

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4759654号
(P4759654)

(45) 発行日 平成23年8月31日 (2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月10日 (2011.6.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 1/00 3 0 0 A

請求項の数 7 (全 58 頁)

(21) 出願番号 特願2010-529028 (P2010-529028)
 (86) (22) 出願日 平成21年10月28日 (2009.10.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2009/068529
 (87) 国際公開番号 W02010/050526
 (87) 国際公開日 平成22年5月6日 (2010.5.6)
 審査請求日 平成22年7月22日 (2010.7.22)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-277086 (P2008-277086)
 (32) 優先日 平成20年10月28日 (2008.10.28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-277087 (P2008-277087)
 (32) 優先日 平成20年10月28日 (2008.10.28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-277089 (P2008-277089)
 (32) 優先日 平成20年10月28日 (2008.10.28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 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 小野田 文幸
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 牛房 浩行
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 織田 朋彦
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

移動センサが配設された操作部と、被検体の内部に挿入する、前記操作部と接続された挿入体と、前記挿入体に配設され、前記挿入体の歪みを検出する複数の歪み検出部が形成されてい
る歪み検出手段と、前記複数の歪み検出部のうち、いずれか1つの前記歪み検出部を基準点とし、前記基準
点と前記歪み検出部との相対関係で規定される第1の座標系にて、それぞれの前記歪み検
出部の第1の3次元座標を算出する座標算出手段と、前記移動センサの初期位置である基準点および軸方向を有する第2の座標系を、設定す
る基準座標系設定手段と、前記基準座標系設定部で設定された基準点と、前記第1の座標系において設定された基
準点と、の相対的な位置関係にもとづき、前記それぞれの歪み検出部の前記第1の3次元
座標を、前記座標系設定手段により設定された前記第2の3次元座標系における第2の3
次元座標に変換する座標変換手段と、前記座標変換部により変換された前記第2の座標にもとづく前記挿入体の形状を表示す
る表示部と、 有することを特徴とする医療機器。

【請求項 2】

前記挿入体が、内視鏡の挿入部であることを特徴とする、請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 3】

10

20

前記歪み検出手段が、所定の間隔で、それぞれ３個以上の前記歪み検出部が形成されているプローブであり、前記３個以上の前記歪み検出部の中心点を前記歪み検出部の位置とすることを特徴とする請求項１に記載の医療機器。

【請求項４】

前記歪み検出手段が、軸方向の同位置に前記歪み検出部であるファイバブラッググレーティングセンサ部が形成されている３本以上の光ファイバセンサを有するプローブであり、

前記挿入体に設けられ、前記光ファイバセンサに光を入光させる光入光部と、

前記光入光部から前記光ファイバセンサ内に入光した前記光の、前記光ファイバに形成された前記ファイバブラッググレーティングセンサ部からの反射光を検出する検出器と、

前記検出器によって検出された前記光ファイバセンサからの反射光の波長シフト量に基づいて、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の歪みを測定する歪み量測定部と、

を更に具備することを特徴とする請求項１に記載の医療機器。

【請求項５】

前記光入光部から入射されて前記ファイバブラッググレーティングセンサ部を通過して前記光ファイバセンサの前記先端から出射された光が、前記光ファイバセンサの先端に入射されることを防止する入射防止手段を更に備えたことを特徴とする請求項４に記載の医療機器。

【請求項６】

前記挿入体内部に設けられた発熱部材と、

前記挿入体内部に設けられ、前記発熱部材から放熱された熱が前記光ファイバセンサに付与されることによって前記ファイバブラッググレーティングセンサ部に発生する歪みの量を低減させる低減部材と、

を更に備えたことを特徴とする請求項４に記載の医療機器。

【請求項７】

前記歪み量測定部によって測定された前記ファイバブラッググレーティングセンサの歪み量が、第１の歪み量を超過したかを判定する判定部と、

前記ファイバブラッググレーティングセンサの歪み量が前記第１の歪み量を超過した場合に、超過回数をカウントするカウント部と、

前記超過回数が設定回数以上となった場合、警告を発する警告部と、

を更に具備することを特徴とする請求項４に記載の医療機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、被検体の内部に挿入する挿入体を具備する医療機器に関する。

【背景技術】

【０００２】

被検者の体内に挿入する、例えば内視鏡の挿入部等の形状を算出する方法として、特開２０００－７９０８８号公報には、磁界センサを用いた方法が知られている。

【０００３】

磁界センサを用いた方法では、被検者の体外に設置した磁界発生コイルからの磁界を、挿入部に配設した複数の磁界検出コイルにより検出することで、磁界発生コイルに対する、それぞれの磁界検出コイルの相対位置を算出する。磁界発生コイルの位置を基準として、複数の磁界検出コイルの位置、すなわち、挿入部の位置が算出されるため、被検者が体位を変化したり、挿入部が移動したりしても表示画面に表示されている挿入部の形状は比較的安定している。しかし、磁界センサを用いた方法では、被検者の体外に磁界発生コイルを設置する必要がある、システムが大型化する。

【０００４】

これに対して、特開平６－２６１８５８公報および特開２００７－１３０１５１には、挿

10

20

30

40

50

入部に歪みセンサを配設することで、挿入部の形状を算出する方法が開示されている。

【0005】

また、特表2003-515104号公報および特開2004-251779号公報には、光ファイバブラッググレーティング (Fiber Bragg Grating: 以下、「FBG」という) センサを用い、挿入部の歪みを検出することで、挿入部の形状を算出する方法が開示されている。

【0006】

挿入部の歪みから挿入部の形状を算出する方法では、被検者の体外に磁界発生コイル等を設置する必要がなく、システムの小型化が可能である。

【0007】

しかし、挿入部の歪みから形状を算出する方法では、ある歪み検出部の座標を基準に挿入部の形状を表示するだけである。このため、被検者が体位を変化させたり、挿入部が移動したりすると、表示画面に表示されている挿入部の形状が大きく変化してしまうことがあった。

【0008】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、術者が確認しやすい視点からの挿入体の形状を表示できるとともに、挿入体の形状を安定して表示することができる医療機器を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一態様の医療機器は、移動センサが配設された操作部と、被検体の内部に挿入する、前記操作部と接続された挿入体と、前記挿入体に配設され、前記挿入体の歪みを検出する複数の歪み検出部が形成されている歪み検出手段と、前記複数の歪み検出部のうち、いずれか1つの前記歪み検出部を基準点とし、前記基準点と前記歪み検出部との相対関係で規定される第1の座標系にて、それぞれの前記歪み検出部の第1の3次元座標を算出する座標算出手段と、前記移動センサの初期位置である基準点および軸方向を有する第2の座標系を、設定する基準座標系設定手段と、前記基準座標系設定部で設定された基準点と、前記第1の座標系において設定された基準点と、の相対的な位置関係にもとづき、前記それぞれの歪み検出部の前記第1の3次元座標を、前記座標系設定手段により設定された前記第2の3次元座標系における第2の3次元座標に変換する座標変換手段と、前記座標変換部により変換された前記第2の座標にもとづく前記挿入体の形状を表示する表示部と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1の参考例の医療機器を使用している状態を説明するための図

【図2】第1の参考例の医療機器の構成を示す図

【図3A】第1の参考例の医療機器の光ファイバセンサの構成を示す構成図

【図3B】図3AのI I I B - I I I B線の断面図

【図4】第1の参考例の医療機器の構成を示す図

【図5】第1の参考例の医療機器の算出部の構成を示す構成図

【図6】第1の参考例の医療機器のFBGセンサ部の構造を説明するための構造図

【図7】第1の参考例の医療機器のFBGセンサ部の機能を説明するための図

【図8】第1の参考例の医療機器の光ファイバセンサにおける座標系を説明するための図

【図9】第1の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図

【図10】第1の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図

【図11】第1の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図

【図12】第1の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図

【図13】第1の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図

【図14】第1の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図

10

20

30

40

50

- 【図 1 5】第 1 の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図
- 【図 1 6】第 2 の参考例の医療機器の挿入部の先端部 D E の断面の構造を示した構造図
- 【図 1 7】第 2 の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図
- 【図 1 8】第 2 の参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図
- 【図 1 9】本発明の実施の形態の医療機器を使用している状態を説明するための図
- 【図 2 0】本発明の実施の形態の医療機器の構成を示す図
- 【図 2 1】本発明の実施の形態の医療機器の処理の流れを説明するためのフローチャート
- 【図 2 2 A】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における操作部の位置を示す図
- 【図 2 2 B】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における F B G センサ部の位置を原点とする 3 次元座標系 X Y Z 1 による挿入部の形状を示す図 10
- 【図 2 2 C】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における基準 3 次元座標系 X Y Z k による挿入部の形状を示す図
- 【図 2 3 A】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における図 2 2 A とは異なる操作部の位置を示す図
- 【図 2 3 B】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における F B G センサ部の位置を原点とする 3 次元座標系 X Y Z 1 による図 2 2 B とは異なる挿入部の形状を示す図
- 【図 2 3 C】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における基準 3 次元座標系 X Y Z k による図 2 2 C とは異なる挿入部の形状を示す図 20
- 【図 2 4 A】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における図 2 2 A、図 2 3 A とは異なる操作部の位置を示す図
- 【図 2 4 B】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における F B G センサ部の位置を原点とする 3 次元座標系 X Y Z 1 による図 2 2 B、図 2 3 B とは異なる挿入部の形状を示す図
- 【図 2 4 C】図 2 0 のモニタの表示領域に表示される挿入部の形状を説明するための図における基準 3 次元座標系 X Y Z k による図 2 2 C、図 2 3 C とは異なる挿入部の形状を示す図
- 【図 2 5】第 3 の参考例の医療機器を使用している状態を説明するための図 30
- 【図 2 6】第 3 の参考例の医療機器の構成を示す図
- 【図 2 7】第 4 の参考例の医療機器を使用している状態を説明するための図
- 【図 2 8】第 4 の参考例の医療機器の構成を示す図
- 【図 2 9 A】第 4 の参考例の医療機器のマーカ部を説明するための図
- 【図 2 9 B】図 2 9 A のマーカ部を拡大して示す図
- 【図 3 0】第 4 の参考例の変形例の医療機器の、モニタの表示画面を示す図
- 【図 3 1】第 5 の参考例の医療機器を使用している状態を説明するための図
- 【図 3 2】第 5 の参考例の医療機器の図
- 【図 3 3】第 6 の参考例を示す内視鏡を具備する該内視鏡の形状検出システムを示す図
- 【図 3 4】図 3 3 の形状検出装置の構成の概略を示すブロック図 40
- 【図 3 5】図 3 3 の挿入部の先端側の内部の構成の概略を示す部分断面図
- 【図 3 6】図 3 5 中の I I X V I - I I X V I 線に沿う断面図
- 【図 3 7】図 3 3 の挿入部の先端側の内部の変形例の構成の概略を示す部分断面図
- 【図 3 8】図 3 7 中の I I X V I I - I I X V I I 線に沿う断面図
- 【図 3 9】図 3 3 の挿入部の先端側の内部の図 3 7 とは別の変形例の構成の概略を示す部分断面図
- 【図 4 0】図 3 9 中の I V X - I V X 線に沿う断面図
- 【図 4 1】内視鏡の形状検出システムを示す図
- 【図 4 2】図 4 1 の内視鏡コネクタの内部構成の概略をユニバーサルコードの一部とともに拡大して示す図 50

【図 4 3】図 4 1 の形状検出装置の構成の概略を示すブロック図

【図 4 4】第 7 の参考例を示す内視鏡の挿入部の先端側の内部の構成の概略を示す部分断面図。

【図 4 5】図 4 4 中の IVXV-IVXV 線に沿う断面図

【図 4 6】図 4 4 の光ファイバの先端側を固定する固定部材を拡大して光ファイバとともに示す部分断面図

【図 4 7】第 8 の参考例を示す内視鏡の挿入部の先端側の内部の構成の概略を示す部分断面図

【図 4 8】図 4 7 の光ファイバの先端側を固定する固定部材を拡大して光ファイバとともに示す部分断面図

【図 4 9】第 9 の参考例を示す内視鏡の挿入部の先端側の内部の構成を、概略的に示す部分断面図

【図 5 0】第 1 0 の参考例を示す内視鏡の形状検出システムを示す図

【図 5 1】図 5 0 の内視鏡の挿入部の先端側の内部構成の概略を拡大して示す部分断面図

【図 5 2】図 5 0 の内視鏡コネクタの内部構成の概略をユニバーサルコードの一部とともに拡大して示す図

【図 5 3】図 5 0 の形状検出装置の構成の概略を示すブロック図

【図 5 4】図 5 0 の形状検出装置が行う超過回数検出方法を示すフローチャート

【図 5 5】第 1 1 の参考例における形状検出装置の異常歪み量検出方法を示したフローチャート

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

(第 1 の参考例)

本発明の実施の形態を説明するに先立って、まず、当該実施の形態の参考となる例について説明する。

以下、図面を参照して本発明の第 1 の参考例の医療機器 1 について説明する。

図 1 は、本第 1 の参考例の医療機器を使用している状態を説明するための図であり、図 2 は、本第 1 の参考例の医療機器の構成を示す図である。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示した第 1 の参考例の医療機器 1 は、内視鏡システム 1 0 の内視鏡の挿入部 1 2 の形状を、F B G センサ (図 2 参照) を用いて測定する。内視鏡システム 1 0 は、被検体である被検者 1 1 の内部に挿入し観察または処置を行う医療器具であり細長い挿入体である内視鏡の挿入部 1 2 と、挿入部 1 2 を操作するための操作部 1 3 と、内視鏡システム 1 0 全体の制御および画像処理等を行う本体部 1 5 と、内視鏡画像と挿入部 1 2 の 2 次元形状等とを表示するモニタ 1 4 とを有している。

【 0 0 1 3 】

医療機器 1 の歪み検出手段である光ファイバセンサ 2 は、挿入部 1 2 の内部を挿通するチャンネルの基端部 P E (Proximal End) 側の操作部 1 3 近傍に配設された開口である処置具孔 1 3 A から、チャンネル 1 2 A (不図示) 内を先端部 D E (Distal End) 側まで挿通されることにより、挿入部 1 2 と同じ形状に変形するように配設されている。

【 0 0 1 4 】

なお、光ファイバセンサ 2 の挿入部 1 2 への配設は、挿入部 1 2 の形状と光ファイバセンサ 2 の形状とが実用上問題のない程度に一致すれば、緩やかな固定であっても差し支えない。例えば、前述のようにチャンネルに挿通することで緩やかに固定しても良いし、挿入部 1 2 に予め組み込んでおいても良い。

【 0 0 1 5 】

医療機器 1 の表示手段は内視鏡システム 1 0 のモニタ 1 4 が兼用しており、モニタ 1 4 は内視鏡画像と同じ画面上に、光ファイバセンサ 2 の形状、すなわち、挿入部 1 2 の形状を表示する表示領域 1 4 A を有している。なお、光ファイバセンサ 2 はチャンネル 1 2 A に挿入するのではなく、挿入部 1 2 に組み込まれていてもよい。

【 0 0 1 6 】

次に、図 3 A は、本参考例の医療機器の光ファイバセンサの構成を示す構成図であり、図 3 B は、図 3 A の I I I B - I I I B 線の断面図である。図 4 は、本参考例の医療機器の構成図であり、図 5 は、本参考例の医療機器の算出部の構成を示す構成図であり、図 6 は、本参考例の医療機器の F B G センサ部の構造を説明するための構造図であり、図 7 は、本参考例の医療機器の F B G センサ部の機能を説明するための図である。

【 0 0 1 7 】

光ファイバブラッググレーティング (Fiber Bragg Grating : 以下、「F B G」という) センサは、光ファイバのコア部に屈折率が変化するグレーティング部を作成したものであり、入射光に対してグレーティング部で所定波長の光を反射する。この特定の波長を、ブラッグ (Bragg) 波長という。

10

【 0 0 1 8 】

そして、F B G センサは、グレーティング部の長手方向に伸び縮みがあるとブラッグ波長が変化するという特性を有している。このため、F B G センサは、温度計測、または歪計測等に利用されている。

【 0 0 1 9 】

同じブラッグ波長を有する複数の F B G センサ部を光ファイバに作成した光ファイバセンサに光周波数領域リフレクトメトリ多重 (O F D R : Optical Frequency Domain Reflectometry) 方式の光ファイバセンサでは、全反射終端である反射器からの反射光と光ファイバセンサからの反射光とを干渉させることにより、それぞれの F B G センサ部がどの程度変形したか、言い換えれば、どの程度の歪みを生じたかを検出することができる。このため、O F D R 方式を用いた光ファイバセンサは、例えば、細長い被測定体の歪み測定センサとして利用されている。

20

【 0 0 2 0 】

そして、図 3 A、3 B に示すように、歪み検出手段である光ファイバセンサ 2 は、3 本の光ファイバセンサ 2 A、2 B、2 C が、金属ワイヤ 2 M の周囲に樹脂 2 P を介して束ねられたファイバアレイのプローブであり、可撓性を有している。

【 0 0 2 1 】

そして、図 2 に示すように、それぞれの光ファイバセンサ 2 A、2 B、2 C には、軸方向の同位置に、それぞれ歪み検出部である F B G センサ部 3 が作成されている。すなわち、光ファイバセンサ 2 では、3 個の F B G センサ部 3 が軸方向同位置にあるため、その 3 個の F B G センサ部 3 の配設されている挿入部 1 2 の部分の 3 軸方向の変位を計測することができる。

30

【 0 0 2 2 】

図 4 に示すように、医療機器 1 は、光ファイバセンサ 2 と、本体部 1 5 内に配設された広帯域光を出射する光源 6 と、光源 6 から出射した光を光ファイバセンサ 2 と、反射手段である反射器 5 とへ供給するため分割する光分割手段であり、かつ、反射器 5 から反射した光と光ファイバセンサ 2 の F B G センサ部 3 が反射した光を干渉させる干渉手段でもある光学部品であるカプラ 7 とを有している。すなわち、光分割手段と前記干渉手段とが、ひとつの光学部品であるカプラ 7 により構成されている。光スイッチ 7 B は、3 本の光ファイバセンサ 2 A、2 B、2 C に、時系列的に順に光を供給する。

40

【 0 0 2 3 】

また、医療機器 1 は、カプラ 7 により干渉光を電気信号に変換し検出する検出手段である検出部 8 と、検出部 8 が検出した信号から各 F B G センサ部 3 の波長シフト量 (F B G センサ部 3 が存在する部分の変形がないときの波長と、変形があったときの波長との差) を算出し、算出した波長シフト量から F B G センサ部 3 の変形量を求め、各 F B G センサ部 3 の変形量から光ファイバセンサ 2 の形状を算出する算出手段である算出部 9 A と、医療機器 1 全体の制御する制御部 9 B とを有している。

【 0 0 2 4 】

そして図 5 に示すように、医療機器 1 では、算出部 9 A は、座標算出手段である座標算

50

出部 9 C と、座標系設定手段である座標系設定部 9 D と、座標変換手段である座標変換部 9 E と、形状算出手段である形状算出部 9 F とを有しており、モニタ 1 4 に術者が確認しやすい視点からの挿入部 1 2 の 2 次元形状を表示することができる。なお術者は入力手段である入力部から挿入部 1 2 の 2 次元形状表示の形態を変化するための操作等を行う。

【 0 0 2 5 】

ここで、図 6 を用いて F B G センサの動作原理について説明する。図 6 に示すように、F B G センサ部 3 は、光ファイバ 4 の所定の長さ（例えば 5 m m ）にわたってコア部 4 A の屈折率が周期的に変化している回折格子（グレーティング）である。ゲルマニウムをドープしたコア部 4 A にマスクを介して紫外線を照射することでフォトリフラクティブ効果によりわずかに屈折率が増加する。

10

【 0 0 2 6 】

これを利用して軸方向に周期的に屈折率の高い部分（格子）を形成させたものが F B G センサ部 3 である。なお、図 6 等における、グレーティングの本数およびコア部軸方向に対するグレーティング幅は、構造を理解しやすいように実際の F B G センサ部とは異なっている。

【 0 0 2 7 】

そして、図 7 に示すように、F B G センサ部 3 は、回折格子の間隔 d 、言い換えれば、周期に応じて、入射光のうち、以下の式）で示す所定波長であるブラッグ波長 λ_B の光のみを反射する。

$$\lambda_B = 2 \times n \times d$$

20

ここで、 n はコア部 4 A の屈折率である。

【 0 0 2 8 】

例えば、コア部 4 A の屈折率 n が 1 . 4 5、ブラッグ波長 λ_B が 1 5 5 0 n m の場合には、回折格子の間隔 d は 0 . 5 3 μ m 程度になる。

【 0 0 2 9 】

図 7 は、F B G センサ部の作用を説明するための図であり、左上図は入射光の波長 λ に対する光の強度を示した図であり、入射光は所定の波長の幅、すなわち、帯域を有する。そして、左下図は F B G センサ部 3 により反射された反射光の波長 λ に対する光の強度を示した図であり、反射光はブラッグ波長 λ_B の光である。右側図は F B G センサ部 3 を通過した入射光の波長 λ に対する光の強度を示した図であり、透過光には F B G センサ部 3 で反射したブラッグ波長 λ_B 成分が含まれていない。

30

【 0 0 3 0 】

そして、上記の式から明らかなように、F B G センサ部 3 が伸びると、回折格子の間隔 d も大きくなるため、ブラッグ波長 λ_B は長波長側に移動する。逆に、F B G センサ部 3 が縮むと、回折格子の間隔 d も小さくなるため、ブラッグ波長 λ_B は短波長側に移動する。

【 0 0 3 1 】

このため、F B G センサ部 3 は、温度、または外力を検出するセンサとして用いることができ、本参考例では、光ファイバセンサ 2 のたわみ量、すなわち、軸方向への曲がり変形量を検出する。

40

【 0 0 3 2 】

光周波数領域リフレクトメトリ多重（O F D R）方式では、F B G センサ部 3 からの反射光と反射器 5 からの反射光から干渉光を形成することで、1 本の光ファイバセンサ 2 に複数の F B G センサ部 3 が形成されていても、それぞれの F B G センサ部 3 の変形量を測定できる。

【 0 0 3 3 】

次に、図 8 および図 9 を用いて、算出部 9 A が行う処理について説明する。図 8 は、医療機器の光ファイバセンサ 2 における座標系を説明するための図であり、図 9 は、医療機器の算出部の処理を説明するための図である。

【 0 0 3 4 】

50

図 8 に示すように、各光ファイバセンサ 2 A ~ 2 C に形成された F B G センサ部 3 は、軸方向に対して等間隔に形成され、3 つの光ファイバセンサ 2 A ~ 2 C の、3 つの F B G センサ部 3 が軸方向に対して同位置に存在する状態で前記挿入体に固定されている。

【 0 0 3 5 】

なお、図 8 に示すように、単に「F B G センサ部 3 の位置」というときは、軸方向の同位置に配置された 3 個の F B G センサ部 3 からなる F B G センサ群の中心位置を意味する。

【 0 0 3 6 】

最初に算出部 9 A の座標算出部 9 C が、F B G センサ部 3 の測定結果を基に、いずれかの F B G センサ部 3 の位置 S、より正確には光ファイバセンサ 2 の軸方向に対して同位置に配置された 3 個の F B G センサ部 3 の中心位置、を原点とする第 1 の 3 次元座標系にて、それぞれの F B G センサ部 3 の第 1 の 3 次元座標を算出する。

10

【 0 0 3 7 】

座標算出部 9 C では、例えば、光ファイバセンサ 2 の最も基端部 P E 側の位置に形成された 3 つの F B G センサ部 3 A 1 1、3 A 2 1、3 A 3 1 の中心位置 S 1 を原点とした第 1 の 3 次元座標系である X Y Z 1 座標系を設定し、F B G センサ部 3 A 1 1、3 A 2 1、3 A 3 1 の変形量から隣の 3 つの F B G センサ部 3 A 1 2、3 A 2 2、3 A 3 2 の中心位置 S 2 (x 1、y 1、z 1) と向き (v x 1、v y 1、v z 1) とを算出する。

