

(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2010-125270

(P2010-125270A)

(43) 公開日 平成22年6月10日(2010.6.10)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O P	4 C O 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O U	
G O 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/26 B	
審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2008-306542 (P2008-306542)
 (22) 出願日 平成20年12月1日 (2008.12.1)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100127306
 弁理士 野中 剛
 (74) 代理人 100129746
 弁理士 虎山 滋郎
 (74) 代理人 100132045
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

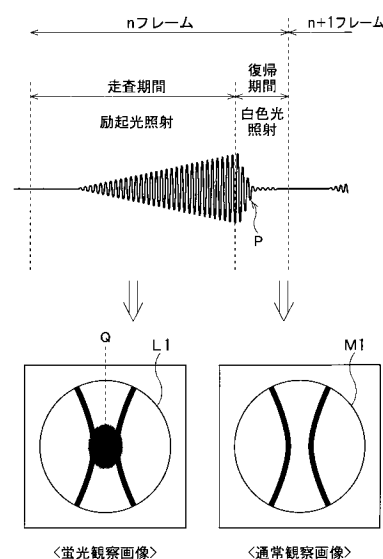
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】観察対象に対して有効な光を適宜照射し、必要な観察画像を得る。

【解決手段】走査型光ファイバを備えた内視鏡装置において、走査期間に励起光を照射し、復帰期間において白色光を照射する。これにより、蛍光観察画像と通常観察画像を得る。輝度情報を得る目的で通常観察画像を取得し、蛍光観察画像と通常観察画像との輝度差が生じている場合、画像補正処理を実行する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源からの照明光をスコープ先端部へ伝達する光ファイバと、
光ファイバ先端部を振動させることによって、観察対象に対し照明光を周期的に走査させる走査手段と、

観察対象からの反射光を受光し、観察画像に応じた画像データを生成する撮影手段と、
1画面分の画像を取得する走査期間において、第1の波長特性を有する第1照明光を前記光源から放射させ、前記光ファイバ先端部が走査開始位置に向けて動く復帰期間において、前記第1の波長特性とは異なる第2の波長特性を有する第2照明光を前記光源から放射させる照明制御手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第1照明光が、短波長領域の光であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第2照明光が、通常観察用の光であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第1照明光が短波長領域の光であり、前記第2照明光が通常観察用の光であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記走査期間における前記第1照明光に応じた第1の輝度データと、前記復帰期間における前記第2照明光に応じた第2の輝度データとを検出する輝度検出手段と、

前記第1の輝度データと前記第2の輝度データとの差が所定以上の差である場合、画像処理もしくは明るさ調整する補正処理手段と

をさらに備えることを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記輝度検出手段が、中心付近エリアを対象にして前記第1の輝度データを検出することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

光ファイバ先端部を振動させることによって、観察対象に対し照明光を周期的に走査させるときの走査期間において、第1の波長特性を有する第1照明光を光源から放射させる第1の照明手段と、

前記光ファイバ先端部が走査開始位置に向けて動く復帰期間において、前記第1の波長特性とは異なる第2の波長特性を有する第2照明光を前記光源から放射させる第2の照明手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡照明調整装置。

【請求項 8】

光ファイバ先端部を振動させることによって、観察対象に対し照明光を周期的に走査させるときの走査期間において、第1の波長特性を有する第1照明光を光源から放射させる第1の照明手段と、

前記光ファイバ先端部が走査開始位置に向けて動く復帰期間において、前記第1の波長特性とは異なる第2の波長特性を有する第2照明光を前記光源から放射させる第2の照明手段と

を機能させることを特徴とするプログラム。

【請求項 9】

光ファイバ先端部を振動させることによって、観察対象に対し照明光を周期的に走査させるときの走査期間において、第1の波長特性を有する第1照明光を光源から放射させ、

前記光ファイバ先端部が走査開始位置に向けて動く復帰期間において、前記第1の波長特性とは異なる第2の波長特性を有する第2照明光を前記光源から放射させることを特徴

10

20

30

40

50

とする内視鏡照明調整方法。

【請求項 10】

観察用照明光を観察対象に対して一様に照射する第 1 の光源と、
観察対象に対し観察用照明光とは異なる走査用照明光を照射する第 2 の光源と、
走査用照明光を周期的に走査させる走査手段と、

1 画面分の観察画像を取得する走査期間終了から次の走査開始までの復帰期間において、
前記走査用照明光を照射させない照明制御手段と、

前記復帰期間において観察用照明光の基準輝度を測定する輝度測定手段と、

前記走査期間における輝度レベルと前記基準輝度との差を抽出することにより、前記走査用照明光に応じた画像データを取得する信号処理手段と

を備えることを特徴とする請求項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光を走査させて観察画像を得る内視鏡装置に関し、特に、観察対象に対する照明に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置として、CCDなどのイメージセンサの代わりに走査型光ファイバを備えた内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献 1、特許文献 2 参照）。そこでは、シングルモード光ファイバなどの走査型光ファイバが設けられ、先端部分は、圧電アクチュエータによって保持される。

