

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5634755号  
(P5634755)

(45) 発行日 平成26年12月3日(2014.12.3)

(24) 登録日 平成26年10月24日(2014.10.24)

(51) Int.Cl.

F I

<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B	23/24	B
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B	23/26	B
<b>H 0 4 N</b>	<b>7/18</b>	<b>(2006.01)</b>	H 0 4 N	7/18	M
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 0

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2010-130846 (P2010-130846)  
 (22) 出願日 平成22年6月8日(2010.6.8)  
 (65) 公開番号 特開2011-254936 (P2011-254936A)  
 (43) 公開日 平成23年12月22日(2011.12.22)  
 審査請求日 平成24年12月17日(2012.12.17)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100075281  
 弁理士 小林 和憲  
 (72) 発明者 山口 博司  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 (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  
 審査官 樋熊 政一

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】

体腔内の撮像により得られる撮像信号に基づき、内視鏡画像を一定時間毎に順次取得する内視鏡画像取得手段と、

前記内視鏡画像内に指定領域枠を表示する表示手段と、

前記指定領域枠内の部位を追跡対象として指定するロックオン手段と、

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、

前記特殊光を照射したときに得られる撮像信号から、被写体組織内の血管がある位置までの距離を示す血管深さ、ヘモグロビンインデックスを示す血液濃度、酸素飽和度のうちの少なくともいずれか一つである前記追跡対象の血管情報を算出する血管情報算出手段と

、  
前記追跡対象の指定後に取得した内視鏡画像において、前記血管情報算出手段で算出した前記追跡対象の血管情報を使って前記追跡対象を追跡する追跡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】

前記特殊光照射手段が、波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光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な請求項1記載の電子内視鏡システムにおいて、

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を備え、

前記血管情報算出手段は、前記複数の狭帯域信号に基づいて、前記血管深さに関する血管深さ情報及び前記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血管情報算出手段であることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項3】

前記第1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狭帯域信号とを取得し、

前記第1血管情報算出手段は、前記第1～第3狭帯域信号に基づいて、前記血管深さ情報及び前記血液濃度情報を求め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】

前記第1血管情報算出手段は、

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

第1及び第2輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を予め記憶する血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部と、

前記血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部の相関関係を参照して、前記輝度比算出部で算出された第1及び第2輝度比に対応する前記血管深さ情報及び前記血液濃度情報を求める血管深さ - 血液濃度算出部とを備えることを特徴とする請求項3記載の電子内視鏡システム。

【請求項5】

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3または4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が、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な請求項1記載の電子内視鏡システムにおいて、

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を備え、

前記血管情報算出手段は、前記複数の狭帯域信号に基づいて、前記血管深さに関する血管深さ情報及び前記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血管情報算出手段であることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項7】

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6記載の電子内視鏡システム。

【請求項8】

前記第2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狭帯域光に対応する第1及び第2狭帯域信号と、前記第1及び第2狭帯域光と異なる波長帯域を有する第4狭帯域光に対応する第4狭帯域信号とを取得し、

前記第2血管情報算出手段は、

前記第1及び第4狭帯域信号間の第3輝度比と、前記第1及び第2狭帯域信号間の第4輝度比とを算出する輝度比算出部と、

第3及び第4輝度比と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を予め記憶する血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部と、

前記血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部の相関関係を参照して、前記輝度比算出部で

10

20

30

40

50

算出された第3及び第4輝度比に対応する前記血管深さ情報及び前記酸素飽和度情報を求める血管深さ - 酸素飽和度算出部とを備えることを特徴とする請求項6または7に記載の電子内視鏡システム。

【請求項9】

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4狭帯域光の波長帯域は $440 \pm 10$  nmであることを特徴とする請求項8記載の電子内視鏡システム。

【請求項10】

前記血管情報算出手段は、前記ロックオン手段で指定された時点での前記追跡対象の血管情報を記憶する記憶手段を備えることを特徴とする請求項1ないし9いずれか1項記載の電子内視鏡システム。

10

【請求項11】

体腔内の撮像により得られる撮像信号に基づき、内視鏡画像を一定時間毎に順次取得する内視鏡画像取得手段と、前記内視鏡画像内に指定領域枠を表示する表示手段と、前記指定領域枠内の部位を追跡対象として指定するロックオン手段とを備える電子内視鏡システムに組み込まれる電子内視鏡用のプロセッサ装置において、

前記内視鏡画像取得手段から、前記撮像信号を受信する受信手段と、

内視鏡画像の中から前記追跡対象が前記ロックオン手段で指定された後に、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したときに受信した撮像信号から、被写体組織内の血管がある位置までの距離を示す血管深さ、ヘモグロビンインデックスを示す血液濃度、酸素飽和度のうちの少なくともいずれか一つである前記追跡対象の血管情報を算出する血管情報算出手段と、

20

前記追跡対象の指定後に取得した内視鏡画像において、血管情報算出手段で算出した前記追跡対象の血管情報を使って前記追跡対象を追跡する追跡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12】

特殊光発生手段が、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発生するステップと、

内視鏡画像取得手段が、体腔内の撮像により得られる撮像信号に基づき、内視鏡画像を一定時間毎に順次取得するステップと、

30

表示手段が、前記内視鏡画像内に指定領域枠を表示するステップと、

ロックオン手段が、前記指定領域枠内の部位を追跡対象として指定するステップと、

血管情報算出手段が、特殊光を照射したときに得られる撮像信号から、被写体組織内の血管がある位置までの距離を示す血管深さ、ヘモグロビンインデックスを示す血液濃度、酸素飽和度のうちの少なくともいずれか一つである前記追跡対象の血管情報を算出するステップと、

