

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4694336号  
(P4694336)

(45) 発行日 平成23年6月8日(2011.6.8)

(24) 登録日 平成23年3月4日(2011.3.4)

(51) Int.Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/06	A
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 2
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 3 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2005-289147 (P2005-289147)  
 (22) 出願日 平成17年9月30日 (2005. 9. 30)  
 (65) 公開番号 特開2007-97711 (P2007-97711A)  
 (43) 公開日 平成19年4月19日 (2007. 4. 19)  
 審査請求日 平成20年4月16日 (2008. 4. 16)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (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  
 審査官 伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電子内視鏡および該電子内視鏡により取得された画像を処理する処理装置を備えた電子内視鏡装置であって、前記処理装置が、

光源と、

前記光源から発せられ前記内視鏡の先端へと導かれる照明光の光量を制御する照明光量制御手段と、

前記画像の輝度分布を表す輝度画像を生成する輝度画像生成手段と、

前記輝度画像の中から、輝度値が所定値を越える画素が所定数以上並んで配置された高輝度画素群を検出する高輝度画素群検出手段と、

前記高輝度画素群検出手段により高輝度画素群が検出されたときに、前記照明光量制御手段に対し、前記高輝度画素群検出手段により高輝度画素群が検出されなくなるまで光量の低減を指示する光量調整手段と、

前記輝度画像を構成する画素のうち輝度値が所定値以下の画素の輝度値が前記所定値以上になるように、前記画像の輝度を変換する変換手段とを備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項2】

前記変換手段は、

前記輝度画像の低周波成分を表す輝度ボケ画像を生成し、

前記輝度ボケ画像を構成する画素のうち輝度値が所定値を越える画素の輝度値をゼロ値

に置換し、

前記輝度画像に前記置換処理後の輝度ボケ画像を加算することにより、前記画像の輝度を変換す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】

前記変換手段は、

前記輝度ボケ画像を構成する画素のうち輝度値が所定値を越える画素の輝度値をゼロ値に置換するとともに、前記輝度ボケ画像を構成する画素のうち輝度値が所定値以下画素の輝度値を、輝度値が小さい画素の値ほど大きな輝度値となるように値を置換することを特徴とする請求項2記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置に関し、詳しくは内視鏡撮影により得られる画像の画像処理に関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡は、先端から照明光を照射して被観察体（例えば胃壁）からの反射光を先端に備え付けられた撮像素子（例えばCCD）で受光することにより被観察体の画像を取得する。光が無い閉じられた空間での撮影であるため、診断に適した画像を得るためには、照明はある程度明るくする必要がある。しかし、照明が明るすぎると被観察体や処置具（例えば鉗子）からの強い反射光により、画像の一部が真っ白になり、その部分については被観察体の画像が得られないことがある（いわゆるハレーション）。

20

【0003】

上記問題の解決方法としては、撮像素子の各画素値から算出した平均輝度値や濃度ヒストグラムに基づいてハレーションを検出し、照明の絞り（アイリス）を調整して照射光の光量を落とすことによりハレーションを抑制する方法が提案されている（例えば特許文献1、2）。

【特許文献1】特開2003-250761号公報

【特許文献2】特開2000-81577号公報

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記方法はハレーションを確実に抑制できるものの、光量を大幅に落とさないとハレーションを抑制できない場合には、得られる画像は暗く観難いものとなる。このため、必ずしも、診断に適した画像が得られるとは限らない。

【0005】

一方、ハレーションが生じていても、診断に適した画像と言える場合もある。例えば何らかの理由（水滴による鏡面反射など）により一点においてのみ斑点状のハレーションが生じたとしても、その点を除いた範囲の画像が適切な明るさであれば、その画像は診断に適した画像と認められる。すなわち、ハレーションをなくすことと、診断に適した画像を得ることとは、必ずしも同じではない。

40

【0006】

本発明は、内視鏡撮影におけるハレーションの問題を解決するものであるが、ハレーションを完全になくすことを目的とするものではなく、電子内視鏡装置により真に診断に適した画像を得ることを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、電子内視鏡と、電子内視鏡により取得された画像を処理する処理装置とを備えた電子内視鏡装置を提供する。この電子内視鏡装置の処理装置は、光源と、その光源から発せられ、内視鏡の先端へと導かれる照明光の光量を制御する照明光量制御手段を備え

