

(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2010-51441

(P2010-51441A)

(43) 公開日 平成22年3月11日(2010.3.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-217972 (P2008-217972)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年8月27日 (2008. 8. 27)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(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	増野 進吾
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA23 CA11 CA27
			4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF46
			GG01 HH51 HH54 LL02 NN01
			RR02 SS11

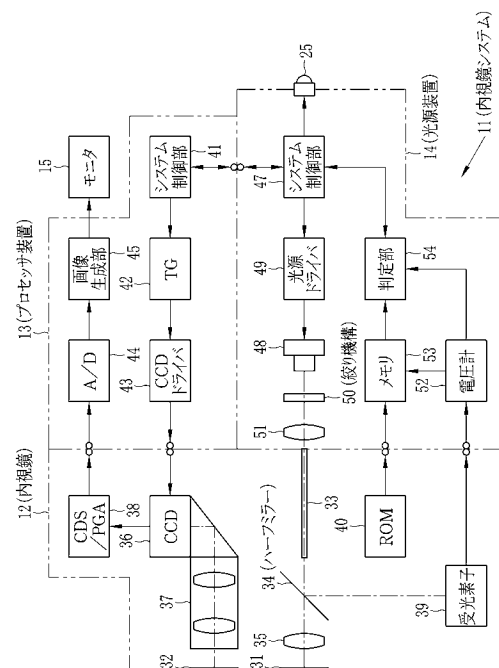
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 誤診を防止する。

【解決手段】 光源装置14は、光源48を駆動制御して照明光の照射を開始する。光源48からの照明光は、ライトガイド33を介して内視鏡12の先端部19に導かれ、半分がハーフミラー34を透過し、照明窓31から観察部位に照射される。残りの半分は、ハーフミラー34で反射し、受光素子39に入射する。受光素子39に入射した照明光は、電気信号に変換され、電圧計52に入力される。電圧計52では、受光素子39から出力された電気信号の電圧値が測定される。測定結果は、判定部54に入力される。判定部54では、過去に内視鏡12が接続されたときとの差分が、予め定められた範囲に収まっているか否かを判定する。判定結果は、システム制御部47に入力される。システム制御部47は、判定結果に基づいて、パイロットランプ25の点灯又は点滅の状態を切り替える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の挿入部の先端に設けられ、ライトガイドによって導かれた照明光を分離する第 1 光分離手段と、

前記第 1 光分離手段で分離された照明光の一方を受光する第 1 センサと、

前記第 1 センサからの出力に基づいて、前記ライトガイドを構成する光ファイバの折損状況を判定する判定手段とを備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記判定手段は、前記ライトガイドによって前記挿入部の先端へ導かれた照明光の光量が所定の基準を満たしているか否かを判定することによって、前記ライトガイドを構成する光ファイバの折損状況を判定する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】

前記判定手段による判定結果を報知する報知手段を備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 センサからの出力を記憶するメモリを備え、

前記判定手段は、前記メモリに記憶された出力とリアルタイムの出力との差分を元に判定を行うことを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記ライトガイドに入射する前の照明光の光量を調節する絞り機構を備え、

前記メモリは、前記第 1 センサからの出力を、前記絞り機構による絞り量に関連付けて記憶し、

前記判定手段は、前記絞り機構による絞り量に応じて、前記メモリに記憶された出力とリアルタイムの出力とを補正して判定を行うことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 センサは、第 1 受光素子であることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 1 センサは、第 1 熱量感知センサであることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記ライトガイドに入射する前の照明光を分離する第 2 光分離手段と、

前記第 2 光分離手段で分離された照明光の一方を受光する第 2 センサとを備え、

前記判定手段は、前記第 2 センサからの出力と前記第 1 センサからの出力とを元に判定を行うことを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 センサは、第 1 受光素子であり、

前記第 2 センサは、第 2 受光素子であ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】

前記第 1 センサは、第 1 熱量感知センサであり、

前記第 2 センサは、第 2 熱量感知センサであることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、挿入部の先端に照明光を導くライトガイドを有する内視鏡を備えた内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

医療分野において、内視鏡を利用した医療診断が盛んに行われている。内視鏡は、患者の体腔内に挿入される細長の挿入部と、挿入部の基端部分に接続された操作部と、プロセッサ装置や光源装置に接続されるユニバーサルコードとを備えている。挿入部の先端は、固体撮像素子を有した撮像ユニットが内蔵された硬性部となっている。

【 0 0 0 3 】

硬性部には、観察部位に光を照射するための照明窓、観察部位に照射された光を撮像ユニットに取り込むための対物レンズ、及び対物レンズを保護する観察窓などが設けられている。光源装置からの照明光は、挿入部、操作部及びユニバーサルコード（以下、「内視鏡の各部」という。）に挿通されたライトガイドを介して照明窓に導かれる。観察窓及び対物レンズを介して取り込まれた光は、撮像ユニットで撮像されて画像信号として出力される。画像信号は、内視鏡の各部に挿通された信号ケーブルを介してプロセッサ装置に伝送される。プロセッサ装置は、撮像ユニットから伝送された画像信号に基づいて内視鏡画像を生成し、モニタに出力する。医師は、モニタに映し出された内視鏡画像を見ながら検査を行う。

10

【 0 0 0 4 】

内視鏡の各部には、ライトガイドや信号ケーブルの他に、送気送水ノズルに水や空気を導く送気送水チューブや、患部の治療に用いられる鉗子や注射針などの処置具が挿通される鉗子チューブなどの複数のケーブル及びチューブが挿通されている。

