

(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2008-259602
(P2008-259602A)

(43) 公開日 平成20年10月30日(2008.10.30)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00
G02B 23/24(2006.01)
(2006.01)

F 1

A 61 B 1/00
G 02 B 23/24300 Q
A

テーマコード(参考)

2 H 04 0
4 C 06 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2007-103472 (P2007-103472)
平成19年4月11日 (2007.4.11)(71) 出願人 000113263
HOYA株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100090169
弁理士 松浦 孝
(74) 代理人 100147762
弁理士 藤 拓也
(72) 発明者 入山 典子
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ベンタックス株式会社内
(72) 発明者 青柳 悟
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ベンタックス株式会社内

最終頁に続く

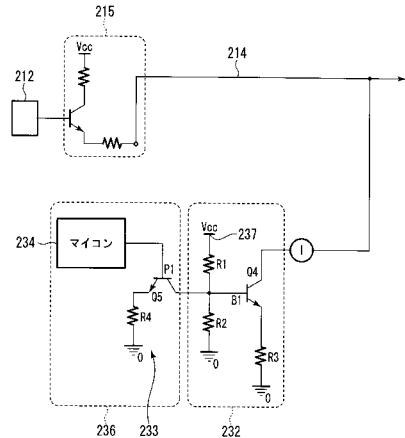
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡スコープ先端部の表面における結露を除去することが可能な内視鏡装置を得る。

【解決手段】マイコン234は第2のトランジスタQ5のベース端子P1へ電流を流す。第1の入力端237から入力された電流は第2のトランジスタQ5を通過し、抵抗R4を経てグラウンドに接続される。第1の入力端237に印加される電圧は一定であるため、第1のトランジスタQ4のベース端子B1に入力される電流の大きさは抵抗R2、R4との合成抵抗の値に依存する。合成抵抗値はR2よりも小さいため、電子回路216へ流れる電流の大きさが増加する。増加された電流が与えられた電子回路は発熱する。熱は撮像レンズ及び照明レンズを暖め、結露を除去する。一定時間が経過するとマイコン234はベース端子P1へ電流を流すことを停止する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡スコープの先端部に設けられる撮像素子と、
前記撮像素子の周辺回路として前記先端部に設けられる電子回路と、
前記電子回路に流れる電流を制御することにより前記先端部の温度を上昇させ、前記先端部に設けられるレンズの結露を取り除く電流制御回路とを備える内視鏡装置。

【請求項 2】

前記電流制御回路は、前記電流のオン又はオフを切り替える第1のスイッチング手段と、
前記第1のスイッチング手段から出力される電流の大きさを調節する第2のスイッチング手段とを備える請求項1に記載の内視鏡装置。 10

【請求項 3】

前記第1のスイッチング手段は定電流回路を備え、
前記第2のスイッチング手段は開閉回路と抵抗と処理装置とを備え、前記開閉回路は、前記処理装置からの信号に従って前記定電流回路に前記抵抗を接続することにより前記第1のスイッチング手段から出力される電流の大きさを調節する請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第2のスイッチング手段は複数の開閉回路を備え、前記複数の開閉回路は並列に接続され、前記処理装置からの信号に従って前記定電流回路に前記抵抗を接続する請求項3に記載の内視鏡装置。 20

【請求項 5】

前記内視鏡装置は前記内視鏡スコープの種類毎に前記電流の増加量及び増加させる時間を記憶する記憶手段を備える請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記内視鏡スコープの種類は、前記先端部の太さ又は前記先端部まで照明光を伝達するライトガイドファイバの太さにより決定される請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記内視鏡装置は観察対象物に投光する照明手段をさらに備え、
前記電流制御回路は前記照明手段の種類に従って前記電流の増加量及び増加させる請求項1に記載の内視鏡装置。 30

【請求項 8】

前記内視鏡装置は前記内視鏡スコープから送られる画像信号の処理を行う内視鏡プロセッサをさらに備え、

前記電流制御回路は、前記内視鏡スコープが前記内視鏡プロセッサに接続されたときに、前記電子回路に流れる電流を増加させる請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記内視鏡装置は前記内視鏡スコープから送られる画像信号の処理を行う内視鏡プロセッサと、観察対象物に投光する照明手段とをさらに備え、

