

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3911193号

(P3911193)

(45) 発行日 平成19年5月9日(2007.5.9)

(24) 登録日 平成19年2月2日(2007.2.2)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2002-136344 (P2002-136344)	(73) 特許権者	000000527
(22) 出願日	平成14年5月10日(2002.5.10)		ペンタックス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-325433 (P2003-325433A)		東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(43) 公開日	平成15年11月18日(2003.11.18)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成16年12月6日(2004.12.6)		弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	小林 弘幸
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭
			光学工業株式会社内
		審査官	門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自家蛍光を利用した診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡と、

前記内視鏡が観察する体腔内に通常観察用の光を照射可能な通常観察用光源と、

前記体腔内の明るさに応じて、前記体腔内に照射される通常観察用の光の光量を自動的に変更する光量変更手段と、

前記内視鏡が観察する体腔内に励起光を照射可能な蛍光観察用光源と、

前記光量変更手段の光量変更動作を監視する監視手段と、

前記監視手段と前記蛍光観察用光源とを制御する制御手段と、

を有し、

前記制御手段は、

前記蛍光観察用光源の消灯時に前記光量変更手段が第1の時間以上連続して光量変更動作を行うと、前記蛍光観察用光源を点灯し、

前記蛍光観察用光源の点灯時に前記光量変更手段が光量変更動作を行っていない状態で第2の時間以上続くと、前記蛍光観察用光源を消灯する、ことを特徴とする、自家蛍光を用いた診断システム。

【請求項 2】

前記光量変更手段が前記通常観察用光源からの光が通る光路中に配設された絞りであることを特徴とする、請求項1に記載の自家蛍光を用いた診断システム。

【請求項 3】

10

20

前記診断システムは、診断システムのオペレータが前記光量変更手段の状態に関わらず前記蛍光観察用光源を点灯させるための蛍光観察用光源点灯手段を有することを特徴とする請求項1または請求項2に記載の自家蛍光を用いた診断システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡を用い、かつ自家蛍光を利用した診断システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

生体組織に紫外線等の特定の波長の光（励起光）を照射すると蛍光を発する傾向がある。この現象を自家蛍光という。近年、がん細胞等の患部においては自家蛍光による蛍光の光量が低下することが発見され、疾患の早期発見法として注目されつつある。 10

【0003】

そこで、励起光を管腔内に照射し、蛍光を内視鏡で観察する、自家蛍光診断が利用されつつある。このような自家蛍光診断を行う場合、内視鏡のライトガイドは通常観察用の白色光源に接続され、また内視鏡の処置具挿通チャンネルに別のライトガイドを挿通してこのライトガイドは蛍光観察用光源と接続される。内視鏡のオペレータは蛍光観察を行うときは蛍光観察用光源からの光がライトガイドに入射されないようにして、かつ通常観察用光源からの光がライトガイドに入射されるようにする。一方、通常観察を行う場合は、蛍光観察用光源からの光がライトガイドに入射されるようにして、かつ通常観察用光源からの光がライトガイドに入射されないようにする。 20

【0004】

蛍光観察用光源のランプ寿命を考慮すると、蛍光観察時のみ蛍光観察用光源を点灯させることが望ましい。しかしながら、蛍光観察用光源の点灯からある程度の時間が経過しないと励起光の光量は安定しない。従って、上記のような装置を用いて蛍光観察と通常観察を行う場合は、あらかじめシャッター等で蛍光観察用光源からの光がライトガイドに入射されないように遮蔽しておき、蛍光観察を開始する数分前にシャッターが閉じた状態で蛍光観察用光源を点灯し、蛍光観察開始時にシャッターを開けさらに通常観察用光源を消灯するといった煩雑な作業が必要だった。また、蛍光観察用光源の不必要な消耗を防ぐために蛍光観察終了時は直ちに蛍光観察用光源を手動で消灯しなければならなかった。 30

