

(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2008-173396

(P2008-173396A)

(43) 公開日 平成20年7月31日(2008.7.31)

(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 2 0 Z	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-11887 (P2007-11887)
 (22) 出願日 平成19年1月22日 (2007.1.22)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 村田 雅尚
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA23 DA15 DA17 DA51 GA02
 GA11
 4C061 FF21 FF47 GG22 HH54 WW13

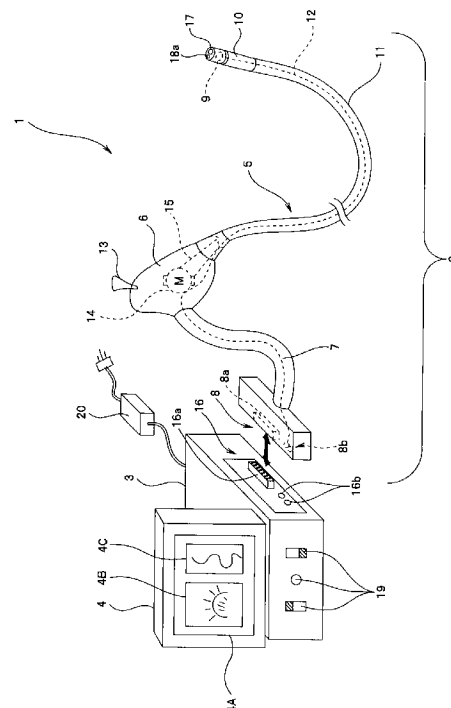
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】光カプラー及び高価な基準発振器を用いずにファイバブラッググレーティングからの歪み情報を得て、挿入部の立体形状を高精度に検出することのできる安価で且つ小型化が可能で組立性の優れた内視鏡システムを提供する。

【解決手段】内視鏡システム1は、光ファイバ12と、光ファイバ12の一端に基準となる基準波長信号を含む入射光41Aを出射させる光源装置23と、検出部26と、透過光におけるブラック波長欠陥情報及びそのブラック波長の偏移量を求め、光ファイバ12の歪み量を検出する制御装置3とを有している。そして、制御装置3は検出部26によって透過光41Aから基準波長信号を検出し、この検出した基準波長信号と光源装置23により出射する入射光の基準波長と比較し、比較結果に基づいて、光源装置23により出射する入射光の波長又は周波数を補正する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査対象空間内に挿入される挿入部と、

前記挿入部内に挿通され、複数のブラッグ格子部が形成されたファイバブラッググレーティングと、

前記ファイバブラッググレーティングの一端に、基準となる基準波長信号を含む入射光を入射させることの可能な光源部と、

前記入射光が前記ファイバブラッググレーティング内で伝送されて前記ブラッグ格子部を透過し、前記ファイバブラッググレーティングの他端から透過光として出射され、その透過光を受光する検出部と、

前記透過光におけるブラッグ波長欠陥情報及びそのブラッグ波長の偏移量を求め、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を検出する制御部と、

を具備し、

前記制御部は、

前記光源部から基準波長信号を含む入射光を出射させ、前記検出部によって前記透過光から前記基準波長信号を検出し、この検出した基準波長信号と前記光源部により出射する入射光の基準波長と比較を行い、この比較結果に基づいて、前記光源部により出射する入射光の波長を補正するように制御することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記ファイバブラッググレーティングの歪み量に基づいて前記挿入部の立体形状を生成する信号処理部と、

前記挿入部で観察した観察画像を表示する表示部とをさらに備え、

前記制御部は、前記観察画像と前記立体形状とを 2 画面表示するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

少なくとも 1 本の前記ファイバブラッググレーティングは、前記挿入部内の基端側から前記挿入部内の先端側まで挿通され、さらに前記先端側で折り返されて前記基端側まで挿通されたことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記ファイバブラッググレーティングが折り返される部分は、前記挿入部の先端部と湾曲部との境界に配置されたことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記制御部による前記ブラッグ波長欠陥情報の検出は、前記透過光の欠陥スペクトルの光強度の半値を用いて検出することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御部、前記信号処理部、前記検出部及び前記光源部を内部に収容する本体と、前記挿入部の手元側から延設され、前記ファイバブラッググレーティング及び前記挿入部内の信号線が挿入されるユニバーサルコードとを着脱自在に接続するコネクタ部を有し、

前記コネクタ部は、前記入射光を前記ファイバブラッググレーティングに入射できると同時に、前記ファイバブラッググレーティングからの透過光を受光できるように、前記光源部及び前記検出部と前記ファイバブラッググレーティングとが着脱自在に接続可能な光コネクタ部を有していることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 つ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、例えば、内視鏡の挿入部を体腔内又は検査対象物内に挿入した状態で、その曲がり形状を検出して、挿入部の三次元的な立体形状を表示部に表示させることのできる内視鏡システムに関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

従来より、医療用具として内視鏡は、幅広く利用されている。内視鏡は、細長の挿入部を体腔内に挿入することにより、体腔内臓器などを観察したり、必要に応じて処置具チャネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置ができる。また、工業分野においても、内視鏡は、細長の挿入部を挿入することにより、ボイラ、タービン、エンジン、化学プラント等の内部の傷や腐蝕などを観察したり検査することができる。

【0003】

このような内視鏡は、挿入部の先端側に湾曲自在な湾曲部を備えている。内視鏡は、湾曲操作ノブが操作されることにより湾曲部が上下または左右方向に湾曲動作される。そして、内視鏡は、入り組んだ体腔内管路、例えば大腸などのように360°のループを描く管腔に挿入される際、湾曲操作ノブの操作により湾曲部が湾曲動作されると共に、捻り操作が行われて挿入部が観察目的部位に向けて挿入されていく。

【0004】

しかしながら、内視鏡操作は、複雑に入り組んだ大腸内の深部まで挿入部を短時間でスムーズに挿入することができるようになるまでに熟練を要する。経験の浅い術者においては、挿入部を大腸内の深部まで挿入していく際に、挿入方向を見失うことによって手間取ったり、腸の走行状態を大きく変化させてしまったりする虞れがあった。

【0005】

このため、従来から、挿入部の挿入性を向上させるための提案が各種なされている。例えば、特許文献1には、挿入部の体腔内への挿入状態での形状を立体的に把握できるようにした装置が開示されている。

【0006】

この特許文献1に記載の装置では、2本の光ファイバを対として、これら2本の光ファイバの端面を斜めに切断して、相互に所定の開き角となるように接続したものをを用い、この光ファイバ端面の開き角を演算することによっても曲がり状態を検出するように構成している。

【0007】

ところが、特許文献1に記載の装置では、接合した光ファイバ対を用いる場合、挿入部において、ある一カ所の断面位置での曲がりを検出するために、4本の光ファイバが必要となり、長さ方向に接合部の位置を違えてそれぞれ4本の光ファイバ対を配置しなければならない。したがって、挿入部の長さ方向における距離分解機能を高くしようとすると、つまり、検出力所の断面位置多くする場合には、極めて多数の光ファイバ対を設けなければならない。

【0008】

そこで、このような問題点に鑑み、簡単且つコンパクトな構成で、長尺可撓部材の三次元形状を検出できるようにした長尺可撓部材の三次元形状検出装置が特許文献2によって開示されている。

【0009】

この特許文献2に記載の三次元検出装置では、2本のファイバブラッググレーティングを対として、このファイバブラッググレーティング対を2組、センサケーブルに設け、光源部によってセンサケーブルのファイバブラッググレーティングに信号光を出射した場合に、信号処理部によって、各ファイバブラッググレーティングからの反射回析光を受光して、この反射回析光の波長と基準となる反射回析光の波長とを比較して、ファイバブラッググレーティングの歪み測定することによって、長尺可撓部材の三次元的な形状を検出するようにしている。

