

(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2004-313779  
(P2004-313779A)

(43) 公開日 平成16年11月11日(2004.11.11)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00	A61B 1/00 300D	2H040
A61B 1/04	A61B 1/04 370	4C061
G02B 23/24	G02B 23/24 B	5C024
G02B 23/26	G02B 23/26 B	5C054
H04N 5/225	H04N 5/225 C	5C122

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-98069 (P2004-98069)  
 (22) 出願日 平成16年3月30日 (2004.3.30)  
 (31) 優先権主張番号 特願2003-94996 (P2003-94996)  
 (32) 優先日 平成15年3月31日 (2003.3.31)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000000527  
 ペンタックス株式会社  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
 (74) 代理人 100078880  
 弁理士 松岡 修平  
 (72) 発明者 谷 信博  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内  
 (72) 発明者 杉本 秀夫  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内  
 Fターム(参考) 2H040 CA03 CA04 CA06 GA02 GA11  
 4C061 BB01 CC06 DD03 HH54 JJ17  
 LL02 NN01 QQ04 SS04 SS05  
 SS07 WW17

最終頁に続く

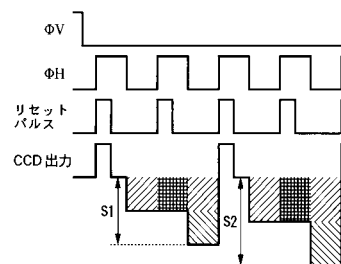
(54) 【発明の名称】 自家蛍光内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 励起光を生体に照射することによって発生する蛍光を蛍光画像として観察する、自家蛍光内視鏡装置であって、イメージインテンシファイアを使用することなく、蛍光画像の輝度の増幅が可能な自家蛍光内視鏡装置を提供することである。

【解決手段】 励起光が照射されている間は、電子内視鏡のCCDの複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるように、CCDおよびCCD用電荷検出アンプを制御する、ドライバ回路を有する構成とすることにより、上記問題を解決した。

【選択図】 図7



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

電子内視鏡と、蛍光観察用の励起光を観察対象としての生体に照射可能な電子内視鏡用プロセッサと、を有する自家蛍光内視鏡装置であって、

前記電子内視鏡が、

前記励起光が照射された後の遮光時に、前記電子内視鏡のCCDの複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるように、前記CCDおよびCCD用電荷検出アンプを制御する、ドライバ回路を有することを特徴とする、自家蛍光内視鏡装置。

## 【請求項 2】

前記電子内視鏡用プロセッサは、前記励起光が照射されていることを報知する信号を前記ドライバ回路に出力する制御手段を有することを特徴とする、請求項 1 に記載の自家蛍光内視鏡装置。

10

## 【請求項 3】

前記励起光が照射された後の遮光時において電荷転送を行う際に、前記ドライバ回路は、垂直方向の電荷の移動を複数回連続して行い、垂直方向の電荷の移動を連続して行っている間は水平方向の電荷の移動を行なわないように、前記CCDを制御することによって垂直方向に並ぶ複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるようにすることを特徴とする、請求項 1 または請求項 2 に記載の自家蛍光内視鏡装置。

## 【請求項 4】

前記励起光が照射された後の遮光時において電荷転送を行う際に、前記ドライバ回路は、水平方向の電荷の移動が複数回行なわれている間に、前記電荷検出アンプに 1 回リセットパルスを送るよう、前記CCDおよび前記電荷検出アンプを制御することによって水平方向に並ぶ複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるようにすることを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の自家蛍光内視鏡装置。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、励起光を生体に照射することによって発生する蛍光を蛍光画像として観察する、自家蛍光内視鏡装置に関する。

## 【背景技術】

30

## 【0002】

紫外光等の特定の波長の光（励起光）を生体に照射することによって、生体は蛍光を発する（自家蛍光）。がん細胞等の異常部位は、この自家蛍光による蛍光の量が少なくなることが知られている。この原理を利用して、生体に励起光を照射し、蛍光を発する生体の画像を撮影し、その蛍光の濃淡から生体の病態を判断する、自家蛍光観察法が広く利用されている。

