

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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、
 所定間隔の波長の光を段階的に切り替えて出力する光源と、
 前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給手段と、
 前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成手段と、

前記光ファイバセンサからの反射光と前記参照光形成手段からの参照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、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出する算出部と、を有することを特徴とする光センシングシステム。

10

【請求項 2】

前記光供給手段は、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給するとともに前記参照光形成手段に供給する光分割手段であり、

前記参照光形成手段は、前記光分割手段からの光を参照光として干渉手段に反射させる反射手段を有することを特徴とする請求項1に記載の光センシングシステム。

【請求項 3】

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スペクトルの半値全幅が、前記所定間隔の2倍以上であることを特徴とする請求項1に記載の光センシングシステム。

20

【請求項 4】

前記光源が広帯域波長可変レーザ光源であることを特徴とする請求項1に記載の光センシングシステム。

【請求項 5】

前記光源が出力する前記光を、前記所定間隔の中でさらに間隔の狭い第2の所定間隔の波長の光に変調し段階的に、前記光供給手段に出力する波長変調手段を有することを特徴とする請求項1に記載の光センシングシステム。

【請求項 6】

前記波長変調手段が位相変調器または音響光学素子であることを特徴とする請求項5に記載の光センシングシステム。

30

【請求項 7】

前記第2の所定間隔が0.04nm未満10pm以上であることを特徴とする請求項5に記載の光センシングシステム。

【請求項 8】

3本以上の前記光ファイバセンサを有し、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ことを特徴とする請求項1に記載の光センシングシステム。

【請求項 9】

前記光ファイバセンサは内視鏡システムの挿入部に配設され、

前記算出部は前記挿入部の3次元形状を測定することを特徴とする請求項8に記載の光センシングシステム。

40

【請求項 10】

内視鏡の挿入部に配設された、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、

所定間隔の波長の光を段階的に切り替えて出力する光源と、

前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給手段と、

前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成手段と、

前記光ファイバセンサからの反射光と前記参照光形成手段からの参照光とから干渉光を

50

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、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出し、前記挿入部の形状を算出する算出手段と、を有する光センシングシステムを具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記光供給手段は、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給するとともに前記参照光形成手段に供給する光分割手段であり、

前記参照光形成手段は、前記光分割手段からの光を参照光として干渉手段に反射させる反射手段を有することを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 1 2】

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スペクトルの半値全幅が、前記所定間隔の 2 倍以上であることを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記光源が出力する前記光を、前記所定間隔の中でさらに間隔の狭い第 2 の所定間隔の波長の光に変調し段階的に、前記光供給手段に出力する波長変調手段を有することを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記第 2 の所定間隔が 0.04 nm 未満 10 pm 以上であることを特徴とする請求項 1 3 に記載の内視鏡システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、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光センシングシステムおよび前記光センシングシステムを具備する内視鏡システムに関し、特に光周波数領域リフレクトメトリ多重方式を用いた光センシングシステムおよび前記光センシングシステムを具備する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

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。この所定波長を、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。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。

30

【0003】

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(Optical Frequency Domain Reflectometry、以下「OFDR」という。)方式を適用する場合には、同じブラッグ波長の複数のFBGセンサ部を1本の光ファイバに作成する。そして全反射終端である反射器からの反射光を参照光として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。OFDR方式を用いたファイバセンサは航空機または建築物などの歪み測定センサとして利用されている。

40

【0004】

例えば、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の3次元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る、3本以上の光ファイバセンサが用いられている。

【0005】

50

OFDR方式の光センシングシステムは、それぞれが異なるブラッグ波長のFBGセンサ部を有する光ファイバセンサを用いる光センシングシステムと比べると、検出対象の歪が大きくとも、より多くのFBGセンサ部を1本の光ファイバに形成を行っても、計測可能である。このために少ない本数の光ファイバセンサでセンシングが可能であり、細径化が必要なシステムに好適に用いることができる。しかし公知のOFDR方式の光センシングシステムは光源として、出力する光の波長を連続的に変化することのできる連続波長掃引レーザ等が必要であった。しかし連続波長掃引レーザは高価であるため、公知のOFDR方式の光センシングシステムは高価である。すなわち公知の光センシングシステムでは細径化と低価格化との両立は容易ではなかった。

【0006】

本発明は細径化と低価格化との両立を実現した光センシングシステム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】

【0007】

上記目的を達成すべく、本発明の実施の形態の光センシングシステムは、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、所定間隔の波長の光を段階的に切り替えて出力する光源と、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給手段と、前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成手段と、前記光ファイバセンサからの反射光と前記参照光形成手段からの参照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複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出する算出部と、を有することを特徴とする。

【0008】

また、本発明の別の実施の形態の内視鏡システムは、内視鏡の挿入部に配設された、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、所定間隔の波長の光を段階的に切り替えて出力する光源と、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給手段と、前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成手段と、前記光ファイバセンサからの反射光と前記参照光形成手段からの参照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、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出し、前記挿入部の形状を算出する算出手段と、を有する光センシングシステムを具備することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】光ファイバセンサの構成を示す斜視断面模式図である。

【図2】OFDR方式の光センシングシステムを説明するための構成図である。

【図3A】OFDR方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図3B】OFDR方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図3C】OFDR方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図4】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5】第1の実施の形態の医療機器の説明図である。

【図6A】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長手方向の断面構成図である。

【図6B】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図6AのVIB-VIB線の断面図である。

10

20

30

40

50

【図 7】第 1 の実施の形態の医療機器の構成図である。

【図 8 A】第 1 の実施の形態の医療機器における信号処理を説明するための図である。

【図 8 B】第 1 の実施の形態の医療機器における信号処理を説明するための図である。

【図 8 C】第 1 の実施の形態の医療機器における信号処理を説明するための図である。

【図 9】連続波長掃引レーザの出力する光の周波数の時間に対する変化を示した説明図である。

【図 10】離散波長掃引レーザの出力する光の波長の時間に対する変化を示した説明図である。

【図 11 A】連続波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

10

【図 11 B】連続波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 11 C】連続波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 11 D】連続波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 12 A】離散波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 12 B】離散波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

20

【図 12 C】離散波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 12 D】離散波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 13】中心光波長の変化と時間との関係、および中心光周波数の変化と波長分解能との関係を説明するための図である。

【図 14 A】離散波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 14 B】離散波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

30

【図 15】離散波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 16】離散波長掃引レーザを用いた OFDR 方式の光センシングシステムにおける光の信号を説明するための図である。

