

(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2007-20761**(P2007-20761A)**

(43) 公開日 平成19年2月1日(2007.2.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2005-205229 (P2005-205229)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成17年7月14日 (2005.7.14)		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	入山 兼一
			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 BA09 BA11 CA04 CA06 CA07
			CA09 CA23 FA02 FA11 FA13
			GA02 GA10 GA11
			4C061 AA00 BB02 CC06 DD03 GG01
			JJ17 LL02 NN01 QQ02 QQ09
			RR02 RR22 SS30

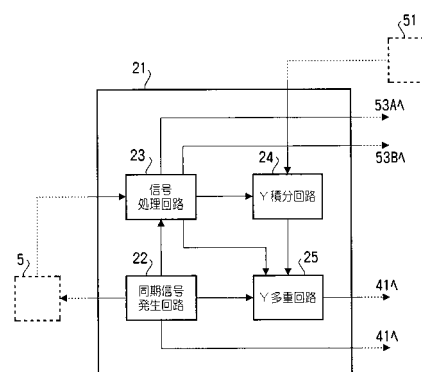
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡及び電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 装置を大型化させたり部品点数を増加させたりすることなく、正確且つ高速に調光を行う。

【解決手段】 撮像素子の出力信号に所定の処理を施す信号処理手段と、該出力信号の中から所定の処理が施される前の段階の処理前輝度信号を抽出する輝度信号抽出手段と、抽出された処理前輝度信号を、該所定の処理が施された処理後輝度信号に重畳させて外部機器に出力する輝度信号重畳手段とを備えた電子内視鏡を提供する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像素子を有した電子内視鏡において、
前記撮像素子の出力信号に所定の処理を施す信号処理手段と、
該出力信号の中から所定の処理が施される前の段階の処理前輝度信号を抽出する輝度信号抽出手段と、

抽出された処理前輝度信号を、該所定の処理が施された処理後輝度信号に重畳させて外部機器に出力する輝度信号重畳手段と、を備えたこと、を特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記輝度信号重畳手段は、該処理後輝度信号の映像ブランキング期間に該処理前輝度信号を重畳させること、を特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。 10

【請求項 3】

該所定の処理が、該外部機器との信号の整合性をとるための処理であること、を特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

該所定の処理が、クリッピング処理、ガンマ補正処理の中の少なくとも一の処理を含むこと、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電子内視鏡。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の電子内視鏡と、該電子内視鏡に提供される照明光を出射する光源とを備えた電子内視鏡システムであって、 20

前記輝度信号重畳手段によって重畳された信号を該処理前輝度信号と該処理後輝度信号とに分離する信号分離手段と、

分離された処理前輝度信号に基づいて該電子内視鏡に提供される照明光の量を調整する調光手段と、を備えたこと、を特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記調光手段は、前記光源からの照明光の量を制限する絞り機構を有し、

分離された処理前輝度信号に基づいて前記絞り機構の開口制御を行うこと、を特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

分離された処理後輝度信号を用いて映像信号を生成する映像信号生成手段を更に備えたこと、を特徴とする請求項 5 又は請求項 6 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。 30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、撮像素子を有した電子内視鏡、及び、該電子内視鏡に照明光を提供するための光源を備えた電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

その先端部に備えられた撮像素子で体腔内を撮像する電子内視鏡と、該撮像素子から出力される信号を処理してモニタに出力するプロセッサを備えた電子内視鏡システムが広く知られ実用に供されている。このような電子内視鏡システムでは、電子内視鏡とプロセッサとの間で信号の整合性をとるため、電子内視鏡に備えられた DSP (Digital Signal processor) によって撮像素子からの出力信号に処理を施している。すなわち前記の出力信号は、プロセッサ側の仕様を満たすように電子内視鏡側で処理される。 40

【0003】

ここで、前記の出力信号に含まれる輝度信号を利用して照明光の光量を調整（調光）し、モニタに表示され得る体腔内の映像の輝度を調整することが一般に知られている。しかしながら調光用の信号として DSP で処理が施された輝度信号を利用すると、当該輝度信号が、処理後の信号であり、撮像素子出力時の輝度信号（すなわち処理前の輝度信号）とダイナミックレンジが異なるため電子内視鏡システム全体の応答を遅延させる要因となっ 50

