

(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2006-115964  
(P2006-115964A)

(43) 公開日 平成18年5月11日(2006.5.11)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/04</b> (2006.01)	A 6 1 B 1/04	3 7 2 2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B 23/24</b> (2006.01)	G 0 2 B 23/24	B 4 C 0 6 1
<b>G 0 2 B 23/26</b> (2006.01)	G 0 2 B 23/26	B

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-305040 (P2004-305040)	(71) 出願人	000005430 フジノン株式会社 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324 番地
(22) 出願日	平成16年10月20日 (2004.10.20)	(71) 出願人	000005201 富士写真フィルム株式会社 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	阿部 一則 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324 番地 フジノン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電子内視鏡装置

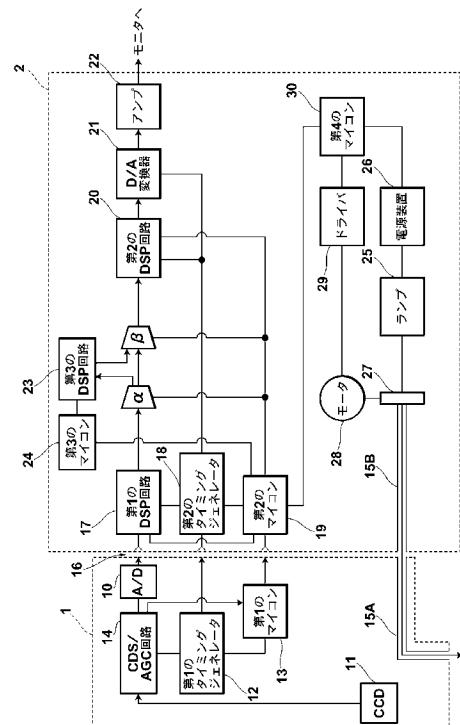
## (57) 【要約】

【課題】 電子内視鏡装置によって得られる画像を、ハレーションが抑制され、かつ、暗部が少ない観察に適した画像にする。

【解決手段】 ハレーション検出手段(19)が、撮像素子11によって得られる信号に基づいて、当該信号が表す画像に発生した所定レベル以上のハレーションを検出し、照明光量調整手段(19, 27, 28, 29, 30)が、このハレーションが所定レベル以下となるまで照明手段(25, 15)の射出光量を減少させ、輝度変換手段(23, 24)が、上記画像が、当該画像における上記射出光量の減少により所定の輝度以下となった暗部のみがより高い輝度に変換された輝度変換画像となるように、上記信号を処理する。

【選択図】

図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被観察体に光を照射する照明手段と前記被観察体を撮像する撮像素子とを有するスコープを備えた電子内視鏡装置において、

前記撮像素子によって得られた画像信号に基づいて、該画像信号が表す画像に発生した所定レベル以上のハレーションを検出するハレーション検出手段と、

該ハレーション検出手段によるハレーションの検出に応じて、該ハレーションが所定レベル以下となるまで前記照明手段からの射出光量を減少させる照明光量調整手段と、

前記画像信号が表す画像が、該画像における前記射出光量の減少により所定の輝度以下となつた暗部のみがより高い輝度に変換された輝度変換画像となるように、前記画像信号を処理する輝度変換手段とを備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。  
10

**【請求項 2】**

前記輝度変換手段が、前記画像信号を用いて該画像信号が表す原画像の低周波成分を表すボケ画像を生成し、該ボケ画像において所定の輝度を超える部分の輝度をゼロ輝度に変換するとともに前記所定の輝度以下の部分の輝度を所定の正の輝度に変換して非線形変換画像を得、前記原画像に前記非線形変換画像を加算して前記輝度変換画像を得るものであることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記ボケ画像の前記所定の正の輝度への変換が、前記ボケ画像における前記所定の輝度以下の部分の輝度を、該輝度が前記所定の輝度から低くなるに連れて、ゼロ輝度から徐々に高い輝度となるように変換するものであることを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡装置。  
20

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、電子内視鏡装置に関し、詳しくは、電子内視鏡装置によって得られた画像の画質向上のための制御に関するものである。