【0003】

圧電アクチュエータは、振動振幅を変調および増幅させながら、ファイバ先端部を螺旋状に振動させる（共振させる）。これにより、光ファイバを通った照明光は、観察部位へ向けて螺旋状に放射される。光走査は所定のフレームレートで実行され、1 回の走査が終了すると光ファイバ先端部を中心位置（走査開始位置）へ戻し、次のフレーム走査を開始する。

【0004】

観察部位で反射した光は、プロセッサもしくはスコープ先端部に設けられたフォトセンサによって検出され、画素信号が生成される。時系列的に検出される 1 フレーム分の画素信号は走査位置と対応づけられ、観察画像の各画素の画素信号が特定される。そして画素信号から映像信号が生成されることによって、観察画像がモニタに表示される。

【特許文献 1】米国特許第 6, 294, 775 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 7, 159, 782 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

光ファイバ先端部を走査終了位置から走査開始位置まで戻すとき（以下、この期間を復帰期間という）、大きく形状変位したファイバ先端部を急激に中心位置へ戻すため、その間に放射されている照明光の走査位置を正確に定めるのが難しい。そのため、走査期間と同じ画質で画像データを取得することが困難などの理由から、復帰期間の画像データを有効に活用していなかった。

【0006】

また、従来の内視鏡装置に走査型光ファイバを併用して使用する場合、走査に使用される照明光と、一様に光を照射する光源からの照明光とが重なり、観察画像の明るさを適正にできない。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の内視鏡装置は、観察対象に対し、タイミングを図って有効な照明を行い、適切

10

20

30

40

50

な画像情報を適宜得ることが可能な内視鏡装置である。内視鏡装置は、光源からの照明光をスコープ先端部へ伝達する光ファイバと、光ファイバ先端部を振動させることによって、観察対象に対し照明光を周期的に走査させる走査手段と、観察対象からの反射光を受光し、観察画像に応じた画像データを生成する撮影手段とを備える。

【0008】

そして、本発明の内視鏡装置は、走査期間において、第1の波長特性を有する第1照明光を光源から放射させ、光ファイバ先端部が走査開始位置に向けて動く復帰期間において、第1の波長特性とは異なる第2の波長特性を有する第2照明光を光源から放射させる照明制御手段を備える。ただし、走査期間は、1画面分の画像を取得する期間を示す。

【0009】

復帰期間の照明が走査期間と異なることにより、走査期間とは異なる観察画像が取得される。画質が走査期間の画像に比べて十分でないにしても、復帰期間で得られる観察画像を走査期間の観察画像と併用することにより、病変診断に役立てることが可能である。また、光ファイバ先端部のフレームレートを下げるなど復帰期間の走査位置確定を改善させることにより、復帰期間の観察画像だけでも、診断に使用することが可能となる。

【0010】

復帰期間において得られる画像データの輝度情報が有用であることを考慮すれば、第2照明光が、白色光など通常観察用の光であることが望ましい。また、蛍光観察によって診断する場合、病変部の低輝度エリアが実際に陰影部分であるのか蛍光を発していないことによるのか判断が難しい状況が生じる。蛍光観察を確実に行うようにするためには、第1照明光を短波長領域の光（励起光）とし、蛍光観察画像と通常観察画像とを取得するように構成し、病変部を診断するのがよい。

【0011】

例えば励起光と白色光による2つの観察画像の間で輝度レベルに差が生じている場合、その差のあるエリアが病変部である可能性が高い。病変診断を確実にするため、走査期間における第1照明光に応じた第1の輝度データと、復帰期間における第2照明光に応じた第2の輝度データとを検出する輝度検出手段と、第1の輝度データと第2の輝度データとの差が所定以上の差である場合、輪郭強調などの画像処理もしくは明るさ調整する補正処理手段を設けるのが望ましい。

【0012】

特に、復帰期間の大部分において光ファイバが中心付近を照射している場合、輝度検出手段は、中心付近エリアに対し第1の輝度データを検出するのがよい。

【0013】

本発明の内視鏡照明調整装置は、光ファイバ先端部を振動させることによって、観察対象に対し照明光を周期的に走査させるときの走査期間において、第1の波長特性を有する第1照明光を光源から放射させる第1の照明手段と、光ファイバ先端部が走査開始位置に向けて動く復帰期間において、第1の波長特性とは異なる第2の波長特性を有する第2照明光を光源から放射させる第2の照明手段とを備えたことを特徴とする。

【0014】

本発明のプログラムは、光ファイバ先端部を振動させることによって、観察対象に対し照明光を周期的に走査させるときの走査期間において、第1の波長特性を有する第1照明光を光源から放射させる第1の照明手段と、光ファイバ先端部が走査開始位置に向けて動く復帰期間において、第1の波長特性とは異なる第2の波長特性を有する第2照明光を光源から放射させる第2の照明手段とを機能させることを特徴とする。

【0015】

本発明の内視鏡照明方法は、光ファイバ先端部を振動させることによって、観察対象に対し照明光を周期的に走査させるときの走査期間において、第1の波長特性を有する第1照明光を光源から放射させ、光ファイバ先端部が走査開始位置に向けて動く復帰期間において、第1の波長特性とは異なる第2の波長特性を有する第2照明光を光源から放射させることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

