

(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2012-10733

(P2012-10733A)

(43) 公開日 平成24年1月19日(2012.1.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2010-147286 (P2010-147286)  
 (22) 出願日 平成22年6月29日 (2010. 6. 29)

(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 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  
 (72) 発明者 飯田 孝之  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 CA23 DA14 DA15  
 DA21 DA51 GA02 GA11

最終頁に続く

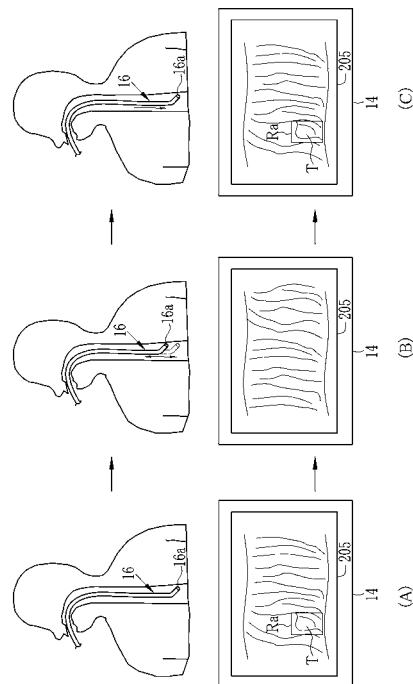
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、画像検索システム、及び検索方法

(57) 【要約】

【課題】一旦、ポリープなどの病変部を見失ったとしても、再度、その見失った病変部を確実に見つけ出すことができる。

【解決手段】検索モードでは、一定時間毎に、通常光画像および特殊光画像を取得するとともに、これら画像を取得した時点での血管情報データを求める。血管情報データと通常光画像および特殊光画像とは、互に関連付けられて画像蓄積部に順次蓄積される。通常光画像205上の指定領域枠Ra内に検索対象Tが入ると、ロックオンSWが押圧される。ロックオンSWが押圧されると、その押圧時点での血管情報データから、検索対象Tの血管情報が特定される。検索対象Tの血管情報が特定されると、画像蓄積部内の最新の画像が検索対象Tの血管情報と関連付けられているか否かの判定が行われる。検索対象Tの血管情報と関連付けられていると判定された場合には、その検索対象Tの血管情報を有するエリアに指定領域枠Raを表示する。

【選択図】 図8



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光を体腔内に照射する特殊光照射手段と、

特殊光が照射された体腔内を撮像することによって、特殊光画像を一定時間毎に順次取得する特殊光画像取得手段と、

特殊光が照射された体腔内を撮像することにより得られる撮像信号から、体腔内の生体情報を取得する生体情報取得手段と、

取得した生体情報と特殊光画像とを関連付ける第 1 の関連付け手段と、

検索対象の生体情報を入力する入力手段と、

前記特殊光画像取得手段により取得した特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索する検索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】**

前記特殊光画像を表示する表示手段において指定領域枠を表示させる指定領域枠表示手段と、

指定領域枠内の部位を検索対象として指定するロックオン手段とを備え、

前記入力手段は、

検索対象が指定されたときの撮像信号から得られる生体情報を、検索対象の生体情報として入力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。

20

**【請求項 3】**

前記指定領域枠表示部は、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像が表示手段に表示されたときに、その特殊光画像の中で検索対象の生体情報を有する部分に対して、前記指定領域枠を付することを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 4】**

白色光を体腔内に照射する白色光照射手段と、

白色光が照射された体腔内を撮像することによって、通常光画像を一定時間毎に順次取得する通常光画像取得手段と、

前記生体情報取得手段により取得した生体情報とこの生体情報を取得したときの通常光画像とを関連付ける第 2 関連付け手段とを備え、

前記検索手段は、

前記通常光画像取得手段により取得した通常光画像の中から検索対象の生体情報と関連付けられた通常光画像を検索するとともに、前記特殊光画像取得手段により取得した特殊光画像の中から検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索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。

30

**【請求項 5】**

前記生体情報取得手段は、生体情報として、血管深さ、血液濃度、酸素飽和度の 3 つの血管情報のうち少なくともいずれか一つを取得す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】**

前記特殊光照射手段は、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 つ含む照明光であって前記波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射可能であり、

前記生体情報取得手段は、

前記照明光を照射したときに得られる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する第 1 狭帯域信号取得手段と、

前記複数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血液濃度に関する血液濃度情報を含む血管情報を求める第 1 血管情報取得手段とを備えていることを特徴とする請求項 5 記載の電子内視鏡システム。

40

50

## 【請求項 7】

前記狭帯域信号取得手段は、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】

前記第1狭帯域光の波長帯域は $405 \pm 10$  nmであり、前記第2狭帯域光の波長帯域は $470 \pm 10$  nmであり、前記第3狭帯域光の波長帯域は $560 \pm 10$  nmであることを特徴とする請求項6または7記載の電子内視鏡システム。

## 【請求項 9】

前記特殊光照射手段は、中心波長が450 nm以下の波長領域を含む照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射可能であり、

10

前記生体情報取得手段は、

前記照明光を照射したときに得られる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持ち、少なくとも一方の中心波長が450 nm以下である複数の狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得する第2狭帯域信号取得手段と、

前記複数の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第2血管情報取得手段とを備えることを特徴とする請求項5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】

前記複数の狭帯域信号は、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9記載の電子内視鏡システム。

20

## 【請求項 11】

白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光が照射された体腔内を撮像することによって得られる特殊光画像と、この特殊光画像を取得したときの体腔内の生体情報とを関連付けて記憶する画像蓄積手段と、

検索対象の生体情報を入力する入力手段と、

前記画像蓄積手段に蓄積した複数の特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索する検索手段とを備えることを特徴とする画像検索システム。

30

## 【請求項 12】

白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光が照射された体腔内を撮像することによって特殊光画像を取得する特殊光画像取得手段から、前記特殊光画像を一定時間毎に順次受信する受信手段と、

特殊光が照射された体腔内を撮像することにより得られる撮像信号から、体腔内の生体情報を取得する生体情報取得手段と、

取得した生体情報と特殊光画像とを関連付ける第1の関連付け手段と、

検索対象の生体情報を入力する入力手段と、

前記特殊光画像取得手段により取得した特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索する検索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。

40

## 【請求項 13】

白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光を体腔内に照射するステップと、

特殊光が照射された体腔内を撮像することによって、特殊光画像を一定時間毎に順次取得するステップ、

特殊光が照射された体腔内を撮像することにより得られる撮像信号から、体腔内の生体情報を取得するステップと、

取得した生体情報と特殊光画像とを関連付けるステップと、

検索対象の生体情報を入力するステップと、

50

取得した特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索するステップとを備えることを特徴とする検索方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内の撮像によって得られる複数の画像群の中から、病変部などの検索対象を検索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、画像検索システム、及び検索方法に関する。

【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。

【0003】

このように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取得することができる。リアルタイムに得られる体腔内の撮像画像からは、被写体組織全体だけでなく、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の各部位をも観察することができる。診断時には、被写体組織全体や被写体組織の各部位などの状況から、腫瘍部位などの病変部が存在するか否かを判断する。

