

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 537

(P2003 - 537A)

(43)公開日 平成15年1月7日(2003.1.7)

(51) Int.CI ⁷	識別記号	F I	テ-マコード ⁸ (参考)
A 6 1 B 1/04	372	A 6 1 B 1/04	372 2 H 0 4 0
1/00	300	1/00	300 D 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 5 C 0 2 2
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C 5 C 0 2 4
5/335		5/335	R

審査請求 未請求 請求項の数 60 L (全 8 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 194150(P2001 - 194150)

(71)出願人 000005201

富士写真フィルム株式会社

(22)出願日 平成13年6月27日(2001.6.27)

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 辻田 和宏

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士
写真フィルム株式会社内

(72)発明者 千代 知成

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士
写真フィルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外1名)

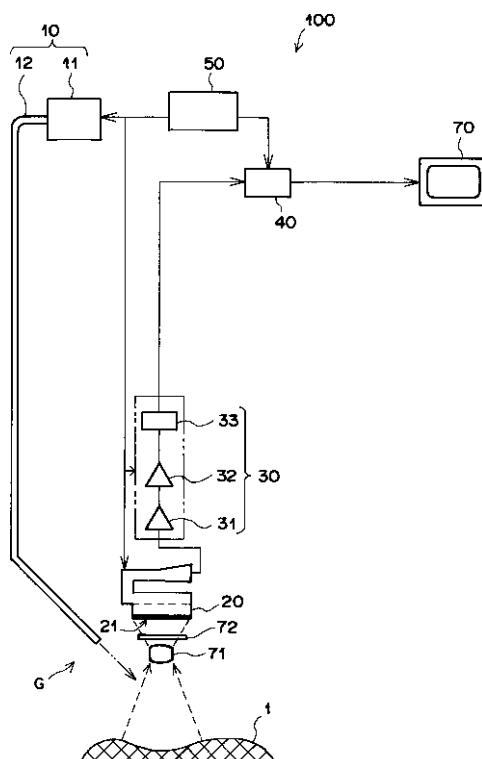
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡用の撮像方法および装置

(57)【要約】

【課題】 内視鏡用の撮像方法および装置において、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子の撮像に基づいて得られた画像信号により作成される観察用画像信号のS/Nを向上させる。

【解決手段】 照射手段10により生体組織1に励起光を照射し、この励起光の照射により生体組織1から発生した蛍光による蛍光像を電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子20により撮像して蛍光像を表す信号電荷を取得し、読出手段30によりこの信号電荷を読み出してこの信号電荷に基づく画像信号を出力し、この出力された画像信号に基づいて観察用画像信号を取得するにあたり、読出手段30によって出力された画像信号からこの画像信号に含まれるダークノイズを表すダークノイズ画像信号成分を減算する演算手段40で行ない前記観察用画像信号を取得する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体に光を照射することによって該被写体から発生した光あるいは該被写体によって反射された光による像を電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子により撮像して前記像を表す信号電荷を取得し、読出手段により該信号電荷を読み出してこの信号電荷に基づく画像信号を出力し、この出力された画像信号に基づいて観察用画像信号を取得する内視鏡用の撮像方法において、

前記読出手段によって出力された画像信号から該画像信号に含まれるダークノイズを表すダークノイズ画像信号成分を減算して前記観察用画像信号を取得することを特徴とする内視鏡用の撮像方法。

【請求項2】 被写体に光を照射する照射手段と、該光の照射を受けた前記被写体から発生した光あるいは該被写体によって反射された光による像を撮像して該像を表す信号電荷を取得する電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子と、該電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子から前記信号電荷を読み出してこの信号電荷に基づく画像信号を出力する読出手段とを備えた内視鏡用の撮像装置において、

前記読出手段によって出力された画像信号から該画像信号に含まれるダークノイズを表すダークノイズ画像信号成分を減算して減算済画像信号を取得する減算手段を備えていることを特徴とする内視鏡用の撮像装置。

【請求項3】 前記ダークノイズ画像信号成分が、前記光を照射せずに前記電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子によって撮像され前記読出手段から出力された画像信号であることを特徴とする請求項2記載の内視鏡用の撮像装置。

【請求項4】 前記ダークノイズ画像信号成分が、予め取得され前記減算手段に記憶されたものであることを特徴とする請求項2記載の内視鏡用の撮像装置。

【請求項5】 連続して前記減算手段から出力された複数の前記減算済画像信号を加算平均して加算平均減算済画像信号を出力する加算平均手段を備えたことを特徴とする請求項2から4のいずれか1項記載の内視鏡用の撮像装置。

