

(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2010-279507

(P2010-279507A)

(43) 公開日 平成22年12月16日(2010.12.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 G	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
H 0 4 N 7/18 (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 11 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-134497 (P2009-134497)
 (22) 出願日 平成21年6月3日 (2009.6.3)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100148895
 弁理士 荒木 佳幸
 (72) 発明者 森 智洋
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA21 BA23 CA04 DA21 DA43
 GA02 GA06 GA11

最終頁に続く

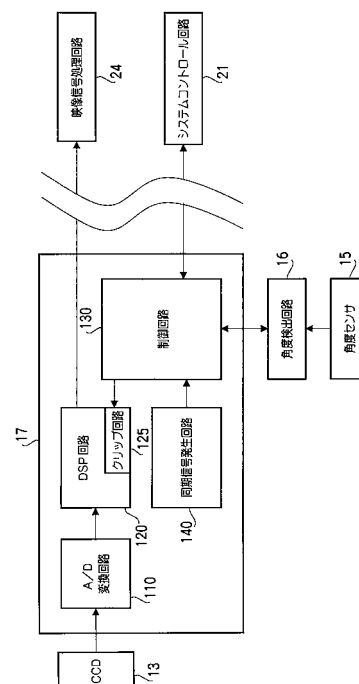
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】インターラインフリッカの発生を防ぎ、高精度の画像を取得することが可能な電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 体内に挿入される可撓管の先端に配置され、観察対象を撮影して画像信号を生成する撮像手段と、可撓管の先端を動かすための操作手段と、操作手段における機械的な変位量を検出する変位量検出手段と、変位量検出手段によって検出された変位量に基づいて、撮像手段により生成される画像信号の輝度を制限する輝度制限手段と、を備える構成とした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体内に挿入される可撓管の先端に配置され、観察対象を撮影して画像信号を生成する撮像手段と、

前記可撓管の先端を動かすための操作手段と、

前記操作手段における機械的な変位量を検出する変位量検出手段と、

前記変位量検出手段によって検出された変位量に基づいて、前記撮像手段により生成される画像信号の輝度を制限する輝度制限手段と、を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記輝度制限手段は、前記変位量検出手段によって検出された変位量が、所定の閾値以下である場合には、第 1 の輝度制限値に基づいて前記画像信号の輝度を制限し、

前記変位量検出手段によって検出された変位量が、所定の閾値より大きい場合には、第 2 の輝度制限値に基づいて前記画像信号の輝度を制限することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 2 の輝度制限値は、前記第 1 の輝度制限値よりも小さいことを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 2 の輝度制限値は、前記画像信号が表示される表示装置に基づいて設定されるものであることを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記操作手段は、回動可能な操作レバーからなり、

前記変位量検出手段は、前記操作レバーの回転角度の変位量を検出するものであることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

同期信号を発生する同期信号発生手段を更に備え、

前記変位量検出手段は、前記同期信号に基づいて、前記変位量の検出を行うことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記変位量検出手段は、前記撮像手段によって生成された画像信号においてハレーションが発生した場合に、前記変位量の検出を行うことを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、電子内視鏡システム、特に電子内視鏡システムにおけるクリップ処理に関する。

【背景技術】**【0002】**

患者の体内を診断又は治療するために、先端部に CCD などの固体撮像素子を備えた電子内視鏡と、該固体撮像素子により生成された画像信号を処理してモニタに出力する電子内視鏡用プロセッサと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を用いて体内観察を行う際に、例えば、電子内視鏡の先端部と被写体とが接近し、一定以上の光量が発生することによって、モニタ画面上の被写体像の一部領域に、ハレーション（画面が白くなる状態）が発生する場合がある。

【0003】

特許文献 1 には、このようなハレーションを解消することが可能な電子内視鏡システムが記載されている。特許文献 1 の電子内視鏡システムでは、プロセッサが備えるヒストグラム処理回路において画像信号に基づいたヒストグラムデータが生成され、生成されたヒ

10

20

30

40

50

ストグラムデータに基づいて、ハレーションが検出される。そして、ハレーションが発生した場合には、絞りを閉じてライトガイドに入射する光量を減少させることにより、ハレーションを解消することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２００２－５８６４０号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