前記電流制御回路は、前記内視鏡スコープが前記内視鏡プロセッサに接続され、かつ前記照明手段が点灯されたときに、前記電子回路に流れる電流を増加させる請求項1に記載の内視鏡装置。 40

【請求項 10】

前記内視鏡装置は体内に挿入されていることを検出する検出手段をさらに備え、
前記電流制御回路は、前記検出手段が前記内視鏡スコープが体内に挿入されたことを検知したとき、前記電子回路に流れる電流を減少させる請求項8又は9に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記内視鏡装置は内視鏡プロセッサの種類毎に前記電流の増加量及び増加させる時間を記憶する記憶手段をさらに備える請求項8又は9に記載の内視鏡装置。 50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は内視鏡スコープ先端部の結露を取り除く内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡装置は内視鏡スコープと内視鏡プロセッサとを主に備え、例えば人体の体内を観察、検査、あるいは治療するために用いられる。内視鏡スコープの先端には撮像素子と照明などが設けられる。先端が人体に挿入されると撮像素子は体内を撮像し、得られた動画が内視鏡プロセッサに伝送される。内視鏡プロセッサは伝送された動画を画像処理して記録する。

10

【0003】

人体内部は湿度が高いため、内視鏡先端部の表面は人体内部よりも低温であるときに結露する。結露により照明光は拡散されて充分な照明を提供できなくなり、撮像素子は鮮明な画像を得ることができなくなる。これを解消するために内視鏡の外表面にペルチェ素子を設けることにより電力を得て、その電力を使用して発熱素子が内視鏡の先端部を加温し、内視鏡先端部の結露を除去する硬性内視鏡が知られている。

【特許文献1】特開2002-291684号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかし、軟性内視鏡は可撓性が要求されるため、ペルチェ素子を外表面に設けると可撓性を維持することができない。また発熱素子及びペルチェ素子を設けることにより、内視鏡の径が太くなつて人体に対する負荷が大きくなる。

20

【0005】

本発明はこれらの問題を解決するためになされたものであり、可撓性及び内視鏡の径の細さを維持しながら、内視鏡先端部の表面における結露を除去することが可能な内視鏡装置を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明による内視鏡装置は、内視鏡スコープの先端部に設けられる撮像素子と、撮像素子の周辺回路として先端部に設けられる電子回路と、電子回路に流れる電流を制御することにより先端部の温度を上昇させ、先端部に設けられるレンズの結露を取り除く電流制御回路とを備えることを特徴とする。

30

【0007】

電流制御回路は、電流のオン又はオフを切り替える第1のスイッチング手段と、第1のスイッチング手段から出力される電流の大きさを調節する第2のスイッチング手段とを備えることが好ましい。

【0008】

第1のスイッチング手段は定電流回路を備え、第2のスイッチング手段は開閉回路と抵抗と処理装置とを備え、開閉回路は、処理装置からの信号に従って定電流回路に抵抗を接続することにより第1のスイッチング手段から出力される電流の大きさを調節するものであればなお良い。

40

【0009】

第2のスイッチング手段は複数の開閉回路を備え、複数の開閉回路は並列に接続され、処理装置からの信号に従って定電流回路に抵抗を接続することが望ましい。

【0010】

内視鏡装置は内視鏡スコープの種類毎に電流の増加量及び増加させる時間を記憶する記憶手段を備えることが好ましい。

【0011】

50

内視鏡装置は内視鏡スコープから送られる画像信号の処理を行う内視鏡プロセッサをさらに備え、電流制御回路は、内視鏡スコープが内視鏡プロセッサに接続されたときに、電子回路に流れる電流を増加させるものが好適である。

【0012】

内視鏡装置は内視鏡スコープから送られる画像信号の処理を行う内視鏡プロセッサと、観察対象物に投光する照明手段とをさらに備え、電流制御回路は、内視鏡スコープが内視鏡プロセッサに接続され、かつ照明手段が点灯されたときに、電子回路に流れる電流を増加させるものであっても良い。

【0013】

内視鏡装置は体内に挿入されていることを検出する検出手段をさらに備え、電流制御回路は、検出手段が内視鏡スコープが体内に挿入されたことを検知したとき、電子回路に流れる電流を減少させるものであればなお良い。

