

(11) 特許出願公開番号

特開2010-68993

(P2010-68993A)

(43) 公開日 平成22年4月2日(2010.4.2)

(51) Int. Cl.	F 1	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	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	5 C 0 5 4
	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-239329 (P2008-239329)
(22) 出願日 平成20年9月18日 (2008. 9. 18)

(71) 出願人 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 100075281
弁理士 小林 和憲

(74) 代理人 100095234
弁理士 飯嶋 茂

(72) 発明者 遠藤 安土
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内

(72) 発明者 高松 正樹
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

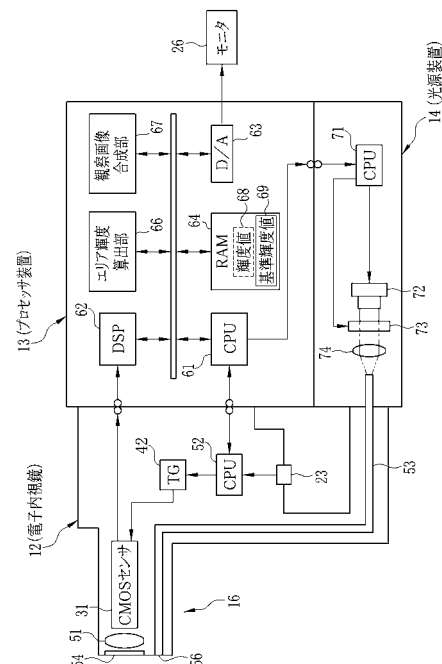
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】安価に構成しながらも、全体が明るく観察に適した画像を容易に得ることができる電子内視鏡システムを提供する。

【解決手段】電子内視鏡システム 11 は、CMOS 型のイメージセンサ（CMOS センサ）31、CPU 52、エリア輝度算出部 66、観察画像合成部 67 等から構成される。CMOS センサ 31 は、被写体内に挿入される挿入部に設けられ、CPU 52 は、CMOS センサ 31 の露光後に、CMOS センサ 31 の各画素に信号電荷を保持させたまま、増幅率の異なる撮像信号を複数回読み出す。エリア輝度算出部 66 は、各画像データを複数のエリアに区分けし、各エリアを代表する輝度値を算出する。観察画像合成部 67 は、エリア毎の輝度値に基づき、最適な増幅率の画像データを領域毎に判別し、領域単位で各画像データを組み合わせて 1 枚の観察用画像データを合成する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体内に挿入される挿入部に設けられ、前記被写体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサと、

前記イメージセンサの露光後、前記イメージセンサの各画素に信号電荷を保持させたまま、各画素から撮像信号を複数回読み出すとともに、各々の信号電荷の読み出し毎に前記撮像信号の増幅率を変更することで、増幅率の異なる画像データを複数枚取得する画像データ取得手段と、

各々前記画像データを複数の領域に区分けし、各々の前記領域を代表する輝度値を算出する輝度値算出手段と、

前記領域毎の前記輝度値に基づき、最適な増幅率の前記画像データを前記領域毎に判別し、前記領域の単位で前記画像データを組み合わせて１枚の観察用画像データを合成する画像合成手段と、

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】

前記画像合成手段は、前記輝度値算出手段によって算出された前記輝度値を、予め設けられた基準輝度値と比較し、前記輝度値が前記基準輝度値に最も近い前記画像データを前記領域毎に組み合わせて、前記観察用画像データを合成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】

前記画像合成手段は、複数枚の前記画像データのうちひとつの画像データを基準画像データとし、前記基準画像データについて前記領域毎に算出された前記輝度値を予め設けられた基準輝度値と比較し、前記輝度値が前記基準輝度値よりも小さい前記領域には前記基準画像データを用い、かつ、前記輝度値が前記基準値以上の前記領域には、前記基準画像データよりも増幅率の小さい前記画像データの前記領域を用いて、前記観察用画像データを合成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 4】

前記画像データ取得手段は、増幅率が異なる２種類の画像データを取得することを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像データ取得手段によって前記画像データが取得されるときに、前記被写体内への照明が消灯されるように、照明光を制御する照明制御手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか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、被写体内を撮像する電子内視鏡システムに関するものであり、さらに詳しくは、ＣＭＯＳ型イメージセンサを用いる電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

医療分野においては、細長い挿入部を被検者の体内に挿入して、挿入部の先端付近に搭載された小型の撮像装置によって、被検者の体内を直接的に撮像して診断する電子内視鏡システムが広く普及している。こうした電子内視鏡システムに搭載される微小な撮像装置は、いわゆるイメージセンサが搭載されており、被検者の体内に照明光を照射して、被検者の体内で反射された光を受けて、これを光電変換し、画素毎に信号電荷を蓄積する。そして、イメージセンサから信号電荷に対応する撮像信号を出力させて観察画像を得る。

【0003】

イメージセンサとしては、ＣＭＯＳ型のイメージセンサやＣＣＤ型のイメージセンサが知られている。ＣＭＯＳ型のイメージセンサは安価に生産でき、また低消費電力であるという利点がある反面、通常は１水平ライン毎に順に信号の読み出しが行われるローリング

10

20

30

40

50

シャッタ方式が採用されているために、動く被写体を撮像すると像が歪んでしまう点や、画素毎に設けられたアンプの個体差によりノイズが大きく高画質の画像を得るのが難しいという点が欠点である。一方、ＣＣＤ型のイメージセンサは、高価で高消費電力であり、スミアやブルーミング等の構造に起因する固有の問題点があるものの、高感度で高画質の画像が得易く、また、一つの画像内での同時性を確保できることから動く被写体の撮像に向いているという特徴がある。こうしたことから、静止させることが難しい被検者の体内を撮像する電子内視鏡システムでは、撮像装置にＣＣＤ型のイメージセンサが多く採用されている。

