

(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2007-117153**(P2007-117153A)**

(43) 公開日 平成19年5月17日(2007.5.17)

(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 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 C	5 C 1 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2005-309472 (P2005-309472)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成17年10月25日 (2005.10.25)		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
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	須田 忠明
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 GA02 GA06 GA11
			4C061 AA00 BB01 CC06 DD03 JJ17
			LL02 NN01 NN05 SS03 SS07
			SS30
			5C122 DA26 EA21 FF15 FH01 FH10
			FH11

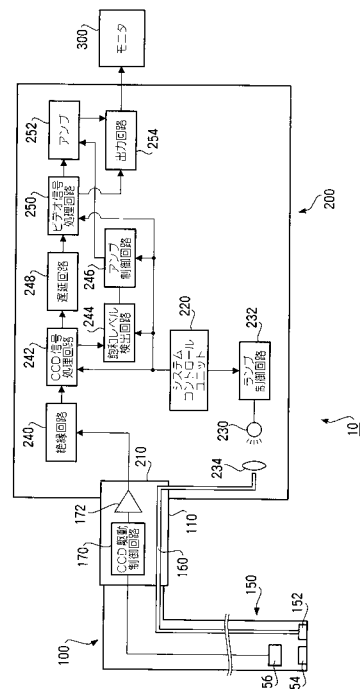
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 画質低下を極力抑え、飽和されるべき部分を確実に飽和させた状態で表示させる。

【解決手段】 管腔を撮像可能な撮像素子を有した電子内視鏡と、撮像素子の各画素の輝度信号の値を検出する輝度検出手段と、検出された輝度信号の値に基づいてその画素が飽和しているか否かを判定する飽和判定手段と、飽和していると判定された画素の輝度信号を増幅させる輝度信号増幅手段とを備えた電子内視鏡システムを提供する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

管腔を撮像可能な撮像素子を有した電子内視鏡と、
前記撮像素子の各画素の輝度信号の値を検出する輝度検出手段と、
検出された輝度信号の値に基づいてその画素が飽和しているか否かを判定する飽和判定手段と、

飽和していると判定された画素の輝度信号を増幅させる輝度信号増幅手段と、を備えたこと、を特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記飽和判定手段は、検出された輝度信号の値が白レベルを示す値以上であるとき、その画素が飽和していると判定すること、を特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。 10

【請求項 3】

各画素の出力信号に所定の処理を施す信号処理手段と、
前記信号処理手段を経由して前記輝度信号増幅手段に入力する輝度信号の入力タイミングと、前記輝度検出手段と前記飽和判定手段を経由して前記輝度信号増幅手段に入力する輝度信号に対応した信号の入力タイミングとを同期させる入力タイミング同期手段と、を更に備えたこと、を特徴とする請求項 1 又は請求項 2 の何れかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記入力タイミング同期手段は、前記信号処理手段を経由する輝度信号を所定時間遅延させる遅延回路であること、を特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。 20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、その先端部に低画素 C C D を搭載した電子内視鏡を備えた電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

その先端部に撮像素子を備えた電子内視鏡と、該撮像素子から出力される信号を処理してモニタに出力する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。 30

【0003】

電子内視鏡は例えば患者の管腔内に挿入されて用いられる。電子内視鏡による管腔の圧迫を軽減させて患者に対する負担を軽減させるため、電子内視鏡をできる限り細径化させることが恒常的に要求されている。電子内視鏡を細径化させるための方法の一つとして、例えば先端に設置されるべき撮像素子に低画素 C C D (Charge Coupled Devices) を採用することが挙げられる。低画素 C C D (例えば 30 万画素以下の C C D とする) は高画素 C C D と比較してそのサイズ (受光面の面積) が小さい。このため、電子内視鏡を細径化させる要因となり得る。例えば下記特許文献 1 には低画素 C C D を搭載した電子内視鏡が 40 記載されている。

【0004】

電子内視鏡システムには、観察対象である管腔を照明するための光源が備えられている。ここで、光源からの照明光が強く当てられている部分は非常に明るい。従ってその部分からの反射光量は非常に多く、これを受光した画素 (C C D の受光面上に配列された撮像素子) の出力電圧は飽和し得る。このため、光源からの照明光が強く当てられている部分はモニタ上で白く表示され得る。