## 【0003】

このような、自家蛍光観察に利用される内視鏡装置としては、特許文献 1 に記載のものがある。上記文献に記載の内視鏡装置は、蛍光観察時に、励起光用フィルタを照明光路内に介挿して被写体に励起光を照射し、内視鏡（ファイバ스코ープ）の対物光学系で結像されてイメージガイドファイババンドル及び接眼光学系を通して得られる光学像を、光ファイバでファイバ스코ープ外部に設置されたイメージインテンシファイアに蛍光観察用フィルタ等を介して送り、イメージインテンシファイアによって輝度の増幅された映像をCCDなどの固体撮像素子で蛍光画像として撮像する。

40

## 【0004】

上記文献に記載の内視鏡装置は、高価なイメージインテンシファイアを使用しているため、システム全体のコストが増大するという問題があった。また、上記文献に記載の内視鏡装置は、ファイバ스코ープ外部のイメージインテンシファイアとファイバ스코ープのイメージガイドファイババンドルとを光ファイバ（第 2 のイメージガイドファイババンドル）で接続する必要がある。光ファイバによる損失を抑えるために、光ファイバの長さを極

50

力短くする必要がある。従って、このような内視鏡装置は、ファイバースコープの取りまわしが光ファイバによって制限されてしまうという問題があった。

【特許文献1】特開平8-557

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記の問題を解決するため、本発明は、イメージインテンシファイアを使用することなく、蛍光画像の輝度の増幅が可能な自家蛍光内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の目的を達成するため、本発明の自家蛍光内視鏡装置は、励起光が照射された後の遮光時に、電子内視鏡のCCDの複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるように、CCDおよびCCD用電荷検出アンプを制御する、ドライバ回路を有する。

【0007】

蛍光画像の各画素の輝度は電荷の量が大きくなるほど高くなる。従って、本発明によれば、複数個の単位セルに蓄積された電荷を加算して得られた電荷から蛍光画像の各画素の輝度を演算できるため、蛍光画像の輝度を増幅させることができる。

【発明の効果】

【0008】

以上のように、本発明の自家蛍光内視鏡装置によれば、イメージインテンシファイアを用いることなく、蛍光画像の輝度を増幅させることが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下に、本発明の実施の形態を図面を用いて詳細に説明する。図1は、本発明の実施形態の内視鏡装置を模式的に示したものである。内視鏡装置1は、電子内視鏡（電子スコープ）100と、電子内視鏡用プロセッサ200と、モニタ300を有する。電子内視鏡用プロセッサ200は、電子内視鏡100に通常観察用の照明光および蛍光観察用の励起光を選択的に供給する。また、電子内視鏡用プロセッサ200は、電子内視鏡100からの画像信号を処理してNTSC信号等のビデオ信号を生成し、モニタ300に送信する。モニタ300は、ビデオ信号を映像としてそのスクリーン上に表示する。

【0010】

電子内視鏡100は、対物光学系101と、ライトガイドファイババンドル102と、CCDユニット110と、ドライバ回路104と、CDS(Correlated Double Sampling Circuit)105と、を有する。また、電子内視鏡用プロセッサ200は、MPU201と、光源ユニット202と、DSP203と、メモリ204と、A/Dコンバータ205と、D/Aコンバータ206と、クロック発生回路207と、を有する。

【0011】

ライトガイドファイババンドル102の基端側は、電子内視鏡用プロセッサ200の光源ユニット202に光学的に接続されている。また、ライトガイドファイババンドル102の先端側は電子内視鏡100の挿入管先端部に配置されている。この光源ユニット202からの光束は、ライトガイドファイババンドル102を通して電子内視鏡100の先端から放射され、電子内視鏡100の先端周辺を照明する。光源ユニット202は面順次方式によって、RGB3色の光及び励起光としての紫外光を順次周期的に放射するよう構成されている。

【0012】

照明された電子内視鏡100の先端周辺の光学像は、対物光学系101によってCCDユニット110の受光面上で結像する。CCDユニット110はドライバ回路104の生成するタイミングパルスによって駆動される。CCDユニット110は、一定のタイミングでその受光面上で結像した光学像を1フレームの画像信号に変換し、CDS105に送信する。このタイミングは、光源ユニット202によって照射される光束の種類が切り換わるタイミングと同期しており、ある1フレームの映像信号が撮像されている間は、RGBおよび紫外光のうちのいずれか1種類のみ

