B及び輝度値L1が合成された撮像信号Bとからなる。

【0052】

DSP55は、広帯域輝度値相関関係記憶部55aの相関関係を用い、輝度値Broad_R又はBroad_Bと相関関係にある輝度値Broad_Bを求める。これにより、輝度値Broad_B、Broad_G、Broad_Rからなる広帯域撮像信号が得られる。この広帯域撮像信号に対して、ホワイトバランスなどの各種信号処理を施すことにより、広帯域画像データが得られる。広帯域画像データはフレームメモリ56に記憶される。

【0053】

また、DSP55は、撮像信号Bから輝度値Broad_Bを分離することにより、輝度値L1のみを有する狭帯域撮像信号が得られる。この狭帯域撮像信号に対して上記各種信号処理を施すことにより、狭帯域画像データが得られる。狭帯域画像データはフレームメモリ56に記憶される。

【0054】

フレームメモリ56に広帯域画像データ及び狭帯域画像データが記憶されたら、輝度比算出部61は、広帯域画像データ及び狭帯域画像データ間で同じ位置の画素を特定し、その特定した画素についての輝度比LMを算出する。次に、血管深さ判定部63は、相関関係記憶部62の相関関係に基づいて、輝度比算出部61で求めたLMに対応する輝度比-血管深さ座標系の線分上の点Pを特定する。そして、この点P1に対応する血管深さDを取得する。血管深さ判定部63は、血管深さDが閾値Xよりも小さい場合には表層と判定し、それよりも大きい場合には深層と判定する。

【0055】

そして、広帯域画像データ及び狭帯域画像データ間の全ての画素について、上記と同様に、各画素における輝度比LMを求め、その求めた輝度比LMに対応する血管深さDが表層か否かの判定を行う。全ての画素について血管深さDの判定が完了すると、血管領域特定部64は、広帯域画像データをフレームメモリ56から読み出す。そして、読み出した広帯域画像データから、表層と判定された画素を含む表層血管領域と、深層と判定された

10

20

30

40

50

画素を含む深層血管領域とを特定する。図 6 の広帯域画像 7 0 では、第 1 血管領域 7 1 が表層血管領域と、第 2 血管領域 7 2 が深層血管領域と特定される。

【 0 0 5 6 】

画像生成部 6 5 は、広帯域画像データに対して、第 1 血管領域 7 1 のコントラストを低下させる抑制処理を施す。これにより、第 1 血管領域 7 1 の視認性が抑制された広帯域画像データが生成される。図 7 に示すように、抑制処理が施された処理済みの広帯域画像 8 0 は、モニタ 1 4 に表示される。

【 0 0 5 7 】

広帯域画像 8 0 では、第 1 血管領域 7 1 はコントラストが低下しているので、第 1 血管領域 7 1 以外の領域が関心領域の場合でも、第 1 血管領域 7 1 が目立ちすぎることはなく、観察に支障がない。狭帯域信号と広帯域信号の輝度比に基づいて、血管領域の深さを特定しているので、抑制処理の必要性が高い、表層の第 1 血管領域 7 1 に対してのみコントラストを低下させることができる。そのため、もともと目立たない深層の第 2 血管領域 7 2 の情報は失われない。

【 0 0 5 8 】

また、表層以外の情報量が少ない狭帯域信号を利用して血管領域を特定しているので、広帯域信号のみを利用して血管領域を特定する方法と比べて、高い精度で表層の血管領域を特定することができる。また、広帯域画像 8 0 内の第 1 血管領域 7 1 に対して抑制処理が施されるので、第 1 血管領域 7 1 とそれ以外の領域を含む被写体組織の全体的な様子を観察することができ、第 1 血管領域 7 1 とそれ以外の領域の一覧性や対照性は損なわれない。

【 0 0 5 9 】

なお、上記実施形態では、表層の第 1 血管領域 7 1 について視認性を抑制する例で説明したが、その反対に、図 9 の広帯域画像 9 0 に示すように、第 1 血管領域 7 1 以外の領域のコントラストを低下させて視認性を抑制してもよい。図 9 では、点線は、図 6 の広帯域画像 7 0 に対して、抑制処理によりコントラストが低下したことを示している。第 1 血管領域 7 1 以外の領域のコントラストを低下させると、相対的に第 1 血管領域 7 1 の視認性は向上し、第 1 血管領域 7 1 を強調する効果が得られる。関心領域が表層血管である場合には、こうした方法が有効である。

【 0 0 6 0 】

単に表層血管が強調された画像を得るだけならば、狭帯域光のみを用いて特定の深さの血管領域が強調された狭帯域画像を得る従来技術でも可能である。しかし、本発明は、従来技術とは異なり、狭帯域画像と比較して情報量の多い広帯域画像に対して、画像処理を施すことにより、血管領域を強調するので、血管領域以外の領域についても観察が可能である。しかも、広帯域画像と狭帯域画像の 2 つの画像を並列的に表示する場合と比べて、血管領域とそれ以外の領域の一覧性や対照性が良好である。