【図 17】光センシングシステムの測定精度を説明するための説明図である。

【図 18】第 2 の実施の形態の医療機器の構成図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

< F B G センサについて >

最初に F B G センサについて簡単に説明する。図 1 に示すように、F B G センサ部 3 は、例えば直径 $125\ \mu\text{m}$ の光ファイバ 4 の所定の長さ ($5\ \text{mm}$) にわたって直径 $10\ \mu\text{m}$ のコア部 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ブしたコア部 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) を形成したものが F B G センサ部 3 である。なお、図 1 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

【0011】

そして、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。

50

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

ここで、 n はコア部4Aの屈折率である。

【0012】

例えば、コア部4Aの屈折率 n が1.45、ブラッグ波長 B が1550nmの場合には、回折格子の間隔 d は0.53 μ m程度になる。

【0013】

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、温度または歪量等を検出するセンサとして用いることができる。

10

【0014】

なお、FBGセンサ部3の反射光は、FBGセンサ部3の仕様により所定のバンド幅を持つ。反射光スペクトルの半値幅を F_{FBG} とする。時間領域での反射光の波形は、例えばガウス分布状である。

【0015】

次に、図2および図3A~図3Cを用いてOFDR方式による光ファイバセンサ2の検出原理について説明する。図2に示すように、光源6から出射された光は、カップラ7で分割され光ファイバセンサ2と反射器5とに供給される。反射器5は光ファイバセンサ2からの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成手段としての全反射終端であり、カップラ7は光供給手段であると同時に光ファイバセンサ2のFBGセンサ部3が反射した反射光と参照光とを干渉させる干渉手段でもある。

20

【0016】

そして光ファイバセンサ2は n 個のFBGセンサ部3A1~3Anを有し、光源6からFBGセンサ部3A1、3A2、、、3Anまでの距離と光源6から反射器5までの距離の差を、 L_1 、 L_2 、、、 L_n とする。なお、 L_n 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。光ファイバセンサ2では、 n 個のそれぞれのFBGセンサ部3からカップラ7までの距離と、カップラ7から反射器5までの距離との距離差が互いに異なる。

【0017】

すでに説明したように、FBGセンサ部3の反射光は、特定波長であるブラッグ波長 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3A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。

30

【0018】

なお、光の波長(λ)と、光の周波数(f)と、光波数(k)とは、いずれも光の属性を示すパラメータである。すなわち、 $k = 2\pi / \lambda$ 、 $\lambda = c / f$ (c :光速)、である。

【0019】

そして、FBGセンサ部3からの反射光と反射器5からの反射光である参照光とは、光路差 $2L_i$ ($i = 1, 2, \dots, n$)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3Bに示す形であり、以下のように表される。

40

$$D_{ITC} = A \cos(2nL_ik)$$

ここで、 n は光ファイバの屈折率を表す。前述した作用により干渉光の強度 D_{ITC} は、図3C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。

$$D_{ITC} = R_{FBG}(k) \cos(2nL_ik)$$

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。この干渉信号の周期から光路差 L_i ($i=1, \dots, n$)、つまりFBGセンサ部3の位置を

50

、また、ピークを示す光波数 k から F B G センサ部 3 の変形量を計測することが可能となる。実際には後述するように干渉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 F B G センサ部 3 の位置と変形量とを周波数差から算出する。F B G センサ部 3 全体としては、光路差 L_i ($i=1, \dots, n$)、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。ここでは、1つの F B G 全体を1つのセンサとして説明したが、O F D R 方式では複数の F B G センサ部 3 A_i ($i=1, \dots, n$) の1つに注目して、その中の歪量および歪の発生位置を 1 mm 以下の位置精度で解析可能である。

【0020】

< 第1の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第1の実施の形態の光センシングシステムである医療機器1について説明する。

図4および図5に示すように第1の実施の形態の光センシングシステムである医療機器1は、内視鏡システム10の内視鏡の挿入部12の形状を測定することができる。内視鏡システム10は、被検者16の体内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12A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。

【0021】

そして図6Aおよび図6B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2A、2B、2Cが、金属ワイヤ2Mの周囲に樹脂2P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2A、2B、2C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次元空間での変位を計測することができる。

【0022】

図7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内に配設された所定間隔の波長の光を時系列的に段階的に切り替えて出力する光源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ップラ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ップラ7により構成されている。もちろん光分割手段と前記干渉手段とを別部材で構成しても良い。カップラ7と光ファイバセンサ2との間には切替スイッチ11が配設されており、3本の光ファイバセンサ2A、2B、2Cに順に光が供給される。切替スイッチ11は制御部9Bの制御により光源6の波長掃引とタイミングをあわせて光路を切り替える。言い換えれば制御部9Bは、光源6が1回波長掃引するごとに別の光ファイバセンサ2に光を供給するように切替スイッチ11を制御する。

【0023】

光源6としては、例えば広帯域波長可変レーザ光源である超周期構造回折格子レーザ(SSG-DBRレーザ: Super Structure Grating Distributed Bragg Reflector Laser)を用いることができる。より具体的には、例えば、1533.17~1574.13nmの帯域で0.1nmの波長ステップ(間隔): s 、 $10\mu s / step$ のチャンネルステップ速度で段階的に切り替えて出力する400チャンネルの光源6を用いることができる。離散波長掃引レーザである広帯域波長可変レーザは通信用途に量産されているため、

10

20

30

40

50

特殊用途である連続波長掃引レーザに比べて安価であり、例えば 1 / 10 の価格で入手可能である。

【0024】

そして、医療機器 1 は、カップラ 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 A/D 変換により生成したデジタル信号を使い各 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。

10

【0025】

次に、医療機器 1 において切替スイッチ 11 によって光ファイバセンサ 2 A に光が供給されている場合を例に O F D R 方式による検出方法について、さらに詳細に説明する。図 7 に示したように、光源 6 から出射された光はカップラ 7 で分岐される。分岐された光の一方は反射器 5 によって反射され再びカップラ 7 に戻ってくる。分岐された光の他の一方は切替スイッチ 11 を介して光ファイバセンサ 2 A の F B G センサ部 3 によって反射され再びカップラ 7 に戻ってくる。そして反射器 5 からの反射光 (以下、「レーザの反射光」ともいう。) と F B G センサ部 3 からの反射光 (以下、「F B G の反射光」ともいう。) とは干渉手段でもあるカップラ 7 において干渉光を形成し、検出部 8 で干渉信号として計測される。検出部 8 は受光器であり、干渉信号を計測する。