50

る。また、画像の輝度分布を表す輝度画像を生成する輝度画像生成手段と、輝度画像の中から、輝度値が所定値を越える画素が所定数以上並んで配置された高輝度画素群を検出する高輝度画素群検出手段と、高輝度画素群検出手段により高輝度画素群が検出されたときに、照明光量制御手段に対し、高輝度画素群検出手段により高輝度画素群が検出されなくなるまで光量の低減を指示する光量調整手段とを備える。

【0008】

さらに、この処理装置は、輝度画像を構成する画素のうち輝度値が所定値以下の画素の輝度値が前記所定値以上になるように、前記画像の輝度を変換する変換手段を備える。変換手段は、例えば、輝度画像の低周波成分を表す輝度ボケ画像を生成し、輝度ボケ画像を構成する画素のうち輝度値が所定値を越える画素の輝度値をゼロ値に置換し、輝度画像に置換処理後の輝度ボケ画像を加算することにより、画像の輝度を変換する。この際、輝度ボケ画像を構成する画素のうち輝度値が所定値を越える画素の輝度値をゼロ値に置換するとともに、前記輝度ボケ画像を構成する画素のうち輝度値が所定値以下画素の輝度値を、輝度値が小さい画素の値ほど大きな輝度値となるように値を置換すれば、なお好ましい。

10

【発明の効果】

【0009】

上記構成では、高輝度画素群検出手段と光量調整手段により、画像中に所定の大きさよりも大きい白色部分が存在するときには照明光の光量が低減されるが、画像中に白色部分が存在しても、その部分の大きさが所定の大きさ以下であれば照明光の光量は調整されない。すなわち、ハレーションが発生しても、診断に支障をきたすほどでなければ、無闇に光量を低減することはしない。

20

【0010】

また、上記構成では、輝度値が所定値以下の画素の輝度値は変換手段により前記所定値以上の輝度値に補正されるため、光量を低減したことにより照明光が十分に行き渡らなくなってしまった領域があったとしても、その領域を含め全体的に明るく見やすい画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

図1は、本発明の一実施形態における電子内視鏡装置の概略構成を示す図である。電子内視鏡装置は、電子内視鏡1（以下、スコープ1）と処理装置2（以下、プロセッサ2）により構成される。また、処理装置2には、モニタや図示されないプリンタが接続されている。

30

【0012】

スコープ1は、対物レンズ11、CCD（Charge Coupled Device）12、CCD12により取得された信号を処理する信号処理回路13および各種制御処理を行うマイコン14を備える。CCD12は、対物レンズ11とともにスコープ2の先端に取り付けられ、観察対象からの反射光を取得し、電気信号に変換する。本実施形態では、CCD12にモザイクフィルタを備え、被観察体からの反射光をモザイクフィルタを介して取得することによって被観察体の各色の情報をまとめて取得する同時式を採用する。但し、モノクロCCDを用いて、後述する光源の光を光の射出方向に設けられた回転式フィルタを回転させながら、各色で照明された観察対象からの反射光を順次取得する面順次式を採用してもよい。

40

【0013】

信号処理回路13は、CCD12から、図示されないタイミングジェネレータにより制御される時間間隔で1フレーム分の画像信号を読み出し、相関二重サンプリング、自動利得制御およびA/D変換などの信号処理を施す。信号処理回路13により処理された画像信号はフレームごとにプロセッサ2へと送出される。この信号処理回路13の動作やプロセッサ2へのデータ伝送は、マイコン14により制御される。スコープ1は、このほか、プロセッサ2から供給される照明光をスコープ1の先端まで誘導するライトガイド15およびプロセッサ2に接続されるコネクタ部（図示せず）を備える。

50

## 【 0 0 1 4 】

プロセッサ 2 は、図示されないコネクタ部を備える。プロセッサ 2 のコネクタ部は、スコープ 1 のコネクタ部を簡単に接続したり取り外したりできる構造となっている。また、プロセッサ 2 は、スコープ 1 の信号処理回路 1 3 から、コネクタ部を介して入力される画像信号に対しガンマ補正、画素数変換、D / A 変換などの処理を施して、モニタに出力する信号を生成する信号処理回路 2 1 を備える。信号処理回路 2 1 は、モニタ出力用画像を生成する過程で、後述する輝度画像の生成処理、高輝度画素群の検出処理、輝度の変換処理も行なう。

