

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 93334

(P2003 - 93334A)

(43)公開日 平成15年4月2日(2003.4.2)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 1/00	332	A 6 1 B 1/00	332 A 2 H 0 4 0
	300		300 D 4 C 0 6 1
1/06		1/06	A 5 C 0 2 4
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A
23/26		23/26	B

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 293919(P2001 - 293919)

(22)出願日 平成13年9月26日(2001.9.26)

(71)出願人 000005430

富士写真光機株式会社

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地

(72)発明者 荒井 薫

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内

(72)発明者 和田 裕司

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内

(74)代理人 100095957

弁理士 亀谷 美明 (外2名)

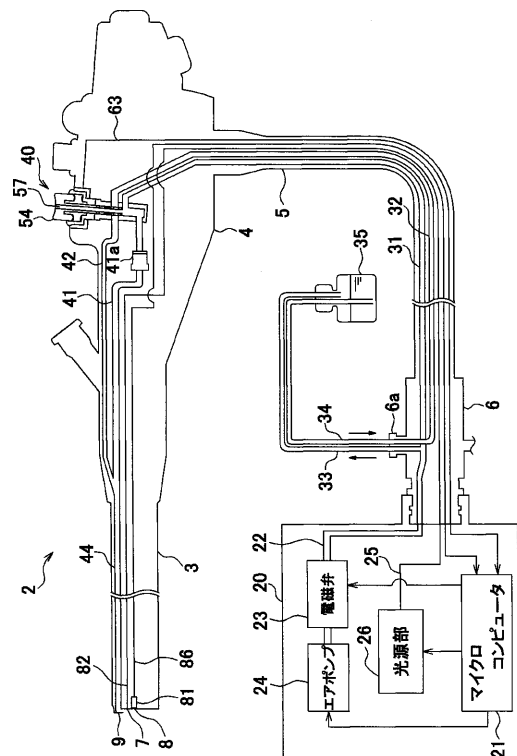
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡の制御システム

(57)【要約】

【課題】 体腔内への急激な送気を確実に防止でき、臓器への負担を防止する。

【解決手段】 内視鏡2の挿入部3の先端から観察対象部を照明しその反射光を固体撮像素子81により受光して輝度を検出し、この輝度に応じて絞り部26bを制御することにより照明光の光量を制御し、絞り開度検出器26dにより絞り部の絞り開度を検出し、その絞り開度に応じて観察対象部にエアを送込む送気量を変化させることにより、自動的に送気量を制御する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 内視鏡の挿入部の先端から観察対象部を照明しその反射光を受光手段により受光して輝度を検出し、この輝度に応じて照明光の光量を制御する照明制御手段と、前記観察対象部に気体を送込む送気手段とを備えた内視鏡の制御システムであって、前記照明制御手段の制御による照明光の光量の変化に応じて前記送気手段による送気量を変化させる送気制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡の制御システム。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の内視鏡の制御システムであって、前記照明制御手段は、検出した輝度が目標輝度になるように照明光の光量を制御し、前記送気制御手段は、前記照明制御手段が照明光の光量を少なくするに連れて前記送気手段による送気量を少なくし、前記照明制御手段が照明光の光量を多くするに連れて前記送気手段による送気量を多くするようにしたことを特徴とする内視鏡の制御システム。

【請求項 3】 請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡の制御システムであって、前記照明制御手段は、絞り手段により光源からの照明光の光量を制御し、前記送気制御手段は、前記絞り手段の絞り開度を検出することにより照明光の光量の変化を検出し、検出した絞り開度に応じて前記送気手段による送気量を制御することを特徴とする内視鏡の制御システム。

【請求項 4】 内視鏡の挿入部の先端から観察対象部を照明しその反射光を撮像素子により受光して輝度を検出し、この輝度に応じて前記撮像素子の蓄積電荷量を電荷の蓄積時間に基づいて制御する電子シャッタ手段と、前記観察対象部に気体を送込む送気手段とを備えた内視鏡の制御システムであって、前記電子シャッタ手段による前記撮像素子の電荷の蓄積時間の変化に応じて前記送気手段による送気量を変化させる送気制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡の制御システム。

【請求項 5】 請求項 4 に記載の内視鏡の制御システムであって、前記電子シャッタ手段は、前記撮像素子から取込む画像の輝度が目標輝度となるように電荷の蓄積時間を制御し、前記送気制御手段は、前記電子シャッタ手段が前記撮像素子の電荷の蓄積時間を短くするに連れて前記送気手段による送気量を少なくし、前記電子シャッタ手段が前記撮像素子の電荷の蓄積時間を長くするに連れて前記送気手段による送気量を多くするようにしたことを特徴とする内視鏡の制御システム。

【請求項 6】 請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡の制御システムであって、操作ボタンの操作に基づいて前記送気制御手段による送気制御を中止して通常の送気量にする送気制御中止手段を設けたことを特徴とする内視鏡の制御システム。

【請求項 7】 請求項 6 に記載の内視鏡の制御システムであって、前記送気制御中止手段は、前記内視鏡の挿入部の先端へ送水を行う送水ボタンの操作に基づいて前記

送気制御手段による送気制御を中止することを特徴とする内視鏡の制御システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療用として用いられる内視鏡において体腔内部に気体を供給等するための内視鏡の制御システムに関する。

【0002】

【従来技術】内視鏡は、主に操作部とこの操作部に連結され体内に挿入される可撓性を有する挿入部から構成される。この挿入部は操作部に連結された可撓性を有する軟性部、この軟性部の先端側に連結された屈曲自在な湾曲部、この湾曲部の先端に連結された先端部から構成される。

【0003】この先端部には、照明窓、観察窓が設けられており、光源からの照明光を照明窓より照射して体腔内の観察対象物を照明し、照明窓より体腔内の観察対象部を照明し、観察窓から入射した観察対象部を CCD (Charge Coupled Device) などの撮像素子で撮像するようになっている。また、内視鏡には、体腔内に空気 (エア) を供給して体腔を膨らませて観察視野を確保するため、上記先端部に設けた流体供給ノズルから体腔内に向けて空気を供給する送気機構が設けられている。

【0004】この送気機構は、一般に操作部に設けた送気バルブを有し、この送気バルブには、一端がエアポンプなどの圧気源に接続した給気流路が接続されると共に先端部の流体供給ノズルへ連通する送気流路が接続されている。そして、送気バルブを操作することにより給気流路と送気流路との間が連通するようになっている。この送気バルブには、上記給気流路と送気流路を大気に連通させる大気開放路が穿設されている。

【0005】上記送気バルブに手指等を触れない状態では、給気流路と送気流路とは連通しているが、同時に大気開放路も開いているので、エアポンプからのエアは給気流路及び大気開放路を介して大気に開放され、送気流路には圧力が生じない、大気開放状態にある。