10

20

30

40

50

の光束が照射されるようになっている。CDS105は、CCDユニット110からの画像信号を処理して、A/D変換に適したCDS信号を生成する。CDS信号は、電子内視鏡用プロセッサ200のA/Dコンバータ205に送信される。

**【0013】**

A/Dコンバータ205はCDS信号のサンプリングを行ない、離散化する。離散化された信号はDSP203に送られ、補正等の画像処理を行なった後にデジタル画像データとしてメモリ204に保存される。メモリ204には、RGB3色の光束によって得られた通常画像データ及び紫外光照射によって得られた蛍光画像データがそれぞれ保存される。また、DSP203は、メモリ204に保存されたデジタル画像データを読み出して合成し、D/Aコンバータ206に送信する。D/Aコンバータ206は、合成されたデジタル画像データをアナログ化し、ビデオエンコーダ（不図示）にてNTSC等のビデオ信号に変換してモニタ300に送信する。MPU201は、上記の各処理が正しく行なわれるように、光源ユニット202、DSP203、メモリ204、A/Dコンバータ205、D/Aコンバータ206を制御する。例えば、A/Dコンバータ205の離散化のサンプリングレートを決定する。A/Dコンバータ205は、このサンプリングレートをを用いてCDS信号を離散化する。また、このサンプリングレートは、DSP203によるデジタル画像データ生成にも利用される。

10

**【0014】**

クロック発生回路207は、水平同期信号および垂直同期信号を生成する。これらの同期信号は、電子内視鏡100のドライバ回路104および電子内視鏡用プロセッサ200のDSP203、A/Dコンバータ205に送信される。電子内視鏡100のドライバ回路104は、同期信号からタイミングパルスを生成し、CCDユニット110およびCDS105に送信する。CCDユニット110はこのタイミングパルスに基づくタイミングで撮像動作を行なう。また、CDS105は、このタイミングパルスを用いてCCDユニット110からの画像信号を処理する。また、A/Dコンバータ205は、同期信号とサンプリングレートからサンプリングのタイミングを決定し、このタイミングでCDS信号を離散化する。また、DSP203は、同期信号とサンプリングレートをを用いて画像の縦横の画素数を算出し、この画素数をを用いてA/Dコンバータ205の出力をデジタル画像データに変換する。また、同期信号はMPU201に出力されており、MPU201は同期信号を用いてRGB3色の光及び紫外光の放射タイミングを決定する。具体的には、垂直同期信号の入力タイミングで光源ユニットからの光束の種類が切り換わるようになっている。

20

30

この結果、ある1フレームの映像信号が撮像されている間は、RGB3色の光および紫外光のうちのいずれか1種類のみが照射されるようになる。

**【0015】**

本実施形態によるCCDユニット110のブロック図を図2に示す。CCDユニット110は、CCD111、電荷検出アンプ(FDA)112、およびバッファBを有する。CCD111は、フレームトランスファ型CCDである。

**【0016】**

CCD111は、電荷蓄積部111aと、水平転送部111bと、第1水平転送パルス入力端IH1と、第2水平転送パルス入力端IH2と、第1垂直転送パルス入力端IV1と、第2垂直パルス入力端IV2と、を有する。電荷蓄積部111aは、対物光学系101による光学像が投影される領域である。電荷蓄積部111aは単位セル111dがn行n列の格子状に配列されたものである。水平転送部111bは、電荷蓄積部111aの一边111f上に隣接しており、セル111eが一行に配置されたものである。セル111eの数は、電荷蓄積部111aの一边111f上に配列された単位セル111dの数と同数又はそれ以上である。セル111eのそれぞれは、電荷蓄積部111aの一边111f上に配列された単位セル111dのそれぞれと隣接している。また、水平転送部111bの一端(図2中左端)のセル111eは、FDA112と接続されている。第1水平転送パルス入力端IH1と、第2水平転送パルス入力端IH2と、第1垂直転送パルス入力端IV1と、第2垂直パルス入力端IV2はドライバ回路104と接続されており、ドライバ回路104は各入力端にパルスを送ることができる。