追跡手段が、前記追跡対象の指定後に取得した内視鏡画像において、血管情報算出手段で算出した前記追跡対象の血管情報を使って前記追跡対象を追跡する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】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内における病変部などの追跡対象を追跡する電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、及び追跡方法に関する。

【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

50

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。

10

【0004】

体腔内の画像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、体腔内の奥側に更に挿入したり又は引き出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、病変部を見失なわないようにすることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【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】

特許文献1では、特徴点を追跡する際、病変部などのパターンを認識した上で、追跡を行っているものと思われる。しかしながら、パターン認識に基づいて追跡した場合には、新たに取得する画像から、その認識したパターンに類似する部分を正確に且つ確実に検出することは困難な場合がある。したがって、パターン認識に基づく追跡対象の追跡は、精度の面で劣ることがある。

30

【0007】

本発明は、診断の状況に応じて、医師が内視鏡画像を拡大したり又は遠景したり、内視鏡先端部を上下左右に動かしたりしても、病変部などの追跡対象を精度良く且つ確実に追跡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、及び追跡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】

【0008】

本発明の電子内視鏡システムは、体腔内の撮像により得られる撮像信号に基づき、内視鏡画像を一定時間毎に順次取得する内視鏡画像取得手段と、内視鏡画像内に指定領域枠を表示する表示手段と、指定領域枠内の部位を追跡対象として指定するロックオン手段と、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、特殊光を照射したときに得られる撮像信号から、被写体組織内の血管がある位置までの距離を示す血管深さ、ヘモグロビンインデックスを示す血液濃度、酸素飽和度のうちの少なくともいずれか一つである追跡対象の血管情報を算出する血管情報算出手段と、追跡対象の指定後に取得した内視鏡画像において、血管情報算出手段で算出した追跡対象の血管情報を使って追跡対象を追跡する追跡手段とを備えることを特徴とする。

40

【0009】

血管情報算出手段は、ロックオン手段で指定された時点での追跡対象の生体情報を記憶する記憶手段を備えることが好ましい。

【0010】

50

特殊光照射手段が、波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光であって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な電子内視鏡システムにおいて、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を備え、血管情報算出手段は、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血管情報取得手段であることが好ましい。

【0011】

第1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狭帯域信号とを取得し、第1血管情報算出手段は、第1～第3狭帯域信号に基づいて、前記血管深さ情報及び前記血液濃度情報を求めることが好ましい。第1血管情報算出手段は、第1及び第2狭帯域信号間の第1輝度比と、第2及び第3狭帯域信号間の第2輝度比とを算出する輝度比算出部と、第1及び第2輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を予め記憶する血管深さ-血液濃度相関関係記憶部と、血管深さ-血液濃度相関関係記憶部の相関関係を参照して、輝度比算出部で算出された第1及び第2輝度比に対応する血管深さ情報及び血液濃度情報を求める血管深さ-血液濃度算出部とを備えることが好ましい。第1狭帯域光の波長帯域は $405 \pm 10$  nmであり、第2狭帯域光の波長帯域は $470 \pm 10$  nmであり、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。

【0012】

特殊光照射手段が、中心波長が450nm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な電子内視鏡システムにおいて、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を備え、血管情報算出手段は、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血管情報算出手段であることが好ましい。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。第2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狭帯域光に対応する第1及び第2狭帯域信号と、第1及び第2狭帯域光と異なる波長帯域を有する第4狭帯域光に対応する第4狭帯域信号とを取得し、血管情報算出手段は、第1及び第4狭帯域信号間の第3輝度比と、第1及び第2狭帯域信号間の第4輝度比とを算出する輝度比算出部と、第3及び第4輝度比と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を予め記憶する血管深さ-酸素飽和度相関関係記憶部と、血管深さ-酸素飽和度相関関係記憶部の相関関係を参照して、輝度比算出部で算出された第3及び第4輝度比に対応する前記血管深さ情報及び前記酸素飽和度情報を求めることが好ましい。第1狭帯域光の波長帯域は $405 \pm 10$  nmであり、第2狭帯域光の波長帯域は $470 \pm 10$  nmであり、第4狭帯域光の波長帯域は $440 \pm 10$  nmであることが好ましい。

【0013】

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、励起光の照射によって発生した蛍光を撮像することによって、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が好ましい。前記生体情報取得手段は、生体情報として、ピットパターンを取得することが好ましい。

【0014】

本発明の電子内視鏡用のプロセッサ装置は、体腔内の撮像により得られる撮像信号に基づき、内視鏡画像を一定時間毎に順次取得する内視鏡画像取得手段と、内視鏡画像内に指

10

20

30

40

50

定領域枠を表示する表示手段と、指定領域枠内の部位を追跡対象として指定するロックオン手段とを備える電子内視鏡システムに組み込まれる電子内視鏡用のプロセッサ装置において、内視鏡画像取得手段から、撮像信号を受信する受信手段と、内視鏡画像の中から追跡対象がロックオン手段で指定された後に、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したときに受信した撮像信号から、被写体組織内の血管がある位置までの距離を示す血管深さ、ヘモグロビンインデックスを示す血液濃度、酸素飽和度のうちの少なくともいずれか一つである追跡対象の血管情報を算出する血管情報算出手段と、追跡対象の指定後に取得した内視鏡画像において、血管情報算出手段で算出した追跡対象の血管情報を使って追跡対象を追跡する追跡手段とを備えることを特徴とする。