【0006】また、手指等で上記送気バルブの大気開放路を塞ぐと、送気流路に圧力が生じて、給気流路から送気流路を介して流体供給ノズルへ加圧エアが供給される、送気状態となる。

【0007】従来、体腔内へ供給する送気量の調整は手指等により上記送気バルブの大気開放路の塞ぎ具合を調整することにより行っていた。すなわち、手指等により上記送気バルブの大気開放路を完全に塞ぐと、エアポンプからのエアは大気開放路へ開放されないため、送気流路に最も大きな圧力が生じ、エアポンプからのエアの送気量は最も大きくなる。そして、手指等により上記送気バルブの大気開放路を徐々に開放していくと、それに応じてエアポンプからのエアは大気開放路を介して大気へ漏れる量が増すので、送気流路に生じる圧力も低くな

り、エアポンプからのエアの送気量を少なくさせることができる。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかし、このように従来は、体腔内へエアを供給する送気量の調整は、専ら内視鏡の操作を行う術者の手指等により、上記送気バルブの大気開放路の塞ぎ具合を調整するようになっていたため、例えば容量の小さい臓器を観察する場合などにおいて術者の操作によっては急激な送気が生じ、臓器へ負担がかかる虞がある。

【0009】そこで、本発明は、このような問題に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、体腔内への急激な送気を確実に防止でき、臓器への負担を軽減できる内視鏡の制御システムを提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、本発明のある観点によれば、内視鏡の挿入部の先端から観察対象部を照明しその反射光を受光手段により受光して輝度を検出し、この輝度に応じて照明光の光量を制御する照明制御手段と、前記内視鏡の操作部からの操
20 作に基づいて前記観察対象部に気体を送込む送気手段とを備えた内視鏡の制御システムであって、前記照明制御手段による照明光の光量の変化に応じて前記送気手段による送気量を変化させる送気制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡の制御システムが提供される。本発明は、照明制御手段が観察対象部と挿入部の先端との距離に応じて照明光の光量を制御することに着目し、照明光の光量の変化に応じて送気手段による送気量を変化させるようにしたものである。

【0011】例えば前記照明制御手段は、検出した輝度
30 が高くなるに連れて絞り手段などにより照明光の光量を少なくし、検出した輝度が低くなるに連れて照明光の光量を多くして、目標輝度になるように照明光の光量を制御し、前記送気制御手段は、絞り開度を検出することなどにより照明光の光量の変化を検知し、前記照明制御手段が照明光の光量を少なくするに連れて前記送気手段による送気量を少なくし、前記照明制御手段が照明光の光量を多くするに連れて前記送気手段による送気量を多くすることにより、例えば送気バルブの塞ぎ具合による送
40 気量の手動調整など内視鏡の操作部 4 からの操作に関わらず、観察対象部と挿入部の先端との距離に応じて徐々に送気量が自動的に制御されるので、体腔内への急激な送気を確実に防止でき、臓器への負担を軽減できる。

【0012】特に、前記照明制御手段において、例えば
検出した輝度と目標輝度との差に応じて照明光の光量を制御するなど、検出した輝度が目標輝度になるように制御するため、挿入部の先端が急に観察対象部に近づけられた場合には輝度が急に大きくなり輝度の目標輝度との差も大きくなるので、絞り開度も急に小さくなって照明
50 光の光量が絞られることから、この絞り開度に応じて送

気量も急に大幅ダウンする。これにより、急に観察対象部に近づけられた場合でも体腔内への急激な送気を確実に防止することができる。

【0013】上記課題を解決するために、本発明の別の観点によれば、内視鏡の挿入部の先端から観察対象部を照明しその反射光を撮像素子により受光して輝度を検出し、この輝度に応じて前記撮像素子の蓄積電荷量を電荷の蓄積時間に基づいて制御することにより前記撮像素子から取込む画像の輝度が目標輝度となるように調整する
10 電子シャッタ手段と、前記内視鏡の操作部からの操作に基づいて前記観察対象部に気体を送込む送気手段とを備えた内視鏡の制御システムであって、前記電子シャッタ手段による前記撮像素子の電荷の蓄積時間の変化に応じて前記送気手段による送気量を変化させる送気制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡の制御システムが提供される。本発明は、電子シャッタ手段が観察対象部と挿入部の先端との距離に応じて撮像素子による電荷の蓄積時間を制御することに着目し、電荷の蓄積時間の変化に応じて送気手段による送気量を変化させるようにしたものである。

【0014】例えば、前記電子シャッタ手段は、前記撮
像素子から取込む画像の輝度が目標輝度となるように電荷の蓄積時間を制御し、前記送気制御手段は、前記電子シャッタ手段が前記撮像素子の電荷の蓄積時間を短くするに連れて前記送気手段による送気量を少なくし、前記
電子シャッタ手段が前記撮像素子の電荷の蓄積時間を長くするに連れて前記送気手段による送気量を多くすることにより、送気バルブの塞ぎ具合による送気量の手動調整に関わらず、観察対象部と挿入部の先端との距離に
30 応じて徐々に送気量が自動的に制御されるので、体腔内への急激な送気を確実に防止でき、臓器への負担を軽減できる。

【0015】特に、前記電子シャッタ手段において、例
えば検出した輝度と目標輝度との差に応じて電荷の蓄積時間を制御するなど、取込む画像の輝度が目標輝度になるように制御するため、例えば検出した輝度と目標輝度との差に応じて電荷の蓄積時間を制御するようにすれば、挿入部の先端が急に観察対象部に近づけられた場合には輝度が急に大きくなり輝度の目標輝度との差も大きくなるので、電荷の蓄積時間も急に小さくなるため、この電荷の蓄積時間に応じて送気量も急に大幅ダウンする。これにより、急に観察対象部に近づけられた場合でも体腔内への急激な送気を確実に防止することができる。

【0016】また、例えば送水ボタンなどの操作ボタ
ンの操作に基づいて前記送気制御手段による送気制御を中止して送気量を固定しておく通常の送気量にすることにより、送気量を固定するモードと送気量を可変するモードとの切換を容易に行うことができる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第 1 の実施の形態を図 1 ないし図 11 を参照して説明する。図 1 に医療用等として用いられる内視鏡の制御システムの全体構成を示す。この制御システムは、内視鏡 2 とこの内視鏡を接続するプロセッサ装置 20 とから構成される。また、この内視鏡 2 は、大別すると、体腔内に挿入される挿入部 3 と、この挿入部 3 の基端部が連設される本体操作部 4 と、この本体操作部 4 から引出されたユニバーサルコード部 5 とからなる。このユニバーサルコード部 5 の端部にはコネクタ 6 が設けられ、ユニバーサルコード部 5 はコネクタ 6 によりプロセッサ装置 20 に接続される。

【0018】上記挿入部 3 の先端には照明窓 7、観察窓 8 が設けられ、またこの観察窓 8 に向けて洗浄流体を供給するための流体ノズルとしての送気送水ノズル 9 が設けられている。内視鏡 2 は、送気送水ノズル 9 に、加圧エアを供給するための送気手段と洗浄水を供給するための送水手段とを兼ねた送気送水手段を備えている。

