

(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2010-279504
(P2010-279504A)

(43) 公開日 平成22年12月16日(2010.12.16)

(51) Int.Cl.

A61B 1/04 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/04
G 02 B 23/243 7 2
B

テーマコード(参考)

2 H 0 4 0
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2009-134450 (P2009-134450)
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 CA11 DA15 DA21 GA02 GA06
GA11
4C061 CC06 HH51 JJ15 LL02 SS18
SS23 WW04 XX01

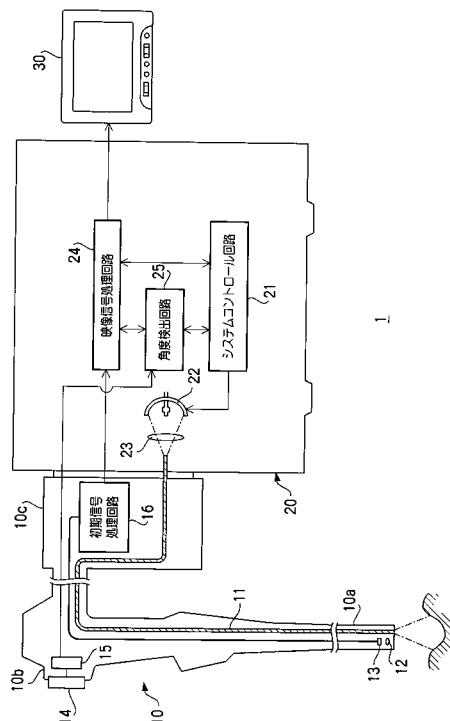
(54) 【発明の名称】電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 被写体が急激に動くことによって、取得される画像のフレーム間の相関性が低くなった場合でも、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、操作手段の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ノイズを低減するノイズリダクション手段と、を備える構成とした。

【選択図】 図1



【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ノイズを低減するノイズリダクション手段と、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】

前記ノイズリダクション手段は、前記変位量検出手段によって検出された変位量が、所定の閾値よりも大きい場合に、前記撮像手段により生成された画像信号のノイズを低減しない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 または請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

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 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記ノイズリダクション手段は、前フレームの画像信号に第 1 の帰還係数 k ($0 < k < 1$) を乗じた信号と、現フレームの画像信号に第 2 の帰還係数 ($1 - k$) を乗じた信号とを加算し、加算した結果を出力すると共にフレームメモリに格納することにより、ノイズを低減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】

前記第 1 および第 2 の帰還係数を設定する帰還係数設定手段を更に有し、

前記帰還係数設定手段は、前記変位量検出部によって検出された変位量が、所定の閾値以上である場合に、前記第 1 の帰還係数を相対的に低く設定し、前記変位量検出部によって検出された変位量が、所定の閾値より小さい場合には、前記第 1 の帰還係数が相対的に高くなるように設定する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。

【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に関し、特にノイズリダクション機能を備える電子内視鏡システムに関する。

【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 C C D 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。一般に、電子内視鏡によってシステムの C C D によって生成される画像信号には、被写体像における光量変動に起因するノイズ、C C D に発生する暗電流によるノイズ、または外部ノイズ等の種々のランダムノイズが含まれる。

【0003】

特許文献 1 には、このような画像信号におけるノイズを低減するためのノイズリダクション機能を備えた電子内視鏡が提案されている。詳しくは、特許文献 1 に記載の電子内視鏡では、C C D によって生成された 1 フレーム分の画像信号に係数 k を乗じたものと、フ

10

20

30

40

50

レームメモリに記憶される1フレーム前の画像信号に係数(1-)を乗じたものとを加算して1フレームの画像とする。一般に、ノイズ成分はランダムに発生するものであるため、フレーム間での相関性が低い。そのため、現フレームにノイズ成分があった場合、同箇所にノイズ成分のない前フレームの画像信号を加算して平均化することにより、ノイズ成分を半減することが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第3660731号

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1に記載されるように、フレームを平均化してノイズリダクション処理を行う場合、フレーム間に相関性の少ない画像に対して、当該ノイズリダクション処理を行うと、残像や輪郭のぼけ等の現象が生じてしまうことがある。例えば、電子内視鏡の先端部を動かしながら画像を撮影するような場合は、被写体が急激に動くことにより、得られる画像の前後のフレーム間における相関性が低くなる。このような画像に対しても上述のノイズリダクション処理が行われてしまうと、ノイズ以外の成分が除去されてしまったり、前フレームの画像が残像として残ってしまうことなどにより、表示される画像の精度が低下してしまうといった問題があった。