【請求項6】 前記読出手段が前記信号電荷を60フレーム/secondより大きいフレームレートで読み出すものであることを特徴とする請求項2から5のいずれか1項記載の内視鏡用の撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、内視鏡用の撮像方法および装置に関し、詳しくは、インパクト・イオン化現象を利用した電荷増倍型シフトレジスタを有する固体撮像素子を使用した内視鏡用の撮像方法および装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 一般にCCD等の固体撮像素子から信号電荷を読み出して取得した画像信号に含まれるノイズ成分は主にリードノイズとダークノイズである。例えば内視鏡を用いて体腔内の生体組織を60フレーム/secondのフレームレートの動画として観察する場合には、微弱光によって形成された像を固体撮像素子で撮像して信号電荷を取得し、この信号電荷を固体撮像素子から読み出して取得した画像信号に基づいて作成された観察用の画像信号を上記動画の観察に利用するが、上記ノイズ成分がこの観察用画像信号の品質を劣化させことがある。

【0003】 ところで、インパクト・イオン化現象を利用して電荷を增幅する電荷増倍型の固体撮像素子（以後電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子と呼ぶ）が開発されており、この電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子を用いるリードノイズを増幅させずに光電変換された信号電荷を增幅することができる事が知られており、内視鏡による体腔内の生体組織の動画の撮像にこの電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子を利用してリードノイズを低減させ、取得される画像信号のS/Nを向上させる検討が進められている。

【0004】 なお、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子とは、CCDの水平読出シフトレジスタと出力アンプとの間に電荷増倍機能が付いたシフトレジスタを有する撮像素子であり、このシフトレジスタ内で起こるインパクト・イオン化効果によって、光電変換された信号電荷を増幅するものである。電荷増倍機能が付いたシフトレジスタが信号電荷を増倍する原理は、十分な強度で形成された深いポテンシャルに信号電荷が転送されたときに2次電子が生成されるインパクト・イオン化現象（信号電荷がシフトレジスタを構成する元素であるケイ素に衝突したときに、電子正孔が生成される現象）を利用したものであり、水平読出シフトレジスタから転送されてきた信号電荷を深いポテンシャルをそれぞれ有する多段のシフトレジスタで転送することにより上記2次電子の生成を繰り返し、リードノイズを増幅することなく信号電荷を増幅するものである。この電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子に関しては、米国特許第5,337,340号明細書に詳細な記載がある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子は、ダークノイズに関しては従来の固体撮像素子と同等の性能を有するものであり、リードノイズの発生が抑制されるようになると、この電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子の撮像によって得られた信号電荷を読み出して取得した画像信号に含まれるダークノイズの問題が顕著になり、特に体腔内の生体組織から発生する蛍光を撮像する場合のように数フォトンによって形成される極微弱な光による像を正確に観察することが要求されるような内視鏡装置においては、さらに上記観察用画像信号へのダークノイズの

混入を抑制することが望まれる。

【0006】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子の撮像に基づいて得られた画像信号により作成される観察用画像信号のS/Nを従来に比して向上させることができる内視鏡用の撮像方法および装置を提供することを目的とするものである。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の内視鏡用の撮像方法は、被写体に光を照射することによってこの被写体から発生した光あるいはこの被写体によって反射された光による像を電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子により撮像して前記像を表す信号電荷を取得し、読出手段により該信号電荷を読み出してこの信号電荷に基づく画像信号を出力し、この出力された画像信号に基づいて観察用画像信号を取得する内視鏡用の撮像方法において、前記読出手段によって出力された画像信号からこの画像信号に含まれるダークノイズを表すダークノイズ画像信号成分を減算して前記観察用画像信号を取得することを特徴とするものである。

【0008】本発明の内視鏡用の撮像装置は、被写体に光を照射する照射手段と、この光の照射を受けた前記被写体から発生した光あるいは該被写体によって反射された光による像を撮像してこの像を表す信号電荷を取得する電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子と、この電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子から前記信号電荷を読み出してこの信号電荷に基づく画像信号を出力する読出手段とを備えた内視鏡用の撮像装置において、前記読出手段によって出力された画像信号からこの画像信号に含まれるダークノイズを表すダークノイズ画像信号成分を減算して減算済画像信号を取得する減算手段を備えていることを特徴とするものである。

【0009】前記ダークノイズ画像信号成分は、前記光を照射せずに前記電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子によって撮像され前記読出手段から出力された画像信号とができる。