10

ところで、被写体にハレーションが発生した状態で電子内視鏡の先端部が動かされた場合や、電子内視鏡の先端部が動かされた先の被写体にハレーションが発生する場合において、得られる画像にインターラインフリッカと呼ばれる現象が生じることがある。インターラインフリッカは、画面上の水平方向に発生する線間のちらつきであり、特にＬＣＤ（Liquid Crystal Display）において発生しやすい現象である。特許文献１の電子内視鏡システムでは、上述のように発生したハレーションを解消できるものの、ハレーションを検出してから絞りによる光量調整を行う必要があるため、ハレーションの解消までには時間がかかる。そのため、電子内視鏡の先端が高速で動かされると、ハレーションが解消される前に、表示画面上にインターラインフリッカが発生してしまい、体内観察および治療の妨げとなるという問題があった。

20

【０００６】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、インターラインフリッカの発生を防ぎ、高精度の画像を取得することが可能な電子内視鏡システム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】

【０００７】

上記の課題を解決するため、本発明により、体内に挿入される可撓管の先端に配置され、観察対象を撮影して画像信号を生成する撮像手段と、可撓管の先端を動かすための操作手段と、操作手段における機械的な変位量を検出する変位量検出手段と、変位量検出手段によって検出された変位量に基づいて、撮像手段により生成される画像信号の輝度を制限する輝度制限手段と、を備えることを特徴とする電子内視鏡システムが提供される。

30

【０００８】

このように構成することにより、操作手段の動きに応じて、画像信号の輝度を制限することができ、表示画面上のインターラインフリッカの発生を防ぐことができる。また、可撓管の先端の動きを操作する操作手段の機械的な変位量に基づいて、輝度の制限を行うことにより、迅速に輝度制限を行うことができ、またシステムの構造および制御を複雑化することなく上記効果を実現することができる。

【０００９】

また、上記輝度制限手段は、変位量検出手段によって検出された変位量が、所定の閾値以下である場合には、第１の輝度制限値に基づいて画像信号の輝度を制限し、変位量検出手段によって検出された変位量が、所定の閾値より大きい場合には、第２の輝度制限値に基づいて画像信号の輝度を制限するものであっても良い。また、第２の輝度制限値は、第１の輝度制限値よりも小さくても良い。

40

【００１０】

また、上記第２の輝度制限値は、画像信号が表示される表示装置に基づいて設定されるものであっても良い。このように構成することにより、表示装置の特性に応じた輝度制限を行うことができる。

【００１１】

また、上記操作手段は、回動可能な操作レバーからなり、変位量検出手段は、操作レバーの回転角度の変位量を検出するものであっても良い。

50

【 0 0 1 2 】

また、上記電子内視鏡システムは、同期信号を発生する同期信号発生手段を更に備え、変位量検出手段は、同期信号に基づいて、変位量の検出を行うものであっても良い。このように構成することにより、所定の時間における操作手段の変位量を検出することができ、先端部の動きの大きさおよび速さに基づいて、輝度の制限を行うことができる。

【 0 0 1 3 】

また、上記変位量検出手段は、撮像手段によって生成された画像信号においてハレーションが発生した場合に、変位量の検出を行うものであってもよい。このように構成することにより、実際にインターラインフリッカが発生する可能性が高い場合にのみ、輝度制限を行うことで、処理部の負担の軽減および効率化を図ることができる。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

従って、本発明の電子内視鏡システムによれば、電子内視鏡の先端の動きに応じて画像信号の輝度制限値を設定することによりインターラインフリッカの発生を防ぐことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

【 図 1 】 本発明の実施形態における電子内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【 図 2 】 本発明の実施形態における初期信号処理回路の構成を示すブロック図である

【 図 3 】 本発明の実施形態における電子内視鏡の操作部の構成を示す模式図である。

20

【 図 4 】 本発明の実施形態における輝度制限値設定処理の流れを示すフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。図 1 は、本発明の実施形態における電子内視鏡システム 1 の概略構成を示す図である。図 1 に示すように電子内視鏡システム 1 は、電子内視鏡 10、プロセッサ 20、およびモニタ 30 から構成される。本実施形態においては、電子内視鏡システム 1 は、患者の体内における観察および処置を行うための医療用の電子内視鏡システムである。