【 0 0 0 5 】

20

挿入部は、硬性部の基端側が、環状の湾曲駒を複数個（例えば、16個）直列に連結して構成された湾曲部となっており、湾曲部の基端側が、可撓性を有した軟性部となっている。隣接する湾曲駒同士は、回動自在に連結されている。湾曲駒内には、上下又は左右方向に操作するための操作ワイヤが一對ずつ設けられている。各操作ワイヤが押し引きされることで、隣接する湾曲駒同士が回転して湾曲部全体が湾曲する。

【 0 0 0 6 】

操作部には、操作ワイヤを押し引きするためのアングルノブが設けられている。アングルノブが操作されることで、湾曲部が上下又は左右に湾曲し、硬性部が所望の方向に向けられる。湾曲部の湾曲により、湾曲部に挿通されたケーブルやチューブは湾曲し、また、長手方向や径方向（長手方向に直交する方向）にも移動する。これにより、ケーブルやチューブは、捻れたり絡まったりすることがある。ライトガイドを構成する光ファイバは、曲げに弱く、捻れたり絡まったりすることで折損するおそれがある。

30

【 0 0 0 7 】

そこで、ライトガイドを構成する光ファイバが折損することを防止するために、種々の発明がなされている。例えば、特許文献1に記載の発明では、2方向へ湾曲する湾曲部の最大湾曲角度を、2方向で相互に異ならせ、小さい最大湾曲角度で湾曲する向きと同じ側に鉗子チューブを、その反対側にライトガイドをそれぞれ配設している。

【特許文献1】特開平06-181880号公報（図1及び図2）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【 0 0 0 8 】

特許文献1に記載の発明によれば、ライトガイドに加わる衝撃が抑えられ、光ファイバが折損する可能性は低くなる。しかし、湾曲部を湾曲させる以上、如何様な対策をとったとしても、光ファイバが折損することを完全に防ぐことはできない。また、光ファイバには時間経過とともに硬化するといった経時劣化の傾向があり、時間経過に伴って光ファイバが折損することもある。

【 0 0 0 9 】

折損する光ファイバの本数が増えると、観察部位に照射される照明光の光量が減少し、内視鏡画像が不鮮明になるなどの影響が生じる。ところが、折損する光ファイバ本数は、急に増えるのではなく徐々に増えるので、内視鏡画像が不鮮明になるのもゆっくりである

50

。このため、内視鏡画像が不鮮明であることに気付かずに検査を行って、誤診してしまう可能性がある。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、ライトガイドを構成する光ファイバの折損に起因する誤診を防止した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】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、内視鏡の挿入部の先端に設けられ、ライトガイドによって導かれた照明光を分離する第 1 光分離手段と、前記第 1 光分離手段で分離された照明光の一方を受光する第 1 センサと、前記第 1 センサからの出力に基づいて、前記ライトガイドを構成する光ファイバの折損状況を判定する判定手段とを備えている。

10

【 0 0 1 2 】

請求項 2 に記載の発明では、前記判定手段は、前記ライトガイドによって前記挿入部の先端へ導かれた照明光の光量が所定の基準を満たしているか否かを判定することによって、前記ライトガイドを構成する光ファイバの折損状況を判定する。

【 0 0 1 3 】

請求項 3 に記載の発明では、前記判定手段による判定結果を報知する報知手段を備えている。

【 0 0 1 4 】

20

請求項 4 に記載の発明では、前記第 1 センサからの出力を記憶するメモリを備え、前記判定手段は、前記メモリに記憶された出力とリアルタイムの出力との差分を元に判定を行う。

【 0 0 1 5 】

請求項 5 に記載の発明では、前記ライトガイドに入射する前の照明光の光量を調節する絞り機構を備え、前記メモリは、前記第 1 センサからの出力を、前記絞り機構による絞り量に関連付けて記憶し、前記判定手段は、前記絞り機構による絞り量に応じて、前記メモリに記憶された出力とリアルタイムの出力とを補正して判定を行う。

【 0 0 1 6 】

請求項 6 に記載の発明では、前記第 1 センサは、第 1 受光素子である。請求項 7 に記載の発明では、前記第 1 センサは、第 1 熱量感知センサである。

30

【 0 0 1 7 】

請求項 8 に記載の発明では、前記ライトガイドに入射する前の照明光を分離する第 2 光分離手段と、前記第 2 光分離手段で分離された照明光の一方を受光する第 2 センサとを備え、前記判定手段は、前記第 2 センサからの出力と前記第 1 センサからの出力とを元に判定を行う。

【 0 0 1 8 】

請求項 9 に記載の発明では、前記第 1 センサは、第 1 受光素子であり、前記第 2 センサは、第 2 受光素子である。請求項 10 に記載の発明では、前記第 1 センサは、第 1 熱量感知センサであり、前記第 2 センサは、第 2 熱量感知センサである。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明の内視鏡システムによれば、ライトガイドを構成する光ファイバの折損状況を知ることができるから、光ファイバの折損に起因して内視鏡画像が不鮮明となり、その不鮮明な内視鏡画像が原因で誤診してしまうことが防止される。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 0 】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 11 は、体腔内を撮影する内視鏡 12 と、内視鏡画像を生成するプロセッサ装置 13 と、体腔内を照明する光を内視鏡 12 に

50

供給する光源装置 14 と、内視鏡画像を表示するモニタ 15 とから構成されている。内視鏡システム 11 は、カート（図示省略）に各装置一式が搭載されて使用される。

