

(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2004-321610

(P2004-321610A)

(43) 公開日 平成16年11月18日(2004.11.18)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/06
A61B 1/04
G02B 23/26

F I

A61B 1/06 A
A61B 1/04 372
G02B 23/26 B

テーマコード(参考)

2H040
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2003-122827(P2003-122827)
(22) 出願日 平成15年4月25日(2003.4.25)

(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43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 藤澤 豊
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 高橋 和正
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 平井 力
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

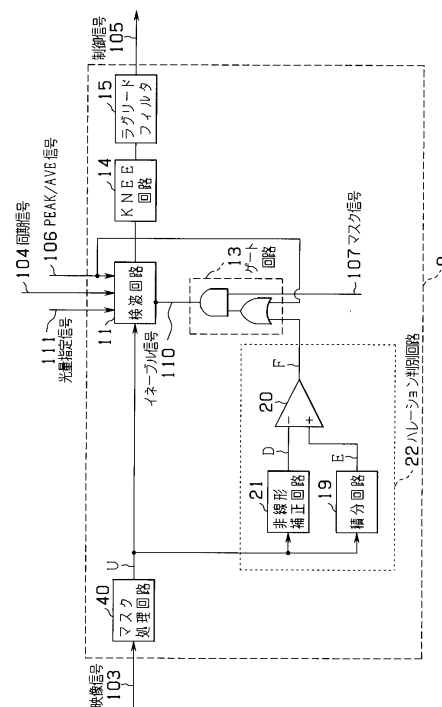
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡の光量制御装置

(57) 【要約】

【課題】常に画面を適度な明るさな保ち、画面がハレーション状態になった場合、速やかに画面を適度な明るさに戻すことができ、観察性能を向上可能な電子内視鏡の光量制御装置を提供する。

【解決手段】本発明の電子内視鏡の光量制御装置では、アイリス制御回路9により絞り2の光量が調節される。この場合、ハレーション判別回路22では、マスク処理回路40からの輝度値(信号U)が積分回路19と非線形補正回路21とに各々入力され、その後、積分回路19により積分された積分結果(信号E)と、非線形補正回路21により非線形補正処理された補正処理結果(信号D)との各レベルが前記比較回路20にて比較される。非線形補正回路21は、内部に設けられた1次テーブルを用い、同じ観察対象に対し周辺の画面の明るさが異なってもハレーション範囲が一定に検出されるように、画面上各部の明るさが小さいときは略一定の低レベル電圧を出力し、高いときは略一定の高レベル電圧を出力するようにテーブル値を設定し、この設定に基づき入力信号Uに対し非線形処理を施す。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の被検部位に照射される照明光を発光する発光手段と、
前記発光手段から前記被検部位に照射される前記照明光の光量を制御する光量制御手段と、
前記照明光が照射された前記被検部位を撮像して撮像信号を生成する撮像手段と、
前記撮像手段により生成された前記撮像信号に所定のフィルタリング処理を行って第 1 の出力信号を生成する積分手段と、
前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルに応じて生成される閾値と前記積分手段により生成された前記第 1 の出力信号とを比較する比較手段と、
前記撮像手段により生成された前記撮像信号を検波して抽出した前記被検部位に関する輝度信号を抽出する輝度信号抽出手段と、
前記輝度信号抽出手段により抽出された前記輝度信号と前記比較手段による比較結果に応じて前記光量制御手段を制御する調光制御手段と、
前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルを低減するために、この撮像信号に所定の補正を行って生成した第 2 の出力信号を前記第 1 の出力信号と比較させるための前記閾値として前記比較手段に出力する信号補正手段と、
を具備したことを特徴とする電子内視鏡の光量制御装置。

10

【請求項 2】

前記信号補正手段は、第 1 の信号レベルを有する前記撮像信号を補正して所定の信号レベルで前記第 2 の出力信号を出力するための第 1 の補正係数と、前記第 1 の信号レベルより高い第 2 の信号レベルを有する前記撮像信号を補正して前記第 1 の補正係数による補正した場合よりも高い信号レベルで前記第 2 の出力信号を出力するための第 2 の補正係数を有し、前記撮像信号の信号レベルに応じて、前記第 1 又は第 2 の補正係数のいずれか一方によって前記撮像信号の補正を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡の光量制御装置。

20

【請求項 3】

前記信号補正手段が有する前記第 2 の補正係数は、前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルに対して非線形に対応したレベルで前記第 2 の出力信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡の光量制御装置。

30

【請求項 4】

前記信号補正手段は、前記撮像手段により生成された前記撮像信号に基づいて表示された表示画面上の位置に応じて、前記信号補正手段の前記 1 及び第 2 の補正係数による補正のレベルを変更することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡の光量制御装置。

【請求項 5】

前記信号補正手段は、前記補正のレベルを変更する領域を設定する補正レベル変更領域設定手段に基づいて前記補正のレベルを変更することを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡の光量制御装置。

【請求項 6】

前記信号補正手段が有する前記第 1 の補正係数は、前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルに対して比例関係にあるレベルで前記第 2 の出力信号を生成することを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 に記載の電子内視鏡の光量制御装置。

40

【請求項 7】

あらかじめ設定された所定の値に対する前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルを判定する判定手段をさらに具備し、
前記調光制御手段は、前記輝度信号抽出手段により抽出された前記輝度信号と前記比較手段による比較結果と前記判定手段による判定結果とに基づいて前記光量制御手段を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡の光量制御装置。

【請求項 8】

前記比較手段から出力される第 1 の比較結果とこの第 1 の比較結果よりも所定の期間の

50

ちに前記第1の比較結果が維持されているか否かを検出する維持検出手段をさらに具備し、前記調光制御手段は、前記輝度信号抽出手段により抽出された前記輝度信号と前記維持検出手段による検出結果とに基づいて前記光量制御手段を制御することを特徴とする請求項1に記載の電子内視鏡の光量制御装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、電子内視鏡システムに係り、詳しくはいかなる被写体の状態であっても安定した明るさの内視鏡画像が得られるような優れた観察観察性能を有する電子内視鏡の光量制御装置に関する。

10

【0002】

【従来技術】

近年、挿入部先端に固体撮像素子（以下、Charge Coupled DeviceでCCDと称す）を搭載し、CCDを用いて撮像した観察像をビデオプロセッサによってテレビモニタに映出する電子内視鏡装置が普及している。

【0003】

電子内視鏡装置においては、体腔内を観察すると共に処置を行うことを容易とするために、被写体を明るく観察することができるようにするための光源装置と、被写体に照射する光量を自動的に調整する（自動調光）機能がよく使用されている。

20

【0004】

自動調光機能を達成するために、従来電子内視鏡装置においては被写体の明るさを算出する測光回路を内蔵している。測光回路で算出した明るさに応じて、光源装置の絞りを制御して自動的に光量の調整を行っている。

【0005】

従来、測光方式としては、例えば特公平7-108278号公報に平均測光方式とピーク測光方式とが示されている。平均測光方式は、被写体からの反射光の画面平均値に基づいて被写体に照射する光量を調整するものであり、これに対してピーク測光方式は被写体からの反射光のピーク値に基づいて被写体に照射する光量を調整するものである。

【0006】

平均測光は、撮像素子からの出力を積分して反射光の平均値を得ており、被写体の輝度分布が一様な場合に有利な方式である。また、平均測光方式においては処置具等の高輝度で小面積の物体によって、関心領域が暗くなってしまうことを避けることができるように、所定レベル以上の映像信号をクリップするためのクリップ回路が設けられる。

30

【0007】

しかし、胃角などの突出した高輝度な被写体を観察する場合に平均測光方式を採用すると、ハレーションが発生してしまう。そこで、このような場合には、ピーク測光方式が採用される。

【0008】

ピーク測光方式は、撮像素子からの出力のピーク値を検出して光量を制御するものであり、被写体の輝度差が大きく、かつ高輝度部を観察したい場合等に用いられる。しかし、ピーク測光方式採用時に処置具を使用すると、画面全体が暗くなり関心領域の観察が困難となる。つまり、ピーク測光方式では輝度差が大きい被写体の高輝度部分に注目領域がある場合に有効であり、平均測光方式は輝度分布が一様な場合や、処置具を用いた観察時に有効である。

40

【0009】

このような光量を調整可能な従来光量制御装置を備えた電子内視鏡の構成及び作用を図13乃至図20を参照しながら説明する。

【0010】

図13は従来光量制御装置を備えた電子内視鏡システムの構成例を示す概念図であり、

50

図 1 4 は図 1 3 に示すアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図である。また図 1 5 乃至図 2 0 は従来技術の制御動作を説明するための説明図である。なお、図 1 5 (a) , 図 1 8 , 図 1 9 及び図 2 0 において、符号 6 0 はモニタ上に表示される内視鏡画像を示し、符号 6 0 a は測光領域、符号 6 0 b はハレーション部、符号 4 0 a はマスク領域をそれぞれ示している。

【 0 0 1 1 】

図 1 3 に示すように、従来の電子内視鏡では、ランプ 1 からの照明光 1 0 8 は絞リ 2、ライトガイド 3 を介して被写体に照射するようし、該被写体からの反射像が C C D 撮像素子 4 の受光面に供給される。

【 0 0 1 2 】

C C D 4 から伝送される画像信号はプリアンプ 5 で増幅され、C D S 回路 6 でリセット雑音の除去などの処理を行う。処理された画像信号は A / D 変換器 7 においてアナログ信号からデジタル信号に変換され、映像信号処理回路 8 及びアイリス制御回路 9 0 に送られる。

【 0 0 1 3 】

映像信号処理回路 8 で処理された映像信号は、図示しないモニタ装置に出力され、これにより、図示しないモニタ装置には映像信号に基づく画像が表示されるようになっている。

