

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5030664号
(P5030664)

(45) 発行日 平成24年9月19日(2012.9.19)

(24) 登録日 平成24年7月6日(2012.7.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Q

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-134646 (P2007-134646)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成19年5月21日 (2007.5.21)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2008-284305 (P2008-284305A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成20年11月27日 (2008.11.27)	(74) 代理人	100118913
審査請求日	平成22年3月24日 (2010.3.24)		弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	森下 弘靖
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		審査官	伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の体腔内に挿入される挿入部と、
該挿入部の先端から体腔内壁に向けて照射される励起光を発生する光源部と、
該光源部から照射された励起光により体腔内壁から発生する蛍光を撮影する撮像部と、
前記挿入部の先端から吐出させる液体を供給する管路を有する送液部と、
該送液部の前記管路内を流れる液体の温度を制御する液体温度制御部とを備え、
前記管路が、前記挿入部に長手方向に貫通して設けられたチャネルからなり、
前記液体温度制御部が、前記挿入部の先端近傍における前記チャネルの周囲に配置されたヒータを備える内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記撮像部が、前記挿入部の先端に設けられ、
前記ヒータが、前記撮像部より挿入部の基端側に設けられている請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記送液部が、前記液体を貯留する容器を備え、
前記液体温度制御部が、前記容器内の液体を恒温状態に維持する恒温槽を備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記液体温度制御部が、前記液体を前記生体の体温と略同等の温度に制御する請求項 1

20

から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

癌等の異常組織と、その他の正常組織とでは発現している分子の量、細胞の活性等に違いがあることが知られており、この違いを蛍光プローブ（蛍光色素）を用いて蛍光強度の相違として観察することで、異常組織を内視鏡的に識別する方法が提案されている（例えば、特許文献 1 参照。）。 10

【0003】

【特許文献 1】特開平 10 - 201707 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 には、1 種類の蛍光プローブを用いて、異常組織と正常組織との相違（蛍光プローブの集積の違い）を観察することにより診断するための内視鏡が開示されている。

また、顕微鏡観察の分野では、細胞の生死判別使用される酵素感受性タイプの蛍光プローブ（例えば、FDA；エステラーゼ感受性プローブ）が知られている。この蛍光プローブは、細胞質内に存在するエステラーゼによって蛍光性に变化する蛍光プローブであり、エステラーゼの量・活性度の違いにより蛍光性分子へ变化するスピードが異なる。この蛍光プローブを内視鏡観察における異常組織と正常組織の判別で効果的に利用することが望まれている。 20

【0005】

しかしながら、酵素の活性度は温度に依存するため、酵素感受性タイプの蛍光プローブを内視鏡観察に用いる場合、観察対象である生体表面が温度の影響を受けると、蛍光性分子に変化する速度が速すぎたり遅すぎたりして、正常／異常組織の蛍光強度の相違を観察することが困難であるという問題がある。

【0006】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、酵素感受性タイプの蛍光プローブを用いた蛍光観察により観察対象の生体組織が正常組織か異常組織かを精度よく診断することがきる内視鏡装置を提供することを目的としている。 30

【課題を解決するための手段】

【0007】

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、生体の体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端から体腔内壁に向けて照射される励起光を発生する光源部と、該光源部から照射された励起光により体腔内壁から発生する蛍光を撮影する撮像部と、前記挿入部の先端から吐出させる液体を供給する管路を有する送液部と、該送液部の管路内を流れる液体の温度を制御する液体温度制御部とを備え、前記管路が、前記挿入部に長手方向に貫通して設けられたチャネルからなり、前記液体温度制御部が、前記挿入部の先端近傍における前記チャネルの周囲に配置されたヒータを備える内視鏡装置を提供する。 40

【0008】

上記発明においては、前記撮像部が前記挿入部の先端に設けられ、前記ヒータが、前記撮像部より前記挿入部の基端側に設けられていることとしてもよい。

【0009】

また、上記発明の参考例においては、前記挿入部に長手方向に貫通するチャネルが設けられ、前記管路が前記チャネルに挿脱可能に挿入されるチューブからなり、前記液体温度制御部が前記チューブに配置されたヒータを備えることとしてもよい。 50