【0010】

また、光ファイバにファイバブラッググレーティングを備えた関連技術としては、例えば、特許文献3に示すように、少なくとも1つのファイバブラッググレーティングを光ファイバに設け、この光ファイバをカテーテルに挿入して、ファイバブラッググレーティング

10

20

30

40

50

の物理的性質の変化から、カテーテルの曲げ角度を導出するようにした光ファイバ・ナビゲーションシステムに関する技術が開示されている。

【特許文献１】特開平５－９１９７２号公報

【特許文献２】特開２００４－２５１７７９号公報

【特許文献３】特表２００３－５１５１０４号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

しかしながら、前記従来の特許文献２に記載の三次元装置では、ファイバブラッググレーティングを用いて長尺可撓部材である挿入部の湾曲形状などの三次元的形状を検出するための手段を備えているが、前記ファイバブラッググレーティングの反射光を検出するためには、光源部からの入射光と反射光を分離するためのビームスプリッタ等の光カプラーや分光器が必要となってしまう。

10

【００１２】

このため、この光カプラーは高価であり、また、高精度な光学部材であるため、その位置出し調整等が難しい。したがって、このような高価な光カプラーや分光器を用いているので、装置全体のコストが高価になってしまい、また装置が大型化になったり、装置の組立性についても困難であるといった問題点があった。

【００１３】

また、前記特許文献３に記載のシステムでは、少なくとも１つのファイバブラッググレーティングを光ファイバに設けているが、この光ファイバはあくまでカテーテル内に設けられたもので、前記問題点を解消するための構成要素については何等開示も示唆もされていない。

20

【００１４】

さらに、光ファイバに設けられたファイバブラッググレーティングを用いて、挿入部の湾曲形状などの三次元的形状を検出する従来の方法では、実際の挿入部の湾曲形状と同じような形状を三次元的形状として再現するためには、高精度に検出処理を行う必要がある。

【００１５】

しかしながら、前記特許文献２及び３に記載の従来技術には、このような高精度に検出処理を行うための具体的な構成については何等開示も示唆もされていない。

30

例えば、光ファイバに入射光を出射する光源部に、発生する入射光の波長安定化のために高価な基準発振器を用いると、装置全体のコストが高価になってしまうため、高価な基準発振器を用いずに入射光の波長安定化を図り、高精度に検出処理を行う手段が望まれている。

【００１６】

そこで、本発明は前記事情に鑑みてなされたものであり、光カプラー及び高価な基準発振器を用いずにファイバブラッググレーティングからの歪み情報を得て、挿入部の立体形状を高精度に検出することのできる安価で且つ小型化が可能で組立性の優れた内視鏡システムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【００１７】

本発明の内視鏡システムは、検査対象空間内に挿入される挿入部と、前記挿入部内に挿通され、複数のブラッグ格子部が形成されたファイバブラッググレーティングと、前記ファイバブラッググレーティングの一端に、基準となる基準波長信号を含む入射光を入射させることの可能な光源部と、前記入射光が前記ファイバブラッググレーティング内で伝送されて前記ブラッグ格子部を透過し、前記ファイバブラッググレーティングの他端から透過光として出射され、その透過光を受光する検出部と、前記透過光におけるブラック波長欠陥情報及びそのブラック波長の偏移量を求め、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を検出する制御部と、を具備し、前記制御部は、前記光源部から基準波長信号を含

50

む入射光を出射させ、前記検出部によって前記透過光から前記基準波長信号を検出し、この検出した基準波長信号と前記光源部により出射する入射光の基準波長と比較を行い、この比較結果に基づいて、前記光源部により出射する入射光の波長を補正するように制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、光カプラー及び高価な基準発振器を用いずにファイバブラッググレーティングからの歪み情報を得て、挿入部の立体形状を高精度に検出することのできる安価で且つ小型化が可能で組立性の優れた内視鏡システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0019】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【0020】

(実施例1)

図1から図9は本発明の内視鏡システムの実施例1に係り、図1は実施例1の内視鏡システム全体の構成を示すシステム構成図である。

【0021】

図1に示すように、実施例1に係る内視鏡システム1は、挿入部5の先端部9内に撮像手段(例えばCCD18、図2参照)を備え、例えば操作部6内に挿入部5の湾曲部10を湾曲させるための駆動部(具体的にはモータ)14を備えた電子内視鏡(以下、単に内視鏡)2と、内視鏡2に着脱自在に接続され、この内視鏡2に入射光を供給する光源装置23、及び内視鏡2の撮像手段を制御すると共に、この撮像手段から得られた信号を処理して標準的な映像信号を出力する信号処理部とを備えた制御装置3と、制御装置3の信号処理部で信号処理して得られた映像信号に基づく内視鏡画像等の画像を表示するモニタ4と、を有している。

20

尚、制御装置3に、図示しないプリンタ、ビデオディスク、或いは画像記録装置等を電氣的にそれぞれ接続可能なコネクタ部を設けても良い。

【0022】

内視鏡2は、観察対象部位へ挿入する細長の挿入部5と、この挿入部5の基端部に連設され、ビデオスイッチや湾曲操作スイッチ等の操作ノブ13を有する操作部6と、この操作部6の側面より延設され、撮像手段に接続する信号ケーブルや後述する光ファイバ12等を内蔵したユニバーサルコード7と、このユニバーサルコード7の端部に設けられ、前記制御装置3に着脱自在に接続されるコネクタ部8と、を有している。

30

【0023】

挿入部5は、先端側に設けられた先端部9と、この先端部9の手元側に設けられた湾曲自在の湾曲部10と、この湾曲部10の手元側に設けられ、軟性の管状の部材より形成される長尺で可撓性を有する可撓管部11とが連設されることで構成されている。

また、挿入部5内には、後述するがファイバブラッググレーティングを構成する光ファイバ12が挿通されている。

【0024】

40

先端部9は、撮像手段として、例えばCCD(Charge Coupled Device)18等のイメージセンサ、又はCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor: 相補性金属酸化膜半導体)等のイメージセンサを有している。

【0025】

また、先端部9は、CCD18を駆動するための回路基板等が組み込まれた撮像部、体腔内等の観察対象部位を照明するための照明光を照射する例えばLED18A、及びこのLED18AのLED駆動線39等を内蔵して構成されている。

【0026】

湾曲部10は、操作部6の操作ノブ13の操作によって駆動部であるモータ14が駆動されることによって湾曲するようになっている。尚、湾曲部10の湾曲動作は、モータ1

50

4等の電動駆動手段を用いずに、手動操作によって湾曲させても良い。

【0027】

操作ノブ13は、例えばジョイスティック等で構成される。この操作ノブ13は、図示しない信号線を介して制御装置3内のコントローラ（図示せず）に電氣的に接続され、この操作ノブ13を操作することによって湾曲部10を湾曲動作させるための操作信号を図示しないコントローラに出力する。そして、図示しないコントローラは、供給された操作信号に基づきモータ14を制御することで、湾曲部10が所望の方向へと湾曲するようになっている。

【0028】

内視鏡2のユニバーサルコード7のコネクタ部8は、制御装置3に設けられたコネクタ部16に着脱自在に接続される。

10

コネクタ部8は、CCD18に電氣的に接続された駆動信号線21、22及びLED駆動線39（図2参照）を制御装置3と電氣的に接続するためのコネクタ8aと、後述する、内視鏡2の挿入部5内及びユニバーサルコード7内に挿入される光ファイバ12を制御装置3と光学的に接続するための光コネクタ8bとを有している。