【 0 0 1 4 】

前記アイリス制御回路 9 0 は、A / D 変換器 7 から入力する映像信号 1 0 3 を検波処理して該映像信号中から輝度情報 (輝度成分) を取り出し、この輝度情報のレベルが光量操作部 1 0 に設定された所定の基準レベルになるように絞リ 2 4 を制御する。

【 0 0 1 5 】

次に、図 1 4 を参照しながら従来における前記アイリス制御回路 9 0 の構成を説明する。

【 0 0 1 6 】

従来のアイリス制御回路 9 0 は、図 1 4 に示すように、マスク処理回路 4 0 , 検波回路 1 1 , ハレーション判別回路 1 2 , K N E E 回路 1 4 , ラグリードフィルタ 1 5 等を含んで構成されている。

【 0 0 1 7 】

上記構成のアイリス制御回路 9 0 において、前記映像信号 1 0 3 は、マスク処理回路 4 0 を介して各画素の映像信号の輝度情報を検出する検波回路 1 1 に入力する他、画面上のハレーション部分を検出し判別するハレーション判別回路 1 2 に入力される。

【 0 0 1 8 】

そして、ハレーション判別回路 1 2 の出力信号 C は、上述のピーク及び平均測光状態を表す P E A K / A V E 判別信号 1 0 6、マスク領域であることを示すマスク信号 1 0 7 と共にゲート回路 1 3 に入力され、該ゲート回路 1 3 の出力は前記検波回路 1 1 に入力される。

【 0 0 1 9 】

該検波回路 1 1 の出力信号は、K N E E 回路 1 4 に入力される。この K N E E 回路 1 4 により、入力された信号レベルと非線形に対応した信号をラグリードフィルタ 1 6 に出力する。

【 0 0 2 0 】

このラグリードフィルタ 1 6 は、K N E E 回路 1 4 からの出力信号の位相調整を行い、その後、この位相調整された信号を、画面の明るさが前記光量操作部 1 0 に設定された目標の明るさとなるよう絞リ 2 の移動量をフィードバック制御するための制御信号 1 0 5 として前記絞リ 2 に供給する。このようにして、アイリス制御回路 9 0 は、生成した制御信号 1 0 5 を絞リ 2 に供給することにより、ランプ 1 の光量を制御している。

【 0 0 2 1 】

次に、前記アイリス制御回路 9 0 による従来 of 制御動作について図 1 4 乃至図 2 0 を参照しながら説明する。

【 0 0 2 2 】

10

20

30

40

50

前記検波回路 11 では、図 14 に示すように入力する映像信号（信号 U）を同期信号 104 に同期したタイミングで検波して、前記平均測光モードの時は、画面平均の明るさを示す直流レベル電圧を出力する。一方、前記ピーク測光モードの時は、画面上に現れる明るさの最大レベルを示す直流レベル電圧を出力する。

【0023】

この場合、測光モードは、測光モードを示す前記 P E A K / A V E 判別信号 106 によってどちらか一方に選択され、上記の検波方法や輝度の目標値を切り替えている。また、前記検波回路 11 には、光量操作部 10 で設定された光量レベルに応じた制御信号（指定信号ともいう）111 が入力され、輝度目標値を選択する。

【0024】

一方、前記ハレーション判別回路 12 においては、図 15 に示すように、前記ブリーダ回路 18 にて、前記映像信号（信号 U）の輝度信号を一定の分圧比で信号レベルを低減している（信号 A で、図 15（c）参照）。一方、積分回路 19 では、前記輝度信号（信号 U）を所定のフィルタ定数により、低減通過フィルタリング処理を行う（信号 B で、図 15（c）参照）。

10

【0025】

そして、前記比較回路 20 では、前記ブリーダ回路 18 の出力（信号 A）と積分回路 19 の出力（信号 B）の両信号レベルを比較し、判別信号（信号 C）を出力する（図 15（d）参照）。

【0026】

ここで、ハレーション判別回路 12 は、前記積分回路 19 の出力（信号 B）が前記ブリーダ回路 18 の出力レベル（信号 A）より小さい場合、その画素領域をハレーション部として検出し、前記比較回路 20 の出力（信号 C）は“Low”（以下、L と称す）レベルを出力する。

20

【0027】

この L レベルとして検出されたハレーション領域では、測光モードが平均測光の場合、前記検波回路 11 で行われる輝度信号の画面平均値計算の際、不要であるマスク領域と共に計算対象から外すため、前記ゲート回路 13 では前記比較回路 20 の出力（信号 C）と前記ピーク判別信号 106 と前記マスク信号 107 の間で論理積の演算が行われ、その結果、前記検波回路 11 には L レベルのイネーブル信号 110 が送られて、この L レベルの区

30

【0028】

ここで、前記 P E A K / A V E 判別信号 106 は、ピーク測光時に H レベル、平均測光時は L レベルとなり、前記マスク信号 107 は、マスク領域で L レベル、測光領域で H レベルとなる。したがって、マスク領域であるか、平均測光モード時にハレーション検出部である場合、イネーブル信号 110 が L レベルとなるため、その区間では、平均値計算の対象から除外される。

【0029】

ここで、前記積分回路 19 において映像信号（信号 U）の輝度信号を積分して、閾値であるブリーダ回路 18 の出力と比較するのは、映像信号（信号 U）の輝度信号レベルが閾値

40

【0030】

前記検波回路 11 の出力は、前記 K N E E 回路 14 に入力されるが、図 16 に示すように、絞り 2 は光束の中心に行くほど遮光面積が大きくなるような形状となっており、絞り移動量と照射光量とが比例関係でない。これを補正するために、光量が明るい場合は暗い場合と比べ、絞りの移動量を大きくとる必要があり、該 K N E E 回路 14 では、図 17 に示すような関係で、入力レベルに応じて出力との比例関係補正を行っている。

【0031】

また、該 K N E E 回路 14 の補正後の信号は、前記光量操作部 10 に設定された目標の明

50

るさとなるよう絞り2の移動量をフィードバック制御するための前記ラグリードフィルタ15を通して、絞り2へ制御信号105として出力される。このような技術に類似する光量制御を行う光量制御装置を備えた関連技術としては、本件出願人によって提案がなされた、例えば特開平10-165363号公報に記載の内視鏡用撮像信号処理装置や、特開2001-154232号公報に記載の測光装置がある。

【0032】

前者の特開平10-165363号公報に記載の内視鏡用撮像信号処理装置は、撮像手段によって得られた内視鏡撮像信号を処理する内視鏡用撮像信号処理装置において、前記内視鏡撮像信号の信号レベルに基づいて前記内視鏡撮像信号中の内視鏡像を表す内視鏡画像領域を検出する内視鏡画像領域検出手段と、前記内視鏡画像領域検出手段の検出に応じて前記内視鏡撮像信号の処理状態を変更する信号処理状態変更手段とを具備して構成したことが特徴であり、具体的には、抵抗R1とコンデンサC1（明細書中の図1参照）とで構成される回路によって、内視鏡画像領域検出（例えばハレーション検出）を行い、この検出結果に基づき内視鏡撮像信号の処理状態を変更するようにしている。

10

【0033】

この構成により、表示領域の異なる任意の電子内視鏡に対して正確な測光エリアを指定し、最適に内視鏡撮像信号を処理する目的を達成している。

【0034】

後者の特開2001-154232号公報に記載の測光装置は、表示装置に映像を表示するための映像信号に基づき、前記映像の明るさを測定する測光装置において、前記映像信号を入力する入力手段と、前記表示装置に表示される映像を少なくとも第1の領域と第2の領域とに分割する領域分割手段と、前記領域分割手段により分割された前記第1の領域に相当する映像信号に基づき、前記第1の領域を第1の測光方式で測光する第1の測光手段と、前記領域分割手段により分割された前記第2の領域に相当する映像信号に基づき、前記第1の測光方式とは異なる第2の測光方式で測光する第2の測光手段と、前記第1の測光手段及び前記第2の測光手段の測光結果に基づき前記映像信号の輝度を算出する輝度算出手段と、前記表示装置に映像を表示するための映像信号の中から特定の色を識別する色識別手段と、前記色識別手段により識別された特定の色を有する特定領域を抽出する特定領域抽出手段と、前記特定領域抽出手段により抽出された前記特定領域に基づき、該特定部位に相当する映像信号が前記第1、第2の測光手段に入力されることを禁止する入力禁止手段と、を有することを特徴としている。

20

30

【0035】

具体的には、ユーザの設定操作に基づき、ゲート信号発生回路によって、撮像範囲中央部でピーク測光を行い、周辺部で平均測光を行うためのゲート信号を生成し、これを光量制御に用いている。

【0036】

この構成により、処置具が撮像された場合でも、ハレーションのない観察しやすい撮像画像を得る目的を達成しようとしている。

【0037】

【特許文献1】

特開平10-165363号公報（図1及び図4参照）

40

【0038】

【特許文献2】

特開2001-154232号公報（図2参照）

【0039】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記した特開平10-165363号公報に記載の提案を含む従来技術では、ハレーション部の画面上の位置や周辺の明るさによって、ハレーション検出範囲にばらつきが発生し、その結果、観察画面の明るさにばらつきが出てしまい、観察性能を低下させる要因となっていた。