**【背景技術】****【0002】**

電子内視鏡装置を用いて被観察体を観察する場合、スコープの照明（光射出部）に近接する部分はその照明の反射光量が多く、当該内視鏡装置によって得られた画像においては、そのような部分にハレーション（白とび）が発生し易い。これは、スコープの先端にあるCCD等の撮像素子の受光量がそのダイナミックレンジを超えることに起因する。このハレーションの存在は、モニタに表示された画像が見づらいだけでなく、観察対象物の形体とスコープの構造とに起因する観察の必然的な態様により、とかく関心が持たれるいわゆる観察関心領域に発生しやすく、観察・診断に支障をきたすという問題がある。  
30

**【0003】**

例えば、人体の胃の入口付近の内壁は、潰瘍等の炎症が起きやすい観察関心領域であるが、この胃の入口付近の内壁を観察する際には、一般的に、内視鏡を胃の入口側から挿入しスコープの先端を折り返すようにして胃の入口側に向け観察する。このとき、胃の入口付近の内壁のうちスコープの照明に近接する上壁側もしくは下壁側にハレーションが発生しやすくなるが、胃の入口付近全体を観察するためには、観察したい部分にハレーションが発生しないように、先端を折り返したスコープを捻るように回転させて移動させるか（胃の形状と内視鏡の構造による制約からスコープ先端の折り返し方向を自由に変えられないため）、もしくは、観察したい部分とスコープとの距離をその都度変化させ、照度を調整する必要がある。しかし、このようにスコープを幾度も移動させる作業は被検者への負担を増大させることとなり望ましくない。  
40

**【0004】**

そこで、このような診断に悪影響を及ぼすハレーションを抑えるべく、CCDで得られた画像における輝度平均値や濃度ヒストグラム等に基づいてハレーションの有無を自動検  
50

出し、ハレーションが検出された場合に照明の光射出側に設けられた絞り（アイリス）の開閉状態を制御して照明の光量を下げ、ハレーションを抑制する手法が提案されている（例えば、特許文献1，2，3等）。

【特許文献1】特開2000-81577号公報

【特許文献2】特開2003-250761号公報

【特許文献3】特開平6-78312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、上記のような、ハレーション発生時に単に光量を下げる手法によれば、ハレーションは抑制できる反面、照明が届き難い部分はより暗くなり、その部分については逆に観察し辛くなってしまう。結局、観察場所に応じてその都度、観察場所とスコープとの距離を調整したり、照明の照度の調整を手動で行わなければならず、スコープの頻繁な移動により被検体に負担を与えること、照度調整作業の煩雑さに悩まされるという問題がある。

【0006】

したがって、電子内視鏡装置によって得られる画像の好ましい条件は、一度に観察できる領域が広い画像であること、すなわち、ハレーションが抑制され、かつ、暗部が少ない画像であることであり、このような画像であれば、被検体への負担および照度調整作業の煩雑さが軽減される。

【0007】

本発明は、上記事情に鑑み、ハレーションが抑制され、かつ、暗部が少ない画像を得ることが可能な電子内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【0008】

なお、ハレーションが検出された場合に照明の照度を下げた後、CCDによって得られた信号にガンマ処理を施して輝度レベルを調整する手法が一般的に知られているが、この手法は、得られた信号に線形な輝度の画像が得られるように、スコープのCCDによって得られた信号に対して、画像表示装置における信号対輝度の非線形な特性とは逆の特性を有するガンマ値のガンマ処理を施すことにより、上記非線形な成分を相殺する技術に関するものであり、本発明とは全く異なる技術である。上記ガンマ処理は、画像における全輝度レベルの画素の信号に対して輝度を一方向に変換する処理であるため、このガンマ処理をCCDの信号に施しても、輝度変換を望まない中間輝度レベルの画素の信号が輝度変換されたり、ハレーション部分がより高輝度側に輝度変換されたりするなど、上記目的を達成することはできない。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の電子内視鏡装置は、被観察体に光を照射する照明手段と被観察体を撮像する撮像素子とを有するスコープを備えた電子内視鏡装置において、上記撮像素子によって得られた画像信号に基づいて、当該画像信号が表す画像に発生した所定レベル以上のハレーションを検出するハレーション検出手段と、ハレーション検出手段によるハレーションの検出に応じて、当該ハレーションが所定レベル以下となるまで上記照明手段からの射出光量を減少させる照明光量調整手段と、上記画像信号が表す画像が、当該画像における、上記射出光量の減少により所定の輝度以下となった暗部のみがより高い輝度に変換された輝度変換画像となるように、上記画像信号を処理する輝度変換手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0010】

