

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5342869号
(P5342869)

(45) 発行日 平成25年11月13日(2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月16日(2013.8.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 O

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 O O T

G O 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24 B

G O 2 B 23/26 (2006.01)

G O 2 B 23/26 B

請求項の数 18 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-326361 (P2008-326361)
 (22) 出願日 平成20年12月22日(2008.12.22)
 (65) 公開番号 特開2010-142602 (P2010-142602A)
 (43) 公開日 平成22年7月1日(2010.7.1)
 審査請求日 平成23年8月8日(2011.8.8)

(73) 特許権者 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、内視鏡照明装置、画像形成装置、内視鏡照明装置の作動方法および画像形成装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の照明光と、第1の照明光とは波長領域の異なる第2の照明光とを照射可能な光源と、

前記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螺旋状に走査させる走査手段と、

走査位置に応じて、前記第1の照明光と第2の照明光の照射を切り替え制御する光源制御手段と、

所定のサンプリングレートによって観察対象に応じた画素データを検出し、観察画像を生成する画像形成手段とを備え、

前記光源制御手段が、前記第1の照明光によるスポットと前記第2の照明光によるスポットとを混在させるように、照射を切り替え制御し、

前記画像形成手段が、前記第1の照明光による画素データから第1の観察画像を生成し、前記第2の照明光による画素データから第2の観察画像を生成することを特徴とすることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光源制御手段が、前記所定のサンプリングレートによるサンプル間隔が観察画像解像度に従う画素間隔より短い所定の走査範囲において、前記第1の照明光と前記第2の照明光とを混在させることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

10

20

【請求項 3】

前記光源制御手段が、観察対象の中央エリアにおいて、前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光とを混在させることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記所定の走査範囲が、前記第 1 の観察画像と前記第 2 の観察画像との解像度を同レベルに設定可能な走査範囲として定められることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記所定の走査範囲が、一周分のスパイラル状走査ラインに沿ったサンプル画素数に対し取捨可能な画素数の割合に基づいて定められることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 6】

前記光源制御手段が、前記所定の走査範囲外において、前記第 1 の照明光もしくは前記第 2 の照明光を単独で照射させることを特徴とする請求項 2 乃至 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記光源制御手段が、走査エリア全体を照射させる照明光を、前記第 1 の照明光と第 2 の照明光との間で切り替え可能であることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記光源制御手段が、走査位置に応じて前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光とを交互にパルス照射させることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の内視鏡装置。

20

【請求項 9】

前記第 1 の観察画像と前記第 2 の観察画像とを同時に画面表示させる表示処理手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記第 1 の照明光および前記第 2 の照明光が、それぞれ、カラー観察画像用の光、蛍光観察画像用の励起光、赤外光の波長を含むあるいはそれに近い長波長領域の光のいずれかであることを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記光源が、第 1 の照明光および第 2 の照明光とは波長領域の異なる第 3 の照明光を照射可能であり、

30

前記光源制御手段が、走査位置に応じて、前記第 1 の照明光と第 2 の照明光と第 3 の照明光の照射を切り替え制御し、

前記光源制御手段が、前記第 1 の照明光によるスポットと、前記第 2 の照明光によるスポットと、前記第 3 の照明光によるスポットとを混在させるように、照射を切り替え制御し、

前記画像形成手段が、前記第 3 の照明光による画素データから第 3 の観察画像を生成す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 12】

前記光源制御手段が、走査位置に応じて前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光と前記第 3 の照明光を交互にパルス照射させることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 13】

前記第 1 の観察画像と前記第 2 の観察画像と前記第 3 の観察画像とを同時に画面表示させる画像信号処理手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 11 乃至 12 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

前記第 3 の照明光が、赤外光の波長を含むあるいはそれに近い長波長領域の光であって、

第 3 の照明光に基づき、内視鏡先端から観察対象までの距離を測定する距離測定手段をさらに備えることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

50

【請求項 15】

第1の照明光と、第1の照明光とは波長領域の異なる第2の照明光とを照明光として照射可能な光源から照射される照明光を、観察対象に対し螺旋状に走査させる走査手段と、走査位置に応じて、前記第1の照明光と第2の照明光の照射を切り替え制御する光源制御手段とを備え、

前記光源制御手段が、前記第1の照明光によるスポットと前記第2の照明光によるスポットとを混在させるように、照射を切り替え制御することを特徴とする内視鏡照明装置。

【請求項 16】

請求項15に記載された内視鏡照明装置によって前記第1の照明光および前記第2の照明光により照射された観察対象からの反射光から、所定のサンプリングレートによって観察対象に応じた画素データを検出する画素検出手段と、

前記第1の照明光による画素データから第1の観察画像を生成し、前記第2の照明光による画素データから第2の観察画像を生成する画像生成手段と

を備えたことを特徴とする画像形成装置。

【請求項 17】

走査手段が、第1の照明光と第1の照明光とは波長領域の異なる第2の照明光とを照明光として放射可能な光源から放射される照明光を、観察対象に対し螺旋状に走査させ、

光源制御手段が、走査位置に応じて、前記第1の照明光と第2の照明光の放射を切り替え制御する内視鏡照明装置の作動方法であって、

前記光源制御手段が、前記第1の照明光によるスポットと前記第2の照明光によるスポットとを混在させるように、放射を切り替えることを特徴とする内視鏡照明装置の作動方法。