20

【0026】

そして、算出部 9 A は干渉信号を短時間フーリエ変換 (以下、「S T F T」という。) 処理することにより、距離情報と歪み情報と反射強度情報とからなる 3 次元の情報を得る。すなわち、図 8 A ~ 図 8 C に示すように、時間で変化する干渉信号 (図 8 A) の、ある時間窓幅 () の時間帯内の信号に着目して、干渉信号と時間窓とを乗算することにより干渉信号の一部を抽出する (図 8 B) 。そして抽出された干渉信号の一部を S T F T 処理することにより情報を抽出する。例えば、図 8 C は抽出された 3 次元の情報を 2 次元平面に表示した例であり、横軸を時間 t 、縦軸を S T F T 周波数 f とし、反射光強度 s_1 を色調で表示する。光源 6 からの光は波長掃引されているために図 8 C の横軸の時間 t は光の波長 λ に対応している。そして光路差が長くなるにつれて干渉信号の波長 λ は短くなるので、縦軸の S T F T 周波数 f は距離に対応している。

30

【0027】

次に、離散波長掃引レーザである S S G - D B R レーザを光源 6 として有する本実施の形態の医療機器 1 における波長分解能 () 、距離分解能 (L) について、連続波長掃引レーザを光源として有する場合と比較しながら説明する。

【0028】

図 9 は、出力する光の波長を連続的に変化することのできる連続波長掃引レーザの出力する光の周波数の時間に対する変化を示しており、図 10 は所定間隔 (s) の波長の光を段階的に切り替えて出力する S S G - D B R レーザの出力する光の波長の時間に対する変化を示している。

40

【0029】

図 9 に示すように、連続波長掃引レーザにおいてレーザの出力強度は以下の式で表現できる。

【0030】

$$f_{o.p.t} = f_0 + a t$$

ここで、 $f_{o.p.t}$ は連続波長掃引レーザの出力する光の周波数であり、 f_0 は時間 0 の時の周波数、 a は比例定数である。

【0031】

次に、図 11 A は図 9 に示した連続波長掃引レーザの出力する光の 1 周期分の周波数変化を示している。そして図 11 B に示すように、連続波長掃引レーザの出力光の光スペク

50

トルは矩形となる。このため図 1 1 C に示す干渉信号 (t) をフーリエ変換処理した干渉信号 () は、すでに説明したように図 1 1 D に示す単一の sinc 関数である。図 1 1 D の干渉信号 () のピーク位置の横軸は周波数、つまり距離情報を、縦軸の強度は反射光強度を示している。

【 0 0 3 2 】

これに対して、図 1 2 A は図 1 0 に示した離散波長掃引レーザの出力する光の 1 周期分の周波数変化を示している。そして図 1 2 B に示すように、離散波長掃引レーザの出力光の光スペクトルは多数のピークを有する楕形となる。このため図 1 2 C に示す干渉信号 (t) をフーリエ変換処理した干渉信号 () は図 1 2 D に示すように ($1/s$) の間隔で存在する複数の sinc 関数である。このため、離散波長掃引レーザを光源 6 として有する本実施の形態の医療機器 1 では、測定可能な長さ (測定範囲) が制限を受ける。これは離散フーリエ変換のエリアシングと同じ問題である。つまり、 sinc 関数の特に基本波同士が重ならない計測距離レンジ内で計測を行う必要がある。

10

【 0 0 3 3 】

以下、医療機器 1 において、算出部 9 A が各 F B G センサ部 3 の位置情報および波長情報、すなわち位置および変形量を算出するための条件について検討する。

【 0 0 3 4 】

まず、S T F T 処理における時間窓幅 ()、波長分解能 ()、距離分解能 (L) について説明する。図 1 3 に示すように、中心光周波数 (f_{opt}) の変化 f_{opt} と時間との関係、および中心光周波数 (f_{opt}) の変化 f_{opt} と波長分解能 () との関係から波長分解能波長分解能 () と時間窓幅時間窓幅 () とは比例関係にある。また、フーリエ変換の不確定性原理、および、干渉信号の周波数変化と距離分解能 (L) との関係から、距離分解能 (L) と時間窓幅 () とは反比例関係にある。すなわち、距離分解能 (L) と波長分解能 () とは、一方を追求すれば他方を犠牲にせざるを得ないというトレードオフの関係にあることがわかる。

20

【 0 0 3 5 】

ここで、離散波長掃引レーザの場合の光ファイバセンサ 2 からの波長スペクトルを考える。図 1 4 A に示すように、S S G - D B R レーザの出力光スペクトルと F B G 反射スペクトルとを乗算した結果が、図 1 4 B に示す最終的に光ファイバセンサ 2 からの反射光スペクトルとなる。なお、図 1 4 A および図 1 4 B において、離散波長掃引レーザが段階的に切り替えて出力する光の波長間隔が s であり、 f_s は c/s より求められるステップ周波数である。ここで、 c は真空での光速である。

30

【 0 0 3 6 】

また $f_{F B G}$ は、それぞれの F B G センサ部 3 からの反射光のピークの広がりを示すパラメータ半値全幅であるが、簡単に矩形にて表示している。

【 0 0 3 7 】

そして、離散波長掃引レーザを有する医療機器 1 においては、($f_{F B G} \geq 2 f_s$) の関係が成り立つ場合、算出部 9 A は、それぞれの F B G センサ部 3 の位置および波長情報が算出可能である。

40

【 0 0 3 8 】

例えば、図 1 4 B に示すように、($f_{F B G} \geq 2 f_s$) の関係が成り立つと、F B G の反射光のスペクトル ($f_{F B G}$) 中に S S G - D B R レーザの出力光 (反射光) のスペクトルのピークが 3 個以上あることとなる。

【 0 0 3 9 】

言い換えれば、($f_{F B G} \geq 2 f_s$) の関係が成り立たない場合には、波長分解能 () は f_s により決定される。少なくとも位置情報を算出するための条件は、($f_s < 0.5 \times f_{F B G}$) である。ただし前記条件だけでは算出部 9 A は挿入部 1 2 の形状を所望の精度 (分解能) で算出することはできるとは限らない。

【 0 0 4 0 】

また、($f_{F B G} < 2 f_s$) の場合には、算出部 9 A は位置情報または波長情報のい

50

ずれも算出できない。例えば図15に示すように、反射光スペクトル内にレーザのスペクトルが1つしか存在しない場合には連続光のレーザと同じ光スペクトルが計算されるだけとなり、干渉信号はDCとなる。それはインパルス波形をフーリエ変換することになるからである。つまりインパルス波形を、 $t = t_0$ のみで1、それ以外を0と定義すると、そのインパルス波形のフーリエ変換結果は、全ての周波数において1となるためである。

