

(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2012-110585

(P2012-110585A)

(43) 公開日 平成24年6月14日(2012.6.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300D	2H040
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	4C061
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 C	4C161
H04N 5/232 (2006.01)	H04N 5/232 Z	5C122
H04N 5/225 (2006.01)	H04N 5/225 F	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2010-263990 (P2010-263990)
 (22) 出願日 平成22年11月26日 (2010.11.26)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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 中村 一成
 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
 (72) 発明者 三田村 元裕
 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
 Fターム(参考) 2H040 BA11 BA23 CA06 CA11 DA43
 FA10 GA02 GA06

最終頁に続く

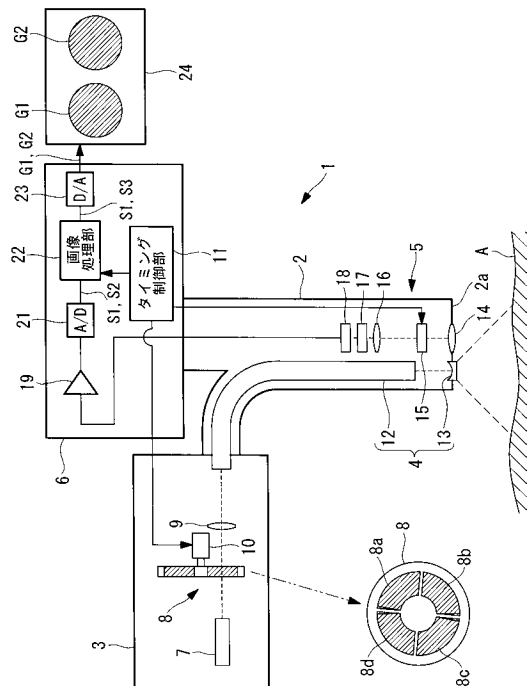
(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 蛍光画像におけるノイズ量を低減しながら蛍光画像における像ブレの発生を防止する。

【解決手段】 被写体Aに対し、励起光および照明光を照射する照明部3と、照明部3からの励起光の照射により被写体Aにおいて発生した蛍光を撮影し蛍光画像を取得する蛍光撮像部18と、取得された蛍光画像を記憶する記憶部と、照明部3からの照明光の照射により被写体Aから戻り光を撮影し戻り光画像を取得する戻り光撮像部18と、取得された戻り光画像から、被写体Aに照射された照明光の強度を表す画像情報を抽出する画像情報抽出部と、抽出された画像情報に基づいて照明光の強度が高いほど少なく積算枚数を設定する積算枚数設定部と、設定された積算枚数分だけ記憶部に記憶されている蛍光画像を平均して平均画像を生成する平均画像生成部とを備える蛍光内視鏡装置1を提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体に対し、励起光および照明光を照射する照明部と、
該照明部からの励起光の照射により前記被写体において発生した蛍光を撮影し蛍光画像
を取得する蛍光撮像部と、

該蛍光撮像部により取得された蛍光画像を記憶する記憶部と、

前記照明部からの照明光の照射により前記被写体から戻る戻り光を撮影し戻り光画像を
取得する戻り光撮像部と、

該戻り光撮像部により取得された戻り光画像から、被写体に照射された照明光の強度を
表す画像情報を抽出する画像情報抽出部と、

該画像情報抽出部により抽出された画像情報に基づいて照明光の強度が高いほど少なく
積算枚数を設定する積算枚数設定部と、

該積算枚数設定部により設定された積算枚数分だけ前記記憶部に記憶されている蛍光画
像を平均して平均画像を生成する平均画像生成部とを備える蛍光内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記画像情報抽出部が、前記戻り光画像内の複数の画素の平均階調値を前記画像情報と
して抽出する請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

前記画像情報抽出部が、前記戻り光画像の隣接画素の階調値が所定の閾値を超えて変化
している箇所を表す特徴線の延長を前記画像情報として抽出する請求項 1 に記載の蛍光内
視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記画像情報抽出部が、前記戻り光画像を横切る直線に沿う階調値分布を前記画像情報
として抽出する請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

前記画像情報抽出部が、前記戻り光画像を横切る複数の直線に沿う階調値分布を平均し
て前記画像情報として抽出する請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 6】

前記蛍光撮像部により取得された一の蛍光画像と該一の蛍光画像より以前に取得された
他の蛍光画像との変化量を算出する変化量算出部を備え、

30

前記記憶部が、前記変化量算出部により算出された変化量が少ないほど大きな重み係数
を前記一の蛍光画像に乗算して記憶する請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の蛍光内
視鏡装置。

【請求項 7】

前記変化量算出部が、前記一の蛍光画像と前記他の蛍光画像との差分画像の階調値の合
計を変化量として算出する請求項 6 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 8】

前記変化量算出部が、前記一の蛍光画像の特徴線の延長と前記他の蛍光画像間の特徴線
の延長との差を変化量として算出する請求項 6 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 9】

40

前記変化量算出部が、前記一の蛍光画像と前記他の蛍光画像間との差分画像の階調値の
合計が閾値以下のとき、前記一の蛍光画像の特徴線と前記他の蛍光画像の特徴線との差を
変化量として算出する請求項 6 に記載の蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、蛍光物質励起用の波長帯域と通常観察用の波長帯域の光が回転フィルタによって

50

切り替えられながら照射されることにより、観察対象の蛍光画像と反射光画像とを取得し、双方の画像を適当な明るさで観察する蛍光内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献1参照。）。この蛍光内視鏡装置は、蛍光観察か否かに応じて液晶の絞りおよび露光時間を変更し、CCDにより撮像され信号変換された画像データに予め設定された係数をかけ、これをフレームメモリに格納されている1フレーム前までの累積画像データに加算し、フレームメモリに格納するとともに出力する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2005-261974号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1の蛍光内視鏡装置は、取得された画像データを過去の積算画像データに常に足し合わせるため、像ブレを十分に防止することができないという不都合がある。すなわち、明るい蛍光画像が得られた場合には、それが加算されて取得された画像データに明るい蛍光画像の影響が大きく残るので、被写体が移動していると像ブレが生じ、鮮明な蛍光画像を得ることができなかつた。