【 0 0 3 8 】

座標算出部 9 C は、さらに、算出した F B G センサ部 3 A 1 2、3 A 2 2、3 A 3 2 の中心位置 S 2 (x 1、y 1、z 1) と向き (v x 1、v y 1、v z 1) とから、F B G センサ部 3 A 1 2、3 A 2 2、3 A 3 2 の中心位置 S 2 を基準の原点とした 3 次元座標系 X Y Z 2 への変換マトリックス T 1 2 を、以下の (式 1) を用いて算出する。

20

【 0 0 3 9 】

(式 1)

$$T_{12}^2 = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

30

ただし、 r_{ij} ($i = 1、2、3$: $j = 1、2、3$) は 3 次元座標系 X Y Z 1 から 3 次元座標系 X Y Z 2 への回転 (3 次元座標系 X Y Z 2 の Z 軸と向き (v x 1、v y 1、v z 1) から回転行列を算出)、 t_x 、 t_y 、 t_z は平行移動 (位置 (x 1、y 1、z 1) と同じ) を表す。

【 0 0 4 0 】

同様に、設定された 3 次元座標系 X Y Z 2 の隣に存在する 3 つの F B G センサ部 3 A 1 3、3 A 2 3、3 A 3 3 の中心位置 S 3 (x 2、y 2、z 2) と向き (v x 2、v y 2、v z 2) とを座標算出部 9 C が算出し、変換マトリックス T を算出する。

40

【 0 0 4 1 】

座標算出部 9 C は同様の処理を繰り返し、最終的には、先端部 D E に最も近接した 3 つの F B G センサ部 3 A 1 n、3 A 2 n、3 A 3 n の中心位置 S n (x n - 1、y n - 1、z n - 1) と向き (v x n - 1、v y n - 1、v z n - 1) と変換マトリックス T n-1 n を求める。

【 0 0 4 2 】

そして、座標算出部 9 C は変換マトリックスを用いて、各 3 つの F B G センサ部 3 の中心位置 S を、3 次元座標系 X Y Z 1 に変換する。例えば、3 つの F B G センサ部 3 A 1 i

50

、 $3A2i$ 、 $3A3i$ の中心位置 S_i を基準とした座標系で3つのFBGセンサ部 $3A1i+1$ 、 $3A2i+1$ 、 $3A3i+1$ の中心位置 $S_{i+1}(x_i, y_i, z_i)$ と向き (v_{xi}, v_{yi}, v_{zi}) が算出された場合、XYZ1座標系での $(x_{wi+1}, y_{wi+1}, z_{wi+1})$ 位置は以下の(式2)により算出される。

【0043】

(式2)

$$\begin{pmatrix} x_{i+1}^w \\ y_{i+1}^w \\ z_{i+1}^w \\ 1 \end{pmatrix} = T_1^2 T_2^3 \cdots T_{i-1}^i \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix}$$

10

座標算出部9Cは同様に全ての3つのFBGセンサ部3の中心位置SをXYZ1座標系に変換し、変換された座標を接続することにより光ファイバセンサ2の3次元形状、すなわち、光ファイバセンサ2が固定された挿入部12の3次元形状を算出する。

【0044】

20

すでに説明した算出部9Aの座標算出部9Cが算出した、第1の3次元座標系であるXYZ1座標系によるFBGセンサ部3の位置Sの3次元座標を基に、補間処理等を行うことで、光ファイバセンサ2の形状を算出することができる。

【0045】

しかし、図10に示すように、XYZ1座標系は原点が、光ファイバセンサ2の最も基端部PE側の位置に形成された3つのFBGセンサ部 $3A11$ 、 $3A21$ 、 $3A31$ の中心位置 S_1 であるが、軸方向は特に意味のある方向ではない。このため、光ファイバセンサ2が回転したり、被検者11が体位を変化したりすると、モニタ14に表示されている光ファイバセンサ2の2次元形状が大きく変化する。また、モニタ14に表示されている光ファイバセンサ2の2次元形状は、3次元である光ファイバセンサ2の形状を、ある視点を基に2次元の形状に変換したものである。どのようなパラメータを用いて変換するかにより、表示される2次元形状は大きく異なる。

30

【0046】

図10に示したXYZ1座標系において、X軸を基準軸としX軸方向から観察した、言い換えればYZ平面に投影した挿入部12の2次元形状は、術者にとって形状を正確に確認するのが困難である。

【0047】

これに対して、Z軸方向から観察した、言い換えればXY平面に投影した挿入部12の2次元形状は、術者にとって比較的確認しやすい場合が多い。しかし、術者にとって、より確認しやすい視点からの挿入部12の2次元形状を表示するための設定操作は容易ではなかった。

40

【0048】

これに対して、本参考例の医療機器1の算出部9Aは、術者が確認しやすい視点からの挿入部12の2次元形状を表示するため、座標算出部9Cの処理終了後にさらに処理を行う。

以下、図11から図15を用いて、医療機器1の算出部9Aの処理について、さらに説明する。図11から図15は、本参考例の医療機器の算出部の処理を説明するための図である。

【0049】

本参考例の医療機器1の算出部9Aの座標系設定手段である座標系設定部9Dは、座標

50

算出部 9 C が算出した、第 1 の 3 次元座標系である X Y Z 1 座標系による n 個の F B G センサ部 3 の位置 S の 3 次元座標を基に、第 2 の 3 次元座標系を設定する。

【 0 0 5 0 】

すなわち、図 1 1 に示すように、座標系設定部 9 D は、最初に、n 個の F B G センサ部 3 の位置 S からの距離が最小である平面 H を算出するために、任意の平面に対して、それぞれの F B G センサ部 3 の位置 S からの距離の 2 乗和を算出する。ここで、位置 S_i の座標を (x_{i w}、y_{i w}、z_{i w}) とすると、位置 S_i と任意の平面との最小距離、すなわち、位置 S_i から任意の平面への垂線の長さ、d_{i w}、は、以下の (式 3) により算出される。

(式 3)

$$d_i^w = \frac{|ax + by + cz + p|}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}}$$

ただし、任意の平面の式を、「a x + b y + c z + p = 0」とする。

【 0 0 5 1 】

そして、座標系設定部 9 D は、以下の (式 4) に示す、n 本の垂線の長さ、d_{i w}、の総和 D、が最小である平面 H を算出、すなわち、平面の式の係数、a、b、c、および p を算出する。

(式 4)

$$D = \sum_{n=1}^n d_i^w$$

次に、図 1 1 に示すように、座標系設定部 9 D は、n 個の F B G センサ部 3 の位置 S₁ ~ S_n から平面 H への垂線が、平面 H と交差する点 H₁ ~ H_n を算出する。そして、図 1 2 に示すように、座標系設定部 9 D は、平面 H 上の点 H₁ ~ H_n の重心 C G (Center of Gravity) と、分布方向 R A とを算出する。

【 0 0 5 2 】

すなわち、座標系設定部 9 D は、F B G センサ部 3 の位置 S_i (x_{i w}、y_{i w}、z_{i w}) から平面 H に垂線をおろした点 H_i (x_{i w p}、y_{i w p}、z_{i w p}) を算出し、さらに、重心 C G (g_{x w}、g_{y w}、g_{z w}) を以下の (式 5) により算出する。

【 0 0 5 3 】

(式 5)

$$\begin{pmatrix} gx^w \\ gy^w \\ gz^w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n x_i^{wp} \\ \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n y_i^{wp} \\ \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n z_i^{wp} \end{pmatrix}$$

そして、さらに座標系設定部 9 D は、点 H_i (x_{i w p}、y_{i w p}、z_{i w p}) の分布方向 R A を公知の主成分分析等で算出する。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

次に、図 13 に示すように座標系設定部 9D は、重心 CG (g_{xw} 、 g_{yw} 、 g_{zw})、点 Hi (x_{iwp} 、 y_{iwp} 、 z_{iwp}) の分布方向 RA、および平面 H の法線 P 方向に基づいて、第 2 の 3 次元座標系 XYZ_k を設定する。すなわち、重心 CG を原点とし、分布方向 RA を X 軸、平面 H の法線 P 方向を Z 軸、それぞれに直交する方向を Y 軸 (右手系) として設定する。

【0055】

次に、図 13 に示すように、座標変換手段である座標変換部 9E は、FBG センサ部 3 の位置 Si、を第 1 の 3 次元座標系 XYZ₁ による第 1 の 3 次元座標から、第 2 の 3 次元座標系 XYZ_k による第 2 の 3 次元座標変換する。

【0056】

さらに、図 14 に示すように、形状算出手段である形状算出部 9F が、第 2 の 3 次元座標系 XYZ_k による光ファイバセンサ 2 の n 個の FBG センサ部 3 の位置を、視線の方向を Z 軸として、言い換えれば、平面 XY に投影してから、補間処理等により光ファイバセンサ 2 の 2 次元形状、すなわち、挿入部 12 の 2 次元形状、を算出し、モニタ 14 に出力する。

【0057】

すなわち、モニタ 14 の表示領域 14A に表示される挿入部 12 の 2 次元形状は、挿入部 12 の 3 次元形状を第 2 の 3 次元座標系の XY 平面に投影した形状である。

【0058】

なお、図 15 に示すように、モニタ 14 の表示領域 14A に表示された挿入部 12 の 2 次元形状は、術者が、入力部 17 を操作することにより、回転したり、拡大縮小表示したりできる。

【0059】

上記の処理により医療機器 1 の算出部 9A が算出する挿入部 12 の 2 次元形状は、術者が確認しやすい視点からの形状である。また、被検者が体位を変化させたり、挿入部が移動したりしても、モニタ 14 に表示されている挿入部 12 の 2 次元形状は安定している。

【0060】

すなわち、医療機器 1 は、体腔内に挿入された挿入部 12 の形状である FBG センサ部 3 の座標を基に視点を設定し、2 次元画像の表示を行うため、安定した表示画像が得られる。

【0061】

なお、第 1 の 3 次元座標系 XYZ₁ による FBG センサ部 3 の位置から、補間処理等により光ファイバセンサ 2 の 3 次元形状を算出しておいて、座標系設定部 9D による第 2 の 3 次元座標系 XYZ_k を基に視点を決定し、形状算出部 9F が挿入部 12 の 2 次元形状を算出してもよい。

【0062】

また、座標系設定部 9D は、最初に算出した平面 H と FBG センサ部 3 の位置との距離が、大きく乖離している FBG センサ部 3 を検出して、検出された FBG センサ部 3 以外の情報を基に、新たな平面 H を算出してもよい。平面 H との距離が大きく乖離している FBG センサ部 3 は、被検者 11 の体内に未挿入である可能性が高いためである。

【0063】

さらに、座標系設定部 9D は、平面 H を、全ての FBG センサ部 3 の情報を基に算出するのではなく、例えば、基端部 PE 側の FBG センサ部 3 と、先端部 DE 側の FBG センサ部 3 と、基端部 PE と先端部 DE との中間に存在する FBG センサ部 3 との 3 箇所の FBG センサ部 3 の情報を基に、算出してもよい。

また、算出部 9A は、挿入部 12 の形状を時系列的に記憶する図示しない記憶手段を有し、過去に算出された平面 H の法線方向 P および重心 CG から、平均的な法線方向および重心を算出し、第 2 の 3 次元座標系 XYZ_k を設定してもよい。

【0064】

さらに、歪み検出手段としては、光ファイバセンサ 2 の替わりに、歪みケージ等を用い

10

20

30

40

50

て、挿入部 12 の各部の変形を検出してもよい。

【0065】

(第2参考例)

以下、図面を参照して本発明の第2の参考例の医療機器1Bについて説明する。医療機器1Bの構成および動作は、第1の参考例の医療機器1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0066】

図16は、第2の参考例の医療機器の挿入部の先端部DEの断面の構造を示した構造図であり、図17および図18は、第2の参考例の医療機器1の算出部の処理を説明するための図である。

【0067】

図16に示すように、本参考例の医療機器1Bでは、挿入部12の先端部DEに重力検出手段である重力センサ16が配設されている。なお、図16に示すように先端部DEには、撮像手段であるCCD12Bと、照明手段であるライトガイド12C等も配設されている。そして、挿入部12のチャンネル12Aに挿通されている光ファイバセンサ2の先端部に重力方向を検出する重力センサ16は配設されている。

【0068】

図17および図18に示すように、医療機器1Bの算出部9Cは、重力センサ16が検出した重力方向DG(Direction of Gravity)をもとに、3次元座標系を設定する。第1の3次元座標系であるXYZ1座標系tp、第2の3次元座標系であるXYZj座標系とは、重力方向DGをZ軸とする平面H2を設定する。

【0069】

このため、医療機器1Bでは、第1の参考例の医療機器1が有する効果に加えて、常に安定した方向が設定されるため、操作者に観察しやすい画像を提供できる。また、医療機器1Bでは算出部9Cの算出処理が簡単となるため、装置の単純化、処理の高速化を実現できる。

【0070】

なお、医療機器1Bは、重力センサ16の代わりに方位センサ等の特定方向の向きを検出するセンサを用いて重力方向を算出していてもよい。

【0071】

(本願発明の実施の形態)

次に本願発明の実施の形態について説明する。

図19は、本実施の形態の医療機器を使用している状態を説明するための図であり、図20は、本実施の形態の医療機器の構成を示す図である。

【0072】

本実施の形態の医療機器の構成は、上述した図1～図15に示した第1参考例の医療機器、図16～図18に示した第2参考例の医療機器と比して、操作部に、ジャイロスコープと、加速度センサが設けられている点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第1参考例と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0073】

図19に示した本実施の形態の医療機器1Cは、操作部13に、操作部13の動きを検出する移動センサであるジャイロスコープ21および加速度センサ22が配設されている。

【0074】

ジャイロスコープ21は、物体の回転の速さである角速度 ω を検出する計測部であり、加速度センサ22は、物体の加速度を計測する計測部である。操作部13には位置センサが配設されているために、術者が、ある時点での位置センサの初期位置を基準点20(図20参照)として設定すると、医療機器1Cでは、その後は操作部13の動きに応じた位置センサの位置と基準点20との相対関係を算出することができる。加速度センサ22は3軸加速度センサであり、例えばMEMS技術を用いて作成された小型の3軸加速度センサを用いることができる。

【 0 0 7 5 】

ここで、上述した第 1 参考例の図 1 0 において、 $X Y Z 1$ 座標系は原点が、光ファイバセンサ 2 の最も基端部 P E 側の位置に形成された 3 つの F B G センサ部 3 A 1 1、3 A 2 1、3 A 3 1 の中心位置 S 1 であるが、光ファイバセンサ 2 が回転したり、被検者 1 1 が体位を変化したりすると、モニタ 1 4 に表示されている光ファイバセンサ 2 の形状が大きく変化すると示した。

【 0 0 7 6 】

しかし、本実施の形態の医療機器 1 C では、基準座標系設定部 9 D が、移動センサであるジャイロ스코プ 2 1 および加速度センサ 2 2 の初期位置である基準点 2 0 を原点とする基準座標系基準 3 次元座標系 $X Y Z k$ を設定する。

10

【 0 0 7 7 】

そして、座標変換部 9 E が、それぞれの歪み検出部である F B G センサ部 3 の第 1 の 3 次元座標系 $X Y Z 1$ 座標系による第 1 の座標を、基準 3 次元座標系 $X Y Z k$ による第 2 の座標に変換し、形状算出部 9 F が第 2 の座標を基に、挿入部 1 2 の形状を算出し、モニタ 1 4 に表示する。

【 0 0 7 8 】

基準点 2 0 は空間上の任意の点であるが、移動することのない固定点である。このため、医療機器 1 は、光ファイバセンサ 2 が回転したり、被検者 1 1 が体位を変化したりしても、挿入部 1 2 の形状を安定して表示することができる。

【 0 0 7 9 】

20

次に、図 2 1 のフローチャートに従い医療機器 1 C の処理の流れについて説明する。図 2 1 は、本実施の形態の医療機器の処理の流れを説明するためのフローチャートである。

【 0 0 8 0 】

まず、ステップ S 1 0 において、医療機器 1 C は、術者により処理開始の指示を受けて処理を開始する。処理開始の指示がない場合には、ステップ S 1 1 において、形状算出部 9 F は、座標算出部 9 C が算出した第 1 の 3 次元座標系 $X Y Z 1$ による各 F B G センサ部 3 の第 1 の座標から、補間処理等により光ファイバセンサ 2 の形状を算出する。

【 0 0 8 1 】

そして、ステップ S 1 2 において、モニタ 1 4 には、第 1 の 3 次元座標系 $X Y Z 1$ による光ファイバセンサ 2 の形状、すなわち、挿入部 1 2 の形状が表示される。その後、ステップ S 1 9 に移行する。

30

【 0 0 8 2 】

ここで、ステップ S 1 0 において、処理開始の指示があった場合、具体的には、術者による操作部 1 3 に配設されたスイッチ（不図示）の押圧操作による指示を受けた場合には、ステップ S 1 3 に分岐し、ステップ S 1 3 において、医療機器 1 C は、スイッチが押圧操作されたときの操作部 1 3 の位置、正確には位置センサであるジャイロ스코プ 2 1 および加速度センサ 2 2 の位置を基準点 2 0 に設定する。そして、基準点 2 0 を原点とし、位置センサの向きを基に基準 3 次元座標系 $X Y Z k$ を設定する。

【 0 0 8 3 】

次いで、ステップ S 1 4 において、座標算出部 9 C は、例えば、光ファイバセンサ 2 の最も基端部 P E 側の位置に形成された 3 つの F B G センサ部 3 A 1 1、3 A 2 1、3 A 3 1 の中心位置 S 1 を原点とした第 1 の 3 次元座標系である $X Y Z 1$ 座標系を設定し、各 3 つの F B G センサ部 3 の中心位置 S n を、3 次元座標系 $X Y Z 1$ に変換する。

40

【 0 0 8 4 】

次いで、ステップ S 1 5 において、座標変換部 9 E は、操作部 1 3 に配設された移動センサの出力（平行移動 $H i$ と回転 $R i$ ）を取り込み記憶する。

【 0 0 8 5 】

次いで、ステップ S 1 6 において、座標変換部 9 E は、第 1 の 3 次元座標系 $X Y Z 1$ から基準 3 次元座標系 $X Y Z k$ への座標変換処理を行う。すなわち、移動センサの出力から、第 1 の 3 次元座標系 $X Y Z 1$ から基準 3 次元座標系 $X Y Z k$ への変換行列は次の（式 6）

50

で表される。

(式6)

$$T_0^1 = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & h_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & h_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & h_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad 10$$

そして、3次元座標系XYZ₁での座標を(X_s、Y_s、Z_s)とすると、変換後の基準3次元座標系XYZ_kでの座標(X_w、Y_w、Z_w)は、以下の(式7)で変換される

(式7)

$$\begin{pmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{pmatrix} = T_0^1 \begin{pmatrix} X_s \\ Y_s \\ Z_s \\ 1 \end{pmatrix} \quad 20$$

また、n回目の変換行列を、T_{n n-1}、位置座標を(X_s、Y_s、Z_s)とすると以下の(式8)のように変換される。

【0086】

(式8)

$$\begin{pmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{pmatrix} = T_0^1 T_1^2 \cdots T_{n-1}^n \begin{pmatrix} X_s \\ Y_s \\ Z_s \\ 1 \end{pmatrix} \quad 30$$

そして、形状算出部9Fは、変換された基準3次元座標系XYZ_kでの座標を接続し補間処理等を行うことにより光ファイバセンサ2の3次元形状、すなわち、光ファイバセンサ2が配設された挿入部12の形状を算出する。

【0087】

次いで、ステップS17において、形状算出部9Fは、挿入部12の3次元形状に対して、例えば、基準3次元座標系XYZ_kでのZ軸方向を視線方向として表示画像を生成し、モニタ14に表示する。

【0088】

次いで、ステップS18において、医療機器1Cは、処理開始指示のスイッチが再度押圧操作された場合には、ステップS13に戻り、そのときの操作部13の位置を新たな基準点20として再設定し、ステップS13～ステップS18までの処理を再度行う。

【 0 0 8 9 】

一方、処理開始指示のスイッチの再度の押圧操作がない場合には、ステップ S 1 9 において、医療機器 1 C は、術者からの処理終了の指示があるまで、ステップ S 1 4 からの処理を繰り返し、リアルタイムで挿入部 1 2 の形状をモニタ 1 4 に表示する。

【 0 0 9 0 】

ここで、図 2 2、図 2 3 および図 2 4 は、操作部 1 3 が動いた場合の、モニタ 1 4 の表示領域 1 4 A に表示される挿入部 1 2 の形状を説明するための図であり、2 2 A ~ 2 4 A は操作部 1 3 の位置を示しており、2 2 B ~ 2 4 B は F B G センサ部の位置 S 1 を原点とする 3 次元座標系 X Y Z 1 による挿入部 1 2 の形状を示しており、2 2 C ~ 2 4 C は基準 3 次元座標系 X Y Z k による挿入部 1 2 の形状を示している。なお、図 2 2、図 2 3 およ

10

【 0 0 9 1 】

図 2 2 A で示した操作部 1 3 の位置において、術者により操作部に配設されたスイッチが押圧操作されたものとする。医療機器 1 は、スイッチが押圧操作されたときの操作部 1 3 の位置 2 0 を基準点とし、位置センサの向きを基に基準 3 次元座標系 X Y Z k を設定する。

【 0 0 9 2 】

図 2 2 B および図 2 2 C に示すように、スイッチが押圧操作されたときの、3 次元座標系 X Y Z 1 による挿入部 1 2 の形状と基準 3 次元座標系 X Y Z k による挿入部 1 2 の形状

20

とは同じである。

【 0 0 9 3 】

しかし、操作部 1 3 が、図 2 3 A に示す位置 2 0 A、図 1 4 に示す位置 2 0 B へと移動し、操作部 1 3 の方向が変化すると、図 2 3 B および図 2 4 B に示した 3 次元座標系 X Y Z 1 による挿入部 1 2 の形状は、操作部 1 3 の移動変化に対応して変化する。

【 0 0 9 4 】

これに対して、図 2 3 C および図 2 4 C に示した 3 次元座標系 X Y Z k による挿入部 1 2 の形状は、操作部 1 3 の移動変化の影響を受けることなく安定している。

【 0 0 9 5 】

以上の説明のように、医療機器 1 C では、移動センサにより基準点 2 0 の位置および向きからの移動および回転が検出できるため、不安定な F B G センサ部の位置 S 1 を原点とする第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 により算出された挿入部 1 2 の形状を、安定した固定された原点を有する基準 3 次元座標系 X Y Z k に基づく、言い換えれば固定された視点からの形状表示に変換することが可能になり、安定した形状を表示することができる。

30

【 0 0 9 6 】

なお、本実施の形態の医療機器 1 C では、挿入部 1 2 の 3 次元形状を測定するために、3 本の光ファイバセンサ 2 A、2 B、2 C からなるプローブを用いているが、光ファイバセンサは 3 本以上であればよい。例えば、測定精度向上のため 4 本の光ファイバセンサからなるプローブを用いてもよい。

【 0 0 9 7 】

さらに、より長い範囲を測定するために、例えば、3 の倍数の本数の光ファイバセンサからなるプローブを用いてもよい。すなわち、3 本 1 組の光ファイバセンサを複数組用い F B G センサ部 3 が形成されている領域をずらしたプローブを挿入部 1 2 長手方向に配設してもよい。

40

【 0 0 9 8 】

さらに、本実施の形態の医療機器 1 では、波長分割多重 (W D M : Wavelength Division Multiplexing) 方式の光ファイバセンサを用いることも可能である。