【請求項 18】

画素検出手段が、請求項17に記載された内視鏡照明装置の作動方法によって放射された前記第1の照明光および前記第2の照明光による観察対象からの反射光から、所定のサンプリングレートによって観察対象に応じた画素データを検出し、

画像生成手段が、前記第1の照明光による画素データから第1の観察画像を生成し、前記第2の照明光による画素データから第2の観察画像を生成することを特徴とする画像形成装置の作動方法。

【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取得する内視鏡装置に関し、特に、照明制御に関する。

【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、ファイバ先端部を中心から外側へ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、観察部位に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、螺旋状走査が周期的に行われる。

【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。このとき、画素信号は所定のサンプリングレートによって時系列的に検出される。検出された1フレーム分の画素信号は走査位置と

対応づけられ、ラスタ配列後の信号処理によって映像信号が生成される。

【特許文献１】米国特許 6, 2 9 4, 7 7 5 号明細書

【特許文献２】米国特許 7, 1 5 9, 7 8 2 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

観察対象の中心部付近のスパイラル一周分の走査距離（長さ）は、周辺部の走査距離に比べて短いそのため、スパイラル一周当たりのサンプリングレートが一定の場合、検出されるサンプル画素は中心エリア付近で密となり、ほぼ同じ走査位置の画素情報が数多く取得される。一方、モニタに表示される観察画像の解像度、すなわち画素間隔はどの部分においても変わらない。その結果、中心付近の重複画素データを破棄する必要が生じ、画素データを有効に活用していない。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本発明の内視鏡装置は、検出される画素データを有効に利用する内視鏡装置であり、第 1 の照明光と第 2 の照明光とを照射可能な光源と、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螺旋状に走査させる走査手段と、走査位置に応じて、第 1 の照明光と第 2 の照明光を選択的に放射させる光源制御手段と、所定のサンプリングレートによって観察対象に応じた画素データを検出し、観察画像を生成する画像形成手段とを備える。例えば、所定のサンプリングレートに基づき、一周分のスパイラル走査において検出される画素数が各周において一定になる。

20

【 0 0 0 7 】

本発明では、光源制御手段が、第 1 の照明光によるスポットと第 2 の照明光によるスポットとを混在させるように、照明を切り替え制御する。そして、画像形成手段が、第 1 の照明光による画素信号から第 1 の観察画像を生成し、第 2 の照明光による画素信号から第 2 の観察画像を生成する。

【 0 0 0 8 】

第 1 の照明光と第 2 の照明光が入り交じって照射されるため、1 つの照明光によるスポットが偏って存在しない。そのため、距離が互いに近くほぼ同じ走査位置で、異なる照明光による画素データが検出される。その結果、第 1 および第 2 の観察画像に関して言えば、被写体として同じ観察対象であるとともに、画質（解像度）レベルにおいて実質的な差の生じない、異なる照明光に基づく 2 つの画像、第 1 の観察画像、第 2 の観察画像が形成可能となる。

30

【 0 0 0 9 】

照明光の分散をより確実にするためには、光源制御手段が、走査位置に応じて第 1 の照明光と第 2 の照明光とを交互にパルス照射させるのがよい。2 つの画像を同時に表示させて診断を効果的に行うため、第 1 の観察画像と第 2 の観察画像とを同時に画面表示させる表示処理手段を設けるのがよい。

【 0 0 1 0 】

40

照明光として様々な波長領域の光を照射可能であり、カラー観察画像用の光、蛍光観察画像用の励起光、赤外光の波長を含むあるいはそれに近い長波長領域の光が用いられる。例えばガン検診などを行う場合、第 1 の照明光および第 2 の照明光を、それぞれ、カラー観察画像用の光（例えば、白色光）と、蛍光観察画像用の励起光（もしくはその逆）として定めればよい。あるいは、近赤外光を第 2 の照明光としてもよい。

【 0 0 1 1 】

観察画像に要求される解像度に比べて過度に多くのサンプル画素を検出すると、破棄する画素データを数多く検出することになる。一方、観察画像周辺部における走査ラインでは、サンプル位置間隔が画面解像度に近くなり、破棄できる画素データも少ない。

【 0 0 1 2 】

50

そのため、光源制御手段は、観察対象（走査エリア）の一部である所定の走査範囲において、第１の照明光と第２の照明光とを混在させるのが好ましい。ここで、所定の走査範囲は、所定のサンプリングレートによるサンプル間隔が観察画像解像度に従う画素間隔より短い走査範囲を示す。所定の走査範囲外では、第１の照明光もしくは第２の照明光を単独で照射させればよい。