40

**【0017】**

対物光学系101を通る光束が単位セル111dに入射すると、光束の強度に応じた量の電荷

50

が単位セル111dのそれぞれに蓄積される。従って、対物光学系101による像が一定時間電荷蓄積部111a上で結像していると、電荷蓄積部111aを構成する単位セル111dのそれぞれには、単位セル111d上における光学像の輝度に応じた量の電荷が蓄積される。第1垂直転送パルス入力端IV1と第2垂直パルス入力端IV2に所定のパルスを入力すると、単位セル111dのそれぞれに蓄積された電荷は、その単位セルの水平転送部111b側(垂直方向)に隣接する単位セルに移動する。また、水平転送部111bと隣接する単位セル111dに蓄積された電荷は、隣接するセル111eに移動する。また、第1水平転送パルス入力端IH1と第2水平転送パルス入力端IH2に所定のパルスを入力すると、水平転送部111bのセル111eのそれぞれに蓄積された電荷は、それぞれのセルのFDA112側(水平方向)に隣接するセルに移動する。FDA112と接続されたセル111eに蓄積された電荷は、FDA112に送られる。

10

## 【0018】

FDA112は、そこに送られた電荷を電位の変化に変換する回路である。FDA112は、スイッチSWを有する。スイッチSWにリセットパルスを送ることにより、前回リセットパルス送信後、FDA112に送られた電荷が電位に変換される。FDA112によって変換された電位の変化はバッファBに伝達される。なお、FDAの機構については、公知であるので説明は省略する。バッファBは広帯域バッファであり、この電位の変化を低インピーダンスでCDS105に出力する。

## 【0019】

以上のように、CCD111の電荷蓄積部111a上で結像した像の画像情報は、画像信号としてCDS105に送られる。

20

## 【0020】

以上説明した例においては、フレームトランスファ型CCDを用いているが、本発明の内視鏡装置の電子内視鏡は、フレームトランスファ型CCDの代わりにインターライン型CCDを使用することが可能である。図8は、図2のCCDユニット110の代わりに利用可能な、インターライン型CCDを利用したCCDユニット1110のブロック図を示したものである。

## 【0021】

CCDユニット1110は、インターライン型CCD1111と、FDA1112と、バッファBを有する。インターライン型CCD1111は、受光部列(感光部)1111aと、水平転送部(HCCD)1111b、垂直転送部(VCCD)1111h、第1垂直転送パルス入力端子IV11、第2垂直転送パルス入力端子IV12、第1水平転送パルス入力端子IH11、第2水平転送パルス入力端子IH12、を有する。

30

## 【0022】

受光部列1111aは、垂直方向に並ぶ受光セル1111dの列である。1列の受光部列1111aにはM個の受光セル1111dが含まれる。また、受光部列1111aは水平方向にN列配列されている。1列の受光部列1111aの一水平方向には、VCCD1111hが隣接している。VCCD1111hは、垂直方向に並ぶ垂直転送セル1111iの列である。1列のVCCD1111hにはM個の垂直転送セル1111iが含まれる。VCCD1111hの垂直転送セル1111iのそれぞれは、隣接する受光部列1111aの受光セル1111dのそれぞれと1対1の関係性を成している。VCCD1111hはマスク等によって常時遮光されており、CCD1111に入射した光束がVCCD1111hに入らないようになっている。すなわち、CCD1111に入射した光束は、受光セル1111dのみによって受光され、受光光量に応じた電荷が蓄積される。受光セル1111dのそれぞれに蓄積された電荷は、後述の電荷転送動作に応じて予め隣接する垂直転送セル1111iに移動させられる。

40

## 【0023】

HCCD1111bは、VCCD1111hの一端1111f(図8中下端)に隣接して形成されている。HCCD1111bには、N個の水平転送セル1111eが水平方向に1列に並んでいる。水平転送セル1111eのそれぞれは、1111f上に配置された垂直転送セル1111iを介してそれぞれのVCCD1111hと1対1の関係性を成している。また、HCCD1111bの一端1111g(図8中左端)に隣接する水平転送セル1111eは、FDA1112と接続されている。