【 0 0 6 1 】

なお、図 9 に示す表層血管が強調された広帯域画像 9 0 と、図 7 に示す表層血管が抑制された広帯域画像 8 0 とを、モニタ 1 4 に並列的あるいは選択的に表示できるようにしてもよい。表示の切り替えは、例えば、コンソール 2 3 の操作により行われる。

【 0 0 6 2 】

上記実施形態では、波長が $440 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光と、広帯域光 B B の G 成分の輝度比を用いて、表層の血管領域とそれよりも深層の血管領域を判別することにより、表層の血管領域を特定する例で説明したが、例えば、本例よりも長波長の狭帯域光と広帯域光 B B の成分を用いて、中層の血管領域と深層の血管領域を判別して、中層及び深層の血管領域を特定してもよい。さらに、これらを組み合わせて、表層、中層、深層の 3 種類の血管領域を判別して、それぞれの血管領域を特定してもよい。

【 0 0 6 3 】

上記実施形態では、抑制処理を行わない通常モードにおいて、狭帯域光源を OFF し、抑制処理を行う特殊モードにおいて、狭帯域光源を ON しているが、広帯域光源と同様に

10

20

30

40

50

、モードに関わらず、狭帯域光源を常時点灯させ、画像処理部 57 において抑制処理を行うか否かによって通常モードと特殊モードのモード切り替えを行ってもよい。

【0064】

なお、上記実施形態では、広帯域光源を用いて広帯域光 B B を照射したが、広帯域光源を設置せずに、ライトガイドの出射端に蛍光部材を設け、この蛍光部材に狭帯域光 N B を照射することによって広帯域光 B B を発生させてもよい。ここで、蛍光部材は、狭帯域光 N B の一部を広帯域光 B B に変換する一方、それ以外の狭帯域光 N B をそのまま透過させる。これにより、広帯域光源を用いることなく、広帯域光 B B と狭帯域光 N B の同時照射を行なうことができる。このように蛍光部材を用いて広帯域光 B B を発生させる場合には、狭帯域光 N B の波長は上記実施形態で示した $440 \pm 10 \text{ nm}$ に限らず、白色の広帯域光 B B を励起することができ、且つ G 画素及び R 画素に感応しない波長であればよい（例えば $400 \pm 10 \text{ nm}$ ）。なお、蛍光部材と、この蛍光部材によって白色の広帯域光 B B を励起することができる狭帯域光 N B を発生する GaN 系半導体レーザーなどの光源とを組み合わせた照射手段は、例えば、マイクロホワイト（商品名）として知られている。

10

【0065】

なお、上記実施形態では、広帯域画像データと狭帯域画像データ間の輝度比に基づいて、血管深さを求めたが、従来技術のように、特定の深さの血管領域が強調された狭帯域画像データを用いて、血管領域の深さを求めてもよい。例えば、B 色の狭帯域画像データを用いれば、表層の血管領域が強調されているので、その狭帯域画像データにおいて、血管領域とそれ以外の領域の輝度値の差に基づいて血管領域を特定すれば、その血管領域は、表層の血管領域である可能性が高い。こうして特定された表層の血管領域に基づいて、広帯域画像に対して抑制処理を施す。

20

【0066】

しかし、この方法は、上記実施形態と比較すると、血管深さの特定精度が劣る。というのは、狭帯域画像データには、表層の血管領域以外に、視認性は低いものの中層や深層の血管領域も映し出されている。そのため、この方法では、表層以外の血管領域を表層の血管領域と誤認識する可能性が高い。したがって、上記実施形態のように輝度比で血管深さを判定する方が好ましい。

【0067】

また、本実施形態では、広帯域画像データと狭帯域画像データの両方を用いて血管領域の特定を行なったが、狭帯域画像データのみを用いて血管領域の特定を行なってもよい。この場合には以下のような利点がある。広帯域光 B B には、深達度が高い長波長の光も含まれているので、広帯域画像データは、狭帯域画像データと比較すると、情報量が多い。そのため、広帯域画像データのみを用いて血管領域を特定すると、血管以外の部分を血管領域として誤認識してしまう可能性が高い。

30

【0068】

これに対して、狭帯域光 N B は、深達度が低い短波長の単色光であるため、狭帯域画像データは、深層の情報量が少ない。そのため、狭帯域画像データに基づいて血管領域の特定を行えば、表層の血管領域に関しては高い精度で特定することができる。さらには、狭帯域画像データの方が表層の血管領域の特定精度が高いので、狭帯域画像データで特定した血管領域を優先的に使用することで、広帯域画像データのみで血管領域を特定する場合と比べて、血管領域の誤認識を防止することができる。なお、血管領域の特定は、血管部分の輝度値とそれ以外の部分の輝度値の差から特定する方法の他、パターン認識などによっても行なうことができる。

40

【0069】

上記実施形態では、抑制処理を施さない広帯域画像を表示する通常モードと、抑制処理を施した広帯域画像を表示する特殊モードの 2 つのモードを有する例で説明したが、これら以外でも、狭帯域画像データに基づいて狭帯域画像を生成し、これを表示するモードなど、他のモードを設けてもよい。