【0019】上記プロセッサ装置 20 は、制御部本体を構成する CPU (中央処理装置)、この CPU が各部を制御するためのプログラムデータ等を格納した ROM (リード・オンリ・メモリ)、CPU が行う各種データ処理のために使用されるメモリエリア等を設けた RAM (ランダム・アクセス・メモリ) など有するマイクロコンピュータ 21 を備える。また、プロセッサ装置 20 は、加圧エア供給配管 22 に電磁弁 23 を介して接続したエアポンプ 24、ライトガイド 25 に照明光を供給する光源部 26 を備える。

【0020】次に、上記送気送水手段の構成について説明する。内視鏡 2 におけるユニバーサルコード部 5 には、加圧エアを供給する給気流路 31 及び洗浄水を供給する給水流路 32 が挿通されている。給気流路 31 はコネクタ 6 において分岐しており、一方の分岐部はプロセッサ装置 20 の加圧エア供給配管 22 に脱着可能に接続され、他方の分岐部は、コネクタ 6 に設けられたプラグ 6a により加圧配管 33 に脱着可能に接続している。また、給水流路 32 はプラグ 6a により給水配管 34 に脱着可能に接続されている。

【0021】上記加圧配管 33 及び給水配管 34 は給水タンク 35 に接続している。ここで、給水タンク 35 は給水のために独立の駆動源を持つてはならず、エアポンプ 24 から加圧エア供給配管 22 及び加圧配管 33 を介して供給される加圧エアにより液面を加圧し、この液面に対する加圧力により洗浄水を給水配管 34 に圧送するように構成されている。

【0022】上記給気流路 31 及び給水流路 32 は、本体操作部 4 にまで延在されこの本体操作部 4 に設けられた送気送水バルブ 40 に接続されている。また、送気送水バルブ 40 には、送気流路 41 及び送水流路 42 が接続されている。この送気送水バルブ 40 の操作により、給気流路 31 と送気流路 41 との間及び給水流路 32 と

送水流路 42 との間を連通・遮断させることができる。送気流路 41 には送気送水バルブ 40 近傍に、洗浄水の逆流を防止するための逆止弁 41a が設けられている。

【0023】上記送気流路 41 及び送水流路 42 は挿入部 3 内に延在されている。そして、この挿入部 3 の先端近傍位置で両流路 41、42 は合流せしめられて、合流流路 44 となっている。この合流流路 44 の他端が上記送気送水ノズル 9 に接続されている。

【0024】上記送気送水バルブ 40 の具体的な構成を図 2 及び図 3 に示す。送気送水バルブ 40 は、大別すると、バルブケーシング 52、弁本体 53 と一体化された操作ボタン 54 から構成され、このバルブケーシング 52 に上述の給気流路 31、給水流路 32、送気流路 41、送水流路 42 が接続されている。

【0025】上記操作ボタン 54 の弁本体 53 は、操作ボタン 54 が押下されたときに、給水流路 32 と送水流路 42 とを連通する洗浄液通路 55 が形成されている。また、上記操作ボタン 54 には大気連通路 56 が形成されている。この大気連通路 56 は操作ボタン 54 の上面において大気開放口 57 として開口している。

【0026】操作ボタン 54 は図示しない復帰ばねの作用によってバルブケーシング 52 から突出する方向に付勢されている。図 2 に示す状態では、給水流路 32 と送水流路 42 との間は遮断されるが、給気流路 31 と送気流路 41 との間は連通される。この場合、操作ボタン 54 に手指 70 等を触れない状態では、大気開放口 57 も開いているので、エアポンプ 24 からエアは給気流路 31、大気連通路 56 及び大気開放口 57 を介して大気に開放され、送気流路 41 には圧力が生じない、大気開放状態にある。

【0027】また、手指 70 等で操作ボタン 54 の大気開放口 57 を塞ぐと、送気流路 41 に圧力が生じて、給気流路 31 から送気流路 41 を介して送気送水ノズル 9 へ加圧エアが供給される、送気状態となる (図 2 に示す状態)。

【0028】上記操作ボタン 54 が図示しない復帰ばねの付勢力に抗して押下されると、図 3 に示すように給気流路 31 は遮断されるが、弁本体 53 の洗浄液通路 55 により給水流路 32 と送水流路 42 とが連通され、洗浄液を供給できる状態となる。

【0029】上記操作ボタン 54 にはスカート部 58 が形成され、操作ボタン 54 が押下されることにより、このスカート部 58 はバルブケーシング 52 の段差部 59 に当接するようになっている。このバルブケーシング 52 の段差部 59、スカート部 58 の当接部にはそれぞれ接点 61、62 が取付けられており、これら接点 61、62 は送水切換検出部を構成する。上記各接点 61 はそれぞれリード線 63 に接続され、これらのリード線 63 は途中で一本に束ねられて図 1 に示すようにコネクタ 6 を介してマイクロコンピュータ 21 に接続されている。

操作ボタン54が押下されると接点61, 62が当接し導通する。これにより、マイクロコンピュータ21は送水切換を検出できる。従って、上記操作ボタン54は送水ボタンの機能も兼ね備える。

【0030】次に、内視鏡2に内蔵された照明制御手段について図1を参照しながら説明する。挿入部3の先端に設けられた上記照明窓7には図示しない照明用レンズなどの照明系が、また上記観察窓8には対物レンズなどの観察系がそれぞれ装着されている。上記照明系として、照明窓に装着した照明用レンズに対面するように設けられ、多数の極細の光ファイバで形成したライトガイド82を有する。このライトガイド82は、挿入部3から本体操作部4を経てユニバーサルコード部5内に延在されており、プロセッサ装置20のライトガイド25にコネクタ6を介して脱着可能に接続される。プロセッサ装置20には上述したように、光源部26が設けられ、光源部26はライトガイド25及び82を介して照明窓7へ照明光を供給する。

【0031】また、上記観察系として、観察窓8における対物レンズの結像位置に受光手段としての固体撮像素子81を設け、この固体撮像素子81からの信号ケーブル86は、挿入部3及び本体操作部4を介してユニバーサルコード部5内に延在されて、コネクタ6を介してプロセッサ装置20のマイクロコンピュータ21に接続される。なお、信号ケーブル86には後述するAGC・A/D・DSP(図1では省略)が介在している。この観察系により、観察対象部からの反射光は観察窓8から取込まれ、固体撮像素子81を介して画像信号としてマイクロコンピュータ21に入力される。

【0032】上記光源部26は、具体的には、図4に示すように光源を構成する照明ランプ26a、照明ランプ26aからの光量を調整する絞り手段としての絞り部26b、この絞り部26bをマイクロコンピュータ21からの制御により駆動する例えばステッピングモータで構成されたモータ26c、上記絞り部26bの絞り開度を検出する絞り開度検出手段としての絞り開度検出器26dを備える。その他、図示しない集光レンズなどを備える。