【００１３】

例えば光源制御手段は、観察対象の中央エリアにおいて、第１の照明光と第２の照明光とを混在させるのが好ましい。また、所定の走査範囲を、所定の走査範囲における第１の観察画像と第２の観察画像との解像度を同レベルにできる範囲として定めることができる。

10

【００１４】

さらに、所定の走査範囲を、一周分の走査ラインに沿ったサンプル画素数に対し取捨可能な画素数の割合に基づいて定めることもできる。例えば、２つの照明光によって２つの観察画像を取得することから、必要なサンプル画素数の２倍画素データを取得可能な範囲を所定の走査範囲として定めるのが望ましい。

【００１５】

なお、観察画像取得の組み合わせを自在にするため、光源制御手段は、観察対象（走査エリア全体）に対して全体を照射させる照明光を、第１の照明光と第２の照明光との間で切り替えるようにしてもよい。

【００１６】

20

さらに、光源が、第３の照明光を照射するように構成してもよい。この場合、光源制御手段が、第１の照明光によるスポットと、第２の照明光によるスポットと、第３の照明光によるスポットとを混在させ、画像形成手段が、第３の照明光による画素信号から第３の観察画像を生成する。また、第１の観察画像と第２の観察画像と第３の観察画像とを同時に画面表示させる画像信号処理手段を設けるのがよい。例えば、光源制御手段が、走査位置に応じて第１の照明光と第２の照明光と第３の照明光を交互にパルス照射させればよい。

【００１７】

例えば第３の照明光として、赤外光の波長を含むあるいはそれに近い長波長領域の光である場合、赤外光、近赤外光によって観察対象との距離が測れることから、第３の照明光に基づき、内視鏡先端から観察対象までの距離を測定する距離測定手段を設けるのがよい。例えば、励起光を第１もしくは第２の照明光として照射する場合、内視鏡先端との距離が短く、かつ観察画像に暗部が存在すれば、病変部と確実に判断可能となる。

30

【００１８】

本発明の内視鏡照明装置は、観察対象に対し照明光を螺旋状に走査させる走査手段と、第１の照明光と第２の照明光とを照射可能な光源から、走査位置に応じて、第１の照明光と第２の照明光を選択的に放射させる光源制御手段とを備え、光源制御手段が、第１の照明光によるスポットと第２の照明光によるスポットとを混在させるように、照明を切り替え制御することを特徴とする。また、本発明の画像形成装置は、内視鏡照明装置の照明による反射光から、所定のサンプリングレートによって観察対象に応じた画素データを検出する画素検出手段と、第１の照明光による画素信号から第１の観察画像を生成し、第２の照明光による画素信号から第２の観察画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする。ファイバ先端部を振動させてもよく、あるいは光学系によって照明光を走査させてもよい。

40

【００１９】

本発明の内視鏡照明方法は、観察対象に対し照明光を螺旋状に走査させ、第１の照明光と第２の照明光とを照射可能な光源から、走査位置に応じて、第１の照明光と第２の照明光を選択的に放射させ、また、第１の照明光によるスポットと第２の照明光によるスポットとを混在させるように、照明を切り替えることを特徴とする。また、本発明の内視鏡画像形成方法は、内視鏡照明方法の照明による反射光から、所定のサンプリングレートによ

50

って観察対象に応じた画素データを検出し、第１の照明光による画素信号から第１の観察画像を生成し、第２の照明光による画素信号から第２の観察画像を生成することを特徴とする。

【発明の効果】

【００２０】

本発明によれば、画素データを有効に利用することによって、診断に役立つ様々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】

【００２１】

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。

10

【００２２】

図１は、本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。

【００２３】

内視鏡装置は、スコープ１０とプロセッサ３０とを備え、スコープ１０には、照明用の光ファイバ（以下、走査型光ファイバという）１７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）１４が設けられている。イメージファイバ１４の先端部は分岐しており、光学レンズ１９の周囲に配置されている。スコープ１０はプロセッサ３０に着脱自在に接続され、また、プロセッサ３０にはモニタ６０が接続される。

20

【００２４】

プロセッサ３０には、Ｒ、Ｇ、Ｂの光をそれぞれ発光するレーザー光源２０Ｒ、２０Ｇ、２０Ｂが設けられ、レーザードライバ２２Ｒ、２２Ｇ、２２Ｂによって駆動される。Ｒ、Ｇ、Ｂの光を同時発光させることにより、白色光を観察対象に向けて照射する。

【００２５】

また、レーザー光源２０Ｂだけを単独で放射可能であり、蛍光観察画像を表示するときにＢに応じた短波長の光を放射する。さらに、Ｒよりも赤外光に波長領域が近い近赤外光を放射するレーザー光源２０Ｉが設けられており、近赤外光による画像表示するときに近赤外光が放射される。レーザー光源２０Ｒ、２０Ｇ、２０Ｂによって放射された白色光は、ハーフミラー群２４、集光レンズ２５によって集光され、走査型光ファイバ１７に入射する。入射した白色光は、走査型光ファイバ１７を通過してスコープ先端部１０Ｔへ送られる。