【0010】前記ダークノイズ画像信号成分は、予め取得され前記減算手段に記憶されたものとすることができます。

【0011】前記内視鏡用の撮像装置は、連続して前記減算手段から出力された複数の前記減算済画像信号を加算平均して加算平均減算済画像信号を出力する加算平均手段を備えたものとことができる。

【0012】前記読出手段は、前記信号電荷を60フレーム/secondより大きいフレームレートで読み出すものとことができる。

【0013】前記被写体から発生した光とは、可視波長領域の短波長側の波長を持つ光の照射によって生体組織から発生する自家蛍光等を意味するものである。

【0014】前記被写体によって反射された光とは、被

写体への光の照射強度を参照するための参照光となる、被写体に照射した近赤外光の反射光や、通常の観察を行なうための観察光となる、被写体に照射した白色光の反射光等を意味するものである。

【0015】前記観察用画像信号とは、可視化した被写体の像を表す信号や、画像信号を分析した結果を表す信号等を意味するものである。

【0016】

【発明の効果】本発明の内視鏡用の撮像方法および装置によれば、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子による被写体の撮像に基づいて観察用画像信号を取得するにあたり、読出手段によって出力された画像信号からこの画像信号に含まれるダークノイズを表すダークノイズ画像信号成分を減算して取得した減算済画像信号に基づいて上記観察用画像信号を作成するようにしたので、減算済画像信号に含まれるダークノイズの量が低減され、この減算済画像信号に基づいて作成された観察用画像信号のS/Nを従来に比して向上させることができる。

【0017】また、前記ダークノイズ画像信号成分を、20光を照射せずに電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子によって撮像され読出手段から出力された画像信号としたり、予め取得され減算手段に記憶されたものとすれば、より確実に画像信号からダークノイズ画像信号成分を減算することができ、減算済画像信号に基づいて作成された観察用画像信号のS/Nを従来に比して向上させることができる。

【0018】また、連続して減算手段から出力された複数の減算済画像信号を加算平均して加算平均減算済画像信号を出力する加算平均手段を備えるようにすれば、ダークノイズ画像信号成分の減算誤差を平均化させることができ、減算済画像信号に基づいて作成された観察用画像信号のS/Nを従来に比してより向上させることができる。

【0019】また、読出手段が信号電荷を、60フレーム/secondより大きいフレームレートで読み出すものとすれば、従来60フレーム/secondのフレームレートで行なわれていた電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子からの信号電荷の読み出しよりも早い読み出速度で信号電荷が読み出され、上記信号電荷を読み出して取得された画像信号に含まれるダークノイズ成分の量を従来に比して少なくすることができる。なぜなら、固体撮像素子（すなわち、従来より一般に市販されている固体撮像素子および電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子等）から信号電荷を読み出す速度が早くなるに従って蓄積されるダークノイズの量が減少するからである。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について、図面を用いて説明する。図1は、本発明の内視鏡用の撮像装置の、一実施の形態である蛍光内視鏡装置の概略構成を示すブロック図、図2、図4、図6は

信号電荷を読み出す手段によって読み出すタイミングを示すタイミングチャート、図3は上記蛍光内視鏡装置に加算平均手段を付加したブロック図、図5は上記蛍光内視鏡装置に規格化蛍光強度演算手段を付加したブロック図である。

【0021】本蛍光内視鏡装置100は、被写体である体腔内の生体組織1に光を照射する照射手段10と、この光の照射を受けた生体組織1から発生した光およびこの生体組織1によって反射された光による像を撮像してこの像を表す信号電荷を取得する電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子20と、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子20から前記信号電荷を読み出してこの信号電荷に基づく画像信号を出力する読み出し手段30と、読み出し手段30によって出力された画像信号からこの画像信号に含まれるダークノイズを表すダークノイズ画像信号成分を減算して減算済画像信号を取得する減算手段40と、減算手段40から出力された観察用画像信号である減算済画像信号を映像信号に変換して表示する表示器70と、照射手段10、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子20、読み出し手段30、および減算手段40等の動作および各動作のタイミングを制御するコントローラ50とを備えている。

【0022】照射手段10は、生体組織1に照射する生体組織から蛍光を発生させる第1の光である波長410nm近傍のパルス状の励起光を射出するガリウムナイトライド系のパルス駆動半導体レーザ(GaN-LD)と、生体組織1に照射する第2の光である参照光となるパルス状の近赤外光を射出するパルス駆動レーザとが配設された光源装置11、および光源装置11から射出された励起光と近赤外光とを内視鏡先端部Gに伝播するライトガイド12を備えている。