【0041】

これに対して、 $(f_{FBG} < 2f_s)$ の場合には、算出部9Aは位置情報および波長情報を算出できる。図16は、 $(f_{FBG} > 2f_s)$ の場合の反射光スペクトルを例示している。すなわち、FBGの反射光スペクトル内にレーザのスペクトルが3個の場合である。すでに説明したように、FBGの反射光スペクトルは図示するような理想的な矩形波ではないので、乗算により算出される反射光スペクトルは正弦波強度変調光と類似となる。サンプリング定理より、反射光スペクトルから、位置情報、波長情報および強度情報が算出可能である。すなわち、FBGの反射光スペクトル内にレーザのスペクトルが3個以上の場合、位置情報および波長情報が確実に算出可能である。

10

【0042】

ここで、波長分解能()は、以下の式で求めることができる。

【0043】

$$\Delta \lambda = \left(\frac{c}{f_s} \right) \times \Delta f$$

ここで、FBGの反射光スペクトル内のレーザのスペクトルを3個以上とするためには、 f_{FBG} を広くする、またはステップ周波数 f_s を上げることが考えられる。 f_{FBG} を広くするためには、FBG部3のバンド幅、すなわち反射光スペクトルの半値全幅を広げることとなる。なお、現時点で市場で入手可能なFBGセンサ部3のバンド幅は例えば0.05nm~4nmである。

20

【0044】

すなわち、連続波長掃引レーザを用いた公知の光センシングシステムでは、FBGセンサ部3の反射光は半値全幅が狭い方が、より精度の高い検出が可能であった。これに対して本実施の形態の医療機器においては、FBGセンサ部3のバンド幅を、離散波長掃引レーザの出力する光のステップ()に応じて広くする。なお、 $(f_{FBG} < 2f_s)$ であれば、位置情報、波長情報および、強度情報が算出可能な場合があるが、 $(f_{FBG} < 3f_s)$ であれば確実に算出可能であり、 $(f_{FBG} < 4f_s)$ であることが精度の観点から特に好ましい。なお (f_{FBG}) の上限は、上記記載の設計上のバンド幅において、例えば $(20 \times f_s)$ 程度である。この値が図13の f_{opt} を超えると多くのFBGセンサ部3を有する光ファイバセンサからの反射光の処理が困難となる。

30

【0045】

一方、 f_s は光源6の仕様により決定されるが、現在入手可能なSSG-DBRレーザでは0.1nm~0.4nmである。

【0046】

そして離散波長掃引レーザを光源として用いた本実施の形態の医療機器1においては波長分解能()から測定範囲、すなわち測定可能な長さが決定される。以下、所定の測定範囲の挿入部12を円弧状($P_0 - P_1 - P_2$)に変形した場合に検出可能な変形量である測定精度を測定部分の弦($P_0 P_2$)から円弧までの最大長さ d とした(図17参照)。なお、挿入部12の形状測定のためには測定精度 d として10mm程度の移動の検出が必要である。

40

【0047】

そして、1533.17~1574.13nmの帯域で0.1nmの波長間隔()で段階的に切り替えて出力する400チャンネルの光源6を有する医療機器1では、測定範囲では0.25mの4.4mmの測定精度が、測定範囲0.5mでは8.8mmの測定精度が確認された。

【0048】

以上の説明のように、本実施の形態の医療機器1は、OFDR方式を用いた光センシ

50

グシステムであるため、光ファイバセンサ 2 の細径化が可能であり、かつ安価な離散波長掃引レーザである広帯域波長可変レーザを用いているため、細径化と低価格化との両立を実現している。

【0049】

また、離散波長掃引レーザを用いても、FBGセンサ部 3 からの反射光の半値幅 f_{BG} が、光源が出力する光の波長の所定間隔 s の 2 倍以上である医療機器 1 は位置情報および波長情報が算出可能である。

【0050】

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。

10

【0051】

また、本実施の形態の医療機器 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 本以上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 FBG 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 の長手方向に配設してもよい。

【0052】

20

< 第 2 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 2 の実施の形態の光センシングシステムの医療機器 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 8 に示すように、医療機器 1 B は第 1 の実施の形態の医療機器 1 の構成に加えて波長変調手段である変調器 2 0 を有する。変調器 2 0 は光源 6 が発生した段階的に切り替わる (第 1 の) 所定間隔 s の波長の光を、所定間隔 s の中でさらに間隔の狭い第 2 の所定間隔 s_2 の波長の光に変調し段階的に順に、カプラ 7 に出力する。

【0053】

これは、第 1 の実施の形態の医療機器 1 で説明したように、FBG の反射光スペクトル内のレーザの反射光のスペクトルのピーク個数を多くするためには、 $f s$ を上げることが好ましい。しかし、現在の技術水準では研究段階の光源でも $f s$ 、すなわち波長でいえば s として例えば 0.04 nm を実現することは困難である。これに対して、医療機器 1 B は変調器 2 0 により第 2 の所定間隔 s_2 を 0.04 nm 未満に変調可能である。

30

【0054】

変調器 2 0 としては、位相変調器または音響光学素子を用いることができる。位相変調器は入力された電気信号に応じて光伝送媒体の屈折率が変化する素子であり、例えばリチウムナイオベイト (LN) などの単結晶のポッケルス効果素子である。また音響光学素子は二酸化テルル (TeO_2) やモリブデン酸鉛 (PbMoO_4) などの単結晶からなる音響光学媒体に圧電素子を接着し、この圧電素子に電気信号を加えて超音波を発生させ超音波を媒体中に伝搬させることにより、媒体中を通る光が回折する音響光学効果を用いた素子である。

40

【0055】

医療機器 1 B においては例えば光源 6 が発生した光の波長ステップ、すなわち第 1 の所定間隔 s が 0.1 nm 、測定範囲が 2 m の場合に、変調器 2 0 により第 2 の所定間隔 s_2 を 10 pm まで変調することにより、測定精度は 94 mm から 0.6 mm と大きく改善される。

【0056】

すなわち、第 2 の実施の形態の医療機器 1 B は第 1 の実施の形態の医療機器 1 が有する効果に加えて、さらに測定精度を向上することができる。

【0057】

50

なお上記説明では光センシングシステムの実施形態として内視鏡の挿入部12の形状を測定する医療機器について説明したが、本発明の光センシングシステムは、これに限定されるものではなく、工業用内視鏡、乗り物および建築物の疲労解析、光学部品の特性測定装置、または防犯システム等にも使用可能である。

【0058】

以上のように本発明は上述した実施の形態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、改変等ができる。

