



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102196761 A

(43) 申请公布日 2011. 09. 21

(21) 申请号 200980142561. 2

(22) 申请日 2009. 10. 28

(30) 优先权数据

2008-277089 2008. 10. 28 JP

2008-277090 2008. 10. 28 JP

2008-277091 2008. 10. 28 JP

2008-277086 2008. 10. 28 JP

2008-277087 2008. 10. 28 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 04. 26

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/068529 2009. 10. 28

(87) PCT申请的公布数据

W02010/050526 JA 2010. 05. 06

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 小野田文幸 牛房浩行 织田朋彦

长谷川润 福地正巳 平川克己

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

G02B 23/26(2006. 01)

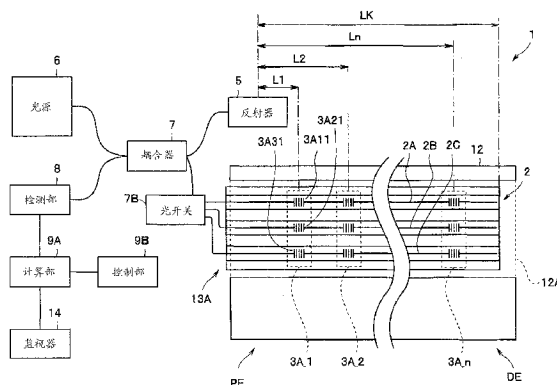
权利要求书 2 页 说明书 39 页 附图 34 页

(54) 发明名称

医疗设备

(57) 摘要

本发明提供一种医疗设备,该医疗设备具有:FBG 传感器部 (3),其设置有多个 FBG 传感器部 (3A),该多个 FBG 传感器部 (3A) 配设于插入到被检者 (11) 内部的插入部 (12),检测插入部 (12) 的应变;坐标计算部 (9C),其根据 FBG 传感器部 (3) 的检测结果,在以规定位置为原点的第 1 三维坐标系中计算各个 FBG 传感器部 (3) 的第 1 三维坐标;坐标系设定部 (9D),其基于各个 FBG 传感器部 (3) 的第 1 三维坐标,设定第 2 三维坐标系;坐标转换部 (9E),其将各个 FBG 传感器部 (3) 的第 1 三维坐标转换为由坐标系设定部 (9D) 设定的第 2 三维坐标系中的第 2 三维坐标;以及形状计算单元 (9F),其基于由坐标转换部 (9E) 转换的第 2 三维坐标,计算插入部 (12) 的形状。



1. 一种医疗设备,其特征在于,该医疗设备具有:

应变检测单元,其形成有多个应变检测部,该应变检测部配设于插入到被检体内部的插入体处,检测所述插入体的应变;

坐标计算单元,其根据所述应变检测单元的检测结果,计算任意坐标系中的、各个所述应变检测部的第 1 三维坐标;

基准坐标系设定单元,其设定以规定的基准点作为原点的基准坐标系;

坐标转换单元,其将各个所述应变检测部的所述第 1 三维坐标转换为由所述坐标系设定单元设定的第 2 三维坐标系中的第 2 三维坐标;以及

形状计算单元,其根据通过所述坐标转换单元转换的第 2 三维坐标,计算所述插入体的三维形状。

2. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

所述插入体是具有配设了移动传感器的操作部的内窥镜的插入部,  
所述基准点是所述移动传感器的初始位置。

3. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,该医疗设备还具有产生磁场的磁场产生单元,

所述插入体是具有配设了磁场传感器的操作部的内窥镜的插入部,所述磁场传感器检测由所述磁场产生单元产生的磁场,

所述基准点是通过所述磁场传感器检测出的所述磁场产生单元的位置。

4. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

该医疗设备具有:

第 1 传感器探头,其配设于具有所述多个应变检测部的所述插入体处;

第 2 传感器探头,其配设有多个所述应变检测部,且在端部具有至少配设了 3 个所述应变检测部的标记部;以及

主体部,其连接所述第 1 传感器探头的基端部侧的端部和所述第 2 传感器探头的不同于配设有所述标记部的所述端部的端部,

所述基准点位于包含配设在所述标记部的 3 个所述应变检测部的平面上。

5. 根据权利要求 4 所述的医疗设备,其特征在于,

所述标记部配设于所述被检体的外表面。

6. 根据权利要求 4 所述的医疗设备,其特征在于,

所述标记部配设于所述被检体所躺的检查台处。

7. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

所述基准坐标系设定单元将通过所述坐标计算单元计算出的、所述多个应变检测部中的任意一个应变检测部的所述第 1 三维坐标设定为所述规定的基准点。

8. 根据权利要求 7 所述的医疗设备,其特征在于,

所述坐标系计算单元计算与所述各个应变检测部的距离的平方和为最小的平面,根据所述各个应变检测部在所述平面上的投影点的重心位置、分布方向和所述平面的法线方向,设定所述第 2 三维坐标系。

9. 根据权利要求 8 所述的医疗设备,其特征在于,

所述坐标系计算单元设定以所述重心位置作为原点且以所述分布方向和所述平面的

法线方向作为轴方向的所述第 2 三维坐标系。

10. 根据权利要求 7 所述的医疗设备,其特征在于,

所述插入体具有检测重力方向的重力检测单元,

所述坐标系计算单元计算以通过所述重力检测单元获得的所述重力方向作为法线的平面,根据各个所述应变检测部在所述平面上的投影点的重心位置、分布方向和所述重力方向,设定所述坐标系设定。

11. 根据权利要求 10 所述的医疗设备,其特征在于,

所述坐标系计算单元设定以所述重心位置作为原点且以所述分布方向和所述重力方向作为轴方向的所述第 2 三维坐标系。

12. 根据权利要求 1 至 11 中的任一项所述的医疗设备,其特征在于,

所述应变检测单元是以规定间隔分别形成有 3 个以上的所述应变检测部的探头,将所述 3 个以上的所述应变检测部的中心点作为所述应变检测部的位置。

13. 根据权利要求 1 至 12 中的任一项所述的医疗设备,其特征在于,

所述应变检测单元是具有 3 个以上的光纤传感器的探头,所述 3 个以上的光纤传感器在轴方向的相同位置处形成有作为所述应变检测部的光纤布拉格光栅传感器部,

该医疗设备还具有:

进光部,其设置于所述插入体处,使光进入所述光纤传感器;

检测器,其检测从所述进光部进入到所述光纤传感器内的所述光从形成于所述光纤处的所述光纤布拉格光栅传感器部反射的反射光;以及

应变量测定部,其根据由所述检测器检测出的来自所述光纤传感器的反射光的波长移位量,测定所述光纤布拉格光栅传感器部的应变。

14. 根据权利要求 13 所述的医疗设备,其特征在于,

该医疗设备还具有入射防止单元,其防止从所述进光部射入并通过所述光纤布拉格光栅传感器部后从所述光纤传感器的所述前端射出的光射入到所述光纤传感器的前端。

15. 根据权利要求 13 或 14 所述的医疗设备,其特征在于,

该医疗设备还具有:

发热部件,其设置于所述插入体内部;以及

减量部件,其设置于所述插入体内部,减少因从所述发热部件发出的热被施加给所述光纤传感器而在所述光纤布拉格光栅传感器部中产生的应变量。

16. 根据权利要求 13 至 15 中的任一项所述的医疗设备,其特征在于,

该医疗设备还具有:

判定部,其判定由所述应变量测定部测定到的所述光纤布拉格光栅传感器的应变量是否超过了第 1 应变量;

计数部,其在所述光纤布拉格光栅传感器的应变量超过了所述第 1 应变量时,对超过次数进行计数;以及

警告部,其在所述超过次数大于等于设定次数时,发出警告。

## 医疗设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及具有插入到被检体内部的插入体的医疗设备。

### 背景技术

[0002] 作为计算插入到被检者体内的、例如内窥镜的插入部等的形状的方法,在日本特开 2000-79088 号公报中已知了使用磁场传感器的方法。

[0003] 在使用磁场传感器的方法中,通过配设于插入部的多个磁场检测线圈检测来自设置于被检者体外的磁场产生线圈的磁场,从而计算出各个磁场检测线圈相对于磁场产生线圈的相对位置。由于是以磁场产生线圈的位置作为基准来计算多个磁场检测线圈的位置、即插入部的位置,因此即便被检者改变体位或者插入部移动,显示于显示画面上的插入部的形状也较为稳定。然而,在使用磁场传感器的方法中,需要在被检者体外设置磁场产生线圈,系统会变得很大。

[0004] 针对这种情况,日本特开平 6-261858 号公报和日本特开 2007-130151 公开了通过在插入部配设应变传感器来计算插入部的形状的方法。

[0005] 另外,在日本特表 2003-515104 号公报和日本特开 2004-251779 号公报中公开了这样的方法:使用光纤布拉格光栅(Fiber Bragg Grating:以下称之为“FBG”)传感器检测插入部的应变,从而计算插入部的形状。

[0006] 在根据插入部的应变计算插入部形状的方法中,无需在被检者体外设置磁场产生线圈等,能够使系统变小。

[0007] 然而,按照根据插入部的应变计算形状的方法,仅能以某个应变检测部的坐标为基准显示插入部的形状。因此,如果被检者改变体位或者插入部移动,则显示于显示画面上的插入部的形状就会大幅变化。

[0008] 本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种医疗设备,该医疗设备能够显示从手术人员易于确认的视点观察到的插入体形状,并且能稳定地显示插入体的形状。

### 发明内容

[0009] 解决问题的手段

[0010] 本发明的医疗设备的特征在于,具有:应变检测单元,其形成有多个应变检测部,该多个应变检测部配设于插入到被检体内部的插入体上,检测所述插入体的应变;坐标计算单元,其根据所述应变检测单元的检测结果,计算任意坐标系中各个所述应变检测部的第 1 三维坐标;基准坐标系设定单元,其设定以规定基准点为原点的基准坐标系;坐标转换单元,其将所述各个应变检测部的所述第 1 三维坐标转换为由所述坐标系设定单元设定的第 2 三维坐标系中的第 2 三维坐标;以及形状计算单元,其根据由所述坐标转换单元转换的第 2 三维坐标,计算所述插入体的三维形状。

## 附图说明

- [0011] 图 1 是用于说明使用第 1 实施方式的医疗设备的状态的图。
- [0012] 图 2 是示出第 1 实施方式的医疗设备的结构的图。
- [0013] 图 3A 是示出第 1 实施方式的医疗设备的光纤传感器的结构的结构图。
- [0014] 图 3B 是图 3A 的 IIIB-IIIIB 线剖面图。
- [0015] 图 4 是示出第 1 实施方式的医疗设备的结构的图。
- [0016] 图 5 是示出第 1 实施方式的医疗设备的计算部的结构的结构图。
- [0017] 图 6 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的光纤传感器部的结构的结构图。
- [0018] 图 7 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的光纤传感器部的功能的图。
- [0019] 图 8 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的光纤传感器的坐标系的图。
- [0020] 图 9 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0021] 图 10 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0022] 图 11 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0023] 图 12 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0024] 图 13 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0025] 图 14 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0026] 图 15 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0027] 图 16 是示出第 2 实施方式的医疗设备的插入部的前端部 DE 的剖面结构的结构图。
- [0028] 图 17 是用于说明第 2 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0029] 图 18 是用于说明第 2 实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。
- [0030] 图 19 是用于说明使用第 3 实施方式的医疗设备的状态的图。
- [0031] 图 20 是示出第 3 实施方式的医疗设备的结构的图。
- [0032] 图 21 是用于说明第 3 实施方式的医疗设备的处理流程的流程图。
- [0033] 图 22A 是示出如下所述的图中的操作部的位置的图,上述图用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。
- [0034] 图 22B 是示出如下所述的图中基于三维坐标系 XYZ1 的插入部的形状的图,所述三维坐标系 XYZ1 以 FBG 传感器部的位置为原点,上述图用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。
- [0035] 图 22C 是示出如下所述的图中基于基准三维坐标系 XYZk 的插入部的形状的图,上述图用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。
- [0036] 图 23A 是示出如下所述的图中与图 22A 不同的操作部的位置的图,上述图用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。
- [0037] 图 23B 是示出如下所述的图中基于三维坐标系 XYZ1 的与图 22B 不同的插入部的形状的图,所述三维坐标系 XYZ1 以 FBG 传感器部的位置为原点,上述图用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。
- [0038] 图 23C 是示出如下所述的图中基于基准三维坐标系 XYZk 的与图 22C 不同的插入部的形状的图,上述图用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。
- [0039] 图 24A 是示出如下所述的图中与图 22A、图 23A 不同的操作部的位置的图,上述图

用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。

[0040] 图 24B 是示出如下所述的图中基于三维坐标系 XYZ1 的与图 22B、图 23B 不同的插入部的形状的图,所述三维坐标系 XYZ1 以 FBG 传感器部的位置为原点,上述图用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。

[0041] 图 24C 是示出如下所述的图中基于基准三维坐标系 XYZk 的与图 22C、图 23C 不同的插入部的形状的图,上述图用于说明图 20 的监视器的显示区域中显示的插入部的形状。

[0042] 图 25 是用于说明使用第 4 实施方式的医疗设备的状态的图。

[0043] 图 26 是示出第 4 实施方式的医疗设备的结构的图。

[0044] 图 27 是用于说明使用第 5 实施方式的医疗设备的状态的图。

[0045] 图 28 是示出第 5 实施方式的医疗设备的结构的图。

[0046] 图 29A 是用于说明第 5 实施方式的医疗设备的标记部的图。

[0047] 图 29B 是放大示出图 29A 的标记部的图。

[0048] 图 30 是示出第 5 实施方式的变形例的医疗设备的监视器显示画面的图。

[0049] 图 31 是用于说明使用第 6 实施方式的医疗设备的状态的图。

[0050] 图 32 是第 6 实施方式的医疗设备的图。

[0051] 图 33 是示出体现第 7 实施方式的具有内窥镜的该内窥镜形状检测系统的图。

[0052] 图 34 是示出图 33 的形状检测装置的结构的大要的框图。

[0053] 图 35 是示出图 33 的插入部前端侧的内部结构的大要的局部剖面图。

[0054] 图 36 是沿着图 35 中的 IIIIXVI-IIIIXVI 线的剖面图。

[0055] 图 37 是示出图 33 的插入部前端侧内部的变形例结构的大要的局部剖面图。

[0056] 图 38 是沿着图 37 中的 IIIIXVIII-IIIIXVIII 线的剖面图。

[0057] 图 39 是示出图 33 的插入部前端侧内部与图 37 不同的另一变形例结构的大要的局部剖面图。

[0058] 图 40 是沿着图 39 中的 IVX-IVX 线的剖面图。

[0059] 图 41 是示出内窥镜形状检测系统的图。

[0060] 图 42 是将图 41 的内窥镜连接器的内部结构的大要与通用线缆的一部分一起放大示出的图。

[0061] 图 43 是示出图 41 的形状检测装置的结构的大要的框图。

[0062] 图 44 是示出体现第 8 实施方式的内窥镜的插入部前端侧的内部结构的大要的局部剖面图。

[0063] 图 45 是沿着图 44 中的 IVXV-IVXV 线的剖面图。

[0064] 图 46 是将图 44 的固定光纤前端侧的固定部件放大并与光纤一起示出的局部剖面图。

[0065] 图 47 是示出体现第 9 实施方式的内窥镜的插入部前端侧的内部结构的大要的局部剖面图。

[0066] 图 48 是将图 47 的固定光纤前端侧的固定部件放大并与光纤一起示出的局部剖面图。

[0067] 图 49 是扼要地示出体现第 10 实施方式的内窥镜的插入部前端侧的内部结构的局部剖面图。

[0068] 图 50 是示出体现第 11 实施方式的内窥镜形状检测系统的图。

[0069] 图 51 是放大示出图 50 的内窥镜的插入部前端侧的内部结构的概要的局部剖面图。

[0070] 图 52 是将图 50 的内窥镜连接器的内部结构的概要与通用线缆的一部分一起放大示出的图。

[0071] 图 53 是示出图 50 的形状检测装置的结构概要的框图。

[0072] 图 54 是示出图 50 的形状检测装置所进行的超过次数检测方法的流程图。

[0073] 图 55 是示出第 12 实施方式的形状检测装置的异常应变量检测方法的流程图。

## 具体实施方式

[0074] (第 1 实施方式)

[0075] 下面参照附图来说明本发明第 1 实施方式的医疗设备 1。

[0076] 图 1 是用于说明使用本实施方式的医疗设备的状态的图,图 2 是示出本实施方式的医疗设备的结构的图。

[0077] 图 1 所示的第 1 实施方式的医疗设备 1 使用 FBG 传感器 (参见图 2) 测定内窥镜系统 10 的内窥镜插入部 12 的形状。内窥镜系统 10 具有:内窥镜插入部 12,其是细长的插入体,并且是插入到被检体即被检者 11 的内部以进行观察或处理的医疗器具;用于操作插入部 12 的操作部 13;进行内窥镜系统 10 的总体控制和图像处理等的主体部 15;以及显示内窥镜图像和插入部 12 的二维形状等的监视器 14。

[0078] 作为医疗设备 1 的应变检测单元的光纤传感器 2 被配设成:从处置器具孔 13A 起在通路 12A (未图示) 内一直贯插到前端部 DE (Distal End) 侧,由此变形为与插入部 12 相同的形状,处置器具孔 13A 是配设在通路的基端部 PE (Proximal End) 侧的操作部 13 附近的开口,所述通路贯穿插入部 12 的内部。

[0079] 并且,只要插入部 12 的形状与光纤传感器 2 的形状能够在不会产生实用方面的问题的程度上一致,光纤传感器 2 对于插入部 12 的配设即使是宽松的固定状态也没关系。例如,既可以如上所述通过在通路中贯插来宽松地固定,也可以内建在插入部 12 中。

[0080] 内窥镜系统 10 的监视器 14 兼用作医疗设备 1 的显示单元,监视器 14 具有显示区域 14A,显示区域 14A 在与内窥镜图像相同的画面上显示光纤传感器 2 的形状、即插入部 12 的形状。并且,光纤传感器 2 也可以不插入通路 12A,而是内建在插入部 12 内。

[0081] 接着,图 3A 是示出本实施方式的医疗设备的光纤传感器的结构的结构图,图 3B 是图 3A 的 IIIB-IIIIB 线剖面图,图 4 是本实施方式的医疗设备 1 的结构图,图 5 是示出本实施方式的医疗设备的计算部的结构的结构图,图 6 是用于说明本实施方式的医疗设备 1 的 FBG 传感器部的结构的结构图,图 7 是用于说明本实施方式的医疗设备 1 的 FBG 传感器部的功能的图。

[0082] 光纤布拉格光栅 (Fiber Bragg Grating:以下称之为“FBG”) 传感器是在光纤的芯部上制作了折射率变化的光栅部的部件,对于入射光,由光栅部反射规定波长的光。将该特定的波长称作布拉格 (Bragg) 波长。

[0083] 而且 FBG 传感器具有这样的特性:当在光栅部的长度方向上存在伸缩时,布拉格波长会发生变化。因此 FBG 传感器被用于温度计量或应变计量等。

[0084] 对于在光纤上制作了具有相同布拉格波长的多个 FBG 传感器部的光纤传感器,在使用光频域反射复用 (OFDR:Optical Frequency Domain Reflectometry) 方式的光纤传感器中,使来自作为全反射终端的反射器的反射光与来自光纤传感器的反射光发生干涉,由此,能检测出各个 FBG 传感器部发生了何种程度的变形,换言之,能检测出产生了何种程度的应变。因此,例如使用 OFDR 方式的光纤传感器被用作为细长的被检测体的应变检测传感器。

[0085] 而且如图 3A、图 3B 所示,作为应变检测单元的光纤传感器 2 是通过树脂 2P 将 3 个光纤传感器 2A、2B、2C 束缚于金属线 2M 的周围而成的光纤阵列的探头,具有可挠性。

[0086] 而且如图 2 所示,在各个光纤传感器 2A、2B、2C 上,在轴向的相同位置处分别制作了作为应变检测部的 FBG 传感器部 3。即,3 个 FBG 传感器部 3 处于轴向的相同位置,因而使用光纤传感器 2,能够计量出插入部 12 的、配设有该 3 个 FBG 传感器部 3 的部分的 3 轴方向的位移。

[0087] 如图 4 所示,医疗设备 1 具有:光纤传感器 2;配设于主体部 15 内且射出宽带光的光源 6;作为光学部件的耦合器 7,其是为了将从光源 6 射出的光提供给光纤传感器 2 和作为反射单元的反射器 5 而进行分割的光分割单元,并且是使反射器 5 所反射的光与光纤传感器 2 的 FBG 传感器部 3 反射的光进行干涉的干涉单元。即,光分割单元和所述干涉单元由作为一个光学部件的耦合器 7 构成。光开关 7B 按照时序向 3 个光纤传感器 2A、2B、2C 提供光。

[0088] 另外,医疗设备 1 具有:检测部 8,其是通过耦合器 7 将干涉光转换为电信号并检测出来的检测单元;作为计算单元的计算部 9A,其根据检测部 8 检测出的信号计算各 FBG 传感器部 3 的波长移位量(存在有 FBG 传感器部 3 的部分没有发生变形时的波长与存在变形时的波长之差),根据计算出的波长移位量求出 FBG 传感器部 3 的变形量,基于各 FBG 传感器部 3 的变形量计算光纤传感器 2 的形状;以及对医疗设备 1 进行总体控制的控制部 9B。

[0089] 而且如图 5 所示,在医疗设备 1 中,计算部 9A 具有作为坐标计算单元的坐标计算部 9C、作为坐标系设定单元的坐标系设定部 9D、作为坐标转换单元的坐标转换部 9E、作为形状计算单元的形状计算部 9F,能够在监视器 14 上显示从手术人员易于确认的视点观察到的插入部 12 的二维形状。并且,手术人员可以从作为输入单元的输入部进行用于改变插入部 12 的二维形状显示方式的操作等。

[0090] 在此,使用图 6 来说明 FBG 传感器的工作原理。如图 6 所示,FBG 传感器部 3 是芯部 4A 的折射率在光纤 4 的规定长度(例如 5mm)范围内周期性地变化的衍射光栅(grating)。通过经由掩模向掺了锗的芯部 4A 照射紫外线,来利用光折变效应使折射率略微增加。

[0091] FBG 传感器部 3 就是由此在轴向上周期性地形成了高折射率部分(光栅)的部件。并且为了便于理解结构,图 6 等中的光栅的数量和相对于芯部轴向的光栅宽度都与实际的 FBG 传感器部不同。

[0092] 而且如图 7 所示,FBG 传感器部 3 根据衍射光栅的间隔 d、换言之根据周期,仅反射入射光中由下式所示的规定波长即布拉格波长  $\lambda_B$  的光。

$$[0093] \quad \lambda_B = 2 \times n \times d$$

[0094] 其中,n 是芯部 4A 的折射率。

[0095] 例如,当芯部 4A 的折射率 n 为 1.45,布拉格波长  $\lambda_B$  为 1550nm 的情况下,衍射光

栅的间隔  $d$  为  $0.53\ \mu\text{m}$  左右。

[0096] 图 7 是用于说明 FBG 传感器部的作用的图, 左上图是示出与入射光波长  $\lambda$  相对的光强度的图, 入射光具有规定的波长范围, 即波段。而且左下图是示出与由 FBG 传感器部 3 反射的反射光的波长  $\lambda$  相对的光强度的图, 反射光是布拉格波长  $\lambda_B$  的光。右侧图是示出与通过了 FBG 传感器部 3 的入射光的波长  $\lambda$  相对的光强度的图, 透射光不包含被 FBG 传感器部 3 反射的布拉格波长  $\lambda_B$  成分。

[0097] 而且根据上式可知, FBG 传感器部 3 伸张时, 衍射光栅的间隔  $d$  会变大, 因而布拉格波长  $\lambda_B$  会向长波长侧移动。反之, FBG 传感器部 3 压缩时, 衍射光栅的间隔  $d$  会变小, 因而布拉格波长  $\lambda_B$  会向短波长侧移动。

[0098] 因此, FBG 传感器部 3 能够用作检测温度或外力的传感器, 在本实施方式中, 检测光纤传感器 2 的挠曲量、即向轴向的弯曲变形量。

[0099] 在光频域反射复用 (OFDR) 方式中, 由来自 FBG 传感器部 3 的反射光和来自反射器 5 的反射光形成干涉光, 由此, 即使在 1 个光纤传感器 2 上形成多个 FBG 传感器部 3, 也能测定各个 FBG 传感器部 3 的变形量。

[0100] 接着使用图 8 和图 9 来说明计算部 9A 所进行的处理。图 8 是用于说明医疗设备的光纤传感器 2 的坐标系的图, 图 9 是用于说明医疗设备的计算部的处理的图。

[0101] 如图 8 所示, 形成于各光纤传感器 2A ~ 2C 上的 FBG 传感器部 3 在轴向上等间隔地形成且以下述状态固定在所述插入体上: 3 个光纤传感器 2A ~ 2C 的 3 个 FBG 传感器部 3 对于轴向存在于相同位置。

[0102] 并且如图 8 所示, 仅称为“FBG 传感器部 3 的位置”时, 表示由配置于轴向上的相同位置处的 3 个 FBG 传感器部 3 构成的 FBG 传感器组的中心位置。

[0103] 最开始时, 计算部 9A 的坐标计算部 9C 基于 FBG 传感器部 3 的测定结果, 在以某个 FBG 传感器部 3 的位置  $S$ 、更准确地说是对于光纤传感器 2 的轴向配置于相同位置的 3 个 FBG 传感器部 3 的中心位置为原点的第 1 三维坐标系中, 计算出各个 FBG 传感器部 3 的第 1 三维坐标。

