

(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2008-142180

(P2008-142180A)

(43) 公開日 平成20年6月26日(2008.6.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 A	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)		

(21) 出願番号 特願2006-330612 (P2006-330612)
 (22) 出願日 平成18年12月7日 (2006.12.7)

(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
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 森 智洋
 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 BA09 BA10 BA11 CA04 CA06
 CA09 CA11 DA53 DA56 FA13
 GA11
 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 FF43
 FF50 GG01 HH51 JJ11 LL02
 NN01 NN05 RR02 RR22 TT01
 TT02 TT03 WW18
 最終頁に続く

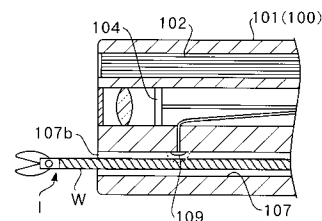
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】使用者が処置具の使用／不使用に関する情報を入力することなく適切な調光を行うことを可能とする電子内視鏡装置を提供する。

【解決手段】処置具挿通チャンネルに処置具が挿通されたかどうかを検出する処置具検出手段と、この検出結果を光源装置に送信する送信手段と、を電子内視鏡が備え、処置具検出手段の検出結果に基づいて電子内視鏡に供給する照明光の光量を調整する光量調整手段を光源装置が備える。好ましくは、処置具検出手段は、処置具挿通チャンネルの遠位端側に設けられている。さらに好ましくは、処置具検出手段は、処置具挿通チャンネルの内壁に設けられたメカニカルスイッチを有し、処置具によってメカニカルスイッチが押圧された時に処置具が挿通されたと判定される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子内視鏡と、前記電子内視鏡と接続される光源装置と、を有する電子内視鏡装置であって、

前記電子内視鏡が、処置具挿通チャンネルと、前記処置具挿通チャンネルに処置具が挿通されたかどうかを検出する処置具検出手段と、前記処置具検出手段の検出結果を前記光源装置に送信する送信手段と、を備え、

前記光源装置が、前記電子内視鏡の送信手段から受信した前記処置具検出手段の検出結果に基づいて前記電子内視鏡に供給する照明光の光量を調整する光量調整手段を備えた、ことを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記処置具検出手段は、前記処置具挿通チャンネルの遠位端側に設けられている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記処置具検出手段は、前記処置具挿通チャンネルの内壁に設けられたメカニカルスイッチを有し、該処置具によって前記メカニカルスイッチが押圧された時に、前記処置具検出手段は前記処置具挿通チャンネルに処置具が挿通されたと判定する、ことを特徴する請求項 1 又は 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光量調整手段は、前記処置具挿通チャンネルに処置具が挿通されていると前記処置具検出手段が判断した時は、前記電子内視鏡によって撮像された映像のうち、該処置具が含まれる領域を除外した領域の輝度に基づいて光量の調整を行う、ことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡と、前記電子内視鏡のライトガイドに照明光を供給する光源装置とを有する電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

主として体腔内を観察する為に使用される医療用の電子内視鏡は、電子内視鏡の挿入管先端部付近を照射する為の照明光を供給する為の光源装置と共に利用される。光ファイババンドル等のライトガイドが電子内視鏡の内部に挿通されており、このライトガイドの近位端側端面に照明光を入射させると、電子内視鏡先端部に配置されたライトガイドの遠位端側端面から照明光が放射される。ライトガイドの近位端側は電子内視鏡のコネクタ部から突出するように配置しており、電子内視鏡を光源装置に取り付けると、ライトガイドの近位端側端面は光源装置のケース内に配置されるようになっている。以下の説明では、この電子内視鏡と光源装置を電子内視鏡装置と総称する。

30

【0003】

光源装置は、通常キセノンランプ等の高出力のランプと、このランプから放射される光を集光してライトガイドの近位端側端面に入射させる為の集光レンズと、ランプとライトガイドとの間に配置され、ライトガイドに入射する光の光量を調整する為の絞りとを有する。この絞りは、電子内視鏡の先端部の周囲が所望の明るさで照明されるように自動的に開閉される。

