

(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2007-313170

(P2007-313170A)

(43) 公開日 平成19年12月6日(2007.12.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 320A	4C061
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	5C054
H04N 7/18 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	
	H04N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-148039 (P2006-148039)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年5月29日 (2006.5.29)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100118913
			弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	大川 敦
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 FF40
			FF46 FF47 HH52 LL01 LL08
			MM02 NN01 NN05 PP12 QQ02
			QQ04 RR03 RR24 SS05 SS07
			WW10
			5C054 CC07 HA12

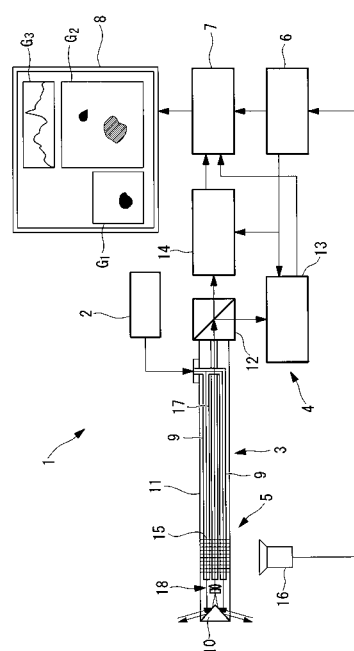
(54) 【発明の名称】 内視鏡システムおよび内視鏡観察方法

(57) 【要約】

【課題】挿入速度にかかわらず、挿入方向に連続した鮮明な画像を取得することを可能として、患部の見落としを防止する。

【解決手段】光源2と、生体に挿入され光源2からの照射光および生体からの戻り光を導光する挿入部3と、その先端に設けられ、挿入部3を介して導光された照射光を挿入部3の半径方向外方に指向させ、生体からの挿入部3の半径方向内方に向かう戻り光を挿入部3内に導入する偏向光学系10と、挿入部3を介して導光された戻り光を撮影する撮像手段4と、挿入部3の挿入速度を検出する挿入速度検出手段5と、検出された挿入速度に応じて撮像手段4により撮影するフレームレートを調節するフレームレート調節手段6と、撮像手段4により得られた短冊状の画像を挿入速度に基づくピッチで配列し、生体内の画像を形成する画像形成手段7と、形成された画像を表示する表示手段8とを備える内視鏡システム1を提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に照射される照射光を発する光源と、
生体に挿入され、前記光源からの照射光および生体からの戻り光を導光する挿入部と、
該挿入部先端に設けられ、前記挿入部を介して導光された前記照射光を前記挿入部の半径方向外方に指向させ、生体からの前記挿入部の半径方向内方に向かう戻り光を挿入部内に導入する偏向光学系と、
前記挿入部を介して導光された戻り光を撮影する撮像手段と、
前記挿入部の挿入速度を検出する挿入速度検出手段と、
該挿入速度検出手段により検出された挿入速度に応じて前記撮像手段により撮影するフレームレートを調節するフレームレート調節手段と、
前記撮像手段により得られた短冊状の画像を前記挿入速度に基づくピッチで配列し、生体内の画像を形成する画像形成手段と、
該画像形成手段により形成された画像を表示する表示手段とを備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記挿入速度検出手段により検出された挿入速度に基づいて、前記撮像手段による露光時間を補正する露光補正手段と、
該露光補正手段により補正された露光時間に応じて撮像手段の受光感度を補正する感度補正手段とを備える請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記挿入速度検出手段が、前記挿入部の外面に挿入方向に沿って設けられたマークと、該マークを検出するマーク検出手段と、検出されたマークに基づいて挿入速度を算出する速度算出手段とを備える請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記戻り光が、蛍光または白色光の少なくとも 1 つを含む請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記偏向光学系が、円錐ミラーを含む請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

生体に挿入される挿入部の先端から、挿入方向の各位置において半径方向外方に向けて照射光を照射し、生体から戻る戻り光を撮影して短冊状の画像を取得し、取得された画像を配列して生体内の画像を形成し、生成された画像を表示する内視鏡観察方法であって、挿入部の挿入速度を検出し、
検出された挿入速度に基づいて短冊状の画像を取得するフレームレートを調節する内視鏡観察方法。

【請求項 7】

検出された挿入速度に基づいて、短冊状の画像を取得する際の露光時間を補正し、補正された露光時間に応じて受光感度を補正する請求項 6 に記載の内視鏡観察方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、内視鏡システムおよび内視鏡観察方法に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、内視鏡システムにおいて、生体の体腔内に挿入される挿入部の先端位置を正確に検出するために、挿入部の外面に、挿入部の先端からの距離を示すマークを設け、これを読み取り装置により読み取る技術が知られている（例えば、特許文献 1 および特許文献 2 参照。）

【特許文献 1】特開昭 55 - 116330 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 105725 号公報

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、挿入方向に交差する方向の画像を取得する側視観察の場合には、挿入部の外径寸法が限られているために、1回に取得される画像は挿入部の挿入方向に沿って極めて微小の幅寸法の短冊状の画像となる。このため、挿入部の挿入方向に連続した所望の範囲の画像を取得するには、1回に取得される短冊状の画像の幅寸法分だけ送りをかけながら撮影を繰り返すことが必要となる。

