

(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2009-213673
(P2009-213673A)

(43) 公開日 平成21年9月24日(2009.9.24)

(51) Int.Cl.
A61B 1/00 (2006.01)

F I
A61B 1/00 300U

テーマコード (参考)
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2008-60427 (P2008-60427)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成20年3月11日 (2008. 3. 11)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
		(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	阿部 一則
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
			フジノン株式会社内
		F ターム (参考)	4C061 FF40 FF46

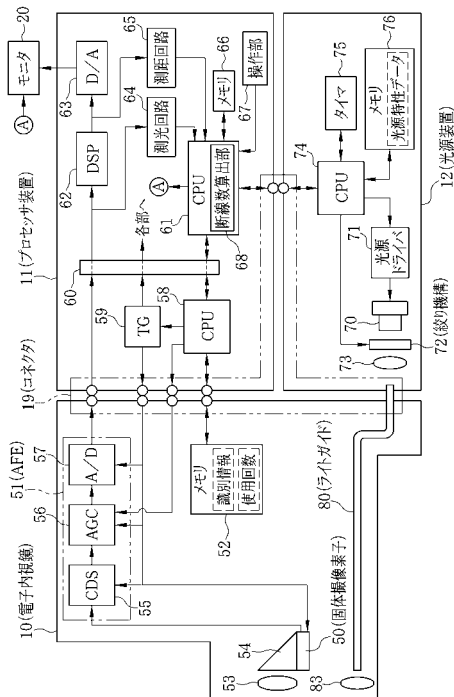
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡の検査方法

(57) 【要約】

【課題】ライトガイド内の光ファイバの断線数を検出し、使用者に内視鏡の交換時期を正確に把握させる。

【解決手段】テストチャートを有し、電子内視鏡 10 の先端部を光密に封止するキャップを該先端部に装着した状態で、固体撮像素子 50 及び光源装置 12 を動作させて検査を行う。断線数算出部 68 は、測光回路 64 により検出されるテストチャートの平均輝度値を Y、ライトガイド 80 内の光ファイバに断線が生じていない場合に推定される理想平均輝度値を I、光ファイバの総数を M としたとき、 $N = M \times (1 - Y / I)$ の関係式を満たす N を光ファイバの断線数として算出する。

【選択図】図 6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の光ファイバを集束したライトガイドが挿通され、先端部から照明光を出射するとともに固体撮像素子により撮像を行う内視鏡と、前記固体撮像素子の撮像信号から画像を生成するプロセッサ装置と、前記ライトガイドに照明光を入射させる光源装置とからなる内視鏡システムにおいて、

テストチャートを有し、前記固体撮像素子により前記テストチャートが撮像されるように前記先端部に装着され、前記先端部を光密に封止するキャップと、

前記先端部に前記キャップが装着された状態で得られる前記撮像信号から前記テストチャートの平均輝度値を検出する測光手段と、

前記測光手段により検出される平均輝度値を Y 、前記複数の光ファイバに断線が生じていない場合の理想平均輝度値を I 、前記光ファイバの総数を M としたとき、 $N = M \times (1 - Y / I)$ の関係式を満たす N を前記光ファイバの断線数として算出する断線数算出手段と、

を設けたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記断線数を報知する第 1 の報知手段を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記断線数が所定数以上である場合に警告メッセージを報知する第 2 の報知手段を設けたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記断線数を算出する検査モードを実行するための操作手段と、

前記内視鏡の使用回数を検出する使用回数検出手段と、

前記使用回数検出手段により検出される使用回数が所定回数であるときに、前記検査モードの実行を促すメッセージを報知する第 3 の報知手段と、

を設けたことを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記撮像信号を増幅する増幅手段と、

前記理想平均輝度値からの前記平均輝度値の低下量を補正するように、前記増幅手段の増幅率を調整する増幅率調整手段と、

を設けたことを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記テストチャートには測距用領域が形成されており、

前記撮像信号から前記測距用領域に相当する領域の大きさを検出し、この領域の大きさに基づき前記先端部から前記テストチャートまでの距離を検出する測距手段を設け、

前記断線数算出手段は、前記測距手段により検出された前記距離に基づき、前記理想平均輝度値を補正することを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記テストチャートは、18% グレーの色を有し、前記測距用領域は、黒色の円形領域であることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記光源装置は、照明光を発する光源と、

前記光源が発した照明光を入射させる前記ライトガイドとの間に配された絞り機構と、

前記光源の使用時間を計時するタイマと、

前記光源の発光光量と使用時間との関係を示す光源特性データを記憶したメモリと、

前記タイマにより計時される使用時間における前記発光光量の減衰率を、前記光源特性データから算出し、前記ライトガイドに入射する照明光の光量を一定とするように前記絞り機構の絞り開度を制御する絞り制御手段と、

10

20

30

40

50

を備えたことを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記断線数算出手段は、前記発光光量の減衰率が所定値より大きく、前記絞り開度を最大にしても前記ライトガイドに入射する照明光の光量を一定とすることが不可能である場合に、前記減衰率に基づき、前記理想平均輝度値を補正することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

複数の光ファイバを集束したライトガイドが挿通され、先端部から照明光を出射するとともに固体撮像素子により撮像を行う内視鏡の検査方法において、

テストチャートを有し、前記固体撮像素子により前記テストチャートが撮像されるように前記先端部を光密に封止するキャップを前記先端部に装着し、

この状態で得られる前記撮像信号から前記テストチャートの平均輝度値を検出し、

検出された平均輝度値を Y 、前記複数の光ファイバに断線が生じていない場合の理想平均輝度値を I 、前記光ファイバの総数を M としたとき、 $N = M \times (1 - Y / I)$ の関係式を満たす N を前記光ファイバの断線数として算出する