【0015】

10

本発明の電子内視鏡システムの作動方法は、特殊光発生手段が、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発するステップと、内視鏡画像取得手段が、体腔内の撮像により得られる撮像信号に基づき、内視鏡画像を一定時間毎に順次取得するステップと、表示手段が、内視鏡画像内に指定領域枠を表示するステップと、ロックオン手段が、指定領域枠内の部位を追跡対象として指定するステップと、血管情報算出手段が、特殊光を照射したときに得られる撮像信号から、被写体組織内の血管がある位置までの距離を示す血管深さ、ヘモグロビンインデックスを示す血液濃度、酸素飽和度のうちの少なくともいずれか一つである追跡対象の血管情報を算出するステップと、追跡手段が、追跡対象の指定後に取得した内視鏡画像において、血管情報算出手段で算出した追跡対象の血管情報を使って追跡対象を追跡するステップとを備えることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、追跡対象の生体情報を用いて追跡を行なっているため、内視鏡画像を拡大したり又は遠景したり、内視鏡先端部を上下左右に動かしたりしても、追跡対象の追跡を精度良く且つ確実にすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】本発明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】(A)は通常観察モード時または追跡対象指定処理におけるCCDの撮像動作を、(B)は血管情報取得処理時におけるCCDの撮像動作を、(C)は追跡対象検出処理時におけるCCDの撮像動作を説明する説明図である。

30

【図4】モニタに表示される体腔内の画像図である。

【図5】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)の挿入位置よりも更に奥側で撮像されたことを表している。

【図6】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)の挿入位置よりも更に奥側で撮像されたことを表している。

【図7】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。

40

【図8】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9】ヘモグロビンの吸収係数を示すグラフである。

【図10】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11】(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。

50

【図12】(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13】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図14】本発明の本実施形態とは別の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15】別の実施形態の電子内視鏡システムで用いられる回転フィルタの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

10

図1に示すように、本発明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。

【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。

20

【0020】

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。

【0021】

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、マイクロホワイト光源などであり、波長が赤色領域から青色領域(約470～700nm)にわたる広帯域光BBを発生する。広帯域光源30は、電子内視鏡11の使用時、常時点灯している。広帯域光源30から発せられた広帯域光BBは、集光レンズ39により集光されて、広帯域用光ファイバ40に入射する。

30

【0022】

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。

40

【0023】

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3狭帯域光N3」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4狭帯域光N4」とする)を発生する。第1～第4狭帯域光

50

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。

【0024】

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。

【0025】

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、病変部などの追跡対象を追跡する追跡モードでは、追跡対象指定処理、血管情報取得処理、追跡対象検出処理の 3 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。

【0026】

追跡対象指定処理は、追跡対象をロックオンによって指定するまでの処理であり、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。追跡対象がロックオンされた後に切り替えられる血管情報取得処理は、追跡対象の血管情報を取得する処理であり、この血管情報取得処理に切り替えられると、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、同様にして、第 2 狭帯域光源 34 が OFF に、第 3 狭帯域光源 35 が ON に切り替えられる。そして、第 3 狭帯域光 N3 を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第 3 狭帯域光源 35 が OFF に、第 4 狭帯域光源 38 が ON に切り替えられる。そして、第 4 狭帯域光 N4 を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第 4 狭帯域光源 38 が OFF に切り替えられる。

【0027】

血管情報取得処理後に切り替えられる追跡対象検出処理は、ロックオン後に取得した広帯域光画像の中から追跡対象を検出する処理であり、この追跡対象検出処理に切り替えられると、シャッター 31 が退避位置にセットされる。そして、体腔内に広帯域光 BB を一定時間照射した後に、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、血管情報取得処理と同様に、第 1 ~ 第 4 狭帯域光源 33 ~ 35, 38 を順次 ON に切り替えて、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N1 ~ N4 を一定時間体腔内に照射する。その第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N1 ~ N4 の照射毎には、血管情報取得処理と同様に、CCD 44 によって撮像を行なう。

【0028】

電子内視鏡 11 は、ライトガイド 43、CCD 44、アナログ処理回路 45 (AFE: Analog Front End)、撮像制御部 46 を備えている。ライトガイド 43 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置内のカプラー 36 に挿入されており、出射端が先端部 16a に設けられた照射レンズ 48 に向けられている。光源装置 13 で発せられた光は、ライトガイド 43 により導光された後、照射レンズ 48 に向けて出射する。照射レンズ 48 に入射した光は、先端部 16a の端面に取り付けられた照明窓 49 を通して、体腔内に照射される。体腔内で反射した広帯域光 BB 及び第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 9 】

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 AFE 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 0 】

AFE 4 5 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、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。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 1 2 に入力する。

10

【 0 0 3 1 】

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 AFE 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。

20

【 0 0 3 2 】

これに対して、通常観察モードから追跡モードに切り替えられた場合には、まず追跡対象指定処理に設定される。この追跡対象指定処理では、図 3 (A) の通常観察モードと同様の動作によって、広帯域撮像信号が読み出される。この動作は、追跡対象指定処理に設定されている間、繰り返し行なわれる。

【 0 0 3 3 】

次に、追跡対象指定処理から血管情報取得処理に切り替えられると、図 3 (B) に示すように、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。