【0004】

しかしながら、内視鏡の挿入部は通常、操作者のマニュアル操作により生体内に挿入されるため、送り量および挿入速度は一定せず、速く挿入した場合には、得られる画像が細切れとなって、患部の画像を取得することができない場合があるという問題がある。

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、患部の見落としを防止することができる内視鏡システムおよび内視鏡観察方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

本発明は、生体に照射される照射光を発する光源と、生体に挿入され、前記光源からの照射光および生体からの戻り光を導光する挿入部と、該挿入部先端に設けられ、前記挿入部を介して導光された前記照射光を前記挿入部の半径方向外方に指向させ、生体からの前記挿入部の半径方向内方に向かう戻り光を挿入部に導入する偏向光学系と、前記挿入部を介して導光された戻り光を撮影する撮像手段と、前記挿入部の挿入速度を検出する挿入速度検出手段と、該挿入速度検出手段により検出された挿入速度に応じて前記撮像手段により撮影するフレームレートを調節するフレームレート調節手段と、前記撮像手段により得られた短冊状の画像を前記挿入速度に基づくピッチで配列し、生体内の画像を形成する画像形成手段と、該画像形成手段により形成された画像を表示する表示手段とを備える内視鏡システムを提供する。

【0006】

本発明によれば、挿入部を生体内に挿入した状態で、光源から発せられた照射光が偏向光学系により挿入部の半径方向外方に配されている生体に照射され、生体からの戻り光が偏向光学系により挿入部に導入され、挿入部を介して撮像手段により撮影されることで、挿入部の先端位置に対応した位置の細い短冊状の画像が取得される。また、挿入部が挿入されると挿入速度検出手段の作動により挿入部の挿入速度が検出され、フレームレート調節手段の作動により、撮像手段によって撮像される際のフレームレートが調節される。

【0007】

すなわち、挿入部が速く挿入される際にはフレームレートを高く調節することにより、高い頻度で短冊状の画像を取得し、遅く挿入される際にはフレームレートを低く調節して、低い頻度で短冊状の画像を取得する。そして、画像形成手段の作動により、撮像手段によって得られた短冊状の画像を挿入速度に基づくピッチで配列することにより、抜けのない連続した生体内の画像を形成することができ、形成された画像を表示手段により表示することで、患部の見落としをより確実に防止することができる。

【0008】

上記発明においては、前記挿入速度検出手段により検出された挿入速度に基づいて、前記撮像手段による露光時間を補正する露光補正手段と、該露光補正手段により補正された露光時間に応じて撮像手段の受光感度を補正する感度補正手段とを備えることが好ましい。

【0009】

このようにすることで、露光補正手段の作動により、挿入部の挿入速度に応じて撮像手段による露光時間が補正されるので、速く挿入される際には露光時間を短くして画像のブレを防止し鮮明な画像を取得することができる。また、感度補正手段の作動により、露光

10

20

30

40

50

時間に応じて撮像手段の受光感度が補正されるので、露光時間が短くなる場合には受光感度を高めて、画像が暗くなるのを防止することができる。その結果、生体から戻る蛍光の輝度情報によって病変の大きさや進行度を定量化する分子イメージング方法の場合、定量性を損なうことなく、鮮明な連続した画像を取得することができる。

【0010】

また、上記発明においては、前記挿入速度検出手段が、前記挿入部の外面に挿入方向に沿って設けられたマークと、該マークを検出するマーク検出手段と、検出されたマークに基づいて挿入速度を算出する速度算出手段とを備えることとしてもよい。

マーク検出手段により検出された挿入部外面のマークに基づいて、速度算出手段の作動により挿入部の速度が算出される。これにより、簡易に挿入部の速度を検出でき、撮像手段による撮影のフレームレート、あるいは、露光時間および受光感度を適正な値に設定することが可能となる。

【0011】

また、上記発明においては、前記戻り光が、蛍光または白色光の少なくとも1つを含むこととしてもよい。

また、上記発明においては、前記偏向光学系が、円錐ミラーを含むこととしてもよい。

【0012】

また、本発明は、生体に挿入される挿入部の先端から、挿入方向の各位置において半径方向外方に向けて照射光を照射し、生体から戻る戻り光を撮影して短冊状の画像を取得し、取得された画像を配列して生体内の画像を形成し、生成された画像を表示する内視鏡観察方法であって、挿入部の挿入速度を検出し、検出された挿入速度に基づいて短冊状の画像を取得するフレームレートを調節する内視鏡観察方法を提供する。

上記発明においては、検出された挿入速度に基づいて、短冊状の画像を取得する際の露光時間を補正し、補正された露光時間に応じて受光感度を補正することが好ましい。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、挿入速度にかかわらず、挿入方向に連続した鮮明な画像を取得することを可能として、患部の見落としを防止することができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明の第1の実施形態に係る内視鏡システム1について、図1～図11を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡観察装置1は、図1に示されるように、光源2と、該光源2に接続され体腔内に挿入される細長い挿入部3と、該挿入部3に接続され、被検体である生体組織から戻る戻り光を検出する光検出部4と、前記挿入部3の移動速度を検出する速度検出部5と、該速度検出部5により検出された移動速度に基づいて、光検出部4を制御する制御部6と、前記光検出部4により検出された画像情報および速度検出部5において検出された移動速度に基づいて生体組織の画像を形成する画像処理部7と、該画像処理部7において生成された生体組織の画像を表示する画像表示部8とを備えている。