【 0 0 1 7 】

30

電子内視鏡 10 は、患者の体内に挿入される長尺の可撓管からなる挿入部 10 a、術者によって把持される操作部 10 b、およびプロセッサ 20 に電気的および光学的に接続される接続部 10 c からなる。電子内視鏡 10 の接続部 10 c から挿入部 10 a の先端まで、プロセッサ 20 から供給される光を伝搬し、配光レンズ（不図示）を介して観察部位に射出するためのライトガイド 11 が延在している。また挿入部 10 a の先端には、観察部位で反射された光を撮像素子の受光面に結像させるための対物レンズ 12、受光面に結像された被写体像に基づいて画像信号を生成する撮像素子である CCD 13 が配置される。

【 0 0 1 8 】

また、電子内視鏡 10 の操作部 10 b には、CCD 13 により取得される画像をフリーズさせるためのフリーズボタンなどからなる各種操作ボタン（不図示）、挿入部 10 a の先端を動かすための操作レバー 14、および操作レバー 14 の回転角度を検出するための角度センサ 15 が設けられている。角度センサ 15 は、操作レバー 14 の軸に取り付けられる回転角度センサであり、検出した角度に応じた電圧を、電子内視鏡 10 の接続部 10 c に備えられた角度検出回路 16 へと出力する。また、接続部 10 c には、上述の角度検出回路 16、および CCD 13 で生成された画像信号に対して後述する処理を施して映像信号を生成する初期信号処理回路 17 が備えられている。

40

【 0 0 1 9 】

プロセッサ 20 は、プロセッサ 20 全体を統括制御するシステムコントロール回路 21、電子内視鏡 10 に供給する照明光を発生するランプ 22、ランプ 22 から放射された光を収束して電子内視鏡 10 のライトガイド 11 に結合させる集光レンズ 23、電子内視鏡

50

10から受信した映像信号に対してノイズリダクション等の所定の処理を施す映像信号処理回路24、および主電源スイッチなどを含む各種操作ボタンが配されたフロントパネル25を備えている。また、モニタ30は、映像信号処理回路24によって処理されたビデオ信号に基づいて画像を表示する表示装置である。

【0020】

電子内視鏡システム1における体腔内観察は以下のように行なわれる。まず、術者によってプロセッサ20のフロントパネル25に設けられた主電源スイッチ（不図示）がONにされると、システムコントロール回路21の制御の下、ランプ22が点灯される。そして、ランプ22から放射された光が、集光レンズ23を介して電子内視鏡10内に設けられたライトガイド11の入射端に入射する。ライトガイド11の入射端に入射した光は、ライトガイド11を通して挿入部10aの先端にある射出端から体内の観察部位に射出される。そして、射出された光が観察部位によって反射され、対物レンズ12を介してCCD13の受光面に結像される。

10

【0021】

本実施形態では、カラー撮像方式として単板同時式が適用されており、CCD13の受光面上にはイエロー（Y）、シアン（C）、マゼンタ（M）、グリーン（G）の各色要素が市松模様状に並べられた補色カラーフィルタ（図示せず）が受光面の各画素に対応して配置されている。そして、CCD13では、補色カラーフィルタを透過した光の強度に応じた被写体像の画像信号が光電変換により発生し、所定時間間隔ごとに1フレーム分の画像信号が、色差線順次方式によって順次読み出される。本実施形態では、インターライン・トランスファ方式のCCDが使用されており、NTSC方式の垂直同期周波数に対応して、例えば1/30秒間隔ごとに1フレーム分の画像信号が順次読み出され、初期信号処理回路17へ送られる。

20

【0022】

初期信号処理回路17では、CCD13によって生成された画像信号から、輝度信号および色差信号を含む映像信号が生成される。図2は、初期信号処理回路17の構成を示すブロック図である。図2に示すように、初期信号処理回路17は、A/D変換回路110、DSP回路120、制御回路130および同期信号発生回路140を含む。