【特許文献 1】特開 2002 - 112958 号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】**

【 0 0 0 5 】

一般に、ＣＣＤの画素はその特性が個々にばらついている。ばらつき得る特性の一つとして例えば感度が挙げられる。ここでいう感度とは、入射光量に対する出力電圧値の比で表される。例えば感度の異なる二つの画素に対して同一量の光が入射したとき、感度の低い画素よりも感度の高い画素の方が高い電圧を出力する。すなわち感度と出力電圧値は比例関係にある。

【 0 0 0 6 】

単一のＣＣＤにおける各画素の感度特性のばらつきに依存して、本来一様に白で表示されるべき部分（例えば照明光が強く当てられている部分）が濃淡を持った状態（むら）で表示されてしまうことがある。ここで、高画素ＣＣＤによって生成される映像はノイズが比較的少なく目立ち難い。従って、各画素の輝度信号のゲインを上げて飽和部分を一樣に白くさせても、映像全体に及ぼされる画質低下は比較的限定的である。これに対して低画素ＣＣＤによって生成される映像はノイズが比較的多く目立ち易い。従って各画素の輝度信号のゲインを上げて飽和部分を一樣に白くさせると、Ｓ／Ｎ比の低下が映像上に顕著に現れてしまうことがある。換言すると、低画素ＣＣＤの場合に上記の如きゲイン調整を行うと、映像全体に及ぼされる画質低下が極めて顕著になることがあり、術者が観察対象の性状を正確に把握することが困難となり得る。

【 0 0 0 7 】

そこで、本発明は上記の事情に鑑みて、低画素ＣＣＤで撮像される映像に関して、画質低下を極力抑え、飽和されるべき部分を確実に飽和させた状態で表示させることができる電子内視鏡システムを提供することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る電子内視鏡システムは、管腔を撮像可能な撮像素子を有した電子内視鏡と、撮像素子の各画素の輝度信号の値を検出する輝度検出手段と、検出された輝度信号の値に基づいてその画素が飽和しているか否かを判定する飽和判定手段と、飽和していると判定された画素の輝度信号を増幅させる輝度信号増幅手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

なお、飽和判定手段は、検出された輝度信号の値が白レベルを示す値以上であるとき、その画素が飽和していると判定し得る。

【 0 0 1 0 】

また、上記電子内視鏡システムは、各画素の出力信号に所定の処理を施す信号処理手段と、信号処理手段を経由して輝度信号増幅手段に入力する輝度信号の入力タイミングと、輝度検出手段と飽和判定手段を経由して輝度信号増幅手段に入力する輝度信号に対応した信号の入力タイミングとを同期させる入力タイミング同期手段とを更に備えたものであっても良い。

【 0 0 1 1 】

入力タイミング同期手段は、信号処理手段を経由する輝度信号を所定時間遅延させる遅延回路であっても良い。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明の電子内視鏡システムを採用すると、画質の低下が良好に抑えられ、飽和すべき部分を確実に飽和させた状態で表示させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照して、本実施形態の電子内視鏡システムの構成及び作用について説明する。

【 0 0 1 4 】

図１は、本発明の実施の形態の電子内視鏡システム１０の外観を概略的に示した図であ

10

20

30

40

50

る。また、図 2 は、本発明の実施の形態の電子内視鏡システム 10 の構成を示したブロック図である。本実施形態の電子内視鏡システム 10 は、患者の管腔を観察・診断するためのシステムであり、電子内視鏡 100、プロセッサ 200、及び、モニタ 300 を有している。

【0015】

本実施形態の電子内視鏡 100 の末端部にはコネクタユニット 110 が設けられている。コネクタユニット 110 は二本のピンプラグを有している。また、プロセッサ 200 のフロント面にはプロセッサ側コネクタ部 210 が設けられている。プロセッサ側コネクタ部 210 は二つのジャックを有している。各対のピンプラグ - ジャックはそれぞれ光学的接続と電氣的接続を果たすためのものである。従ってコネクタユニット 110 とプロセッサ側コネクタ部 210 とが接続されることにより、電子内視鏡 100 とプロセッサ 200 とが光学的且つ電氣的に接続される。