ここで、「所定レベル以上のハレーション」としては、例えば、撮像素子によって得られた画像信号が表す画像において、占有する割合が所定の割合以上のハレーションとすることができる。

【0011】

10

20

30

40

50

また、同様に、「所定のレベル以下のハレーション」とは、撮像素子によって得られた画像信号が表す画像において、占有する割合が所定の割合以下のハレーションとすることができます。

#### 【0012】

なお、「所定レベル以上のハレーション」における「所定レベル」と、「所定レベル以下のハレーション」における「所定レベル」とは、同じレベルとは限らない。

#### 【0013】

本発明の電子内視鏡装置において、上記輝度変換手段は、上記画像信号を用いて当該画像信号が表す原画像の低周波成分を表すボケ画像を生成し、当該ボケ画像において所定の輝度を超える部分の輝度をゼロ輝度に変換するとともに上記所定の輝度以下の部分の輝度を所定の正の輝度に変換して非線形変換画像を得、上記原画像に上記非線形変換画像を加算して上記輝度変換画像を得るものであってもよい。

#### 【0014】

また、この場合において、上記ボケ画像の上記所定の正の輝度への変換は、上記ボケ画像における上記所定の輝度以下の部分の輝度を、当該輝度が上記所定の輝度から低くなるに連れて、ゼロ輝度から徐々に高い輝度となるように変換するものであってもよい。

#### 【発明の効果】

#### 【0015】

本発明の電子内視鏡装置によれば、ハレーション検出手段が、撮像素子によって得られる画像信号に基づいて、当該画像信号が表す画像における所定レベル以上のハレーションを検出し、照明光量調整手段が、このハレーションの検出に応じて、ハレーションが所定レベル以下となるまで照明手段からの射出光量を減少させ、輝度変換手段が、上記画像信号が表す画像が、当該画像における上記射出光量の減少により所定の輝度以下となった暗部のみがより高い輝度に変換された輝度変換画像となるように、上記画像信号を処理するので、画像情報が失われたハレーション部分を、照明の光量減少によって画像情報を有する部分に移行させ、また、照明の光量減少に伴ってより暗くなつて見辛くなつた所定の暗部を、輝度変換によって明るく補正することができ、ハレーションが抑制され、かつ、暗部が少ない観察により適した画像を得ることが可能となる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0016】

以下、本発明の実施の形態について説明する。

#### 【0017】

図1は、本発明の一実施形態である電子内視鏡装置の概略構成を示す図である。この電子内視鏡装置は、主に被観察体を撮像するためのスコープ1と、スコープ1と接続して、主にスコープ1で得られた信号を処理しモニタに表示するための信号を生成するプロセッサ装置2から構成される。

#### 【0018】

スコープ1は、その先端に設けられたCCD(撮像素子)11と、CCD11の駆動信号を含むスコープ1側の各種のタイミング信号を発生・出力する第1のタイミングジェネレータ12と、スコープ1内の各種回路を制御する第1のマイコン13と、CCD11から出力されるアナログ電気信号である撮像信号(画像信号)に対して相關二重サンプリングと自動利得制御を行う相關二重サンプリング/自動利得制御(CDS/AGC)回路14と、デジタル信号に変換するA/D変換器10と、プロセッサ装置2内の後述のライトガイド15Bと接続してランプ25から射出された光をスコープ1の先端に導くためのライトガイド15Aとから構成される。