【0059】

以上の説明のように本実施の形態の内視鏡システムは、内視鏡の挿入部に配設された、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本の光ファイバセンサと、所定間隔の波長の光を段階的に切り替えて出力する広帯域波長可変レーザ光源である光源と、前記光源が出力する前記光を、前記所定間隔の中でさらに間隔の狭い第2の所定間隔の波長の光に変調し段階的に、カプラに出力する波長変調部と、前記波長変調部が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給するとともに反射部に供給する前記カプラと、前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する反射部と、前記光ファイバセンサからの反射光と前記反射部からの参照光とから干渉光を生成する干渉部と、前記干渉部からの干渉光を検出する検出部と、前記検出部の検出結果に基づき、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出し、前記挿入部の3次元形状を算出する算出部と、を有する光センシングシステムを具備する。

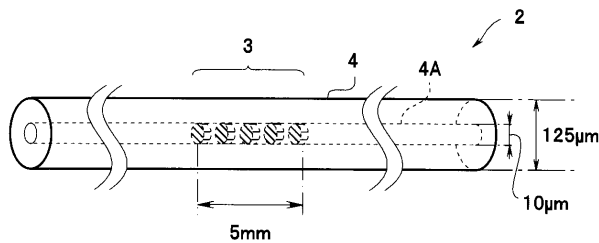
10

【0060】

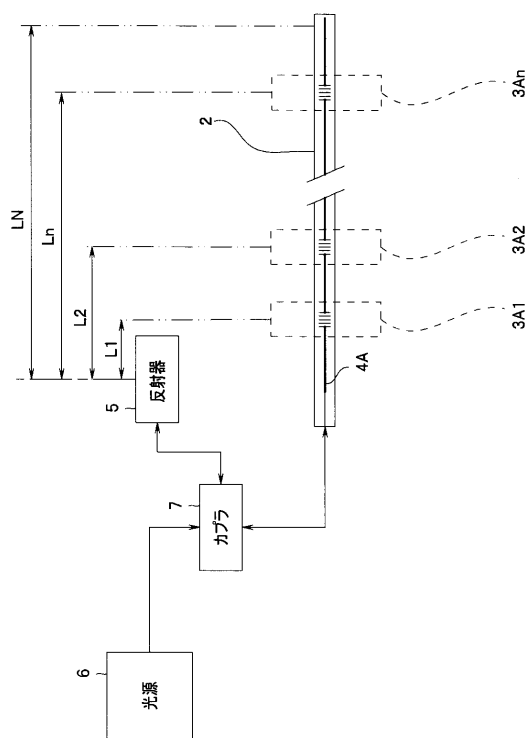
本出願は、2009年6月3日に日本国に出願された特願2009-134325号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