【0004】

体腔内の画像を観察することによってその中から病変部を発見した場合には、術者は、その発見した病変部が他の場所に転移しているかどうかなどを調べるため、内視鏡先端部を上下左右に動かしたりすることによって、発見した病変部の周囲を撮像する。このとき、内視鏡先端部を上下左右に動かしたりすることで、最初に発見した病変部を見失ってしまうことがある。これを防ぐためには、特許文献1のように、体腔内の画像から病変部を特徴点として検出し、その検出した特徴点を追跡することで、病変部を見失わないようにすることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2002-95625号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記特許文献1の方法によれば、内視鏡先端部そのものについては上下左右に動すものの、先端部以外の内視鏡挿入部自体は固定したままで動かさない場合は、特徴点は画面上からフェードアウトすることはないため、発見した病変部を見失うことはない。しかしながら、内視鏡挿入部全体を動かして、内視鏡先端部を体腔内の更に奥側に挿入したり又は引き出したりした場合には、特徴点は画面上からフェードアウトしてしまう。

【0007】

ここで、特許文献1では、パターン認識によって特徴点の追跡を行っていると考えられることから、上述したように、特徴点が画面上からフェードアウトしてしまうと、再度特徴点を検出することは困難な場合がある。例えば、被写体組織の奥深く入り組んだところにあるポリープなどを特徴点として追跡した場合には、一度、特徴点が画面上からフェードアウトしてしまうと、仮に再び元の場所に戻ったとしても、パターン認識では正確に

10

20

30

40

50

且つ確実に追跡対象のポリープを検出することは困難であると考えられる。

【0008】

本発明は、医師が、診断の状況に応じて、内視鏡挿入部全体を動かして、内視鏡先端部を体腔内の更に奥側に挿入したり又は引き出したりすることで、一旦、ポリープなどの病変部を見失ったとしても、再度、その見失った病変部を確実に見つけ出す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、画像検索システム、及び検索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】

【0009】

本発明の電子内視鏡システムは、白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光を体腔内に照射する特殊光照射手段と、特殊光が照射された体腔内を撮像することによって、特殊光画像を一定時間毎に順次取得する特殊光画像取得手段と、特殊光が照射された体腔内を撮像することにより得られる撮像信号から、体腔内の生体情報を取得する生体情報取得手段と、取得した生体情報と特殊光画像とを関連付ける第1の関連付け手段と、検索対象の生体情報を入力する入力手段と、前記特殊光画像取得手段により取得した特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索する検索手段とを備えることを特徴とする。

10

【0010】

前記特殊光画像を表示する表示手段において指定領域枠を表示させる指定領域枠表示手段と、指定領域枠内の部位を検索対象として指定するロックオン手段とを備え、前記入力手段は、検索対象が指定されたときの撮像信号から得られる生体情報を、検索対象の生体情報として入力することが好ましい。前記指定領域枠表示部は、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像が表示手段に表示されたときに、その特殊光画像の中で検索対象の生体情報を有する部分に対して、前記指定領域枠を付することが好ましい。

20

【0011】

白色光を体腔内に照射する白色光照射手段と、白色光が照射された体腔内を撮像することによって、通常光画像を一定時間毎に順次取得する通常光画像取得手段と、前記生体情報取得手段により取得した生体情報とこの生体情報を取得したときの通常光画像とを関連付ける第2関連付け手段とを備え、前記検索手段は、前記通常光画像取得手段により取得した通常光画像の中から検索対象の生体情報と関連付けられた通常光画像を検索するとともに、前記特殊光画像取得手段により取得した特殊光画像の中から検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索することが好ましい。

30

【0012】

前記生体情報取得手段は、生体情報として、血管深さ、血液濃度、酸素飽和度の3つの血管情報のうち少なくともいずれか一つを取得することが好ましい。前記特殊光照射手段は、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つ含む照明光であって前記波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射可能であり、前記生体情報取得手段は、前記照明光を照射したときに得られる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する第1狭帯域信号取得手段と、前記複数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血液濃度に関する血液濃度情報を含む血管情報を求める第1血管情報取得手段とを備えていることが好ましい。

40

【0013】

前記狭帯域信号取得手段は、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ことが好ましい。前記第1狭帯域光の波長帯域は $405 \pm 10$ nmであり、前記第2狭帯域光の波長帯域は $470 \pm 10$ nmであり、前記第3狭帯域光の波長帯域は $560 \pm 10$ nmであることが好ましい。

【0014】

前記特殊光照射手段は、中心波長が450nm以下の波長領域を含む照明光を、体腔内

50

の血管を含む被写体組織に照射可能であり、前記生体情報取得手段は、前記照明光を照射したときに得られる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持ち、少なくとも一方の中心波長が450nm以下である複数の狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得する第2狭帯域信号取得手段と、前記複数の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第2血管情報取得手段とを備えることが好ましい。前記複数の狭帯域信号は、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。

#### 【0015】

本発明の画像検索システムは、白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光が照射された体腔内を撮像することによって得られる特殊光画像と、この特殊光画像を取得したときの体腔内の生体情報とを関連付けて記憶する画像蓄積手段と、検索対象の生体情報を入力する入力手段と、前記画像蓄積手段に蓄積した複数の特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索する検索手段とを備えることを特徴とする。

#### 【0016】

本発明の電子内視鏡用のプロセッサ装置は、白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光が照射された体腔内を撮像することによって特殊光画像を取得する特殊光画像取得手段から、前記特殊光画像を一定時間毎に順次受信する受信手段と、特殊光が照射された体腔内を撮像することにより得られる撮像信号から、体腔内の生体情報を取得する生体情報取得手段と、取得した生体情報と特殊光画像とを関連付ける第1の関連付け手段と、検索対象の生体情報を入力する入力手段と、前記特殊光画像取得手段により取得した特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索する検索手段とを備えることを特徴とする。

#### 【0017】

本発明の検索方法は、白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光を体腔内に照射するステップと、特殊光が照射された体腔内を撮像することによって、特殊光画像を一定時間毎に順次取得するステップ、特殊光が照射された体腔内を撮像することにより得られる撮像信号から、体腔内の生体情報を取得するステップと、取得した生体情報と特殊光画像とを関連付けるステップと、検索対象の生体情報を入力するステップと、取得した特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索するステップとを備えることを特徴とする。

#### 【発明の効果】

#### 【0018】

本発明によれば、特殊光画像取得手段により取得した特殊光画像の中から、ポリープなどの検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索していることから、内視鏡挿入部全体を動かして、内視鏡先端部を体腔内の更に奥側に挿入したり又は引き出したりして、一旦、検索対象であるポリープなどを見失ったとしても、再度、その見失ったポリープなどを確実に見つけ出すことができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0019】

【図1】本発明の第1実施形態における電子内視鏡システムの外觀図である。

【図2】本発明の第1実施形態における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】(A)は通常観察モード時におけるCCDの撮像動作を、(B)は検索モード時におけるCCDの撮像動作を説明する説明図である。

【図4】モニタに表示される体腔内の画像図である。

【図5】(A)は9つのエリアに分割された通常光画像と特殊光画像を示す画像図であり、(B)は通常光画像または特殊光画像の各エリアにおける血管情報を示す血管情報デー

10

20

30

40

50

タを説明するための説明図である。

【図 6】通常光画像、特殊光画像、血管情報データが時系列に沿って画像蓄積部に蓄積されていることを説明するための説明図である。

【図 7】通常光画像上に指定領域枠 R a が表示されたモニタの画像図である。

【図 8】体腔内での内視鏡の挿入状態とその挿入状態で撮像された体腔内壁面の状態を説明する説明図であり、( B ) は ( A ) の挿入位置よりも手前側で撮像されたことを表しており、( C ) は ( B ) の挿入位置よりも奥側で撮像されたことを表している。