一方、本発明の他の特徴である内視鏡システムは、観察用照明光を観察対象に対して一様に照射する第 1 の光源と、観察対象に対し観察用照明光とは異なる走査用照明光を照射する第 2 の光源と、走査用照明光を周期的に走査させる走査手段と、1 画面分の観察画像の走査終了後次の走査開始までの復帰期間において、走査用照明光を照射させない照明制御手段とを備える。

【 0 0 1 7 】

そして、内視鏡システムは、復帰期間において観察用照明光の基準輝度を測定する輝度測定手段と、走査期間における輝度レベルと基準輝度との差を抽出することにより、走査用照明光に応じた画像データを取得する信号処理手段とを備える。これにより、従来型の内視鏡装置の併用が可能となる。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、観察対象に対して有効な光を適宜照射することによって、必要な観察画像を得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

以下では、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。

【 0 0 2 0 】

図 1 は、第 1 の実施形態である内視鏡装置のブロック図である。図 2 は、走査型光ファイバを模式的に示した図である。

20

【 0 0 2 1 】

内視鏡装置は、スコープ 1 0 とプロセッサ 3 0 とを備え、スコープ 1 0 には、照明用の光ファイバ（以下、走査型光ファイバという）1 7 と観察対象からの反射光を伝送する光ファイバ（以下、イメージファイバという）1 4 が設けられている。イメージファイバ 1 4 の先端部は分岐しており、光学レンズ 1 9 の周囲に配置されている。スコープ 1 0 はプロセッサ 3 0 に着脱自在に接続され、また、プロセッサ 3 0 にはモニタ 6 0 が接続される。

【 0 0 2 2 】

プロセッサ 3 0 には、R, G, B の光をそれぞれ発光するレーザー光源 2 0 R、2 0 G、2 0 B が設けられ、レーザードライバ 2 2 R、2 2 G、2 2 B によって駆動される。レーザー光源 2 0 R、2 0 G、2 0 B を同時に駆動して R, G, B を同時発光させ、白色光を観察対象に照射し、また、レーザー光源 2 0 B から短波長領域に応じた B の光（以下、励起光という）だけを照射することも可能である。

30

【 0 0 2 3 】

内視鏡装置では、ガンなどの病変部発見のため、励起光を照射して観察部位で放出される蛍光に基づく観察画像（以下、蛍光観察画像という）を表示する特殊観察モードと、通常のカラー観察画像を表示する通常観察モードとが設定可能であり、特殊観察モードの時には励起光を連続的に放射し、通常観察モードでは白色光を連続的に照射する。さらに、蛍光観察画像と通常観察画像をモニタ 6 0 に同時表示可能な同時観察モードが設定可能である。オペレータは、プロセッサに接続されたキーボード（図示せず）に対する操作によってモード設定を行う。

40

【 0 0 2 4 】

同時観察モードの場合、後述するように、1 フレーム期間において、励起光と白色光を順番に照射する。白色光を表示する場合、レーザー光源 2 0 R、2 0 G、2 0 B から R, G, B の光が同時発光し、ハーフミラー群 2 4、集光レンズ 2 5 によって集光され、走査型光ファイバ 1 7 に入射する。一方、励起光を照射する場合、レーザー光源 2 0 B からの励起光は、ハーフミラー群 2 4、集光レンズ 2 5 によって集光され、走査型光ファイバ 1 7 に入射する。入射した光は、走査型光ファイバ 1 7 を通ってスコープ先端部 1 0 T へ送られる。

50

【 0 0 2 5 】

図 2 に示すように、スコープ先端部 1 0 T には、スコープ先端部 1 0 T から射出する光を走査させるスキャナデバイス（以下、S F E スキャナという）1 6 が設けられている。S F E スキャナ 1 6 はアクチュエータ 1 8 備え、スコープ 1 0 内に設けられたシングルモード型の走査型光ファイバ 1 7 は、円筒状アクチュエータ 1 8 の軸に挿通されて保持される。

【 0 0 2 6 】

スコープ先端部 1 0 T に固定されたアクチュエータ 1 8 は、圧電素子によるチューブ型アクチュエータであり、走査型光ファイバ 1 7 の先端部 1 7 A を二次元的に共振させる。すなわち、直交する 2 方向に沿って所定の共振モードでファイバ先端部 1 7 A を共振させる。アクチュエータ 1 8 によってカンチレバー状に支持されるファイバ先端部 1 7 A は、共振に従って先端面 1 7 S の向きを変え、螺旋状に動く。

10

【 0 0 2 7 】

その結果、先端面 1 7 S から射出した後光学レンズ 1 9 を通って観察部位 S に到達する光の軌跡 P T は、螺旋状の走査線になる。螺旋状走査線 P T の径方向間隔が密であるため、観察対象 Q 全体が順に照射されていく。