【0021】

内視鏡 12 は、体腔内に挿入される可撓性を有した挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に連設された操作部 17 と、プロセッサ装置 13 及び光源装置 14 に接続されるユニバーサルコード 18 とを備えている。プロセッサ装置 13 は、内視鏡 12 及び光源装置 14 と電氣的に接続しており、内視鏡システム 11 全体の動作を統括的に制御する。

【0022】

挿入部 16 の先端には、撮像素子として CCD (charge coupled device) 36（図 2 参照）を内蔵した先端部 19 が設けられている。先端部 19 の後方には、複数の湾曲駒（図示省略）を連結した湾曲部 20 が設けられている。湾曲部 20 は、操作部 17 に設けられたアングルノブ 21 が操作されて、挿入部 16 内に挿設されたワイヤ（図示省略）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 19 が体腔内の所望の方向に向けられる。

【0023】

ユニバーサルコード 18 の基端は、コネクタ 22 に連結されている。コネクタ 22 は、複合タイプのものであり、コネクタ 22 にはプロセッサ装置 13 及び光源装置 14 が接続される。

【0024】

プロセッサ装置 13 は、CCD 36（図 2 参照）から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種信号処理を施して画像データに変換する。プロセッサ装置 13 で変換された画像データは、プロセッサ装置 13 にケーブル 23 で接続されたモニタ 15 に内視鏡画像として表示される。

【0025】

光源装置 14 には、内視鏡 12 の接続状態を確認するためのパイロットランプ 25 が設けられている。パイロットランプ 25 は、点灯若しくは点滅、又は消灯して、光源装置 14 の電源の ON / OFF 状態や、光源装置 14 への内視鏡 12 の接続状態を報知する。電源が OFF の場合には消灯し、ON の場合には点灯又は点滅する。具体的には、内視鏡 12 が接続されていない場合には赤色で点灯し、内視鏡 12 が接続されている場合には緑色で点灯する。但し、内視鏡 12 が接続されている場合であっても、その内視鏡 12 に不具合がある場合には赤色で点滅する。また、電源が ON となってから定常状態となるまでの待機状態（例えば 5 秒）では、いずれの状態であっても橙色で点灯する。

【0026】

図 2 において、内視鏡 12 は、先端部 19 の端面 24（図 1 参照）に、照明窓 31、観察部位の像光が入射される観察窓 32、鉗子出口（図示省略）、及び送気送水ノズル（図示省略）を有する。照明窓 31 からは、ライトガイド 33、ハーフミラー 34 及び照明レンズ 35 を介して光源装置 14 から導かれた照明光が観察部位に照射される。ハーフミラー 34 は、ライトガイド 33 で導かれた照明光の半分を透過し、その残りを反射する。ハーフミラー 34 を透過した照明光は照明窓 31 に導かれ、ハーフミラー 34 で反射した照明光は受光素子 39 に導かれる。

【0027】

鉗子出口は、挿入部 16 内に配設された鉗子チャンネル（図示省略）に接続され、操作部 17 に設けられた鉗子口 26（図 1 参照）に連通している。鉗子口 26 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、各種処理具の先端が鉗子出口から露出される。送気送水ノズルは、操作部 17 に設けられた送気送水ボタン 27（図 1 参照）の操作に応じて、光源装置 14 に内蔵された送気送水機構（図示省略）から供給される洗浄水や空気を、観察窓 32 に向けて噴射する。

【0028】

内視鏡 12 に内蔵された CCD 36 は、観察窓 32 に対向して設けられた対物光学系 37 の結像位置に配設されている。内視鏡 12 には、CCD 36 の他に、相関二重サンプリ

10

20

30

40

50

ング/プログラマブルゲインアンプ(以下、「CDS/PGA」という。)38が設けられている。CCD36は、観察窓32及び対物光学系37を介して入射した観察部位の像光を撮像し、像光に応じた撮像信号を出力する。CDS/PGA38は、CCD36から出力される撮像信号に対してノイズ除去と増幅とを行う。

【0029】

プロセッサ装置13には、システム制御部41、タイミングジェネレータ(以下、「TG」という。)42、CCDドライバ43、A/D変換器(以下、「A/D」という。)44、画像生成部45が設けられている。システム制御部41は、光源装置14のシステム制御部47と通信を行うとともに、プロセッサ装置13の各部を統括的に制御する。

【0030】

TG42は、システム制御部41の制御の下、タイミング信号(クロックパルス)をCCDドライバ43に入力する。CCDドライバ43は、入力されたタイミング信号に基づいて、駆動信号をCCD36に入力し、CCD36の蓄積電荷の読出しタイミングやCCD36の電子シャッタ速度などを制御する。

【0031】

A/D44は、CDS/PGA38から出力されるアナログの撮像信号をデジタルの画像データに変換する。画像生成部45は、A/D44でデジタル化された画像データに対して各種の画像処理を施し、内視鏡画像を生成する。また、画像生成部45は、生成した内視鏡画像をモニタ15の形式に対応したビデオ信号(コンポーネント信号、コンポジット信号など)に変換し、そのビデオ信号をモニタ15に出力する。これにより、内視鏡画像がモニタ15に表示される。

【0032】

内視鏡12に内蔵された受光素子39は、ハーフミラー34で反射した光源装置14からの照明光を受光する位置に配設されている。受光素子39は、ライトガイド33及びハーフミラー34を介して入射した照明光を、電気信号に変換してから出力する。受光素子39が出力する電気信号の電圧値は、受光した照明光の輝度に比例する。