## 【0024】

フレームトランスファ型CCDと同様、第1垂直転送パルス入力端子IV11、第2垂直転送パルス入力端子IV12、第1水平転送パルス入力端子IH11、第2水平転送パルス入力端子IH1

50

2には、ドライバ回路104(図1)からの転送パルスが送信される。第1垂直転送パルス入力端子IV11および第2垂直転送パルス入力端子IV12は、受光セル1111dのそれぞれと接続されている。また、第1水平転送パルス入力端子IH11および第2水平転送パルス入力端子IH12は、水平転送セル1111eのそれぞれと接続されている。

【0025】

図8に示したCCDユニット1110において、第1垂直転送パルス入力端子IV11および第2垂直転送パルス入力端子IV12に垂直転送パルスが送られると、VCCD1111hの垂直転送セル1111iのそれぞれに転送され蓄積された電荷は、その垂直転送セルと垂直方向HCCD1111b向きに隣接する垂直転送セル1111iまたは水平転送セル1111eに移動する。VCCD1111hの一端1111f上に並ぶ垂直転送セル1111iに転送され蓄積された電荷は、水平転送セル1111eに転送される。なお、図8に示した一例においては、2相転送電極方式により電荷が垂直方向に転送される構成となっているが、単相転送電極方式、3相転送電極方式、4相転送電極方式等、他の方式により電荷が垂直方向に転送される構成としてもよい。

10

【0026】

また、第1水平転送パルス入力端子IH11および第2水平転送パルス入力端子IH12に水平転送パルスが送られると、HCCD1111bの水平転送セル1111eのそれぞれに転送され蓄積された電荷は、その水平転送セル1111eと水平方向FDA1112向きに隣接する水平転送セル1111eまたはFDA1112に移動する。HCCD1111bの一端1111gに隣接する水平転送セル1111eに転送され蓄積された電荷は、FDA1112に転送される。なお、本実施形態においては、2相転送電極方式により電荷が垂直方向に転送される構成となっているが、単相転送電極方式、3相転送電極方式、4相転送電極方式等、他の方式により電荷が水平方向に転送される構成としてもよい。

20

【0027】

以上のように、インターライン型CCDを使用する場合であっても、垂直転送パルスと水平転送パルスをCCDに入力することにより、受光セルに蓄積された電荷をFDAに送ることができる。なお、FDA1112及びバッファBの動作は図2に示したCCDユニットと同一の構成であるため、説明は省略する。

【0028】

本実施形態においては、光源ユニット202による光束の種類切換、およびCCD1111の各セル間の電荷の移動は、図3~7に示すタイムチャートに従って制御される。図3は、本実施形態による、光源ユニット202による光束の種類切換、MPU201からドライバ回路104に送られるSelect信号、第1垂直転送パルス入力端IV1および第2垂直パルス入力端IV2に送られるパルスV、1水平転送パルス入力端IH1と第2水平転送パルス入力端IH2に送られるパルスH、FDA112のスイッチSWに送られるリセットパルス、バッファBからCDS105に送られる画像信号、の変移を示すタイムチャートである。

30

【0029】

図3に示されるように、光源ユニット202は一定間隔おきに、赤色光(R)発光-遮光-緑色光(G)発光-遮光-青色光(B)発光-遮光-紫外光(UV)発光-遮光を周期的に繰り返している。Select信号は、UV発光時とその次の遮光時に印加されるようになっている。V、H、リセットパルスは共に遮光時に入力されるようになっている。リセットパルスが遮光時のみに入力されるので、画像信号もまた遮光時のみに出力される。従って、R発光時に電荷蓄積部111a上で結像した光学像の画像信号は、R発光の次の遮光時に出力される。同様に、G、B、UV発光時に電荷蓄積部111a上で結像した光学像の画像信号はそれぞれ、その発光の次の遮光時に出力される。

40

【0030】

図4は、図3におけるR発光の次の遮光時aの詳細なタイムチャートである。時間a'は、Vのパルスが立ち下がる直前から、Hのパルスが数回入力された時刻までの間の時間である。