【0023】読み出し手段30は、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子20から出力される信号電荷を電圧に変換するフローティング・ディフュージョン・アンプ31、フローティング・ディフュージョン・アンプ31の出力を増幅するA/D変換ゲイン調整アンプ32、およびA/D変換ゲイン調整アンプ32の出力をデジタル値からなる画像信号に変換して出力するA/D変換器33とを備えている。

【0024】次に上記実施の形態における作用について40説明する。

【0025】光源装置11から射出されたパルス状の励起光がライトガイド12を通して生体組織1に照射される。図2のタイミングチャートに示すように、このパルス状の励起光Pの照射を受けた生体組織1から発生した蛍光は結像レンズ71を通して電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子(以後DZS20と呼ぶ)の受光面21上に蛍光像として結像される。なお、結像レンズ71と受光面21との間には励起光カットフィルタ72が配設されており、蛍光と共に受光面21に向かって入射する50

励起光が遮断される。DZS20は受光面21上に結像された蛍光像を撮像して蛍光像を表す蛍光像信号電荷を取得する。DZS20によって取得された蛍光像信号電荷は、読み出し手段30によって120フレーム/secのフレームレートで読み出されデジタル値からなる蛍光像画像信号に変換されて出力され、この出力された蛍光像画像信号は減算手段40に記憶される。なお、上記信号電荷を読み出すフレームレートは、1/(像の露光時間+露光された像の読み出時間)によって表される値である。

【0026】つづいて、図2のタイミングチャートに示すように、光源装置11からは励起光を射出せず、励起光の照射を受けない生体組織1の像がDZS20によって撮像され、すなわち、上記蛍光像が撮像されてから1/120秒後にダークノイズ信号電荷成分が取得される。ダークノイズ信号電荷成分はDZS20から上記と同様のフレームレートで読み出し手段30によって読み出されダークノイズを表すダークノイズ画像信号成分に変換されて出力され、この出力されたダークノイズ画像信号成分は減算手段40に記憶される。

【0027】ここで、読み出し手段30によって信号電荷がDZS20からを読み出される読み出時間について説明する。

【0028】図2のタイミングチャートに示されるように、DZS20によって撮像された蛍光像信号電荷を読み出す読み出時間K、およびDZS20によって撮像された励起光の照射を受けない生体組織1の像を表すダークノイズ信号電荷成分を読み出す読み出時間Dは共に1/120秒に設定されている。

【0029】上記蛍光像画像信号およびダークノイズ画像信号成分を記憶した減算手段40は、蛍光像画像信号からダークノイズ画像信号成分を減算して取得された減算済画像信号を出力する。減算手段40から出力された観察用画像信号である減算済画像信号は映像信号に変換されて60フレーム/secのフレームレートで表示器70に表示される。

【0030】なお、上述の光源装置11から励起光を射出せずに行なわれるDZS20の撮像は体腔内で実施されるので、DZS20によって取得されるダークノイズ信号電荷成分は、外部の光を遮断して発生するダークノイズとなる信号電荷と略等しくなる。

【0031】また、上記ダークノイズ画像信号成分は、必ずしも蛍光像画像信号が取得される度に取得する必要はなく、蛍光像画像信号に混入するダークノイズの量が一定であれば、このダークノイズの量を予め測定しておき、その値をダークノイズ画像信号成分として前記減算手段に記憶させておいてもよい。

【0032】また、蛍光内視鏡装置のブロック図の一部を表す図3に示すように、連続して減算手段40から出力される複数の減算済画像信号を加算平均して加算平均

減算済画像信号を出力する加算平均手段60を蛍光内視鏡装置100にさらに備えるようにし、以下に示すように観察用画像信号を取得することもできる。

【0033】読出手段30から出力された第1の蛍光像画像信号と第1のダークノイズ画像信号成分に基づいて減算手段40によって取得された第1の減算済画像信号を加算平均手段60に記憶させ、つづいて、読出手段30から出力された第2の蛍光像画像信号と第2のダークノイズ画像信号成分に基づいて減算手段40によって取得された第2の減算済画像信号を加算平均手段60に記憶させ、加算平均手段60により第1の減算済画像信号と第2の減算済画像信号とを加算平均して加算平均減算済画像信号を出力する。