30

【００２６】

図２に示すように、スコープ先端部１０Ｔから射出する照明光を走査させるスキャナデバイス（以下、ＳＦＥスキャナという）１６が、スコープ先端部１０Ｔに設けられている。ＳＦＥスキャナ１６はアクチュエータ１８を備え、スコープ１０内に設けられたシングルモード型の走査型光ファイバ１７は、円筒状アクチュエータ１８の軸に挿通されて保持される。

【００２７】

スコープ先端部１０Ｔに固定されたアクチュエータ１８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１７の先端部１７Ａを二次元的に共振させる。アクチュエータ１８には、水平方向（Ｘ軸方向）、垂直方向（Ｙ軸方向）にそれぞれ相対する２対の圧電素子（図示せず）が設けられ、水平方向の共振、垂直方向の共振をそれぞれ行う。

40

【００２８】

アクチュエータ１８は、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１７Ａを共振させる。カンチレバー状に支持されるファイバ先端部１７Ａは、水平方向の共振、垂直方向の共振を受けることにより先端面１７Ｓの向きを変え、軸中心から外側へ向けて螺旋状に動く。

【００２９】

50

その結果、先端面 17 S から射出し、光学レンズ 19 を通って観察部位 S に到達する光の軌跡 P T は、中心から外側へ向かう螺旋状の走査線になる。螺旋状走査線 P T の径方向間隔をできる限り密にすることによって、観察対象 Q 全体が順に照射されていく。

【 0 0 3 0 】

観察対象 Q で反射した光は、イメージファイバ 14 に入射し、プロセッサ 30 へ導かれる。イメージファイバ 14 からの反射光は、光学レンズ 26、ハーフミラー群 27 によって R、G、B の光に分離され、それぞれフォトセンサ 28 R、28 G、28 B に入射する。フォトセンサ 28 R、28 G、28 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 1 】

R、G、B に応じた画素信号は、A/D 変換器 29 R、29 G、29 B においてデジタル画素信号に変換され、信号処理回路 32 へ送られる。信号処理回路 32 では、順次送られる R、G、B のデジタル画素信号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ラスタ配列される。1 フレーム分のデジタル画素信号は、一時的に第 1 画像メモリ 33 A に格納される。

【 0 0 3 2 】

信号処理回路 32 では、デジタル画素信号に対してホワイトバランス調整、色変換処理など様々な画像信号処理が施され、画像信号が生成される。1 フレーム分の画像信号は、第 1 画像用メモリ 33 A、第 2 画像用メモリ 33 B へ交互に格納される。画像信号はエンコーダ 37 を介してモニタ 60 に送信され、フルカラーの観察画像がモニタ 60 に表示される。

【 0 0 3 3 】

一方、蛍光観察画像を表示する場合、短波長領域の B に応じた光が励起光として観察対象 Q に照射される。信号処理回路 32 では、組織に励起光が照射されると蛍光が組織内から放射する。光学レンズ 26、ハーフミラー群 27 を通った蛍光に基づいて画素信号が検出され、1 フレーム分のデジタル画素信号は第 2 画像メモリ 33 B に格納される。

【 0 0 3 4 】

また、近赤外光による観察画像を表示する場合、近赤外光が観察対象 Q に照射され、反射光による画素信号がフォトセンサ 28 I から読み出される。検出された画素信号は、A/D 変換器 29 I においてデジタル化され、第 3 画像メモリ 33 C に格納される。

【 0 0 3 5 】

CPU、ROM、RAM を含むコントローラ 40 は、プロセッサ 30 の動作を制御し、ROM 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 40 は、信号処理回路 32、タイミングコントローラ 34、レーザードライバ 22 R、22 G、22 B などへ制御信号を出力する。

【 0 0 3 6 】

タイミングコントローラ 34 は、レーザードライバ 22 R、22 G、22 B、および S F E スキャナ 16 に駆動信号を出力するファイバドライバ 36 A、36 B に対して同期信号を出力し、ファイバ先端部 17 A の振動と発光タイミングを同期させる。また、タイミングコントローラ 34 は、所定のサンプリングレートによって画素信号を検出するため、クロックパルス信号をフォトセンサ 28 R、28 G、28 B、28 I へ出力する。

【 0 0 3 7 】

プロセッサ 30 のフロントパネルには、モニタ 60 に表示される観察画像の表示方法を切り替えるためのスイッチ 50 が設けられている。ここでは、フルカラーの通常観察画像と蛍光観察画像を同時表示する 2 画面表示モードと、通常観察画像、蛍光観察画像、そして近赤外光による観察画像（以下、I R 観察画像という）を同時表示する 3 画面表示モードに切り替え可能である。

【 0 0 3 8 】

3 画面表示モードの場合、コントローラ 40 は、近赤外光による画像データに基づき、観察対象までの距離を測定する。測定した距離に基づき、励起光の光強度を調整し、蛍光に

