

(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2009-22376  
(P2009-22376A)

(43) 公開日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
<b>A61B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/04	372	2H040
<b>A61B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/00	300Y	4C061
<b>A61B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/06	B	
<b>G02B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G02B	23/24	A	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-186132 (P2007-186132)  
(22) 出願日 平成19年7月17日 (2007.7.17)

(71) 出願人 000113263  
HOYA株式会社  
東京都新宿区中落合2丁目7番5号  
(74) 代理人 100098235  
弁理士 金井 英幸  
(72) 発明者 杉本 秀夫  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内  
(72) 発明者 石井 矢寿子  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内  
Fターム(参考) 2H040 BA05 CA10 CA11 CA12 CA23  
DA21 GA02 GA06 GA11  
4C061 BB01 BB08 FF40 GG01 HH51  
LL02 MM01 MM02 NN01 PP12  
PP13 QQ02 QQ04

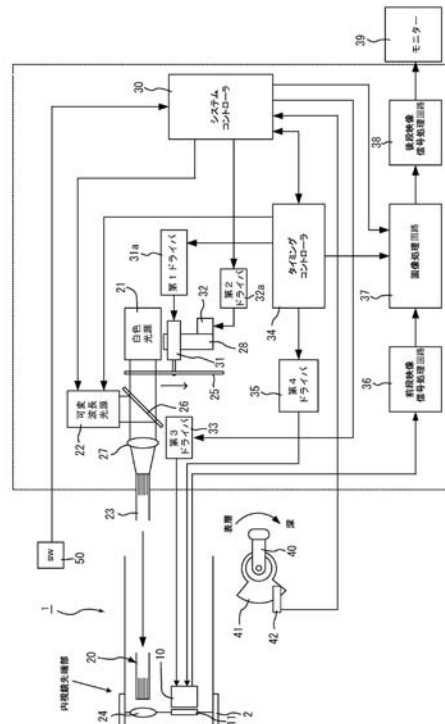
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】組織の表面のみでなく、表面より深い部分の組織を観察することも可能な電子内視鏡システムを提供すること。

【解決手段】内視鏡挿入部の先端に配置された撮像ユニット10はアクチュエータ16を駆動することにより光軸方向に移動可能であり、ピント位置を変更できる。可変波長光源22は、波長の異なる複数の半導体レーザーから選択されたレーザー光をライトガイド23を介して内視鏡先端に導き、配光レンズ24を介して対象物に照射する。システムコントローラ30は、観察深度指示レバー40により観察深度を深くするよう指示された場合にはピント位置を内視鏡先端部から遠ざかる方向に変化させると共に照明光の波長を長波長側にシフトさせ、観察深度を浅くするよう指示された場合にはピント位置を内視鏡先端部に近づく方向に変化させると共に、照明光の波長を短波長側にシフトさせる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡挿入部の先端に配置された対物レンズにより形成される対象物の像を撮像素子により撮像する撮像光学系と、

前記撮像光学系の撮像素子と共役なピント位置を内視鏡挿入部の先端に対して前記対物レンズの光軸方向に変化させるピント位置変更手段と、

発光波長が変更可能な可変波長光源と、

前記可変波長光源から発した照明光をライトガイドを介して前記内視鏡挿入部の先端に導いて対象物を照明する照明光学系と、

内視鏡の操作者により操作される観察深度指示手段と、

10

前記観察深度指示手段により観察深度を深くするよう指示された場合に、前記ピント位置変更手段を制御してピント位置を内視鏡先端部から遠ざかる方向に変化させると共に、前記可変波長光源が発する照明光の波長を長波長側にシフトさせ、観察深度を浅くするよう指示された場合に、前記ピント位置変更手段を制御してピント位置を内視鏡先端部に近づく方向に変化させると共に、前記可変波長光源が発する照明光の波長を短波長側にシフトさせる制御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】**

前記可変波長光源は、生体組織を励起させて蛍光を生じさせる励起光を発光可能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】**

20

前記ライトガイドに対して白色光を入射させる白色光源をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記可変波長光源からの照明光または励起光と、前記白色光源からの白色光とを前記ライトガイドに対して交互に入射させ、それぞれの光の入射時に撮像された画像データを同一画面に合成してモニターに表示させるようにした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】**

前記撮像光学系は、前記対物レンズと前記撮像素子との間にピンホール板を備え、前記撮像素子の撮像面と共役なピント面以外からの光を遮断する共焦点光学系として構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内等の対象部位の画像を撮像素子により電子的に撮影して表示させる電子内視鏡システムに関し、特に、対象部位の観察深度を変化させる手段に関する。

**【背景技術】****【0002】**

電子内視鏡システムは、内視鏡挿入部の先端に配置された対物レンズにより形成される対象物の像を撮像素子により撮像し、この撮像素子から出力される映像信号を画像処理装置により処理して外部のモニター画面に表示する。操作者は、モニター画面に動画、または静止画として表示される画像を観察して撮影対象部位の状態を把握する。