【0029】

これに対して、制御装置3のコネクタ部16は、前記コネクタ8aと制御装置3内の対応する信号処理部とを電氣的に接続するためのコネクタ16aと、前記光コネクタ8bと制御装置3内の後述する光源装置23及び検出部26とを光学的に接続するための光コネクタ16bとを有している。

20

【0030】

制御装置3の上部には、例えばLCD等のモニタ4が設けられている。このモニタ4は、例えば、CCD18により撮像されて制御装置3の信号処理部で信号処理して得られた映像信号（Video信号）に基づく内視鏡画像4Bと、後述する光ファイバ12のファイバブラッググレーティングより検出されて、制御装置3の信号処理部で信号処理して得られた形状CG信号に基づく挿入部5の湾曲形状画像4Cとを左右に合成して画面4Aに表示する。

【0031】

このことにより、術者は、内視鏡画像4Bを見ながら観察・処置を行うことができ、また、挿入部5の湾曲形状画像4Cを見ることにより、挿入部5の進退操作を円滑に行うことができる。尚、モニタ4は、手術中のあらゆるデータを選択的に表示することが可能である。

30

【0032】

また、制御装置3の前面側の操作パネルには、例えば、電源ボタン、モニタスイッチ、光源装置23の電源ボタン等の操作スイッチ19が設けられている。

【0033】

次に、実施例1の内視鏡システム1の特徴となる主要部の構成について、図2から図8を参照しながら説明する。

図2は実施例1の内視鏡システムの主要部を含むシステム全体の電氣的な構成を示すブロック図である。

40

図2に示すように、内視鏡2の挿入部5及びユニバーサルコード7内部には、複数のファイバブラッググレーティング（Fiber Bragg Gratingで、以降、FBGセンサと称す） λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n （ n は整数）を配置した光ファイバ12が挿通されている。

【0034】

また、内視鏡2の挿入部5及びユニバーサルコード7内部には、先端部9内のCCD18の入出力端子にそれぞれ接続されるドライブバッファ19A及び撮像信号バッファ20からの駆動信号線21、22と、先端部9内のLED18AからのLED駆動線39とが挿通されている。

尚、先端部9の先端面には、CCD18の撮像範囲をカバーするカバーレンズ17と、LED18AよりLED照明光を照射する照明レンズ18aとが設けられている。

50

【 0 0 3 5 】

光ファイバ 1 2 の各 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n は、入射光の波長を変化させて前記入射光の反射光及び透過光を得るとともに、各特定波長に対応するブラッグ格子部 4 2 (図 4 参照) をそれぞれ有している。尚、この光ファイバ 1 2 の構成及び F B G センサによる検出原理については後述する。

【 0 0 3 6 】

光ファイバ 1 2 の手元側の入射端 (具体的には光コネクタ 8 b) には、後述する制御装置 3 内の光源装置 2 3 により入射光 4 0 が入射されて、この光ファイバ 1 2 上に直線的に配置された各 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n を透過する。

【 0 0 3 7 】

各 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n を透過した光は、透過光 4 1 として、光コネクタ 8 b を介して制御装置 3 内の検出部 2 6 に到達するようになっている。

例えば、挿入部 5 が湾曲したことにより歪みストレスが生じると、各 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n は、その歪み量を透過光 4 1 の各波長欠落偏移に変換する特性を有している。そして、この波長欠落情報 (ブラッグ波長欠落情報ともいう) を有する透過光 4 1 が制御装置 3 内の検出部 2 6 に供給され、この検出部 2 6 によって波長欠落情報が検出されるようになっている。

尚、制御部を構成する制御装置 3 の具体的な構成については、後述する。

【 0 0 3 8 】

ここで、光ファイバ 1 2 の具体的な構成、及び内視鏡挿入部形状検出方法を行うための F B G センサ λ による検出原理について、図 3 から図 8 を参照しながら説明する。

図 3 は光ファイバを内部に挿通して配置された挿入部の構成を示す一部破断した斜視図、図 4 から図 6 は光ファイバと F B G センサの構成及び原理を説明するもので、図 4 は F B G センサを有する光ファイバの構成及び原理を説明するための説明図、図 5 は光ファイバに供給される入射光の光強度 - 波長特性を示すスペクトル分布グラフ、図 6 は光ファイバが出力する透過光の光強度 - 波長特性を示すスペクトル分布グラフ、図 7 及び図 8 は光ファイバの透過光のスペクトル偏移の状態と変化からの偏移量の判定を説明するもので、図 7 は透過光のスペクトル偏移を示す光強度 - 波長特性のスペクトル分布グラフ、図 8 は透過スペクトルの偏移量を検出し欠落波長を判定する方法を説明するための特性図、である。

【 0 0 3 9 】

図 3 に示すように、光ファイバ 1 2 は、1 本の光ファイバ 1 2 が挿入部 5 の手元側から挿入部 5 の先端側で折り返して挿入部 5 の手元側まで挿入されている。

【 0 0 4 0 】

そして、光ファイバ 1 2 に設けられた各 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n は、光ファイバ 1 2 の挿入部 5 の先端側で折り返してなる折り返し部分、つまり、先端部 9 と湾曲部 1 0 との境界部分までの長手方向、又は前記境界部分から挿入部 5 の手元側までの長手方向に所定間隔毎に配置されている。

すなわち、光ファイバ 1 2 は、1 本で、挿入部 5 の手元側から前記境界部分までの入射光側部と、前記境界部分から挿入部 5 の手元側までの透過光側部とを備えている。尚、各 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n は、光ファイバ 1 2 の入射光側部と、透過孔側部との少なくとも一方に設ければ良い。

【 0 0 4 1 】

そして、実施例 1 では、このような光ファイバ 1 2 は、図 3 に示すように、挿入部 5 の U P 方向の検出用と、挿入部 5 の D O W N 方向検出用として、それぞれ 2 本設けられており、これらの光ファイバ 1 2 は、挿入部 5 内の上下方向に対向配置されるようになっている。

【 0 0 4 2 】

この場合、U P 方向用の光ファイバ 1 2 には、ブラッグ格子部 4 2 を有する複数の F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n が設けられ、また D O W N 方向用の光ファイバ 1 2 に

10

20

30

40

50

は、ブラッグ格子部 4 2 を有する複数の F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n が設けられている。

【 0 0 4 3 】

U P 方向用の光ファイバ 1 2 は、手元側から U P 用入射光 4 0 a が入射され、そして、入射光側部、透過光側部を介して U P 用透過光 4 1 a を制御装置 3 に供給する。同時に、D O W N 方向用の光ファイバ 1 2 は、手元側から D O W N 用入射光 4 0 b が入射され、そして、入射光側部、透過光側部を介して D O W N 用透過光 4 1 b を制御装置 3 に供給するようになっている。

【 0 0 4 4 】

尚、光ファイバ 1 2 の挿入部 5 の先端側の折り返し部分は、先端部 9 と湾曲部 1 0 との境界部分に配置することが望ましいが、これに限定されるものではない。

10

【 0 0 4 5 】

また、実施例 1 では、図 3 に示すように、挿入部 5 の U P 方向と D O W N 方向との 2 方向の検出方向について説明したが、これに限定されるものではなく、例えば挿入部 5 の U P、D O W N、L E F T、R E G H T の 4 方向の検出を行う場合には、4 本の光ファイバ 1 2 (ファイバブラッググレーティング) を挿入部 5 内の上下左右方向に配置して構成すれば良い。