10

20

30

40

50

基づく画素信号の増幅度を調整する。オペレータは、観察対象までの距離を参考にしながら、蛍光観察画像の暗部が病変部であるか判断する。

【 0 0 3 9 】

図 3 は、走査範囲によって異なる照射領域を示した図である。図 4 は、照明光の照射タイミングチャートを示した図である。

【 0 0 4 0 】

円状に形成される 1 画面分の観察画像 M は、螺旋状走査によって形成される画像であり、径方向の走査ライン数は、中心位置から 2 5 0 本に定められている。ただし、走査ライン数はスパイラル数を表し、走査位置が径方向に沿った直線上を出発して同一直線に到達するまでを 1 走査ラインしてカウントする。ここでは、5 0 0 × 5 0 0 ドット（ピクセル）の解像度で円状の観察画像 M を形成するように、検出されたサンプル画素の取捨選択が行われる。

10

【 0 0 4 1 】

螺旋状走査の角速度一定条件の下、各走査ラインのサンプリングレートを一定にして画素信号を検出する場合、走査開始直後に走査される観察画像 M の中央エリアでは、周辺領域に比べてほぼ同じ走査位置の重複したサンプル画素信号が多く検出される。これは、走査ライン一周の長さが短いためである。その一方で、周辺部の走査ラインに沿ったサンプル画素間隔は、モニタ 6 0 の解像度要求を満たす範囲で適切な距離を維持する。

【 0 0 4 2 】

本実施形態の 2 画面表示モードでは、画素が必要以上に検出される中央エリア内では、白色光、励起光を交互にパルス照射し、それ以外の周辺部を白色光で照射する。そして、解像度に関して同レベルである一方、画像サイズが異なる通常観察画像と蛍光観察画像とを形成する。

20

【 0 0 4 3 】

ここで、各スパイラル走査線一周当たりのサンプリングレートを 2 0 0 0 とした場合、2 0 0 0 サンプルの半分、すなわち 1 0 0 0 サンプル数だけ利用する走査ラインの走査ラインを求める。外周長さを I 、走査ラインの半径を r とすると、以下の式を満たす r が求められる。

$$I = 2 \times \pi \times r = 2 0 0 0 / 2 \quad \dots (1)$$

30

【 0 0 4 4 】

径方向に関して走査ラインが密であれば、半径 r は走査ライン数に相当する。 $r = 1 5 9$ の場合、中心 O から 1 5 9 ライン（全体で 3 1 8 ライン）までの走査エリア $N 1$ では、半分以下のサンプル画素数で観察画像を形成可能であり、半分以上の画素情報が重複している。したがって、走査エリア $N 1$ 内では、白色光、励起光を交互に照射しても、同一の画素数（解像度）で画像を形成することができる。

【 0 0 4 5 】

図 4 (a) には、2 画面表示モードにおける照明光の照射タイミングが示されている。1 フレーム期間の走査開始からエリア $N 1$ 内を走査するまでの間、白色光（ $W L$ ）、励起光（ $F L$ ）を交互に照射する。エリア $N 1$ の範囲外まで走査が進行すると、白色光のみ照射する。

40

【 0 0 4 6 】

一方、3 画面表示モードの場合、中央エリア内で白色光（ $W L$ ）、励起光、近赤外光（ $I R$ ）を順番に照射する。サンプリングレートが 2 0 0 0（/周）の場合、サンプル数が $1 / 3$ となる走査ラインが、以下の式から求められる。

$$I = 2 \times \pi \times r = 2 0 0 0 / 3 \quad \dots (2)$$

【 0 0 4 7 】

(2) 式を満たす走査ライン数 r を求めると、 $r = 1 0 6$ が得られる。したがって、中心 O から走査ライン 1 0 6（全体で 2 1 2 ライン）までのエリアを $N 2$ とすると、走査エ

50

リアN2まで、白色光、励起光、近赤外光が交互に照射される。図4(b)には、3画面表示モードにおける照射タイミングが図示されている。

【0048】

図5は、照明制御処理を示したフローチャートである。図6は、2画面表示モード、3画面表示モードにおける画面表示を示した図である。

【0049】

ステップS101では、複数の観察画像を表示する表示モードがオペレータによって選択されたか否かが判断される。複数の観察画像を表示する表示モードが選択されていない場合、白色光のみが照射される(S127)。これにより、通常のカラ観察画像I(WL)のみが表示される。一方、複数の観察画像を表示する表示モードが選択された場合、

10

ステップS102へ進む。

【0050】

ステップS102では、2画面表示モードが選択されたか否かが判断される。2画面表示モードが選択された場合、ステップ103へ進み、白色光(WL)、励起光(FL)を交互に照射するように、タイミングコントローラ34がレーザードライバ22R、22G、22Bを制御する。レーザードライバ22R、22G、22Bは、フォトセンサ28R、28G、28Bの画素読み出しタイミング(サンプリングレート)に合わせてR、G、Bの同時発光とBの発光とを交互に切り替える。