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、被写体が動くことによって得られる画像のフレーム間の相関性が低くなった場合でも、高精度の画像を取得することができる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、操作手段の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ノイズを低減するノイズリダクション手段と、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(すなわち撮影される被写体の動き)に応じて、自動的にノイズリダクションを制御することができ、残像やボケ等のない高精度の画像を提供することが可能となる。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、ノイズリダクション機能を制御することにより、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、上記ノイズリダクション手段は、変位量検出手段によって検出された変位量が、所定の閾値より大きい場合に、撮像手段により生成された画像信号のノイズを低減しないよう構成してもよい。このように構成することにより、操作手段の動き(すなわち撮影される被写体の動き)が大きい場合、すなわちフレーム間の相関が低い場合は、自動的にノイズリダクション処理を行わないよう制御され、残像やボケ等のない高精度の画像を提供することができる。

40

【0010】

また、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よう構成してもよい。

【0011】

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、

50

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よう構成してもよい。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、被写体の動きの大きさおよび速さに基づいて、ノイズリダクション機能を制御することができる。

【0012】

また、上記ノイズリダクション手段は、前フレームの画像信号に第1の帰還係数k($0 < k < 1$)を乗じた信号と、現フレームの画像信号に第2の帰還係数($1 - k$)を乗じた信号とを加算し、加算した結果を出力すると共にフレームメモリに格納することにより、ノイズを低減するよう構成してもよい。

【0013】

また、上記電子内視鏡システムは、第1および第2の帰還係数を設定する帰還係数設定手段を更に有し、記帰還係数設定手段は、変位量検出部によって検出された変位量が、所定の閾値以上である場合に、第1の帰還係数を相対的に低く設定し、変位量検出部によって検出された変位量が、所定の閾値より小さい場合には、第1の帰還係数が相対的に高くなるように設定するよう構成してもよい。

10

【発明の効果】

【0014】

従って、本発明の電子内視鏡システムによれば、被写体の動きに基づくフレーム間の相間に応じたノイズリダクション処理を行うことにより、高精度の画像を取得することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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電子内視鏡の操作部の構成を示す模式図である。

【図3】本発明の実施形態における映像信号処理回路の構成を示すブロック図である

【図4】本発明の実施形態におけるノイズリダクション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】

【0016】

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。

30

【0017】

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10a、術者によって把持される操作部10b、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10cからなる。電子内視鏡10の接続部10cから挿入部10a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10a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CCD13が配置されている。

40

【0018】

また、電子内視鏡10の操作部10bには、CCD13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10a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が備え設けられている。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プロセッサ20の角度検出回路25へと出力する。また、電子内視鏡10の接続部10cには、CCD13で生成さ

50

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16が備えられている。

【0019】

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10から受信した映像信号に対して後述のノイズリダクション等の処理を施す映像信号処理回路24、および所定のタイミングで角度センサ15からの信号を検出する角度検出回路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。

10

【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のフロントパネルに設けられた主電源スイッチ(不図示)がONになると、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を通って挿入部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。

20

【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(Ye)、シアン(Cy)、マゼンタ(Mg)、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16へ送られる。

30

【0022】

初期信号処理回路16では、CCD13によって生成された画像信号に対して、A/D変換をはじめとする所定の処理が施され、輝度信号および色差信号を含む映像信号が生成される。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、初期信号処理回路16には、CCD13を駆動するためのCCDドライバ(図示せず)が含まれており、CCDドライバからCCD13へ駆動信号が出力される。そして、初期信号処理回路16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。

【0023】

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、後述するノイズリダクション処理が施され、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。

40

【0024】

また、上述のような体内観察中に、電子内視鏡10の操作部10bに備えられた操作レバー14を操作することで、挿入部10a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CCD13の受光面を向くことができ、所望の方向に位置する観察部位を観察することができる。図2は、操作部10bの操作レバー14の構成および挿入部10a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14は、操作部10