なお、G発光の次の遮光時b、B発光の次の遮光時cにおいて、V、H、リセットパルスは遮光時aと同じタイミングで入力される。なお、Vのパルス入力は、本来は、第2垂直パ

50

ルス入力端 IV2 へのパルス入力を、第1垂直転送パルス入力端 IV1 へのパルス入力よりも若干遅らせるよう構成されているが、本実施形態においては図面の簡略化のため、第1垂直転送パルス入力端 IV1 へのパルス入力と第2垂直パルス入力端 IV2 へのパルス入力を1つのパルスとして表現している。図4に示されるように、Vのパルスは一定間隔おきに入力されている。一回のパルス入力で、電荷蓄積部111aの各单位セル111dに蓄積された電荷が、水平転送部111bに向かって一段移動する。従って、遮光時中にVのパルスはn回入力される。Vのパルスの入力が終わって次のパルスが入力されるまでの間、Hのパルスとリセットパルスが複数回入力される。Hのパルスとリセットパルスの入力タイミングを図5を用いて説明する。

#### 【0031】

図5は、図4における時間a'の詳細なタイムチャートである。本実施形態においては、Vのパルスの入力が終わって次のパルスが入力されるまでの間、Hのパルスはn回入力される。また、リセットパルスはHのパルスの立ち上がり同期して立ち上がり、Hのパルスが立ち下がる前にリセットパルスは立ち下がる。Hのパルスが立ち上がっていない間に電荷がFDA112に送られ、次にリセットパルスが立ち上がるまでの期間、信号電荷に応じた電位差(図5中ではS1~S4)がバッファBに出力される。リセットパルスのそれぞれはHのパルスのそれぞれと同期して入力されるため、水平転送部111bの各セルに蓄積された電荷が、セルごとに電位差に変換されてバッファBに送られる。

#### 【0032】

前述のように、Vのパルスの入力が終わって次のVのパルスが入力されるまでの間、Hのパルスとリセットパルスが入力されるため、R発光時、G発光時、B発光時にCCD111に投影された像は、それぞれ解像度 $n \times n$ の画像情報としてCDS105に出力される。

#### 【0033】

図6は、図3におけるUV発光の次の遮光時dの詳細なタイムチャートである。ドライバ回路104は、現在がUV発光の次の遮光時であるかどうかを、Select信号が入力されているかどうかによって判断している。図6に示されるように、一定間隔おきにVのパルスが2回ずつ入力されている。この連続する2回のパルス入力で、電荷蓄積部111aの各单位セル111dに蓄積された電荷が、水平転送部111bに向かって2段移動する。この時、水平転送部111bに向かう方向に並んだ2つの単位セル111dに蓄積された電荷が加算されて水平転送部111bのセル111eのそれぞれに蓄積される。Vのパルスの連続入力が終わって次のパルスが連続入力されるまでの間、Hのパルスとリセットパルスが複数回入力される。Hのパルスとリセットパルスの入力タイミングを図7を用いて説明する。

#### 【0034】

図7は、図6における時間d'の詳細なタイムチャートである。なお、時間d'は、Vのパルスの連続入力のうち後側のパルスが立ち下がる直前から、Hのパルスが数回入力された時刻までの間の時間である。本実施形態においては、Vのパルスの連続入力が終わって次のパルスが入力されるまでの間、Hのパルスはn回入力される。また、リセットパルスはHの奇数個目のパルスの立ち上がり同期して立ち上がり、Hのパルスが立ち下がる前にリセットパルスは立ち下がる。Hのパルスが立ち上がっていない間に電荷がFDA112に送られ、次にリセットパルスが立ち上がるまでの期間、信号電荷に応じた電位差(図5中ではS1、S2)がバッファBに出力される。リセットパルスのそれぞれはHのパルスが2回入力される間に1回入力されるため、水平転送部111bの各セルに蓄積された電荷が、連続する2つのセルごとに加算されて電位差に変換されてバッファBに送られる。

#### 【0035】

前述のように、Vのパルスの入力が終わって次のパルスが入力されるまでの間、Hのパルスとリセットパルスが入力されるため、UV発光時に投影された像は、それぞれ解像度 $n/2 \times n/2$ の画像情報としてCDS105に送られる。また、バッファBに送られる電位差のそれぞれは、4つの単位セル111dに蓄積された電荷の合計を電位差に変換したものであるため、CDS105に送られる画像情報における各画素の輝度は4倍に増幅されることになる。

