

(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2006-26134

(P2006-26134A)

(43) 公開日 平成18年2月2日(2006.2.2)

| | | |
|--------------------------------|--------------------|-------------|
| (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 0 | 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 6 O L (全 15 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|------------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2004-209845 (P2004-209845) | (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 |
| (22) 出願日 | 平成16年7月16日 (2004.7.16) | (74) 代理人 | 100078880 弁理士 松岡 修平 |
| | | (72) 発明者 | 滝沢 努 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 BA21 BA23 CA02 CA07 CA09 CA11 CA12 CA22 DA12 DA15 DA19 FA02 FA06 FA13 GA02 GA11 4C061 CC06 JJ17 LL02 NN03 NN05 UU03 WW18 5C122 DA26 EA01 FK23 FK29 FK35 GE18 HBO1 |

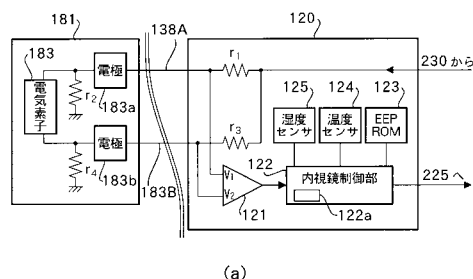
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡及び電子内視鏡システム

(57) 【要約】

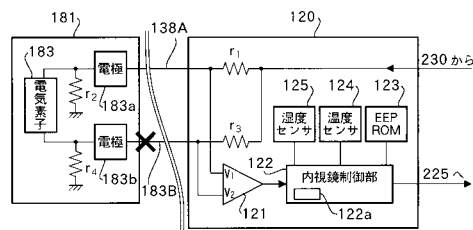
【課題】 伝送路の断線などの不具合を検知することができ且つそのような不具合が発生した場合であっても当該伝送路の機能が失われない。

【解決手段】 体腔内を撮像する撮像素子と、該撮像素子において入出力される信号を処理する為の所定の回路が実装された実装基板と、該所定の回路に入出力される複数の信号の伝送路であって、それぞれの信号に関して少なくとも2系統有した伝送路と、各信号の該伝送路においていずれかの系統に異常が発生したことを検知する異常検知手段を電子内視鏡に備える。

【選択図】 図4



(a)



(b)

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内を撮像する撮像素子と、
該撮像素子において入出力される信号を処理する為の所定の回路が実装された実装基板と、

該所定の回路に入出力される複数の信号の伝送路であって、それぞれの信号に関して少なくとも2系統有した伝送路と、

各信号の該伝送路においていずれかの系統に異常が発生したことを検知する異常検知手段と、を備えたこと、を特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

各信号の前記伝送路は、前記所定の回路の中の対応する部分と導通した電極と、該電極と接続された少なくとも2本の信号線と、を有したこと、を特徴とする請求項1に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

各信号の前記伝送路は、前記所定の回路の中の対応する部分と導通した少なくとも2つの同一電極と、該少なくとも2つの同一電極の各々に独立して接続された少なくとも2本の信号線と、を有したこと、を特徴とする請求項1に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

検知された異常に関する情報を生成する異常情報生成手段と、
生成された該情報を取得する異常情報取得手段と、
取得された該情報を記憶する異常記憶手段と、をさらに備えたこと、を特徴とする請求項1から請求項3のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

前記異常情報生成手段には、異常を検知した時刻情報を生成する計時手段、異常が検知された前記系統の情報を生成する系統情報生成手段、異常を検知したときの湿度情報を生成する湿度情報生成手段、異常を検知したときの温度情報を生成する温度情報生成手段のうちの少なくとも1つが含まれたこと、を特徴とする請求項4に記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

請求項4または請求項5のいずれかに記載の電子内視鏡と、
前記撮像素子が生成した信号に処理を施してモニタ表示可能な映像信号に変換する信号処理手段と、
前記異常情報取得手段が取得した前記異常に関する情報に応じたキャラクタ信号を生成するキャラクタ信号生成手段と、
生成された該キャラクタ信号を該映像信号に重畳させるキャラクタ信号重畳手段と、を備えたこと、を特徴とする電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、体腔内を撮像する撮像素子と、該撮像素子に入出力される信号を処理する為の回路が実装された実装基板と、該回路に入出力される複数の信号の伝送路とを備えた電子内視鏡、及び該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】**

従来より、体腔内を撮像する撮像素子とその先端部に備えた電子内視鏡が広く知られ実用に供されている（例えば特許文献1）。

【特許文献1】特開2000-237128号公報**【0003】**

上記特許文献1に示されたような電子内視鏡は、撮像素子に加え、当該素子を駆動する為の回路、及び当該素子に入出力される信号の伝送路である複数の信号線を備えている。この信号線は、撮像素子とプロセッサとの間で処理される信号を伝送するものであり、電

10

20

30

40

50

子内視鏡先端部からプロセッサとの接続部に掛けて延在している。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

一般に、内視鏡には、体腔内の観察視野を変更できるようにその先端部近傍を屈曲させる機構が備えられている。先端部近傍が屈曲すると当該先端部前面（すなわち観察系が設置された面）の向きが変更される為、その観察視野も変更される。

【0005】

先端部近傍を屈曲させたとき、その内部に配線された信号線も同様に屈曲する。しかしながら、内視鏡を細径化させる為にこのような信号線には極めて細いものが採用されている上に、その屈曲部分は常に同一箇所である。この為、屈曲動作を過度に行った場合、当該信号線が劣化や損傷または断線してしまうことが想定される。このように信号線に不具合が発生すると、撮像素子とプロセッサとの間において信号を伝送できなくなってしまう。

10

【0006】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、伝送路の断線などの不具合を検知することができ且つそのような不具合が発生した場合であっても当該伝送路の機能が失われない電子内視鏡、及び検知された不具合を術者に報知す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。

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

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は、体腔内を撮像する撮像素子と、該撮像素子において入出力される信号を処理する為の所定の回路が実装された実装基板と、該所定の回路に入出力される複数の信号の伝送路であって、それぞれの信号に関して少なくとも2系統有した伝送路と、各信号の該伝送路においていずれかの系統に異常が発生したことを検知する異常検知手段を備えたものである。

【0008】

なお、上記電子内視鏡において、各信号の伝送路は、上記所定の回路の中の対応する部分と導通した電極と、該電極と接続された少なくとも2本の信号線を有したものであっても良い。