【 0 0 4 6 】

このような光ファイバ 1 2 の具体的な構成が図 4 に示されている。

図 4 に示すように、光ファイバ 1 2 は、クラッド部 1 2 B と、このクラッド部 1 2 B 内部に配されるコア部 1 2 A とを有して構成される。そして、この光ファイバ 1 2 に設けられた F B G センサ λ は、シングルモード光ファイバの光が伝播するコア部 1 2 A において、軸方向に屈折率を周期的に変化させてブラッグ格子部 4 2 を形成している。

20

尚、ブラッグ格子部 4 2 の格子間隔は、例えば約 0 . 4 ~ 0 . 5 ミクロン程度であり、センサ長は約数 mm ~ 数十 mm 程度の大きさで構成されている。

また、実施例 1 では、複数のブラッグ格子部 4 2 は、ファイバブラッググレーティングを構成する光ファイバ 1 2 の基端側から先端側に向かうにつれて徐々に密になるように配置しても良い。このことにより、より精度良く F B G センサ λ の歪み量の検出を行うことが可能となる。

【 0 0 4 7 】

30

F B G センサ λ に入射光 4 0 が入射されると、ブラッグ格子部 4 2 では、F B G 格子間隔と F B G センサ λ での屈折率 (透過率) に対応した特定ピーク波長のブラッグ波長成分のみが反射される。

ここで、例えば、F B G センサ λ がゆがんだ場合 (歪んだ場合) には、図 4 に示すように、ゆがみがない状態で反射してくるブラック波長に対して λ_m ずれた波長成分を有する光 4 0 x が反射光となる。

このことにより、この光ファイバ 1 2 の透過光 4 1 は、特定ピーク波長のブラッグ波長成分のみが欠落した情報として伝送されることになる。

【 0 0 4 8 】

40

尚、F B G 格子間隔と F B G センサ λ の屈折率 (透過率) は、F B G センサ λ の歪みと温度に依存して変化する。このため、F B G センサ λ を用いて、歪み情報 (歪み量) を高精度に検出する場合には、温度偏移情報を分離することが必要である。

【 0 0 4 9 】

そこで、実施例 1 の内視鏡システム 1 では、F B G センサ λ を用いて、歪み情報 (歪み量) を検出する場合に、温度偏移情報を分離することで、高精度な検出処理を行うことが可能である。

【 0 0 5 0 】

具体的には、光ファイバ 1 2 が本来有している温度検出機能を用いて光ファイバ 1 2 に設けられた複数の F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n の温度 (位置も含む) を検出し、そして、この検出結果から温度変化による温度変化量を求め、この温度変化量に基づい

50

て、検出された F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n の各ブラッグ格子部 4 2 に加わる歪み量を補正することで、高精度な挿入部 5 の湾曲形状の検出を可能にしている。

【0051】

尚、光ファイバ 1 2 本来の温度検出機能を用いずに、例えば光ファイバ 1 2 の透過光側部（先端部 9 と湾曲部 1 0 との境界部分から挿入部 5 の手元側までの部分）において、前記 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n の対応する各位置に、それぞれの温度を検出する複数の温度センサを設けて構成しても良い。

【0052】

以上、説明したように、このような F G B センサ λ は、機械的な歪み量を光りの波長偏移として検出することが可能であり、さらに、波長多重が可能である。したがって、複数の異なった特定ピーク波長に対応する F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n を同一の光ファイバ 1 2 上に配置すれば、1 本の光ファイバ 1 2 の伝送路で複数の部位での歪み情報（歪み量）を特定波長の偏移として検出することができるようになる。

【0053】

このような光ファイバ 1 2 には、制御装置 3 内の光源装置 2 3 を介して、図 5 に示すようなスペクトル分布を有する入射光が供給される。このような入射光を出射するためには、例えば、自然放出（ASE: Amplified Spontaneous Emission）特性を有する広帯域光源を用いるか、又は離散的に F B G センサ λ のブラッグ格子部 4 2 のブラッグ波長成分に対応する狭帯域レーザ光を発振し操作する発振器を用いても良い。

尚、前記入射光は、光ファイバ 1 2 に設けられた F G B センサ λ の歪み応答周波数（波長）をカバーし安定度の高いものが望ましい。

【0054】

実施例 1 において、光ファイバ 1 2 を透過する透過光は、F B G センサ λ のブラッグ格子部 4 2 おいて特定ピーク波長のブラッグ波長成分のみが欠落した情報として伝送されるが、F B G センサ λ の歪み量が変わりブラッグ格子間隔が変化することになる。

このような場合には、透過光は、図 6 に示すように、特定ピーク波長のブラッグ波長成分が $\Delta \lambda_m$ だけ波長シフトしたものとなる。

【0055】

図 7 には、光ファイバの透過光のスペクトル偏移の状態と変化からの偏移量の判定を説明する、透過光のスペクトル偏移を示す光強度 - 波長特性のスペクトル分布グラフが示されている。

【0056】

実施例 1 では、F B G センサ λ に対して歪みが生じていない場合、光ファイバ 1 2 の透過光は、図 7 に示すように、特定ピーク波長 λ_m 部分で欠落したスペクトル分布となる。すなわち、透過光は、特定ピーク波長のブラッグ波長成分 1 0 0 を備えたものとなる。

【0057】

これに対して、F B G センサ λ に対して歪み量が生じた場合、光ファイバ 1 2 の透過光は、図 7 に示すように、特定ピーク波長のブラッグ波長成分 1 0 0 が $\Delta \lambda_m$ だけ波長シフトしたブラッグ波長成分 1 0 1 を備えたものとなる。このブラッグ波長成分 1 0 1 は、例えば、 $\lambda_m \pm \Delta \lambda_m$ の波長シフト領域にて波長シフトされることになり、波長が欠落した部分である。

【0058】

そして、実施例 1 では、このような光ファイバ 1 2 からの透過光から、透過光スペクトルの偏移量を検出し欠落情報の判定を行う。図 8 はこのような欠落情報の判定方法を説明するためのもの特性図である。

【0059】

F B G センサ λ の歪み量を高精度に検出するためには、光ファイバ 1 2 からの透過光から、特定ピーク波長が欠落した部分を正確に検出する必要がある。つまり、これは透過光での欠落波長部は有限のスペクトル帯域幅を有していることを考慮して波長を測定し判定することが必要である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

そこで、実施例 1 では、例えば図 8 に示すような、半値波長の考え方をを用いて透過光の特定欠落ピーク値と欠落波長幅を検出する判定方法を実施している。

【 0 0 6 1 】

例えば、図 8 において、欠落波長部の最小波長 λ_{min} とし、欠落波長部の最大波長 λ_{max} 、そして、欠落波長部の半値波長幅 w とすると、

欠落波長部の最小波長 λ_{min} は、欠陥エンベロープ 104 の半値を取って規定し、同様に欠落波長部の最大波長 λ_{max} も、欠陥エンベロープ 104 の半値を取って規定する。

【 0 0 6 2 】

この場合、欠落波長部の半値波長幅 w は、

$$w = \lambda_{max} - \lambda_{min} \quad \dots (式 1)$$

として定義し、

また、欠陥エンベロープ 104 の中心波長 λ_{cent} は、

$$\lambda_{cent} = (\lambda_{max} + \lambda_{min}) / 2 \quad \dots (式 2)$$

として定義する。

【 0 0 6 3 】

尚、実施例 1 では、前記中心波長 λ_{cent} 、前記半値波長幅 w 、前記最小波長 λ_{min} 、及び前記最大波長 λ_{max} のどれか少なくとも 1 つか、又はこれらを組み合わせて特定波長の偏移判定を行う。