【図 9】血管情報算出部の構成を示すブロック図である。

【図 10】第 1 及び 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 11】ヘモグロビンの吸収係数を示すグラフである。

【図 12】第 3 及び 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 13】( 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。

【図 14】( 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 15】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図 16】広帯域光源からの光のうち通常観察モード時及び検索モード時に使用する光を透過させる回転フィルタを備えた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 17】回転フィルタの概略図である。

【図 18】本発明の第 2 実施形態における画像検索システムのブロック図である。

【図 19】目的の画像を検索するフローを説明する説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

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。

【0021】

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 16 a が設けられており、この先端部 16 a 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。

【0022】

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。

【0023】

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 4 狭帯域光源 33 ~ 35、38 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

10

20

30

40

50

ト光源などであり、波長が赤色領域から青色領域（約470～700nm）にわたる白色光などの広帯域光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。

【0024】

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62に接続されており、コントローラ62からの指示に基づいてシャッター31の駆動を制御する。

10

【0025】

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 $400 \pm 10$ nmに、好ましくは405nmに制限された青色帯域の狭帯域の光（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473nm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560nm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445nm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。

20

【0026】

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。

【0027】

光源切替部37はプロセッサ装置内のコントローラ62に接続されており、コントローラ62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。通常観察モードでは、広帯域光BBが体腔内に照射されて広帯域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、撮像により得られた画像の中から、病変部などの検索対象を抽出する検索モードは、通常光画像取得処理、特殊光画像取得処理の2つの処理が存在し、各処理によって、それぞれ光の照射方法が異なる。

30

【0028】

通常光画像取得処理では、通常観察モードと同様、広帯域光BBを体腔内に照射して広帯域光画像の撮像を行なう一方、第1～第4狭帯域光源33～35、38はOFFにされる。特殊光画像取得処理では、シャッター31を挿入位置にセットして、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、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62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、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。

40

50

## 【 0 0 2 9 】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、CCD 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ップラー 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 及び第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 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。

10

## 【 0 0 3 0 】

CCD 4 4 はモノクロの CCD であり、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 A F E 4 5 に送る。ここで、CCD 4 4 に広帯域光 B B が入射したときの撮像信号を広帯域撮像信号とし、CCD 4 4 に第 1 ~ 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 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。

## 【 0 0 3 1 】

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、CCD 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、CCD 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。

20

## 【 0 0 3 2 】

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 6 2 に接続されており、コントローラ 6 2 から指示がなされたときに CCD 4 4 に対して駆動信号を送る。CCD 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。通常観察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、通常観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

30

## 【 0 0 3 3 】

これに対して、通常観察モードから検索モードに切り替えられた場合には、図 3 ( B ) に示すように、まず、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の合計 2 つの動作が行なわれる。広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 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。

40

## 【 0 0 3 4 】

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 5 】

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 ( Digita

50

l Signal Processor) )と、フレームメモリ56と、表示制御回路58と、検索部60と、通常光画像生成部200と、特殊光画像生成部201を備えており、コントローラ62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56は、DSP55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。

#### 【0036】

通常光画像生成部200は、フレームメモリ56に記憶された広帯域画像データに基づき通常光画像205を生成する。特殊光画像生成部201は、フレームメモリ56に記憶された第1～第4狭帯域画像データのいずれか又はそれら画像データを合成したものに基づいて、特殊光画像206を生成する。表示制御回路58は、通常光画像205、特殊光画像206のいずれかをモニタ14に表示する。図4では、モニタ14上には通常光画像205が表示されている。

#### 【0037】

検索部60は、第1～第4狭帯域画像データに基づいて、体腔内の血管情報データを取得する血管情報データ取得部210と、算出した血管情報データと通常光画像205とを関連付ける第1関連付け部211と、算出した血管情報データと特殊光画像206とを関連付ける第2関連付け部212と、第1及び第2関連付け部211, 212で血管情報と関連付けられた通常光画像205及び特殊光画像206を蓄積する画像蓄積部213と、検索対象Tの血管情報を入力する生体情報入力部214と、画像蓄積部213に蓄積された画像の中から、検索対象Tの血管情報と関連付けられた画像を検索する画像検索部215とを備えている。

#### 【0038】

血管情報算出部66は、第1～第4狭帯域画像データに基づいて、体腔内の所定エリアにおける血管深さ、血液濃度、酸素飽和度の3つの血管情報を求める。本実施形態では、図5(A)に示すように、通常光画像または特殊光画像を9つのエリアA1～A9に分割し、これらエリアA1～A9における血管情報を求める。これにより、図5(B)に示すように、通常光画像205または特殊光画像206の各エリアA1～A9における血管情報を有する血管情報データ220が得られる。なお、血管情報の求め方については後で詳細に述べる。また、分割するエリアの数は9に限る必要はない。

#### 【0039】

ここで、血管情報データのうち、「D」は血管深さを示しており、この「D」について「表」は表層血管であること、「中」は中層血管であることを、「深」は深層血管であることを示している。「表」、「中」、「深」の右側に付された数字は、この数字が大きくなるほど、各層の範囲内でより深いところに血管があることを示している。また、「C」は血液濃度を示しており、この「C」について「低」は低濃度であることを、「中」は中濃度であることを、「高」は高濃度であることを示している。「低」、「中」、「高」の右側に付された数字は、この数字が大きくなるほど、各濃度の範囲内でより濃度が高いことを示している。また、「StO2」は酸素飽和度を示しており、この「StO2」について「低」は低酸素状態であることを、「中」は中酸素状態であることを、「高」は高酸素状態であることを示している。「低」、「中」、「高」の右側に付された数字は、この数字が大きくなるほど、各酸素状態の範囲内でより酸素の量が多いことを示している。

#### 【0040】

第1関連付け部211は、通常光画像205とこの通常光画像205を取得したときの血管情報データ220とを関連付ける。第2関連付け部212は、特殊光画像206とこの特殊光画像を取得したときの血管情報データ220とを関連付ける。血管情報データ220と関連付けられた通常光画像205及び特殊光画像206は画像蓄積部213に蓄積される。

#### 【0041】

画像蓄積部 2 1 3 では、図 6 に示すように、血管情報データ 2 2 0 と関連付けられた通常光画像 2 0 5 及び特殊光画像 2 0 6 は時系列に沿って並べられた状態で記憶されている。例えば、時間  $t_1$  に取得した通常光画像 2 0 5 a 及び特殊光画像 2 0 6 a と、同じ時間  $t_1$  に取得した血管情報データ 2 2 0 とは、互いに関連付けられた状態で画像蓄積部 2 1 3 に蓄積されている。なお、第 1 実施形態では、内視鏡が挿入された状態で検索対象 T の検索を行なうため、画像蓄積部 2 1 3 に蓄積した画像のうち最新の画像のみを使用するが、第 2 実施形態では、内視鏡による診断や治療が終わった後の画像診断で検索を行なうため、画像蓄積部 2 1 3 に蓄積した画像の全てを使用する。