【 0 0 9 9 】

さらに、歪み検出手段として光ファイバセンサ 2 の替わりに、歪みケージ等を用いて、挿入部 1 2 の各部の変形を検出してもよい。

50

【 0 1 0 0 】

(第 3 の参考例)

以下、図面を参照して本発明の第 3 の参考例の医療機器 1 D について説明する。医療機器 1 D の構成および動作は、本発明の実施の形態の医療機器 1 C と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

図 2 5 は、第 3 の参考例の医療機器を使用している状態を説明するための図であり、図 2 6 は、第 3 の参考例の医療機器の構成を示す図である。

【 0 1 0 1 】

図 2 5 に示すように、本参考例の医療機器 1 D は、磁界を発生する磁界発生手段である磁界発生部 3 2 を有し、操作部 1 3 に磁界センサ 3 3 が配設されている。磁界センサ 3 3 は、MR センサ、ホール素子またはコイル等を用いた 3 軸の磁界センサである。

10

【 0 1 0 2 】

磁界発生部 3 2 は、例えば被検者 1 1 が横たわる検査台であるベッド 1 8 の周辺に配置され、少なくとも医療機器 1 B による挿入部 1 2 表示処理の間は磁界発生部 3 2 の位置 3 0 は固定されている。

【 0 1 0 3 】

磁界発生部 3 2 は、3 軸の磁界発生コイルから、例えば、それぞれ異なる周波数の交流磁界を発生する。磁界センサ 3 3 は周波数の異なる複数の交流磁界を区別して検出することで、磁界発生部 3 2 の位置 3 0 との相対位置を検出することができる。

20

【 0 1 0 4 】

そして、磁界センサ 3 3 の位置 3 1 と F B G センサ部 3 の位置 S 1 との位置関係は固定されており、かつ既知であるため、F B G センサ部 3 の位置 S 1 と磁界発生部 3 2 の位置 3 0 との相対関係を得ることができる。

【 0 1 0 5 】

このため、医療機器 1 D では、F B G センサ部 3 の位置 S 1 を原点とする第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 の座標を、基準点を磁界発生部 3 2 の位置 3 0 とする基準 3 次元座標系 X Y Z k に座標変換することができる。磁界発生部 3 2 の位置 3 0 は固定されているため、医療機器 1 B では、安定した挿入部 1 2 の形状を表示することができる。

【 0 1 0 6 】

また、基準 3 次元座標系 X Y Z k の X Y 平面とベッド 1 8 の面とを平行、かつ、ベッド 1 8 の幅方向を基準 3 次元座標系 X Y Z k の X 軸と平行になるように、磁界発生部 3 2 とベッド 1 8 とを配置した場合には、医療機器 1 D では、挿入部 1 2 の 3 次元形状をベッド 1 8 の面に投影した 2 次元形状を算出してモニタ 1 4 に表示できる。

30

【 0 1 0 7 】

さらに、基準 3 次元座標系 X Y Z k の Y Z 面に投影した形状は、図 2 5 に示す側臥位の被検者 1 1 を体正面から見たときの挿入部 1 2 の形状となる。このように、医療機器 1 B では、術者は入力部 1 7 を操作することで任意の方向から被検者 1 1 の体腔内の挿入部 1 2 の形状を観察することができる。

【 0 1 0 8 】

すなわち、上記構成の医療機器 1 D では、検査中にベッド 1 8 と磁界発生部 3 2 の位置関係が変化しないため、相対的な位置関係から、挿入部 1 2 の形状を、ベッド 1 8 を基準とした安定した第 2 の基準座標系に座標変換して、表示することもができる。

40

【 0 1 0 9 】

(第 4 参考例)

以下、図面を参照して本発明の第 4 の参考例の医療機器 1 E について説明する。医療機器 1 E の構成および動作は、第 1 の参考例の医療機器 1 D と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

図 2 7 は、第 4 の参考例の医療機器を使用している状態を説明するための図であり、図 2 8 は、第 4 の参考例の医療機器の構成を示す図である。

【 0 1 1 0 】

50

図 28 に示すように、本参考例の医療機器 1 E では、第 1 のセンサプローブが、本体部 15 との接続部 2 X 近傍まで F B G センサ部 3 が形成されている光ファイバセンサ 2 である。このため、医療機器 1 E では、本体部 15、例えば、接続部 2 X を第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 の原点として設定できる。

【 0 1 1 1 】

さらに、医療機器 1 E は、マーカ部 4 1 が端部に配設された第 2 のセンサプローブである光ファイバセンサ 4 2 を有し、光ファイバセンサ 4 2 のマーカ部 4 1 が配設された端部とは異なる端部が本体部 15 と接続部 4 2 X で接続されている。接続部 2 X と接続部 4 2 X とは本体部 15 に固定されているため、接続部 2 X と接続部 4 2 X との相対関係は固定で、かつ既知である。

10

【 0 1 1 2 】

このため、医療機器 1 E では、接続部 2 X を第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 の原点とした第 1 の座標系による F B G センサ部 3 の第 1 の座標を、マーカ部 4 1 を原点とする基準 3 次元座標系 X Y Z k へと座標変換することができる。

【 0 1 1 3 】

ここで、図 29 A は、第 4 の参考例の医療機器のマーカ部を説明するための図である。また、図 29 B は、図 29 A のマーカ部を拡大して示す図である。

【 0 1 1 4 】

図 29 A に示すように、マーカ部 4 1 は被検者 1 1 の外表面、例えば、腹部に貼付され固定されている。なお、被検者が、マーカ部 4 1 が配設された着衣等を着用してもよい。

20

【 0 1 1 5 】

そして、図 29 B に示すように、マーカ部 4 1 は光ファイバセンサ 4 2 の端部側の少なくとも 3 個の F B G センサ部 3 を有している。このため、マーカ部 4 1 は 3 個の F B G センサ部 3 が含まれる基準平面を規定することができる。そして、この基準平面と、被検者 1 1 との関係は固定されており、既知である。

【 0 1 1 6 】

以上の構成により、医療機器 1 E では、マーカ部 4 1 が規定する基準平面を基に基準点 4 0 を設定し基準 3 次元座標系 X Y Z k を設定すると、F B G センサ部 3 の位置 S 1 を原点とする第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 から基準 3 次元座標系 X Y Z k への座標変換が可能である。

30

【 0 1 1 7 】

ここで、マーカ部 4 1 の 3 個の F B G センサ部 3 の位置を以下の (式 9) で示す。

【 0 1 1 8 】

(式 9)

$$\vec{P}_1 = (x_1, y_1, z_1)$$

$$\vec{P}_2 = (x_2, y_2, z_2)$$

$$\vec{P}_3 = (x_3, y_3, z_3)$$

40

すると、基準 3 次元座標系 X Y Z k の中心位置 4 0 は以下の (式 10) で算出される。

【 0 1 1 9 】

(式 10)

$$\vec{O} = \left(\frac{(x_1 + x_3)}{2}, \frac{(y_1 + y_3)}{2}, \frac{(z_1 + z_3)}{2} \right)$$

50

そして、第 1 のプローブである光ファイバセンサ 2 を基準とした第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 と、基準 3 次元座標系 X Y Z k の回転マトリックス R を以下の (式 1 1) で算出する。

【 0 1 2 0 】
(式 1 1)

$$R = \begin{pmatrix} r11 & r12 & r13 \\ r21 & r22 & r23 \\ r31 & r32 & r33 \end{pmatrix}$$

10

基準 3 次元座標系 X Y Z k の中心位置 4 0 と回転マトリックス R とから、第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 から基準 3 次元座標系 X Y Z k に変換する変換行列 T A B は、以下の (式 1 2) となる。

【 0 1 2 1 】
(式 1 2)

$$T_{A}^{B} = \begin{pmatrix} r11 & r12 & r13 & (x1+x3)/2 \\ r21 & r22 & r23 & (y1+y3)/2 \\ r31 & r32 & r33 & (z1+z3)/2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

20

医療機器 1 E は上記方法により、第 1 のプローブである光ファイバセンサ 2 に形成された F B G センサ部 3 の座標を上記変換行列により、被検者 1 1 と固定された関係にある基準 3 次元座標系 X Y Z k に座標変換し、挿入部 1 2 の形状を表示することができる。

30

【 0 1 2 2 】

基準 3 次元座標系 X Y Z k は被検者 1 1 の腹部上面と平行な平面を基準面としているため、被検者の体位が変わっても、医療機器 1 E は常に腹部側から観察した挿入部 1 2 の形状の画像を安定して表示することができる。

【 0 1 2 3 】

以下、図 3 0 を参照して本発明の第 4 の参考例の変形例の医療機器について説明する。本変形例の医療機器の構成および動作は、第 4 の参考例の医療機器 1 E と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

図 3 0 は、第 4 の参考例の変形例の医療機器の、モニタの表示画面を示している。

40

【 0 1 2 4 】

本変形例の医療機器では、図 3 0 に示すように、モニタ 1 4 の表示領域 1 4 A に挿入部 1 2 の形状だけでなく、例えばマーカ部 4 1 の中心位置 4 0 を表示することができる。

【 0 1 2 5 】

体腔内で大腸が伸展し、内視鏡が挿入できない場合、体の表面を手で用手圧迫することにより大腸の伸展を押さえて内視鏡を挿入する手法がある。体腔内での内視鏡の先端位置は正確にわからないため、正確に用手圧迫をすることは難しかった。しかし、本変形例の医療機器では、体腔外の部位を指定するマーカ部 4 1 と、マーカ部 4 1 と挿入部 1 2 の形状を同時に表示することにより体腔外から挿入部 1 2 の特定位置を確認することができる。

50

【 0 1 2 6 】

なお、本変形例の医療機器では、マーカは少なくとも 1 個の F B G センサ部 3 が形成されていればよい。

【 0 1 2 7 】

(第 5 参考例)

以下、図面を参照して本発明の第 5 の参考例の医療機器 1 F について説明する。医療機器 1 F の構成および動作は、第 4 の参考例の医療機器 1 E と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

図 3 1 は、第 5 の参考例の医療機器を使用している状態を説明するための図であり、図 3 2 は、第 5 の参考例の医療機器の構成を示す図である。

10

【 0 1 2 8 】

本参考例の医療機器 1 F は、医療機器 1 E と同じく、第 1 のセンサプローブである光ファイバセンサ 2 と、第 2 のセンサプローブである光ファイバセンサ 5 2 とを有している。

【 0 1 2 9 】

そして、本体部 1 5 と、光ファイバセンサ 2 は接続部 2 X で、光ファイバセンサ 5 2 は接続部 5 2 X で固定されている。そして、光ファイバセンサ 5 2 は、端部にマーカ部 4 1 と同じ 3 個以上の F B G センサ部 3 が形成されたマーカ部 5 1 を有し、マーカ部 5 1 は被検者が横たわる検査台であるベッド 1 8 に固定されている。

【 0 1 3 0 】

このため、医療機器 1 F では、マーカ部 4 1 が規定するベッド 1 8 を基準平面とした基準点を設定し基準 3 次元座標系 X Y Z k を設定すると、F B G センサ部 3 の位置を原点とする第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 からベッド 1 8 面を基準とする基準 3 次元座標系 X Y Z k への座標変換が可能である。

20

【 0 1 3 1 】

よって、医療機器 1 F では、ベッド 1 8 の面 (X Y 平面) に挿入部 1 2 の形状を投影した画像、または、ベッドに対して患者が横になり腹側から観察した画像である Y Z 平面に投影した画像をモニタ 1 4 に表示することができる。

【 0 1 3 2 】

以上の説明のように、医療機器 1 F は、不安定な F B G センサ部 3 の位置を原点とする第 1 の 3 次元座標系 X Y Z 1 の座標値を、安定したベッド 1 8 面を基準とする基準 3 次元座標系 X Y Z k の座標値に変換することが可能になり、安定した形状を表示することができる。

30

【 0 1 3 3 】

(第 6 参考例)

ところで、近年、内視鏡は、医療分野及び工業用分野において広く利用されている。医療分野において用いられる内視鏡は、細長い挿入部を体腔内に挿入することによって、体腔内の臓器を観察したり、必要に応じて内視鏡が具備する処置具の挿通チャンネル内に挿入した処置具を用いて各種処置をしたりすることができる。

【 0 1 3 4 】

また、工業用分野において用いられる内視鏡は、内視鏡の細長い挿入部をジェットエンジン内や、工場の配管等に挿入することによって、被検部位の傷及び腐蝕等の観察や各種処置等の検査を行うことができる。

40

【 0 1 3 5 】

医療分野及び工業用分野において用いられる内視鏡の挿入部の挿入方向の先端側に、管路内の屈曲部における挿入部の進行性を向上させる他、挿入部の挿入方向の先端に設けられた観察光学系の観察方向を可変させる複数方向に湾曲自在な湾曲部が設けられた構成が周知である。

【 0 1 3 6 】

また、内視鏡の挿入部における湾曲部以外の部位も、軟性内視鏡においては、屈曲した管路内に対し挿入された場合において、挿入に伴い屈曲部の形状に沿って屈曲できるよう構

50

成されている。

【 0 1 3 7 】

ここで、操作者は、挿入部を管路内に挿入している際は、挿入部は管路内に位置していることから、挿入部の形状を視認することはできない。よって、管路内に対し挿入部を進行させた際、屈曲部等において、挿入部に対し不意に急激な曲げ応力が付与されたとしても、操作者は認識することができないことから、急激に曲げられた状態のままで挿入部を進行させてしまう等により、挿入部を破損させてしまう場合があるといった問題があった。よって、管路内等に挿入部を挿入している際、挿入部の形状を操作者が認識できる構成が望まれていた。

【 0 1 3 8 】

このような事情に鑑み、特開 2 0 0 4 - 2 5 1 7 7 9 号公報には、既知のファイバブラッググレーティング（以下、F B G と称す）が全長に亘って設定間隔毎に複数形成された光ファイバが、内視鏡の少なくとも挿入部内に全長に亘って挿通された構成が開示されている。該構成を用いれば、光ファイバ内に光を入光し、F B G により反射された反射光を検出して、F B G が形成された部位の光ファイバの変形に伴う歪み量を検出することによって、挿入部の形状を検出することができる。尚、F B G による反射光を用いた歪み量の検出は、周知のように、F B G からの反射光の波長が、変形に伴い変化する、言い換えれば、変形に伴い F B G が形成された部位の光ファイバの歪み量に変化することによる反射光の波長の周波数のズレから該周波数の変化量を算出することにより行われる。

【 0 1 3 9 】

このような構成によれば、挿入部形状が検出できることにより、操作者は、挿入部形状を認識することができることから、挿入に伴う挿入部の破損を未然に防止することができる。即ち、操作者は、挿入部が過度に変形していることを認識した際は、挿入部の進行を停止させることができるため、挿入部の破損を防ぐことができる。

【 0 1 4 0 】

ところで、挿入部内には、上述した F B G の他、被検部位を撮像する撮像ユニットや、被検部位を照明する光源を供給するライトガイド（以下、L G と称す）等が複数設けられている。尚、撮像ユニットや、L G は、駆動や光の導光に伴い発熱する発熱部材となっている。

【 0 1 4 1 】

ここで、光ファイバは、周知のように、温度変化に伴って膨張収縮等、変形する性質を有している。尚、光ファイバは、0 . 1 単位の温度変化によっても各温度変化に応じた量だけ変形することから、変形量を検出することによって、温度計として用いられる場合もある。

【 0 1 4 2 】

よって、上述した発熱部材が駆動に伴い発熱すると、挿入部内において発熱部材から放熱された熱が光ファイバに伝達されてしまい、挿入部の変形以外の要因においても光ファイバが変形してしまうといった問題があった。尚、光ファイバの変形は、挿入部を高温の被検部位に挿入した場合、挿入部外から付与される熱によっても発生する。

【 0 1 4 3 】

その結果、上述した特開 2 0 0 4 - 2 5 1 7 7 9 号公報に示したように、光ファイバに光を入光させ、F B G からの反射光を検出することによって、F B G の歪み量を検出することにより、挿入部の形状検出を行う場合、光ファイバは、熱の付与によっても変形してしまうため、即ち、F B G は歪んでしまうため、検出した F B G の歪み量と、実際の挿入部変形量とがずれてしまうといった問題があった。言い換えれば、挿入部の形状検出精度が低下してしまうといった問題があった。

【 0 1 4 4 】

尚、以上のことは、内視鏡の挿入部に限らず、内視鏡挿入部内に形成された管空に挿入可能なプローブの挿入部であっても同様である。

【 0 1 4 5 】

以下、発熱部材から光ファイバに付与される熱による光ファイバの変形を低減させることにより、挿入部の形状検出精度を向上させることのできる内視鏡、内視鏡の形状検出システム、プローブ、プローブの形状検出システムの構造を示す。

【0146】

図33は、本参考例を示す内視鏡を具備する該内視鏡の形状検出システムを示す図、図34は、図33の形状検出装置の構成の概略を示すブロック図である。

【0147】

図33に示すように、内視鏡の形状検出システム1000は、内視鏡201と、内視鏡の形状検出装置（以下、単に形状検出装置と称す）211と、光源装置212と、ビデオプロセッサ213と、モニタ214とにより主要部が構成されている。

10

【0148】

内視鏡201は、被検部位に挿入される挿入部202と、該挿入部202の挿入方向Sの基端側（以下、単に基端側と称す）に設けられた操作部203と、該操作部203から延出したユニバーサルコード204と、該ユニバーサルコード204の延出端に設けられた内視鏡コネクタ205とにより主要部が構成されている。

【0149】

また、内視鏡201の挿入部202、操作部203、ユニバーサルコード204、内視鏡コネクタ205内に、少なくとも挿入部202の形状を検出する光ファイバ210が挿通されている。

【0150】

20

尚、後述する図35に示すように、光ファイバ210の少なくとも挿入部202に挿通された部位に、挿入方向Sに沿って設定間隔Kを有して、上述した複数のFBG240が形成されている。

【0151】

尚、FBG240は、光ファイバ210の操作部203、ユニバーサルコード204、内視鏡コネクタ205に挿通された部位に形成されていても構わない。

【0152】

また、図33に示すように、内視鏡コネクタ205は、該内視鏡コネクタ205に設けられた図示しない光源接続用コネクタ部が光源装置212に装着されることにより、光源装置212に接続されている。

30

【0153】

光源装置212は、例えば内視鏡201内に挿通された後述するLG262（図35参照）に照明光を供給するものである。LG262に供給された照明光は、挿入部202の挿入方向Sの先端側（以下、単に先端側と称す）における先端面において、LG262の挿入方向Sの先端（以下、単に先端と称す）に設けられた図示しない照明用レンズから被検部位に照射される。

【0154】

また、内視鏡コネクタ205に、コネクタ部205aが設けられており、該コネクタ部205aは、ビデオプロセッサ213に対し、ケーブル208を介して電氣的に接続されている。

40

【0155】

ビデオプロセッサ213は、内視鏡201内に挿通された後述する撮像ケーブル261（図36参照）、ケーブル208を介して、挿入部202の先端側に設けられた後述する撮像ユニット243（図35参照）におけるCCD等の撮像素子の撮像制御を行うとともに、撮像素子によって撮像された内視鏡画像の画像処理等を行うものである。

【0156】

また、内視鏡コネクタ205に、コネクタ部205bが設けられており、コネクタ部205bは、形状検出装置211のコネクタ部211aと、ケーブル207を介して接続されている。

【0157】

50

尚、コネクタ部 2 1 1 a には、ケーブル 2 0 7 の延出端に設けられた装脱コネクタ部 2 0 7 a が装脱自在となっている。尚、装脱コネクタ部 2 0 7 a に、内視鏡 2 0 1 内に挿通された光ファイバ 2 1 0 の基端側が接続されている。

【 0 1 5 8 】

モニタ 2 1 4 は、ビデオプロセッサ 2 1 3 に対しケーブル 2 5 0 により電氣的に接続されているとともに、形状検出装置 2 1 1 に対しケーブル 2 1 7 により電氣的に接続されている。

【 0 1 5 9 】

また、モニタ 2 1 4 は、ビデオプロセッサ 2 1 3 によって画像処理が施された内視鏡画像が表示される他、形状検出装置 2 1 1 から出力された挿入部 2 0 2 の形状を示すスコープモデル 2 1 6 等が表示される。

10

【 0 1 6 0 】

図 3 4 に示すように、形状検出装置 2 1 1 は、電源 2 2 0 と、光入光部であるチューナブルレーザ 2 2 1 と、検出器 2 2 2 と、ビームスプリッタ 2 2 3 と、制御回路 2 3 0 とを具備して主要部が構成されている。

【 0 1 6 1 】

電源 2 2 0 は、チューナブルレーザ 2 2 1 及び制御回路 2 3 0 に電源を供給するものであり、また、波長可変レーザであるチューナブルレーザ 2 2 1 は、ビームスプリッタ 2 2 3、コネクタ部 2 1 1 a、装脱コネクタ部 2 0 7 a を介して、光ファイバ 2 1 0 の基端側から光ファイバ 2 1 0 に、レーザ光 B を入光するものである。

20

【 0 1 6 2 】

また、検出器 2 2 2 は、光ファイバ 2 1 0 に入光したレーザ光 B の各 F B G 2 4 0 からの反射光 R を、装脱コネクタ部 2 0 7 a、コネクタ部 2 1 1 a、ビームスプリッタ 2 2 3 を介して検出するものである。

【 0 1 6 3 】

制御回路 2 3 0 は、歪み量測定部であるデータ処理回路 2 3 1 と、形状算出部である形状算出回路 2 3 2 と、表示回路 2 3 5 とにより主要部が構成されている。

【 0 1 6 4 】

データ処理回路 2 3 1 は、チューナブルレーザ 2 2 1 と検出器 2 2 2 とに電氣的に接続されており、検出器 2 2 2 によって検出された反射光 R から、各 F B G 2 4 0 の歪み量を測定するものである。

30

【 0 1 6 5 】

形状算出回路 2 3 2 は、データ処理回路 2 3 1 及び表示回路 2 3 5 に電氣的に接続されており、データ処理回路 2 3 1 によって測定された各 F B G 2 4 0 の歪み量から、挿入部 2 0 2 の形状を算出するものである。

【 0 1 6 6 】

表示回路 2 3 5 は、形状算出回路 2 3 2 によって算出された挿入部 2 0 2 の形状を、モニタ 2 1 4 に、スコープモデル 2 1 6 として表示するものである。

【 0 1 6 7 】

次に、図 3 3 の内視鏡 2 0 1 の挿入部 2 0 2 の先端側の内部の構成の概略を、図 3 5、図 3 6 を用いて示す。図 3 5 は、図 3 3 の挿入部の先端側の内部の構成の概略を示す部分断面図、図 3 6 は、図 3 5 中の III XVI - III XVI 線に沿う断面図である。

40

【 0 1 6 8 】

図 3 5 に示すように、挿入部 2 0 2 の先端側の外皮 2 4 5 によって覆われた内部に、光ファイバ 2 1 0 が挿通されており、光ファイバ 2 1 0 の先端側は、挿入部 2 0 2 の先端の内部に設けられた先端硬質部 2 4 2 に、固定部材であるフォルダ 2 4 4 を介して固定されている。尚、フォルダ 2 4 4 は、先端硬質部 2 4 2 に対し、挿入部 2 0 2 の外周方向から挿入された止めネジ 2 6 9 によって固定されている。

【 0 1 6 9 】

また、フォルダ 2 4 4 は、断熱材または発泡材等の熱伝導率の低い材料から形成されてい

50

る。このことにより、フォルダ 2 4 4 は、該フォルダ 2 4 4 及び先端硬質部 2 4 2 を介して、後述する撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 等の発熱部から光ファイバ 2 1 0 に付与されてしまう熱を低減させ、光ファイバ 2 1 0 に形成された F B G 2 4 0 に熱によって発生する歪みを低減させる低減部材を構成している。