30

【0009】

また、上記電子内視鏡において、各信号の伝送路は、上記所定の回路の中の対応する部分と導通した少なくとも2つの同一電極と、該少なくとも2つの同一電極の各々に独立して接続された少なくとも2本の信号線を有したものであっても良い。

【0010】

また、上記電子内視鏡は、検知された異常に関する情報を生成する異常情報生成手段と、生成された該情報を取得する異常情報取得手段と、取得された該情報を記憶する異常記憶手段をさらに備えたものであっても良い。また、この異常情報生成手段には、異常を検知した時刻情報を生成する計時手段、異常が検知された前記系統の情報を生成する系統情報生成手段、異常を検知したときの湿度情報を生成する湿度情報生成手段、異常を検知したときの温度情報を生成する温度情報生成手段のうちの少なくとも1つが含まれていることが想定される。

40

【0011】

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、上述したいずれかに記載の電子内視鏡と、該撮像素子が生成した信号に処理を施してモニタ表示可能な映像信号に変換する信号処理手段と、該異常情報取得手段が取得した該異常に関する情報に応じたキャラクタ信号を生成するキャラクタ信号生成手段と、生成された該キャラクタ信号を該映像信号に重畳させるキャラクタ信号重畳手段とを備えたものである。

【発明の効果】

【0012】

50

本発明の電子内視鏡は、各信号の伝送路を少なくとも2系統備えていると共にいずれかの系統で信号伝送機能が失われたときにそれを検出する手段を備えている。この為、例えば1つの系統が断線した場合にそれを検出することができる。また、断線した系統が伝送すべき信号を、当該信号を伝送する他の系統で確実に伝送することができる。また、本発明の電子内視鏡システムを採用すると、モニタに表示されるキャラクタ情報によって伝送路の不具合を把握できる為、術者は当該不具合に対して迅速に対処可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

図1は、本発明の実施形態の電子内視鏡システム10を模式的に示した図である。また、図2は、本実施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。以下に、図1及び図2を参照して、本実施形態の電子内視鏡システム10の構成及び作用について説明する。

10

【0014】

本実施形態の電子内視鏡システム10は、体腔内に挿入されるものであり、当該体腔内の観察対象である生体組織を撮像する電子内視鏡100を有している。また、この電子内視鏡100が出力した電気信号を処理してモニタ表示可能な信号に変換する信号処理部と、体腔内を照明する為の光源装置とを兼ね備えたプロセッサ200を有している。またさらに、このプロセッサ200が出力した信号を映像として表示するモニタ300を有している。

【0015】

20

本実施形態の電子内視鏡100は、プロセッサ200に備えられたプロセッサ側コネクタ部210に接続されるコネクタユニット110を備えている。このコネクタユニット110内部には、各種素子が実装されたコネクタ内基板120が設置されている。電子内視鏡100は、このコネクタユニット110をプロセッサ側コネクタ部210に接続することにより、プロセッサ200と電氣的及び光学的接続を果たす。

【0016】

また、電子内視鏡100は、当該内視鏡100を術者が操作する為の操作部130を備えている。コネクタユニット110と操作部130は可撓性を有したユニバーサルコード140によって接続されている。さらに、この電子内視鏡100は、体腔内に挿入される部分として、可撓性を有した挿入部可撓管150、及びこの挿入部可撓管150の先端部に形成された先端部160を備えている。なお、電子内視鏡100内部には、先端部160とコネクタユニット110との間に各種信号を伝送する為の複数の信号線及び観察対象に照明光を導くライトガイドが配置されている。

30

【0017】

プロセッサ200には、体腔内に照射される白色光の光源であるランプ221と、ランプ221の前方に設置された集光レンズ222と、ランプ221を発光制御するランプ制御回路223と、当該プロセッサ200全体の処理を統括的に行う制御部230と、術者が各種操作を行う為の操作パネル240が備えられている。なお、ここでいうランプ221には、例えば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。

40

【0018】

操作パネル240に設けられたランプ221をオン/オフさせる点灯/消灯スイッチ(不図示)が操作されてオンされると、制御部230に当該スイッチオンを示した信号が入力する。制御部230は、この入力信号に基づいてランプ制御回路223に制御信号を送信する。ランプ制御回路223がこの制御信号に基づいてランプ221を発光制御すると、ランプ221は点灯する。ランプ221が照射した白色光は、集光レンズ222によって導光手段であるライトガイド162のプロセッサ側の端部近傍に集光されて当該ライトガイド162に入射し、その内部を先端部160に向かって伝送される。

【0019】

図3は、電子内視鏡100の先端部160近傍の断面を示した側断面図である。本実施

50

形態の先端部 160 は、ハウジングとして、各構成要素を保持する為の樹脂製の枠体 161 を有している。この枠体 161 を形成する樹脂は硬質である為、先端部 160 は、挿入部可撓管 150 と異なり柔軟性がなく硬い。以下に、図 3 を参照して、本実施形態の先端部 160 の構成及び作用について説明する。

【0020】

上述したライトガイド 162 は、電子内視鏡 100 のユニバーサルコード 140 及び挿入部可撓管 150 に沿ってその内部に配置されており、その一端が集光レンズ 222 近傍に位置し、もう一端が先端部 160 内部に位置している。そして先端部 160 側の端部前方には、ライトガイド 162 を伝送された白色光を体腔内に照射する為の配光レンズ 163 が配置されている。なお、ライトガイド 162 の先端部 160 側の端部近傍及び配光レンズ 163 は、枠体 161 によって保持されている。

10

【0021】

配光レンズ 163 から射出された白色光は、観察対象である生体組織を照明し、当該組織で反射される。反射された白色光は、先端部 160 が備えた対物レンズ群 164 に入射する。なお、対物レンズ群 164 はレンズ枠 165 に保持されており、このレンズ枠 165 は枠体 161 に保持されている。

【0022】

対物レンズ群 164 から射出された上記反射光は、当該対物レンズ群 164 のパワーにより、固体撮像素子 171 の受光面（複数の受光素子がマトリクス状に配列された面）172 上に、生体組織の光学像として結像される。そしてこの受光面 172 上で結像した生体組織の光学像は、各受光素子においてその光量に応じた電荷として蓄積されて当該生体組織の画像信号に変換される。なお、受光面 172 前面には、当該受光面 172 を保護するためのカバーガラス 173 が接着されている。さらに、このカバーガラス 173 の前面には、偽色やモアレの発生を低減させる赤外線カットローパスフィルタ 174 が接着されている。