#### 【 0 0 4 2 】

血管情報入力部 2 1 4 は、通常光画像 2 0 5 または特殊光画像 2 0 6 のいずれかが表示されたモニター 1 4 上に、指定領域枠 R a を表示させる指定領域枠設定部 2 1 4 a と、ロックオン SW 2 5 の押圧に従って、指定領域枠内 R a の部位を検索対象 T として指定（ロックオン）するロックオン部 2 1 4 b と、ロックオンしたときの血管情報データから検索対象 T の血管情報を特定する血管情報特定部 2 1 4 c とを備えている。指定領域枠設定部 2 1 4 a は、図 7 に示すように、指定領域枠 R a が、通常光画像 2 0 5 または特殊光画像 2 0 5 上のエリア A 1 ~ A 9 のいずれか 1 つのエリアに表示されるように、設定する。なお、図 7 では、エリア A 5 に指定領域枠 R a が表示されているが、その他のエリアに指定領域枠 R a を表示してもよい。

#### 【 0 0 4 3 】

画像検索部 2 1 5 は、画像蓄積部 2 1 3 に蓄積された通常光画像 2 0 5、特殊光画像 2 0 6 の中から、検索対象 T の血管情報と関連付けられた通常光画像 2 0 5、特殊光画像 2 0 6 を検索する。検索に際しては、まず、画像蓄積部 2 1 5 に蓄積された画像のうち、最新の通常光画像 2 0 5、特殊光画像 2 0 6 を抽出する。そして、これら最新の通常光画像 2 0 5、特殊光画像 2 0 6 のエリア A 1 ~ A 9 内に検索対象 T の血管情報を有するものがある場合には、検索対象 T の血管情報を有するエリアに対して指定領域枠 R a を表示する。一方、最新の通常光画像 2 0 5、特殊光画像 2 0 6 のエリア A 1 ~ A 9 内に検索対象 T の血管情報を有するものが見つからなかった場合には、モニター 1 4 上に指定領域枠 T は表示しない。

#### 【 0 0 4 4 】

以上のように、血管情報データ 2 2 0 とこの血管情報データ 2 2 0 を取得したときの通常光画像 2 0 5 又は特殊光画像 2 0 6 とを関連付けて画像蓄積部 2 1 3 に蓄積しておき、この画像蓄積部 2 1 3 に蓄積された画像のうち最新の画像のエリアの中に、検索対象 T の血管情報を有するエリアが存在するか否かを判定することによって、検索対象 T を見つけ出すことができる。

#### 【 0 0 4 5 】

例えば、図 8 ( A ) に示すように、体腔内の壁面に発見した病変部の近くに、転移などによって別の病変部が無いか調べるような場合には、その発見した病変部を検索対象 T としてロックオンしておく。このロックオンによって、検索対象 T の血管情報を特定する。そして、挿入部 1 6 を押し込んだり又は引き出したりすることによって、別の病変部が存在するかどうかを調べる。このとき、図 8 ( B ) に示すように、挿入部 1 6 の押し込みやは引き出しによって、一度モニター 1 4 の画面上から検索対象 T の病変部がフェードアウトすることがある。

#### 【 0 0 4 6 】

このように一度モニター 1 4 の画面上から検索対象 T がフェードアウトしたとした場合には、特許文献 1 のような従来の技術では、仮に元の場所に戻ってきたとしても、再度検索対象 T を発見することは困難なことが多い。これに対して、本発明では、画像蓄積部 2 1 3 に蓄積した最新の通常光画像 2 0 5 又は特殊光画像 2 0 6 の各エリアの中に、ロックオン時の検索対象 T の血管情報を有するエリアが存在するか否かの判定を行っている。したがって、再度、検索対象 T がある元の場所に戻った場合には、検索対象 T の血管情報を有しているエリアが存在すると判定される。この判定に従って、図 8 ( C ) に示すように、

10

20

30

40

50

検索対象 T の血管情報を有するエリアに対して指定領域枠 R a が表示される。これにより、最初の発見した病変部を再度確認することができる。

【 0 0 4 7 】

図 9 に示すように、血管情報算出部 2 1 0 は、輝度比算出部 7 0 と、血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部 7 1 と、血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部 7 2 と、血管深さ - 血液濃度算出部 7 3 と、血管深さ - 酸素飽和度算出部 7 4 とを備えている。輝度比算出部 7 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 4 8 】

そして、輝度比算出部 7 0 は、血管領域内の同じ位置の画素について、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 狭帯域画像データ間の第 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。

【 0 0 4 9 】

血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部 7 1 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。

【 0 0 5 0 】

血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部 7 1 は、図 1 0 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 7 9 の座標と、血液濃度及び血管深さを表す血管情報座標系 8 0 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 8 0 は輝度座標系 7 9 上に設けられた K L 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 7 9 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 7 9 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。

【 0 0 5 1 】

血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部 7 2 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 1 1 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 1 1 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  $I_0 \cdot \exp ( - \mu a \cdot x )$  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、 $x ( \text{cm} )$  は被写体組織内の血管までの深さである。

【 0 0 5 2 】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン 8 2 と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン 8 3 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 1 1 における各ヘモグロビン 8 2 , 8 3 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

10

20

30

40

50

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。

【0053】

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473nm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N1, N2, N4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。

10

【0054】

血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部72は、図12に示すように、第3及び第4輝度比S3, S4を表す輝度座標系85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86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86は輝度座標系85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85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85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

【0055】

また、血管情報座標系86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11に示すように、波長が $440 \pm 10$ 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82の吸光係数は、酸素飽和度が高い酸化ヘモグロビン83の吸光係数よりも大きくなるのに対して、波長が $470 \pm 10$ 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83の吸光係数のほうが還元ヘモグロビン82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 $400 \pm 10$ 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。

30

【0056】

血管深さ - 血液濃度算出部73は、図13(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13(B)に示すように、血管情報座標系80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。

40

【0057】

血管深さ - 酸素飽和度算出部74は、図14(A)に示すように、輝度座標系85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14(B)に示すように、血管情報座標系86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。

【0058】

次に、本発明の作用について、図15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を操作して、通常観察モードから検索モードに切り替える。検索モードに

50

切り替えられると、モニタ 14 上に指定領域枠 R a が表示される。次に、通常光画像 205 と特殊光画像 206 とを取得するとともに、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 を照射したときに得られる第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データに基づいて、血管情報データ 220 を取得する。血管情報データ 220 には、通常光画像 205 及び特殊光画像 206 の各エリア A 1 ~ A 9 における血管深さ、血液濃度、酸素飽和度の 3 つの血管情報が含まれている。

【0059】

そして、血管情報データ 220 と通常光画像 205 とを関連付けるとともに、血管情報データ 220 と特殊光画像 206 とを関連付ける。血管情報データ 220 と関連付けられた通常光画像 205 及び特殊光画像 206 は画像蓄積部 213 に順次蓄積される。以上の一連の処理は、検索対象 T のロックオン（検索対象 T の指定）がなされるまで、繰り返し行なわれる。