また、上記発明においては、前記送液部が、前記液体を貯留する容器を備え、前記液体温度制御部が、前記容器内の液体を恒温状態に維持する恒温槽を備えることとしてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、上記発明においては、前記液体温度制御部が、前記液体を前記生体の体温と略同等の温度に制御することとしてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、酵素感受性タイプの蛍光プローブを内視鏡観察に用いる場合であっても、観察時の温度環境を維持しながら蛍光観察を行うことで、観察対象の生体組織が正常組織か異常組織かを精度よく診断することがきるとい効果を奏する。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

本実施形態に係る内視鏡装置 1 は、図 1 に示されるように、生体の体腔内に挿入される挿入部 2 と、該挿入部 2 内に配置される撮像ユニット 3 と、励起光を発する光源ユニット 4 と、前記挿入部 2 の先端 2 a から吐出させる液体を供給する送液ユニット 2 0 と、前記撮像ユニット 3、光源ユニット 4 および送液ユニット 2 0 を制御する制御ユニット 5 と、前記撮像ユニット 3 により取得された画像を表示する表示ユニット 6 とを備えている。

【 0 0 1 3 】

前記挿入部 2 は、生体の体腔内に挿入できる極めて細い外形寸法を有し、その内部に、前記光源ユニット 4 からの光を先端 2 a まで伝播するライトガイド 7、長手方向に貫通形成されたチャネル 2 3、該チャネル 2 3 内を流れる液体を加温するヒータ 2 6 および前記撮像ユニット 3 を備えている。

20

【 0 0 1 4 】

前記光源ユニット 4 は、体腔内の撮影対象を照明し、白色像を取得するための照明光を発する白色観察用光源 8 と、体腔内の撮影対象に照射され、撮影対象内に存在する蛍光物質を励起して蛍光を発生させるための励起光を発する特殊観察用光源 9 と、これらの光源 8、9 を制御する光源制御回路 1 0 とを備えている。

【 0 0 1 5 】

前記白色観察用光源 8 は、例えば、図示しないキセノンランプおよびバンドパスフィルタを組み合わせたもので、バンドパスフィルタの 5 0 % 透過域は、4 2 0 ~ 4 7 0 nm、5 0 0 ~ 5 8 0 nm および 5 7 0 ~ 6 5 0 nm である。すなわち、白色観察用光源 8 は、波長帯域 4 2 0 ~ 4 7 0 nm の青色照明光、波長帯域 5 0 0 ~ 5 8 0 nm の緑色照明光および波長帯域 5 7 0 ~ 6 5 0 nm の赤色照明光を射出することができるようになっている。

30

【 0 0 1 6 】

前記特殊観察用光源 9 は、例えば、ピーク波長 490 ± 5 nm の励起光を出射する半導体レーザ（または 488 ± 5 nm の励起光を出射するアルゴンレーザ）である。この半導体レーザは、フルオレセイン骨格を有する蛍光プローブを励起することができる。

前記光源制御回路 1 0 は、所定のタイミングで、白色観察用光源 8 と特殊観察用光源 9 とを動作させるようになっている。

40

【 0 0 1 7 】

蛍光プローブには、酵素により蛍光特性が変化する酵素感受性蛍光プローブ、例えば、フルオレセイン骨格を有するエステラーゼ感受性蛍光プローブ（F D A c r）を使用する。エステラーゼ感受性蛍光プローブはエステラーゼとの反応前は、蛍光を発しない。しかし、細胞質に存在する加水分解酵素であるエステラーゼによって 4 9 0 nm 付近に光吸収のピークを有し、5 1 0 nm 付近にピークを有する蛍光を発する物質に変化する性質を有している。