【0033】

ROM40には、内視鏡12の型番が記憶されている。詳しくは後述するが、ROM40に記憶されている型番は、ライトガイド33を構成する光ファイバの折損を検出する際に用いられる。

【0034】

光源装置14には、システム制御部47、光源48、光源ドライバ49、絞り機構50、集光レンズ51、電圧計52、メモリ53、及び判定部54などが設けられている。システム制御部47は、光源装置14の各部を統括的に制御する。

【0035】

光源48は、キセノンランプやハロゲンランプなどからなり、光源ドライバ49により駆動制御される。絞り機構50は、光源48の光射出側に配置されている。絞り機構50は、システム制御部47に制御され、集光レンズ51に入射される照明光の光量を調節する。集光レンズ51は、絞り機構50を通過した光を集光し、光源装置14に接続された内視鏡12のライトガイド33の入射端に光を導く。ライトガイド33は、複数の光ファイバが束ねられた構成であり、内視鏡12の基端から先端部19まで挿通されている。ライトガイド33の射出端は、ハーフミラー34及び照明レンズ35を介して照明窓31に接続されている。

【0036】

電圧計52は、受光素子39から出力された電気信号の電圧値を測定する。電圧計52による測定結果は、ROM40から読み出された内視鏡12の型番や、絞り機構50の絞り量に関連付けて、メモリ53及び判定部54に入力される。メモリ53は、内視鏡12の型番毎に一つずつ測定結果を記憶する。メモリ53に記憶されていない内視鏡12の型番の測定結果が入力された場合、その測定結果を、内視鏡12の型番や絞り量に関連付けて記憶する。一方、既に記憶されている内視鏡12の型番の測定結果が入力された場合、

10

20

30

40

50

その測定結果は記憶されない。すなわち、メモリ 5 3 には、初回使用時の測定結果が内視鏡毎に記憶される。

【 0 0 3 7 】

判定部 5 4 は、電圧計 5 2 による測定結果について、リアルタイムのものとメモリ 5 3 に記憶されたものとの差分が、予め定められた範囲に収まっているか否かを判定する。判定に際して、測定結果は、絞り機構 5 0 によって光量が絞られていないときの値に補正される。絞り機構 5 0 の絞り量は、システム制御部 4 7 により制御されており、システム制御部 4 7 により逐次検出される。測定結果の差分は、ライトガイド 3 3 を構成する光ファイバの折損に基づいて生じる。つまり、判定部 5 4 により判定される事項は、ライトガイド 3 3 を構成する光ファイバの折損の有無である。判定部 5 4 は、上記の判定を行った後に、その判定結果をシステム制御部 4 7 に出力する。システム制御部 4 7 は、判定部 5 4 による判定結果に基づいて、パイロットランプ 2 5 に信号を出力する。

10

【 0 0 3 8 】

パイロットランプ 2 5 は、システム制御部 4 7 からの信号を受け、点灯又は点滅する。電源が ON となってから定常状態となるまで（例えば 5 秒）の間は、橙色で点灯する。

【 0 0 3 9 】

電源が ON となったら定常状態になると、電圧計 5 2 による測定がないために判定部 5 4 による判定が行われない場合（光源装置 1 4 に内視鏡 1 2 が接続されていない場合）には赤色で点灯する。

【 0 0 4 0 】

20

判定部 5 4 により、電圧計 5 2 による測定結果の差分が所定の範囲（例えば、メモリ 5 3 に記憶された測定結果から 5 % 以内）に収まっていると判定された場合（ライトガイド 3 3 を構成する光ファイバの折損状況が基準値以下と判定された場合）には緑色で点灯する。

【 0 0 4 1 】

判定部 5 4 により、電圧計 5 2 による測定結果の差分が所定の範囲に収まっていないと判定された場合（ライトガイド 3 3 を構成する光ファイバの折損状況が基準値を超えていると判定された場合）には赤色で点滅する。

【 0 0 4 2 】

次に、上記構成の内視鏡システム 1 1 の処理手順について、図 3 のフローチャートを参照しながら説明する。医師は、内視鏡システム 1 1 で検査を実施する際、内視鏡システム 1 1 の電源を ON にする。

30

【 0 0 4 3 】

内視鏡システム 1 1 の電源が ON になると、すなわち、光源装置 1 4 の電源が ON になると、パイロットランプ 2 5 は、消灯状態から橙色での点灯状態に切り替わり、待機状態であることを報知する。

【 0 0 4 4 】

医師は、プロセッサ装置 1 3 に設けられた検査開始ボタン（図示省略）を操作する。これにより、内視鏡システム 1 1 の各部に検査の開始が指示される。

【 0 0 4 5 】

40

光源装置 1 4 は、光源 4 8 を駆動制御して照明光の照射を開始する。光源 4 8 からの照明光は、ライトガイド 3 3 を介して内視鏡 1 2 の先端部 1 9 に導かれ、半分がハーフミラー 3 4 を透過し、照明窓 3 1 から観察部位に照射される。また、残りの半分は、ハーフミラー 3 4 で反射し、受光素子 3 9 に入射する。受光素子 3 9 に入射した照明光は、電気信号に変換され、電圧計 5 2 に入力される。

【 0 0 4 6 】

電圧計 5 2 では、受光素子 3 9 から出力された電気信号の電圧値が測定される。電圧計 5 2 による測定結果は、判定部 5 4 に入力される。判定部 5 4 では、電圧計 5 2 から出力された測定結果に基づいて、メモリ 5 3 に記憶されている過去に接続されたときとの差分が、予め定められた範囲に収まっているか否かを判定する。上記の判定結果は、システム