50

【0040】

例えば、図18は内視鏡画像60がモニタの画面上に表示されている状態を示しているものであるが、この図18に示すように、画面上ハレーション部があるときでも該ハレーション部60b以外の背景60cが明るい場合、つまり、該ハレーション部60bと背景60cとの輝度差が少ない場合、積分回路19の出力信号(信号B)は、ハレーション部60bが始まるポイントにおける電圧レベルが高いため、ブリーダ回路18の出力(信号A)より小さくなる区間が短く、ハレーション検出がしにくくなる。逆に、ハレーション部60b以外の背景60cが暗い場合、図19に示すように積分回路19の出力信号(信号B)は、ハレーション部が始まるポイントにおける電圧レベルが低いため、ブリーダ回路18の出力(信号A)より小さくなる区間が広がり、ハレーション検出がしやすくなる。このように実際のハレーション部分の面積が同じでも、周辺の明るさによって検出範囲にばらつきが生じ、その結果画面全体の明るさにばらつきが生じるといった問題があった。

10

【0041】

また、図20に示すように、画面左端にハレーション部分60bが無くても、左端のマスク領域40aと、出画領域(内視鏡画像60)との輝度変化が大きい場合、前述したように、積分回路19の出力信号(信号B)は、測光領域が始まるポイントにおける電圧レベルが低いため、ブリーダ回路18出力(信号A)より小さくなる領域が発生し、ハレーションと誤検知する可能性がある。したがって、ハレーション部の画面上の位置によって、画面全体の明るさにばらつきが生じる。

【0042】

また、前記特開2001-154232号公報に記載の測光装置では、高輝度の被写体(例えば鉗子等)を検出するための色判別手段を設けたり、また、鉗子等の被写体の検出位置に応じて測光領域及び測光方式を替えたり制御するためのゲート信号発生回路を設けて構成しているので、結果として回路構成が複雑になってしまう。また、前記ゲート信号発生回路は、ユーザが測光領域の範囲を予め設定する必要があるので自由度がなく、さらに、目標値である明るさ近傍では、ハンチングが発生しやすいといった不都合もあった。

20

【0043】

そこで、本発明では上記問題点に鑑みてなされたもので、常に画面を適度な明るさな保ち、画面がハレーション状態になった場合、速やかに画面を適度な明るさに戻すことができ、観察性能を向上可能な電子内視鏡の光量制御装置を提供することを目的とする。

30

【0044】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために請求項1の発明の電子内視鏡の光量制御装置は、被検体の被検部位に照射される照明光を発光する発光手段と、前記発光手段から前記被検部位に照射される前記照明光の光量を制御する光量制御手段と、前記照明光が照射された前記被検部位を撮像して撮像信号を生成する撮像手段と、前記撮像手段により生成された前記撮像信号に所定のフィルタリング処理を行って第1の出力信号を生成する積分手段と、前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルに応じて生成される閾値と前記積分手段により生成された前記第1の出力信号とを比較する比較手段と、前記撮像手段により生成された前記撮像信号を検波して抽出した前記被検部位に関する輝度信号を抽出する輝度信号抽出手段と、前記輝度信号抽出手段により抽出された前記輝度信号と前記比較手段による比較結果に応じて前記光量制御手段を制御する調光制御手段と、前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルを低減するために、この撮像信号に所定の補正を行って生成した第2の出力信号を前記第1の出力信号と比較させるための前記閾値として前記比較手段に出力する信号補正手段と、を具備したことを特徴とするものである。

40

【0045】

請求項2の発明の電子内視鏡の光量制御装置は、請求項1に記載の電子内視鏡の光量制御装置において、前記信号補正手段は、第1の信号レベルを有する前記撮像信号を補正して所定の信号レベルで前記第2の出力信号を出力するための第1の補正係数と、前記第1の信号レベルより高い第2の信号レベルを有する前記撮像信号を補正して前記第1の補正係

50

数による補正した場合よりも高い信号レベルで前記第2の出力信号を出力するための第2の補正係数を有し、前記撮像信号の信号レベルに応じて、前記第1又は第2の補正係数のいずれか一方によって前記撮像信号の補正を行うことを特徴とするものである。

【0046】

請求項3の発明の電子内視鏡の光量制御装置は、請求項2に記載の電子内視鏡の光量制御装置において、前記信号補正手段が有する前記第2の補正係数は、前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルに対して非線形に対応したレベルで前記第2の出力信号を生成することを特徴とするものである。

【0047】

請求項4の発明の電子内視鏡の光量制御装置は、請求項2に記載の電子内視鏡の光量制御装置において、前記信号補正手段は、前記撮像手段により生成された前記撮像信号に基づいて表示された表示画面上の位置に応じて、前記信号補正手段の前記第1及び第2の補正係数による補正のレベルを変更することを特徴とするものである。

10

【0048】

請求項5の発明の電子内視鏡の光量制御装置は、請求項4に記載の電子内視鏡の光量制御装置において、前記信号補正手段は、前記補正のレベルを変更する領域を設定する補正レベル変更領域設定手段に基づいて前記補正のレベルを変更することを特徴とするものである。

【0049】

請求項6の発明の電子内視鏡の光量制御装置は、請求項3又は請求項4に記載の電子内視鏡の光量制御装置において、前記信号補正手段が有する前記第1の補正係数は、前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルに対して比例関係にあるレベルで前記第2の出力信号を生成することを特徴とするものである。

20

【0050】

請求項7の発明の電子内視鏡の光量制御装置は、請求項1に記載の電子内視鏡の光量制御装置において、あらかじめ設定された所定の値に対する前記撮像手段により生成された前記撮像信号の信号レベルを判定する判定手段をさらに具備し、前記調光制御手段は、前記輝度信号抽出手段により抽出された前記輝度信号と前記比較手段による比較結果と前記判定手段による判定結果とに基づいて前記光量制御手段を制御することを特徴とするものである。

30

【0051】

請求項8の発明の電子内視鏡の光量制御装置は、請求項1に記載の電子内視鏡の光量制御装置において、前記比較手段から出力される第1の比較結果とこの第1の比較結果よりも所定の期間ののちに前記第1の比較結果が維持されているか否かを検出する維持検出手段をさらに具備し、前記調光制御手段は、前記輝度信号抽出手段により抽出された前記輝度信号と前記維持検出手段による検出結果とに基づいて前記光量制御手段を制御することを特徴とするものである。

【0052】

この構成によれば、常に画面を適度な明るさな保ち、画面がハレーション状態になった場合、速やかに画面を適度な明るさに戻すことができ、観察性能を向上可能な電子内視鏡の光量制御装置を実現できる。

40

【0053】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

【0054】

第1の実施の形態：

(構成)

図1乃至図3は本発明の電子内視鏡の光量制御装置の第1の実施の形態を示し、図1は該光量制御装置を備えた電子内視鏡システム全体の構成を示す概念図であり、図2は図1に示すアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図である。また、図3は特徴となる

50

図 2 の非線形補正回路による補正出力特性を示す特性図であり、図 3 (a) は入力輝度レベルがハレーション閾値に到達したときに動作する状態を示し、図 3 (b) はハンチングを防止するために入力輝度レベルがハレーション閾値をまたいで動作する状態をそれぞれ示している。

【 0 0 5 5 】

本実施の形態の光量制御装置を備えた電子内視鏡システムは、図 1 に示すように、被検体の被検部位に照射される照明光を発光する発光手段としてのランプ 1 を備え、このランプ 1 からの照明光は絞り 2、ライトガイド 3 を介して被写体に照射し、該被写体から反射像は CCD 4 の受光面に供給されるようになっている。

【 0 0 5 6 】

この CCD 4 は、被検体の被検部位を撮像して撮像信号を生成する撮像手段であり、生成した撮像信号 (映像信号) をプリアンプ 5 に供給する。この場合、CCD 4 は、CCD ドライバ 3 1 によってその駆動が制御されるようになっている。

【 0 0 5 7 】

プリアンプ 5 は、CCD 4 から伝送される画像信号を所定の増幅率で増幅し、CDS 回路 6 に供給する。

【 0 0 5 8 】

CDS 回路 6 は、供給された画像信号にリセット雑音の除去などの処理を施し、A/D 変換器 7 に供給する。

【 0 0 5 9 】

A/D 変換器 7 は、CDS 回路 6 からのアナログの映像信号をデジタル信号に変換し、映像処理回路 8 及びアイリス制御回路 9 に供給する。

【 0 0 6 0 】

映像処理回路 8 は、デジタルの画像データに対し、同期信号発生回路 3 2 からの同期信号に基づき図示しないモニター表示するのに必要な処理を施し、モニター (図示せず) に出力する。これにより、図示しないモニターには、CCD 4 により撮像された被検体の被検部位に対応する撮像信号に基づく画像が表示されることになる。

【 0 0 6 1 】

また、電子内視鏡システムには、上記同期信号発生回路 3 2、CCD ドライバ 3 1、本実施の形態の特徴となるアイリス制御回路 9 及び光量操作部 1 0 が設けられている。

【 0 0 6 2 】

同期信号発生回路 (SSG とも称す) 3 2 は、水平及び垂直の同期信号を発生し、前記映像処理回路 8、CCD ドライバ 3 1 及びアイリス制御回路 9 に供給する。

【 0 0 6 3 】

CCD ドライバ 3 1 は、同期信号発生回路 3 2 からの同期信号のタイミングに基づき CCD 4 の駆動を制御するものである。

【 0 0 6 4 】

前記アイリス制御回路 9 には光量操作部 1 0 が接続されている。該光量操作部 1 0 は、映像処理回路 8 により処理されモニター表示する画像の明るさを術者の所望の明るさに変更するための画像の明るさの目標値を入力する目標値入力手段であり、例えば操作パネルや操作レバー等で構成されている。したがって、光量操作部 1 0 により目標値が操作指示された操作信号 (以下、指定信号と称す) 1 1 1 がアイリス制御回路 9 に供給されるようになっている。