【0015】

前記光源2は、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ等、白色光および励起光のような広帯域の光を発するものが採用されている。

前記挿入部3は、前記光源2からの光を該挿入部3の先端まで導くライトガイド（あるいは光ファイバ束）9と、挿入部3の先端に配置され、ライトガイド9内を伝播されてきた光を半径方向外方に向けて放射状に偏向するとともに、生体組織から挿入部3の半径方向内方に向かう戻り光を挿入部3内に導入する円錐ミラー（偏向光学系）10と、該円錐ミラー10により導入された戻り光を挿入部3の後端側へ導くイメージガイド17と、円錐ミラー10とイメージガイド17との間に配置され、生体組織の像をイメージガイド17の先端面に結像する結像光学系18と、ライトガイド9を被覆するアウターチューブ11とを備えている。

10

20

30

40

50

挿入部 3 の後端には、生体組織において反射して戻る白色光と、生体組織に励起光が照射されることにより、生体組織内の蛍光物質が励起されて発生する蛍光とを分岐するダイクロイックプリズム 12 が設けられている。

【0016】

前記光検出部 4 は、ダイクロイックプリズム 12 により分岐された白色光を検出する白色光検出器 13 と、蛍光を検出する蛍光検出器 14 とを備えている。

前記速度検出部 5 は、前記アウターチューブ 11 の外面に、長手方向に間隔をあけて複数設けられたマーク 15 と、該マーク 15 を撮影する画像センサ 16 とを備えている。

【0017】

アウターチューブ 11 に設けられるマーク 15 としては、例えば、図 2 および図 3 に示されるように、挿入方向に一定間隔で設けられた太さの異なる帯状のマーク 15 が挙げられる。図 2 および図 3 に示されるように、画像センサ 16 の長方形の注目領域 S の左端を基準位置 S_0 として、該基準位置 S_0 と、該基準位置 S_0 に最も近いマーク 15 のエッジ S_1 との距離 L_1 、および、該エッジ S_1 とそれに隣接するエッジ S_2 との距離 L_2 に基づいて、挿入部 3 の挿入距離を検出することができるようになっている。

【0018】

例えば、図 2 に示されるように、画像センサ 16 の注目領域 S 内に単一のマーク 15 のみが配置されているときには、注目領域 S の基準位置 S_0 と該基準位置 S_0 に最も近い左側エッジ S_1 との距離 L_1 と、マーク 15 の幅寸法 L_2 とにより基づいて、挿入部 3 の移動距離を算出することができる。マーク 15 の幅寸法 L_2 は各マーク 15 に固有であるため、挿入部 3 先端からの当該マーク 15 の位置は既知であり、そのマーク 15 のエッジ S_1 から画像センサ 16 の基準位置 S_0 までの距離 L_1 を知ることで、挿入部 3 の移動距離を算出することができる。

【0019】

また、例えば、図 3 に示されるように、画像センサ 16 の注目領域 S 内に 2 つのマーク 15 が配置されているときには、注目領域 S の基準位置 S_0 と該基準位置 S_0 に最も近い右側エッジ S_1 との距離 L_1 と、2 つのマーク 15 の間隔寸法 L_2 とに基づいて、挿入部 3 の移動距離を算出できる。2 つのマーク 15 の間隔寸法 L_2 は、当該マーク 15 に固有であるため、挿入部 3 先端からの当該マーク 15 の位置は既知であり、そのマーク 15 のエッジ S_1 から画像センサ 16 の基準位置 S_0 までの距離 L_1 を知ることで、挿入部 3 の移動距離を算出できるようになっている。

【0020】

さらに、2 つの時刻において算出された移動距離の差をその時刻間の時間によって除算することにより、挿入部 3 の挿入速度を算出することができる。

前記制御部 6 は、上記挿入部 3 の移動距離および挿入速度の演算を行うとともに、算出された挿入速度に基づいて、白色光検出器 13 および蛍光検出器 14 のフレームレートを調節するようになっている。例えば、挿入速度が速くなるとフレームレートを高くするように調節し、挿入速度が遅くなるとフレームレートを低くするように調節する。

【0021】

また、制御部 6 は、挿入部 3 の挿入速度が速くなると、白色光検出器 13 および蛍光検出器 14 の露光時間および受光感度を補正するようになっている。挿入速度 v と露光時間 t との関係を図 4 に示す。また、露光時間 t と受光感度 s との関係を図 5 に示す。これらの図 4、図 5 に基づいて、挿入速度 v と受光感度 s との関係は図 6 に示す通りとなる。これらの図によれば、制御部 6 は、挿入速度 v が速くなると露光時間 t を短くし、受光感度 s を上げるように補正し、挿入速度 v が遅くなると露光時間 t を長くし、受光感度 s を下げる補正を行うようになっている。