20

【0023】

また、固体撮像素子 171 は、受光面 172 と同一面上の非受光領域に図示しないパッド部を複数有している。これらのパッド部は、受光面 172 と同一の半導体プロセスで形成される電極であり、所定の間隔で配置されている。そして各パッド部には、固体撮像素子 171 において入出力される信号を伝送する信号線であるリード 175 の一端がボンディングされている。これらのリード 175 は、受光面 172 側から固体撮像素子 171 の後方に向かって引き出される。なお、リード 175 には、可撓性があり、ローインピーダンスなどの優れた電気的特性を有した金が採用されている。

30

【0024】

固体撮像素子 171 の後方には、当該固体撮像素子 171 において入出力される信号を処理する為の複数の電気素子を含む回路を実装した実装基板 181 が設置されている。この実装基板 181 側面には、当該基板 181 上に描かれた銅箔パターンの一部である複数のランド（不図示）が備えられている。固体撮像素子 171 から引き出された複数のリード 175 の各々の他端は、これらのランドに半田付けされている。なお、これらのランドの各々は、例えば実装基板 181 上の電気素子に接続されている。

40

【0025】

ここで、図 3 に示された電気素子 182 は、例えばプロセッサ 200 側から固体撮像素子 171 に供給される電源電圧を昇圧する昇圧回路を成すものである。実装基板 181 の実装面と反対側の面には複数の電極が配置されており、電気素子 182 は、それぞれ独立した 2 つの電極 182 a と 182 b と導通している。また、これらの電極の各々には、コネクタユニット 110 から先端部 160 に掛けて配置された各種信号を伝送する為の複数の信号線の各々が半田付けされている。これらの電極 182 a、182 b は、それぞれ、電源電圧用の信号を伝送する信号線 182 A、182 B と接続されている。従って、プロセッサ 200 側から供給される電源電圧用の信号は、信号線 182 A 及び 182 B の 2 本の信号線を伝送し、それぞれに接続された電極 182 a、182 b を介して電気素子 18

50

2に入力される。そして昇圧後、実装基板181上のパターンを伝送し、上記ランドを介してリード175を伝送し、上記パッド部から固体撮像素子171に入力される。これにより固体撮像素子171に電源電圧が供給される。

【0026】

また、図3に示された電気素子183は、例えば、プロセッサ200側の制御に従って固体撮像素子171を駆動させる周知の水平駆動信号及び垂直駆動信号を出力するものである。この電気素子183は、実装基板181の実装面と反対側の面に配置された電極であって、それぞれ独立した2つの電極183aと183bと導通している。これらの電極183a、183bは、それぞれ、プロセッサ200の出力信号を伝送する信号線183A、183Bと接続されている。従って、プロセッサ200側から供給される制御信号は、信号線183A及び183Bの2本の信号線を伝送し、それぞれに接続された電極183a、183bを介して電気素子183に入力される。そして当該素子183によって水平駆動信号及び垂直駆動信号が出力されると、それらの信号は、実装基板181上のパターンを伝送し、上記ランドを介してリード175を伝送し、上記パッド部から固体撮像素子171に入力される。これにより固体撮像素子171の各受光素子において撮像処理が実行される。

10

【0027】

また、電気素子184は、固体撮像素子171から出力された画像信号の前段処理を実施する為のものである（便宜上、電子内視鏡100側で実施される処理を前段処理とし、プロセッサ200側で実施される処理を後段処理とする）。この電気素子184は、実装基板181の実装面と反対側の面に配置された電極であって、それぞれ独立した2つの電極184aと184bと導通している。これらの電極184a、184bは、それぞれ、前段処理された画像信号を伝送する信号線184A、184Bと接続されている。従って、固体撮像素子171から出力される画像信号は、上記パッド部を介してリード175を伝送し、上記ランドを経由して実装基板181上のパターンを伝送し、電気素子184に入力される。そして前段処理された後、電極183a、183bを介して信号線183A及び183Bの2本の信号線を伝送し、プロセッサ200に出力される。

20

【0028】

またさらに、実装基板181上には、2つの電極185a及び185bが配置されている。これらの電極185a、185bは、それぞれ、グランドに落とされた信号線185A、185Bと接続されている。固体撮像素子171は、上記パッド部、リード175、上記ランド、及び実装基板181上のパターンを介してこれらの電極185a及び185bに接続されている。

30

【0029】

以上のように、本実施形態の電子内視鏡100は、各信号を伝送させる伝送路をそれぞれ2系統ずつ備えている。

【0030】

なお、図3において、実装基板181上に実装された電気素子の数は3つであるが、これは説明を分かり易くする為に簡略化して図示したものであり、実際に実装される電気素子の数は、この実施形態に図示されたものに限定されることはない。また、実装されている電気素子も、上述した処理を実施するものに限らない。

40

【0031】

上述の各電極に接続された全ての信号線は、ユニバーサルコード140及び挿入部可撓管150に沿ってその内部に配置されており、先端部160と挿入部可撓管150との境界線（図3の一点鎖線）上近傍に一端を有しコネクタユニット110にもう一端を有した可撓性のあるチューブ186に収納されている。

【0032】

なお、レンズ枠165後端からチューブ186先端の間に位置した各構成要素は、薄肉状の金属の円筒170内に保持されている。また、円筒170内の空間であって、実装基板181上の各電極が配置された面から当該円筒170端部に至る空間には、硬化性樹脂

50

187 (例えばエポキシ系)が充填されている。この為、チューブ186から露出された各信号線は、上記樹脂187によって固定されている。また、チューブ186に収納された各信号線は、上記の如き樹脂などによって固定されていない為、柔軟性が維持されている。

【0033】

次に、プロセッサ200における信号処理について説明する。

【0034】

固体撮像素子171から出力された画像信号は、上述したように上記前段処理されて信号線184A及び184Bを有した2系統の伝送路を伝送し、プロセッサ200が有した画像処理信号回路251に入力する。そして当該回路251に入力された画像信号は、後段処理を施され、R成分、G成分、及びB成分の各色成分の信号に色分離処理されてアンプ252に出力される。

