

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5244541号  
(P5244541)

(45) 発行日 平成25年7月24日(2013.7.24)

(24) 登録日 平成25年4月12日(2013.4.12)

(51) Int.Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 2 0 Z
<b>G 0 1 B</b>	<b>9/02</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 1 B	9/02	
<b>G 0 1 B</b>	<b>11/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 1 B	11/24	D

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-277088 (P2008-277088)  
 (22) 出願日 平成20年10月28日(2008.10.28)  
 (65) 公開番号 特開2010-104427 (P2010-104427A)  
 (43) 公開日 平成22年5月13日(2010.5.13)  
 審査請求日 平成23年3月24日(2011.3.24)

(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4番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (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  
 審査官 安田 明央

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】

被検体に挿入する挿入体に配設される、複数のファイバブラッググレーティングセンサ部が形成された3本以上の光ファイバセンサが、その端部が折り返し部を介して互いに接続された1本の光ファイバセンサと、

前記光ファイバセンサに広帯域光を供給する光源と、

干渉光を形成するための反射手段と、

前記光源から供給される広帯域光を、同時に、3本以上の前記光ファイバセンサと前記反射手段とに導光する光分割手段と、前記光ファイバセンサからの反射光と前記反射手段からの反射光とから干渉光を生成する干渉手段と、を構成する光学部品と、

前記干渉手段からの干渉光を検出する検出手段と、

前記検出手段の検出結果に基づき、前記挿入体の形状を算出する形状算出部と、を有することを特徴とする医療機器。

【請求項2】

複数のファイバブラッググレーティングセンサ部が形成された光ファイバセンサと、前記光ファイバセンサを3本以上設け被検体に挿入するための挿入体を具備する医療器具と、

前記3本以上の光ファイバセンサが、

広帯域光を供給する光源と、

前記3本以上のそれぞれの光ファイバセンサに対応した、それぞれの干渉光を形成する

ための 3 個以上のそれぞれの反射手段と、

前記光源から供給される広帯域光を、同時に、前記 3 本以上の光ファイバセンサと前記 3 個以上の反射手段とに導光する光分割手段と、

前記 3 本以上のそれぞれの前記光ファイバセンサからの反射光と、前記 3 個以上のそれぞれの反射手段からの反射光とから、それぞれの干渉光を生成する 3 個以上の干渉手段と

、前記 3 個以上の干渉手段からの干渉光を検出する検出手段と、

前記検出手段の検出結果に基づき、前記挿入体の形状を算出する形状算出部と、を有し、

それぞれの前記ファイバブラッググレーティングセンサ部からそれぞれの前記干渉手段までの距離と、それぞれの前記反射手段からそれぞれの前記干渉手段までの距離との距離差が互いに異なることを特徴とする医療機器。

【請求項 3】

2 本以上の前記光ファイバセンサが、前記干渉手段に最も近接した前記ファイバブラッググレーティングセンサ部から前記干渉手段までの間に、光路延長手段を有することを特徴とする請求項 2 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記 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状態で、前記挿入体に配設されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記挿入体が、内視鏡システムの挿入部であ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 項に記載の医療機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光ファイバブラッググレーティングセンサ部が作成された光ファイバセンサを有する被検体に挿入する挿入体の形状を測定する医療機器に関し、特に 3 本以上の光ファイバセンサを有し、挿入体の 3 次元形状を測定する医療機器に関する。

【背景技術】

【0002】

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。そして、FBG 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、FBG センサは、温度計測、または歪計測等に利用されている。

【0003】

同じブラッグ波長を有する複数の FBG センサ部を 1 本の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 (OFDR: Optical Frequency Domain Reflectometry) 方式を適用し、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 FBG 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、OFDR 方式を用いたファイバセンサは、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。

【0004】

さらに、特表 2003 - 515104 号公報および特開 2004 - 251779 号公報には、3 次元形状を測定する光ファイバセンサを用いた形状測定装置が開示されている。3 次元形状を計測する形状測定装置の場合には、それぞれの測定箇所 of 3 次元方向の変形を測定するためにはそれぞれの測定箇所に最低 3 個の FBG センサ部を配設する必要があ

10

20

30

40

50

り、3本以上の光ファイバセンサが用いられている。そして、光スイッチ等により計測する光ファイバセンサを順に切り替えることで3本以上の光ファイバセンサの計測を行っていた。

【特許文献1】特表2003-515104号公報

【特許文献2】特開2004-251779号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記目的を達成すべく、本発明の医療機器は、被検体に挿入する挿入体に配設される、複数のファイバブラッググレーティングセンサ部が形成された3本以上の光ファイバセンサが、その端部が折り返し部を介して互いに接続された1本の光ファイバセンサと、前記光ファイバセンサに広帯域光を供給する光源と、干渉光を形成するための反射手段と、前記光源から供給される広帯域光を、同時に、3本以上の前記光ファイバセンサと前記反射手段とに導光する光分割手段と、前記光ファイバセンサからの反射光と前記反射手段からの反射光とから干渉光を生成する干渉手段と、を構成する光学部品と、前記干渉手段からの干渉光を検出する検出手段と、前記検出手段の検出結果に基づき、前記挿入体の形状を算出する形状算出部と、を有する。

