

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 4 C 0 6 1
23/26		23/26	D 5 C 0 2 2
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C 5 C 0 2 4
5/335		5/335	Z 5 C 0 5 4
審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 数) 最終頁に続く			

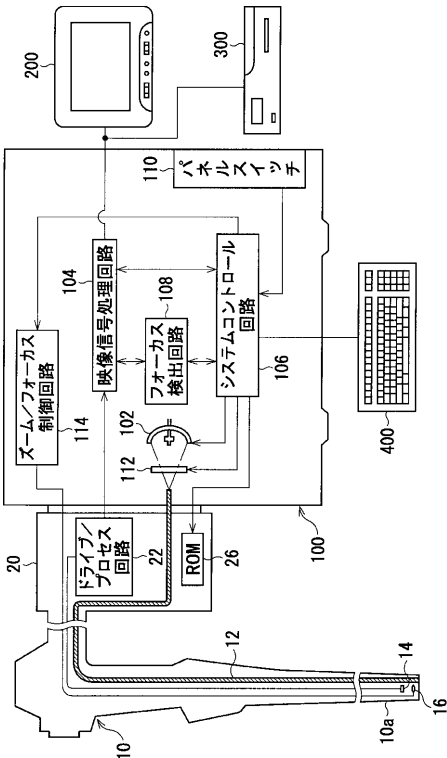
(21)出願番号	特願2001 - 181130(P2001 - 181130)	(71)出願人	000000527 ペンタックス株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22)出願日	平成13年6月15日(2001.6.15)	(72)発明者	高橋 昭博 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学 工業株式会社内
		(74)代理人	100090169 弁理士 松浦 孝
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 電子内視鏡装置において輝度信号を補正することにより、モニタ画面全体に均一な明るさをもって光学像を再現できる。

【解決手段】 スコープ10の先端に撮像センサ14を設け、撮像センサ14から得られた映像信号をプロセッサ100に出力する。プロセッサ100は、得られた映像信号に基づいてビデオ信号を生成する。プロセッサ100は、ズームングが行われかつ合焦状態であることを検出すると、自動的に高精度の画像を出力する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 固体撮像素子と、焦点および倍率が可変な撮影光学系とを有するスコープと、

外部から入力された上位基準電圧と下位基準電圧の電位差を変換レンジとし、前記スコープから得られたアナログ映像信号を順次デジタル映像信号に変換する A/D 変換器と、デジタル映像信号を格納するメモリと、前記メモリ内のデジタル映像信号を所定規格のアナログビデオ信号に変換する D/A 変換器と、前記撮影光学系の合焦状態を検出する合焦検出手段と、合焦状態が検出されたときに前記 A/D 変換器の上位基準電圧または下位基準電圧の少なくとも一方を変更することにより変換レンジを狭くする基準電圧変更手段と、前記アナログビデオ信号の信号レベルを前記アナログ映像信号の信号レベルに一致させるべくレベル補正するレベル補正手段とを有するプロセッサと、

前記プロセッサにより出力された前記アナログビデオ信号に基づいて、画面に前記被写体像を再現するモニタ装置とを備えることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】 固体撮像素子と、焦点および倍率が可変な撮影光学系とを有するスコープが接続される電子内視鏡装置のプロセッサであって、

外部から入力された上位基準電圧と下位基準電圧の電位差を変換レンジとし、前記固体撮像素子から得られたアナログ映像信号を順次デジタル映像信号に変換する A/D 変換器と、デジタル映像信号を格納するメモリと、前記メモリ内のデジタル映像信号を所定規格のアナログビデオ信号に変換する D/A 変換器と、前記撮影光学系の合焦状態を検出する合焦検出手段と、合焦状態が検出されたときに前記 A/D 変換器の上位基準電圧または下位基準電圧の少なくとも一方を変更することにより変換レンジを狭くする基準電圧変更手段と、前記アナログビデオ信号の信号レベルを前記アナログ映像信号の信号レベルに一致させるべく補正するレベル補正手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡装置のプロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、スコープの可撓管先端部から被写体像に対応するビデオ信号を得、プロセッサにより映像信号処理を行い、モニタ装置によりビデオ信号に基づいて被写体像を再現する電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】このような電子内視鏡装置においては、スコープの先端に CCD イメージセンサが設けられ、この CCD イメージセンサは対物レンズ系と組み合わせられる。またスコープ内には光ファイバー束からなるライトガイドが挿通させられており、スコープの基端側に接続されたプロセッサ内の光源ランプから、このライトガイドを介してスコープ先端に照明光が供給される。患者

