

(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2004-73532

(P2004-73532A)

(43) 公開日 平成16年3月11日(2004.3.11)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A61B 1/00  
A61B 1/04  
G01N 21/64  
G03B 15/00  
G03B 15/02

F I

A61B 1/00 300D  
A61B 1/04 372  
G01N 21/64 Z  
G03B 15/00 T  
G03B 15/02 F

テーマコード(参考)

2G043  
4C061  
5C022  
5C024  
5C054

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号

特願2002-238922 (P2002-238922)

(22) 出願日

平成14年8月20日(2002.8.20)

(71) 出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社  
神奈川県南足柄市中沼210番地

(74) 代理人 100073184

弁理士 柳田 征史

(74) 代理人 100090468

弁理士 佐久間 剛

(72) 発明者 倉西 英明

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士写真フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 FA05

HA01 HA05 JA02 KA02 KA05

KA09 LA03 NA01 NA06 NA13

最終頁に続く

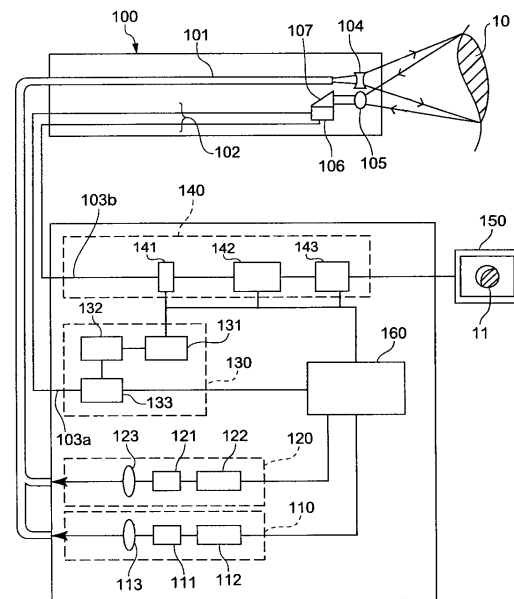
(54) 【発明の名称】 撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 光の照射により観察部から反射した反射像を撮像し、上記反射像に基づく反射画像信号を得る内視鏡装置において、簡易な算出方法により内視鏡挿入部100の先端と観察部10との距離に応じた適切な電荷増倍型撮像素子106の増倍率を算出し、該増倍率に応じた反射画像信号を得る。

【解決手段】 参照光(赤外光)の観察部10への照射により、観察部10における吸収や観察部10の表面の状態による影響を受けることが少なく、観察部10と内視鏡挿入部100の先端との距離を正確に反映する参照像を得、この参照像に基づく参照画像信号に基づいて反射画像信号用の増倍率を算出し、その増倍率で増倍された反射画像信号を得る。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

光を観察部に照射する照射手段と、  
前記光の照射により前記観察部から反射した反射像を撮像し、該撮像された反射像に基づく反射画像信号を所定の増倍率で増倍して出力する反射像撮像手段と、  
参照光を前記観察部に照射する参照光照射手段と、  
前記参照光の照射により前記観察部から反射した参照像を撮像し、該参照像に基づく参照画像信号を出力する参照像撮像手段と、  
該参照像撮像手段から出力された参照画像信号に基づいて反射画像信号用の増倍率を算出する増倍率算出手段と、  
該増倍率算出手段において算出された前記反射画像信号用の増倍率で増倍された反射画像信号が前記反射像撮像手段から出力されるよう前記反射像撮像手段を制御する増倍率制御手段とを備えたことを特徴とする撮像装置。

10

**【請求項 2】**

励起光を前記観察部に照射する励起光照射手段と  
前記励起光の照射により前記観察部から発せられた蛍光像を撮像し、該撮像された蛍光像に基づく蛍光画像信号を所定の増倍率で増倍して出力する蛍光像撮像手段とを有し、  
前記増倍率算出手段が、前記参照画像信号に基づいて蛍光画像信号用の増倍率を算出するものであり、  
前記増倍率制御手段が、前記増倍率算出手段において算出された前記蛍光画像信号用の増倍率で増倍された蛍光画像信号が前記蛍光像撮像手段から出力されるよう前記蛍光像撮像手段を制御するものであることを特徴とする請求項 1 記載の撮像装置。

20

**【請求項 3】**

前記反射画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムと前記蛍光画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムとが異なっていることを特徴とする請求項 2 記載の撮像装置。

**【請求項 4】**

生体内部に挿入される内視鏡挿入部を有し、該内視鏡挿入部により前記光を照射し、前記反射像を撮像する内視鏡装置の形態であることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の撮像装置。

**【請求項 5】**

励起光を観察部に照射する励起光照射手段と、  
前記励起光の照射により前記観察部から発せられた蛍光像を撮像し、該撮像された蛍光像に基づく蛍光画像信号を所定の増倍率で増倍して出力する蛍光像撮像手段と、  
参照光を前記観察部に照射する参照光照射手段と、  
前記参照光の照射により前記観察部から反射した参照像を撮像し、該参照像に基づく参照画像信号を出力する参照像撮像手段と、  
該参照像撮像手段から出力された参照画像信号に基づいて蛍光画像信号用の増倍率を算出する増倍率算出手段と、  
該増倍率算出手段において算出された前記蛍光画像信号用の増倍率で増倍された蛍光画像信号が前記蛍光像撮像手段から出力されるよう前記蛍光像撮像手段を制御する増倍率制御手段とを備えたことを特徴とする撮像装置。

30

40

**【請求項 6】**

生体内部に挿入される内視鏡挿入部を有し、該内視鏡挿入部により前記励起光を照射し、前記蛍光像を撮像する内視鏡装置の形態であることを特徴とする請求項 5 記載の撮像装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、光の照射により観察部から反射した反射像または励起光の照射により観察部から発せられた蛍光像を撮像し、上記反射像に基づく反射画像信号または上記蛍光像に基づ

50

く蛍光画像信号を得る撮像装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

近年、CCDなどの撮像素子を利用して観察対象を撮像する撮像装置が、多くの分野で利用されている。たとえば、医療分野においては、内視鏡装置や、所定の波長帯域の励起光を生体観察部に照射した場合に、正常組織と病変組織とでは発する蛍光強度が異なることを利用し、この蛍光を撮像して蛍光画像を画像診断に供する蛍光内視鏡装置などに用いられている。