10

【0006】

本発明の医療機器は、挿入体の3次元形状を高速で測定することができる。

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

上記目的を達成すべく、本発明の医療機器は、被検体に挿入する挿入体に配設される、複数のファイバブラッググレーティングセンサ部が形成された3本以上の光ファイバセンサと、と、前記光ファイバセンサに広帯域光を供給する光源と、干渉光を形成するための反射手段と、前記光源から供給される広帯域光を、同時に、3本以上の前記光ファイバセンサと前記反射手段とに導光する光分割手段と、前記光ファイバセンサからの反射光と前記反射手段からの反射光とから干渉光を生成する干渉手段と、前記干渉手段からの干渉光を検出する検出手段と、前記検出手段の検出結果に基づき、前記挿入体の形状を算出する形状算出部と、を有する。

【発明の効果】

30

【0008】

本発明は、挿入体の3次元形状を高速で測定することができる医療機器を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

<第1の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第1の実施の形態の医療機器1について説明する。

図1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説明図であり、図2は、本実施の形態の医療機器の説明図であり、図3は本実施の形態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IIIB-IIIB線の断面図である。図4は本実施の形態の医療機器の構成図であり、図5および図6は本実施の形態の医療機器のFBGセンサ部の構造を説明するための構造図である。

40

【0010】

図1に示した第1の実施の形態の医療機器1は、内視鏡システム10の内視鏡の挿入部12の形状を測定するためのものである。内視鏡システム10は、被検者11の内部に挿入し観察または処置を行う医療器具である細長い挿入体である内視鏡の挿入部12と、挿入部12を操作するための操作部13と、内視鏡システム10全体の制御および画像処理等を行う本体部15と、内視鏡画像等を表示するモニタ14とを有している。医療機器1の光ファイバセンサ2は、挿入部12の内部を挿通するチャンネルの操作部13側の開口である処置具孔から、チャンネル12A(不図示)内に挿通され挿入部12と同じ形状に

50

変形するように配設されている。医療機器 1 の表示手段は内視鏡システム 10 のモニタ 14 が兼用しており、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 12 の形状を表示できる。なお、光ファイバセンサ 2 はチャンネル 12 A に挿入するのではなく、挿入部 12 に組み込まれていてもよい。

【0011】

図 2 および図 3 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 15 内に配設された波長を連続的に変化させ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ブラ 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ブラ 7 により構成されている

10

また、医療機器 1 は、カブラ 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。

【0012】

そして、図 3 に示すように、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であり、可撓性を有している。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 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 12 の部分の 3 軸方向の変位を計測することができる。

20

【0013】

そして、図 4 および図 5 に示すように、本実施の形態の医療機器 1 の光ファイバセンサ 2 は、3 本の光ファイバセンサ 2 A、2 B、2 C の端部が折り返し部 4 A 1 および 4 A 2 を介して、互いに接続され、見かけ上 1 本の長い光ファイバセンサを構成している。光速は極めて高速であるため、医療機器 1 においては、光源 6 からの光は 3 本の光ファイバセンサ 2 A ~ 2 C に同時に導光され、かつ、3 本の光ファイバセンサ 2 A ~ 2 C からの反射光は検出部 8 に同時に導光される。

30

【0014】

最初に、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 mm）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。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。

40

【0015】

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  $B$  の光のみを反射する。

$$B = 2 \times n \times d$$

ここで、 $n$  はコア部 4 A の屈折率である。

【0016】

例えば、コア部 4 A の屈折率  $n$  が 1.45、ブラッグ波長  $B$  が 1550 nm の場合に

50

は、回折格子の間隔  $d$  は  $0.53 \mu\text{m}$  程度になる。

【0017】

図7は、FBGセンサ部の作用を説明するための説明図であり、図7(A)は入射光の波長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、図7(B)はFBGセンサ部3により反射された反射光の波長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  $B$  の光である。図7(C)はFBGセンサ部3を通過した入射光の波長に対する光の強度を示した図であり、透過光にはFBGセンサ部3で反射したブラッグ波長  $B$  成分が含まれていない。

【0018】

そして、上記の式から明らかなように、FBG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  $B$  は長波長側に移動する。逆に、FBG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  $B$  は短波長側に移動する。このため、FBG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、本実施の形態では、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。

10

【0019】

次に、光周波数領域リフレクトメトリ多重(OFDR)方式による、接続された3本の光ファイバセンサ2A~2Cの検出方法について説明する。最初に、図5を用いて各FBGセンサ部3の配置について説明する。図5に示すように光ファイバセンサ2Aに作成された  $n$  個のFBGセンサ部3A1を、カプラ7側から、3A11、3A12、、、3A1