10 【0014】

内視鏡装置は内視鏡プロセッサの種類毎に電流の増加量及び増加させる時間を記憶する記憶手段をさらに備えることが好ましい。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、内視鏡先端部の表面における結露を除去することが可能な内視鏡装置を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明における内視鏡装置の第1実施形態について添付図面を参照して説明する。

【0017】

図1を用いて内視鏡装置の構成について説明する。

【0018】

内視鏡装置100は、内視鏡スコープ200と内視鏡プロセッサ300とからなる。内視鏡スコープ200は人体に挿入され、体内の観察部位の画像を内視鏡プロセッサ300に伝達する。内視鏡プロセッサ300は照明用光源320を備え内視鏡スコープ200に照明光を供給し、内視鏡スコープ200から伝達された映像を画像処理して記録する。

30 【0019】

内視鏡スコープ200は人体内部に挿入される挿入部210と、内視鏡スコープ200を操作するための操作部240と、内視鏡スコープ200を内視鏡プロセッサ300に接続するコネクタ230とから成る。挿入部210は可撓性を有する円柱形状であり、ユーザは操作部240を把持して内視鏡スコープ200の操作を行う。

【0020】

挿入部210の先端である先端部220には撮像レンズ211が設けられ、撮像レンズ211の光軸上には撮像素子212が設けられる。撮像素子212は電子回路216と共に基板213に取り付けられる。電子回路216は撮像素子212の周辺回路として動作し、撮像素子212に対する電力供給や信号入出力を補助する。電子回路216からは撮像素子212からの信号を伝送する信号線214が操作部240に延びる。

40 【0021】

さらに、先端部220には照明レンズ221が設けられる。照明レンズ221は、内視鏡プロセッサ300から供給される照明光を観察部位に照射する。照明光は内視鏡スコープ200の操作部240から先端部220に延びるライトガイドファイバ223を介し、内視鏡プロセッサ300から照明レンズ221へ送られる。

【0022】

操作部240には、照明のオン・オフや、画像の記録等を行うためのスイッチから成る操作スイッチ242が設けられる。

【0023】

50

コネクタ 230 はスコープ内回路 231 を備え、接続部 239 で内視鏡スコープ 300 と接続する。スコープ内回路 231 は、マイコン 234 と、第 1 のスイッチング回路である定電流回路 232 と、開閉回路 233 とを備える。マイコン 234 は開閉回路 233 を制御する。開閉回路 233 は定電流回路 232 に接続され、定電流回路 232 から出力される電流の大きさを変化させる。定電流回路 232 は電子回路 216 に定電流を流して電子回路 216 から送信される信号を補償する。

【0024】

接続部 239 には接続検知スイッチ 235 が設けられる。接続検知スイッチ 235 は内視鏡スコープ 200 と内視鏡プロセッサ 300 との接続を検知して、マイコン 234 に通知する。

10

【0025】

図 2 を用いてスコープ内回路 231 の動作について説明する。図 2 は内視鏡スコープ 200 内部に設けられる回路の一部を模式的に示した図である。

【0026】

撮像素子 212 には電子回路 216 内に設けられるバッファ回路 215 が接続される。撮像素子 212 から出力された映像信号はバッファ回路 215 により増幅され、挿入部 210 内に設けられる信号線 214 を介して伝送される。

20

【0027】

信号線 214 は定電流回路 232 に接続される。定電流回路 232 は第 1 のトランジスタ Q4 と 3 つの抵抗 R1、R2、R3 とから主に構成される。第 1 の入力端 237 に流される電流は、抵抗 R1 を経てトランジスタ Q4 のベース端子 B1 に入力する。トランジスタ Q4 はベース端子 B1 に入力される電流の大きさに従って電子回路 216 へ流れる電流の大きさを決定する。ベース端子 B1 に入力される電流は抵抗 R2 を経てグラウンドに接続されるため、電子回路 216 へ流れる電流の大きさは R2 の値に依存する。

20

【0028】

第 2 のスイッチング回路 236 はマイコン 234 と第 2 のトランジスタ Q5 と抵抗 R4 とから主に構成される。

30

【0029】

マイコン 234 は先端部 220 を加温するとき、第 2 のトランジスタ Q5 のベース端子 P1 へ電流を流す。これにより、第 1 の入力端 237 から入力された電流は第 2 のトランジスタ Q5 を通過することが可能となり、抵抗 R4 を経てグラウンドに接続される。このとき、第 1 の入力端 237 に印加される電圧は一定であるため、第 1 のトランジスタ Q4 のベース端子 B1 に入力される電流の大きさは抵抗 R2、R4 との合成抵抗の値に依存することになる。この合成抵抗値は R2 よりも小さいため、電子回路 216 へ流れる電流の大きさが増加する。