【0003】

そして、上記のような内視鏡装置や蛍光内視鏡装置においては、生体内に挿入される内視鏡挿入部の先端と生体観察部との距離が数mmの近点から数10mmの遠点まで変化し、この距離の変化に応じて撮像素子が受光する光量も大きく変化する。したがって、適当な大きさの画像信号を得るためにはアンプなどを用いて、光量に応じてアンプなどの利得を変化させる必要がある。このような光量に応じた利得変化を実現する方法としては、たとえば、白色光の照射により撮像された画像信号を利用して、その画像信号の大きさに基づいて利得変化させたり、励起光の照射により撮像された蛍光画像信号を利用して、その蛍光画像信号の大きさに基づいて変化させる方法などが考えられる。

10

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、白色光の照射により撮像された画像信号を利用して利得変化させた場合には、白色光の吸収などの要因により上記距離が遠いのに反射率が大きかったり、逆に上記距離が近いのに反射率が小さかったりするので、利得の誤設定を生じる場合がある。これを回避するためには、生体観察部全体の反射光の光量分布を求め、この光量分布から上記距離を正確に反映していない光量を除外してから利得を算出するという複雑なアルゴリズムによる演算が必要となる。

20

【0005】

また、励起光の照射により撮像された蛍光画像信号を利用して利得変化させた場合には、生体観察部から発せられる蛍光の強度はその表面の状態、特に組織性状や粘液の付着などに大きく影響されるので、やはり適切な利得を設定するのは困難である。

【0006】

また、上記内視鏡装置や蛍光内視鏡装置により食道などの管状部位の撮像を行なう場合には、周辺部分から反射される光量と中心部分から反射される光量が大きく異なり、診断に必要な周辺部の光量は飽和レベルに近い光量を得ることができるため、それほど大きな利得を必要としないが、胃の大弯側について広範囲の面積を撮像する場合には、ほとんどの範囲が遠点であり光量が少ないのでより大きな利得が必要となる。したがって、上記のような利得の誤設定が行なわれてしまった場合、その影響はより大きいものとなる。

30

【0007】

さらに、近年、上記撮像素子として、駆動電圧を制御することにより電荷の増倍を行なうことができる電荷増倍型撮像素子が提案されている。この電荷増倍型撮像素子は、図8に示すように、駆動電圧の変化に対して増倍率の変化が敏感である。したがって、このような電荷増倍型撮像素子を利用した場合には、特に、この駆動電圧の設定に誤差を生じると増倍率の誤差はより大きなものになってしまう。

40

【0008】

本発明は、上記のような事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡挿入部などの撮像手段と観察部との距離に応じた適切な利得の設定を簡易に行なうことができる撮像装置を提供することを目的とするものである。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の撮像装置は、光を観察部に照射する照射手段と、光の照射により観察部から反射した反射像を撮像し、その撮像された反射像に基づく反射画像信号を所定の増倍率

50

で増倍して出力する反射像撮像手段と、参照光を観察部に照射する参照光照射手段と、参照光の照射により観察部から反射した参照像を撮像し、その参照像に基づく参照画像信号を出力する参照像撮像手段と、参照像撮像手段から出力された参照画像信号に基づいて反射画像信号用の増倍率を算出する増倍率算出手段と、増倍率算出手段において算出された反射画像信号用の増倍率で増倍された反射画像信号が反射像撮像手段から出力されるよう反射像撮像手段を制御する増倍率制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0010】

ここで、上記「反射画像信号を所定の増倍率で増倍して出力する反射像撮像手段」とは、たとえば、CMD (Charge Multiplying Detector) - CCDと呼ばれる電荷増倍部を有する撮像素子を利用したものを意味し、この撮像素子は強度の電界領域の中で導電電子と原子とを衝突させ、このイオン化によって生じる電荷増倍効果により信号電荷を増倍し、撮像素子の感度を向上させるものである。

10

【0011】

また、上記「光」とは、たとえば、白色光などをいい、観察部に照射された場合、吸収などの要因によりその反射光（反射像）の強度が反射像撮像手段と観察部との距離を正確に反映しない光を意味する。

【0012】

また、上記「参照光」とは、たとえば、赤外光をいい、観察部に照射された場合、その反射光（参照像）の強度が参照像撮像手段と観察部との距離を正確に反映する波長帯域の光を意味する。

20

【0013】

また、上記「参照画像信号」とは、参照像撮像手段により撮像された参照像の画素信号を意味し、「参照画像信号に基づいて反射画像信号用の増倍率を算出する」とは、たとえば、全ての画素信号の最大値を求め、その最大値に基づいて反射像撮像手段から出力される反射画像信号の大きさが飽和しないような増倍率を算出することをいう。

【0014】

なお、上記反射像撮像手段と上記観察部との距離と、上記参照像撮像手段と上記観察部との距離とは略同じであるか、または上記反射像撮像手段と上記観察部との距離は上記参照像撮像手段と上記観察部との距離から相対的に決定される距離であるとする。

【0015】

また、上記第1の撮像装置は、励起光を観察部に照射する励起光照射手段と、励起光の照射により観察部から発せられた蛍光像を撮像し、その撮像された蛍光像に基づく蛍光画像信号を所定の増倍率で増倍して出力する蛍光像撮像手段とを有するものとし、増倍率算出手段を、参照画像信号に基づいて蛍光画像信号用の増倍率を算出するものとし、増倍率制御手段を、増倍率算出手段において算出された蛍光画像信号用の増倍率で増倍された蛍光画像信号が蛍光像撮像手段から出力されるよう蛍光像撮像手段を制御するものとし、ことができる。

30

【0016】

なお、上記蛍光像撮像手段と上記観察部との距離と、上記参照像撮像手段と上記観察部との距離とは略同じであるか、または上記蛍光像撮像手段と上記観察部との距離は上記参照像撮像手段と上記観察部との距離から相対的に決定される距離であるとする。

40

【0017】

また、第1の撮像装置は、反射画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムと蛍光画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムとを異なるものとし、することができる。

【0018】

ここで、蛍光内視鏡装置は、一般的に、反射画像信号に基づく反射画像を可視画像として表示し、医者などがこの反射画像を観察しながら病変組織を探索し、病変組織と思わしき組織変化を見つけた場合に、蛍光像の撮像を行なって蛍光画像信号に基づく蛍光画像を表示させるような態様で利用されものと考えられる。したがって、上記「反射画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムと蛍光画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムとを異