40

**【0003】**

最近では、病変部の詳細な分析のために、血管の形状、密度を観察し、診断の判断材料にしたいという要望がある。毛細血管が滑らかに走っている正常組織と比較し、病変部は、毛細血管が錯綜及び密集している傾向がある。癌化した細胞は、多くの血液を必要とし、短期間に血管を生成するため、このような状況となりやすい。したがって、このような毛細血管の錯綜、密集の度合いを調べることにより、病変部の判別が可能となる。

**【0004】**

励起光を照射して組織から発せられる蛍光を観察する蛍光観察内視鏡では、励起光が血

50

液に吸収されるため、毛細血管の錯綜、密集している部分は黒く表示される。特許文献 1 には、この種の蛍光観察が可能な内視鏡システムが開示されている。

【0005】

【特許文献 1】特開 2002 - 028125 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、蛍光観察に利用される励起光は可視域より短波長であるため、上記の蛍光観察内視鏡では主に組織表面上の情報しか得られず、組織表面より深い部分にある血管等を観察することができないという問題がある。

10

【0007】

本発明は、このような従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、組織の表面のみでなく、表面より深い部分の組織を観察することも可能な電子内視鏡システムを提供することを目的(課題)とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記の課題を解決するために案出された本発明の電子内視鏡システムは、内視鏡挿入部の先端に配置された対物レンズにより形成される対象物の像を撮像素子により撮像する撮像光学系と、撮像光学系の撮像素子と共役なピント位置を内視鏡挿入部の先端に対して対物レンズの光軸方向に変化させるピント位置変更手段と、発光波長が変更可能な可変波長光源と、可変波長光源から発した照明光をライトガイドを介して内視鏡挿入部の先端に導いて対象物を照明する照明光学系と、内視鏡の操作者により操作される観察深度指示手段と、観察深度指示手段の指示にしたがってピント位置変更手段と可変波長光源とを制御する制御手段とを備える。そして、制御手段は、観察深度指示手段により観察深度を深くするよう指示された場合に、ピント位置変更手段を制御してピント位置を内視鏡先端部から遠ざかる方向に変化させると共に、可変波長光源が発する照明光の波長を長波長側にシフトさせ、観察深度を浅くするよう指示された場合に、ピント位置変更手段を制御してピント位置を内視鏡先端部に近づく方向に変化させると共に、可変波長光源が発する照明光の波長を短波長側にシフトさせることを特徴とする。

20

【0009】

可変波長光源は、生体組織を励起させて蛍光を生じさせる励起光を発光可能であることが望ましい。また、ライトガイドに対して白色光を入射させる白色光源をさらに備えることが望ましい。この場合、可変波長光源からの照明光または励起光と、白色光源からの白色光とをライトガイドに対して交互に入射させ、それぞれの光の入射時に撮像された画像データを同一画面に合成してモニターに表示させることができる。

30

【0010】

また、対物レンズと撮像素子との間にピンホール板を配置し、撮像素子の撮像面と共役なピント面以外からの光を遮断する共焦点光学系として撮像光学系を構成してもよい。

【発明の効果】

【0011】

本発明の電子内視鏡システムによれば、照明光の波長を長波長側にシフトさせ、ピント位置を内視鏡先端部から遠ざかる方向に変化させることにより、観察深度を深くすることができる。すなわち、波長の長い光ほど組織表面より深い部位まで到達するため、波長の長い照明光を使用し、深い部位にピントを合わせることにより、組織表面より深い部分の状態を観察することが可能となる。したがって、組織表面より深い部分の毛細血管の錯綜、密集の度合いを観察でき、これに基づいて病変部の判別が可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を説明する。図 1 は、実施形態の電子内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。図 1 は、体腔内に挿入され

50

るために細長く形成された内視鏡挿入部の先端部分の構成と、この挿入部に接続された光源プロセッサ装置内の各回路の接続関係とを示している。

【0013】

図1に示されるように、この電子内視鏡システム1は、内視鏡挿入部の先端に配置されて対物窓(シールドガラス)11を介して対象物の像を撮影する撮像ユニット10と、白色光を発する白色光源21、または、発光波長が変更可能な可変波長光源22から発した光をライトガイド23を介して内視鏡挿入部の先端に導き、配光レンズ24を介して対象物に照射する照明光学系20とを備えている。

【0014】

内視鏡先端部には、円筒状のフード2が取り付けられている。フード2の先端は、対物窓11及び配光レンズ24より突出しており、内視鏡先端部を観察部位に押しつけた状態でも光の照射及び撮影が可能ないように構成されている。

10

【0015】

撮像ユニット10は、図2及び図3に拡大して示すように、対物レンズ12と、対物レンズ12により形成される対象物の像を撮影する電荷蓄積型の撮像素子13とから成る撮像光学系を備えている。これらの対物レンズ12と撮像素子13とは、内視鏡先端部に固定された固定鏡筒14内に収納された可動鏡筒15内に保持されている。