10

【0060】

そして、検索対象 T が指定領域枠 R a 内に入ったら、術者はロックオン SW 25 を押圧する。これに従って、ロックオン SW 25 が押圧されたときの第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データから、検索対象 T の血管情報が特定される。そして、画像蓄積部 213 に蓄積した通常光画像 205 及び特殊光画像 206 のうち最新の画像において、検索対象 T の血管情報を有するエリアが存在するか否かの判定を行う。

【0061】

判定の結果、検索対象 T の血管情報を有するエリアが存在すると判定された場合には、最新の通常光画像 205 及び特殊光画像 206 のいずれかが表示されているモニタ 14 上において、検索対象 T の血管情報を有するエリアに指定領域枠 R a を表示させる。一方、検索対象 T の血管情報を有するエリアが存在しないと判定された場合には、モニタ 14 上に指定領域枠 R a は表示させず、最新の通常光画像 205 及び特殊光画像 206 のいずれかのみを表示させる。そして、検索モードに設定されている間は、ロックオン後の一連の処理が繰り返されることによって、検索対象 T の検索が継続される。そして、検索モードが通常観察モードに切り替えられると、検索対象 T の検索が終了する。

20

【0062】

なお、本実施形態では、広帯域光源に加え、第 1 ~ 第 4 狭帯域光源を用いて、広帯域光 B B および第 1 ~ 第 4 狭帯域光の照射を行なったが、これに代えて、図 16 に示すように、広帯域光源 30 と、広帯域光源からの広帯域光 B B のうち通常観察モードおよび検索モードで使用する光を透過させるフィルタを備えた回転フィルタ 100 を用いて、広帯域光 B B および第 1 ~ 第 4 狭帯域光の照射を行なってもよい。回転フィルタ 100 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、回転軸 100 a を中心として一定速度で回転する。また、回転フィルタ 100 は、回転軸 100 a に取り付けられたフィルタ切替部 101 によって、その径方向に移動自在となっている。

30

【0063】

図 17 に示すように、回転フィルタ 100 は、広帯域光源 30 からの広帯域光 B B のうち通常観察モード時に使用する光を透過させる第 1 エリア 102 と、広帯域光 B B のうち通常光画像取得時と特殊光画像取得処理時に使用する光を透過させる第 2 エリア 103 とが設けられている。したがって、モードや処理を切り替える際には、フィルタ切替部 101 で回転フィルタ 100 を径方向に移動させ、切り替えようとするモードや処理に対応するエリアが広帯域光 B B の光路上に位置するようにする。

40

【0064】

第 1 エリア 102 には、広帯域光 B B をそのまま透過させる広帯域光透過フィルタ 105 が設けられている。第 2 エリア 103 には、広帯域光透過フィルタ 105 と、広帯域光 B B のうち、第 1 狭帯域光 N 1 のみを透過させる第 1 狭帯域光透過フィルタ 106 と、第 2 狭帯域光のみを透過させる第 2 狭帯域光透過フィルタ 107 と、第 3 狭帯域光のみを透過させる第 3 狭帯域光透過フィルタ 108 と、第 4 狭帯域光のみを透過させる第 4 狭帯域光透過フィルタ 109 とが、この順序で周方向に沿って設けられている。

【0065】

50

本発明の第2実施形態における画像検索システム300は、内視鏡による診断や治療が終わった後の画像診断で用いられるものである。画像検索システム300では、電子内視鏡11の挿入時に取得した多数の画像を用いて、画像診断を行なう。画像検索システム300は、図18に示すように、画像蓄積部301、生体情報入力部302、画像検索部303からなる本体部305と、この本体部305に接続されるモニタ306とを備えている。

#### 【0066】

画像蓄積部301には、電子内視鏡の挿入部16を体腔内に挿入して体腔内から挿入部16を完全に抜き出すまでの間に取得した通常光画像205及び特殊光画像206が蓄積されており、これら蓄積された通常光画像205及び特殊光画像206は、これら画像を取得したときの血管情報データ220と互いに関連付けられている。画像蓄積部301では、第1実施形態と同様に、血管情報データ220と関連付けられた通常光画像205及び特殊光画像206が時系列に沿って蓄積されている。生体情報入力部302はキーボード等の入力装置からなり、この血管情報入力部302によって検索対象Tの血管情報が入力される。

10

#### 【0067】

画像検索部303は、画像蓄積部301に蓄積された通常光画像205、特殊光画像206の中から、検索対象Tの血管情報と関連付けられた通常光画像205、特殊光画像206を検索する。この検索によって、検索対象の血管情報と関連付けられた通常光画像205又は特殊光画像206が抽出される。抽出された通常光画像205又は特殊光画像206は、いずれか一方がモニタ14に表示される。

20

#### 【0068】

例えば、血管情報入力部302に、検索対象Tの血管情報として、「D：中1、C：中1、StO2：高2」の血管情報が入力された場合には、図19(A)に示すように、画像蓄積部301内に記憶している血管情報データ220の中から、「D：中1、StO2：高2、C：中1」の血管情報を有するエリアXが存在する血管情報データ220が検出される。この検出に合わせて、図19(B)に示すように、エリアXが存在する血管情報データ220と関連付けられた通常光画像205、特殊光画像206が抽出される。そして、図19(C)に示すように、抽出された通常光画像205が時系列順またはランダムでモニタ306に表示される。その後、同様にして、抽出された特殊光画像206が、

30

#### 【0069】

なお、上記実施形態では、検索対象が1つの場合について説明したが、検索対象は複数存在してもよい。検索対象を複数にした場合には、検索対象が1の場合と同様に、各検索対象毎に血管情報を特定する必要がある。また、本実施形態では、血管深さ、血液濃度、酸素飽和度の3つを使って検索対象の検索を行なったが、それらのうち少なくともいずれか1つだけで検索を行なってもよい。

#### 【0070】

また、上記実施形態では、検索対象の血管情報を使って検索を行なったが、検索対象の血管情報の他に、ピットパターンや血管形状や血管太さなどの生体情報を使って検索を行なってもよい。また、体腔内の被写体組織のうち、コラーゲン、NADH、FADなどの自家蛍光成分を有する部位を検索対象としてもよい。この場合には、自家蛍光成分となる検索対象に対して励起光(例えば405nmの狭帯域光)を照射して自家蛍光を発生させ、その発生した自家蛍光の光強度などの蛍光情報を使って検索を行なう。さらには、ポルフィリン誘導体などの腫瘍親和性光感受性物質(蛍光薬剤)を患者に投与した場合には、その蛍光薬剤が蓄積した腫瘍患部などを検索対象としてもよい。この場合には、蛍光薬剤が蓄積した腫瘍患部に対して励起光(例えば405nmの狭帯域光)を照射して蛍光を発生させ、その発生した蛍光の光強度などの蛍光情報を使って検索を行なう。

40

#### 【0071】

また、上記実施形態では、検索モードに切り替えたときに、モニタに指定領域枠を表示

50

し、この指定領域内に入った部位を検索対象として指定したが、これに代えて、検索モードに切り替えた時点では、モニタには指定領域枠を表示せず、マウスやコンソールなどを使って、モニタに表示されるポインタで病変部などを指定した時点で、その指定した病変部の周りに指定領域枠を表示するようにしてもよい。

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

[ 付 記 ]

以上のような本発明の実施形態によれば、以下のような構成を得ることができる。

10

【 0 0 7 4 】

[ 付 記 1 ]