ていた。また、その特性が異なることから調光用の制御系が非線形となり、調光処理を不正確にする要因にもなっていた。

【0004】

上記の如き問題点を解決すべく例えば特許文献1に、DSP処理前の輝度信号(Y_{IRIS} 信号)を抽出して調光用の信号として利用した電子内視鏡システムが開示されている。これにより、正確且つ高速に調光を行うことが可能となっている。例えば撮像素子の画素が既存のNTSC/PAL放送規格に対して不足する(別の観点では有効映像信号期間が短い)場合であっても、明るく調光してしまうことがなくなる。

【特許文献1】特開平11-169339号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら上記特許文献1に示されたような電子内視鏡システムでは Y_{IRIS} 信号用の信号線を別途追加する必要があり、装置の大型化や部品点数増加等の観点から望ましくないといえる。

【0006】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、装置を大型化させたり、部品点数を増加させたりすることなく、正確且つ高速に調光を行うことができる電子内視鏡システム、及び、このようなシステムに備えられた電子内視鏡を提供することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る、撮像素子を有した電子内視鏡は、撮像素子の出力信号に所定の処理を施す信号処理手段と、該出力信号の中から所定の処理が施される前の段階の処理前輝度信号を抽出する輝度信号抽出手段と、抽出された処理前輝度信号を、該所定の処理が施された処理後輝度信号に重畳させて外部機器に出力する輝度信号重畳手段とを備えたことを特徴とする。

【0008】

なお、上記電子内視鏡において、輝度信号重畳手段は、該処理後輝度信号の映像ブランキング期間に該処理前輝度信号を重畳させることができる。

【0009】

また、上記電子内視鏡において、該所定の処理が、該外部機器との信号の整合性をとるための処理であっても良く、例えば、クリッピング処理、ガンマ補正処理の中の少なくとも一の処理を含んだものであっても良い。

【0010】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る電子内視鏡システムは、上記電子内視鏡と、該電子内視鏡に提供される照明光を出射する光源とを備えたシステムであり、輝度信号重畳手段によって重畳された信号を該処理前輝度信号と該処理後輝度信号とに分離する信号分離手段と、分離された処理前輝度信号に基づいて該電子内視鏡に提供される照明光の量を調整する調光手段とを備えたことを特徴とする。

【0011】

なお、上記電子内視鏡システムにおいて、調光手段は、光源からの照明光の量を制限する絞り機構を有したものであっても良く、分離された処理前輝度信号に基づいて絞り機構の開閉制御を行うことができる。

【0012】

また、上記電子内視鏡システムは、分離された処理後輝度信号を用いて映像信号を生成する映像信号生成手段を更に備えたものであっても良い。

【発明の効果】

【0013】

本発明の電子内視鏡、及び、電子内視鏡システムでは、正確且つ高速に調光制御が行われる一方で、調光用信号の信号線を別途備える必要がないため、装置が大型化したり部品

10

20

30

40

50

点数が増加したりすることがない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態の電子内視鏡システムについて説明する。

【0015】

図1は、本実施形態の電子内視鏡システム100の構成を示したブロック図である。電子内視鏡システム100は、患者の体腔内を術者が観察・診断するためのシステムであり、体腔内を撮像可能な電子内視鏡10、光源装置と画像処理装置とを兼ね備えたプロセッサ30、及び、体腔内の映像を表示可能なモニタ60を有している。

【0016】

電子内視鏡10は、体腔内に挿入される可撓性を有した挿入部可撓管1を有している。電子内視鏡10内部には、その先端部から末端部に掛けて、光の伝送路である光ファイバから成るライトガイド2が延在している。挿入部可撓管1の先端部前面には照明光を照射するための配光レンズ3が、ライトガイド2の一端（先端側）と結合するように設けられている。また、上記先端部前面には配光レンズ3の他に対物レンズ4が設けられており、その後方に固体撮像素子5が配置されている。また、複数の伝送路が束ねられた信号線6が固体撮像素子5から電子内視鏡10の末端部に掛けて引き出されている。電子内視鏡10の末端部にはコネクタ部7が設けられており、これにより、電子内視鏡10はプロセッサ30と光学的及び電氣的に接続される。なお、コネクタ部7近傍には、電子内視鏡10とプロセッサ30との間で信号の整合性をとるため、固体撮像素子5の出力信号に所定の処理を施すDSP21が配置されている。ここでいう所定の処理には、例えば、信号のダイナミックレンジを所定の範囲に制限するクリッピング処理や、輝度の階調特性や色再現性特性が適切になるように γ （ガンマ）特性を補正するガンマ補正処理等が含まれる。上記出力信号は、これらの処理を施されることにより、プロセッサ30の仕様を満たすよう変換される。