[0104] 通过坐标计算部 9C, 例如设定作为第 1 三维坐标系的  $XYZ_1$  坐标系, 该  $XYZ_1$  坐标系以形成于光纤传感器 2 的最靠近基端部 PE 侧的位置处的 3 个 FBG 传感器部 3A1<sub>1</sub>、3A2<sub>1</sub>、3A3<sub>1</sub> 的中心位置  $S_1$  为原点, 根据 FBG 传感器部 3A1<sub>1</sub>、3A2<sub>1</sub>、3A3<sub>1</sub> 的变形量来计算相邻的 3 个 FBG 传感器部 3A1<sub>2</sub>、3A2<sub>2</sub>、3A3<sub>2</sub> 的中心位置  $S_2(x_1, y_1, z_1)$  和朝向  $(vx_1, vy_1, vz_1)$ 。

[0105] 坐标计算部 9C 还根据计算出的 FBG 传感器部 3A1<sub>2</sub>、3A2<sub>2</sub>、3A3<sub>2</sub> 的中心位置  $S_2(x_1, y_1, z_1)$  和朝向  $(vx_1, vy_1, vz_1)$ , 使用下式 (1) 计算向以 FBG 传感器部 3A1<sub>2</sub>、3A2<sub>2</sub>、3A3<sub>2</sub> 的中心位置  $S_2$  为基准原点的三维坐标系  $XYZ_2$  转换的转换矩阵  $T_1^2$ 。

[0106] (式 1)

$$[0107] \quad T_1^2 = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & tx \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & ty \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & tz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

[0108] 其中,  $rij$  ( $i = 1, 2, 3; j = 1, 2, 3$ ) 表示从三维坐标系  $XYZ_1$  向三维坐标系  $XYZ_2$  的旋转 (根据三维坐标系  $XYZ_2$  的 Z 轴和朝向  $(vx_1, vy_1, vz_1)$  计算出旋转矩阵),  $tx, ty, tz$  表示平行移动 (与位置  $(x_1, y_1, z_1)$  相同)。

[0109] 同样地, 由坐标计算部 9C 计算存在于所设定的三维坐标系  $XYZ_2$  的相邻处的 3 个 FBG 传感器部  $3A1_3, 3A2_3, 3A3_3$  的中心位置  $S3(x_2, y_2, z_2)$  和朝向  $(vx_2, vy_2, vz_2)$ , 并计算转换矩阵  $T$ 。

[0110] 坐标计算部 9C 重复同样的处理, 最终求出与前端部 DE 最接近的 3 个 FBG 传感器部  $3A1_n, 3A2_n, 3A3_n$  的中心位置  $S_n(x_{n-1}, y_{n-1}, z_{n-1})$ 、朝向  $(vx_{n-1}, vy_{n-1}, vz_{n-1})$  和转换矩阵  $T_{n-1}^n$ 。

[0111] 然后, 坐标计算部 9C 使用转换矩阵将 3 个 FBG 传感器部 3 的中心位置  $S$  转换至三维坐标系  $XYZ_1$ 。例如, 在利用以 3 个 FBG 传感器部  $3A1_i, 3A2_i, 3A3_i$  的中心位置  $S_i$  为基准的坐标系计算出 3 个 FBG 传感器部  $3A1_{i+1}, 3A2_{i+1}, 3A3_{i+1}$  的中心位置  $S_{i+1}(x_i, y_i, z_i)$  和朝向  $(vx_i, vy_i, vz_i)$  的情况下, 可通过下式 (2) 计算出  $XYZ_1$  坐标系中的  $(x_{i+1}^w, y_{i+1}^w, z_{i+1}^w)$  位置。

[0112] (式 2)

$$[0113] \begin{pmatrix} x_{i+1}^w \\ y_{i+1}^w \\ z_{i+1}^w \\ 1 \end{pmatrix} = T_1^2 T_2^3 \cdots T_{i-1}^i \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix}$$

[0114] 坐标计算部 9C 同样将所有的 3 个 FBG 传感器部 3 的中心位置  $S$  转换至  $XYZ_1$  坐标系, 将转换后的坐标连接起来, 从而计算出光纤传感器 2 的三维形状、即固定了光纤传感器 2 的插入部 12 的三维形状。

[0115] 基于作为第 1 三维坐标系的  $XYZ_1$  坐标系中的 FBG 传感器部 3 的位置  $S$  的三维坐标, 进行插值处理等, 从而能计算出光纤传感器 2 的形状, 其中, 上述  $XYZ_1$  坐标系是由已说明的计算部 9A 的坐标计算部 9C 计算出的。

[0116] 然而如图 10 所示,  $XYZ_1$  坐标系的原点是形成于光纤传感器 2 中最靠近基端部 PE 侧的位置处的 3 个 FBG 传感器部  $3A1_1, 3A2_1, 3A3_1$  的中心位置  $S_1$ , 但是轴向并非具有特殊含义的方向。因而当光纤传感器 2 旋转或被检者 11 的体位发生变化时, 显示于监视器 14 的光纤传感器 2 的二维形状也会大幅变化。另外, 显示于监视器 14 的光纤传感器 2 的二维形状是基于某个视点将三维的光纤传感器 2 的形状转换为二维形状而得到的。根据使用何种参数进行转换, 所显示的二维形状会大为不同。

[0117] 在图 10 所示的  $XYZ_1$  坐标系中, 对于手术人员来说难以正确地确认以 X 轴为基准轴且从 X 轴方向观察到的、换言之是投影于 YZ 平面的插入部 12 的二维形状。

[0118] 与此相对, 对于手术人员来说, 大多易于确认从 Z 轴方向观察到的、换言之是投影于 XY 平面的插入部 12 的二维形状。然而对于手术人员而言, 用于显示从更易于确认的视点观察到的插入部 12 的二维形状的设置操作是不容易的。

[0119] 针对该情况, 为了显示从手术人员易于确认的视点观察到的插入部 12 的二维形状, 本实施方式的医疗设备 1 的计算部 9A 在坐标计算部 9C 的处理结束之后进行如下处理。

[0120] 以下使用图 11 至图 15 来进一步说明医疗设备 1 的计算部 9A 的处理。图 11 至图

15 是用于说明本实施方式的医疗设备的计算部的处理的图。

[0121] 本实施方式的医疗设备 1 的计算部 9A 的坐标系设定单元即坐标系设定部 9D, 基于坐标计算部 9C 计算出的作为第 1 三维坐标系的  $XYZ_1$  坐标系中的  $n$  个 FBG 传感器部 3 的位置  $S$  的三维坐标, 设定第 2 三维坐标系。

[0122] 即, 如图 11 所示, 最开始, 坐标系设定部 9D 为了计算与  $n$  个 FBG 传感器部 3 的位置  $S$  的距离为最小的平面  $H$ , 对任意平面计算与各个 FBG 传感器部 3 的位置  $S$  的距离的平方和。在此, 当将位置  $S_i$  的坐标设为  $(x_i^w, y_i^w, z_i^w)$  时, 可通过下式 (3) 计算出位置  $S_i$  与任意平面的最小距离、即从位置  $S_i$  到任意平面的垂线长度  $d_i^w$ 。

[0123] (式 3)

$$[0124] \quad d_i^w = \frac{|ax + by + cz + p|}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}}$$

[0125] 在此, 设任意平面的表达式为“ $ax+by+cz+p = 0$ ”。

[0126] 然后, 坐标系设定部 9D 计算下式 (4) 示出的、 $n$  条垂线的长度  $d_i^w$  的总和  $D$  为最小的平面  $H$ 、即计算出平面式的系数  $a$ 、 $b$ 、 $c$  和  $p$ 。

[0127] (式 4)

$$[0128] \quad D = \sum_{n=1}^n d_i^w$$

[0129] 接着如图 11 所示, 坐标系设定部 9D 计算出从  $n$  个 FBG 传感器部 3 的位置  $S_1 \sim S_n$  到平面  $H$  的垂线与平面  $H$  的交叉点  $H_1 \sim H_n$ 。然后如图 12 所示, 坐标系设定部 9D 计算平面  $H$  上的点  $H_1 \sim H_n$  的重心  $CG$  (Center of Gravity) 和分布方向  $RA$ 。

[0130] 即, 坐标系设定部 9D 计算出从 FBG 传感器部 3 的位置  $S_i (x_i^w, y_i^w, z_i^w)$  向平面  $H$  引出垂线而得到的点  $H_i (x_i^{wp}, y_i^{wp}, z_i^{wp})$ , 然后通过下式 (5) 计算出重心  $CG (gx^w, gy^w, gz^w)$ 。

[0131] (式 5)

$$[0132] \quad \begin{pmatrix} gx^w \\ gy^w \\ gz^w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n x_i^{wp} \\ \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n y_i^{wp} \\ \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n z_i^{wp} \end{pmatrix}$$

[0133] 然后由坐标系设定部 9D 通过公知的主成分分析等计算点  $H_i (x_i^{wp}, y_i^{wp}, z_i^{wp})$  的分布方向  $RA$ 。

[0134] 接着, 如图 13 所示, 坐标系设定部 9D 根据重心  $CG (gx^w, gy^w, gz^w)$ 、点  $H_i (x_i^{wp}, y_i^{wp}, z_i^{wp})$  的分布方向  $RA$  和平面  $H$  的法线  $P$  方向设定第 2 三维坐标系  $XYZ_k$ 。即, 将重心  $CG$  设定为原点, 将分布方向  $RA$  设定为  $X$  轴, 将平面  $H$  的法线  $P$  方向设定为  $Z$  轴, 将与  $X$  轴、 $Z$  轴正交的方向设定为  $Y$  轴 (右手坐标系)。

[0135] 接着, 如图 13 所示, 作为坐标转换单元的坐标转换部 9E 将 FBG 传感器部 3 的位置  $S_i$  从第 1 三维坐标系  $XYZ_1$  的第 1 三维坐标转换为第 2 三维坐标系  $XYZ_k$  的第 2 三维坐标。

[0136] 进而,如图 14 所示,作为形状计算单元的形状计算部 9F 以视线方向作为 Z 轴,换言之,将第 2 三维坐标系 XYZk 中的光纤传感器 2 的 n 个 FBG 传感器部 3 的位置投影到平面 XY,然后通过插值处理等计算出光纤传感器 2 的二维形状、即插入部 12 的二维形状并输出到监视器 14。

[0137] 即,显示于监视器 14 的显示区域 14A 中的、插入部 12 的二维形状是将插入部 12 的三维形状投影于第 2 三维坐标系的 XY 平面而形成的形状。

[0138] 并且如图 15 所示,关于显示于监视器 14 的显示区域 14A 中的插入部 12 的二维形状,可由手术人员操作输入部 17 来进行旋转或放大缩小显示。

[0139] 通过上述处理而由医疗设备 1 的计算部 9A 计算出的插入部 12 的二维形状是从手术人员易于确认的视点观察到的形状。另外,当被检者的体位发生变化或插入部移动的情况下,显示于监视器 14 的插入部 12 的二维形状也很稳定。

[0140] 即,医疗设备 1 基于插入到体腔内的插入部 12 的形状即 FBG 传感器部 3 的坐标设定视点,进行二维图像的显示,因而能获得稳定的显示图像。

[0141] 还可以根据第 1 三维坐标系 XYZ1 中的 FBG 传感器部 3 的位置,通过插值处理等计算出光纤传感器 2 的三维形状,基于由坐标系设定部 9D 获得的第 2 三维坐标系 XYZk 来确定视点,由形状计算部 9F 计算插入部 12 的二维形状。

[0142] 另外,坐标系设定部 9D 还可以检测最初计算出的平面 H 与 FBG 传感器部 3 的位置间的距离有较大偏离的 FBG 传感器部 3,基于检测出的 FBG 传感器部 3 之外的信息计算新的平面 H。其原因在于,与平面 H 的距离具有较大偏离的 FBG 传感器部 3 未插入到被检者 11 体内的可能性很高。

[0143] 进而,坐标系设定部 9D 还可以不基于所有 FBG 传感器部 3 的信息计算平面 H,而是例如基于基端部 PE 侧的 FBG 传感器部 3、前端部 DE 侧的 FBG 传感器部 3、位于基端部 PE 与前端部 DE 中间的 FBG 传感器部 3 这 3 个部位的 FBG 传感器部 3 的信息计算平面 H。

[0144] 另外,计算部 9A 可以具有按时序存储插入部 12 的形状的未图示的存储单元,根据以往计算出的平面 H 的法线方向 P 和重心 CG,计算出平均的法线方向和重心,设定第 2 三维坐标系 XYZk。

[0145] 进而,作为应变检测单元,可以使用应变计等代替光纤传感器 2,检测插入部 12 的各部分的变形。

[0146] (第 2 实施方式)

[0147] 下面,参照附图来说明本发明第 2 实施方式的医疗设备 1B。医疗设备 1B 的结构和动作与第 1 实施方式的医疗设备 1 相似,因而对相同的结构要素赋予相同的标号并省略说明。

[0148] 图 16 是示出第 2 实施方式的医疗设备的插入部的前端部 DE 的剖面结构的结构图,图 17 和图 18 是用于说明第 2 实施方式的医疗设备 1 的计算部的处理的图。

[0149] 如图 16 所示,在本实施方式的医疗设备 1B 中,在插入部 12 的前端部 DE 配设有作为重力检测单元的重力传感器 16。并且如图 16 所示,在前端部 DE 还配设有作为摄像单元的 CCD 12B、作为照明单元的光导 12C 等。而且在插穿插入部 12 的通路 12A 的光纤传感器 2 的前端部配设有检测重力方向的重力传感器 16。

[0150] 如图 17 和图 18 所示,医疗设备 1B 的计算部 9C 基于重力传感器 16 检测出的重力

方向 DG (Direction of Gravity), 设定三维坐标系。在作为第 1 三维坐标系的  $XYZ_1$  坐标系  $tp$  和作为第 2 三维坐标系的  $XYZ_j$  坐标系中, 设定以重力方向 DG 为 Z 轴的平面  $H_2$ 。

[0151] 因此, 在医疗设备 1B 中, 除了第 1 实施方式的医疗设备 1 所具备的效果之外, 还始终被设定稳定的方向, 因而能提供操作者易于观察的图像。另外, 在医疗设备 1B 中, 计算部 9C 的计算处理较为简单, 因而能实现装置的简单化、处理的高速化。

[0152] 并且, 医疗设备 1B 还可以使用方位传感器等检测特定方向的朝向的传感器, 以取代重力传感器 16 来计算重力方向。

[0153] (第 3 实施方式)

[0154] 图 19 是用于说明使用本实施方式的医疗设备的状态的图, 图 20 是示出本实施方式的医疗设备的结构的图。

[0155] 该第 3 实施方式的医疗设备的结构与上述图 1 ~ 图 15 所示的第 1 实施方式的医疗设备、图 16 ~ 图 18 所示的第 2 实施方式的医疗设备相比, 不同之处在于, 在操作部设有陀螺仪和加速度传感器。因而仅说明该不同之处, 对与第 1 实施方式相同的结构赋予相同的标号, 并省略对其的说明。

[0156] 图 19 所示的第 3 实施方式的医疗设备 1C 在操作部 13 处配设有检测操作部 13 的运动的移动传感器即陀螺仪 21 和加速度传感器 22。

[0157] 陀螺仪 21 是检测作为物体旋转速度的角速度  $\omega$  的计量部, 加速度传感器 22 是计量物体加速度的计量部。由于在操作部 13 处配设有位置传感器, 因而若手术人员将某时刻的位置传感器的初始位置设定为基准点 20 (参见图 20), 则此后医疗设备 1C 能计算出与操作部 13 的动作对应的、位置传感器的位置与基准点 20 的相对关系。加速度传感器 22 是 3 轴加速度传感器, 例如可应用利用 MEMS 技术制作的小型 3 轴加速度传感器。

[0158] 在此, 在所述第 1 实施方式的图 10 中, 示出了  $:XYZ_1$  坐标系的原点是形成于光纤传感器 2 的最靠近基端部 PE 侧的位置处的 3 个 FBG 传感器部  $3A_{1_1}$ 、 $3A_{2_1}$ 、 $3A_{3_1}$  的中心位置  $S_1$ , 但是当光纤传感器 2 旋转或被检者 11 的体位发生变化时, 显示于监视器 14 的光纤传感器 2 的形状会发生较大变化。

[0159] 然而, 在本实施方式的医疗设备 1C 中, 基准坐标系设定部 9D 设定以基准点 20 为原点的基准坐标系即基准三维坐标系  $XYZ_k$ , 所述基准点 20 是作为移动传感器的陀螺仪 21 和加速度传感器 22 的初始位置。

[0160] 然后, 坐标转换部 9E 将作为各个应变检测部的 FBG 传感器部 3 的、第 1 三维坐标系即  $XYZ_1$  坐标系的第 1 坐标转换为基准三维坐标系  $XYZ_k$  的第 2 坐标, 形状计算部 9F 基于第 2 坐标计算插入部 12 的形状并显示在监视器 14 上。

[0161] 基准点 20 是空间上的任意点, 同时是不会移动的固定点。因而即使光纤传感器 2 旋转或被检者 11 的体位发生变化, 医疗设备 1 也能稳定地显示插入部 12 的形状。

[0162] 接着, 按照图 21 的流程图来说明医疗设备 1C 的处理流程。图 21 是用于说明本实施方式的医疗设备的处理流程的流程图。

[0163] 首先, 在步骤 S10 中, 医疗设备 1C 接受手术人员发出的开始处理的指示而开始进行处理。没有开始处理的指示时, 在步骤 S11 中, 形状计算部 9F 根据坐标计算部 9C 计算出的第 1 三维坐标系  $XYZ_1$  中的、各 FBG 传感器部 3 的第 1 坐标, 通过插值处理等计算光纤传感器 2 的形状。

[0164] 然后,在步骤 S12 中,在监视器 14 上显示出基于第 1 三维坐标系 XYZ1 的光纤传感器 2 的形状、即插入部 12 的形状。然后转移到步骤 S19。

[0165] 在此,当步骤 S10 中存在开始处理的指示时,具体地说,接收到基于手术人员对配设于操作部 13 的开关(未图示)的按压操作的指示时,分支到步骤 S13,在步骤 S13 中,医疗设备 1C 将对开关进行按压操作时的操作部 13 的位置,准确地讲,将作为位置传感器的陀螺仪 21 和加速度传感器 22 的位置设定为基准点 20。然后以基准点作为原点,基于位置传感器的朝向设定基准三维坐标系 XYZk。

[0166] 接着,在步骤 S14 中,坐标计算部 9C 例如设定以形成于光纤传感器 2 的最靠近基端部 PE 侧的位置处的 3 个 FBG 传感器部 3A1<sub>1</sub>、3A2<sub>1</sub>、3A3<sub>1</sub> 的中心位置 S1 为原点的第 1 三维坐标系即 XYZ1 坐标系,将 3 个 FBG 传感器部 3 的中心位置 S<sub>n</sub> 转换至三维坐标系 XYZ1。

[0167] 接着,在步骤 S15 中,坐标转换部 9E 提取并存储配设于操作部 13 的移动传感器的输出(平行移动 H<sub>i</sub> 和旋转 R<sub>i</sub>)。

[0168] 接着,在步骤 S16 中,坐标转换部 9E 进行由第 1 三维坐标系 XYZ1 向基准三维坐标系 XYZk 的坐标转换处理。即,根据移动传感器的输出通过下式(6)表达由第 1 三维坐标系 XYZ1 向基准三维坐标系 XYZk 转换的转换矩阵。

[0169] (式 6)

$$[0170] \quad T_0^1 = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & h_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & h_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & h_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

[0171] 而当设三维坐标系 XYZ1 中的坐标为 (X<sub>s</sub>、Y<sub>s</sub>、Z<sub>s</sub>) 时,通过下式(7)对转换后的基准三维坐标系 XYZk 中的坐标 (X<sub>w</sub>、Y<sub>w</sub>、Z<sub>w</sub>) 进行转换。

[0172] (式 7)

$$[0173] \quad \begin{pmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \\ 1 \end{pmatrix} = T_0^1 \begin{pmatrix} x_s \\ y_s \\ z_s \\ 1 \end{pmatrix}$$

[0174] 另外,当设第 n 次的转换矩阵为 T<sub>n-1</sub><sup>n</sup>、位置坐标为 (X<sub>s</sub>、Y<sub>s</sub>、Z<sub>s</sub>) 时,如下式(8)那样进行转换。

[0175] (式 8)

$$[0176] \quad \begin{pmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \\ 1 \end{pmatrix} = T_0^1 T_1^2 \cdots T_{n-1}^n \begin{pmatrix} x_s \\ y_s \\ z_s \\ 1 \end{pmatrix}$$

[0177] 然后,形状计算部 9F 连接转换后的基准三维坐标系 XYZk 中的坐标并进行插值处

理等,从而计算光纤传感器 2 的三维形状、即配设有光纤传感器 2 的插入部 12 的形状。

[0178] 接着,在步骤 S17 中,形状计算部 9F 例如将基准三维坐标系 XYZk 中的 Z 轴方向作为视线方向对插入部 12 的三维形状生成显示图像并显示于监视器 14 上。

[0179] 接着,在步骤 S18 中,当再次对处理开始指示开关进行按压操作时,医疗设备 1C 返回到步骤 S13,重新将此时的操作部 13 的位置设定为新的基准点 20,再次进行步骤 S13 ~ 步骤 S18 的处理。

[0180] 而当不存在对处理开始指示开关再次进行的按压操作时,在步骤 S19 中,医疗设备 1C 重复从步骤 S14 起的处理,将插入部 12 的形状实时地显示于监视器 14 上,直到手术人员指示结束处理为止。

[0181] 在此,图 22、图 23 和图 24 是用于说明操作部 13 移动的情况下显示于监视器 14 的显示区域 14A 中的插入部 12 的形状的图,22A ~ 24A 示出操作部 13 的位置,22B ~ 24B 示出基于以 FBG 传感器部的位置 S1 为原点的三维坐标系 XYZ1 的插入部 12 的形状,22C ~ 24C 表示基于基准三维坐标系 XYZk 的插入部 12 的形状。并且,在图 22、图 23 和图 24 中,插入到被检者 11 内部的插入部 12 没有移动。

[0182] 在图 22A 所示的操作部 13 的位置处,手术人员对配设于操作部的开关进行按压操作。医疗设备 1 将对开关进行按压操作时的操作部 13 的位置 20 作为基准点,基于位置传感器的朝向设定基准三维坐标系 XYZk。

[0183] 如图 22B 和图 22C 所示,对开关进行按压操作时的、基于三维坐标系 XYZ1 的插入部 12 的形状与基于基准三维坐标系 XYZk 的插入部 12 的形状相同。

[0184] 然而,当操作部 13 向图 23A 所示的位置 20A、图 14 所示的位置 20B 移动而操作部 13 的方向变化时,图 23B 和图 24B 所示的基于三维坐标系 XYZ1 的插入部 12 的形状会对应于操作部 13 的移动变化而发生变化。

[0185] 与此相对,图 23C 和图 24C 所示的基于三维坐标系 XYZ1 的插入部 12 的形状不会受到操作部 13 的移动变化的影响,十分稳定。

[0186] 如上所述,在医疗设备 1C 中,能通过移动传感器检测出相对于基准点 20 的位置和朝向的移动以及旋转,因此能够将根据第 1 三维坐标系 XYZ1 计算出的插入部 12 的形状转换为基于具有稳定且固定的原点的基准三维坐标系 XYZk 的、换言之是从固定的视点观察到的显示形状,能显示出稳定的形状,所述第 1 三维坐标系 XYZ1 以不稳定的 FBG 传感器部的位置 S1 为原点。

[0187] 并且,在本实施方式的医疗设备 1C 中,为了测定插入部 12 的三维形状,使用的是由 3 个光纤传感器 2A、2B、2C 构成的探头,但是也可以使用 3 个以上的光纤传感器。例如为了提升测定精度,可以使用由 4 个光纤传感器构成的探头。

[0188] 进而,为了测定更长的范围,例如可以使用由 3 的倍数个光纤传感器构成的探头。即,可沿插入部 12 的长度方向配设如下所述的探头:使用多组以 3 个为一组的光纤传感器,错开形成有 FBG 传感器部 3 的区域。

[0189] 进而,在本实施方式的医疗设备 1 中,还可以使用波分复用(WDM:Wavelength Division Multiplexing)方式的光纤传感器。

[0190] 还可以使用应变计等,以代替光纤传感器 2 作为应变检测单元来检测插入部 12 的各部分的变形。

[0191] (第4实施方式)

[0192] 下面参照附图来说明本发明第4实施方式的医疗设备1D。医疗设备1D的结构和动作与第3实施方式的医疗设备1C类似,因而对相同结构要素赋予相同的标号并省略说明。

[0193] 图25是用于说明使用第4实施方式的医疗设备的状态的图,图26是示出第4实施方式的医疗设备的结构的图。

[0194] 如图25所示,本实施方式的医疗设备1D具有作为产生磁场的磁场产生单元的磁场产生部32,在操作部13处配设有磁场传感器33。磁场传感器33是使用了MR传感器、霍尔元件或线圈等的3轴磁场传感器。

[0195] 磁场产生部32例如配置于被检者11所躺的检查台即床18的周围,至少在医疗设备1B的插入部12的显示处理期间内,磁场产生部32的位置30是固定的。

[0196] 磁场产生部32例如从3轴的磁场产生线圈产生彼此不同的频率的交流磁场。磁场传感器33区分地检测频率不同的多个交流磁场,从而能检测出相对于磁场产生部32的位置30的相对位置。

[0197] 而且,由于磁场传感器33的位置31与FBG传感器部3的位置S1的位置关系是固定且已知的,因而能获得FBG传感器部3的位置S1与磁场产生部32的位置30的相对关系。

[0198] 因此,在医疗设备1D中,能够将以FBG传感器部3的位置S1为原点的第1三维坐标系XYZ1的坐标转换为以磁场产生部32的位置30为基准点的基准三维坐标系XYZk的坐标。由于磁场产生部32的位置30是固定的,因此医疗设备1B能显示稳定的插入部12的形状。