【0005】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、蛍光画像におけるノイズ量を低減しながら蛍光画像における像ブレの発生を防止することができる蛍光内視鏡装置を提供することを目的としている。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

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、被写体に対し、励起光および照明光を照射する照明部と、該照明部からの励起光の照射により前記被写体において発生した蛍光を撮影し蛍光画像を取得する蛍光撮像部と、該蛍光撮像部により取得された蛍光画像を記憶する記憶部と、前記照明部からの照明光の照射により前記被写体から戻る戻り光を撮影し戻り光画像を取得する戻り光撮像部と、該戻り光撮像部により取得された戻り光画像から、被写体に照射された照明光の強度を表す画像情報を抽出する画像情報抽出部と、該画像情報抽出部により抽出された画像情報に基づいて照明光の強度が高いほど少なく積算枚数を設定する積算枚数設定部と、該積算枚数設定部により設定された積算枚数分だけ前記記憶部に記憶されている蛍光画像を平均して平均画像を生成する平均画像生成部とを備える蛍光内視鏡装置を提供する。

30

【0007】

本発明によれば、照明部から発せられた励起光が被写体に照射されると、被写体内に含まれる蛍光物質が励起されて発生した蛍光が蛍光撮像部によって撮影され、蛍光画像が取得される。そして、取得された蛍光画像は順次記憶部により記憶される。

また、照明部から発せられた照明光が被写体に照射されると、被写体から戻る戻り光が戻り光撮像部によって撮影され、戻り光画像が取得される。そして、取得された戻り光画像から被写体に照射された照明光の強度を表す画像情報が画像情報抽出部により抽出される。

40

【0008】

同一の照明部から励起光および照明光を同一の被写体に照射するので、被写体に照射される照明光の強度と励起光の強度とは対応している。つまり、被写体に照射される照明光の強度が高いと励起光の強度も強く、照明光の強度が低いと励起光の強度も弱い。そこで、画像情報抽出部により戻り光画像から被写体に照射された照明光の強度を表す画像情報を抽出することにより、蛍光撮像部により蛍光画像が取得された際に被写体に照射された励起光の強度を推測することができる。

【0009】

50

そして、抽出された画像情報に応じて積算枚数設定部により設定された積算枚数分だけ記憶部に記憶された蛍光画像が積算されて平均されることにより、平均画像が生成される。

この場合において、照明光の強度が高いほど平均画像を算出する際の蛍光画像の積算枚数が低減させられるので、ノイズの少ない明るい蛍光画像は少ない積算枚数で積算され、積算枚数が多いために起こる像ブレを低減することができる。一方、照明光の強度が低いときに積算枚数が増加させられるので、多く積算されても像ブレが目立ちにくい暗い蛍光画像は多くの積算枚数で積算され、取得される平均画像に含まれるノイズを十分に低減することができる。

【0010】

上記発明においては、前記画像抽出部が前記戻り光画像内の複数の画素の平均階調値を前記画像情報として抽出してもよい。

戻り光画像内の複数の画素の平均階調値が低いときは、照明部と被写体との距離が遠い場合であるので、被写体に照射される励起光の強度も低い。この場合に取得される蛍光画像は、被写体内に蛍光物質が存在していてもノイズを多く含む暗い蛍光画像となるため、積算枚数を多く設定することでノイズ低減効果を向上し、鮮明な画像を得ることができる。

【0011】

一方、戻り光画像内の複数の画素の平均階調値が高いときは、照明部と被写体との距離が近い場合であるので、被写体に照射される励起光の強度も強い。この場合に取得される蛍光画像は、被写体内に蛍光物質が存在していればノイズの少ない明るい蛍光画像となるため、積算枚数を少なく設定することで像ブレを低減することができ、演算に要する処理や時間を節約することができる。

【0012】

また、上記発明においては、前記画像抽出部が前記戻り光画像の隣接画素の階調値が所定の閾値を超えて変化している箇所を表す特徴線の延長を前記画像情報として抽出してもよい。

戻り光画像において隣接画素の階調値が所定の閾値を超えて変化している箇所を表す特徴線は、被写体の形状変化、特に、起伏を示している。特徴線の延長が長いときは、照明部を被写体の起伏がより多く見える方向（例えば、被写体が体腔である場合に体腔表面に沿う方向）に向けている状態である。したがって、視野範囲内に照明部からの距離が遠い領域が多く存在し、被写体に照射される励起光の強度も低くなる。このため、蛍光物質が存在していても暗い蛍光画像となるので、積算枚数を多く設定することでノイズ低減効果が上がり、鮮明な画像を得ることができる。

【0013】

一方、特徴線の延長が短いときは、照明部を被写体の起伏のより少なく見える方向（例えば、被写体が体腔である場合に体腔壁面に向かう方向）に向けている状態である。したがって、視野範囲内に照明部からの距離が遠い領域が存在せず、被写体に照射される励起光の強度も高くなる。このため、蛍光物質が存在していればノイズの少ない明るい蛍光画像が得られるので、積算枚数を少なく設定することで像ブレを低減することができる。また、積算枚数を少なくすることで、演算に要する処理や時間を節約することができる。

【0014】

また、上記発明においては、前記画像情報抽出部が前記戻り光画像を横切る直線に沿う階調値分布を前記画像情報として抽出してもよい。

また、上記発明においては、前記画像情報抽出部が、前記戻り光画像を横切る複数の直線に沿う階調値分布を平均して前記画像情報として抽出してもよい。

照明部を平坦な被写体に対向させているときには戻り光画像の中心付近の階調値が最も高くなるのが一般的である。したがって、戻り光画像の中心付近の階調値が低くなるような階調値分布となるときは、中央部分が遠くなる被写体、例えば、被写体が体腔である場合には体腔表面に沿う方向に照明部を向けた状態であり、照明部から被写体まで遠いため

10

20

30

40

50

戻り光画像が暗くなるので、被写体に照射される励起光の強度も低くなる。この場合には積算枚数を多く設定することでノイズ低減効果が上がり、鮮明な画像を得ることができる。