30

【 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。

40

【 0 0 3 5 】

次に、血管情報取得処理から追跡対象検出処理に切り替えられると、図 3 (C) に示すように、まず最初に、1 フレームの取得期間内で、図 3 (A) の通常観察モードと同様の動作によって、広帯域撮像信号が読み出される。広帯域撮像信号の読み出しが完了すると、図 3 (B) の血管情報取得処理と同様の動作によって、第 1 ~ 第 4 狭帯域撮像信号が読み出される。広帯域撮像信号の読出 第 1 ~ 第 4 狭帯域撮像信号の読出の一連の動作は、追跡対象検出処理に設定されている間、繰り返し行なわれる。

【 0 0 3 6 】

50

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、内視鏡画像生成部57と、表示制御回路58と、追跡部60と、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。

【0037】

内視鏡画像生成部は、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広帯域光画像63を生成する。表示制御回路58は、フレームメモリ56から広帯域光画像63を読み出し、図4に示すように、読み出した広帯域光画像63をモニタ14に表示する。

10

【0038】

追跡部60は、追跡対象Sを指定するために用いられる指定領域枠Raを設定する指定領域枠設定部65と、第1～第4狭帯域画像データに基づき追跡対象Sの血管情報を算出する血管情報算出部66と、血管情報算出部66で算出した血管情報を記憶するロックオン情報記憶部67と、算出した血管情報に基づき、追跡対象Sの指定後に取得した広帯域光画像63から追跡対象Sを検出する追跡対象検出部68とを備えている。

【0039】

20

指定領域枠設定部65では、指定領域枠Raの大きさなどを設定し、指定領域枠Raをモニタ14上に表示させる。これにより、追跡対象Sの指定が可能となる。ここで、追跡対象Sを指定する際には、まず、図4に示すような指定領域枠Ra内に追跡対象予定の病変部などが入るように、術者が操作部のアングルノブ21(図1参照)などを操作する。そして、指定領域枠Ra内に病変部などが入ったときに、操作部17に設けられたロックオンスイッチ25(図1参照)を押す。これにより、指定領域枠Ra内の病変部などが追跡対象Sとして指定される(ロックオン)。

【0040】

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、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。この血管情報算出部の具体的構成については後で詳細に述べる。ロックオン情報記憶部67は、血管情報算出部66で算出した追跡対象Sの血管情報を記憶する。

30

【0041】

追跡対象検出部68は、ロックオン後に取得した広帯域光画像64の中から、血管情報算出部66で求めた血管情報またはロックオン情報記憶部67に記憶した血管情報を有するエリアを検出する。このようにロックオン時に求めた追跡対象Sの血管情報を用いることで、ロックオン後に得られる広帯域光画像64の中から、追跡対象Sを追跡することができる。

【0042】

例えば、図5(A)に示すように、体腔の壁面にある病変部を追跡対象Sとしてロックオンした場合であって、このロックオンした追跡対象Sの血管情報が「血管深さ：中、血液濃度：高、酸素飽和度：低」である場合には、ロックオン後に得られる広帯域光画像64の中から、血管情報が「血管深さ：中、血液濃度：高、酸素飽和度：低」であるエリアを検出する。そして、ロックオン後に、術者が挿入部16を奥側に更に押し込んで、図5(B)に示すような広帯域光画像64が得られた場合には、その広帯域光画像64の中から、血管情報が「血管深さ：中、血液濃度：高、酸素飽和度：低」であるエリアRa'を検出する。これにより、追跡対象Sを追跡することができる。

40

【0043】

また、図6(A)に示すように、体腔内の奥側に小さな病変部を発見した場合には、この病変部を追跡対象Sとしてロックオンし、追跡対象Sの血管情報を求めておく。そして

50

、図6(B)に示すように、求めた追跡対象の血管情報から、追跡対象Sを追跡する。したがって、術者は、追跡対象Sの追跡状況を把握した状態で、挿入部16を押し込んだり、先端部16aを上下左右方向に移動させることができるため、容易且つ迅速に先端部16aを追跡対象Sである病変部に接近させることができる。

【0044】

また、図7(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追跡対象Sとしてロックオンしておく。ロックオン時には、追跡対象Sの血管情報を求めるとともに、求めた血管情報をロックオン情報記憶部67に記憶しておく。そして、図7(B)に示すように、挿入部16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。そして、再度、最初に発見した病変部を確認したりする場合には、先端部16aがその病変部の近くに帰るように、挿入部16を動かす。そして、図7(C)に示すように、広帯域光画像69の中から、ロックオン情報記憶部67に記憶した血管情報を有するエリアRa'を検出する。これにより、一度モニタ14上から最初に発見した病変部が消えたとしても、本発明の追跡対象Sの追跡機能によって、その病変部を再度確認することができる。

【0045】

図2に示すように、血管情報算出部66は、輝度比算出部70と、血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部71と、血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部72と、血管深さ - 血液濃度算出部73と、血管深さ - 酸素飽和度算出部74とを備えている。輝度比算出部70は、フレームメモリ56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。

【0046】

そして、輝度比算出部70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。

【0047】

血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部71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。

【0048】

血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部71は、図8に示すように、第1及び第2輝度比 $S_1$ ,  $S_2$ を表す輝度座標系79の座標と、血液濃度及び血管深さを表す血管情報座標系80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80は輝度座標系79上に設けられたKL座標系であり、K軸は血管深さを、L軸は血液濃度を表している。K軸は、血管深さが輝度座標系79に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。このK軸に関して、左斜め下に行くほど血管は浅いことを、右斜め上に行くほど血管が深いことを示している。また、L軸は、血液濃度が輝度座標系79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。