【０００４】

ところで、ＣＭＯＳやＣＣＤとった構造の違いによらず、イメージセンサが各画素に蓄積することができる信号電荷の総量には上限がある。このため、識別可能な信号電荷の量（いわゆるダイナミックレンジ）には限りがあり、極端にコントラスト差の大きい被写体を撮像すると、露光量が極端に大きい部分が白く飛んでしまったり、信号が飽和することを防ぐために露光量を減らすと、露光量が不十分な部分が黒くつぶれてしまったりすることがある。こうした不具合を軽減するために、イメージセンサのダイナミックレンジを擬似的に拡大して撮像できるようにする技術が知られている。例えば、特許文献１には、露光しながら複数回にわたって撮像信号を読み出して、複数の画像を取得し、これらの画像を対数的に圧縮して合成することで、ダイナミックレンジが拡大された本画像を得ることが記載されている。

【０００５】

また、同様に、イメージセンサのダイナミックレンジに起因する不具合を軽減するために、ダイナミックレンジを擬似的に拡大させるのではなく、露光しながら撮像信号を複数回に渡って読み出し、ここで得られる画像から、適切な露光量を判別したり、最終的に取得する画像の増幅率を変化させるなどして適切な露光量の画像を得る技術が知られている（特許文献２）。

【特許文献１】特開２００７－１５１０６９号公報

【特許文献２】特開２００５－１４３８０２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

上述のように、電子内視鏡システムではＣＣＤ型のイメージセンサが多く採用されているが、近年では、ＣＭＯＳ型イメージセンサの改良が進み、ＣＣＤ型のイメージセンサと同等か、あるいはＣＣＤ型イメージセンサに勝る画質の画像が容易に得られるようになってきた。このため、電子内視鏡システムにおいても、安価で量産性に優れ、消費電力の少ないＣＭＯＳ型のイメージセンサを、撮像装置に搭載することが望まれている。

【０００７】

また、電子内視鏡システムでは、被検者の体内という形状が複雑で奥行きのある暗所に照明光を照射して撮像するので、撮像する部分の全体を均一に照明することは難しく、場所によって明暗が大きく異なることも多い。このため、前述のように、露光時間によっては、ダイナミックレンジが有限であることに起因する白飛びや黒つぶれが生じ易いという問題がある。

【０００８】

そこで、前述のように、露光の最中に撮像信号を複数回読み出して得られる複数の画像を合成したり、これらの撮像信号から適切な露光量や増幅率を算出すれば、露光量自体は適切な観察画像を得ることができるようになる。しかし、１回の露光の最中に、撮像信号を複数回読み出すためには、通常よりも高速に撮像信号を読み出すことができるようになる必要があるが、こうした高速読み出しには、特殊で複雑な制御回路が必要となってしまうという問題がある。

【０００９】

また、電子内視鏡システムで撮像対象となる被検者の体内は、静止させることが難しい

ものであるばかりか、その形状が僅かな時間でも大きく変化してしまうこともある。そのうえ、イメージセンサから撮像対象までの距離が通常の撮像装置に比べて極めて近く、撮像対象の動きによる影響が大きい。

【 0 0 1 0 】

こうしたことから、1回の露光の最中に撮像信号を複数回読み出して得られる画像では、これらの画像を単純に合成しても、各画像間での像の動きや形状変化によって、合成後の画像では撮像対象がぼやけてしまうなどして、撮像対象が観察し易い合成画像を得ることが難しいという問題がある。

【 0 0 1 1 】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、安価に構成しながらも、全体が明るく観察に適した画像を容易に得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。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

本発明の電子内視鏡システムは、被写体内に挿入される挿入部に設けられ、前記被写体内を撮像するCMOS型のイメージセンサと、前記イメージセンサの露光後、前記イメージセンサの各画素に信号電荷を保持させたまま、各画素から撮像信号を複数回読み出すとともに、各々の信号電荷の読み出し毎に前記撮像信号の増幅率を変更することで、増幅率の異なる画像データを複数枚取得する画像データ取得手段と、各々前記画像データを複数の領域に区分けし、各々の前記領域を代表する輝度値を算出する輝度値算出手段と、前記領域毎の前記輝度値に基づき、最適な増幅率の前記画像データを前記領域毎に判別し、前記領域の単位で前記画像データを組み合わせて1枚の観察用画像データを合成する画像合成手段と、を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 1 3 】

また、前記画像合成手段は、前記輝度値算出手段によって算出された前記輝度値を、予め設けられた基準輝度値と比較し、前記輝度値が前記基準輝度値に最も近い前記画像データを前記領域毎に組み合わせて、前記観察用画像データを合成することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、前記画像合成手段は、複数枚の前記画像データのうちひとつの画像データを基準画像データとし、前記基準画像データについて前記領域毎に算出された前記輝度値を予め設けられた基準輝度値と比較し、前記輝度値が前記基準輝度値よりも小さい前記領域には前記基準画像データを用い、かつ、前記輝度値が前記基準値以上の前記領域には、前記基準画像データよりも増幅率の小さい前記画像データの前記領域を用いて、前記観察用画像データを合成することを特徴とする。

30

【 0 0 1 5 】

また、前記画像データ取得手段は、増幅率が異なる2種類の画像データを取得することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、前記画像データ取得手段によって前記画像データが取得されるときに、前記被写体内への照明が消灯されるように、照明光を制御する照明制御手段を備えることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、安価に構成しながらも、全体が明るく観察に適した画像を容易に得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

図1に示すように、電子内視鏡システム11は、電子内視鏡12、プロセッサ装置13、光源装置14等から構成される。また、電子内視鏡12は、挿入部16、手元操作部17、ユニバーサルコード18等から構成される。

50

【 0 0 1 9 】

挿入部 1 6 は、被検者の体内に挿入されるため、被検者の体内の形状に応じて自在に湾曲するように設けられている。また、挿入部 1 6 の先端部分 1 6 a には、C M O S 型のイメージセンサ（以下、C M O S センサという）を内蔵した撮像装置が内蔵されている。さらに、先端部分 1 6 a の端面には、前方に照明光を照射する照明窓や、被検者の体内からの光を C M O S センサに導く観察窓、各種処置具が露出される鉗子出口、洗浄水や空気等が噴射される送気送水ノズル等が設けられている。