【 0 0 6 5 】

前記アイリス制御回路 9 は、同期信号発生回路 3 2 からの同期信号 1 0 4 に基づき、A/D 変換器 7 から入力する映像信号 1 0 3 を検波処理して該映像信号中から輝度情報 (輝度成分) を取り出し、この輝度情報のレベルが光量操作部 1 0 に設定された所定の基準レベルになるように制御信号 1 0 5 を作成し、絞り 2 に供給することにより、絞り 2 を制御する。

【 0 0 6 6 】

10

20

30

40

50

次に、本実施の形態の特徴となるアイリス制御回路 9 の構成を、図 2 を参照しながら詳細に説明する。

【0067】

本実施の形態におけるアイリス制御回路 9 は、図 2 に示すように、マスク処理回路 40、検波回路 11、ハレーション判別回路 22、ゲート回路 13、KNEE 回路 14、ラグリードフィルタ 15 等を含んで構成されている。

【0068】

マスク処理回路 40 は、A/D 変換器 7 からの映像信号 103 を取り込み、取り込んだ映像信号に、測光領域 60a (図 5 参照) 外の領域をゼロレベルにするためのマスク処理を施し、得た映像信号 (信号 U) を検波回路 11、ハレーション判別回路 22 内の非線形補正回路 21 及び積分回路 19 にそれぞれ供給する。

10

【0069】

検波回路 11 は、前記輝度信号抽出手段として構成されたもので、光量指定信号 111 に基づく目標値と同期信号 104 によるタイミングと PEAK/AVE 信号により決定された測光方式に基づき、供給された映像信号に検波処理を施すことにより、前記被検部位に関する輝度信号を抽出して、後段の調光制御手段として配された KNEE 回路 14 に供給する。例えば、前記 PEAK 信号である場合には、測光方式が PEAK 測光方式であり、最大値の輝度レベルが抽出され、一方、AVE 信号である場合には、測光方式が平均測光方式であり、平均値の輝度レベルが抽出される。

【0070】

KNEE 回路 14 は、検波回路 11 の出力信号の信号レベルと非線形に対応した信号に補正を行い、同様の調光制御手段としてのラグリードフィルタ 16 に出力する。

20

【0071】

ラグリードフィルタ 16 は、KNEE 回路 14 からの出力信号の位相調整を行い、その後、この位相調整された信号を、画面の明るさが前記光量操作部 10 に設定された目標の明るさとなるよう絞り 2 の移動量をフィードバック制御するための制御信号 105 として前記絞り 2 に供給する。このようにして、アイリス制御回路 9 は、生成した制御信号 105 を絞り 2 に供給することにより、ランプ 1 の光量を制御している。

【0072】

ところで、本実施の形態では、前述した目的を達成するために、前記ハレーション判別回路 22 に改良がなされたことが特徴である。

30

【0073】

前記ハレーション判別回路 22 は、入力されたマスク処理回路 40 からの映像信号からハレーションの発生の有無を判別するとともに、常時適度な明るさを保持するための補正処理を行うものであり、具体的には、信号補正手段としての非線形補正回路 21 と、積分手段としての積分回路 19 と、比較手段としての比較回路 20 とを含んで構成されている。

【0074】

前記積分回路 19 は、マスク回路 40 からの映像信号に所定のフィルタリング処理を行って入力波形の積分を行い、積分結果を比較回路 20 の正極入力端に出力する。

【0075】

また、前記非線形補正回路 21 は、マスク回路 40 からの映像信号に非線形補正処理を施し、得た補正処理結果を比較回路 20 の負極入力端に出力する。つまり、この非線形補正回路 21 は、映像信号の信号レベルを低減するために、入力映像信号に所定の非線形処理を施したものを、後段の比較回路 20 によって前記積分回路 19 と比較させるための閾値として前記比較回路 20 に供給する。

40

【0076】

この場合、前記非線形出力回路 21 の出力は、図 14 に示す従来のブリーダ回路 18 ではその出力レベルが入力映像信号の輝度レベルに対して比例関係であったのに対し、本実施の形態では、図 3 (a) または図 3 (b) に示すように、入力映像信号のある閾値 V_{th} より低い輝度レベル範囲 a においてはその出力レベルがゼロとなり、該閾値 V_{th} を越え

50

ると、出力レベルがある所定レベルに即座に到達、もしくは急峻に到達する非線形な関係を満足するものとなる。

【0077】

なお、前記輝度レベル範囲 a は、例えば画面上のハレーションを検出する閾値レベル（輝度レベル）よりも若干低めに設定されるものであり、つまり、従来のブリーダ回路 18（図 14 参照）によりハレーションの輝度レベルをブリーダ処理した値よりも若干低めに設定すれば良い。また、この設定はユーザにより設定する必要がある。

【0078】

前記比較回路 20 は、例えばコンパレータで構成されたもので、前記積分回路 19 からの出力信号（信号 E）と、前記非線形補正回路 21 からの出力信号（信号 D）とを入力して比較を行い、比較結果（信号 F）をゲート回路 13 に供給する。

10

【0079】

ゲート回路 13 には、PEAK/AVE 信号 106 と、マスク信号 107 と、前記ハレーション判別回路 22 の比較回路 20 からの比較結果（信号 F）とが入力されており、該ゲート回路 13 は、OR 回路にて測光方式を決定するための PEAK/AVE 信号 106 と前記比較結果（信号 F）との OR 結果を得、そして、AND 回路によりこの OR 結果とマスク信号 107 との AND 結果を得て、これを補正信号としてのイネーブル信号 110 を前記検波回路 11 に供給して、該検波回路 11 による検波処理結果に対してフィードバックさせる。

すなわち、調光制御手段としての検波回路 11、KNEE 回路 14 及びラグリードフィルタ 15 は、該検波回路 11 による検波出力と前記イネーブル信号 110 とに応じて光量制御するための制御信号 105 を生成し絞り 2 に供給することにより、絞り 2 に対する光量制御を行う。

20

【0080】

（作用）

次に、本実施の形態の特徴となる作用を図 2 及び図 3 参照しながら詳細に説明する。

【0081】

いま、図 2 に示すアイリス制御回路 9 が起動しているものとする。

【0082】

すると、入力映像信号 103 からマスク処理回路 40 によって測光領域 60 a（図 5 参照）のみ取り出された映像信号（信号 U）を得、この映像信号（信号 U）が後段の検波回路 11 に供給され、該検波回路 11 によって検波処理されることにより、輝度の平均値が求められる（例えば AVE 信号に基づき平均測光が選択された場合）。

30

【0083】

一方、ハレーション判別回路 22 では、前記輝度値（信号 U）が積分回路 19 と非線形補正回路 21 とに各々入力され、その後、積分回路 19 により積分された積分結果（信号 E）と、非線形補正回路 21 により非線形補正処理された補正処理結果（信号 D）との各レベルが前記比較回路 20 にて比較される。

【0084】

この場合、非線形補正回路 21 では、例えば内部に図示はしないが 1 次テーブルを設けて、同じ観察対象に対し周辺の画面の明るさが異なってもハレーション範囲が一定に検出されるように、画面上各部の明るさが小さいときは略一定の低レベル電圧を出力し、高いときは略一定の高レベル電圧を出力するようにテーブル値を設定する。すなわち、この場合の入力信号である輝度レベルと補正後の出力レベルとの出力特性が図 3（a）に示されている。

40

【0085】

なお、図中に示す閾値 V_{th} は、上述したようにハレーション部の輝度レベルを、従来のブリーダ回路 18 で分圧した電圧レベルより少し低めに設定されることになる。

【0086】

また、本実施の形態では、図 3（b）に示すように、出力レベルが低レベルから高レベル

50

への移行部分を傾きをもった直線もしくは曲線で結び、入力信号が V_{th} 付近で変動した際に発生するハンチングを抑えるようにテーブルを設定しても良い。

【0087】

ここで、前記1次テーブルは、例えばRAMなどのメモリ内に、アドレスに入力電圧レベル、データに図3(a)または図3(b)に示す関係にある出力電圧を格納しておき、映像信号(信号U)が入力されアドレスが指定される度に、データを読み出して逐次補正された出力が得られるようにする。

【0088】

なお、前記非線形補正回路21では、上述した一次テーブルによって所定の出力特性が得られるように構成したがこれに限定されるものではなく、例えば1次テーブルの替わりに論理演算ハードウェア等により、直接図3(a)または図3(b)に示す関係を表す関数で出力の計算を行い、出力を得るように構成しても良い。

【0089】

これにより、ハレーション部周辺の明るさ範囲が、図3(a)(図3(b))の低レベル出力の範囲aにある場合はハレーション範囲が確實、且つ一定の幅で検出されるため、画面が明るい場合と暗い場合のハレーション検出範囲の差が小さくなる。

【0090】

なお、本実施の形態では、従来技術におけるブリーダ回路18の替わりに非線形補正回路21を用いたが、これとは別に従来技術における積分回路19にて、該積分回路19の入力レベルに応じてフィルタ定数(時定数)を変化できる構成を該積分回路19内部に設けても良い。この場合、入力レベルが低い場合は時定数を小さく、入力レベルが高い場合は時定数を大きく補正した後に積分して出力信号を得るようにすれば、ハレーション部の周辺が明るい場合と暗い場合のハレーション検出範囲の差が小さくなる。

【0091】

(効果)

したがって、本実施の形態によれば、画面の明るさによるハレーション検出範囲のばらつきを抑えることにより、安定且つ適正な明るさで内視鏡画像を観察することができ、観察性能を向上されることが可能となる。

【0092】

第2の実施の形態：

(構成)