【0023】

CCD13から出力される画像信号は、A/D変換回路110においてA/D変換され、DSP回路120へ出力される。DSP回路120は、入力されるA/D変換後の画像信号に対し、所定の処理を施して映像信号を生成する。所定の処理には例えば、色毎のゲイン調整や解像度調整、ホワイトバランスやブラックバランスの調整、ガンマ補正、エンハンス処理等がある。また、DSP120は、クリップ回路125を備えており、後述する輝度制限値Hcに基づいて、画像信号の輝度値が所定の範囲内となるようクリップする。

30

【0024】

同期信号発生回路140は、後述する輝度制限値設定処理において、角度検出回路16における角度検出のタイミングを制御するための同期信号を発生する。また、制御回路130は、初期信号処理回路17における上述の各回路を制御するとともに、CCD13を駆動するためのCCDドライバとして、CCD13へ駆動信号を出力する。そして、初期信号処理回路17により生成された映像信号は、プロセッサ20の映像信号処理回路24へ送られる。

40

【0025】

プロセッサ20の映像信号処理回路24では、受信した映像信号における輝度信号成分に、ノイズリダクション処理等が施され、ノイズが低減された輝度信号、色差信号および復号同期信号を多重したNTSC方式のコンポジットビデオ信号などのビデオ信号が生成される。そして、ビデオ信号はプロセッサ20からモニタ30へ出力され、モニタ30にて、ビデオ信号に基づいた被写体像が表示される。これにより術者や診断者は、モニタ30に映し出される被写体像から患者の体腔内の状態を観察することができる。

50

【 0 0 2 6 】

また、上述のような体内観察中に、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b に備えられた操作レバー 1 4 を操作することで、挿入部 1 0 a 先端を動かすことができる。そして、これにより、所望の方向へ C C D 1 3 の受光面を向けることができ、所望の方向に位置する観察部位を観察することが可能となる。図 3 は、操作部 1 0 b の操作レバー 1 4 の構成および挿入部 1 0 a の先端の動きを説明するための模式図である。操作レバー 1 4 は、操作部 1 0 b に内蔵された図示しないプーリと連結されており、操作レバー 1 4 を回動させることにより、該プーリを回動させることができる。そして、プーリには、C C D 1 3 が配置される挿入部 1 0 a の先端まで延在する一対の操作ワイヤ 1 4 a および 1 4 b が巻回されている。そして、操作レバー 1 4 を操作してプーリを回動させることにより、2 本の操作ワイヤ 1 4 a および 1 4 b が同時に押し引きされ、挿入部 1 0 a の先端が動く構成となっている。

10

【 0 0 2 7 】

具体的には、例えば図 3 の矢印 A で示される方向へ操作レバー 1 4 を回転させると、一方の操作ワイヤ 1 4 a が矢印 A ' の方向へ引っ張られ、他方の操作ワイヤ 1 4 b が矢印 A " の方向へ押し出される。これにより、図 3 に示されるように、挿入部 1 0 a の先端が湾曲し、C C D 1 3 の受光面を上方向に向けることができる。同様に、図 3 の矢印 A と反対の方向へ操作レバー 1 4 を回転させると、操作ワイヤ 1 4 a が矢印 A " の方向へ押し出され、操作ワイヤ 1 4 b が矢印 A ' の方向へ引っ張られることにより、挿入部 1 0 a の先端を図 3 に示される状態とは逆方向へ湾曲させることができる。

20

【 0 0 2 8 】

このように、挿入部 1 0 a の先端の動きは、操作レバー 1 4 の動きと連動するようになっており、操作レバー 1 4 を操作する大きさおよび速さが、挿入部 1 0 a の先端における動きの大きさおよび速さに反映される。すなわち、操作レバー 1 4 を速く動かすことにより、挿入部 1 0 a の先端も速く動く。また、操作ワイヤ 1 4 a および 1 4 b の他に、もう一対の操作ワイヤを設け、それぞれをプーリに巻回させ操作レバーと連動させることによって、挿入部 1 0 a の先端を、上下左右の四方向に湾曲させることも可能である。