30

【0030】

増加された電流が信号線 214 を介して電子回路 216 に与えられると、電子回路 216 が発熱する。熱は先端部 220 に伝達されて撮像レンズ 211 及び照明レンズ 221 を暖める。撮像レンズ 211 及び照明レンズ 221 は人体の体内温度である約 37 よりも高い温度、例えば約 42 にまで暖められる。これにより撮像レンズ 211 及び照明レンズ 221 は周囲の温度よりも高温になり、撮像レンズ 211 及び照明レンズ 221 に生じる結露が消える。一定時間が経過すると、マイコン 234 はベース端子 P1 へ電流を流すことを停止する。そのため第 1 の入力端 237 からの電流は抵抗 R2 のみを流れる。これにより電子回路 216 に流れる電流の大きさは下げられ、電子回路 216 は発熱しなくなり、先端部 220 は周囲に熱を奪われ、周囲の温度まで低下する。

40

【0031】

次に、図 3 を用いて先端部の温度を上昇させる温度上昇処理について説明する。

【0032】

温度上昇処理は内視鏡プロセッサ 300 に内視鏡スコープ 200 を取り付けたときに行われる。内視鏡スコープ 200 が内視鏡プロセッサ 300 に挿入されると、接続部 239

50

に設けられた接点 238 を介して内視鏡プロセッサ 300 から内視鏡スコープ 200 に電力が与えられ、Vcc が上昇する。挿入により接続検知スイッチ 235 がオンになると、マイコン 234 が接続を検知して、ベース端子 P1 に電流を流す。ベース端子 P1 へ電流が流されると、第 1 のトランジスタ Q4 のベース端子 B1 に抵抗 R4 が接続される。これにより合成抵抗が減少して、電子回路 216 に流される電流 I が上昇する。

【0033】

接続後一定時間が経過すると、マイコン 234 はベース端子 P1 へ流す電流を停止する。これにより抵抗 R4 は第 1 のトランジスタ Q4 のベース端子 B1 に接続されなくなって抵抗が増加する。そして、電子回路 216 に流れる電流値は減少する。

【0034】

接続から電流を停止するまでの加温時間は、ライトガイドファイバ 223 の太さ及び数、挿入部 210 の太さ、並びに光源の種類によって実験により定められ、マイコン 234 に記憶される。人体内部の温度は約 37 であるため、先端温度が約 37 から約 42 の範囲となるように加温時間が定められる。挿入部 210 が太いときは先端部 220 が暖まりにくいため電流を流す時間は大きくなり、ライトガイドファイバ 223 が多いときはライトガイドファイバ 223 の発熱により先端部 220 が熱を持つため電流を流す時間は少なくなる。

【0035】

マイコン 234 は照明用光源 320 の種類によっても加温時間を変化させる。照明用光源 320 の種類は接続部 239 を介して検知される内視鏡プロセッサ 300 の情報から判断され、照明用光源 320 の種類に応じた加温時間をマイコン 234 が記憶する。

20

【0036】

図 4 を用いて内視鏡スコープ 200 先端温度の時間変化について、比較例による内視鏡装置の時間変化と比較して説明する。

【0037】

横軸は電子回路 216 に流される電流量を増加させたとき、つまり加温を開始したときからの経過時間を示し、縦軸は先端部 220 の温度を示す。実線 41 に示すように、加温開始から電流量が増加させられると、先端部 220 の温度は実線 42 に示すように上昇する。所定の時間が経過すると電流値は下げられ、撮像素子 212 は発熱しなくなって加温が終了する。このときの先端部 220 の温度は約 42 である。加温が終了すると先端部 220 の熱は周囲に奪われて低下し、周囲温度である約 37 にまで低下する。

30

【0038】

比較例 1 は挿入部 210 の径が大きい内視鏡装置における先端部 220 の温度変化を示したグラフである。この例では、電子回路 216 に流される電流量は破線 43 に示すように一定であって、電子回路 216 の発熱量はわずかである。さらに、挿入部 210 の径が大きいことにより挿入部 210 の熱容量が大きいため、照明により加温されても約 37 になることはない。そのため、破線 44 に示すように先端部 220 温度は約 37 に達せず、先端部 220 の結露は解消しない。