【0051】

ステップS104では、サンプリングレート(1周当たり2000)に基づき、走査位置(サンプルポイント)に対応したサンプル回数Sがカウントされる。サンプルポイントSが奇数番目(=2k-1)である場合、白色光による画素が検出されていることから、画素データが第1画像メモリ33Aに格納される(S105)。一方、サンプルポイントが偶数番目(=2k)である場合、蛍光によるサンプル画素が検出されていることから、画素データが第2画像メモリ33Bに格納される(S106)。

20

【0052】

ステップS107では、走査ポイントが図3に示した走査エリアN1の範囲内であるか否かが判断される。走査エリアN1の範囲内を走査している場合、ステップS103~S106が繰り返し実行される。一方、走査エリアN1の範囲外まで走査が進行すると、ステップS108へ進む。

30

【0053】

ステップS108では、白色光を連続照射するように、レーザードライバ22R、22G、22Bが制御される。そして、得られる画素データは、そのまま第1画像メモリ33Aに格納される。観察対象全体が走査されるまでステップS108が実行される(S109)。

【0054】

なお、走査エリアN1内では、白色光、励起光による画素データを交互に分けて取得してもサンプル位置の重複する画素データが存在するが、それら画素データは破棄される。また、走査エリアN1以外の走査範囲においても、必要分のサンプル数を超える画素データは破棄される。

40

【0055】

モニタ60へ画像データを出力する場合、第1フィールドと第2フィールドに分けて通常観察画像と蛍光観察画像の画像データを出力する。第1フィールドでは、通常観察画像データが第1画像メモリ33Aから読み出される。一方、第2フィールドでは、蛍光観察画像データが第2画像メモリ33Bから読み出される(S110~S112)。

【0056】

図6(a)では、2画面表示モードにおける画面表示が図示されている。白色光に基づく観察画像I(WL)は、観察対象全体に対して白色光を照射しているため、走査範囲全体の画像領域を有する。一方、励起光に基づく蛍光観察画像I(FL)は、走査エリアN1内だけ励起光を照射しているため、走査エリアN1に応じた(通常観察画像I(WL))

50

より小さい) 画像サイズになる。

【 0 0 5 7 】

一方、ステップ S 1 0 2 において 3 画面表示モードが選択されたと判断されると、ステップ S 1 1 3 へ進む。ステップ S 1 1 3 では、白色光 (W L)、励起光 (F L)、近赤外光 (I R) を順番に交互照射するように、レーザー光源 2 2 R、2 2 G、2 2 B、2 2 I が制御される。照射切り替えは、サンプリングレートに基づく画素信号読み出しタイミングに同期して行われる。

【 0 0 5 8 】

サンプルポイント S の数に応じて画素データが振り分けられ、白色光に基づく画素データが第 1 画像メモリ 3 3 A、励起光に基づく画素データが第 2 画像メモリ 3 3 B、近赤外光に基づく画素データが第 3 画像メモリ 3 3 B へ格納される (S 1 1 4 ~ S 1 1 8)。

10

【 0 0 5 9 】

走査位置が図 3 に示す走査エリア N 2 内の場合、ステップ S 1 1 3 ~ S 1 1 8 が繰り返し実行される (S 1 1 9)。そして、走査エリア N 2 外まで走査が進行すると、白色光のみ照射するようにレーザー光源 2 0 R、2 0 G、2 0 B が制御される。そして、検出された画素データは第 1 画像メモリ 3 3 A へ格納される (S 1 2 0)。なお、3 画面表示モードにおいても、必要のない画素データは破棄される。

【 0 0 6 0 】

観察対象全体の走査が終了するまでステップ S 1 2 0 が繰り返し実行される (S 1 2 1)。そして、3 つのフィールド期間で 3 つの画像データを別々に出力するため、第 1 フィールドにおいて通常観察画像データ、第 2 フィールドでは蛍光観察蔵データ、そして第 3 フィールドでは近赤外光画像データが出力される (S 1 2 2 ~ S 1 2 6)。観察が終了すると、照明制御処理は終了する (S 1 2 7)。

20

【 0 0 6 1 】

図 6 (b) には、通常観察画像 I (W L)、蛍光観察画像 I (F L)、赤外光画像 I (I R) を同時表示した画面が図示されている。蛍光観察画像 I (F L)、赤外光画像 I (I R) の画像領域サイズは、走査エリア N 2 のサイズに相当する。また、赤外光 I による画素信号に基づき、スコープ先端部から観察対象までの距離が測定され。モニタ 6 0 に表示される (ここでは図示せず)。

【 0 0 6 2 】

30

なお、オペレータのスイッチ 5 0 に対する操作により、観察対象全体を照射する照明光を切り替えることが可能であり、ステップ S 1 0 8、S 1 2 0 において、白色光以外の励起光、近赤外光を照射することも可能である。この場合、観察画像のサイズが切り替わる。図 6 には、2 画面表示モード、3 画面表示モードにおいて、励起光を観察対象全体に照射したときの画面が示されている。