【0033】上記絞り部26bは例えば図5に示すように、扇状の絞り羽根84が軸85を中心にステッピングモータ26cにより回転するように構成するとともに、絞り開度検出器26dは例えばポテンショメータ、ロータリーエンコーダなどで構成する。絞り羽根84の回転状態をこの絞り開度検出器26dの電圧の変化で捉えるものであり、絞り開度検出器26dは絞り羽根84の回転位置である絞り開度を検出電圧値として出力し、図示しないA/D変換器を介してマイクロコンピュータ21へ出力するようになっている。これにより、マイクロコンピュータ21は、絞り部26bの絞り開度を検知できる。

【0034】また、図4は上記固体撮像素子として例えばCCD81を使用した場合であり、このCCD81には画像信号にゲインを与える自動利得制御(AGC; Automatic Gain Control)回路81aが接続され、このAGC回路81aにA/D変換器81bを介してデジタル信号プロセッサ(DSP; Digital Signal Processor)81cが接続される。このDSP81cでは、画像信号から例えば輝度信号の他、図示しない色差信号を形成し、ガンマ処理等の各種の処理をする回路を有する。

【0035】上記マイクロコンピュータ21は、輝度レベルの変動に応じて上記絞り部26bの絞り開度を制御することにより、照明窓7からの照明光の光量を画像が所望の明るさになるように調整する、図6に示すようなオートアイリス制御(ALC制御)を行うようになっている。

【0036】すなわち、マイクロコンピュータ21は先ずST1にて観察系の固体撮像素子81からの画像信号に基づいて画像信号の輝度レベルを検出する。具体的には固体撮像素子81からの画像信号に基づいてDSP81cから出力された輝度信号により輝度レベルを検出する。

【0037】続いて、ST2にて検出した輝度が目標値以上か否かを判断する。ST2にて検出した輝度が目標値以上の場合は、ST3にて光源部26の絞り部26bを制御して検出した輝度とその目標値との差に応じた分だけ照明ランプ26aからの光量を減少させてST1の処理に戻る。また、ST2にて検出した輝度が目標値以上でない判断した場合は、ST4にて光源部26の絞り部26bを制御して検出した輝度とその目標値との差に応じた分だけ照明ランプ26aからの光量を増加させてST1の処理に戻る。この場合の絞り部26bの絞り開度とモータ26cへ出力するパルス数との関係は図8に示すようになる。

【0038】こうして、照明光の光量は検出された輝度と目標値との差に応じて絞り部26bの制御により減少又は増加され、輝度が目標値になるように調整され保持される。すなわち、挿入部3の先端が観察対象部に近づくとき画像は明るくなり輝度が高くなるので、照明光の光量は少なくなるように制御される。これに対して挿入部3の先端が観察対象部に遠のくと、画像は暗くなり輝度が低くなるので、照明光の光量は多くなるように制御される。なお、上記輝度の目標値(画像の明るさ)は例えばプロセッサ装置20に設けられた操作パネル等により変更できるようにしてもよい。

【0039】また、マイクロコンピュータ21は、図7に示すような送気等の制御を行うようになっている。すなわち、マイクロコンピュータ21は、ST11にて送水ボタンが押されたか否かを判断する。具体的には、送水ボタンを兼ねる操作ボタン54が押下され接点61, 62が当接することにより送水切換を検出したか否かを

判断する。ST11にて送水ボタンが押されていない（送水切換を検出していない）と判断した場合はST12にて絞り部26bの絞り開度を絞り開度検出器26dからの検出電圧に基づいて検出する。

【0040】続いて、ST13にてST12で検出された絞り開度に応じて電磁弁23を制御して送気量を制御する（送気制御手段）。絞り開度が小さくなるに連れて挿入部3の先端に送るエアの送気量を少なくしていき、絞り開度が大きくなるに連れて挿入部3の先端に送るエアの送気量を多くしていく。例えば絞り開度と送気量とは図9に示すような比例するように制御する。ここでは1例として絞り開度が最も高いとき送気量が最大、絞り開度が最も低いとき送気量が最小になるようにしている。

【0041】上記ST11にて送水ボタンが押された（送水切換を検出した）と判断した場合はST14にて送水を開始し、ST15にて絞り開度に応じた送気制御を中止して通常の送気量にする（送気制御中止手段）。なお、上記ST13、ST15の処理後はST11の処理に戻る。

【0042】このような構成の本発明の実施の形態では、観察対象部と挿入部3の先端との距離に応じて、観察窓8から取入れられる画像の輝度が変化するため、これに応じてALC制御により絞り部26bの絞り開度を調整して照明光の光量を調整することに着目し、絞り開度検出器26dにより絞り部26bの絞り開度を検出しこの絞り開度に応じて挿入部3の先端に送るエアの送気量を制御する。

【0043】具体的には、挿入部3の先端が観察対象部に近づけられるに連れて輝度が高くなるので、ALC制御により絞り開度が小さくなり照明光の光量が少なくなる。このため、絞り開度が小さくなるに連れて挿入部3の先端に送るエアの送気量を少なくしていく。これに対して、挿入部3の先端が観察対象部から遠のけられるに連れて輝度が低くなるので、ALC制御により絞り開度が大きくなり照明光の光量が多くなる。このため、絞り開度が大きくなるに連れて挿入部3の先端に送るエアの送気量を多くしていく。

【0044】こうすることにより、例えば送気送水バルブ40の操作ボタン54の大気開放口57の塞ぎ具合による送気量の手動調整など内視鏡の操作部4からの操作に関わらず、観察対象部と挿入部3の先端との距離に応じて送気量自体が自動的に制御されるので、体腔内への急激な送気を確実に防止でき、臓器への負担を軽減できる。特に容量の小さい臓器を観察する場合には観察対象部と挿入部3の先端との距離が短くなる可能性が高いので、体腔内への急激な送気を確実に防止できる効果は大きい。

【0045】また、挿入部3の先端が急に観察対象部に近づけられた場合には、輝度が急に大きくなり輝度の目

標値との差も大きくなるので、絞り開度も急に小さくなって照明光の光量が絞られるため、この絞り開度に応じて送気量も急に大幅ダウンする。これにより、急に観察対象部に近づけられた場合でも体腔内への急激な送気を確実に防止することができる。

【0046】さらに、送水ボタンが押下されると、送気送水ノズル9への送水を開始するとともに、送気制御を中止して通常の送気量に戻す。このように、送水を行う場合には送気制御を中止し、自動的に通常の送気量に戻すので、送気量が可変するモードと送気量が定量のモードの切換を容易に行うことができる。