50

なるものとする」とは、たとえば、反射画像を表示させる際には、反射像に基づく反射画像信号の全ての画素信号が飽和しないような増倍率を算出し、蛍光画像を表示する際には、蛍光像に基づく蛍光画像信号において部分的な画素信号が飽和したとしても、蛍光像の中心付近の領域の画素信号が必要十分な大きさを持つような増倍率を算出することを意味する。

【0019】

また、上記第1の撮像装置は、生体内部に挿入される内視鏡挿入部を有し、その内視鏡挿入部により光を照射し、反射像を撮像する内視鏡装置の形態とすることができる。

【0020】

本発明の第2の撮像装置は、励起光を観察部に照射する励起光照射手段と、励起光の照射により観察部から発せられた蛍光像を撮像し、その撮像された蛍光像に基づく蛍光画像信号を所定の増倍率で増倍して出力する蛍光像撮像手段と、参照光を観察部に照射する参照光照射手段と、参照光の照射により観察部から反射した参照像を撮像し、その参照像に基づく参照画像信号を出力する参照像撮像手段と、参照像撮像手段から出力された参照画像信号に基づいて蛍光画像信号用の増倍率を算出する増倍率算出手段と、増倍率算出手段において算出された蛍光画像信号用の増倍率で増倍された蛍光画像信号が蛍光像撮像手段から出力されるよう蛍光像撮像手段を制御する増倍率制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

10

【0021】

また、上記第2の撮像装置は、生体内部に挿入される内視鏡挿入部を有し、その内視鏡挿入部により励起光を照射し、蛍光像を撮像する内視鏡装置の形態とすることができる。

20

【0022】

なお、上記蛍光像撮像手段と上記観察部との距離と、上記参照像撮像手段と上記観察部との距離とは略同じであるか、または上記蛍光像撮像手段と上記観察部との距離は上記参照像撮像手段と上記観察部との距離から相対的に決定される距離であるとする。

【0023】

【発明の効果】

本発明の第1の撮像装置によれば、参照光の観察部への照射により、観察部における吸収や観察部の表面の状態による影響を受けることが少なく、観察部と参照像撮像手段との距離を正確に反映する参照像を得、この参照像に基づく参照画像信号に基づいて反射画像信号用の増倍率を算出し、その増倍率で増倍された反射画像信号を得るようにしたので、反射像撮像手段と観察部との距離に応じた適切な利得の設定を簡易に行なうことができ、適切な画質の反射画像を得ることができる。

30

【0024】

また、上記第1の撮像装置において、参照画像信号に基づいて蛍光画像信号用の増倍率を算出し、その増倍率で増倍された蛍光画像信号を得るようにした場合には、蛍光像撮像手段と観察部との距離に応じた適切な利得の設定を簡易に行なうことができ、画像診断などに適切な蛍光画像を得ることができる。

【0025】

また、上記第1の撮像装置において、反射画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムと蛍光画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムとを異なるものとした場合には、それぞれの画像信号についてより適切な増倍率を簡易に設定することができる。

40

【0026】

本発明の第2の撮像装置によれば、参照光の観察部への照射により、観察部における吸収や観察部の表面の状態による影響を受けることの少なく、観察部と参照像撮像手段との距離を正確に反映する参照像を得、この参照像に基づく参照画像信号に基づいて蛍光画像信号用の増倍率を算出し、その増倍率で増倍された蛍光画像信号を得るようにしたので、蛍光画像撮像手段と観察部との距離に応じた適切な利得の設定を簡易に行なうことができ、画像診断などに適切な蛍光画像を得ることができる。

【0027】

50

また、上記第 1 および第 2 の撮像装置において、生体内部に挿入される内視鏡挿入部を有する内視鏡装置の形態とした場合には、特に内視鏡挿入部の先端部と観察部との距離が変動し易いので、本装置の効果をより顕著に得ることができる。

【0028】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。まず、図 1 ~ 図 3 を参照して、本発明の撮像装置の第 1 の実施の形態を適用した内視鏡装置について説明する。図 1 は内視鏡装置の概略構成図であり、図 2 は本内視鏡装置に搭載される電荷増倍型撮像素子の模式図である。

【0029】

本内視鏡装置は、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部 100、白色光を発する光源を備える照明光ユニット 110、参照光を発する光源を備える参照光ユニット 120、後述する電荷増倍型撮像素子の動作を制御する CCD 制御ユニット 130、撮像された像に基づく画像信号をカラー画像として表示するための画像処理を行う画像処理ユニット 140、撮像した像を画像として表示するモニタ 150、上記各ユニットおよびモニタ 150 に接続され、それぞれの動作の制御を行うコントローラ 160 から構成されている。

【0030】

内視鏡挿入部 100 は、その内部に先端まで延びるライトガイド 101 および CCD ケーブル 102 を備えている。ライトガイド 101 の先端付近には照明レンズ 104、CCD ケーブル 102 の先端付近には集光レンズ 105 を備えている。CCD ケーブル 102 の先端には、電荷増倍型撮像素子 106 が接続され、該電荷増倍型撮像素子 106 には、プリズム 107 が取り付けられている。

【0031】

電荷増倍型撮像素子 106 は、図 2 に示すようにフレームトランスファ型の電荷増倍型撮像素子であり、撮像した光学像を信号電荷へ変換する受光部 21、信号電荷の一時的蓄積および転送を行う蓄積部 22、信号電荷の水平転送を行う水平転送部 23、入力された増倍率制御信号に基づいて信号電荷を増倍する電荷増倍部 24、信号電荷を信号電圧へ変更し、増幅して出力端子 27 から画像処理ユニット 140 へ出力する出力部 25 を備えている。

【0032】

受光部 21 は、光電変換と、信号電荷の垂直転送を行う CCD 31 が縦 n 個、横 m 個並んで構成されている。説明を簡単にするために、図 2 においては縦 3 つ横 4 つの CCD 31 から構成された受光部 21 を記載しているが、実際の電荷増倍型撮像素子 106 は、縦横ともに、数百個の CCD 31 が設けられている。

【0033】

蓄積部 22 は、薄い金属膜等により光遮蔽され、信号電荷の一時的蓄積および垂直転送を行う垂直転送 CCD 33 から構成されている。水平転送部 23 は、水平転送 CCD 35 から構成されている。