【0015】

一方、戻り光画像の中心付近の階調値が高くなるような階調値分布となるときは、例えば、被写体が体腔である場合に体腔壁面に向かう方向に照明部を向けた状態であり、照明部から被写体まで近いたため戻り光画像が明るくなるので、被写体に照射される励起光の強度も高くなる。この場合には、積算枚数を少なく設定することで像ブレを低減することができる。また、積算枚数を少なくすることで、演算に要する処理や時間を節約することができる。

10

この場合に、複数の直線に沿う階調値分布を平均することにより、戻り光画像上における、より広い範囲の平均的な階調値分布によって、より正確に照明部の方向を判定することができる。

【0016】

また、上記発明においては、前記蛍光撮像部により取得された一の蛍光画像と該一の蛍光画像より以前に取得された他の蛍光画像との変化量を算出する変化量算出部を備え、前記記憶部が前記変化量算出部により算出された変化量が少ないほど、大きな重み係数を前記一の蛍光画像に乗算して前記蛍光画像を記憶してもよい。

このようにすることで、過去の蛍光画像に対する変化量が小さいときは、取得された蛍光画像に大きな重み係数を乗算することで平均画像内における寄与率を高め、ノイズ低減効果を向上することができる。

20

一方、変化量が大きいときは、小さな重み係数を乗算することで平均画像内における寄与率を低くし、像ブレを低減することができる。

【0017】

また、上記発明においては、前記変化量算出部が、前記一の蛍光画像と前記他の蛍光画像との差分画像の階調値の合計を変化量として算出してもよい。

2枚の蛍光画像間の同一位置における画素毎の階調値の差の合計が小さいときは、照明部と被写体との距離が大きく変化していない状態である。したがって、重み係数を大きくすることで平均画像内における寄与率を高め、鮮明な画像が得られるとともに、ノイズ低減効果を向上することができる。

30

一方、2枚の蛍光画像間の同一位置における画素毎の階調値の差の合計が大きいときは、照明部と被写体との距離が大きく変化した状態である。したがって、重み係数を小さくすることで平均画像内における寄与率を少なくし、像ブレを低減させることができる。

【0018】

また、上記発明においては、前記変化量算出部が、前記一の蛍光画像の特徴線の延長と前記他の蛍光画像間の特徴線の延長との差を変化量として算出してもよい。

2枚の蛍光画像間の特徴線の延長の差が小さいときは、被写体が大きく移動していない状態であり、蛍光画像間の状態変化が小さい。したがって、重み係数を大きくすることで平均画像内における寄与率を高め、ノイズ低減効果を向上することができる。

一方、2枚の蛍光画像間の特徴線の延長の差が大きいときは、被写体が大きく移動した状態であり、蛍光画像間の状態変化が大きい。したがって、重み係数を小さくすることで平均画像内における寄与率を少なくし、像ブレを低減させることができる。

40

【0019】

また、上記発明においては、前記変化量算出部が、前記一の蛍光画像と前記他の蛍光画像間の差分画像の階調値の合計が閾値以下のとき、前記一の蛍光画像間の特徴線と前記他の蛍光画像の特徴線との差を変化量として算出してもよい。

前記一の蛍光画像と前記他の蛍光画像間の差分画像の階調値の合計が閾値以下のときは、前記2枚の蛍光画像間において被写体が大きく移動していない状態である。さらに、この状態での2枚の差分画像における特徴線間の移動量から重み係数を算出することで、画像間の状態を精度良く判断し、より適切な重み係数を算出することができる。

50

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、蛍光画像におけるノイズ量を低減しながら蛍光画像における像ブレの発生を防止することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る蛍光内視鏡装置を示す全体構成図である。

【図2】図1の蛍光内視鏡装置において積算枚数を設定するための、平均階調値が大きいほど積算枚数が少なくなる単調増加関数の一例を示す図である。

【図3】図1の蛍光内視鏡装置に備えられるフィルタターレットの分光透過特性を示す図である。

【図4】図1の蛍光内視鏡装置の画像処理部を示す図である。

【図5】本発明の第2の実施形態に係る蛍光内視鏡装置の画像処理部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

本発明の第1の実施形態に係る蛍光内視鏡装置1について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置は、図1に示されるように、体内に挿入される細長い挿入部2と、光源（照明部）3と、該光源3からの励起光および照明光を挿入部2の先端から被写体Aに向けて照射する照明ユニット（照明部）4と、挿入部2の先端に設けられ、被写体Aである生体組織の画像情報を取得する撮像ユニット5と、挿入部2の基端側に配置され、撮像ユニット5により取得された画像情報を処理するプロセッサ6と、該プロセッサ6により処理された画像Gを表示するモニタ24とを備えている。

【0023】

光源3は、励起光および照明光を含む波長帯域（400～740nm）の光を放射するキセノンランプ7と、該キセノンランプ7の照明光路上に設けられ透過波長を制限する複数のフィルタ8a～8dを備えるフィルタターレット8と、各フィルタ8a～8dにより切り出された励起光および照明光を集光するカップリングレンズ9とを備えている。フィルタターレット8は、モータ10により回転駆動され、該モータ10は後述するタイミング制御部11により一定の回転速度に制御されるようになっている。

【0024】

フィルタターレット8は、Rフィルタ8a、Gフィルタ8b、Bフィルタ8cおよびIRフィルタ8dの4つのフィルタ8a～8dを周方向に配列して備えている。このフィルタターレット8は中心の回転軸回りに回転させられることで、戻り光観察時には光路上に、Rフィルタ8a、Gフィルタ8bまたはBフィルタ8cを配置し、蛍光観察時には、光路上にIRフィルタ8dを配置するようになっている。

【0025】

これらRフィルタ8a、Gフィルタ8b、Bフィルタ8cおよびIRフィルタ8dの透過特性を図3に示す。Rフィルタ8a、Gフィルタ8b、Bフィルタ8cは、それぞれ赤、緑、青の波長成分を透過し、IRフィルタ8dは、励起光成分を透過する特性を有する。