【0022】

前記画像処理部 7 は、挿入部 3 先端の位置毎に、光検出器 13、14 により取得された短冊状の画像を所定のピッチで配列することにより、2 次元的な画像を形成するようになっている。短冊状の画像は、挿入部 3 の挿入速度 v および該挿入速度 v により設定された

10

20

30

40

50

フレームレート f に基づいて挿入方向の単位長さあたりに所定の枚数だけ取得されるので、それらの画像を挿入速度 v とフレームレート f に基づいて定まる所定のピッチで配列することにより、２次元的な画像を生成することができるようになっている。

【 0 0 2 3 】

画像表示部 8 は、例えば、白色光検出器 1 3 により検出され、画像処理部 7 により処理された２次元的な白色光画像 G_1 、蛍光検出器 1 4 により検出され、画像処理部 7 により処理された２次元的な蛍光画像 G_2 および挿入部 3 の挿入方向に沿う蛍光画像 G_2 の輝度分布 G_3 を表示するようになっている。

【 0 0 2 4 】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡システム 1 の作用について以下に説明する。 10

本実施形態に係る内視鏡システム 1 を用いて、生体の体腔内の様子を観察するには、挿入部 3 を体腔内に挿入し、光源 2 からの光をライトガイド 9 を介して挿入部 3 の先端に導き、円錐ミラー 1 0 によって半径方向外方に偏向し、放射状に照射させる。挿入部 3 先端の半径方向外方に配置された体腔の内壁において反射して戻る白色光および体腔内壁内の蛍光物質を励起して発生した蛍光が、円錐ミラー 1 0 および結像光学系 1 8 を介してイメージガイド 1 7 内に戻り、イメージガイド 1 7 を伝播してダイクロイックプリズム 1 2 により分岐され、それぞれ白色光検出器 1 3 および蛍光検出器 1 4 により検出される。

【 0 0 2 5 】

制御部 6 により設定された各検出器 1 3 , 1 4 の 1 フレーム当たりの露光時間 t 内に取得される画像は、円錐ミラー 1 0 の寸法により幾何学的に決定される幅寸法の短冊状の画像であって、挿入部 3 の軸線周りに周方向にほぼ全周にわたって取得される。各画像は、円錐ミラーの円錐状の反射面により極座標変換されているので、画像処理部 7 において平面座標に変換され直される。 20

【 0 0 2 6 】

また、挿入部 3 が移動させられると、速度検出部 5 の作動により、画像センサ 1 6 による検出信号に基づいて、制御部 6 において挿入速度 v が算出される。制御部 6 においては、移動速度 v に応じてフレームレート f 、露光時間 t および受光感度 s が算出され、各検出器 1 3 , 1 4 に対して指令信号が出力される。

【 0 0 2 7 】

ここで、例えば、図 7 に示されるように、移動速度 v に対して段階的にフレームレート f を変更する場合について説明する。1 フレーム毎に得られる短冊状の画像の幅寸法が 0 . 2 mm であるとする、例えば、移動速度 v が、 $0 < v \leq 6$ (mm / s) の場合に、フレームレート $f = 30$ (1 / s)、 $6 < v \leq 12$ (mm / s) の場合に、 $f = 60$ (1 / s)、 $12 < v \leq 24$ (mm / s) の場合に、 $f = 120$ (1 / s) に設定する。これは、挿入部 3 がそれぞれの移動速度 v の範囲の最大値で移動する場合に、隣接する短冊状の画像間に隙間が形成されないように取得するためのフレームレート f となっている。 30

【 0 0 2 8 】

具体的には、図 8 に鎖線で示されるように移動速度 v が変化する場合に、実線で示されるようにフレームレート f を変化させる。そして、得られた短冊状の画像を挿入部 3 の移動距離に対応させて配列することにより、図 9 に示されるように、移動速度 v に対して十分に高いフレームレート f を有する場合には、隣接する短冊状の画像どうしが重なるように配列され、画像間に隙間が生じないように配列された２次元的な白色光画像 G_1 および蛍光画像 G_2 を取得することが可能となる。 40

【 0 0 2 9 】

したがって、画像処理部 7 により形成された画像 G_1 , G_2 には隙間がなく、これを画像表示部 8 に表示することにより、挿入方向に沿う生体組織の画像を漏れなく表示することができる。その結果、観察者が患部を見落とすことをより確実に防止することができるという利点がある。

【 0 0 3 0 】

また、本実施形態によれば、挿入部の移動速度の変化にかかわらず、図 10 に示されるように、挿入部 3 の挿入方向に歪んでいない画像を取得することができる。そして、例えば、図 11 に示されるように、移動距離と周方向の蛍光強度の総和との関係を示すグラフを描くことにより、高い蛍光強度を示す位置に、癌細胞や炎症等の病変の存在を確認することができる。

【0031】

この場合において、本実施形態によれば、挿入速度 v に応じて露光時間 t を調節することで、速い挿入速度 v で挿入される場合に露光時間 t を短くしてブレを防止することができる。また、露光時間 t のみを短くすると蛍光画像の強度が変化することとなるが、本実施形態に置いては露光時間 t に対応させて受光感度 s を調節しているので、蛍光画像の強度を変化させることが防止され、病変を確認するための蛍光強度の定量性を確保することができるという利点がある。