[0199] 另外,在以下述方式配置磁场产生部32和床18的情况下,医疗设备1D能够计算出将插入部12的三维形状投影于床18的表面而形成的二维形状并显示于监视器14上,其中,上述方式为:基准三维坐标系XYZk的XY平面与床18的表面平行,且床18的宽度方向与基准三维坐标系XYZk的X轴平行。

[0200] 进而,投影到基准三维坐标系XYZk的YZ表面的形状为图25所示的从身体正面观察侧卧的被检者11时的插入部12的形状。这样,在医疗设备1B中,手术人员通过操作输入部17能够从任意方向观察插入部12在被检者11体腔内的形状。

[0201] 即,在上述结构的医疗设备1D中,由于床18与磁场产生部32的位置关系在检查中不会变化,因而能根据相对的位置关系将插入部12的形状转换至以床18为基准的稳定的第2基准坐标系进行显示。

[0202] (第5实施方式)

[0203] 下面参照附图来说明本发明第5实施方式的医疗设备1E。医疗设备1E的结构和动作与第1实施方式的医疗设备1D类似,因而对相同结构要素赋予相同的标号并省略说明。

[0204] 图27是用于说明使用第5实施方式的医疗设备的状态的图,图28是示出第5实施方式的医疗设备的结构的图。

[0205] 如图28所示,在本实施方式的医疗设备1E中,第1传感器探头是到与主体部15连接的连接部2X附近为止形成有FBG传感器部3的光纤传感器2。因此,在医疗设备1E中,能够将主体部15、例如连接部2X设定为第1三维坐标系XYZ1的原点。

[0206] 进而,医疗设备 1E 具有在端部配设有标记部 41 的第 2 传感器探头即光纤传感器 42,光纤传感器 42 的与配设有标记部 41 的端部不同的端部在连接部 42X 处与主体部 15 连接。连接部 2X 与连接部 42X 固定于主体部 15,因而连接部 2X 与连接部 42X 的相对关系是固定且已知的。

[0207] 因此在医疗设备 1E 中,能够将以连接部 2X 作为第 1 三维坐标系 XYZ1 的原点的第 1 坐标系中的 FBG 传感器部 3 的第 1 坐标转换为以标记部 41 为原点的基准三维坐标系 XYZk 中的坐标。

[0208] 在此,图 29A 是用于说明第 5 实施方式的医疗设备的标记部的图。而图 29B 是放大示出图 29A 的标记部的图。

[0209] 如图 29A 所示,标记部 41 被贴附且固定于被检者 11 的外表面、例如腹部。并且被检者可以穿着配设了标记部 41 的衣物等。

[0210] 而且如图 29B 所示,标记部 41 具有光纤传感器 42 的端部侧的至少 3 个 FBG 传感器部 3。因此,标记部 41 能够规定包含 3 个 FBG 传感器部 3 的基准平面。而且,该基准平面与被检者 11 的关系是固定且已知的。

[0211] 根据以上结构,在医疗设备 1E 中,当基于标记部 41 规定的基准平面设定基准点 40 并设定基准三维坐标系 XYZk 时,能从以 FBG 传感器部 3 的位置 S1 为原点的第 1 三维坐标系 XYZ1 向基准三维坐标系 XYZk 进行坐标转换。

[0212] 在此,通过下式 (9) 表示标记部 41 的 3 个 FBG 传感器部 3 的位置。

[0213] (式 9)

$$[0214] \quad \vec{P}_1 = (x_1, y_1, z_1)$$

$$[0215] \quad \vec{P}_2 = (x_2, y_2, z_2)$$

$$[0216] \quad \vec{P}_3 = (x_3, y_3, z_3)$$

[0217] 于是可通过下式 (10) 计算出基准三维坐标系 XYZk 的中心位置 40。

[0218] (式 10)

$$[0219] \quad \vec{O} = \left( \frac{(x_1 + x_3)}{2}, \frac{(y_1 + y_3)}{2}, \frac{(z_1 + z_3)}{2} \right)$$

[0220] 然后,通过下式 (11) 计算以作为第 1 探头的光纤传感器 2 为基准的第 1 三维坐标系 XYZ1 和基准三维坐标系 XYZk 的旋转矩阵 R。

[0221] (式 11)

$$[0222] \quad R = \begin{pmatrix} r11 & r12 & r13 \\ r21 & r22 & r23 \\ r31 & r32 & r33 \end{pmatrix}$$

[0223] 下式 (12) 是根据基准三维坐标系 XYZk 的中心位置 40 和旋转矩阵 R,从第 1 三维坐标系 XYZ1 向基准三维坐标系 XYZk 进行转换的转换矩阵 TAB。

[0224] (式 12)

$$[0225] \quad T_A^B = \begin{pmatrix} r11 & r12 & r13 & (x1+x3)/2 \\ r21 & r22 & r23 & (y1+y3)/2 \\ r31 & r32 & r33 & (z1+z3)/2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

[0226] 医疗设备 1E 可使用上述方法,通过上述转换矩阵将形成于作为第 1 探头的光纤传感器 2 上的 FBG 传感器 3 的坐标转换为基准三维坐标系 XYZk 的坐标,显示插入部 12 的形状,其中所述基准三维坐标系 XYZk 与被检者 11 具有固定的关系。

[0227] 基准三维坐标系 XYZk 以与被检者 11 的腹部上表面平行的平面作为基准面,因而即使被检者的体位发生变化,医疗设备 1E 也能始终稳定地显示从腹部侧观察到的插入部 12 的形状的图像。

[0228] 下面,参照图 30 来说明本发明第 5 实施方式的变形例的医疗设备。本变形例的医疗设备的结构和动作与第 5 实施方式的医疗设备 1E 类似,因而对相同结构要素赋予相同的标号并省略说明。

[0229] 图 30 表示第 5 实施方式的变形例的医疗设备的监视器的显示画面。

[0230] 如图 30 所示,在本变形例的医疗设备中,在监视器 14 的显示区域 14A 中不仅能显示插入部 12 的形状,例如还能显示标记部 41 的中心位置 40。

[0231] 当大肠在体腔内伸展而内窥镜无法插入的情况下,存在有这样的办法:用手压迫身体表面以制止大肠伸展,从而插入内窥镜。由于不能正确地了解体腔内的内窥镜的前端位置,因而难以正确地用手进行压迫。然而,在本变形例的医疗设备中,同时显示指定体腔外的部位的标记部 41、标记部 41 和插入部 12 的形状,从而能从体腔外确认插入部 12 的特定位置。

[0232] 并且在本变形例的医疗设备中,只要至少一个 FBG 传感器部 3 形成有标记即可。

[0233] (第 6 实施方式)

[0234] 下面参照附图来说明本发明第 6 实施方式的医疗设备 1F。医疗设备 1F 的结构和动作与第 5 实施方式的医疗设备 1E 类似,因而对相同结构要素赋予相同的标号并省略说明。

[0235] 图 31 是用于说明使用第 6 实施方式的状态的图,图 32 是示出第 6 实施方式的医疗设备的结构的图。

[0236] 本实施方式的医疗设备 1F 与医疗设备 1E 同样具有作为第 1 传感器探头的光纤传感器 2 和作为第 2 传感器探头的光纤传感器 52。

[0237] 而且,光纤传感器 2 在连接部 2X 处与主体部 15 固定,光纤传感器 52 在连接部 52X 处与主体部 15 固定。而且光纤传感器 52 在端部具有标记部 51,该标记部 51 与标记部 41 同样,形成有 3 个以上的 FBG 传感器部 3,标记部 51 固定于作为被检者所躺的检查台的床 18 上。

[0238] 因此,在医疗设备 1F 中,如果设定以标记部 41 所规定的床 18 作为基准平面的基准点,并设定基准三维坐标系 XYZk,则能够从以 FBG 传感器部 3 的位置为原点的第 1 三维坐标系 XYZ1 向以床 18 的表面为基准的基准三维坐标系 XYZk 进行坐标转换。

[0239] 因而,在医疗设备 1F 中,能够在监视器 14 上显示将插入部 12 的形状投影到床 18 的表面(XY 平面)而形成的图像或患者横躺在床上并从腹部侧观察到的图像即投影到 YZ 平面而形成的图像。

[0240] 如上所述,医疗设备 1F 能够将以不稳定的 FBG 传感器部 3 的位置为原点的第 1 三维坐标系 XYZ1 的坐标值转换为以稳定的床 18 的表面为基准的基准三维坐标系 XYZk 的坐标值,能够显示稳定的形状。

[0241] (第 7 实施方式)

[0242] 然而近些年来,内窥镜广泛应用于医疗领域和工业领域。医疗领域所用的内窥镜将细长的插入部插入到体腔内,从而能够观察体腔内的脏器,或是按照需要使用处置器具来进行各种处置,上述处置器具插入到内窥镜所具备的处置器具插穿通路内。

[0243] 另外,工业领域所用的内窥镜将内窥镜细长的插入部插入喷气发动机内或工厂的配管等,从而能进行被检部位的损伤和腐蚀等的观察和各种处置等的检查。

[0244] 作为已知的结构,在医疗领域和工业领域中所使用的内窥镜的插入部的插入方向的前端侧设置有能朝多个方向自由弯曲的弯曲部,该弯曲部能够提升插入部在管路内的折曲部的易行进性,还能改变设置于插入部的插入方向的前端的观察光学系统的观察方向。

[0245] 另外,在软性内窥镜的情况下,内窥镜的插入部中除弯曲部之外的部位也被构造造成在插入到折曲的管路内的情况下,能够伴随着插入操作而沿着弯曲部的形状弯曲。

[0246] 在此,当操作者将插入部插入管路内时,由于插入部位于管路内,因而无法视觉确认插入部的形状。因此使插入部在管路内行进时,即使在弯曲部等处无意间对插入部施加了急剧的弯曲应力,操作者也意识不到,因此会继续在急剧弯曲的状态下使插入部行进等,从而存在使插入部破损的情况。因而期望提出这样的结构:在将插入部插入到管路内等时,操作者能识别插入部的形状。

[0247] 鉴于这种情况,在日本特开 2004-251779 号公报中公开了这样的结构:在整个长度范围按照设定间隔形成有多个公知的光纤布拉格光栅(以下称为 FBG)的光纤以遍及全长的方式贯穿内窥镜的至少插入部内。如果使用该结构,则使光进入光纤内,检测出 FBG 所反射的反射光,检测出与形成有 FBG 的部位的的光纤变形相伴随的应变变量,从而能检测出插入部的形状。并且,关于使用 FBG 的反射光的应变变量检测,如所公知的那样,是根据反射光波长的频率偏移计算出该频率的变化来进行的,上述反射光波长的频率偏移是因来自 FBG 的反射光的波长伴随变形而发生变化、换言之是伴随着变形而使得形成有 FBG 的部位的的光纤的应变变量发生变化而导致的。

[0248] 根据这种结构,能够检测出插入部形状,从而操作者能够识别出插入部的形状,因而能将伴随插入而导致的插入部的破损防患于未然。即,当操作者意识到插入部过度变形时,可停止插入部的行进,因此能防止插入部的破损。

[0249] 然而在插入部内除了所述 FBG 之外,还设有多个对被检部位进行摄像的摄像单元、提供对被检部位进行照明的光源的光导(以下称之为 LG)等。并且,摄像单元和 LG 是伴随驱动和导光而发热的发热部件。

[0250] 在此,众所周知,光纤具有伴随温度变化而发生膨胀收缩等变形的性质。并且,光纤即使发生 0.1℃单位的温度变化,也发生与各温度变化对应的量的变形,因而有时也通过检测变形量而用作温度计。

[0251] 因而,当上述发热部件伴随驱动而发热时,在插入部内从发热部件散发的热会被传递至光纤,存在由于插入部的变形之外的原因导致光纤变形的问题。并且当将插入部插入高温的被检部位的情况下,从插入部外部施加的热也会导致光纤变形的产生。

[0252] 其结果是,如上述日本特开 2004-251779 号公报所示,在使光进入光纤,检测来自 FBG 的反射光,从而检测出 FBG 的应变量,由此进行插入部的形状检测的情况下,光纤还会由于被施加热而产生变形即 FBG 发生应变,从而存在检测出的 FBG 应变量与实际的插入部变形量产生偏差的问题。换言之,存在插入部的形状检测精度降低的问题。

[0253] 并且以上情况不限于内窥镜的插入部,对于能够插入到形成于内窥镜插入部内的管空间中的探头的插入部也同样。

[0254] 下面示出通过减小由发热部件施加给光纤的热所导致的光纤变形,能提升插入部的形状检测精度的内窥镜、内窥镜形状检测系统、探头、探头形状检测系统的结构。

[0255] 图 33 是示出具有体现本实施方式的内窥镜的该内窥镜的形状检测系统的图,图 34 是示出图 33 的形状检测装置的结构概要的框图。

[0256] 如图 33 所示,内窥镜的形状检测系统 1000 由内窥镜 201、内窥镜的形状检测装置(以下简称为形状检测装置)211、光源装置 212、视频处理器 213、监视器 214 构成主要部分。

[0257] 内窥镜 201 由插入到被检部位的插入部 202、设置于该插入部 202 的插入方向 S 的基端侧(以下简称为基端侧)的操作部 203、从该操作部 203 延伸出的通用线缆 204、设置于该通用线缆 204 的延伸端的内窥镜连接器 205 构成主要部分。

[0258] 另外,在内窥镜 201 的插入部 202、操作部 203、通用线缆 204、内窥镜连接器 205 内至少贯穿有检测插入部 202 的形状的光纤 210。

[0259] 并且如后述的图 35 所示,在光纤 201 的至少贯穿于插入部 202 中的部位,沿着插入方向 S 具有设定间隔 K 地形成有上述多个 FBG 240。

[0260] 并且,FBG 240 还可以形成在光纤 210 的贯穿于操作部 203、通用线缆 204、内窥镜连接器 205 中的部位处。

[0261] 另外,如图 33 所示,设置于内窥镜连接器 205 处的未图示的光源连接用连接器部安装到光源装置 212 上,由此将该内窥镜连接器 205 连接到光源装置 212。

[0262] 光源装置 212 用于例如向贯穿于内窥镜 201 内的后述的 LG 262(参见图 35)提供照明光。提供给 LG262 的照明光在插入部 202 的插入方向 S 的前端侧(以下简称为前端侧)的前端面,从设置于 LG262 的插入方向 S 的前端(以下简称为前端)的未图示的照明用镜头照射到被检部位。

[0263] 另外,内窥镜连接器 205 上设有连接器部 205a,该连接器部 205a 经由电缆 208 与视频处理器 213 电连接。

[0264] 视频处理器 213 经由贯穿于内窥镜 201 内的后述的摄像电缆 261(参见图 36)、电缆 208,对设置于插入部 202 的前端侧的后述摄像单元 243(参见图 35)的 CCD 等摄像元件进行摄像控制,并且对摄像元件所拍摄的内窥镜图像进行图像处理等。

[0265] 另外,内窥镜连接器 205 上设有连接器部 205b,连接器部 205b 经由电缆 207 与形状检测装置 211 的连接器部 211a 连接。

[0266] 并且,在连接器部 211a 处,能够自由地安装/拆卸设置于电缆 207 的延伸端的拆

装连接器部 207a。并且,贯穿于内窥镜 201 内的光纤 210 的基端侧被连接到拆装连接器部 207a。

[0267] 监视器 214 通过电缆 250 与视频处理器 213 电连接,并且通过电缆 217 与形状检测装置 211 电连接。

[0268] 另外,监视器 214 除了显示通过视频处理器 213 实施了图像处理的内窥镜图像之外,还显示从形状检测装置 211 输出的表示插入部 202 的形状的镜体模型 216 等。

[0269] 如图 34 所示,形状检测装置 211 具有电源 220、作为进光部的可调激光器 221、检测器 222、分束器 223、控制电路 230,以构成主要部分。

[0270] 电源 220 向可调激光器 221 和控制电路 230 提供电源,而且,作为波长可变激光器的可调激光器 221 经由分束器 223、连接器部 211a、拆装连接器部 207a,从光纤 210 的基端侧向光纤 210 输入激光 B。

[0271] 另外,检测器 222 经由拆装连接器部 207a、连接器部 211a、分束器 223 检测进入光纤 210 的激光 B 在各 FBG240 处的反射光 R。

[0272] 控制电路 230 由作为应变测定部的数据处理电路 231、作为形状计算部的形状计算电路 232、显示电路 235 构成主要部分。

[0273] 数据处理电路 231 与可调激光器 221 和检测器 222 电连接,用于根据检测器 222 检测出的反射光 R 测定各 FBG 240 的应变。

[0274] 形状计算电路 232 与数据处理电路 231 和显示电路 235 电连接,用于根据数据处理电路 231 所测定的各 FBG 240 的应变计算插入部 202 的形状。

[0275] 显示电路 235 用于在监视器 214 上显示由形状计算电路 232 计算出的插入部 202 的形状,作为镜体模型 216。

[0276] 接着使用图 35、图 36 来示出图 33 的内窥镜 201 的插入部 202 的前端侧内部结构的概要。图 35 是示出图 33 的插入部的前端侧的内部结构概要的局部剖面图,图 36 是沿着图 35 中的 IIIIXVI-IIIIXVI 线的剖面图。

[0277] 如图 35 所示,光纤 210 贯穿插入部 202 的前端侧被外皮 245 覆盖的内部,光纤 210 的前端侧经由作为固定部件的夹持件 244 固定于设置在插入部 202 的前端内部的前端硬质部 242。并且,夹持件 244 通过从插入部 202 的外周方向插入的止动螺钉 269 固定于前端硬质部 242。

[0278] 另外,夹持件 244 由隔热材料或发泡材料等热传导率低的材料形成。由此,夹持件 244 构成减量部件,该减量部件能够减少经由该夹持件 244 和前端硬质部 242 而从后述的摄像单元 243 和 LG 262 等发热部提供给光纤 210 的热,减少由于热而在光纤 210 上形成的 FBG 240 中产生的应变。

[0279] 另外,如图 35 所示,在光纤 210 的外周,沿着插入方向 S 且隔开设定间隔 M 地覆盖并固定着多个例如衬垫状的保护部件 270。

[0280] 并且如图 35 所示,保护部件 270 在光纤 210 上被固定于避开多个 FBG 240 的位置处,所述多个 FBG 240 被沿着插入方向 S 形成且隔开设定间隔 K。

[0281] 其原因在于,若保护部件 270 与 FBG 240 形成于相同位置,则当光纤 210 变形时,由保护部件 270 保护的 FBG 240 难以发生应变,因而无法正确进行 FBG 240 的应变检测。

[0282] 保护部件 270 使光纤 210 不与 LG 262 和摄像单元 243 接触。具体而言,保护部件

270 构成减量部件,该减量部件防止由于插入部 202 的折曲或者插入部 202 上设置的未图示的弯曲部的弯曲,而使得光纤 210 接触 LG 262 和摄像单元 243 等,从而减少伴随折曲或弯曲而使得摄像单元 243 和 LG 262 等的发热部接触光纤 210 所导致的由该发热部施加给光纤 210 的热,能减少由于热而在形成于光纤 210 上的 FBG 240 中产生的应变量。

[0283] 另外,如图 35、图 36 所示,在插入部 202 的被外皮 245 覆盖的内部,除了光纤 210 之外,还贯穿有被编织层 261c 覆盖的摄像电缆 261、LG262、在内部形成有流体供给用的通路 263r 的通路管 263 等。

[0284] 前端硬质部 242 设有摄像单元 243,摄像电缆 261 的前端与该摄像单元 243 电连接。另外,LG 262 的前端以接近设置于前端硬质部 242 的未图示的照明用镜头且相对地设置的方式固定至前端硬质部 242,而且,通路 263r 在前端硬质部 242 的前端面开口。并且摄像单元 243 因驱动而发热,并且 LG 262 也随着导光而发热,因而摄像单元 243、LG 262 构成本实施方式中的发热部。

[0285] 并且,在插入部 202 的内部还贯穿有其他部件,并且配设有各种部件,但它们都是公知的,因而在此省略说明。

[0286] 这样,在本实施方式中,示出了由隔热材料或发泡材料等热传导率低的材料形成将光纤 210 的前端侧固定于前端硬质部 242 的固定部件的情况。

[0287] 由此,夹持件 244 能够减少经由该夹持件 244 和前端硬质部 242 而由摄像单元 243 和 LG262 等施加给光纤 210 的、从摄像单元 243 和 LG262 等散发的热,因而,与以往相比,能够减少由于热使得光纤 210 发生热变形而随之在 FBG 240 中产生的应变量。即,能够防止由于热的影响而使得数据处理电路 231 测定出的各 FBG 240 的应变量大于与插入部 202 的变形所致的光纤 210 的弯曲量相应的应变量。

[0288] 另外,在本实施方式中,示出了在光纤 210 的外周,沿着插入方向 S 且隔开设定间隔 M 地覆盖并固定有多个保护部件 270。

[0289] 由此,能通过保护部件 270 防止伴随着插入部 202 的折曲或设置于插入部 202 的未图示的弯曲部的弯曲,使得光纤 210 与 LG 262 和摄像单元 243 等接触,因而,能够减少由摄像单元 243 或 LG262 等施加给光纤 210 的、由摄像单元 243 和 LG262 等散发的热,因此,与以往相比,能减少伴随光纤 210 发生热变形而在 FBG 240 中产生的应变量。

[0290] 即,能够防止由于热的影响而使得数据处理电路 231 测定出的各 FBG 240 的应变量大于与插入部 202 的变形所致的光纤 210 的弯曲量相应的应变量。

[0291] 由此,能够提供一种内窥镜 201 和内窥镜的形状检测系统 1000,它们通过减少由发热部件施加给光纤 210 的热所导致的光纤 210 的变形,从而能够提高插入部 202 的形状检测精度。

[0292] 以下示出变形例。

[0293] 在本实施方式中示出了通过夹持件 244、保护部件 270 来减少由摄像单元 243 或 LG 262 施加的热所导致的光纤 210 的变形,然而不限于此,如果仅使用以热传导率低的材料形成夹持件 244 的方案和设置保护部件 270 的方案之中的某一个方案,则虽然效果不如本实施方式,然而与以往相比,也能够减少由摄像单元 243 和 LG 262 施加的热所导致的光纤 210 的变形。

[0294] 另外,下面使用图 37、图 38 来示出其他变形例。图 37 是示出图 33 的插入部的前

端侧内部的变形例结构的概要的局部剖面图,图 38 是沿着图 37 中的 IIIXVIII-IIIXVIII 线的剖面图。

[0295] 在本实施方式中示出了:为了减少由摄像单元 243 和 LG 262 施加的热所导致的光纤 210 的变形,夹持件 244 由隔热材料或发泡材料等热传导率低的材料形成,并且在光纤 210 上,隔开设定间隔 M 地固定有多个保护部件 270。

[0296] 除此之外,还可以在插入部 202 的内周面设置支撑光纤 210 的一部分的支撑部件 260,从而减少由摄像单元 243 和 LG262 施加的热所导致的光纤 210 的变形。

[0297] 具体而言,如图 37、图 38 所示,在设置于插入部 202 的外皮 245 的内周面的编织层 67 上设置有支撑部件 260,该支撑部件 260 通过覆盖并支撑光纤 210 的一部分,在光纤 210 的径向进行定位,并且使光纤 210 不接触 LG 262 和摄像单元 243。并且,支撑部件 260 也是为了正确检测 FBG 240 的应变量而支撑光纤 210 的形成有 FBG 240 的位置以外的部位。

[0298] 支撑部件 260 构成减量部件,该减量部件限制光纤 210 在径向的移动,从而防止伴随插入部 202 的折曲或设置于插入部 202 的未图示的弯曲部的弯曲而使得光纤 210 与 LG 262 和摄像单元 243 等接触,进而减少由摄像单元 234 和 LG 262 等的发热部施加给光纤 210 的热,减少由于热而在光纤 210 上形成的 FBG 240 中产生的应变量。

[0299] 由此,通过支撑部件 260 限制光纤 210 在径向的移动,来防止这样的情况:伴随插入部 202 的折曲或设置于插入部 202 的未图示的弯曲部的弯曲,使得光纤 210 与 LG 262 和摄像单元 243 等接触。由此,能够进一步减少随着接触而从摄像单元 243 和 LG 262 等的发热部施加给光纤 210 的、从摄像单元 234 和 LG 262 等散发的热,因此,与本实施方式相比,能进一步减少伴随光纤 210 发生热变形而在 FBG 240 中产生的应变量。

[0300] 即,能够防止由于热的影响而使得数据处理电路 231 测定出的各 FBG 240 的应变量大于与插入部 202 的变形所致的光纤 210 的弯曲量相应的应变量。而其他结构和效果都与上述的本实施方式相同。

[0301] 另外,在图 37、图 38 中,示出了通过夹持件 244、保护部件 270、支撑部件 260 减少由摄像单元 234 和 LG 262 施加的热所导致的光纤 210 的变形,然而不限于此,通过仅设置支撑部件 260,虽然效果不如图 37、图 38 所示的结构,然而与以往相比,也能减少由摄像单元 234 和 LG262 施加的热所导致的光纤 210 的变形。

[0302] 并且下面使用图 39、图 40 来示出其他变形例。图 39 是示出图 33 的插入部的前端侧内部的、与图 37 不同的变形例结构的概要的局部剖面图,图 40 是沿着图 39 中的 IVX-IVX 线的剖面图。

[0303] 本实施方式示出了这样的情况:在光纤 210 的外周,沿着插入方向 S 隔开设定间隔 M 地覆盖并固定有多个保护部件 270。

[0304] 不限于此,如图 39、图 40 所示,还可以取代保护部件 270,而在光纤 210 的外周沿着插入方向 S 覆盖保护管 241,该保护管 241 由隔热性较高的材料、例如橡胶构成,且使光纤 210 不与 LG262 和摄像单元 243 接触。