【0026】

照明ユニット4は、挿入部2の長手方向のほぼ全長にわたって配置され、カップリングレンズ9によって集光された励起光および照明光を導光するライトガイドファイバ12と、挿入部2の先端に設けられ、ライトガイドファイバ12によって導光されてきた励起光および照明光を拡散させて、挿入部2の先端面2aに対向する被写体Aに照射する照明光学系13とを備えている。

【0027】

撮像ユニット5は、被写体Aの所定の観察範囲から戻る光を集光する対物レンズ14と、該対物レンズ14により集光された戻り光の光量を制限する絞り手段としての液晶絞り

10

20

30

40

50

部 15 と、該液晶絞り部 15 によって制限された戻り光を集光する集光レンズ 16 と、該集光レンズ 16 によって集光された光のうち、励起波長以上の光を遮断し、蛍光成分と戻り光成分を透過する励起光カットフィルタ 17 と、該励起光カットフィルタ 17 を透過した蛍光および戻り光を撮影する CCD のような撮像素子 18 とを備えている。液晶絞り部 15 は、電圧を印加した状態では光を通さず、電圧を印加しない状態では光を透過するという性質を有する。

【0028】

プロセッサ 6 は、撮像素子 18 で光電変換された画像信号を増幅するプリアンプ 19 および A/D 変換部 21 を有している。A/D 変換部 21 により A/D 変換された画像信号は、戻り光画像情報 S1 および蛍光画像情報 S2 として画像処理部 22 に入力され、該画像処理部 22 において画像処理されるようになっている。画像処理部 22 において画像処理された戻り光画像情報 S1 および平均蛍光画像情報 S3 は、D/A 変換部 23 において D/A 変換され、モニタ 24 に出力されるようになっている。

10

【0029】

また、このプロセッサ 6 は、フィルタターレット 8、データバッファ 25 および液晶絞り部 15 を制御するタイミング制御部 11 を備えている。タイミング制御部 11 はフィルタターレット 8 の回転とデータバッファへのデータの振り分けおよび液晶絞り部による絞りの度合を同期して制御するようになっている。すなわち、光量の大きな戻り光観察時には液晶絞り部を閉じて減光し、光量の小さな蛍光観察時には液晶絞り部を開いて、できるだけ多くの蛍光を受光できるように制御される。

20

【0030】

図 4 に示されるように、画像処理部 22 は、A/D 変換された画像情報 S1, S2 を一時的に記憶するデータバッファ 25 (以下、R 用バッファ 25a、G 用バッファ 25b、B 用バッファ 25c、FL 用バッファ 25d という。) と、R 用バッファ 25a、G 用バッファ 25b、B 用バッファ 25c から出力された戻り光画像情報 S1 の平均階調値 S5 を抽出する画像情報抽出部 26 と、画像情報抽出部 26 により抽出した平均階調値 S5 に基づいて蛍光画像の積算枚数 S6 を設定する積算枚数設定部 27 と、FL 用バッファから出力された蛍光画像情報 S2 を順次記憶する記憶部 28 と、記憶部 28 に記憶された積算枚数 S6 分の蛍光画像情報 S4 を平均して平均蛍光画像情報 S3 を生成する平均画像生成部 29 とを備えている。

30

【0031】

また、画像情報抽出部 26 は、R 用バッファ 25a、G 用バッファ 25b、B 用バッファ 25c の内のいずれかから出力された戻り光画像情報 S1 を選択して平均階調値 S5 を抽出するようになっている。本実施形態においては、画像情報抽出部 26 は、例えば、R 用データバッファ 25a から出力された戻り光画像情報 S1' を用いて平均階調値 S5 を算出するようになっている。

ここで、本実施形態においては、積算枚数設定部 27 は、図 2 に示されるように、画像情報抽出部 26 において算出された平均階調値 S5 が高いほど少なく積算枚数 S6 を設定するような関数を記憶している。

【0032】

この関数は、標準試料等を撮影して得られた戻り光画像の平均階調値 S5 と、平均蛍光画像が精度よく得られるときの積算枚数 S6 との関係から予め得られたものである。戻り光画像が明るいほど励起光の強度が高いので、積算枚数 S6 が多いことによる像ブレを軽減するために、図 2 に示されるように、平均階調値 S5 が高いほど積算枚数 S6 が少くなる単調減少関数となっている。

40

【0033】

また、記憶部 28 は、FL 用バッファから入力されてきた蛍光画像情報 S2 を時系列に記憶するリングバッファである。そして、記憶部 28 は、平均画像生成部 29 からの要求に応じて、積算枚数設定部 27 により生成された積算枚数 S6 に基づいて、積算枚数 S6 分の蛍光画像情報 S4 を平均画像生成部 29 に出力するようになっている。

50

【 0 0 3 4 】

平均画像生成部 2 9 は、積算枚数設定部 2 7 により設定された積算枚数 S 6 を記憶部 2 8 に送り、記憶部 2 8 に記憶されている蛍光画像情報の内、最新のものから遡って積算枚数 S 6 分の蛍光画像情報 S 4 の出力を要求するようになっている。そして、平均画像生成部 2 9 においては、要求に応じて記憶部 2 8 から取り出された積算枚数 S 6 分の蛍光画像情報 S 4 が積算された後、積算枚数 S 6 によって除算されることにより平均蛍光画像 S 3 が生成されるようになっている。

【 0 0 3 5 】

このように構成された本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 を用いて被写体 A である体内の生体組織の観察を行うには、体内に挿入部 2 を挿入して、挿入部 2 の先端面 2 a を被写体 A に対向させる。そして、光源 3 を作動させる。

【 0 0 3 6 】

光源 3 から発せられた光は、フィルタターレット 8 の各フィルタ 8 a ~ 8 d を透過することにより、励起光または照明光となる。すなわち、各フィルタ 8 a ~ 8 d は、図 3 に示される透過率特性を有しているため、R フィルタ 8 a、G フィルタ 8 b、B フィルタ 8 c を透過させられることにより、赤、緑、青色の照明光となり、I R フィルタ 8 d を透過させられることにより、赤外領域の励起光となる。照明光または励起光となった光は、その後、カップリングレンズ 9 によってライトガイドファイバ 1 2 に入射させられる。ライトガイドファイバ 1 2 内を導光されて挿入部 2 の先端に達した励起光および照明光は、挿入部先端 2 a の照明光学系 1 3 によって拡散されて被写体 A に照射される。