10

【0035】

アンプ252は、R成分の信号を増幅するアンプ252R、G成分の信号を増幅するアンプ252G、及びB成分の信号を増幅するアンプ252Bを有している。画像信号処理回路251から出力された各色成分の信号は、それぞれ対応するアンプに入力してその強度(信号レベル)が増幅され、メモリ253に出力される。

【0036】

メモリ253は、R成分の信号を格納するメモリ253R、G成分の信号を格納するメモリ253G、及びB成分の信号を格納するメモリ253Bを有している。アンプ252から出力された各色成分の信号は、それぞれ対応するメモリに格納される。そして各メモリに格納された各色成分の信号は、制御部230の制御によって、メモリ253R、253G、及び253Bの各々から所定のタイミングで同時に読み出しされ、映像信号処理回路254に出力される。そしてこの映像信号処理回路254によってモニタ表示可能な映像信号(例えばコンポジットビデオ信号やSビデオ信号或いはRGBビデオ信号など)に変換される。ここで変換された映像信号が後述のキャラクタ重畳回路255を介してモニタ300に出力されると、モニタ300の画面内に現在観察中の体腔内の映像が表示される。

20

【0037】

なお、電子内視鏡100は、体腔内の観察視野を変更させる為には先端部160近傍(より正確には先端部160近傍に位置する挿入部可撓管150の一部分)を屈曲させる屈曲機構として、挿入部可撓管150の先端部から末端部に沿って配置されたワイヤ191、192を備えている。この屈曲機構は操作部130の操作に連動するものである。例えばワイヤ191を矢印C方向にスライドさせるように操作部130を操作すると、先端部160と挿入部可撓管150との境界線近傍が屈曲し、先端部160は、矢印ダウン方向に移動する。これにより、先端部160前面の向き(すなわち対物レンズ群164の向き)も矢印ダウン方向に変更される為、その観察視野も変更される。また、ワイヤ192を矢印C方向にスライドさせるように操作部130を操作すると、上述と同様に先端部160と挿入部可撓管150との境界線近傍が屈曲し、先端部160は、矢印アップ方向に移動する。これにより、先端部160前面の向きも矢印アップ方向に変更される為、その観察視野も変更される。なお、電子内視鏡100は、図示しないワイヤを他に2本有している。これらのワイヤは、先端部160前面を、矢印アップ方向及び矢印ダウン方向を電子内視鏡中心軸100a周りに90度回転させた矢印ライト方向及び矢印レフト方向に移動させるものである。

30

40

【0038】

上記屈曲機構によって先端部160近傍を屈曲させたとき、信号線182Aや182B等の上記各信号線は、挿入部可撓管150と先端部160に跨って配線されている為、挿入部可撓管150と同様に屈曲する。ここで、各信号線は、上述したように、チューブ186から露出された部分が樹脂187によって固定されており、チューブ186に収納された部分が固定されていない。その上、各信号線において最も屈曲する箇所は、常にチュ

50

ープ 186 端部近傍に位置する部分である。この為、屈曲動作を過度に行った場合、当該信号線が劣化や損傷または断線してしまうことが想定される。

【0039】

しかしながら本実施形態の電子内視鏡 100 は、例えば駆動信号用の伝送路を成す電極 183a 及び 183b とそれぞれに接続された信号線 183A 及び 183B のように、各信号を伝送する伝送路をそれぞれ 2 系統ずつ有している。この為、例えば過度の屈曲動作によって一方の伝送路が断線した場合であっても他方の伝送路によって信号を伝送することが可能である。

【0040】

図 4 に、各信号を伝送する 2 系統の伝送路のうち的一方が断線した（または損傷などにより信号伝送ができなくなった）ことを検出する断線検出回路、及び断線したときの電子内視鏡 100 の使用環境などを検出する構成を示したブロック図を示す。ここでは、水平駆動信号及び垂直駆動信号を伝送する伝送路を例に挙げて説明する。なお、図 4 (a) は 2 系統の伝送路が正常な状態の図であり、図 4 (b) は一方の伝送路が断線した状態の図である。

10

【0041】

本実施形態の電子内視鏡 100 が有した断線検出機構は、それぞれの伝送路に接続された抵抗と、それぞれの伝送路の電圧値を比較する検出アンプから構成されている。図 4 に示した例では、コネクタユニット 110 内部に設置されたコネクタ内基板 120 上に例えば 10k の抵抗 r_1 及び r_3 が実装されている。また、先端部 160 内部に設置された実装基板 181 上に、例えば 1k の軽負荷であり、固体撮像素子 171 の駆動に影響を与えない程度の抵抗 r_2 及び r_4 が実装されている。これらの抵抗 r_2 及び r_4 は、その一端がグランドに接続されている。なお、抵抗 r_1 及び抵抗 r_2 は、信号線 183A を有した伝送路に配置されている。また、抵抗 r_3 及び抵抗 r_4 は、信号線 183B を有した伝送路に配置されている。またさらに、コネクタ内基板 120 上には、信号線 183A を有した伝送路及び信号線 183B を有した伝送路の各々に接続された検出アンプ 121 が実装されている。この検出アンプ 121 の出力先には、内視鏡制御部 122 が配置されている。

20

【0042】

先ず、図 4 (a) を参照して、2 系統の伝送路が正常である場合について説明する。制御部 230 から電子内視鏡 100 に電圧 V が印加されたとき、検出アンプ 121 の入力部 V_1 及び V_2 で検出される電圧値 E_1 と E_2 は、以下の数 1 で示された値となる。なお、この例では、説明を分かり易くする為に、電気素子 183 の抵抗は考慮に入れていない。また、抵抗 r_1 の抵抗値を「 r_1 」、抵抗 r_2 の抵抗値を「 r_2 」、抵抗 r_3 の抵抗値を「 r_3 」、抵抗 r_4 の抵抗値を「 r_4 」とする。

30

【数 1】

$$E_1 = E_2 = \frac{r_2 r_4}{r_2 r_4 + \frac{r_1 r_3 (r_2 + r_4)}{r_1 + r_3}} \times V$$

40

この場合、検出アンプ 121 の両入力部において同一値の電圧が検出される為、当該検出アンプ 121 は、「H」信号を内視鏡制御部 122 に出力する。入力信号が「H」信号の場合、内視鏡制御部 122 は、伝送路が断線していないと判断する。