の体腔内へスコープが挿入された時、対物レンズ系の前方がライトガイドの先端側端面から射出する照明光によって照明され、光学像が CCD イメージセンサの受光面に結像され、そこで電気信号に光電変換される。CCD イメージセンサから得られた電気信号、即ち映像信号はプロセッサの映像信号処理回路へ送られ、この映像信号に基づいてビデオ信号が生成される。さらにビデオ信号はモニタ装置に対して出力され、そこで光学像がモニタ画面上に再現される。

【0003】最近では、病巣の早期発見を目的として患部を拡大表示する電子内視鏡装置、例えばスコープの対物レンズ系を可変焦点レンズにより構成し、ズーム機能およびオートフォーカス機能を設けた電子内視鏡装置も考えられている。

【0004】一般に、消化器官などを撮影するときには中央が暗く周囲が明るいというコントラストの強い映像が得られることがある。このため、ビデオ信号を信号処理する際に行われる A/D 変換または D/A 変換などでは変換レンジが大きく設定される。しかし、A/D 変換器または D/A 変換器の変換レンジが大きいと分解能は低下し、いわゆる粗い画像になるという欠点がある。

【0005】ズーミングを行って患部を拡大表示する用途において、この欠点は病巣の早期発見に関して大きな障害である。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上記問題点を鑑みてなされたものであり、ズーミングを行った際に高精度の画像を自動的に得ることを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の電子内視鏡装置は、固体撮像素子と焦点および倍率が可変な撮影光学系とを有するスコープと、外部から入力された上位基準電圧と下位基準電圧の電位差を変換レンジとし、固体撮像素子から得られたアナログ映像信号を順次デジタル映像信号に変換する A/D 変換器と、デジタル映像信号を格納するメモリと、メモリ内のデジタル映像信号を所定規格のアナログビデオ信号に変換する D/A 変換器と、撮影光学系の合焦状態を検出する合焦検出手段と、合焦状態が検出されたときに A/D 変換器の上位基準電圧または下位基準電圧の少なくとも一方を変更することにより変換レンジを狭くする基準電圧変更手段と、アナログビデオ信号の信号レベルをアナログ映像信号の信号レベルに一致させるべくレベル補正するレベル補正手段とを有するプロセッサと、プロセッサにより出力されたアナログビデオ信号に基づいて、画面に被写体像を再現するモニタ装置とを備えることを特徴とする。

【0008】また、本発明による電子内視鏡装置のプロセッサは、固体撮像素子と、焦点および倍率が可変な撮影光学系とを有するスコープが接続されるプロセッサであって、外部から入力された上位基準電圧と下位基準電

圧の電位差を変換レンズとし、固体撮像素子から得られたアナログ映像信号を順次デジタル映像信号に変換する A/D 変換器と、デジタル映像信号を格納するメモリと、メモリ内のデジタル映像信号を所定規格のアナログビデオ信号に変換する D/A 変換器と、撮影光学系の合焦状態を検出する合焦検出手段と、合焦状態が検出されたときに A/D 変換器の上位基準電圧または下位基準電圧の少なくとも一方を変更することにより変換レンジを狭くする基準電圧変更手段と、アナログビデオ信号の信号レベルをアナログ映像信号の信号レベルに一致させるべく補正するレベル補正手段とを備えることを特徴とする。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。

【0010】図 1 は本発明による電子内視鏡装置の実施形態を示すブロック図である。電子内視鏡装置は、可撓管を有するスコープ 10 と、スコープ 10 に着脱自在なプロセッサ 100 と、プロセッサ 100 に接続されるモニタ装置 200 とを備える。スコープ 10 には光ファイバ束から成る光ガイド部材 12 がスコープ先端部 10a にまで挿通しており、光ガイド部材 12 の基端側はスコープ 10 のプロセッサ 100 への装着時にプロセッサ 100 に設けられた光源 102 に光学的に接続される。これにより、光源 102 からの照明光は光ガイド部材 12 によってスコープ先端部 10a へ導かれ、前方の被写体、例えば内臓器官 X が照明される。

【0011】スコープ先端部 10a には固体撮像素子例えば CCD から成る撮像センサ 14 が設けられ、この撮像センサ 14 には CCD と組み合わされた対物レンズ系 16 が包含される。スコープ 10 はズーム機能およびオートフォーカス機能を備える。具体的には、対物レンズ系 16 は複数のレンズから成り、その中に含まれる可動レンズがプロセッサ 100 のズーム/フォーカス制御回路 114 により駆動されて光軸方向における相対位置を変化させ、これにより焦点の位置および像倍率が変更される。