10

【0016】

コネクタユニット 110 にはユニバーサルコード 120 の一端が結合している。ユニバーサルコード 120 は可撓性を有しており、もう一端が操作部 130 に結合している。

【0017】

操作部 130 は電子内視鏡 100 を術者に操作させるための入力インターフェースである。操作部 130 を操作することにより、例えば観察領域を変更させたり管腔内に洗浄液を噴射させたりすることができる。操作部 130 には挿入部可撓管 140 の一端が結合している。

20

【0018】

挿入部可撓管 140 は患者の管腔に挿入される管であり、可撓性を有している。その先端には先端部 150 が設けられている。操作部 130 の操作によって先端部 150 根元付近の挿入部可撓管 140 が屈曲されると先端部 150 のアングルが変化し、それに伴って観察領域も変更される。

【0019】

先端部 150 は硬質性の素材（例えば樹脂）で形成されており、撮像処理に必要とされる各要素が設けられている。本実施形態における上記要素は、配光レンズ 152、対物レンズ 154、及び、CCD 156 である。配光レンズ 152、及び、対物レンズ 154 は先端部 150 の前面に設置されたレンズである。CCD 156 は例えばベイヤー方式の低画素（例えば画素数が 30 万以下）のカラー CCD である。受光面には多数の画素（受光素子）がマトリクス状に配列されている。受光面前面にはオンチップカラーフィルタが搭載されている。カラーフィルタは、R（Red）、G（Green）、B（Blue）の何れかのカラーチップが各画素に対応してマトリクス状に配列されたものである。なお、ここで用いられる CCD 156 は原色フィルタを搭載したものに限定されず、例えば補色フィルタを搭載したものであっても良い。

30

【0020】

なお、電子内視鏡 100 内部にはその長手方向に沿ってライトガイド 160 が設置されている。ライトガイド 160 は光ファイバであり、その一端は光学的接続を果たすためのピンプラグ近傍（コネクタユニット 110 内部）に配置され、もう一端は配光レンズ 152 近傍に配置されている。また、コネクタユニット 110 内部には、CCD 156 を駆動制御するための CCD 駆動制御回路 170、及び、CCD 信号（後述）を所定の増幅率で増幅するアンプ 172 が実装されている。

40

【0021】

プロセッサ 200 は、装置全体の制御を統括的に行うシステムコントロールユニット 220 を有している。システムコントロールユニット 220 の制御下で、各構成要素での処理が実行される。また、光源装置として、ランプ 230、ランプ制御回路 232、及び、集光レンズ 234 を有している。

【0022】

ランプ 230 は管腔内を照射するための白色光の光源である。ランプ 230 には例えば

50

メタルハライドランプや、キセノンランプ、ハロゲンランプ等が想定される。ランプ 230 はランプ制御回路 232 の制御により白色光を放射する。ランプ 230 からの放射光は、ランプ 230 の前方に設置された集光レンズ 234 によって集光される。集光された光は、プロセッサ側コネクタ部 210 を介して電子内視鏡 100 内部（より正確にはライトガイド 160 のコア）に入射する。

【0023】

ライトガイド 160 に入射した光はその内部を伝送されて、先端部 150 側の端部から出射する。出射後、配光レンズ 152 を介して外部に放射されて管腔を照明する。これにより、光の届かない管腔内が明るく照らされる。

【0024】

配光レンズ 152 から放射された照明光は、管腔において反射されて対物レンズ 154 に入射する。ここで、CCD 156 は、その受光面が対物レンズ 154 の結像面と実質的に同位置となるように配置されている。従って対物レンズ 154 に入射した光は、対物レンズ 154 のパワーにより CCD 156 の受光面上で管腔の光学像として結像される。CCD 156 は CCD 駆動制御回路 170 の制御により駆動して、各画素において結像された光学像をその光量に応じた電荷として蓄積して CCD 信号に変換する。変換された CCD 信号は、CCD 駆動制御回路 170 の制御により、CCD 156 から所定のタイミングで出力される。出力後、アンプ 172 により所定の増幅率で増幅されてプロセッサ 200 に出力される。なお、プロセッサ 200 には各画素の CCD 信号が所定の順序で出力される。