【0034】

電荷増倍部 24 は、m 個の電荷増倍セル 36 から構成されている。電荷増倍部 24 に入力された信号電荷は、連続したパルス信号である増倍率制御信号に基づいて、増倍されながら順次転送される。この電荷増倍セル 36 は、強度の電荷領域中で電子と原子を衝突させ、イオン化によって生じる電荷増倍効果を用いて、入力された電荷を増倍して出力するものであり、その増倍率は、上記増倍率制御信号の信号特性により変化する。なお、図 2 においては、蓄積部 22、水平転送部 23 および電荷増倍部 24 も、受光部 21 と同様に簡略化されて記載されている。

【0035】

出力部 25 は、信号電荷を信号電圧（出力信号）へ変換する電荷検出部 37 および出力信号を増幅する出力アンプ 38 を備えている。

10

20

30

40

50

## 【0036】

ライトガイド101は、照明光ユニット110および参照光ユニット120へ接続されている。CCDケーブル102は、電荷増倍型撮像素子106の駆動信号および増倍率制御信号が送信される駆動ライン103aと、電荷増倍型撮像素子106から信号電荷を読み出す出力ライン103bとを備え、駆動ライン103aの一端は、CCDドライバ130に接続され、出力ライン103bの一端は、画像処理ユニット140へ接続されている。

## 【0037】

照明光ユニット110は、白色光を射出する白色LEDである白色光源111、該白色光源111に電氣的に接続されている白色光源用電源112、白色光源111から射出される白色光を集光する白色光用集光レンズ113を備えている。なお、白色光用集光レンズ113とライトガイド101の間に可視光領域の波長帯域の光のみを透過する可視光フィルタを設けるようにしてもよい。

10

## 【0038】

参照光ユニット120は、参照光を射出する赤外LEDである参照光源121、該参照光源121に電氣的に接続されている参照光源用電源122、参照光源121から射出される参照光を集光する参照光用集光レンズ123を備えている。なお、参照光用集光レンズ123とライトガイド101の間に赤外領域の波長帯域の光のみを透過する赤外光フィルタを設けるようにしてもよい。

## 【0039】

CCD制御ユニット130は、参照光の照射により撮像された参照像に基づく参照画像信号に応じて電荷増倍型撮像素子106における倍率を算出する倍率算出手段131、倍率算出手段131から出力されたデジタル値である倍率データをアナログ信号に変換するD/A変換回路132、およびD/A変換回路132から出力されたアナログ値に基づいて電荷増倍撮像素子106の電荷増倍部24における倍率を制御する増倍率制御信号を出力するとともに、電荷増倍型撮像素子106の動作タイミングを制御する動作制御信号を出力するCCDドライバ133を備えている。

20

## 【0040】

画像処理ユニット140は、電荷増倍型撮像素子106で撮像された反射画像信号をデジタル化するA/D変換回路141、デジタル化された反射画像データを保存する画像メモリ142、該画像メモリ142から出力された反射画像データをビデオ信号に変換して出力するビデオ信号処理回路143を備えている。

30

## 【0041】

以下、本内視鏡装置の動作について説明する。撮像に先立ち、観察者は内視鏡挿入部100を、被験者の体腔内に挿入し、内視鏡挿入部100先端を観察部10の近傍に誘導する。

## 【0042】

本内視鏡装置は、図3のタイミングチャートに示すように白色光の照射と参照光の照射を時系列に繰り返して観察部10の反射画像信号および参照画像信号を得、この反射画像信号および参照画像信号に基づいて反射画像をモニタ150に表示するものである。

## 【0043】

まず、コントローラ160からの信号に基づき、白色光源用電源112が駆動され、白色光源111から白色光が射出される。白色光は、集光レンズ113により集光され、ライトガイド101に入射される。そして、内視鏡挿入部100の先端まで導光された後、照明レンズ104から観察部10へ照射される。なお、このとき参照光は消灯されている。

40

## 【0044】

観察部10で反射された反射像は、集光レンズ105により集光され、プリズム107に反射して、電荷増倍型撮像素子106上に結像される。

## 【0045】

電荷増倍型撮像素子106では、受光部21のCCD31において、反射像が受光され、光電変換されて、光の強弱に応じた信号電荷がCCD31に蓄積される。そして、このと

50

き蓄積部 2 2 の垂直転送 C C D 3 3 には前のフレームで撮像された参照像に応じた信号電荷が蓄積されており、この参照像に応じた信号電荷が垂直転送され、水平転送部 2 3 の水平転送 C C D 3 5 に順次送り込まれる。水平転送部 2 3 では、横 1 ラインの画素の信号電荷が入ると、信号電荷は水平方向に転送され、順次電荷増倍部 2 4 の電荷増倍セル 3 6 へ転送される。電荷増倍セル 3 6 においては、信号電荷は増倍率制御信号に基づいて増倍されながら順次転送され、出力部 2 5 へ出力される。なお、このとき増倍率制御信号により設定される増倍率は予め設定されている一定の値である。出力部 2 5 に入力された信号電荷は、電荷検出部 3 7 で信号電圧へ変換され、出力アンプ 3 8 で増幅されて、出力端子 2 7 から出力信号として出力される。

【 0 0 4 6 】

その後、次の横 1 ラインの信号電荷が、蓄積部 2 2 から水平転送部 2 3 へ転送される。このような動作を繰り返すことにより、前のフレームにおいて撮像された参照像に基づく参照画像信号が得られる。上記のようにして得られた参照画像信号は、A / D 変換回路 1 4 1 においてデジタル化された後、参照画像データとして倍率算出手段 1 3 1 に入力される。倍率算出手段 1 3 1 は、上記参照画像データを、内視鏡挿入部 1 0 0 の先端と観察部 1 0 との距離分布データとして得（参照画像信号は、内視鏡挿入部 1 0 0 の先端と観察部 1 0 との距離の 2 乗に反比例する大きさを持つ）、この距離分布データに基づいて所定のアルゴリズムにより適切な増倍率を算出する。そして、倍率算出手段 1 3 1 において算出された倍率データは D / A 変換回路 1 3 2 に出力され、アナログ信号に変換されて C C D ドライバ 1 3 3 に入力されることにより増倍率が設定される。C C D ドライバ 1 3 3 はこのアナログ信号に基づいて電荷増倍型撮像素子 1 0 6 の電荷増倍部 2 4 に振幅可変パルスを出力することにより倍率制御信号を出力する。