白色光の波長帯域とは異なる特定の波長帯域を有する特殊光を体腔内に照射する特殊光照射手段と、

特殊光が照射された体腔内を撮像することによって、特殊光画像を一定時間毎に順次取得する特殊光画像取得手段と、

特殊光が照射された体腔内を撮像することにより得られる撮像信号から、体腔内の生体情報を取得する生体情報取得手段と、

取得した生体情報と特殊光画像とを関連付ける第1の関連付け手段と、

検索対象の生体情報を入力する入力手段と、

20

前記特殊光画像取得手段により取得した特殊光画像の中から、検索対象の生体情報と関連付けられた特殊光画像を検索する検索手段とを備え、

前記特殊光照射手段は、体腔内の被写体組織から蛍光を発生させる励起光を照射することが可能であり、

前記生体情報取得手段は、体腔内で発生した蛍光を撮像することにより得られた特殊光画像から、生体情報として、前記蛍光に関する蛍光情報を取得することを特徴とする電子内視鏡システム。

【 0 0 7 5 】

[ 付 記 2 ]

前記生体情報取得手段は、生体情報として、前記蛍光情報に代えて又は加えて、ピットパターンを取得することを特徴とする付記1記載の電子内視鏡システム。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 7 6 】

1 0 電子内視鏡システム

3 0 広帯域光源

3 3 ~ 3 5 , 3 8 第 1 ~ 第 4 狭帯域光源

4 4 CCD

6 0 検索部

7 0 輝度比算出部

2 0 0 通常光画像生成部

40

2 0 1 特殊光画像生成部

2 0 5 通常光画像

2 0 6 特殊光画像

2 1 0 血管情報算出部

2 1 1 第 1 関連付け部

2 1 3 画像蓄積部

2 1 2 第 2 関連付け部

2 1 4 血管情報入力部

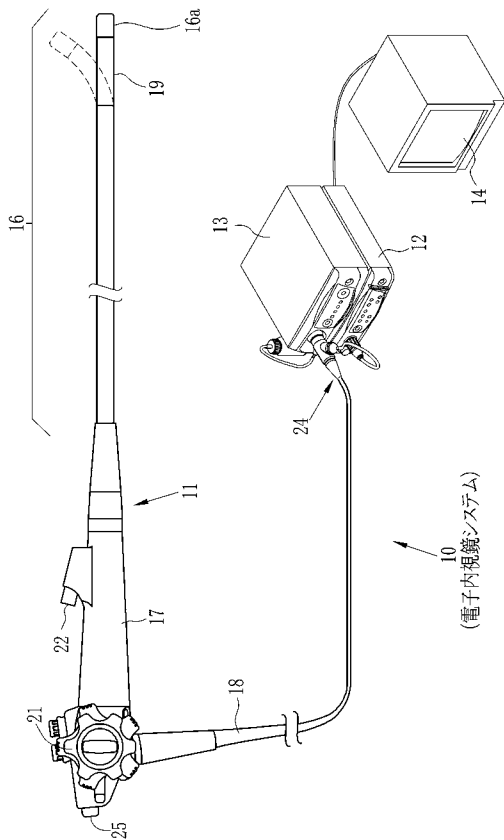
2 1 5 画像検索部

2 2 0 血管情報データ

50

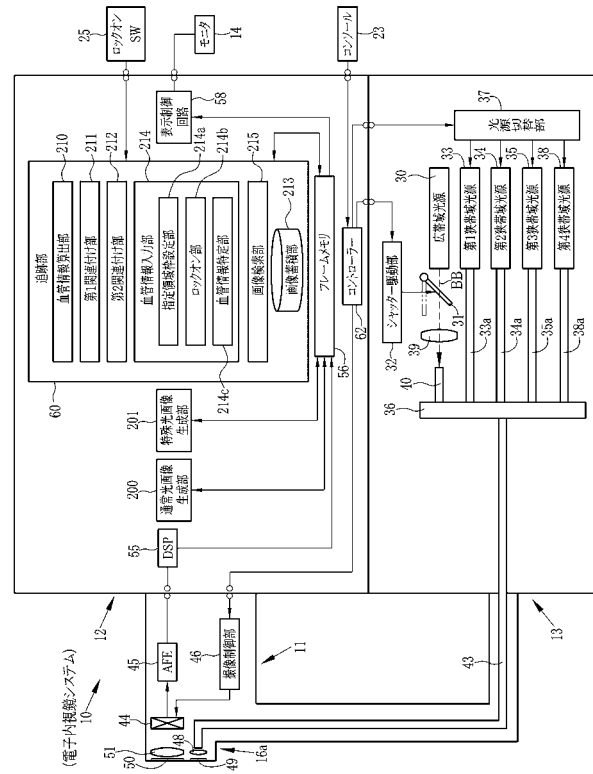
- 300 画像検索システム
- 301 画像蓄積部
- 302 血管情報入力部
- 303 画像検索部
- R a 指定領域枠
- T 検索対象

【図1】

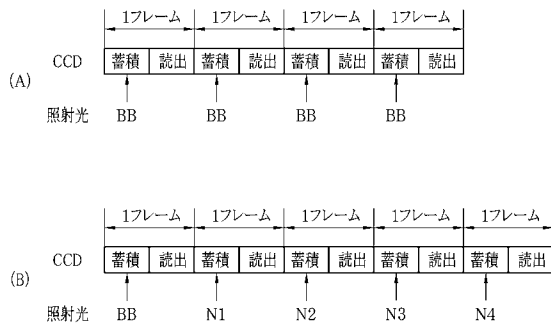


(電子内視鏡システム)

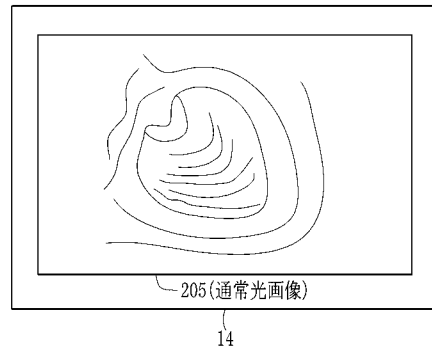
【図2】



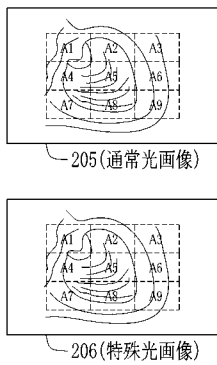
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



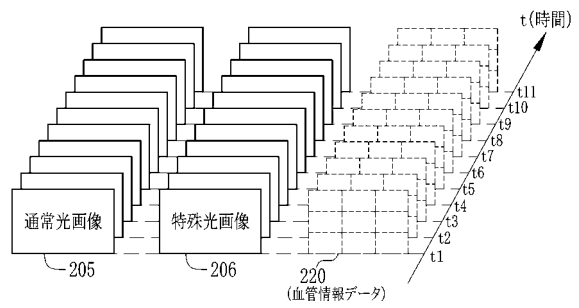
(A)

A1 D:中2 C:中1 StO2:高1	A2 D:表1 C:低1 StO2:中2	A3 D:表1 C:低2 StO2:低1
A4 D:表2 C:高1 StO2:中2	A5 D:深2 C:高2 StO2:低2	A6 D:中1 C:中1 StO2:低3
A7 D:中1 C:中2 StO2:中2	A8 D:中2 C:高1 StO2:中1	A9 D:表1 C:低2 StO2:高2