【0039】

比較例 2 は挿入部 210 の径が小さい内視鏡装置における先端部 220 の温度変化を示したグラフである。この例では、電子回路 216 に流される電流量は破線 43 に示すように一定であって、電子回路 216 の発熱量はわずかである。また、挿入部 210 の径が小さいため挿入部 210 の熱容量は小さい。そのため、先端部 220 は電子回路 216 の発熱、及び照明からの熱により約 37 に到達する。これにより先端部 220 の結露は解消する。しかし、先端部 220 に与えられる熱量が小さいため、結露が解消するまでに時間がかかる。

40

【0040】

ここで、先端部 220 の温度上昇性状は挿入部 210 の太さだけでなく、ライトガイドファイバ 223 の太さ及び数等によっても影響を受け得る。そのため、ライトガイドファイバ 223 が細く、又は少ない内視鏡スコープは、比較例 1 及び 2 と同様の性状を示しう

50

る。

【0041】

図5を用いて先端部220の結露が解消される時間と挿入部210の径との関係について説明する。横軸は挿入部210の径を示し、縦軸は先端部220の結露が解消するまでの時間を示す。

【0042】

実線51は本実施形態による内視鏡装置を示したものであり、破線52は電子回路216による加温を行わない比較例を示したものである。本実施形態では、比較例よりも先端部220の結露が解消するまでの時間が少ない。さらに、挿入部210の径が太くなると挿入部の熱容量が大きくなり、比較例では先端部220の結露が解消するまでの時間が増える。しかし本実施形態では、挿入部210の径が太くなっても、先端部220の結露が解消するまでの時間は比較例ほど増加しない。

10

【0043】

本実施形態によれば、内視鏡スコープを内視鏡プロセッサに挿入したときに先端部を加温するため、観察前に結露を除去することが可能となる。

【0044】

次に図6を用いて第2の実施形態による温度上昇処理について説明する。第1の実施形態と同様の構成に関しては説明を省略する。

20

【0045】

温度上昇処理は内視鏡プロセッサ300に内視鏡スコープ200を取り付け、照明のスイッチ242をオンにしたときに行われる。

20

【0046】

内視鏡スコープ200が内視鏡プロセッサ300に挿入されると、接続部239に設けられた接点を介して内視鏡プロセッサ300から内視鏡スコープ200に電力が与えられ、Vccが上昇する。さらに、照明のスイッチがオンにされると、マイコン234が照明スイッチ242のオンを検知して、ベース端子P1に電流を流す。これにより合成抵抗が減少して、電子回路216に流される電流Iが上昇する。

30

【0047】

照明スイッチは観察を開始するときにオンにされるものであるため、本実施形態によれば、観察の開始を検知して、先端部の結露を除去することができる。

30

【0048】

なお、マイコン234が検知するのは照明スイッチ242のオンでなくても良く、観察を開始するために操作されるスイッチであれば良い。

30

【0049】

次に図7を用いて第3の実施形態による温度上昇処理について説明する。第1の実施形態と同様の構成に関しては説明を省略する。

40

【0050】

温度上昇処理は第1の実施形態と同様に、内視鏡プロセッサ300に内視鏡スコープ200を取り付けたときに行われ、先端部220の温度が上昇する。電子回路216に流される電流Iが下げられて加温が終了する。そして操作部に設けられる観察スイッチが押されると、マイコン234はベース端子P1に流れる電流を切断する。電子回路216に流される電流Iが下げられて加温が終了する。

40

【0051】

先端部220の温度が規定値まで上昇していないときでも、観察の開始を検知することが可能なスイッチ242が押されると電流値は減少する。これにより、温度が上昇して体内組織に悪影響が及ぶことを防止する。

【0052】

また、本実施形態によれば、内視鏡スコープ200が体内に挿入される前に先端部220を暖めることができる。これにより内視鏡スコープ200が体内に挿入されたときに結露が生じず、結露の解消を待つ必要がなくなりて観察時間を短縮することが可能になる。