【 0 0 2 0 】

また、先端部分 1 6 a の後方には、湾曲部 1 9 が設けられている。この湾曲部 1 9 は、複数の湾曲駒を連結されたものであり、挿入部 1 6 に挿通されたワイヤによって、手元操作部 1 7 に設けられたアングルノブ 2 1 と連結されている。したがって、湾曲部 1 9 は、手元操作部 1 7 に設けられたアングルノブ 2 1 の回動操作によって挿入部 1 6 に挿通されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右の所望の方向に自在に湾曲する。

【 0 0 2 1 】

手元操作部 1 7 は、前述のように湾曲部 1 9 を操作するアングルノブ 2 1 の他に、鉗子口 2 2 や、送気送水ボタン 2 3 等の各種操作ボタンが設けられている。鉗子口 2 2 には、注射針や高周波メスなどがワイヤの先端に設けられた処置具が挿通される。また、送気送水ボタン 2 3 は、図示しない送気送水装置から供給される空気や洗浄水の送気、送水を制御する。

【 0 0 2 2 】

ユニバーサルコード 1 8 は、その基端部分に設けられたコネクタ 2 4 を介して、電子内視鏡 1 2 をプロセッサ装置 1 3 に電氣的に接続するとともに、電子内視鏡 1 2 を光源装置 1 4 に光学的に接続する。

【 0 0 2 3 】

プロセッサ装置 1 3 は、電子内視鏡 1 2 , 光源装置 1 4 , モニタ 2 6 等に接続されており、電子内視鏡システム 1 1 の動作を統括的に制御する。また、光源装置 1 4 は、ユニバーサルコード 1 8 や挿入部 1 6 に挿通されたライトガイド（図 3 参照）を通じて、観察部位に向けて照明光を照射する。

【 0 0 2 4 】

前述のように、電子内視鏡システム 1 1 には、イメージセンサとして C M O S センサ 3 1 が用いられている。C M O S センサ 3 1 は、図 2 に示すように、撮像領域 3 2 、垂直走査回路 3 3 、相関二重サンプリング（C D S）回路 3 4 、列選択トランジスタ 3 6 、出力回路 3 7 、水平走査回路 3 8 等から構成される。

【 0 0 2 5 】

撮像領域 3 2 は、画素 4 1 がマトリクス状に配列されたものであり、図示しない結像光学系により観察部位の像が結像される。画素 4 1 は、フォトダイオード D 1 、増幅用トランジスタ M 1 、画素選択用トランジスタ M 2 、リセット用トランジスタ M 3 等から構成される。フォトダイオード D 1 は、光電変換によって、入射光量に応じた信号電荷を生成するとともに、これを蓄積する。フォトダイオード D 1 に蓄積された信号電荷は、増幅用トランジスタ M 1 によって撮像信号として増幅され、画素選択用トランジスタ M 2 によって、所定のタイミングで画素 4 1 外に出力される。また、フォトダイオード D 1 に蓄積された信号電荷は、所定のタイミングでリセット用トランジスタ M 3 によって破棄される。

【 0 0 2 6 】

また、撮像領域 3 2 には、垂直走査回路 3 3 から水平方向（X 方向）に行選択線 L 1 及び行リセット線 L 2 が配線されているとともに、C D S 回路 3 4 から垂直方向（Y 方向）に列信号線 L 3 が配線されている。

【 0 0 2 7 】

行選択線 L 1 は、画素選択用トランジスタ M 2 のゲートに接続されており、行リセット線 L 2 は、リセット用トランジスタ M 3 のゲートに接続されている。また、列信号線 L 3 は、画素選択用トランジスタ M 2 のソースに接続されているとともに、C D S 回路 3 4 を

10

20

30

40

50

介して、対応する列の列選択トランジスタ 36 に接続されている。

【0028】

垂直走査回路 33 は、タイミングジェネレータ (TG) 42 から入力されるタイミング信号に基づいて、垂直走査信号を発生し、行選択線 L1 を 1 行ずつ選択して、撮像信号を列信号線 L3 に出力させる画素 41 の行 (以下、水平ラインという) を変更する。また、垂直走査回路 33 は、水平ラインの行リセット線 L2 を 1 行ずつ選択して、信号電荷の破棄を行う水平ラインを変更する。さらに、垂直走査回路 33 は、行選択線 L1 及び行リセット線 L2 の選択行が撮像領域 32 の端に位置する水平ラインに達した場合には、先頭の水平ラインを再び選択し、上述の動作を繰り返す。

【0029】

CDS 回路 34 は、垂直走査回路 33 によって選択された行選択線 L1 に接続された画素 41 の撮像信号を、TG 42 から入力されるタイミング信号に基づいて保持し、ノイズ除去を行う。

【0030】

水平走査回路 38 は、TG 42 から入力されるタイミング信号に基づいて水平走査信号を発生し、列選択トランジスタ 36 のオン、オフ制御を行う。

【0031】

列選択トランジスタ 36 は、出力回路 37 に接続された出力バスライン 43 と CDS 回路との間に設けられており、水平走査信号に応じて、出力バスライン 43 に撮像信号を転送させる画素を選択する。出力回路 37 は、CDS 回路 34 から出力バスライン 43 に順に転送される撮像信号を増幅し、A/D 変換して出力する。出力回路 37 による撮像信号の増幅率は、出力回路 37 にゲイン調節信号を入力することにより調節される。

【0032】

図 3 に示すように、電子内視鏡 12 には、上述の CMOS センサ 31 と、対物レンズ 51、CPU 52、タイミングジェネレータ (TG) 42、ライトガイド 53 等が設けられている。

【0033】

CMOS センサ 31 は、前述のように挿入部 16 の先端部分 16a に設けられており、その前方には対物レンズ 51 が配置されている。挿入部 16 の先端部分 16a の端面には観察窓 54 が設けられており、この観察窓 54 から入射する被写体からの光は、対物レンズ 51 によって CMOS センサ 31 の撮像領域 32 に結像される。CMOS センサ 31 は、撮像領域 32 に結像された被写体像を画素 41 毎に光電変換し、各画素 41 に露光量に応じた信号電荷を蓄積させ、所定のタイミングでアナログの撮像信号として出力する。CMOS センサ 31 の駆動タイミングは、TG 42 から入力されるタイミング信号によって制御される。