【 0 0 6 3 】

このように本実施形態によれば、照明光を所定のサンプリングレートに従って螺旋状走査させることが可能であり、2 画面表示モードの場合、走査エリア N 1 では白色光と励起光とを交互に照射させる一方、それ以外の走査エリアでは白色光を照射させる。これにより、白色光による通常観察画像と励起光による蛍光観察画像が画面に同時表示される。

40

【 0 0 6 4 】

重複するサンプル画素の多い中央エリアに相当する走査エリア N 1 では、解像度が同レベルの通常観察画像、蛍光観察画像を形成することができ、サンプル画素を無駄なく有効利用することによって、診断に役立つ複数の観察画像を表示できる。また、3 画面表示モードにおいては、3 種類の観察画像を表示することができ、さらに観察対象までの距離を近赤外光による画素信号から検出することによって、患部の診断が一層確実になる。

【 0 0 6 5 】

白色光、励起光、近赤外光以外の波長領域の光を放射させることも可能である。また、2 画面表示モードで励起光、近赤外光を使用してもよく、光の組み合わせを適宜変更してもよい。また、粘膜表層の血管などを明確に表示させるような狭帯域の光を放射させても

50

よい。

【 0 0 6 6 】

走査エリア N 1、N 2 は、観察画像の解像度、サンプリングレートなどに応じて定めればよい。また、光の照射は、重複画素が多い領域では交互でなくスポット混在させる範囲で照射することも可能である。さらに、ファイバを振動させずに照明光を光学系などによって 2 次元走査させてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 7 】