【0034】ここで、上記加算平均減算済画像信号の作成にあたり、信号電荷がDZS20から読み出される読出手間についてタイミングチャートを用いて説明する。

【0035】図4のタイミングチャートに示されるように、パルス状の励起光P1およびP2の照射に基づいて取得された第1の蛍光像信号電荷および第2の蛍光像信号電荷がDZS20から読出手段30によって読み出される読出手間K1とK2、およびパルス状の励起光を照射せずに取得された第1のダークノイズ信号電荷および第2のダークノイズ信号電荷が読出手段30によって読み出される読出手間D1とD2は1/240秒(240フレーム/secのフレームレート)に設定されており、上記読み出された蛍光像信号電荷およびダークノイズ信号電荷成分に基づいて、第1の減算済画像信号と第2の減算済画像信号が1/120秒(120フレーム/secの各フレームレート)毎に減算手段40によって作成され出力される。作成され出力された2つの減算済画像信号はさらに加算平均手段60によって加算平均されて加算平均減算済画像信号として1/60秒(60フレーム/secの各フレームレート)毎に加算平均手段60から出力される。

【0036】上記加算平均手段60から出力された観察用画像信号である加算平均減算済画像信号は映像信号に変換されて60フレーム/secのフレームレートで表示器70に表示される。

【0037】なお、上記読出手間の設定および各動作の制御等はコントローラ50によって行なわれる。

【0038】また、蛍光内視鏡装置のブロック図の一部を表す図5に示すように、加算平均手段60の代わりに組織性状演算手段80を蛍光内視鏡装置100に備えるようにして、生体の正常な組織性状と異常な組織性状(病変部)との相違を観察するための蛍光収率を表す観察用画像信号および規格化蛍光強度を表す観察用画像信号を以下に示すように取得することもできる。

【0039】なお、蛍光収率は、生体の正常組織および病変組織が同一強度の励起光を受光した場合に正常組織から発生する自家蛍光の強度が病変組織から発生する自

家蛍光の強度より高くなることに基づいて病変組織と正常組織との識別を行う指標であり、体腔内の生体組織に励起光と近赤外光とを照射し、この励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の強度と、近赤外光の照射を受けた生体組織によって反射された反射近赤外光の強度との比率によって表すことができる。

【0040】また、規格化蛍光強度は、励起光の照射を受けた生体の正常組織と病変組織とから発生する蛍光のスペクトルの形状が480nm近傍の波長領域において異なることに基づいて正常組織と病変組織との識別を行う指標であり、励起光の照射により発生した蛍光中の480nm近傍の狭帯域波長領域の強度と、430nm~730nmに亘る広帯域波長領域の強度との比率によって表すことができる。

【0041】上記蛍光収率および規格化蛍光強度は、励起光を照射する射出点と励起光の照射を受ける生体組織の被測定部位との間隔および角度等に影響されない安定した指標として利用することができる。

【0042】まず始めに、蛍光収率を表す観察用画像信号である蛍光収率画像信号を取得する場合について説明する。

【0043】光源装置11から射出されたパルス状の励起光と近赤外光とをライトガイド12を通して互いに異なるタイミングで生体組織1に照射する。

【0044】パルス状の励起光の照射を受けた生体組織1から発生した蛍光による蛍光像はDZS20によって撮像されて蛍光像を表す蛍光像信号電荷として取得された後、読出手段30によって読み出され蛍光像画像信号に変換されて出力され、この出力された蛍光像画像信号は減算手段40に記憶される。

【0045】つづいて、光源装置11からは励起光を射出せず、励起光の照射を受けない生体組織1の像がDZS20によって撮像され上記と同様のフレームレートで読出手段30によって読み出され、ダークノイズ画像信号成分に変換されて上記と同様に減算手段40に記憶される。

【0046】減算手段40は、上記のようにして記憶された蛍光像画像信号からダークノイズ画像信号成分を減算して減算済画像信号である減算済蛍光像画像信号を取得しこの減算済蛍光像画像信号を組織性状演算手段80に出力する。

【0047】次に、パルス状の近赤外光の照射を受けて生体組織1によって反射された反射近赤外光による近赤外光像がDZS20によって撮像されて近赤外光像を表す近赤外光像信号電荷として取得された後、この近赤外光像信号電荷が読出手段30によって読み出され近赤外光像画像信号に変換されて上記と同様に減算手段40に記憶される。

【0048】つづいて、光源装置11からは励起光を射出せず、上記と同様にダークノイズ画像信号成分が減算

手段40に記憶される。

【0049】減算手段40は、上記のようにして記憶された近赤外光像画像信号からダークノイズ画像信号成分を減算して減算済画像信号である減算済近赤外光像画像信号を取得しこの減算済近赤外光像画像信号を組織性状演算手段80に出力する。