【 0 0 2 8 】

観察対象において反射した光は、イメージファイバ 1 4 に入射し、プロセッサ 3 0 へ導かれる。イメージファイバ 1 4 からの反射光は、光学レンズ 2 6、ハーフミラー群 2 7 を介してフォトセンサ 2 8 B に入射する。これにより、蛍光に応じた画素信号が検出される。光学レンズ 2 6 とハーフミラー群 2 7 との間には、励起光カットフィルタ 3 9 が設けられており、フィルタアクチュエータ 4 1 によって光路内、光路外のいずれかに位置決めされる。励起光を放射する場合、励起光カットフィルタ 3 9 が光路内に配置され、励起光の反射光をカットする。

20

【 0 0 2 9 】

一方、白色光の場合、励起光カットフィルタ 3 9 は光路外に配置される。そして、観察対象からの反射光は光学レンズ 2 6、ハーフミラー群 2 7 によって R、G、B の光に分離され、それぞれフォトセンサ 2 8 R、2 8 G、2 8 B に入射する。フォトセンサ 2 8 R、2 8 G、2 8 B は、それぞれ R、G、B の光を R、G、B に応じた画素信号に変換する。

【 0 0 3 0 】

励起光に応じた画素信号、あるいは R、G、B に応じた画素信号は、A / D 変換器 2 9 R、2 9 G、2 9 B においてデジタル画素信号に変換され、信号処理回路 3 2 へ送られる。信号処理回路 3 2 では、順次送られる R、G、B のデジタル画素信号（もしくは蛍光の）と照明光の走査位置とのマッピングにより、画素位置が特定され、1 フレーム分のデジタル画素信号が取得される。そして、デジタル画素信号に対してホワイトバランス調整などの画像信号処理が施され、映像信号が生成される。映像信号はエンコーダ 3 7 を介してモニタ 6 0 に送られ、これにより観察画像がモニタ 6 0 に表示される。

30

【 0 0 3 1 】

C P U、R O M、R A M を含むコントローラ 4 0 は、プロセッサ 3 0 の動作を制御し、R O M には動作制御に関するプログラムが格納されている。コントローラ 4 0 は、信号処理回路 3 2、タイミングコントローラ 3 4、レーザードライバ 2 2 R、2 2 G、2 2 B など各回路へ制御信号を出力する。タイミングコントローラ 3 4 はファイバドライバ 3 6 A、3 6 B、レーザードライバ 2 2 R、2 2 G、2 2 B、および S F E スキャナ 1 6 に駆動信号を出力するファイバドライバ 3 6 A、3 6 B へ同期信号を出力し、ファイバ先端部 1 7 A の振動と発光のタイミングを同期させる。

40

【 0 0 3 2 】

レーザ 2 0 R、2 0 G、2 0 B の出力はレーザードライバ 2 2 R、2 2 G、2 2 B からの駆動信号（電流量）に基づいて調整され、観察対象への照明光量（光強度）が調整される。信号処理回路 3 2 では、デジタル画素信号に基づいて輝度信号が生成され、輝度信号がコントローラ 4 0 へ送られる。コントローラ 4 0 は、輝度信号に基づいてレーザ

50

ライバ 2 2 R、2 2 G、2 2 B に制御信号を出力し、観察画像が適切な明るさとなるように照明光量を調整する。

【 0 0 3 3 】

図 3 は、同時観察モードにおける照明および観察画像を時系列的に示した図である。

【 0 0 3 4 】

光ファイバ先端部は、所定のフレームレートによって走査が周期的に行われる。1 フレーム期間は、1 フレーム分の観察画像を取得するための光走査が行われる期間（以下、走査期間という）と、次のフレームの走査を開始するため光ファイバ先端部 1 7 A が走査開始位置、すなわち中心位置まで戻る期間（復帰期間）とに分けられる。

【 0 0 3 5 】

図 3 には、ファイバ先端部 1 7 A の水平もしくは垂直方向の振幅が表されている。走査期間では、中心位置から周囲に向けて螺旋状に共振する。そのため、走査最終位置において光ファイバ先端部 1 7 は最大変形している。走査が終了すると、強制的に光ファイバ先端部 1 7 A を中心位置へ戻す。その結果、光ファイバ先端部 1 7 A は急激に中心位置（走査開始位置）へ減衰振動しながら戻っていく。

【 0 0 3 6 】

同時観察モードでは、走査期間において励起光を照射する。その結果、1 フレーム分の蛍光観察画像 L 1 が得られる（図 3 参照）。光走査部分に病変部が含まれている場合、病変部から蛍光が放射されないため、相対的に輝度の低い部分 Q が観察画像に生じる（図 3 参照）。一方、復帰期間では白色光を放射し、これにより通常観察画像が得られる。

【 0 0 3 7 】

復帰期間では、急激に光ファイバ先端部 1 7 A を中心位置に向けて駆動するため、画素位置と走査位置とのマッピングが難しく、得られた画像は病変部などを認識できる要件を十分には満たしていない。したがって、復帰期間の通常観察画像については、通常観察モードと同等の画質を得ることはできない。

【 0 0 3 8 】

しかしながら、図 3 から明らかなように、復帰期間の大部分では、中心付近エリアで光ファイバ先端部 1 7 A が振幅しながら観察対象に光を照射している。したがって、通常観察画像は、中心付近エリアの明るさについては十分正確に検出できることから、輝度情報を得る画像として利用可能である。