## 【 0 0 1 5 】

また、プロセッサ 2 は、光源 2 3、光源 2 3 の光の射出方向に設けられたアイリス（絞り）2 4、アイリス 2 4 を開閉するモータ 2 5、モータ 2 5 の駆動を制御する駆動回路 2 6 を備える。光源 2 4 からアイリス 2 4 を経て出力される光は、前述のスコープ 1 のライトガイド 1 5 を通ってスコープ 1 の先端へと導かれ、被観察体に照射される。すなわち、照明光の光量は、アイリス 2 4、モータ 2 5 および駆動回路 2 6 により制御される。

## 【 0 0 1 6 】

さらに、プロセッサ 2 は、信号処理回路 2 1 の動作、スコープ 1 との通信および駆動回路 2 6 を制御するマイコン 2 2 を備える。マイコン 2 2 は、信号処理回路 2 1 から供給される信号に基づいて光量の調整の要否を判断し、調整が必要な場合に駆動回路 2 6 に指示信号を送出する。すなわち、光量の調整は、マイコン 2 2 が行なう。

## 【 0 0 1 7 】

図 2 は、信号処理回路 2 1 が行なう処理のうち、画像の明るさを調整するための処理を抜粋して示したフローチャートである。信号処理部 2 1 は、スコープ 1 から入力されたフレーム画像を取得すると（S 1 0 1）、その画像に対し RGB - YCC 変換を施して輝度成分 Y のみからなる輝度画像を生成する（S 1 0 2）。続いて、その輝度画像を用いて、図 3 に示す高輝度画素群検出処理を行なう。

## 【 0 0 1 8 】

図 3（a）、（b）は輝度画像 3 を示す図である。格子上に区切られた各枠は輝度画像を構成する画素を示しており、斜線が付された画素は値が所定の閾値以上の画素を示している。本実施形態では、各画素の値は 8 ビットで表され、したがって 0 ~ 2 5 5 の範囲の値をとる。また、本実施形態では閾値は 2 5 5、すなわち画素がとり得る最大値とする。但し、2 5 5 以外の値を閾値に設定してもよいことは言うまでもない。

## 【 0 0 1 9 】

信号処理回路 2 1 は、フレーム画像を構成する各画素の値を順次閾値と比較し、値が閾値以上（2 5 5）の画素を検出すると、その画素を基準として隣接する画素についても同様の閾値判定を行なう。図 3（a）に示す画像群 4 a のように、隣接する 1 0 個以上の画素の値が閾値以上であった場合には、その画素群を高輝度画素群として検出する。但し、高輝度画素群と判定する条件、すなわち画素群を構成する画素の数は、抑制したいハレーションの度合いによって定めればよく、必ずしも 1 0 個である必要はない。

## 【 0 0 2 0 】

信号処理回路 2 1 は、高輝度画素群を検出した場合には、図 2 のステップ S 1 0 3 に示すようにマイコン 2 2 に高輝度画素群の検出を通知する信号を送出する。一方、図 3（a）、（b）に示す画素 4 b のように、値が閾値以上の画素は検出されたものの周辺の画素の値が閾値より小さい場合、あるいは周辺に値が閾値以上の画素があっても画素の総数が 1 0 に満たない場合には、マイコン 2 2 への通知は行なわれない。

## 【 0 0 2 1 】

マイコン 2 2 は、高輝度画素群の検出を伝える信号を受信すると、検出された高輝度画素群の数を予め設定してある設定値（例えば 1、または 2 以上）と比較し、設定値を超えたときに、図 1 の駆動回路 2 6 に対し光量を一定量下げるよう指示する指示信号を送出する。駆動回路 2 6 は指示信号を受信するとモータ 2 5 を駆動させてアイリス 2 4 の開口度を狭める。これにより、光源 2 3 からの光は、より絞り込まれ、ライトガイド 1 5 を通じ

10

20

30

40

50

て被観察体に照射される光は弱まる。この場合、次に信号処理回路21がステップS101において取得する画像は、前回よりも弱い照射光のもとで撮影された画像となる。そのフレーム画像に対し、前回と同様ステップS102、S103の処理が施され、再び高輝度画素群が検出されれば、再びマイコン22による光量調整が行なわれ、同様の処理がステップS103において高輝度画素群が検出されなくなるまで繰り返される。