ことを特徴とする内視鏡の検査方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光源からの照明光を伝達するライトガイドを内視鏡内に備えた内視鏡システム及び内視鏡の検査方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡システムは、体腔内（被検体内）を撮像する固体撮像素子を先端部に内蔵した内視鏡と、内視鏡内の固体撮像素子から撮像信号を受信して画像を生成するプロセッサ装置と、照明光を内視鏡に供給する光源装置とから構成されている。内視鏡には、ライトガイドが挿通されており、光源装置から供給された照明光は、このライトガイドを介して内視鏡の先端部に導かれ、先端部に設けられた照明窓から体腔内に出射される。

【0003】

ライトガイドは、複数の光ファイバを束ねたものを巻回テープ等の集束材により被覆してなる。この光ファイバは、時間経過とともに硬化するといった性質を有するため、内視鏡の使用時に生じる圧力により徐々に劣化して折れるといった問題がある（例えば、特許文献 1 参照）。特許文献 1 では、光ファイバの折れを防止するために、一定のピッチで孔が形成された可撓管で光ファイバを被覆することが提案されている。しかし、特許文献 1 に記載の可撓管を用いたとしても、光ファイバは上記ように経時劣化するものであるため、折れを完全に防止することは不可能である。

【0004】

ライトガイド内の光ファイバが折れると、その折れた本数分だけライトガイドからの出射光量が低下する。ライトガイドからの出射光量を均一に保つには、ライトガイドの入射端と光源との間に絞りを設け、固体撮像素子の撮像信号に基づいてライトガイドからの出射光量を検出し、この検出結果に基づいて絞りを制御することにより出射光量を調節する方法が知られている（例えば、特許文献 2 参照）。しかし、光ファイバが所定数以上折れてしまった場合には、絞りによる調整では対応することはできない。この場合、ライトガイドからの出射光量が不足し、十分な明るさの画像が得られないため、使用者はライトガイドの修理を行うべく、内視鏡を交換する必要がある。

【特許文献 1】特開 2006 - 55664 号公報

【特許文献 2】特開 2002 - 58640 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

20

30

40

50

従来の内視鏡システムでは、ライトガイド内の光ファイバの断線数を検知することができない。このため、使用者は、内視鏡の交換時期を正確に把握することができないため、内視鏡の使用中に射出光量が不足して、使用を中断せざるを得ないといった事態が生じることがある。この事態を回避するために、射出光量が不足する前の早い段階で内視鏡を交換することは、修理コストが高むため好ましくない。

【0006】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、ライトガイド内の光ファイバの断線数を検出し、使用者に内視鏡の交換時期を正確に把握させることができる内視鏡システム及び内視鏡の検査方法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】

10

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、複数の光ファイバを集束したライトガイドが挿通され、先端部から照明光を出射するとともに固体撮像素子により撮像を行う内視鏡と、前記固体撮像素子の撮像信号から画像を生成するプロセッサ装置と、前記ライトガイドに照明光を入射させる光源装置とからなる内視鏡システムにおいて、テストチャートを有し、前記固体撮像素子により前記テストチャートが撮像されるように前記先端部に装着され、前記先端部を光密に封止するキャップと、前記先端部に前記キャップが装着された状態で得られる前記撮像信号から前記テストチャートの平均輝度値を検出する測光手段と、前記測光手段により検出される平均輝度値を Y 、前記複数の光ファイバに断線が生じていない場合の理想平均輝度値を I 、前記光ファイバの総数を M としたとき、 $N = M \times (1 - Y / I)$ の関係式を満たす N を前記光ファイバの断線数として算出する断線数算出手段と、を設けたことを特徴とする。

20

【0008】

なお、前記断線数を報知する第1の報知手段を設けることが好ましい。

【0009】

また、前記断線数が所定数以上である場合に警告メッセージを報知する第2の報知手段を設けることが好ましい。

【0010】

また、前記断線数を算出する検査モードを実行するための操作手段と、前記内視鏡の使用回数を検出する使用回数検出手段と、前記使用回数検出手段により検出される使用回数が所定回数であるときに、前記検査モードの実行を促すメッセージを報知する第3の報知手段と、を設けることが好ましい。

30

【0011】

また、前記撮像信号を増幅する増幅手段と、前記理想平均輝度値からの前記平均輝度値の低下量を補正するように、前記増幅手段の増幅率を調整する増幅率調整手段と、を設けることが好ましい。

【0012】

また、前記テストチャートには測距用領域が形成されており、前記撮像信号から前記測距用領域に相当する領域の大きさを検出し、この領域の大きさに基づき前記先端部から前記テストチャートまでの距離を検出する測距手段を設け、前記断線数算出手段は、前記測距手段により検出された前記距離に基づき、前記理想平均輝度値を補正することが好ましい。

40

【0013】

また、前記テストチャートは、18%グレーの色を有し、前記測距用領域は、黒色の円形領域であることが好ましい。

【0014】

また、前記光源装置は、照明光を発する光源と、前記光源が発した照明光を入射させる前記ライトガイドとの間に配された絞り機構と、前記光源の使用時間を計時するタイマと、前記光源の発光光量と使用時間との関係を示す光源特性データを記憶したメモリと、前記タイマにより計時される使用時間における前記発光光量の減衰率を、前記光源特性デー

50

タから算出し、前記ライトガイドに入射する照明光の光量を一定とするように前記絞り機構の絞り開度を制御する絞り制御手段と、を備えたことが好ましい。

【0015】

また、前記断線数算出手段は、前記発光光量の減衰率が所定値より大きく、前記絞り開度を最大にしても前記ライトガイドに入射する照明光の光量を一定とすることが不可能である場合に、前記減衰率に基づき、前記理想平均輝度値を補正することが好ましい。