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は上記の問題に鑑み、煩雑な操作を必要とすることなく蛍光観察用光源の不必要な消耗を防止可能な診断システムを提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するため、本発明においては、励起光を照射可能な蛍光観察用光源が消灯時に、体腔内の明るさに応じて体腔内に照射される通常観察用の光の光量を自動的に変更する光量変更手段が第1の時間以上連続して光量変更動作を行うと蛍光観察用光源を点灯し、蛍光観察用光源の点灯時に光量変更手段が光量変更動作を行っていない状態が第2の時間以上続くと蛍光観察用光源を点灯する。 40

【0007】

体腔内に内視鏡を挿入して検査を行っている最中は光量変更手段によって光量変更動作が行われつつける。一方、検査が行われていないときは内視鏡はハンガーに掛けられたり、カート上に置かれたり、洗浄のために通常光源から取り外されたりしている。従って本発明によれば、一定時間以上検査が行われないときは自動的に蛍光観察用光源が消灯し、検査を開始すると自動的に蛍光観察用光源が点灯する。すなわち、必要なときのみ蛍光観察用光源が点灯するよう構成されているため、煩雑な操作を必要とすることなく蛍光観察用光源の不必要な消耗を防止可能となる。

【0008】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の実施の形態を図面を用いて詳細に説明する。図1は、本実施形態による診断システムを模式的に示したものである。本実施形態による診断システム1は、電子内視鏡100と、内視鏡用プロセッサ200と、蛍光観察用光源300と、キーボード400と、モニタ500とを有する。

【0009】

電子内視鏡100は内視鏡用プロセッサ200と接続されている。内視鏡用プロセッサ200は電子内視鏡100のライトガイド103にキセノンランプ等の通常光線を入射させるとともに、電子内視鏡100の先端に備えられたCCD104を制御し、CCD104より出力される画像信号を処理して例えばNTSC信号のようなモニタ500が表示可能な所定の形式のビデオ信号を画像切替機400に出力する。

10

【0010】

また内視鏡用プロセッサ200のランプ部204には、ランプ204a、アイリス（絞り）204b、カラーフィルタ204e、シャッター204c、集光レンズ204d、ライトガイド209の入射端209aがこの順番で並んでいる。ランプ204aから発せられた通常光線はアイリス204bで適度に調光され、シャッター204cを通過し、さらに集光レンズ204dによって集光されてライトガイド209の入射端209aに入射する。ライトガイド209の入射端209aに入射した光はライトガイド209を通過して内視鏡用プロセッサ200の内視鏡接続部210に達し、この内視鏡接続部210を介して電子内視鏡100のライトガイド103の入射端103aに入射する。電子内視鏡100のライトガイド103の入射端103aに入射した光は電子内視鏡100のライトガイド103を通過して電子内視鏡100の挿入部先端から射出されて体腔内を照射する。

20

【0011】

カラーフィルタ204eは、赤(R)、緑(G)、青(B)の3色のフィルタである。カラーフィルタ204eはCCD104の信号転送タイミングに同期して、赤(R)、緑(G)、青(B)のフィルタを順次光源部204から発せられる光束中に挿置する。なお、このカラーフィルタ204eの回転制御はタイミングコントロール205によって行われる。CCD104は1/30秒で1枚の画像を撮像／転送する構成となっているので、カラーフィルタ204eは1/30秒おきにフィルタを切り替える。また、CCD104が画像を転送中にフィルタを切り替える構成となっている。従って、CCD104は赤、緑、青の光に照射された画像を順次撮像することになる。撮像された画像信号は内視鏡用プロセッサ200の初段信号処理回路202に送信される。初段信号処理回路202はこの画像信号を離散化して画像メモリ207に記憶する。赤、緑、青の光に照射された各画像はそれぞれ画像メモリ207の異なる領域に保存される。内視鏡用プロセッサ200の後段信号処理回路203は画像メモリ207に保存された赤、緑、青の光に照射された各画像を読み出して合成し、さらにNTSCビデオ信号に変換する。以上のようないわゆる面順次方式により、CCD104がモノクロCCDであってもカラー画像を出力可能となっている。以上の制御は内視鏡用プロセッサ200のシステムコントロール201によって行われる。