20

【0020】

そして、光ファイバセンサ2Aと、長さ  $L_{K1}$  の折り返し部4A1により接続された光ファイバセンサ2Bの  $n$  個のFBGセンサ部3A2を、カプラ7側から、3A21、3A22、、、3A2  $n$  とすると、光源6からFBGセンサ部3A2までの距離と光源6から反射器5までの距離との差、 $L_{21}$ 、 $L_{22}$ 、、、 $L_{2n}$  は、以下のように算出される。

【0021】

$$L_{21} = L_K + L_{K1} + L_K - L_{11}$$

$$L_{22} = L_K + L_{K1} + L_K - L_{12}$$

...

$$L_{2n} = L_K + L_{K1} + L_K - L_{1n}$$

なお、 $L_K$  は光源6から光ファイバセンサ2Aの終端までの距離と光源6から反射器5までの距離との差である。

30

【0022】

さらに、光ファイバセンサ2Bと、長さ  $L_{K2}$  の折り返し部4A2により接続された光ファイバセンサ2Cの  $n$  個のFBGセンサ部3A3を、カプラ7側から、3A31、3A32、、、3A3  $n$  とすると、光源6からFBGセンサ部3A3までの距離と光源6から反射器5までの距離との差、 $L_{31}$ 、 $L_{32}$ 、、、 $L_{3n}$  は、以下のように算出される。

【0023】

$$L_{31} = L_K + L_{K1} + L_K + L_{K2} + L_{11}$$

$$L_{32} = L_K + L_{K1} + L_K + L_{K2} + L_{12}$$

...

$$L_{3n} = L_K + L_{K1} + L_K + L_{K2} + L_{1n}$$

以上のように、本実施の形態の光ファイバセンサ2では、 $3n$  個のそれぞれのFBGセンサ部3からカプラ7までの距離と、カプラ7から反射器5までの距離との距離差が互いに異なり、かつ、距離差は既知である。

40

【0024】

ここで、図8は、光周波数領域リフレクトメトリ多重方式のFBGセンサ部における変位検出を説明するための図である。すでに説明したように、FBGセンサ部3の反射光は

50

、特定波長であるブラッグ波長  $\lambda_B$  の光のみを強く反射するため、光源 6 の光波数  $k$  とその反射光強度  $R_{FBG}$  の関係は、図 8 (A) に示す形となる。また、ピークを示す光波数  $k$  は、FBG センサ部 3 のひずみの大きさに依存して変化する。ここで、光波数  $k$  と波長は以下の関係を有する。

$$k = 2 / \lambda_B$$

そして、FBG センサ部 3 の反射光と反射器 5 からの反射光とは、光路差  $2 L_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ) を有する。光路差を有する 2 つの反射光は干渉を起こし、干渉光強度の直流成分を除いた変動成分は、光波数  $k$  に依存して、図 8 (B) に示す形であり、以下のように表される。

$$D_{ITF} = A \cos(2 n L_i k)$$

ここで、 $n$  は光ファイバの屈折率を表す。前述した 2 つの作用により、検出部 8 で検出される光強度  $D_{DTC}$  は、図 8 (C) に示すように、光波数  $k$  に対してある周期とピークを持った形で変化する。つまり、次式のような形で表される。

$$D_{DTC} = R_{FBG}(k) \cos(2 n L_i k)$$

ここで、 $R_{FBG}(k)$  は FBG センサ部 3 の反射特性を表す光波数(波長)の関数である。この検出部 8 で検出される信号の周期から光路差  $L_i$ 、つまり FBG センサ部 3 の位置を、また、ピークを示す光波数  $k$  から変形量を計測することが可能となる。実際には検出部 8 で検出された信号を周波数解析し、変形が発生しないときの周波数解析の結果と比較することにより FBG センサ部 3 の位置と変形量とを周波数差から算出する。FBG センサ部 3 全体としては、光路差  $L_i$ 、つまり周期が異なる波形の和として光強度が観測されることとなる。

【0025】

すでに説明したように、医療機器 1 では、 $3n$  個のそれぞれの FBG センサ部 3 のケーブル 7 までの距離と、ケーブル 7 から反射器 5 までの距離との距離差が互いに異なり、かつ、距離差は既知である。このため、 $3n$  個のそれぞれの FBG センサ部 3 の変形量を計測することができる。

【0026】

次に、図 9 および図 10 を用いて、光ファイバセンサ 2 の 3 次元形状の算出方法について説明する。図 9 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 FBG 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 FBG 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配設されている。

【0027】

医療機器 1 では、例えば、光ファイバセンサ 2 の先端(終端)に最も近接した位置に形成された 3 つの FBG センサ部 3 A<sub>1n</sub>、3 A<sub>2n</sub>、3 A<sub>3n</sub> の中心位置を基準の原点とした XYZ<sub>n</sub> 座標系を設定し、FBG センサ部 3 A<sub>1n</sub>、3 A<sub>2n</sub>、3 A<sub>3n</sub> の変形量から隣の 3 つの FBG センサ部 3 A<sub>1n-1</sub>、3 A<sub>2n-1</sub>、3 A<sub>3n-1</sub> の中心位置( $x_n$ 、 $y_n$ 、 $z_n$ )と向き( $v_{x_n}$ 、 $v_{y_n}$ 、 $v_{z_n}$ )とを算出部 9 A が算出する。