【0050】減算済蛍光像画像信号および減算済近赤外光像画像信号を入力した組織性状演算手段80は、上記減算済蛍光像画像信号と減算済近赤外光像画像信号との比率を求めて蛍光収率画像信号を作成し出力する。組織性状演算手段80から出力された観察用画像信号である上記蛍光収率画像信号は映像信号に変換されて表示器70に表示される。

【0051】ここで、上記蛍光収率画像信号が作成されるときにDZS20から信号電荷を読み出す読出時間についてタイミングチャートを用いて説明する。

【0052】図6のタイミングチャートに示すように、DZS20からパルス状の励起光Pの照射に基づいて取得された蛍光像信号電荷を読み出す読出時間K、DZS20からパルス状の励起光を照射せずに取得されたダークノイズ信号電荷成分を読み出す読出時間D、およびDZS20からパルス状の近赤外光Qの照射に基づいて取得された近赤外光像信号電荷を読み出す読出時間Iはそれぞれ1/240秒(240フレーム/secのフレームレート)に設定され、減算済蛍光像画像信号と減算済近赤外光像画像信号とは1/120秒毎に減算手段40から出力される。そして1/60秒毎に観察用画像信号である蛍光収率画像信号が組織性状演算手段80から出力される。

【0053】なお、上記読出時間の設定および各動作の制御等はコントローラ50によって行なわれる。

【0054】次に、規格化蛍光強度を表す観察用画像信号である規格化蛍光強度画像信号を取得する場合について説明する。

【0055】規格化蛍光強度画像信号を取得する場合には、480nm近傍の狭帯域波長領域を透過させるフィルタと430nm~730nmに亘る広帯域波長領域を透過させるフィルタとを受光画素の位置に対応させて交互に備えた図7に示すようなモザイクフィルタ85を受光面21上に配設して、光源装置11から射出されたパルス状の励起光をライトガイド12を通して生体組織1に照射する。

【0056】パルス状の励起光の照射を受けた生体組織1から発生した蛍光はモザイクフィルタ85を通して、狭帯域波長領域を透過した狭帯域蛍光像と広帯域波長領域を透過した広帯域蛍光像とが同時に受光面21上に結像されDZS20上によって撮像されて蛍光像信号電荷として取得される。この取得された蛍光像信号電荷は読出手段30によって読み出され蛍光像画像信号に変換されて出力され、この出力された蛍光像画像信号は減算手

段40に記憶される。

【0057】つづいて、光源装置11からは励起光を射出せず、励起光の照射を受けない生体組織1の像がDZS20によって撮像され上記と同様のフレームレートで読出手段30によって読み出され、ダークノイズ画像信号成分に変換されて上記と同様に減算手段40に記憶される。

【0058】減算手段40は、狭帯域蛍光像と広帯域蛍光像とが同時に撮像されて取得された上記蛍光像画像信号からダークノイズ画像信号成分を減算して、減算済画像信号である狭帯域蛍光像に対応する減算済狭帯域画像信号と広帯域蛍光像に対応する減算済広帯域画像信号とを取得しこれらの画像信号を組織性状演算手段80に出力する。

【0059】減算済狭帯域画像信号および減算済広帯域画像信号を入力した組織性状演算手段80は、上記減算済狭帯域画像信号と減算済広帯域画像信号との比率を求めて規格化蛍光強度画像信号を作成し出力する。組織性状演算手段80から出力された観察用画像信号である上記規格化蛍光強度画像信号は映像信号に変換されて表示器70に表示される。

【0060】ここで、上記規格化蛍光強度画像信号が作成されるときにDZS20から信号電荷を読み出す読出時間について説明する。

【0061】DZS20からパルス状の励起光の照射に基づいて取得された蛍光像信号電荷を読み出す読出時間、およびDZS20からパルス状の励起光を照射せずに取得されたダークノイズ信号電荷成分を読み出す読出時間は共に1/240秒(240フレーム/secのフレームレート)に設定され、減算済狭帯域画像信号と減算済広帯域画像信号とは同時に1/120秒毎に減算手段40から出力される。そして1/120秒毎に観察用画像信号である規格化蛍光強度画像信号が組織性状演算手段80から出力される。

【0062】なお、上記読出時間の設定および各動作の制御等はコントローラ50によって行なわれる。

【0063】上記のように本発明によれば、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子を使用した内視鏡用の撮像装置において、被写体に光を照射して取得した画像信号から被写体に光を照射せずに取得したダークノイズ画像信号成分を減算して取得した減算済画像信号に基づいて観察用画像信号を取得するようにしたので、観察用画像信号のS/Nを従来に比して向上させることができる。