【0049】

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 9 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 9 に示すように、血管中のヘモグロビンは、照射する光の波長によって吸光係数  $\mu_a$  が変化する吸光特性を持っている。吸光係数  $\mu_a$  は、ヘモグロビンの光の吸収の大きさである吸光度を表すもので、ヘモグロビンに照射された光の減衰状況を表す  $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$  の式の係数である。ここで、 $I_0$  は光源装置から被写体組織に照射される光の強度であり、 $x$  (cm) は被写体組織内の血管までの深さである。

【 0 0 5 0 】

10

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 9 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。

【 0 0 5 1 】

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 4 4 5 nm と 4 7 3 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 2、第 4 狭帯域光 N 1 , N 2 , N 4 には、中心波長が 4 5 0 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。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。

20

【 0 0 5 2 】

血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部 7 2 は、図 1 0 に示すように、第 3 及び第 4 輝度比 S 3 , S 4 を表す輝度座標系 8 5 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 8 6 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 6 は輝度座標系 8 5 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 8 5 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 8 5 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

【 0 0 5 3 】

また、血管情報座標系 8 6 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 N 1 の照射時と第 2 狭帯域光 N 2 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 9 に示すように、波長が  $4 4 0 \pm 1 0$  nm である第 4 狭帯域光 N 4 を照射した場合には、還元ヘモグロビン 8 2 の吸光係数は、酸素飽和度が高い酸化ヘモグロビン 8 3 の吸光係数よりも大きくなるのに対して、波長が  $4 7 0 \pm 1 0$  nm である第 2 狭帯域光 N 2 を照射した場合には、酸化ヘモグロビン 8 3 の吸光係数のほうが還元ヘモグロビン 8 2 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 N 1 , N 2 , N 4 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  $4 0 0 \pm 1 0$  nm である第 1 狭帯域光 N 1 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。

40

【 0 0 5 4 】

血管深さ - 血液濃度算出部 7 3 は、図 1 1 ( A ) に示すように、輝度座標系 7 9 において、観測値である第 1 及び第 2 輝度比 S 1 \* , S 2 \* に対応する座標 ( S 1 \* , S 2 \* ) を

50

特定する。座標 (  $S1^*$  ,  $S2^*$  ) が特定されたら、図 11 ( 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。

【 0055 】

血管深さ - 酸素飽和度算出部 74 は、図 12 ( 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 12 ( 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。

10

【 0056 】

次に、本発明の作用について、図 13 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、コンソール 23 の操作により、通常観察モードから追跡モードに切り替える。追跡モードに切り替えられると、モニタ 14 上には指定領域  $Ra$  が表示される。そして、追跡対象  $S$  のロックオン ( 追跡対象  $S$  の指定 ) がなされるまで、体腔内に広帯域光  $BB$  を照射する追跡対象指定処理に移る。この追跡対象指定処理では、術者は、病変部などの追跡対象  $S$  が指定領域  $Ra$  内に入るように、挿入部 16 を更に押し込んだり、操作部のアングルノブ 21 などを操作して先端部 16a を上下左右方向に移動させる。追跡対象  $S$  が指定領域  $Ra$  内に入ったなら、術者はロックオンスイッチ 25 を押圧する。

20

【 0057 】

ロックオンスイッチ 25 が押圧されると、追跡対象  $S$  の血管情報を求める血管情報取得処理に移る。血管情報取得処理では、まず、シャッター駆動部 32 はシャッター 31 を挿入位置にセットすることにより、体腔内への広帯域光  $BB$  の照射を停止する。そして、第 1 ~ 第 4 狭帯域光源 33 ~ 35、38 を一定時間毎に順次 ON に切り替え、一定時間毎に第 1 ~ 第 4 狭帯域光  $N1$  ~  $N4$  を体腔内に照射する。そして、第 1 ~ 第 4 狭帯域光  $N1$  ~  $N4$  の照射毎に撮像を行なうことによって、第 1 ~ 第 4 狭帯域撮像信号を取得する。撮像により得られた第 1 ~ 第 4 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 ~ 第 4 狭帯域撮像信号に基づいて第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データが生成される。生成された第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データは、フレームメモリ 56 に記憶される。

30

【 0058 】

そして、血管情報算出部 66 は、フレームメモリ 56 に記憶された第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データに基づいて、追跡対象  $S$  の血管情報を算出する。血管情報としては、血管深さ、血液濃度、酸素飽和度の 3 つが求められる。算出された追跡対象  $S$  の血管情報は、ロックオン情報記憶部 67 に記憶される。血管情報がロックオン情報記憶部 67 に記憶されると、血管情報取得処理が終了し、自動的に追跡対象検出処理に移る。

【 0059 】

追跡対象検出処理では、広帯域光  $BB$  の照射 第 1 狭帯域光  $N1$  の照射 第 2 狭帯域光  $N2$  の照射 第 3 狭帯域光  $N3$  の照射 第 4 狭帯域光  $N4$  の照射の一連の動作が繰り返されるように、シャッター 31 及び第 1 ~ 第 4 狭帯域光源 33 ~ 35、38 が駆動制御される。これにより、ロックオン後には、一定時間毎に、広帯域画像データおよび第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データが得られる。そして、モニタ 14 には、得られた広帯域画像データに基づいて、広帯域光画像 63 が表示される。

40

【 0060 】

また、血管情報算出部 66 は、得られた第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データに基づき、ロックオン後に得られる広帯域光画像 64 について、画像全体で体腔内の血管情報を算出する。追跡対象検出部 68 は、広帯域光画像 64 の中から、ロックオン情報記憶部 67 に記憶された血管情報を有するエリア  $Ra'$  が存在するか否かを検出する。存在した場合には、そのエリア  $Ra'$  に合わせて指定領域  $Ra$  を表示させることによって、そのエリア  $Ra'$