【0032】

なお、本実施形態に係る内視鏡システム 1 において、図 12 に示されるように、挿入部 3 は、白色光検出器 13 および蛍光検出器 14 に対して着脱可能に構成されることとしてもよい。すなわち、白色光検出器 13、蛍光検出器 14 およびダイクロイックプリズム 12 を含む光検出装置 19 に、光コネクタ 20 を介して挿入部 3 を着脱させることとすればよい。

【0033】

この場合において、光検出装置 19 には、光コネクタ 20 を接続するレセプタクル 21 と、該レセプタクル 21 とダイクロイックプリズム 12 とを接続する第 2 のイメージガイド 22 と、後述する情報保持部 23 内に保持されている情報を読み取る情報検知部 24 とが備えられている。

また、光コネクタ 20 は、レセプタクル 21 に接続されたときに第 2 のイメージガイド 22 の端面に対向させるようにイメージガイド 17 を保持しているとともに、前記情報検知部 24 に対向する位置に配される情報保持部 23 を備えている。

【0034】

情報保持部 23 は、偏向光学系に関する特徴情報として、挿入部 3 先端に配されている円錐ミラー 10 の形状により規定される 1 フレーム毎の短冊状の画像の幅寸法に係る情報を保持している。

具体的には、情報検知部 24 は、例えば、図 13 に示されるように、複数の押しピン 24a と該押しピン 24a に接続されたスイッチ 24b とを備えている。また、情報保持部 23 は、複数の押しピン 24a の内の一部の押しピン 24a に対応する位置に配置された複数の検知ピン 23a を備えている。

【0035】

ここで、複数の検知ピン 23a は、円錐ミラー 10 の形状により規定される 1 フレーム毎の短冊状の画像の幅寸法に応じて、各挿入部 3 毎に異なる配列となるように設定されている。すなわち、検知ピン 23a の配列が、短冊状の画像の幅寸法に係る情報を保持している。

【0036】

スイッチ 24b は、押しピン 24a が押されるときにオンの状態となるように構成されている。つまり、検知ピン 23a に対向した一部の押しピン 24a のみが検知ピン 23a により押され、該押しピン 24a に接続されているスイッチ 24b のみが選択的に導通されるようになっている。

【0037】

これにより、情報検知部 24 は、複数の信号線 24c の一部を選択的に導通させられることにより、短冊状の画像の幅寸法に係る情報を検知して、当該信号線 24c により伝送される信号束を検知信号として制御部 6 に出力するようになっている。

制御部 6 においては、情報検知部 24 から入力された検知信号に基づいて、短冊状の画像の幅寸法を読み取り、移動速度 v に応じたフレームレート f の算出の設定が変更され、

10

20

30

40

50

変更後の設定に基づいて移動速度 v に応じてフレームレート f 、露光時間 t および受光感度 s が算出され、各検出器 13, 14 に対して指令信号が出力されるようになっている。

【0038】

この場合に、挿入部 3 が交換されると、該挿入部 3 の先端に設けられている円錐ミラー 10 の視野範囲、すなわち、1 フレーム毎の短冊状の画像の幅寸法に比例して移動速度 v の範囲が設定される。例えば、上記画像の幅寸法が 0.5 mm である場合に、移動速度 v が $0 < v \leq 15 \text{ mm/s}$ ではフレームレート 30 (1/s)、移動速度 $15 < v \leq 30 \text{ mm/s}$ ではフレームレート 60 (1/s)、移動速度 $30 < v \leq 60 \text{ mm/s}$ ではフレームレート 120 (1/s) に設定される。つまり、上記画像の幅寸法が広い程、移動速度を速くすることができる。

10

【0039】

このように構成することにより、短冊状の画像の幅寸法の変化に応じて、適切なフレームレート f を設定でき、円錐ミラー 10 等の偏向光学系の形状が異なるような挿入部 3 に交換する場合であっても、画像間に隙間が生じないように配列された 2 次元的な白色光画像 G1 および蛍光画像 G2 を取得することができる。また、この場合に、隣接する短冊状の画像どうしの重なりを必要かつ最小限に抑えることができる。その結果、画像処理量を最適化するとともに、観察者が患部を見落としてしまうことをより確実に防止することができる。

【0040】

また、本実施形態においては、挿入方向に間隔をあけたマークの幅寸法が変化する場合について説明したが、図 14 に示されるように等間隔の縞状のマークを採用し、マークの数をカウントすることで、移動距離を検出することとしてもよい。

20

また、画像表示部においては、図 15 に示されるように、挿入部の移動距離を表示することとしてもよい。

【0041】

さらに、図 16 に示されるように、挿入部の移動距離の表示に併せて、輝度の総和値の高い部分を指示する表示を行うこととしてもよい。これにより、輝度値が高く、病変の可能性が高い部分において挿入部をゆっくり移動させ、詳細な観察を行うとともに、それ以外の部分においては速く移動させて観察効率を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0042】