【0047】なお、本実施の形態においては、ステッピングモータ26cで駆動する絞り手段としての絞り部26bに絞り開度検出器26dを設け、ALC制御による照明光の光量の変化を、絞り部26bの絞り開度の変化として捉え、絞り開度検出器26dで検出した絞り開度に応じて挿入部3の先端に送るエアの送気量を制御するものについて説明したが、必ずしもこれに限定されるものではなく、例えば図10に示すように絞り手段としての絞り部26bをステッピングモータ26cの代りにDC（直流）モータ26eで駆動するようにし、そのモータ電圧の変化を、絞り部26bの絞り開度の変化として捉え、このモータへの印加電圧に応じて送気量を制御してもよい。この場合のモータへの印加電圧と送気量との関係は例えば図11に示すようになり、絞り開度と送気量との関係は上記実施の形態と同様に図9に示すようになる。これにより、絞り開度検出器26dを不要にすることができる。

【0048】なお、ステッピングモータ26cで絞り部26bを駆動する場合においても、ステッピングモータ26cのステップパルスのカウント数を不揮発性RAMやEEP（Electrically Erasable Programmable）ROMなどの不揮発性メモリに記憶しておき、そのカウント数をステッピングモータ26cの制御に応じて増減すれば、記憶したカウント数を読みとることによりそのときの絞り部26bの絞り開度を検出することができる。このようにしても、絞り開度検出器26dを不要にすることができる。

【0049】次に、本発明の第2の実施の形態を図12ないし図16を参照して説明する。本発明にかかる内視鏡の制御システムの全体構成図は図1と同様である。なお、上記実施の形態と同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【0050】図12は本発明にかかる制御システムの主要部分の概略構成を説明する図で、図4に相当するものである。図4のものとは異なるのは、照明窓7から照射する照明光の光量は一定とし、電子シャッタパルスによりCCD81の蓄積電荷量を調整して取込み画像の輝度を制御することにより、照明光の光量を制御する絞り部26b、モータ26c、絞り開度検出器26dを不要にし

た点である。

【0051】すなわち、観察対象部を照明しその反射光を固体撮像素子であるCCD81で受光する際に、CCD81に蓄積される電荷量（露光量）を電子シャッタ制御することにより、画像の明るさを調整する。例えばCCD81は掃出しパルスで一旦電荷を掃き出した後に蓄積された電荷を読み出すことにより、受光量に応じた電荷を画素単位で読み出すようになっている。従って、この掃出しのタイミングを電子シャッタパルスで制御することによって蓄積時間を変えることができ、取込み画像の輝度が目標値になるように（所望の画像の明るさになるように）制御することができる。

【0052】このような原理を利用して本実施の形態におけるマイクロコンピュータ21は、図13に示すような電子シャッタ制御を行うようになっている。すなわち、マイクロコンピュータ21はまずST21にて観察系の固体撮像素子81からの画像信号に基づいて画像信号の輝度レベルを検出する。具体的には固体撮像素子81からの画像信号に基づいてDSP81cから出力された輝度信号により輝度レベルを検出する。

【0053】続いて、ST22にて検出した輝度が目標値以上か否かを判断する。ST22にて検出した輝度が目標値以上の場合は、ST23にて検出した輝度とその目標値との差に応じた分だけ電子シャッタパルスによりCCD81の蓄積電荷量を減少させて（電子シャッタ手段）、ST21の処理に戻る。また、ST22にて検出した輝度が目標値以上でない判断した場合は、ST24にて検出した輝度とその目標値との差に応じた分だけ電子シャッタパルスによりCCD81の蓄積電荷量を増加させて（電子シャッタ手段）、ST21の処理に戻る。

【0054】この場合の電子シャッタパルスのタイミング、CCD81の電荷の蓄積時間、CCD81の蓄積電荷量との関係は図15に示すようになる。一般にビデオ信号のフィールドデータが垂直走査期間の1/60秒毎に形成されることから、CCD81における蓄積時間も最大で1/60秒となる。従って、ここでは1例として1/60秒のときCCD81の蓄積電荷量が最大、0秒のとき蓄積電荷量が最小になるようにしている。図15(a)はCCD81の電荷の蓄積時間と蓄積電荷量との関係を示す。図15(b)は電荷の蓄積時間を1/60秒とするときの電子シャッタパルスの例を示し、図15(c)は電荷の蓄積時間を1/100秒とするときの電子シャッタパルスの例を示す。

【0055】こうして、CCD81からの蓄積電荷量は検出された輝度と目標値との差に応じて電子シャッタパルスの制御により減少又は増加され、観察窓8からの輝度が目標値になるように調整され保持される。すなわち、挿入部3の先端が観察対象部に近づくに連れて、画像は明るくなり輝度が高くなるので、電子シャッタパル

スによりCCD81の蓄積時間を短くして蓄積電荷量が少なくなるように制御される。これに対して挿入部3の先端が観察対象部に遠のくに連れて、画像は暗くなり輝度が低くなるので、電子シャッタパルスによりCCD81の蓄積時間を長くして蓄積電荷量が多くなるように制御される。なお、上記輝度の目標値（画像の明るさ）は例えばプロセッサ装置20に設けられた操作ボタン等により変更できるようにしてもよい。

【0056】また、マイクロコンピュータ21は、図14に示すような送気等の制御を行うようになっている。すなわち、マイクロコンピュータ21は、ST31にて送水ボタンが押されたか否かを判断する。具体的には、送水ボタンを兼ねる操作ボタン54が押下され接点61、62が当接することにより送水切換を検出したか否かを判断する。ST31にて送水ボタンが押されていない（送水切換を検出していない）と判断した場合はST32にて電子シャッタパルスに基づいてCCD81の電荷の蓄積時間を検出する。

【0057】続いて、ST33にて検出した電荷の蓄積時間に応じて電磁弁23を制御して送気量を制御する（送気制御手段）。CCD81の電荷の蓄積時間が短くなるに連れて前記送気手段による送気量を少なくしていく、前記電子シャッタ手段が前記撮像素子の電荷の蓄積時間を長くするに連れて前記送気手段による送気量を多くしていく。例えば電荷の蓄積時間と送気量とは図16に示すような比例関係になるように制御する。ここでは1例としてCCD81の電荷の蓄積時間が1/60秒のとき送気量が最大、0秒のとき送気量が最小になるようにしている。なお、図14に示すST34、ST35の処理は、それぞれ図7に示すST14、ST15と同様の処理を行うため、ここでは詳細な説明を省略する。

【0058】このような構成の本発明の第2の実施の形態では、観察対象部と挿入部3の先端との距離に応じて、観察窓8から取入れられる画像の輝度が変化するため、これに応じてALC制御によりCCD81の電荷の蓄積時間を電子シャッタパルスにより調整して蓄積電荷量を調整することに着目し、電子シャッタパルスによる電荷の蓄積時間を検出しこの電荷の蓄積時間に応じて挿入部3の先端に送るエアの送気量を制御する。