#### 【0019】

また、プロセッサ装置2は、CDS/AGC回路14から送られる信号に基づいてY(輝度)信号及びC(色差)信号等の映像信号を形成するとともに、当該映像信号に対してカラー映像形成のための各種処理を施す第1のDSP(デジタルシグナルプロセッサ)回路17と、第1のタイミングジェネレータ12と同期して第1のDSP回路17の駆動信

号を含むプロセッサ装置 2 側の各種のタイミング信号を発生・出力する第 2 のタイミングジェネレータ 18 と、第 1 のマイコン 13 からスコープ 1 側の情報を受け取って、当該情報に基づいてプロセッサ装置 2 側の各回路を制御する第 2 のマイコン 19 と、第 1 のDSP回路 17 から送られるY信号とC信号に基づいてRGBモニタ用のR(赤)、G(緑)、B(青)信号を形成する第 2 のDSP回路 20 と、当該RGB信号をモニタ用のアナログ信号に変換するD/A変換器 21 と、当該モニタ用のアナログ信号を増幅するアンプ 22 と、第 1 のDSP回路 17 で得られた信号に対して、当該信号が表す画像における所定の輝度以下の暗部をより高い輝度に変換して輝度を局所的に引き上げるためのハイパートーン処理を施す第 3 のDSP回路 23 と、その第 3 のDSP回路 23 を制御する第 3 のマイコン 24 と、被観察体に照射するための光を射出するランプ 25 と、ランプ 25 の電源装置 26 と、ランプ 25 の光射出側に設けられたアイリス(絞り) 27 と、アイリス 27 を開閉するモータ 28 と、モータ 28 を駆動・制御するドライバ 29 と、電源装置 26 やドライバ 29 を制御する第 4 のマイコン 30 と、ランプ 25 から射出された光をスコープ 1 に導くために、スコープ 1 側のライトガイド 15A に接続するライトガイド 15B とから構成される。10

【0020】

なお、第 1 のDSP回路 17 と第 2 のDSP回路 20 との間には、信号の伝送経路を切り替えるためのスイッチ 、 が挿入されており、これらのスイッチを切り替えることにより、第 1 のDSP回路 17 から第 2 のDSP回路 20 に送られる信号に対して第 3 のDSP回路 23 を経由させるか否か、すなわち、当該信号に対してハイパートーン処理を施すか否かを選択することができる。20

【0021】

また、スコープ 1 とプロセッサ装置 2 とは、互いにコネクタ 16 で接続されており、CCD 11 で得られた信号や各制御信号等がスコープ 1 とプロセッサ装置 2 との間で伝達されるようになっている。

【0022】

また、各回路は不図示の電力供給回路から電力の供給を受けるようになっており、この電力供給回路は商用電源と接続されている。

【0023】

上記構成においては、第 2 のマイコン 19 が本発明におけるハレーション検出手段として機能し、第 4 のマイコン 30 、ドライバ 29 、モータ 28 およびアイリス 27 が本発明における照明光量調整手段として機能し、第 3 のマイコン 24 および第 3 のDSP回路 23 が本発明における輝度変換手段として機能し、ランプ 25 およびライトガイド 15A 、15B が本発明における照明手段として機能する。30

【0024】

なお、上記ハイパートーン処理とは、特開平 9 - 18704 号公報等にて提案されている表現濃度レンジの圧縮処理を応用したものであり、CCD 11 によって得られた信号を用いてこの信号が表す原画像の低周波成分を表すボケ画像を生成し、このボケ画像において所定の輝度を超える部分の輝度をゼロ輝度に変換するとともに、上記所定の輝度以下の部分の輝度を所定の正の輝度に変換して非線形変換画像を得、上記原画像にこの非線形変換画像を加算して暗部の輝度がより高い輝度へ変換された画像を得る処理である。ここでは、上記ボケ画像の上記所定の正の輝度への変換は、上記ボケ画像における上記所定の輝度以下の部分の輝度を、当該輝度が上記所定の輝度から低くなるに連れて、ゼロ輝度から徐々に高い輝度となるように変換するものとする。例えば、ボケ画像から非線形変換画像を得るための輝度変換は、図 2 に示すようなルックアップテーブル( LUT )によって変換がなされるものとする。40