40

【0004】

この絞りの自動制御は、電子内視鏡の先端部周囲の映像を撮像する為に設けられた固体撮像素子の出力を用いて行われる。例えば、固体撮像素子によって撮像された画像の平均の輝度を求め、その値が所定の範囲内に収まるようにフィードバック制御を行って、絞りを開閉し、光量の調整を行う。

【0005】

50

電子内視鏡の中には、生検鉗子などの処置具を挿通するための処置具挿通チャンネルを有するものがある。この処置具は表面にメッキが施された金属であるものが多く、その反射率は比較的高い。また、内視鏡による処置を行う為、処置具の、特に先端部は固体撮像素子によって撮像される範囲内に配置される必要がある。このため、処置具を用いている際に、照明光が処置具の先端で反射し、その反射光が固体撮像素子に入射してしまうことがある。これによって、画像の処置具周囲の部分が白色化する、所謂ハレーションが発生する。ハレーションが発生すると、画像の輝度値が大きく上昇する為、この状態から絞りの自動調整が行われると、必要以上に光量が絞られ、本来観察したい領域に十分な量の照明光が照射されない可能性がある。

【 0 0 0 6 】

10

このような問題を回避する為、特許文献 1 のような構成が考案されている。特許文献 1 の構成は、固体撮像素子が撮像された画像を放射状に複数の領域に分割し、そのうち処置具が含まれていることが期待される領域の輝度は絞り調整においては考慮されない、というものである。これによって、ハレーションが発生した状態であっても、十分な光量の照明光を供給することができる。

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 1 8 0 6 3 1

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献 1 の構成では、処置具が挿通されているかどうかの判断は内視鏡の使用者が行う必要があった。すなわち、使用者は、内視鏡を使用する際に処置具を使っているかどうかの情報を、内視鏡又は光源装置を操作することによって入力する必要があった。

20

【 0 0 0 8 】

本発明は上記の問題を鑑みてなされたものであり、使用者が処置具の使用 / 不使用に関する情報を入力することなく適切な調光を行うことが可能な電子内視鏡装置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】

【 0 0 0 9 】

上記の問題を解決する為、本発明の電子内視鏡装置は、処置具挿通チャンネルに処置具が挿通されたかどうかを検出する処置具検出手段と、この処置具検出手段の検出結果を光源装置に送信する送信手段と、を電子内視鏡が備え、この処置具検出手段の検出結果に基づいて電子内視鏡に供給する照明光の光量を調整する光量調整手段を光源装置が備える。

30

【 0 0 1 0 】

このように、本発明によれば処置具が挿通されているかどうかを自動的に判別可能であり、この検出結果に基づいて、処置具が挿通されている時とされていない時とで、光量調整の手法を変えることができる。

【 0 0 1 1 】

また、処置具検出手段は、例えば処置具挿通チャンネルの内壁に設けられたメカニカルスイッチを有し、処置具によってメカニカルスイッチが押圧された時に処置具検出手段は処置具挿通チャンネルに処置具が挿通されたと判定するようにしてもよい。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

以上のように、本発明によれば、使用者が処置具の使用 / 不使用に関する情報を入力することなく適切な調光を行うことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

以下、本発明の実施の形態につき図面を参照して説明する。図 1 は、本実施形態の電子内視鏡システムのブロック図を示したものである。図 1 に示されるように、本発明の電子内視鏡システム 1 は電子内視鏡 1 0 0、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 (両者を組み合わ

50

せたものを、以下電子内視鏡装置と称する)、モニタ300及びキーボード400を有する。なお、電子内視鏡用プロセッサは、電子内視鏡100のライトガイド102へ照明光を供給する為の光源装置としての機能と、電子内視鏡100の挿入管101の先端に内蔵されたCCD104が撮像した画像の映像信号を処理してモニタ300に表示可能な形式(NTSC形式のビデオ信号など)に変換するビデオプロセッサとしての機能を兼ね備える。