20

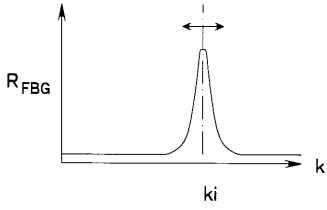
【図1】



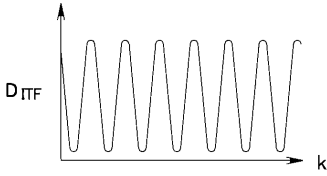
【図2】



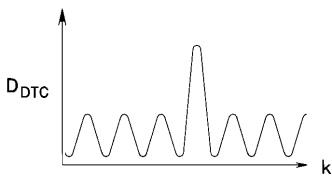
【図 3 A】



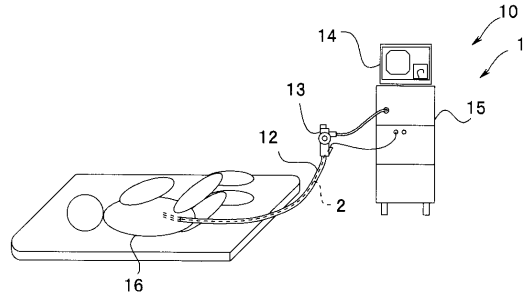
【図 3 B】



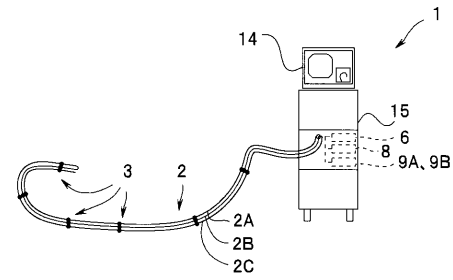
【図 3 C】



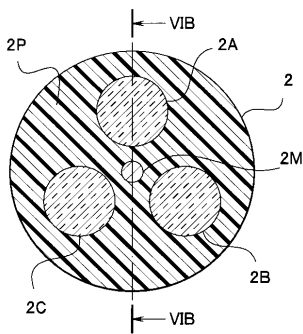
【図 4】



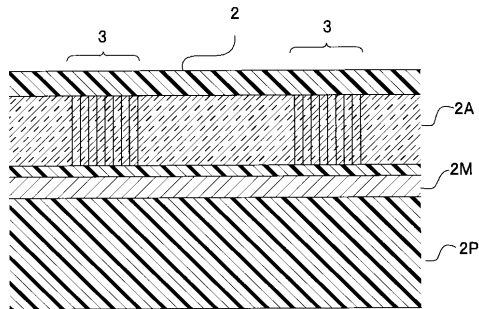
【図 5】



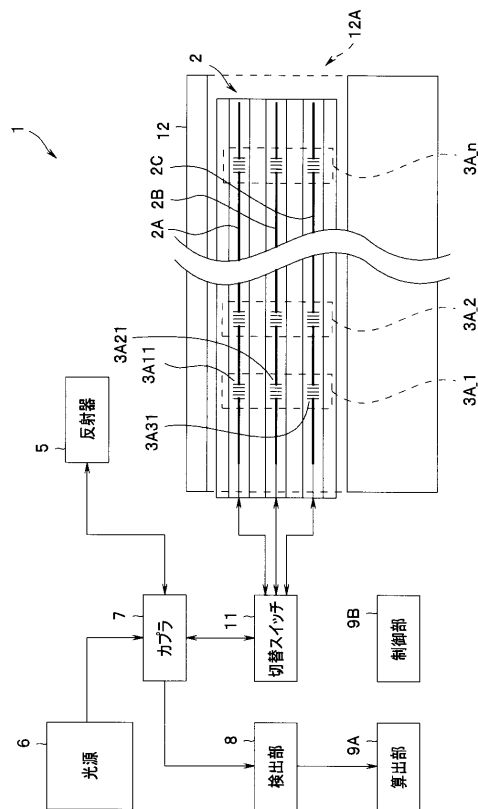
【図 6 A】



【図 6 B】

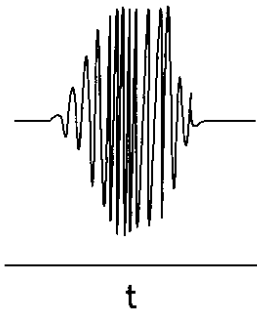


【図 7】



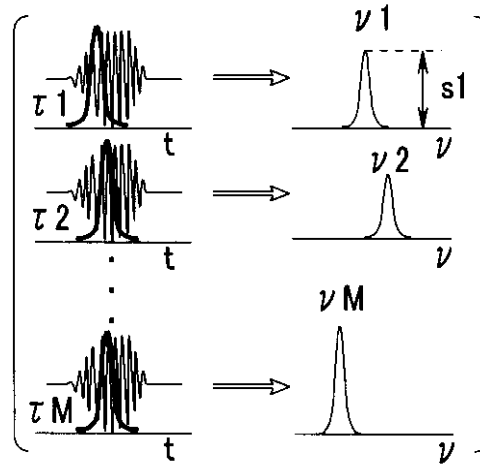
【 図 8 A 】

OFDR出力信号



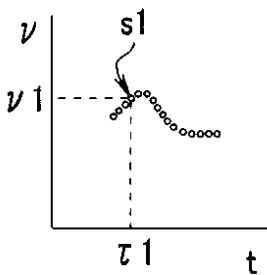
【 図 8 B 】

STFT

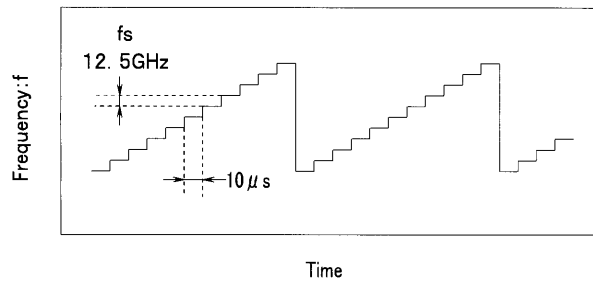


【 図 8 C 】

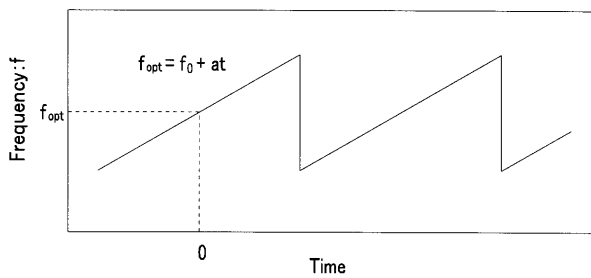
スペクトログラム



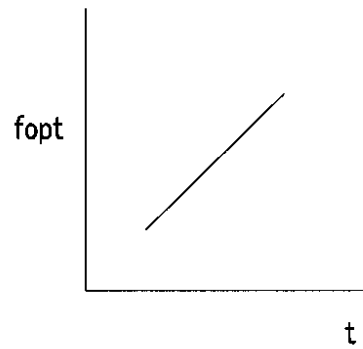
【 図 1 0 】



【 図 9 】

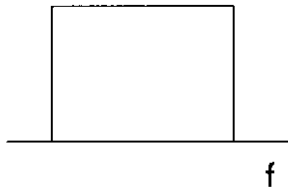


【 図 1 1 A 】



【図 1 1 B】

光スペクトル



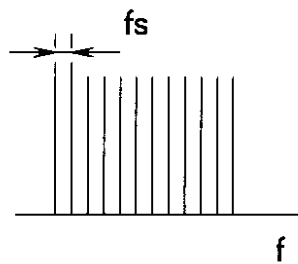
【図 1 1 C】

干渉信号(t)



【図 1 2 B】

光スペクトル



【図 1 2 C】

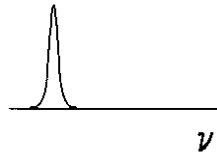
干渉信号(t)



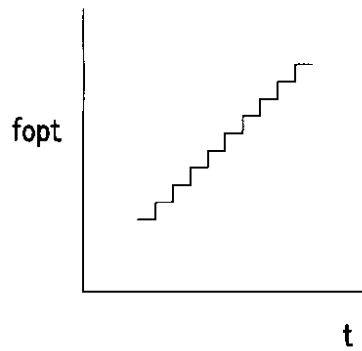
【図 1 1 D】

距離情報

干渉信号(ν)



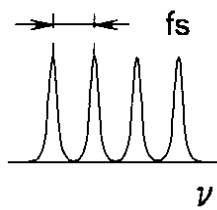
【図 1 2 A】



【図 1 2 D】

距離情報

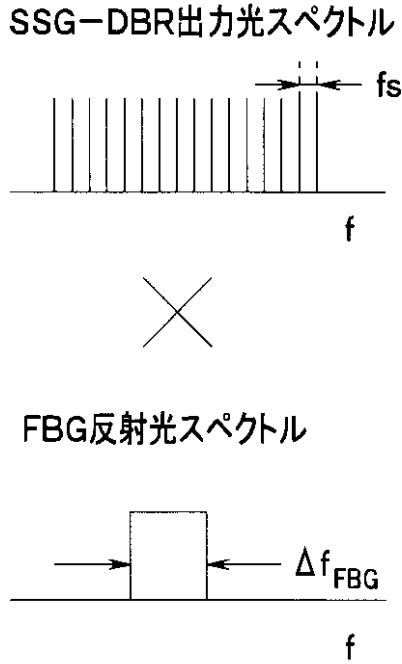
干渉信号(ν)



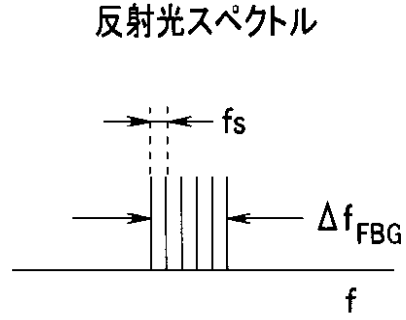
【図 1 3】

$\Delta f_{\text{opt}} = a \Delta \tau$ $\Delta f_{\text{opt}} = \frac{c}{\lambda_0^2} \Delta \lambda $	\Rightarrow	$ \Delta \lambda = \frac{a \lambda_0^2}{c}$ $\therefore \Delta \lambda \propto \Delta \tau$
$\Delta \tau \Delta \nu = k$ $\Delta \nu = \frac{2na}{c}$	\Rightarrow	$\Delta L = \frac{ck}{2na \Delta \tau}$ $\therefore \Delta L \propto 1/\Delta \tau$