【0016】

可動鏡筒15は、固定鏡筒14との間に配置された圧電素子等のアクチュエータ16により対物レンズ12の光軸方向にスライド可能である。図2は、アクチュエータ16の作動量が小さく、撮像光学系の撮像素子13と共役なピント位置が内視鏡挿入部の先端に近い場合を示し、図3は、アクチュエータ16の作動量が大きく、撮像光学系のピント位置が内視鏡挿入部の先端から遠い場合を示す。フード2を組織表面に押し当てた状態で、図2の設定では組織表面に撮像光学系のピントが合い、図3の設定では組織表面より深い部位にピントが合う。すなわち、可動鏡筒15及びアクチュエータ16は、撮像光学系の撮像素子13と共役なピント位置を内視鏡挿入部の先端に対して対物レンズ12の光軸方向に変化させるピント位置変更手段として機能する。

20

【0017】

白色光源21とライトガイド23とを結ぶ直線的な光路上には、ロータリーシャッタ25、ハーフミラー26、集光レンズ27が光源側から順に配置されている。可変波長光源22は、上記の光路に対して垂直にハーフミラー26に対して光を入射させるよう配置されている。ロータリーシャッタ25は、図4に平面形状を示すように、中心角約180°の扇形の窓25aが形成された円板であり、集光レンズ27の光軸に対して直交し且つオフセットした状態で、シャッタ用モータ31の回転軸に固定されている。窓25aのサイズは、白色光の径より大きく設定されており、シャッタ用モータ31を駆動してロータリーシャッタ25を回転させることにより、白色光がオン/オフされて断続的に透過する。ロータリーシャッタ25を透過した白色光源21からの白色光の一部は、ハーフミラー26を透過して集光レンズ27により集光されてライトガイド23に入射する。

30

【0018】

ロータリーシャッタ25は、シャッタ用モータ31と共にスライド台28に取り付けられており、スライド用モータ32を駆動することにより、ロータリーシャッタ25を図1に示す光路中の設定位置と、図中下側に光路から外れた待避位置との間で切り替えることができる。

40

【0019】

一方、可変波長光源22は、発光波長が異なる複数の半導体レーザーを内蔵する。可変波長光源22には、生体を励起して自家蛍光を発生させる近紫外の波長域の光を発する励起用レーザーと、可視域の異なる波長で発光する複数の照明用レーザーとを含む。これらの半導体レーザーは、選択的に発光し、その一部がハーフミラー26により反射され、集光レンズ27により集光されてライトガイド23に入射する。

【0020】

50

なお、可変波長光源 22 としては、上記の構成の他、モノクロメータを用いることもできる。モノクロメータは、任意のスペクトル光源をプリズム、もしくは格子で作成し、スペクトル内に置いた射出スリットにより放出用の狭い波長帯を選択する機器であり、スリットを通る光源のスペクトルを内部で動かすことにより、発光波長を変えることができる。レーザー光源の場合、段階的な発振波長となるが、モノクロメータの場合、選択波長に幅は有するものの無段階に波長を変えることができる。ただし、モノクロメータ利用の場合で、オンオフのスイッチングが遅い光源を用いる場合には、白色光源用のロータリーシャッタ 25 と同様のシャッタを可変波長光源 22 とハーフミラー 26 との間に配置する必要がある。

#### 【0021】

対物レンズ 12 と撮像素子 13 との間には、励起用レーザーから発する励起光に相当する波長成分を除去するための励起光カットフィルター(図示せず)が組み込まれている。励起光カットフィルターは、図 5 に示すように、励起光を遮断し、励起光より長い波長の光を透過させる特性を有しており、これにより、蛍光撮影時に撮像素子 13 に励起光が入射するのを防ぎ、自家蛍光のみの撮影が可能となる。

#### 【0022】

また、対物レンズ 12 と撮像素子 13 との間には、対物レンズ 12 の焦点に合わせてピンホール板(図示せず)が備えられており、撮像光学系は、撮像素子 13 の撮像面と共役なピント面以外からの光を遮断する共焦点光学系として構成されている。

#### 【0023】

次に、撮像ユニット 10 により撮像された画像信号を処理し、ピント位置変更手段や可変波長光源 22 の発光波長を制御する電気系統の構成について説明する。電子内視鏡システム 1 の電気系統は、全体の制御を司るシステムコントローラ 30 を中心に、シャッタ用モータ 31 を駆動する第 1 ドライバ 31a、スライド用モータ 32 を駆動する第 2 ドライバ 32a、撮像ユニット 10 内のアクチュエータ 16 を駆動して撮像光学系 10 のピント位置を変化させる第 3 ドライバ 33、撮像素子 12 を制御する同期信号を出力するタイミングコントローラ 34、このタイミングコントローラ 34 からの信号に同期して撮像素子 13 を駆動する駆動信号を出力する第 4 ドライバ 35 を備えている。

#### 【0024】

また、画像信号の処理系として、撮像素子 13 から出力される映像信号を処理する前段信号処理回路 36、この前段信号処理回路 36 で処理され出力されたデジタルの映像信号を演算処理する画像処理回路 37、この画像処理回路 37 で演算された映像信号をモニター 39 に表示するための規格化映像信号に変換して出力する後段信号処理回路 38 を備える。

#### 【0025】

さらに、内視鏡挿入部に接続される操作部には、観察深度を指示するための観察深度指示レバー 40 と、観察モードを通常観察モード、蛍光観察モード、深度観察モードとの間で切り替えるためのモード切替スイッチ 50 とが設けられている。これらのレバー及びスイッチは、内視鏡による観察時に操作者(術者)により操作される。