【0043】

次に、図 4 (b) を参照して、信号線 183B が断線した場合について説明する。制御部 230 から電子内視鏡 100 に向けて電圧 V が印加されたとき、検出アンプ 121 の入

50

力部 V_1 で検出される電圧値 E_1 は、以下の数 2 で示された値となる。

【数 2】

$$E_1 = \frac{r_2 r_4}{r_2 r_4 + r_1 (r_2 + r_4)} \times V$$

10

また、検出アンプ 121 の入力部 V_2 で検出される電圧値 E_2 は、電圧値 V となる。この場合、検出アンプ 121 の両入力部の各々において検出される電圧値が異なる為、当該検出アンプ 121 は、「L」信号を内視鏡制御部 122 に出力する。入力信号が「L」信号の場合、内視鏡制御部 122 は、伝送路が断線したと判断する。

【0044】

なお、画像信号やグランド等の他の信号の伝送路にも、図 4 に示したような検出アンプ 121 や抵抗 $r_1 \sim r_4$ と同様の断線検出機構が設置されている。

【0045】

内視鏡制御部 122 は、電子内視鏡 100 の作動時間をカウントするカウンタ 122 a を有している。また、コネクタユニット 110 内部に設置されたコネクタ内基板 120 上には、断線に関する情報を記憶する E E P R O M 123、温度センサ 124、及び湿度センサ 125 が実装されている。内視鏡制御部 122 は、これらの構成要素から得られる情報を用いて以下に説明するキャラクタ情報生成処理を実行する。なお、カウンタ 122 a でカウントされる時間は、電源オフ毎にリセットされる連続作動時間であっても良く、電源オフされても累積されていく累積作動時間であっても良い。

20

【0046】

図 5 は、本実施形態の電子内視鏡 100 の内視鏡制御部 122 が実行するキャラクタ情報生成処理を示したフローチャートである。以下に、図 5 を参照して、本実施形態で実行されるキャラクタ情報生成処理について説明する。

【0047】

なお、図 5 のフローチャートに示したキャラクタ情報生成処理は、電子内視鏡 100 の図示しない電源がオフされると終了する。

30

【0048】

電子内視鏡 100 の電源がオンされると、内視鏡制御部 122 は、検出アンプ 121 から出力される信号が「L」信号であるか否かを判定する（ステップ 1、以下、ステップを「S」と略記）。検出アンプ 121 から出力される信号が「H」信号である場合（S1：NO）、伝送路が断線していない為、内視鏡制御部 122 は、本フローチャートの処理を進めずに所定のタイミング後に再び S1 の判定処理を行う。また、検出アンプ 121 から出力される信号が「L」信号である場合（S1：YES）、いずれか一方の伝送路が断線した為、内視鏡制御部 122 は、S2 の各種情報を取得する処理に進む。

40

【0049】

S2 の処理において、内視鏡制御部 122 は、カウンタ 122 a がカウントした連続作動時間（または累積作動時間）を取得する。またこのとき、温度センサ 124 が検出した温度情報及び湿度センサ 125 が検出した湿度情報も取得する。またさらに、いずれの信号の伝送路が断線したかを示した情報（例えば図 4（b）では駆動信号を伝送する伝送路が断線したことを示した情報）を取得する。

【0050】

各種情報を取得すると、内視鏡制御部 122 は、これらの情報を E E P R O M 123 に記憶させる（S3）。そして取得した情報を表したキャラクタの情報を生成して（S4）プロセッサ 200 のキャラクタ重畳回路 255 に出力し（S5）、再び S1 の判定処理に

50

戻り、上述した一連の処理を繰り返す。

【0051】

プロセッサ200に備えられたキャラクタ重畳回路255は、内視鏡制御部122からのキャラクタ情報を取得すると、映像信号処理回路254から出力される映像信号に、当該キャラクタ情報を重畳させてモニタ300に出力する。これにより、体腔内の観察対象と共に伝送路の断線を示したキャラクタがモニタ300に表示される。

【0052】

次に、図6から図9を参照して、様々な実施形態の電子内視鏡100内部の電極及び信号線の配置について説明する。

【0053】

図6は、同一の信号を伝送する2系統の伝送路が隣接するように、各電極及び信号線を配置した実施形態の電子内視鏡100の構造を示す図である。図6(a)は、この形態の実装基板181上の電極配置を示す図である。また、図6(b)は、挿入部可撓管150の断面図であって、各信号線のみを抽出して示した断面図である。

【0054】

ここで、操作部130を操作して先端部160近傍を屈曲させたときに最も負荷が掛かる信号線は、屈曲時に最も伸びる箇所に配置されたものである。また、屈曲時に最も縮む箇所に配置された信号線にも比較的高い負荷が掛かる。図6(b)の電子内視鏡100において、例えば矢印アップ方向に先端部160前面が向くように当該先端部160近傍を屈曲させた場合、電子内視鏡中心軸100aを基準として、当該矢印方向と反対方向に位置した信号線185Aが最も伸びる。従って、信号線185Aに最も高い負荷が掛かる。またこの場合、矢印アップ方向と一致する方向に位置した信号線183Aが最も縮む。従って、信号線183Aに比較的高い負荷が掛かる。

【0055】

図6に示した形態の電子内視鏡100では、電子内視鏡中心軸100aを基準とした場合、各信号を伝送する2系統の伝送路において、一方の伝送路はいずれかの屈曲方向と一致する方向に位置し、もう一方の伝送路はいずれの屈曲方向にも一致しない方向に位置している。電源電圧用の信号を伝送する2系統の伝送路の配置を例に挙げて説明すると、電極182a及び信号線182Aを有した伝送路は矢印レフト方向と一致する方向に位置し、電極182b及び信号線182Bを有した伝送路はいずれの屈曲方向にも一致しない方向に位置している。

【0056】

図6に示したように各伝送路を配置すると、先端部160近傍を屈曲させたときに同一の信号を伝送する2系統の伝送路の各々にはそれぞれ異なった負荷が掛かる。この為、これらの伝送路が同時に断線や損傷することは実質的にはない。従って、術者は、上記断線検出機構やキャラクタ情報生成処理などにより、伝送すべき信号を各伝送路が伝送しているか否かを容易に把握することができる。これにより、例えば同一の信号を伝送する2系統の伝送路のうち一方の伝送路が断線した場合であっても、術者は迅速に対処可能である上に、信号伝送はもう一方の伝送路で確実に実施される。すなわち、手技中に、ある信号の伝送路が機能しなくなることはない。