【0034】

CPU 52 (画像データ取得手段) は、プロセッサ装置 13 の CPU 61 と通信を行い、電子内視鏡 12 の各部を統括的に制御する。例えば、CPU 52 は、プロセッサ装置 13 の CPU 61 からの信号に基づき、TG 42 に所定のタイミング信号を生じさせることによって、CMOS センサ 31 の動作を制御する。また、CPU 52 は、TG 42 によって発生させるタイミング信号を調節することにより、各画素 41 に蓄積された信号電荷を保持させたままの状態、撮像信号を複数回にわたって出力させる。さらに、CPU 52 は、出力回路 37 にゲイン調節信号を入力することにより、CMOS センサ 31 から増幅率を調節して撮像信号を出力させる。したがって、CPU 52 は、CMOS センサ 31 に、露光期間が全く同じで、信号の増幅率だけが互いに異なる撮像信号 (例えば、増幅率の小さい低ゲイン撮像信号と、増幅率の大きい高ゲイン撮像信号の 2 種類の撮像信号) を出力させる。

【0035】

ライトガイド 53 は、ユニバーサルコード 18 や挿入部 16 の内部に挿通されており、一端が挿入部 16 の先端部分 16a の端面に設けられた照明窓 56 に接続され、他端は光

10

20

30

40

50

源装置 14 に接続されている。光源装置 14 からの照明光は、ライトガイド 53 を通じて、照明窓 56 から観察部位へと照射される。

【0036】

また、図 3 に示すように、プロセッサ装置 13 は、CPU 61、DSP 62、D/A 変換回路 63、RAM 64、エリア輝度算出部 66、観察画像合成部 67 等から構成される。

【0037】

CPU 61 は、プロセッサ装置 13 の各部の動作を制御するとともに、電子内視鏡 12 の CPU 52 や光源装置 14 の CPU 71 と通信して、電子内視鏡 12 や光源装置 14 の動作を制御することにより、電子内視鏡システム 11 を統括的に制御する。

10

【0038】

DSP 62 は、CMOS センサ 31 から出力された撮像信号に対して、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施す。CMOS センサ 31 から出力された撮像信号は、DSP 62 によって各種画像処理が施されると、画像データとして RAM 64 に保持される。DSP 62 による各種画像処理は、CMOS センサ 31 から出力される全ての撮像信号について施されるので、前述のように、CMOS センサ 31 から、低ゲイン撮像信号と高ゲイン撮像信号が出力された場合には、低ゲイン撮像信号に各種信号処理を施した低ゲイン画像データと、高ゲイン撮像信号に各種信号処理を施した高ゲイン画像データが各々 RAM 64 に保持される。また、DSP 62 は、RAM 64 から必要な画像データを読み出して、NTSC 信号等の映像信号に変換し、D/A 変換回路 63 によって D/A 変換することにより、画像データをモニタ 26 上に表示させる。

20

【0039】

エリア輝度算出部 66 (輝度算出手段) は、RAM 64 に保持された画像データを読み出して、画像データを複数のエリア (領域) に分けし、各エリアを代表する輝度値 68 を算出する。各エリアを代表する輝度値 68 は、エリア内の各画素の輝度値の平均で求められる。ここで算出された各エリアの輝度値 68 は、RAM 64 に一時的に記録され、観察画像合成部 67 によって使用される。

【0040】

観察画像合成部 67 (画像合成手段) は、RAM 64 に保持された画像データを複数読み出す。同時に、観察画像合成部 67 は、読み出した各画像データについて、エリア輝度算出部 66 によって分けられたエリア毎の輝度値をそれぞれ読み出す。そして、観察画像合成部 67 は、読み出した複数の画像データについて、エリア輝度算出部 66 によって算出された輝度値を、RAM 64 に予め記憶された基準輝度値 69 と比較し、輝度値が基準輝度値 69 に最も近い画像データを判別する。観察画像合成部 67 は、こうした判別を画像データの全てのエリアについて行う。そして、観察画像合成部 67 は、RAM 64 から読み出した複数の画像データから、エリア輝度算出部 66 によって算出される輝度値が基準輝度値 69 に最も近い画像データが使用されるように、複数の画像データをエリア毎に組み合わせて 1 枚の観察画像データ (合成観察画像) を合成する。こうして観察画像合成部 67 によって合成された観察画像データがモニタ 26 上に診断に利用される観察画像として表示される。なお、基準輝度値 69 は、診断に適した画像データの明るさの目安として、観察部位や照明光の波長帯等に応じて予め定められた輝度値である。

30

40

【0041】

また、図 3 に示すように、光源装置 14 は、CPU 71 (照明制御手段)、光源 72、波長選択フィルタ 73 等から構成される。CPU 71 は、プロセッサ装置 13 の CPU 61 と通信し、CMOS センサ 31 の駆動タイミング等に応じて、光源 72 や波長選択フィルタ 73 を駆動することにより、光源装置 14 を制御する。

【0042】

光源 72 は、キセノンランプやハロゲンランプ等の広い波長帯にわたって高輝度の光を発する高輝度光源であり、CPU 71 によって点灯消灯の切り替えが制御される。また、光源 72 から発せられた光は、集光レンズ 74 によってライトガイド 53 に効率良く導か

50

れる。

【 0 0 4 3 】

波長選択フィルタ 7 3 は、光源 7 2 から発せられた光を、特定の波長帯の光に制限するフィルタであり、C P U 7 1 からの指示に基づいて、光源 7 2 と集光レンズ 7 4 の間に挿入、または退避される。これにより、光源装置 1 4 は、設定や医師の操作等、必要に応じて照明光の波長帯を自在に切り替えられるようになっている。例えば、光源装置 1 4 は、単に白色の可視光を出力するだけでなく、赤外光等の可視光以外の光や、可視光の R G B 成分の比率を調節した特殊光を出力することができるようになっている。