【0017】

プロセッサ30は、光源装置として、ランプ用電源31、ランプ32、絞り33、モータ34、モータドライバ35、調光回路36、及び、コンデンサレンズ37を有している。ランプ32は、ランプ用電源31から供給される電圧によって点灯する、体腔内照明用の白色光の光源であり、例えばメタルハライドランプや、キセノンランプ、ハロゲンランプ等が想定される。なお、ランプ32は、コリメートレンズを有しており、上記白色光を平行光に変換後に出射する。絞り33は、ランプ32から出射された白色光を物理的に制限するものであり、その開口径が可変し得る。モータ34は、後述の調光制御を行う調光回路36からの信号に基づいて作動するモータドライバ35によって駆動制御され、絞り33の開口形状を可変させる。これにより、白色光が適正な光量に調整されてコンデンサレンズ37に向けて進行する。ここで、電子内視鏡10とプロセッサ30とが接続されているとき、ライトガイド2の他端（末端側）は、コンデンサレンズ37前方であり、その焦点位置近傍に位置する。従ってコンデンサレンズ37を通過した白色光は、ライトガイド2の他端近傍に収束して、その内部に入射して進行し、配光レンズ3を介して外部を照明する。これにより例えば体腔内が照明され、術者は体腔内の観察・診断或いは処置を行うことができる。

【0018】

配光レンズ3から照射された照明光は、観察対象である生体組織を照明し、当該組織で反射される。この反射光は、対物レンズ4に入射し、そのパワーによって後方に配置された固体撮像素子5の受光面（複数の受光素子がマトリクス状に配列された面）上に観察対象（例えば体腔内の生体組織）の光学像として結像する。結像された光学像は、各受光素子においてその光量に応じた電荷として蓄積され、生体組織の像となり得る画像信号に変換される。ここで生成された画像信号は信号線6を伝送してDSP21に入力される。なお、固体撮像素子5は、後述の同期信号発生回路から出力されるタイミングパルスに基づいて駆動し、蓄積された電荷すなわち画像信号をDSP21に出力する。

10

20

30

40

50

【0019】

図2は、本実施形態の電子内視鏡10が有しているDSP21の構成を示したブロック図である。DSP21は、同期信号発生回路22、信号処理回路23、Y積分回路24、及び、Y多重回路25を有している。

【0020】

同期信号発生回路22は、固体撮像素子5にタイミングパルスを出力すると共に、信号処理回路23、Y多重回路25、及び、後述のY分離回路41に、それぞれを作動させるためのタイミングパルスを出力する。

【0021】

信号処理回路23は、固体撮像素子5からの出力信号に各処理を施す。具体的には、同期信号発生回路22からのタイミングパルスに同期し、上記出力信号をサンプリングして色分離し、色差信号R-Y、B-Y、及び、輝度信号 Y_{IRIS} とする。この状態の信号と上記出力信号は互いにリニアの関係（すなわち比例関係）にある。しかしながらプロセッサ30では、映像信号として、固体撮像素子5の受光量に対する電圧出力が一定の部分を使用するため、上記状態の信号に、クリッピング処理を施してダイナミックレンジを狭くする。更に、輝度の階調特性や色再現性特性が適切になるようにガンマ補正を行い、上記状態の信号を、プロセッサ30の仕様を満たすものに変換する。これらの処理が施された色差信号R-Y及びB-Yは、プロセッサ30に出力される。なお、クリッピング処理等を施す前の段階の輝度信号が先に示された輝度信号 Y_{IRIS} であるのに対して、クリッピング処理等を施した後の段階の輝度信号を輝度信号Yとする。