【0016】

また、本発明の内視鏡システムの検査方法は、複数の光ファイバを集束したライトガイドが挿通され、先端部から照明光を出射するとともに固体撮像素子により撮像を行う内視鏡の検査方法において、テストチャートを有し、前記固体撮像素子により前記テストチャートが撮像されるように前記先端部を光密に封止するキャップを前記先端部に装着し、この状態で得られる前記撮像信号から前記テストチャートの平均輝度値を検出し、検出された平均輝度値を Y 、前記複数の光ファイバに断線が生じていない場合の理想平均輝度値を I 、前記光ファイバの総数を M としたとき、 $N = M \times (1 - Y / I)$ の関係式を満たす N を前記光ファイバの断線数として算出することを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、ライトガイドの光ファイバの断線数を正確に検出することができる。これにより、使用者は、内視鏡の交換時期を正確に把握することができ、効率よく内視鏡を使用することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

図1において、内視鏡システム2は、電子内視鏡10、プロセッサ装置11、及び光源装置12と、後述するキャップ40（図3参照）とから構成されている。電子内視鏡10は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、プロセッサ装置11及び光源装置12に接続されるユニバーサルコード15とを備えている。

【0019】

挿入部13の先端には、体腔内撮影用の固体撮像素子50（図6参照）を内蔵した先端部16が連設されている。先端部16の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部17が設けられている。湾曲部17は、操作部14に設けられたアングルノブ18が操作されて、挿入部13内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部16が体腔内の所望の方向に向けられる。

【0020】

ユニバーサルコード15の基端は、コネクタ19に連結されている。コネクタ19は、複合タイプのものであり、コネクタ19にはプロセッサ装置11が接続される他、光源装置12が接続される。電子内視鏡10は、コネクタ19を介して、プロセッサ装置11及び光源装置12に着脱自在に接続される。

【0021】

プロセッサ装置11は、ユニバーサルコード15内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡10に給電を行い、固体撮像素子50の駆動を制御するとともに、固体撮像素子50から出力された撮像信号を伝送ケーブルを介して受信し、受信した撮像信号に各種信号処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置11で生成された画像データは、プロセッサ装置11にケーブル接続されたモニタ20に内視鏡画像として表示される。また、プロセッサ装置11は、コネクタ19を介して光源装置12と電氣的に接続され、内視鏡システム2の動作を統括的に制御する。

【0022】

図2において、先端部16の前面16aには、観察窓30、照明窓31、鉗子出口32、及び送気・送水用ノズル33が設けられている。観察窓30は、先端部16の片側中央に配置されている。観察窓30の奥には、対物光学系53及びプリズム54（図6参照）

10

20

30

40

50

を介して固体撮像素子 5 0 が配置されている。

【 0 0 2 3 】

照明窓 3 1 は、観察窓 3 0 に関して対称な位置に 2 個配され、光源装置 1 2 からライトガイド 8 0 及び照明レンズ 8 3 (図 6 参照) を介して導かれた照明光を体腔内に照射させる。鉗子出口 3 2 は、挿入部 1 3 内に配設された鉗子チャンネルに接続され、操作部 1 4 に設けられた鉗子口 2 1 (図 1 参照) に連通している。鉗子口 2 1 には、注射針や高周波メスなどが先端に配された各種処置具が挿通され、各種処置具の先端が鉗子出口 3 2 から露呈される。

【 0 0 2 4 】

送気・送水用ノズル 3 3 は、操作部 1 4 に設けられた送気・送水ボタン 2 2 (図 1 参照) の操作に応じて、光源装置 1 2 に内蔵された送気・送水装置から供給される洗浄水や空気を、観察窓 3 0 や体腔内に向けて噴射する。

【 0 0 2 5 】

詳しくは後述するが、内視鏡システム 2 は、ライトガイド 8 0 の検査モードを有する。この検査モードは、図 3 に示すように、電子内視鏡 1 0 の先端部 1 6 に、前面 1 6 a を光密に封止するキャップ 4 0 を装着した状態で実行される。キャップ 4 0 は、略円筒形状であり、先端部 1 6 とほぼ同一の径を有する挿入孔 4 1 と、挿入孔 4 1 より径が小さく、挿入孔 4 1 に連通した遮光穴 4 2 と、遮光穴 4 2 の底面 4 2 a に設けられたテストチャート 4 3 とから構成されている。電子内視鏡 1 0 の先端部 1 6 は、挿入孔 4 1 に挿入されると、前面 1 6 a の外周部が挿入孔 4 1 と遮光穴 4 2 との段差部 4 4 に当接し、先端部 1 6 の前面 1 6 a がテストチャート 4 3 に対向する。テストチャート 4 3 は、固体撮像素子 5 0 が撮像する領域に配置され、前面 1 6 a の照明窓 3 1 から照明光が照射されるとともに、観察窓 3 0 から固体撮像素子 5 0 により撮像される。

【 0 0 2 6 】

テストチャート 4 3 は、図 4 に示すように、中央部に配置された測距用領域 4 3 a と、その周囲に配置された測光用領域 4 3 b とからなる。測距用領域 4 3 a は、テストチャート 4 3 から先端部 1 6 の前面 1 6 a までの距離 L (図 3 参照) を求めるための領域であり、円形の黒色領域である。測光用領域 4 3 b は、ライトガイド 8 0 の検査とともに、ホワイトバランス調整を行うための領域であり、色は 1 8 % グレー (反射率 1 8 % のグレー色) となっている。

【 0 0 2 7 】

ライトガイド 8 0 は、図 5 に示すように、多数の光ファイバ 8 1 が巻回テープ等の集束材 8 2 により被覆され、バンドル化されたものである。ライトガイド 8 0 は、入射端側では、全ての光ファイバ 8 1 が 1 束にバンドル化されているが、出射端側では、光ファイバ 8 1 は 2 束に分離され、前述の各照明窓 3 1 へ導かれている。

【 0 0 2 8 】

図 6 において、電子内視鏡 1 0 は、固体撮像素子 5 0 を先端部 1 6 に備え、アナログ信号処理回路 (A F E : Analog Front End processor) 5 1 及びメモリ 5 2 を操作部 1 4 に備えている。固体撮像素子 5 0 は、C C D 型イメージセンサ等からなり、対物光学系 5 3 及びプリズム 5 4 を通過した被写体光が受光面に入射するように配置されている。この受光面には、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ (例えば、ベイヤー配列の原色カラーフィルタ) が配置されている。