【0028】

算出部 9 A は、さらに、算出された中心位置と向きとから 3 つの FBG センサ部 3 A<sub>1n-1</sub>、3 A<sub>2n-1</sub>、3 A<sub>3n-1</sub> の中心位置を基準の原点とした座標系 XYZ<sub>n-1</sub> への変換マトリックス T を、以下の(式 1)を用いて算出する。

【0029】

(式 1)

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

10

ただし、 $r_{ij}$  ( $i = 1, 2, 3$  ;  $j = 1, 2, 3$ ) は座標系  $XYZ_n$  から座標系  $XYZ_{n-1}$  への回転 (座標系  $XYZ_n$  の Z 軸と向き ( $v_{x_n}, v_{y_n}, v_{z_n}$ ) から回転行列を算出)、 $t_x, t_y, t_z$  は平行移動 (位置 ( $x_n, y_n, z_n$ ) と同じ) を表す。

## 【0030】

同様に、設定された座標系  $XYZ_{n-1}$  の隣に存在する 3 つの FBG センサ部 3A1<sub>n-2</sub>、3A2<sub>n-2</sub>、3A3<sub>n-2</sub> の中心位置 ( $x_{n-1}, y_{n-1}, z_{n-1}$ ) と向き ( $v_{x_{n-1}}, v_{y_{n-1}}, v_{z_{n-1}}$ ) とを算出部 9A が算出し、変換マトリックス T を算出する。算出部 9A は同様の処理を繰り返し、最終的には、カブラ 7 に最も近接した 3 つの FBG センサ部 3A1<sub>1</sub>、3A2<sub>1</sub>、3A3<sub>1</sub> の中心位置 ( $x_2, y_2, z_2$ ) と向き ( $v_{x_2}, v_{y_2}, v_{z_2}$ ) と変換マトリックス T を求める。

20

## 【0031】

そして、算出部 9A は変換マトリックスを用いて、各 3 つの FBG センサ部 3 の中心位置を、座標系  $XYZ_n$  に変換する。例えば、3 つの FBG センサ部 3A1<sub>i</sub>、3A2<sub>i</sub>、3A3<sub>i</sub> の中心位置を基準とした座標系で 3 つの FBG センサ部 3A1<sub>i-1</sub>、3A2<sub>i-1</sub>、3A3<sub>i-1</sub> の中心位置 ( $x_{i-1}, y_{i-1}, z_{i-1}$ ) と向き ( $v_{x_{i-1}}, v_{y_{i-1}}, v_{z_{i-1}}$ ) が算出された場合、 $XYZ_n$  座標系での位置は以下の (式 2) により算出される。

## 【0032】

(式 2)

30

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

40

算出部 9A は同様に全ての位置の 3 つの FBG センサ部 3 の中心位置を  $XYZ_n$  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 が配設された挿入部 12 の 3 次元形状を算出し、モニタ 14 に表示する。術者はモニタ 14 に表示された内視鏡画像と同じ画面上に表示された挿入部 12 の形状を確認しながら処置を行うことができる。

## 【0033】

そして、医療機器 1 においては光源 6 から供給された広帯域光は、同時に、光ファイバセンサ 2A ~ 2C に導光され、かつ、光ファイバセンサ 2A ~ 2C からの反射光は検出部 8 に同時に導光される。すなわち、光スイッチによる切り替え動作等の可動部動作がなく

50

、かつ波長可変型光源の走査を光ファイバセンサの本数分だけ行う必要もない。このため、医療機器 1 は挿入部 1 2 の 3 次元形状を高速で測定することができる。

【 0 0 3 4 】

なお、光ファイバセンサ 2 A ~ 2 C の端部を互いに接続するための折り返し部 4 A 1、4 A 2 としては図 4 に示した形態だけでなく、図 1 1 に示した形態の折り返し部 4 A 3、4 A 4 であってもよい。また、光ファイバセンサ 2 A ~ 2 C を折り返し部により接続し、機能上は 1 本の光ファイバセンサ 2 とするだけでなく、1 本の光ファイバセンサ 2 を折り返し部で曲げて、機能上、3 本の光ファイバセンサとして使用してもよい。

【 0 0 3 5 】

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 3 6 】

また、本実施の形態の形状測定装置 1 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を用いているが、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を用いてもよい。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て挿入部 1 2 長手方向に配設してもよい。

【 0 0 3 7 】

さらに、本実施の形態の形状測定装置 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 3 8 】

< 第 2 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 2 の実施の形態の医療機器 1 B について説明する。医療機器 1 B の構成および動作は、第 1 の実施の形態の医療機器 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。