【0022】

ここで、クリッピング処理によって輝度情報が一部失われた輝度信号を調光用の信号として利用すると、信号が飽和状態を示している部分に対する調光を行う際にフィードバックが正常に機能せず、結果的に調光制御下の絞り33の動作を極端に遅延させてしまうことがある。また、ガンマ補正された輝度信号を調光用の信号として利用すると、調光制御自体がガンマ補正を持つことになり、結果的に、撮像素子の出力値をリニアに反映した正確な調光を行うことができなくなってしまう。従って本実施形態では、撮像素子の出力信号とリニアの関係を持つ輝度信号を調光用の信号として利用し、正確且つ高速な調光処理を実現している。

【0023】

ここで、上記特許文献1の如く調光用信号の信号線を別途追加すると、装置の大型化や部品点数の増加を引き起こす。本実施形態ではこのような問題を発生させないためにDSP21を以下の如く構成して作動させている。

【0024】

図3(a)～(e)に、DSP21中の各処理段階の信号の波形を示す。図3の各波形において、縦軸が信号の出力値であり、横軸が時間である。信号処理回路23は、図3(a)に示された輝度信号 Y_{IRIS} をY積分回路24に出力すると共に、図3(b)に示された輝度信号YをY多重回路25に出力する。図3(b)に示されるように輝度信号Yは、輝度信号 Y_{IRIS} に対してダイナミックレンジが狭められており、所定のガンマ特性を持つ。なお、図3(a)や(b)に示されるように、固体撮像素子5から出力される信号は、画像信号を含む期間と含まない期間とを有している。前者の期間は、固体撮像素子5の各受光素子とその受光量に応じた電荷を蓄積した期間である。また、後者の期間は、蓄積された電荷を転送した期間である。後者の期間中、固体撮像素子5は遮光されているため、実質的に何れの信号も含まれない。すなわち後者の期間には映像信号となり得る信号が含まれないため、本実施形態ではこの期間を映像ブランキング期間と称する。

【0025】

Y積分回路24は、後述のシステムコントロールユニット51により設定される時定数に基づいて輝度信号 Y_{IRIS} を積分する。これにより輝度信号 Y_{IRIS} は、平均化された滑らかな波形の輝度信号 Y_{ave} （図3(c)参照）に変換され、Y多重回路25に出力される。なお、輝度信号 Y_{ave} は輝度信号 Y_{IRIS} を積分しただけのものである

10

20

30

40

50

ため、輝度信号 Y_{ave} と撮像素子の出力信号との間にはリニアの関係が保たれている。

【0026】

Y多重回路25は、同期信号発生回路22からのタイミングパルス(図3(d)参照)に同期して作動し、当該タイミングパルスが、「H」の間中は輝度信号Yを出力し、「L」の間中は輝度信号 Y_{ave} を出力する。ここで、上記タイミングパルスは、輝度信号Yの映像ブランキング期間の一部に対応する期間のみ「L」である。従ってY多重回路25から出力される輝度信号 Y_{mix} は、図3(e)に示されるように、輝度信号Yに対して、その映像ブランキング期間の一部に輝度信号 Y_{ave} が重畳されたものとなる。すなわち輝度信号 Y_{mix} は、輝度信号Y中の映像信号となり得る信号の波形を保ちつつ、適切な調光に利用可能な輝度信号 Y_{ave} を含む。

10

【0027】

輝度信号 Y_{mix} は、プロセッサ30に出力され、色差信号R-Y及びB-Yと共に処理を施される。ここで、輝度信号 Y_{mix} は、例えば輝度信号Yの伝送に用いられていた既存の信号線でプロセッサ30に伝送される。従って本実施形態の電子内視鏡システム100は調光用信号の信号線を別途備えておらず、信号線6に束ねられた信号線の本数は従来と同じである。

【0028】

プロセッサ30は、画像処理を行う構成として、Y分離回路41、システムコントロールユニット51、A/D変換器53A、53B、53C、タイミング発生器54、メモリ55、D/A変換器56A、56B、56C、及び、映像信号処理回路57を有している。

20

【0029】

ここで図4に、本実施形態のプロセッサ30が有しているY分離回路41の概略構成を示す。また、図5(a)~(f)に、Y分離回路41中の各処理段階の信号の波形を示す。図5の各波形において、縦軸が信号の出力値であり、横軸が時間である。Y分離回路41は、Y多重回路25からの輝度信号 Y_{mix} が入力する回路であり、クランプ回路42、スイッチ回路43、及び、S/H回路44を有している。輝度信号 Y_{mix} は、Y分離回路41により輝度信号Yと調光用信号に分離される。