【 0 0 2 9 】

A F E 5 1 は、相関二重サンプリング回路 (C D S) 5 5 、自動ゲイン制御回路 (A G C) (増幅手段) 5 6 、及びアナログ / デジタル変換器 (A / D) 5 7 により構成されている。C D S 5 5 は、固体撮像素子 5 0 から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、固体撮像素子 5 0 で生じるリセット雑音及びアンプ雑音の除去を行う。A G C 5 6 は、C D S 5 5 によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置 1 1 から指定されるゲイン (増幅率) に基づいて増幅する。A / D 5 7 は、A G C 5 6 により増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタル信号に変換し、コネクタ 1 9 を介し

10

20

30

40

50

てプロセッサ装置 11 に入力する。

【0030】

メモリ 52 は、フラッシュメモリ等の不揮発性メモリからなり、電子内視鏡 10 の機種を識別するための識別情報と、電子内視鏡 10 の使用回数とを記憶している。この識別情報及び使用回数は、電子内視鏡 10 がプロセッサ装置 11 に接続された際に、プロセッサ装置 11 によって読み取られる。

【0031】

プロセッサ装置 11 は、電子内視鏡 10 の動作制御を行う CPU 58 と、各種タイミングパルスが発生するタイミングジェネレータ (TG) 59 と、電子内視鏡 10 をプロセッサ装置 11 から絶縁分離するためのアイソレーションデバイス (ID) 60 と、プロセッサ装置 11 の動作制御を行う CPU 61 と、撮像信号に信号処理を施して画像データを生成するデジタル信号処理回路 (DSP) 62 と、DSP 62 により生成された画像データをアナログ信号に変換してモニタ 20 に出力するデジタル/アナログ変換器 (D/A) 63 と、検査モード時に測光を行う測光回路 (測光手段) 64 と、検査モード時に測距を行う測距回路 (測距手段) 65 と、電子内視鏡 10 の機種ごとにライトガイド 80 内の光ファイバ 81 の総数をテーブル化して記憶したメモリ 66 と、使用者の操作に応じて操作信号を CPU 61 に入力する操作部 (操作手段) 67 とから構成されている。また、CPU 61 には、ライトガイド 80 内の光ファイバ 81 の断線数を算出する断線数算出部 (断線数算出手段) 68 が構成されている。

【0032】

CPU 58 は、電子内視鏡 10 とプロセッサ装置 11 とが接続された際には、メモリ 52 に記憶された識別情報及び使用回数を読み出し、ID 60 を介して CPU 61 に入力する。また、CPU 58 は、メモリ 52 から使用回数を読み出した後、メモリ 52 内の使用回数を、1 だけ加算した数値に書き換える。識別情報は、ライトガイド 80 の検査モード時に使用される。使用回数は、この検査モードの実行を使用者に促す目的で使用される。本実施形態では、CPU 58 が、特許請求の範囲に記載の使用回数検出手段に相当する。

【0033】

CPU 58 は、電子内視鏡 10 がプロセッサ装置 11 に接続された後、CPU 61 からの動作開始指示に基づいて TG 59 を駆動させる。TG 59 は、固体撮像素子 50 の駆動パルス (垂直/水平走査パルス、リセットパルス等) と AFE 51 用の同期パルスとを発生し、コネクタ 19 を介して電子内視鏡 10 に入力する。固体撮像素子 50 は、TG 59 から入力された駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。また、CPU 58 は、前述の AGC 56 のゲインを調整する。本実施形態では、CPU 58 が、特許請求の範囲に記載の増幅率調整手段に相当する。

【0034】

また、TG 59 は、ID 60 を介して、DSP 62 や CPU 61 等に信号処理用の同期パルスを供給する。ID 60 は、フォトカプラ等からなる絶縁分離素子である。AFE 51 から入力された撮像信号は、ID 60 を介して DSP 62 に入力される。

【0035】

DSP 62 は、入力された撮像信号に対し、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等を行い、画像データを生成する。

【0036】

測光回路 64 及び測距回路 65 は、電子内視鏡 10 の先端部 16 にキャップ 40 を装着した状態で、操作部 67 の操作により実行されるライトガイド 80 の検査モード時に動作する。測光回路 64 は、テストチャート 43 を被写体とした固体撮像素子 50 の撮像動作の結果、AFE 51 から入力される 1 フレーム分の撮像信号を取得し、輝度値を有効領域内の全画素について積算し、この積算値を積算した画素数で平均することにより、平均輝度値 Y を算出する。測距回路 65 は、DSP 62 により生成された 1 フレーム分の画像データからテストチャート 43 の測距用領域 43a に相当する領域を検出し、この領域の大きさから、テストチャート 43 から先端部 16 の前面 16a までの距離 L を算出する。な

10

20

30

40

50

お、測距回路 65 は、所定の距離に対する測距用領域 43a の大きさをデータとして有しており、比例演算によって距離 L を算出する。

【0037】

断線数算出部 68 は、ライトガイド 80 の検査モード時に作動し、光ファイバ 81 の断線数 N を次式 (1) に基づいて算出する。

【0038】

$$N = M \times (1 - Y / I(R, L)) \cdots (1)$$

M : 光ファイバ 81 の総数

Y : 平均輝度値

I(R, L) : 理想平均輝度値

10

【0039】

光ファイバ 81 の総数 M は、CPU 58 が読み出した識別情報に応じてメモリ 66 から検出される値である。平均輝度値 Y は、測光回路 64 により検出されるテストチャート 43 の平均的な輝度値である。理想平均輝度値 I(R, L) は、ライトガイド 80 内の光ファイバ 81 に断線が生じていない場合 (無欠陥状態) に推定されるテストチャート 43 の平均的な輝度値であり、後述する光源 70 の発光光量の減衰率 R と、測距回路 65 により検出される距離 L の関数として算出される。距離 L は、キャップ 40 と先端部 16 との装着ズレによる断線数 N の検出誤差を補正するための補正パラメータである。