[0305] 保护管 241 也构成减量部件,该减量部件防止这样的情况:伴随插入部 202 的折曲或设置于插入部 202 的未图示的弯曲部的弯曲,而使得光纤 210 接触 LG 262 和摄像单元 243 等,由此,该减量部件减少伴随接触而从摄像单元 243 和 LG 262 等的发热部施加给光纤 210 的热,进而减少由于热而在光纤 210 上形成的 FBG 240 中产生的应变量。其他结构

都与上述的实施方式相同。

[0306] 根据这种结构,也能获得与上述的本实施方式相同的效果。另外,仅在光纤 210 的外周覆盖保护管 241,虽然效果不如图 39、图 40 所示的结构,然而与以往相比,也能减少由摄像单元 243 和 LG262 所施加的热导致的光纤 210 的变形。

[0307] 另外,在上述实施方式中,作为例子,示出了使用光纤 210 来检测内窥镜 201 的插入部 202 的形状的情况,然而不限于此,只要是具有插入到被检部位的插入部且使光纤贯穿于插入部的结构,则将上述插入部的形状检测结构应用于内窥镜之外的其他器具、例如能够插入形成于内窥镜插入部内的管内的探头的插入部,也能获得与本实施方式同样的效果。

[0308] 而且在插入部内,除了上述 FBG 之外,还设有多个对被检部位进行摄像的摄像单元和提供对被检部位进行照明的光源的光导(以下称之为 LG)等。并且,摄像单元和 LG 构成伴随驱动和导光而发热的发热部件。

[0309] 在此,众所周知,光纤具有伴随温度变化而膨胀收缩并发生变形的性质。并且,光纤即便是 0.1℃单位的温度变化也会发生与各温度变化对应的量的变形,因而也有时通过检测变形量而用作为温度计。

[0310] 因而,当上述发热部件伴随驱动而发热时,插入部内由发热部件散发的热会被传递到光纤,存在由于插入部变形之外的原因导致光纤变形的问题。并且,在将插入部插入高温的被检部位时,也会由于从插入部外部施加的热而产生光纤的变形。

[0311] 其结果是,在使光进入光纤,通过检测来自 FBG 的反射光来检测 FBG 的应变量,由此进行插入部的形状检测的情况下,光纤会由于被施加了热而变形、即 FBG 会发生应变,因而存在所检测出的 FBG 的应变量与实际插入部变形量发生偏差的问题。换言之,存在插入部的形状检测精度降低的问题。

[0312] 并且,来自发热部件的发热量根据内窥镜的种类而不同、即光纤所受到的热的影响根据内窥镜的种类而不同,因而存在各种内窥镜的插入部形状的检测精度不同的问题。

[0313] 以下使用图 41 ~ 图 43 来示出能够按照内窥镜的种类高精度地进行插入部的形状检测的内窥镜的形状检测装置、内窥镜的形状检测系统。

[0314] 图 41 是示出体现本结构的内窥镜的形状检测系统的图,图 42 是将图 41 的内窥镜连接器的内部结构的概要与通用线缆的一部分一起放大显示的图,图 43 是示出图 41 的形状检测装置的结构概要的框图。

[0315] 如图 41 所示,内窥镜的形状检测系统 1000 由内窥镜 201、内窥镜的形状检测装置(以下简称为形状检测装置)211、光源装置 212、视频处理器 213、作为显示部的监视器 214 构成主要部分。

[0316] 内窥镜 201 由插入到被检部位的插入部 202、设置于该插入部 202 的插入方向基端侧(以下简称为基端侧)的操作部 203、从该操作部 203 延伸出的通用线缆 204、设置于该通用线缆 204 的延伸端的内窥镜连接器 205 构成主要部分。

[0317] 另外,在内窥镜 201 的插入部 202、操作部 203、通用线缆 204、内窥镜连接器 205 内至少贯穿有检测插入部 202 的形状的光纤 210。

[0318] 另外,在光纤 210 的至少贯穿于插入部 202 内的部位,沿着插入方向隔开设定间隔地形成有上述多个 FBG(未图示)。并且 FBG 也可以形成在光纤 210 的贯穿于操作部 203、

通用线缆 204、内窥镜连接器 205 中的部位处。

[0319] 如图 41 所示,将该内窥镜连接器 205 上设置的图 42 所示的光源连接用连接器部 205c 安装到光源装置 212 上,从而将内窥镜连接器 205 连接至光源装置 212。

[0320] 并且,在内窥镜连接器 205 内设有具备作为记录部的 EPROM 206 的镜体 ID 基板 209。而且在 EPROM 206 内记录着作为内窥镜信息的镜体 ID。

[0321] 光源装置 212 用于例如向贯穿于内窥镜 201 内的未图示的 LG 提供照明光。提供给 LG 的照明光在插入部 202 的前端的前端面从设置于 LG 前端的未图示的照明用镜头照射到被检部位。

[0322] 另外,在内窥镜连接器 205 上设有连接器部 205a,该连接器部 205a 经由电缆 208 而与视频处理器 213 电连接。并且在电缆 208 内,除了从镜体 ID 基板 209 延伸出的后述的通信用信号线 218 之外,还贯穿有与贯穿于内窥镜 201 内的未图示的摄像电缆电连接的摄像用导线等。

[0323] 视频处理器 213 经由上述的摄像电缆、摄像用导线,对设置于插入部 202 的前端侧的未图示的 CCD 等摄像元件进行摄像控制,并且对由摄像元件拍摄的内窥镜图像进行图像处理。

[0324] 另外,在内窥镜连接器 205 上设有连接器部 205b,连接器部 205b 经由电缆 207 与形状检测装置 211 的连接器部 211a 连接。并且,在连接器部 211a 上,能够自由地安装/拆卸设置于电缆 207 的延伸端的拆装连接器部 207a。

[0325] 在电缆 207 内,贯穿有从镜体 ID 基板 209 延伸出的后述的通信用信号线 218 和光纤 210 等。并且,通信用信号线 218 的延伸端和光纤 210 的后端固定至拆装连接器部 207a。

[0326] 监视器 214 通过电缆 250 与视频处理器 213 电连接,并且通过电缆 217 与形状检测装置 211 电连接。

[0327] 另外,监视器 214 除了显示通过视频处理器 213 实施了图像处理的内窥镜图像之外,还显示表示由形状检测装置 211 输出的插入部 202 的形状的镜体模型 216 等。

[0328] 如图 43 所示,形状检测装置 211 具有电源 220、作为光输入部的可调激光器 221、检测器 222、分束器 223、控制电路 230,从而构成主要部分。

[0329] 电源 220 向可调激光器 221 和控制电路 230 提供电源,另外,作为波长可变激光器的可调激光器 221 经由分束器 223、连接器部 211a、拆装连接器部 207a,从光纤 210 的后端侧向光纤 210 输入激光 B。

[0330] 另外,检测器 222 经由拆装连接器部 207a、连接器部 211a、分束器 223 检测进入光纤 210 的激光 B 在各 FBG 处的反射光 R。

[0331] 控制电路 230 由作为应变量测定部的数据处理电路 231、作为形状计算部的形状计算电路 232、作为应变校正部的应变量校正电路 233、作为数据读出部的数据读出电路 234 以及显示电路 235 构成主要部分。

[0332] 数据处理电路 231 与可调激光器 221 和检测器 222 电连接,根据由检测器 222 检测出的反射光 R 来测定各 FBG 的应变量。

[0333] 应变量校正电路 233 与数据处理电路 231 和数据读出电路 234 电连接,具有温度校正表 233a。并且,温度校正表 233a 针对每种内窥镜的类别、工作模式、光量等会对插入部 202 的内部温度变化带来影响的参数的组合,而具有各 FBG 位置处的最佳应变量校正量

的信息。另外,数据读出电路 234 与连接器部 211a 电连接。

[0334] 应变量校正电路 233 经由数据读出电路 234 读出 EPROM 206 中记录的镜体 ID,对于每个 FBG 或光纤整体,参照温度校正表 233a 对通过数据处理电路 231 测定的各 FBG 的应变量进行校正。

[0335] 换言之,考虑到因从摄像单元和 LG 等发热部散发的热施加到光纤 210 而使光纤 210 发生变形、即各 FBG 发生应变的情况,应变量校正电路 233 根据 EPROM 206 内的镜体 ID,对于每个 FBG 或光纤整体,参照温度校正表 233a,将通过数据处理电路 231 测定的各 FBG 的应变量校正为 FBG 未受温度影响时的应变量,其中,上述摄像单元由于驱动而散热,上述 LG 由于导光而散热。并且,作为具体的校正方法,检测相对于某个基准温度时的光频率的偏差量,由此参照温度校正表 233a 校正应变量。

[0336] 形状计算电路 232 与应变量校正电路 233 电连接,根据由应变量校正电路 233 校正后的应变量计算插入部 202 的形状。

[0337] 显示电路 235 与形状计算电路 232 电连接,将通过形状计算电路 232 计算出的插入部 202 的形状作为镜体模型 216 显示于监视器 214 上。

[0338] 这样,在本结构中示出:控制电路 230 的应变量校正电路 233 根据记录于 EPROM206 中的镜体 ID,对于每个 FBG 或光纤整体,参照温度校正表 233a 校正由数据处理电路 231 测定的各 FBG 的应变量。

[0339] 据此,即便由于内窥镜种类不同而使得从摄像单元和 LG 施加给光纤 210 的发热量不同,应变量校正电路 233 也能基于内窥镜的种类,对于每个 FBG 或光纤整体校正由数据处理电路 231 处测定的各 FBG 的应变量,因而能正确地检测插入部 202 的形状。

[0340] 如上,可提供能够按照内窥镜 201 的种类高精度地进行插入部 202 的形状检测的内窥镜形状检测装置 211、内窥镜形状检测系统 1000。

[0341] 以下示出变形例。

[0342] 在上述的本结构中,举例示出了使用光纤 210 来检测内窥镜 201 的插入部 202 的形状的情况,然而不限于此,只要是具有能插入被检部位的插入部且能将光纤贯穿插入部的结构,则能将上述插入部的形状检测结构应用到内窥镜之外的其他器具、例如能插入形成于内窥镜插入部内的管内的探头的插入部,也能获得与本实施方式相同的效果。

[0343] 而且,在本结构中,虽然示出了应变量校正电路 233 具备温度校正表 233a 的情况,然而不限于此,也可以是 EPROM 206 具备温度校正表 233a。

[0344] (第 8 实施方式)

[0345] 然而,日本特开 2004-251779 号公报所公开的光纤的前端侧经由夹持件等固定于内窥镜插入部的前端侧内部、具体而言是设置于内部的前端硬质部,从而贯穿于插入部内。

[0346] 另外,为检测插入部形状而进入到光纤内的光并非全部都被 FBG 反射,一部分光通过 FBG 后被引导至光纤前端。

[0347] 此时,从光纤前端射出并通过了 FBG 的通过光射出到插入部的前端侧内部,但是,如果该射出的通过光被夹持件反射而作为返回光回到光纤前端,则在使用来自 FBG 的反射光进行 FBG 的应变量检测时,返回光会混入反射光中,从而存在导致应变量的检测精度降低、即插入部的形状检测精度降低的问题。

[0348] 而且上述情况不限于内窥镜的插入部,能够插入形成于内窥镜插入部内的管内的

探头的插入部也同样。

[0349] 下面示出具有如下所述的结构的内窥镜、内窥镜形状检测系统、探头、探头形状检测系统,所述结构能防止从光纤前端射出的光再次进入光纤,从而能正确地进行插入部的形状检测。

[0350] 该第 8 实施方式的内窥镜形状检测系统的结构与上述图 33 ~ 图 43 所示的第 7 实施方式的内窥镜形状检测系统的结构相比,将光纤前端固定于前端硬质部的夹持件的有底孔的形状不同。因此仅说明该不同之处,对于与第 7 实施方式同样的结构赋予相同的标号并省略其说明。

[0351] 图 44 是示出内窥镜插入部的前端侧内部结构的概要的局部剖面图,图 45 是沿着图 44 中的 IVXV-IVXV 线的剖面图,图 46 是将图 44 的固定光纤前端侧的固定部件放大并与光纤一起显示的局部剖面图。

[0352] 如图 44 所示,光纤 210 以被保护管 241 覆盖的状态贯穿于插入部 202 的前端侧被外皮 245 覆盖的内部,光纤 210 的前端侧经由作为固定部件的夹持件 244 固定于设置在插入部 202 的前端内部的前端硬质部 242 处。并且,夹持件 244 通过从插入部 202 的外周方向插入的止动螺钉 269 而相对于前端硬质部 242 固定。

[0353] 如图 46 所示,在夹持件 244 上形成有沿着光纤 210 的前端侧插入固定的插入方向 S 的有底孔 244i,设置于夹持件 244 的基端侧的有底孔 244i 的开口构成出射口 244h,在该出射口 244h 处,通过了光纤 210 的 FBG 240 而从前端 210s 射出的激光 B 的通过光 M 从有底孔 244i 射出到插入部 202 内部。

[0354] 并且如图 44 所示,出射口 244h 位于设置在前端硬质部 242 的后述的摄像单元 243 的后端侧。这是因为,通过防止从出射口 244h 射出的通过光 M 进入到摄像单元 243,来防止在摄像单元 243 所拍摄的摄影图像中产生图像紊乱。

[0355] 返回图 46,在夹持件 244 的有底孔 244i 中,与光纤 210 的前端 210s 相对的相对面 244t 具有相对于光纤 210 的前端 210s 的前端面倾斜了设定角度  $\theta$  的大致 V 字状剖面。

[0356] 另外,通过对相对面 244t 实施镜面加工,来在相对面 244t 上形成作为入射防止单元的镜面膜 271,该镜面膜 271 将从前端 210s 射出的通过光 M 引导至光纤 210 外。

[0357] 并且,镜面膜 271 形成于相对面 244t 上,从而镜面膜 271 也相对于光纤 210 的前端 210s 的前端面倾斜设定角度  $\theta$ ,因而能向前端 210s 之外的方向反射从前端 210s 射出的通过光 M。因此,镜面膜 271 具有从有底孔 244i 经由出射口 244h 将从前端 210s 射出的通过光 M 射出到插入部 202 的前端侧内部的功能。

[0358] 另外,如图 45 所示,在插入部 202 的被外皮 245 覆盖的内部,除了光纤 210 之外,还贯穿有摄像电缆 261、光导 262 以及内部形成有流体供给用通路 263r 的通路管 263 等。

[0359] 摄像电缆 261 的前端与设置于前端硬质部 242 中的摄像单元 243 电连接。另外,光导 262 的前端以接近设置于前端硬质部 242 的未图示的照明用镜头且相对设置的方式固定至前端硬质部 242,而且通路 263r 在前端硬质部 242 的前端面开口。

[0360] 并且,在插入部 202 的内部,还贯穿有其他部件,并且配设有各种部件,而它们都是公知的,因而在此省略说明。

[0361] 这样,在本实施方式中示出了:在将光纤 210 的前端 210s 固定至前端硬质部 242 的夹持件 244 的有底孔 244i 中,与光纤 210 的前端 210s 相对的相对面 244t 具有相对于光

纤 210 的前端 210s 的前端面倾斜了设定角度  $\theta$  的大致 V 字状剖面,在相对面 244t 上形成了镜面膜 271。

[0362] 还示出了这样的情况:在夹持件 244 的基端侧形成有出射口 244h,该出射口 244h 用于使通过光 M 从夹持件 244 的有底孔 244i 射出到夹持件 244 之外。

[0363] 由此,如图 46 所示,从光纤 210 的前端 210s 射出且通过了 FBG240 的通过光 M 被镜面膜 271 反射到前端 210s 以外的方向,该反射后的通过光 M 会从出射口 244h 射出到插入部 202 的内部,因而能够防止这样的情况:从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 作为返回光再次由前端 210s 进入到光纤 210 内,检测器 222 因检测到返回光而错误地检测 FBG 240 的应变量。即能够防止插入部 202 的形状检测精度降低。

[0364] 根据上面所述,能够提供具有如下所述的结构的内窥镜、内窥镜形状检测系统,所述结构为:通过防止从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 再次进入到光纤 210 中,能够正确地进行插入部 202 的形状检测。

[0365] 并且本实施方式示出的是夹持件 244 的相对面 244t 的剖面成为大致 V 字形状的情况,然而不限于此,只要是能够以从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 不进入前端 210s 的方式来反射通过光 M 的形状,就可以形成曲率面等任意形状,这无需赘言。

[0366] (第 9 实施方式)

[0367] 图 47 是表示体现本实施方式的内窥镜的插入部前端侧的内部结构的概要的局部剖面图,图 48 是将图 47 的固定光纤前端侧的固定部件放大并与光纤一起示出的局部剖面图。

[0368] 该第 9 实施方式的内窥镜的结构与上述图 44 ~ 图 46 所示的第 8 实施方式的内窥镜的不同之处在于,设置于夹持件处的入射防止单元由棱镜构成而不是由镜面膜构成。因而仅说明该不同之处,对与第 8 实施方式同样的结构赋予相同的标号并省略该说明。

[0369] 如图 47、图 48 所示,与上述第 1 实施方式同样地,在夹持件 244 的有底孔 244i 中,与光纤 210 的前端 210s 相对的相对面 244t 具有相对于光纤 210 的前端 210s 的前端面倾斜了设定角度  $\theta$  的大致 V 字状剖面。并且,在本实施方式中,相对面 244t 的形状也不限于大致 V 字形剖面。

[0370] 另外,在相对面 244t 上设有作为入射防止单元的棱镜 273,该棱镜 273 用于将从前端 210s 射出的通过光 M 从前端 210s 引导至射出了通过光 M 的光纤 210 之外。其它结构都与上述第 1 实施方式相同。

[0371] 根据该结构,如图 48 所示,从光纤 210 的前端 210s 射出并通过了 FBG240 的通过光 M 被棱镜 273 反射到前端 210s 之外的方向,该反射后的通过光 M 会从出射口 244h 射出到插入部 202 内部,因而能够防止这样的情况:从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 作为返回光再次由前端 210s 进入光纤 210 内,检测器 222 因检测到返回光而错误地检测 FBG 240 的应变量。即能够防止插入部 202 的形状检测精度降低。

[0372] 根据上面所述,能够提供一种具有如下结构的内窥镜、内窥镜形状检测系统,所述结构为:通过防止从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 再次进入光纤 210,能够正确地进行插入部 202 的形状检测。

[0373] (第 10 实施方式)

[0374] 图 49 是概要性地示出体现本实施方式的内窥镜插入部的前端侧内部结构的局部

剖面图。

[0375] 该第 3 实施方式的内窥镜的结构与上述图 44 ~ 图 46 所示的第 8 实施方式的内窥镜和图 47、图 48 所示的第 9 实施方式的内窥镜的不同之处在于, 设置于夹持件处的入射防止单元由反射镜构成而不是由镜面膜或棱镜构成。因而仅说明该不同之处, 对与第 8、第 9 实施方式同样的结构赋予相同的标号并省略该说明。

[0376] 如图 49 所示, 在插入部 202 的被外皮 245 覆盖的内部, 除了作为上述的一个光纤的光纤 210 之外, 还与光纤 210 并排地贯穿有作为另一个光纤的返回光用光纤 (以下简称光纤) 280。并且, 光纤 280 的基端在插入部 202 或操作部 203 内等开口。

[0377] 另外, 在将光纤 210、280 的各个前端 210s、280s 固定至前端硬质部 242 的夹持件 284 的未图示的有底孔中, 与上述第 1、第 2 实施方式同样, 与光纤 210、280 的各个前端 210s、280s 相对的相对面 284t 具有相对于光纤 210、280 的各个前端 210s、280s 的前端面倾斜了设定角度  $\theta$  的大致 V 字形剖面。并且, 在本实施方式中, 相对面 284t 的形状也不限于剖面为大致 V 字形。

[0378] 另外, 在相对面 284t 上设有作为入射防止单元的反射镜 281, 该反射镜 281 将从前端 210s 射出的通过光 M 引导至光纤 210 外、具体而言是经由出射口 284h 引导至光纤 280 的前端 280s。并且在本实施方式中, 出射口 284h 位于摄像单元 243 的插入方向 S 的后端侧。其它结构都与上述的第 1 实施方式相同。

[0379] 如图 49 所示, 根据这种结构, 从光纤 210 的前端 210s 射出且通过了 FBG 240 的通过光 M 被反射镜 281 反射到前端 210s 以外的方向、具体来说是由出射口 284h 被反射到光纤 280 的前端 280s, 该被反射的通过光 M 射入光纤 280 内, 由基端侧射出到插入部 202 或操作部 203 内。

[0380] 由此, 防止这样的情况: 从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 作为返回光再次从前端 210s 进入光纤 210 内, 检测器 222 因检测到返回光而错误地检测 FBG 240 的应变量。即能够防止插入部 202 的形状检测精度降低。

[0381] 根据上面所述, 能够提供一种具有如下所述的结构的内窥镜 1、内窥镜形状检测系统 100, 所述结构为: 通过防止从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 再次进入光纤 210, 能够正确地进行插入部 202 的形状检测。

[0382] 以下示出变形例。

[0383] 在上述第 1 ~ 第 3 实施方式中, 示出了下述情况: 在夹持件 244 的相对面 244t 上形成有镜面膜 271、或者在夹持件 244 的相对面 244t 上设置棱镜 273、或者在夹持件 284 的相对面 284t 上设置反射镜 281, 使得从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 不会再次进入光纤 210 的前端 210s。

[0384] 然而不限于此, 如果在夹持件 244、284 的相对面 244t、284t 上设置出射光扩散部件, 或形成使从光纤 210 的前端 210s 射出的通过光 M 扩散的凹凸, 也能防止该从前端 210s 射出的通过光 M 作为返回光进入光纤 210 的前端 210s。

[0385] 另外, 在上述第 8 ~ 第 10 实施方式中, 举例示出了使用光纤 210 来检测内窥镜 1 的插入部 202 的形状的情况, 然而不限于此, 只要是具有插入到被检部位的插入部且能将光纤贯穿于插入部的结构, 就能将上述插入部的形状检测结构应用于内窥镜之外的其他器具, 例如应用于能插入到形成于内窥镜插入部内的管内的探头的插入部, 也能获得与本实

施方式相同的效果。

[0386] 而且,作为上述第 8~第 10 实施方式所示的入射防止单元的例子,不限于第 8~第 10 实施方式所述的内容,例如也可以构造成:将与光纤传感器前端相对的位置涂黑等,以吸收从光纤传感器前端射出的光。

[0387] (第 11 实施方式)

[0388] 然而,光纤通常形成为直径较细,而且在光纤贯穿于插入部的结构中,光纤仅被管等覆盖并保护,因而若对插入部施加了反复的弯曲应力,则光纤也会反复地被施加弯曲应力,出现光纤伴随劣化而折断的问题。另外,若向插入部施加急剧的弯曲应力,则会出现光纤折断的问题。

[0389] 其中,在日本特开 2004-251779 号公报所公开的结构中,如上面所述,检测光纤的应变量,由操作者识别插入部的形状,然而由于并不具备检测光纤折曲了多少次并向操作者通知折曲次数的结构,因而操作者会遇到无法预测光纤劣化程度和耐久性的问题。

[0390] 因而,具有这样的问题:操作者会在没有察觉光纤劣化的情况下继续使用,因而有时光纤会在使用中破损,此时就必须中断检查等,十分麻烦。

[0391] 而且,在日本特开 2004-251779 号公报所公开的结构中,操作者目视确认插入部的形状,且由操作者判断插入部是否弯曲过度,因而会出现这样的问题:操作者没有意识到插入部被施加了急剧的弯曲应力而继续使用,导致使用中光纤破损。

[0392] 因而下面示出具有能够将使用中的光纤破损防止于未然的结构的光纤应变检测装置、医疗器具的形状检测系统、光纤应变检测方法。

[0393] 该第 11 实施方式的内窥镜形状检测系统的结构与上述图 33~图 43 所示的第 7 实施方式的内窥镜形状检测系统的结构的不同之处在于:形状检测装置 211 使激光进入光纤,检测光纤在各 FBG 处的反射光 R,根据该检测到的反射光测定各 FBG 的应变量,并且对所测定到的应变量超过了第 1 应变量的次数进行计数,当所计数的超过次数超过了设定次数的情况下,在监视器上进行警告显示。因而仅对该不同之处进行说明,对与第 7 实施方式相同的结构赋予相同的标号并省略该说明。

[0394] 图 50 是示出体现本实施方式的内窥镜形状检测系统的图,图 51 是放大示出图 50 的内窥镜插入部的前端侧的内部结构的概要的局部剖面图,图 52 是将图 50 的内窥镜连接器的内部结构的概要与通用线缆的一部分一起放大表示的图。

[0395] 如图 50 所示,内窥镜形状检测系统 2000 由内窥镜 201、作为光纤应变检测装置的内窥镜形状检测装置(以下简称为形状检测装置)211、光源装置 212、视频处理器 213、作为显示部的监视器 214 来构成主要部分。

[0396] 内窥镜 201 由插入到被检部位的插入部 202、设置于该插入部 202 的插入方向基端侧(以下简称为基端侧)的操作部 203、从该操作部 203 延伸出的通用线缆 204、设置于该通用线缆 204 的延伸端的内窥镜连接器 205 来构成主要部分。

[0397] 另外,在内窥镜 201 的插入部 202、操作部 203、通用线缆 204、内窥镜连接器 205 内至少设有检测插入部 202 的形状的光纤 210,但是如图 51 所示,该光纤 210 的前端固定并贯穿于插入部 202 的插入方向的前端侧(以下简称为前端侧)。

[0398] 另外,如图 51 所示,至少在光纤 210 的贯穿于插入部 202 的部位,沿着插入方向且间隔开设定间隔 K 地形成有所述多个 FBG 240。并且,FBG 240 也可以形成在光纤 210 的贯