【図 1】本実施形態である内視鏡装置のブロック図である。

【図 2】走査型光ファイバを模式的に示した図である。

10

【図 3】走査範囲によって異なる照射領域を示した図である。

【図 4】照明光の照射タイミングチャートを示した図である。

【図 5】照明制御処理を示したフローチャートである。

【図 6】2 画面表示モード、3 画面表示モードにおける画面表示を示した図である。

【符号の説明】

【 0 0 6 8 】

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

20

3 0 プロセッサ

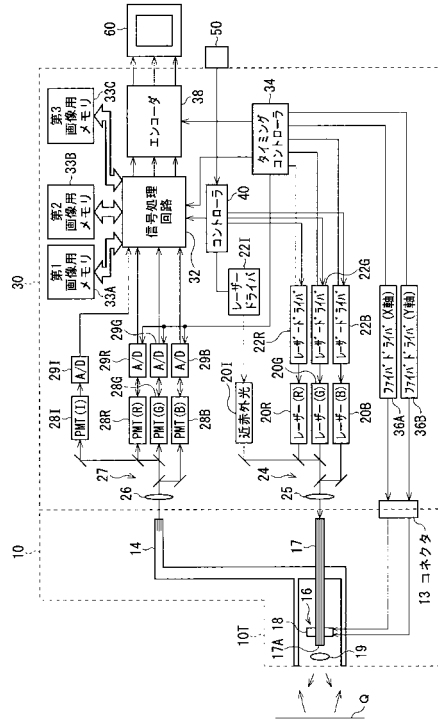
3 3 A 第 1 画像用メモリ

3 3 B 第 2 画像用メモリ

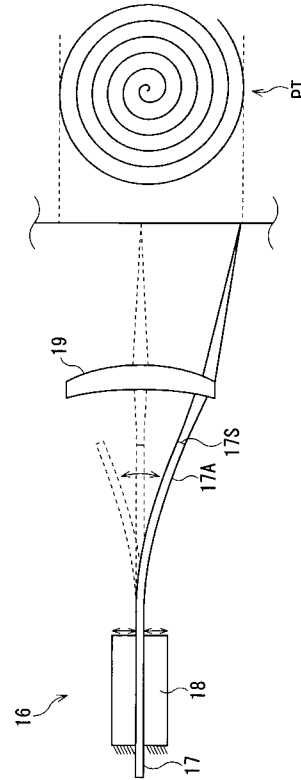
3 3 C 第 3 画像メモリ

4 0 コントローラ

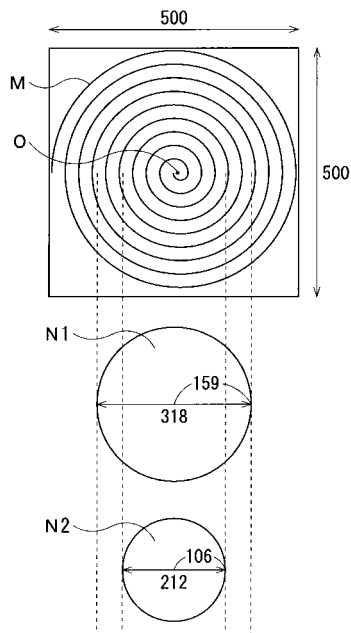
【図 1】



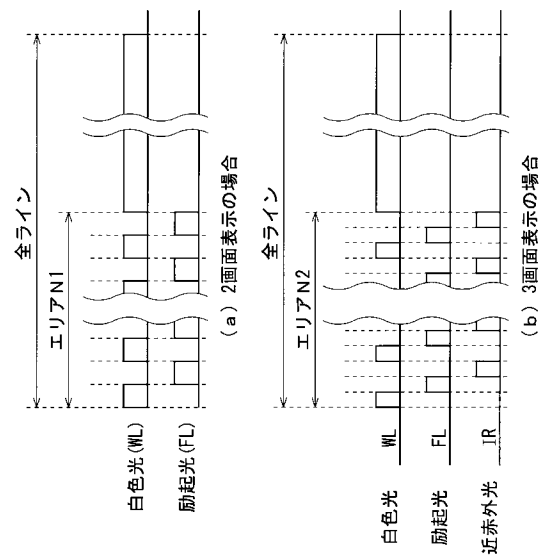
【図 2】



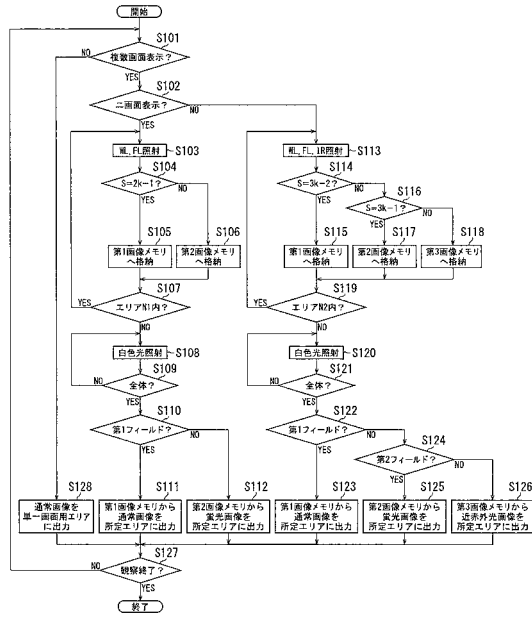
【図 3】



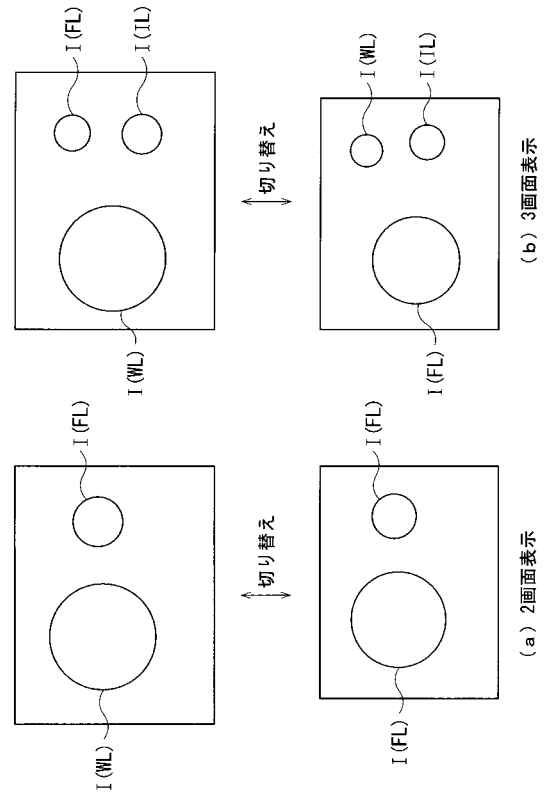
【図 4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 須貝 昇司

東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2006-145857(JP,A)

特開2001-147398(JP,A)

特表2008-531193(JP,A)

国際公開第2007/067163(WO,A1)

国際公開第2009/070161(WO,A1)

(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)	内窥镜装置，内窥镜照明装置，图像形成装置，内窥镜照明装置的操作方法，以及图像形成装置的操作方法		
公开(公告)号	JP5342869B2	公开(公告)日	2013-11-13
申请号	JP2008326361	申请日	2008-12-22
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	須貝昇司		
发明人	須貝 昇司		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B5/0062 A61B1/00009 A61B1/00172 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/07 A61B5/0071 A61B5/0086 G02B23/2469 G02B26/103 H04N5/2256 H04N7/183		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.300.T G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.512 A61B1/00.524 A61B1/00.553 A61B1/00.730 A61B1/04 A61B1/045.622 A61B1/06.611 A61B1/07.730 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA27 2H040/FA13 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC07 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/LL10 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/QQ10 4C061/RR02 4C061/RR19 4C061/RR24 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/TT04 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC07 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/LL10 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/QQ10 4C161/RR02 4C161/RR19 4C161/RR24 4C161/RR26 4C161/SS11 4C161/TT04 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/YY12 5C054/CA04 5C054/CA06 5C054/HA12		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2010142602A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于对观察对象进行光扫描的内窥镜，以通过有效使用像素数据提供可用于诊断的各种观察图像。解决方案：内窥镜系统可以以特定的采样率螺旋扫描照明光。在双屏显示模式中，白光和激发光交替照射扫描区域N1。对于其他扫描区域，照射白光。通过白光的正常观察图像和通过激发光的荧光观察图像同时显示在屏幕上。