【0012】本実施形態ではカラー画像を再現するために同時方式が採用され、白色照明光により照明された被写体の光学像が対物レンズ系 16 により CCD の受光面に結像させられる。CCD に結像された光学的被写体像は、撮像センサ 14 により 1 フレーム分のアナログ映像信号に光電変換され、スコープ 10 のコネクタ部 20 に内蔵されたドライブ/プロセス回路 22 によって撮像センサ 14 から順次読み出される。

【0013】撮像センサ 14 から読み出されたアナログ映像信号は、コネクタ部 20 に内蔵されたドライブ/プロセス回路 22 により、撮像センサ 14 の特性やスコープ 10 の光学特性に応じた処理、例えばクランプ処理やサンプルホールド処理、ガンマ補正処理、ホワイトバラ

ンス補正処理、輪郭強調処理および増幅処理等が施され、プロセッサ 100 の映像信号処理回路 104 に出力される。コネクタ部 20 に設けられた読み出し専用メモリ (ROM) 26 にはスコープ 10 の固有の光学的特性に関する情報が格納される。スコープ 10 は高精密度品から構成されるので、僅かな機械的誤差であっても個々のスコープ 10 の光学的特性に大きく影響する。このため、スコープ 10 側にデータを持たせ、スコープ 10 の交換の際にプロセッサ 100 側で各スコープ 10 の光学的特性に応じた調整作業を行う必要がないように構成している。

【0014】プロセッサ 100 の映像信号処理回路 104 においては、1 フレーム分のアナログ映像信号はデジタル信号に変換されてデジタル信号処理が施され、信号処理後のデジタル信号はさらに輝度信号および色差信号を多重した NTSC 方式のコンポジットビデオ信号などのアナログカラービデオ信号に変換される。

【0015】アナログカラービデオ信号はプロセッサ 100 からモニタ装置 200 や VCR などの記録装置 300 に出力される。モニタ装置 200 ではアナログカラービデオ信号に基づいて画面上に被写体像が再現され、また記録装置 300 では静止画または動画としてアナログカラービデオ信号が記録される。プロセッサ 100 にはキーボード 400 が接続され、このキーボード 400 から入力された患者名や図示しないタイマ回路から得られる診察日時等の文字情報はシステムコントロール回路 106 により文字パターン信号に変換されて映像信号処理回路 104 に出力され、ここでコンポーネントデジタル信号に付加される。これにより、モニタ装置 200 の画面上には光学的被写体像の再現画像と共に文字情報が表示される。

【0016】システムコントロール回路 106 はプロセッサ 100 の全動作を制御するマイクロコンピュータであり、CPU、種々のルーチンを実行するためのプログラムやパラメータを格納する ROM や、データ等を一時的に格納する RAM を備える。

【0017】また、プロセッサ 100 には光源 102 から光ガイド部材 12 に供給する照明光の光量を調節する絞り 112 が設けられる。絞り 112 は図示しない絞り調整回路によりその開度が調整され、これにより光量が調節される。プロセッサ 100 は、映像信号処理回路 104 から出力された 1 フレーム分の映像信号の平均輝度レベルを算出し、この平均輝度レベルに基づいて絞り開度を適正なものに調整する自動調光機能を有している。

【0018】本実施形態の電子内視鏡装置においては、オートフォーカスにはコントラスト方式が採用される。撮像センサ 14 から得られる映像信号から特定周波数成分の信号振幅を抽出すると、同一被写体に対する信号振幅は合焦時に最大となり、焦点ずれが大きくなるに連れ減少する。コントラスト方式はこの特性を利用したもの

であり、ズーム／フォーカス制御回路 114 により可動レンズを動かし、フォーカス検出回路 108 で映像信号の振幅の変化量を検出し、システムコントロール回路 106 が検出結果に基づいて信号振幅が最大値を取るときに合焦であると判定する。

【0019】オートフォーカス機能や自動調光機能などは、プロセッサ 100 の表面に設けられたパネルスイッチ 110 により設定または解除される。

【0020】図 2 は、映像信号処理回路 104 の詳細を示すブロック図である。アナログ映像信号はプリアンプ 120 により増幅され、A/D 変換器 122 によりデジタル映像信号に変換される。即ち、A/D 変換器 122 には基準電圧発生回路 130 から上位基準電圧 V_t および下位基準電圧 V_b が印加され、両者の電位差が A/D 変換器 122 の変換レンジとされ、上位基準電圧 V_t から下位基準電圧 V_b までの帯域間を例えば 256 階調 (8 ビット) に等分割した信号レベルが設定される。入力されたアナログ映像信号は、一定周期で振幅が検出され、各振幅がどの階調に該当するかが判定され、8 ビットのデジタルコードに符号化される。このように、メモ