穿于操作部 203、通用线缆 204、内窥镜连接器 205 的部位。

[0399] 如图 50 所示,设置于该内窥镜连接器 205 的图 52 所示的光源连接用连接器部 205c 安装到光源装置 212 上,从而该内窥镜连接器 205 连接至光源装置 212。并且,在内窥镜连接器 205 内设有镜体 ID 基板 209,该镜体 ID 基板 209 具备后述的作为能够写入超过次数的记录部的 EPROM 206。并且,EPROM 206 内记录着镜体 ID。

[0400] 光源装置 212 用于向例如贯穿于内窥镜 201 内的未图示的光导提供照明光。提供给光导的照明光在插入部前端的前端面由设置于光导前端的未图示的照明用镜头照射到被检部位。

[0401] 另外,在内窥镜连接器 205 上设有连接器部 205a,该连接器部 205a 经由电缆 208 与视频处理器 213 电连接。并且在电缆 208 内,除了从镜体 ID 基板 209 延伸出的后述的通信用信号线 218 之外,还贯穿有未图示的摄像电缆等,该摄像电缆贯穿于内窥镜 201 内。

[0402] 视频处理器 213 用于经由上述摄像电缆等对设置于插入部 202 的前端侧的未图示的 CCD 等摄像元件进行摄像控制,并且对摄像元件所拍摄的内窥镜图像进行图像处理等。

[0403] 另外,在内窥镜连接器 205 上设有连接器部 205b,连接器部 205b 经由电缆 207 与形状检测装置 211 的连接器部 211a 连接。并且,在连接器部 211a 上,可自由地安装 / 拆卸设置于电缆 207 的延伸端的拆装连接器部 207a。

[0404] 在电缆 207 内贯穿有从镜体 ID 基板 209 延伸出的后述的通信用信号线 218 和光纤 210 等。另外,通信用信号线 218 的延伸端和光纤 210 的后端固定于拆装连接器部 207a。

[0405] 监视器 214 通过电缆 250 与视频处理器 213 电连接,并且通过电缆 217 与形状检测装置 211 电连接。

[0406] 另外,监视器 214 除了显示由视频处理器 213 实施了图像处理的内窥镜图像之外,还显示从形状检测装置 211 输出的后述的表示与插入部 202 相关的警告的警告显示 215、表示插入部 202 的形状的镜体模型 216 等。

[0407] 接着,使用图 53 来说明形状检测装置 211 的结构。图 53 是示出图 50 的形状检测装置的结构概要的框图。

[0408] 如图 53 所示,形状检测装置 211 具备电源 220、作为进光部的可调激光器 221、检测器 222、分束器 223、控制电路 230,从而构成主要部分。

[0409] 电源 220 向可调激光器 221 和控制电路 230 提供电源,而作为波长可变激光器的可调激光器 221 经由分束器 223、连接器部 211a、拆装连接器部 207a 从光纤 210 的后端侧向光纤 210 输入激光 B。

[0410] 另外,检测器 222 经由拆装连接器部 207a、连接器部 211a、分束器 223 检测进入到光纤 210 的激光 B 在各 FBG240 处的反射光 R。

[0411] 控制电路 230 由以下电路构成主要部分:作为应变变量测定部的数据处理电路 231、作为形状计算部的形状计算电路 232、作为判定部和计数部的应变变量判定 / 计数电路 233、作为对 EPROM 206 进行写入或读出的数据读写部的数据读写 / 数据读出电路 234、作为警告部的显示电路 235。

[0412] 数据处理电路 231 与可调激光器 221 和检测器 222 电连接,用于根据检测器 222 所检测到的反射光 R,测定各 FBG 240 的应变变量。

[0413] 形状计算电路 232 与数据处理电路 231 和显示电路 235 电连接,用于根据由数据

处理电路 231 测定的各 FBG 240 的应变量,计算插入部 202 的形状。

[0414] 应变量判定 / 计数电路 233 与数据处理电路 231、数据读写 / 数据读出电路 234、显示电路 235 电连接,判定数据处理电路 231 所测定的应变量是否超过了第 1 应变量,并且在已超过的情况下,对超过次数进行计数。并且,第 2 应变量被设定为光纤 210 不会破损的应变量。

[0415] 数据读写 / 数据读出电路 234 与连接器部 211a 电连接,经由连接器部 211a、拆装连接器部 207a、通信用信号线 218 将通过应变量判定 / 计数电路 233 计数的超过次数写入 EPROM 206,或从 EPROM 206 中读出该超过次数。

[0416] 当通过应变量判定 / 计数电路 233 判定为超过次数大于等于设定次数的情况下,显示电路 235 经由电缆 217 在监视器 214 上进行警告显示 215,还将通过形状计算电路 232 计算出的插入部 202 的形状作为镜体模型 216 显示于监视器 214 上。

[0417] 接着,使用上述图 53 和图 54 说明本实施方式的作用。图 54 是示出图 50 的形状检测装置所进行的超过次数检测方法的流程图。并且,关于形状检测装置 211 将插入部 202 的形状作为镜体模型 216 显示在监视器 214 上时的作用是公知的,因而在此省略说明。

[0418] 如图 54 所示,首先进行插入部 202 的形状检测,因此在步骤 S51 中,激光 B 从可调激光器 221 进入光纤 210 内。

[0419] 接着,在步骤 S52 中,通过检测器 222 检测出从可调激光器 221 进入到光纤 210 内的激光 B 在光纤 210 上形成的各 FBG240 处的反射光 R。

[0420] 此后,在步骤 S53 中,根据由检测器 222 检测出的反射光 R,通过数据处理电路 231 测定各 FBG 240 的应变量。

[0421] 然后在步骤 S54 中,通过应变量判定 / 计数电路 233 判定由数据处理电路 231 测定的应变量是否超过了第 1 应变量。当通过数据处理电路 231 测定的应变量超过了第 1 应变量时,转移到步骤 S55,由应变量判定 / 计数电路 233 对超过次数进行计数。

[0422] 此后在步骤 S56 中,通过数据读写 / 数据读出电路 234,经由连接器部 211a、拆装连接器部 207a、通信用信号线 218,将通过应变量判定 / 计数电路 233 计数的超过次数写入 EPROM 206。即进行记录。

[0423] 接着在步骤 S57 中,通过数据读写 / 数据读出电路 234 读出写入在 EPROM 206 中的超过次数,并且在接下来的步骤 S58 中,通过应变量判定 / 计数电路 233 判定超过次数是否超过了设定次数。

[0424] 在超过次数超过了设定次数的情况下,即在光纤 210 弯曲了比设定量多的次数超过了设定次数的情况下,判定为光纤 210 劣化,在步骤 S59 中,显示电路 235 经由电缆 217 向监视器 214 输出警告信号,在监视器 214 上显示警告显示 215。

[0425] 这样,在本实施方式中,示出了如下所述的情况:形状检测装置 211 使激光 B 进入光纤 210 中,检测在光纤 210 的各 FBG240 处的反射光 R,根据该检测出的反射光 R 测定各 FBG 240 的应变量,并且对所测定的应变量超过了第 1 应变量的次数进行计数,当所计数的超过次数超过了设定次数的情况下,在监视器 214 上进行警告显示 215。

[0426] 由此,在因为向插入部 202 施加反复的弯曲应力,使得光纤 210 反复地进行设定量以上的弯曲而光纤 210 发生了劣化,光纤 210 的弯曲仍是设定量以上并超过设定次数的情况下,会在监视器 214 上进行警告显示 215,因此操作者能由警告显示 215 容易地意识到随

着施加反复的弯曲应力而导致的光纤 210 的劣化。

[0427] 因而操作者能够预测光纤 210 的劣化程度和耐久性,因而能够在破损之前事先更换光纤 210,因此能够防止光纤 210 在检查中折断而导致检查中断的事态。

[0428] 根据上面所述,能够提供一种具有如下所述的结构的形状检测装置 211、内窥镜 201 的形状检测系统 2000、内窥镜 201 的形状检测方法,上述结构为:能将光纤 210 在使用中的破损防止于未然。

[0429] (第 12 实施方式)

[0430] 图 55 是示出本实施方式的形状检测装置的异常应变量检测方法的流程图。

[0431] 该第 12 实施方式的形状检测装置的结构与上述图 50 ~ 图 53 所示第 11 实施方式的形状检测装置的不同之处在于:应变量判定 / 计数电路 233 不仅对所测定的应变量超过第 1 应变量的次数进行计数,还判定所测定的应变量是否超过了第 2 应变量;当所测定的应变量超过了第 2 应变量的情况下,显示电路 235 也输出警告信号;当超过了第 2 应变量的情况下,数据读写 / 数据读出电路 234 将超过的应变量写入 EPROM206。并且,内窥镜形状检测系统 2000 的结构与上述第 11 实施方式相同。因而仅说明该不同之处,对与第 11 实施方式相同的结构赋予相同的标号并省略其说明。

[0432] 在本实施方式中,应变量判定 / 计数电路 233 不仅判定由数据处理电路 231 测定的应变量是否超过了第 1 应变量,对超过次数进行计数,还具有判定所测定的应变量是否超过了作为异常应变量的第 2 应变量的功能。并且,第 2 应变量既可以与第 1 应变量相同,也可以不同。另外,第 2 应变量也被设定为不会使光纤 210 破损的应变量。

[0433] 另外,显示电路 235 不仅当所测定的应变量超过第 1 应变量的超过次数大于等于设定次数时,在监视器 214 上显示警告显示 215,还具有每当所测定的应变量超过第 2 应变量时,在监视器 214 上显示警告显示 215 的功能。

[0434] 进而,数据读写 / 数据读出电路 234 不仅将所测定的应变量超过第 1 应变量的超过次数写入 EPROM 206,并读出 EPROM 206 内的超过次数,还具有当所测定的应变量超过第 2 应变量的情况下,将超过的应变量写入 EPROM 206 的功能。

[0435] 接着使用上述图 53 和图 55 说明本实施方式的作用。并且,以下所示的作用是与上述图 54 的步骤 S51 ~ 步骤 S59 同时实现的。

[0436] 首先,在步骤 S51 ~ 步骤 S53 中,与上述第 11 实施方式同样地,通过检测器 222 检测从可调激光器 221 进入到光纤 210 内的激光 B 在各 FBG 240 处的反射光 R,通过数据处理电路 231 测定各 FBG240 的应变量。

[0437] 接着在步骤 S65 中,通过应变量判定 / 计数电路 233 判定所测定的应变量是否超过了作为异常应变量的第 2 应变量。如果所测定的应变量超过了第 2 应变量,即在对插入部 202 施加急剧的弯曲应力而使插入部 202 急剧弯曲的情况下,转移到步骤 S66,由显示电路 235 经由电缆 217 在监视器 214 上显示警告显示 215。

[0438] 此后,在步骤 S67 中,数据读写 / 数据读出电路 234 将超过了第 2 应变量的应变量写入 EPROM 206。

[0439] 这样,在本实施方式中,示出了:每当所测定的应变量超过第 2 应变量时,形状检测装置 211 在监视器 214 上进行警告显示 215。

[0440] 由此,操作者能够在使用中容易地意识到对光纤 210 施加了急剧的弯曲应力的情

况,因而,能防止这样的情况:操作者未能察觉对光纤 210 施加了急剧的弯曲应力而持续使用,在使用中对光纤 210 进一步施加大的弯曲应力,从而使得光纤 210 破损。即,操作者能在使用中根据警告显示 215 容易地意识到若光纤 210 继续弯曲就会导致光纤 210 破损的情况。

[0441] 根据上面所述,本实施方式也能够提供一种具有能将光纤 210 在使用中的破损防患于未然的结构的形状检测装置 211、内窥镜 201 的形状检测系统 2000、内窥镜 201 的形状检测方法。另外,其他效果都与上述第 11 实施方式相同。

[0442] 以下示出变形例。

[0443] 在上述第 1 和第 2 实施方式中,举例示出通过使用光纤 210 来检测内窥镜 201 的插入部 202 的形状的情况,然而不限于此,只要是具有能插入到被检部位的插入部且能将光纤贯穿于插入部的结构,则即使将上述插入部的形状检测结构应用于内窥镜之外的其他器具、例如探头等,也能获得与本实施方式相同的效果。

[0444] 另外,在第 11 和第 12 实施方式中,示出了当所测定的各 FBG 240 的应变量超过第 1 应变量的超过次数大于等于设定次数时以及所测定的各 FBG 240 的应变量超过第 2 应变量时,为了告知操作者该情况,形状检测装置 211 在监视器 214 上显示警告显示 215。

[0445] 然而不限于此,形状检测装置 211 既可以通过点亮设置于该形状检测装置 211 上的未图示的灯进行警告,也可以在设置于形状检测装置 211 上的未图示的监视器上通过文字显示进行警告,还可以通过发出声音或警告音来进行警告。

[0446] 并且,还可以构成为不进行警告,而是在维护时由进行维护的服务人员从 EPROM206 读出超过次数和超过第 2 应变量的应变量,从而识别光纤 210 的劣化,进行光纤 210 的更换。

[0447] 进而,在本实施方式中示出了:当所测定的各 FBG 240 的应变量超过了第 1 应变量时,将超过次数写入内窥镜 201 的内窥镜连接器 205 中设置的 EPROM 206 中,而当所测定到的各 FBG 240 的应变量超过第 2 应变量时,将超过的应变量写入内窥镜 201 的内窥镜连接器 205 中设置的 EPROM 206 中。

[0448] 然而不限于此,也可以在形状检测装置 211 内另外设置存储器,按照每个内窥镜 201 的镜体 ID 向该存储器记录超过次数和超过第 2 应变量的应变量,这无需赘言。

[0449] 另外,以上说明了本发明的实施方式,然而本发明不限于上述实施方式,当然可以在不脱离本发明精神的范围内实现诸多变化。

[0450] 如上所述,根据本发明的实施方式能够获得如下所示的结构。即,

[0451] (1) 一种医疗设备,其特征在于,具有:

[0452] 应变检测单元,其配设于插入到被检体内部的插入体处,形成多个检测所述插入体的应变的应变检测部;

[0453] 坐标计算单元,其根据所述应变检测单元的检测结果,利用以规定位置为原点的第 1 三维坐标系计算各个所述应变检测部的第 1 三维坐标;

[0454] 坐标系设定单元,其基于所述各个应变检测部的所述第 1 三维坐标,设定第 2 坐标系;

[0455] 坐标转换单元,其将所述各个应变检测部的所述第 1 三维坐标转换为由所述坐标系设定单元设定的第 2 三维坐标系的第 2 三维坐标;以及

[0456] 形状计算单元,其根据由所述坐标转换单元转换的第 2 三维坐标,计算所述插入体的二维形状。

[0457] (2) 根据附记 1 所述的医疗设备,其特征在于,

[0458] 所述坐标系设定单元计算与所述各个应变检测部的距离的平方和最小的平面,根据所述各个应变检测部在所述平面上的投影点的重心位置、分布方向和所述平面的法线方向设定所述第 2 三维坐标系。

[0459] (3) 根据附记 2 所述的医疗设备,其特征在于,所述坐标系设定单元设定以所述重心位置为原点,以所述分布方向和所述平面的法线方向为轴方向的所述第 2 三维坐标系。

[0460] (4) 根据附记 1 所述的医疗设备,其特征在于,

[0461] 所述插入体具有检测重力方向的重力检测单元,

[0462] 所述坐标系设定单元计算以所述重力检测单元所得到的所述重力方向作为法线的平面,根据所述各个应变检测部在所述平面上的投影点的重心位置、分布方向和所述重力方向设定所述坐标系。

[0463] (5) 根据附记 4 所述的医疗设备,其特征在于,所述坐标系设定单元设定以所述重心位置为原点,以所述分布方向和所述重力方向为轴方向的所述第 2 三维坐标系。

[0464] (6) 根据附记 1 至 5 中的任一项所述的医疗设备,其特征在于,所述应变检测单元是以规定间隔分别形成有 3 个以上所述应变检测部的探头,将所述 3 个以上所述应变检测部的中心点作为所述应变检测部的位置。

[0465] (7) 根据附记 1 至 6 中的任一项所述的医疗设备,其特征在于,所述应变检测单元是具有 3 个以上的光纤传感器的探头,该 3 个以上光纤传感器在轴方向的相同位置处形成有作为所述应变检测部的光纤布拉格光栅传感器部,

[0466] 根据来自所述光纤传感器的反射光的波长偏移量,测定所述光纤布拉格光栅传感器部的应变。

[0467] (8) 根据附记 1 至 7 中的任一项所述的医疗设备,其特征在于,所述插入体是内窥镜的插入部。

[0468] (9) 一种医疗设备,其特征在于,具有:

[0469] 作为探头的应变检测单元,其在用于插入到被检体内部的插入体处设置有多个检测所述插入体的应变的应变检测部;

[0470] 坐标计算单元,其根据所述应变检测单元的检测结果,利用任意的坐标系计算各个所述应变检测部的第 1 坐标;

[0471] 基准坐标系设定单元,其设定以规定基准点为原点的基准坐标系;

[0472] 坐标转换单元,其将通过所述坐标计算单元计算出的所述任意坐标系上的所述第 1 坐标转换为通过所述基准坐标系设定单元设定的基准坐标系上的第 2 坐标;以及

[0473] 形状计算单元,其基于所述各个应变检测部的所述第 2 坐标,计算所述插入体的形状。

[0474] (10) 根据附记 9 所述的医疗设备,其特征在于,所述插入体是具有配设了移动传感器的操作部的内窥镜的插入部,

[0475] 所述基准点是所述移动传感器的初始位置。

[0476] (11) 根据附记 10 所述的医疗设备,其特征在于,所述移动传感器是加速度传感器

和陀螺仪。

[0477] (12) 根据附记 9 所述的医疗设备,其特征在於,还具有产生磁场的磁场产生单元,

[0478] 所述插入体是具有配设了磁场传感器的操作部的内窥镜的插入部,

[0479] 所述基准点是所述磁场产生单元的位置。

[0480] (13) 根据附记 9 所述的医疗设备,其特征在於,具有:

[0481] 第 1 传感器探头,其配设于具有所述多个应变检测部的所述插入体处;

[0482] 第 2 传感器探头,其在端部具有至少配设了 3 个所述应变检测部的标记部,且配设有多个所述应变检测部;以及

[0483] 主体部,其连接所述第 1 传感器探头的基端部侧的端部和所述第 2 传感器探头的不同于配设有所述标记部的所述端部的端部,

[0484] 所述基准点位于包含配设于所述标记部的 3 个所述应变检测部的平面上。

[0485] (14) 根据附记 13 所述的医疗设备,其特征在於,所述标记部配设于所述被检体的外表面上。

[0486] (15) 根据附记 13 所述的医疗设备,其特征在於,所述标记部配设于所述被检体所躺的检查台处。

[0487] (16) 一种医疗设备,其特征在於,具有:

[0488] 作为应变检测单元的第 1 传感器探头,其配设于插入到被检体内部的插入体处,测定所述插入体的应变,配设于具有所述多个应变检测部的所述插入体处;

[0489] 第 2 传感器探头,其在端部具有配设了 1 个以上的所述应变检测部的标记部,配设有多个所述应变检测部;

[0490] 主体部,其连接所述第 1 传感器探头的基端部侧的端部和所述第 2 传感器探头的不同于配设有所述标记部的所述端部的端部;

[0491] 形状计算单元,其基于所述各个应变检测部的坐标,计算所述插入部的形状;以及

[0492] 显示单元,其显示所述插入部的形状和所述标记部的位置。

[0493] (17) 根据附记 9 至 16 中的任一项所述的医疗设备,其特征在於,将探头的所述 3 个以上的所述应变检测部的中心点作为所述应变检测部的位置,所述探头以规定间隔分别形成有 3 个以上的所述应变检测部。

[0494] (18) 根据附记 17 所述的医疗设备,其特征在於,所述探头是 3 个以上的光纤传感器在轴方向的相同位置形成有所述光纤布拉格光栅传感器部的探头,

[0495] 根据来自所述光纤传感器的反射光的波长偏移量,测定所述插入体的应变。

[0496] (19) 一种内窥镜,其具有插入到被检部位的插入部,其特征在於,具有:

[0497] 光纤,其贯穿于所述插入部内;

[0498] 光纤布拉格光栅,其形成于所述光纤内;

[0499] 发热部件,其设于所述插入部内;以及

[0500] 减量部件,其设置于所述插入部内,减少因从所述发热部件散发的热被施加给所述光纤而在所述光纤布拉格光栅处产生的应变变量。

[0501] (20) 根据附记 19 所述的内窥镜,其特征在於,还具有固定部件,该固定部件将所述光纤的插入方向的前端固定于所述插入部的插入方向的前端侧内部。

[0502] (21) 根据附记 20 所述的内窥镜,其特征在於,所述减量部件是由热传导率低的材

料形成的所述固定部件。

[0503] (22) 根据附记 19 至 21 中的任一项所述的内窥镜,其特征在於,所述减量部件是设置于所述插入部的内周面的、以所述光纤不与所述发热部件接触的方式支撑所述光纤的支撑部件。

[0504] (23) 根据附记 22 所述的内窥镜,其特征在於,在所述光纤上沿着所述插入部的插入方向间隔开设间隔地形成多个所述光纤布拉格光栅,

[0505] 所述支撑部件支撑避开了所述光纤布拉格光栅的位置。

[0506] (24) 根据附记 19 至 23 中的任一项所述的内窥镜,其特征在於,所述减量部件是在所述光纤外周以该光纤不与所述发热部件接触的方式沿着所述插入部的插入方向覆盖的保护管。

[0507] (25) 根据附记 19 至 23 中的任一项所述的内窥镜,其特征在於,所述减量部件是在所述光纤外周沿着所述插入部的插入方向间隔开设间隔地覆盖的、使所述光纤不与所述发热部件接触的保护部件。

[0508] (26) 根据附记 25 所述的内窥镜,其特征在於,在所述光纤中,沿着所述插入方向且间隔开设间隔地形成多个所述光纤布拉格光栅,

[0509] 所述保护部件覆盖于避开了所述光纤布拉格光栅的位置。

[0510] (27) 根据附记 19 至 26 中的任一项所述的内窥镜,其特征在於,所述发热部件是用于向所述被检部位照光或导光的照明单元。

[0511] (28) 根据附记 19 至 27 中的任一项所述的内窥镜,其特征在於,所述发热部件是对所述被检部位进行拍摄的摄像单元。

[0512] (29) 一种内窥镜形状检测系统,其特征在於,具有:

[0513] 附记 19 至 28 中的任一项所述的内窥镜;以及

[0514] 至少检测所述插入部的形状的形状检测装置。

[0515] (30) 根据附记 29 所述的内窥镜形状检测系统,其特征在於,所述形状检测装置具有:

[0516] 进光部,其使光至少进入贯穿于所述插入部内的所述光纤内;

[0517] 检测器,其检测从所述进光部射入到所述光纤内的所述光从所述光纤布拉格光栅反射的反射光;

[0518] 应变变量测定部,其根据所述检测器检测出的所述反射光,测定所述光纤布拉格光栅的应变变量;以及

[0519] 形状计算部,其利用所述应变变量测定部测定的所述应变变量,至少计算插入部的形状。

[0520] (31) 一种探头,其具有插入到被检部位的插入部,其特征在於,具有:

[0521] 贯穿于所述插入部内的光纤;

[0522] 形成于所述光纤中的光纤布拉格光栅;

[0523] 设置于所述插入部内的发热部件;以及

[0524] 减量部件,其设置于所述插入部内,减少因从所述发热部件散发的热被施加给所述光纤而在所述光纤布拉格光栅中产生的应变变量。

[0525] (32) 根据附记 31 所述的探头,其特征在於,还具有固定部件,该固定部件将所述

光纤的插入方向的前端固定于所述插入部的插入方向的前端侧内部。

[0526] (33) 根据附记 32 所述的探头,其特征在於,所述减量部件是由热传导率低的材料形成的所述固定部件。

[0527] (34) 根据附记 31 至 33 中的任一项所述的探头,其特征在於,所述减量部件是设置于所述插入部的内周面且以所述光纤不与所述发热部件接触的方式支撑所述光纤的支撑部件。

[0528] (35) 根据附记 34 所述的探头,其特征在於,在所述光纤中,沿着所述插入部的插入方向且间隔开设间隔地形成有多个所述光纤布拉格光栅,

[0529] 所述支撑部件对避开了所述光纤布拉格光栅的位置进行支撑。

[0530] (36) 根据附记 31 至 35 中的任一项所述的探头,其特征在於,所述减量部件是在所述光纤外周以该光纤不与所述发热部件接触的方式沿着所述插入部的插入方向覆盖的保护管。

[0531] (37) 根据附记 31 至 35 中的任一项所述的探头,其特征在於,所述减量部件是在所述光纤外周沿着所述插入部的插入方向间隔开设间隔地覆盖的、使所述光纤不与所述发热部件接触的保护部件。

[0532] (38) 根据附记 37 所述的探头,其特征在於,在光纤中,沿着所述插入方向间隔开设间隔地形成有多个所述光纤布拉格光栅,

[0533] 所述保护部件覆盖于避开了所述光纤布拉格光栅的位置。

[0534] (39) 一种探头形状检测系统,其特征在於,具有:

[0535] 附记 31 至 38 中的任一项所述的探头;以及

[0536] 至少检测所述插入部的形状的形状检测装置。

[0537] (40) 根据附记 39 所述的探头形状检测系统,其特征在於,所述形状检测装置具有:

[0538] 进光部,其使光至少进入贯穿于所述插入部内的所述光纤内;

[0539] 检测器,其检测从所述进光部射入到所述光纤内的所述光从所述光纤布拉格光栅反射的反射光;