図 1 2 は、本発明の第 2 の実施の形態の医療機器の構成を示す構成図であり、図 1 3 は、本発明の第 2 の実施の形態の医療機器の光源の出射光の帯域を示す図である。

【 0 0 3 9 】

図 1 2 に示すように、医療機器 1 B の光ファイバセンサ 2 D は、図 3 に示した医療機器 1 の光ファイバセンサ 2 と同様に、同じ位置に F B G センサ部 3 が作成された 3 本の光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G から構成されている。しかし、光ファイバセンサ 2 D では、それぞれの光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G に形成された F B G センサ部 3 A 1、3 A 2、3 A 3 の変形が発生していない場合の反射波長が互いに異なる。すなわち、光ファイバセンサ 2 E に形成された F B G センサ部 3 A 1 の反射波長を 1 とすると、光ファイバセンサ 2 F に形成された F B G センサ部 3 A 2 の反射波長は 2、光ファイバセンサ 2 G に形成された F B G センサ部 3 A 3 の反射波長は 3 である。そして、3 本の光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G の端部は接続されていない。すなわち、光ファイバセンサ 2 D は、3 本以上の光ファイバセンサが、それぞれ互いに異なる反射波長の F B G センサ部形成されたものである。

【 0 0 4 0 】

また、図 1 3 に示すように、医療機器 1 B の光源 6 B の出射光の帯域は、F B G センサ部 3 A 1 の変形が発生していない場合の反射波長 1 を中心とし、F B G センサ部 3 A 1 の変位により変化する波長範囲 1 の範囲と、F B G センサ部 3 A 2 の変形が発生していない場合の反射波長 2 を中心とし、F B G センサ部 3 A 2 の変位により変化する波長範囲 2 の範囲と、F B G センサ部 3 A 3 の変形が発生していない場合の反射波長 3 を中心とし、F B G センサ部 3 A 3 の変位により変化する波長範囲 3 の範囲とを包含する広帯域である。すなわち、光源 6 B は光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G の変形によ

10

20

30

40

50

り変位する波長範囲を全て含む広帯域光を供給する光源である。なお、図 1 3 に示すように、F B G センサ部 3 A 1、3 A 2、3 A 3 のそれぞれの反射光の変化する範囲、1、2、3、は互いに重複しないように設定されている。

#### 【 0 0 4 1 】

そして、図 1 2 に示すように、医療機器 1 B は、3 本の光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G に対応した、それぞれの干渉光を形成するための 3 個以上のそれぞれの反射手段である反射器 5 A、反射器 5 B、反射器 5 C を有している。また、医療機器 1 B は、光源 6 B からの光を分割し、3 本の光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G と 3 個の反射器 5 A、5 B、5 C とに同時に導光する光分割手段であるカプラ 7 D を有している。なお、カプラ 7 D により分割された光は、さらに、カプラ 7 A、7 B、7 C により、光ファイバセンサと反射器とに導光するため分割される。そして、医療機器 1 B は、3 本の光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G からの反射光と、3 個の反射器 5 A、5 B、5 C からの反射光とから、それぞれの干渉光を生成する 3 個のそれぞれの干渉手段であるカプラ 7 A、7 B、7 C と、カプラ 7 A、7 B、7 C からの干渉光を同時に検出する検出手段である検出部 8 に導光するカプラ 7 E とを有する。そして、それぞれの光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G の F B G センサ部 3 からそれぞれのカプラ 7 A、7 B、7 C までの距離と、それぞれの反射器 5 A、5 B、5 C からそれぞれのカプラ 7 A、7 B、7 C までの距離との距離差が互いに異なる。

#### 【 0 0 4 2 】

このため、医療機器 1 B では、光源 6 B が 1 回の波長可変走査を行うだけで、算出部 9 A は全ての F B G センサ部 3 の変形量（歪量）を算出し、光ファイバセンサ 2 D 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 1 2 の 3 次元形状を算出することができる。算出部 9 A は、それぞれの光ファイバセンサ 2 E、2 F、2 G に関する処理を同時に行っても良いし、図示しないメモリ等を用いて、順に時系列的に行ってもよい。

#### 【 0 0 4 3 】

以上のように、医療機器 1 B においては光源 6 B からの光は、同時に 3 本の光ファイバセンサ 2 E ~ 2 G に導光され、かつ、3 本の光ファイバセンサ 2 E ~ 2 G からの反射光は、同時に検出部 8 に導光される。すなわち、光スイッチによる切り替え動作がなく、かつ波長可変型光源の走査を光ファイバセンサの本数分だけ行う必要もない。このため、医療機器 1 B は挿入部 1 2 の 3 次元形状を高速で測定することができる。

#### 【 0 0 4 4 】

なお、本実施の形態の医療機器 1 B では、図 1 2 に示した 3 つのカプラ 7 A、カプラ 7 B、カプラ 7 C のそれぞれに検出部 8 A、8 B、8 C を接続し、それぞれの検出部 8 A、8 B、8 C が検出した電気信号を算出部 9 A に送り、形状測定を行う構成としてもよい。