#### 【0026】

観察深度指示レバー 40 には、扇形のスリット板 41 が一体に回転するように設けられ、このスリット板 41 を挟んでフォトインタラプタ 42 が配置されている。フォトインタラプタ 42 はスリット板 41 を挟んで対向するように配置された発光素子と受光素子とを含み、スリット板 41 の回転に伴ってパルスを出力するインクリメンタル方式のロータリーエンコーダとして構成されている。ここでは、スリット板 41 には二組のスリット列が半周期ずらして配置され、それぞれのスリットに対して発光素子と受光素子との組が設けられている。これにより、回転量と回転方向とを検出することができる。

#### 【0027】

観察深度指示レバー 40 による操作は、深度観察モードにおいてのみ有効であり、操作に応じてフォトインタラプタ 42 からのパルス信号がシステムコントローラ 30 に入力さ

10

20

30

40

50

れ、システムコントローラ 30 は、このパルス信号に応じて第 3 ドライバ 33 を制御してアクチュエータ 16 を駆動してピント位置を変化させ、可変波長光源 22 から発する照明光の波長をシフトさせる(この例では波長の異なる半導体レーザーに切り替える)。具体的には、システムコントローラ 30 は、観察深度指示レバー 40 により観察深度を深くするよう指示された場合に、アクチュエータ 16 を制御してピント位置を内視鏡先端部から遠ざかる方向に変化させると共に、可変波長光源 22 が発する照明光の波長を長波長側にシフトさせ、観察深度を浅くするよう指示された場合に、アクチュエータ 16 を制御してピント位置を内視鏡先端部に近づく方向に変化させると共に、可変波長光源 22 が発する照明光の波長を短波長側にシフトさせる。観察深度指示レバー 40 は、観察深度指示手段に相当し、システムコントローラ 30 は制御手段に相当する。

10

**【0028】**

撮像ユニット 10 は、組織表面の観察時には、図 6 に示すように、対物レンズ 12 と撮像素子 13 とが内視鏡先端部より後退した位置に設定され、組織表面より深い部位の観察時には、図 7 に示すように、対物レンズ 12 と撮像素子 13 とが内視鏡先端部側にせり出した位置に設定される。図 7 の状態では、撮像素子 12 と共役なピント位置が組織表面より深い部分に一致する。そして、照明光の波長を長波長側にシフトさせると、波長の長い光ほど組織表面より深い部位まで到達するため、組織内部の血管等の画像を撮影することが可能となる。

**【0029】**

さらに、システムコントローラ 30 は、タイミングコントローラ 34 を介して第 1 ドライバ 31 a、第 4 ドライバ 35 及び画像処理回路 37 を制御している。可変波長光源 22 は、システムコントローラ 30 からの選択信号に応じて複数の半導体レーザーのいずれかを選択し、タイミングコントローラ 34 からの同期信号に基づいて選択された半導体レーザーをチョッピング制御する。

20

**【0030】**

画像処理回路 37 には、図 8 に示すような深度観察モード時に利用される合成画像生成ブロックが含まれている。このブロックは、前段映像信号処理回路 36 から入力された映像信号の高周波成分をカットするローパスフィルタ 37 a と、低周波成分をカットするハイパスフィルタ 37 b と、それぞれのフィルタに接続された画像メモリ 37 c、37 d と、一方の画像メモリ 37 d に接続された画像強調部 37 e と、画像メモリ 37 c の出力に画像強調部 37 e の出力を合成する合成器 37 f とを備えている。

30

**【0031】**

次に、上記のように構成された電子内視鏡システム 1 の動作を説明する。システムの電源が投入されると、システムコントローラ 30 が起動し、白色光源 21 が点灯する。システムコントローラ 30 は、モード切替スイッチ 50 の設定を読み込み、各観察モードに合わせて各部を制御する。以下、通常観察モード、蛍光観察モード、深度観察モードの順に説明する。

**【0032】**

通常観察モードが選択されている場合には、システムコントローラ 30 は、第 2 ドライバ 32 a を介してスライド用モータ 32 を駆動し、ロータリーシャッタ 25 を光路外に待避させる。可変波長光源 22 は消灯したままである。これにより、白色光源 21 から発した照明光が連続的にライトガイド 23 を介して内視鏡先端部に届き、配光レンズを介して対象物を照明する。白色光により照明された対象物からの反射光は、撮像ユニット 10 に取り込まれて対象物のカラー画像を形成する。システムコントローラ 30 は、第 3 ドライバ 33 を介してアクチュエータ 16 を駆動し、図 2 及び図 6 に示すように、ピント位置が対象物の組織表面に一致するよう制御する。また、タイミングコントローラ 34 を介して第 4 ドライバ 35 を制御し、撮像素子 13 を駆動して所定のタイミングで映像信号を出力させる。出力された映像信号は、前段映像信号処理回路 36、画像処理回路 37、後段信号処理回路 38 により処理されてモニター 39 に対象物カラー画像の動画を表示させる。