#### 【0036】

10

20

30

40

50

以上のように、本実施形態によれば、イメージインテンシファイアを用いることなく、UV発光時にCCD111上に投影された像、すなわち蛍光画像の各画素の輝度が4倍に増幅される。

【0037】

なお、本実施形態においては2×2の格子状に配列された単位セル上に蓄積された電荷に相当する電位差を用いて1画素分の輝度とし、1画素の輝度を4倍に増幅しているが、本発明は上記の構成に限定されるものではない。例えば、図6において一定間隔おきにVのパルスが3回連続して入力されるようにし、図7においてリセットパルスのそれぞれはHのパルスのそれぞれと同期して入力される用に構成することによって、1×3の格子状に配列された単位セル上に蓄積された電荷に相当する電位差を用いて1画素分の輝度とすることができ、1画素あたりの輝度の増幅率を任意の値に設定することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明の実施形態の内視鏡装置を模式的に示したものである。

【図2】本発明の実施形態のCCDユニットのブロック図である。

【図3】本発明の実施形態において、各種制御信号の変移を示すタイムチャートである。

【図4】図3におけるR発光の次の遮光時aの詳細なタイムチャートである。

20

【図5】図4における時間a'の詳細なタイムチャートである。

【図6】図3におけるUV発光の次の遮光時dの詳細なタイムチャートである。

【図7】図6における時間d'の詳細なタイムチャートである。

【図8】インターライン型CCDを使用したCCDユニットのブロック図である。

【符号の説明】

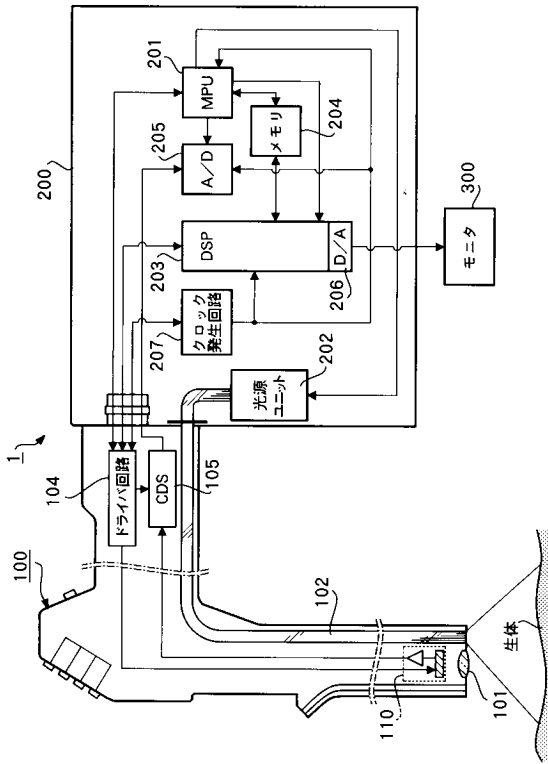
【0039】

1	内視鏡装置
100	電子内視鏡
101	対物光学系
102	ライトガイド
104	ドライバ回路
105	CDS
110	CCDユニット
111	CCD
112	FDA
200	電子内視鏡用プロセッサ
201	MPU
202	光源ユニット
203	DSP
204	メモリ
205	A/Dコンバータ
206	D/Aコンバータ
207	クロック発生回路