50

制御部 47 に入力される。

【 0 0 4 7 】

システム制御部 47 は、判定部 54 による判定結果に基づいて、パイロットランプ 25 の点灯又は点滅の状態を切り替える。定常状態になると、内視鏡 12 が接続されていない場合には、赤色での点灯に切り替え、内視鏡 12 が接続されていないこと、あるいは内視鏡 12 の接続状態に不具合があることを報知する。また、内視鏡 12 が接続されている場合には、原則として緑色での点灯に切り替え、内視鏡 12 が接続されていることを報知する。但し、過去に使用された時と比較して、ライトガイド 33 を構成する光ファイバの折損状況が基準値を超えている場合には、赤色での点滅に切り替え、ライトガイド 33 を構成する光ファイバの折損状況が基準値を超えていることを報知する。

10

【 0 0 4 8 】

また、プロセッサ装置 13 のシステム制御部 41 は、検査開始の指示を受けると、TG42 を制御し、CCDドライバ 43 による CCD36 の駆動を開始させる。CCD36 は、CCDドライバ 43 の駆動に応じて、観察窓 32 及び対物光学系 37 を介して入射した観察部位の像光を撮像し、像光に応じた撮像信号を出力する。

【 0 0 4 9 】

出力された撮像信号は、CDS / PGA38 でノイズ除去と増幅とが行われる。ノイズ除去と増幅とが行われた撮像信号は、A / D44 に入力され、デジタルの画像データに変換された後、画像生成部 45 に入力される。画像生成部 45 は、入力された画像データに対して各種の画像処理を施し、画像データから内視鏡画像を生成する。また、画像生成部 45 は、生成した内視鏡画像をモニタ 15 の形式に対応したビデオ信号に変換し、そのビデオ信号をモニタ 15 に出力する。これにより、内視鏡画像がモニタ 15 に表示される。

20

【 0 0 5 0 】

医師は、モニタ 15 に内視鏡画像が表示されると、患者の体腔内に内視鏡 12 の先端部 19 を挿入し、体腔内の観察を始める。そして、内視鏡システム 11 での検査を終了する際には、内視鏡システム 11 の電源を OFF にする。

【 0 0 5 1 】

内視鏡システム 11 の電源が OFF になると、すなわち、光源装置 14 の電源が OFF になると、パイロットランプ 25 は、点灯又は点滅の状態から消灯状態に切り替わり、電源 OFF 状態であることを報知する。

30

【 0 0 5 2 】

以上説明したように、ライトガイド 33 を介して出力された光源 48 からの照明光の光量を検出して、過去に使用された時の検出結果との差分を算出し、その差分が基準値を超えていると判定した場合に、パイロットランプ 25 を赤色に点滅させて報知するから、医師などは、ライトガイド 33 を構成する光ファイバが折損していることを知ることができる。つまり、光ファイバが折損していることに起因して内視鏡画像が不鮮明となり、その不鮮明な内視鏡画像が原因で誤診してしまうことを防止できる。また、光源装置 14 からの照明光の光量をリアルタイムで検出する構成にしたから、パイロットランプ 25 の点灯又は点滅の状態は、体腔内の観察中にも切り替わる。つまり、観察中でも判定ができ、検査を中止する等の適切な対処をとることができる。

40

【 0 0 5 3 】

なお、上記第 1 実施形態では、光源 48 の経時劣化による照明光の光量の減少を無視しているが、これを加味してもよい。例えば、光源 48 の点灯時間を計測して記憶しておき、電圧計 52 から判定部 54 に入力される測定結果を、光源 48 の点灯時間に応じて補正する。光源 48 の経時劣化による照明光の光量の減少を排除した上で、ライトガイド 33 を構成する光ファイバの折損状況を判定するので、より正確な判定が可能となる。

【 0 0 5 4 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、電圧計 52 による測定結果をメモリ 53 に記憶する構成とし、過去に使用された時の測定結果をメモリ 53 から読み出して今回の測定結果と比較したが

50

、このような構成に限定されることはない。次に説明する第２実施形態の内視鏡システム６１では、ライトガイド３３に入射する前の光源４８からの照明光の光量を予測して、その予測値とリアルタイムの測定値とを比較することで、ライトガイド３３を構成する光ファイバの折損状況を検出する。

【００５５】

図４には、第２実施形態の内視鏡システム６１を示す。システム制御部４７は、光源ドライバ４９及び絞り機構５０などの制御状態に基づいて、光源４８からの照明光量を判定部５４に入力する。判定部５４は、電圧計５２によるリアルタイムの測定結果と、光源４８からの照明光量から予測される電圧値との差分が、予め定められた範囲に収まっているか否かを判定する。なお、上記第１実施形態と同様の構成・処理手順については、その説明を省略する。

【００５６】

第２実施形態の内視鏡システム６１によれば、過去の測定結果を必要とせず、光源装置１４にメモリ５３を設ける必要がない。また、上記第１実施形態の内視鏡システム１１では、ライトガイド３３を構成する光ファイバが初めて使用した時から折損している場合には、その折損状況を判定することができないが、第２実施形態の内視鏡システム６１では判定することができる。

【００５７】

[第３実施形態]

また、次に説明する第３実施形態の内視鏡システム７１では、ライトガイド３３に入射する前後の光源４８からの照明光の光量を検出して、それらを相互に比較することで、ライトガイド３３を構成する光ファイバの折損状況を検出する。