【 0 1 7 0 】

また、図 3 5 に示すように、光ファイバ 2 1 0 の外周に、挿入方向 S に沿って設定間隔 M を有して、複数の、例えばスペーサ状の保護部材 2 7 0 が被覆されて固定されている。

【 0 1 7 1 】

尚、保護部材 2 7 0 は、図 3 5 に示すように、光ファイバ 2 1 0 において、挿入方向 S に沿って設定間隔 K を有して複数形成された F B G 2 4 0 を避けた位置に固定されている。

10

【 0 1 7 2 】

これは、保護部材 2 7 0 が、F B G 2 4 0 と同位置に形成されていると、光ファイバ 2 1 0 が変形した際、保護部材 2 7 0 によって保護された F B G 2 4 0 が歪み難くなってしまうため、F B G 2 4 0 の歪み量検出を正確に行えなくなってしまうためである。

【 0 1 7 3 】

保護部材 2 7 0 は、L G 2 6 2 や撮像ユニット 2 4 3 に対し光ファイバ 2 1 0 を非接触とするものである。詳しくは、保護部材 2 7 0 は、挿入部 2 0 2 の屈曲、または挿入部 2 0 2 に設けられた図示しない湾曲部の湾曲に伴い、光ファイバ 2 1 0 が L G 2 6 2 や撮像ユニット 2 4 3 等に接触してしまうのを防ぐことにより、屈曲または湾曲に伴って光ファイバ 2 1 0 に撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 等の発熱部が接触してしまった結果、該発熱部から光ファイバ 2 1 0 に付与されてしまう熱を低減させ、光ファイバ 2 1 0 に形成された F B G 2 4 0 に熱によって発生する歪みの量を低減させる低減部材を構成している。

20

【 0 1 7 4 】

また、図 3 5、図 3 6 に示すように、挿入部 2 0 2 の外皮 2 4 5 によって覆われた内部には、光ファイバ 2 1 0 の他、ブレード 2 6 1 c によって被覆された撮像ケーブル 2 6 1 や、L G 2 6 2、流体供給用のチャンネル 2 6 3 r が内部に形成されたチャンネルチューブ 2 6 3 等が挿通されている。

【 0 1 7 5 】

先端硬質部 2 4 2 には、撮像ユニット 2 4 3 が設けられており、該撮像ユニット 2 4 3 に、撮像ケーブル 2 6 1 の先端が電氣的に接続されている。また、L G 2 6 2 の先端は、先端硬質部 2 4 2 に設けられた図示しない照明用レンズに近接するとともに対向して位置するように先端硬質部 2 4 2 に固定されており、さらに、チャンネル 2 6 3 r は、先端硬質部 2 4 2 の先端面に開口している。尚、撮像ユニット 2 4 3 は、駆動によって発熱するとともに、L G 2 6 2 も光の導光に伴い発熱することから、撮像ユニット 2 4 3、L G 2 6 2 は、本参考例における発熱部を構成している。

30

【 0 1 7 6 】

尚、挿入部 2 0 2 の内部には、その他の部材も挿通されているとともに、様々な部材が配設されているが、周知であるため、その説明は省略する。

【 0 1 7 7 】

このように、本参考例においては、光ファイバ 2 1 0 の先端側を、先端硬質部 2 4 2 に固定する固定部材が、断熱材または発泡材等の熱伝導率の低い材料から形成されていると示した。

40

【 0 1 7 8 】

このことによれば、フォルダ 2 4 4 は、該フォルダ 2 4 4 及び先端硬質部 2 4 2 を介して、撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 等から光ファイバ 2 1 0 に付与されてしまう、撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 等から放熱された熱を低減させることができることから、熱により光ファイバ 2 1 0 が熱変形することに伴って F B G 2 4 0 に発生する歪みの量を、従来よりも低減させることができる。即ち、データ処理回路 2 3 1 が、各 F B G 2 4 0 の歪み量を、挿入部 2 0 2 の変形に伴う光ファイバ 2 1 0 の曲げ量に相当する歪み量よりも、熱の影響により、多く測定してしすぎてしまうことを防ぐことができる。

50

【 0 1 7 9 】

また、本参考例においては、光ファイバ 2 1 0 の外周に、挿入方向 S に沿って設定間隔 M を有して、複数の保護部材 2 7 0 が被覆されて固定されていると示した。

【 0 1 8 0 】

このことによれば、挿入部 2 0 2 の屈曲、または挿入部 2 0 2 に設けられた図示しない湾曲部の湾曲に伴い、光ファイバ 2 1 0 が L G 2 6 2 や撮像ユニット 2 4 3 等に接触してしまうのが、保護部材 2 7 0 によって防がれることから、撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 等から光ファイバ 2 1 0 に付与されてしまう、撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 等から放熱された熱を低減させることができるため、光ファイバ 2 1 0 が熱変形することに伴って F B G 2 4 0 に発生する歪みの量を、従来よりも低減させることができる。

10

【 0 1 8 1 】

即ち、データ処理回路 2 3 1 が、各 F B G 2 4 0 の歪み量を、挿入部 2 0 2 の変形に伴う光ファイバ 2 1 0 の曲げ量に相当する歪み量よりも、熱の影響により、多く測定してしすぎてしまうことを防ぐことができる。

【 0 1 8 2 】

以上より、発熱部材から光ファイバ 2 1 0 に付与される熱による光ファイバ 2 1 0 の変形を低減させることにより、挿入部 2 0 2 の形状検出精度を向上させることのできる内視鏡 2 0 1、内視鏡の形状検出システム 1 0 0 0 を提供することができる。

【 0 1 8 3 】

尚、以下、変形例を示す。

20

本参考例においては、撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 から付与される熱による光ファイバ 2 1 0 の変形を、フォルダ 2 4 4、保護部材 2 7 0 により低減させると示したが、これに限らず、フォルダ 2 4 4 を熱伝導率の低い材料から形成することと保護部材 2 7 0 を設けることとのいずれか一方のみによっても、本参考例よりも効果は落ちるが、撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 から付与される熱による光ファイバ 2 1 0 の変形を従来よりも低減させることができる。

【 0 1 8 4 】

尚、以下、別の変形例を、図 3 7、図 3 8 を用いて示す。図 3 7 は、図 3 3 の挿入部の先端側の内部の変形例の構成の概略を示す部分断面図、図 3 8 は、図 3 7 中の I I X V I I I - I I X V I I I 線に沿う断面図である。

30

【 0 1 8 5 】

本参考例においては、撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 から付与される熱による光ファイバ 2 1 0 の変形を低減させるため、フォルダ 2 4 4 が、断熱材または発泡材等の熱伝導率の低い材料から形成されているとともに、光ファイバ 2 1 0 に、設定間隔 M を有して複数の保護部材 2 7 0 が固定されていると示した。

【 0 1 8 6 】

これに加え、挿入部 2 0 2 の内周面に、光ファイバ 2 1 0 の一部を支持する支持部材 2 6 0 が設けられることによっても、撮像ユニット 2 4 3 や L G 2 6 2 から付与される熱による光ファイバ 2 1 0 の変形を低減させても構わない。

【 0 1 8 7 】

40

具体的には、図 3 7、図 3 8 に示すように、挿入部 2 0 2 の外皮 2 4 5 の内周面に設けられたブレード 6 7 に、光ファイバ 2 1 0 の一部を被覆して支持することにより、光ファイバ 2 1 0 の径方向への位置決めを行うとともに、L G 2 6 2 や撮像ユニット 2 4 3 に対し光ファイバ 2 1 0 を非接触とする支持部材 2 6 0 が設けられている。尚、支持部材 2 6 0 も、F B G 2 4 0 の歪み量を正確に検出する目的で、光ファイバ 2 1 0 の F B G 2 4 0 が形成された位置以外の部位を支持している。

【 0 1 8 8 】

支持部材 2 6 0 は、光ファイバ 2 1 0 の径方向への移動を規制することによって、挿入部 2 0 2 の屈曲、または挿入部 2 0 2 に設けられた図示しない湾曲部の湾曲に伴い、光ファイバ 2 1 0 が L G 2 6 2 や撮像ユニット 2 4 3 等に接触してしまうのを防ぐことにより、

50

撮像ユニット 243 や L G 262 等の発熱部から光ファイバ 210 に付与されてしまう熱を低減させ、光ファイバ 210 に形成された F B G 240 に熱によって発生する歪みの量を低減させる低減部材を構成している。

【0189】

このことによれば、支持部材 260 が光ファイバ 210 の径方向への移動を規制することによって、挿入部 202 の屈曲、または挿入部 202 に設けられた図示しない湾曲部の湾曲に伴い、光ファイバ 210 が L G 262 や撮像ユニット 243 等に接触してしまうのを防ぐことにより、接触に伴い、撮像ユニット 243 や L G 262 等の発熱部から光ファイバ 210 に付与されてしまう、撮像ユニット 243 や L G 262 等から放熱された熱をより低減させることができるため、光ファイバ 210 が熱変形することに伴って F B G 240 に発生する歪みの量を本参考例よりも低減させることができる。

10

【0190】

即ち、データ処理回路 231 が、各 F B G 240 の歪み量を、挿入部 202 の変形に伴う光ファイバ 210 の曲げ量に相当する歪み量よりも、熱の影響により、多く測定してしすぎてしまうことを防ぐことができる。尚、その他の構成、効果は、上述した本参考例と同様である。

【0191】

また、図 37、図 38 においては、撮像ユニット 243 や L G 262 から付与される熱による光ファイバ 210 の変形を、フォルダ 244、保護部材 270、支持部材 260 により低減させると示したが、これに限らず、支持部材 260 のみを設けることによって、図 37、図 38 に示す構成よりも効果は落ちるが、撮像ユニット 243 や L G 262 から付与される熱による光ファイバ 210 の変形を従来よりも低減させることができる。

20

【0192】

さらに、別の変形例を、図 39、図 40 を用いて示す。図 39 は、図 33 の挿入部の先端側の内部の図 37 とは別の変形例の構成の概略を示す部分断面図、図 40 は、図 39 中の IVX-IVX 線に沿う断面図である。

【0193】

本参考例においては、光ファイバ 210 の外周に、挿入方向 S に沿って設定間隔 M を有して、複数の保護部材 270 が被覆されて固定されていると示した。

【0194】

これに限らず、図 39、図 40 に示すように、保護部材 270 の代わりに、光ファイバ 210 の外周に、断熱性が高い材料、例えばゴムから形成された、L G 262 や撮像ユニット 243 に対し光ファイバ 210 を非接触とする保護チューブ 241 が挿入方向 S に沿って被覆されていても構わない。

30

【0195】

保護チューブ 241 も、挿入部 202 の屈曲、または挿入部 202 に設けられた図示しない湾曲部の湾曲に伴い、光ファイバ 210 が L G 262 や撮像ユニット 243 等に接触してしまうのを防ぐことにより、接触に伴い、撮像ユニット 243 や L G 262 等の発熱部から光ファイバ 210 に付与されてしまう熱を低減させ、光ファイバ 210 に形成された F B G 240 に熱によって発生する歪みの量を低減させる低減部材を構成している。尚、その他の構成は、上述した参考例と同様である。

40

【0196】

このような構成によっても、上述した本参考例と同様の効果を得ることができる。また、図 39、図 40 に示す構成よりも効果が落ちるが、光ファイバ 210 の外周に保護チューブ 241 を被覆するのみによっても、撮像ユニット 243 や L G 262 から付与される熱による光ファイバ 210 の熱変形を従来よりも低減させることができる。

【0197】

また、上述した参考例においては、光ファイバ 210 を用いることにより、内視鏡 201 の挿入部 202 の形状を検出する場合を例に挙げて示したが、これに限らず、被検部位に挿入される挿入部を有するものであって、挿入部に光ファイバを挿通できるものであれば

50

、上述した挿入部の形状検出構成を、内視鏡以外の他の器具、例えば内視鏡挿入部内に形成された管空に挿入可能なプローブにおける挿入部に適用しても本参考例と同様の効果を得ることができる。

【0198】

ところで、挿入部内には、上述したF B Gの他、被検部位を撮像する撮像ユニットや、被検部位を照明する光源を供給するライトガイド（以下、L Gと称す）等が複数設けられている。尚、撮像ユニットや、L Gは、駆動や光の導光に伴い発熱する発熱部材となっている。

【0199】

ここで、光ファイバは、周知のように、温度変化に伴って膨張収縮等、変形する性質を有している。尚、光ファイバは、0.1 単位の温度変化によっても各温度変化に応じた量だけ変形することから、変形量を検出することによって、温度計として用いられる場合もある。

10

【0200】

よって、上述した発熱部材が駆動に伴い発熱すると、挿入部内において発熱部材から放熱された熱が光ファイバに伝達されてしまい、挿入部の変形以外の要因においても光ファイバが変形してしまうといった問題があった。尚、光ファイバの変形は、挿入部を高温の被検部位に挿入した場合、挿入部外から付与される熱によっても発生する。

【0201】

その結果、光ファイバに光を入光させ、F B Gからの反射光を検出することによって、F B Gの歪み量を検出することにより、挿入部の形状検出を行う場合、光ファイバは、熱の付与によっても変形してしまうため、即ち、F B Gは歪んでしまうため、検出したF B Gの歪み量と、実際の挿入部変形量とがずれてしまうといった問題があった。言い換えれば、挿入部の形状検出精度が低下してしまうといった問題があった。

20

【0202】

尚、発熱部材からの発熱量は、内視鏡の種類によっても異なるため、即ち、光ファイバが受ける熱の影響は、内視鏡の種類によっても異なるため、内視鏡の種類毎に、挿入部形状の検出精度が異なるといった問題があった。

【0203】

以下、内視鏡の種類に応じて、挿入部の形状検出を精度良く行うことができる内視鏡の形状検出装置、内視鏡の形状検出システムを図4 1～図4 3を用いて示す。

30

【0204】

図4 1は、本構成を示す内視鏡の形状検出システムを示す図、図4 2は、図4 1の内視鏡コネクタの内部構成の概略をユニバーサルコードの一部とともに拡大して示す図、図4 3は、図4 1の形状検出装置の構成の概略を示すブロック図である。

【0205】

図4 1に示すように、内視鏡の形状検出システム1 0 0 0は、内視鏡2 0 1と、内視鏡の形状検出装置（以下、単に形状検出装置と称す）2 1 1と、光源装置2 1 2と、ビデオプロセッサ2 1 3と、表示部であるモニタ2 1 4とにより主要部が構成されている。

【0206】

40

内視鏡2 0 1は、被検部位に挿入される挿入部2 0 2と、該挿入部2 0 2の挿入方向基端側（以下、単に基端側と称す）に設けられた操作部2 0 3と、該操作部2 0 3から延出したユニバーサルコード2 0 4と、該ユニバーサルコード2 0 4の延出端に設けられた内視鏡コネクタ2 0 5とにより主要部が構成されている。

【0207】

また、内視鏡2 0 1の挿入部2 0 2、操作部2 0 3、ユニバーサルコード2 0 4、内視鏡コネクタ2 0 5内に、少なくとも挿入部2 0 2の形状を検出する光ファイバ2 1 0が挿通されている。

【0208】

また、光ファイバ2 1 0の少なくとも挿入部2 0 2に挿通された部位に、挿入方向に沿

50

って設定間隔を有して、上述した複数のF B G（図示されず）が形成されている。尚、F B Gは、光ファイバ210の操作部203、ユニバーサルコード204、内視鏡コネクタ205に挿通された部位にも形成されていても構わない。

【0209】

図41に示すように、内視鏡コネクタ205は、該内視鏡コネクタ205に設けられた図42に示す光源接続用コネクタ部205cが光源装置212に装着されることにより、光源装置212に接続されている。

【0210】

尚、内視鏡コネクタ205内には、記録部であるE P R O M 206を具備するスコープID基板209が設けられている。尚、E P R O M 206内には、内視鏡情報であるスコープIDが記録されている。

10

【0211】

光源装置212は、例えば内視鏡201内に挿通された図示しないL Gに照明光を供給するものである。L Gに供給された照明光は、挿入部202の先端における先端面において、L Gの先端に設けられた図示しない照明用レンズから被検部位に照射される。

【0212】

また、内視鏡コネクタ205に、コネクタ部205aが設けられており、該コネクタ部205aは、ビデオプロセッサ213に対し、ケーブル208を介して電氣的に接続されている。尚、ケーブル208内には、スコープID基板209から延出した、後述する通信用信号線218の他、内視鏡201内に挿通された図示しない撮像ケーブルと電氣的に接続された撮像用リード線等が挿通されている。

20

【0213】

ビデオプロセッサ213は、上述した撮像ケーブル、撮像用リード線を介して、挿入部202の先端側に設けられた図示しないC C D等の撮像素子の撮像制御を行うとともに、撮像素子によって撮像された内視鏡画像の画像処理等を行うものである。

【0214】

また、内視鏡コネクタ205に、コネクタ部205bが設けられており、コネクタ部205bは、形状検出装置211のコネクタ部211aと、ケーブル207を介して接続されている。尚、コネクタ部211aには、ケーブル207の延出端に設けられた装脱コネクタ部207aが装脱自在となっている。

30

【0215】

ケーブル207内には、スコープID基板209から延出した、後述する通信用信号線218や、光ファイバ210等が挿通されている。また、通信用信号線218の延出端及び光ファイバ210の後端は、装脱コネクタ部207aに固定されている。

【0216】

モニタ214は、ビデオプロセッサ213に対しケーブル250により電氣的に接続されているとともに、形状検出装置211に対しケーブル217により電氣的に接続されている。

【0217】

また、モニタ214は、ビデオプロセッサ213によって画像処理が施された内視鏡画像が表示される他、形状検出装置211から出力された挿入部202の形状を示すスコープモデル216等が表示される。

40

【0218】

図43に示すように、形状検出装置211は、電源220と、光入力部であるチューナブルレーザ221と、検出器222と、ビームスプリッタ223と、制御回路230とを具備して主要部が構成されている。

【0219】

電源220は、チューナブルレーザ221及び制御回路230に電源を供給するものであり、また、波長可変レーザであるチューナブルレーザ221は、ビームスプリッタ223、コネクタ部211a、装脱コネクタ部207aを介して、光ファイバ210の後端側

50

から光ファイバ 2 1 0 に、レーザ光 B を入光するものである。

【 0 2 2 0 】

また、検出器 2 2 2 は、光ファイバ 2 1 0 に入光したレーザ光 B の各 F B G からの反射光 R を、装脱コネクタ部 2 0 7 a、コネクタ部 2 1 1 a、ビームスプリッタ 2 2 3 を介して検出するものである。

【 0 2 2 1 】

制御回路 2 3 0 は、歪み量測定部であるデータ処理回路 2 3 1 と、形状算出部である形状算出回路 2 3 2 と、歪み量補正部である歪量補正回路 2 3 3 と、データ読み出し部であるデータ読み出し回路 2 3 4 と、表示回路 2 3 5 とにより主要部が構成されている。

【 0 2 2 2 】

データ処理回路 2 3 1 は、チューナブルレーザ 2 2 1 と検出器 2 2 2 とに電氣的に接続されており、検出器 2 2 2 によって検出された反射光 R から、各 F B G の歪み量を測定するものである。

【 0 2 2 3 】

歪量補正回路 2 3 3 は、データ処理回路 2 3 1 及びデータ読み出し回路 2 3 4 と電氣的に接続されており、温度補正テーブル 2 3 3 a を具備している。尚、温度補正テーブル 2 3 3 a は、内視鏡の種別や、動作モード、光量等、挿入部 2 0 2 の内部の温度変化に影響を及ぼすパラメータの組み合わせ毎に、各 F B G 位置での最適な歪量の補正量の情報を有している。また、データ読み出し回路 2 3 4 は、コネクタ部 2 1 1 a と電氣的に接続されている。

【 0 2 2 4 】

歪量補正回路 2 3 3 は、データ処理回路 2 3 1 によって測定された各 F B G の歪み量を、E P R O M 2 0 6 に記録されているスコープ I D をデータ読み出し回路 2 3 4 を介して読み出して、F B G 毎または光ファイバ全体において、温度補正テーブル 2 3 3 a を参照して補正するものである。

【 0 2 2 5 】

言い換えれば、歪量補正回路 2 3 3 は、駆動により発熱する撮像ユニットや、光の導光により発熱する L G 等の発熱部から放熱された熱が、光ファイバ 2 1 0 に付与されることにより、光ファイバ 2 1 0 が変形してしまう、即ち各 F B G が歪んでしまうことを考慮して、データ処理回路 2 3 1 によって測定された各 F B G の歪み量を、E P R O M 2 0 6 内のスコープ I D に基づいて、F B G 毎または光ファイバ全体において、温度補正テーブル 2 3 3 a を参照して、F B G に対し温度影響の無い歪み量に補正する。尚、具体的な補正方法としては、ある基準温度時における光の周波数からずれた量を検出することにより、温度補正テーブル 2 3 3 a を参照にして、歪み量を補正する。

【 0 2 2 6 】

形状算出回路 2 3 2 は、歪量補正回路 2 3 3 に電氣的に接続されており、歪量補正回路 2 3 3 によって補正された歪み量より、挿入部 2 0 2 の形状を算出するものである。

【 0 2 2 7 】

表示回路 2 3 5 は、形状算出回路 2 3 2 と電氣的に接続されており、形状算出回路 2 3 2 によって算出された挿入部 2 0 2 の形状を、モニタ 2 1 4 に、スコープモデル 2 1 6 として表示するものである。

【 0 2 2 8 】

このように、本構成においては、制御回路 2 3 0 の歪量補正回路 2 3 3 は、データ処理回路 2 3 1 によって測定された各 F B G の歪み量を、E P R O M 2 0 6 に記録されているスコープ I D に基づいて、F B G 毎または光ファイバ全体において、温度補正テーブル 2 3 3 a を参照して補正すると示した。

【 0 2 2 9 】

このことによれば、内視鏡の種類によって、撮像ユニットや L G から光ファイバ 2 1 0 に付与される発熱量が異なったとしても、歪量補正回路 2 3 3 は、内視鏡の種類によって、データ処理回路 2 3 1 において測定された各 F B G の歪み量を、F B G 毎または光ファイ

10

20

30

40

50

バ全体において補正することから、正確に挿入部 202 の形状を検出することができる。

【0230】

以上から、内視鏡 201 の種類に応じて、挿入部 202 の形状検出を精度良く行うことができる。内視鏡の形状検出装置 211、内視鏡の形状検出システム 1000 を提供することができる。

【0231】

尚、以下、変形例を示す。

上述した本構成においては、光ファイバ 210 を用いることにより、内視鏡 201 の挿入部 202 の形状を検出する場合を例に挙げて示したが、これに限らず、被検部位に挿入される挿入部を有するものであって、挿入部に光ファイバを挿通できるものであれば、上述した挿入部の形状検出構成を、内視鏡以外の他の器具、例えば内視鏡挿入部内に形成された管空に挿入可能なプローブの挿入部に適用しても本参考例と同様の効果を得ることができる。

10

【0232】

さらに、本構成においては、温度補正テーブル 233a は、歪量補正回路 233 が具備していると示したが、これに限らず、EPROM 206 が具備していても構わない。

【0233】

(第7参考例)

ところで、特開 2004 - 251779 号公報に開示された光ファイバの先端側は、内視鏡の挿入部の先端側の内部、具体的には、内部に設けられた先端硬質部に対しフォルダ等を介して固定されることにより、挿入部内に挿通されている。

20

【0234】

また、挿入部の形状を検出するため光ファイバ内に入光された光は、全てが FBG によって反射されるわけではなく、一部の光は、FBG を通過して光ファイバの先端まで導光される。

【0235】

この際、光ファイバの先端から出射された FBG を通過した通過光は、挿入部の先端側の内部に出射されるが、該出射された通過光が、フォルダによって反射され、光ファイバの先端に戻り光として入光されてしまうと、FBG からの反射光を用いた FBG の歪み量の検出を行う際、反射光に戻り光が混入してしまうことにより、歪み量の検出精度が低下してしまう、即ち、挿入部の形状検出精度が低下してしまうといった問題があった。