エステラーゼの存在量は正常組織より癌等の異常組織に多いため、フルオレセインに変化する速度は、異常組織の方が早い。したがって、半導体レーザから励起光を照射するこ

50

とにより、正常組織よりも異常組織から強い蛍光を得ることができる。

この蛍光プローブが溶解した蛍光プローブ溶液が後述するタンク 2 1 に貯留されている。

【 0 0 1 8 】

前記撮像ユニット 3 は、例えば、撮影対象から入射される光を集光する撮像光学系 1 1 と、撮影対象 A から入射されてくる励起光を遮断する励起光カットフィルタ 1 2 と、制御ユニット 5 の作動により分光特性を変化させられる可変分光素子 1 3 と、撮像光学系 1 1 により集光された光を撮影して電気信号に変換する撮像素子 1 4 とを備えている。

【 0 0 1 9 】

前記可変分光素子 1 3 は、例えば、平行間隔を空けて配置され対向面に反射膜が設けられた 2 枚の平板状の光学部材 1 3 a , 1 3 b と、該光学部材 1 3 a , 1 3 b の間隔を変化させるアクチュエータ 1 3 c とを備えるエタロン型の光学フィルタである。アクチュエータ 1 3 c は、例えば、圧電素子である。この可変分光素子 1 3 は、アクチュエータ 1 3 c の作動により光学部材 1 3 a , 1 3 b の間隔寸法を変化させることで、その透過する光の波長帯域を変化させることができるようになっている。

可変分光素子 1 3 は、さらに具体的には、1 つの固定透過帯域および 1 つの可変透過帯域の 2 つの透過帯域を有する透過率波長特性を有している。固定透過帯域は、可変分光素子 1 3 の状態によらず、常に入射光を透過するようになっている。また、可変透過帯域は可変分光素子 1 3 の状態に応じて透過率特性が変化するようになっている。

【 0 0 2 0 】

前記制御ユニット 5 は、図 1 に示されるように、撮像素子 1 4 を駆動制御する撮像素子制御回路 1 5 と、可変分光素子 1 3 を駆動制御する可変分光素子制御回路 1 6 と、後述するパルス制御回路 2 5 と、撮像素子 1 4 により取得された画像情報を記憶する画像記憶部 1 7 と、該画像記憶部 1 7 に記憶された画像情報を処理して表示ユニット 6 に出力する画像処理回路 1 8 とを備えている。

前記撮像素子制御回路 1 5 および可変分光素子制御回路 1 6 は、前記光源制御回路 1 0 に接続され、光源制御回路 1 0 による白色観察用光源 8 および特殊観察用光源 9 の切り替えに同期して可変分光素子 1 3 および撮像素子 1 4 を駆動制御するようになっている。

【 0 0 2 1 】

具体的には、光源制御回路 1 0 の作動により、特殊観察用光源 9 から励起光が発せられるときには、可変分光素子制御回路 1 6 が、可変分光素子の状態を第 1 の状態として、撮像素子制御回路 1 5 が撮像素子から出力される画像情報を第 1 のフレームメモリ 1 7 A に出力するようになっている。また、光源制御回路 1 0 の作動により、白色観察用光源 8 から照明光が発せられるときには、可変分光素子制御回路 1 6 が、可変分光素子を第 2 の状態として、撮像素子制御回路 1 5 が撮像素子から出力される画像情報を第 2 のフレームメモリ 1 7 B に出力するようになっている。

【 0 0 2 2 】

また、前記画像処理回路 1 8 は、蛍光観察の場合には、励起光の照射により得られる蛍光画像情報を第 1 のフレームメモリ 1 7 A から受け取って表示ユニット 6 に出力し、白色観察の場合には、青色、緑色および赤色の照明光の照射により得られる反射光画像情報を第 2 のフレームメモリ 1 7 B から受け取って表示ユニット 6 に出力するようになっている。

【 0 0 2 3 】

前記送液ユニット 2 0 は、蛍光プローブ溶液を貯留するタンク 2 1 と、洗浄液を貯留するタンク 2 4 と、該タンク 2 1 , 2 4 内の液体を恒温状態に維持する恒温槽 2 7 と、該恒温槽 2 7 の温度を表示する温度表示部 2 8 と、前記タンク 2 1 , 2 4 からの液体を供給 / 停止するバルブ 2 2 と、該バルブ 2 2 に接続され、前記挿入部 2 に沿って、液体を先端 2 a まで供給するチャネル 2 3 と、該チャネル 2 3 内を流れる液体を加温するヒータ 2 6 と、前記制御ユニット 5 内に配置され、前記バルブ 2 2 を制御するバルブ制御回路 2 5 とを備えている。