【0064】なお、上記実施の形態においては、電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子から60フレーム/secより大きなフレームレートで信号電荷を読み出す例を示したが、60フレーム/sec以下のフレームレートで信号電荷を読み出すようにしても、上記実施の形態と同様に観察用画像信号に含まれるダークノイズの量を低減させ、観察用画像信号のS/Nを従来に比して向上

11

させる効果を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示すブロック図

【図2】信号電荷を読み出す手段によって読み出すタイミングを示すタイミングチャート

【図3】蛍光内視鏡装置に加算平均手段を付加したブロック図

【図4】信号電荷を読み出す手段によって読み出すタイミングを示すタイミングチャート

【図5】蛍光内視鏡装置に規格化蛍光強度演算手段を付加したブロック図

12

* 【図6】信号電荷を読み出す手段によって読み出すタイミングを示すタイミングチャート

【図7】モザイクフィルタの構造を示す概略図

【符号の説明】

1 生体組織

10 照射手段

20 電荷増倍シフトレジスタ付固体撮像素子

30 読出手段

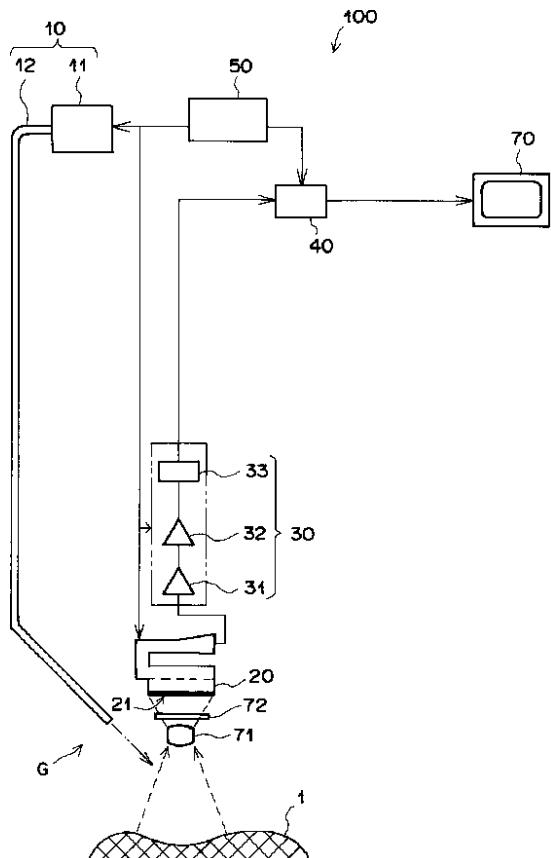
40 減算手段

10 50 コントローラ

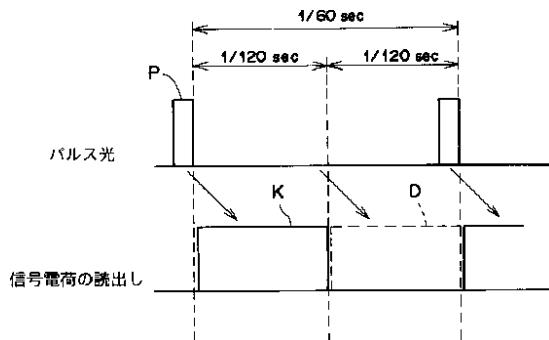
70 表示器

* 100 蛍光内視鏡装置

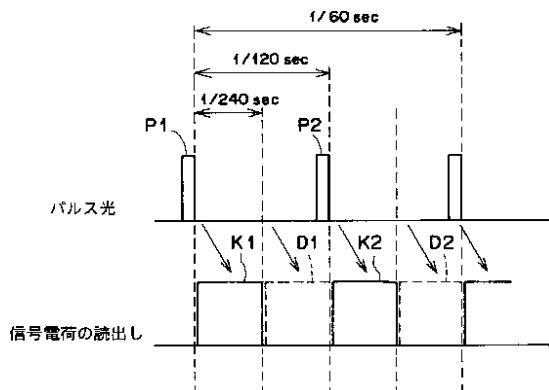
【図1】



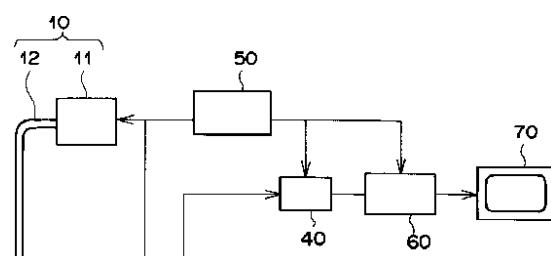
【図2】



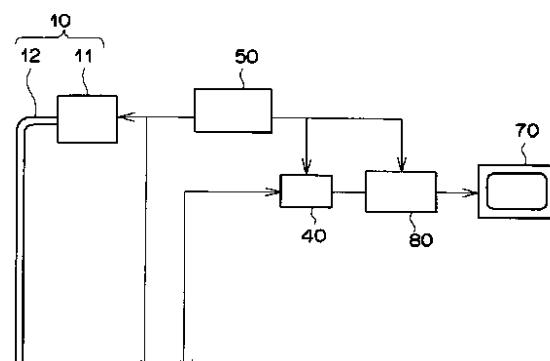
【図4】



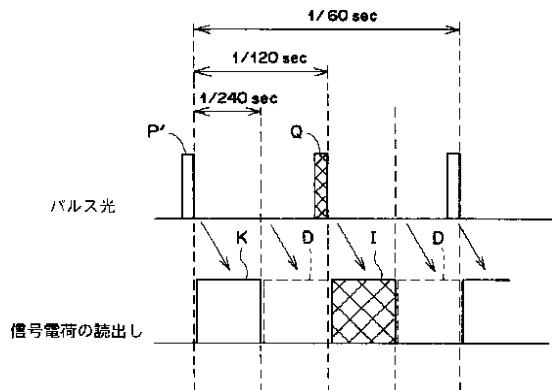
【図3】



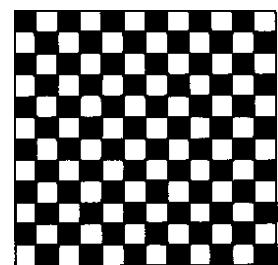
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(51) Int.CI.⁷

H 0 4 N 5/335

識別記号

F I

H 0 4 N 5/335

テ-マコト[®] (参考)

Z

F ターム(参考) 2H040 GA02 GA06

4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 LL02
NN01 NN05 QQ04 QQ09 RR03
RR26 SS04 SS18 SS22 SS23
WW17
5C022 AA09 AB15 AB37 AC42
5C024 AX04 BX02 CX04 CX32 GY41
HX29 HX50 HX55

专利名称(译)	内窥镜的成像方法和装置		
公开(公告)号	JP2003000537A	公开(公告)日	2003-01-07
申请号	JP2001194150	申请日	2001-06-27
[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	辻田和宏 千代知成		