50

内にある部位がロックオンによって指定された追跡対象Sであることを術者に知らせる。これにより、追跡対象Sを追跡することができる。そして、追跡モードが通常観察モードに切り替ええられるまでの間、これまでと同様の処理が繰り返されることによって、追跡対象Sの追跡が継続される。そして、追跡モードが通常観察モードに切り替えられると、追跡対象Sの追跡が終了する。

【0061】

一方、広帯域光画像64の中に、ロックオン情報記憶部67に記憶された血管情報を有するエリアRa'が存在しない場合には、追跡対象Sが検出されるまで、これまでと同様の処理が繰り返される。

【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BB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14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BBのうち通常観察モードおよび追跡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BB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100a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100a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。

【0063】

図15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BBのうち通常観察モードおよび追跡モードの追跡対象指定処理時に使用する光を透過させる第1エリア102と、広帯域光BBのうち血管情報取得処理時に使用する光を透過させる第2エリア103と、広帯域光BBのうち追跡対象検出処理時に使用する光を透過させる第3エリア104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BBの光路上に位置するようにする。

【0064】

第1エリア102には、広帯域光BB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BBのうち、第1狭帯域光N1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。第3エリアには、広帯域光透過フィルタ105と、第1～第4狭帯域光透過フィルタ106～109とが、この順で周方向に沿って設けられている。

【0065】

なお、本実施形態では、追跡対象が1つの場合について説明したが、追跡対象は複数存在してもよい。追跡対象を複数にした場合には、追跡対象が1の場合と同様に、各追跡対象毎に血管情報を求め、それぞれの血管情報を記憶しておく必要がある。また、本実施形態では、血管深さ、血液濃度、酸素飽和度の3つを使って追跡対象の追跡を行なったが、それらのうち少なくともいずれか1つだけで追跡を行なってもよい。

【0066】

また、本実施形態では、追跡対象の血管情報を使って追跡を行なったが、追跡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追跡を行なってもよい。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追跡対象としてもよい。この場合には、自家蛍光成分となる追跡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追跡を行なう。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追跡対象としてもよい。この場合には、蛍光薬剤が

10

20

30

40

50

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追跡を行なう。

【0067】

また、本実施形態では、追跡対象検出処理時においては、ロックオン後に取得した広帯域光画像全体で体腔内の血管情報を求めたが、追跡対象の動きがある程度予測できる場合には、その予想される追跡対象の動きの範囲内だけで血管情報を求めてもよい。また、本実施形態では、追跡モードに切り替えたときに、モニタに指定領域枠を表示し、この指定領域内に入った部位を追跡対象として指定したが、これに代えて、追跡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。

10

【0068】

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内に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】

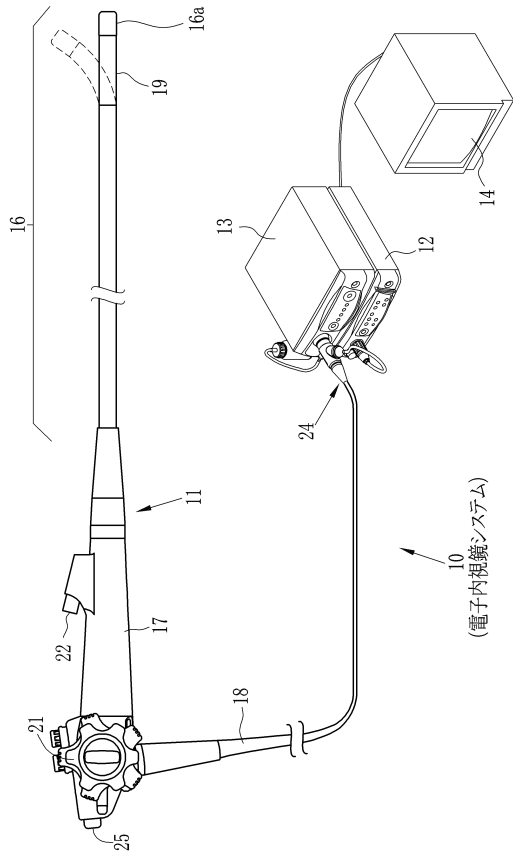
【0069】

- 10 電子内視鏡システム
- 30 広帯域光源
- 33 ~ 35, 38 第1 ~ 第4狭帯域光源
- 44 CCD
- 57 内視鏡画像生成部
- 60 追跡部
- 63 広帯域光画像
- 65 指定領域枠設定部
- 66 血管情報算出部
- 67 ロックオン情報記憶部
- 68 追跡対象検出部
- 70 輝度比算出部
- 71 血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部
- 72 血管深さ - 血液濃度算出部
- 73 血管深さ画像生成部
- 74 血液濃度画像生成部
- Ra 指定領域枠
- S 追跡対象