50

b に内蔵された図示しないブーリと連結されており、操作レバー 14 を回動させることにより、該ブーリを回動させることができる。そして、ブーリには、CCD13 が配置される挿入部 10a の先端まで延在する一対の操作ワイヤ 14a および 14b が巻回されている。そして、操作レバー 14 を操作してブーリを回動させることにより、2 本の操作ワイヤ 14a および 14b が同時に押し引きされ、挿入部 10a の先端が動く構成となっている。

【0025】

具体的には、例えば図 2 の矢印 A で示される方向へ操作レバー 14 を回転させると、一方の操作ワイヤ 14a が矢印 A' の方向へ引っ張られ、他方の操作ワイヤ 14b が矢印 A'' の方向へ押し出される。これにより、図 2 に示されるように、挿入部 10a の先端が湾曲し、CCD13 の受光面を上方向に向けることができる。同様に、図 2 の矢印 A と反対の方向へ操作レバー 14 を回転させると、操作ワイヤ 14a が矢印 A'' の方向へ押し出され、操作ワイヤ 14b が矢印 A' の方向へ引っ張られることにより、挿入部 10a の先端を図 2 に示される状態とは逆方向へ湾曲させることができる。

10

【0026】

このように、挿入部 10a の先端の動きは、操作レバー 14 の動きと連動するようになっており、操作レバー 14 を操作する大きさおよび速さが、挿入部 10a 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 14 を速く動かすことにより、挿入部 10a の先端も速く動く。また、操作ワイヤ 14a および 14b の他に、もう一対の操作ワイヤを設け、それぞれをブ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 10a 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。

20

【0027】

続いて、本実施形態におけるノイズリダクション処理について説明する。上述のように、観察中に操作レバー 14 を操作し、挿入部 10a の先端を動かしながら観察を行うような場合、特に操作レバー 14 が速く回転されることにより、被写体が急激に動くようなときは、取得される画像におけるフレーム間の相関が低くなる。そして、このような場合にノイズリダクション処理を行うと、残像や輪郭のぼけ等の現象が生じてしまうため、ノイズリダクション処理を行わないことが望ましい。そのため、本実施形態では、操作レバー 14 の動きを考慮したノイズリダクション処理が行われる。

30

【0028】

図 3 は、プロセッサ 20 の映像信号処理回路 24 を示すブロック図である。図 3 に示されるように、映像信号処理回路 24 は、後述するノイズリダクションを行うためのノイズリダクション回路 220、色差信号を格納するための色差信号用メモリ (R-Y/B-Y メモリ) 242、輝度信号を格納するための輝度信号用メモリ (Y メモリ) 240、エンコーダ 244、および角度検出回路 25 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同期信号発生回路 260 からなる。

40

【0029】

電子内視鏡 10 からプロセッサ 20 へ送信された 1 フレーム分の映像信号に含まれる輝度信号は、ノイズリダクション回路 220 に入力される。そして、ノイズリダクション回路 220 にてノイズリダクション処理が施され、Y メモリ 240 に格納される。また、対応する 1 フレーム分の色差信号は R-Y/B-Y メモリ 242 に格納される。両メモリ 240 および 242 に格納された輝度信号および色差信号は、同時にエンコーダ 244 に読み出され、NTSC コンポジットビデオ信号に変換される。

【0030】

ノイズリダクション回路 220 は、1 フレーム分の輝度信号を格納できるフレームメモリ 222 と、フレームメモリ 222 の出力信号に第 1 の帰還係数 k ($0 < k < 1$) を乗算する第 1 の乗算器 224 と、次フレームの輝度信号に第 2 の帰還係数 ($1 - k$) を乗算する第 2 の乗算器 226 と、2 つの乗算器 224 および 226 の出力信号を加算する加算器 228 とを備える。また、加算器 228 の出力はフレームメモリ 222 に再び格納される。フレームメモリ 222 の書き込みおよび読み出しはメモリ制御回路 230 によって制御さ

50

れる。

【0031】

第1および第2の帰還係数kおよび(1-k)は帰還係数制御回路232によって定められる。帰還係数制御回路232では、システムコントロール回路21から送信される係数選択信号に基づいて、第1および第2の帰還係数kおよび(1-k)を設定する。例えば、帰還係数制御回路232によって、第1の帰還係数kが0(第2の帰還係数(1-k)は1)に設定された場合は、入力された輝度信号はそのままYメモリ240に入力される。すなわち、第1の帰還係数kが0の場合は、実質的にノイズリダクション処理は行われない。一方、第1および第2の帰還係数kおよび(1-k)が共に0.5に設定された場合には、現フレームの輝度信号と前フレームの輝度信号とが1:1の割合で混合された輝度信号がYメモリ240に入力される。すなわち、現フレームの輝度信号と前フレームの輝度信号とが平均化することによるノイズリダクション処理が行われる。