【 0 0 3 7 】

励起光が被写体 A に照射されたときには、被写体 A 内部に含まれている蛍光物質が励起されることにより蛍光が発せられる。一方、照明光が被写体 A に照射されたときには、照射された照明光は被写体 A の表面において反射させられる。蛍光および照明光の戻り光は、被写体 A から挿入部 2 の先端面 2 a に戻り、対物レンズ 1 4 によって集光される。

【 0 0 3 8 】

対物レンズ 1 4 によって集光された蛍光および可視光は、液晶絞り部 1 5 によって制限された後に集光レンズ 1 6 によって集光され、励起光カットフィルタ 1 7 を経て撮像素子 1 8 により撮影される。

したがって、撮像素子 1 8 には、フィルタターレット 8 の位置に応じて、赤、緑、青色の可視光、あるいは赤外の蛍光のいずれかが受光される。撮像素子 1 8 は、図示しない撮像素子駆動回路によってフィルタターレット 8 の回転に同期して駆動され、それぞれ戻り光画像および蛍光画像を表す電気信号を取得する。

【 0 0 3 9 】

撮像素子 1 8 により取得された戻り光画像および蛍光画像を表す電気信号は、プロセッサ 6 のプリアンプ 1 9 に入力されて増幅された後、画像信号は A / D 変換部 2 1 に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。

【 0 0 4 0 】

デジタル化された画像信号は、その種類に応じて画像処理部 2 2 内の R 用バッファ 2 5 a、G 用バッファ 2 5 b、B 用バッファ 2 5 c または F L 用バッファ 2 5 d に入力される。データバッファ 2 5 は、タイミング制御部 1 1 からの制御信号に基づき、フィルタターレット 8 の R フィルタ 8 a 挿入時には R 用バッファ 2 5 a に、G フィルタ 8 b 挿入時には G 用バッファ 2 5 b に、B フィルタ 8 c 挿入時には B 用バッファ 2 5 c に、I R フィルタ 8 d 挿入時には F L 用バッファ 2 5 d に信号を切り替えて入力する。

【 0 0 4 1 】

R 用バッファ 2 5 a、G 用バッファ 2 5 b または B 用バッファ 2 5 c に入力された戻り光画像情報 S 1 は、D / A 変換部 2 3 および画像情報抽出部 2 6 に送られる。画像情報抽出部 2 6 においては、R 用バッファ 2 5 a から出力された戻り光画像情報 S 1 ' を用いて

10

20

30

40

50

、戻り光画像の全画素における階調値が加算平均されて、平均階調値 S 5 が算出され、積算枚数設定部 2 7 に出力される。

【 0 0 4 2 】

積算枚数設定部 2 7 では、画像情報抽出部 2 6 から入力された平均階調値 S 5 を、予め記憶されている関数に当てはめて、積算枚数 S 6 が設定され、記憶部 2 8 に出力される。

記憶部 2 8 には、F L 用バッファ 2 5 d に入力された蛍光画像信号 S 2 が時系列に記憶される。そして、積算枚数設定部 2 7 から入力されてきた積算枚数 S 6 分だけ、記憶部 2 8 に記憶されていた蛍光画像情報 S 4 が平均画像生成部 2 9 に出力される。

【 0 0 4 3 】

平均画像生成部 2 9 では、記憶部 2 8 から積算枚数 S 6 分の蛍光画像情報 S 4 が入力され、これらの蛍光画像情報 S 4 を平均して得られた平均蛍光画像情報 S 3 が D / A 変換部 2 3 に出力される。

そして、D / A 変換部 2 3 においては、生成された平均蛍光画像情報 S 3 と、R 用バッファ 2 5 a、G 用バッファ 2 5 b、B 用バッファ 2 5 c から出力された戻り光画像情報 S 1 とが入力され、D / A 変換されて、戻り光画像 G 1 と平均蛍光画像 G 2 がモニタ 2 4 に出力される。

【 0 0 4 4 】

モニタ 2 4 に表示させる際は、図 1 に示されるように、戻り光画像 G 1 と平均蛍光画像 G 2 とを並列にしてもよいし、重ねてもよい。また、戻り光画像 G 1 は、G 用バッファ 2 5 b または B 用バッファ 2 5 c の戻り光画像情報であってもよい。

【 0 0 4 5 】

この場合において、本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 によれば、戻り光画像の全画素における階調値を加算平均した平均階調値 S 5 を用いて蛍光画像の積算枚数 S 6 が設定される。平均階調値 S 5 は、高いほど積算枚数 S 6 が少なく設定されているので、平均画像生成部 2 9 により生成される平均蛍光画像 S 3 における像ブレを低減することができる。

【 0 0 4 6 】

すなわち、戻り光画像の平均階調値 S 5 が高いときは、照明部 4 と被写体 A とを近接させたり、対向させたりしているときであり、被写体 A に照射される励起光の強度も高くなっている。

したがって、戻り光画像の平均階調値 S 5 が高いときは、積算枚数 S 6 を少なく設定することにより、階調値が高く S / N 比の良好な蛍光画像情報 S 2 が多数枚にわたって積算されることを防止して、平均蛍光画像 S 3 に像ブレが発生することを防止することができる。

【 0 0 4 7 】

一方、戻り光画像の平均階調値 S 5 が低いときは、照明部 4 と被写体 A との距離が遠いときであり、被写体 A に照射される励起光の強度も低くなっている。そのため、積算枚数 S 6 を多く設定することにより、階調値が低く S / N 比の低い蛍光画像情報 S 2 を多く積算して、ノイズを低減することができる。この場合には、多くの蛍光画像情報 S 2 を積算しても、各蛍光画像情報 S 2 の階調値が低いため、平均蛍光画像 S 3 内に像ブレが残る可能性が低い。

【 0 0 4 8 】

すなわち、本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 によれば、戻り光画像の平均階調値 S 5 が低いときも高いときも、ノイズが少なく像ブレの少ない鮮明な平均蛍光画像 S 3 を得ることができるという利点がある。