【 0 0 4 4 】

上述のように構成される電子内視鏡システム 1 1 によって診断を行うと、図 4 に示すようにして、照明光の波長帯や露光時間等の露光条件が等しく、C M O S センサ 3 1 から出力される撮像信号の増幅率だけが異なる 2 種類の画像データが取得され、これらを合成して観察画像がモニタ 2 6 上に表示される。

10

【 0 0 4 5 】

まず、設定等に応じた波長帯の照明光が観察部位に照射された状態で、C M O S センサ 3 1 は所定の時間だけ露光され、露光量に応じた信号電荷が各画素 4 1 に蓄積された状態となる。この間、C M O S センサ 3 1 から撮像信号は出力されず、また、どの画素 4 1 の蓄積電荷も破棄されない。

【 0 0 4 6 】

そして、所定時間の露光が完了すると、照明光は消灯される。同時に、出力回路 3 7 のゲインが低く設定され、低ゲイン撮像信号が C M O S センサ 3 1 から出力される。このとき、各画素 4 1 の信号電荷は破棄されずに、蓄積状態が維持される。また、低ゲイン撮像信号には、各種画像処理が施されて、低ゲイン画像データが取得される。

20

【 0 0 4 7 】

低ゲイン撮像信号が出力されると、出力回路 3 7 のゲインが高く設定しなおされ、高ゲイン撮像信号が C M O S センサ 3 1 から出力される。ここで出力された高ゲイン撮像信号には各種画像処理が施されて、高ゲイン画像データが取得される。

【 0 0 4 8 】

こうして、低ゲイン画像データと高ゲイン画像データとが取得されると、各画素 4 1 に蓄積されていた信号電荷は全て破棄されるとともに、再び照明光が点灯される。そして、C M O S センサ 3 1 は、再び露光期間となり、上述の動作が繰り返される。

30

【 0 0 4 9 】

一方、上述のようにして取得された低ゲイン画像データと高ゲイン画像データは、1 枚の観察画像データに合成されてモニタ 2 6 上に表示される。このとき、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 は、図 5 に示すようにして合成され、観察用画像データ 8 3 とされる。

【 0 0 5 0 】

まず、取得された低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 は、各々に、いくつかのエリアに区分けされる。図 5 では、説明のため、3 行 3 列の合計 9 個のエリア 8 4 に区分けし、最上列の左側からエリア 8 4 a、エリア 8 4 b、エリア 8 4 c とし、中段の左側からエリア 8 4 d、エリア 8 4 e、エリア 8 4 f、下段の左側からエリア 8 4 g、エリア 8 4 h、エリア 8 4 i とする。

40

【 0 0 5 1 】

このとき、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 では、区分けされた各エリア 8 4 が相互に対応するように、エリア 8 4 の個数、大きさ、位置が等しくなるようにして区分けされる。

【 0 0 5 2 】

そして、区分けされた個々のエリア 8 4 について、エリア内の輝度の平均値が算出され、各エリア 8 4 を代表する輝度値としてその値が保持される。なお、この各エリアの輝度値は、R A M 6 4 に一時的に保持されるのみで、実際に画像データ内に表示されることは

50

ないが、図 5 では便宜上、各エリア 8 4 を代表する輝度値を数字として各エリア 8 4 内に例示する。

【 0 0 5 3 】

各エリア 8 4 で輝度値 6 8 が算出されると、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 とで、エリア 8 4 毎に、輝度値 6 8 と基準輝度値 6 9 (例えば 1 0 0 という値) が比較される。このとき、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 の対応するエリア 8 4 のうち、どちらの輝度値 6 8 がより基準輝度値 6 9 に近いかを判別される。そして、エリア 8 4 毎に輝度値がより基準輝度値 6 9 に近い方の画像データが用いられるようにして低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 とが合成され観察用画像データ 8 3 がつくられる。

10

【 0 0 5 4 】

例えば、図 5 では、エリア 8 4 a ~ 8 4 d , 8 4 f ~ 8 4 i の輝度値 6 8 は、低ゲイン画像データ 8 1 のエリア 8 4 の方が高ゲイン画像データ 8 2 の同エリア 8 4 よりも輝度値 6 8 が基準輝度値 6 9 に近い。このため、エリア 8 4 a ~ 8 4 d , 8 4 f ~ 8 4 i については、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 とから観察用画像データ 8 3 がつくられるときには、低ゲイン画像データ 8 1 のエリア 8 4 a ~ 8 4 d , 8 4 f ~ 8 4 i のデータが使用される。

【 0 0 5 5 】

一方、エリア 8 4 e については、低ゲイン画像データ 8 1 のエリア 8 4 よりも、高ゲイン画像データ 8 2 の同エリア 8 4 のほうが、輝度値 6 8 が基準輝度値 6 9 に近い。このため、エリア 8 4 e については、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 とから観察用画像データ 8 3 がつくられるときには、高ゲイン画像データ 8 2 のエリア 8 4 e のデータが使用される。

20

【 0 0 5 6 】

こうして、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 をエリア 8 4 毎に組み合わせて合成された観察用画像データ 8 3 では、低ゲイン画像データ 8 1 で信号電荷の量が少なすぎて、黒くつぶれて構造の識別が難しいような部分には、これに対応する高ゲイン画像データ 8 2 のエリア 8 4 が用いられることになり、また、高ゲイン画像データ 8 2 で露光量が多すぎて、蓄積された信号電荷の量が各画素 4 1 の容量に迫り、殆ど白く飛んで構造の識別が難しいような部分には、低ゲイン画像データ 8 1 が用いられることになる。このため、観察用画像データ 8 3 は、全エリア 8 4 で、構造の観察がし易い、適切な明るさの画像データとなる。

30

【 0 0 5 7 】

以上のように、電子内視鏡システム 1 1 では、C M O S センサ 3 1 を用いることによって、画素 4 1 に信号電荷を蓄積させたままの状態、ゲインを変えて複数の画像データを取得する。また、これらのゲインの異なる画像データをいくつかのエリアに区分けし、エリア毎に構造の観察に最適な明るさの画像データが選択されるようにして、観察用画像データ 8 3 を合成する。このため、電子内視鏡システム 1 1 によれば、複雑で高価な回路を用いずに、観察画像の全体で構造を観察し易い画像を安価に得ることができる。