【0014】

電子内視鏡100の基端部はコネクタ部150となっており、このコネクタ部150を介して電子内視鏡100は電子内視鏡用プロセッサ200に接続されるようになっている。また、コネクタ部150には、CCD104を制御する為のクロックパルスを生成してCCD104に送ると共にCCD104から出力される信号を処理して電子内視鏡用プロセッサ200に送信する為のCCD制御回路155と、このCCD制御回路155を制御する、或いは電子内視鏡100の操作ボタン(図示せず)の入力結果を電子内視鏡用プロセッサ200に送信する為に使用されるマイコン154と、電子内視鏡100の各種情報(機種情報、シリアルナンバーなど)が記憶されているEEPROM152とが内蔵されている。マイコン154を介して電子内視鏡用プロセッサ200に送信可能である。

【0015】

次いで、電子内視鏡用プロセッサ200のビデオプロセッサ機能につき説明する。電子内視鏡用プロセッサ200には、CCD制御回路155から出力された映像信号を処理する為の信号処理回路234が内蔵されている。信号処理回路234は、映像信号に対応する画像に各種画像処理(ブライトネス、コントラスト、カラーバランス調整、文字情報のスーパーインポーズなど)を行い、さらにこの画像を所定の形式のビデオ信号に変換する機能を有する。本実施形態においては、信号処理回路234は、RGB分離信号、Y/C分離信号(Sビデオ又はコンポーネント信号)、コンポジットビデオ信号を生成し、これらの信号を夫々電子内視鏡用プロセッサ200のケース240の外殻に設けられたRGB端子242a、Y/C分離端子242b、コンポジットビデオ端子242cに送る。この端子のいずれか(本実施形態においてはコンポジットビデオ端子242c)にモニタ300を接続することによって、CCD104によって撮像された画像をモニタ300で観察可能となる。

【0016】

電子内視鏡100の挿入管101には、生検鉗子やカテーテル等の各種処置具を体腔内に送り込む為の処置具挿通チャンネル107が設けられている。処置具挿通チャンネル107の基端側開口107aは電子内視鏡100のハンドル部105に設けられている。処置具挿通チャンネル107の遠位端側開口107bは電子内視鏡100の挿入管101の先端に設けられている。従って、基端側開口107aから処置具をチャンネル107に挿入して先端を遠位端側開口107bから露出させることができる。ここで、遠位端側開口107bは、そこから突出する処置具の先端部がCCD104の撮像範囲内に含まれるような位置に形成されている。すなわち、処置具を使用している際はモニタ300上には処置具の先端部が表示されるので、術者は処置具の状態を観察しながら処置具を正確に操作することができる。

【0017】

本実施形態においては、CCD104は周期的(例えば1/30秒毎)に画像を撮像しており、CCD制御回路155から出力される映像信号もまた、秒間30フレームの映像信号である。このため、電子内視鏡用プロセッサ200の信号処理回路234もまた、同様のタイミングで画像信号を取り出す必要がある。このタイミングを制御するためのタイミングパルスは、タイミングコントロール232から信号処理回路200に送られるようになっている。タイミングコントロール232からのパルスは、電子内視鏡用プロセッサ200のシステムコントロール220を介してCCD制御回路155にも送られている。この結果、CCD制御回路155と信号処理回路234は同期して動作する。