10

20

【 0 0 4 7 】

一方、上記参照画像信号が蓄積部 2 2 から水平転送部 2 3 へ全て転送され増倍率が算出された後から上記増倍率の設定がされるまでの間に白色光は消灯される。

【 0 0 4 8 】

そして、この間、C C D 3 1 に蓄積された反射像に応じた信号電荷が、蓄積部 2 2 の垂直転送 C C D 3 3 に垂直転送され、順次蓄積される。

【 0 0 4 9 】

そして、蓄積部 2 2 の垂直転送 C C D 3 3 に蓄積された反射像に応じた信号電荷は、水平転送部 2 3 の水平転送 C C D 3 5 に順次送り込まれる。水平転送部 2 3 では、横 1 ラインの画素の信号電荷が入ると、信号電荷は水平方向に転送され、順次電荷増倍部 2 4 の電荷増倍セル 3 6 へ転送される。電荷増倍セル 3 6 において、信号電荷は増倍率制御信号に基づいて増倍されながら順次転送される。なお、このとき増倍率制御信号により設定される増倍率は、上記のようにして倍率算出手段 1 3 1 において算出された値である。最後の電荷増倍セル 3 6 から右端に設けられた出力部 2 5 へ出力された信号電荷は、電荷検出部 3 7 で信号電圧へ変換され、出力アンプ 3 8 で増幅されて、出力端子 2 7 から出力信号として出力される。

30

【 0 0 5 0 】

その後、次の横 1 ラインの信号電荷が、蓄積部 2 2 から水平転送部 2 3 へ転送される。このような動作を繰り返すことにより、反射像に基づく反射画像信号が得られる。上記のようにして得られた反射画像信号は、A / D 変換回路 1 4 1 においてデジタル化された後、画像メモリ 1 4 2 へ出力される。画像メモリ 1 4 2 では、入力された反射画像データを記憶する。画像メモリ 1 4 2 に記憶された反射画像データは、ビデオ信号処理回路 1 4 3 に出力され、ビデオ信号に変換されて、モニタ 1 5 0 に出力され、カラー画像である反射画像 1 1 として表示される。

40

【 0 0 5 1 】

一方、上記のようにして、反射画像信号が電荷増倍型撮像素子 1 0 6 から出力されている間、コントローラ 1 6 0 からの信号に基づき、参照光源用電源 1 2 2 が駆動され、参照光源 1 2 1 から参照光が射出される。参照光は、集光レンズ 1 1 3 により集光され、ライト

50

ガイド101に入射される。そして、内視鏡挿入部100の先端まで導光された後、照明レンズ104から観察部10へ照射される。観察部10で反射された参照像は、集光レンズ105により集光され、プリズム107に反射して、電荷増倍型撮像素子106上に結像される。電荷増倍型撮像素子106では、受光部21のCCD31において、参照像が受光され、光電変換されて、光の強弱に応じた信号電荷がCCD31に蓄積される。

【0052】

そして、上記反射画像信号の出力が終了した後、CCD31に蓄積された参照像に応じた信号電荷が、蓄積部22の垂直転送CCD33に垂直転送され、順次蓄積される。

【0053】

そして、再び、白色光の照射が開始され、上記と同様の動作が繰り返し行なわれる。

10

【0054】

なお、上記実施の形態においては、反射像の撮像と参照像の撮像とを時分割で交互に1フレーム毎に撮像するようにしたが、これに限らず、参照像は2フレーム毎、3フレーム毎などに撮像するようにしてもよい。

【0055】

上記第1の実施の形態の撮像装置を適用した内視鏡装置によれば、参照光の照射により観察部から反射した参照像を撮像し、その参照像に基づく参照画像信号に基づいて反射画像信号用の増倍率を算出し、その増倍率で増倍された反射画像信号を得るようにしたので、内視鏡挿入部100と観察部10との距離に応じた適切な増倍率の設定を簡易に行なうことができ、適切な画質の反射画像を得ることができる。

20

【0056】

次に、本発明の撮像装置の第2の実施の形態を適用した内視鏡装置について説明する。図4は第2の実施の形態の内視鏡装置の概略構成図である。

【0057】

上記第1の実施の形態においては、1つの電荷増倍型撮像素子106により、反射像と参照像の両方を時系列で撮像するようにしたが、第2の実施の形態は、図4に示すように、第1の実施の形態に、もう1つ電荷増倍型撮像素子116を設けることにより、反射像の撮像を電荷増倍型撮像素子106により撮像し、参照像をもう一つの電荷増倍型撮像素子116により撮像するようにしたものである。なお、参照像を撮像する撮像素子は必ずしも電荷増倍型のものでもなくてもよい。第2の実施の形態では、上記電荷増倍型撮像素子106、116を同時に動作させ、反射像と参照像を同時に撮像するため、集光レンズ115、反射像用フィルタ124、参照像用フィルタ125、CCDケーブル118、CCDドライバ134、A/D変換器144を新たに設けている。CCDケーブル118は、電荷増倍型撮像素子116の駆動信号および増倍率制御信号が送信される駆動ライン119aと、電荷増倍型撮像素子116から信号電荷を読み出す出力ライン119bとを備え、駆動ライン119aの一端は、CCDドライバ134に接続され、出力ライン119bの一端は、画像処理ユニット140へ接続されている。その他の構成については、第1の実施の形態と同様である。

30

【0058】

上記第2の実施の形態の動作のタイミングチャートを図5に示す。図5のタイミングチャートに示すように、第2の実施の形態においては、白色光と参照光をともに連続点灯させる。そして、電荷増倍型撮像素子106により反射像を撮像するとともに、電荷増倍型撮像素子116により参照像を撮像し、反射画像信号と参照画像信号とが同じタイミングで両撮像素子から出力される。このとき参照像を撮像する電荷増倍型撮像素子116における増倍率は、上記第1の実施の形態と同様に予め定められた一定の値となっているが、反射像を撮像する電荷増倍型撮像素子106における増倍率は、図5に示すように、実際に出力している反射画像信号よりも2フレーム前に出力された参照画像信号に基づいて、1フレーム前のタイミングにおいて倍率算出手段131により算出された増倍率とする。その他の動作タイミング以外の動作については、上記第1の実施の形態と同様である。

40

【0059】

50

上記第2の実施の形態の内視鏡装置によれば、上記第1の実施の形態の内視鏡装置においては、参照像の撮像中は反射像の撮像を行なうことができなかつたが、反射像撮像用の撮像素子と参照像撮像用の撮像素子とを別個に設けるようにしたので、反射画像信号の増倍率の設定をリアルタイムで行なうことができる。