【 0 0 5 8 】

また、電子内視鏡システム 1 1 では、露光の途中で撮像信号を読み出すのではなく、一定時間の露光後に、信号電荷を各画素 4 1 に蓄積させたままの状態、ゲインの異なる画像データを複数取得するので、これらの画像データでは、明るさだけが異なり、撮像された被写体の構造等は全く同じ状態となっている。このため、これらの画像データを合成した観察用画像データ 8 3 は、撮像対象がぼやけてしまったりすることなく、観察し易い画像となっている。

40

【 0 0 5 9 】

また、電子内視鏡システム 1 1 では、C M O S センサ 3 1 が露光期間のときにだけ照明光を点灯し、C M O S センサ 3 1 から撮像信号を読み出す期間には、照明光を消灯するようにしたから、C M O S センサ 3 1 から同時に複数読み出す画像データは、全く同じ状態

50

の撮像対象を同じ露光時間で撮像したものとなっており、これらの画像データの同時性が厳密に保たれる。このように同時性が厳密に保たれた画像データから観察用画像データ 83 を合成するようにしたことで、動きのある被写体を撮像し、かつ、複数の画像データを合成しているにもかかわらず、合成後の観察用画像データ 83 は、像が不鮮明になったりすることなく、観察し易いものとなっている。

【0060】

また、電子内視鏡システム 11 では、CMOS センサ 31 が露光期間のときにだけ照明光を点灯し、CMOS センサ 31 からの撮像信号を読み出す期間には、照明光を消灯するようにしたから、機械的なシャッタ機構を用いなくても、容易に上述のような観察用画像データ 83 を得ることができるから、電子内視鏡システム 11 の構成を簡素に、安価に構成することができる。

10

【0061】

なお、上述の実施形態では、画像データを複数のエリア 84 に区分けする例として、3 行 3 列で合計 9 個のエリア 84 に区分けする例を示したが、これに限らず、低ゲイン画像データと高ゲイン画像データのように同時に取得した画像データ間で等しい区分けの仕方ならば、各エリア 84 の大きさや個数等は任意に決めることができる。例えば、3 行 3 列よりもさらに細かいエリアに区分けするようにしても良く、1 画素の領域を 1 エリアとしても良い。また、上述の実施形態では、画像データを区分けした各エリア 84 は、いずれも同じ大きさ、形状となっている例を示したが、これに限らず、全エリア 84 で画像データの全体をカバーしていれば良く、区分けするエリアの大きさを画像データに対する位置に応じて異なる大きさにしても良い。例えば、主な観察対象が映る画像データの中央付近ではエリア 84 の大きさを小さく区分けし、画像データの外周部分では中央付近よりも大きなエリアで区分けするようにしても良い。

20

【0062】

なお、上述の実施形態では、増幅率が異なる画像データとして、低ゲイン画像データ 81 と高ゲイン画像データ 82 の 2 種類の画像データを取得するが、これに限らず、2 種類以上であれば、さらに多数の増幅率の異なる画像データを取得し、これらの画像データから観察用画像データ 83 を合成するようにしても良い。このように、増幅率の異なる画像データとして多数の画像データを取得して、これらを上述の実施形態のように合成することで、観察用画像データは、全体が明るく観察し易いものになるばかりでなく、合成後のエリア間の境界が目立ちにくくなり、より高精細な観察用画像データを得ることができるようになる。

30

【0063】

また、上述の実施形態では、画像データを複数のエリア 84 に区分けするときに、3 行 3 列の長方形のエリア 84 に区分けするが、これに限らず、任意の形状で画像データを区分けするようにしても良い。例えば、画像処理により、画像データに写された撮像対象の形状や色、明暗等を識別し、撮像対象の形状に沿ってエリア 84 に区分けするなど、撮像対象に合わせたエリア 84 を区分けしても良い。

【0064】

なお、上述の実施形態では、出力回路 37 で CMOS センサ 31 から出力される撮像信号の増幅率を自在に調節する例を説明したが、これに限らず、画素 41 にアンプが設けられ、かつ、これを画素毎に調節可能な CMOS センサ 31 の場合には、画素毎に撮像信号の増幅率を調節するようにしても良い。また、CDS 回路 34 にアンプ機能がある場合には、CDS 回路 34 で増幅率を調節するようにしても良い。

40

【0065】

なお、上述の実施形態では、画像データを区分けした各エリア 84 で、各エリア 84 を代表する輝度値 68 を算出し、これを予め定められた基準輝度値 69 と比較して、基準輝度値 69 に最も近い輝度値 68 の画像データをエリア 84 毎に組み合わせて観察用画像データ 83 を合成するが、基準輝度値 69 の値は観察対象や状況等に応じて、ユーザが自在に設定できるように設けられていることが好ましい。また、電子内視鏡システム 11 で観

50

察を行っている最中にも、これを変更可能としてあることが好ましい。

【 0 0 6 6 】

なお、上述の実施形態では、増幅率の異なる画像データを取得するときに、低ゲイン画像データ 8 1 を取得してから高ゲイン画像データ 8 2 を取得するといったように、画像データを単位とした撮像信号の読み出しを行うが、これに限らず、画素毎に、あるいは水平ライン毎に増幅率の異なる画像データを複数読み出すようにしても良い。例えば、C M O S センサ 3 1 から撮像信号を読み出すときに、ある一つの水平ラインについて、低ゲイン撮像信号と高ゲイン撮像信号とを読み出す。そして、他の水平ラインについても同様に、水平ライン毎に、増幅率の異なる撮像信号を順に出力させるようにし、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 を同時に取得するようにしても良い。