30

【0236】

尚、以上のことは、内視鏡の挿入部に限らず、内視鏡挿入部内に形成された管空に挿入可能なプローブの挿入部であっても同様である。

【0237】

以下、光ファイバの先端から出射された光が再度光ファイバに入光してしまうことを防ぐことにより、挿入部の形状検出を正確に行うことができる構成を有する内視鏡、内視鏡の形状検出システム、プローブ、プローブの形状検出システムを示す。

【0238】

この第7参考例の内視鏡の形状検出システムの構成は、上述した図33～図43に示した第6参考例の内視鏡の形状検出システムの構成と比して、光ファイバの先端を先端硬質部に固定するフォルダの有底穴の形状が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第6参考例と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

40

【0239】

図44は、内視鏡の挿入部の先端側の内部の構成の概略を示す部分断面図、図45は、図44中のIVXV-IVXV線に沿う断面図、図46は、図44の光ファイバの先端側を固定する固定部材を拡大して光ファイバとともに示す部分断面図である。

【0240】

図44に示すように、挿入部 202 の先端側の外皮 245 によって覆われた内部に、光ファイバ 210 が保護チューブ 241 によって被覆された状態で挿通されており、光ファ

50

イバ 2 1 0 の先端側は、挿入部 2 0 2 の先端の内部に設けられた先端硬質部 2 4 2 に、固定部材であるフォルダ 2 4 4 を介して固定されている。尚、フォルダ 2 4 4 は、先端硬質部 2 4 2 に対し、挿入部 2 0 2 の外周方向から挿入された止めネジ 2 6 9 によって固定されている。

【 0 2 4 1 】

図 4 6 に示すように、フォルダ 2 4 4 には、光ファイバ 2 1 0 の先端側が挿通されて固定される挿入方向 S に沿った有底穴 2 4 4 i が形成されており、フォルダ 2 4 4 の基端側に設けられた有底穴 2 4 4 i の開口は、光ファイバ 2 1 0 の F B G 2 4 0 を通過して先端 2 1 0 s から出射されたレーザ光 B の通過光 M が、有底穴 2 4 4 i から、挿入部 2 0 2 の内部へと出射される際の出射口 2 4 4 h を構成している。

10

【 0 2 4 2 】

尚、出射口 2 4 4 h は、図 4 4 に示すように、先端硬質部 2 4 2 に設けられた後述する撮像ユニット 2 4 3 よりも、後端側に位置している。これは、出射口 2 4 4 h から出射された通過光 M が、撮像ユニット 2 4 3 に進入してしまうことを防ぐことにより、撮像ユニット 2 4 3 によって撮像された撮像画像に画像乱れが発生してしまうのを防ぐためである。

【 0 2 4 3 】

図 4 6 に戻って、フォルダ 2 4 4 の有底穴 2 4 4 i において、光ファイバ 2 1 0 の先端 2 1 0 s に対向する対向面 2 4 4 t は、光ファイバ 2 1 0 の先端 2 1 0 s の先端面に対し、設定角度 θ 傾いた、断面略 V 字状を有している。

【 0 2 4 4 】

20

また、対向面 2 4 4 t に鏡面加工が施されることにより、先端 2 1 0 s から出射された通過光 M を、光ファイバ 2 1 0 外へと導く入射防止手段である鏡面膜 2 7 1 が、対向面 2 4 4 t に形成されている。

【 0 2 4 5 】

尚、鏡面膜 2 7 1 は、対向面 2 4 4 t に形成されていることにより、鏡面膜 2 7 1 も光ファイバ 2 1 0 の先端 2 1 0 s の先端面に対し、設定角度 θ 傾いていることから、先端 2 1 0 s から出射された通過光 M を、先端 2 1 0 s 以外の方向に反射することができる。このため、鏡面膜 2 7 1 は、先端 2 1 0 s から出射された通過光 M を、有底穴 2 4 4 i から、出射口 2 4 4 h を介して挿入部 2 0 2 の先端側の内部に出射させる機能を有している。

【 0 2 4 6 】

30

また、挿入部 2 0 2 の外皮 2 4 5 によって覆われた内部には、図 4 5 に示すように、光ファイバ 2 1 0 の他、撮像ケーブル 2 6 1 や、ライトガイド 2 6 2 の他、流体供給用のチャンネル 2 6 3 r が内部に形成されたチャンネルチューブ 2 6 3 等が挿通されている。

【 0 2 4 7 】

撮像ケーブル 2 6 1 の先端は、先端硬質部 2 4 2 に設けられた撮像ユニット 2 4 3 に電氣的に接続されている。また、ライトガイド 2 6 2 の先端は、先端硬質部 2 4 2 に設けられた図示しない照明用レンズに近接するとともに対向して位置するよう先端硬質部 2 4 2 に固定されており、さらに、チャンネル 2 6 3 r は、先端硬質部 2 4 2 の先端面に開口している。

【 0 2 4 8 】

40

尚、挿入部 2 0 2 の内部には、その他の部材も挿通されているとともに、様々な部材が配設されているが、周知であるため、その説明は省略する。

【 0 2 4 9 】

このように、本参考例においては、光ファイバ 2 1 0 の先端 2 1 0 s を先端硬質部 2 4 2 に固定するフォルダ 2 4 4 の有底穴 2 4 4 i において、光ファイバ 2 1 0 の先端 2 1 0 s に対向する対向面 2 4 4 t が、光ファイバ 2 1 0 の先端 2 1 0 s の先端面に対し、設定角度 θ 傾いた、断面略 V 字状を有しており、対向面 2 4 4 t に鏡面膜 2 7 1 が形成されていると示した。

【 0 2 5 0 】

また、フォルダ 2 4 4 の基端側に、フォルダ 2 4 4 の有底穴 2 4 4 i からフォルダ 2 4 4

50

外に通過光Mを出射する出射口244hが形成されていると示した。

【0251】

このことによれば、図46に示すように、光ファイバ210の先端210sから出射されたFBG240を通過した通過光Mは、鏡面膜271によって、先端210s以外の方向に反射され、該反射された通過光Mは、出射口244hから、挿入部202の内部に出射されることから、光ファイバ210の先端210sから出射された通過光Mが、再度先端210sから光ファイバ210内に戻り光として進入してしまい、検出器222が、戻り光を検出してしまうことにより、FBG240の歪量を誤検出してしまうことを防ぐことができる。即ち、挿入部202の形状検出精度が低下してしまうことを防ぐことができる。

10

【0252】

以上から、光ファイバ210の先端210sから出射された通過光Mが再度光ファイバ210に入光してしまうことを防ぐことにより、挿入部202の形状検出を正確に行うことができる構成を有する内視鏡、内視鏡の形状検出システムを提供することができる。

【0253】

尚、本参考例においては、フォルダ244の対向面244tは、断面略V字状に形成されていると示したが、これに限らず、光ファイバ210の先端210sから出射された透過光Mが、先端210sに入光しないよう透過光Mを反射させる形状であれば、曲率面等、どのような形状に形成されていても構わないということは勿論である。

【0254】

20

(第8参考例)

図47は、本参考例を示す内視鏡の挿入部の先端側の内部の構成の概略を示す部分断面図、図48は、図47の光ファイバの先端側を固定する固定部材を拡大して光ファイバとともに示す部分断面図である。

【0255】

この第8参考例の内視鏡の構成は、上述した図44～図46に示した第7参考例の内視鏡と比して、フォルダに設けられた入射防止手段が、鏡面膜ではなくプリズムから構成されている点異なる。よって、この相違点のみを説明し、第7参考例と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0256】

30

図47、図48に示すように、フォルダ244の有底穴244iにおいて、光ファイバ210の先端210sに対向する対向面244tは、上述した第1参考例同様、光ファイバ210の先端210sの先端面に対し、設定角度 θ 傾いた、断面略V字状を有している。尚、本参考例においても、対向面244tの形状は、断面略V字状に限定されない。

【0257】

また、対向面244tに、先端210sから出射された通過光Mを、先端210sから通過光Mを出射した光ファイバ210外へと導く入射防止手段であるプリズム273が設けられている。尚、その他の構成は、上述した第1参考例と同様である。

【0258】

このような構成によれば、図48に示すように、光ファイバ210の先端210sから出射されたFBG240を通過した通過光Mは、プリズム273によって、先端210s以外の方向に反射され、該反射された通過光Mは、出射口244hから、挿入部202の内部に出射されることから、光ファイバ210の先端210sから出射された通過光Mが、再度先端210sから光ファイバ210内に戻り光として進入してしまい、検出器222が、戻り光を検出してしまうことにより、FBG240の歪量を誤検出してしまうことを防ぐことができる。即ち、挿入部202の形状検出精度が低下してしまうことを防ぐことができる。

40

【0259】

以上から、光ファイバ210の先端210sから出射された通過光Mが再度光ファイバ210に入光してしまうことを防ぐことにより、挿入部202の形状検出を正確に行うこと

50

ができる構成を有する内視鏡、内視鏡の形状検出システムを提供することができる。

【0260】

(第9参考例)

図49は、本参考例を示す内視鏡の挿入部の先端側の内部の構成を、概略的に示す部分断面図である。

【0261】

この参考例の内視鏡の構成は、上述した図44～図46に示した第7参考例の内視鏡や、図47、図48に示した第8参考例の内視鏡と比して、フォルダに設けられた入射防止手段が、鏡面膜やプリズムではなく、反射ミラーから構成されている点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第7、第8参考例と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

10

【0262】

図49に示すように、挿入部202の外皮245によって覆われた内部に、上述した一方の光ファイバである光ファイバ210の他、他方の光ファイバである戻り光用光ファイバ(以下、単に光ファイバと称す)280が、光ファイバ210に並んで挿通されている。尚、光ファイバ280の基端は、挿入部202または操作部203内等において開口されている。

【0263】

また、光ファイバ210、280の各先端210s、280sを、先端硬質部242に固定するフォルダ284の図示しない有底穴において、光ファイバ210、280の各先端210s、280sに対向する対向面284tは、上述した第1、第2参考例同様、光ファイバ210、280の各先端210s、280sの先端面に対し、設定角度θ傾いた、断面略V字状を有している。尚、本参考例においても、対向面284tの形状は、断面略V字状に限定されない。

20

【0264】

また、対向面284tに、先端210sから出射された通過光Mを、光ファイバ210外へと導く、具体的には、出射口284hを介して、光ファイバ280の先端280sへと導く入射防止手段である反射ミラー281が設けられている。尚、本参考例においても、出射口284hは、撮像ユニット243よりも挿入方向Sの後端側に位置している。また、その他の構成は、上述した第1参考例と同様である。

30

【0265】

このような構成によれば、図49に示すように、光ファイバ210の先端210sから出射されたFBG240を通過した通過光Mは、反射ミラー281によって、先端210s以外の方向、具体的には、出射口284hを介して光ファイバ280の先端280sに反射され、該反射された通過光Mは、光ファイバ280内に出射され、基端側から挿入部202または操作部203内に出射される。

【0266】

このことから、光ファイバ210の先端210sから出射された通過光Mが、再度先端210sから光ファイバ210内に戻り光として進入してしまい、検出器222が、戻り光を検出してしまうことにより、FBG240の歪量を誤検出してしまうことを防ぐことができる。即ち、挿入部202の形状検出精度が低下してしまうことを防ぐことができる。

40

【0267】

以上から、光ファイバ210の先端210sから出射された通過光Mが再度光ファイバ210に入光してしまうことを防ぐことにより、挿入部202の形状検出を正確に行うことができる構成を有する内視鏡1、内視鏡の形状検出システム100を提供することができる。

【0268】

尚、以下、変形例を示す。

上述した第1～第2参考例および本願発明の実施の形態においては、光ファイバ210の先端210sから出射した通過光Mが、再度光ファイバ210の先端210sに入光し

50

ないように、フォルダ 2 4 4 の対向面 2 4 4 t に鏡面膜 2 7 1 が形成されている、またはフォルダ 2 4 4 の対向面 2 4 4 t にプリズム 2 7 3 が設けられている、あるいは、フォルダ 2 8 4 の対向面 2 8 4 t に反射ミラー 2 8 1 が設けられていると示した。

【 0 2 6 9 】

これらに限らず、フォルダ 2 4 4、2 8 4 の対向面 2 4 4 t、2 8 4 t に、出射光拡散部材が設けられていたり、光ファイバ 2 1 0 の先端 2 1 0 s から出射した通過光 M を拡散させる凹凸が形成されていても、光ファイバ 2 1 0 の先端 2 1 0 s に、該先端 2 1 0 s から出射した通過光 M が戻り光として入光してしまうことを防ぐことができる。

【 0 2 7 0 】

また、上述した第 7 ~ 第 9 参考例においては、光ファイバ 2 1 0 を用いることにより、内視鏡 1 の挿入部 2 0 2 の形状を検出する場合を例に挙げて示したが、これに限らず、被検部位に挿入される挿入部を有するものであって、挿入部に光ファイバを挿通できるものであれば、上述した挿入部の形状検出構成を、内視鏡以外の他の器具、例えば内視鏡挿入部内に形成された管空に挿入可能なプローブにおける挿入部に適用しても本参考例と同様の効果を得ることができる。

【 0 2 7 1 】

さらに、上述した第 7 ~ 第 9 参考例において示した入射防止手段の例としては、第 7 ~ 第 9 参考例において記載されてものに限らず、例えば光ファイバセンサ先端に対向する位置を黒く塗るなどして、光ファイバセンサ先端から出射される光を吸収するように構成しても良い。

【 0 2 7 2 】

(第 1 0 参考例)

ところで、一般的に、光ファイバは細径に形成されており、また、光ファイバが挿入部に挿通された構成においては、光ファイバはチューブ等により被覆されて保護されているのみであることから、挿入部に対し繰り返しの曲げ応力が付与されてしまうと、光ファイバにも繰り返し曲げ応力が付与され、劣化に伴い光ファイバが折れてしまうといった問題があった。さらに、挿入部に対し急激な曲げ応力が付与されると、光ファイバが折れてしまうといった問題があった。

【 0 2 7 3 】

ここで、特開 2 0 0 4 - 2 5 1 7 7 9 号公報に開示された構成においては、上述したように、光ファイバの歪み量を検出し、挿入部の形状を操作者が認識することはできるが、光ファイバが何回屈曲されたかを検出するとともに、屈曲された回数を操作者に告知する構成を有していないことから、操作者は、光ファイバの劣化度合いや耐久性を予測することができないといった問題があった。

【 0 2 7 4 】

よって、操作者は、光ファイバの劣化に気付かずに使用し続けてしまうことから、使用中に光ファイバが破損してしまう場合があり、この場合、検査等を中断しなければならず、大変煩雑であるといった問題があった。

【 0 2 7 5 】

さらには、特開 2 0 0 4 - 2 5 1 7 7 9 号公報に開示された構成においては、操作者は、挿入部の形状を目視で確認し、挿入部が曲げられ過ぎていないかは、操作者によって判断されていたため、操作者は、挿入部に急激な曲げ応力が付与されていることに気付かずに使用し続けてしまい、使用中に光ファイバが破損してしまう場合があるといった問題があった。

【 0 2 7 6 】

よって、以下、使用中における光ファイバの破損を未然に防ぐことができる構成を有する光ファイバ歪検出装置、医療器具の形状検出システム、光ファイバ歪検出方法を示す。

【 0 2 7 7 】

この第 1 0 参考例の内視鏡の形状検出システムの構成は、上述した図 3 3 ~ 図 4 3 に示した第 6 参考例の内視鏡の形状検出システムの構成と比して、形状検出装置 2 1 1 が、光フ

10

20

30

40

50

アイバにレーザ光を入光させ、光ファイバの各F B Gからの反射光Rを検出し、該検出した反射光から各F B Gの歪み量を測定するとともに、測定した歪み量が、第1の歪み量を超過した回数をカウントし、カウントした超過回数が設定回数を超過した場合、モニタに警告表示を行う点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第6参考例と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0278】

図50は、本参考例を示す内視鏡の形状検出システムを示す図、図51は、図50の内視鏡の挿入部の先端側の内部構成の概略を拡大して示す部分断面図、図52は、図50の内視鏡コネクタの内部構成の概略をユニバーサルコードの一部とともに拡大して示す図である。

10

【0279】

図50に示すように、内視鏡の形状検出システム2000は、内視鏡201と、光ファイバ歪検出装置である内視鏡の形状検出装置（以下、単に形状検出装置と称す）211と、光源装置212と、ビデオプロセッサ213と、表示部であるモニタ214とにより主要部が構成されている。

【0280】

内視鏡201は、被検部位に挿入される挿入部202と、該挿入部202の挿入方向基端側（以下、単に基端側と称す）に設けられた操作部203と、該操作部203から延出したユニバーサルコード204と、該ユニバーサルコード204の延出端に設けられた内視鏡コネクタ205とにより主要部が構成されている。

20

【0281】

また、内視鏡201の挿入部202、操作部203、ユニバーサルコード204、内視鏡コネクタ205内に、少なくとも挿入部202の形状を検出する光ファイバ210が、図51に示すように、先端が挿入部202の挿入方向の先端側（以下、単に先端側と称す）に固定されて挿通されている。

【0282】

また、図51に示すように、光ファイバ210の少なくとも挿入部202に挿通された部位に、挿入方向に沿って設定間隔Kを有して、上述した複数のF B G 240が形成されている。尚、F B G 240は、光ファイバ210の操作部203、ユニバーサルコード204、内視鏡コネクタ205に挿通された部位にも形成されていても構わない。

30

【0283】

図50に示すように、内視鏡コネクタ205は、該内視鏡コネクタ205に設けられた図52に示す光源接続用コネクタ部205cが光源装置212に装着されることにより、光源装置212に接続されている。尚、内視鏡コネクタ205内には、後述する超過回数を書き込み可能な記録部であるE P R O M 206を具備するスコープI D基板209が設けられている。尚、E P R O M 206内には、スコープI Dが記録されている。

【0284】

光源装置212は、例えば内視鏡201内に挿通された図示しないライトガイドに照明光を供給するものである。ライトガイドに供給された照明光は、挿入部の先端における先端面において、ライトガイドの先端に設けられた図示しない照明用レンズから被検部位に照射される。

40

【0285】

また、内視鏡コネクタ205に、コネクタ部205aが設けられており、該コネクタ部205aは、ビデオプロセッサ213に対し、ケーブル208を介して電氣的に接続されている。尚、ケーブル208内には、スコープI D基板209から延出した、後述する通信用信号線218の他、内視鏡201内に挿通された図示しない撮像ケーブル等が挿通されている。

【0286】

ビデオプロセッサ213は、上述した撮像ケーブル等を介して、挿入部202の先端側に設けられた図示しないC C D等の撮像素子の撮像制御を行うとともに、撮像素子によ

50

て撮像された内視鏡画像の画像処理等を行うものである。

【0287】

また、内視鏡コネクタ205に、コネクタ部205bが設けられており、コネクタ部205bは、形状検出装置211のコネクタ部211aと、ケーブル207を介して接続されている。尚、コネクタ部211aには、ケーブル207の延出端に設けられた装脱コネクタ部207aが装脱自在となっている。

【0288】

ケーブル207内には、スコープID基板209から延出した、後述する通信用信号線218や、光ファイバ210等が挿通されている。また、通信用信号線218の延出端及び光ファイバ210の後端は、装脱コネクタ部207aに固定されている。

10

【0289】

モニタ214は、ビデオプロセッサ213に対しケーブル250により電氣的に接続されているとともに、形状検出装置211に対しケーブル217により電氣的に接続されている。

【0290】

また、モニタ214は、ビデオプロセッサ213によって画像処理が施された内視鏡画像が表示される他、形状検出装置211から出力された、後述する挿入部202に関する警告を示す警告表示215や、挿入部202の形状を示すスコープモデル216等が表示される。

【0291】

20

次に、図53を用いて、形状検出装置211の構成を説明する。図53は、図50の形状検出装置の構成の概略を示すブロック図である。

【0292】

図53に示すように、形状検出装置211は、電源220と、光入力部であるチューナブルレーザ221と、検出器222と、ビームスプリッタ223と、制御回路230とを具備して主要部が構成されている。

【0293】

電源220は、チューナブルレーザ221及び制御回路230に電源を供給するものであり、また、波長可変レーザであるチューナブルレーザ221は、ビームスプリッタ223、コネクタ部211a、装脱コネクタ部207aを介して、光ファイバ210の後端側から光ファイバ210に、レーザ光Bを入光するものである。

30

【0294】

また、検出器222は、光ファイバ210に入光したレーザ光Bの各FBG240からの反射光Rを、装脱コネクタ部207a、コネクタ部211a、ビームスプリッタ223を介して検出するものである。

【0295】

制御回路230は、歪み量測定部であるデータ処理回路231と、形状算出部である形状算出回路232と、判定部及びカウント部である歪量判定/カウント回路233と、EPROM206への書き込みまたは読み出しを行うデータ読み書き部であるデータ読み書き/データ読み出し回路234と、警告部である表示回路235とにより主要部が構成されている。

40

【0296】

データ処理回路231は、チューナブルレーザ221と検出器222とに電氣的に接続されており、検出器222によって検出された反射光Rから、各FBG240の歪み量を測定するものである。

【0297】

形状算出回路232は、データ処理回路231及び表示回路235に電氣的に接続されており、データ処理回路231によって測定された各FBG240の歪み量から、挿入部202の形状を算出するものである。

【0298】

50

歪量判定／カウント回路２３３は、データ処理回路２３１、データ読み書き／データ読み出し回路２３４、表示回路２３５と電氣的に接続されており、データ処理回路２３１によって測定された歪み量が、第１の歪み量を超過したかを判定するとともに、超過した場合は、超過回数をカウントするものである。尚、第２の歪み量は、光ファイバ２１０が破損することのない歪み量に設定されている。

【０２９９】

データ読み書き／データ読み出し回路２３４は、コネクタ部２１１ａに電氣的に接続されており、歪量判定／カウント回路２３３によってカウントされた超過回数を、コネクタ部２１１ａ、装脱コネクタ部２０７ａ、通信用信号線２１８を介して、ＥＰＲＯＭ２０６に書き込むのと、ＥＰＲＯＭ２０６から読み出すのとのいずれかを行うものである。

10

【０３００】

表示回路２３５は、歪量判定／カウント回路２３３によって、超過回数が設定回数以上であると判定された場合に、ケーブル２１７を介してモニタ２１４に、警告表示２１５を行う他、形状算出回路２３２によって算出された挿入部２０２の形状を、モニタ２１４に、スコープモデル２１６として表示するものである。

【０３０１】

次に、本参考例の作用について、上述した図５３及び図５４を用いて説明する。図５４は、図５０の形状検出装置が行う超過回数検出方法を示すフローチャートである。尚、形状検出装置２１１が、挿入部２０２の形状をモニタ２１４にスコープモデル２１６として表示する際の作用については、周知のため、その説明は省略する。

20

【０３０２】

図５４に示すように、まず、挿入部２０２の形状検出を行うため、ステップＳ５１において、光ファイバ２１０内にレーザ光Ｂが、チューナブルレーザ２２１から入光される。

【０３０３】

次いで、ステップＳ５２において、チューナブルレーザ２２１から光ファイバ２１０内に入光したレーザ光Ｂの、光ファイバ２１０に形成された各ＦＢＧ２４０からの反射光Ｒが、検出器２２２によって検出される。

【０３０４】

その後、ステップＳ５３において、検出器２２２によって検出された反射光Ｒから、各ＦＢＧ２４０の歪み量が、データ処理回路２３１により測定される。

30

【０３０５】

次いで、ステップＳ５４において、データ処理回路２３１によって測定された歪み量が、第１の歪み量を超過したかが、歪量判定／カウント回路２３３によって判定される。データ処理回路２３１によって測定された歪み量が、第１の歪み量を超過した場合は、ステップＳ５５に移行し、歪量判定／カウント回路２３３によって、超過回数がカウントされる。