[0540] 应变变量测定部,其根据所述检测器检测出的所述反射光,测定所述光纤布拉格光栅的应变变量;以及

[0541] 形状计算部,其根据由所述应变变量测定部测定的所述应变变量,至少计算插入部的形状。

[0542] (41) 一种内窥镜形状检测装置,其具有插入到被检部位的插入部,其特征在於,具有:

[0543] 进光部,其使光至少进入贯穿于所述插入部内的光纤内;

[0544] 检测器,其检测从所述进光部射入到所述光纤内的所述光从形成于所述光纤中的光纤布拉格光栅反射的反射光;

[0545] 应变变量测定部,其根据所述检测器检测出的所述反射光,测定所述光纤布拉格光栅的应变变量;以及

[0546] 应变变量校正部,其根据记录于记录部的内窥镜信息,校正所述应变变量测定部所测定的所述应变变量。

[0547] (42) 根据附记 41 所述的内窥镜形状检测装置,其特征在于,还具有形状计算部,该形状计算部通过所述应变量校正部校正后的所述应变量,至少计算插入部的形状。

[0548] (43) 根据附记 41 或 42 所述的内窥镜形状检测装置,其特征在于,还具有读出记录于所述记录部中的所述内窥镜信息的数据读出部。

[0549] (44) 一种内窥镜形状检测系统,其特征在于,具有:

[0550] 附记 41 至 43 中的任一项所述的内窥镜形状检测装置;以及

[0551] 所述内窥镜,其具有插入到所述被检部位的所述插入部。

[0552] (45) 根据附记 44 所述的内窥镜形状检测系统,其特征在于,在所述光纤中,间隔开设定间隔地形成多个所述光纤布拉格光栅。

[0553] (46) 根据附记 44 或 45 所述的内窥镜形状检测系统,其特征在于,还具有至少显示所述插入部的形状的显示部。

[0554] (47) 根据附记 44 至 46 中的任一项所述的内窥镜形状检测系统,其特征在于,所述记录部设置于所述内窥镜中。

[0555] (48) 一种内窥镜,其具有插入到被检部位的插入部,其特征在于,具有:

[0556] 贯穿于所述插入部内的光纤;

[0557] 形成于所述光纤上的光纤布拉格光栅;

[0558] 固定部件,其将所述光纤的所述插入部在插入方向上的前端固定于所述插入部在所述插入方向上的前端侧内部;以及

[0559] 导光部,其设置于所述固定部件处,将通过所述光纤布拉格光栅并从所述光纤的所述前端射出的光引导至射出该光的所述光纤之外。

[0560] (49) 根据附记 48 所述的内窥镜,其特征在于,在所述光纤中,沿着所述插入方向且间隔开设定间隔地形成有多个所述光纤布拉格光栅。

[0561] (50) 根据附记 48 或 49 所述的内窥镜,其特征在于,在所述插入部的所述前端侧内部设有对所述被检部位进行拍摄的摄像单元,

[0562] 所述固定部件中被所述导光部引导的所述光的出射口位于所述摄像单元的所述插入方向后端侧。

[0563] (51) 根据附记 48 至 50 中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述固定部件的与所述光纤的所述前端相对的相对面,具有相对于所述光纤的所述前端以所设定的角度倾斜的形状,

[0564] 所述导光部由通过对所述相对位置进行镜面加工而形成于所述相对面上的镜面膜构成。

[0565] (52) 根据附记 48 至 50 中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述导光部是设置于所述固定部件的与所述光纤的所述前端相对的相对面的棱镜。

[0566] (53) 根据附记 48 至 50 中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,在所述插入部内,除了所述光纤之外,还贯穿有另外的光纤,

[0567] 所述导光部是反射镜,该反射镜设置于所述固定部件的与所述两个光纤的各所述前端相对的相对面,将从一个所述光纤的所述前端射出的光引导至另一个所述光纤的所述前端。

[0568] (54) 一种内窥镜形状检测系统,其特征在于,具有:

- [0569] 附记 48 至 53 中的任一项所述的内窥镜 ;以及
- [0570] 检测所述插入部形状的形状检测装置。
- [0571] (55) 根据附记 54 所述的内窥镜形状检测系统,其特征在于,所述形状检测装置具有 :
- [0572] 进光部,其使所述光进入到贯穿于所述插入部内的所述光纤内 ;
- [0573] 检测器,其检测从所述进光部进入到所述光纤内的所述光从所述光纤布拉格光栅反射的反射光 ;
- [0574] 应变量测定部,其根据所述检测器检测出的所述反射光,测定所述光纤布拉格光栅的应变量 ;以及
- [0575] 形状计算部,其根据所述应变量测定部测定的所述应变量,计算所述插入部的形状。
- [0576] (56) 一种探头,其具有插入到被检部位的插入部,其特征在于,具有 :
- [0577] 贯穿于所述插入部内的光纤 ;
- [0578] 形成于所述光纤上的光纤布拉格光栅 ;
- [0579] 固定部件,其将所述光纤的所述插入部在插入方向的前端固定于所述插入部在所述插入方向的前端侧内部 ;以及
- [0580] 导光部,其设置于所述固定部件处,将通过所述光纤布拉格光栅并从所述光纤的所述前端射出的光引导至射出该光的所述光纤之外。
- [0581] (57) 根据附记 56 所述的探头,其特征在于,所述探头的插入部能插入形成于内窥镜插入部内的管内。
- [0582] (58) 一种探头形状检测系统,其特征在于,具有 :
- [0583] 附记 56 或 57 所述的所述探头 ;以及
- [0584] 检测所述插入部形状的形状检测装置。
- [0585] (59) 根据附记 58 所述的探头形状检测系统,其特征在于,所述形状检测装置具有 :
- [0586] 进光部,其使所述光进入贯穿于所述插入部内的所述光纤内 ;
- [0587] 检测器,其检测从所述进光部射入到所述光纤内的所述光从所述光纤布拉格光栅反射的反射光 ;
- [0588] 应变量测定部,其根据所述检测器检测出的所述反射光,测定所述光纤布拉格光栅的应变量 ;以及
- [0589] 形状计算部,其根据由所述应变量测定部测定到的所述应变量,计算所述插入部的形状。
- [0590] (60) 一种光纤应变检测装置,其特征在于,具有 :
- [0591] 进光部,其设置于能插入到被检部位的插入部处,且使光进入到形成有光纤布拉格光栅的光纤内 ;
- [0592] 检测器,其检测从所述进光部射入到所述光纤内的所述光从形成于所述光纤中的所述光纤布拉格光栅反射的反射光 ;
- [0593] 应变量测定部,其根据由所述检测器检测出的所述反射光测定所述光纤布拉格光栅的应变量 ;

[0594] 判定部,其判定由所述应变变量测定部测定的所述应变变量是否超过了第 1 应变变量,而且在超过了的情况下对超过次数进行计数;以及

[0595] 警告部,其在所述超过次数大于等于设定次数的情况下,发出警告。

[0596] (61) 根据附记 60 所述的光纤应变检测装置,其特征在于,所述判定部还判定由所述应变变量测定部测定到的所述应变变量是否超过了第 2 应变变量,并且在所述应变变量超过了所述第 2 应变变量的情况下,所述警告部发出警告。

[0597] (62) 根据附记 60 或 61 所述的光纤应变检测装置,其特征在于,还具有:能够写入所述超过次数的记录部;以及对所述记录部进行写入或读出的数据读写部。

[0598] (63) 根据附记 62 所述的光纤应变检测装置,其特征在于,在所述应变变量超过所述第 2 应变变量的情况下,所述数据读写部将所测定到的所述应变变量写入所述记录部。

[0599] (64) 根据附记 60 至 63 所述的光纤应变检测装置,其特征在于,还具有形状计算部,该形状计算部根据由所述应变变量测定部测定到的所述应变变量,计算所述插入部的形状。

[0600] (65) 一种医疗器具的形状检测系统,其特征在于,具有:

[0601] 附记 60 至 64 中的任一项所述的所述光纤应变检测装置;以及

[0602] 具有所述插入部的医疗器具。

[0603] (66) 根据附记 65 所述的医疗器具的形状检测系统,其特征在于,在所述光纤中,间隔开设定间隔地形成有多个所述光纤布拉格光栅。

[0604] (67) 根据附记 65 或 67 所述的医疗器具的形状检测系统,其特征在于,还具有显示部,该显示部显示所述警告部的警告,而且显示所述插入部的形状。

[0605] (68) 根据附记 65 至 67 中的任一项所述的医疗器具的形状检测系统,其特征在于,所述记录部设置于所述内窥镜中。

[0606] (69) 一种光纤应变检测方法,其检测形成有光纤布拉格光栅的光纤的应变,其特征在于,具有下述步骤:

[0607] 使光从进光部进入到所述光纤内;

[0608] 通过检测器检测从所述进光部射入到所述光纤内的所述光从形成于所述光纤上的所述光纤布拉格光栅反射的反射光;

[0609] 通过应变变量测定部,根据由所述检测器检测到的所述反射光,测定所述光纤布拉格光栅的应变变量;

[0610] 通过判定部判定由所述应变变量测定部测定到的所述应变变量是否超过第 1 应变变量,且在超过的情况下由所述判定部对超过次数进行计数;以及

[0611] 在所述超过次数大于等于设定次数的情况下,由警告部发出警告。

[0612] (70) 根据附记 69 所述的光纤应变检测方法,其特征在于,还具有这样的步骤:

[0613] 通过所述判定部判定由所述应变变量测定部测定到的所述应变变量是否超过第 2 应变变量;

[0614] 在所述应变变量超过所述第 2 应变变量的情况下,由所述警告部发出警告。

[0615] (71) 根据附记 69 或 70 所述的光纤应变检测方法,其特征在于,还具有下述步骤:由数据读写部将所述超过次数写入可写入的记录部中或从所述记录部读出所述超过次数。

[0616] (72) 根据附记 71 所述的光纤应变检测方法,其特征在于,还具有下述步骤:在所述应变变量超过所述第 2 应变变量的情况下,由所述数据读写部将所测定到的所述应变变量写入

所述记录部。

[0617] 本申请以 2008 年 10 月 28 日在日本申请的日本特愿 2008-277086 号、2008 年 10 月 28 日在日本申请的日本特愿 2008-277087 号、2008 年 10 月 28 日在日本申请的日本特愿 2008-277089 号、2008 年 10 月 28 日在日本申请的日本特愿 2008-277090 号、2008 年 10 月 28 日在日本申请的日本特愿 2008-277091 号作为要求优先权的基础,将上述内容援引至本申请的说明书、权利要求书和附图之中。