#### 【 0 0 4 5 】

< 第 3 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 3 の実施の形態の医療機器 1 C について説明する。医療機器 1 C の構成および動作は、第 1 の実施の形態の医療機器 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。

図 1 4 は、本発明の第 3 の実施の形態の医療機器の構成を示す構成図である。

#### 【 0 0 4 6 】

図 1 4 に示す医療機器 1 C の光ファイバセンサ 2 H は、医療機器 1 と同様に同一のプラグ波長 B の F B G センサ部 3 が、間隔 s で、n 個形成された光ファイバセンサ 2 A、2 B、2 C から構成されている。そして、医療機器 1 C においては、光ファイバセンサ 2 B のカプラ 7 B 側に、光路延長部 4 B 2 が、光ファイバセンサ 2 C のカプラ 7 C 側に、光路延長部 4 B 3 が、配設されている。すなわち、医療機器 1 C では、2 本の光ファイバセンサ 2 B、2 C が、干渉手段であるカプラ 7 B、7 C に最も近接した F B G センサ部 3 A 2 1、3 A 3 1 からカプラ 7 B、7 C までの間に、光路延長手段である光路延長部 4 B 2、4 B 3 を有する。

#### 【 0 0 4 7 】

ここで、光路延長部 4 B 2 は、F B G センサ部 3 の間隔  $s$  の  $1/3$  の長さであり、光路延長部 4 B 3 は、F B G センサ部 3 の間隔  $s$  の  $2/3$  の長さである。

【0048】

医療機器 1 C においては、光ファイバセンサ 2 A に形成された F B G センサ部 3 A 1 と、光ファイバセンサ 2 B に形成された F B G センサ部 3 A 2 と、光ファイバセンサ 2 C に形成された F B G センサ部 3 A 3 とが、光ファイバセンサ 2 の軸方向の位置は同じだが、反射器 5 A、5 B、5 C との距離差が全て異なる。すなわち、それぞれの F B G センサ部 3 からそれぞれのカプラ 7 A、7 B、7 C までの距離と、それぞれの反射器 5 A、5 B、5 C からそれぞれのカプラ 7 A、7 B、7 C までの距離との距離差が互いに異なる。

【0049】

例えば、F B G センサ部 3 A 1 1 の反射器 5 A との距離差を  $L 1 1$  とすると、F B G センサ部 3 A 2 1 の反射器 5 B との距離差は、 $L 1 1 + (s \times 1/3)$  であり、F B G センサ部 3 A 3 1 の反射器 5 C との距離差は、 $L 1 1 + (s \times 2/3)$  となる。

【0050】

すなわち、医療機器 1 C においては、3 本の光ファイバセンサ 2 A、2 B、2 C を用い、2 本の光ファイバセンサ 2 B、2 C の光路延長部 4 B 2、4 B 3 の光路長が、F B G センサ部 3 の間隔  $s$  の  $1/3$  または  $2/3$  である。

【0051】

このため、検出部 8 は、3 本の光ファイバセンサ 2 A、2 B、2 C に形成された全ての  $3n$  個の F B G センサ部 3 の変位を分離して検出することができる。

【0052】

以上のように、医療機器 1 C においては光源 6 からの光は同時に光ファイバセンサ 2 A ~ 2 C に導光され、かつ、光ファイバセンサ 2 A ~ 2 C からの反射光は同時に検出部 8 に導光される。すなわち、光スイッチによる切り替え動作がなく、かつ波長可変型光源の走査を光ファイバセンサの本数分だけ行う必要もない。このため、医療機器 1 C は挿入部 1 2 の 3 次元形状を高速で測定することができる。

【0053】

なお、光路延長部としては、光ファイバの実際の長さを長くしてもよいし、プリズム等の光学部品を用いて延長してもよい。なお、 $n$  本の光ファイバセンサを用いる場合には、 $(n - 1)$  本の光ファイバセンサに、 $s \times (1/n)$  の倍数の光路延長部を設ければよい。

【0054】

本発明は、上述した実施の形態および変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0055】

【図 1】第 1 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説明図である。

【図 2】第 1 の実施の形態の医療機器の説明図である。

【図 3】第 1 の実施の形態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る。

【図 4】第 1 の実施の形態の医療機器の光ファイバセンサの構造図である。

【図 5】第 1 の実施の形態の医療機器の構成図である。

【図 6】F B G センサ部の構造を説明するための構造図である。

【図 7】F B G センサ部の作用を説明するための説明図である。

【図 8】光周波数領域リフレクトメトリ多重方式の F B G センサ部における変位検出を説明するための図である。

【図 9】光ファイバセンサの 3 次元形状の算出方法について説明するための図である。

【図 10】光ファイバセンサの 3 次元形状の算出方法のときの座標変換について説明するための図である。

【図 11】第 1 の実施の形態の医療機器の光ファイバセンサの構造図の一例である。

10

20

30

40

50

【図 1 2】第 2 の実施の形態の医療機器の構成図である。

【図 1 3】第 2 の実施の形態の医療機器の光源の出射光の帯域を示す図である。

【図 1 4】第 3 の実施の形態の医療機器の構成図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 6 】