50

【0053】

なお、体内へ挿入部210が挿入されたことを検知するのはマイコン234でなく、内視鏡プロセッサ300が備える処理装置であっても良い。

【0054】

また、ベース端子P1に流れる電流を切断するときは、操作部240に設けられる観察スイッチが押されたときではなく、マイコン234が体内への挿入を検知したときでもよい。体内への挿入は、画像の変化をマイコン234が検知することにより検出される。画像の変化は例えば画像の明るさの変化や、画像が有する色のうち体内組織の多くが有するピンク系の色の占める割合が高くなることにより、検知される。

【0055】

なお、定電流回路232及び第2のスイッチング回路236は内視鏡プロセッサに設けられても良い。操作部を小型化することができる。

【0056】

また、開閉回路233は複数設けられても良い。このとき、開閉回路233はベース端子B1に並列に接続される。定電流回路から流される電流値は、ライトガイドファイバ223の太さ及び数、挿入部210の太さ、並びに光源の種類によって実験により定められ、マイコン234に記憶される。人体内部の温度は約37であるため、先端温度が約37から約42の範囲となるように電流値が定められる。挿入部210が太いときは先端部220が暖まりにくいため電流量は大きくなり、ライトガイドファイバ223が多いときはライトガイドファイバ223の発熱により先端部220が熱を持つため電流量は少なくなる。これにより、定電流回路232から流れる電流の大きさをきめ細かく制御することができると共に、様々な内視鏡スコープ及び内視鏡プロセッサに対応することができる。

10

20

30

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図1】第1の実施形態による内視鏡装置のブロック図である。