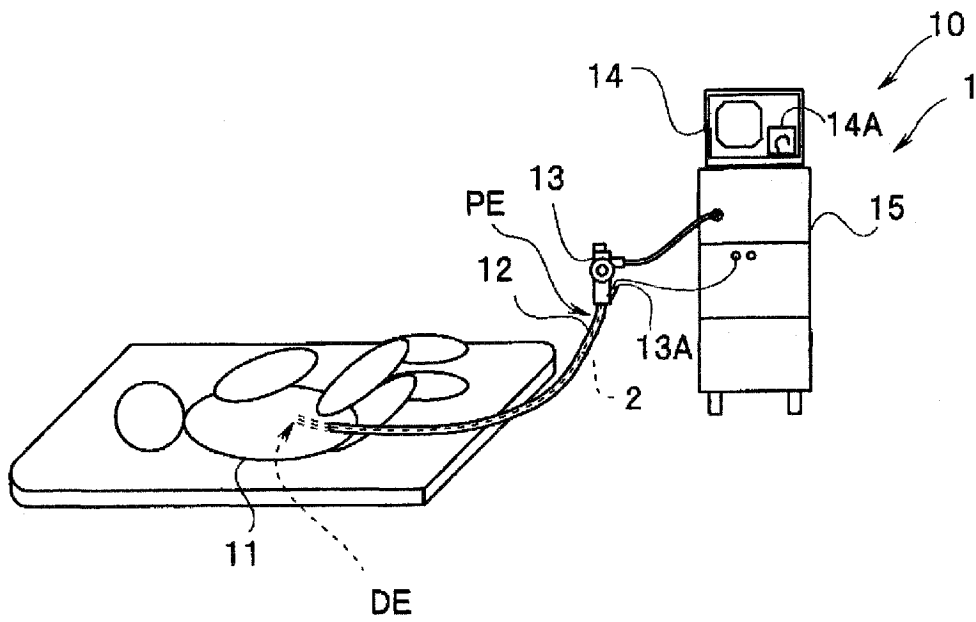


图 1

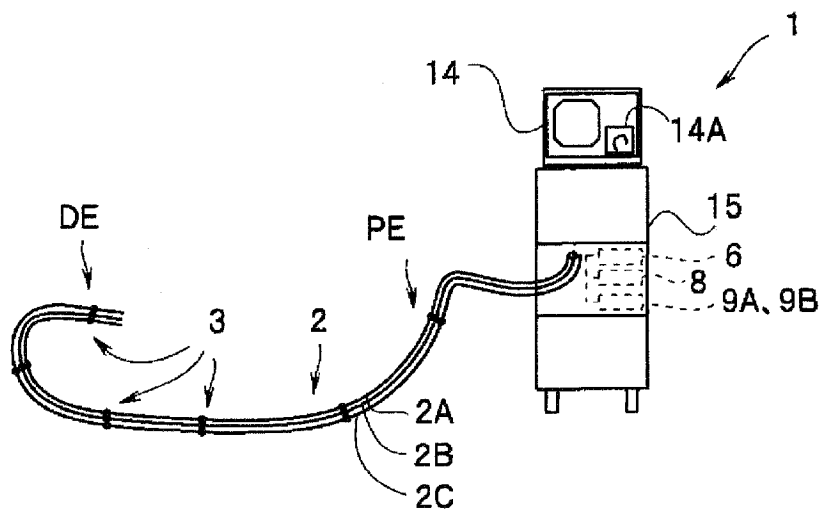


图 2

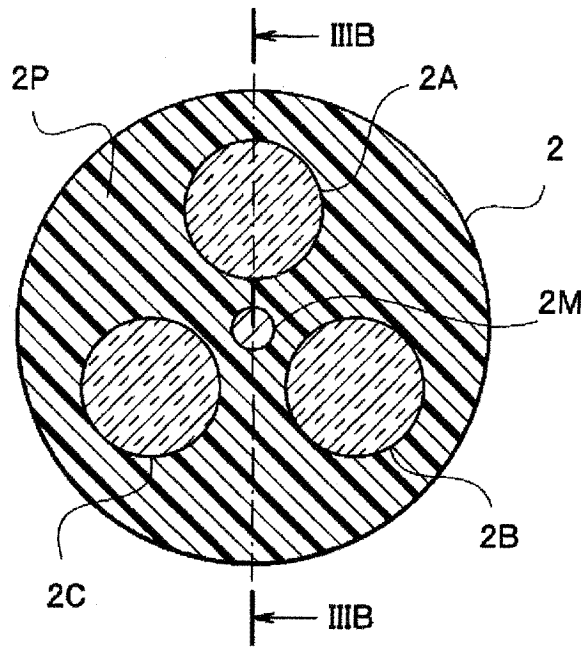


图 3A

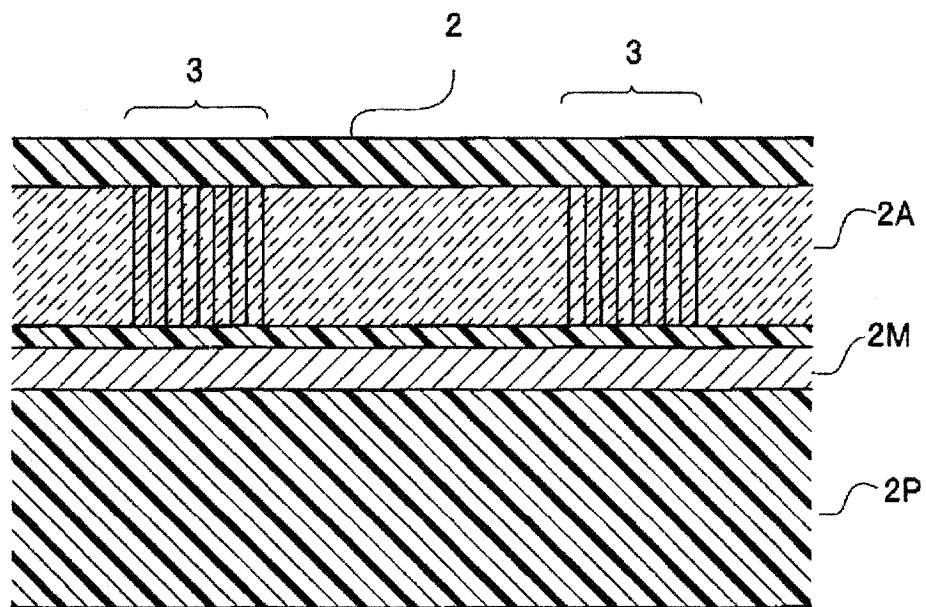


图 3B



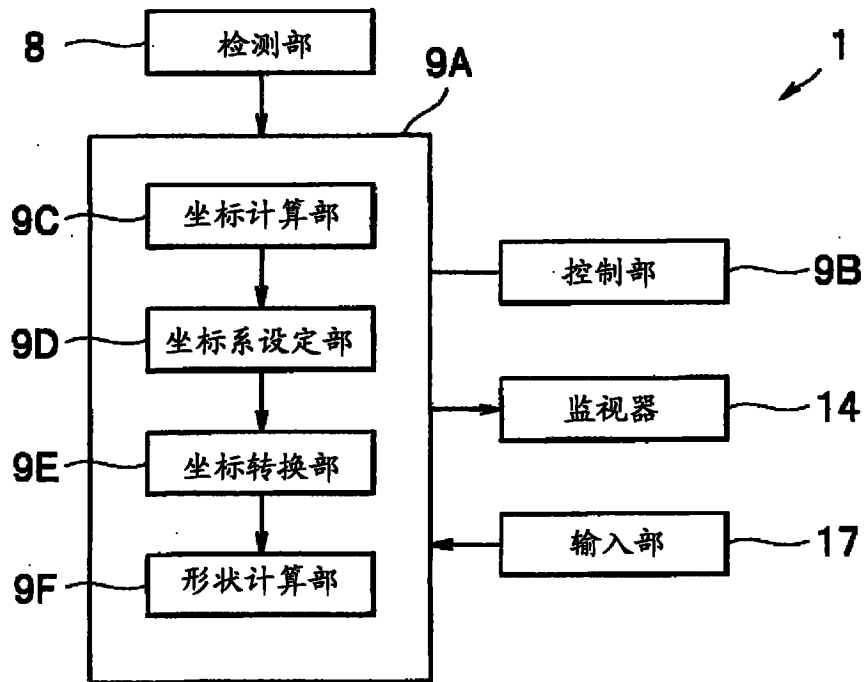


图 5

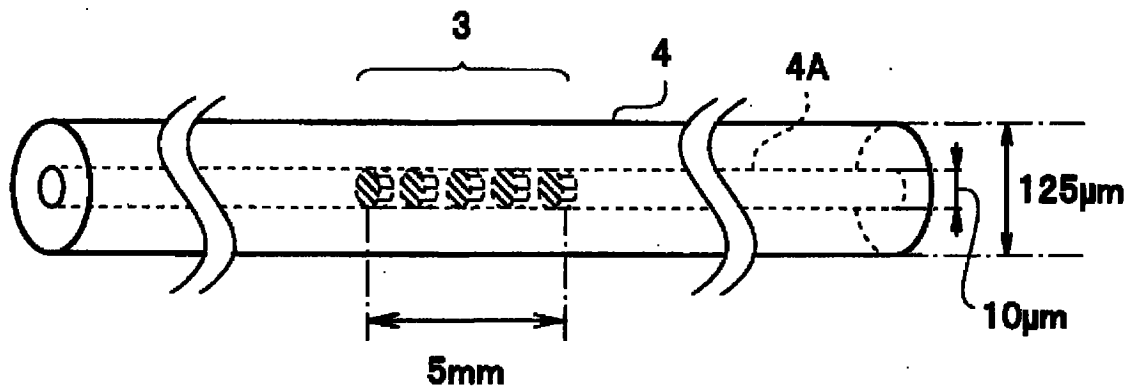


图 6

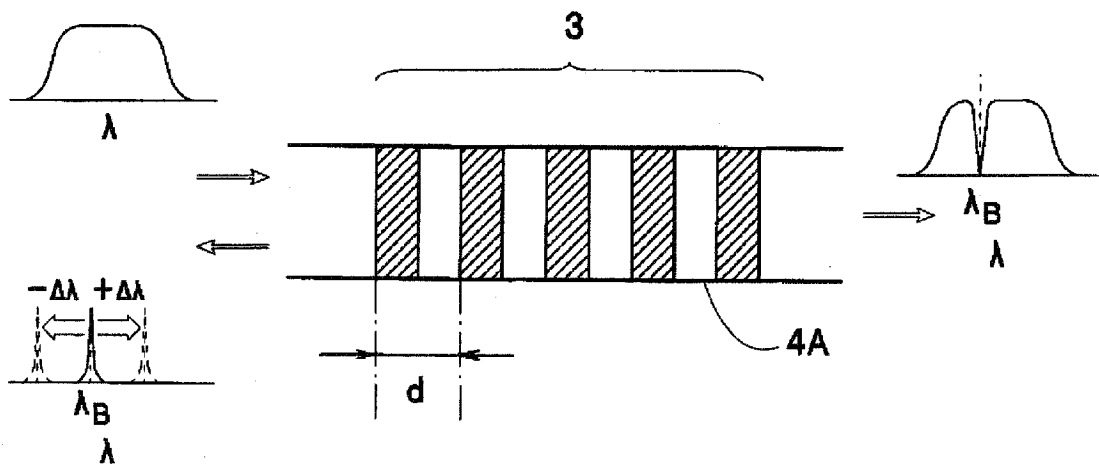


图 7

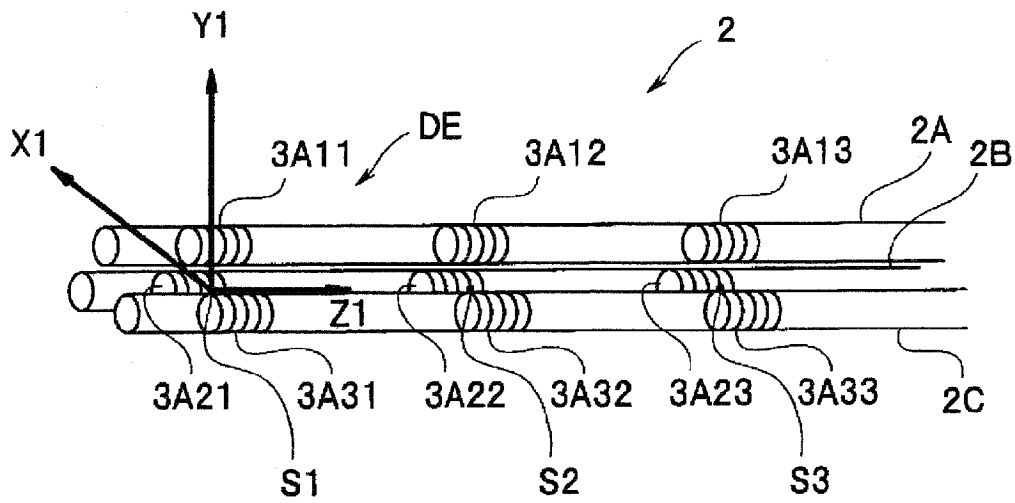


图 8

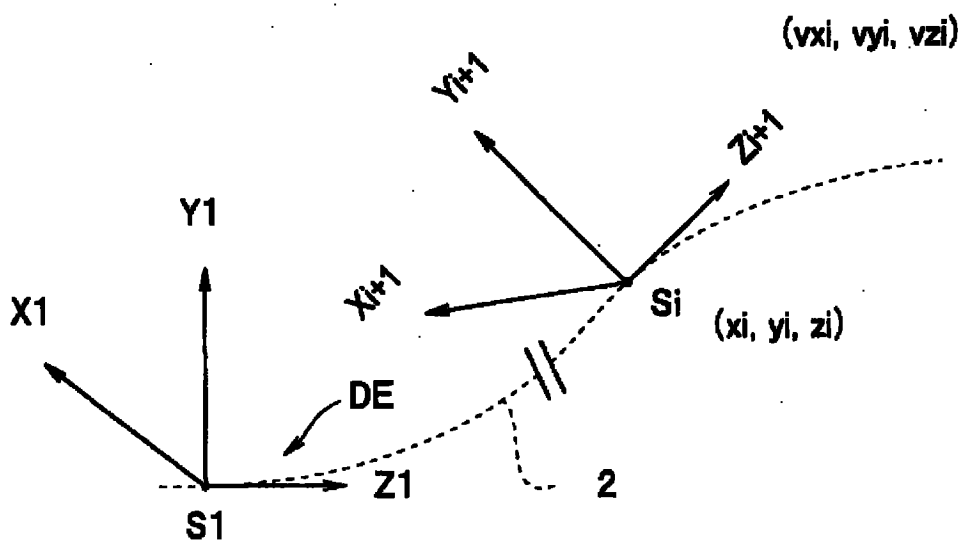


图 9

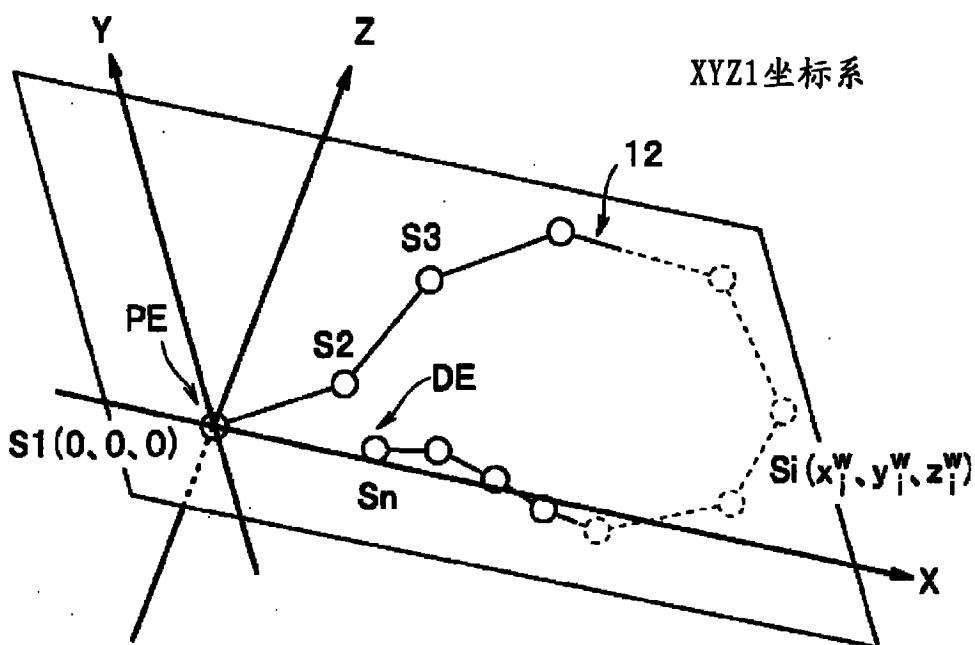


图 10

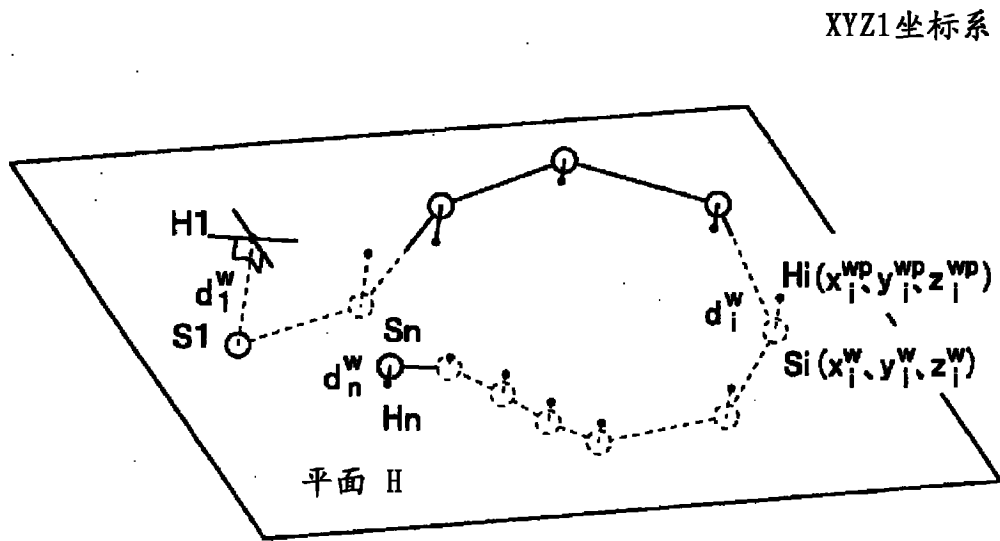


图 11

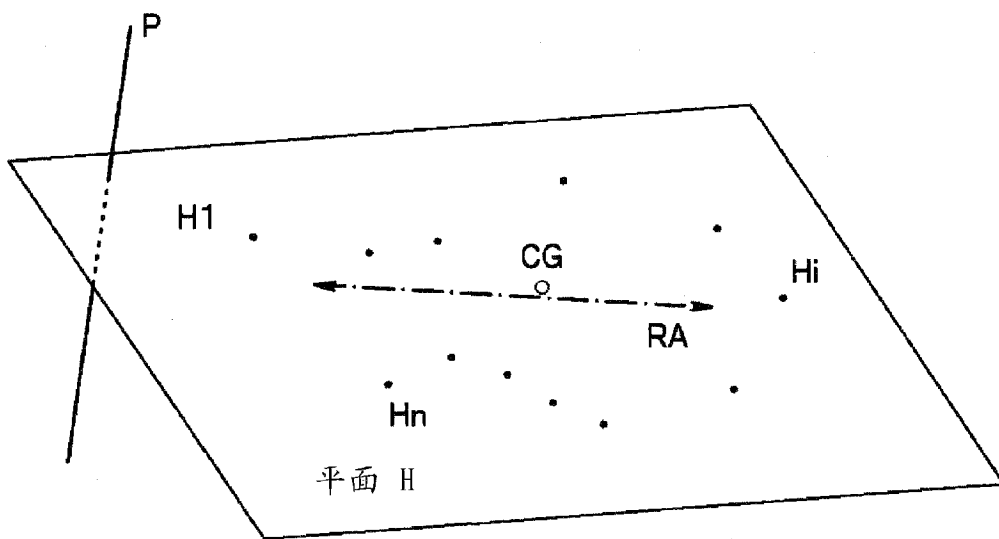


图 12

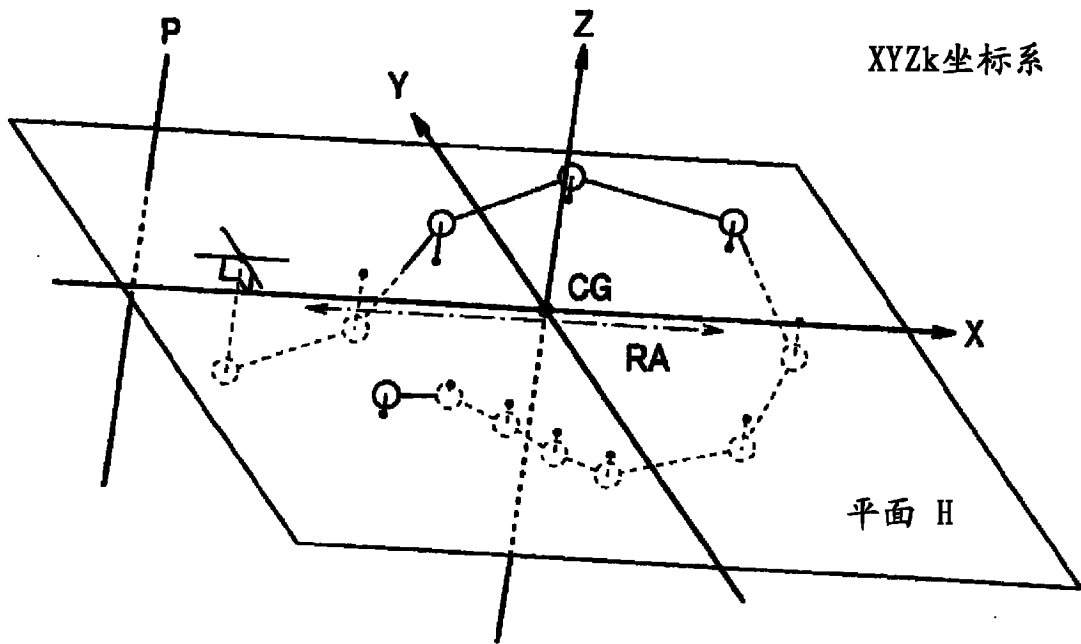


图 13

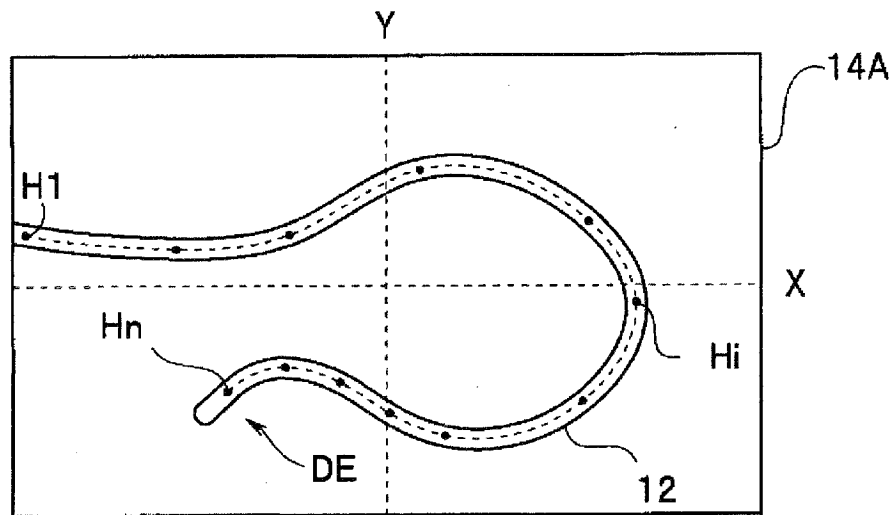


图 14

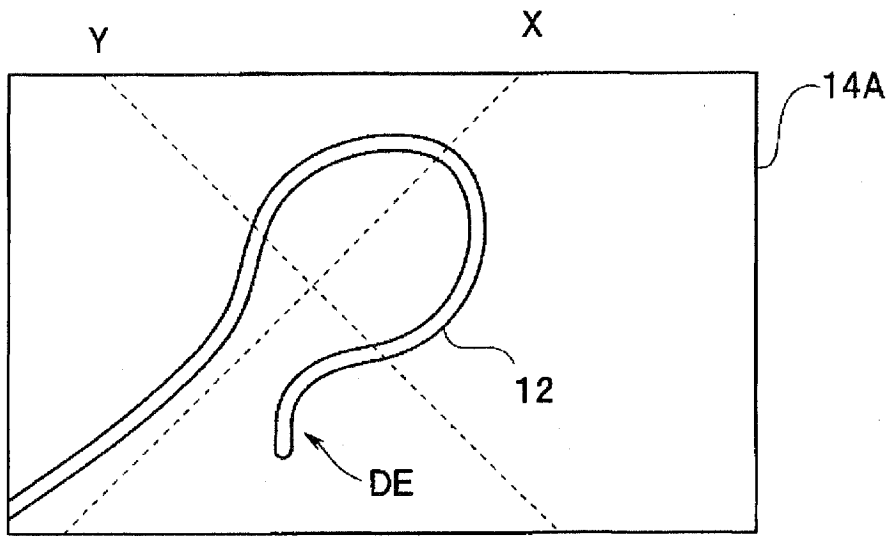


图 15

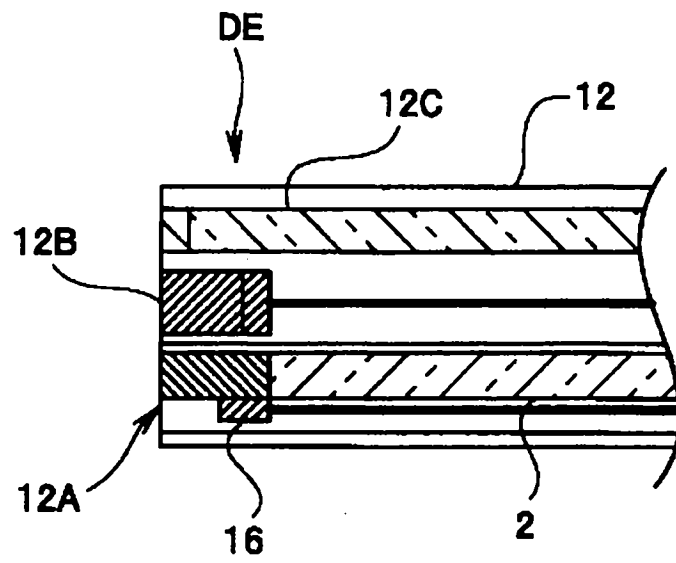


图 16

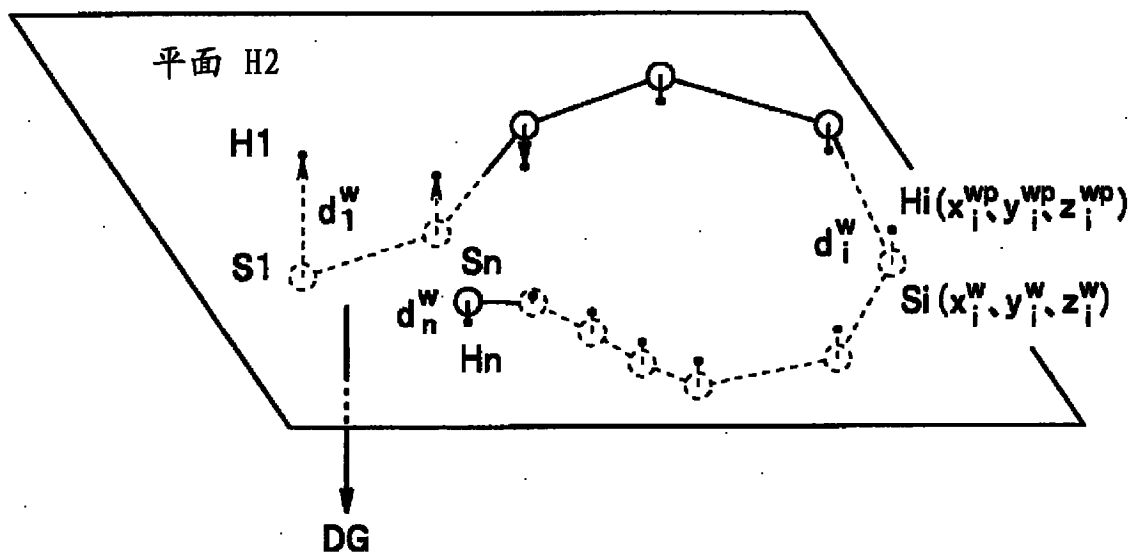


图 17

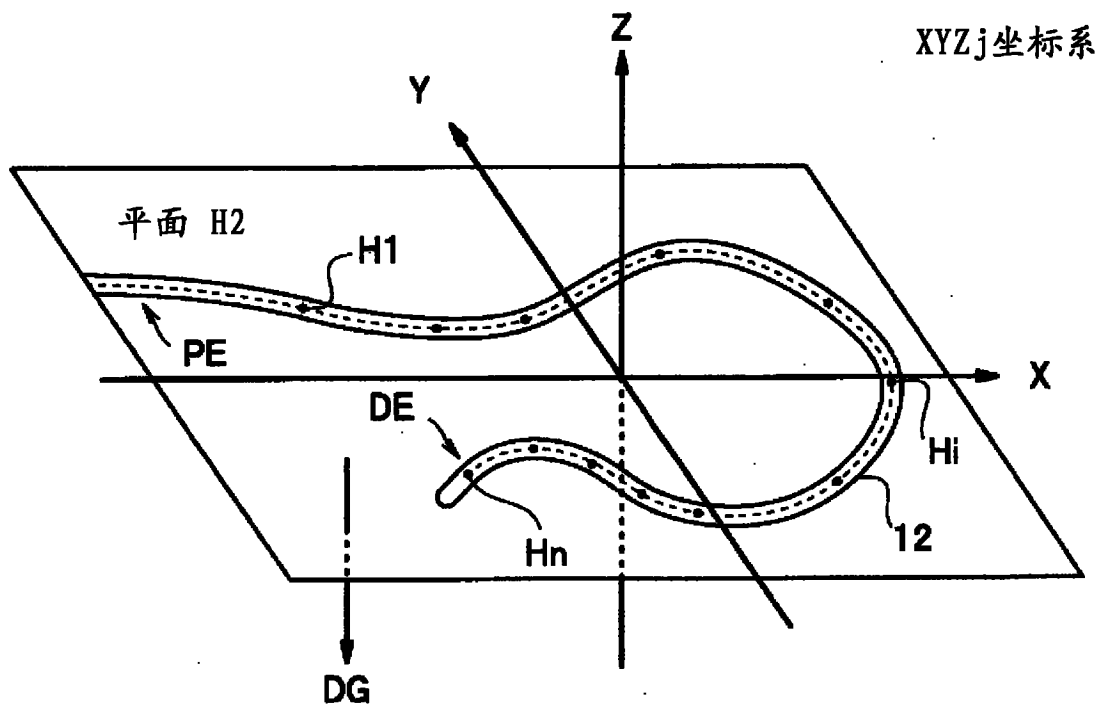


图 18

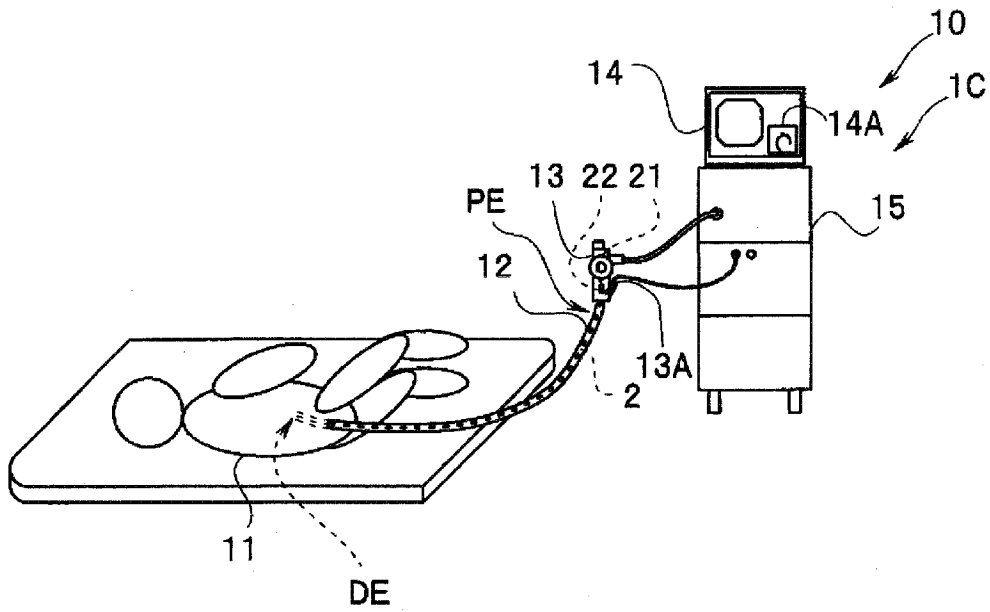


图 19

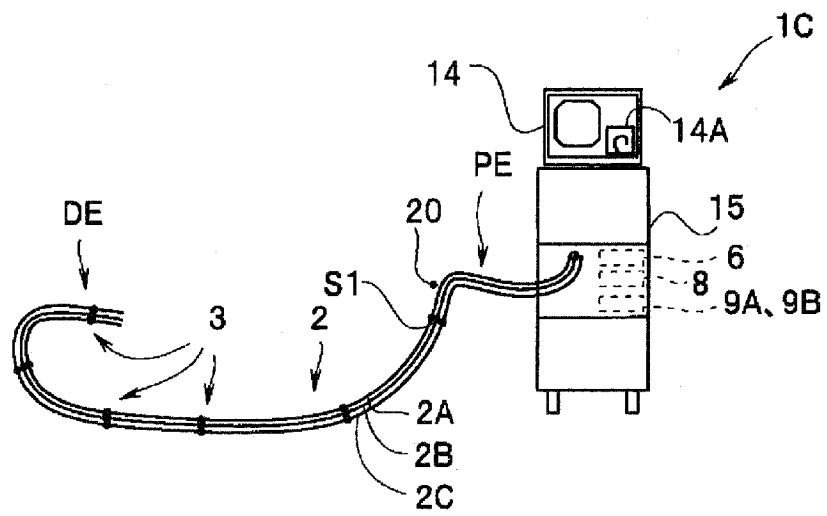


图 20

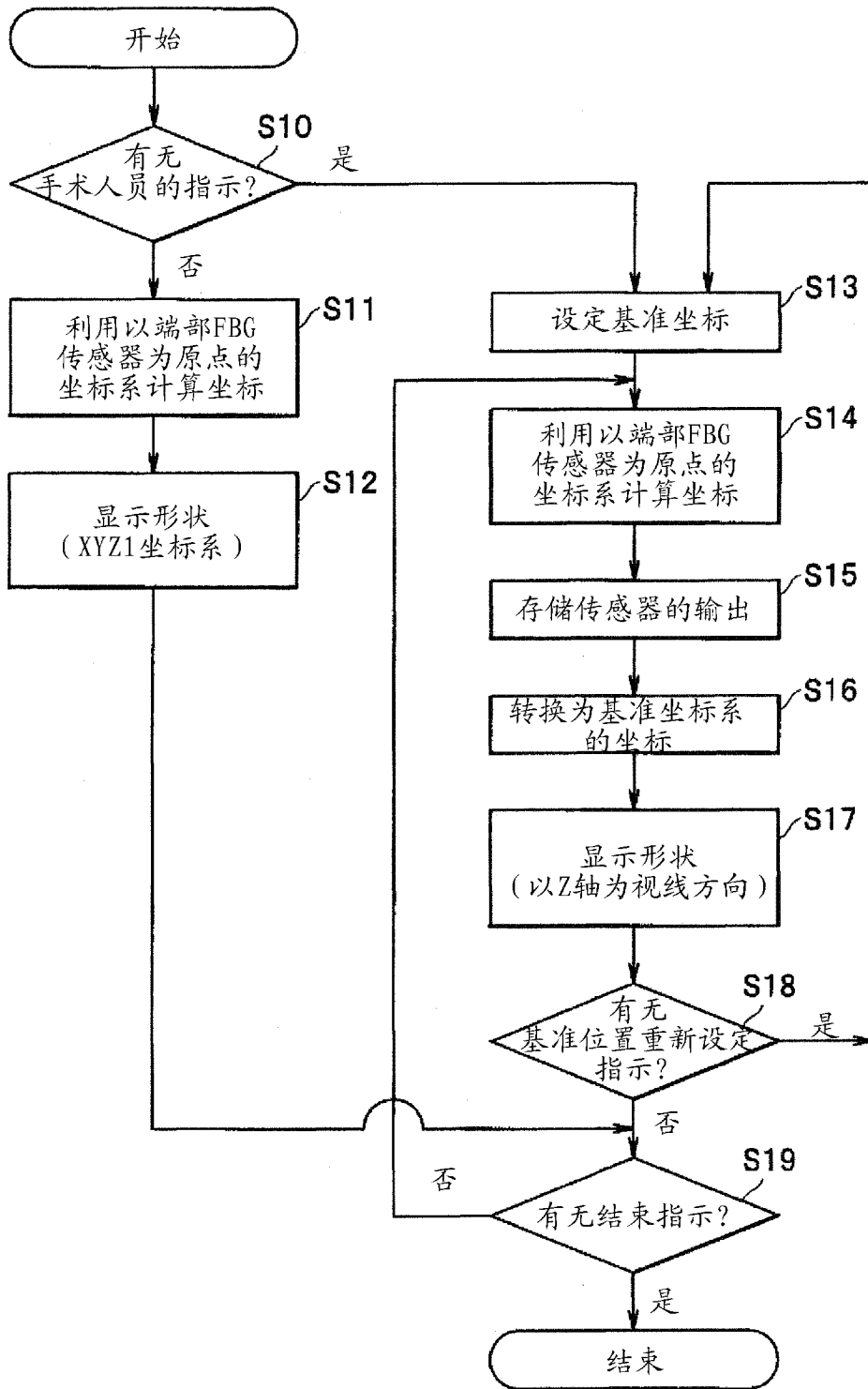


图 21