【0057】

また、図7は、同一の信号を伝送する2系統の伝送路の各々が電子内視鏡中心軸100aを挟んで対向するように、各電極及び信号線を配置した実施形態の電子内視鏡の構造を示す図である。図7(a)は、図6(a)と同様の図であって、この形態の実装基板181上の電極配置を示す図である。また、図7(b)は、図6(b)と同様の図であって、挿入部可撓管150の断面図であって、各信号線のみを抽出して示した断面図である。

【0058】

図7に示した形態の電子内視鏡100では、電子内視鏡中心軸100aを基準としたとき、電源電圧用の信号を伝送する2系統の伝送路(電極182a、182b、信号線182A、及び182Bを含む)、及び画像信号を伝送する2系統の伝送路(電極184a、

10

20

30

40

50

184b、信号線184A、及び184Bを含む)は、いずれの屈曲方向にも一致しない方向に位置している。これらの伝送路は、比較的負荷の掛からない箇所に配置されている為、屈曲動作によって断線したり損傷したりし難い。

【0059】

また、水平駆動信号及び垂直駆動信号を伝送する2系統の伝送路(電極183a、183b、信号線183A、及び183Bを含む)、及びグランドに接続された2系統の伝送路(電極185a、185b、信号線185A、及び185Bを含む)は、いずれかの屈曲方向に一致する方向に位置している。しかしながら、屈曲動作時において、これらの2系統の伝送路の各々にはそれぞれ異なった負荷が掛かる。この為、これらの伝送路が同時に断線や損傷することは実質的にはない。従って、図6に示した形態と同様に、手技中に、ある信号の伝送路が機能しなくなることはない。

10

【0060】

また、図8は、同一の信号を伝送する2系統の伝送路の各々が電子内視鏡中心軸100aを中心として互いに90度程度回転した位置となるように、各電極及び信号線を配置した実施形態の電子内視鏡の構造を示す図である。図8(a)は、図6(a)と同様の図であって、この形態の実装基板181上の電極配置を示す図である。また、図8(b)は、図6(b)と同様の図であって、挿入部可撓管150の断面図であって、各信号線のみを抽出して示した断面図である。

【0061】

図8に示した形態の電子内視鏡100では、電子内視鏡中心軸100aを基準としたとき、電源電圧用の信号を伝送する2系統の伝送路、及び画像信号を伝送する2系統の伝送路は、図7に示した形態と同様に、いずれの屈曲方向にも一致しない方向に位置している。これらの伝送路は、比較的負荷の掛からない箇所に配置されている為、屈曲動作によって断線したり損傷したりし難い。

20

【0062】

また、水平駆動信号及び垂直駆動信号を伝送する2系統の伝送路、及びグランドに接続された2系統の伝送路は、図7に示した形態と同様に、いずれかの屈曲方向に一致する方向に位置している。説明を加えると、駆動信号を伝送する2系統の伝送路のうち、電極183a及び信号線183Aを有した伝送路は矢印アップ方向と一致する方向に位置し、電極183b及び信号線183Bを有した伝送路は矢印ライト方向と一致する方向に位置している。また、グランドに接続された2系統の伝送路のうち、電極185a及び信号線185Aを有した伝送路は矢印ダウン方向と一致する方向に位置し、電極185b及び信号線185Bを有した伝送路は矢印レフト方向と一致する方向に位置している。

30

【0063】

ここで、先端部160近傍が矢印アップ/ダウン方向と矢印ライト/レフト方向とに屈曲される頻度は異なる。この為、駆動信号またはグランド用の2系統の伝送路の各々にはそれぞれ異なった負荷が掛かる。従って、これらの伝送路が同時に断線や損傷することは実質的にはない。この結果、図6に示した形態と同様に、手技中に、ある信号の伝送路が機能しなくなることはない。

【0064】

また、図9は、電子内視鏡中心軸100aを基準としたときにいずれの屈曲方向にも一致しない方向に各電極及び信号線を配置した実施形態の電子内視鏡の構造を示す図である。図9(a)は、図6(a)と同様の図であって、この形態の実装基板181上の電極配置を示す図である。また、図9(b)は、図6(b)と同様の図であって、挿入部可撓管150の断面図であって、各信号線のみを抽出して示した断面図である。

40

【0065】

図9に示した形態の電子内視鏡100では、電子内視鏡中心軸100aから各屈曲方向に引かれた線近傍を除いた実装基板181上の領域に全ての伝送路を配置している。これらの伝送路は、比較的負荷の掛からない箇所に配置されている為、屈曲動作によって断線したり損傷したりし難い。

50

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

なお、各信号の伝送路は、本実施形態では2つの電極とこれらの各々に接続された2本の信号線を有したものであるが、別の実施形態では1つの電極とこれに接続された2本の信号線を有したものであっても良い。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 8 】

【 図 1 】 本発明の実施形態の電子内視鏡システムを模式的に示した図である。 10

【 図 2 】 本発明の実施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。

【 図 3 】 本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部近傍の断面を示した側断面図である。

【 図 4 】 各信号を伝送する2系統の伝送路のうち一方が断線したことを検出する断線検出回路、及び断線したときの電子内視鏡の使用環境などを検出する構成を示したブロック図である。

【 図 5 】 本発明の実施形態の電子内視鏡の制御部が実行するキャラクタ情報生成処理を示したフローチャートである。

【 図 6 】 各電極及び信号線を配置した電子内視鏡の一形態を示す図である。

【 図 7 】 各電極及び信号線を配置した電子内視鏡の一形態を示す図である。

【 図 8 】 各電極及び信号線を配置した電子内視鏡の一形態を示す図である。 20

【 図 9 】 各電極及び信号線を配置した電子内視鏡の一形態を示す図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 9 】