【 0 0 2 9 】

ここで、上述のように、被写体像にハレーションが発生した状態で、操作レバー 1 4 によって挿入部 1 0 a の先端が動かされた場合、もしくは挿入部 1 0 a の先端が動かされた先の被写体像にハレーションが発生するような場合には、モニタ 3 0 に表示される映像にインターラインフリッカが生じる。このようなインターラインフリッカの発生を防ぐために、挿入部 1 0 a の先端が高速で動かされる場合には、迅速にハレーションを解消することが望ましい。そこで、本実施形態の電子内視鏡 1 0 では、操作レバー 1 4 の動きに基づいて、クリップ処理に用いられる輝度制限値 H c を設定するための、輝度制限値設定処理が行われる。

30

【 0 0 3 0 】

図 4 は、本実施形態における輝度制限値設定処理を示すフローチャートである。本処理は、電子内視鏡 1 0 の制御回路 1 3 0 の制御の下、実行される。本処理では、まず、初期値として、クリップ回路 1 2 5 における輝度制限値 H c が 1 1 0 (I R E) に設定され、角度検出回路 1 6 における第 1 の角度 R_1 が 0 に設定される (S 1 0 1) 。

40

【 0 0 3 1 】

続いて、同期信号発生回路 1 4 0 から発生される同期信号に基づいて、操作レバー 1 4 の角度検出を行うタイミングであるか否かが判断される (S 1 0 2) 。本実施形態では、所定の時間 (例えば 1 秒間) における操作レバー 1 4 の回転角の差分から、被写体の動きの速さを検出する。そのため、同期信号発生回路 1 4 0 では、所定の時間間隔 (例えば同期信号処理回路 1 7 における垂直同期信号の整数倍) の同期信号を発生し、制御回路 1 3 0 を介して角度検出回路 1 6 に出力する。そして、角度検出回路 1 6 は、この同期信号に同期して、角度センサ 1 5 からの出力値を検出する。

【 0 0 3 2 】

50

ここで、同期信号に基づいて、角度検出を行うタイミングではないと判断された場合には (S 1 0 2 : N o)、S 1 0 9 の処理へ進み、クリップ回路 1 2 5 に設定されている輝度制限値 H_c に基づいて、クリップ処理を含む画像処理が行われる。そして、引き続き観察を行なう場合 (S 1 1 0 : N o) は、S 1 0 2 の処理へ戻り、そうでない場合 (S 1 1 0 : Y e s) は、本処理を終了する。一方、同期信号に基づいて、角度検出を行うタイミングであると判断された場合には (S 1 0 2 : Y e s)、第 2 の角度 R_2 が検出される (S 1 0 3)。第 2 の角度 R_2 は、同期信号に基づくタイミングで角度センサ 1 5 によって検出された操作レバー 1 4 の回転角である。ここでは、制御回路 1 3 0 の制御の下、角度検出回路 1 6 によって、角度センサ 1 5 からの出力電圧が検出される。そして、角度検出回路 1 6 において検出した出力電圧から、操作レバー 1 4 の回転角度 R_2 が算出される。

10

【 0 0 3 3 】

続いて、S 1 0 3 で求められた第 2 の角度 R_2 と、第 1 の角度 R_1 との差分 R_0 が求められる。ここで、第 1 の角度 R_1 は、第 2 の角度 R_2 の前に検出された操作レバー 1 4 の回転角であり、最初に本処理が行われたときには、初期値である 0 となっている。また、差分 R_0 は、所定の時間に操作レバー 1 4 がどれだけ回転されたかを示す。上述のように操作レバー 1 4 の回転は、挿入部 1 0 a の先端の動きと連動している。そのため、差分 R_0 の値が大きい場合は、挿入部 1 0 a の先端の動き (すなわち被写体の動き) が大きいことを示し、差分 R_0 の値が小さい場合は、挿入部 1 0 a の先端の動き (すなわち被写体の動き) が小さいことを示す。

【 0 0 3 4 】

20

続いて、求められた差分 R_0 の絶対値が、閾値 R_m よりも大きいかが判断される (S 1 0 5)。閾値 R_m は、インターフリッカの発生状況を考慮して、実験等によって求められた許容値範囲の上限値 (例えば 1 0 度) である。そして、差分 R_0 の絶対値が閾値 R_m よりも大きい場合は (S 1 0 5 : Y e s)、輝度制限値 H_c が低輝度制限値 H_x に設定される (S 1 0 6)。