【0018】

システムコントロール回路 220 は、画像処理回路 234 による画像処理の制御のみならず、キーボード 400、電子内視鏡用プロセッサ 200 のケース 240 の外殻に申し込まれたフロントパネル 246、電子内視鏡 100 の操作ボタン（不図示）の入力結果を受信する機能を有する。システムコントロール回路 220 は、これらの入力結果に応じて、各種処理を実行する。例えば、モニタ 300 に表示される画像の静止（フリーズ機能）や、スーパーインポーズ処理において表示される文字情報の変更などを行う。なお、システムコントロール回路 220 は、CPU 224、RAM 226、ROM 225 を有しており、システムコントロール回路 220 による各種処理は CPU 224 がプログラム、データなどを ROM 225 から読み出して RAM 226 に展開し、プログラムを実行することによってなされる。

10

【0019】

次いで、電子内視鏡用プロセッサ 200 の光源としての機能につき説明する。前述のように、電子内視鏡 100 にはライトガイド 102 が挿通されており、その遠位端側端面 102a は挿入管 101 の先端に配置されている。また、ライトガイド 102 の基端部はコネクタ 150 より突出して設けられており、コネクタ部 150 を電子内視鏡用プロセッサ 200 に取り付けると、ライトガイド 102 の基端側端面 102b は、電子内視鏡用プロセッサ 200 のケース 240 の内部に配置されるようになる。

【0020】

電子内視鏡用プロセッサ 200 は、光源部 210 を内蔵している。光源部 210 は、照明光を生成する為のランプ 212、このランプ 212 を点灯させる為の電力を供給するランプ電源 211、ランプ 212 によって生成された照明光をライトガイド 102 の基端側端面 102b に集光させる為の集光レンズ 214、及び集光レンズ 214 とライトガイド 102 の間に設けられている絞り 216 を有する。ランプ電源 211 の点灯 / 消灯はランプ制御部 211a によって制御される。システムコントロール 210 はこのランプ制御部 211a を制御することによってランプ 212 の点灯 / 消灯を制御することができる。

20

【0021】

また、絞り 216 はモータ 218 と接続されており、このモータ 218 によって絞り 216 の開度を調整することができる。モータ 218 はステッピングモータであり、モータドライバ 217 が生成するパルスによって駆動されるようになっている。さらに、このモータドライバ 217 は、システムコントロール回路 220 によって制御されるようになっている。従って、システムコントロール回路 220 は、電子内視鏡 100 の挿入管 101 の先端に配置されたライトガイド 102 の遠位端側端面 102a から放射されて、挿入管 101 の先端部の周囲を照射する為の照明光の光量を調整することができる。

30

【0022】

照明光の調整は、術者がフロントパネル 246 など进行操作することによって調整することも可能であるが、一般には CCD 制御回路 155 から送信される映像信号に含まれる画像の明るさに基づいて、自動的に行われる。この自動調光機能につき、以下説明する。

【0023】

信号処理回路 234 は CCD 制御回路 155 からの映像信号をビデオ信号に変換するに当たって、1 フレーム分の画像を一旦デジタルデータに変換している。本実施形態においては、CCD 104 は 512×512 ピクセルのカラー画像を撮像可能であるので、デジタルデータは水平座標 x と垂直座標 y とを引数とする、RGB 各色の輝度値の関数 $R(x, y)$ 、 $G(x, y)$ 、 $B(x, y)$ ($0 \leq x \leq 511$, $0 \leq y \leq 511$) で表現される。

40

【0024】

信号処理回路 234 は、この $R(x, y)$ 、 $G(x, y)$ 、 $B(x, y)$ の値を所定の演算式（後述）に代入して、照明光調整用参照値 V を演算するようになっている。この参照値は、画像全体の明るさを代表する値である。参照値 V はシステムコントロール回路 220 に送信される。システムコントロール回路 220 は、この参照値 V が所定の範囲内に収まるように、モータドライバ 217 を制御して光量の調整を行う。すなわち、絞り 2

50

16の開度を制御して光量を変化させると、それに応じて信号処理回路234から送信される参照値Vの値も変化する為、フィードバック制御によって参照値Vが所定の範囲内に収まるようにする。