図4及び図5は本発明の電子内視鏡の光量制御装置の第2の実施の形態を示し、図4は該光量制御装置を備えたアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図であり、図5は該アイリス制御回路の動作を説明するためのもの説明図であり、図5(a)は内視鏡画像、測光領域、ハレーション部及びマスク領域を示す説明図、図5(b)は入力映像信号との輝度レベルとブリーダ回路及び積分回路による出力レベルとの関係を示す波形図、図5(c)は比較回路の出力信号波形図、図5(d)は基準電圧判定部の比較回路の出力信号波形図、図5(e)は特徴となるハレーション判別回路の出力信号波形図をそれぞれ示している。なお、図4及び図5は前記第1の実施の形態における装置と同様に構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0093】

本実施の形態では、測光領域左端のハレーション誤検知を防止するために、ハレーション判別回路22に改良を施したことが特徴である。

【0094】

具体的には、図4に示すように、本実施の形態のアイリス制御回路9Aは、ハレーション判別回路32を備え、該ハレーション判別回路32は、前記第1の実施の形態における非線形補正回路21に替えてブリーダ回路18を設けるとともに、基準電圧判定部32Aを設けて構成されている。

【0095】

前記ブリーダ回路18は、図14に示す従来のブリーダ回路と同様であり、入力信号レベ

10

20

30

40

50

ルに比例した大きさの信号を出力するものである。このブリーダ回路 18 には、前記第 1 の実施の形態と同様にマスク処理回路 40 からの信号 U が供給され、その出力信号（信号 G）は比較回路 20 の負極入力端に供給される。

【0096】

また、該比較回路 20 の正極入力端には、前記第 1 の実施の形態と同様に積分回路 19 からの積分結果（信号 H）が供給されるようになっている。そして、比較回路 20 によるこれら入力信号（信号 G、信号 H）の比較を行い、比較結果を後述する基準電圧判定部 32 A 内の OR 回路の入力端に供給する。

【0097】

一方、基準電圧判定部 32 A は、ある所定のレベルの基準電圧を発生する基準電圧発生回路 23 と、比較回路 24 と、OR 回路 25 とを備えて構成されている。 10

【0098】

基準電圧発生回路 23 は、発生した基準電圧（信号 J で、図 5（b）参照）を前記比較回路 24 の正極入力端子に供給する。この比較回路 24 の負極入力端子には、前記マスク処理回路 40 からの出力信号（信号 U）が供給されており、該比較回路 24 は、これらの入力信号（信号 U、信号 J）との比較を行い、比較結果（信号 K）を前記 OR 回路 25 の一方の入力端に供給する。

【0099】

OR 回路 25 は、比較回路 20 からの比較結果（信号 I）と、基準電圧判定部 32 A 内の比較回路 24 からの比較結果（信号 K）との OR をとり、得た出力信号（信号 L）を、ゲート回路 13 を介して検波回路 11 に供給する。 20

【0100】

その他の構成は、前記第 1 の実施の形態と同様である。

【0101】

（作用）

次に、本実施の形態の特徴となる作用を図 5 を参照しながら詳細に説明する。

【0102】

本実施の形態においては、ハレーション判別回路 32 では、前記映像信号（信号 U）の輝度値を前記積分回路 19 の出力（信号 H）と前記ブリーダ回路 18 の出力（信号 G）両信号のレベルが比較回路 20 にて比較される。 30

【0103】

従来技術では、前記比較回路 20 による比較結果（信号 I）が L レベルの期間が、ハレーション範囲として検出されていた。

【0104】

しかしながら、本実施の形態では、さらに、映像信号（信号 U）の輝度信号が前記基準電圧発生回路 23 から発生される所定の出力レベル（信号 J）以上の場合のみ、比較回路 24 は L レベルを出力（信号 K）し（図 5（d）参照）、前記比較回路 20 の出力とともに OR 回路 25 に入力され、この出力（信号 L）が最終的なハレーション検出信号となる（図 5（e）参照）。 40

【0105】

つまり、従来例においてハレーション検出された範囲の輝度が所定レベル以上でないと、ハレーション検出できないようになっているため、測光領域左端のハレーション誤検知を防止することができる。

【0106】

その他の作用については前記第 1 の実施の形態と同様である。

【0107】

（効果）

したがって、本実施の形態によれば、ハレーション部の画面上の位置によるハレーション検出範囲のばらつきを抑えることにより、安定且つ適正な明るさで内視鏡画像を観察することができ、観察性能を向上させることができる。 50

【0108】

なお、本実施の形態において、前記基準電圧発生回路23により発生する基準電圧レベルは、ハレーションレベルよりも若干低く設定されており、またこの設定方法については、例えばユーザーが任意に設定したり、あるいはメモリに記憶した基準電圧レベルデータから最適な基準電圧レベルを読み出し発生させるように構成しても良い。

【0109】

第3の実施の形態：

図6乃至図8は本発明の電子内視鏡の光量制御装置の第3の実施の形態を示し、図6は該光量制御装置を備えたアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図であり、図7は該アイリス制御回路の動作を説明するための説明図であり、図7(a)は内視鏡画像、測光領域、ハレーション部及びマスク領域を示す説明図、図7(b)は入力映像信号の輝度レベルとブリーダ回路及び積分回路による出力レベルとの関係を示す波形図、図7(c)は比較回路の出力信号波形図、図7(d)は遅延・ラッチ部内の遅延回路の出力信号波形図、図7(e)は遅延・ラッチ部内のOR回路27の出力信号波形図、図7(f)は遅延・ラッチ部内のラッチ回路の出力信号波形図、図7(g)は特徴となる遅延・ラッチ部の出力信号波形図をそれぞれ示している。また、図8(a)は内視鏡画像、左端近傍の測光領域及びマスク領域を示す説明図、図8(b)は遅延回路の遅延量を説明するための、測光領域左端における入力映像信号とブリーダ回路出力信号と積分回路出力信号の関係を示す波形図である。なお、図6乃至図8は前記第2の実施の形態における装置と同様に構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

10

20

【0110】

本実施の形態では、従来技術においてハレーション検出範囲がある所定時間継続しないとハレーション発生を検出しないようになっているが、この動作により測光領域左端のハレーション誤検知を防止するように、ハレーション判別回路32に改良を施したことが特徴である。

【0111】

具体的には、図6に示すように、本実施の形態のアイリス制御回路9Bは、ハレーション判別回路30を備え、該ハレーション判別回路30は、前記第2の実施の形態における基準電圧判定部32Aに替えて遅延・ラッチ部30Aを設けて構成されている。

【0112】

マスク処理回路40からの映像信号(信号U)は、前記第2の実施の形態と同様に入力信号レベルに比例した大きさの信号を出力するブリーダ回路18と、入力波形を積分する積分回路19に入力され、前記ブリーダ回路18、積分回路19の両出力が、両入力信号のレベルを比較・判定する比較回路20の負極、正極入力端子にそれぞれ入力される。

30

【0113】

また比較回路20の比較結果(出力信号0)は、後述する遅延・ラッチ部30A内の遅延回路26に供給される。

【0114】

一方、前記遅延・ラッチ部30Aは、信号を所定時間遅延させる遅延回路26と、OR回路27と、ラッチ回路28と、OR回路29とを備えて構成されている。

40

【0115】

遅延回路26は、マスク信号107が供給されており、このマスク信号107に基づくタイミングで入力された比較回路20からの出力信号0を所定時間遅延させて、OR回路27の入力端及び他のOR回路29の入力端にそれぞれ供給する。

【0116】

OR回路27の他方の入力端には、前記比較回路20からの出力信号0が供給されており、これらの信号(信号0, 信号P)のORをとり、その出力信号Rをラッチ回路28に供給する。

【0117】

ラッチ回路28は、入力信号Rにラッチ処理を施して図7(f)に示す遅延信号(信号S

50

)を得、該信号SをOR回路28の入力端に供給する。

【0118】

OR回路28は、遅延回路26からの出力信号Pと、ラッチ回路28からの出力信号SとのORをとり、その出力信号Tをゲート回路13を介して検波回路11に供給する。

【0119】

その他の構成は、前記第2の実施の形態と同様である。

【0120】

(作用)

次に、本実施の形態の特徴となる作用を図7及び図8を参照しながら詳細に説明する。

【0121】

本実施の形態においては、ハレーション判別回路30では、前記映像信号(信号U)の輝度値を前記積分回路19の出力(信号N)とブリーダ回路18の出力(信号M)の両信号レベルが前記比較回路20にて比較される。

【0122】

従来例ではこの比較結果(信号O)がLレベルの期間が、ハレーション範囲として検出されていた。

【0123】

しかし、本実施の形態ではさらに、この検出信号(信号O)を、前記遅延回路26で所定量遅延させる。この遅延量Tdelは、測光領域左端の輝度が前記第2の実施の形態における基準電圧発生回路23(図4参照)の出力レベルと等しいときに前記比較回路20の出力信号(信号O)がLレベルからHレベルに切り替わる時間Trefより長く設定される(図8参照)。

【0124】

また、前記OR回路27では、遅延された信号(信号P)と元信号(信号O)との論理和演算がなされるが、画面上にハレーション部60bがある場合、ハレーション部60bとその周辺部の輝度の差が大きく、前記信号OでLレベルとなる範囲が、前記遅延量Tdelより長くなるため、遅延信号(信号P)との論理和をとった出力(信号R)は、Lレベルの期間が残る。

【0125】

さらに、前記ラッチ回路28により前記OR回路27の出力信号(信号R)の立下りエッジでラッチされた信号Sと前記遅延信号(信号P)との間で第2のゲート29で論理和をとることにより、最終的なハレーション検出信号(信号T)が作られる。