【 0 0 3 5 】

ここで、低輝度制限値 H_x は、挿入部 1 0 a の先端が高速で動かされた場合における輝度制限値であり、通常の輝度制限値 (1 1 0 (I R E)) よりも低い値に設定される。また、本実施形態においては、低輝度制限値 H_x は、プロセッサ 2 0 に接続されるモニタ 3 0 の仕様に基づいて設定される。インターラインフリッカは、被写体像が表示されるモニタの仕様によって、その発生の仕方が異なる。例えば、LCD モニタの場合や、モニタにおいてゲインを上げる処理が行われるような場合には、インターラインフリッカが発生しやすい。また、モニタにおいて特殊な画像処理が行われる場合なども、インターラインフリッカの発生に影響を与えることがある。そのため、電子内視鏡 1 0 では、モニタの種類ごとに予め低輝度制限値 H_x を設定し、接続部 1 0 c に設けられた図示しないメモリに記憶する。具体的には、インターラインフリッカが生じやすい LCD モニタに対応する低輝度制限値 H_x は低い値 (例えば 7 0 (I R E)) とされ、ブラウン管のモニタに対応する低輝度制限値 H_x は高めの値 (例えば 9 5 (I R E)) とされる。

30

【 0 0 3 6 】

そして、これらの低輝度制限値 H_x は、接続されるモニタの種類に応じて適宜選択され、読み出される。具体的には、モニタ 3 0 がプロセッサ 2 0 に初めて接続されたとき、どの種類のモニタが接続されたかを術者に選択させるためのモニタ選択画面を、モニタ 3 0 の表示画面に表示させる。そして、術者によって、キーボード等を用いてモニタの種類が選択されると、選択されたモニタの種類に関する情報がプロセッサ 2 0 のシステムコントロール回路 2 1 から電子内視鏡 1 0 の制御回路 1 3 0 へ送られる。そして、輝度制限値設定処理が開始され、S 1 0 5 にて、差分 R_0 の絶対値が閾値 R_m よりも大きいと判断された場合には、モニタ 3 0 の種類に関する情報に基づいて、モニタ 3 0 に対応する低輝度制限値 H_x (例えば 7 0 (I R E)) が読み出され、輝度制限値 H_c として設定される。

40

【 0 0 3 7 】

一方、差分 R_0 の絶対値が閾値 R_m 以下である場合は (S 1 0 5 : N o)、輝度制限値

50

H_cは初期値と同様に110 (IRE) に設定される (S107)。そして、続くS108では、第2の角度R₂が第1の角度R₁とされる。

【0038】

続くS109では、初期信号処理回路17にて、S106またはS107で設定された輝度制限値H_cに基づいたクリップ処理を含む画像処理が行われる。詳しくは、差分R₀の値が閾値よりも大きい場合、すなわち挿入部10aの先端が高速で動いたと判断された場合には、画像信号において輝度制限値H_c、すなわち70 (IRE) 以上の高輝度部が削除される。一方、差分R₀の値が閾値以下である場合、すなわち挿入部10aの先端の動きが小さいと判断された場合には、輝度制限値H_c、すなわち110 (IRE) 以上の高輝度部が削除される。

10

【0039】

そして、制御回路130は、S110にて観察を終了すると判断されるまで、S102からS109までの処理を繰り返す。そして、操作レバー14の回転角の差分に基づいて、初期信号処理回路17のクリップ回路125における輝度制限値H_cの値の設定を行う。

【0040】

上述のように、本実施形態においては、電子内視鏡10の先端が高速で動かされるような場合、すなわちインターフリッカが生じやすい場合は、自動的にクリップ回路125における輝度制限値を下げることで、画像の高輝度部、すなわちハレーションを含む部分を削除する構成となっている。これにより、ハレーションの影響を受けるインターラインフリッカの発生を迅速に防ぎ、高精度の画像を提供することができる。また、電子内視鏡10の先端の動きが小さくなった場合には、再び輝度制限値H_cの値を通常値 (110 (IRE)) に設定することで、先端が動いていない場合には、不必要に高輝度部を削除しないようにすることができる。