40

**【0033】**

50

蛍光観察モードが選択されている場合には、システムコントローラ30は、第2ドライバ32aを介してスライド用モータ32を駆動し、ロータリーシャッタ25を光路中に設定する。そして、第1ドライバ31aを介してシャッタ用モータ31を駆動し、ロータリーシャッタ25を回転させる。また、システムコントローラ30は、可変波長光源22の励起光用レーザーを選択し、タイミングコントローラ34からの同期信号により、白色光がロータリーシャッタ25を透過する間は励起光用レーザーを消灯させ、白色光がロータリーシャッタ25により遮断される間は励起光用レーザーを発光させる。これにより、白色光源21から発した白色光と、可変波長光源22から発した励起光とが交互にライトガイド23に入射する。ピント位置は、通常観察モードにおけるのと同様、図2及び図6に示すように、対象物の組織表面に一致するよう制御される。

10

#### 【0034】

励起光が照射されている期間は励起された組織からの蛍光が励起光と共に撮像ユニット10に入射するが、励起光は励起光カットフィルターにより遮断されるため、蛍光のみが撮像素子13に到達し、蛍光画像の信号が得られる。一方、白色光が照射されている期間は、組織からの反射光が撮像素子13に到達し、組織のカラー画像の信号が得られる。画像処理回路37は、交互に出力される蛍光画像とカラー画像とを合成する。この際、画像処理回路37は、一組のカラー画像信号と蛍光画像信号とを取得する毎に、カラー画像信号と蛍光画像信号とを比較し、カラー画像信号の輝度に対する蛍光画像信号の輝度の割合が一定の値より低い画素を病変部と特定し、これらの画素を例えば赤色で表示する画像信号を生成し、これをカラー画像信号と合成し、後段映像信号処理回路38を介してモニター39に出力する。モニター39は、入力された画像データに基づいて、体腔内の画像に病変部が赤色で表示された画像を表示する。

20

#### 【0035】

深度観察モードが選択されている場合には、システムコントローラ30は、第2ドライバ32aを介してスライド用モータ32を駆動し、ロータリーシャッタ25を光路中に設定する。そして、第1ドライバ31aを介してシャッタ用モータ31を駆動し、ロータリーシャッタ25を回転させる。また、システムコントローラ30は、観察深度指示レバー40からのパルスに基づき、可変波長光源22に含まれる複数の半導体レーザーから、励起光用レーザー以外の照明用レーザーを選択し、タイミングコントローラ34からの同期信号により、白色光がロータリーシャッタ25を透過する間は照明用レーザーを消灯させ、白色光がロータリーシャッタ25により遮断される間は照明用レーザーを発光させる。これにより、白色光源21から発した白色光と、可変波長光源22から発した照明光とが交互にライトガイド23に入射する。さらに、システムコントローラ30は、観察深度指示レバー40からのパルスに基づき、第3ドライバ33を制御してアクチュエータ16を駆動し、観察深度に合わせてピント位置を調整する。すなわち、観察深度が深い場合には、より波長の長い半導体レーザーが選択され、ピント位置は組織表面より深い部分に合わせられる。観察深度が浅い場合には、より波長の短い半導体レーザーが選択され、ピント位置は組織表面に近い部分に合わせられる。ピント位置は、数百マイクロオーダーで変更可能である。

30

#### 【0036】

白色光が照射されている期間は、組織からの反射光が撮像素子13に到達し、組織のカラー画像の信号が得られる。この画像信号は、前段映像信号処理回路36を介して画像処理装置37に入力され、図8に示すローパスフィルタ37aで高周波成分が除かれ、画像メモリ37cに蓄積される。一方、可変波長光源22からの単波長の照明光が照射されている期間は組織表面より深い部位からの反射光が撮像ユニット10に入射するため、組織内の血管等の画像を含む画像信号が得られる。この画像信号は、前段映像信号処理回路36を介して画像処理装置37に入力され、血管などの高周波成分を抽出するため、図8に示すハイパスフィルタ37bを介して画像メモリ37dに蓄積される。

40

#### 【0037】

合成器37fは、画像メモリ37cに蓄積されたカラー画像信号と、画像メモリ37d

50

に蓄積され、画像強調部 37e で輪郭強調処理が施された単波長の深部の画像信号とを合成し、後段映像信号処理回路 38 を介してモニター 39 に出力する。モニター 39 は、入力された画像データに基づいて、錯綜する毛細血管等の画像を体腔内のカラー画像に重ね合わせて表示する。

【0038】

このように、実施形態の電子内視鏡システム 1 によれば、モニター 39 には、モード切替スイッチ 50 の切り替えに応じて、通常観察モードでは体腔内の組織表面のカラー画像が表示され、蛍光観察モードでは蛍光撮影により得られた病変部情報を組織表面のカラー画像に重ね合わせて表示され、深度観察モードでは特定の波長により得られた組織表面より深い部位の画像が組織表面のカラー画像に重ね合わせて表示される。

10

【0039】

深度観察モードでは、観察深度指示レバー 40 の操作に応じて撮像ユニット 10 のピント位置と可変波長光源 22 から発する照明光の波長とを変更でき、これにより観察の対象となる深度を変更することができる。したがって、組織表面より深い部分の毛細血管の錯綜、密集の度合いを観察でき、これに基づいて病変部の判別が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図 1】本発明の一実施形態による電子内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 の電子内視鏡システムに含まれる撮像ユニットの組織表面にピント位置を合わせた状態を示す断面図である。