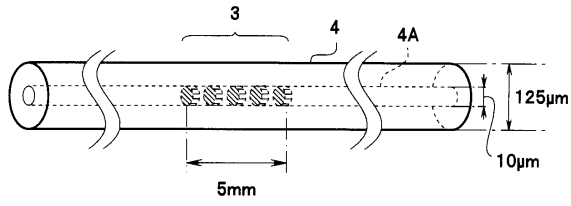
- 1、1 B、1 C ... 医療機器
- 2 ~ 2 H ... 光ファイバセンサ
- 2 M ... 金属ワイヤ
- 2 P ... 樹脂
- 3 ... F B G センサ部
- 4 ... 光ファイバ
- 4 A ... コア部
- 4 B 2、4 B 3 ... 光路延長部
- 5 ~ 5 C ... 反射器
- 6、6 B ... 光源
- 7 ~ 7 E ... カプラ
- 8、8 A ... 検出部
- 9 A ... 算出部
- 9 B ... 制御部
- 1 0 ... 内視鏡システム
- 1 1 ... 被検者
- 1 2 ... 挿入部
- 1 2 A ... チャンネル
- 1 3 ... 操作部
- 1 4 ... モニタ
- 1 5 ... 本体部

10

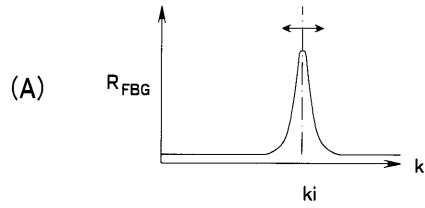
20



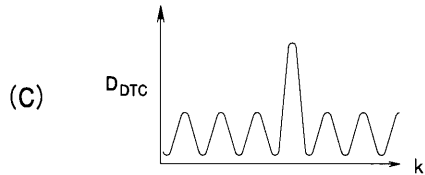
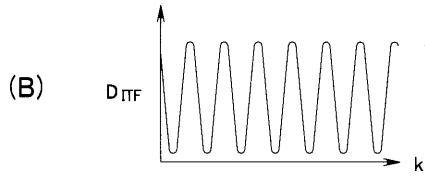
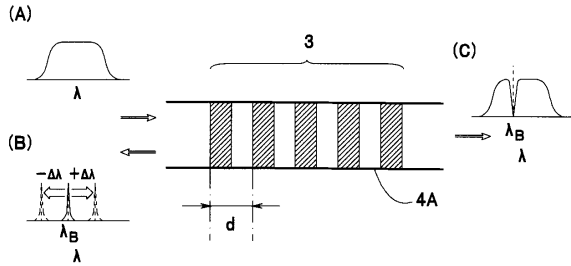
【 図 6 】