【0060】

次に、本発明の撮像装置の第3の実施の形態である蛍光内視鏡装置について説明する。図6は蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【0061】

第3の実施の形態である蛍光内視鏡装置は、第2の実施の形態の内視鏡装置にさらに励起光を射出する励起光ユニット170を備え、この励起光の照射により観察部10から発せられる蛍光像を反射像が撮像される電荷増倍型撮像素子106により撮像するものである。なお、蛍光像の撮像と反射像の撮像とは後述するフットスイッチ180により切り換えられる。

10

【0062】

励起光ユニット170は、蛍光像撮像用の励起光を発するGaN系半導体レーザ171、GaN系半導体レーザ171に電氣的に接続されている励起光源用電源172、GaN系半導体レーザ171から射出される励起光を集光する励起光用集光レンズ173を備えている。なお、励起光用集光レンズ173とライトガイド101の間に励起光の波長帯域のみを透過する励起光フィルタを設けるようにしてもよい。

【0063】

そして、電荷増倍型撮像素子106の先端付近には、第2の実施の形態では反射像用フィルタ124が設けられていたが、本実施の形態では、反射像と蛍光像の両方を電荷増倍型撮像素子106により撮像するので、反射像用フィルタ124ではなく波長420nm以下の波長の光をカットする励起光カットフィルタ126が設けている。また、反射像の撮像（白色光の照射）と蛍光像の撮像（励起光の照射）とを切り換えるフットスイッチ180が設けられている。その他の構成については、第2の実施の形態と同様である。

20

【0064】

上記第3の実施の形態の動作のタイミングチャートを図7に示す。本実施の形態においては、使用者のフットスイッチ180による操作により、反射像をモニタ150に反射画像として表示する通常観察モードと蛍光像をモニタ150に蛍光画像として表示する蛍光観察モードとを切り換えることができる。

30

【0065】

図7のタイミングチャートに示すように、第3の実施の形態においては、励起光と白色光の点灯は、フットスイッチ180による操作に応じて切り換えられるとともに、参照光は連続点灯させる。そして、電荷増倍撮像素子116により参照像を連続して撮像するとともに、電荷増倍撮像素子106により反射像および蛍光像を所定のフレーム数ずつ撮像する。このとき参照像を撮像する電荷増倍型撮像素子116における増倍率は、上記第1および第2の実施の形態と同様に予め定められた一定の値となっている。そして、反射像を撮像する際における電荷増倍型撮像素子106における増倍率は、図7に示すように、実際に出力している反射画像信号よりも2フレーム前に出力された参照画像信号に基づいて、1フレーム前のタイミングで倍率算出手段131により算出された増倍率とする。また、蛍光像を撮像する際における電荷増倍型撮像素子106における増倍率は、上記反射像を撮像する際と同様に、実際に出力している蛍光画像信号よりも2フレーム前に出力された参照画像信号に基づいて、1フレーム前のタイミングで倍率算出手段131により算出された増倍率とする。その他の動作タイミング以外の動作については、第1および第2の実施の形態と同様である。なお、図7に示すフローチャートにおいては、斜線で示すフレームが蛍光画像信号についての、増倍率の算出、設定および出力に関するフレームである。

40

【0066】

上記第3の実施の形態の蛍光内視鏡装置によれば、参照光の照射により観察部から反射し

50

た参照像を撮像し、その参照像に基づく参照画像信号に基づいて蛍光画像信号用の増倍率を算出し、その増倍率で増倍された蛍光画像信号を得るようにしたので、内視鏡挿入部100と観察部10との距離に応じた適切な増倍率の設定を簡易に行なうことができ、画像診断などに適した蛍光画像を得ることができる。

【0067】

また、上記第3の実施の形態においては、蛍光画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムと反射画像信号用の増倍率を算出するアルゴリズムとを異なるものとしてもよい。たとえば、反射画像信号用の増倍率については、反射像に基づく反射画像信号の全ての画素信号が飽和しないような増倍率を算出し、蛍光画像信号用の増倍率については、蛍光像に基づく蛍光画像信号において部分的な画素信号が飽和したとしても、蛍光像の中心付近の領域の画素信号が必要十分な大きさを持つように増倍率を算出するようにしてもよい。

10

【0068】

また、蛍光内視鏡装置においては、蛍光の強度が非常に微弱であるため蛍光画像信号を参照画像信号で割ることにより規格化した値を得、この規格化された値に基づいて病変かどうかを判断する場合がある。このような場合において、蛍光画像信号用の増倍率を算出する際、上記規格化された値が病変であると判断された領域のS/Nが最適またはコントラストが最適になるように増倍率を算出するようにしてもよい。

【0069】

また、上記第3の実施の形態においては、参照像とともに反射像および蛍光像を撮像するようにしたが、反射像を撮像せずに蛍光像だけを撮像する形態としてもよい。

20

【0070】

また、上記第1から第3の実施形態では、撮像手段としてインターライン型の電荷増倍型撮像素子を用いたが、第2および第3の実施の形態においては、これに限定されず、例えば蓄積部を備えていないフレームトランスファー型の電荷増倍型撮像素子等を用いることもできる。

【0071】

また、上記第1から第3の実施の形態においては、電荷増倍型撮像素子を内視鏡挿入部100の先端に設けるようにしたが、イメージファイバを利用して、筐体200内まで導光し、筐体200内部に設けられた電荷増倍型撮像素子により撮像するようにしてもよい。

【0072】

また、上記第1から第3の実施の形態においては、ライトガイド101は、白色光と参照光とで、または白色光と参照光と励起光とで、共通になるようにしたが、それぞれの光に対して別個に設けるようにしてもよい。

30

【0073】

また、上記第1から第3の実施の形態においては、白色光源として白色LEDを用いるようにしたが、複数色のLEDを同時または順次切換えて点灯させて白色光を得るようにしてもよい。さらに、第3の実施の形態においては、フットスイッチ180により白色光の照射と励起光の照射の切換えを行なうようにしたが、上記のように複数色のLEDを順次切換えて白色光を得る場合には、その個々のLEDの発光の間で励起光源を発光させて、蛍光画像信号および反射画像信号を取得しておき、フットスイッチ180により蛍光画像と反射画像の表示のみを切り換えるようにしてもよい。