20

【図 3】図 1 の電子内視鏡システムに含まれる撮像ユニットの組織深部にピント位置を合わせた状態を示す断面図である。

【図 4】図 1 の電子内視鏡システムに含まれるロータリーシャッタの平面図である。

【図 5】図 1 の電子内視鏡システムに含まれる励起光カットフィルタの特性を示すグラフである。

【図 6】図 1 の電子内視鏡システムに含まれる撮像ユニットのピント位置と組織との関係を示す説明図であり、組織表面にピント位置を合わせた状態を示す。

【図 7】図 1 の電子内視鏡システムに含まれる撮像ユニットのピント位置と組織との関係を示す説明図であり、組織深部にピント位置を合わせた状態を示す。

30

【図 8】図 1 の電子内視鏡システムの画像処理装置に含まれる合成画像生成ブロックを示すブロック図である。

【符号の説明】

【0041】

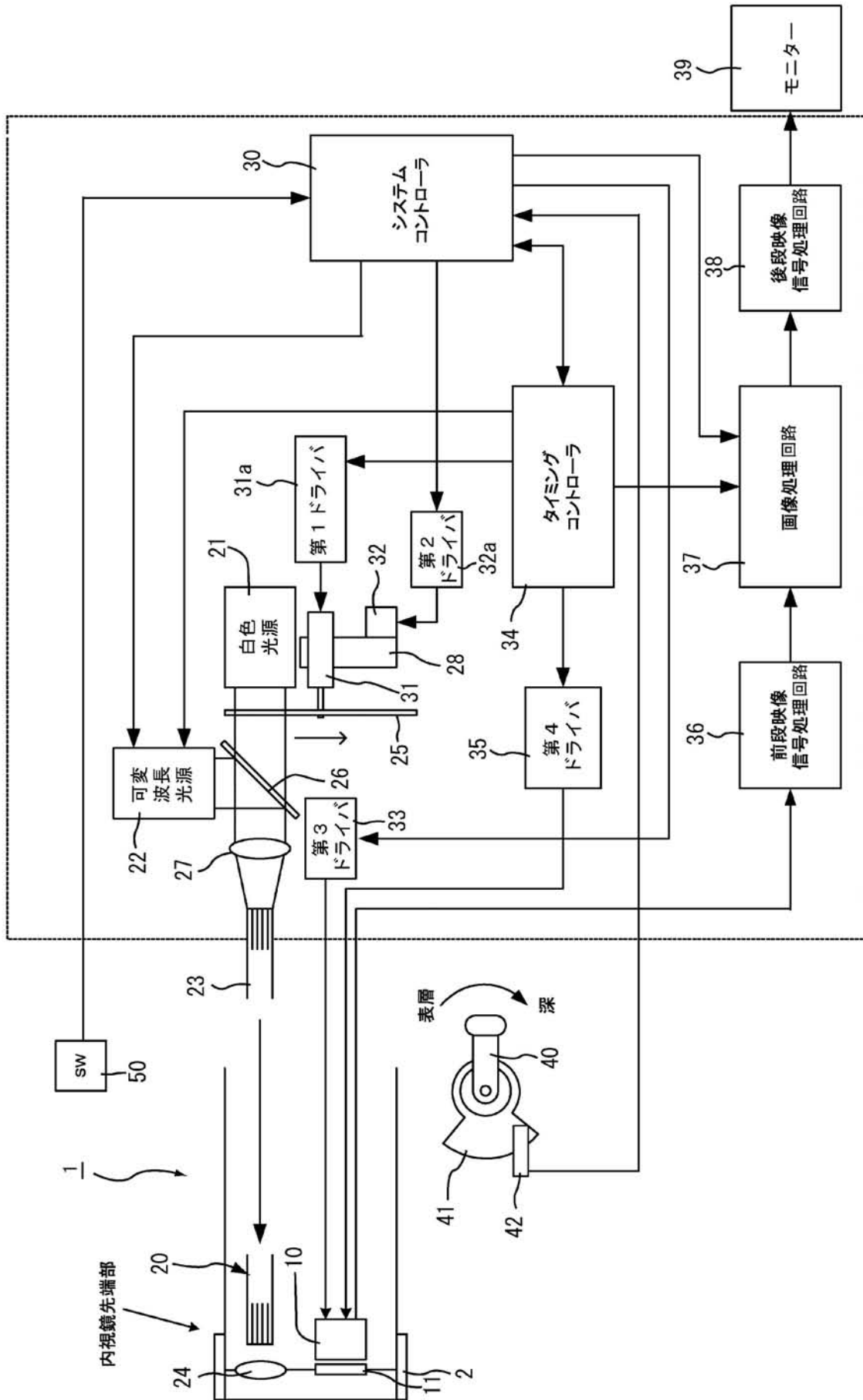
- 1 電子内視鏡システム
- 10 撮像ユニット
- 12 対物レンズ
- 13 撮像素子
- 16 ソレノイド
- 20 照明光学系
- 21 白色光源
- 22 可変波長光源
- 23 ライトガイド
- 24 配光レンズ
- 25 ロータリーシャッタ
- 26 ハーフミラー
- 27 集光レンズ
- 30 システムコントローラ
- 34 タイミングコントローラ
- 36 前段映像信号処理回路