【0040】

CPU 61 は、検査モードが実行されると、検出した断線数 N をモニタ 20 に表示させるとともに、CPU 58 に指示を与えて、光ファイバ 81 の断線による照明光の不足によって低下する平均輝度値の低下量 $D (= I(R, L) - Y)$ を補正する ($D = 0$ とする) ように、AGC 56 のゲインを調整する。また、CPU 61 は、断線数 N が所定数 N_0 (例えば、総数 M の半数) 以上となった場合に、電子内視鏡 10 の交換を促す警告メッセージをモニタ 20 に表示させる。

20

【0041】

さらに、CPU 61 は、CPU 58 がメモリ 52 から読み出した使用回数 (電子内視鏡 10 の使用回数) が所定回数 (例えば、100 回、200 回、300 回、...) に達するたびに、検査モードの実行を促すメッセージをモニタ 20 に表示させる。本実施形態では、CPU 61 及びモニタ 20 が、特許請求の範囲に記載の第 1 ~ 第 3 の報知手段に相当する。

30

【0042】

光源装置 12 は、キセノンランプやハロゲンランプからなる光源 70 と、光源 70 を駆動するための光源ドライバ 71 と、光源 70 とライトガイド 80 との間に配され、ライトガイド 80 への入射光量を増減させる絞り機構 72 と、絞り機構 72 を通過した光を集光してライトガイド 80 の入射端に導く集光レンズ 73 と、プロセッサ装置 11 の CPU 61 と通信し、光源ドライバ 71 及び絞り機構 72 の制御を行う CPU 74 と、光源 70 の使用時間を計時するタイマ 75 と、光源 70 の発光光量と使用時間との関係を示す光源特性データを記憶したメモリ 76 とから構成されている。本実施形態では、CPU 74 が、特許請求の範囲に記載の絞り制御手段に相当する。

40

【0043】

メモリ 76 には、図 7 に示すような光源特性データが記憶されている。光源特性データは、光源 70 を一定の条件で駆動したときの発光光量と使用時間との関係であり、光源 70 の発光光量は、使用時間の増加とともに減衰する。CPU 74 は、タイマ 75 により計時される光源 70 の使用時間 t における発光光量 $Q(t)$ をメモリ 76 の光源特性データから取得して、発光光量の減衰率 $R (= 1 - Q(t) / Q(0))$ を算出する。

【0044】

CPU 74 は、図 8 に示すように、絞り機構 72 の絞り開度を減衰率 R に応じて設定する。つまり、減衰率 $R = 0$ の場合 ($t = 0$ の場合) に絞り開度が 50%、減衰率 $R = 0.5$ の場合に絞り開度が 100% となるように、 $0 \leq R \leq 0.5$ の範囲では絞り開度を減衰

50

率 R に対して比例関係を有するように設定し、 $0.5 < R \leq 1$ の範囲では絞り開度を 100% に固定する。このように絞り開度を設定することにより、ライトガイド 80 への入射光量は、 $0 \leq R \leq 0.5$ の範囲では初期値（初期発光光量 $Q(0)$ の $1/2$ ）に一定に保たれ、 $0.5 < R \leq 1$ の範囲では初期値より低下する。

【0045】

したがって、照明窓 31 から出射される照明光の光量は、 $0 \leq R \leq 0.5$ の範囲では、減衰率 R に依らず一定となり、 $0.5 < R \leq 1$ の範囲では、減衰率 R に依存して低下する。よって、前述の理想平均輝度値 $I(R, L)$ は、減衰率 R 及び前述の距離 L を補正パラメータとして、次式 (2a)、(2b) により表される。

【0046】

$0 \leq R \leq 0.5$ の場合：

$$I(R, L) = I_0 \times (L_0 / L)^2 \quad \cdots (2a)$$

$0.5 < R \leq 1$ の場合：

$$I(R, L) = 2 \times (1 - R) \times I_0 \times (L_0 / L)^2 \quad \cdots (2b)$$

【0047】

ここで、 I_0 は、 $R = 0$ 、 $L = L_0$ におけるテストチャート 43 の理想平均輝度値である。この理想平均輝度値 I_0 及び所定距離 L_0 の値は、予めメモリ 66 に記憶されている。断線数算出部 68 は、メモリ 66 からこれらの値を読み出し、上記の関係式 (1) 及び関係式 (2a)、(2b) を用いて断線数 N を算出する。

【0048】

次に、以上のように構成された内視鏡システム 2 の作用について、図 9 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、プロセッサ装置 11 の CPU 58 は、電子内視鏡 10 がプロセッサ装置 11 に接続されたか否かを検出し、電子内視鏡 10 がプロセッサ装置 11 に接続されたことを検出すると、電子内視鏡 10 のメモリ 52 に記憶された電子内視鏡 10 の識別情報及び使用回数を読み出し、読み出した使用回数を 1 だけインクリメントしてメモリ 52 内の使用回数を書き替える。

【0049】

次いで、CPU 61 は、CPU 58 が読み出した使用回数が所定回数（例えば、100 回、200 回、300 回、 \cdots ）であるか否かを判断し、使用回数が所定回数である場合には、検査モードを実行すべき旨のメッセージ（例えば、「この内視鏡は使用回数が 100 回です。ライトガイドの検査を実行して下さい。」とのメッセージ）をモニタ 20 に表示させる。一方、CPU 58 が読み出した使用回数が所定回数でない場合には、体腔内画像の撮影等を行う通常モードに移行する。

【0050】

この通常モード中に、使用者により電子内視鏡 10 の先端部 16 にキャップ 40 が装着され、操作部 67 の操作により検査モードの実行指示がなされると、CPU 61 は、ライトガイド 80 の検査モードの実行を開始する。この検査モードでは、まず、CPU 58 及び CPU 74 に指示を与え、固体撮像素子 50 及び光源 70 を駆動させる。これにより、テストチャート 43 にライトガイド 80 から出射された照明光が照射された状態で、固体撮像素子 50 によりテストチャート 43 が撮像される。