【0059】具体的には、挿入部3の先端が観察対象部に近づけられるに連れて輝度が高くなるので、ALC制御によりCCD81の電荷の蓄積時間が短くなる。このため、電荷の蓄積時間が短くなるに連れて挿入部3の先端に送るエアの送気量を少なくしていく。これに対して、挿入部3の先端が観察対象部から遠のけられるに連れて輝度が低くなるので、ALC制御によりCCD81の電荷の蓄積時間が長くなる。このため、CCD81の電荷の蓄積時間が長くなるに連れて挿入部3の先端に送るエアの送気量を多くしていく。

【0060】こうすることにより、上記第1の実施の形

態と同様に、操作ボタン 5 4 の大気開放口 5 7 の塞ぎ具合による送気量の手動調整に関わらず、観察対象部と挿入部 3 の先端との距離に応じて徐々に送気量が自動的に制御されるので、体腔内への急激な送気を確実に防止でき、臓器への負担を軽減できる。特に容量の小さい臓器を観察する場合には観察対象部と挿入部 3 の先端との距離が短くなる可能性が高いので、体腔内への急激な送気を確実に防止できる効果は大きい。

【0061】また、挿入部 3 の先端が急に観察対象部に近づけられた場合には、輝度が急に大きくなり輝度の目標値との差も大きくなるので、電荷の蓄積時間も急に短くなるため、この電荷の蓄積時間に応じて送気量も急に大幅ダウンする。これにより、急に観察対象部に近づけられた場合でも体腔内への急激な送気を確実に防止することができる。

【0062】以上、添付図面を参照しながら本発明に係る好適な実施形態について説明したが、本発明は係る例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【0063】例えば、本発明の実施の形態においては、送気制御を中止して通常の送気量にするきっかけとなる操作ボタンを送水ボタンとしたものについて述べたが、必ずしもこれに限定されるものではなく、操作ボタンを別個に設けてもよい。また、本発明は送気ボタンと送水ボタンを別個に設けたものに適用してもよい。

【0064】

【発明の効果】以上詳述したように本発明によれば、送気バルブの塞ぎ具合による送気量の手動調整に関わらず、観察対象部と挿入部の先端との距離に応じて徐々に送気量が自動的に制御されるので、体腔内への急激な送気を確実に防止でき、臓器への負担を軽減できる。また、挿入部の先端が観察対象部に急に近づけられたときにも、体腔内への急激な送気を確実に防止することができる。さらに、操作ボタンの操作により送気量を固定するモードと送気量を可変するモードとの切換を容易に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態にかかる内視鏡の制御システムの全体構成を説明する図。

【図 2】同実施の形態における送気送水バルブの構成を示す断面図。

【図 3】同実施の形態における送気送水バルブの構成を示す断面図。

【図 4】同実施の形態における制御システムの主要部の

概略構成を示す図。

【図 5】同実施の形態における絞り部の構成の 1 例を示す図。

【図 6】同実施の形態におけるマイクロコンピュータが行うオートアイリス制御を示す流れ図。

【図 7】同実施の形態におけるマイクロコンピュータが行う送気等の制御を示す流れ図。

【図 8】同実施の形態における絞り部を駆動するステッピングモータのパルス数と絞り部の絞り開度との関係を示す図。

【図 9】同実施の形態における絞り部の絞り開度と送気量との関係を示す図。

【図 10】同実施の形態の変形例における制御システムの主要部の概略構成を示す図。

【図 11】図 10 に示す制御システムにおける絞り部を駆動する DC モータへの印加電圧と絞り部の絞り開度との関係を示す図。

【図 12】本発明の第 2 の実施の形態にかかる内視鏡の制御システムの主要部の概略構成を示す図。

【図 13】同実施の形態におけるマイクロコンピュータが行う電子シャッター制御を示す流れ図。

【図 14】同実施の形態におけるマイクロコンピュータが行う送気等の制御を示す流れ図。

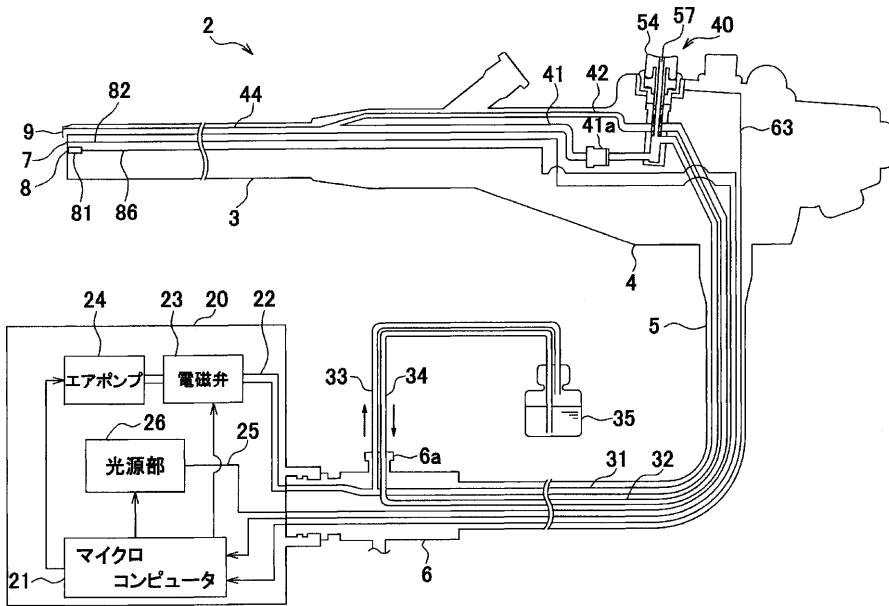
【図 15】同実施の形態における電子シャッターパルスのタイミング、CCD の電荷の蓄積時間、蓄積電荷量の関係を示す図。

【図 16】同実施の形態における CCD の電荷の蓄積時間と送気量との関係を示す図。

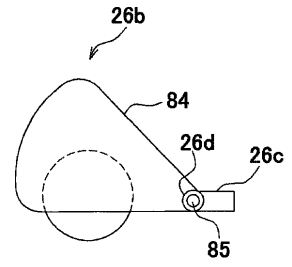
【符号の説明】

- 2 ... 内視鏡
- 3 ... 挿入部
- 4 ... 本体操作部
- 7 ... 照明窓
- 8 ... 観察窓
- 9 ... 送気送水ノズル
- 20 ... プロセッサ装置
- 21 ... マイクロコンピュータ
- 23 ... 電磁弁
- 24 ... エアポンプ
- 25 ... ライトガイド
- 26 ... 光源部
- 26b ... 絞り部
- 26d ... 絞り開度検出器
- 40 ... 送気送水バルブ
- 54 ... 操作ボタン
- 57 ... 大気開放口
- 81 ... 固体撮像素子、CCD