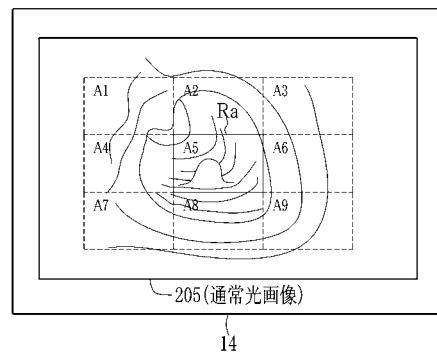
220(血管情報データ)

(B)

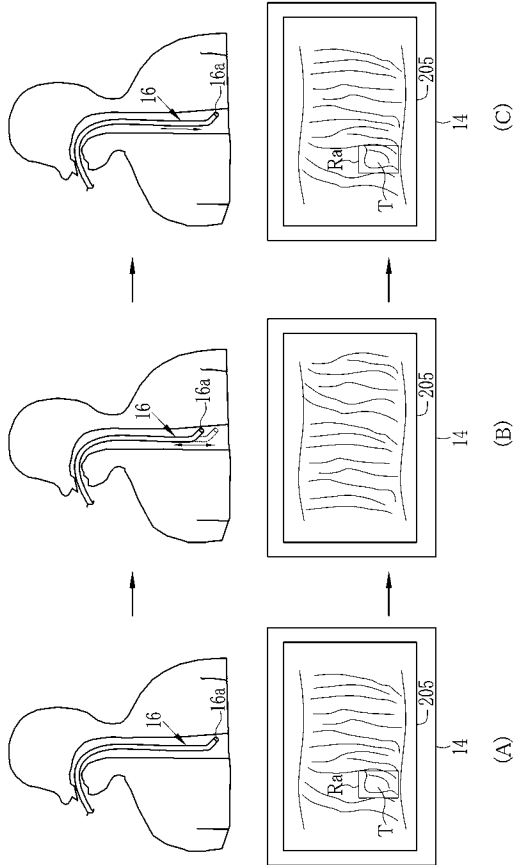
【 図 6 】



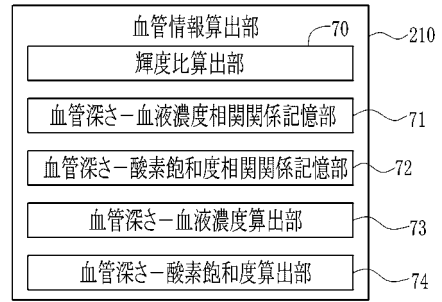
【 図 7 】



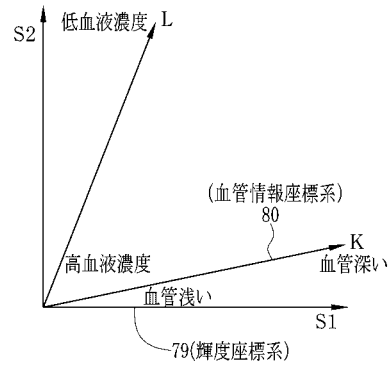
【 図 8 】



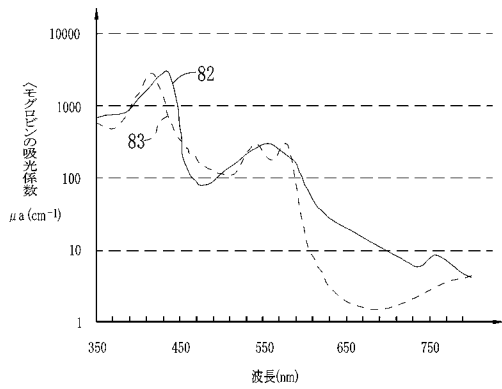
【 図 9 】



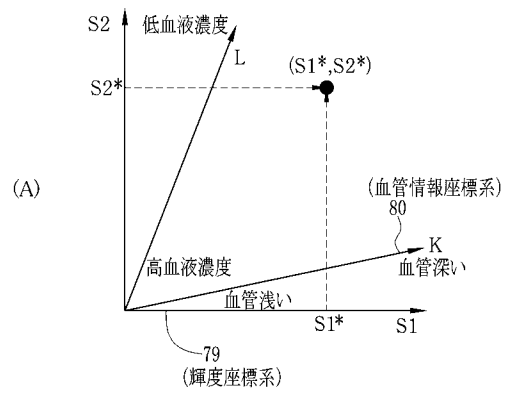
【 図 10 】



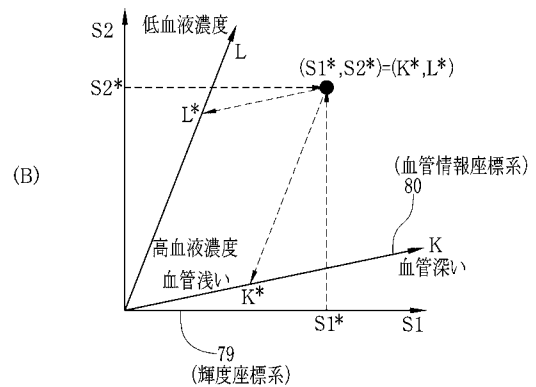
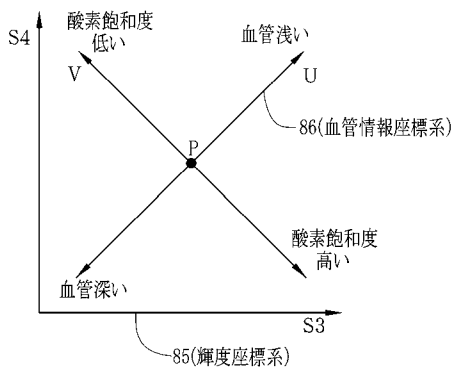
【 図 11 】