【 0 0 2 4 】

前記チャンネル 2 3 は、挿入部 2 に長手方向に貫通して設けられ、その先端が挿入部 2 の先端 2 a に配置されて、送られてきた蛍光プローブ溶液や洗浄液のような液体を撮影対象に向けて散布することができるようになっている。

前記ヒータ 2 6 は、撮像ユニット 3 より基端側の挿入部 2 の先端 2 a 近傍におけるチャンネル 2 3 の周囲に配置されている。

【 0 0 2 5 】

バルブ制御回路 2 5 は、図 3 に示されるように、蛍光画像取得のための特殊観察用光源 9 の起動前の白色光観察中に、所定時間にわたってタンク 2 1 内に貯留されている蛍光プローブ溶液を散布させるようバルブ 2 2 を制御するようになっている。

10

また、バルブ制御回路 2 5 は、蛍光プローブ溶液を散布した後、バルブ 2 2 をオフ状態に切り替えるようになっている。

【 0 0 2 6 】

また、バルブ制御回路 2 5 は、蛍光プローブ溶液の散布前および散布後の蛍光観察をする前に、生体表面を洗浄し、あるいは生体表面に溜まっている蛍光プローブを洗浄するために、洗浄液を散布させるようバルブ 2 2 を制御するようになっている。また、バルブ制御回路 2 5 は、洗浄液を散布した後、バルブ 2 2 をオフ状態に切り替えるようになっている。

洗浄液としては、例えば、低濃度の酢酸溶液を使用する。

【 0 0 2 7 】

20

このように構成された本実施形態に係る内視鏡装置 1 の作用について説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置 1 を用いて、生体の体腔内の撮影対象 A を撮像するには、まず、挿入部 2 を体腔内に挿入し、その先端 2 a を体腔内の撮影対象 A に対向させる。

【 0 0 2 8 】

この状態で、光源ユニット 4 および制御ユニット 5 を作動させ、光源制御回路 1 0 の作動により、白色観察用光源 8 を作動させて照明光を発生させ、白色観察が行われる。

このとき、発生した照明光は、それぞれライトガイド 7 を介して挿入部 2 の先端 2 a まで伝播され、挿入部 2 の先端 2 a から撮影対象 A に向けて照射される。照射された照明光は撮影対象 A の表面において反射され、撮像光学系 1 1 により集光されて励起光カットフィルタ 1 2 を透過し、可変分光素子 1 3 に入射される。

30

【 0 0 2 9 】

可変分光素子 1 3 は、可変分光素子制御回路 1 6 の作動により第 2 の状態に切り替えられているので、入射された反射光は全て可変分光素子 1 3 を透過させられる。可変分光素子 1 3 を透過した反射光は撮像素子 1 4 に入射され、反射光画像情報が取得される。取得された反射光画像情報は、第 2 のフレームメモリ 1 7 B に記憶され、画像処理回路 1 8 によって、表示ユニット 6 に出力され表示される。

【 0 0 3 0 】

その後、蛍光プローブを用いた観察を行う場合には、バルブ制御回路 2 5 の作動によりバルブ 2 2 が、チャンネル 2 3 と洗浄液を貯留するタンク 2 4 とを接続し、洗浄液が生体に散布され、生体表面に存在する残渣等が洗い流される。

40

洗浄液散布後、バルブ制御回路 2 5 の作動により、バルブ 2 2 が、チャンネル 2 3 と蛍光プローブ溶液を貯留するタンク 2 1 とを接続し、蛍光プローブ溶液が生体に散布される。

【 0 0 3 1 】

蛍光プローブ溶液を散布した後、バルブ制御回路 2 5 の作動により、バルブ 2 2 が再度、チャンネル 2 3 とタンク 2 4 とを接続し、洗浄液が散布され、生体表面に存在する蛍光プローブ溶液が洗浄される。蛍光プローブの散布から洗浄までには一定の時間を設けてもよい。