10

【0032】

図4は、本実施形態におけるノイズリダクション処理を示すフローチャートである。本処理は、プロセッサ20のシステムコントロール回路21の制御の下、実行される。本処理では、まず初期値として、帰還係数制御回路232における第1の帰還係数kが0.5に設定され、角度検出回路25における第1の角度R₁が0に設定される(S101)。

20

【0033】

続いて、同期信号発生回路26から発生される同期信号に基づいて、角度検出回路25において、角度検出を行うタイミングであるか否かが判断される(S102)。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14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26では、所定の時間間隔(例えば映像信号処理回路24における垂直同期信号の整数倍)で同期信号を発生し、角度検出回路25に出力する。そして、角度検出回路25は、この同期信号に同期して、角度センサ15からの出力値を検出する。

30

【0034】

ここで、角度検出を行うタイミングではない場合には(S102:No)、S109の処理へ進み、帰還係数制御回路232に設定されている第1の帰還係数kに基づいてノイズリダクション処理が行われる。そして、引き続き観察を行なう場合(S110:No)は、S102の処理へ戻り、そうでない場合(S110:Yes)は、本処理を終了する。一方、角度検出を行うタイミングである場合には(S102:Yes)、第2の角度R₂が検出される(S103)。第2の角度R₂は、同期信号に基づくタイミングで角度センサ15によって検出された操作レバー14の回転角である。ここでは、システムコントロール回路21の制御の下、角度検出回路25によって、角度センサ15からの出力電圧が検出される。そして、角度検出回路25において検出した出力電圧から、操作レバー14の回転角度R₂が算出される。

30

【0035】

続いて、S103で求められた第2の角度R₂と、第1の角度R₁との差分R₀が求められる(S104)。ここで、第1の角度R₁は、第2の角度R₂の前に検出された操作レバー14の回転角であり、差分R₀は、所定の時間で操作レバー14が何度回転されたかを示す。ここで、上述のように操作レバー14の回転は、挿入部10aの先端の動きと連動している。そのため、差分R₀の値が大きい場合は、挿入部10a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R₀の値が小さい場合は、挿入部10a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。

40

【0036】

続いて、求められた差分R₀の絶対値が、閾値R_mよりも大きいか否かが判断される(S105)。閾値R_mは、ノイズリダクションによる影響を考慮して、実験等によって求められた許容値範囲の上限値(例えば10度)である。そして、差分R₀の絶対値が閾値R_mよりも大きい場合は(S105:Yes)、帰還係数制御回路232に係数選択信号が送信され、第1の帰還係数kが0に設定される(S106)。一方、差分R₀の絶対値

50

が閾値 R_m 以下である場合は (S105: No)、帰還係数制御回路 232 に係数選択信号が送信され、第1の帰還係数 k が 0.5 に設定される (S107)。そして、続く S108 では、第2の角度 R_2 が第1の角度 R_1 とされる。

【0037】

続く S109 では、S106 または S107 で設定された第1の帰還係数 k に基づいて、ノイズリダクション回路 220 にてノイズリダクション処理が行われる。詳しくは、差分 R_o の値が閾値よりも大きい場合、すなわち挿入部 10a の先端が急激に動いたと判断された場合には、ノイズリダクション処理は行われず、入力された輝度信号はそのまま Y メモリ 240 に入力される。一方、差分 R_o 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、現フレームの輝度信号と前フレームの輝度信号とが 1:1 の割合で混合されたノイズリダクション処理が行われた輝度信号が Y メモリ 240 に入力される。10

【0038】

システムコントロール回路 21 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 の回転角の差分の大きさに基づいて、映像信号処理回路 24 におけるノイズリダクション処理の ON/OFF を制御する。

【0039】

上述のように本実施形態においては、撮影される被写体の動きが急激であるような場合、すなわちフレーム間の相関が低い場合は、自動的にノイズリダクション処理を行わないよう制御することで、残像やボケ等のない高精度の画像を提供することができる。また、被写体の動きが小さくなった場合には、再びノイズリダクション処理を行うように構成することで、ノイズリダクションが有効な状況では、適切にノイズリダクション処理を行うことができる。20