【0025】

次に、この電子内視鏡装置の動作について説明する。

【0026】

本電子内視鏡装置の電源を投入すると、電力供給回路から電力が各回路へ供給される。

10

20

30

40

50

そして、第1のタイミングジェネレータ12から出力された駆動信号によってCCD11が駆動され、このCCD11では被観察体が撮像され、この撮像信号はCDS/AGC回路14へ供給される。このCDS/AGC回路14では、撮像信号が相関二重サンプリングされるとともに所定のゲインで増幅され、映像信号として第1のDSP回路17へ供給される。

【0027】

CDS/AGC回路14から出力された映像信号は、第1のDSP回路17で所定の処理が施された後に第2のDSP回路20に直接送られるか、または、第3のDSP回路23を経由して第2のDSP回路20へ送られる。第3のDSP回路23では送られてきた信号に対して上記ハイパートーン処理が施される。第2のDSP回路20では送られてきた信号に対してさらに各種の処理が施された後、D/A変換器21、アンプ22を経てモニタ用の映像信号が出力され、この映像信号によってモニタ等に被観察体の映像が表示される。第3のDSP回路23を経由するか否かは、第2のマイコン19がスイッチ、を切り替えることにより選択される。なお、ここでは、スイッチ、は第1のDSP回路17から出力された信号が第3のDSP回路23を経由するように設定され、映像信号に対して常にハイパートーン処理が施され、第3のマイコン24がそのハイパートーン処理を施す程度を必要に応じて変化させる制御を行う。

【0028】

第4のマイコン30は、被観察体に照射される光の量が設定された所定の光量となるようにドライバ29に制御信号を送り、ドライバ29はその制御信号を受けてモータ28を駆動し、アイリス27の開閉状態を変化させる。これにより、ランプ25から射出された光はアイリス27で所定の光量に絞られ、ライトガイド15B、15Aを通ってスコープ1の先端から被観察体に向けて照射される。

【0029】

第1のマイコン13は、CDS/AGC回路14からCCD11の映像信号を取得し、A/D変換器10でデジタル信号に変換して第1のDSP回路17に受け渡す。第1のDSP回路17では受け取った信号の例えば輝度情報を第2のマイコン19に受け渡し、第2のマイコン19は、その輝度情報に基づいて、撮像された画像における輝度が所定の値以上のものがその画像において占める割合が所定の割合以上であるか否かを判別してハレーションを検出し、そのハレーションの検出に応じて被観察体へ照射する光の量を減少させるべく第4のマイコン30に制御信号を送る。第2のマイコン19は、上記のような所定レベル以上のハレーションが検出されない場合には、第4のマイコン30に被観察体へ照射する光の量を維持もしくは上げるよう制御信号を送り、所定レベル以上のハレーションが検出された場合には、そのハレーションが所定レベル以下となるまで、すなわち、画像におけるハレーションの占める割合がある一定レベル以下になるまで、第4のマイコン30に被観察体へ照射する光の量を下げるよう制御信号を送る。また、第2のマイコン19は、第3のマイコン24に、照明の光量をどの程度調整する制御をしたかを表す光量制御情報を送る。第4のマイコン30は送られてきた制御信号に基づいてドライバ29にモータ28の制御信号を送り、ドライバ29がモータ28を駆動してアイリス27の開閉状態を制御する。一方、第3のマイコン24は、その光量制御情報に基づいて、被観察体へ照射される光量が下がるほど、第3のDSP回路23におけるハイパートーン処理の程度が強く掛かるように、すなわち所定の暗部の信号がより高輝度を表す信号に変換されるように、また、当該光量が元の設定された量であるときには、ハイパートーン処理の程度が当該処理を施していないのと同等となるように、第3のDSP回路23を制御する。

【0030】

一般に、CCD11における受光量と映像信号強度との関係は図3(1)の破線で表される関係となるが、ハレーションが発生している状態では、CCD11における各画素の受光量とその映像信号強度の範囲は実線aで示す範囲となり、ある一定レベル以上の受光量に対しては映像信号強度が飽和している。つまり、この範囲の受光量の画素に対応する画像情報が失われていることになる。ここで、被観察体へ照射される光量を下げると、C