【0126】

逆に、測光領域60a左端にハレーション部60bが無い場合は、一般的にマスク領域40aと測光領域60a左端の輝度差は小さいので、測光領域60a左端付近における前記比較回路20の出力(信号O)でのLレベル期間は短く、前記OR回路27の出力信号(信号R)さらには前記OR回路28の出力信号(信号T)においてLレベルの期間は残らない。

【0127】

例えば、画面上にハレーション部60bが無いのに測光領域60a左端において、マスク領域40aと測光領域60a左端の輝度差が大きい場合でも、前記ブリーダ回路18の替わりに前記第1の実施の形態で示した非線形補正回路21を用いたり、前記第2の実施の形態で示した構成を組み合わせることにより、ハレーション誤検知を防止することができる。

【0128】

つまり、従来技術におけるハレーション検出範囲が所定時間以上持続しないと、ハレーション検出できないようになってきているため、測光領域左端のハレーション誤検知を防止することができる。

【0129】

(効果)

10

20

30

40

50

したがって、本実施の形態によれば、前記第 2 の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0130】

第 4 の実施の形態：

(構成)

図 9 乃至図 12 は本発明の電子内視鏡の光量制御装置の第 4 の実施の形態を示し、図 9 は該光量制御装置を備えたアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図であり、図 10 (a) は従来のブリーダ回路の出力信号波形図、図 10 (b) は第 4 の実施の形態におけるブリーダ回路の出力信号波形図、図 10 (c) は変形例 1 を示すブリーダ回路の出力信号波形図、図 10 (d) は変形例 2 を示すブリーダ回路の出力信号波形図、図 11 (a) は従来の図 10 (a) に対応したブリーダ回路及び積分回路の出力信号波形図、図 11 (b) は第 4 の実施の形態の図 10 (b) に対応したブリーダ回路及び積分回路の出力信号波形図、図 11 (c) は変形例 1 の図 10 (c) に対応したブリーダ回路及び積分回路の出力信号波形図、図 11 (d) は変形例 2 の図 10 (d) に対応したブリーダ回路及び積分回路の出力信号波形図を示している。さらに、図 12 (a) は従来のハレーション検出を説明するための出力信号波形図であり、図 12 (b) は変形例 3 のハレーション検出を説明するための出力信号波形図である。なお、図 10 はブリーダ回路 41 に矩形波形 U が入力されるときのその出力の波形 V を示している。図中に示す実線は入力波形 U で、点線はブリーダ回路 41 の出力波形 V を示している。また、図 9 乃至図 12 は前記第 1 の実施の形態における装置と同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0131】

本実施の形態では、画面上の左側に生じるハレーションと右側に生じるハレーションとの検出具合を調節可能にして、適度な明るさに画面を光量制御するために、ハレーション判別回路 40 に改良を施したことが特徴である。

【0132】

具体的には、図 9 に示すように、本実施の形態のアイリス制御回路 9C は、図 2 に示す前記第 1 の実施の形態におけるハレーション判別回路内の非線形回路 21 に替えて削除したブリーダ回路 41 を設けている。

【0133】

また、ブリーダ回路 41 には、図示しない光源装置のタイミング発生回路からの補正範囲設定信号 199 が供給されており、該ブリーダ回路 41 は、この補正範囲設定信号に基づき、入力映像信号 103 に対して補正処理を行う。

【0134】

さらに、検波回路 11 の出力信号を前記ブリーダ回路 41 に供給するように構成されている。

【0135】

したがって、図 9 に示すように、A/D変換器 7 から入力する映像信号 103 が検波回路 31 で検波され、輝度の平均値が求められる。

【0136】

一方、ハレーション判別回路 40 では、前記輝度値を積分回路 19 とブリーダ回路 41 とに其々入力し、ブリーダ回路 41 の出力が積分回路 19 の出力より大きいとき、ハレーションとして認識し、その輝度を測定範囲外とする。

【0137】

ハレーションを除去した輝度信号は、前記第 1 の実施の形態と同様に、その後、KNEE回路 14, ラグリードフィルタ 16 を通って、所定の基準値と比較し、絞り 2 に制御信号 105 として送られることになる。

【0138】

(作用)

次に、図 10 及び図 11 を用いて従来例と比較しながら本実施の形態及び変形例の作用に

10

20

30

40

50

ついて説明する。

【0139】

図10(a)に示すブリーダ回路の出力特性を有する従来技術では、図11(a)に示すようなブリーダ回路と積分回路の出力波形となる。すなわち、この構成では、映像信号Uがブリーダ回路41に入力されて、波形信号Vが出力され、同じ映像信号Uが積分回路19に入力されて、波形信号Wが出力される。

【0140】

この場合、図11(a)から分かるように、同じ高輝度の信号波形は左右に同様な幅で現れても、左のハレーション検出範囲(カニューラ幅ともいう)1と右のハレーション検出範囲2とかなりの差が出てしまう。

10

【0141】

ここで、図11(a)のブリーダ回路41の設定を式で表すと、

$$y = a \times \dots \text{ (式1)}$$

となる(図10(a)参照)。なお、前記(式1)において、xは入力波形レベル、yは出力波形レベル、 a は1よりも小さい係数を示している。

【0142】

しかしながら、上記ブリーダ回路41では、図11(a)に示すように、画面上の左右のハレーション検出範囲が異なってしまう。

【0143】

そこで、本実施の形態では、図11(b)に示すように、ブリーダ回路41において、入力波形Uが入力される時、左右のハレーション検出範囲を同じになるように、同じ信号レベルが入力されても、左より右の方がより大きな出力が出るように補正し設定するようにした。

20

【0144】

この場合の設定を式で表すと、

$$y = a \times x + z \quad \text{且つ} \quad z = z' + X \dots \text{ (式2)}$$

となる(図10(b)参照)。なお、前記(式2)において、xは入力波形、yは出力波形、zは補正值、z'は一つ前のzの値、 a は1より小さい係数、Xは入力の平均値をそれぞれ示している。

【0145】

この場合、Xは前フィールドの波形値を用いる。補正值zの変化分はXに比例する。

30

【0146】

(効果)

したがって、本実施の形態によれば、ブリーダ回路41により、入力のレベルに応じて補正するレベルを変えることで、光量操作部10による指定信号111が変っても、左右のバランスのとれたハレーション検出が可能となる。

【0147】

なお、前記第4の実施の形態は、後述する変形例1乃至変形例3として構成することも可能である。このような変形例1乃至変形例3を後述する。

【0148】

(変形例1)

図11(c)は本実施の形態の変形例1を示している。

40

【0149】

変形例1において、図11(c)に示すように、左右のハレーション検出範囲を同レベルにし、且つハレーション検出の安定性を維持するため、ブリーダ回路41の変化エリアを中央部に限定する。この場合の設定は補正範囲設定信号199によって指定されることになる。つまり、補正範囲設定信号199がHレベルとなっているときに補正を加え、補正範囲設定信号199がLレベルとなっているとき補正された値がそのまま保持されるようにする。

【0150】

50

この場合の設定を式で表すと、

補正範囲設定信号199がHレベルのときは、

$$y = a x + z \quad \text{かつ} \quad z = z' + X \dots \text{ (式 3)}$$

補正範囲設定信号199がLレベルのときは、

$$y = y \dots \text{ (式 4)}$$

となる(図10(c)参照)。

【0151】

これにより、前記第4の実施の形態と同様に、左右のバランスのとれたハレーション検出が可能となる。

【0152】

(変形例2)

図11(d)は本実施の形態の変形例2を示している。

【0153】

変形例2において、図11(d)に示すように、前記変形例2とは逆に周辺部を補正し、中央部を保持状態にするようにしている。なお、CCD4の画素に応じて、上述の設定は各CCD毎に対応することになる。

【0154】

これにより、左右のバランスのとれたハレーション検出を行うことが可能となる。

【0155】

(変形例3)

図12は本実施の形態の変形例3を示している。

【0156】

従来技術では、図12(a)に示すように、例えば画面上の中央近傍の画像を中心的に観察したい場合に、該中央近傍のハレーション検出領域(カニューラ幅)3を広くとってしまうと、結果として中央近傍の画像が暗くなってしまうといった不都合が発生する。

【0157】

そこで、本変形例では、図12(b)に示すように、前記ブリーダ回路41の内部設定において、周辺部のハレーションを大きく検出するようになるとともに、中央部のハレーションをあまり検出しないように設定する。このように設定するための補正信号設定信号及びその設定式が図12(b)中に示されている。

【0158】

この設定により、周辺部の処置具による輝度が測光結果に与える影響は小さくなり、中央部の高輝度患部を観察するとき、ハレーションとして検出せず、十分な明るさで観察可能となる。また、中央部以外にもユーザの着目したい高輝度患部の場所に応じて、補正範囲設定信号波形を適宜設定しハレーションの検出状態を適切に設定することも可能である。

【0159】

つまり、この設定によれば、ピーク測光と平均測光の切替がないオート測光の機能を実現することができる。このオート測光については、特開2001-154232号公報の文献にも記載されているが、本変形例では、ブリーダ回路の補正係数を調整するだけで良いため、回路構成が簡単となるといった効果がある。なお、本発明は、上記第1乃至第4実施の形態及び変形例に限定されるものではなく、発明の範囲を逸脱しない範囲であれば本発明に適用される。

【0160】

【発明の効果】

以上、説明したように本発明によれば、常に画面を適度な明るさな保ち、画面がハレーション状態になった場合、速やかに画面を適度な明るさに戻すことができ、観察性能を向上可能な電子内視鏡の光量制御装置の実現が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の電子内視鏡の光量制御装置の第1の実施の形態を示し、該光量制御装置を備えた電子内視鏡システム全体の構成を示す概念図。