【０３０６】

その後、ステップＳ５６において、歪量判定／カウント回路２３３によってカウントされた超過回数が、データ読み書き／データ読み出し回路２３４によって、コネクタ部２１１ａ、装脱コネクタ部２０７ａ、通信用信号線２１８を介して、ＥＰＲＯＭ２０６に書き込まれる。即ち、記録される。

40

【０３０７】

次いで、ステップＳ５７において、データ読み書き／データ読み出し回路２３４によって、ＥＰＲＯＭ２０６に書き込まれている超過回数が読み出されるとともに、続くステップＳ５８において、歪量判定／カウント回路２３３によって、超過回数が、設定回数を超過したかが判定される。

【０３０８】

超過回数が設定回数を超過した場合には、即ち、光ファイバ２１０が、設定量よりも多い量曲げられた回数が、設定回数を超過した場合には、光ファイバ２１０は劣化していると判定され、ステップＳ５９において、表示回路２３５によって、ケーブル２１７を介して

50

、モニタ 2 1 4 に警告信号が出力され、モニタ 2 1 4 に、警告表示 2 1 5 が表示される。

【 0 3 0 9 】

このように、本参考例においては、形状検出装置 2 1 1 は、光ファイバ 2 1 0 にレーザ光 B を入光させ、光ファイバ 2 1 0 の各 F B G 2 4 0 からの反射光 R を検出し、該検出した反射光 R から各 F B G 2 4 0 の歪み量を測定するとともに、測定した歪み量が、第 1 の歪み量を超過した回数をカウントし、カウントした超過回数が設定回数を超過した場合、モニタ 2 1 4 に警告表示 2 1 5 を行うと示した。

【 0 3 1 0 】

このことによれば、挿入部 2 0 2 に繰り返し曲げ応力が付与されることにより、光ファイバ 2 1 0 が、設定量以上、繰り返し曲げられることによって、光ファイバ 2 1 0 が劣化してしまっただとしても、設定量以上、設定回数を超過して光ファイバ 2 1 0 が曲げられた場合には、モニタ 2 1 4 に警告表示 2 1 5 が表示されることから、操作者は、繰り返しの曲げ応力が付与されることに伴う光ファイバ 2 1 0 の劣化を、警告表示 2 1 5 から容易に認識することができる。

【 0 3 1 1 】

よって、操作者は、光ファイバ 2 1 0 の劣化度合いや耐久性を予測することができることから、破損する前において、未然に光ファイバ 2 1 0 を交換することができるため、検査中に、光ファイバ 2 1 0 が折れてしまい、検査が中断してしまうことを防ぐことができる。

【 0 3 1 2 】

以上から、使用中における光ファイバ 2 1 0 の破損を未然に防ぐことができる構成を有する形状検出装置 2 1 1、内視鏡 2 0 1 の形状検出システム 2 0 0 0、内視鏡 2 0 1 の形状検出方法を提供することができる。

【 0 3 1 3 】

(第 1 1 参考例)

図 5 5 は、本参考例における形状検出装置の異常歪み量検出方法を示したフローチャートである。

【 0 3 1 4 】

この第 1 1 参考例の形状検出装置の構成は、上述した図 5 0 ~ 図 5 3 に示した第 1 0 参考例の形状検出装置と比して、歪量判定 / カウント回路 2 3 3 は、測定した歪み量が第 1 の歪み量を超過した回数をカウントするのみならず、測定した歪み量が第 2 の歪み量を超過したかを判定する点と、測定した歪み量が第 2 の歪み量を超過した場合も、表示回路 2 3 5 は、警告信号を出力する点と、第 2 の歪み量を超過した場合、データ読み書き / データ読み出し回路 2 3 4 は、超過した歪み量を、E P R O M 2 0 6 に書き込む点異なる。尚、内視鏡の形状検出システム 2 0 0 0 の構成は、上述した第 1 0 参考例と同様である。よって、この相違点のみを説明し、第 1 0 参考例と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 3 1 5 】

本参考例においては、歪量判定 / カウント回路 2 3 3 は、データ処理回路 2 3 1 によって測定された歪み量が、第 1 の歪み量を超過したかを判定し、超過回数をカウントするのみならず、測定された歪み量が、異常歪み量である第 2 の歪み量を超過したかを判定する機能も有している。尚、第 2 の歪み量は、第 1 の歪み量と同じ量であっても、異なっても構わない。また、第 2 の歪み量も、光ファイバ 2 1 0 が破損することのない歪み量に設定されている。

【 0 3 1 6 】

また、表示回路 2 3 5 は、測定した歪み量が第 1 の歪み量を超過した超過回数が、設定回数以上になったとき、モニタ 2 1 4 に警告表示 2 1 5 を表示するのみならず、測定した歪み量が、第 2 の歪み量を超過した都度、モニタ 2 1 4 に警告表示 2 1 5 を表示する機能を有している。

【 0 3 1 7 】

さらに、データ読み書き / データ読み出し回路 234 は、測定した歪み量が、第 1 の歪み量を超過した超過回数を、E P R O M 206 に書き込むとともに、E P R O M 206 内の超過回数を読み出すのみならず、測定した歪み量が、第 2 の歪み量を超過した場合、超過した歪み量を、E P R O M 206 に書き込む機能を有している。

【0318】

次に、本参考例の作用について、上述した図 53 及び図 55 を用いて説明する。尚、以下に示す作用は、上述した図 54 のステップ S51 ~ ステップ S59 までと同時にされる。

【0319】

先ず、ステップ S51 ~ ステップ S53 においては、上述した第 10 参考例と同様に、チューナブルレーザ 221 から光ファイバ 210 内に入光されたレーザ光 B の、各 F B G 240 からの反射光 R が検出器 222 によって検出され、データ処理回路 231 によって、各 F B G 240 の歪み量が測定される。

10

【0320】

次いで、ステップ S65 において、測定された歪み量が、異常歪み量である第 2 の歪み量を超過したかが、歪量判定 / カウント回路 233 により判定される。測定された歪み量が、第 2 の歪み量を超過しておれば、即ち、挿入部 202 に急激な曲げ応力が付与され、挿入部 202 が急激に曲げられた場合には、ステップ S66 に移行し、表示回路 235 から、ケーブル 217 を介してモニタ 214 に警告表示 215 が表示される。

20

【0321】

その後、ステップ S67 において、データ読み書き / データ読み出し回路 234 は、E P R O M 206 に、第 2 の歪み量を超過した歪み量を書き込む。

【0322】

このように、本参考例においては、形状検出装置 211 は、測定された歪み量が、第 2 の歪み量を超過した都度、モニタ 214 に警告表示 215 を行うと示した。

【0323】

このことによれば、操作者は、使用中に、光ファイバ 210 に急激な曲げ応力が付与されたことを容易に認識することができることから、操作者は、光ファイバ 210 に急激な曲げ応力が付与されていることに気付かずに使用し続けてしまい、使用中に、さらに大きな曲げ応力が光ファイバ 210 に付与され、光ファイバ 210 が破損してしまうことを防ぐことができる。即ち、操作者は、使用中に、警告表示 215 から、これ以上、光ファイバ 210 が曲げられると光ファイバ 210 が破損してしまうことを容易に認識することができる。

30

【0324】

以上から、本参考例においても、使用中における光ファイバ 210 の破損を未然に防ぐことができる構成を有する形状検出装置 211、内視鏡 201 の形状検出システム 2000、内視鏡 201 の形状検出方法を提供することができる。尚、その他の効果は、上述した第 10 参考例と同様である。

【0325】

尚、以下、変形例を示す。

40

上述した第 1 及び第 2 参考例においては、光ファイバ 210 を用いることにより、内視鏡 201 の挿入部 202 の形状を検出する場合を例に挙げて示したが、これに限らず、被検部位に挿入される挿入部を有するものであって、挿入部に光ファイバを挿通できるものであれば、上述した挿入部の形状検出構成を、内視鏡以外の他の器具、例えばプローブ等に適用しても本参考例と同様の効果を得ることができる。

【0326】

また、第 10 及び第 11 参考例においては、形状検出装置 211 は、測定した各 F B G 240 の歪み量が、第 1 の歪み量を超過した超過回数が、設定回数以上となった場合や、測定した各 F B G 240 の歪み量が、第 2 の歪み量を超過した場合、該旨を操作者に告知するため、モニタ 214 に警告表示 215 を表示すると示した。

50

【0327】

これに限らず、形状検出装置211は、該形状検出装置211に設けられた図示しないランプを点灯させることにより警告を行っても構わないし、形状検出装置211に設けられた図示しないモニタに、文字表示により警告を行っても構わないし、音声や警告音を発することにより、警告を行っても構わない。

【0328】

尚、警告を行わずに、メンテナンスの際、メンテナンスを行うサービスマンが、EPROM206から超過回数や、第2の歪み量を超過した歪み量を読み出すことにより、光ファイバ210の劣化を認識し、光ファイバ210の交換を行う構成であっても構わない。

【0329】

さらに、本参考例においては、測定した各FBG240の歪み量が、第1の歪み量を超過した超過した場合、超過回数を、内視鏡201の内視鏡コネクタ205に設けられたEPROM206に書き込み、また、測定した各FBG240の歪み量が、第2の歪み量を超過した超過した場合、超過した歪み量を、内視鏡201の内視鏡コネクタ205に設けられたEPROM206に書き込むと示した。

【0330】

これに限らず、形状検出装置211内に、別途メモリを設け、該メモリに、内視鏡201のスコープID毎に、超過回数や、第2の歪み量を超過した歪み量を記録しても構わないということは勿論である。

【0331】

また、以上、本発明の実施形態について説明したが、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の精神を逸脱しない範囲で幾多の変化がなしえることは勿論である。

【0332】

また、以上詳述した如く、本発明の実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。即ち、

(1) 被検体の内部に挿入する挿入体に配設し、前記挿入体の歪みを検出する歪み検出部を複数形成した歪み検出手段と、

前記歪み検出手段の検出結果に基づき、所定の位置を原点とする第1の3次元座標系にて、それぞれの前記歪み検出部の第1の3次元座標を算出する座標算出手段と、

前記それぞれの歪み検出部の前記第1の3次元座標を基に、第2の座標系を設定する座標系設定手段と、

前記それぞれの歪み検出部の前記第1の3次元座標を、前記座標系設定手段により設定された第2の3次元座標系における第2の3次元座標に変換する座標変換手段と、

前記座標変換手段により変換された第2の3次元座標に基づき、前記挿入体の2次元形状を算出する形状算出手段と、

を有することを特徴とする医療機器。

【0333】

(2) 前記座標系設定手段は、

前記それぞれの歪み検出部との距離の2乗和が最小である平面を算出し、

前記それぞれの歪み検出部の前記平面上への投影点の、重心位置、分布方向、および前記平面の法線方向に基づいて前記第2の3次元座標系を設定することを特徴とする付記1に記載の医療機器。

【0334】

(3) 前記座標系設定手段は、前記重心位置を原点とし、前記分布方向、および、前記平面の法線方向を、軸方向とする前記第2の3次元座標系を設定することを特徴とする付記2に記載の医療機器。

【0335】

(4) 前記挿入体が、重力方向を検出する重力検出手段を有し、

前記座標系設定手段は、

前記重力検出手段により得られた前記重力方向を法線とする平面を算出し、

10

20

30

40

50

それぞれの前記歪み検出部の前記平面上への投影点の、重心位置、分布方向、および前記重力方向に基づいて前記座標系設定を設定することを特徴とする付記 1 に記載の医療機器。

【0336】

(5) 前記座標系設定手段は、前記重心位置を原点とし、前記分布方向、および、前記重力方向を、軸方向とする前記第 2 の 3 次元座標系を設定することを特徴とする付記 4 に記載の医療機器。

【0337】

(6) 前記歪み検出手段が、所定の間隔で、それぞれ 3 個以上の前記歪み検出部が形成されているプローブであり、前記 3 個以上の前記歪み検出部の中心点を前記歪み検出部の位置とすることを特徴とする付記 1 から付記 5 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

10

【0338】

(7) 前記歪み検出手段が、軸方向の同位置に前記歪み検出部であるファイバブラッググレーティングセンサ部が形成されている 3 本以上の光ファイバセンサを有するプローブであり、

前記光ファイバセンサからの反射光の波長シフト量から、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の歪みを測定することを特徴とする付記 1 から付記 6 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【0339】

(8) 前記挿入体が内視鏡の挿入部であることを特徴とする付記 1 から付記 7 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

20

【0340】

(9) 被検体の内部に挿入するための挿入体に、前記挿入体の歪みを検出する歪み検出部を複数設けたプローブである歪み検出手段と、

前記歪み検出手段の検出結果に基づき、任意の座標系にて、それぞれの前記歪み検出部の第 1 の座標を算出する座標算出手段と、

所定の基準点を原点とする基準座標系を設定する基準座標系設定手段と、

前記座標算出手段により算出された前記任意の座標系上の前記第 1 の座標を、前記基準座標系設定手段により設定された基準座標系上の第 2 の座標に変換する座標変換手段と、

前記それぞれの歪み検出部の前記第 2 の座標を基に、前記挿入体の形状を算出する形状算出手段と、

30

を有することを特徴とする医療機器。

【0341】

(10) 前記挿入体が、移動センサが配設された操作部を有する内視鏡の挿入部であり、前記基準点が前記移動センサの初期位置であることを特徴とする付記 9 に記載の医療機器。

【0342】

(11) 前記移動センサが、加速度センサおよびジャイロスコープであることを特徴とする付記 10 に記載の医療機器。

【0343】

40

(12) 磁界を発生する磁界発生手段をさらに有し、

前記挿入体が、磁界センサが配設された操作部を有する内視鏡の挿入部であり、

前記基準点が前記磁界発生手段の位置であることを特徴とする付記 9 に記載の医療機器。

【0344】

(13) 前記複数の歪み検出部を有する前記挿入体に配設された第 1 のセンサプローブと、

少なくとも 3 個の前記歪み検出部が配設されたマーカ部を端部に有する、複数の前記歪み検出部が配設された第 2 のセンサプローブと、

前記第 1 のセンサプローブの基端部側の端部と、前記マーカ部が配設された前記端部と

50

は異なる前記第2のセンサプローブの端部とが接続される本体部とを有し、

前記基準点が、前記マーカ部に配設された3個の前記歪み検出部が含まれる平面上にあることを特徴とする付記9に記載の医療機器。

【0345】

(14) 前記マーカ部が前記被検体の外表面に配設されることを特徴とする付記13に記載の医療機器。

【0346】

(15) 前記マーカ部が、前記被検体が横たわる検査台に配設されることを特徴とする付記13に記載の医療機器。

【0347】

(16) 被検体の内部に挿入する挿入体に配設される、前記挿入体の歪みを測定する、前記複数の歪み検出部を有する前記挿入体に配設された歪み検出手段である第1のセンサプローブと、

1個以上の前記歪み検出部が配設されたマーカ部を端部に有する、複数の前記歪み検出部が配設された第2のセンサプローブと、

前記第1のセンサプローブの基端部側の端部と、前記マーカ部が配設された前記端部とは異なる前記第2のセンサプローブの端部とが接続される本体部と、

前記それぞれの歪み検出部の座標を基に、前記挿入部の形状を算出する形状算出手段と

、
前記前記挿入部の形状と、前記マーカ部の位置とを表示する表示手段とを有することを特徴とする医療機器。

【0348】

(17) 所定の間隔で、それぞれ3個以上の前記歪み検出部が形成されているプローブの前記3個以上の前記歪み検出部の中心点を前記歪み検出部の位置とすることを特徴とする付記9から付記16のいずれか1項に記載の医療機器。

【0349】

(18) 前記プローブが、3本以上の光ファイバセンサが軸方向の同位置に前記ファイバブラッググレーティングセンサ部が形成されているプローブであり、

前記光ファイバセンサからの反射光の波長シフト量から、前記挿入体の歪みを測定することを特徴とする付記17に記載の医療機器。

【0350】

(19) 被検部位に挿入される挿入部を具備する内視鏡であって、

前記挿入部内に挿通された光ファイバと、

前記光ファイバに対し形成されたファイバブラッググレーティングと、

前記挿入部内に設けられた発熱部材と、

前記挿入部内に設けられた、前記発熱部材から放熱された熱が前記光ファイバに付与されることによって前記ファイバブラッググレーティングに発生する歪みの量を低減させる低減部材と、

を具備していることを特徴とする内視鏡。

【0351】

(20) 前記光ファイバの挿入方向の先端を、前記挿入部の挿入方向の先端側の内部に固定する固定部材をさらに具備していることを特徴とする付記19に記載の内視鏡。

【0352】

(21) 前記低減部材は、熱伝導率の低い材料から形成された前記固定部材であることを特徴とする付記20に記載の内視鏡。

【0353】

(22) 前記低減部材は、前記挿入部の内周面に設けられた、前記光ファイバが前記発熱部材と非接触となるよう前記光ファイバを支持する支持部材であることを特徴とする付記19～21のいずれか1項に記載の内視鏡。

【0354】

10

20

30

40

50

(2 3) 前記ファイバブラッググレーティングは、前記光ファイバにおいて、前記挿入部の挿入方向において、設定間隔を有して複数形成されており、
前記支持部材は、前記ファイバブラッググレーティングを避けた位置を支持することを特徴とする付記 2 2 に記載の内視鏡。

【 0 3 5 5 】

(2 4) 前記低減部材は、前記光ファイバの外周に、該光ファイバが前記発熱部材と非接触となるよう前記挿入部の挿入方向に沿って被覆された保護チューブであることを特徴とする付記 1 9 ~ 2 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【 0 3 5 6 】

(2 5) 前記低減部材は、前記光ファイバの外周に、前記挿入部の挿入方向に沿って、設定間隔を有して被覆された、前記発熱部材に対し前記光ファイバを非接触とする保護部材であることを特徴とする付記 1 9 ~ 2 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

10

【 0 3 5 7 】

(2 6) 前記ファイバブラッググレーティングは、前記光ファイバにおいて、前記挿入方向において、設定間隔を有して複数形成されており、
前記保護部材は、前記ファイバブラッググレーティングを避けた位置に被覆されていることを特徴とする付記 2 5 に記載の内視鏡。

【 0 3 5 8 】

(2 7) 前記発熱部材は、前記被検部位を照光又は導光するための照明ユニットであることを特徴とする付記 1 9 ~ 2 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

20

【 0 3 5 9 】

(2 8) 前記発熱部材は、前記被検部位を撮像する撮像ユニットであることを特徴とする付記 1 9 ~ 2 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【 0 3 6 0 】

(2 9) 付記 1 9 ~ 2 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡と、
少なくとも前記挿入部の形状を検出する形状検出装置と、
を具備したことを特徴とする内視鏡の形状検出システム。

【 0 3 6 1 】

(3 0) 前記形状検出装置は、
少なくとも前記挿入部内に挿通された前記光ファイバ内に光を入光させる光入光部と、
前記光入光部から前記光ファイバ内に入光した前記光の、前記ファイバブラッググレーティングからの反射光を検出する検出器と、
前記検出器によって検出された前記反射光から、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を測定する歪み量測定部と、
前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量により、少なくとも挿入部の形状を算出する形状算出部と、
を具備していることを特徴とする付記 2 9 に記載の内視鏡の形状検出システム。

30

【 0 3 6 2 】

(3 1) 被検部位に挿入される挿入部を具備するプローブであって、
前記挿入部内に挿通された光ファイバと、
前記光ファイバに対し形成されたファイバブラッググレーティングと、
前記挿入部内に設けられた発熱部材と、
前記挿入部内に設けられた、前記発熱部材から放熱された熱が前記光ファイバに付与されることによって前記ファイバブラッググレーティングに発生する歪みの量を低減させる低減部材と、
を具備していることを特徴とするプローブ。

40

【 0 3 6 3 】

(3 2) 前記光ファイバの挿入方向の先端を、前記挿入部の挿入方向の先端側の内部に固定する固定部材をさらに具備していることを特徴とする付記 3 1 に記載のプローブ。

【 0 3 6 4 】

50

(3 3) 前記低減部材は、熱伝導率の低い材料から形成された前記固定部材であることを特徴とする付記 3 2 に記載のプローブ。

【 0 3 6 5 】

(3 4) 前記低減部材は、前記挿入部の内周面に設けられた、前記光ファイバが前記発熱部材と非接触となるよう前記光ファイバを支持する支持部材であることを特徴とする付記 3 1 ~ 3 3 のいずれか 1 項に記載のプローブ。

【 0 3 6 6 】

(3 5) 前記ファイバブラッググレーティングは、前記光ファイバにおいて、前記挿入部の挿入方向において、設定間隔を有して複数形成されており、
前記支持部材は、前記ファイバブラッググレーティングを避けた位置を支持することを特徴とする付記 3 4 に記載のプローブ。

【 0 3 6 7 】

(3 6) 前記低減部材は、前記光ファイバの外周に、該光ファイバが前記発熱部材と非接触となるよう前記挿入部の挿入方向に沿って被覆された保護チューブであることを特徴とする付記 3 1 ~ 3 5 のいずれか 1 項に記載のプローブ。

【 0 3 6 8 】

(3 7) 前記低減部材は、前記光ファイバの外周に、前記挿入部の挿入方向に沿って、設定間隔を有して被覆された、前記発熱部材に対し前記光ファイバを非接触とする保護部材であることを特徴とする付記 3 1 ~ 3 5 のいずれか 1 項に記載のプローブ。

【 0 3 6 9 】

(3 8) 前記ファイバブラッググレーティングは、前記光ファイバにおいて、前記挿入方向において、設定間隔を有して複数形成されており、
前記保護部材は、前記ファイバブラッググレーティングを避けた位置に被覆されていることを特徴とする付記 3 7 に記載のプローブ。

【 0 3 7 0 】

(3 9) 付記 3 1 ~ 3 8 のいずれか 1 項に記載のプローブと、
少なくとも前記挿入部の形状を検出する形状検出装置と、
を具備したことを特徴とするプローブの形状検出システム。

【 0 3 7 1 】

(4 0) 前記形状検出装置は、
少なくとも前記挿入部内に挿通された前記光ファイバ内に光を入光させる光入光部と、
前記光入光部から前記光ファイバ内に入光した前記光の、前記ファイバブラッググレーティングからの反射光を検出する検出器と、
前記検出器によって検出された前記反射光から、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を測定する歪み量測定部と、
前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量により、少なくとも挿入部の形状を算出する形状算出部と、
を具備していることを特徴とする付記 3 9 に記載のプローブの形状検出システム。

【 0 3 7 2 】

(4 1) 被検部位に挿入される挿入部を具備する内視鏡の形状検出装置であって、
少なくとも前記挿入部内に挿通された光ファイバ内に光を入光させる光入光部と、
前記光入光部から前記光ファイバ内に入光した前記光の、前記光ファイバに形成されたファイバブラッググレーティングからの反射光を検出する検出器と、
前記検出器によって検出された前記反射光から、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を測定する歪み量測定部と、
前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量を、記録部に記録されている内視鏡情報に基づいて補正する歪み量補正部と、
を具備していることを特徴とする内視鏡の形状検出装置。

【 0 3 7 3 】

(4 2) 前記歪み量補正部によって補正された前記歪み量により、少なくとも挿入部の形

10

20

30

40

50

状を算出する形状算出部をさらに具備していることを特徴とする付記 4 1 に記載の内視鏡の形状検出装置。

【 0 3 7 4 】

(4 3) 前記記録部に記録されている前記内視鏡情報を読み出すデータ読み出し部をさらに具備していることを特徴とする付記 4 1 または 4 2 に記載の内視鏡の形状検出装置。