【図2】内視鏡スコープの回路の一部を模式的に示した図である。

【図3】電子回路に流す電流のタイミングを示したタイミングチャートである。

【図4】先端部の温度変化を示したグラフである。

【図5】先端部の結露が除去されるに要する時間を示したグラフである。

【図6】第2の実施形態により電子回路に流す電流のタイミングを示したタイミングチャートである。

【図7】第3の実施形態により電子回路に流す電流のタイミングを示したタイミングチャートである。

40

【符号の説明】

【0058】

100 内視鏡装置

200 内視鏡スコープ

212 撮像素子

215 電子回路

234 マイコン

233 開閉回路

236 第2のスイッチング回路

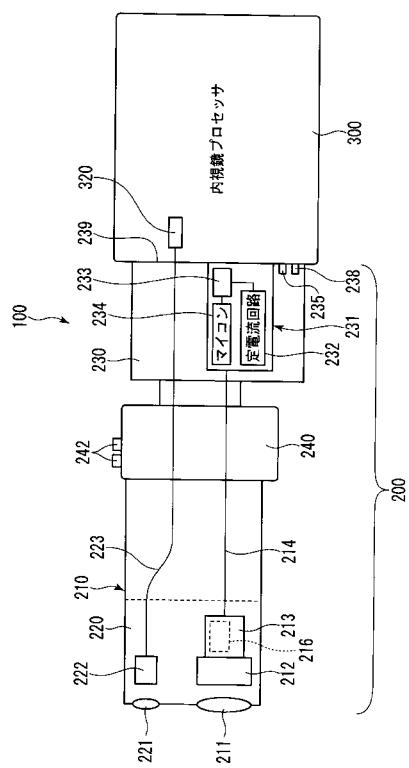
232 定電流回路

300 内視鏡プロセッサ

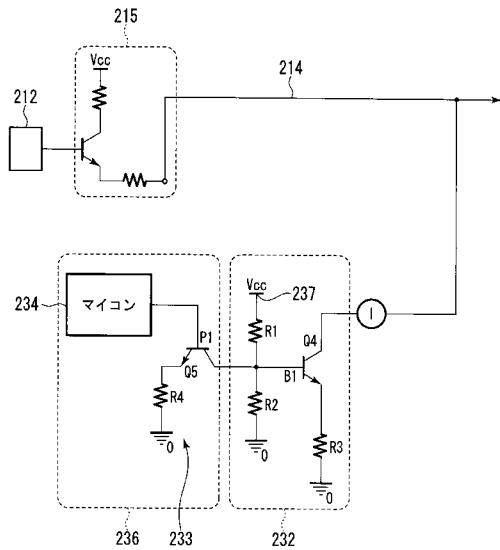
320 照明用光源

40

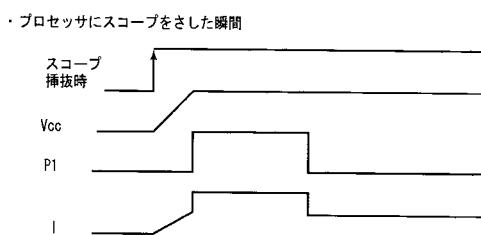
【 図 1 】



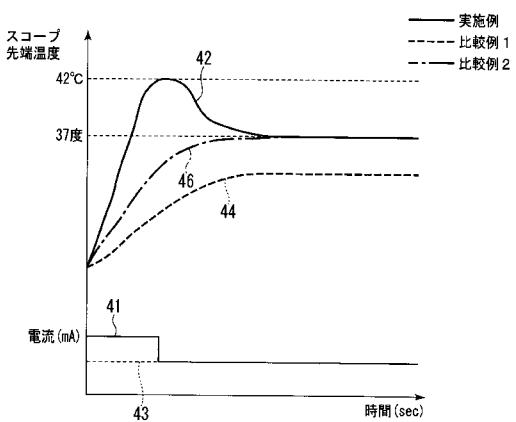
【 図 2 】



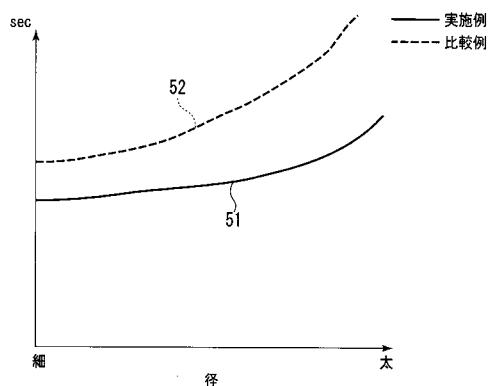
〔 3 〕



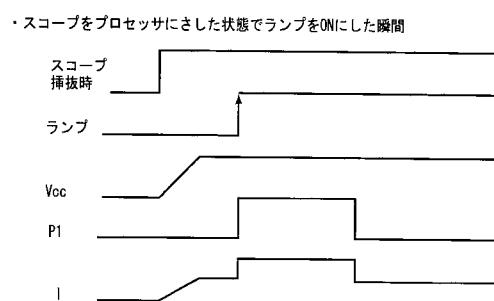
〔 义 4 〕



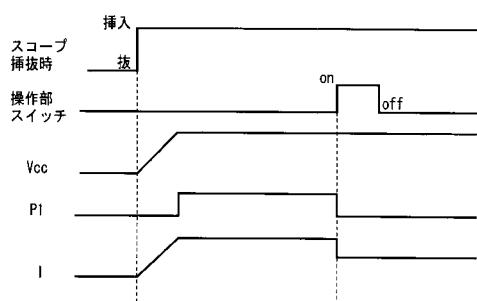
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 田中 千成
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

(72)発明者 谷 信博
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 BA14 BA24 DA12 DA21 GA02 GA11
4C061 CC06 FF38 JJ11

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2008259602A	公开(公告)日	2008-10-30
申请号	JP2007103472	申请日	2007-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	入山典子 青柳悟 田中千成 谷信博		
发明人	入山 典子 青柳 悟 田中 千成 谷 信博		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
F1分类号	A61B1/00.300.Q G02B23/24.A A61B1/00.552 A61B1/00.640 A61B1/12.530 A61B1/12.532		
F-TERM分类号	2H040/BA14 2H040/BA24 2H040/DA12 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF38 4C061/JJ11 4C161/CC06 4C161/FF38 4C161/JJ11		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

获得了能够去除内窥镜镜头尖端的表面上的冷凝的内窥镜设备。微型计算机使电流流到第二晶体管Q5的基极端子P1。来自第一输入237的电流输入通过第二晶体管Q5并通过电阻器R4接地。由于施加到第一输入端子237的电压是恒定的，因此输入到第一晶体管Q4的基极端子B1的电流的大小取决于电阻器R2和R4的组合电阻的值。由于组合电阻值小于R2，所以流到电子电路216的电流的大小增加。具有增加的电流的电子电路产生热量。热量使成像镜头和照明镜头变暖并去除冷凝。在经过预定时间之后，微计算机234停止流向基极端子P1的电流。[选择图]图2