10

20

30

40

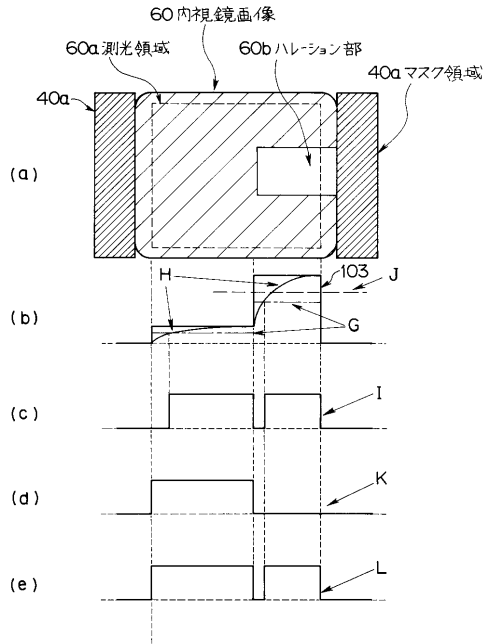
50

- 【図 2】図 1 に示すアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 3】特徴となる図 2 の非線形補正回路による補正出力特性を示す特性図。
- 【図 4】本発明の電子内視鏡の光量制御装置の第 2 の実施の形態を示し、該光量制御装置を備えたアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 5】本実施の形態のハレーション判別回路の動作を説明するためのもの説明図。
- 【図 6】本発明の電子内視鏡の光量制御装置の第 3 の実施の形態を示し、該光量制御装置を備えたアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 7】本実施の形態のハレーション判別回路の動作を説明するための説明図。
- 【図 8】遅延回路の遅延量を説明するための、測光領域左端における入力映像信号とブリーダ回路出力信号と積分回路出力信号の関係を示す波形図。 10
- 【図 9】本発明の電子内視鏡の光量制御装置の第 4 の実施の形態を示し、該光量制御装置を備えたアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 10】本実施の形態及び変形例 1, 2 におけるブリーダ出力特性を示す波形図。
- 【図 11】図 10 に対応したブリーダ回路と積分回路の出力特性を示す波形図。
- 【図 12】変形例 3 における出力特性を示す波形図。
- 【図 13】従来 of 光量制御装置を備えた電子内視鏡システムの構成例を示す概念図。
- 【図 14】図 13 に示すアイリス制御回路の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 15】従来技術の制御動作を説明するための波形図。
- 【図 16】絞りにおける光束の移動距離に応じた遮光面積の変化を示す説明図。
- 【図 17】K N E E 回路の出力特性を示す波形図。 20
- 【図 18】ハレーション部以外の背景が明るい場合にハレーション部が検出しにくい状態を説明するための説明図。
- 【図 19】ハレーション部以外の背景が暗い場合にハレーション部が検出し易くなる状態を説明するための説明図。
- 【図 20】画面左端においてハレーション誤検出してしまう状態を説明するための説明図。

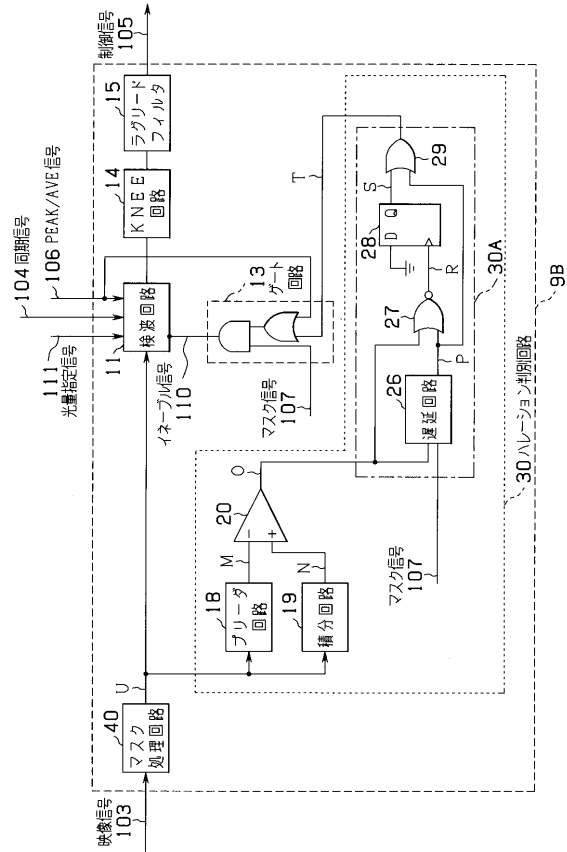
【符号の説明】

- 1 ... ランプ、
- 2 ... 絞り、
- 3 ... ライトガイド、 30
- 4 ... 撮像素子 (C C D)、
- 5 ... プリアンプ、
- 6 ... C D S 回路、
- 7 ... A / D 変換器、
- 8 ... 映像処理回路、
- 9 ... アイリス制御回路、
- 10 ... 光量操作部、
- 11 ... 検波回路、
- 13 ... ゲート回路、
- 14 ... K N E E 回路、 40
- 15 ... ラグリードフィルタ、
- 19 ... 積分回路、
- 20 ... 比較回路、
- 21 ... 非線形補正回路、
- 22 ... ハレーション判別回路、
- 40 ... マスク処理回路、
- 40 a ... マスク領域、
- 60 ... 内視鏡画像、
- 60 a ... 測光領域、
- 60 b ... ハレーション部。 50