また、特定波長の偏移検出方法としては、欠陥エンベロープ 104 の予測交点や近似曲線を算出し、この算出結果を基に特定波長ピークを推定する方法を用いても良い。

このことにより、光ファイバ 12 からの透過光から、高精度に、特定ピーク波長 103 が欠落した部分を正確に検出することが可能となる。

このような特定波長の偏移判定は、後述する検出部 26 によって行われるようになっている。

【 0 0 6 4 】

次に、図 1 に戻り、前記検出部 26 を有する制御装置 3 の具体的な構成、及びこの制御装置 3 により制御される内視鏡挿入部形状検出方法について説明する。

図 1 に示すように、制御装置 3 は、光源装置 23 と、光源素子 24 と、光源制御部 25 と、信号処理部を構成する、検出部 26、制御装置 3 全体を制御する CPU 27、映像処理部 27A、カメラコントロールユニット（以下、CCU と称す）28、及び重畳部 35 と、を有している。

【 0 0 6 5 】

前記したように、光ファイバ 12 の手元側の入射端（具体的には光コネクタ 8b）には、制御装置 3 内の光源装置 23 により入射光 40 が入射されて、この光ファイバ 12 上に直線的に配置された各 FBG センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n を透過する。

【 0 0 6 6 】

そして、各 FBG センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n を透過した光は、透過光 41 として、光コネクタ 8b を介して制御装置 3 内の検出部 26 に到達する。

【 0 0 6 7 】

例えば、挿入部 5 が湾曲したことにより歪みストレスが生じると、各 FBG センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n は、前記したように、その歪み量を透過光 41 の各欠落波長変位に変換し、この波長欠落情報を有する透過光 41 を制御装置 3 内の検出部 26 に供給する。

【 0 0 6 8 】

そして、検出部 26 は、前記したような方法を用いて、透過光の波長欠落情報を検出することになる。

【 0 0 6 9 】

光源装置 23 は、ランプ、LED、レーザなどの光源素子 24 を用いて、光ファイバ 12 に入射光を供給するもので、広帯域スペクトラムを発生する光源、又は狭帯域レーザを

10

20

30

40

50

走査する光源部である。

【0070】

例えば、光源装置23は、C+Lバンドではトータル光出力+13dBm、光スペクトラム密度-13dBm/nm（波長範囲：1530nm～1605nm）の高光出力が可能で、Sバンドではトータル光出力+6dBm、光スペクトラム密度-25dBm/nm以上（波長範囲：1450nm～1510nm）の高光出力が可能なものが望ましい。

尚、このような光源装置23に限定されることはなく、常に安定した入射光40を光ファイバ12に供給できるものであれば良い。

【0071】

光源制御部25は、光源装置23の光源波長（周波数）を常に安定化させるように制御している。具体的には、光源制御部25は、光源装置23の光源波長（周波数）を、 $f \pm \Delta f$ とするような制御信号30を供給して光源装置23を制御する。

【0072】

また、検出部26は、前記したように光ファイバ12からの透過光から、特定波長欠落情報（ブラック波長欠陥情報）を検出し、その特定波長欠落情報（周波数）をfdeed信号31として光源制御部25に出力すると共に、その特定波長欠落情報（周波数）をFdeed検出信号32としてCPU27に出力する。

【0073】

光源制御部25は、供給されたfdeed信号31に基づいて、光源装置23を制御することになる。この場合、CPU27は、光源制御部25にFref設定信号34等の制御信号を供給して、入射光の波長（周波数）を設定すると共に、検出部26からの特定波長欠落情報（Fdeed信号31）をモニタし、各FBGセンサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n に生じた歪み量を演算する。

【0074】

すなわち、CPU27は、検出部26により受信された透過光を用いて、各FBGセンサ λ のブラッグ格子部42の特定周波数欠陥波長（ブラック波長欠陥情報）及びブラック波長の偏移量を求め、この求めた各ブラック格子部42の特定周波数欠陥波長（ブラック波長欠陥情報）及びブラック波長の偏移量に基づいて、光ファイバ12内の各ブラッグ格子部42に加わる歪み量を検出するように演算処理を行う。

【0075】

さらに、CPU27は、各FBGセンサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n の各ブラッグ格子部42の歪み量から挿入部5又は湾曲部10に生じた三次元的な形状情報を算出し、形状CG情報として映像処理部27Aに出力する。

【0076】

この映像処理部27Aは、供給された形状情報CG信号に基づいて、挿入部5の立体形状をモニタ4に表示するための映像信号である形状CG信号37に変換して重畳部35に供給される。

【0077】

一方、この重畳部35には、CCD18による撮像された撮像信号がCCU28によって映像信号処理された映像信号（Video信号）36が供給されている。

【0078】

重畳部35は、例えば乗算器であって、供給された映像信号（Video信号）36に形状CG信号37を重畳して合成映像信号（CG/Video信号）38を生成しモニタ4に出力する。

【0079】

こうして、モニタ4の画面4Aには、合成映像信号（CG/Video信号）に基づく合成映像、すなわち、映像信号（Video信号）36に基づく内視鏡画像4Bと、形状CG信号37に基づく挿入部5の湾曲形状画像4Cとが左右に合成された合成映像が表示される。

【0080】

このときのモニタ4の画面4Aの表示例が、図9に示されている。

10

20

30

40

50

例えば、図 9 に示すように、モニタ 4 の画面 4 A の左側には、内視鏡画像 4 B が表示され、画面 4 A の右側には、湾曲形状画像 4 C が表示される。

この場合、内視鏡画像 4 B は、通常の被検体のライブ画像であるが、湾曲形状画像 4 C は、例えば、被検体内における挿入部 5 の x 、 y 、 z 方向に対応した三次元形状と、この三次元形状において被検体内における挿入部 5 の先端部 9 位置と、三次元形状において挿入部 5 内の光ファイバ 12 に設けられた各 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n の位置と、三次元形状の先端部 9 に対して上下左右の方向指示を指示するためのマーカ表示部 45 と、各 F B G センサ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、... λ_n の位置を示す三次元座標データを表示した三次元座標データ表示部 46 とが表示される。

【0081】

このことにより、術者は、内視鏡画像 4 B を見ながら観察・処置を行うことができ、また、挿入部 5 の湾曲形状画像 4 C を見ることにより、どのような状態で内視鏡 2 の挿入部 5 が被検体内で配置されているのかが一目で認識することができるので、検査対象部位の特定や、挿入部 5 の進退操作を円滑に行うことができる。

【0082】

従って、実施例 1 によれば、従来技術で用いられた高価な光カプラーを用いずにファイバブラッググレーティングからの歪み情報を得て、挿入部 5 の立体形状、湾曲形状を検出することができるので、安価な挿入部 5 の立体形状を検出可能な内視鏡システム及びそれに用いられる内視鏡挿入部形状検出方法の提供が可能となる。

【0083】

また、高価な光カプラーを用いないため、内視鏡システムの小型化、及び組立性を向上することができるといった効果も得られる。

【0084】

さらに、モニタ 4 に内視鏡画像 4 B と湾曲形状画像 4 C とを、例えば 2 画面表示することができるので、術者は、内視鏡画像 4 B を見ながら観察・処置を行うことができ、また、挿入部 5 の湾曲形状画像 4 C を見ることにより、どのような状態で内視鏡 2 の挿入部 5 が被検体内で配置されているのかが一目で認識することができるので、検査対象部位の特定や、挿入部 5 の進退操作を円滑に行うことができる。よって、内視鏡 2 の操作性向上に大きく寄与する。

【0085】

尚、実施例 1 においては、湾曲形状画像 4 C の表示例として、モニタ 4 の画面 4 A 上に内視鏡画像 4 B と 2 画面表示した場合について説明したが、これに限定されるものではなく、必要に応じて適宜切り替えて表示するようにしても良い。