【 0 0 3 9 】

蛍光観察画像だけでは、低輝度のエリアが病変部なのか、それとも形状的に低輝度であるのか（凹部など）判断することが難しく、容易に診断できない。しかしながら、病変部の可能性がある低輝度部分が画像中心付近に位置し、一方で同じエリアを対象とした通常観察画像 M 1 の中心付近輝度レベルが低輝度ではない場合、その低輝度部分は、蛍光を発しない病変部である可能性が高い。そこで、以下説明するように、蛍光観察画像 L 1 と通常観察画像 M 1 との間に輝度差が生じている場合、画像補正を行う。

【 0 0 4 0 】

図 4 は、同時観察モードにおける照明および画像制御処理を示したフローチャートである。図 5 は、蛍光観察画像と通常観察画像を示した図である。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 1 0 1 では、励起光を照射するようにレーザードライバ 2 2 R、2 2 G、2 2 B が制御される。そして、ステップ S 1 0 2 では、走査期間において得られる輝度データの中で、画像中心付近エリアに対する平均輝度レベル Y_F が算出される。

【 0 0 4 2 】

図 5 には、平均輝度レベル Y_F を算出するための対象エリア T が図示されている。対象エリア T は、画面中心、すなわち走査開始位置を中心とした円であり、復帰期間において白色光が主に照射するエリアを考慮して定められている。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 1 0 3 では、走査期間が終了したことを確認してから、白色光を照射するよ

10

20

30

40

50

うにレーザードライバ 22R、22G、22B が制御される。そして、ステップ S104 では、対象エリア T における通常観察画像の平均輝度レベル Y_W が算出される。

【0044】

ステップ S105 では、通常観察画像の平均輝度レベル Y_W が蛍光観察画像の平均輝度レベル Y_F より大きいか否かが判断される。平均輝度レベル Y_W が平均輝度レベル Y_F より大きい場合、ステップ S106 へ進み、通常観察画像の平均輝度レベル Y_W が閾値 X_W より大きいか否かが判断される。通常観察画像の平均輝度レベル Y_W が閾値 X_W より大きい場合、図 3 に示したように観察対象の中心付近に病変部が存在する可能性が高いと判断し、ステップ S109 に進む。

【0045】

ステップ S109 では、蛍光観察画像に対して画像補正処理が実行される (S109)。具体的には、輪郭強調処理が信号処理回路 32 において実行される。オペレータは、低輝度レベルの中心付近の画像が病変部の影響によるものであるか、あるいは管腔内の陰、奥行き方向の深淵部であるのか画面上の観察画像から判断する。

【0046】

一方、ステップ S106 において通常観察画像の平均輝度レベル Y_W が閾値 X_W より大きくない場合、蛍光観察画像と通常観察画像との間に対象エリア T における平均輝度レベルの差は実質的に生じていないと判断し、画像補正処理は実行されない (S108)。

【0047】

ステップ S105 において、通常観察画像の平均輝度レベル Y_W が蛍光観察画像の平均輝度レベル Y_F より大きくないと判断された場合、ステップ S107 へ進み、蛍光観察画像の平均輝度レベル Y_F が閾値 X_F より大きいか否かが判断される。

【0048】

蛍光観察画像の平均輝度レベル Y_F が閾値 X_F より大きくない場合、対象エリア T における平均輝度レベルの差は実質的に生じていないと判断し、画像補正処理は行われない (S108)。一方、蛍光観察画像の平均輝度レベル Y_F が閾値 X_F より大きい場合、観察画像に異常な部分があると判断し、画像補正処理が行われる (S110)。

【0049】

ステップ S111 において次のフレームが撮像されると判断されると、ステップ S101 へ戻り、S101 ~ S111 が繰り返し実行される。

【0050】

なお、ステップ S110 において、蛍光観察画像の対象エリア T において輝度レベルが高い点について問題ないと判断するならば、輝度差が生じていても画像補正処理を行わないように構成してもよい。

【0051】

このように本実施形態によれば、走査型光ファイバ 17 を備えた内視鏡装置において、走査期間に励起光を照射し、復帰期間において白色光を照射する。これにより、蛍光観察画像と通常観察画像が得られる。通常観察画像は、輝度情報を得る目的で取得され、蛍光観察画像と通常観察画像との輝度差が生じている場合、画像補正処理を実行する。

【0052】

輪郭強調などの画像補正処理を行う代わりに、次のフレーム期間において照明光量を調整することにより、観察画像の明るさ補正を行ってもよい。輝度レベル検出については、復帰期間におけるファイバ先端部の動きに合わせて輝度検出対象エリアを定めてもよい。また、輝度レベルの差に基づいた画像補正を行わず、単純に蛍光観察画像と通常観察画像を同時表示するように構成してもよい。

【0053】

励起光、白色光の照射期間は、走査期間、復帰期間全体もしくは一部期間どちらでもよい。また、励起光を復帰期間、白色光を走査期間に照射してもよく、光走査を螺旋以外にしてもよい。さらには、励起光、白色光以外の光を走査期間、復帰期間に照射してもよく、異なる 2 つの照明光を順に照射すればよい。例えば、器官内壁深層部の毛細血管を観察