【 0 0 3 2 】

洗浄後、光源制御回路 1 0 の作動により、白色観察用光源 8 から特殊観察用光源 9 に切り替えて、特殊観察用光源 9 を作動させて励起光を発生させ、蛍光観察が行われる。

50

このとき、発生した励起光は、それぞれライトガイド 7 を介して挿入部 2 の先端 2 a までは伝播され、挿入部 2 の先端 2 a から撮影対象 A に向けて照射される。これにより、撮影対象 A に浸透している蛍光プローブが励起されて蛍光が発せられる。撮影対象 A から発せられた蛍光は、撮像ユニット 3 の撮像光学系 1 1 により集光され、励起光カットフィルタ 1 2 を透過し、可変分光素子 1 3 に入射される。

【 0 0 3 3 】

可変分光素子 1 3 は、可変分光素子制御回路 1 6 により第 1 の状態に切り替えられ、蛍光に対する透過率が増大させられているので、入射された蛍光は可変分光素子 1 3 を透過させられる。可変分光素子 1 3 を透過した蛍光は撮像素子 1 4 に入射され、蛍光画像情報が取得される。取得された蛍光画像情報は、第 1 のフレームメモリ 1 7 A に記憶され、画像処理回路 1 8 によって、表示ユニット 6 出力され表示される。

10

【 0 0 3 4 】

この場合において、本実施形態に係る内視鏡装置 1 によれば、恒温槽 2 7 によりあらかじめ所定の温度に設定された蛍光プローブ溶液および洗浄液がチャンネル 2 3 に供給される。そして、そのチャンネル 2 3 内を流れる蛍光プローブ溶液および洗浄液が、ヒータ 2 6 により所定の温度に調節されつつ、観察対象 A である生体表面に散布される。つまり、蛍光プローブ溶液および洗浄液の温度を制御することで、観察対象 A である生体の温度が観察に適した温度に維持される。

【 0 0 3 5 】

ここで、酵素感受性蛍光プローブを用いた癌診断においては、正常 / 異常組織の蛍光強度の上昇スピードの違いを利用して、蛍光強度の相違を観察することにより、正常組織か癌等の異常組織かを識別するところ、ある時間がたつと、正常 / 異常組織の蛍光強度の差は小さくなってしまいうため、図 4 に示されるように、正常 / 異常組織の蛍光強度の差が大きい時間帯（正常 / 異常組織で蛍光のコントラストが最もつく時間帯）に計測することが必要である。しかし、対象となる分子（酵素）と蛍光プローブとの反応速度（酵素の活性度）は温度の影響を受けることから、観察に適した時間帯を捉えることが難しい場合がある。そこで、診断に適した蛍光のコントラストを得るために、所定の温度条件下で蛍光観察を行うことで、蛍光プローブの反応速度（酵素の活性度）をコントロールすることが望ましい。

20

【 0 0 3 6 】

本実施形態に係る内視鏡装置 1 によれば、対象となる分子（酵素）と蛍光プローブとの反応速度（酵素の活性度）が組織の温度低下による影響を受けることがないので、図 4 に示されるように、正常 / 異常組織で蛍光のコントラストが明確につき、蛍光強度の差が大きく現れる蛍光観察に適した時間帯を長く確保し、蛍光を的確に捉えることができる。これにより、散布型の酵素感受性蛍光プローブを利用した癌診断において、観察対象 A の生体組織が正常組織か異常組織かを精度よく診断することがきる。

30

【 0 0 3 7 】

仮に、室温が低い場合には、タンク 2 1 , 2 4 内に貯留されている蛍光プローブ溶液および洗浄液の温度が恒温槽からチャンネル 2 3 へ流通する際に低下するので、そのまま観察対象 A である生体表面に散布されると、生体表面の温度が低下してしまう。その結果、対象となる分子（酵素）と蛍光プローブとの反応速度が遅く（酵素の活性度が低く）なることが考えられる。この場合、図 5 に示される比較例 1 のように、蛍光強度の上昇スピードが遅く蛍光光量が弱いので、観察に必要な蛍光強度を得るためには、蛍光プローブの投与後、長い時間を待たなければならず、また、蛍光プローブ自体は細胞から少しずつ漏れていくため長時間待っても蛍光強度の差が小さく、正常 / 異常組織の識別が困難となる。