发明人	辻田 和宏 千代 知成		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/045 A61B5/00 H04N5/225 H04N5/335 H04N5/361 H04N5/365 H04N5/374		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/045 A61B5/0071 A61B5/0084 H04N5/2256 H04N5/361 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/335.R H04N5/335.Z A61B1/00.550 A61B1/04.530 A61B1/045.611 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.500 H04N5/232.290 H04N5/335.610 H04N5/335.650 H04N5/335.740 H04N5/361 H04N5/365 H04N5/374		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA06 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR26 4C061/SS04 4C061/SS18 4C061/SS22 4C061/SS23 4C061/WW17 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AB37 5C022/AC42 5C024 /AX04 5C024/BX02 5C024/CX04 5C024/CX32 5C024/GY41 5C024/HX29 5C024/HX50 5C024/HX55 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161 /QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/SS04 4C161/SS18 4C161/SS22 4C161/SS23 4C161/WW17 5C122/DA26 5C122/EA23 5C122/FB02 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FC06 5C122 /FF15 5C122/FG02 5C122/FK23 5C122/GG04 5C122/GG05 5C122/GG08 5C122/HA35 5C122/HA88 5C122/HA89 5C122/HB02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于内窥镜的成像方法和设备，其改善了由具有电荷倍增移位寄存器的固态成像装置基于基于成像获得的图像信号所创建的用于观察的图像信号的S/N。解决方案：激发光通过辐照装置10照射到活体组织1，并通过固态成像装置20用电荷倍增移位寄存器对活体组织1产生的荧光信号进行荧光成像，从而获得荧光。当获取表示图像的信号电荷时，由读取装置30读取信号电荷，并且输出基于该信号电荷的图像信号，并且基于输出的图像信号获取用于观察的图像信号，读取装置减法装置40执行用于减去表示从图像信号输出的图像信号中包含的暗噪声的暗噪声图像信号分量的操作，以获得观察图像信号。