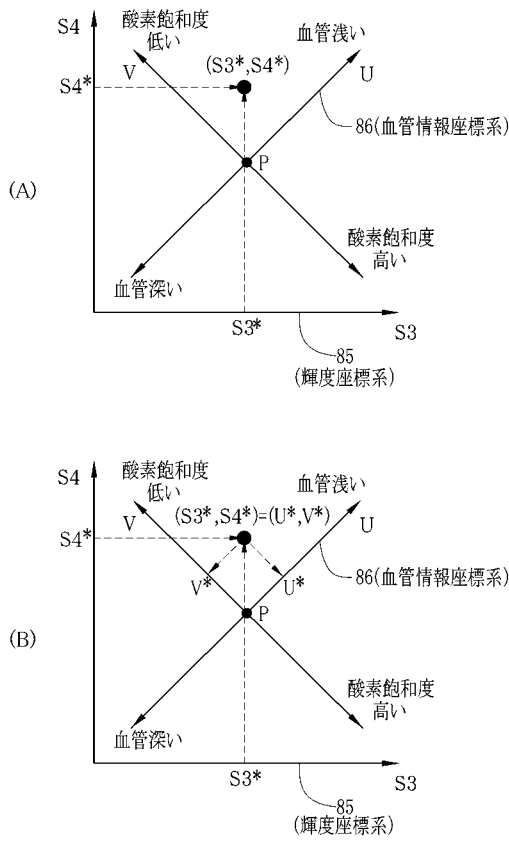
【 図 13 】



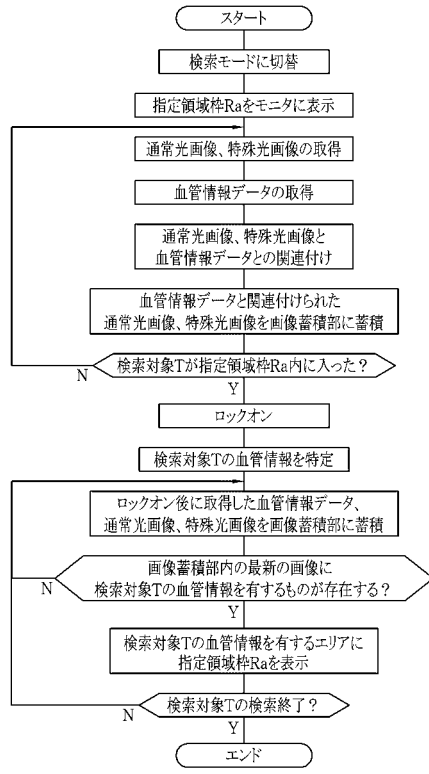
【 図 12 】



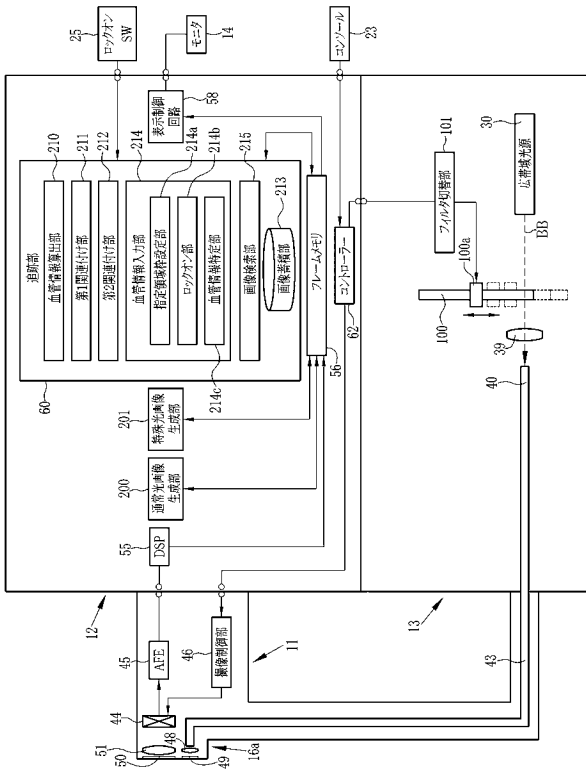
【 図 1 4 】



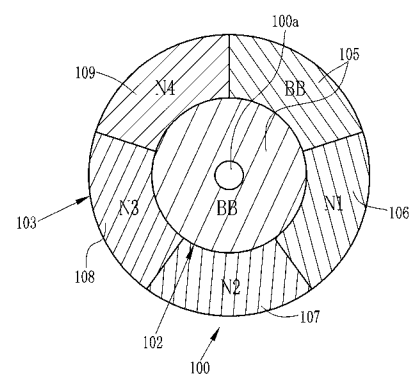
【 図 1 5 】



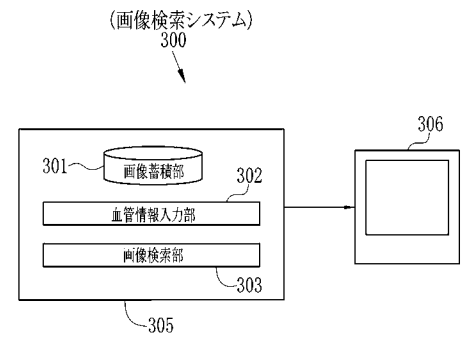
【 図 1 6 】



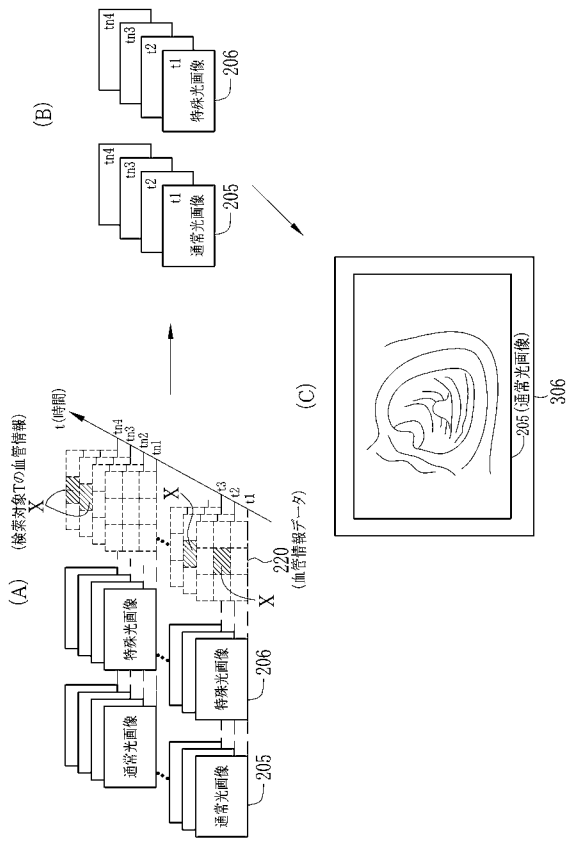
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【図 19】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 BB01 HH51 HH52 QQ02 QQ04 QQ07 RR04 RR14 RR18 WW01  
WW02 WW13 WW17 YY12 YY13  
4C161 BB01 HH51 HH52 QQ02 QQ04 QQ07 RR04 RR14 RR18 WW01  
WW02 WW13 WW17 YY12 YY13

专利名称(译)	电子内窥镜系统，电子内窥镜的处理器装置，图像搜索系统和搜索方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012010733A</a>	公开(公告)日	2012-01-19
申请号	JP2010147286	申请日	2010-06-29
[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	山口博司 飯田孝之		
发明人	山口 博司 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0646 A61B5/14551 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.617 A61B1/045.619 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA51 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB01 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/WW01 4C061/WW02 4C061/WW13 4C061/WW17 4C061/YY12 4C061/YY13 4C161/BB01 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/WW01 4C161/WW02 4C161/WW13 4C161/WW17 4C161/YY12 4C161/YY13		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5460488B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：即使丢失了息肉等病变部位，也要再次可靠地找到丢失的病变部位。在搜索模式下，以规则的时间间隔获取正常光图像和特殊光图像，并获取获取这些图像时的血管信息数据。血管信息数据与正常光图像和特殊光图像相互关联，并顺序存储在图像存储单元中。当搜索目标T进入正常光图像205上的指定区域框Ra时，按下锁定SW。当按下锁定SW时，从按下时的血管信息数据中指定搜索目标T的血管信息。当指定了搜索目标T的血管信息时，确定图像存储单元中的最新图像是否与搜索目标T的血管信息相关联。当确定搜索目标T的血管信息被关联时，在具有搜索目标T的血管信息的区域中显示指定区域框Ra。[选择图]图8