40

【 0 0 3 8 】

これに対して、本実施形態によれば、恒温槽 2 7 により蛍光プローブ溶液および洗浄液をあらかじめ生体の体温と略同等の温度（略 3 7 ）に温め、また、ヒータ 2 6 によりチャンネル 2 3 内において再度 3 7 前後に加温してから、観察対象 A である生体表面に散布することにより、生体表面の温度低下を防止できる。つまり、酵素の活性度が高くなる 3

50

7 前後に温めた蛍光プローブ溶液、洗浄液を用いることで、対象となる分子（酵素）と蛍光プローブとの反応速度（酵素の活性度）を観察に適した速度にコントロールすることができる。したがって、正常／異常組織で蛍光のコントラストがつき、蛍光強度の差が大きく現れる時間帯に観察を行うことで、精度よく癌診断を行うことができる。

【0039】

また、本実施形態によれば、操作部から挿入部2の先端2aまでが長い内視鏡においても、ヒータ26がチャンネル23の周囲に設けられているので、チャンネル23内を流れる間に蛍光プローブ溶液および洗浄液の温度が低下することを防止できる。また、ヒータ26は挿入部2の先端2a近傍に設けられているので、蛍光プローブ溶液および洗浄液の温度が吐出直前まで加温され続けることとなり、精度よく温度管理を行うことができる。

10

そして、ヒータ26は撮像ユニット3より基端側に設けられていることから、撮像ユニット3が加温されてしまうおそれがない。挿入部2先端2aのような極めて狭小なスペースであっても撮像ユニット3より基端側であればヒータ26を設けることができる。

【0040】

また、本実施形態によれば、洗浄液に低濃度の酢酸溶液を使用しているので、観察対象Aである生体表面から粘液を除去することができる。つまり、この酢酸が生体組織の染色の妨げになる粘液の成分を分解することとなるので、蛍光プローブが生体表面に定着しやすい。これにより、精度よく蛍光観察を行うことができる。

【0041】

なお、本実施形態に係る内視鏡装置1においては、チャンネル23の周囲にヒータ26を設けることとしたが、これに代えて、図6に示されるように、チャンネル23に挿脱可能に挿入されるチューブ29を備え、このチューブ29の周囲にヒータ26を設けることにしてもよい。また、ヒータ26はチューブ29自体に設けてもよいし、チューブ29の内面の一部に設けることにしてもよい。この場合において、蛍光プローブ溶液および洗浄液をシリンジ等で前記チューブ29に流し込むことにしてもよい。

20

【0042】

さらに、このチューブ29の先端を、液体をスプレー状に噴霧できるような構成にすることにしてもよい。このような構成により、チャンネル23に直接蛍光プローブ溶液および洗浄液を流すよりも観察対象Aである生体表面に散布しやすくなるという利点がある。

また、本実施形態に係る内視鏡装置1においては、ヒータ26と併せて恒温槽27を設けることとしたが、ヒータ26のみを設け恒温槽27を設けないことにしてもよい。

30

【0043】

また、これとは逆に、図7に示されるように、ヒータ26を設けることなく、恒温槽27のみを設けることにしてもよい。特に、挿入部2内のスペースが狭くてチャンネル23にヒータ26を設けることができず、また、チャンネル23が細くてこれに挿入するチューブ29にヒータ26を設けることもできないような、細い内視鏡装置1の場合に、挿入部2の外に恒温槽27を設けることで上記と同様の効果を奏することができるという利点がある。この場合、断熱性を有する材料により前記チャンネル23を構成することが望ましい。このように構成することにより、恒温槽27により加温された蛍光プローブ溶液および洗浄液の温度が、チャンネル23内を流れる間に変化してしまうことを防止できる。このとき、チューブ29を使用前に、恒温槽などを使って温めておいてもよい。