【0025】

本実施形態においては、前述のように電子内視鏡100を処置具と共に使用することが可能となっている。処置具は一般に金属製であるので、照明光が処置具の先端で反射してCCD104に入射すると、処置具の周囲の輝度が極端に高くなる、所謂ハレーションが発生する。このため、参照値Vは、このハレーションの影響を考慮して演算する必要がある。

【0026】

本実施形態においては、処置具が使用されている時に、処置具が撮像されうる領域（すなわち、ハレーションが発生しうる領域）を予め実験などによって求め、処置具が使用されている時はこの領域内の画素の輝度値は参照値Vの演算時に考慮しないようになっている。

【0027】

本実施形態においては、図2に示すように、CCD104によって撮像される画像を左上領域A1、右上領域A2、左下領域A3、右下領域A4、及び中央領域A5に5分割している。領域A1～A5の座標は数1のように定義されている。

【0028】

【数1】

A1: $0 \leq x \leq 255$ 且つ $0 \leq y \leq 127$ 、及び $0 \leq x \leq 127$ 且つ $128 \leq y \leq 255$

A2: $256 \leq x \leq 511$ 且つ $0 \leq y \leq 127$ 、及び $384 \leq x \leq 511$ 且つ $128 \leq y \leq 255$

A3: $0 \leq x \leq 127$ 且つ $256 \leq y \leq 383$ 、及び $0 \leq x \leq 255$ 且つ $384 \leq y \leq 511$

A4: $384 \leq x \leq 511$ 且つ $256 \leq y \leq 383$ 、及び $256 \leq x \leq 511$ 且つ $384 \leq y \leq 511$

A5: $128 \leq x \leq 383$ 且つ $128 \leq y \leq 383$

【0029】

本実施形態においては、信号処理回路234は数2に基づいて領域A1～A5各々の合計輝度値B1～B5を求め、これをシステムコントロール220に送信する。システムコントロール220はこの合計輝度値B1～B5から参照値Vを求める。

【0030】

10

20

30

【数 2】

$$B1 = \sum_{x=0}^{255} \sum_{y=0}^{127} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3 + \sum_{x=0}^{127} \sum_{y=128}^{255} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3$$

$$B2 = \sum_{x=256}^{511} \sum_{y=0}^{127} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3 + \sum_{x=384}^{511} \sum_{y=128}^{255} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3$$

$$B3 = \sum_{x=0}^{127} \sum_{y=256}^{383} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3 + \sum_{x=0}^{255} \sum_{y=384}^{511} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3$$

10

$$B4 = \sum_{x=384}^{511} \sum_{y=256}^{383} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3 + \sum_{x=256}^{511} \sum_{y=384}^{511} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3$$

$$B5 = \sum_{x=128}^{383} \sum_{y=128}^{383} (R(x, y) + G(x, y) + B(x, y))/3$$

20

【0 0 3 1】

処置具が使用されていない時は、参照値 V は数 3 によって演算される。

【0 0 3 2】

【数 3】

$$V = \frac{(B1 + B2 + B3 + B4) \times 0.8 + B5 \times 1.2}{512 \times 512}$$

【0 0 3 3】

30

すなわち、処置具が使用されていない時の参照値 V は、領域 A 1 ~ A 4 の各画素の輝度を係数 0.8 で重み付けし、且つ領域 A 5 の各画素の輝度を係数 1.2 で重み付けし、これらの平均値をとったものである。一般に中央領域 A 5 には、患部などの関心領域が含まれることが多い為、本実施形態においては、中央領域 A 5 の各画素の輝度に大きな重み付け係数をかけ、それ以外の領域 A 1 ~ A 4 の各画素の輝度には小さな重み付け係数を掛けることによって、関心領域が所望の明るさとなるような参照値 V を算出している。なお、本実施形態においては領域 A 1 ~ A 4 の各画素に掛けられる重み付け係数の値は同じであるが、領域ごとに異なる重み付け係数を使用する構成としてもよい。