【0025】

アンプ 172 の増幅率について説明する。アンプ 172 の増幅率は、再現性の高い映像が得られるレベルに CCD 信号を増幅させるよう設定される。ここで、画素における入射光量と出力電圧値との関係には、リニアな状態となる線形領域と飽和状態となる飽和領域とが存在する。高い再現性で映像を表示させるためには、入射光量と出力電圧値とが線形領域内の CCD 信号を用いることが望ましい（換言すると、飽和領域内の CCD 信号を用いないことが望ましい）。なお、上記線形領域と上記飽和領域との境界に対応した電圧値を、「出力飽和電圧値」と記す。

【0026】

各画素における出力飽和電圧値は、画素毎の感度特性のばらつきに起因してそれぞれ異なる。ここでいう感度特性とは、上述したように、入射光量に対する出力電圧値の比で表される。感度と出力飽和電圧値は比例関係にある。

【0027】

ここで、出力飽和電圧値が最も低い画素に合わせてアンプ 172 の増幅率を設定すると、全ての画素において、CCD 信号の出力電圧値が線形領域内に収まる。ところがこのような増幅率設定では、出力飽和電圧値が比較的高い画素に対してはアンプ 172 の増幅率が必要以上に高くなってしまふ。これは、上記画素の S/N 比低下、すなわち画質を低下させる要因となる。このため、本実施形態におけるアンプ 172 の増幅率は、例えば出力飽和電圧値の平均値を所定範囲の上限値（白レベル）にさせる値に設定される（或いはこれよりも低い増幅率に設定される。若しくはアンプ 172 で CCD 信号を増幅しない）。これにより、出力飽和電圧値が比較的高い画素に対する S/N 比の低下が軽減される。なお、出力電圧値が所定範囲の上限値であるとき、その部分はモニタ 300 上で白く表示される。また、出力電圧値が所定範囲の下限値（黒レベル）であるとき、その部分はモニタ 300 上で黒く表示される。また、出力飽和電圧値の平均値は、全画素の出力飽和電圧値の合計 / 全画素数で算出される。

【0028】

次に、プロセッサ 200 で実行される信号処理について説明する。プロセッサ 200 は、CCD 信号の処理に関わる手段として、絶縁回路 240、CCD 信号処理回路 242、飽和レベル検出回路 244、アンプ制御回路 246、遅延回路 248、ビデオ信号処理回路 250、アンプ 252、及び、出力回路 254 を有している。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

電子内視鏡 1 0 0 から出力された各画素の C C D 信号は、プロセッサ側コネクタ部 2 1 0 及び絶縁回路 2 4 0 を介して C C D 信号処理回路 2 4 2 に入力する。なお、絶縁回路 2 4 0 は、電子内視鏡 1 0 0 とプロセッサ 2 0 0 との間を伝送する信号を、例えばフォトリソグラ等で別の媒体（ここでは光）に一時的に変換することにより、電子内視鏡 1 0 0 とプロセッサ 2 0 0 とを電氣的に絶縁させている。

【 0 0 3 0 】

C C D 信号処理回路 2 4 2 は周知の信号処理を実行し、入力される各画素の C C D 信号を一つ一つ順次演算して、色成分（R 成分、G 成分、B 成分の何れか）に関する信号（以下、「色成分信号」と記す）、及び、輝度信号を生成する。なお、C C D 信号処理回路 2 4 2 で生成された色成分信号、及び、それに対応した輝度信号のセットを「画像信号」と記す。C C D 信号処理回路 2 4 2 は、一画素に対応した画像信号を生成する毎に、当該画像信号を遅延回路 2 4 8 に出力すると共に、それに対応した輝度信号の電圧値を示す情報（以下、「輝度値情報」と記す）を算出して飽和レベル検出回路 2 4 4 に出力する。

10

【 0 0 3 1 】

飽和レベル検出回路 2 4 4 は、順次入力される各輝度値情報と所定の閾値とを比較して、その比較結果をアンプ制御回路 2 4 6 に出力する。なお、所定の閾値とは上記所定範囲の上限値すなわち白レベルに対応した値である。