20

【0041】

また、本実施形態では、操作レバー14に角度センサ15を取付け、電子内視鏡10の先端の動きに連動する操作レバー14の回転角の差分から、先端部の動きを検出する構成としている。このように、操作レバー14の回転角という、機械的に計測される値に基づいて、輝度制限値を制御することにより、システムを簡素な構造で構成することができる。また、画像処理を行ってハレーションを検出する必要もないため、処理部における負担を軽減することも可能となる。

30

【0042】

以上が本発明の実施形態であるが、本発明はこの実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば、上記実施形態においては、電子内視鏡10の初期信号処理回路17において、クリップ処理を行う構成となっているが、プロセッサ20の映像信号処理回路24にて当該処理を行う構成としても良い。この場合、システムコントロール回路21にて、角度検出回路16における検出結果に基づいて、上記実施形態のような輝度制限値設定処理が行われ、求められる輝度制限値に基づいたクリップ処理が行われる。

40

【0043】

また、上記実施形態においては、低輝度制限値H_xを、プロセッサ20に接続されるモニタの種類に応じて選択される構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、低輝度制限値H_xとして、予め定めた固定値 (例えば75 (IRE)) を用いることで、上記輝度制限値設定処理をさらに簡素化することができる。また、その他にも、術者によって低輝度制限値H_xを任意に設定可能な構成としても良い。この場合は、プロセッサ20のフロントパネル25における操作ボタン等を用いて、低輝度制限値H_xの値を任意に設定できる構成とされる。

【0044】

さらに、上記実施形態においては、電子内視鏡10の挿入部10aの先端が高速で動いた場合に輝度制限値H_cを下げる構成としている。しかしながら、まず、ハレーションが

50

発生したか否かを検出し、ハレーションが発生した場合にのみ、輝度制限値設定処理におけるS102～S108の処理を行う構成としても良い。このように構成することにより、実際にインターラインフリッカが発生する可能性が高い場合にのみ、角度検出や輝度制限値の設定処理を行うことで、処理部の負担の軽減および効率化を図ることができる。