#### 【0022】

最初の高輝度画素群検出処理において、もしくはマイコン22による光量調整が行なわれた結果、画像の全領域において高輝度画素群が存在しないことが判明すると、次に信号処理回路21は、ステップS102において生成した輝度画像から輝度ボケ画像を生成する(S104)。輝度ボケ画像は、輝度画像の低周波成分のみからなる画像で、輝度画像

10

#### 【0023】

続いて信号処理回路21は、その輝度ボケ画像を構成する画素の値を、図4に示すテーブルを用いて変換する。すなわち、所定の輝度値以上の画素については値をゼロ値に置き換え、さらに所定の輝度値以下の画素については小さい輝度値ほど大きな輝度値に置き換える(S105)。続いて、信号処理回路21は、置換処理された輝度ボケ画像を輝度画像に加算することにより、輝度画像の輝度変換を行なう(S106)。そして、輝度画像を変換後の輝度画像と置き換えてYCC RGB変換を行なってRGB画像を生成し(S107)、モニタに出力する。

#### 【0024】

20

図5は、図2のフローチャートに示される処理の効果について説明するための図である。CCD12の各画素の受光量とモニタに出力される映像信号強度との関係は、ハレーションが発生している状態では、図5(a)の実線で表される関係となる。すなわち、一定量以上の光が入射した場合には、その光が入射した位置の画素値は最大値Xに飽和する。ここで、画素値の飽和は、その画素に対応する画像情報が失われてしまったことを意味する。

#### 【0025】

ステップS103の処理で高輝度画素群が検出されマイコン22の光量調整機能により照明が弱められると、CCD12が受光する光量は低減する。この場合、CCD12の各画素の受光量とモニタに出力される映像信号強度との関係は、図5(b)の実線で表される関係となる。この関係では、画素値の飽和は生じないため、全範囲に対して画像情報が保たれる。しかし、暗部は光量の低減でより暗くなるため、暗部にも関心領域がある場合には、その画像を使った診断は困難になる。これに対し、ステップS104～S106の処理を施せば、図5(c)の実線で表されるように暗部の輝度のみがより高い輝度値に変換される。このため、暗くて観難い部分はなくなり、診断に適した明るい画像をモニタ出力することができる。

30

#### 【0026】

以上に説明したように、本実施形態の電子内視鏡装置によれば、図3(a)に示す画像のように、診断に支障をきたすほどの広い領域でハレーションが発生した場合には、信号処理回路21がその領域を高輝度画素群として検出し、マイコン22の制御によりアイリス24の開口度が調整される。これにより、ハレーションが抑制された診断に適した画像を得ることができる。一方、図3(b)に示す画像のように、診断に支障がない範囲でハレーションが発生している場合には、マイコン22による光量調整は行なわれない。このため、不必要に光量が制限されることがなく、診断に適した明るい画像を得ることができる。

40

#### 【0027】

さらに、ハレーション抑制のために光量を落とす必要がある場合でも、図2のステップS104～S106の処理により暗い部分のみ、画素の輝度値がより高い輝度値に置き換えられるため、光量を低減したことにより画像の一部が診難くなる心配もない。すなわち、常に、診断に適した明るい画像を、モニタに出力することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の一実施形態における電子内視鏡装置の概略構成を示す図