【0040】

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、被写体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、ノイズリダクション機能を制御することにより、複雑な構造および制御を必要とせず、システムを簡素な構造および制御によって構成することが可能となる。30

【0041】

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、プロセッサ 20 の映像信号処理回路 24 においてノイズリダクション処理を行う構成となっているが、電子内視鏡 10 の接続部 10c にノイズリダクション回路や角度検出回路を備え、電子内視鏡 10 にて当該処理を行う構成としても良い。この場合は、電子内視鏡 10 にてノイズリダクション処理を施した映像信号を、プロセッサ 20 に送信することができ、プロセッサ 20 の汎用性を向上させることができる。

【0042】

また、上記ノイズリダクション機能を手動で設定および設定解除できるよう構成しても良い。この場合、プロセッサ 20 の図示しないフロントパネルにノイズリダクション設定スイッチを設け、このノイズリダクション設定スイッチを押下することにより設定および設定解除を切り替えるよう構成することができる。具体的には、ノイズリダクション設定スイッチを押下してノイズリダクション機能を設定すると、上記実施形態におけるノイズリダクション処理が行われる。一方、設定解除が指示されたときにはシステムコントロール回路 21 から帰還係数選択信号が帰還係数制御回路 232 に対して出力され、第1の帰還係数 k の値が 0 に設定される。即ち、実質的にノイズリダクション回路 220 は作動せず、ノイズは低減されない。これにより、例えば、被写体が動き続けている場合には、手動設定においてノイズリダクション機能を解除しておくことも可能である。40

【0043】

さらに、上記実施形態においては、第1の帰還係数kを0または0.5のいずれかに設定し、ノイズリダクション処理を行うか行わないかのいずれかとしていたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、上述のノイズリダクション処理において、差分R₀の値が閾値よりも大きい場合、すなわち挿入部10aの先端が急激に動いたと判断された場合には、k=0.1に設定し、ノイズリダクション機能そのものを解除するのではなく、ノイズリダクション機能を低減するよう構成しても良い。

【0044】

また、ノイズリダクション回路220においては、第1の帰還係数kの値が1に近づくほど前フレームの影響度が高くなつてノイズの低減効果が高まる。そのため、操作レバー14における回転角の差分の大きさによって、第1の帰還係数kの値を段階的に設定することも可能である。具体的には、操作レバー14の回転角の差分が大きくなるにつれて、第1の帰還係数kの値を小さくなるように制御することにより、被写体の動きに応じてノイズリダクションにおける影響を低減させることが可能となる。