リ 124 に格納される。

【0021】メモリ 124 から読み出された 1 フレーム分のデジタル映像信号は D/A 変換器 126 によりアナログ映像信号に変換され、アンプ 128 により信号レベルが調節される。

【0022】A/D 変換器 122 の出力はフォーカス検出回路 108 に入力され、ここで合焦状態が検出され、システムコントロール回路 106 に検出結果が出力される。システムコントロール回路 106 はズームが行われていてかつ合焦状態であると判断すると、A/D 変換器 122 の変換レンジを狭くすべく、基準電圧発生回路 130 から出力される下位基準電圧 V_b の値を所定値 α だけ高く設定する。このとき、A/D 変換器 122 から出力される信号レベルは全体的に下位基準電圧 V_b の上昇分 α だけ下がるので、D/A 変換器 126 の後段の加算器 134 で電圧値 α だけ加算して信号レベルを戻す。詳しくは、システムコントロール回路 106 の指令信号によりセットアップレベル発生回路 132 から加算器 134 に一定値 α の電圧が印加される。

【0023】このように、ズームが行われていてかつ合焦状態であったときには、相対的に画像の平均輝度レベルは高いと想定されるので、A/D 変換器 122 の下位基準電圧 V_b の値を高くして変換レンジを狭くする。これにより高精細な画像が得られる。また、下位基準電圧 V_b の値を高くすれば、高くした値 α 分だけ信号レベルは落ちるが、セットアップレベル発生回路 132 および加算器 134 によってレベルを戻しており、これによりズームを行っていないときの映像信号と同じ*

*信号レベルで出力できる。

【0024】図 3 は、プロセッサ 100 のシステムコントロール回路 106 において実行される映像信号処理ルーチンを示すフローチャートである。

【0025】ステップ S102 ではパネルスイッチ 100 においてズーム機能およびオートフォーカス機能が設定され、かつズームダイヤル 18 により拡大画像を表示すべくズームングが指示されているか否かが判定され、拡大表示が設定されていなければステップ S114 に進み、基準電圧発生回路 130 から通常の下位基準電圧 V_b の値 (NORMAL) を出力させるとともにセットアップレベル発生回路 132 から電圧 α を印加させずにステップ S116 において標準の精度の画像を出力させるべく、映像信号処理回路 104 を駆動制御する。

【0026】ステップ S102 において拡大表示が設定されたと判定されると、ステップ S104 においてズーム／フォーカス制御回路 114 によるズームングおよびオートフォーカス動作を開始させるとともに、フォーカス検出回路 108 によって合焦状態を検出させる。ステップ S106 では合焦状態であるか否かが判定され、合焦状態でなければステップ S102 からステップ S106 が繰り返し実行され、合焦状態であると判定されるとステップ S108 に進む。ステップ S108 では基準電圧発生回路 130 から下位基準電圧 V_b に α だけ加算した値 (AF) を出力させるとともにセットアップレベル発生回路 132 から電圧 α を印加させる。そしてステップ S112 において高精細の画像を出力させるべく、映像信号処理回路 104 を駆動制御する。

【0027】このように、本実施形態の電子内視鏡装置によると、拡大ズームングが行われかつ合焦状態であった場合には、自動的に高精度の画像を出力できる。

【0028】

【発明の効果】以上説明したように本発明の電子内視鏡装置は、ズームングを行った際に高精度の画像を自動的に得ることを目的とする。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による電子内視鏡装置を適用した電子内視鏡システムの概略ブロック図である。