【0 0 3 4】

また、処置具が使用されていない時の参照値 V は、数 4 によって演算される。

40

【0 0 3 5】

【数 4】

$$V = \frac{(B1 + B2 + B4) \times 0.8 + B5 \times 1.2}{(256 \times 128 + 128 \times 128) \times 3 + 256 \times 256}$$

【0 0 3 6】

すなわち、処置具を使用している時の参照値 V は、領域 A 1、A 2、A 4 の各画素の輝度を係数 0.8 で重み付けし、領域 A 3 の各画素の輝度を係数 0.2 で重み付けし、且つ

50

領域 A 5 の各画素の輝度を係数 1 . 2 で重み付けし、これらの平均値をとったものである。本実施形態においては、処置具の先端部は主として左下領域 A 3 のみに表示されることが予め判明しているため、処置具を使用している時は、左下領域 A 3 に属する画素の輝度は参照値 V を求める差異に考慮されないようになっている。

【 0 0 3 7 】

以上のように、数 2 ~ 4 を用いて参照値 V を演算し、これに基づいて調光を行うと、ハレーションの有無に関わらず、適切な調光が行われるようになる。

【 0 0 3 8 】

本実施形態においては、処置具が使用されているかどうかを自動的に判別できるようになっている。その構成に付き以下説明する。図 3 は、電子内視鏡 1 0 0 の挿入管 1 0 1 の先端部の断面図である。図 3 に示されているように、処置具挿通チャンネル 1 0 7 の遠位端部 1 0 7 b の付近の内周には、処置具検出スイッチ 1 0 9 が設けられている。処置具検出スイッチ 1 0 9 はボタン形のメカニカルスイッチであり、処置具（図 3 においては生検鉗子）I を処置具挿通チャンネル 1 0 7 に通して、その先端部をチャンネルの遠位端部 1 0 7 b から突出させると、処置具 I の操作ワイヤ W によって処置具検出スイッチ 1 0 9 が押し込まれる。処置具検出スイッチ 1 0 9 はケーブルを介してマイコン 1 5 4（図 1）に接続されており、マイコン 1 5 4 は処置具検出スイッチ 1 0 9 が押し込まれているかどうかを電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 のシステムコントロール 2 2 0 に送信することができる。システムコントロール 2 2 0 は受信した処置具検出スイッチ 1 0 9 の検出結果に基づいて、参照値 V を演算する際に数 3 と数 4 のいずれを使用するのかを判別している。

【 0 0 3 9 】

以上のように、本実施形態においては、処置具検出スイッチ 1 0 9 によって、処置具が使用されているかどうかを自動的に判別し、この判別結果に基づいて光量の調整を行う。このため、処置具の使用によるハレーションの有無に関わらず、適切な調光が可能となる。

【 0 0 4 0 】

なお、本実施形態においては、メカニカルスイッチによって処置具を検出しているが、光学センサや近接センサ等の非接触形のセンサを用いて処置具を検出する構成としてもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 1 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態の電子内視鏡システムのブロック図である。

【 図 2 】 本発明の実施の形態において、5 つの領域に分割された撮像画像を示したものである。

【 図 3 】 本発明の実施の形態の電子内視鏡の挿入管の先端部の断面図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 2 】

1	電子内視鏡システム
1 0 0	電子内視鏡
1 0 1	挿入管
1 0 2	ライトガイド
1 0 4	C C D
1 0 7	処置具挿通チャンネル
1 0 9	処置具検出スイッチ
1 5 0	コネクタ部
1 5 5	C C D 制御回路
2 0 0	電子内視鏡用プロセッサ
2 1 0	光源部
2 1 2	ランプ
2 1 6	絞り