【0086】

(実施例 2)

図 10 は本発明の内視鏡システムの実施例 2 の主要部を含むシステム全体の電氣的な構成を示すブロック図である。尚、図 10 は実施例 1 の内視鏡システム 1 と同様な構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0087】

実施例 2 の内視鏡システム 1 は、さらに、高価な基準発振器を用いず光源装置 2 により照射する入射光の安定化を図るとともに、透過光を用いてファイバブラッググレーティングからの歪み情報を得て、挿入部の立体形状を高精度に検出できるように改良されている。すなわち、光源制御部 25 の制御によって光源装置 23 による入射光の発振周波数の安定化が可能に構成されている。

【0088】

具体的には、図 10 に示すように、実施例 2 の内視鏡システム 1 には、実施例 1 と略同様に構成される制御装置 3 A が設けられているが、この制御装置 3 A 内の光源制御部 25 及び検出部 26 の構成が異なっている。

【0089】

光源制御部 25 は、安価な F r e f 発振器 60 と、ブラッグ発生部 61 と、 $\lambda_1 \sim \lambda_n$

10

20

30

40

50

出力部 62 と、加算器 63 と、比較器 (F c o m p) 66 と、V F コンバータ 67 と、周波数加算器 68 と、を有して構成されている。

【 0 0 9 0 】

F r e f 発振器 60 は、C P U 27 からの F r e f 設定信号 34 による制御によって入射光の波長 (発振周波数) が設定可能な、安価な発振器である。

ブラッグ発生部 61 は、例えば、分周発振器等を用いて、F r e f 発振器 60 からの発振周波数に基づいて、ブラッグ格子部 42 に対応するブラッグ波長信号を発生する。尚、ブラッグ発生部 61 は、光ファイバ 12 がゆがんだ場合に、C P U 31 による制御によって、検出部 30 により検出された F B G センサ λ の歪み量に応じてブラッグ波長信号の周波数が補正されるようになっている。

10

【 0 0 9 1 】

λ 1 ~ λ n 出力部 62 は、ブラッグ発生部 61 により発生したブラッグ波長信号を各 F G B センサ λ 1、λ 2、λ 3、... λ n の各ブラッグ格子部 42 毎の波長に合わせるように処理して加算器 63 の一方の入力端に出力する。この加算器 63 の他方の入力端子には、周波数加算器 68 から出力された周波数信号が供給されている。

【 0 0 9 2 】

加算器 68 は、λ 1 ~ λ n 出力部 62 からのブラッグ波長信号と、周波数加算器 68 からの周波数信号とを加算して、光源装置 23 を構成するアンプに出力する。

そして、光源装置 23 は、供給された周波数信号を増幅した後、ランプ、L E D、又はレーザ等の光源素子 24 を用いてその周波数に基づく入射光、つまり、各 F B G センサ λ の特定ピーク波長に対応する成分を発光し、光ファイバ 12 に入射光として出射させる。

20

この場合、光源装置 23 は、光源素子 24 を用いて、基準波長信号 λ r e f に基づく発光も行うようになっている。

【 0 0 9 3 】

すなわち、実施例 2 では、光源装置 23 は、光源素子 24 を用いて、基準波長信号 λ r e f を含む入射光 40 A を光ファイバ 12 の手元側より出射する。

【 0 0 9 4 】

この基準波長信号 λ r e f は、F G B センサ λ の波長 (周波数) を λ R e f とし、入射光の光束を C とすると、

$$\text{基準波長信号 } \lambda r e f = C / \lambda R e f$$

と示すことができる。

30

【 0 0 9 5 】

このような基準波長信号 λ r e f を含む入射光 40 A が光ファイバ 12 に入射された場合には、透過光 41 A も、各 F B G センサ λ を透過した基準波長信号 λ r e f を含んだものとなり、実施例 1 と同様にこの透過光 41 A は、検出部 26 によって受光して検出される。

【 0 0 9 6 】

この検出部 26 は、透過光 41 A を受光して検出する、フォトメータ等の受光素子 64 を有し、この受光素子 64 によって受光して検出された透過光 41 A に基づく信号は、検出部 26 内の F D e t 部 65 に供給される。

40

【 0 0 9 7 】

この F D e t 65 は、受光素子 64 からの信号に対し、波形補正処理を施して f d e t 信号 31 を生成して、この波長情報 (周波数情報) である f d e t 信号 31 を前記光源制御部 25 内の比較器 66 の一方の入力端子に出力する。

【 0 0 9 8 】

光源制御部 25 の比較器 66 の他方の入力端子には、F r e r 発振器 60 からの基準信号である f r e f 信号が供給されている。そして、比較器 66 は、例えば位相比較器であり、この F r e r 発振器 60 からの f r e f 信号と、f d e t 信号 31 との周波数を比較する。

【 0 0 9 9 】

50

この比較器 66 の比較結果は、エラー電圧の比較結果を比較エラー信号として、後段の V f コンバータ 67 に出力する。そして、この V f コンバータ 67 は、比較エラー信号における電圧差を周波数補正量 $\pm \Delta f$ とする周波数情報（周波数信号）として、周波数加算器 68 の他方の入力端子に出力する。

【0100】

周波数加算器 68 に一方の入力端子には、F r e f 発振器 60 からの基準信号である f r d r 信号が供給されており、周波数加算器 68 は、この f r e f 信号に周波数補正量 $\pm \Delta f$ を補正量として加えて、加算器 63 を介して光源装置 23 に供給する。

【0101】

すなわち、制御装置 3A の光源制御部 25 は、光源装置 23 から基準波長信号（基準周波数信号ともいう）を含む入射光 40A を出射させ、検出部 26 によって透過光 41A から基準波長信号を検出し、この検出した基準波長信号と F r e f 発振器により発振する基準波長（基準周波数）と比較を行い、この比較結果に基づいて、光源装置 23 により出射する入射光 41A の波長又は周波数を補正するように制御する。

【0102】

このため、このような周波数安定化の為の制御系を備えることで、例えば、入射光が光ファイバ 12 を通過するときに、リアルタイムで周波数ずれ等（揺らぎ）が生じた場合でもこれを除去して入射光の波長（又は周波数）の安定化を図ることができるので、本発明の特徴である透過光 41A を用いた、ブラッグ格子部 42 の特定周波数欠陥波長の検出精度を向上させることが可能となる。よって、各 F B G センサの歪み量の検出を高精度に行うことが可能となる。

【0103】

また、F r e f 発振器 60 は、高安定の高価な発振器を用いずに安価な発振器を利用することができるので、装置全体の低コスト化及び小型化に大きく寄与する。

その他の構成、及び作用は実施例 1 と同様である。

【0104】

従って、実施例 2 によれば、実施例 1 と同様の効果が得られる他に、光源装置 23 によって出射される入射光の波長（又は周波数）の安定化を図ることができ、また、高価な発振器を用いずに、高精度な各 F B G センサの歪み量の検出を行うことができる。よって、装置全体の低コスト化及び小型化が可能な内視鏡システムの実現が可能となる。