【００５８】

図５に示すように、第３実施形態の内視鏡システム７１では、光源装置１４に、ハーフミラー５５及び受光素子５６などが設けられている。ハーフミラー５５は、集光レンズ５１がライトガイド３３の入射端に向けて照明光を集光する光路上に配設されている。ハーフミラー５５は、絞り機構５０を介して導かれた照明光の半分（光源４８から照射された照明光の半分）を透過し、その残り（光源４８から照射された照明光の半分）を反射する。ハーフミラー５５を透過した照明光はライトガイド３３の入射端に導かれ、ハーフミラー５５で反射した照明光は受光素子５６に導かれる。

【００５９】

受光素子５６は、受光素子３９と同様であり、ハーフミラー５５で反射した光源装置１４からの照明光を受光する位置に配設されている。受光素子５６は、絞り機構５０、集光レンズ５１、及びハーフミラー５５を介して入射した照明光を、電気信号に変換してから出力する。受光素子５６が出力する電気信号の電圧は、受光した照明光の輝度に比例する。

【００６０】

内視鏡１２のハーフミラー３４には、ハーフミラー５５などを介し、光源４８からの照明光が導かれる。ハーフミラー３４は、導かれた照明光の半分（光源４８から照射された照明光の４分の１）を透過し、その残り（光源４８から照射された照明光の４分の１）を反射する。

【００６１】

電圧計５２は、受光素子３９から出力された電気信号の電圧を測定するとともに、受光素子５６から出力された電気信号の電圧を測定する。

【００６２】

判定部５４は、電圧計５２による測定結果について、受光素子５６から出力された電気信号の電圧値と、受光素子３９から出力された電気信号の電圧の２倍した値との差分が、予め定められた範囲に収まっているか否かを判定する。受光素子３９から出力された電気信号の電圧について２倍の値を用いたのは、差分がない（光ファイバが折損していない）ものと仮定した場合、受光素子３９が受光する量（光源４８が照射する照明光の４分の１

10

20

30

40

50

）は、受光素子 5 6 が受光する量（光源 4 8 が照射する照明光の半分）の半分であることに基づいている。なお、第 1、2 実施形態の場合と異なり、判定部 5 4 による判定には、絞り機構 5 0 の絞り量を考慮する必要はない。なお、上記第 1 実施形態と同様の構成・処理手順については、その説明を省略する。

【 0 0 6 3 】

第 3 実施形態の内視鏡システム 7 1 によれば、第 2 実施形態の内視鏡システム 6 1 とは異なり、予測値を用いずに測定値のみを用いて判定を行っており、判定精度は高い。

【 0 0 6 4 】

なお、上記各実施形態では、光源装置 1 4 からの光を分離する手段としてハーフミラー 3 4 を用いたが、照明窓 3 1 に導く側と、受光素子 3 9 に導く側との二つに分離することができればよく、ハーフミラー 3 4 を用いることに限定されるものではない。例えば、光を分離するその他のビームスプリッタや、特定波長の光だけを反射してその特定波長以外の光を透過するダイクロイックミラーを用いてもよい。また、ハーフミラー単体である必要はなく、ハーフミラー付きプリズムであってもよい。さらには、光を二つに分離する機構を構成するものであればよく、ライトガイドを二つに分離する構成としてもよい。

10

【 0 0 6 5 】

受光素子 3 9 に導く側に分離する光の割合が少ないビームスプリッタを用いた場合、ハーフミラー 3 4 を用いた場合と比較して、観察部位への照射光量の減少を少なく抑えることができる。また、観察部位への照射に必要な波長以外の光を反射するダイクロイックミラーを用いた場合には、観察部位への照射に支障を来すことはない。また、第 3 実施形態におけるハーフミラー 5 5 についても、上記のハーフミラー 3 4 のように種々の部材に代替可能である。

20

【 0 0 6 6 】

また、上記各実施形態では、判定部 5 4 において、電圧計 5 2 による測定結果が基準値を超えていると判定した場合に、パイロットランプ 2 5 を赤色で点滅させるように切り替えたが、これに限定されるものではない。測定結果を複数の基準値で判定し、パイロットランプ 2 5 の点灯又は点滅の状態を段階的に切り替えてもよい。例えば、差分が 3 % を超えた場合には、パイロットランプ 2 5 を緑色で点滅させ、差分が 5 % を超えた場合には、パイロットランプ 2 5 を赤色で点滅させる。これにより、医師などは、ライトガイド 3 3 を構成する光ファイバの折損状況を段階的に知ることができる。

30

【 0 0 6 7 】

また、上記各実施形態では、ライトガイド 3 3 を構成する光ファイバの折損状況を報知する手段としてパイロットランプ 2 5 を用いたが、これに限定されることはない。例えば、報知画面を出力するディスプレイ（モニタ 1 5 でも可）や、報知音を出力するスピーカなどを用いてもよい。

【 0 0 6 8 】

また、上記各実施形態では、ライトガイド 3 3 を構成する光ファイバの折損状況を、パイロットランプ 2 5 で報知したが、医師などが光ファイバの折損状況を把握することができればよく、これに限定されることはない。例えば、光ファイバの折損状況をメモリ 5 3 に記憶しておき、知りたい時に自由に読み出せるようにしてもよい。

40

【 0 0 6 9 】

また、上記各実施形態では、ライトガイド 3 3 が使用に耐え得ない場合にパイロットランプ 2 5 で報知しているが、報知するものはこれに限らない。例えば、測定結果の差分を元に光ファイバの折損本数を概算し、これをディスプレイなどに表示してもよい。