10

20

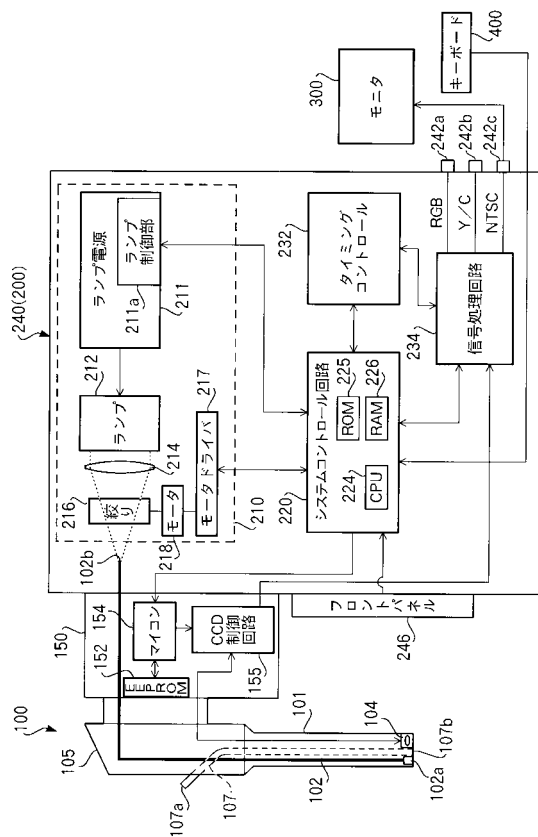
30

40

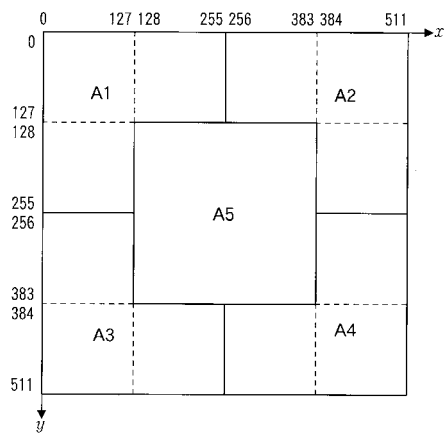
50

- | | |
|-------|------------|
| 2 1 8 | モータ |
| 2 2 0 | システムコントロール |
| 2 3 4 | 信号処理回路 |
| 3 0 0 | モニタ |
| I | 処置具 |
| W | ワイヤ |

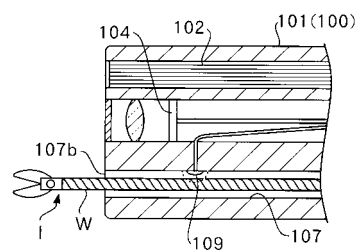
【 圖 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5C054 AA05 CB03 CC02 DA08 EA01 HA12

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2008142180A	公开(公告)日	2008-06-26
申请号	JP2006330612	申请日	2006-12-07
[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	森智洋		
发明人	森 智洋		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.334.A A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/018.511 A61B1/018.513 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA10 2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/DA53 2H040/DA56 2H040/FA13 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF43 4C061/FF50 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/TT01 4C061/TT02 4C061/TT03 4C061/WW18 5C054/AA05 5C054/CB03 5C054/CC02 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF43 4C161/FF50 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/TT03 4C161/WW18		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜设备，该电子内窥镜设备使用户能够进行适当的光控制，而无需输入关于使用/不使用治疗工具的信息。一种电子内窥镜，包括：处理器具检测单元，其检测是否通过处理器具插入通道插入了处理器具；以及传输单元，其将检测结果传输至光源装置；并且，提供了光源装置检测单元。光源装置包括光量调节装置，该光量调节装置用于基于检测结果调节提供给电子内窥镜的照明光的光量。优选地，处置器械检测装置设置在处置器械插入通道的远端侧。更优选地，治疗仪检测装置具有设置在治疗仪插入通道的内壁上的机械开关，并且当通过治疗仪按压机械开关时确定插入了治疗仪。[选择图]图3