30

【0012】

また、システムコントロール201はカラー画像が1枚生成される間隔（1／10秒）ごとに画像メモリ207の内容からカラー画像の平均輝度を算出し、この平均輝度に応じて、アイリス204bを駆動する。すなわち、カラー画像の平均輝度が所定値Aを上回っていれば、ライトガイド209の入射端209aに入射する光量を減らすようにアイリス204bを駆動する。一方、カラー画像の平均輝度が所定値B（A＞B）を上回っていれば、ライトガイド209の入射端209aに入射する光量を増やすようにアイリス204bを駆動する。アイリス204bの近傍には、アイリスの現在位置を検出する位置センサが設けられており、システムコントロール201は、この位置センサ204Sの出力に基づいて、アイリスの位置を把握している。以上のように、本実施形態においてはカラー画像の平均輝度がAとBの間になるようにライトガイド209の入射端209aに入射する光量が制御される。

40

50

【0013】

蛍光観察用光源300は紫外線等の生体組織の自家蛍光を励起するスペクトルを含む光線を生成するランプ部304を有する。このランプ部304によって生成された励起光は蛍光観察用ライトガイド305の入射端に入射する。蛍光観察用ライトガイド305の先端は、電子内視鏡の処置具口107aより処置具挿通チャンネル107に挿通されており、電子内視鏡100の先端部から体腔内の生体組織に向けて励起光を照射することが可能である。励起光が照射されている時にCCD104から出力された信号は通常観察画像と同様、初段信号処理回路202によって離散化されて画像メモリ207に記憶され、さらに後段信号処理回路203によってNTSCビデオ信号に変換される。

【0014】

励起光が照射されている時の画像は蛍光画像であり、がん細胞などの患部は健康な組織に比べて弱い蛍光を発生する。従って、この蛍光画像と通常観察時の撮像画像である通常観察画像とを比較することにより、疾患部を特定することができる。診断システム1のオペレータはこの蛍光画像と通常画像を内視鏡用プロセッサ200のフロントパネルスイッチ208またはキーボード400を操作することによって切り換えることができる。フロントパネルスイッチ208および／またはキーボード400からの信号はシステムコントロール201に入力され、システムコントロール201はこの信号を元に内視鏡用プロセッサ200のランプ部204に備えられたシャッター204cおよび蛍光観察用光源300のランプ部304に備えられたシャッター304aの一方が閉じ、他方が開くように両シャッターを制御する。

【0015】

以上のように構成された、本実施形態の診断システム1のランプ制御処理を以下に説明する。図2は本実施形態の内視鏡用プロセッサ200のランプ制御ルーチンのフローである。なお、本ルーチンは内視鏡用プロセッサ200のメモリ207に記憶され、システムコントロール201によって実行されるプログラムである。

【0016】

本ルーチンは内視鏡用プロセッサ200の電源投入に伴って開始する。なお、本ルーチン開始時は蛍光観察用光源300の光源ランプ304aは消灯している。本ルーチンが開始すると、最初にステップS101が実行される。

【0017】

ステップS101では、変数tに0が代入される。次いで、ステップS102に進む。

【0018】

ステップS102では、システムコントロール201は、位置センサ204Sからアイリス204bの位置（開度）情報を取得し、アイリス204bの位置を変数Iに代入する。次いで、ステップS103に進む。

【0019】

ステップS103では、ステップS102と同様に、システムコントロール201はアイリス204bの位置情報を取得し、アイリス204bの位置を変数Itに代入する。次いで、ステップS104に進む。

【0020】

ステップS104では、変数Iと変数Itとの比較が行われる。I=Itであれば（S104：YES）、ステップS101に戻る。一方、I≠Itであれば（S104：NO）、ステップS105に進む。

【0021】

ステップS105では、変数tと定数αとの比較が行われる。ステップS105において $t < \alpha$ であれば（S105：NO）、ステップS106に進んでtに1を加算しさらにIにItの値を代入し、次いでステップS103に戻る。一方、ステップS105において $t \geq \alpha$ であれば（S105：YES）、ステップS107に進んで蛍光観察用光源300のランプ部304のランプを点灯し、次いでステップS108に進む。