【 0 0 4 9 】

なお、本実施形態においては、積算枚数 S 6 を設定する際、画像情報抽出部 2 6 において戻り光画像の全画素における階調値を加算平均した平均階調値 S 5 を抽出することとしたが、戻り光画像の隣接画素の階調値が所定の閾値を超えて変化している特徴線の延長を抽出することにしてもよい。特徴線は、例えば、画素値の変化の大きさを計算し 2 軸方向の勾配を見積もるなどして抽出することができる。このようにすることで、被写体 A の表

10

20

30

40

50

面の凹凸の境界を連続する曲線として得られ、画像の構造的属性を抽出することができる。

【0050】

つまり、被写体 A の形状変化や被写体 A と照明部 4 の照射角度等により、画像の明るさが所定の閾値を超えて変化している箇所を特徴線として抽出し、特徴線の延長が長いときは、被写体 A の起伏が多く存在するときであり、被写体 A が体腔である場合などに体腔表面に沿う方向に照明部 4 を向けている状態である。一方、特徴線の延長が短いときは、被写体 A の起伏が少ないときであり、被写体 A が体腔である場合などに体腔壁面に向かう方向に照明部 4 を向けている状態である。

【0051】

そして、積算枚数設定部 27 において平均階調値 S5 が高いほど積算枚数 S6 が少なくなるようになっている関数を用いることに代えて、画像情報抽出部 26 により抽出した特徴線の延長が長いほど積算枚数 S6 が多くなる関数を用いて積算枚数 S6 を設定することにしてもよい。

このようにすることで、特徴線の延長を用いて定めた積算枚数 S6 により、平均階調値 S5 を用いる場合と同様の効果を得ることができる。

【0052】

また、本実施形態においては、積算枚数 S6 を設定する際、画像情報抽出部 26 において戻り光画像の全画素における階調値を加算平均した平均階調値 S5 を抽出することとしたが、戻り光画像を横切る直線に沿う階調値分布（プロファイル）を抽出することにしてもよい。戻り光画像を横切る直線に沿う階調値分布は、例えば、全画素の階調値を縦軸に階調値強度、横軸に位置情報を表すと、分布形状により照明部 4 と被写体 A との状態を求めることができる。

【0053】

照明部 4 を平坦な被写体 A に対向させているときは、戻り光画像の中心付近の階調値が最も高くなるのが一般的である。したがって、戻り光画像の中心付近の階調値が低くなるときは、被写体 A が体腔である場合などに体腔表面に沿う方向に照明部 4 を向けている状態であり、中央部分は照明部 4 から被写体 A までが遠くなるために、戻り光画像が暗くなる。

一方、戻り光画像の中心付近の階調値が高いときは、被写体 A が体腔である場合などに体腔壁面に向かう方向に照明部 4 を向けている状態であり、中心部分は照明部 4 から被写体 A まで近いため、戻り光画像が明るくなる。

【0054】

そして、積算枚数設定部 27 においては、画像情報抽出部 26 により抽出した戻り光画像の中心付近の階調値分布が低いときほど積算枚数 S6 が多くなる関数を用いて積算枚数 S6 を設定することにしてもよい。

ここで、戻り光画像を横切る直線としては、1本の直線を用いてもよいし、複数本の異なる直線を用いてもよい。複数本の直線に沿う階調値分布の平均値を抽出することにより、画像上のより広い範囲における平均的な階調値分布によって、積算枚数 S6 を設定することができる。また、各画素列毎の階調値分布を全ての画素列について平均することにしてもよい。

【0055】

また、本実施形態においては、積算枚数 S6 を設定する際、画像情報抽出部 26 において戻り光画像の全画素における階調値を加算平均した平均階調値 S5 を抽出することとしたが、さらに平均階調値 S5 を抽出した後に、戻り光画像の階調値が不連続に変化している特徴線の延長または戻り光画像を横切る直線に沿う階調値分布を抽出し、積算枚数設定部 27 において体腔表面に沿う方向に照明部 4 を向けている状態か、体腔壁面に向かう方向に照明部 4 を向けている状態かに応じて積算枚数 S6 を設定することにしてもよい。

【0056】

また、本実施形態においては、蛍光画像の積算枚数 S6 を算出する際、図 2 に示すよう

10

20

30

40

50

な関数を例示したが、これに代えて、単調減少関数であれば、他の任意の関数を採用してもよい。また、関数として計算式を記憶しておいてもよいし、積算枚数 S 6 と平均階調値 S 5 との対応関係を示すマップを記憶しておいて、積算枚数 S 6 を設定することにしてもよい。

【0057】

また、本実施形態においては、画像情報抽出部 2 6 で戻り光画像の画像情報を抽出する際に、階調値が閾値以下である画素を用いて、画像情報を抽出してもよい。このようにすることで、飽和している画素を考慮しないで済み、平均階調値 S 5 が高くなることを防ぐことができる。

また、本実施形態においては、積算枚数設定部 2 7 で関数を用いて蛍光画像の積算枚数 S 6 を求める際に、関数の傾きを n 倍 (n は自然数とする) して積算枚数 S 6 を調整することにしてもよい。

【0058】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置について以下に説明する。

本実施形態の説明において、上述した第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。なお、本実施形態に係る蛍光観察装置は、図 5 に示されるように、画像処理部 3 1 において第 1 の実施形態に係る蛍光観察装置 1 と相違している。

【0059】

図 5 に示されるように、FL 用バッファ 2 5 d と記憶部 2 8 との間に変化量算出部 3 2 と画像保存部 3 3 とを備えている。

変化量算出部 3 2 は、FL 用バッファ 2 5 d から入力されてくる最新の蛍光画像情報 S 2 を画像保存部 3 3 に出力するとともに、画像保存部 3 3 から過去に保存した蛍光画像情報 S 7 を取り出し、最新の蛍光画像情報 S 2 との階調値の差分を算出し、予め記憶されているテーブルから重み係数を抽出して最新の蛍光画像情報 S 2 に重み係数を乗算するようになっている。