【 0 3 7 5 】

(4 4) 付記 4 1 ~ 4 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡の形状検出装置と、
前記被検部位に挿入される前記挿入部を具備する前記内視鏡と、
を具備したことを特徴とする内視鏡の形状検出システム。

【 0 3 7 6 】

(4 5) 前記ファイバブラッググレーティングは、前記光ファイバにおいて、設定間隔を有して複数形成されていることを特徴とする付記 4 4 に記載の内視鏡の形状検出システム。

【 0 3 7 7 】

(4 6) 少なくとも前記挿入部の形状が表示される表示部をさらに具備していることを特徴とする付記 4 4 または 4 5 に記載の内視鏡の形状検出システム。

【 0 3 7 8 】

(4 7) 前記記録部は、前記内視鏡に設けられていることを特徴とする付記 4 4 ~ 4 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡の形状検出システム。

【 0 3 7 9 】

(4 8) 被検部位に挿入される挿入部を具備する内視鏡であって、
前記挿入部に挿通された光ファイバと、
前記光ファイバに対し形成されたファイバブラッググレーティングと、
前記光ファイバの前記挿入部の挿入方向の先端を、前記挿入部の前記挿入方向の先端側の内部に固定する固定部材と、
前記固定部材に設けられた、前記ファイバブラッググレーティングを通過して前記光ファイバの前記先端から出射された光を、該光を出射した前記光ファイバ外へと導く導光部と、
を具備していることを特徴とする内視鏡。

【 0 3 8 0 】

(4 9) 前記ファイバブラッググレーティングは、前記光ファイバにおいて、前記挿入方向において、設定間隔を有して複数形成されていることを特徴とする付記 4 8 に記載の内視鏡。

【 0 3 8 1 】

(5 0) 前記挿入部の前記先端側の内部に、前記被検部位を撮像する撮像ユニットが設けられており、
前記固定部材における前記導光部に導かれた前記光の出射口は、前記撮像ユニットよりも前記挿入方向後端側に位置していることを特徴とする付記 4 8 または 4 9 に記載の内視鏡。

【 0 3 8 2 】

(5 1) 前記固定部材の前記光ファイバの前記先端に対向する対向面は、前記光ファイバの前記先端に対し、設定された角度で傾いた形状を有しており、
前記導光部は、前記対向位置が鏡面加工されることにより前記対向面に形成された鏡面膜から構成されていることを特徴とする付記 4 8 ~ 5 0 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【 0 3 8 3 】

(5 2) 前記導光部は、前記固定部材の前記光ファイバの前記先端に対向する対向面に設けられたプリズムであることを特徴とする付記 4 8 ~ 5 0 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【 0 3 8 4 】

(5 3) 前記挿入部内に、前記光ファイバの他に、別途光ファイバが挿通されており、

10

20

30

40

50

前記導光部は、前記固定部材の前記両光ファイバの前記各先端に対向する対向面に設けられた、一方の前記光ファイバの前記先端から出射された光を、他方の前記光ファイバの前記先端へと導光する反射ミラーであることを特徴とする付記 48 ~ 50 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【0385】

(54) 付記 48 ~ 53 のいずれか 1 項に記載の内視鏡と、
前記挿入部の形状を検出する形状検出装置と、
を具備したことを特徴とする内視鏡の形状検出システム。

【0386】

(55) 前記形状検出装置は、
前記挿入部内に挿通された前記光ファイバ内に前記光を入光させる光入光部と、
前記光入光部から前記光ファイバ内に入光した前記光の、前記ファイバブラッググレーティングからの反射光を検出する検出器と、
前記検出器によって検出された前記反射光から、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を測定する歪み量測定部と、
前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量により、前記挿入部の形状を算出する形状算出部と、
を具備していることを特徴とする付記 54 に記載の内視鏡の形状検出システム。

10

【0387】

(56) 被検部位に挿入される挿入部を具備するプローブであって、
前記挿入部内に挿通された光ファイバと、
前記光ファイバに対し形成されたファイバブラッググレーティングと、
前記光ファイバの前記挿入部の挿入方向の先端を、前記挿入部の前記挿入方向の先端側の内部に固定する固定部材と、
前記固定部材に設けられた、前記ファイバブラッググレーティングを通過して前記光ファイバの前記先端から出射された光を、該光を出射した前記光ファイバ外へと導く導光部と、
を具備していることを特徴とするプローブ。

20

【0388】

(57) 前記プローブの挿入部は、内視鏡挿入部内に形成された管空に挿入可能であることを特徴とする付記 56 に記載のプローブ。

30

【0389】

(58) 付記 56 または 57 に記載の前記プローブと、
前記挿入部の形状を検出する形状検出装置と、
を具備したことを特徴とするプローブの形状検出システム。

【0390】

(59) 前記形状検出装置は、
前記挿入部内に挿通された前記光ファイバ内に前記光を入光させる光入光部と、
前記光入光部から前記光ファイバ内に入光した前記光の、前記ファイバブラッググレーティングからの反射光を検出する検出器と、
前記検出器によって検出された前記反射光から、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を測定する歪み量測定部と、
前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量により、前記挿入部の形状を算出する形状算出部と、
を具備していることを特徴とする付記 58 に記載のプローブの形状検出システム。

40

【0391】

(60) 被検部位に挿入可能な挿入部に設けられ、ファイバブラッググレーティングが形成された光ファイバ内に光を入光させる光入光部と、
前記光入光部から前記光ファイバ内に入光した前記光の、前記光ファイバに形成された前記ファイバブラッググレーティングからの反射光を検出する検出器と、

50

前記検出器によって検出された前記反射光から、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を測定する歪み量測定部と、
前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量が、第1の歪み量を超過したかを判定するとともに、超過した場合は、超過回数をカウントする判定部と、
前記超過回数が設定回数以上となった場合、警告を発する警告部と、
を具備したことを特徴とする光ファイバ歪検出装置。

【0392】

(61) 前記判定部は、さらに、前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量が、第2の歪み量を超過したかを判定するとともに、前記警告部は、前記歪み量が前記第2の歪み量を超過した場合、警告を発することを特徴とする付記60に記載の光ファイバ歪検出装置。

10

【0393】

(62) 前記超過回数を書き込み可能な記録部と、前記記録部への書き込みまたは読み出しを行うデータ読み書き部をさらに具備していることを特徴とする付記60または61に記載の光ファイバ歪検出装置。

【0394】

(63) 前記データ読み書き部は、前記歪み量が前記第2の歪み量を超過した場合、測定した前記歪み量を、前記記録部に書き込むことを特徴とする付記62に記載の光ファイバ歪検出装置。

【0395】

20

(64) 前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量により、前記挿入部の形状を算出する形状算出部をさらに具備していることを特徴とする付記60～63に記載の光ファイバ歪検出装置。

【0396】

(65) 付記60～64のいずれか1項に記載の前記光ファイバ歪検出装置と、
前記挿入部を有する医療器具と、
を具備したことを特徴とする医療器具の形状検出システム。

【0397】

(66) 前記ファイバブラッググレーティングは、前記光ファイバにおいて、設定間隔を有して複数形成されていることを特徴とする付記65に記載の医療器具の形状検出システム。

30

【0398】

(67) 前記警告部による警告が表示されるとともに、前記挿入部の形状が表示される表示部をさらに具備していることを特徴とする付記65または67に記載の医療器具の形状検出システム。

【0399】

(68) 前記記録部は、前記内視鏡に設けられていることを特徴とする付記65～67のいずれか1項に記載の医療器具の形状検出システム。

【0400】

(69) ファイバブラッググレーティングが形成された光ファイバの歪を検出する光ファイバ歪検出方法であって、
前記光ファイバ内に光入光部から光を入光させるステップと、
前記光入光部から前記光ファイバ内に入光した前記光の、前記光ファイバに形成された前記ファイバブラッググレーティングからの反射光を、検出器により検出するステップと、
前記検出器によって検出された前記反射光から、前記ファイバブラッググレーティングの歪み量を、歪み量測定部により測定するステップと、
前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量が、第1の歪み量を超過したかを、判定部により判定するとともに、超過した場合は、前記判定部が超過回数をカウントするステップと、
前記超過回数が設定回数以上となった場合、警告部が警告を発するステップと、

40

50

を具備したことを特徴とする光ファイバ歪検出方法。

【 0 4 0 1 】

(7 0) 前記歪み量測定部によって測定された前記歪み量が、第 2 の歪み量を超過したかを前記判定部によって判定するステップをさらに具備するとともに、前記歪み量が前記第 2 の歪み量を超過した場合、前記警告部が警告を発するステップをさらに具備することを特徴とする付記 6 9 に記載の光ファイバ歪検出方法。

【 0 4 0 2 】

(7 1) データ読み書き部が、前記超過回数を書き込み可能な記録部に書き込むのと、前記記録部から読み出すのとのいずれかを行うステップをさらに具備していることを特徴とする付記 6 9 または 7 0 に記載の光ファイバ歪検出方法。

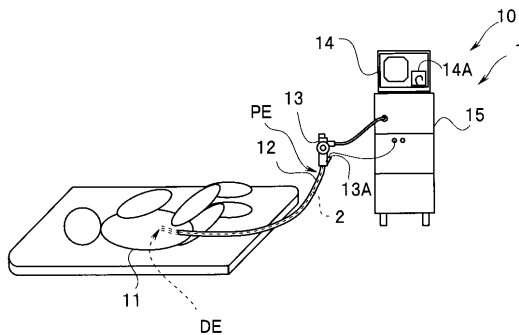
【 0 4 0 3 】

(7 2) 前記歪み量が前記第 2 の歪み量を超過した場合、前記データ読み書き部が、測定した前記歪み量を、前記記録部に書き込むステップをさらに具備していることを特徴とする付記 7 1 に記載の光ファイバ歪検出方法。

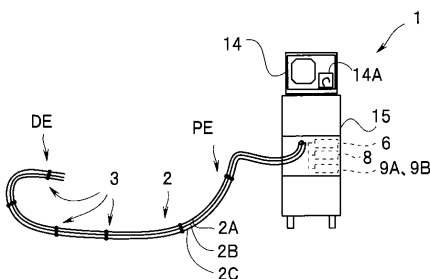
【 0 4 0 4 】

本出願は、2008年10月28日に日本国に出願された特願2008-277086号、2008年10月28日に日本国に出願された特願2008-277087号、2008年10月28日に日本国に出願された特願2008-277089号、2008年10月28日に日本国に出願された特願2008-277090号、2008年10月28日に日本国に出願された特願2008-277091号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものである。