10

【 0 0 6 7 】

なお、上述の実施形態では、観察画像合成部 6 7 は、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 の両方の画像データについて、エリア毎の輝度値が基準輝度値 6 9 に近いエリアを用いて観察用画像データ 8 3 を合成するが、これに限らず、観察画像合成部 6 7 は、低ゲイン画像データ 8 1 と高ゲイン画像データ 8 2 のうち一方の画像データを基準画像データとし、基準画像データについてのみエリア毎の輝度値を基準輝度値 6 9 との比較することにより、観察用画像データ 8 3 を合成するときに使用する最適な増幅率の画像データをエリア毎に選別するようにしても良い。

【 0 0 6 8 】

例えば、観察画像合成部 6 7 が高ゲイン画像データ 8 2 を基準画像データとして観察用画像データ 8 3 に使用する最適な増幅率の画像データを選別するときには、観察画像合成部 6 7 は、上述の実施形態と同様に高ゲイン画像データ 8 2 の各エリアの輝度値を基準輝度値 6 9 とそれぞれ比較する。そして、基準輝度値 6 9 よりも輝度値が小さいエリアでは、観察用画像データ 8 3 に高ゲイン画像データ 8 2 を使用する。一方、輝度値が基準輝度値 6 9 以上のエリアには、観察用画像データ 8 3 に低ゲイン画像データ 8 1 を使用する。

20

【 0 0 6 9 】

このように観察画像合成部 6 7 が複数の画像データのうちひとつを基準画像データとして、この基準画像データについて輝度値を基準輝度値と比較し、エリア毎に最適な増幅率の画像データを選別することで、最適な増幅率の画像データの選別と観察用画像データ 8 3 の合成をより容易に行うことができる。なお、低ゲイン画像データ 8 1 を基準とする場合も同様である。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 0 】

【図 1】電子内視鏡システムの構成を示す説明図である。

【図 2】C M O S センサの構成を示す説明図である。

【図 3】電子内視鏡システムの電氣的な構成を示すブロック図である。

【図 4】電子内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【図 5】観察用画像データを合成する様子を示す説明図である。

【符号の説明】

【 0 0 7 1 】

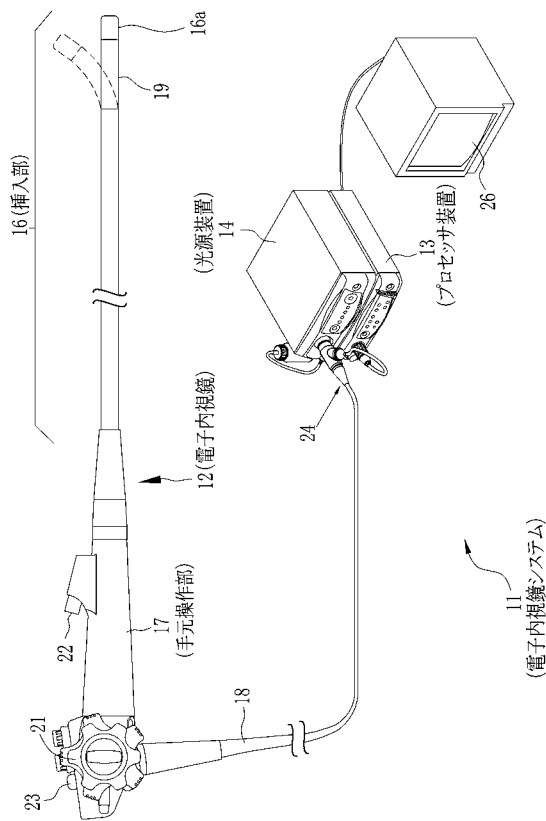
40

- 1 1 電子内視鏡システム
- 1 2 電子内視鏡
- 1 3 プロセッサ装置
- 1 4 光源装置
- 1 6 挿入部
- 1 7 手元操作部
- 1 8 ユニバーサルコード
- 1 9 湾曲部
- 2 1 アングルノブ
- 2 2 鉗子口

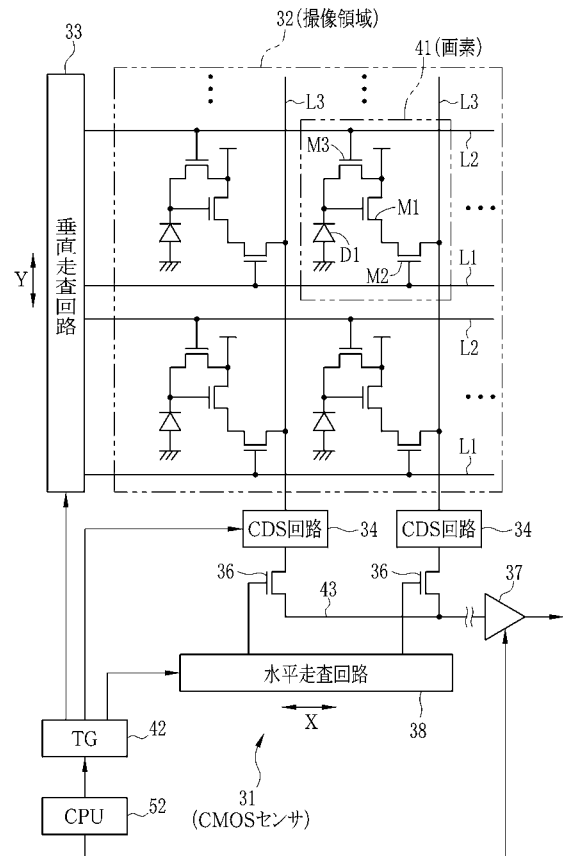
50

2 3	送気送水ボタン	
2 4	コネクタ	
2 6	モニタ	
3 1	C M O S センサ	
3 2	撮像領域	
3 3	垂直走査回路	
3 4	C D S 回路	
3 6	列選択トランジスタ	
3 7	出力回路	
3 8	水平走査回路	10
4 1	画素	
4 2	タイミングジェネレータ	
4 3	出力バスライン	
5 1	対物レンズ	
5 2	C P U	
5 3	ライトガイド	
5 4	観察窓	
5 6	照明窓	
6 1	C P U	
6 2	D S P	20
6 3	D / A 変換回路	
6 4	R A M	
6 6	エリア輝度算出部	
6 7	観察画像合成部	
6 8	エリア毎の輝度値	
6 9	基準輝度値	
7 1	C P U	
7 2	光源	
7 3	波長選択フィルタ	
7 4	集光レンズ	30
8 1	低ゲイン画像データ	
8 2	高ゲイン画像データ	
8 3	観察用画像データ	
8 4 , 8 4 a ~ i	エリア	