【0060】

また変化量算出部 3 2 は、過去に保存した蛍光画像情報 S 7 と最新の蛍光画像情報 S 2 との階調値の差の合計が大きいほど重み係数が小さくなるように設定している。

すなわち、差分画像の階調値の差が大きいときは、被写体 A が大きく移動しているので、積算するときに像ブレが発生する。そのため、重み係数を小さくすることで、平均蛍光画像内における寄与率を少なくし、像ブレを低減することができる。

一方、差分画像の階調値の差が小さいときは、被写体 A が大きく移動していないので、重み係数を大きくすることで平均蛍光画像内における寄与率を高め、画像を鮮明にするとともにノイズ低減効果を向上することができる。

【0061】

記憶部 2 8 は、積算枚数設定部 2 7 により出力された積算枚数 S 6 分だけ、記憶していた重み係数が乗算された蛍光画像情報 S 8 を取り出し、積算枚数 S 6 分の蛍光画像情報 S 4 を平均画像生成部 2 9 に出力するようになっている。

【0062】

画像保存部 3 3 に予め記憶されているテーブルは、差分画像の階調値の差と重み係数との関係から予め得られたものである。差分画像の差が大きいときほど被写体 A が大きく移動しているので、平均蛍光画像の寄与率が大きいことによる像ブレを軽減するため、差分画像の差が大きいほど重み係数が小さくなるようになっている。

【0063】

このように構成された本実施形態に係る蛍光内視鏡装置によれば、被写体 A が大きく移動したときも大きく移動していないときも、ノイズが少なく像ブレが少ない鮮明な平均蛍光画像が得られるという利点がある。

【0064】

なお、本実施形態においては、画像保存部 3 3 から過去に保存した蛍光画像情報 S 7 を

10

20

30

40

50

取り出し、最新の蛍光画像情報 S 2 との階調値の差分の合計を算出することとしたが、過去の蛍光画像情報 S 7 の特徴線の延長と最新の蛍光画像情報 S 2 の特徴線の延長との差を算出することにしてもよい。

【 0 0 6 5 】

すなわち、差分画像の特徴線間の移動量が少ないときは、被写体 A が大きく移動していないので、重み係数を大きくすることで平均蛍光画像内における寄与率を高め、ノイズを低減することができる。一方、差分画像の特徴線間の移動量が多いときは、被写体 A が大きく移動しているので、重み係数を小さくすることで平均蛍光画像内における寄与率を少なくし、像ブレを低減することができる。

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態においては、変化量算出部 3 2 は、変化量算出部 3 2 が過去の蛍光画像情報 S 7 と最新の蛍光画像情報 S 2 との差分画像の階調値の合計が閾値以下のとき、蛍光画像間の特徴線の移動量を算出し、予め記憶されているテーブルから重み係数を抽出して最新の蛍光画像情報に重み係数を乗算することにしてもよい。このようにすることで、ノイズの多い画像を積算対象から外し、精度の良い平均蛍光画像を算出することができる。

10

【 0 0 6 7 】

また、本実施形態においては、重み係数が 0 のときは蛍光画像に乗算せずに、D / A 変換部 2 3 へ出力することにしてもよい。

このようにすることで、被写体が大きく移動した場合などに、平均蛍光画像を積算する際に起こる像ブレを防ぐことができる。

20

【 0 0 6 8 】

また、本実施形態においては、平均画像生成部 2 9 で出力される平均蛍光画像情報 S 3 を用いて D / A 変換部 2 3 を経て平均蛍光画像 G 2 が生成される際、生成される平均蛍光画像 G 2 の階調値が m (m は自然数とする) となるように、平均画像生成部 2 9 で平均蛍光画像情報 S 3 を調整してもよい。このようにすることで、生成される平均蛍光画像 G 2 の明るさが統一され、精度の高い観察を行うことができる。

【 0 0 6 9 】

また、上記各実施形態においては、画像情報抽出部 2 6 において R 用バッファ 2 5 a からの戻り光画像情報 S 1 ' を例示して説明したが、これに限定されるものではなく、他のバッファからの戻り光画像情報を適用することにしてもよい。

30

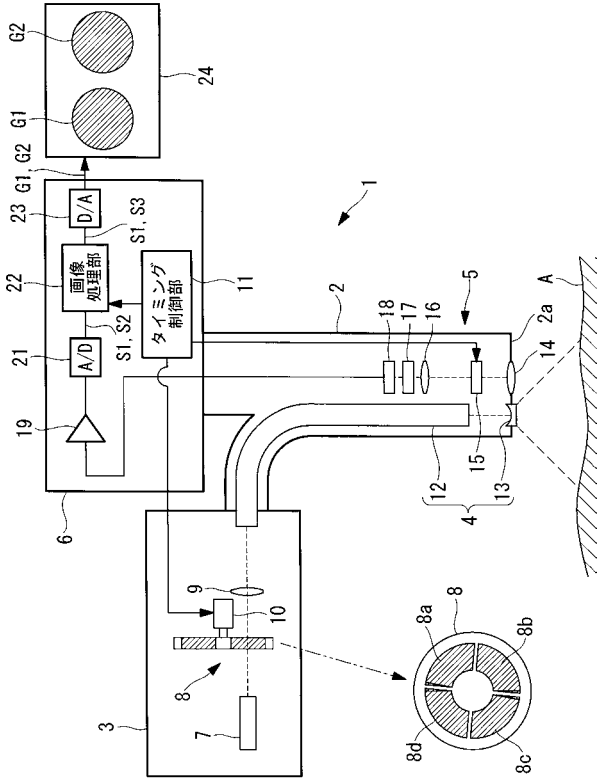
【 符号の説明 】

【 0 0 7 0 】

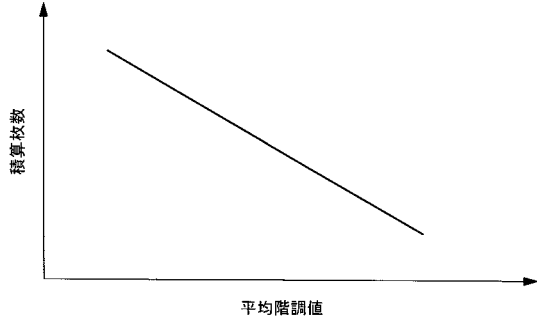
- A 被写体
- S 5 画像情報 (平均階調値)
- 1 蛍光観察装置
- 3 光源 (照明部)
- 4 照明ユニット (照明部)
- 1 8 撮像素子 (戻り光撮像部 , 蛍光撮像部)
- 2 6 画像情報抽出部
- 2 7 積算枚数設定部
- 2 8 記憶部
- 2 9 平均画像生成部
- 3 2 変化量算出部