【0051】

固体撮像素子 50 から出力された撮像信号は、AFE 51 を介してプロセッサ装置 11 に入力され、測光回路 64 によりテストチャート 43 の平均輝度値 Y が検出される。また、撮像信号は、DSP 62 により画像データに変換され、測距回路 65 によりテストチャート 43 から先端部 16 の前面 16a までの距離 L が検出される。

【0052】

次いで、CPU 61 は、CPU 58 が読み出した識別情報に基づいて、電子内視鏡 10 の機種に対応するライトガイド 80 内の光ファイバ 81 の総数 M をメモリ 66 から検出し、光源装置 12 からその時点における光源 70 の発光光量の減衰率 R を取得する。

【0053】

10

20

30

40

50

断線数算出部 68 は、検出したテストチャート 43 の平均輝度値 Y 及び距離 L 、光ファイバ 81 の総数 M 、発光光量の減衰率 R を用い、上記の式 (1) 及び式 (2a)、(2b) に基づいて光ファイバ 81 の断線数 N を算出する。

【0054】

CPU 61 は、断線数算出部 68 により算出された断線数 N をモニタ 20 に表示し、さらに、断線数 N が所定数 N_0 (例えば、総数 M の半数) 以上である場合には、警告メッセージ (例えば、「警告：ライトガイドが劣化しています。内視鏡を交換して下さい。」) のメッセージをモニタ 20 に表示させる。

【0055】

そして、CPU 61 は、CPU 58 に指示を与えて、光ファイバ 81 の断線による照明光の不足によって低下する平均輝度値の低下量 $D (= I(R, L) - Y)$ を補正するように AGC 56 のゲイン調整を行い、通常モードへ復帰する。

【0056】

以上説明したように、内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 10 のライトガイド 80 を検査する検査モードを備え、テストチャート 43 が付されたキャップ 40 を電子内視鏡 10 の先端部 16 に装着した状態で検査モードを実行することで、光ファイバ 81 の断線数を検出することができる。使用者は、光ファイバ 81 の断線数を常に正確に把握することができ、適切な時期に電子内視鏡 10 の交換を行うことができる。また、光ファイバ 81 の断線により不足する輝度値が AGC 56 のゲイン調整により補正されるため、断線により体腔内画像に生じる輝度低下を軽減することができる。

【0057】

また、内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 10 の使用回数を検出し、所定回数に達するたびに検査の実行を促すので、使用者は、検査スケジュールを管理する必要がなく、適切な時期に検査を実行することができる。

【0058】

なお、上記実施形態では、光ファイバ 81 の断線により不足する平均輝度値の低下量 D を AGC 56 のゲイン調整により補正しているが、本発明はこれに限定されず、図 10 に示すように、断線数 N を算出及び表示した後に、絞り機構 72 の絞り開度の調整 (つまり、ライトガイド 80 への入射光量の調整) により平均輝度値の低下量 D の補正を行い、かつ、この補正時に絞り開度が上限の 100% となって入射光量の増大を図れない場合に、AGC 56 のゲイン調整 (ゲインの増大) を行うように構成しても良い。

【0059】

また、上記実施形態では、光源 70 として、発光光量が使用時間の増加とともに低下するものを用いているが、本発明はこれに限定されず、LED 等のように、発光光量に減衰が生じないものを用いても良い。この場合には、理想平均輝度値 $I(R, L)$ は、減衰率 R の依存性を無視して求めることができる。

【0060】

また、上記実施形態では、テストチャート 43 の測距用領域 43a を円形の黒色領域としているが、本発明はこれに限定されず、測距用領域 43a の形状や色は適宜変更して良い。また、この測距用領域 43a は、電子内視鏡 10 の先端部 16 にキャップ 40 を装着した際に、距離 L が常に一定となる機構を有する場合には特に形成する必要はない。この場合には、理想平均輝度値 $I(R, L)$ は、距離 L の依存性を無視して求めることができる。しかし、測距用領域 43a は、測距以外の目的に用いることも可能であるため、距離 L が常に一定となる機構を有する場合においても測距用領域 43a を有するテストチャート 43 を用いることが好ましい。つまり、測距用領域 43a は、電子内視鏡 10 の先端部 16 にキャップ 40 が装着されているか否かの検出に用いることができ、測距回路 65 により測距用領域 43a が検出されなかった場合には、検査モードを停止させることで、誤検査を防止することができる。

【0061】

また、上記実施形態では、テストチャート 43 の測光用領域 43b を 18% グレーとし

10

20

30

40

50

ているが、本発明はこれに限定されず、25%グレー等の色としても良い。

【0062】

また、上記実施形態では、検査実行を促すメッセージ、検出した断線数N、及び断線数Nが所定数以上である場合の警告メッセージは、モニタ20への表示により、使用者に報知を行っているが、本発明はこれに限定されず、音声等の他の報知方法を用いても良い。

【0063】

また、上記実施形態では、キャップ40をプロセッサ装置11及び光源装置12とは別体として設けているが、本発明はこれに限定されず、キャップ40を、プロセッサ装置11または光源装置12に一体として設けても良い。

【0064】

また、上記実施形態では、測光回路64は、AFE51から入力される撮像信号に基づいて平均輝度値Yを算出しているが、本発明はこれに限定されず、DSP62により生成された画像データに基づいて平均輝度値Yの算出を行っても良い。この場合には、DSP62内でガンマ補正を行っているため、輝度値と光量との関係は非線形的になる。このため、テストチャート43の測光用領域43bは、輝度値と光量との関係がほぼ線形的に保たれる18%グレー程度の濃淡であることが好ましい。

【0065】

また、上記実施形態では、光源装置12のCPU74は、減衰率R=0の場合の絞り開度の初期設定値を50%としているが、本発明はこれに限定されず、絞り開度の初期設定値は適宜変更して良い。