40

【0044】

ここで、対象となる分子（酵素）と蛍光プローブとの反応速度が速い（酵素の活性度が高い）場合には、図8に示される比較例2のように、正常／異常組織で蛍光強度の差が生じる時間帯が短く、蛍光プローブの投与後すぐに観察する必要もあり、正常／異常組織の識別が困難となる。

これに対して、本実施形態によれば、恒温槽27によりあらかじめ冷却した洗浄液、蛍光プローブ溶液を観察対象である生体表面に散布することで生体表面の温度を低下させ、対象となる分子（酵素）と蛍光プローブとの反応速度を遅く（酵素の活性度を低く）し、蛍光強度の差が大きく現れる時間帯を延ばすことができる。これにより、観察時間が確保

50

され精度よく癌診断を行うことができる。

【 0 0 4 5 】

具体的には、例えば生体の体温と略同等の温度（略 3 7 ）では対象となる分子（酵素）との反応速度が速すぎるフルオレセインジアセテート（F D A）を蛍光プローブとして使用する場合に、恒温槽 2 7 により 1 5 位に冷却した蛍光プローブ溶液および洗浄液を観察対象である生体表面に散布して、生体表面の温度を低くすることにより、反応速度を遅くして蛍光観察を行うことが考えられる。

【 0 0 4 6 】

また、本実施形態においては、蛍光プローブ溶液を貯留するタンク 2 1 と洗浄液を貯留するタンク 2 4 に対し、1つのチャンネル 2 3、バルブ 2 2 および恒温槽 2 7 を配置することとしたが、チャンネル 2 3、バルブ 2 2 および恒温槽 2 7 は、タンク 2 1 , 2 4 ごとにそれぞれ配置することにしてもよい。

10

また、本実施形態においては、蛍光プローブ溶液および洗浄液の両方をヒータ 2 6 および恒温槽 2 7 で加温することとしたが、ヒータ 2 6 または恒温槽 2 7 によりどちらか一方のみを加温または冷却することにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 7 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る内視鏡装置の全体構成図である。

【図 2】図 1 の内視鏡装置に備えられる撮像ユニットの構造を示す図である。

【図 3】図 1 の内視鏡装置による観察動作の一例を示すタイミングチャートである。

20

【図 4】図 1 の内視鏡装置による蛍光強度の時間変化を示すグラフである。

【図 5】図 4 の蛍光強度の時間変化の比較例 1 を示すグラフである。

【図 6】図 1 の内視鏡装置の変形例を示す全体構成図である。

【図 7】図 1 の内視鏡装置の他の変形例を示す概略構成図である。

【図 8】図 4 の蛍光強度の時間変化の比較例 2 を示すグラフである。

【符号の説明】

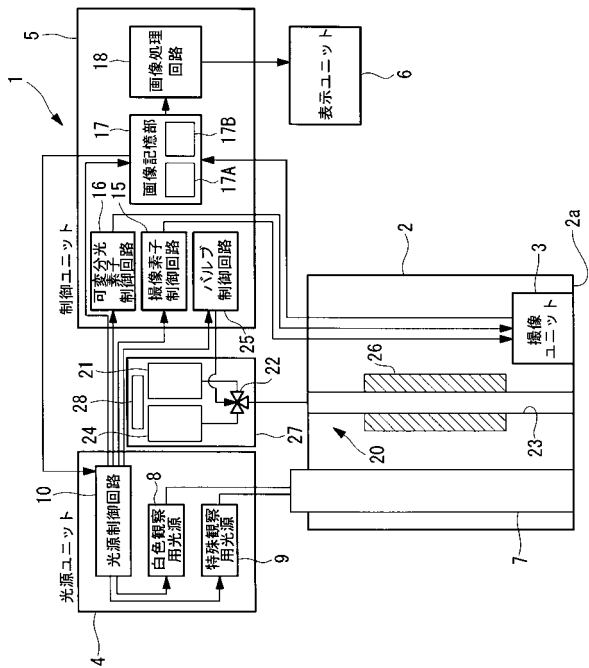
【 0 0 4 8 】

- 1 内視鏡装置
- 2 挿入部
- 2 a 先端
- 3 撮像ユニット（撮像部）
- 4 光源ユニット（光源部）
- 6 表示ユニット
- 7 ライトガイド
- 8 白色観察用光源
- 9 特殊観察用光源
- 2 0 送液ユニット（送液部）
- 2 1 , 2 4 タンク（容器）
- 2 3 チャンネル（管路）
- 2 6 ヒータ（液体温度制御部）
- 2 7 恒温槽（液体温度制御部）
- 2 9 チューブ