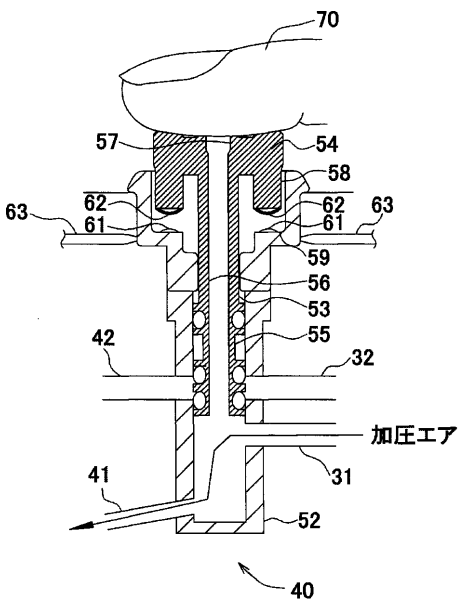
【図1】



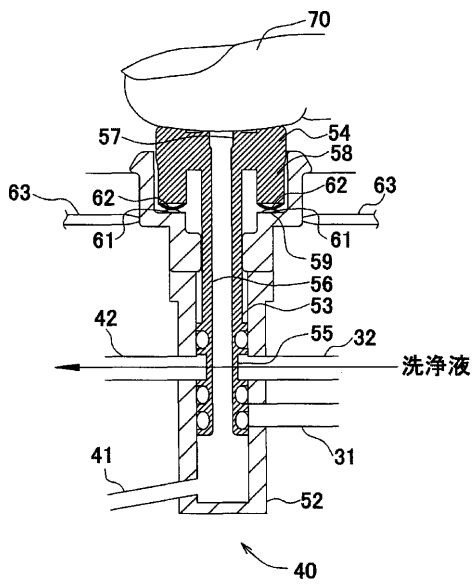
【図5】



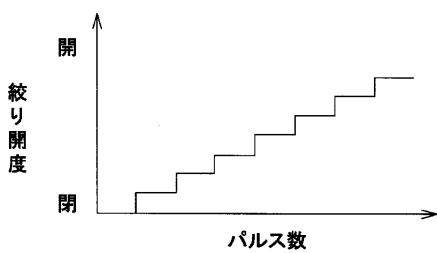
【図2】



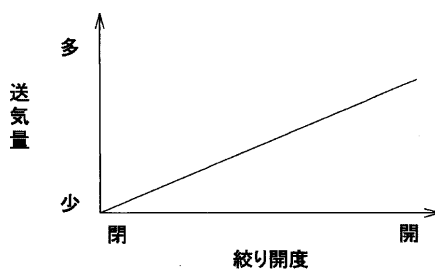
【図3】



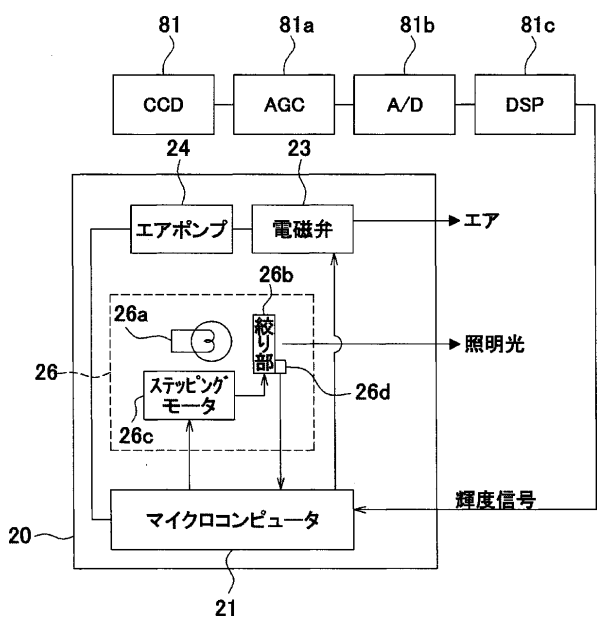
【図8】



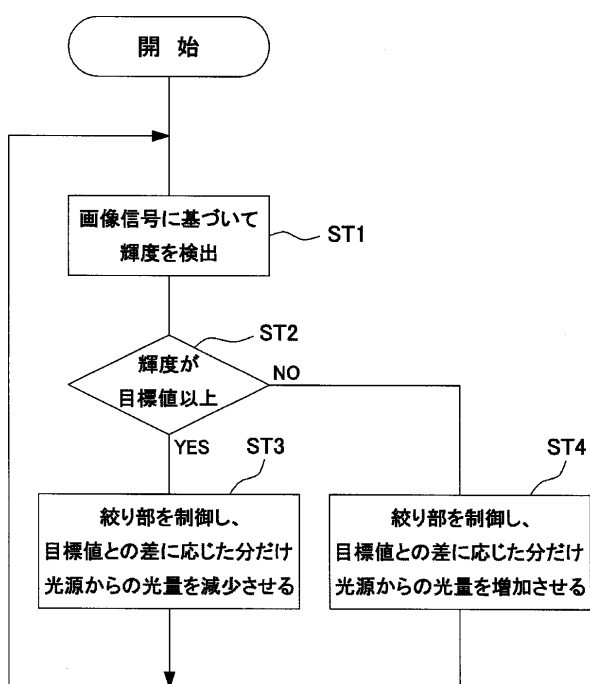
【図9】



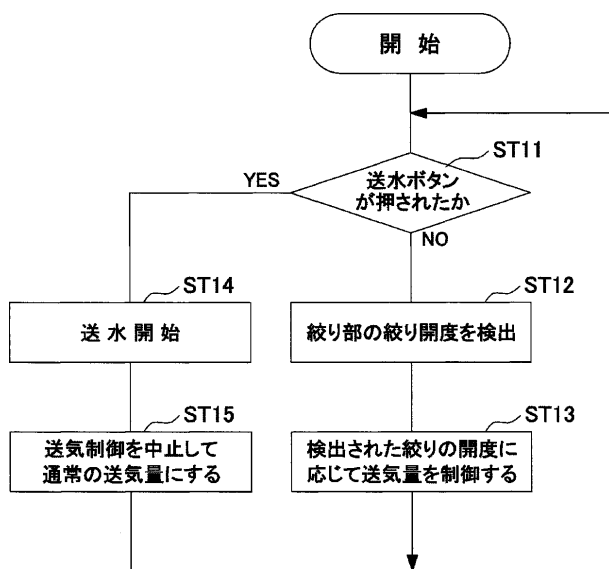
【図4】



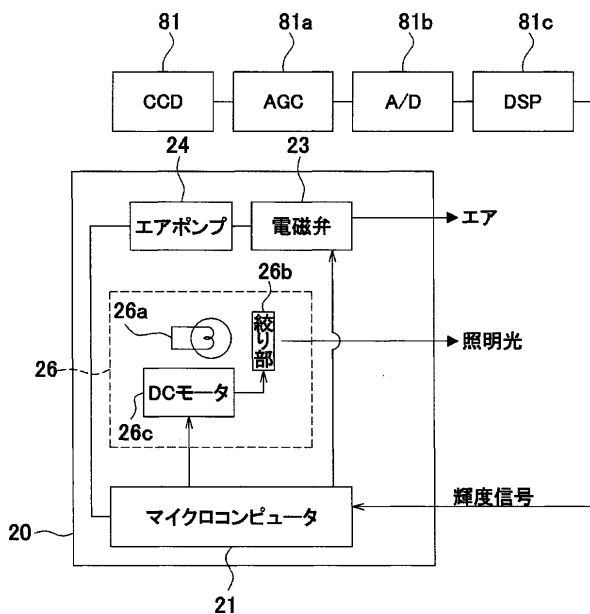
【図6】



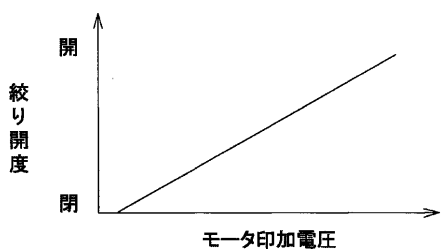
【図7】



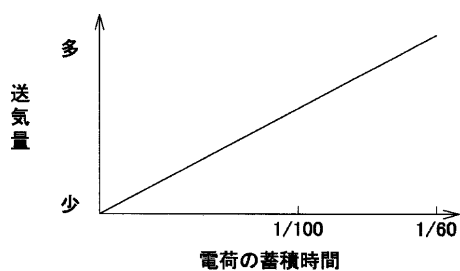
【図10】