40

【0074】

また、上記第3の実施の形態においては、励起光源は、波長として400nmから420nm程度のいずれのものを選んでよい。

【0075】

また、上記第3の実施の形態においては、励起光源と白色光源を別個のものとしたが、適当な切換フィルタを利用することにより光源を共通化してもよい。

【0076】

また、上記第3の実施の形態においては、反射画像と蛍光画像とを1台のモニタ150によりフットスイッチ180により切り換えて表示するようにしたが、2台のモニタを設け

50

、それぞれのモニタに反射画像と蛍光画像とを表示させるようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の撮像装置の第 1 の実施の形態を適用した内視鏡装置の概略構成図

【図 2】図 1 に示す内視鏡装置において用いられた電荷増倍型撮像素子の概略構成図

【図 3】図 1 に示す内視鏡装置の動作タイミングを示すフローチャート

【図 4】本発明の撮像装置の第 2 の実施の形態を適用した内視鏡装置の概略構成図

【図 5】図 4 に示す内視鏡装置に動作タイミングを示すフローチャート

【図 6】本発明の撮像装置の第 3 の実施の形態を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 7】図 6 に示す蛍光内視鏡装置の動作タイミングを示すフローチャート

【図 8】電荷増倍型撮像素子における駆動電圧変化と増倍率変化との関係を示す図

10

【符号の説明】

1 0 観察部

1 0 0 内視鏡挿入部

1 0 1 ライトガイド

1 0 2 , 1 1 8 C C D ケーブル

1 0 3 a , 1 1 9 a 駆動ライン

1 0 3 b , 1 1 9 b 出力ライン

1 0 4 照明レンズ

1 0 5 , 1 1 5 集光レンズ

1 0 6 , 1 1 6 電荷増倍型撮像素子

20

1 0 7 プリズム

1 1 0 照明光ユニット

1 1 1 白色光源

1 1 2 白色光源用電源

1 1 3 白色光用集光レンズ

1 2 1 参照光源

1 2 2 参照光源用電源

1 2 3 参照光用集光レンズ

1 2 4 反射像用フィルタ

1 2 5 参照像用フィルタ

30

1 2 6 励起光カットフィルタ

1 3 1 倍率算出手段

1 3 2 D / A 変換器

1 3 3 C C D ドライバ

1 4 0 画像処理ユニット

1 4 1 , 1 4 4 A / D 変換回路

1 4 2 画像メモリ

1 4 3 ビデオ信号処理回路

1 5 0 モニタ

1 6 0 コントローラ

40

1 7 0 励起光ユニット

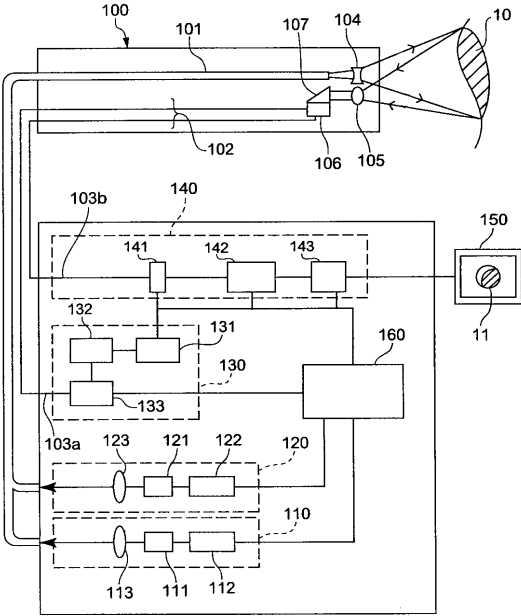
1 7 1 G a N 系半導体レーザ

1 7 2 励起光源用電源

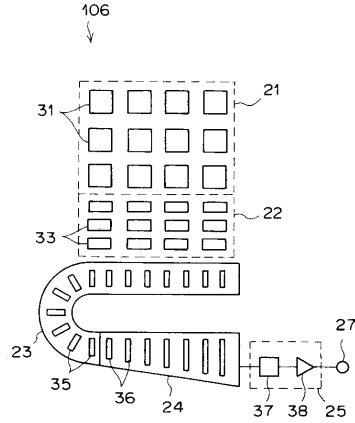
1 7 3 励起光用集光レンズ

1 8 0 フットスイッチ

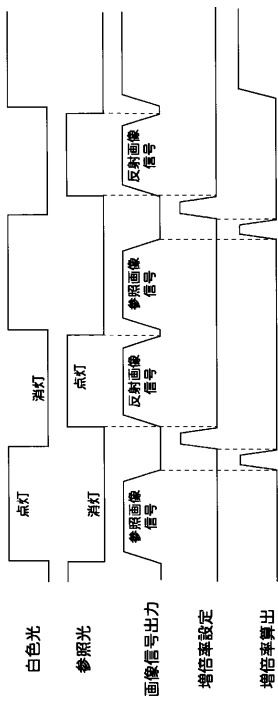
【 図 1 】



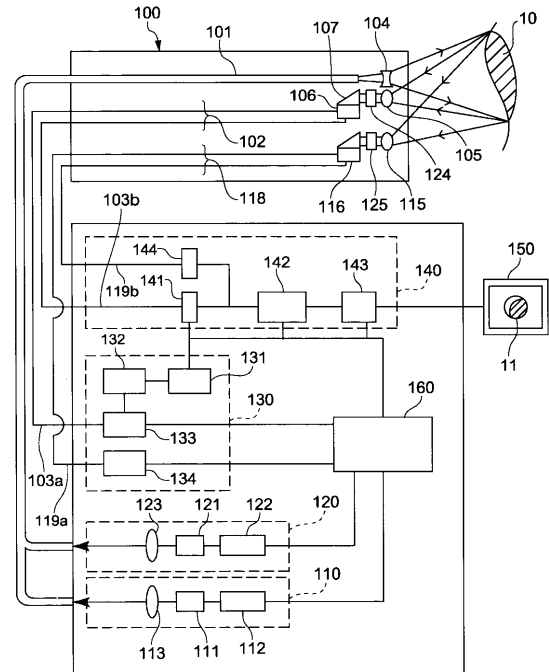
【 図 2 】



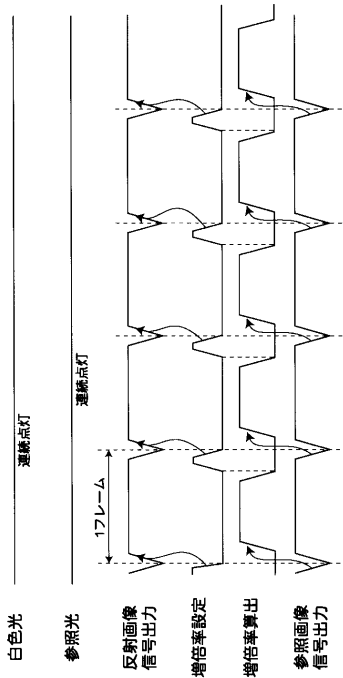
【 図 3 】



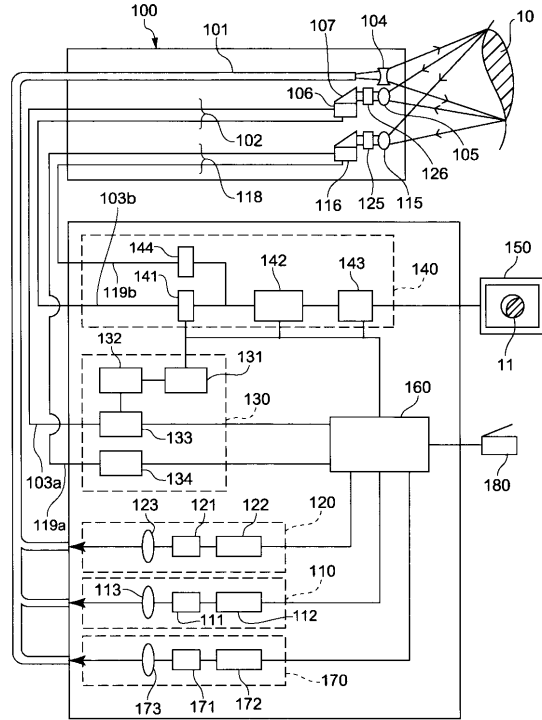
【 図 4 】



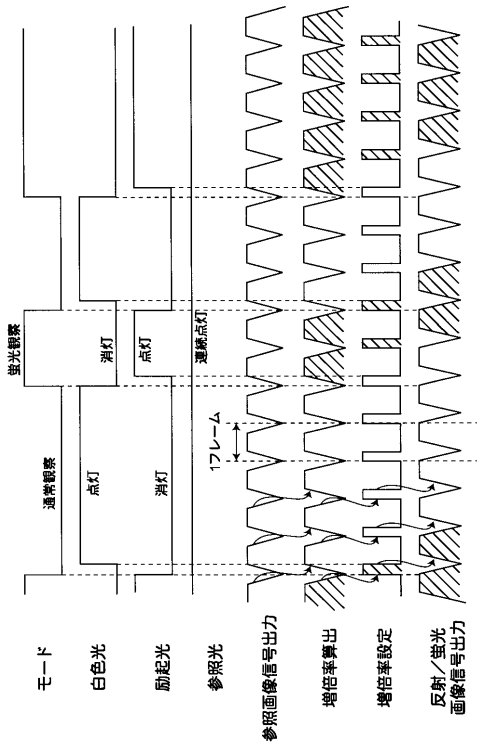
【 図 5 】



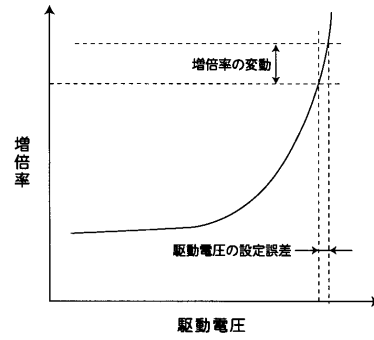
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



---

 フロントページの続き

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード(参考)
H 0 4 N 5/225	G 0 3 B 15/02	G
H 0 4 N 5/335	H 0 4 N 5/225	C
H 0 4 N 7/18	H 0 4 N 5/335	F
	H 0 4 N 5/335	Z
	H 0 4 N 7/18	M