40

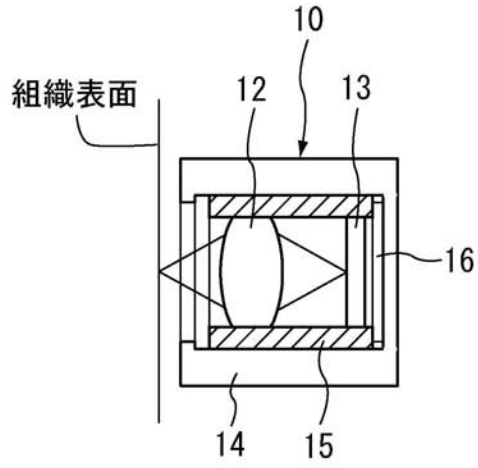
50

- 3 7 画像処理回路
- 3 8 後段映像信号処理回路
- 3 9 モニター
- 4 0 観察深度指示レバー

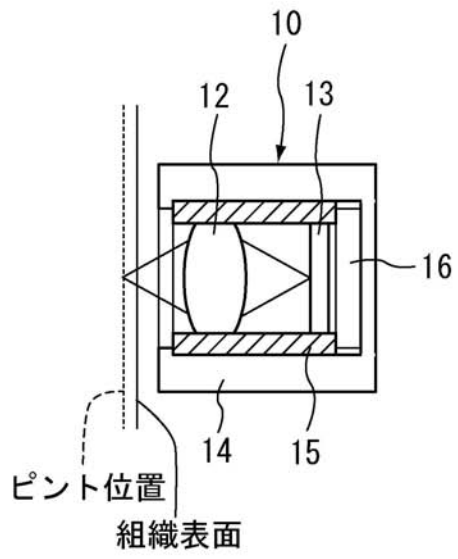
【図1】



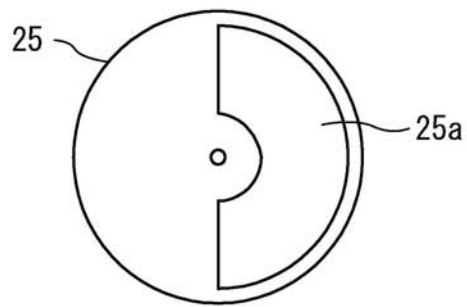
【図2】



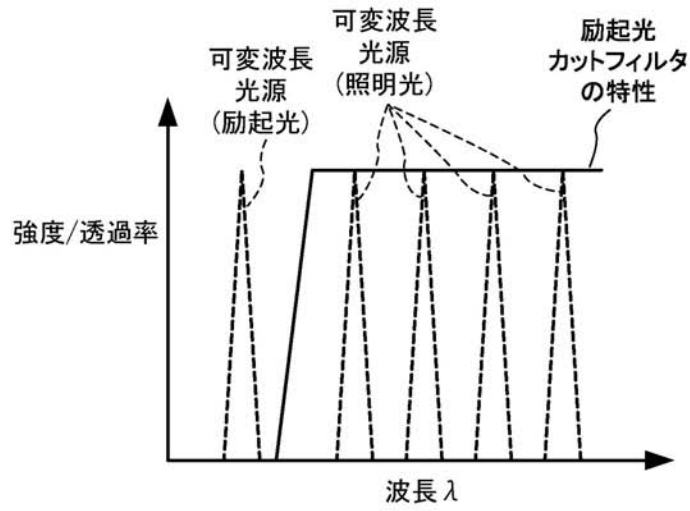
【図3】



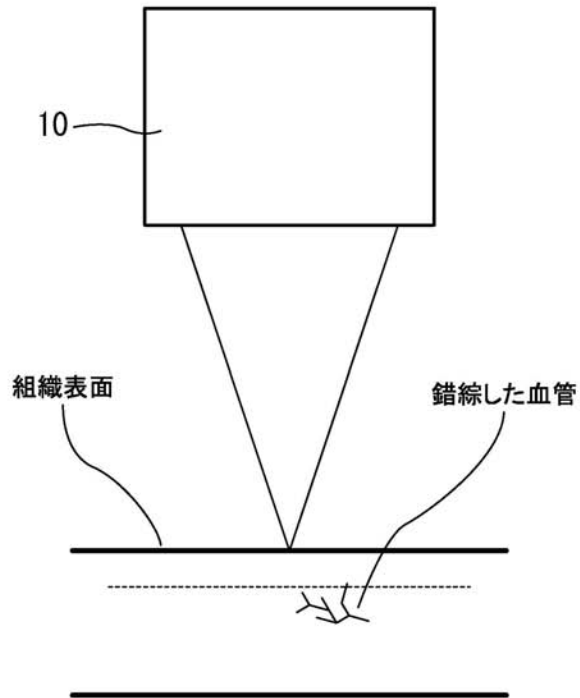
【図4】



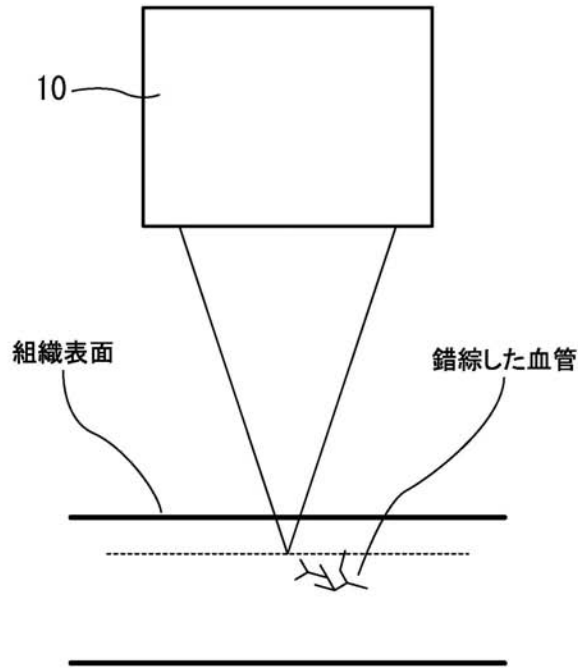
【 図 5 】



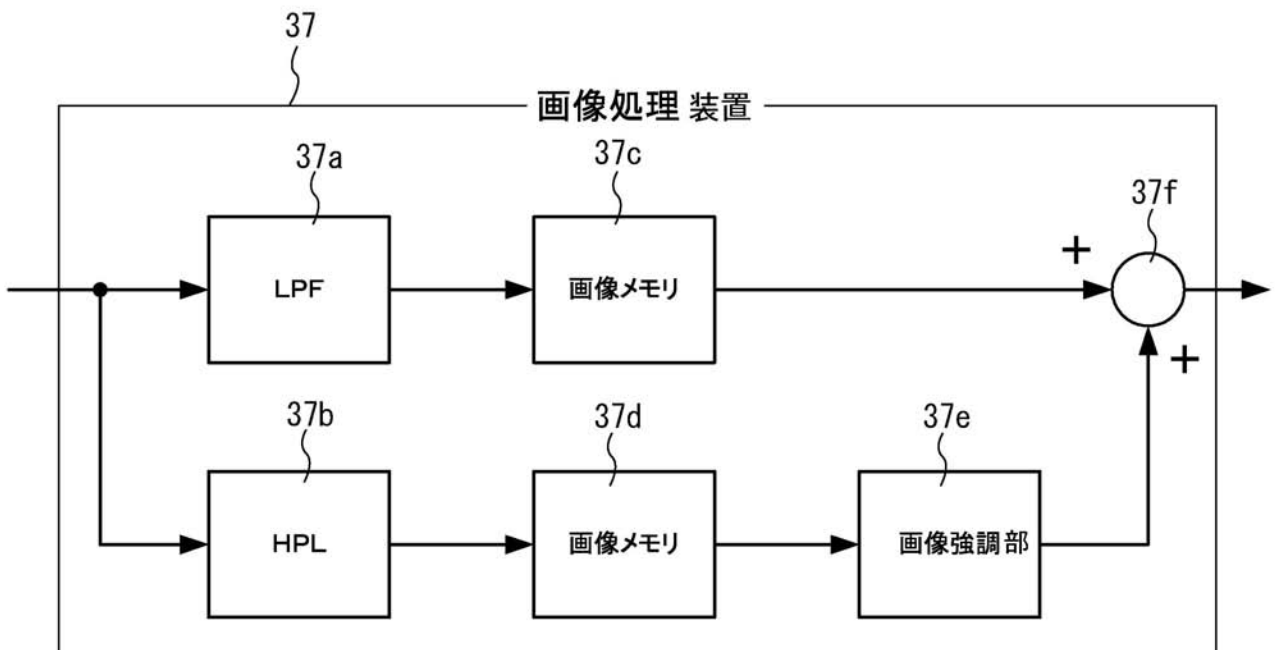
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009022376A</a>	公开(公告)日	2009-02-05
申请号	JP2007186132	申请日	2007-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫 石井矢寿子		
发明人	杉本 秀夫 石井 矢寿子		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y A61B1/06.B G02B23/24.A A61B1/00.511 A61B1/00.525 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/045.622 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/PP13 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/PP13 4C161/QQ02 4C161/QQ04		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，不仅可以观察组织表面，还可以观察比表面更深的部分组织。解决方案：布置在内窥镜插入部分的前端的成像单元10通过驱动致动器16在光轴方向上移动，并且改变焦点位置。可变波长光源22通过光导23将从波长不同的多个半导体激光器中选择的激光束引导到内窥镜的前端，以通过配光透镜24用激光束照射物体。控制器30构成为不仅在远离内窥镜的前端部的方向上改变焦点位置，而且在观察深度被指示为深的情况下将照明光的波长向长波长侧移动。通过观察深度指示杆40，并且还构造成为不仅在接近内窥镜的前端部的方向上改变焦点位置而且在以下情况下将照明光的波长向短波长侧移动。观察深度浅。之