1 0 電子内視鏡システム

1 0 0 電子内視鏡

1 2 0 コネクタ内基板

1 2 1 検出アンプ

1 2 2 内視鏡制御部

1 2 3 E E P R O M

1 2 4 温度センサ

1 2 5 湿度センサ

1 3 0 操作部

1 5 0 挿入部可撓管

1 6 0 先端部

1 7 1 固体撮像素子

1 7 5 リード

1 8 1 実装基板

1 8 2、1 8 3、1 8 4 電気素子

1 8 2 a、1 8 2 b、1 8 3 a、1 8 3 b、1 8 4 a、1 8 4 b、1 8 5 a、1 8 5 b

電極

1 8 2 A、1 8 2 B、1 8 3 A、1 8 3 B、1 8 4 A、1 8 4 B、1 8 5 A、1 8 5 B

信号線

1 9 1、1 9 2 ワイヤ

2 0 0 プロセッサ

2 3 0 制御部

2 5 5 キャラクタ重畳回路

3 0 0 モニタ

r 1、r 2、r 3、r 4 抵抗

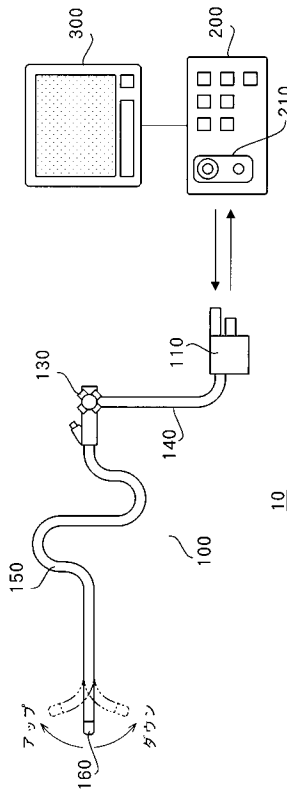
10

20

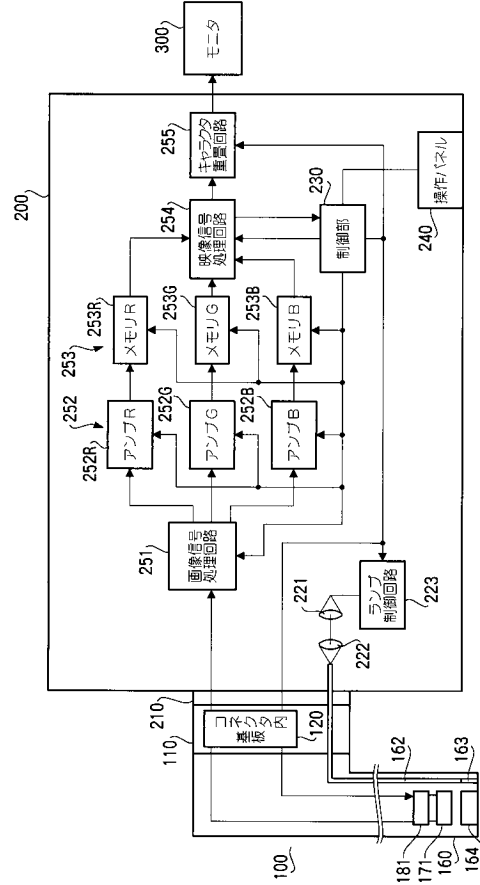
30

40

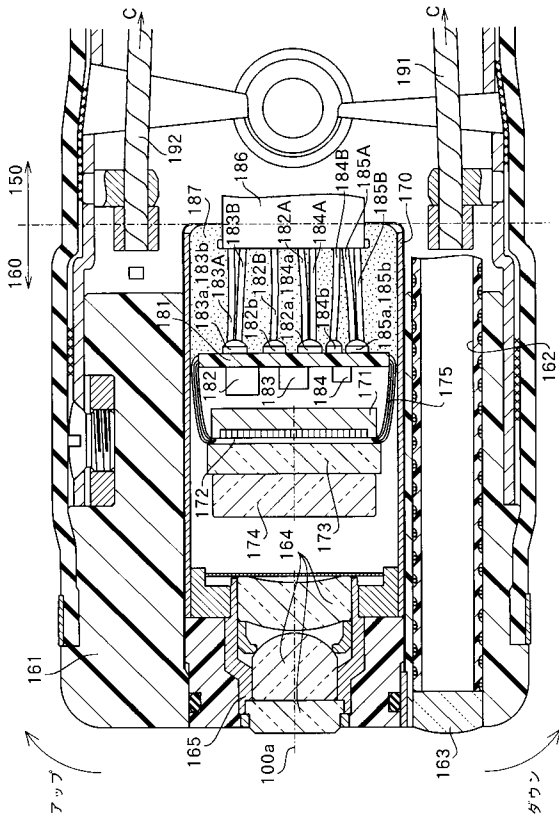
【図 1】



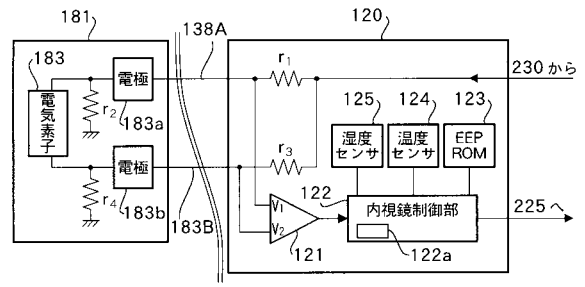
【図 2】



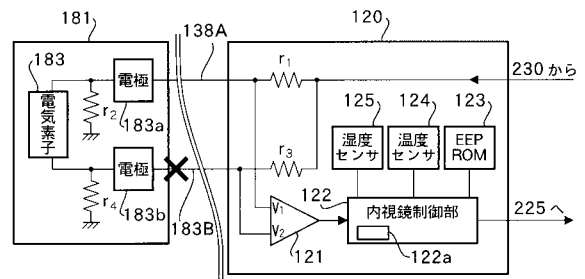
【図 3】



【図 4】

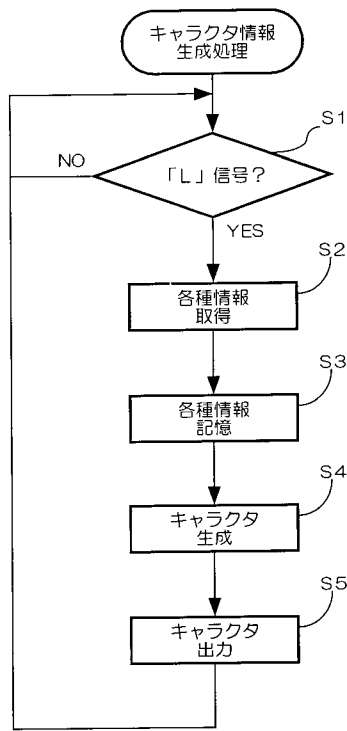


(a)