10

20

30

40

50

するため、500nm付近の波長領域の光を走査期間に照射するように構成してもよい。

【0054】

次に、図6、図7を用いて、第2の実施形態である内視鏡装置について説明する。第2の実施形態では、プローブ型ファイバとともに2つの光源が用意される。

【0055】

図6は、第2の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【0056】

プロセッサ130には、通常観察用ランプ133とレーザー光源137とが設けられており、コントローラ140がプロセッサ130の動作を制御する。ランプ133から放射された光は、ビデオスコープ10内に設けられたファイババンドルとして構成されるライトガイド14を通り、スコープ先端部10Tから射出する。これにより、観測部位S全体に光が一様に照射される。

【0057】

観測部位Sにおいて反射した光は、スコープ先端部10Tの対物レンズ（図示せず）を通過してCCD12の受光面に到達し、これにより被写体像がCCD12の受光面に形成される。本実施形態では、カラー撮像方式として単板同時式が適用されており、イエロー（Ye）、シアン（Cy）、マゼンダ（Mg）、グリーン（G）の色要素をモザイク状に並べた補色フィルタ（図示せず）がCCD12の受光面上に配設されている。

【0058】

CCD12では、1フィールド分の画素信号が所定時間間隔（例えば、1/60秒）で読み出される。読み出された画素信号は、初期回路（図示せず）において増幅処理、ノイズ除去、デジタル変換処理され、デジタル画像信号がプロセッサ30の信号処理回路32へ送られる。信号処理回路132では、画像信号に対してホワイトバランス調整、ガンマ補正などが施され、映像信号が生成される。

【0059】

光ファイバ先端部17Aは、SFEスキャナ16によって二次元的に振動し、観察対象に対して螺旋状に走査される。レーザー光源137から放射される光は、短波長領域の光であり、オペレータの操作に従い、所定の部位を特定観察する場合に照射される。SFEスキャナ16は、スキャナファイバ制御部138によって制御され、画素信号の読み出しタイミングに合わせて光ファイバ先端部17Aが周期的に共振する。

【0060】

図7は、光走査のタイミングに合わせた照明を示した図である。

【0061】

走査期間においては、ランプ133からの白色光とレーザー光源137からの短波長光が同時に観察対象に放射される。一方、復帰期間においては、レーザー光源137から光を放射しないようにレーザー駆動部136が制御される。これにより、復帰期間では、ランプ133からの白色光のみ観察対象に照射される。

【0062】

プロセッサ130の信号処理回路132では、復帰期間において取得される画像データに基づき、ランプ133の光による輝度レベルが検出される。そして、走査期間において検出された画像データと復帰期間の輝度レベルとの差分を抽出することにより、レーザー光源137の光のみによって得られる画像データが生成される。

【0063】

このように第2の実施形態によれば、従来型の光ファイバを備えた内視鏡装置において走査型光ファイバが併設される。そして、走査型光ファイバを使用する場合、復帰期間において走査型光ファイバからの照明を停止する。これによって、従来と同様の構成によって通常ランプに基づく観察画像とともに光走査に基づく観察画像を得ることができる。

【0064】

なお、走査型光ファイバを直接内視鏡装置に組み込む代わりに、プローブとして走査型光ファイバを用意し、親内視鏡の鉗子チャンネルにプローブを挿入するように構成しても

10

20

30

40

50

よい。また、光ファイバ先端部を振動させる代わりに、光学系レンズの駆動などによって光走査を行ってもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 5 】

【図 1】第 1 の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【図 2】走査型光ファイバの概略的外観図である。

【図 3】同時観察モードにおける照明および観察画像を時系列的に示した図である。

【図 4】同時観察モードにおける照明および画像制御処理を示したフローチャートである

○

【図 5】蛍光観察画像と通常観察画像を示した図である。

【図 6】第 2 の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【図 7】光走査のタイミングに合わせた照明を示した図である。

【符号の説明】

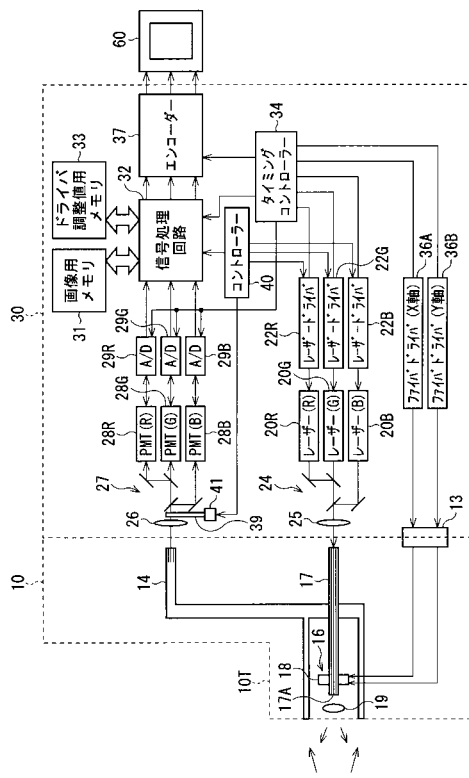
【 0 0 6 6 】

- | | | |
|-------------------|------------|----------|
| 1 0 | ビデオスコープ | |
| 1 6 | S F E スキャナ | |
| 1 7 | 走査型光ファイバ | |
| 2 0 R、2 0 G、2 0 B | | レーザー光源 |
| 2 2 R、2 2 G、2 2 B | | レーザードライバ |
| 3 0 | プロセッサ | |
| 4 0 | コントローラ | |
| 1 3 0 | プロセッサ | |
| 1 3 3 | ランプ | |
| 1 3 7 | レーザー光源 | |
| 1 4 0 | コントローラ | |