【 0 0 3 2 】

アンプ制御回路 2 4 6 は、飽和レベル検出回路 2 4 4 からの比較結果に基づいて画素（より正確には輝度信号）の飽和判定処理を実行する。具体的には、比較結果において輝度値情報が所定の閾値以上を表す場合、それに対応した輝度信号が飽和していると判定する。これに対して、比較結果において輝度値情報が所定の閾値よりも低いことを表す場合、それに対応した輝度信号が飽和していないと判定する。前者の判定結果を下した場合、アンプ 2 5 2 に所定の制御信号を出力する。後者の判定結果を下した場合、何れの信号も出力しない。

20

【 0 0 3 3 】

なお、C C D 信号処理回路 2 4 2 から出力される各画像信号は、遅延回路 2 4 8 において所定時間格納される。所定時間格納後、ビデオ信号処理回路 2 5 0 に出力される。ビデオ信号処理回路 2 5 0 は、入力される画像信号を処理してモニタ 3 0 0 で表示可能な形態（カラー信号と輝度信号）に変換する。変換後、カラー信号は出力回路 2 5 4 に直接入力される一方で、輝度信号はアンプ 2 5 2 を介して出力回路 2 5 4 に入力される。各画像信号が遅延回路 2 4 8 で所定時間遅延されることにより、アンプ 2 5 2 において、ビデオ信号処理回路 2 5 0 からの輝度信号の入力タイミングと、当該輝度信号に対応した、アンプ制御回路 2 4 6 からの所定の制御信号の入力タイミングとが同期する。

30

【 0 0 3 4 】

アンプ 2 5 2 には、各画素に対応した輝度信号が所定の順序で入力される。輝度信号入力時にアンプ制御回路 2 4 6 からの信号入力がない場合、アンプ 2 5 2 は、その輝度信号を、何れの処理を施すこともなく出力回路 2 5 4 に出力する。これに対して輝度信号入力時に上記所定の制御信号が入力した場合、当該輝度信号を増幅させて出力回路 2 5 4 に出力する。すなわちアンプ 2 5 2 は、飽和したと判定された輝度信号を増幅させて、それに対応する映像部分を確実に飽和させる（すなわち白くする）。ここでの増幅率は、例えば出力飽和電圧値が最も低い画素に対応し且つアンプ 1 7 2 によって増幅された C C D 信号を所定範囲の上限値にさせる値に設定される。

40

【 0 0 3 5 】

出力回路 2 5 4 は、カラー信号及び輝度信号を各形式のビデオ信号（例えばコンポジットビデオ信号や S ビデオ信号或いは R G B ビデオ信号等）に変換してモニタ 3 0 0 に出力する。これにより、モニタ 3 0 0 に管腔の映像が表示される。本実施形態では、飽和したと判定された輝度信号をアンプ 2 5 2 によって増幅させて、それに対応した画素の映像を確実に飽和させている。このため、飽和すべき部分が濃淡を持たず一様な白として表示さ

50

れる。このため術者は、モニタ 300 上において、より正確に再現された状態で管腔を観察することができる。

【0036】

また、本実施形態では、飽和したと判定された輝度信号だけをアンプ 252 によって増幅させている。換言すると、飽和していないと判定された輝度信号に対してはアンプ 252 による増幅処理を行っていない。飽和した画素による映像はノイズが目立ち難い。このため、飽和した画素に対する上記増幅処理は画質を低下させる要因となり難い。また、飽和していない画素による映像はノイズが目立ち易い。しかし本実施形態では、これらの画素に対して上記増幅処理を行っていない。このため、飽和していない画素による映像は画質が良好に維持される。

10

【0037】

すなわち本実施形態では、画質の低下が良好に抑えられ、飽和すべき部分が確実に一様に白く表示される。

【0038】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【0039】

なお、本実施形態では画素の一つ一つに対して輝度信号を増幅させる処理が実行されるが、別の実施形態では複数の画素に対して上記処理が一括して実行されるようにしても良い。この場合、例えば各画素に対する所定の閾値との判定処理がシリアルで実行されて、その結果が図示しないメモリに記憶される。システムコントロールユニット 220 はそのメモリを参照して、上記判定結果で閾値以上と判定された画素が所定数以上連続した場合、それらの画素に対して輝度信号を増幅させる処理を一括して実行する。別の観点では、閾値以上と判定された画素が所定数以上連続しない場合、それらの画素に対して輝度信号を増幅させる処理を実行しない。すなわち別の実施形態では、モニタ 300 上における飽和部分がある程度の大きさを有していない限り、輝度信号を増幅させない。これにより、輝度信号を増幅させるための制御系の処理負担が軽減される。