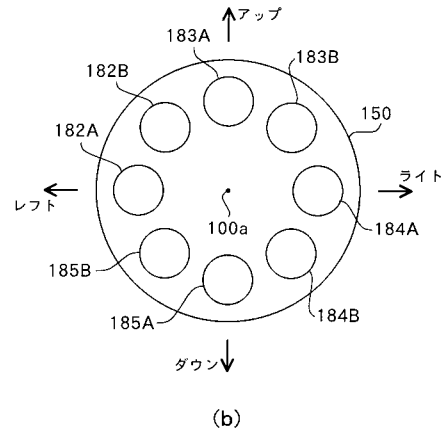
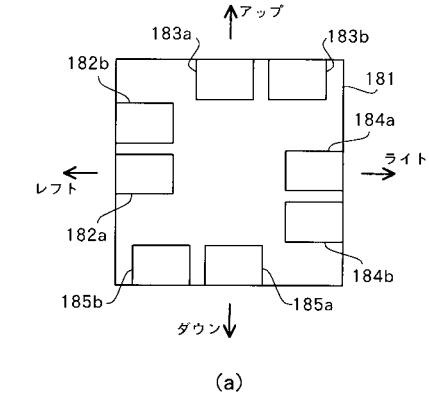


(b)

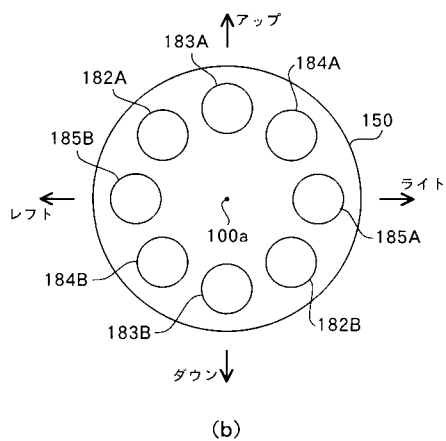
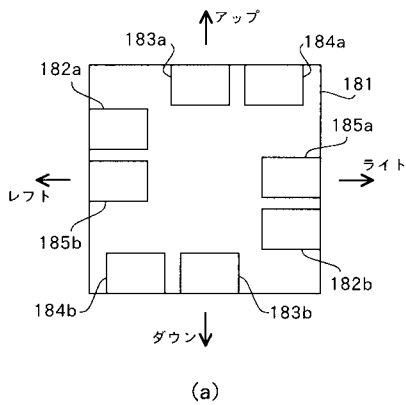
【 図 5 】



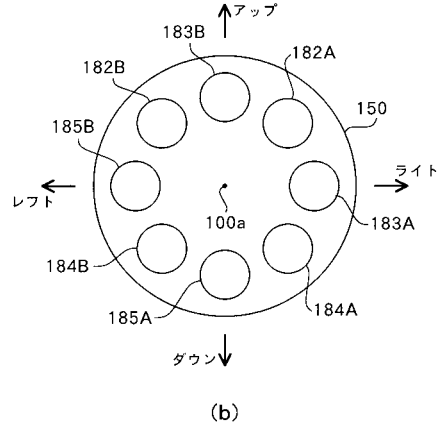
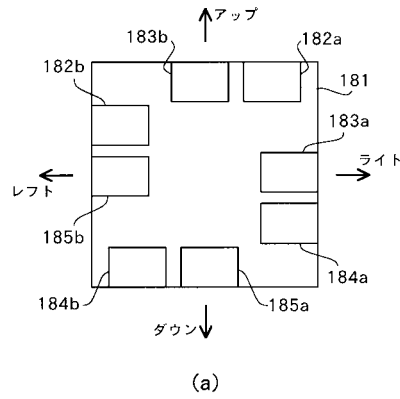
【 図 6 】



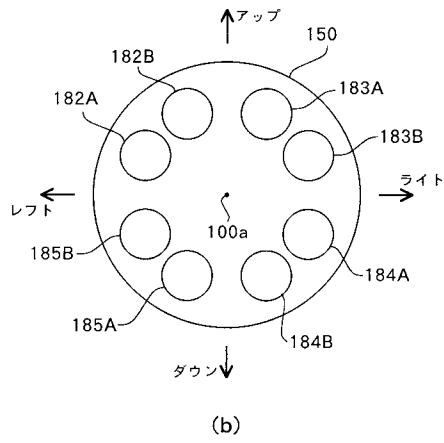
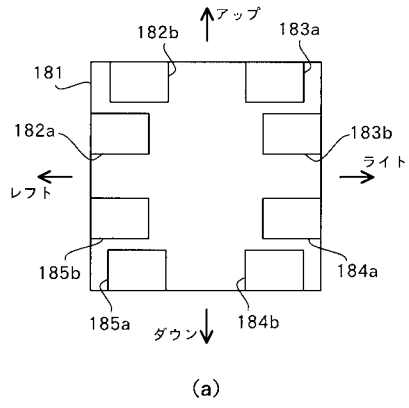
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 电子内窥镜和电子内窥镜系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006026134A | 公开(公告)日 | 2006-02-02 |
| 申请号 | JP2004209845 | 申请日 | 2004-07-16 |
| [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 | 滝沢 努 | | |
| 发明人 | 滝沢 努 | | |
| IPC分类号 | A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 | | |
| FI分类号 | A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N5/225.C A61B1/00.680 A61B1/04 A61B1/045.622 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.500 H04N5/232.941 | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/CA02 2H040/CA07 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/DA19 2H040/FA02 2H040/FA06 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/UU03 4C061/WW18 5C122/DA26 5C122/EA01 5C122/FK23 5C122/FK29 5C122/FK35 5C122/GE18 5C122/HB01 4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/UU03 4C161/WW18 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：检测诸如传输线断开的故障，即使发生这种故障，传输线的功能也不会丢失。一种用于对体腔内部进行成像的成像装置，其上安装有用于处理成像装置中输入/输出的信号的预定电路的安装板，以及向/从预定电路输入/输出的多个信号的安装板。至少两个系统针对每个信号的传输路径，并且电子内窥镜设置有异常检测装置，用于检测每个信号的传输路径中的任何系统中的异常的发生。。 [选择图]图4