【図 1】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムを示す全体構成図である。

【図 2】図 1 の内視鏡システムの挿入部の速度検出部を説明する図である。

【図 3】図 2 と同様の速度検出部を説明する図である。

【図 4】図 1 の内視鏡システムにおける挿入部の移動速度と光検出器の露光時間との関係を示すグラフである。

【図 5】図 1 の内視鏡システムにおける光検出器の露光時間と受光感度との関係を示すグラフである。

【図 6】図 1 の内視鏡システムにおける挿入部の移動速度と光検出器の受光感度との関係を示すグラフである。

40

【図 7】図 1 の内視鏡システムにおける挿入部の移動速度と光検出器のフレームレートとの関係を示すグラフである。

【図 8】図 1 の内視鏡システムにおける挿入部の移動距離と、移動速度および光検出器のフレームレートとの関係を示すグラフである。

【図 9】図 8 の A 部の詳細と、短冊状の画像を配列して生成された画像例を示す図である。

【図 10】図 9 により生成された画像例を示す図である。

【図 11】図 10 の画像例における移動距離と蛍光画像の輝度値総和との関係を示すグラフである。

【図 12】図 1 の内視鏡システムの変形例を示す全体構成図である。

50

【図 1 3】図 1 2 の内視鏡システムにおいて、偏向光学系に関する特徴情報を保持する情報保持部と情報保持部に保持された情報を読み取る情報検知部を説明する図である。

【図 1 4】挿入部に設けるマークの変形例を示す図である。

【図 1 5】挿入部の移動距離の表示例を示す図である。

【図 1 6】挿入部の移動距離と併せた高輝度部の表示例を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 3 】