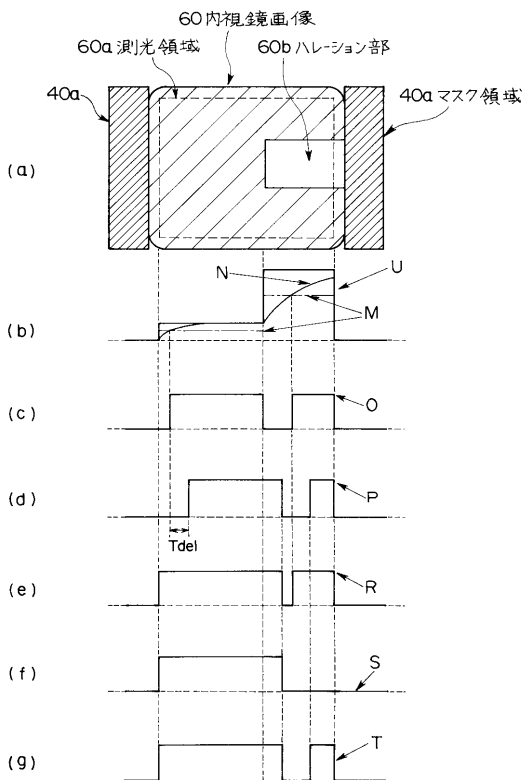
【 図 5 】



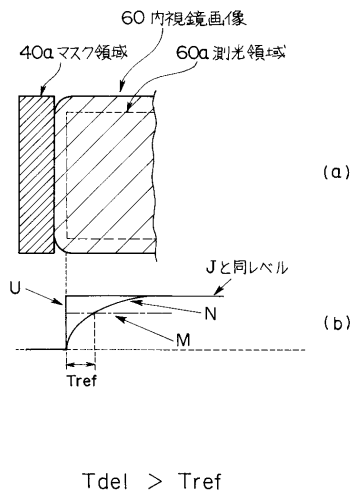
【 図 6 】



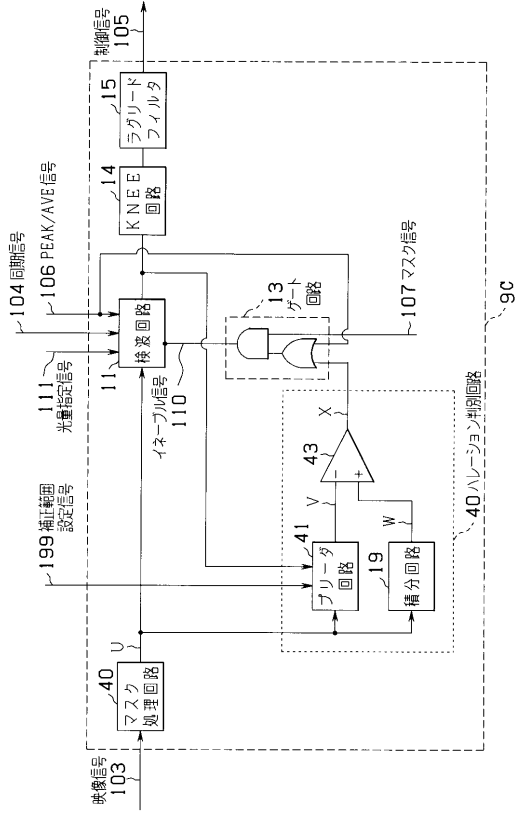
【 図 7 】



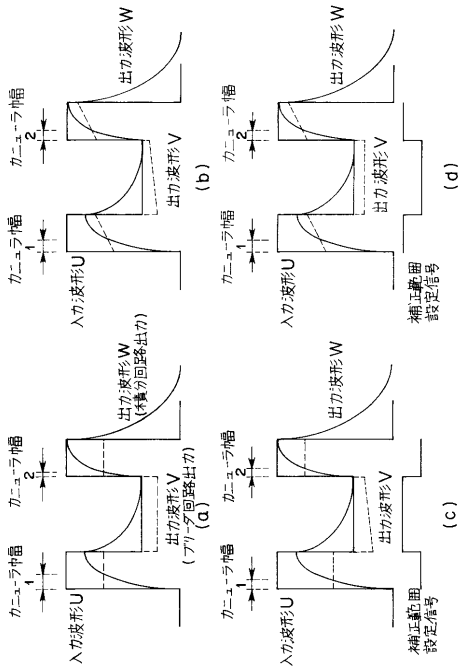
【 図 8 】



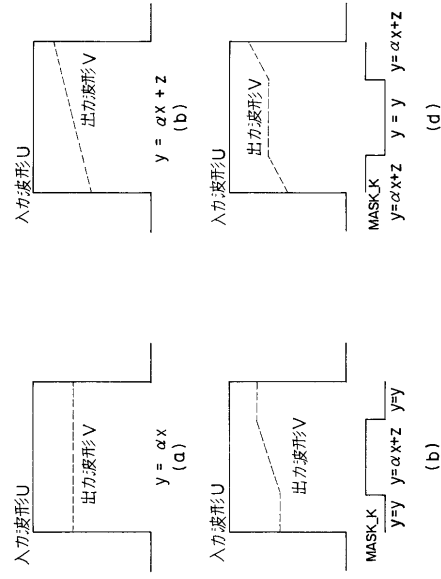
【 図 9 】



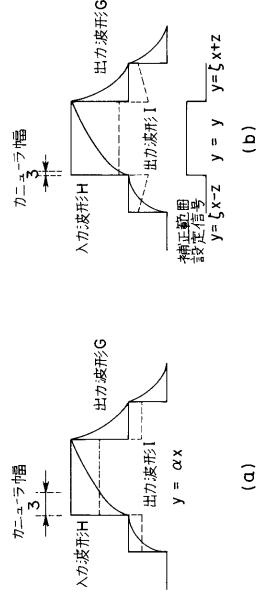
【 図 1 1 】



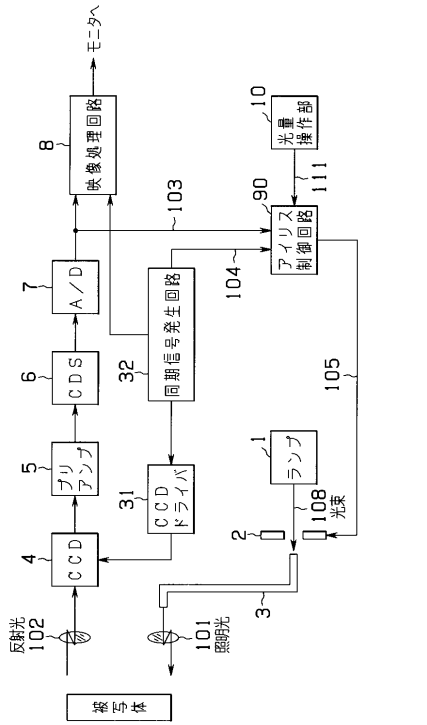
【 図 1 0 】



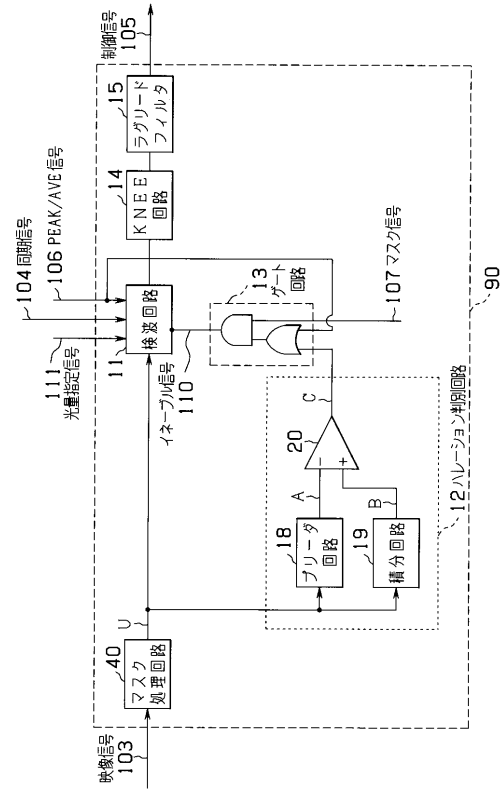
【 図 1 2 】



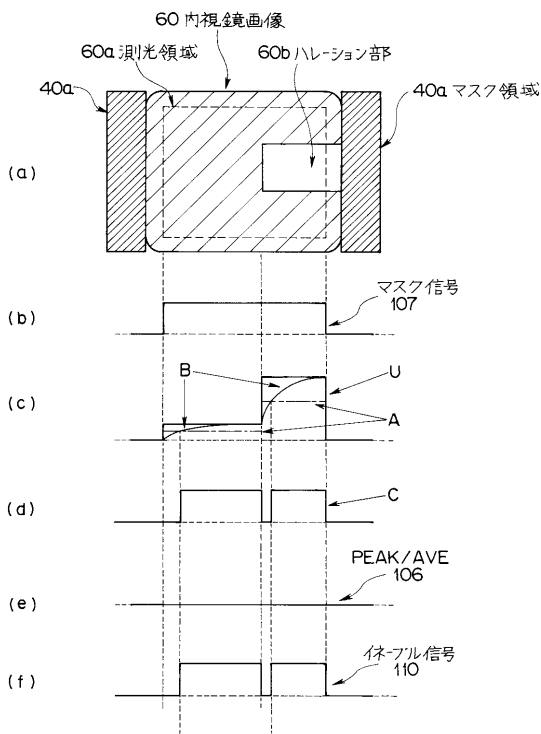
【図 1 3】



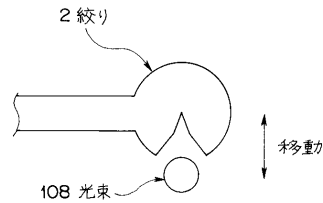
【図 1 4】



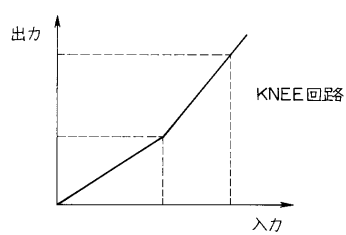
【図 1 5】



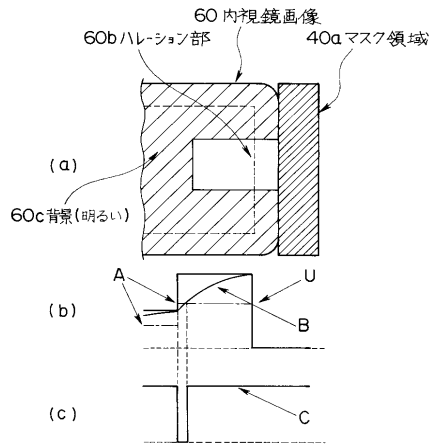
【図 1 6】



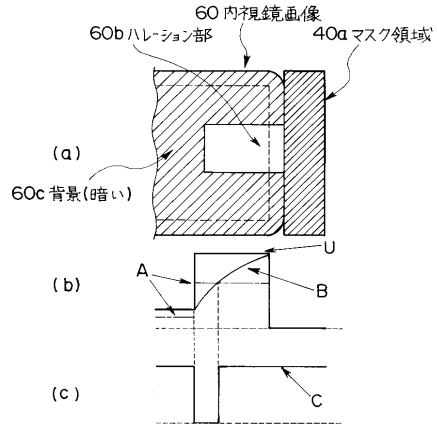
【図 1 7】



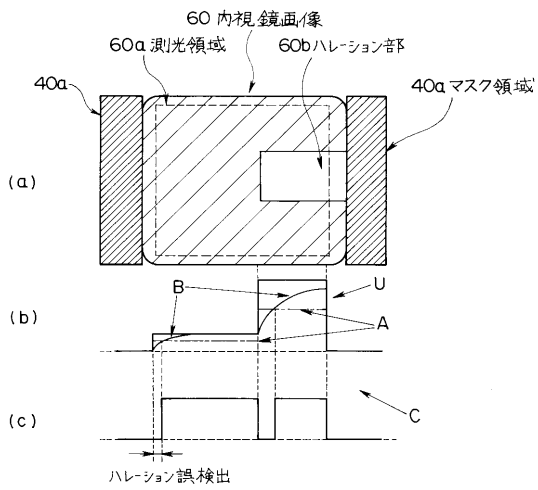
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



フロントページの続き

(72)発明者 劉 忻

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA03 CA06 CA11 CA12 GA02 GA11

4C061 GG01 LL02 QQ09 RR02 RR22 SS23

【要約の続き】

【選択図】 図2

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004321610A5	公开(公告)日	2005-09-29
申请号	JP2003122827	申请日	2003-04-25
[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	藤澤豊 高橋和正 平井力 劉忻		
发明人	藤澤 豊 高橋 和正 平井 力 劉 忻		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/SS23 4C061/RR15 4C061/RR23 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/RR23 4C161/SS23		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4139265B2 JP2004321610A		

摘要(译)

解决的问题：为了始终保持适当的屏幕亮度，并且当屏幕处于光晕状态时，可以迅速将屏幕恢复为适当的亮度并提高观察性能。提供。在本发明的电子内窥镜的光量控制装置中，光圈2的光量通过可变光阑控制电路9进行调整。在这种情况下，在光晕确定电路22中，来自掩模处理电路40的亮度值（信号U）分别被输入到积分电路19和非线性校正电路21，然后由积分电路19积分（信号E）。），并且由比较电路20比较由非线性校正电路21进行了非线性校正处理的校正处理结果（信号D）。非线性校正电路21使用设置在内部的主表，并且即使对于相同的观察对象而言周围的屏幕的亮度不同，也可以调整屏幕上各部分的亮度，从而持续检测光晕范围。当该值较小时，将表值设置为输出基本恒定的低电平电压，当其值较高时，将表值设置为输出基本恒定的高电平电压，并基于此设置对输入信号U进行非线性处理。 [选择图]图2