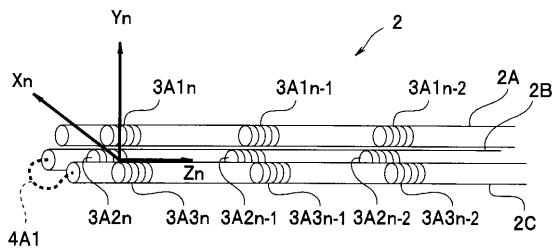
【 図 8 】



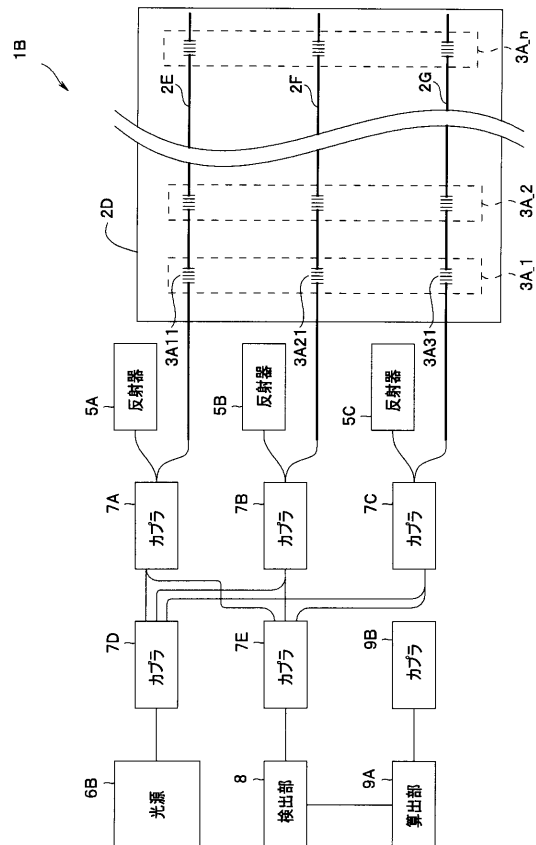
【 図 7 】



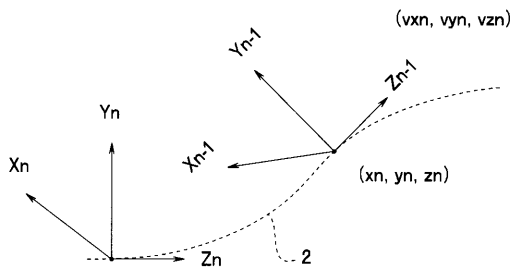
【 図 9 】



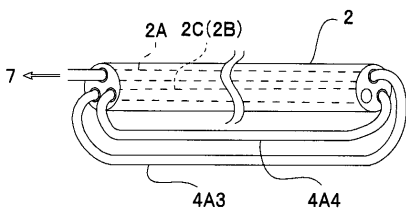
【 図 1 2 】



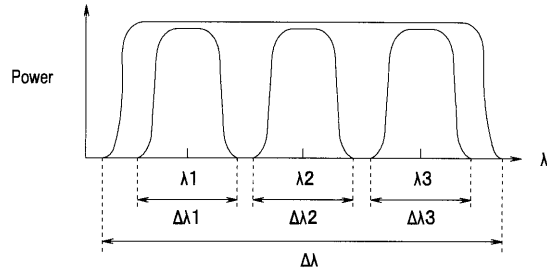
【 図 1 0 】



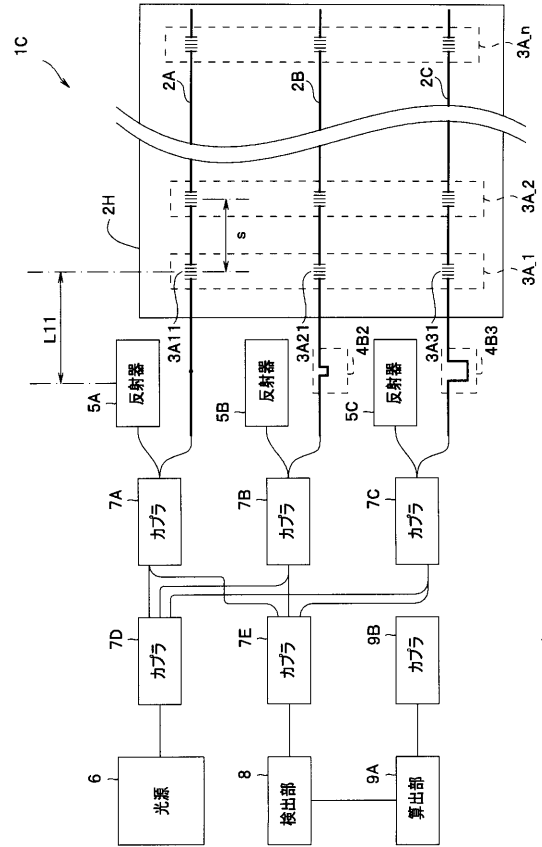
【 図 1 1 】



【図13】



【図14】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-251779(JP,A)  
特開2004-205368(JP,A)  
特開平11-295153(JP,A)  
特開2000-221085(JP,A)  
特開2002-310729(JP,A)  
特表2003-515104(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5244541B2</a>	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	JP2008277088	申请日	2008-10-28
[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	長谷川潤		
发明人	長谷川 潤		
IPC分类号	A61B1/00 G01B9/02 G01B11/24		
FI分类号	A61B1/00.320.Z G01B9/02 G01B11/24.D A61B1/00.552 A61B1/01		
F-TERM分类号	2F064/AA09 2F064/EE01 2F064/GG02 2F064/GG17 2F064/GG24 2F064/JJ04 2F065/AA52 2F065/AA53 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/CC23 2F065/FF52 2F065/LL02 2F065/UU07 4C061/FF46 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C161/FF46 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2010104427A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供高速测量内窥镜系统10的插入部分12的三维形状的医疗设备1。  
 ZOLUTION：医疗设备包括：至少三个光纤传感器2，设置在插入部分12中以插入对象11并具有多个光纤布拉格光栅（FBG）传感器3；光源6，用于将宽带光馈送到光纤传感器2；反射器5，用于形成干涉光；耦合器7，用于将从光源6馈送的宽带光同时引导到至少三个光纤传感器2和反射器5；耦合器7根据来自光纤传感器2的反射光和来自反射器5的反射光产生干涉光；检测部分8检测来自耦合器7的干涉光；计算部分9A用于根据检测部分8的检测结果计算插入部分12的形状

$$\begin{pmatrix} X_{i-1}^w \\ Y_{i-1}^w \\ Z_{i-1}^w \\ 1 \end{pmatrix} = T_n^{n-1} T_{n-1}^{n-2} \cdots T_{i+1}^i \begin{pmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{pmatrix}$$