f フレームレート

s 受光感度

t 露光時間

1 内視鏡システム

2 光源

3 挿入部

4 光検出器（撮像手段）

5 速度検出部（挿入速度検出手段）

6 制御部（フレームレート調節手段：露光補正手段：感度補正手段：速度算出手段）

7 画像処理部（画像形成手段）

8 画像表示部（表示手段）

1 0 円錐ミラー（偏向光学系）

1 3 白色光検出器（撮像手段）

1 4 蛍光検出器（撮像手段）

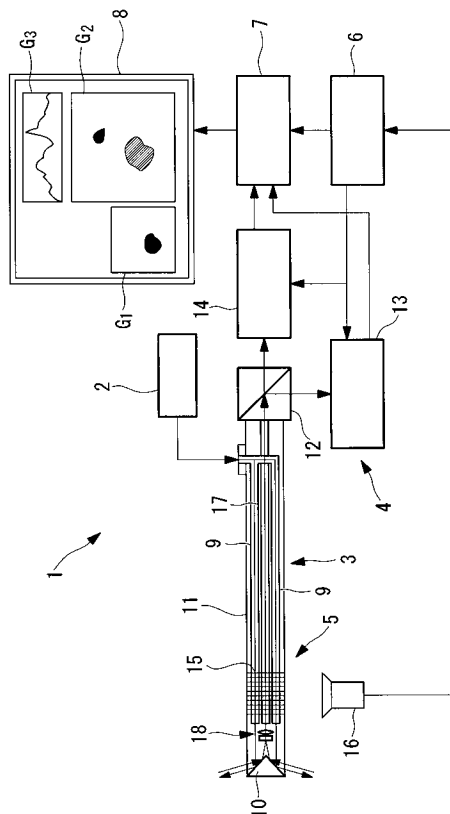
1 5 マーク

1 6 画像センサ（マーク検出手段）

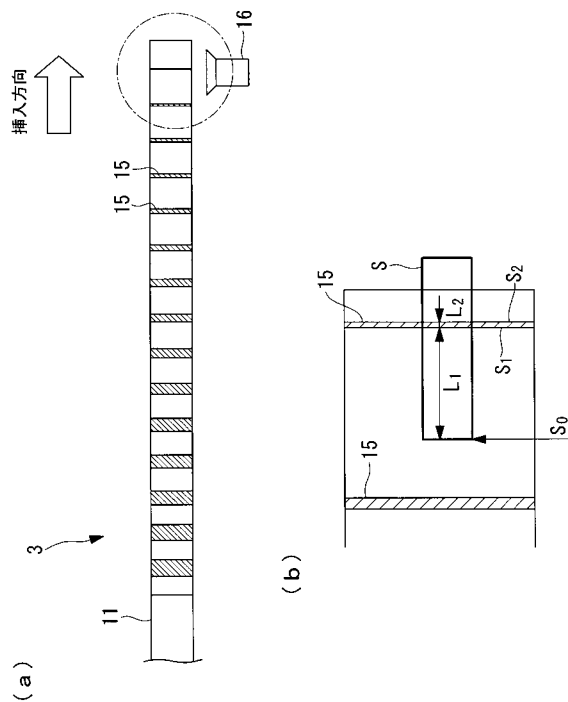
10

20

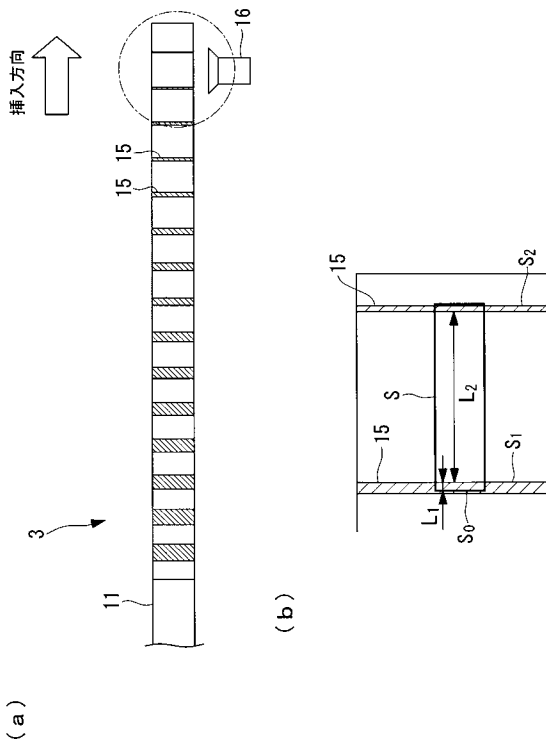
【図 1】



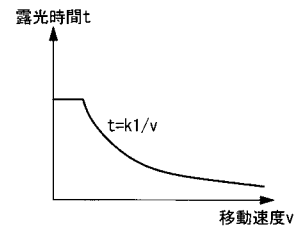
【図 2】



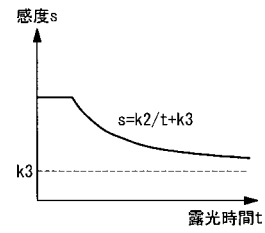
【図 3】



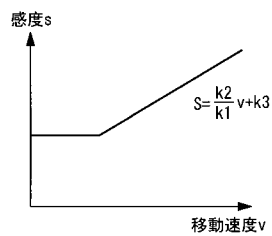
【図 4】



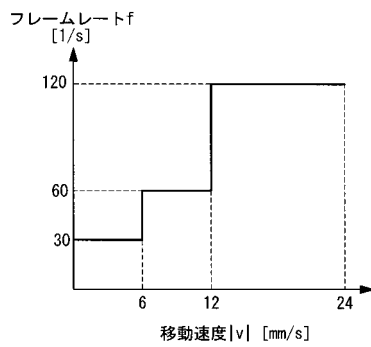
【図 5】



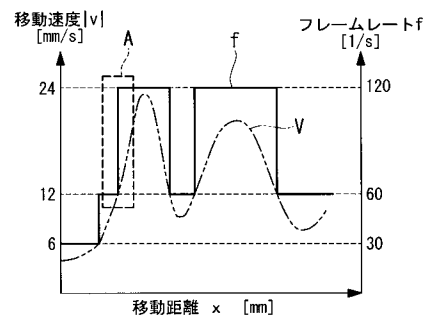
【図 6】



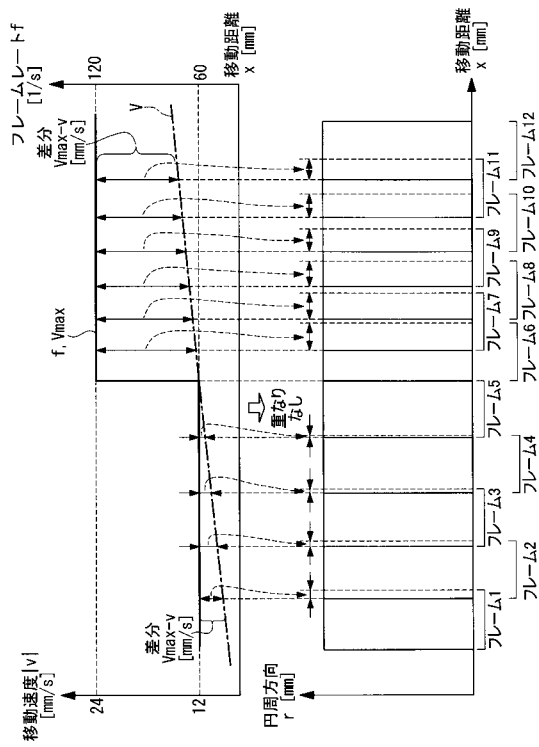
【図 7】



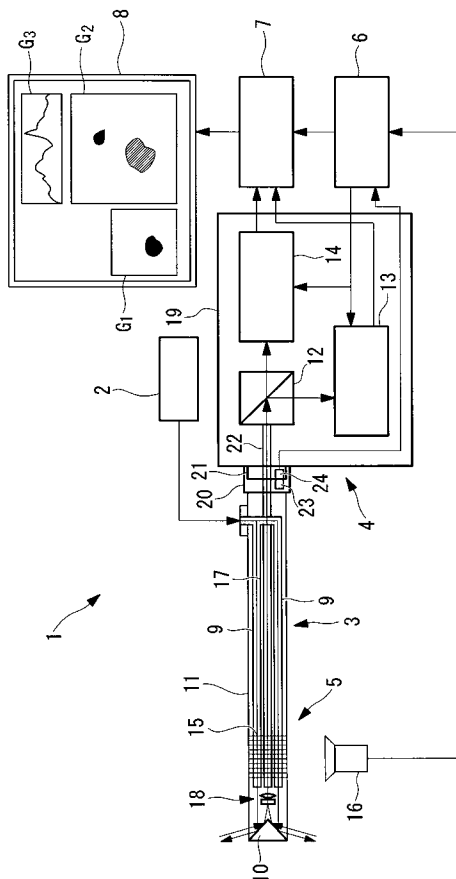
【図 8】



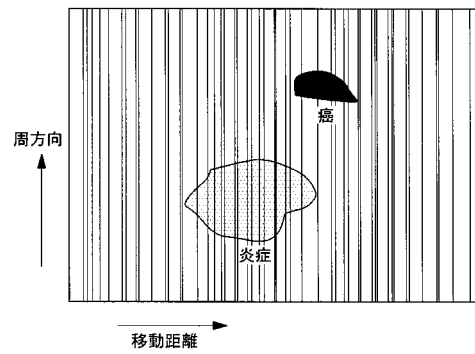
【 図 9 】



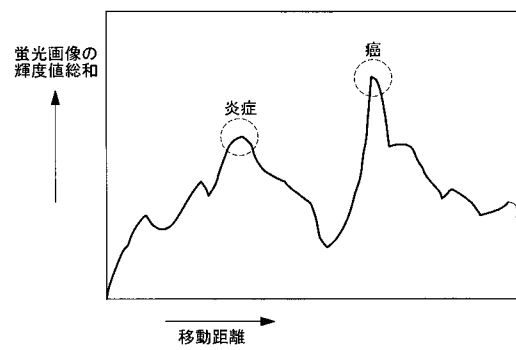
【 図 1 2 】



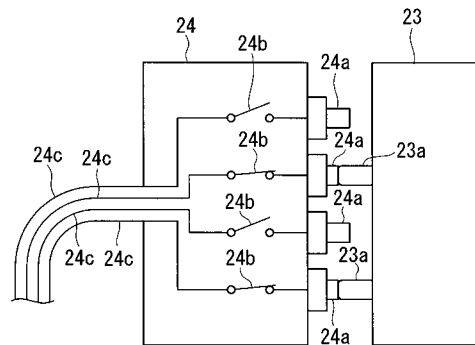
【 図 1 0 】



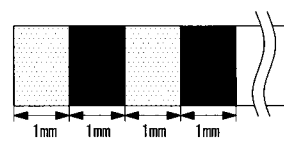
【 ㄨ 1 1 】



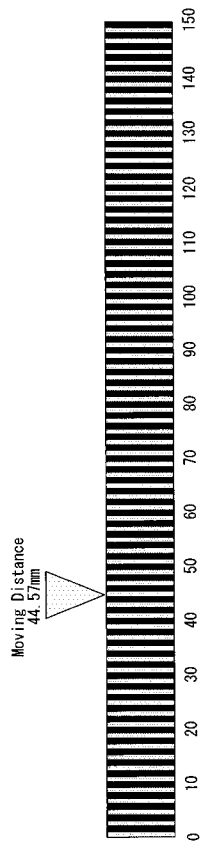
【 図 1 3 】



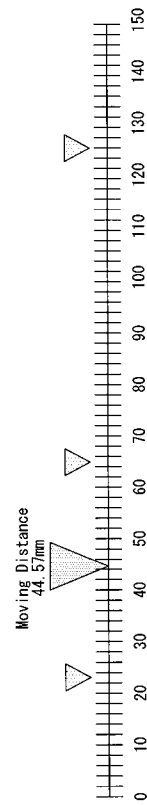
【 図 1 4 】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	内窥镜系统和内窥镜观察方法		
公开(公告)号	JP2007313170A	公开(公告)日	2007-12-06