【0105】

尚、本発明は、以上述べた実施例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0106】

【図 1】本発明の内視鏡システムの実施例 1 の内視鏡システム全体の構成を示すシステム構成図。

【図 2】実施例 1 の内視鏡システムの主要部を含むシステム全体の電氣的な構成を示すブロック図。

【図 3】光ファイバを内部に挿通して配置された挿入部の構成を示す一部破断した斜視図。

【図 4】F B G センサを有する光ファイバの構成及び原理を説明するための説明図。

【図 5】光ファイバに供給される入射光の光強度 - 波長特性を示すスペクトル分布グラフ。

【図 6】光ファイバが出力する透過光の光強度 - 波長特性を示すスペクトル分布グラフ。

【図 7】透過光のスペクトル編移を示す光強度 - 波長特性のスペクトル分布グラフ。

【図 8】透過スペクトルの編移量を検出し欠落波長を判定する方法を説明するための特性図。

【図 9】内視鏡画像と湾曲形状画像とを 2 画面表示した場合のモニタの画面表示例を示す図。

10

20

30

40

50

【図 1 0】本発明の内視鏡システムの実施例 2 の主要部を含むシステム全体の電氣的な構成を示すブロック図。

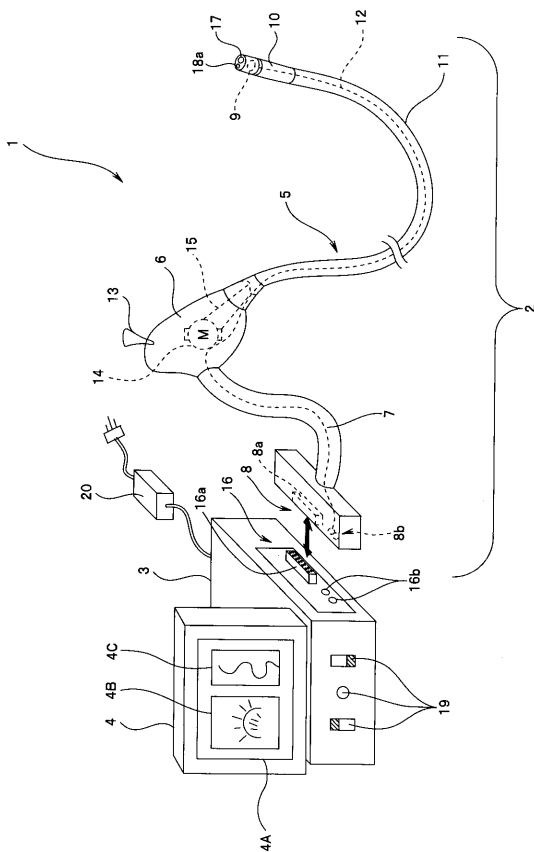
【符号の説明】

【 0 1 0 7 】

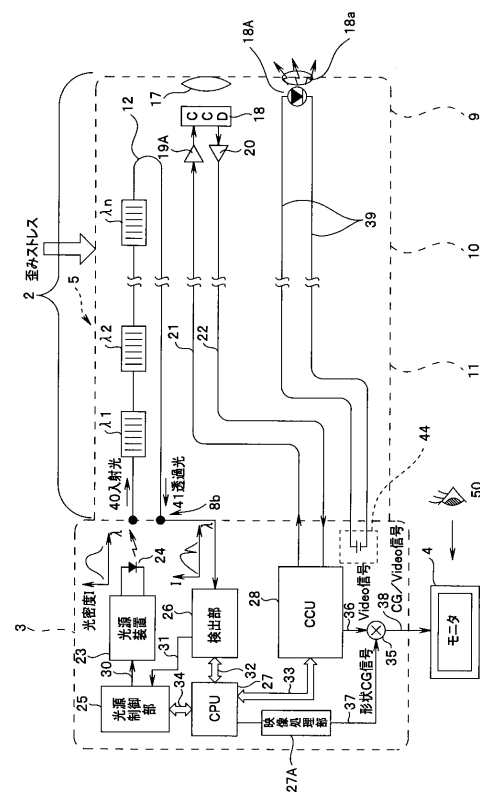
1 ... 内視鏡システム、	
2、 2 A ... 内視鏡、	
3 ... 制御装置、	
4 ... モニタ、	
4 A ... 画面、	
4 B ... 内視鏡画像、	10
4 C ... 湾曲形状画像、	
5 ... 挿入部、	
6 ... 操作部、	
7 ... ユニバーサルコード、	
8 ... コネクタ部、	
8 a ... コネクタ、	
8 b ... 光コネクタ、	
9 ... 先端部、	
1 0 ... 湾曲部、	
1 1 ... 可撓管部、	20
1 2 A ... コア部、	
1 2 B ... クラッド部、	
1 2 C ... ブラッグ格子部、	
1 2 ... 光ファイバ、	
1 3 ... 操作ノブ、	
1 4 ... モータ、	
1 6 a ... コネクタ、	
1 6 ... コネクタ部、	
1 6 b ... 光コネクタ、	
1 9 ... 操作スイッチ、	30
2 3 ... 光源装置、	
2 4 ... 光源素子、	
2 5 ... 光源制御部、	
2 6 ... 検出部、	
2 7 A ... 映像処理部、	
3 3 ... 光源制御部、	
3 5 ... 重畳部、	
4 0、 4 0 A ... 入射光、	
4 1、 4 1 A ... 透過光、	
4 2、 4 3 ... ブラッグ格子部、	40
6 0 ... F r e f 発振器、	
6 1 ... ブラッグ波長発生部、	
6 3 ... 加算器、	
6 4 ... 受光素子、	
6 5 ... F D e t 部、	
6 6 ... 比較器、	
6 7 ... V f コンバータ、	
6 8 ... 周波数加算器、	
1 0 0 ... ブラッグ波長成分、	
1 0 2 ... 中心波長、	50

103 ... 特定ピーク波長、
 104 ... 欠陥エンベロップ、
 w ... 半値波長幅、
 $\Delta \lambda_{max}$... 最大波長、
 $\Delta \lambda_{min}$... 最小波長、
 λ ... FBGセンサ、
 λ_{cent} ... 中心波長、
 λ_m ... 特定ピーク波長。