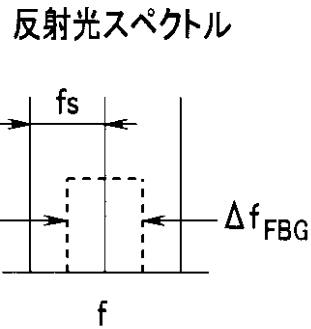
【図14A】



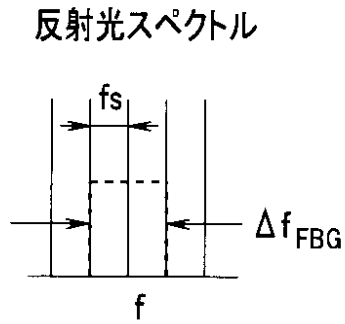
【図14B】



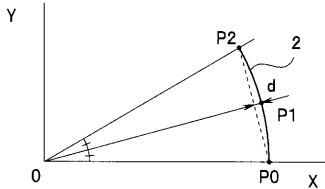
【図15】



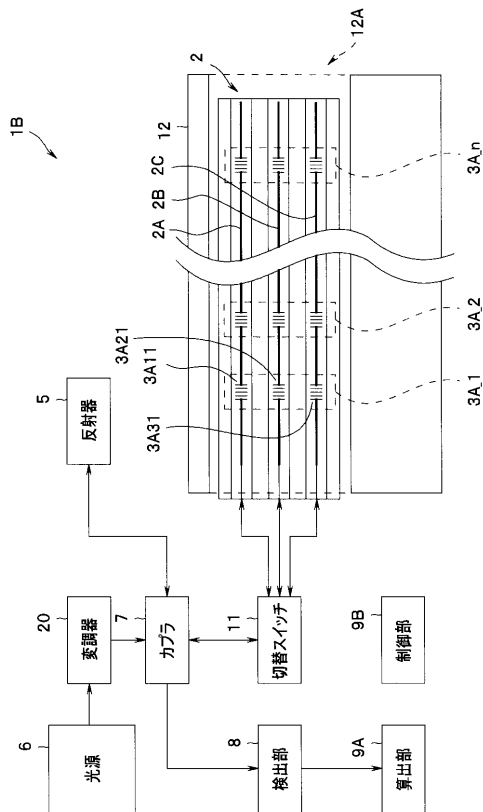
【図16】



【図17】



【図18】



【手続補正書】

【提出日】平成22年9月30日(2010.9.30)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

本発明の光センシングシステムは、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、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の1/2倍以下の周波数間隔で時間経過に合わせて階段状に周波数を切り替えて光を出力する光源と、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給部と、前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成部と、前記参照光を前記反射光と干渉させて干渉光を生成する干渉部と、前記干渉部からの干渉光を検出する検出部と、前記検出部の検出結果に基づき前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出する算出部と、を有する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

また、本発明の内視鏡システムは、内視鏡の挿入部に配設された、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、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の1/2倍以下の周波数間隔で時間経過に合わせて階段状に周波数を切り替えて光を出力する光源と、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給部と、前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成部と、前記参照光を前記反射光と干渉させて干渉光を生成する干渉部と、前記干渉部からの干渉光を検出する検出部と、前記検出部の検出結果に基づき、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出し、前記挿入部の形状を算出する算出部と、を有する光センシングシステムを具備する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0060

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0060】

本出願は、2009年6月3日に日本国に出願された特願2009-134325号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

(付記1)

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、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の1/2倍以下の波長間隔で時間経過に合わせて階段状に波長を切り替えて光を出力する光源と、

前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給手段と、

前記光源が出力する光から、前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成手段と、

前記参照光を前記反射光と干渉させて前記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、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出する算出部と、を有することを特徴とする光センシングシステム。

(付記 2)

前記光源が出力する前記光を、前記所定間隔の中でさらに間隔の狭い第 2 の所定間隔の波長の光に変調し段階的に、前記光供給手段に出力する波長変調手段を有することを特徴とする付記 1 に記載の光センシングシステム。

(付記 3)

前記波長変調手段が位相変調器または音響光学素子であることを特徴とする付記 2 に記載の光センシングシステム。

(付記 4)

前記第 2 の所定間隔が 0.04 nm 未満 10 pm 以上であることを特徴とする付記 2 に記載の光センシングシステム。

(付記 5)

内視鏡の挿入部に配設された、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、

前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の 1/2 倍以下の波長間隔で時間経過に合わせて階段状に波長を切り替えて光を出力する光源と、

前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給手段と、
前記光源が出力する光から、前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成手段と、

前記参照光を前記反射光と干渉させて前記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、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出する算出部と、
を有する光センシングシステムを具備することを特徴とする内視鏡システム。

(付記 6)

前記光源が出力する前記光を、前記所定間隔の中でさらに間隔の狭い第 2 の所定間隔の波長の光に変調し段階的に、前記光供給手段に出力する波長変調手段を有することを特徴とする付記 5 に記載の内視鏡システム。

(付記 7)

前記第 2 の所定間隔が 0.04 nm 未満 10 pm 以上であることを特徴とする付記 6 に記載の内視鏡システム。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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、
前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の 1/2 倍以下の周波数間隔で時間経過に合わせて階段状に周波数を切り替えて光を出力する光源と、

前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給部と、
前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成部と、

前記参照光を前記反射光と干渉させて干渉光を生成する干渉部と、

前記干渉部からの干渉光を検出する検出部と、

前記検出部の検出結果に基づき、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出する算出部と、を有することを特徴とする光センシングシステム。

【請求項 2】

前記光供給部は、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給するとともに前記参照光形成部に供給する光分割部であり、

前記参照光形成部は、前記光分割部からの光を参照光として干渉部に反射させる反射部を有することを特徴とする請求項1に記載の光センシングシステム。

【請求項 3】

前記光源が広帯域波長可変レーザ光源であることを特徴とする請求項1に記載の光センシングシステム。

【請求項 4】

3本以上の前記光ファイバセンサを有し、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ことを特徴とする請求項1に記載の光センシングシステム。

【請求項 5】

前記光ファイバセンサは内視鏡システムの挿入部に配設され、

前記算出部は前記挿入部の3次元形状を測定することを特徴とする請求項4に記載の光センシングシステム。

【請求項 6】

内視鏡の挿入部に配設された、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、

前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の1/2倍以下の周波数間隔で時間経過に合わせて階段状に周波数を切り替えて光を出力する光源と、

前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給部と、

前記光ファイバセンサからの反射光と干渉させるための参照光を形成する参照光形成部と、

前記参照光を前記反射光と干渉させて干渉光を生成する干渉部と、

前記干渉部からの干渉光を検出する検出部と、

前記検出部の検出結果に基づき、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出し、前記挿入部の形状を算出する算出部と、を有する光センシングシステムを具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 7】