申请号	JP2006148039	申请日	2006-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大川敦		
发明人	大川 敦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/04.370 A61B1/00.300.Y H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.521 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.631		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH52 4C061/LL01 4C061/LL08 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR03 4C061/RR24 4C061/SS05 4C061/SS07 4C061/WW10 5C054/CC07 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH52 4C161/LL01 4C161/LL08 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR24 4C161/SS05 4C161/SS07 4C161/WW10		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP4979271B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：无论插入速度如何，都可以在插入方向上获得连续且清晰的图像，并防止忽略受影响的部分。 解决方案：光源2，插入部分3，该插入部分3插入到生物体内，并引导来自光源2的照射光，并从生物返回光，并且在插入部分3的尖端提供辐射，并通过插入部分3进行引导。 偏转光学系统10将光沿插入部分3的径向向外引导，并将来自生物的返回光沿插入部分3的径向向内引入到插入部分3中，并引导其穿过插入部分3。 用于拍摄发射的反射光的图像拾取装置4，用于检测插入部分3的插入速度的插入速度检测装置5，以及用于根据检测到的插入速度来调整图像拾取装置4拍摄的帧速率的帧速率。 调整装置6，由成像装置4获得的带状图像以基于插入速度的间距布置，用于形成体内图像的图像形成装置7以及用于显示形成的图像的显示装置8。 提供了一种内窥镜系统1，其包括：[选型图]图1