F ターム(参考) 4C061 CC06 DD03 FF47 HH51 LL02 LL08 MM02 QQ02 QQ03 QQ04  
 QQ07 QQ09 RR05 RR14 RR26 SS04 WW17 XX02  
 5C022 AA09 AA15 AB15 AC42 AC51 AC69  
 5C024 AX02 AX06 BX02 GY04 GY05 HX18 HX23 HX29 HX58  
 5C054 CA04 CA05 CC07 EA01 GA04 GB02 HA12

专利名称(译)	摄像装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004073532A</a>	公开(公告)日	2004-03-11
申请号	JP2002238922	申请日	2002-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	倉西英明		
发明人	倉西 英明		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 G03B15/00 G03B15/02 H04N5/225 H04N5/335 H04N5/372 H04N5/3728 H04N5/378 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G01N21/64.Z G03B15/00.T G03B15/02.F G03B15/02.G H04N5/225.C H04N5/335.F H04N5/335.Z H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/235 H04N5/335.722 H04N5/335.728 H04N5/335.780 H04N5/3722 H04N5/3728 H04N5/378		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA06 2G043/NA13 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/MM02 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR05 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/SS04 4C061/WW17 4C061/XX02 5C022/AA09 5C022/AA15 5C022/AB15 5C022/AC42 5C022/AC51 5C022/AC69 5C024/AX02 5C024/AX06 5C024/BX02 5C024/GY04 5C024/GY05 5C024/HX18 5C024/HX23 5C024/HX29 5C024/HX58 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/GA04 5C054/GB02 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM02 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS04 4C161/WW17 4C161/XX02 5C122/DA26 5C122/EA21 5C122/EA42 5C122/FA18 5C122/FC06 5C122/FC17 5C122/GG03 5C122/GG04 5C122/GG05 5C122/GG26 5C122/HB02 5C122/HB06		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过根据内窥镜插入部分100的远端和观察部分之间的距离计算适当的电荷倍增因子型成像元件106的倍增因子来获得对应于倍增因子的反射图像信号。在图10中，通过使用简单的计算方法，在内窥镜中拾取通过照射光而反射到观察部分的反射图像，并且获得基于反射图像的反射图像信号。ZSOLUTION：获取参考图像，其正确地反映观察部分10与内窥镜插入部分100的远端之间的距离，以便从观察部分10中的吸收和前表面的状态受到很小的影响。通过将参考光（红外光）照射到观察部分100来执行部分10。基于参考图像，基于参考图像信号计算反射图像信号的倍增因子。因此，获得乘以倍增因子的反射图像信号。Z