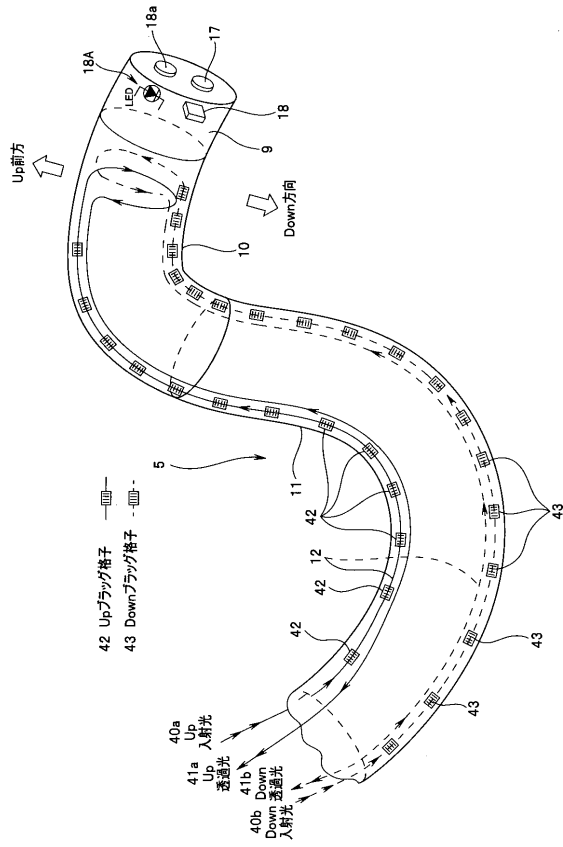
【図 1】



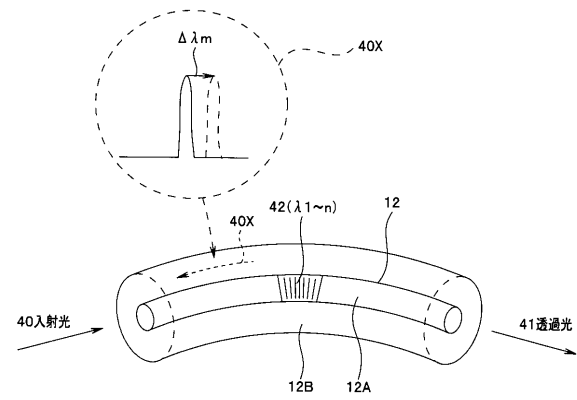
【図 2】



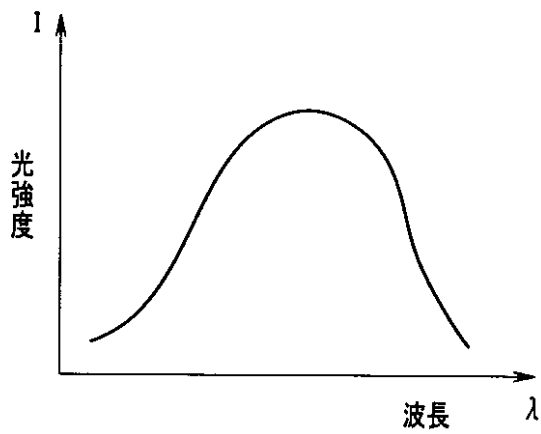
【図 3】



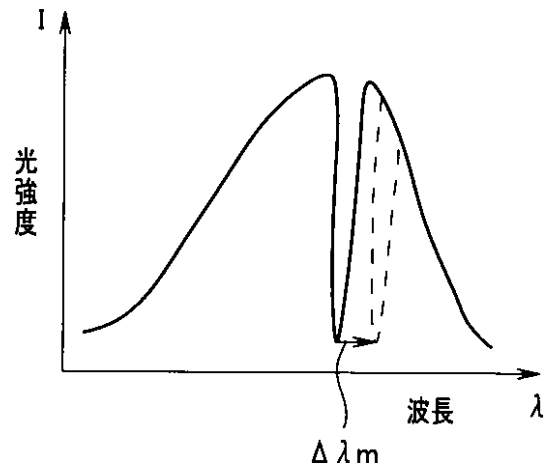
【図 4】



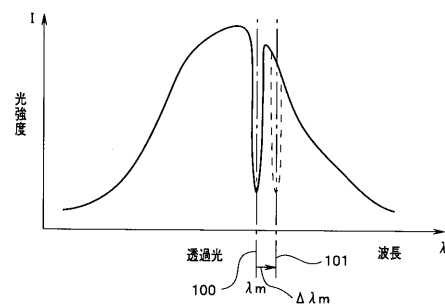
【図 5】



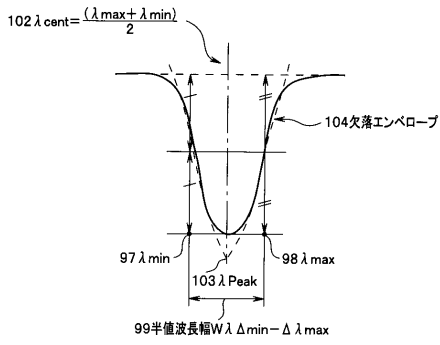
【図 6】



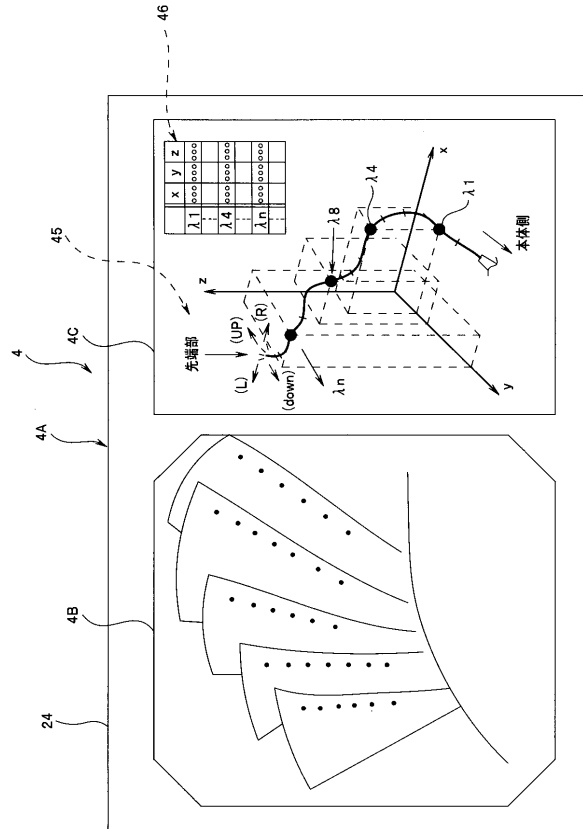
【図 7】



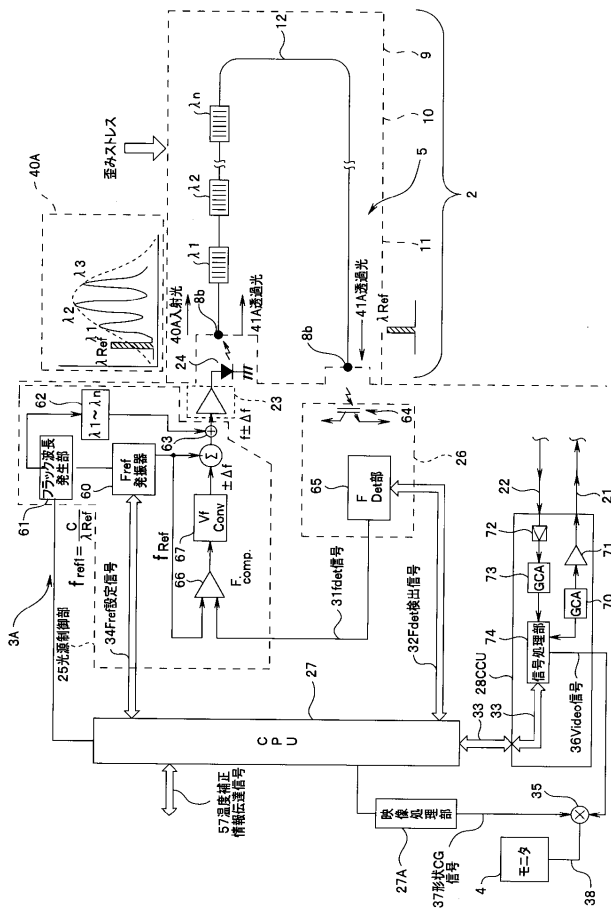
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008173396A	公开(公告)日	2008-07-31
申请号	JP2007011887	申请日	2007-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	村田雅尚		
发明人	村田 雅尚		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.Z G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/04.520 A61B1/045.623 A61B1/06.520		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA51 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/FF21 4C061/FF47 4C061/GG22 4C061/HH54 4C061/WW13 4C161/FF21 4C161/FF47 4C161/GG22 4C161/HH54 4C161/HH55 4C161/WW13		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4979394B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了不使用来自光纤布拉格光栅，所述插入部廉价且小型化的三维形状的可能的组装的光学耦合器和昂贵基准振荡器失真信息可以以高的精度检测得到提供优秀的内窥镜系统。 的内窥镜系统1包括光纤12，光源装置23发出包含参考波长信号以光纤12，检测单元26，在黑色透射光的一个端部的基准入射光41A并且控制装置3用于获得波长缺陷信息和黑色波长的偏差量并检测光纤12的失真量。然后，控制器3检测从由检测单元26所发送的光41A的参考波长信号，与由所述参考波长信号和光源装置23所检测的基于所述比较结果，光源发射的入射光的参考波长从而校正由装置23发射的入射光的波长或频率。 点域1