【0066】

また、上記実施形態では、固体撮像素子50を電子内視鏡10の先端部16に設けているが、本発明はこれに限定されず、固体撮像素子50は、操作部14など、電子内視鏡10内のいずれの部分に設けても良い。例えば、固体撮像素子50を操作部14に設ける場合には、先端部16の観察窓30から入射した被写体光を固体撮像素子50の受光面に結像させるように、挿入部13内に光学系を設ければ良い。

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図1】内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】電子内視鏡の先端部の前面を示す図である。

【図3】キャップの構造を示す部分切り欠き断面図である。

【図4】テストチャートを示す平面図である。

【図5】ライトガイドの構造を示す断面図である。

【図6】内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図7】光源特性データの一例を示すグラフである。

【図8】発光光量の減衰率に対する絞り開度の設定値を示すグラフである。

【図9】内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【図10】その他の実施形態を説明するフローチャートである。

【符号の説明】

【0068】

2 内視鏡システム

10 電子内視鏡

11 プロセッサ装置

12 光源装置

16 先端部

20 モニタ(第1～第3の報知手段)

40 キャップ

43 テストチャート

43a 測距用領域

43b 測光用領域

10

20

30

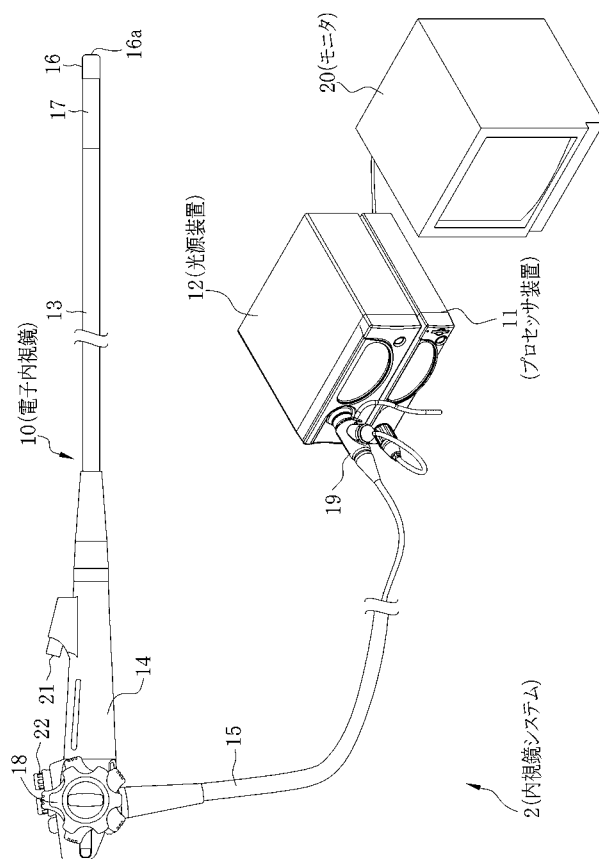
40

50

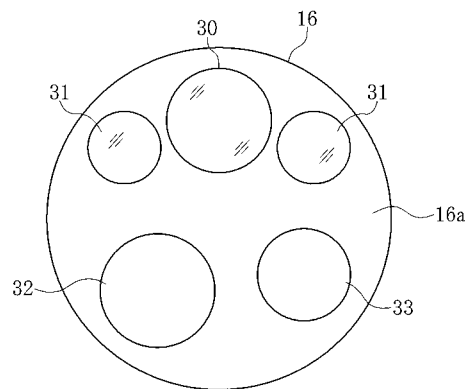
- 5 0 固体撮像素子
- 5 2 メモリ
- 5 6 自動ゲイン制御回路（増幅手段）
- 5 8 CPU（使用回数検出手段、増幅率調整手段）
- 6 4 測光回路（測光手段）
- 6 5 測距回路（測光手段）
- 6 7 操作部（操作手段）
- 6 8 断線数算出部（断線数算出手段）
- 7 0 光源
- 7 2 絞り機構
- 7 4 CPU（絞り制御手段）
- 7 5 タイマ
- 7 6 メモリ
- 8 0 ライトガイド
- 8 1 光ファイバ