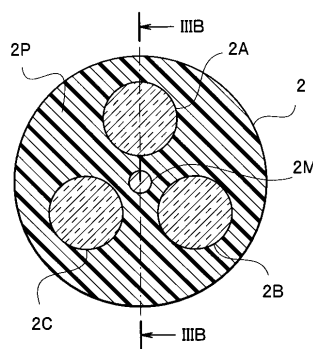
【 図 1 】



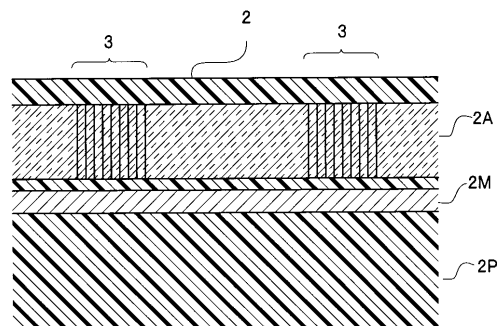
【 図 2 】



【 図 3 A 】



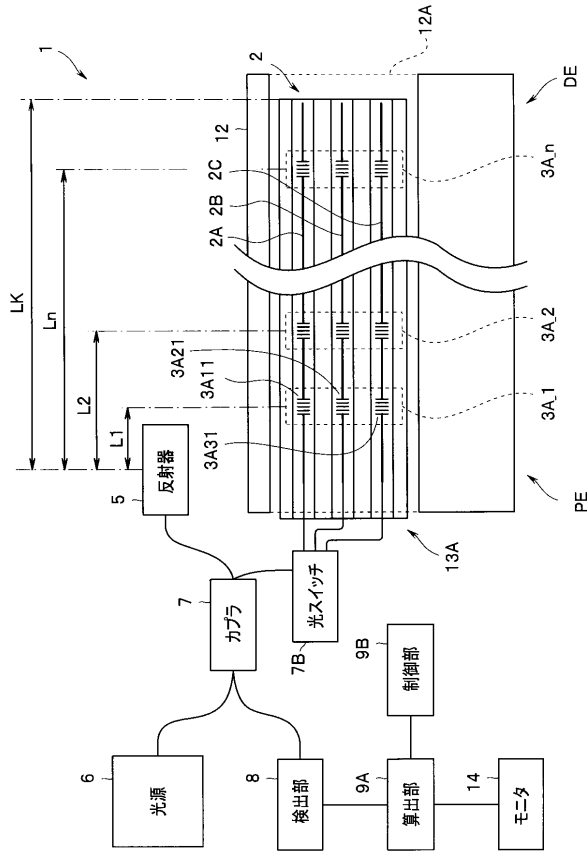
【 図 3 B 】



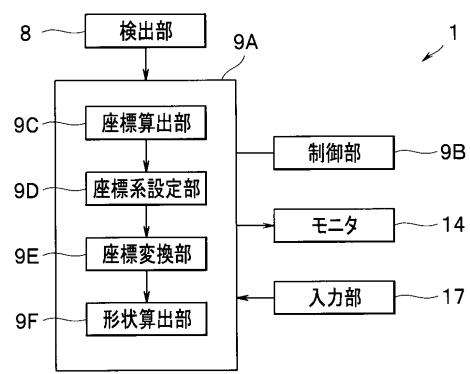
10

20

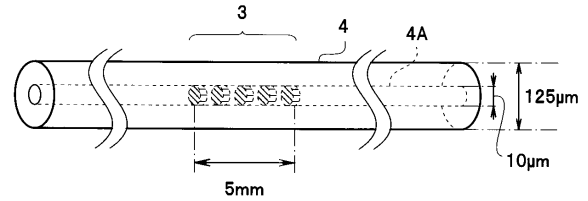
【図 4】



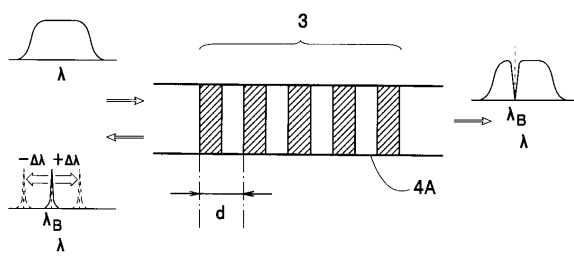
【図 5】



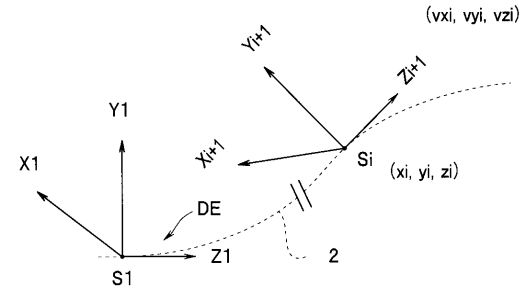
【図 6】



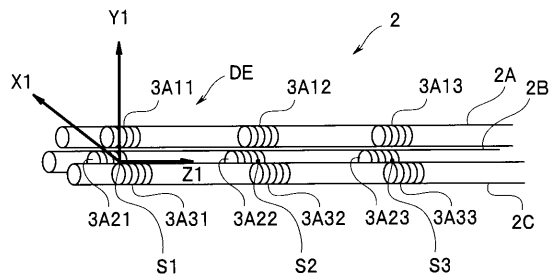
【図 7】



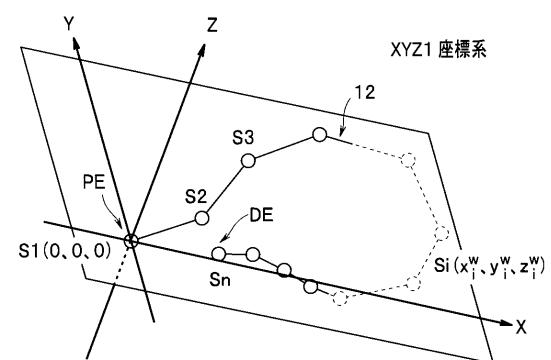
【図 9】



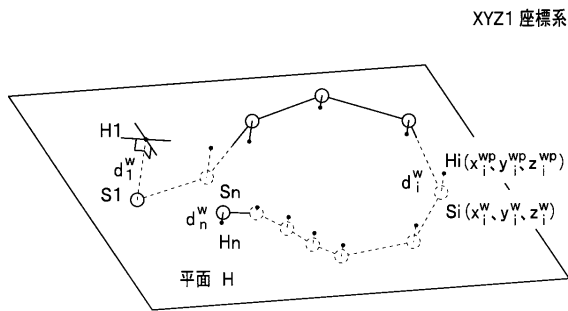
【図 8】



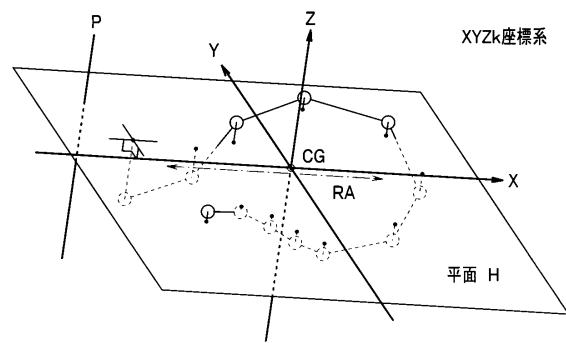
【図 10】



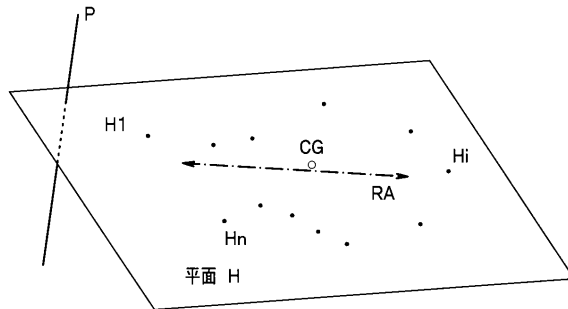
【図 1 1】



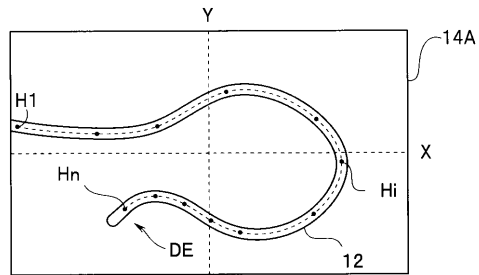
【図 1 3】



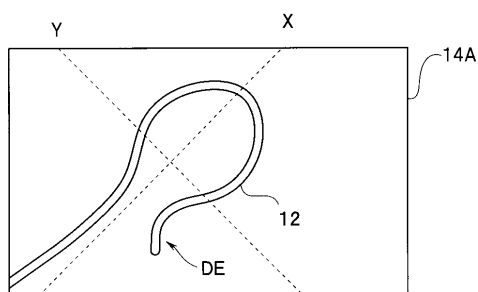
【図 1 2】



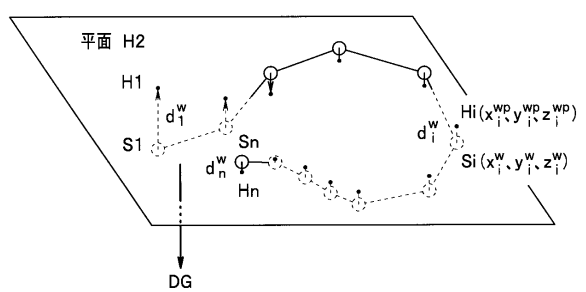
【図 1 4】



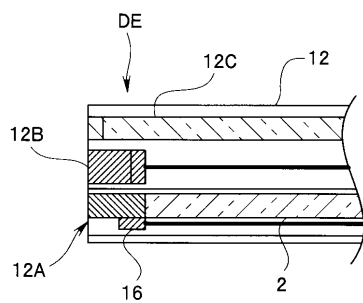
【図 1 5】



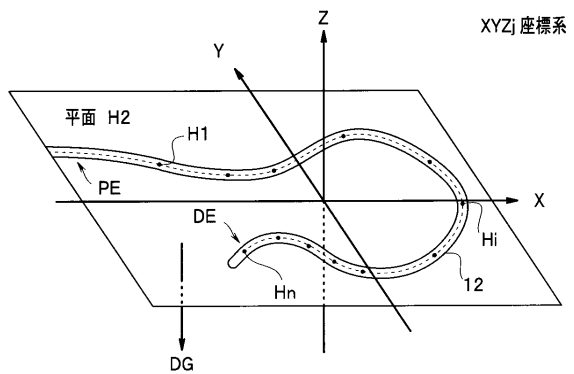
【図 1 7】



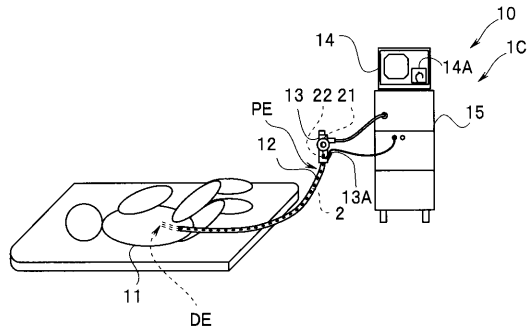
【図 1 6】



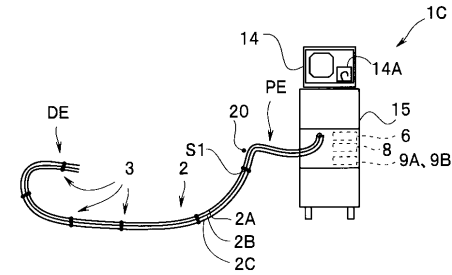
【図 1 8】



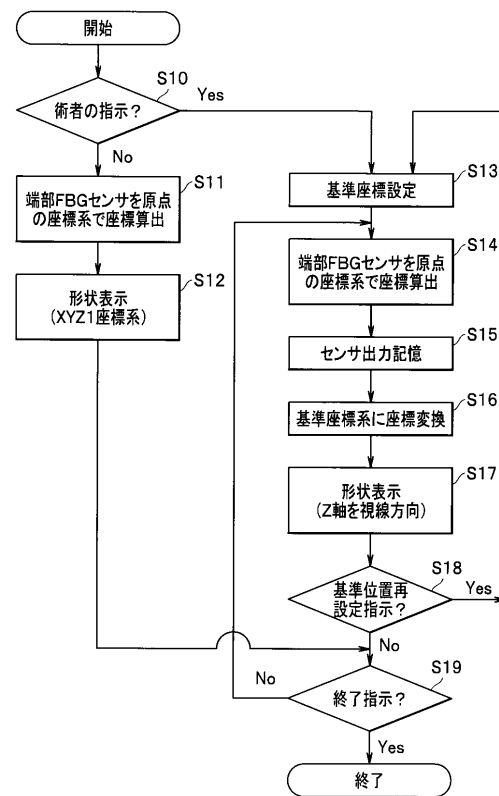
【図 19】



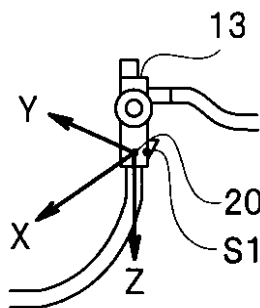
【図 20】



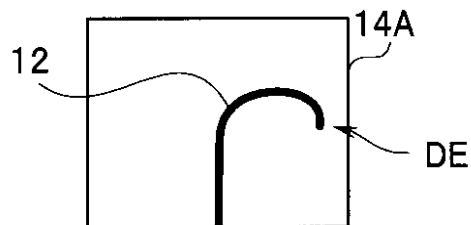
【図 21】



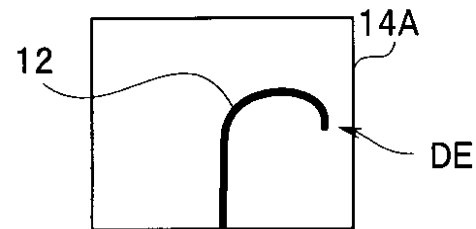
【図 22 A】



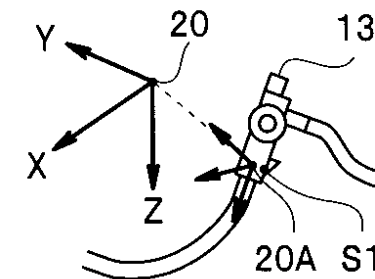
【図 22 B】



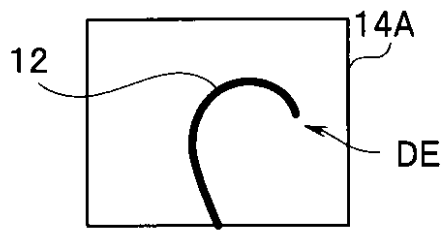
【図 22 C】



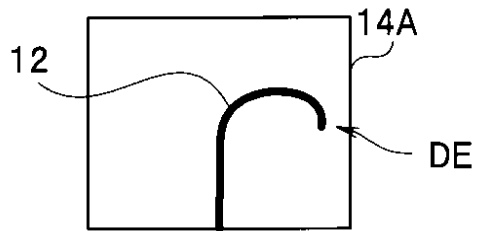
【図 23 A】



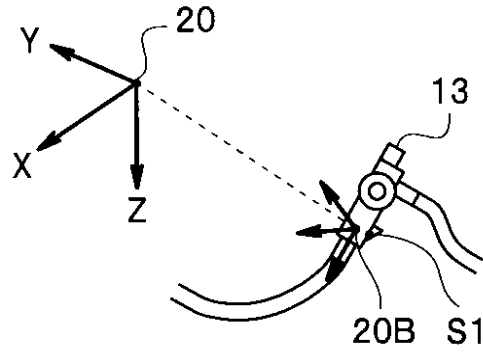
【図 2 3 B】



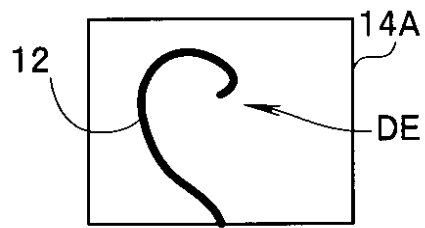
【図 2 3 C】



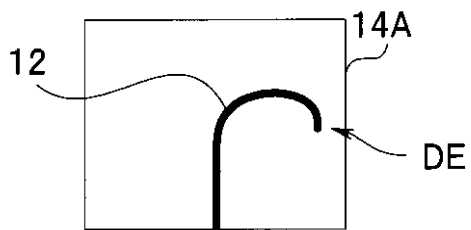
【図 2 4 A】



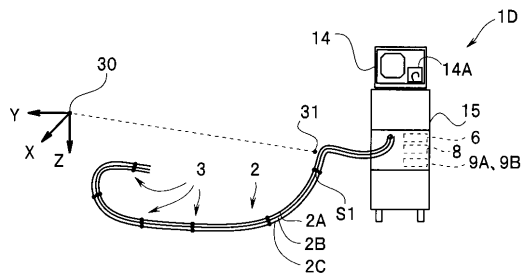
【図 2 4 B】



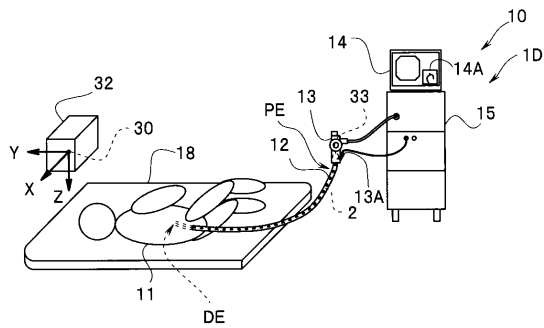
【図 2 4 C】



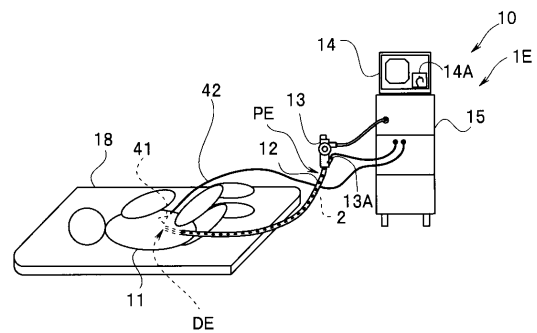
【図 2 6】



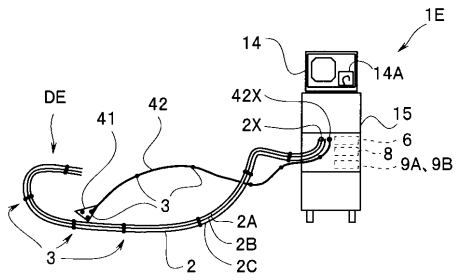
【図 2 5】



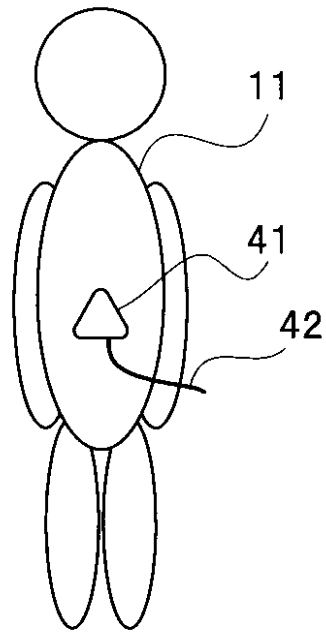
【図 2 7】



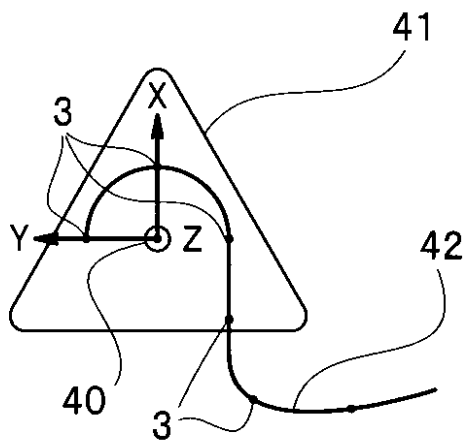
【図 28】



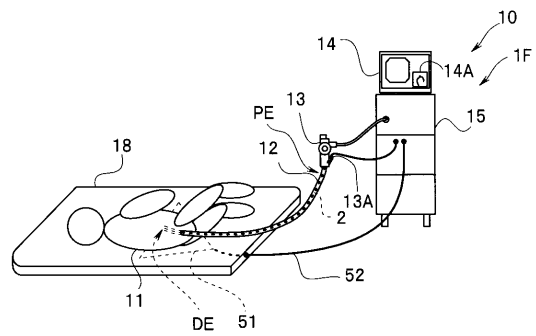
【図 29 A】



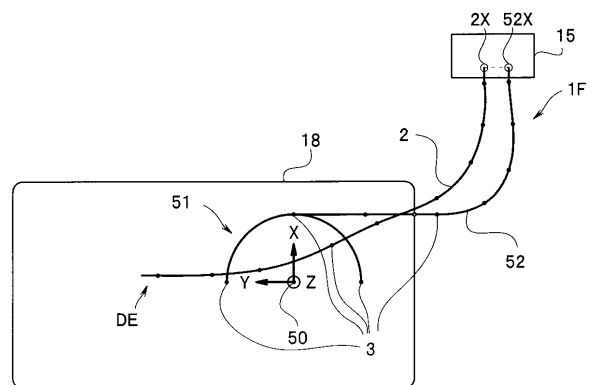
【図 29 B】



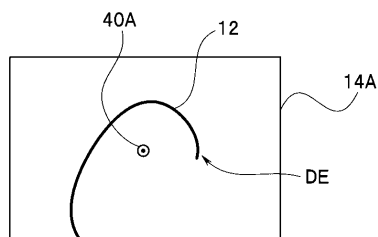
【図 31】



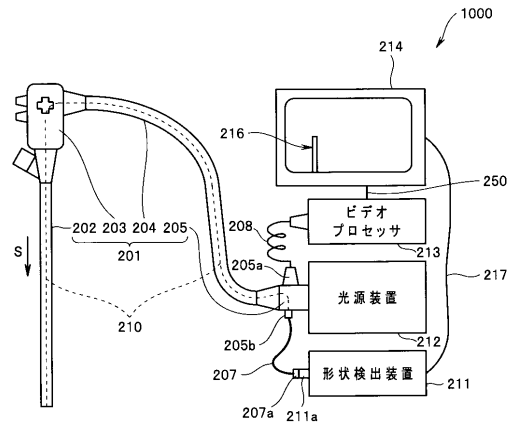
【図 32】



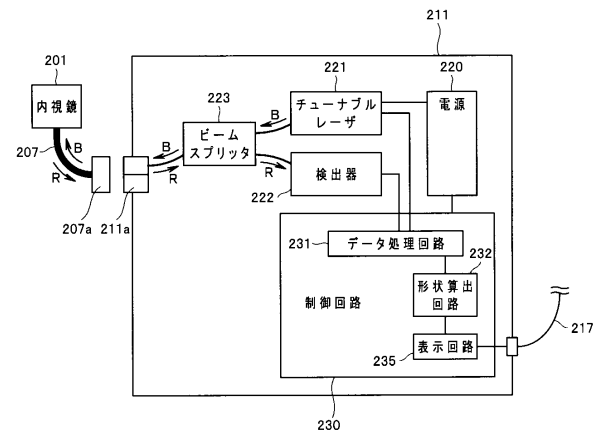
【図 30】



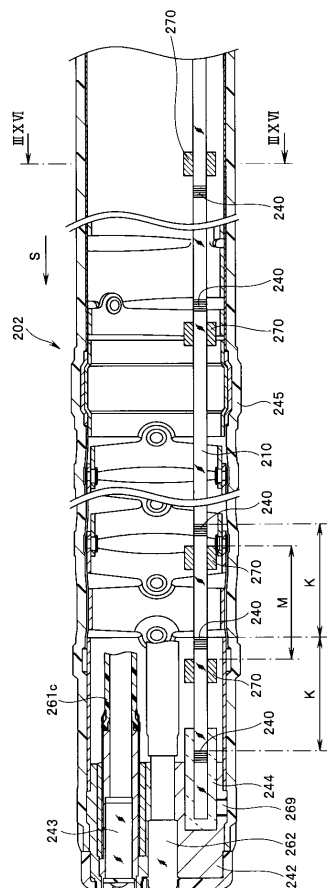
【図 3 3】



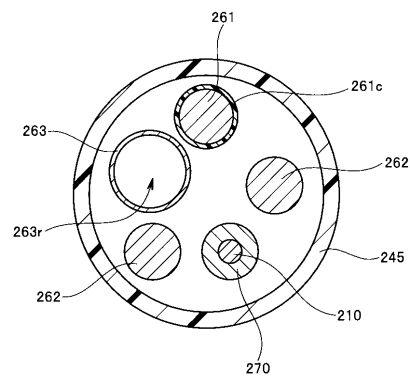
【図 3 4】



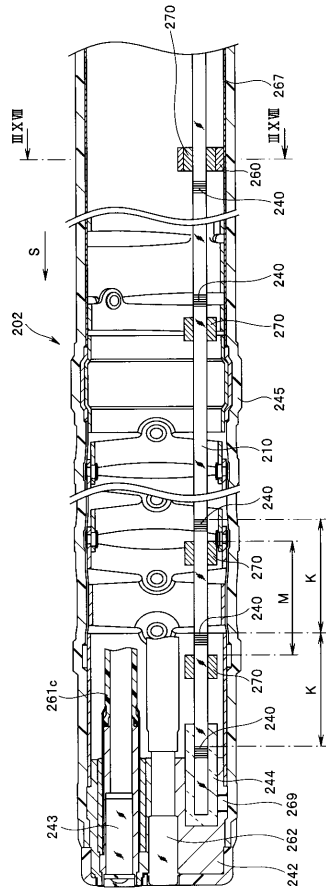
【図 3 5】



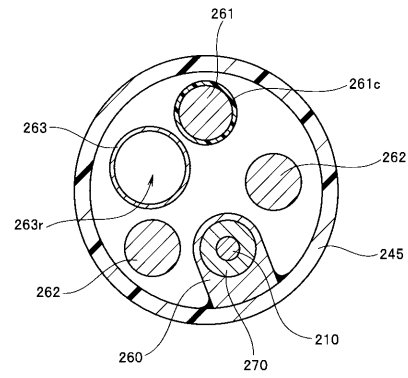
【図 3 6】



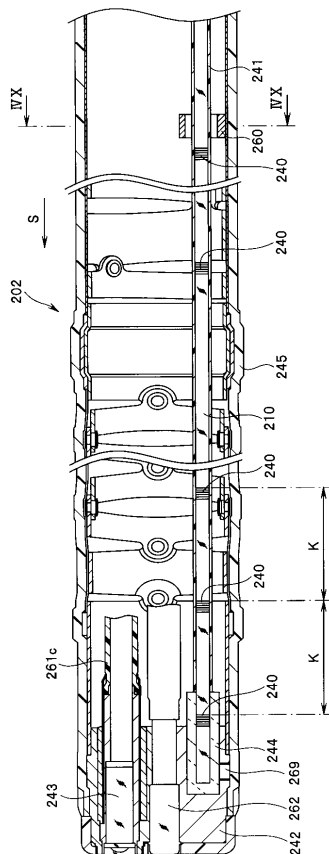
【図 37】



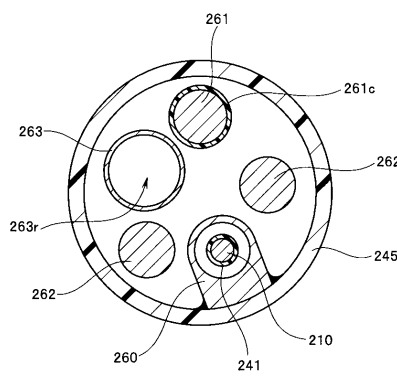
【図 38】



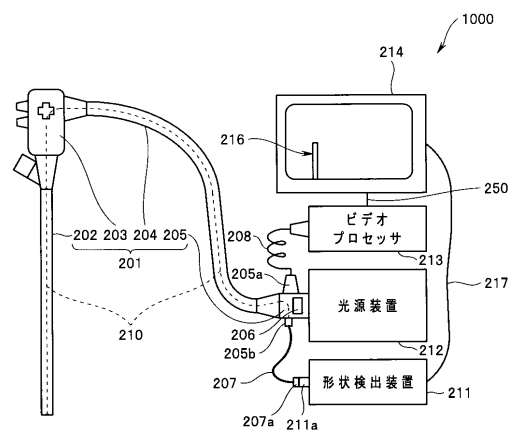
【図 39】



【図 40】



【図 41】



【 図 4 4 】

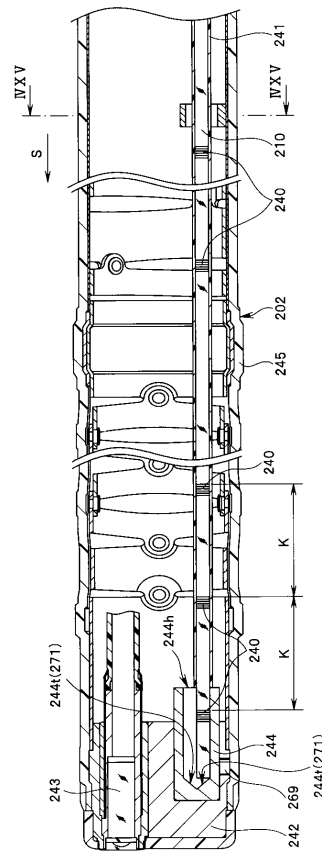
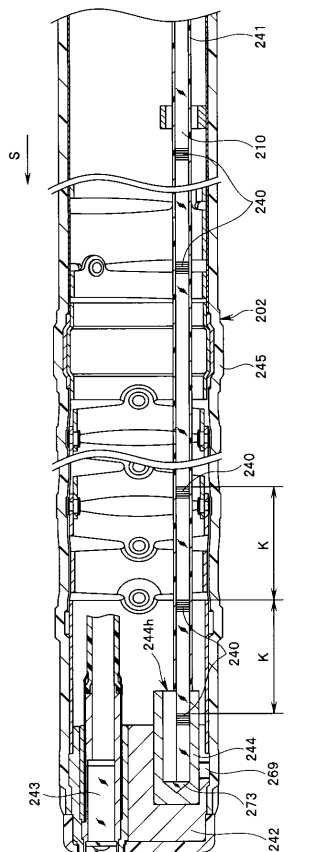
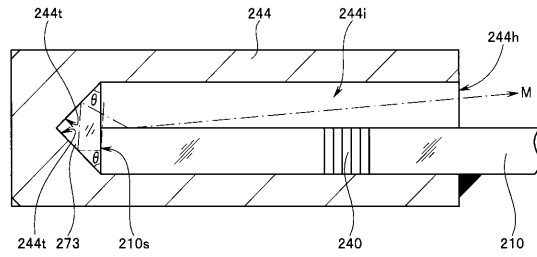


Figure 1 is a block diagram of a laser-based measurement system. The system includes an internal camera (201) connected to a beam splitter (207). The beam splitter (207) is connected to a beam splitter (223) and a beam splitter (211a). The beam splitter (223) is connected to a tunable laser (221) and a detector (222). The beam splitter (211a) is connected to a control circuit (230). The control circuit (230) includes a data processing circuit (231), a data output circuit (234), a variable correction circuit (233), a shape calculation circuit (232), and a display circuit (235). The system is powered by a power source (220).

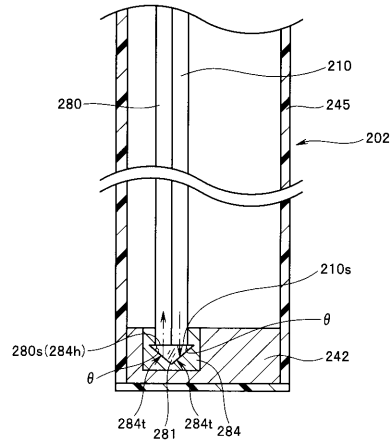
【圖 47】



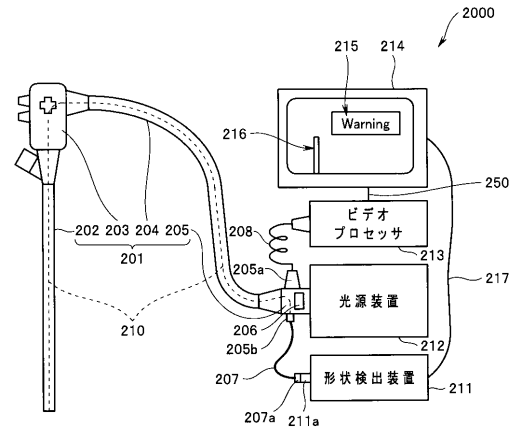
【図 48】



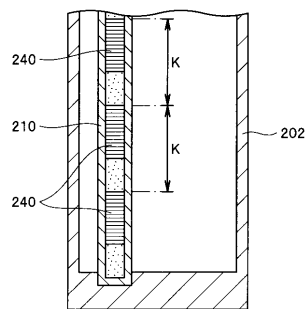
【図 49】



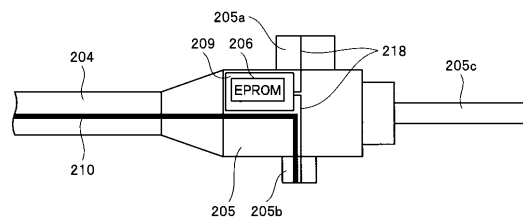
【図 50】



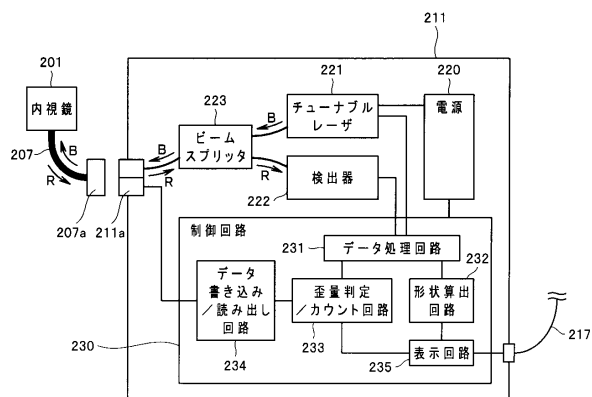
【図 51】



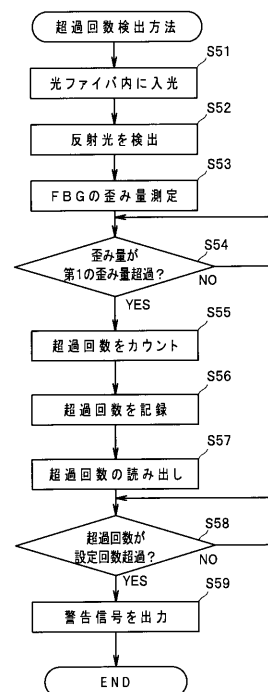
【図 52】



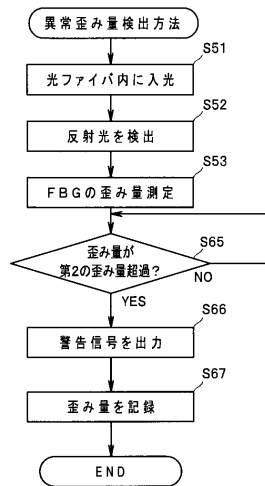
【図 53】



【図 54】



【図 55】



フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 特願2008-277090(P2008-277090)
(32)優先日 平成20年10月28日(2008.10.28)
(33)優先権主張国 日本国(JP)
(31)優先権主張番号 特願2008-277091(P2008-277091)
(32)優先日 平成20年10月28日(2008.10.28)
(33)優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

- (72)発明者 長谷川 潤
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72)発明者 福地 正巳
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72)発明者 平川 克己
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2001-169998(JP,A)
特開2001-046319(JP,A)
特開2004-000551(JP,A)
特開2004-251779(JP,A)
米国特許出願公開第2006/0045408(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP4759654B2	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	JP2010529028	申请日	2009-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	小野田文幸 牛房浩行 織田朋彦 長谷川潤 福地正巳 平川克己		
发明人	小野田 文幸 牛房 浩行 織田 朋彦 長谷川 潤 福地 正巳 平川 克己		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0051 A61B1/31 A61B5/06 A61B5/065 A61B2034/2061 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.A		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2008277086 2008-10-28 JP 2008277087 2008-10-28 JP 2008277089 2008-10-28 JP 2008277090 2008-10-28 JP 2008277091 2008-10-28 JP		
其他公开文献	JPWO2010050526A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

基于插入到对象11内部的插入单元12中设置的FBG传感器单元3的检测结果，并且设置有用于检测插入单元12的变形的多个FBG传感器单元3A，预定的坐标计算单元9C，其计算在原点是位置的第一三维坐标系中的每个FBG传感器单元3的第一三维坐标，以及每个FBG传感器单元3的第一三维坐标基于用于设置第二三维坐标系的坐标系设置单元9D，以及由坐标系设置单元9D设置的第二三维坐标的每个FBG传感器单元3的第一三维坐标。用于转换为坐标系中的第二三维坐标的坐标转换单元9E;以及用于基于由坐标转换单元9E转换的第二三维坐标计算插入单元12的的形状的形状计算装置9F。一。