【0030】

クランプ回路42は、輝度の基準レベルを設定するために用いられる回路であり、例えば入力された輝度信号 Y_{mix} (図5(a)参照)の黒レベルを一定の電圧にクランプする機能を有している。図5(b)に示されたクランプパルス C_p は、同期信号発生回路22からクランプ回路42に出力される、輝度信号 Y_{mix} に対応した信号であって、黒レベルの時間軸上の位置を示した信号である。クランプ回路42は、輝度信号 Y_{mix} とクランプパルス C_p に基づいて輝度信号 Y_{CLPMix} (図5(c)参照)を設定し、スイッチ回路43及びS/H回路44に出力する。なお、輝度信号 Y_{CLPMix} は、クランプパルス C_p が「H」となるタイミングに対応した輝度信号 Y_{mix} の出力値をクランプレベル(例えばグランドレベル)とした輝度信号である。

30

【0031】

スイッチ回路43は、同期信号発生回路22からのタイミングパルス(図5(d)参照)に同期して作動し、当該タイミングパルスが、「H」の間中は輝度信号 Y_{CLPMix} を出力し、「L」の間中は上記クランプレベルに相当する信号を出力する。従ってスイッチ回路43から出力される輝度信号Yは、図5(e)に示されるように、上記クランプレベルがグランドレベルとなるように設定された信号であって、図3(b)に示されている、信号処理回路23から出力されたものと実質的に同一の信号となる。

40

【0032】

ここで、信号処理回路23から出力された色差信号R-Y、B-Y、及び、スイッチ回路43から出力された輝度信号Yは、それぞれ、A/D変換器53A、53B、53Cに入力してデジタル信号に変換され、タイミング発生器54によって出力されるタイミングパルスに同期してメモリ55に格納される。メモリ55は、複数のフレームメモリを有し

50

ており、各色成分に対応した信号をそれぞれのフレームメモリに格納する。これらの各信号は、所定のタイミングで同時に読み出しされ、D/A変換器56A、56B、56Cによってアナログ信号に変換され、映像信号処理回路57によって所定のフォーマットの映像信号に変換されてモニタ60に出力される。これにより、モニタ60に例えば患者の体腔内の映像が表示される。なお、ここでいう所定のフォーマットには、例えばコンポジットビデオ信号や、Y/Cビデオ信号、RGBビデオ信号等がある。

【0033】

上述したように、モニタ60に表示される映像の輝度は、Y分離回路41によって分離された輝度信号 Y_{ave} に基づいて調整される。S/H回路44は、同期信号発生回路22からのタイミングパルス(図5(d)参照)に同期して作動し、当該タイミングパルスが、「H」の期間中は輝度信号 Y_{CLPMix} をその値にホールドして出力し、「L」の期間中は輝度信号 Y_{CLPMix} をそのままの値で出力する。従ってS/H回路44から出力される信号は、図5(f)に示されている輝度信号 Y'_{ave} になる。輝度信号 Y'_{ave} は、調光回路36に出力される。なお、輝度信号 Y'_{ave} は輝度信号 Y_{ave} の出力値をホールドしたりスルーしたりしただけのものであるため、輝度信号 Y'_{ave} と撮像素子の出力信号との間にはリニアの関係が保たれている。

【0034】

調光回路36には、S/H回路44からの輝度信号 Y'_{ave} 以外に、システムコントロールユニット51からの参照電圧 V_{ref} が入力される。参照電圧 V_{ref} は、電子内視鏡10に供給されるべき照明光の目標光量に対応した参照値であり、モニタ60に表示される映像の輝度を適正にするためのものである。調光回路36は、輝度信号 Y'_{ave} と参照電圧 V_{ref} とを比較して、参照電圧 V_{ref} に対する輝度信号 Y'_{ave} の出力(すなわち撮像対象の輝度)の差分を算出してモータドライバ35に出力する。

【0035】

モータドライバ35は、上記差分の信号に基づいてモータ34を制御して絞り33を可変させる。これにより、絞り33が適切な開口径に絞られて、上記差分の信号の出力が0に近づけられる。この結果、モニタ60に表示される映像は、その輝度が適正なものとなり、例えば画素が光量過剰で白く潰れてしまったり、光量不足で黒く潰れてしまったりすることが軽減され、術者は、鮮明な映像で診断等を行うことができるようになる。