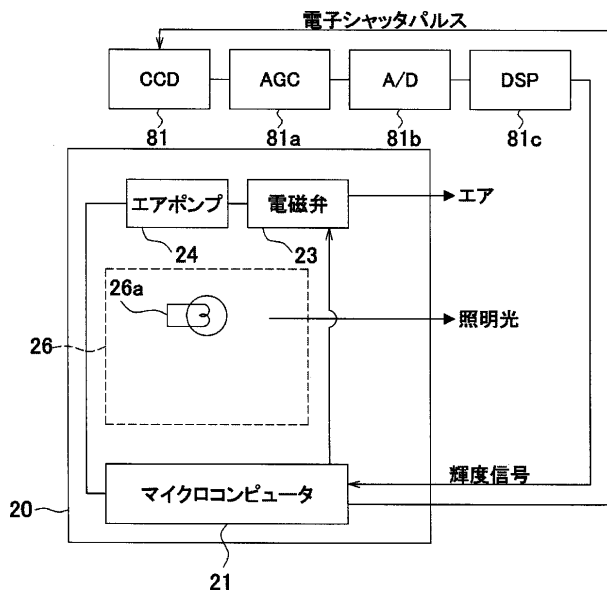
【図11】



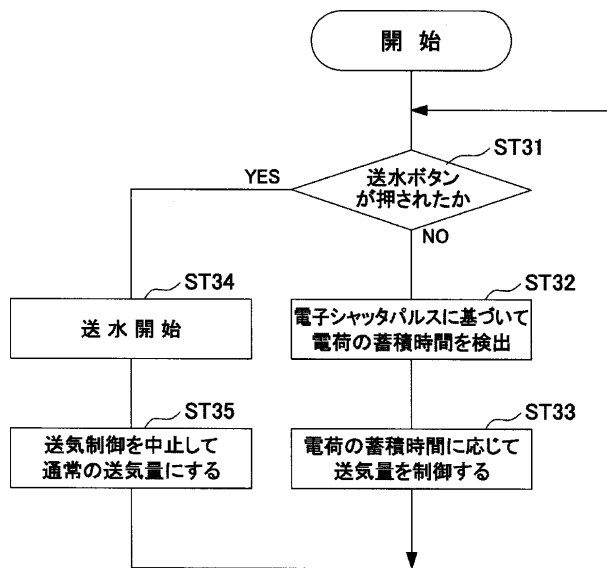
【図16】



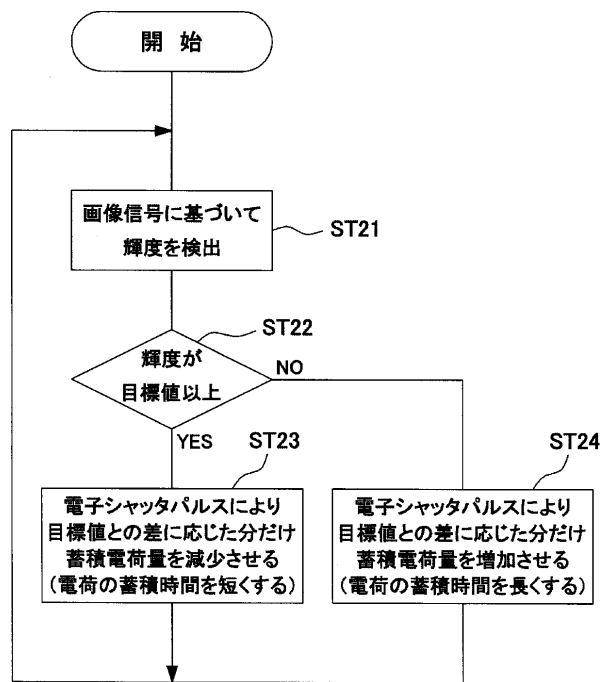
【図12】



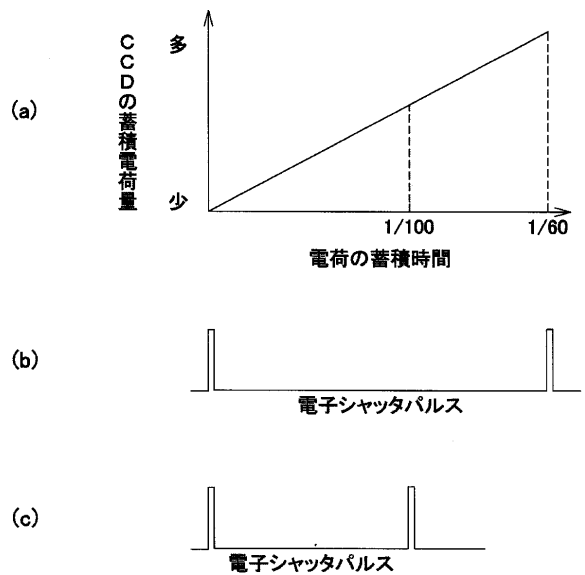
【図14】



【図13】



【図15】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁷
H 0 4 N 5/335

識別記号

F I
H 0 4 N 5/335

テ-マ-コ-ド (参考)

Q
Z

F ターム(参考) 2H040 CA04 DA57
4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 HH01
HH02 HH04 HH51 JJ11 LL02
NN01 PP12 RR02 SS04
5C024 AX02 BX02 CX54 EX34 GY01