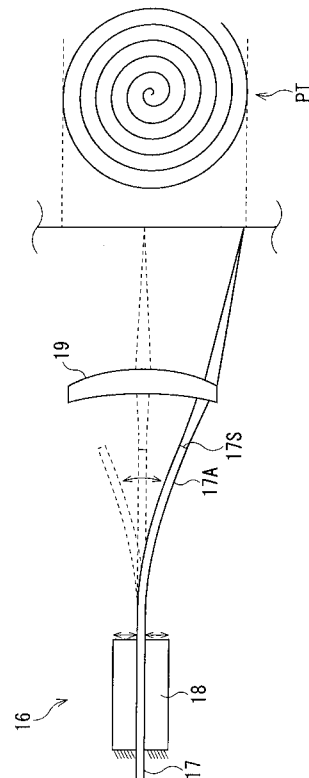
10

20

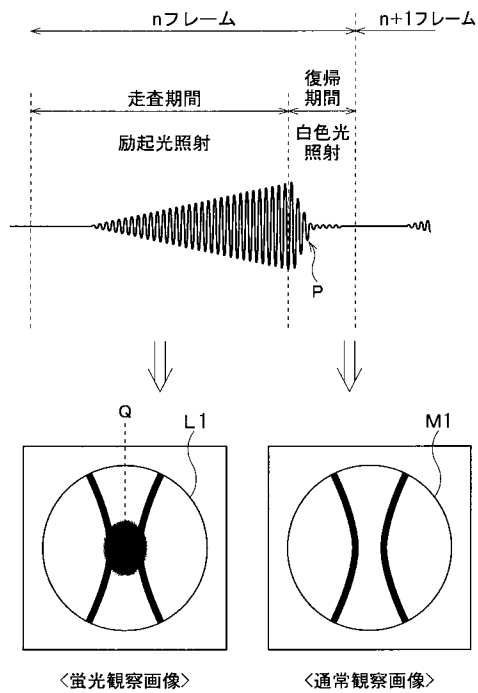
【 図 1 】



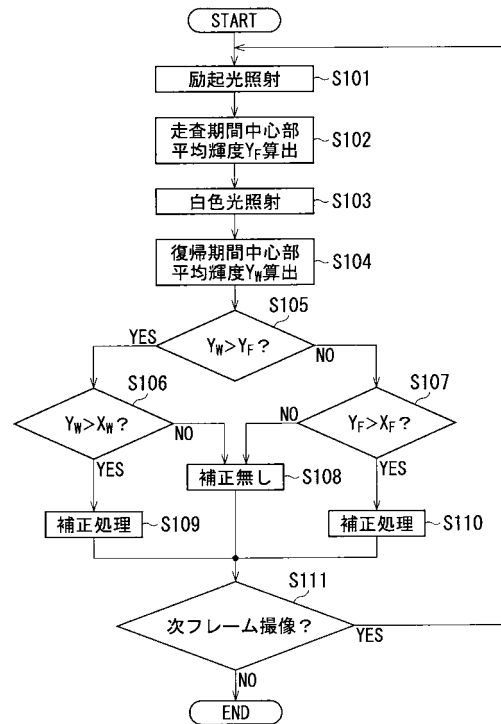
【 図 2 】



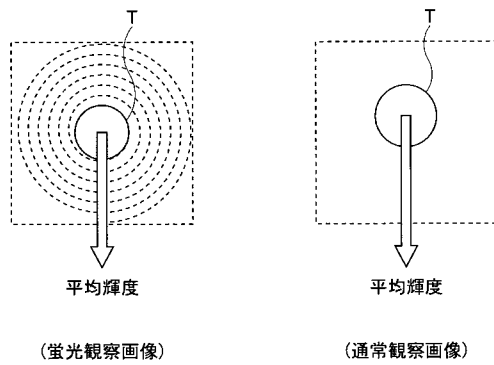
【図 3】



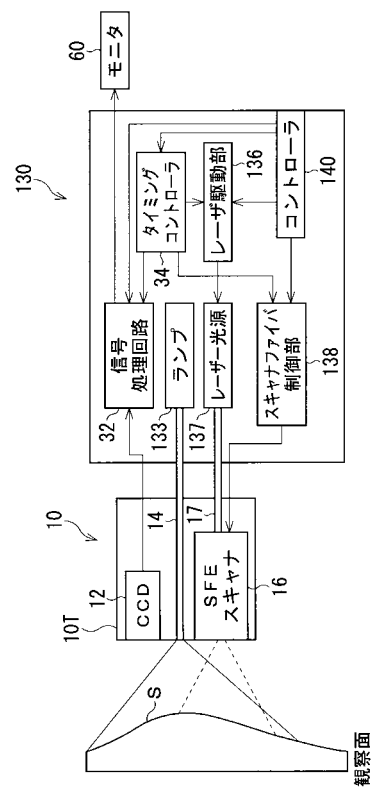
【図 4】



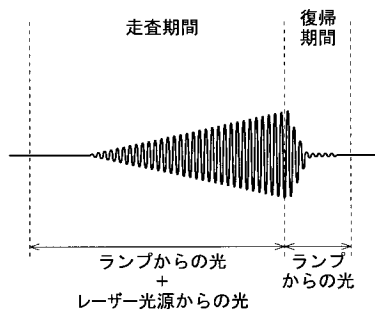
【図 5】



【図 6】



【 図 7 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成21年7月14日 (2009.7.14)

【 手続補正 1 】

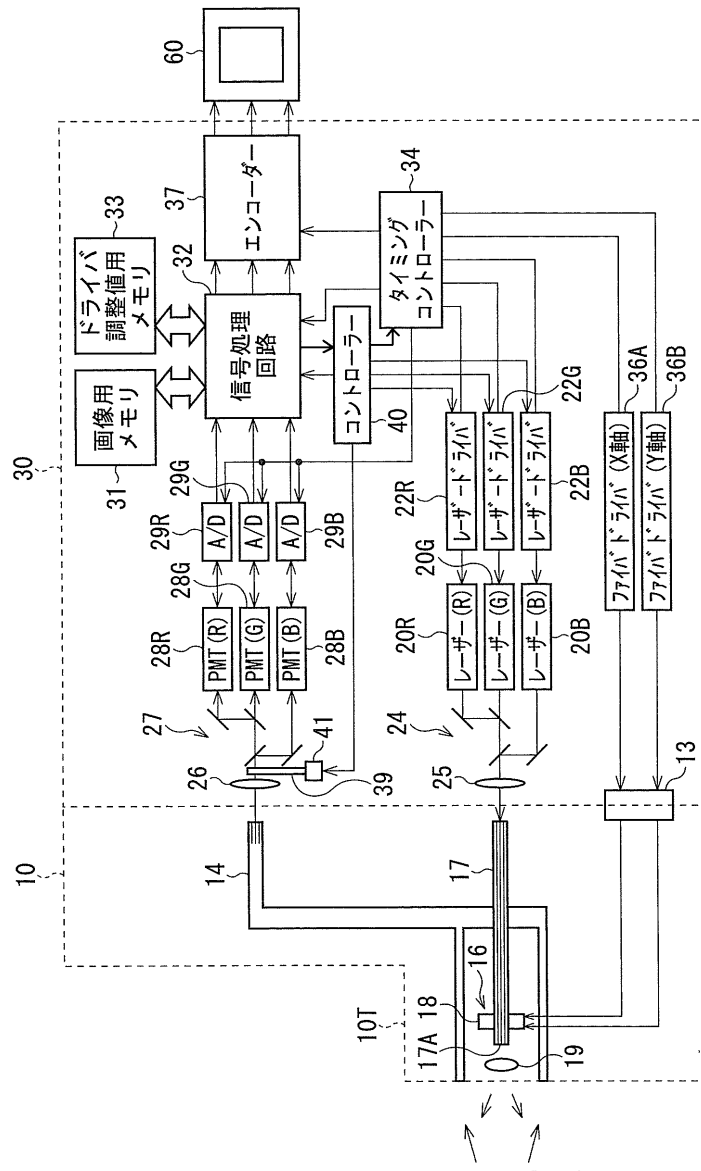
【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 1

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

101



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
G 0 2 B 23/24 B

(72)発明者 柴崎 裕一

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O Y A 株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA10 CA06 CA11 GA02 GA07 GA11
4C061 AA00 BB00 CC06 CC07 DD00 FF40 FF46 GG01 LL02 LL10
MM05 MM09 NN01 NN05 PP20 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR02
RR05 RR22 RR26 WW07 WW17

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2010125270A	公开(公告)日	2010-06-10
申请号	JP2008306542	申请日	2008-12-01
[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	柴崎裕一		
发明人	柴崎 裕一		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	H04N7/188 A61B1/00009 A61B1/00172 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/07 A61B5/0062 G01N21/645 G01N21/6486 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B26/103 H04N5/2256 H04N5/2351 H04N5/2354 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.P A61B1/00.300.U A61B1/04.370 G02B23/26.B G02B23/24.B A61B1/00.511 A61B1/00.524 A61B1/00.715 A61B1/00.732 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA07 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/LL10 4C061/MM05 4C061/MM09 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP20 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR05 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/WW07 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/LL10 4C161/MM05 4C161/MM09 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP20 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/WW07 4C161/WW17		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其利用有效光充分地照射观察对象并提供必要的观察图像。解决方案：内窥镜装置包括扫描光纤，在扫描期间照射激发光，在反转期间照射白光，从而提供荧光观察图像和普通观察图像。获得普通观察图像以提供关于亮度的信息，并且当在荧光观察图像和普通观察图像之间产生亮度差异时，执行图像校正处理。Z