【0022】

以上のように、ステップS101～S107によれば、 $I \neq I_t$ の状態が一定回数 α 以上連続して続く、すなわちS103～S106のループにかかる時間をT1としてアイリス204bが時間 αT 以上連続して移動を続けることによって、蛍光観察用光源300のランプ部304のランプが点灯する構成となっている。電子内視鏡100で体腔内を観察しているときは、アイリス04bの移動による光量調整が行われつつけるので、観察開始後所定時間 αT 1が経過すると自動的に蛍光観察用光源300のランプ部304のランプが点灯する。

【0023】

ステップS108では変数tに0が代入される。次いで、ステップS109に進む。

【0024】

ステップS109では、システムコントロール201はアイリス204bの位置（開度）情報を取得し、アイリス204bの位置を変数Iに代入する。次いで、ステップS110に進む。

【0025】

ステップS110では、ステップS109と同様に、システムコントロール201はアイリス204bの位置情報を取得し、アイリス204bの位置を変数 I_t に代入する。次いで、ステップS111に進む。

【0026】

ステップS111では、変数Iと変数 I_t との比較が行われる。 $I \neq I_t$ であれば（S111：NO）、ステップS108に戻る。一方、 $I = I_t$ であれば（S104：YES）、ステップS112に進む。

【0027】

ステップS112では、変数tと定数 β との比較が行われる。ステップS112において $t < \beta$ であれば（S112：NO）、ステップS113に進んでtに1を加算しさらにIに I_t の値を代入し、次いでステップS109に戻る。一方、ステップS112において $t \geq \beta$ であれば（S112：YES）、ステップS114に進んで蛍光観察用光源300のランプ部304のランプを消灯し、次いでステップS101に戻る。

【0028】

以上のように、ステップS108～S114によれば、 $I = I_t$ の状態が一定回数 β 以上連続して続く、すなわちS110～S113のループにかかる時間をT2としてアイリス204bが時間 βT 2以上連続して静止し続けることによって、蛍光観察用光源300のランプ部304のランプが消灯する構成となっている。体腔内の観察を一時中止して、電子内視鏡100がハンガーに掛けられたり、カート上に置かれたりしているときは、アイリス204bの移動による光量調整が行われないので、観察中断後所定時間 βT 2が経過すると自動的に蛍光観察用光源300のランプ部304のランプが消灯する。なお、蛍光観察中に蛍光観察用光源300のランプ部304のランプが消灯するのを防止するため、時間 βT 2が例えば1分以上と充分大きな値となるように定数 β の値が設定される。

【0029】

以上のルーチンに従って蛍光観察用光源300のランプ部304のランプを制御することによって、内視鏡による通常観察を行っている間に蛍光観察用光源300のランプ部304のランプが点灯し、内視鏡による体腔内の観察を中断するとランプが自動的に消灯する。従って、蛍光観察開始時に既に蛍光観察用光源300のランプ部304のランプが点灯してその光量が安定しているため、即座に蛍光観察が可能となる。一方、内視鏡による体腔内の観察を中断するとランプが自動的に消灯するため、蛍光観察用ランプの不必要な点灯が防止され、蛍光観察用ランプの長寿命化が可能となる。

【発明の効果】

以上のように、本発明の診断システムによれば、煩雑な操作を必要とすることなく蛍光観察用光源の不必要な消耗を防止可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態による診断システムを模式的に示した概略図である。