CCD11における各画素の受光量とその映像信号強度の範囲は図3(2)の実線bで示す範囲となり、全体として映像信号強度は下がるが、受光量の全範囲に対して画像情報が保たれる。しかし、このままでは、もともと暗かった暗部が光量の減少でより暗くなり、表示画像上での観察がし辛い。そこで、CCD11で得られた映像信号に対して、ハイパートーン処理のような、映像信号が表す画像において輝度が一定レベル以下の所定の範囲にある暗部のみをより高い輝度に変換する(信号強度を上げる)処理を施すことで、CCD11における各画素の受光量とその映像信号強度との関係は、図3(3)の実線cで示すような関係となり、ハレーションが抑制され、かつ、暗部が少ない観察に適した画像を得ることが可能となる。

## 【0031】

10  
このように、本実施形態の電子内視鏡装置によれば、ハレーション検出手段としての第2のマイコン21が、撮像素子であるCCD11によって得られる画像信号に基づいて、当該画像信号が表す画像における所定レベル以上のハレーションを検出し、照明光量調整手段としての第4のマイコン30、ドライバ29、モータ28、アイリス27が、このハレーションが所定レベル以下に抑制されるまで、照明手段としてのランプ25、ライトガイド15A, 15Bからの射出光量を減少させ、輝度変換手段としての第3のマイコン24、第3のDSP回路23が、上記画像信号が表す画像が、当該画像における上記射出光量の減少により所定の輝度以下となつた暗部のみが部分的により高い輝度に変換された輝度変換画像となるように、上記画像信号を処理するので、画像情報が失われたハレーション部分を、照明の光量減少によって画像情報を有する部分に移行させ、また、照明の光量減少に伴ってより暗くなつて見辛くなつた所定の暗部を、輝度変換によって明るく補正することができ、ハレーションが抑制され、かつ、暗部が少ない観察により適した画像を得ることが可能となる。

## 【0032】

20  
なお、上記の、所定の輝度以下の暗部のみをより高い輝度に変換する処理としては、上記ハイパートーン処理の他、1次元ルックアップテーブル(1D\_LUT)を用いて階調変換を行う手法やCDS/AGC回路14等でCCD11のゲインを、暗部に相当する信号の強度を引き上げるコントロールをする手法等を利用することもできる。

## 【0033】

30  
また、CCD11としては、原色系CCD、補色系CCDのいずれを用いてもよい。

## 【0034】

また、ハイパートーン処理等により、いわゆる輝度を持ち上げる範囲とその程度は、画像の観察目的、用途等、必要に応じて任意に設定することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0035】

【図1】本発明の一実施形態である電子内視鏡装置の概略構成を示す図

【図2】ハイパートーン処理におけるボケ画像から非線形変換画像を得るために輝度変換の基になるルックアップテーブルを示す図

## 【図3】CCDの受光量と映像信号強度との関係を示す図

## 【符号の説明】

## 【0036】

- 1 スコープ
- 2 プロセッサ装置
- 11 CCD
- 12 第1のタイミングジェネレータ
- 13 第1のマイコン
- 14 CDS/AGC回路
- 15A, 15B ライトガイド
- 16 コネクタ
- 17 第1のDSP回路