20

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図 1】本発明の実施の形態の電子内視鏡システムの外観を概略的に示した図である。

30

【図 2】本発明の実施の形態の電子内視鏡システムの構成を示したブロック図である。

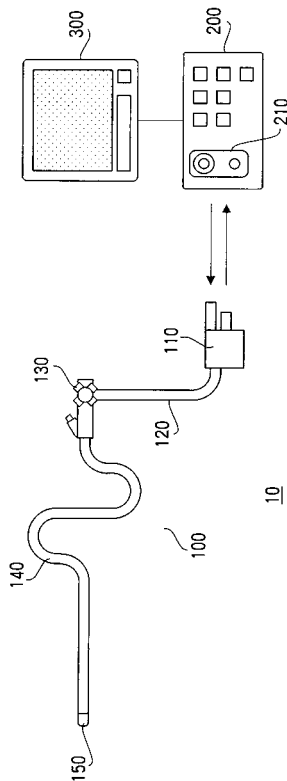
【符号の説明】

【0041】

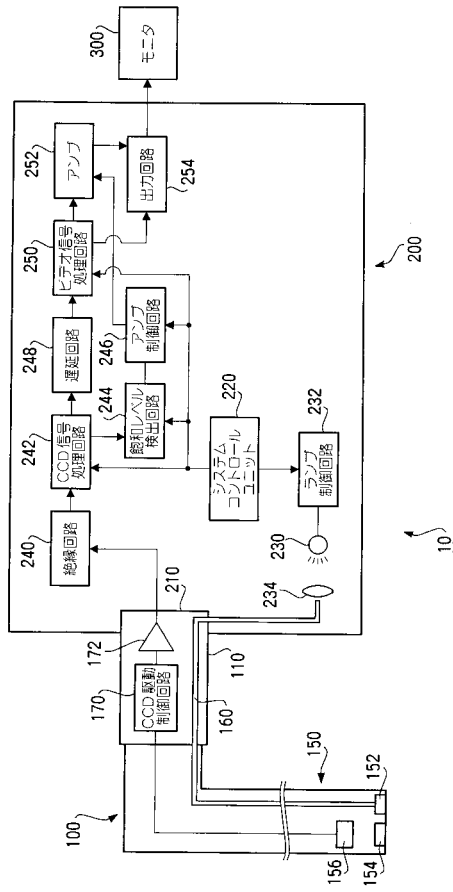
- 10 電子内視鏡システム
- 100 電子内視鏡
- 154 CCD
- 200 プロセッサ
- 220 システムコントロールユニット
- 244 飽和レベル検出回路
- 246 アンプ制御回路
- 248 遅延回路
- 250 ビデオ信号処理回路
- 252 アンプ
- 300 モニタ

40

【図 1】



【図 2】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007117153A	公开(公告)日	2007-05-17
申请号	JP2005309472	申请日	2005-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	須田 忠明		
发明人	須田 忠明		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C A61B1/045.610 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/243		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/SS03 4C061/SS07 4C061/SS30 5C122/DA26 5C122/EA21 5C122/FF15 5C122/FH01 5C122/FH10 5C122/FH11 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS03 4C161/SS07 4C161/SS30		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：尽可能防止图像质量下降，并以确定的饱和状态显示要饱和的部分。电子内窥镜，其具有能够拾取管腔图像的摄像元件，用于检测摄像元件的每个像素的亮度信号的值的亮度检测部，以及基于该亮度信号的检测值的电子内窥镜。提供了一种电子内窥镜系统，其包括：饱和度确定单元，其确定像素是否饱和；以及亮度信号放大单元，其放大被确定为饱和的像素的亮度信号。[选择图]图2