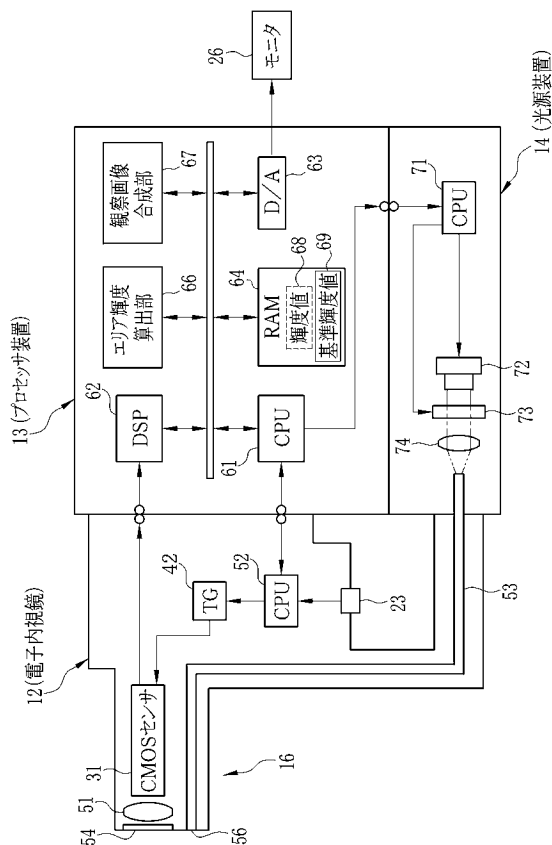
【図 1】



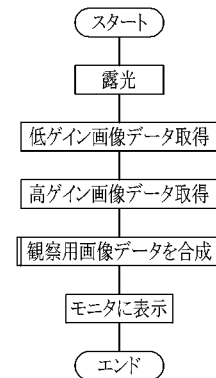
【図 2】



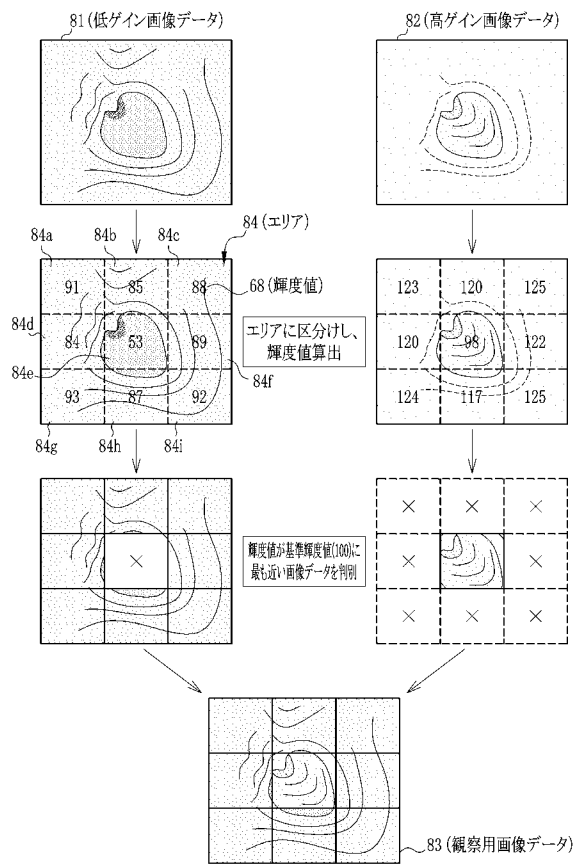
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (72)発明者 ▲高▼橋 保文
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 西田 和弘
宮城県黒川郡大和町松坂平 1 丁目 6 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 木戸 孝
宮城県黒川郡大和町松坂平 1 丁目 6 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 長谷川 博之
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 大田 恭義
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01 LL02 NN01 NN05 NN07 PP20
RR03 RR14 SS07 SS10 SS11 SS17 TT02 TT04 TT07 WW04
5C054 FC11 FE11 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010068993A	公开(公告)日	2010-04-02
申请号	JP2008239329	申请日	2008-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	遠藤安土 高松正樹 高橋保文 西田和弘 木戸孝 長谷川博之 大田恭義		
发明人	遠藤 安土 高松 正樹 ▲高▼橋 保文 西田 和弘 木戸 孝 長谷川 博之 大田 恭義		
IPC分类号	A61B1/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/04.362.A H04N7/18.M A61B1/045.610 A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP20 4C061/RR03 4C061/RR14 4C061/SS07 4C061/SS10 4C061/SS11 4C061/SS17 4C061/TT02 4C061/TT04 4C061/TT07 4C061/WW04 5C054/FC11 5C054/FE11 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP20 4C161/RR03 4C161/RR14 4C161/SS07 4C161/SS10 4C161/SS11 4C161/SS17 4C161/TT02 4C161/TT04 4C161/TT07 4C161/WW04		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP5156560B2		
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，即使使用便宜的配置，也能够轻松获得整体明亮的图像并适合观察。Z SOLUTION：电子内窥镜系统11由CMOS型图像传感器（CMOS传感器）31，CPU 52，区域亮度计算部分66和观察图像合成部分67等组成。CMOS传感器31设置在插入部分插入到物体中，并且CPU 52读取不同放大因子的成像信号两次或更多次，同时使CMOS传感器31的各个像素在CMOS传感器31曝光之后保持信号电荷。区域亮度计算部分66将各个图像数据分成多个区域，并计算表示各个区域的亮度值。观察图像合成部分67基于各个区域的亮度值来区分每个区域的最佳放大因子的图像数据，将各个图像数据按区域单位组合并组成一个用于观察的图像数据。Z