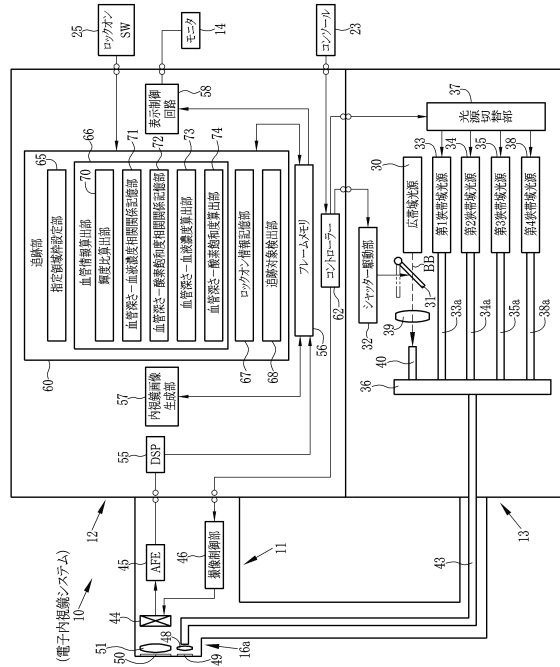
20

30

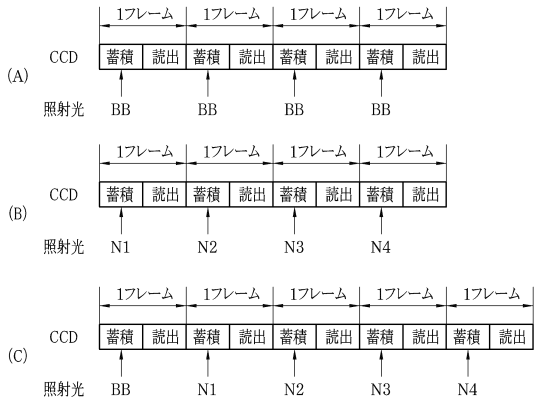
【図1】



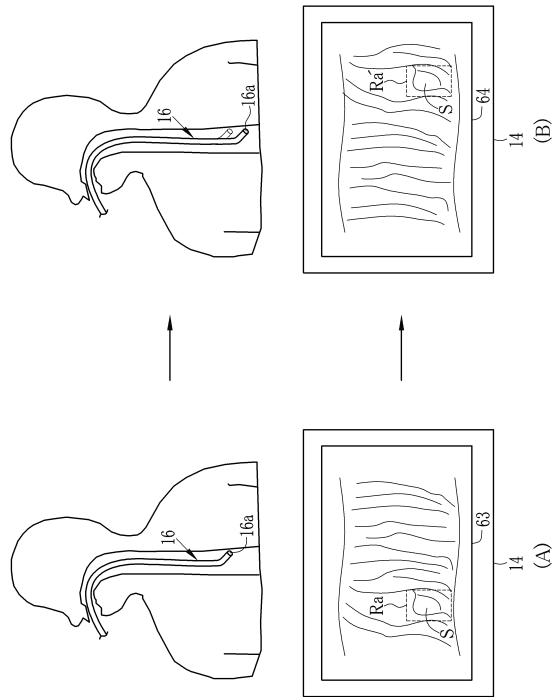
【図2】



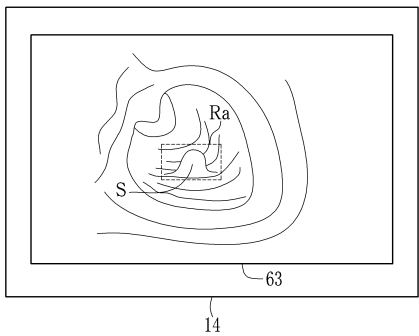
【図3】



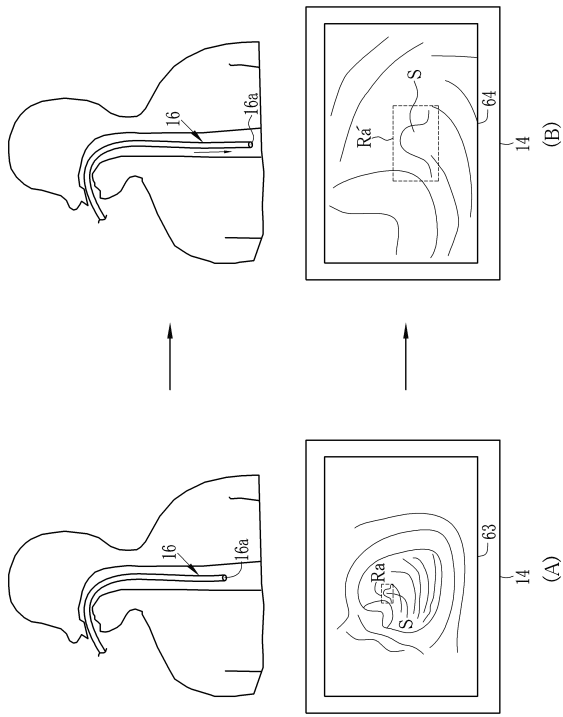
【図5】



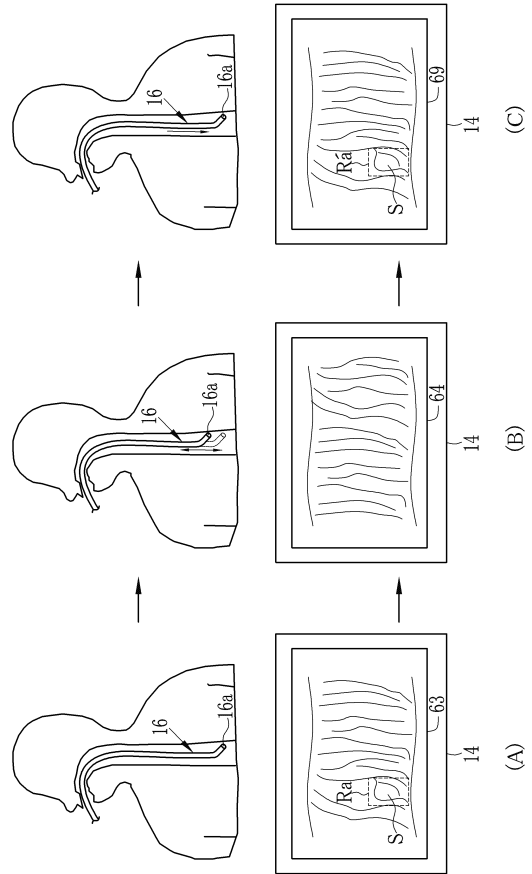
【図4】



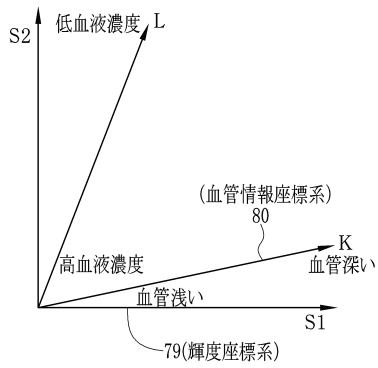
【図6】



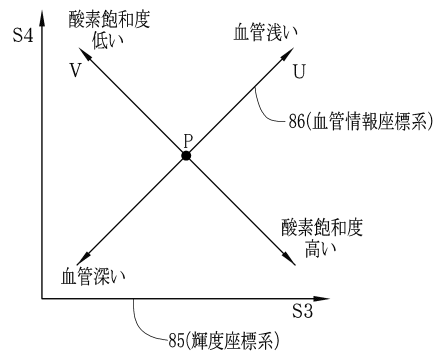
【図7】



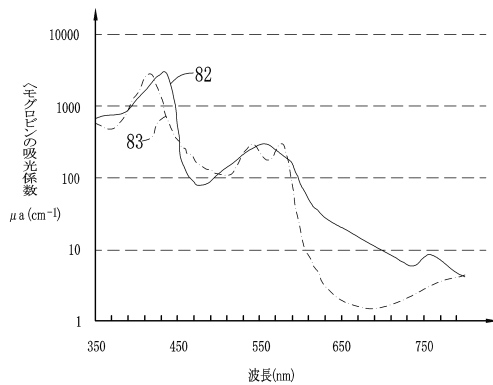
【図8】



【図10】

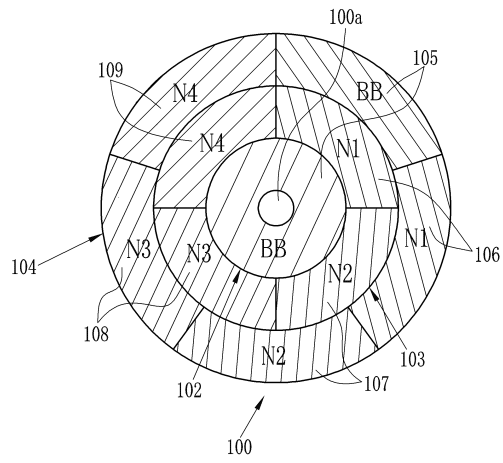


【図9】





【 図 15 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10 - 216080 (JP, A)  
特表2003 - 535659 (JP, A)  
特開平10 - 323322 (JP, A)  
特開2000 - 262459 (JP, A)  
特開2010 - 094152 (JP, A)  
特表2007 - 505645 (JP, A)

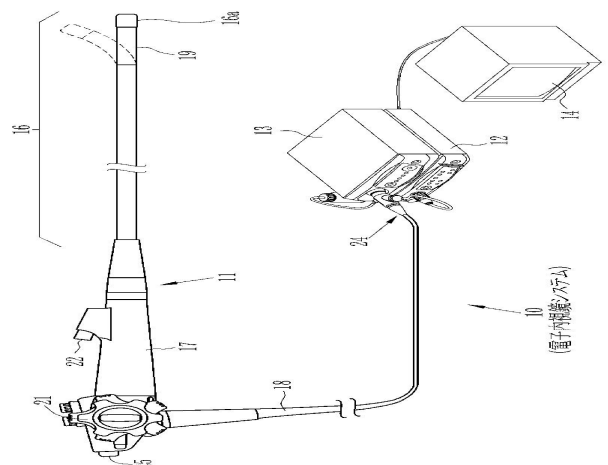
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

专利名称(译)	电子内窥镜系统，电子内窥镜的处理器装置和电子内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5634755B2</a>	公开(公告)日	2014-12-03
申请号	JP2010130846	申请日	2010-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山口博司 飯田孝之		
发明人	山口 博司 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/04.370 A61B1/00.320.Z A61B1/00.511 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR15 4C061/RR20 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/WW13 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/RR20 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW13 5C054/CA04 5C054/CA06 5C054/CC02 5C054/CC07 5C054/CE04 5C054/ED04 5C054/HA05		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2011254936A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：精确且可靠地追踪诸如病变部位的追踪对象。解决方案：当用宽带光束BB照射体腔内部时，在每个固定时间内获取宽带光学图像63。在跟踪模式时，在宽带光学图像63上显示指定区域帧Ra。当诸如病变部分的部分进入指定区域框Ra内时，推动设置在操作部分中的锁定开关。响应于锁定开关的按压，分配区域框内的部分被指定为跟踪对象S，并且在其中计算跟踪对象S的血管信息。在分配跟踪对象之后，通过移动插入部分16或尖端部分16a，新获取在锁定时与宽带光学图像63不同的另一宽带光学图像64。在新获取的宽带光学图像64中检测包括跟踪对象S的血管信息的区域Ra。通过重复检测，在用于获取宽带图像64的一系列流中跟踪跟踪对象S。



【图3】