10

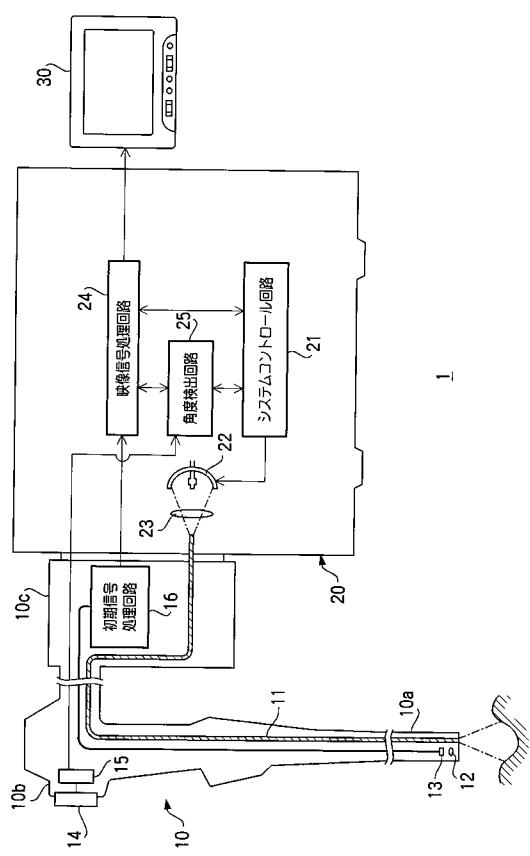
【符号の説明】

【0045】

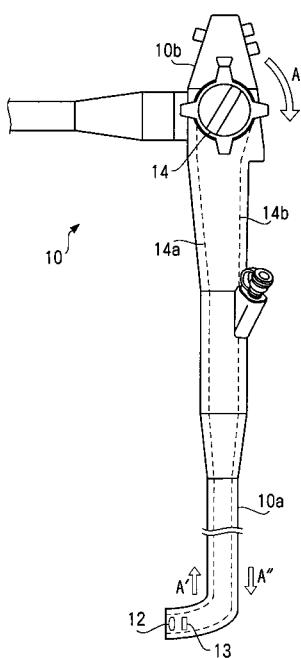
- | | |
|-----|--------------|
| 1 | 電子内視鏡システム |
| 10 | 電子内視鏡 |
| 14 | 操作レバー |
| 15 | 角度センサ |
| 16 | 初期信号処理回路 |
| 20 | プロセッサ |
| 21 | システムコントロール回路 |
| 24 | 映像信号処理回路 |
| 25 | 角度検出回路 |
| 220 | ノイズリダクション回路 |
| 232 | 帰還係数制御回路 |
| 260 | 同期信号発生回路 |
| 30 | モニタ |

20

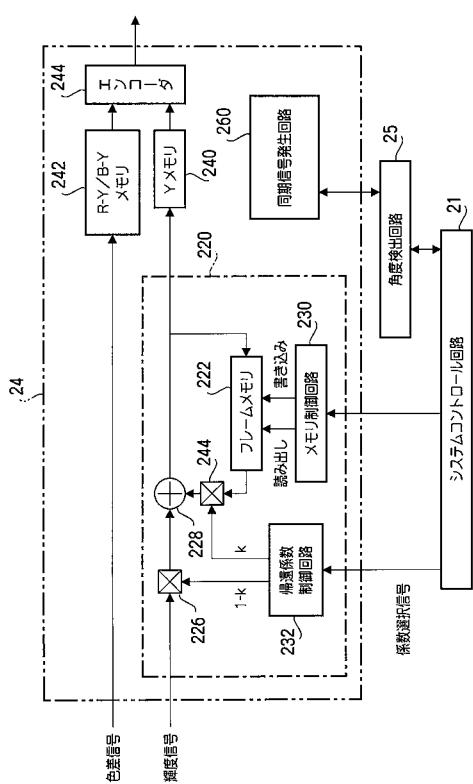
【 図 1 】



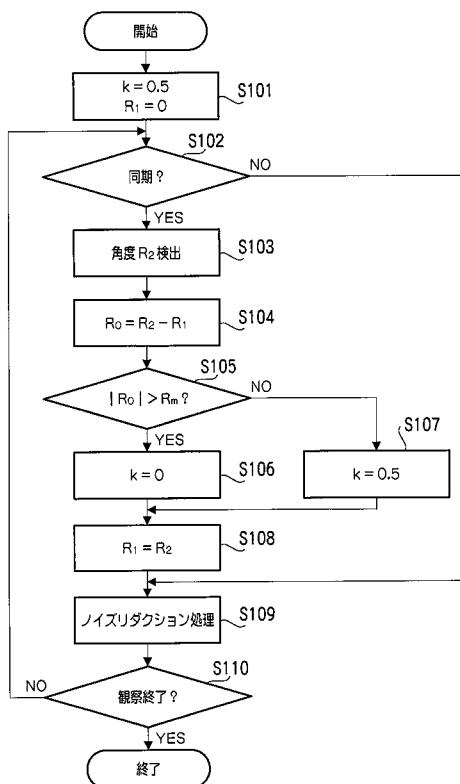
【 図 2 】



【図3】



【 四 4 】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010279504A	公开(公告)日	2010-12-16
申请号	JP2009134450	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 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.552 A61B1/045.611 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061 /HH51 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/SS18 4C061/SS23 4C061/WW04 4C061/XX01 4C161/CC06 4C161 /HH51 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/SS18 4C161/SS23 4C161/WW04 4C161/XX01		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种即使由于被摄体的快速运动而降低了要获取的图像的帧之间的相关性也能够获取高精度图像的电子内窥镜系统。和解决方案：摄像装置，布置在要插入人体的软管的末端，用于拍摄观察对象以生成图像信号；操作装置，用于移动软管的末端，以及该装置的机器。数量检测装置，用于检测典型的位移量；以及降噪装置，用于基于由位移量检测装置检测到的位移量，降低由图像拾取装置生成的图像信号的噪声。。[选型图]图1