40

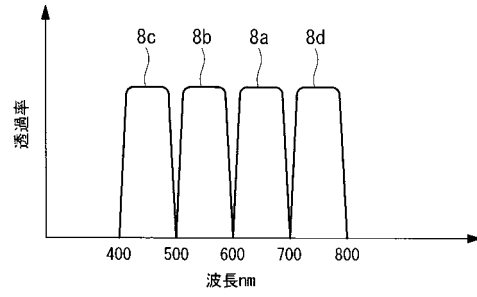
【図1】



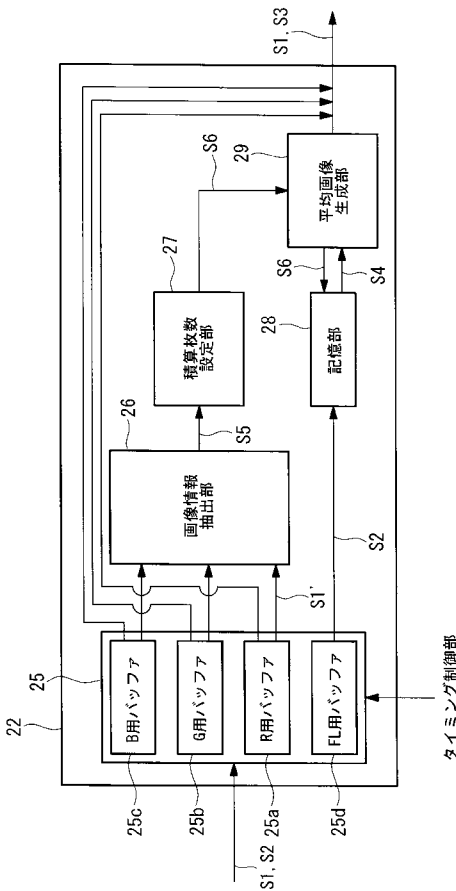
【図2】



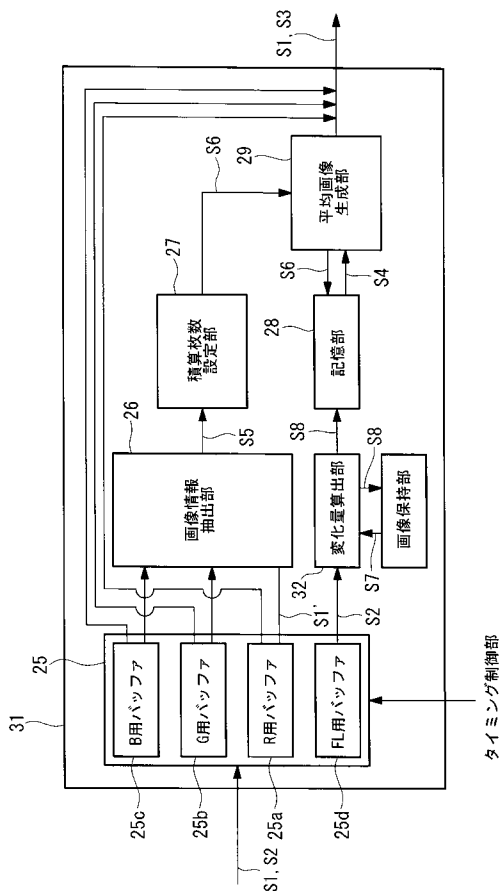
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01 HH54 LL02 MM03 NN01 NN05
NN07 QQ03 QQ04 RR04 RR14 RR18 SS11 TT02 WW17 YY01
4C161 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01 HH54 LL02 MM03 NN01 NN05
NN07 QQ03 QQ04 RR04 RR14 RR18 SS11 TT02 WW17 YY01
5C122 DA26 EA41 FH01 FH15 GA18 GA24 GG03 GG06 GG12 HA88
HB06

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2012110585A	公开(公告)日	2012-06-14
申请号	JP2010263990	申请日	2010-11-26
[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	中村一成 三田村元裕		
发明人	中村 一成 三田村 元裕		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/232 H04N5/225		
CPC分类号	G01N21/64 A61B1/00009 A61B1/043 G02B23/2461 G02B23/2484 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.C H04N5/232.Z H04N5/225.F A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.615 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/232 H04N5/235.400		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/BA23 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/DA43 2H040/FA10 2H040/GA02 2H040/GA06 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/SS11 4C061/TT02 4C061/WW17 4C061/YY01 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS11 4C161/TT02 4C161/WW17 4C161/YY01 5C122/DA26 5C122/EA41 5C122/FH01 5C122/FH15 5C122/GA18 5C122/GA24 5C122/GG03 5C122/GG06 5C122/GG12 5C122/HA88 5C122/HB06		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP5714875B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了防止荧光图像中的图像模糊的发生，同时减少荧光图像中的噪声量。解决方案：荧光内窥镜设备1包括：照射单元3，用激发光和照明光照射对象A；荧光成像单元18通过用来自照明单元3的激发光照射拍摄在对象A中产生的荧光并获取荧光图像；存储所获取的荧光图像的存储单元；返回光成像单元18通过用来自照明单元3的照明光照射来拍摄从对象A返回的返回光并获取返回光图像；图像信息提取单元从所获取的返回光图像中提取表示照射对象A的照明光的强度的图像信息；基于所提取的图像信息，集成图像数量设置单元设置要被集成的图像的数量，以便对于更高的照明光强度更低；平均图像生成单元通过对要集成的荧光图像的设定数量进行平均来生成平均图像，其存储在存储单元中。