前記光供給部は、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給するとともに前記参照光形成部に供給する光分割部であり、

前記参照光形成部は、前記光分割部からの光を参照光として干渉部に反射させる反射部を有することを特徴とする請求項6に記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成23年1月21日(2011.1.21)

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 0 9 】

本発明の実施形態の内視鏡システムは、細長の挿入部と、前記細長の挿入部に設けられ、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、第1の周波数間隔で時間経過に合わせ階段状に周波数を切り替えて光を出力する光源と、前記光源から出力される前記光を受光し、前記第1の周波数間隔が、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の1/2倍以下の第2の周波数間隔となるように変調して出力する変調部と、前記変調部から出力される前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給部と、前記光供給部によって前記光ファイバセンサへ供給された光が、前記ファイバグレーティングセンサ部において反射されて形成される反射光と干渉させる参照光を、前記変調部から出力される光から形成する参照光形成部と、前記参照光を前記反射光と干渉させて前記干渉光を生成する干渉部と、前記干渉部からの干渉光を検出する検出部と、前記検出部の検出結果に基づき、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出する算出部と、を有する。

【 手 続 補 正 4 】

【 補 正 対 象 書 類 名 】 特 許 請 求 の 範 囲

【 補 正 対 象 項 目 名 】 全 文

【 補 正 方 法 】 変 更

【 補 正 の 内 容 】

【 特 許 請 求 の 範 囲 】

【 請 求 項 1 】

細長の挿入部と、前記細長の挿入部に設けられ、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、第1の周波数間隔で時間経過に合わせ階段状に周波数を切り替えて光を出力する光源と、前記光源から出力される前記光を受光し、前記第1の周波数間隔が、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の1/2倍以下の第2の周波数間隔となるように変調して出力する変調部と、前記変調部から出力される前記光を、前記光ファイバセンサに供給する光供給部と、前記光供給部によって前記光ファイバセンサへ供給された光が、前記ファイバグレーティングセンサ部において反射されて形成される反射光と干渉させる参照光を、前記変調部から出力される光から形成する参照光形成部と、前記参照光を前記反射光と干渉させて前記干渉光を生成する干渉部と、前記干渉部からの干渉光を検出する検出部と、前記検出部の検出結果に基づき、前記複数のファイバブラッググレーティングセンサ部の変形量を算出する算出部と、を有することを特徴とする内視鏡システム。

【 請 求 項 2 】

前記変調部は、電気信号に応じて前記光が伝送される光伝送媒体の屈折率を変化する光伝送特性変更部と、前記第1の周波数間隔が、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の1/2倍以下の第2の周波数間隔に変調するように前記屈折率を変更する前記電気信号を発生する電気信号発生部と、を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【 請 求 項 3 】

前記光伝送特性変更部は、位相変調器であることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【 請 求 項 4 】

前記変調部は、

前記光源から受光した光が伝送される光伝送媒体に電気信号に応じて超音波を発生させて前記光源から受光した光を回折させる光伝送特性変更部と、

前記第1の周波数間隔が、前記ファイバブラッググレーティングセンサ部の特性によって決定される反射光スペクトルの半値全幅の1/2倍以下の第2の周波数間隔に変調するように前記光源から光を回折させるように前記電気信号を発生させる電気信号発生部と、を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記光伝送特性変更部は、音響光学素子であることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記光供給部は、前記光源が出力する前記光を、前記光ファイバセンサに供給するとともに前記参照光形成部に供給する光分割部であり、

前記参照光形成部は、前記光分割部からの光を参照光として干渉部に反射させる反射部を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記光源が広帯域波長可変レーザー光源であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

3本以上の前記光ファイバセンサを有し、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ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記算出部は前記挿入部の3次元形状を測定することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/057454

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G01B11/16(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G01B11/24(2006.01)i, G01D5/353(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01B11/16, A61B1/00, G01B11/24, G01D5/353		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-147900 A (Japan Aerospace Exploration Agency), 09 June 2005 (09.06.2005), claims 2, 3; paragraphs [0006] to [0010]; fig. 3 (Family: none)	1-14
Y	JP 2002-352369 A (Toshiba Corp.), 06 December 2002 (06.12.2002), abstract; paragraph [0121]; fig. 1, 16 (Family: none)	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T"
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"X"
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"Y"
		document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
		"&"
		document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 17 June, 2010 (17.06.10)	Date of mailing of the international search report 29 June, 2010 (29.06.10)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/057454

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-251779 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 09 September 2004 (09.09.2004), abstract; paragraphs [0015] to [0029]; fig. 1 to 11 & US 2004/0165810 A1	8-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/057454									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01B11/16(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G01B11/24(2006.01)i, G01D5/353(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01B11/16, A61B1/00, G01B11/24, G01D5/353											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	JP 2005-147900 A (独立行政法人 宇宙航空研究開発機構) 2005.06.09, 請求項 2, 3, 段落 6-10, 図 3 (ファミリーなし)	1-14									
Y	JP 2002-352369 A (株式会社東芝) 2002.12.06 要約、段落 121, 図 1, 16 (ファミリーなし)	1-14									
Y	JP 2004-251779 A (富士写真光機株式会社) 2004.09.09 要約、段落 15-29, 図 1-11 & US 2004/0165810 A1	8-14									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 17.06.2010		国際調査報告の発送日 29.06.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 昌夫	2S 3103								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3258								

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2010140440A1	公开(公告)日	2012-11-15
申请号	JP2010539080	申请日	2010-04-27
[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		
[标]发明人	平川克己		
发明人	平川 克己		
IPC分类号	G01B11/24 G01B11/16 A61B1/00		
CPC分类号	G01B11/18 A61B1/00165 G01D5/35303		
FI分类号	G01B11/24.D G01B11/16.G A61B1/00.320.Z		
F-TERM分类号	2F065/AA01 2F065/AA51 2F065/AA65 2F065/CC00 2F065/FF52 2F065/GG04 2F065/GG23 2F065/GG25 2F065/LL00 2F065/LL03 2F065/LL11 2F065/LL42 2F065/LL57 2F065/NN08 2F065/QQ16 4C061/FF46 4C061/GG22 4C061/NN10 4C161/FF46 4C161/GG22 4C161/NN10		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009134325 2009-06-03 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

其中形成有多个FBG单元3的光纤传感器2，形成参考光的反射器5，通过逐级切换以预定间隔输出波长的光的光源6和将光分开的干涉光 一种医疗设备 (1)，具有产生信号的耦合器 (7)，检测干涉光的检测单元 (8) 和基于检测单元 (8) 的检测结果计算FBG单元 (3) 的变形量的计算单元 (9A)。