【0070】

50

上記実施形態では、広帯域光と狭帯域光を同時に照射して撮像を行い、この撮像により得られた1フレームの合成撮像信号から広帯域信号と狭帯域信号を取得したが、これに代えて、広帯域光と狭帯域光とを選択的に照射し、広帯域光の照射時に広帯域信号を、狭帯域光の照射時に狭帯域信号を取得してもよい。

【0071】

上記実施形態では、合成撮像信号に基づいて分離された広帯域画像データ及び狭帯域画像データからそれらデータ間の輝度比を求め、この輝度比から血管深さを特定したが、その他、合成撮像信号のうちB画素から出力された信号及びG画素から出力された信号間の輝度比からも、血管深さを特定することができる。また、上記実施形態では、合成撮像信号から狭帯域光成分と広帯域光成分とを分離することにより広帯域撮像信号を求めたが、

10

【0072】

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。

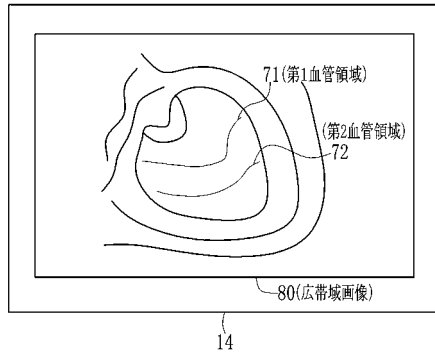
【符号の説明】

【0073】

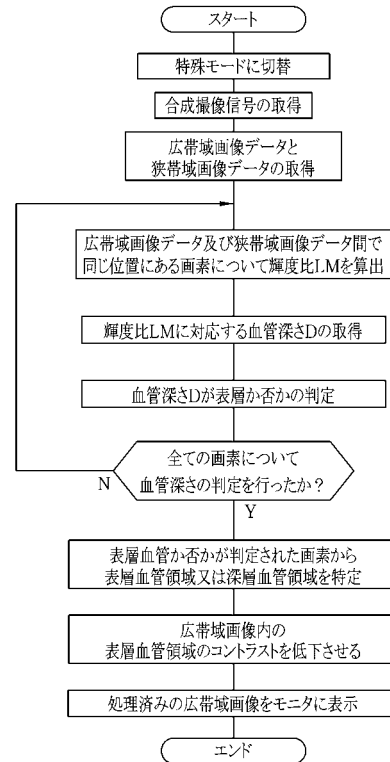
- 10 電子内視鏡システム
- 14 モニタ
- 30 広帯域光源
- 33 狭帯域光源
- 44 CCD
- 55 DSP
- 57 画像処理部
- 63 血管深さ判定部
- 64 血管領域特定部
- 65 画像生成部
- 70、80、90 広帯域画像
- 71、72 第1、第2血管領域

20

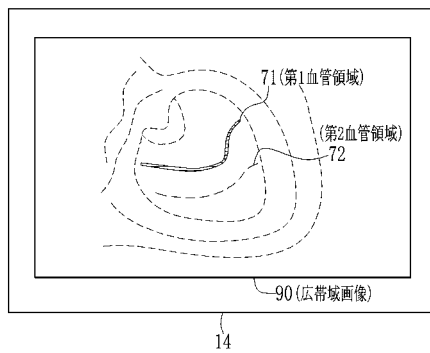
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 2 0 2 5 8 9 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 3 4 8 9 3 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 9 8 7 9 4 (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	JP5389612B2	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	JP2009255160	申请日	2009-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	峯 苜 靖浩		
发明人	峯 苜 靖浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	H04N5/23203 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B5/0071 A61B5/0084 A61B5/489 H04N5/2256 H04N5/2354 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.631 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/MM05 4C061/QQ02 4C061/RR14 4C061/SS08 4C061/SS11 4C061/TT01 4C061/TT02 4C061/TT04 4C061/WW04 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/MM05 4C161/QQ02 4C161/RR14 4C161/SS08 4C161/SS11 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/TT04 4C161/WW04 4C161/YY12 5C054/CA04 5C054/CC03 5C054/DA05 5C054/ED11 5C054/FC12 5C054/FE09 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2011098088A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：高度精确地处理特定深度或其他区域的血管区域的图像，而不损害血管和其他区域的观察特性或对称特性。解决方案：通过利用施加到体腔中的照明光进行成像来获取对应于宽带光的宽带图像数据和对应于窄带光的窄带图像数据。在宽带图像数据和窄带图像数据之间指定相同位置的像素，并找到指定像素之间的亮度比LM。基于亮度比和先前通过实验获得的血管深度之间的相关性，找出对应于亮度比的血管深度D，并确定血管深度D是否是表面。将包括血管深度D被确定为表面的像素的表面血管区域的第一血管区域71进行抑制处理以降低对比度。以这种方式，可以获取允许观察包括第一血管区域71和其他区域的整个对象组织的状态的宽带图像80。 Z