【 0 0 7 0 】

また、報知するのみではなく、警告を無視して内視鏡 1 2 を使用した場合の安全対策を講じてもよい。例えば、報知を開始してから所定時間内視鏡 1 2 を使用し続けていた場合に、態様を変化させて報知する。あるいは、ライトガイド 3 3 が使用に耐え得ないと判定したことを内視鏡 1 2 に内蔵の記憶装置に記憶させ、次回その内視鏡 1 2 を使おうとしたときに、使用に耐え得ないことを警告したり、使用できなくしたりしてもよい。

50

【 0 0 7 1 】

また、上記各実施形態では、受光素子 3 9、5 6 が光量を検出することでライトガイド 3 3 の折損状況の判定を行っているが、一例にすぎず、受光素子 3 9、5 6 の代わりに熱量感知センサを使用し、熱量で折損状況の判定を行ってもよい。なお、熱量感知センサは、入射した照明光による熱を、電気信号に変換してから出力する。熱量感知センサが出力する電気信号の電圧値は、受光した照明光による熱量に比例する。

【 0 0 7 2 】

また、上記各実施形態では、光源装置 1 4 は、プロセッサ装置 1 3 と分離した構成であるが、プロセッサ装置 1 3 と一体となる構成であってもよい。

【 0 0 7 3 】

また、上記各実施形態で示した内視鏡システム 1 1、6 1、7 1 は、一例にすぎず、本発明の趣旨を逸脱しなければ、如何様な態様にも適宜変更することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 4 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの構成を示す概略図である。

【 図 2 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの電氣的・光学的構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの処理手順を示すフローチャートである。

【 図 4 】 第 2 実施形態の内視鏡システムの電氣的・光学的構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 第 3 実施形態の内視鏡システムの電氣的・光学的構成を示すブロック図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 5 】

- 1 1、6 1、7 1 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 4 光源装置
- 1 6 挿入部
- 1 9 先端部
- 2 5 パイロットランプ（報知手段）
- 3 3 ライトガイド
- 3 4 ハーフミラー（第 1 光分離手段）
- 3 5 照明レンズ
- 3 9 受光素子（第 1 センサ、第 1 受光素子）
- 4 0 R O M
- 4 7 システム制御部
- 4 8 光源
- 5 0 絞り機構
- 5 2 電圧計
- 5 3 メモリ
- 5 4 判定部（判定手段）
- 5 5 ハーフミラー（第 2 光分離手段）
- 5 6 受光素子（第 2 センサ、第 2 受光素子）