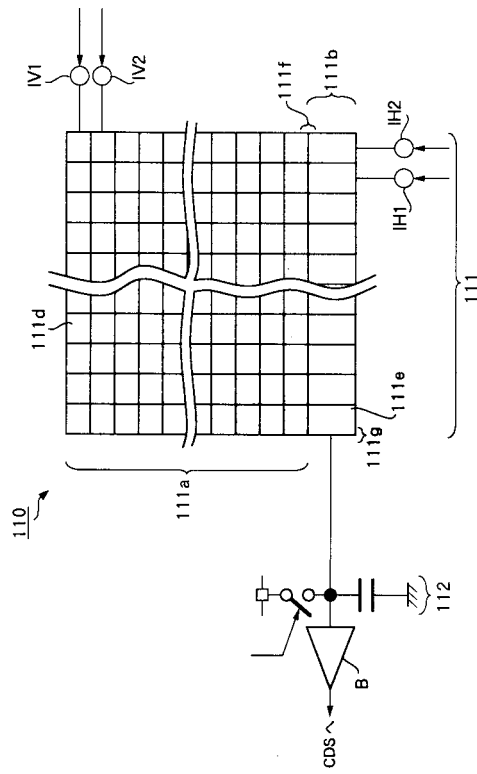
30

40

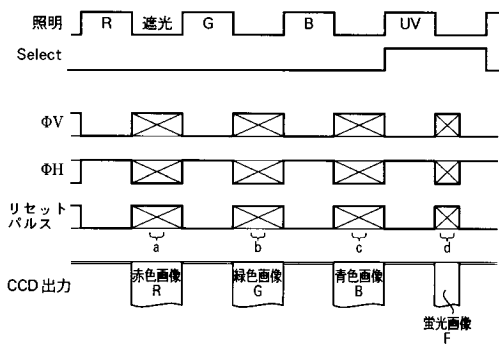
【 図 1 】



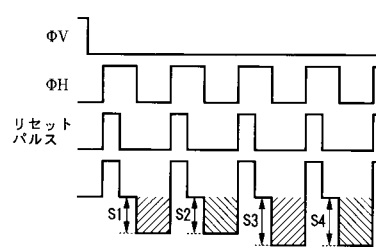
【 図 2 】



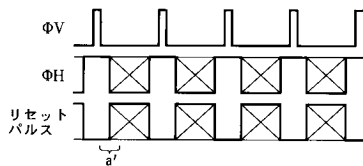
【 図 3 】



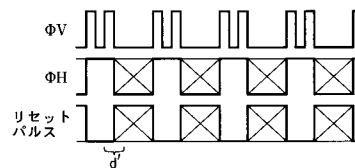
【 図 5 】



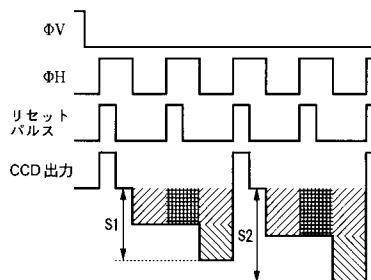
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 7 】





## 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 5/335	H 0 4 N 5/335	Z
H 0 4 N 7/18	H 0 4 N 7/18	M

Fターム(参考) 5C024 BX02 CX41 GY03 GY04 HX28  
5C054 CC07 HA12  
5C122 DA25 FC01 FC10

专利名称(译)	自发荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004313779A</a>	公开(公告)日	2004-11-11
申请号	JP2004098069	申请日	2004-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	谷信博 杉本秀夫		
发明人	谷 信博 杉本 秀夫		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/335 H04N5/3725 H04N5/3728 H04N5/376 H04N5/378 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/225.C H04N5/335.Z H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.530 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/335.725 H04N5/335.728 H04N5/335.760 H04N5/335.780 H04N5/3725 H04N5/3728 H04N5/376 H04N5/378		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/SS04 4C061/SS05 4C061/SS07 4C061/WW17 5C024/BX02 5C024/CX41 5C024/GY03 5C024/GY04 5C024/HX28 5C054/CC07 5C054/HA12 5C122/DA25 5C122/FC01 5C122/FC10 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/SS04 4C161/SS05 4C161/SS07 4C161/WW17		
优先权	2003094996 2003-03-31 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种自发荧光内窥镜装置，该自发荧光内窥镜装置用于观察通过用荧光作为激发光照射活体而产生的荧光，从而能够不使用图像增强器而放大荧光图像的亮度。本发明的另一个目的是提供一种自发荧光内窥镜装置。用于控制CCD的驱动器和用于CCD的电荷检测放大器，使得在照射激发光的同时，添加电子内窥镜的CCD的多个单位单元中累积的电荷。通过采用具有电路的配置解决了上述问题。[选择图]图

7