10

20

30

40

50

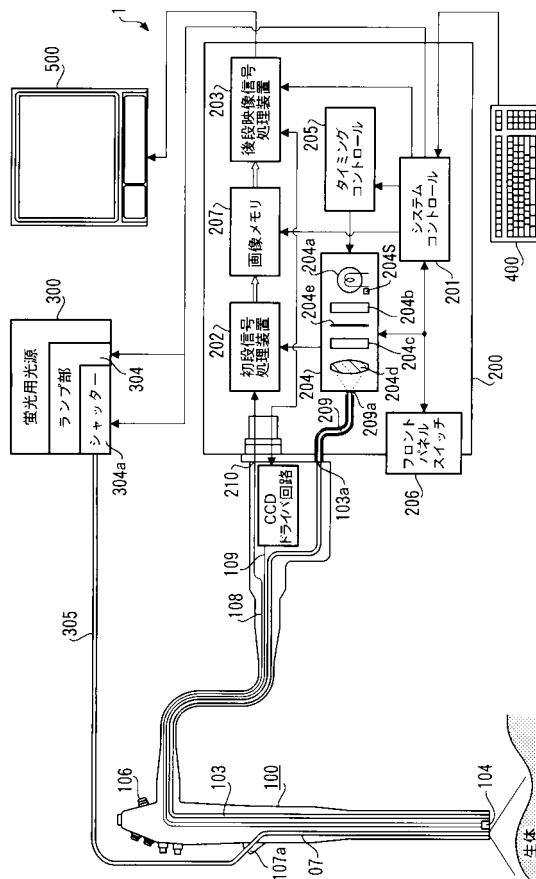
【図 2】 本発明の実施の形態による内視鏡用プロセッサのランプ制御ルーチンのフローである。

【符号の説明】

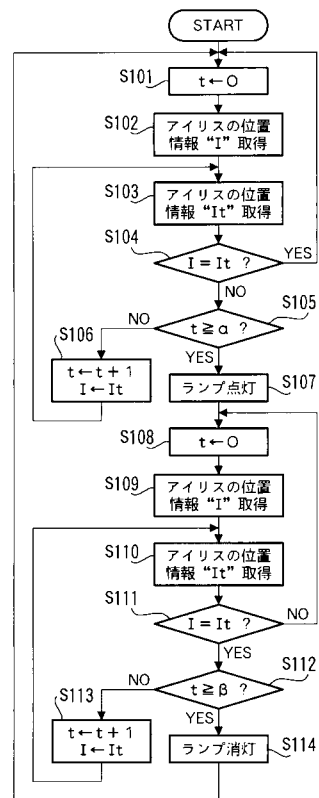
- 1 診断システム
- 100 電子内視鏡
- 104 CCD
- 200 内視鏡用プロセッサ
- 201 システムコントロール
- 204 ランプ部
- 204a ランプ
- 204b アイリス
- 204S 位置センサ
- 300 蛍光観察用光源
- 304 ランプ部
- 304a シャッター

10

【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05-005744 (JP, A)
特開平08-122654 (JP, A)
特開平04-016814 (JP, A)
特開2002-112961 (JP, A)
特開2002-102142 (JP, A)
特開2001-190488 (JP, A)
特開2001-142005 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 -23/26

专利名称(译)	使用自发光荧光的诊断系统		
公开(公告)号	JP3911193B2	公开(公告)日	2007-05-09
申请号	JP2002136344	申请日	2002-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	小林弘幸		
发明人	小林 弘幸		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 G01N21/64 H04N5/225 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/06.A A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/07.730 G01N21/64.Z H04N5/225 H04N5/225.C H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/GA06 2G043/GB18 2G043/GB21 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA11 2G043/JA02 2G043/LA03 2G043/MA11 2G043/NA06 2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/MM01 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR15 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/WW17 4C161/XX02 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AB67 5C022/AC42 5C054/CC07 5C054/CG02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/ED07 5C054/FF02 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/EA55 5C122/GG02 5C122/GG03 5C122/GG12 5C122/GG21 5C122/HA75 5C122/HB01		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2003325433A JP2003325433A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供使用内窥镜并利用自发光荧光的诊断系统和诊断方法，该诊断系统能够防止不必要的光源消耗用于荧光观察而无需复杂的操作和诊断系统并提供一种方法。当关闭能够照射激发光的荧光观察光源时，根据体腔内的亮度自动改变照射到体腔内的普通观察光的光量的光量当改变装置第一次或更长时间连续改变光量时，打开荧光观察光源，当荧光观察光源点亮时，光量改变装置不进行光量改变操作的状态是第二时间段。然后，打开荧光观察光源以解决上述问题。

【 図 1 】