【図2】信号処理回路の明るさ調整に関わる処理を示すフローチャート

【図3】高輝度画素群検出処理について説明するための図

【図4】輝度ボケ画像の輝度値変換テーブルを示す図

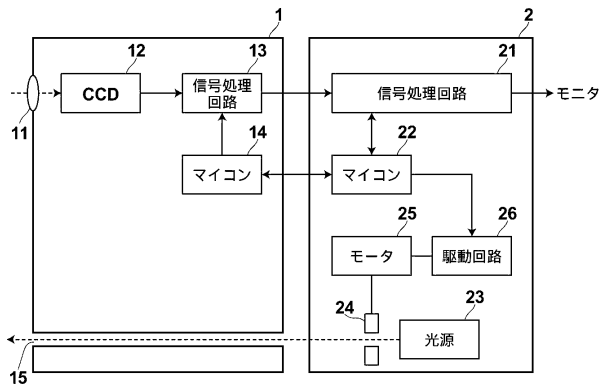
【図5】信号処理回路による処理結果について説明するための図

【符号の説明】

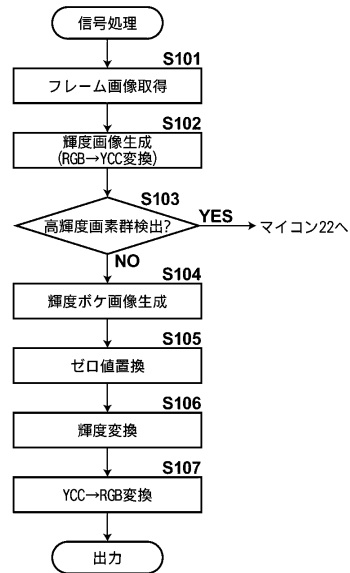
【0029】

- 1 スコープ（電子内視鏡）、11 対物レンズ、15 ライトガイド
- 2 プロセッサ（処理装置）、24 アイリス（絞り）
- 3 輝度画像

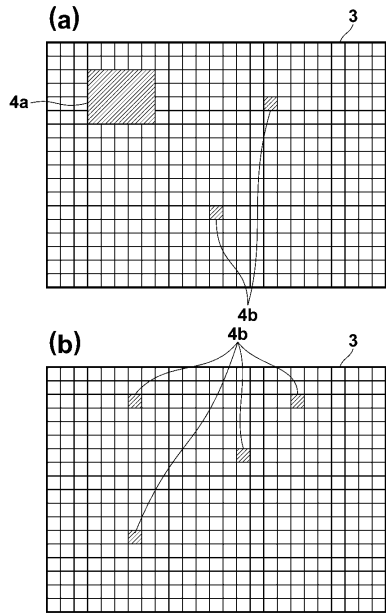
【図1】



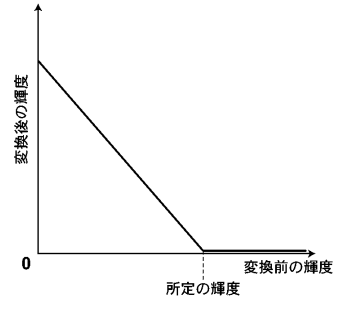
【図2】



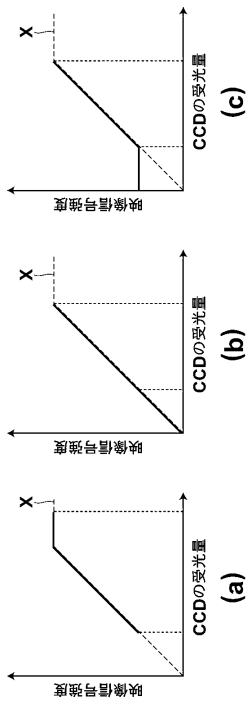
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-284682(JP,A)  
特開2003-250761(JP,A)  
特開2000-152913(JP,A)  
特開2001-008097(JP,A)  
特開平01-160526(JP,A)  
国際公開第02/064304(WO,A1)  
特開2003-281532(JP,A)  
特開2000-278529(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26  
H04N 5/225  
H04N 5/238

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4694336B2</a>	公开(公告)日	2011-06-08
申请号	JP2005289147	申请日	2005-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	阿部一則		
发明人	阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.731 H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290 H04N5/235.100 H04N5/235.400 H04N5/238 H04N5/238.Z H04N5/243		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/CA02 2H040/CA06 2H040/FA12 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/PP12 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/SS23 4C061/TT01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/PP12 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS23 4C161/TT01 5C122/DA26 5C122/FF17 5C122/GG03 5C122/GG06 5C122/GG21 5C122/HB01 5C122/HB06		
代理人(译)	佐久间刚		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2007097711A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜成像，或没有晕光，始终作为能够得到适合于诊断的图像。甲从范围 ( S101, S102 ) 生成从输入帧图像的亮度图像中，亮度值来检测哪些像素超过预定值由侧过的预定数量被设置侧的高亮度像素组 ( S103 )。仅当检测到高亮度像素组时，才执行微计算机的光量调节。当不再检测到高亮度的像素组，以生成从亮度图像 ( S104 ) 的亮度模糊图像，替换构成亮度模糊图像的像素的值，到零值对于给定的亮度值以上的像素的值进一步用大的亮度值小的亮度值替换为预定的亮度值以下的像素 ( S105 )。然后，通过添加其被处理的亮度图像的亮度模糊图像，它执行亮度图像 ( S106 ) 的亮度转换。 .The

【 图 1 】