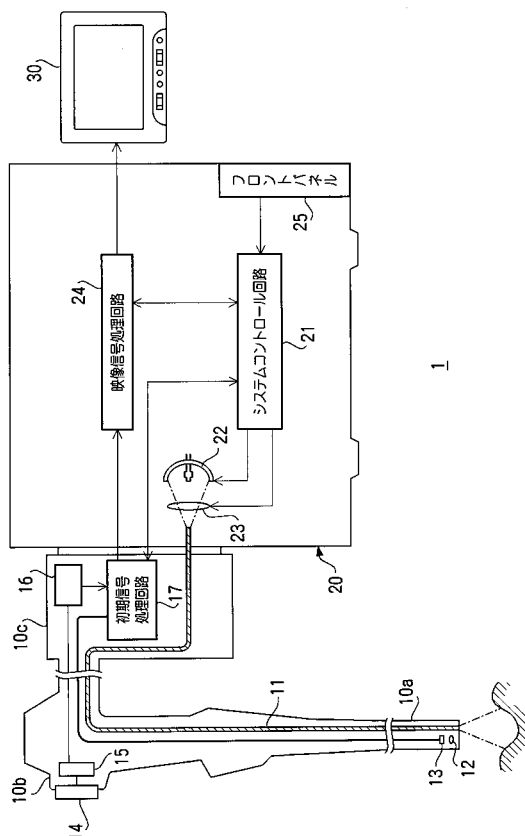
【符号の説明】

【0045】

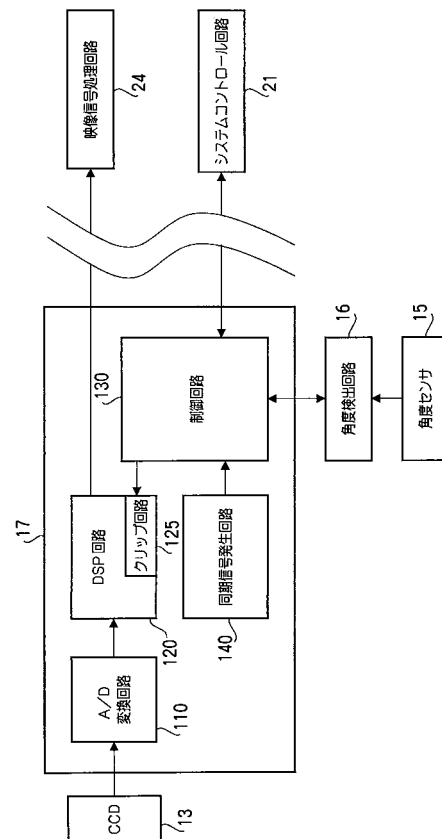
- 1 電子内視鏡システム
- 10 電子内視鏡
- 14 操作レバー
- 15 角度センサ
- 16 角度検出回路
- 17 初期信号処理回路
- 20 プロセッサ
- 21 システムコントロール回路
- 24 映像信号処理回路
- 30 モニタ
- 120 DSP回路
- 125 クリップ回路
- 140 同期信号発生回路

10

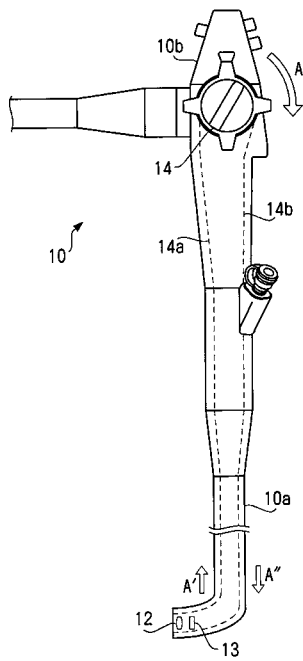
【図1】



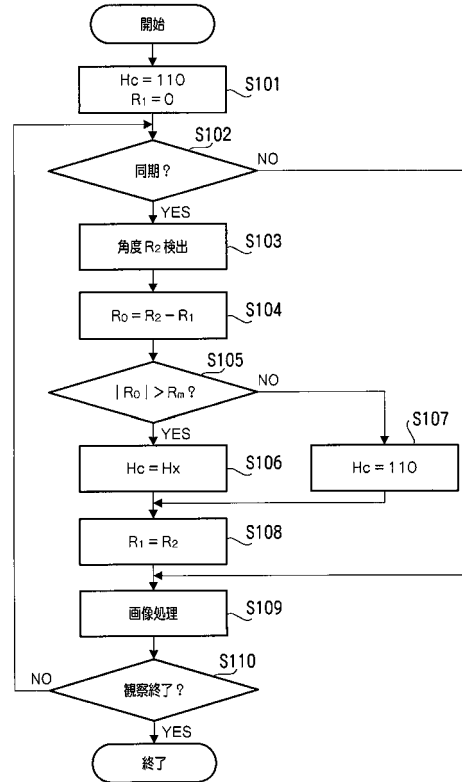
【図2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	G 0 2 B 23/24	A
	H 0 4 N 7/18	M

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF32 HH31 HH51 LL02 MM05 NN01
NN05 RR02 RR26 SS11 SS17 TT01 TT02 TT04
5C054 CA04 CB00

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010279507A	公开(公告)日	2010-12-16
申请号	JP2009134497	申请日	2009-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	森智洋		
发明人	森 智洋		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D A61B1/00.310.G A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/24.A H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/008.512 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/DA21 2H040/DA43 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF32 4C061/HH31 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/RR02 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/SS17 4C061/TT01 4C061/TT02 4C061/TT04 5C054/CA04 5C054/CB00 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/HH31 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR02 4C161/RR26 4C161/SS11 4C161/SS17 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/TT04		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，该系统能够防止发生行间闪烁并获取高精度图像。 解决方案：摄像装置布置在要插入人体的挠性管尖端中，用于拍摄观察对象以生成图像信号；用于移动挠性管尖端的操作装置；以及位于操作装置中的机器。用于检测相对位移量的位移检测装置，以及用于基于由位移量检测装置检测到的位移量来限制由图像拾取装置生成的图像信号的亮度的亮度限制装置。。[选择图]图2