10

20

30

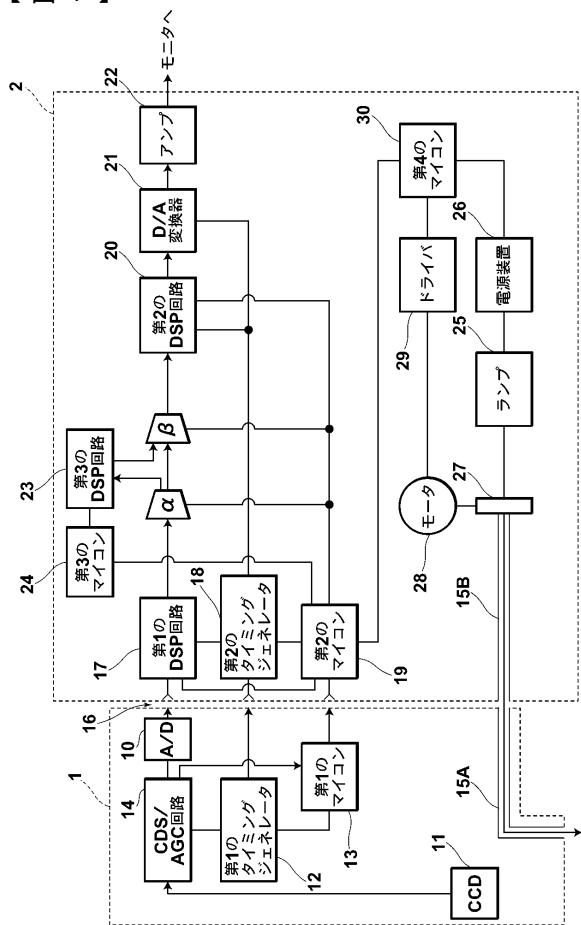
40

50

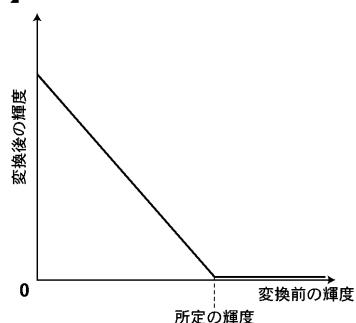
- 1 8 第2のタイミングジェネレータ  
 1 9 第2のマイコン  
 2 0 第2のDSP回路  
 2 1 D/A変換器  
 2 2 アンプ  
 2 3 第3のDSP回路  
 2 4 第3のマイコン  
 2 5 ランプ  
 2 6 電源装置  
 2 7 アイリス(絞り)  
 2 8 モータ  
 2 9 ドライバ  
 3 0 第4のマイコン  
 , スイッチ

10

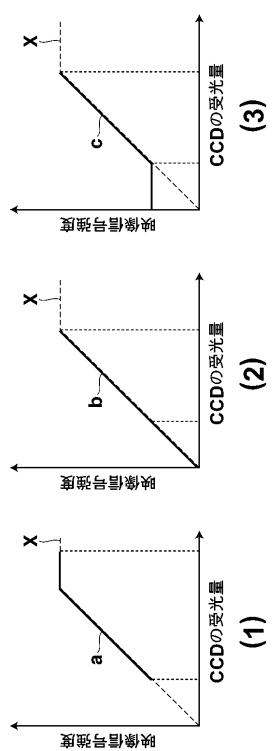
【図1】



【図2】



【図3】



---

フロントページの続き

(72)発明者 堂之前 義文

川崎市麻生区万福寺1-2-2 新百合トウエンティワン 富士フィルムソフトウェア株式会社内  
Fターム(参考) 2H040 BA10 CA10 GA02 GA06  
4C061 CC06 LL02 NN01 NN05 RR02 RR15 RR22 TT01

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006115964A</a>	公开(公告)日	2006-05-11
申请号	JP2004305040	申请日	2004-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社 富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司 富士胶片有限公司		
[标]发明人	阿部一則 堂之前義文		
发明人	阿部一則 堂之前義文		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/045 G06T7/0012 H04N5/2354 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/045.611 A61B1/05 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA06 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR22 4C061/TT01 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/TT01		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：为了使通过电子内窥镜装置获得的图像成为适合观察的图像，其中光晕被抑制并且暗部较小。解决方案：光晕检测装置（19）根据由图像传感器11获得的信号，检测由该信号表示的图像中产生的预定水平或更高水平的光晕，以及照明光量调节装置（19、27、28），29、30）减少从照明装置（25、15）发出的光量，直到该光晕降到预定水平以下，并且亮度转换装置（23、24）显示从图像发出的光量。对信号进行处理，使得仅由于亮度的降低而使亮度变为等于或小于预定亮度的暗部成为被转换为更高亮度的亮度转换图像。[机型图]图1