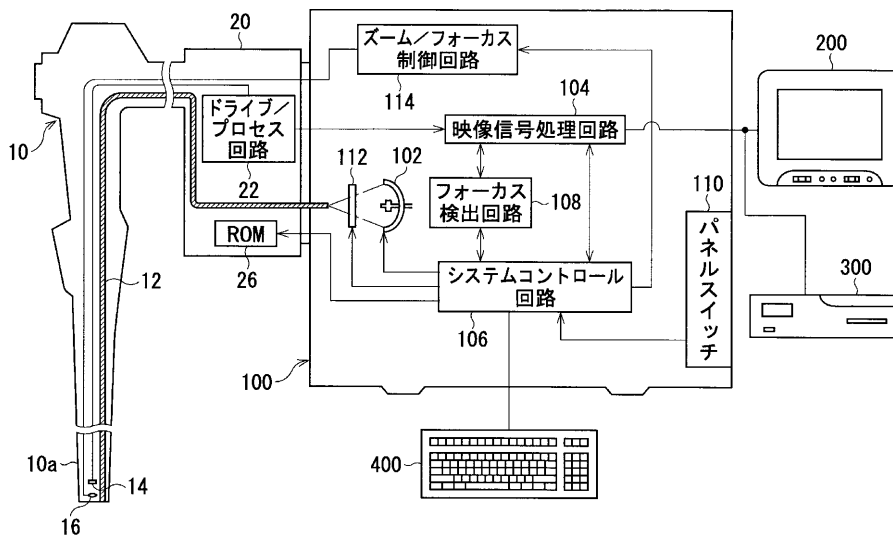
【図 2】図 1 に示す映像信号処理回路の詳細を示すブロック図である。

【図 3】プロセッサのシステムコントロール回路において実行される映像信号処理ルーチンを示すフローチャートである。

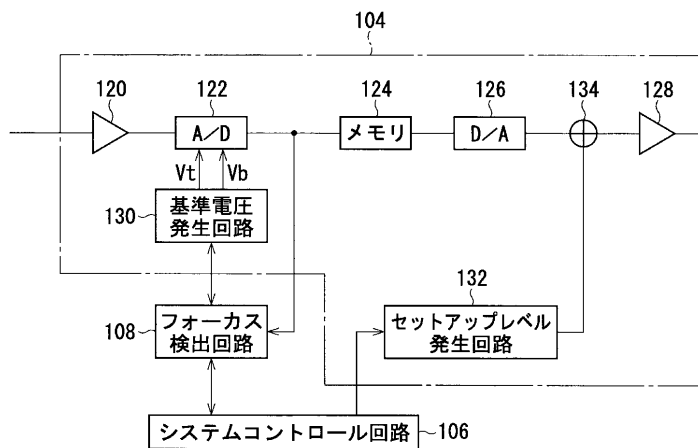
【符号の説明】

- 10 スコープ
- 14 撮像センサ
- 100 プロセッサ
- 200 モニタ装置

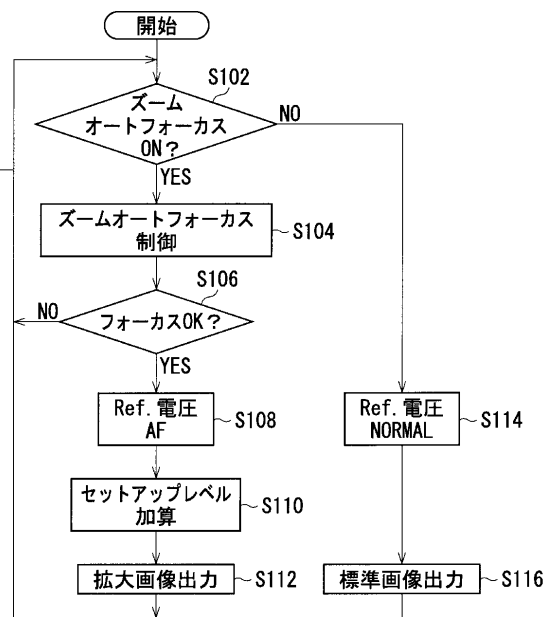
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.⁷

H04N 7/18

識別記号

F I

H04N 7/18

テマコード (参考)

M

F ターム(参考) 2H040 GA02 GA06 GA11
4C061 AA00 BB02 CC06 DD03 HH51
JJ17 LL02 NN01 NN05 PP12
PP13 RR06 SS11 TT01 TT12
WW03 WW08 YY02 YY12
5C022 AA09 AB22 AB66 AC31
5C024 BX02 CX37 CY50 EX54 HX18
HX24
5C054 AA01 CC02 CC07 CD03 CG02
CH02 EA01 EA05 EB05 ED03
ED07 FC12 FF03 GB11 GD03
HA12

通过校正电子内窥镜设备中的亮度信号，可以在整个监视器屏幕上以均匀的亮度再现光学图像。成像传感器设置在示波器的顶端，从成像传感器获得的视频信号输出到处理器。处理器100基于获得的视频信号来生成视频信号。当处理器100检测到已经执行变焦并且实现了对焦时，处理器100自动输出高精度图像。