10

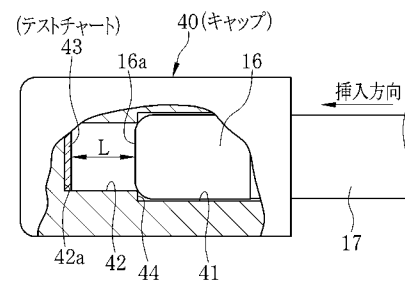
【図 1】



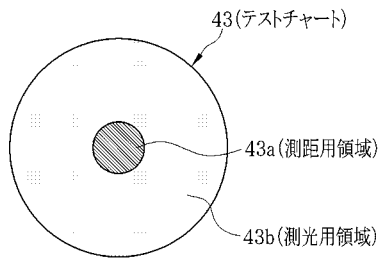
【図 2】



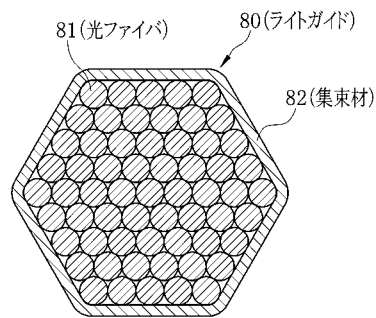
【図 3】



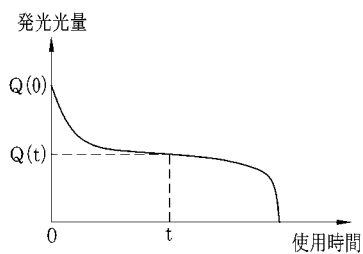
【図 4】



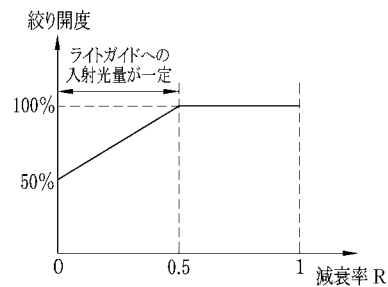
【図 5】



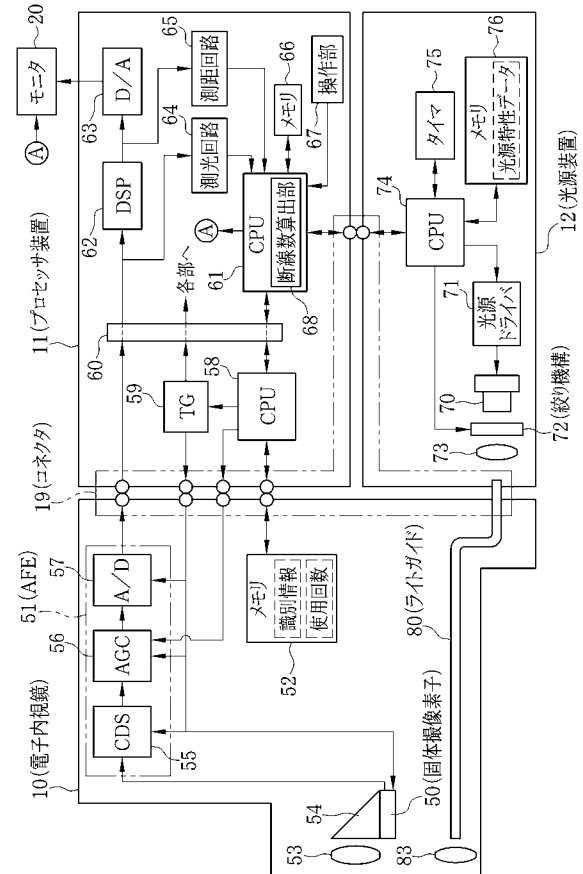
【図 7】



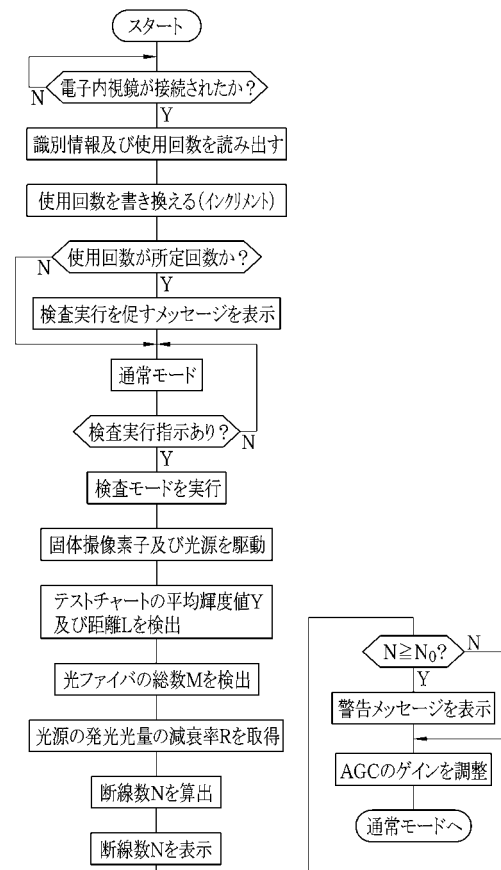
【図 8】



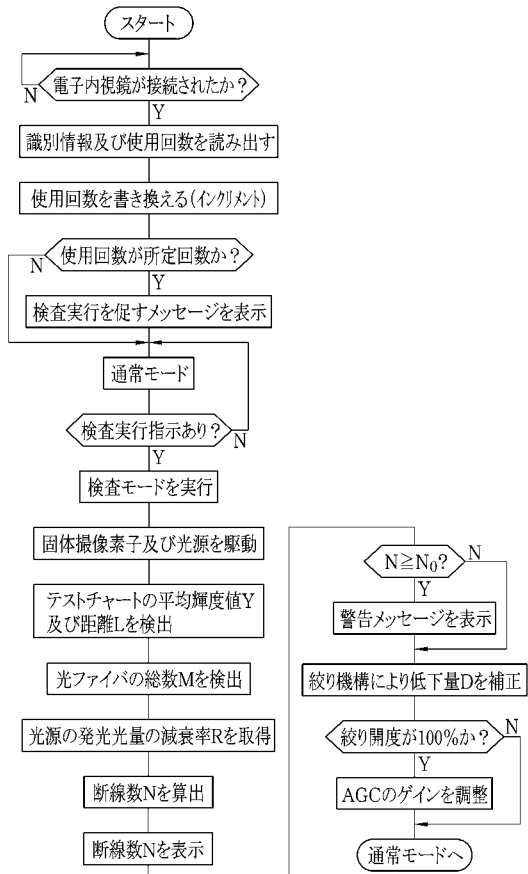
【図 6】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	内窥镜系统和内窥镜检查方法		
公开(公告)号	JP2009213673A	公开(公告)日	2009-09-24
申请号	JP2008060427	申请日	2008-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	阿部一則		
发明人	阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00165 A61B1/042		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/00.553 A61B1/00.630 A61B1/00.631 A61B1/00.732 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	4C061/FF40 4C061/FF46 4C161/FF40 4C161/FF46		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：检测光导中断路的光纤数量，让用户正确掌握更换内窥镜的时间。ZSOLUTION：内窥镜检查方法被设计成通过安装在尖端上的盖子进行检查，具有测试图并通过操作固态成像装置50和光源装置密封地密封电子内窥镜10的尖端当光测量电路64检测到的测试图的平均亮度值为0时，断路的光纤计数计算部分68计算满足关系式 $N = M \times (1 - Y / I)$ 的N作为断路的光纤计数。Y，当光导80中的光纤没有断开时估计的理想平均亮度值是I，并且光纤的总数是M。Z