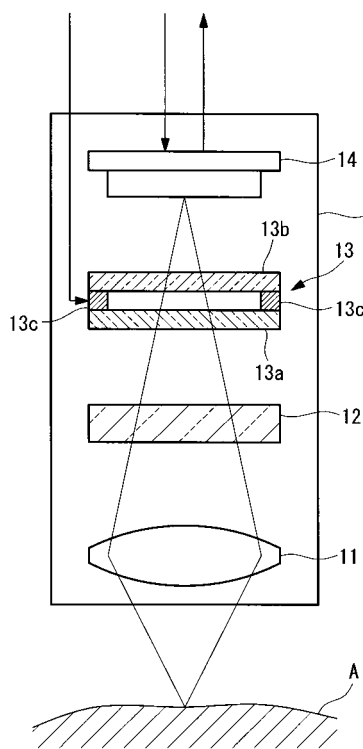
30

40

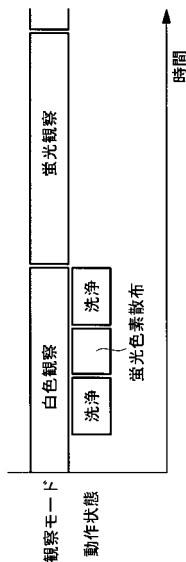
【図 1】



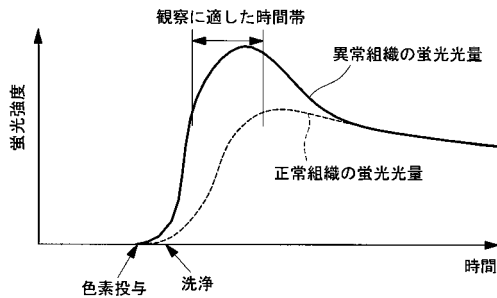
【図 2】



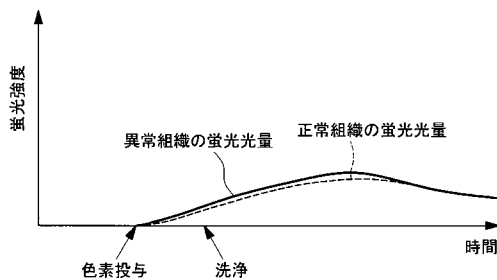
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-177208(JP,A)
特開平10-276971(JP,A)
特開昭61-288857(JP,A)
特開平7-31584(JP,A)
特開平11-47080(JP,A)
特開平9-75370(JP,A)
特開平11-216113(JP,A)
特開2006-282(JP,A)
特開2005-261628(JP,A)
特開2005-176908(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5030664B2	公开(公告)日	2012-09-19
申请号	JP2007134646	申请日	2007-05-21
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	森下弘靖		
发明人	森下 弘靖		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Q A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/12.520 A61B1/12.523 A61B1/12.530 A61B1/12.540		
F-TERM分类号	4C061/HH04 4C061/HH54 4C061/QQ04 4C061/WW17 4C161/HH04 4C161/HH54 4C161/QQ04 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2008284305A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用酶敏感型荧光探针的荧光观察，准确地诊断待观察的生物组织是正常组织还是异常组织。一种光源单元，其产生从插入部分的远端朝向体腔的内壁照射的激发光；光源单元，其照射来自光源单元的光；成像单元3，用于通过激发光对从体腔内壁产生的荧光成像，液体供应单元20具有用于供应从插入部分2的远端2a排出的液体的通道23，以及用于控制流过内窥镜的液体温度的加热器。点域1