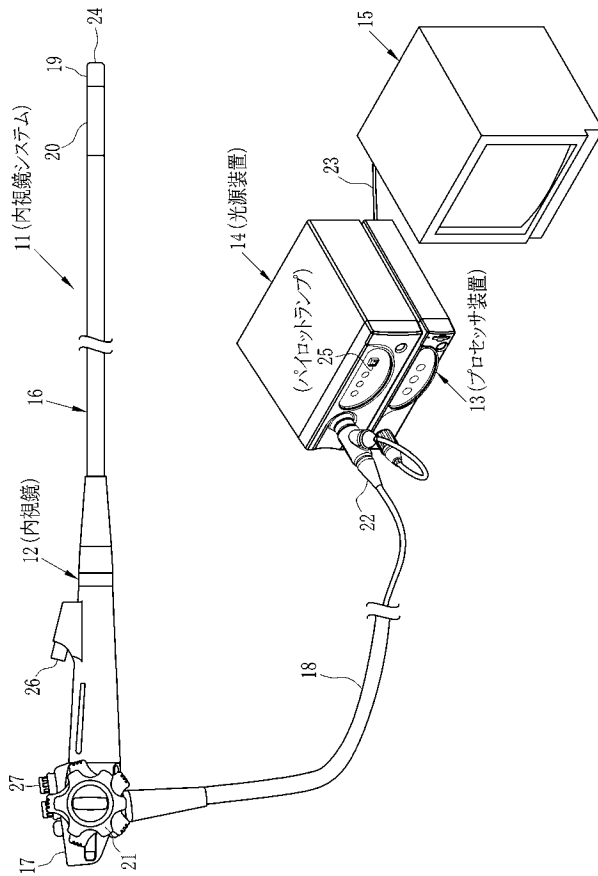
10

20

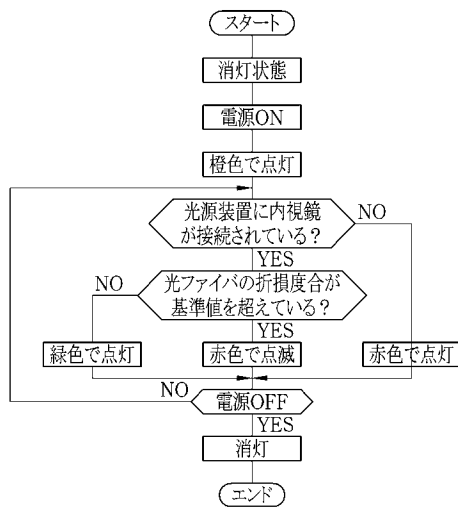
30

40

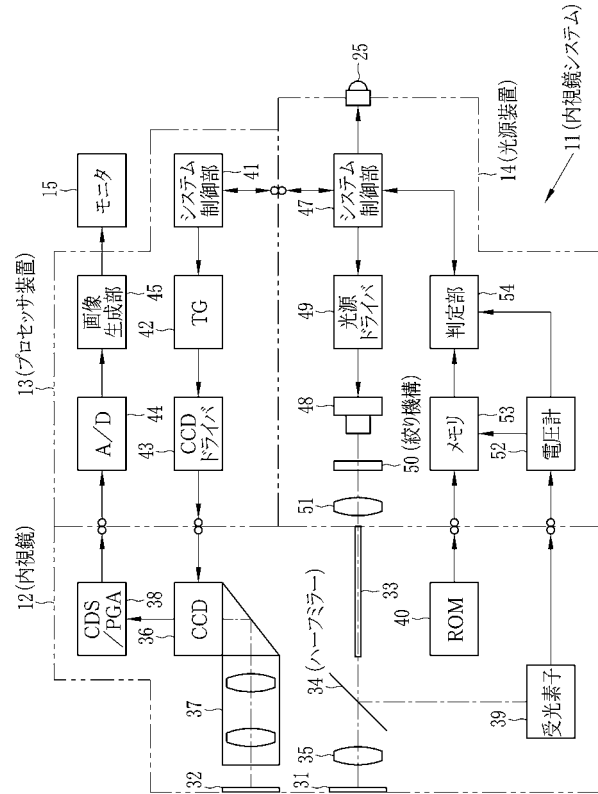
【図 1】



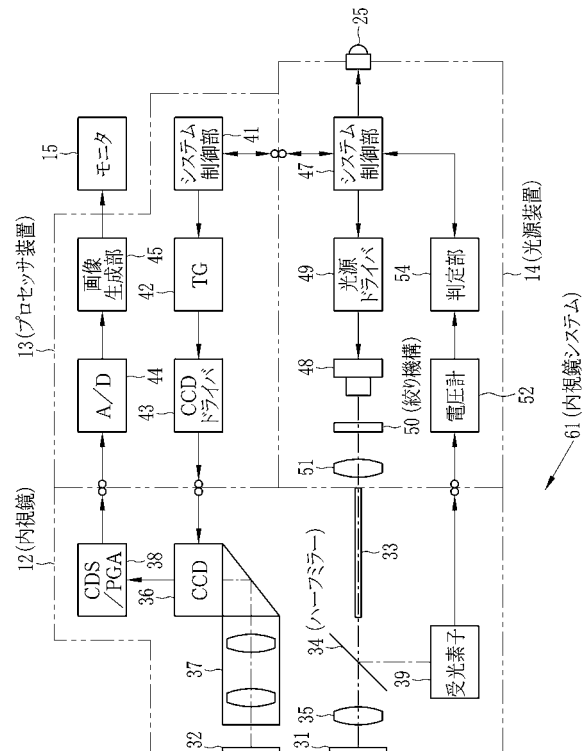
【図 3】



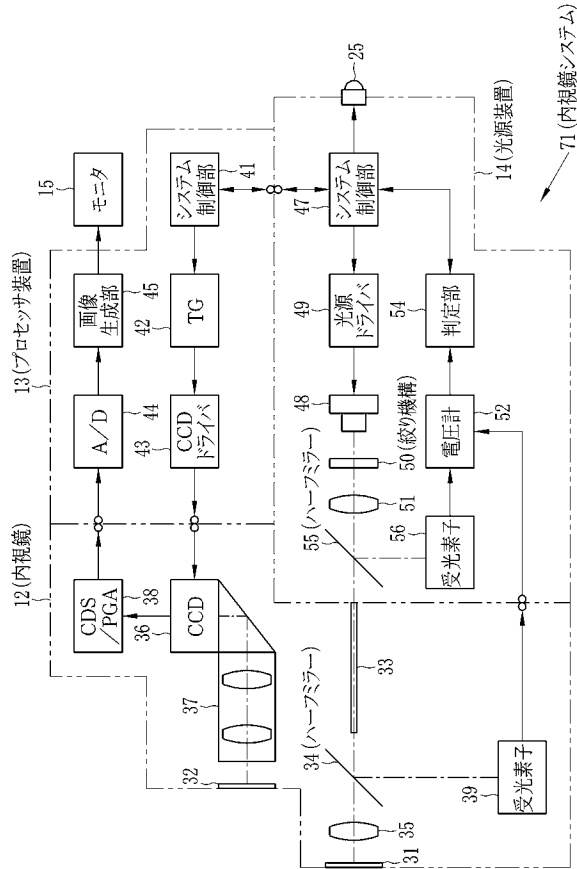
【図 2】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010051441A	公开(公告)日	2010-03-11
申请号	JP2008217972	申请日	2008-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	増野進吾		
发明人	増野 進吾		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.732 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/CA27 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/RR02 4C061/SS11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR02 4C161/SS06 4C161/SS11		
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：提供一种内窥镜系统，防止由构成光导的光纤断裂引起的误诊。解决方案：光源装置14控制光源48的致动以开始照明光的照射。来自光源48的照明光经由光导33被引导到内窥镜12的远端19，并且其一半透过半反射镜34并从照明窗31被施加到观察部位。剩余的一半半反射镜34反射并进入光接收元件39。进入光接收元件39的照明光被转换成电信号并输入电压表52。电压表52测量输出的电信号的电压值。测量结果输入到确定部分54中。确定部分54确定过去连接内窥镜12时的差异是否在预定范围内。确定结果输入系统控制部分47。系统控制部分47根据确定结果切换指示灯25的点亮或闪烁状态。 Z