【0036】

このように本実施形態では、撮像素子の出力信号とリニアの関係を持つ輝度信号を調光用信号として利用している。従って正確且つ高速に調光制御が行われる。また、映像信号としての輝度信号に調光用信号を重畳させているため、電子内視鏡10とプロセッサ30との間で調光用信号の信号線を別途備える必要がない。

【0037】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明の実施の形態の電子内視鏡システムの構成を示したブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態の電子内視鏡が有しているDSPの構成を示したブロック図である。

【図3】DSPにおける各処理段階の信号の波形を示した図である。

【図4】本発明の実施の形態の電子内視鏡システムが有しているY分離回路の構成を示したブロック図である。

【図5】Y分離回路における各処理段階の信号の波形を示した図である。

【符号の説明】

【0039】

10 電子内視鏡

21 DSP

10

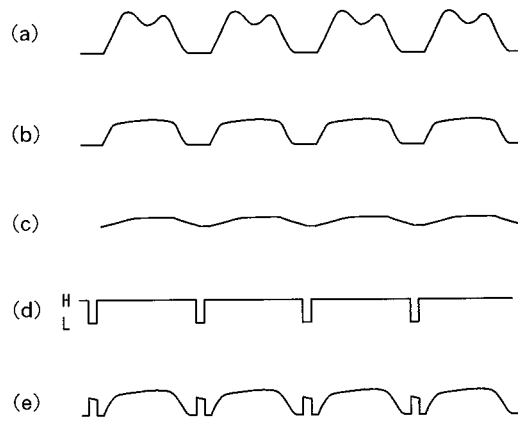
20

30

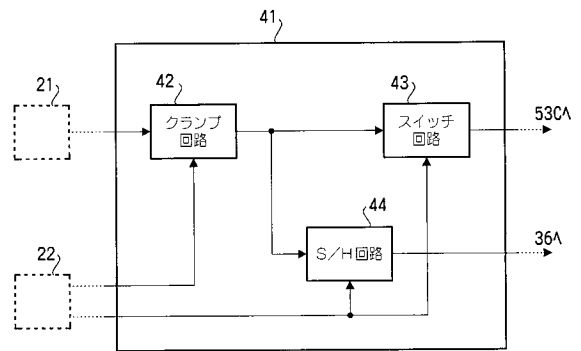
40

50

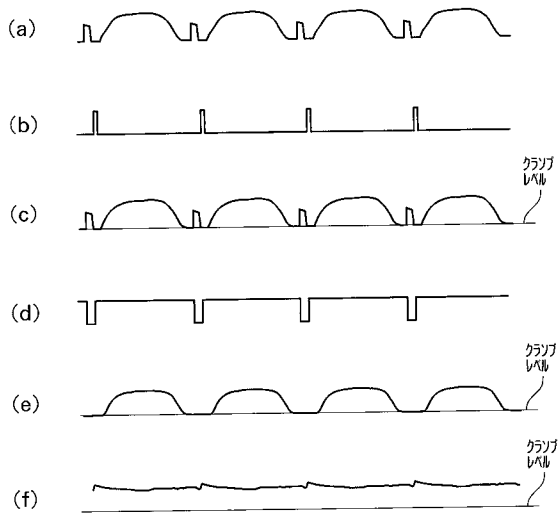
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	电子内窥镜和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007020761A	公开(公告)日	2007-02-01
申请号	JP2005205229	申请日	2005-07-14
[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	入山 兼一		
发明人	入山 兼一		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/04 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA07 2H040/CA09 2H040/CA23 2H040/FA02 2H040/FA11 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/SS30 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS30		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不增加设备尺寸或增加零件数量的情况下，准确，快速地进行调光。 解决方案：信号处理装置，用于对图像拾取装置的输出信号进行预定的处理；亮度信号提取装置，用于在从输出信号执行预定处理之前的阶段中提取预处理的亮度信号， 提供一种电子内窥镜，包括：亮度信号叠加单元，其将提取的预处理亮度信号叠加在已经经过预定处理的后处理亮度信号上，并且将叠加后的亮度信号输出到外部设备。 [选择图]图2