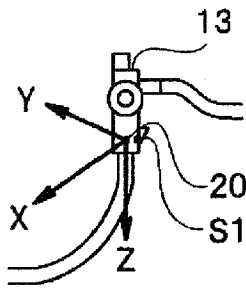


图 22A

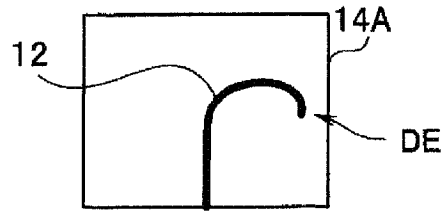


图 22B

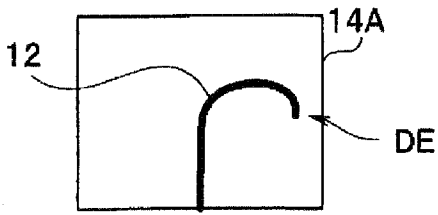


图 22C

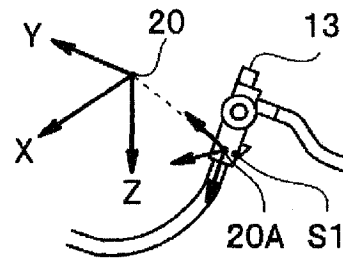


图 23A

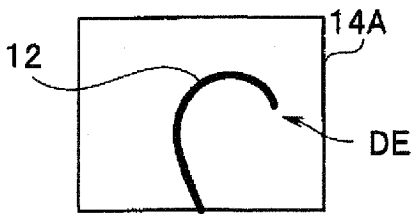


图 23B

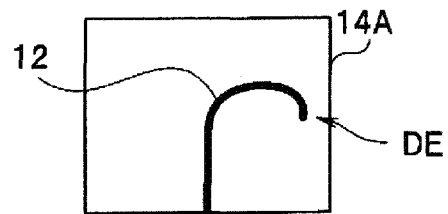


图 23C

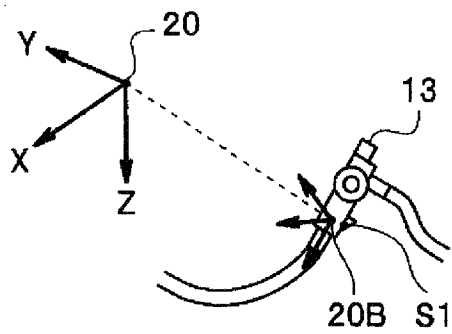


图 24A

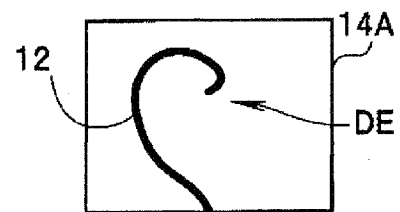


图 24B

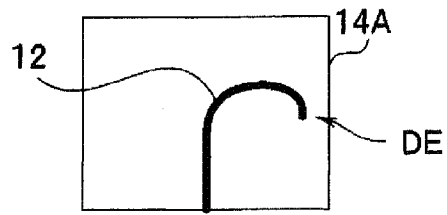


图 24C

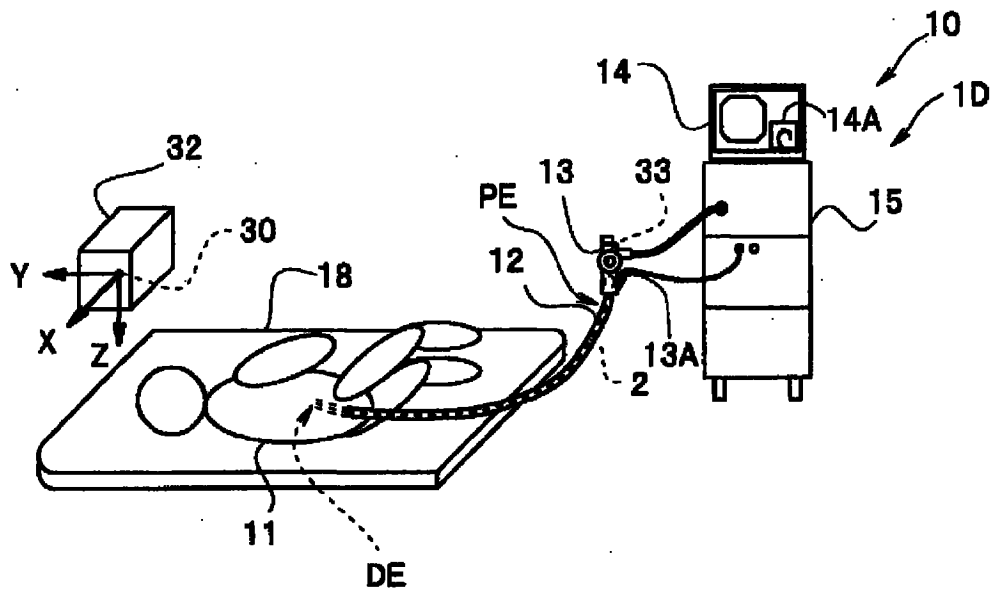


图 25

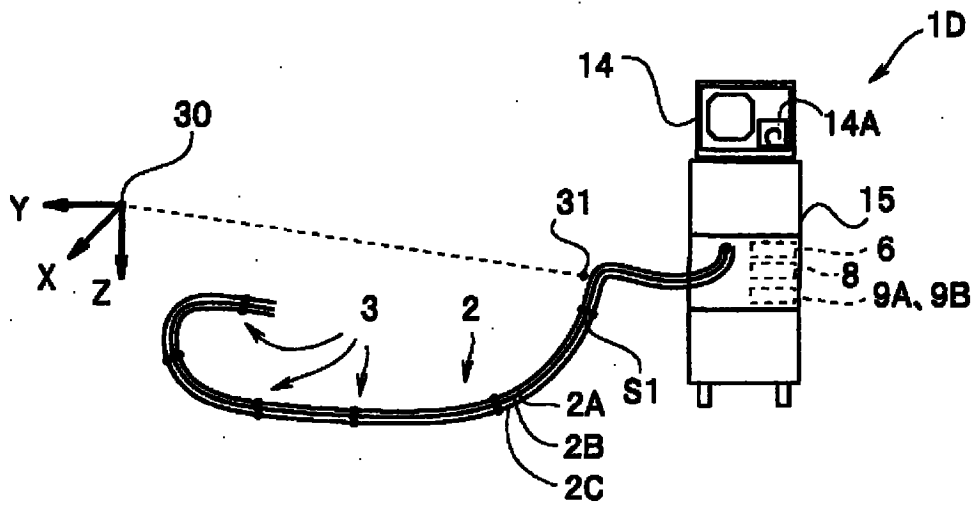


图 26

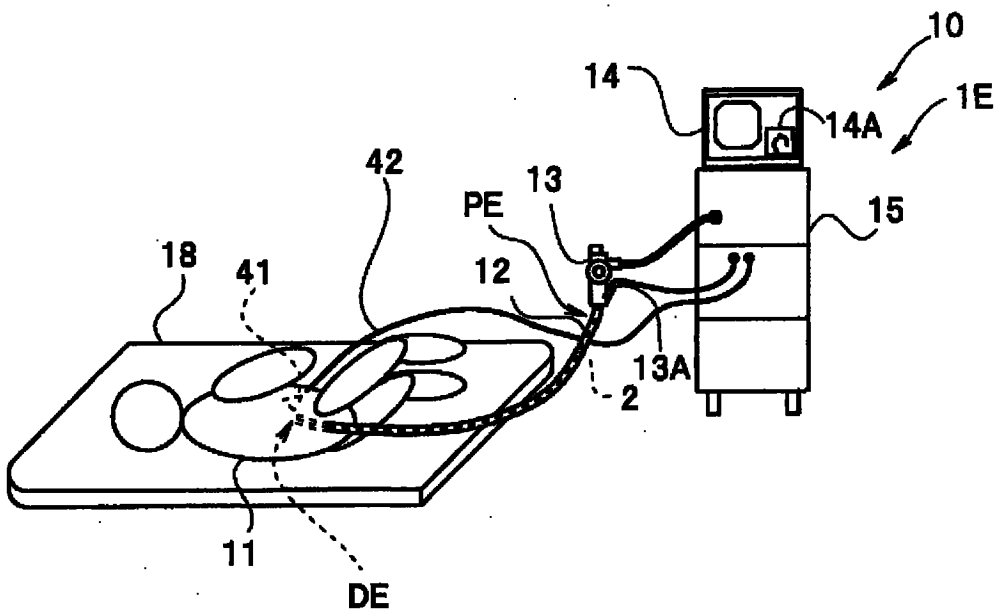


图 27



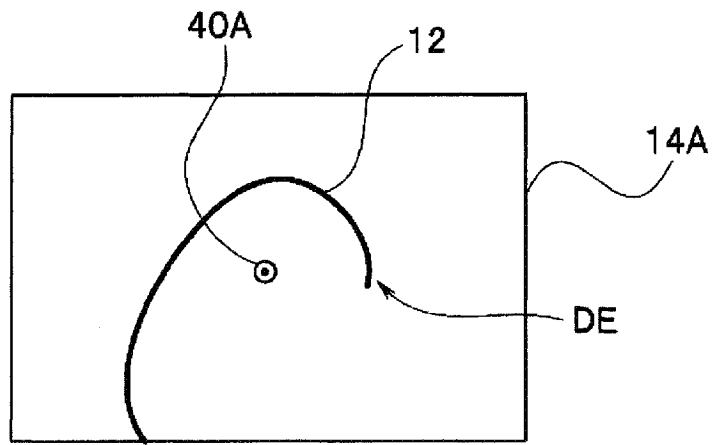


图 30

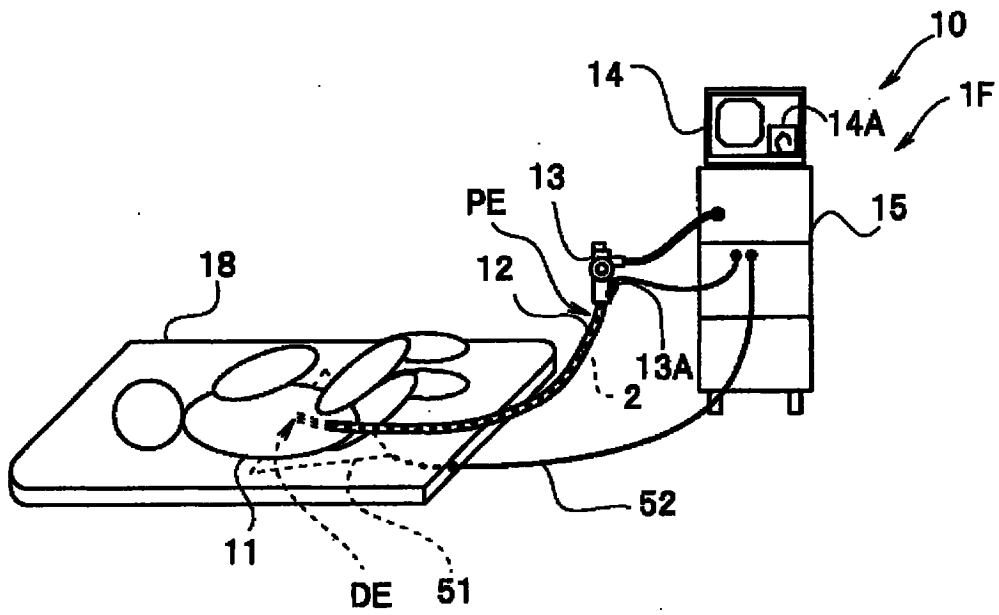


图 31

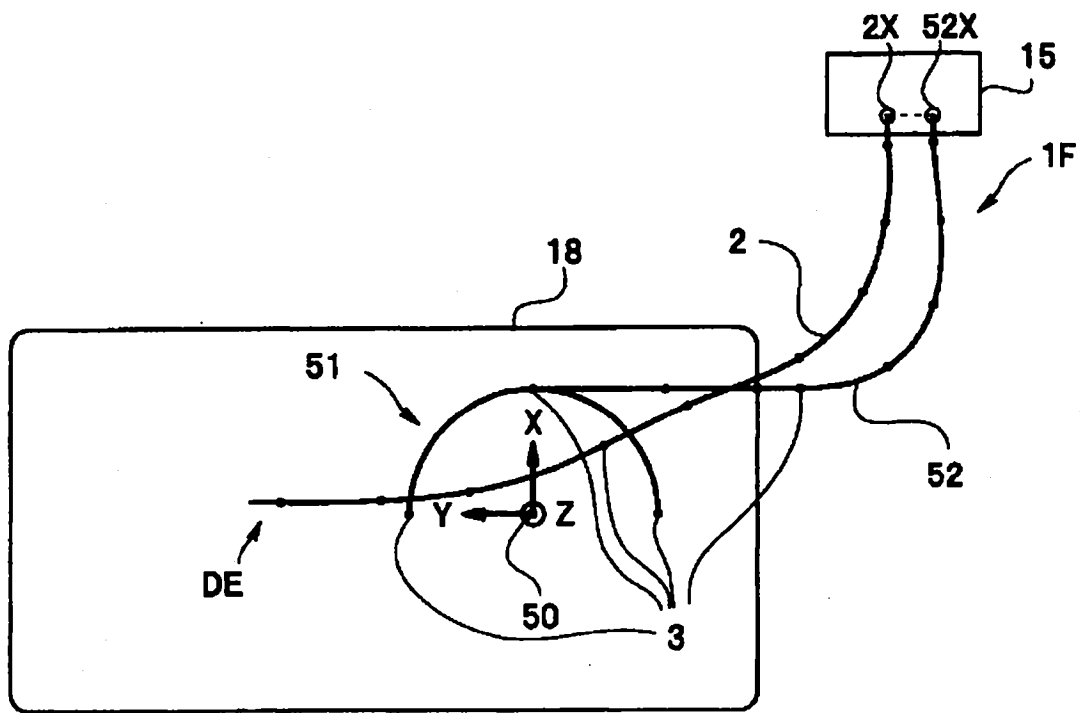


图 32

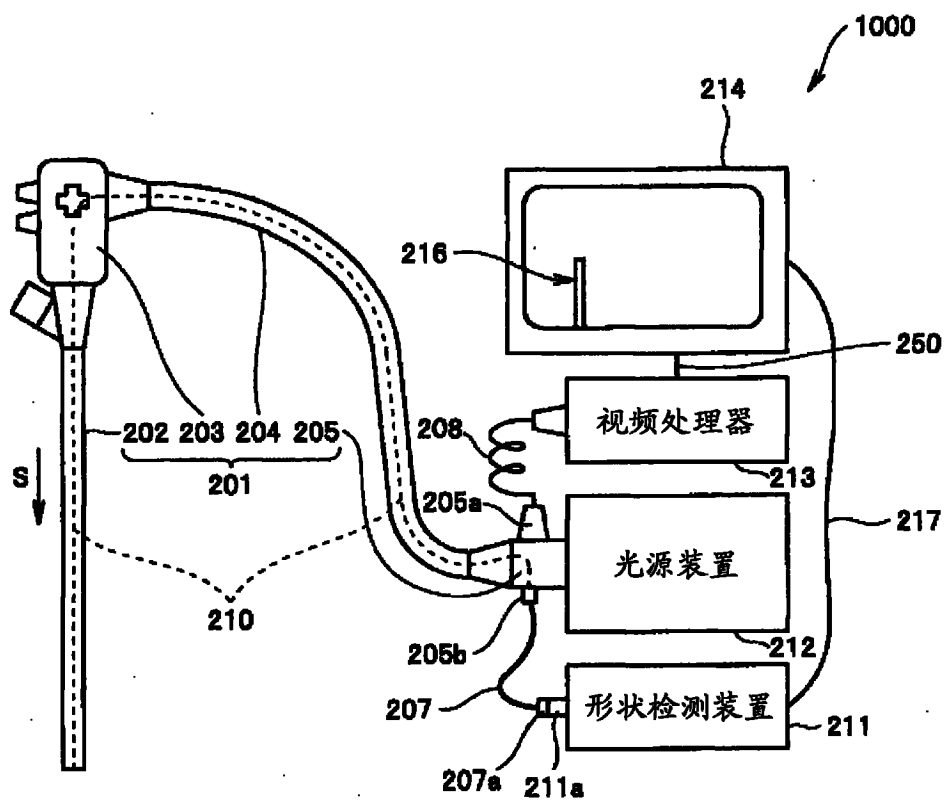


图 33

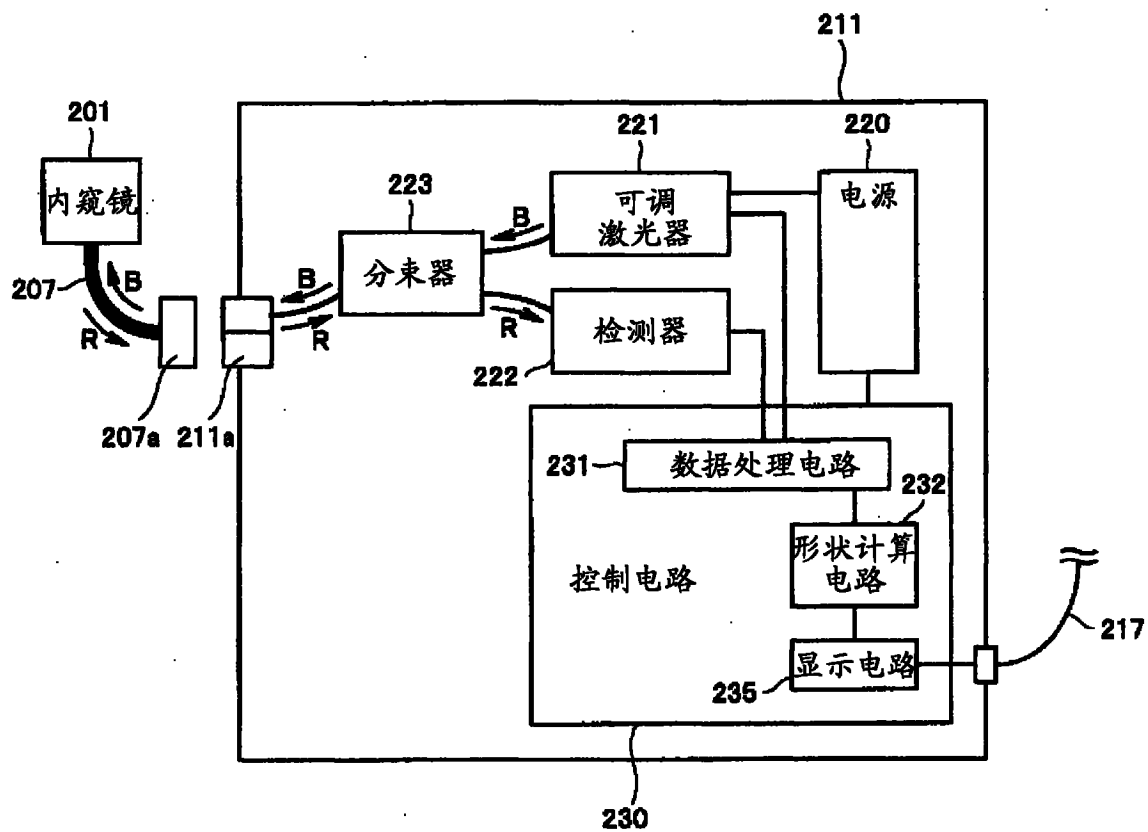


图 34

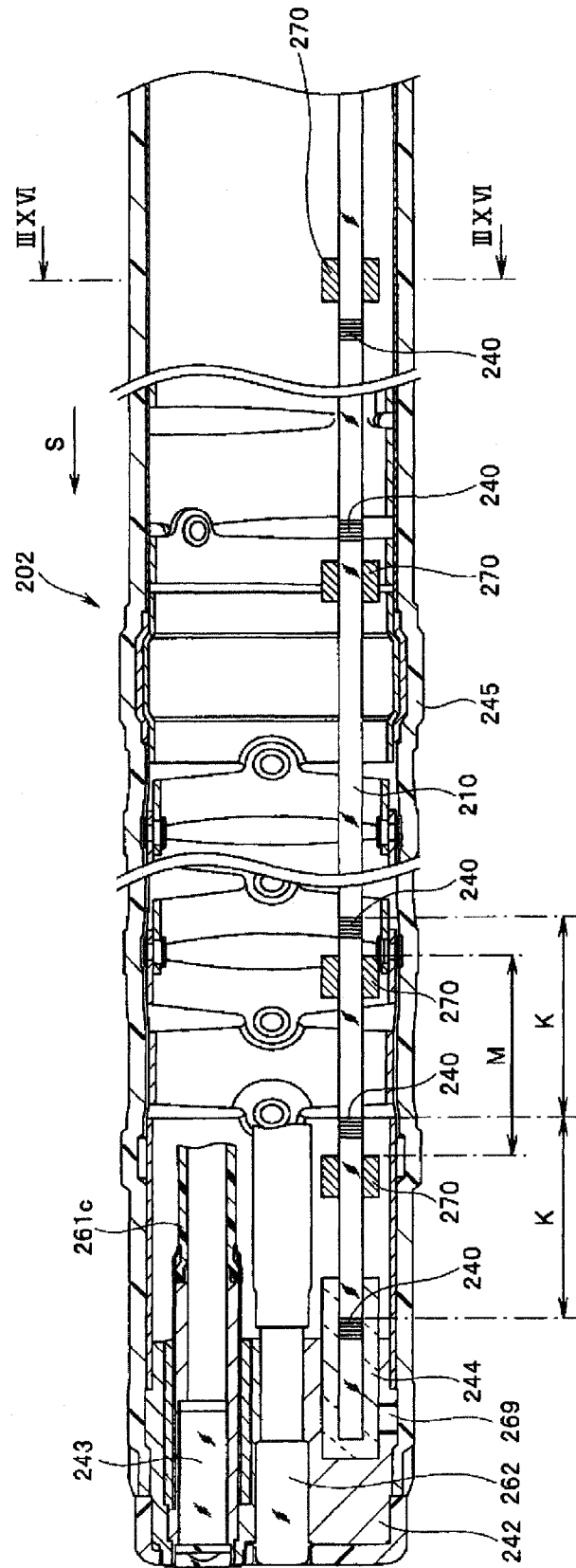


图 35

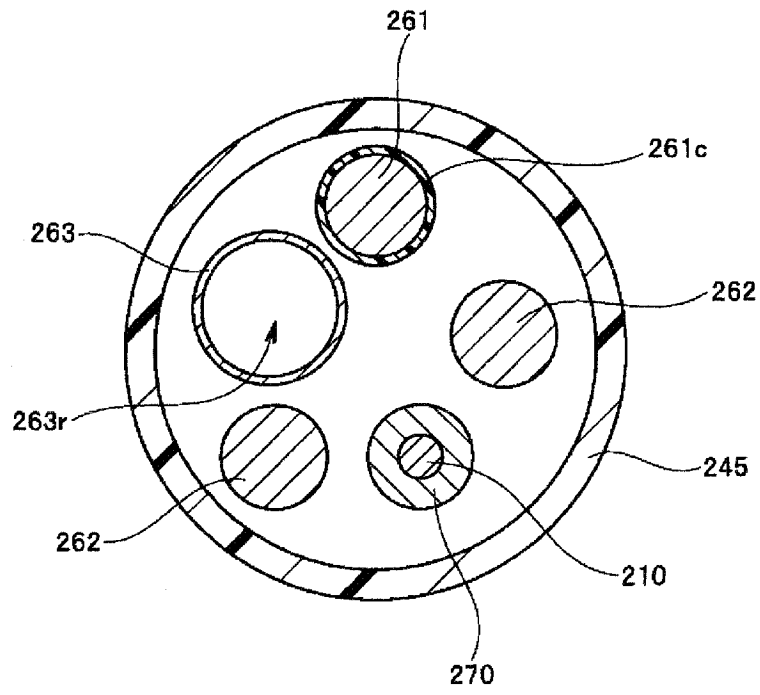


图 36

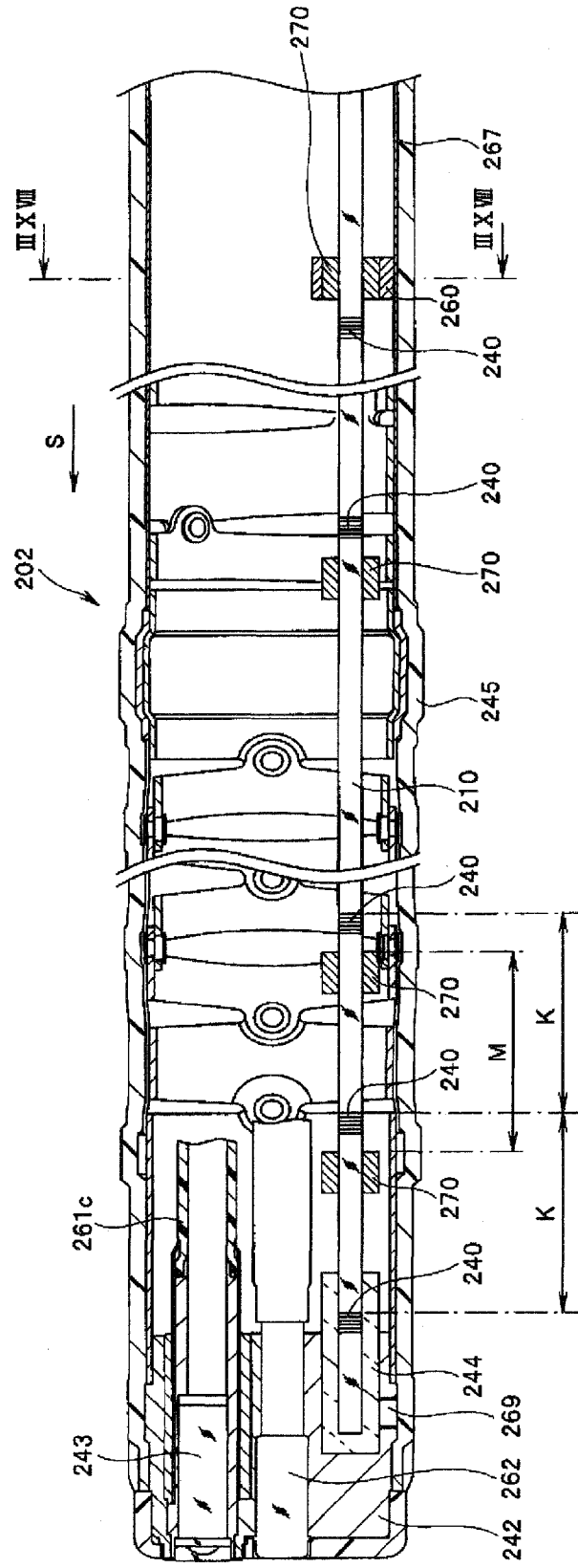


图 37

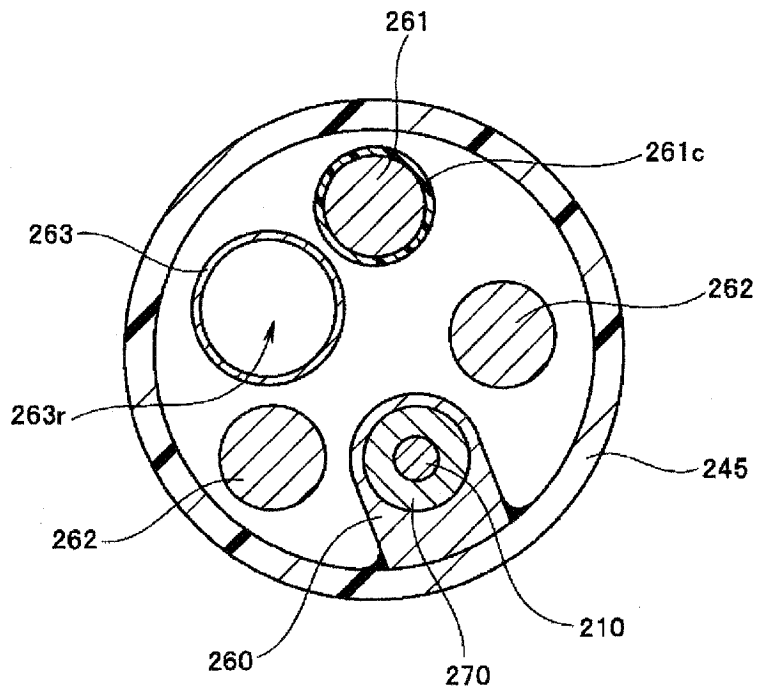


图 38

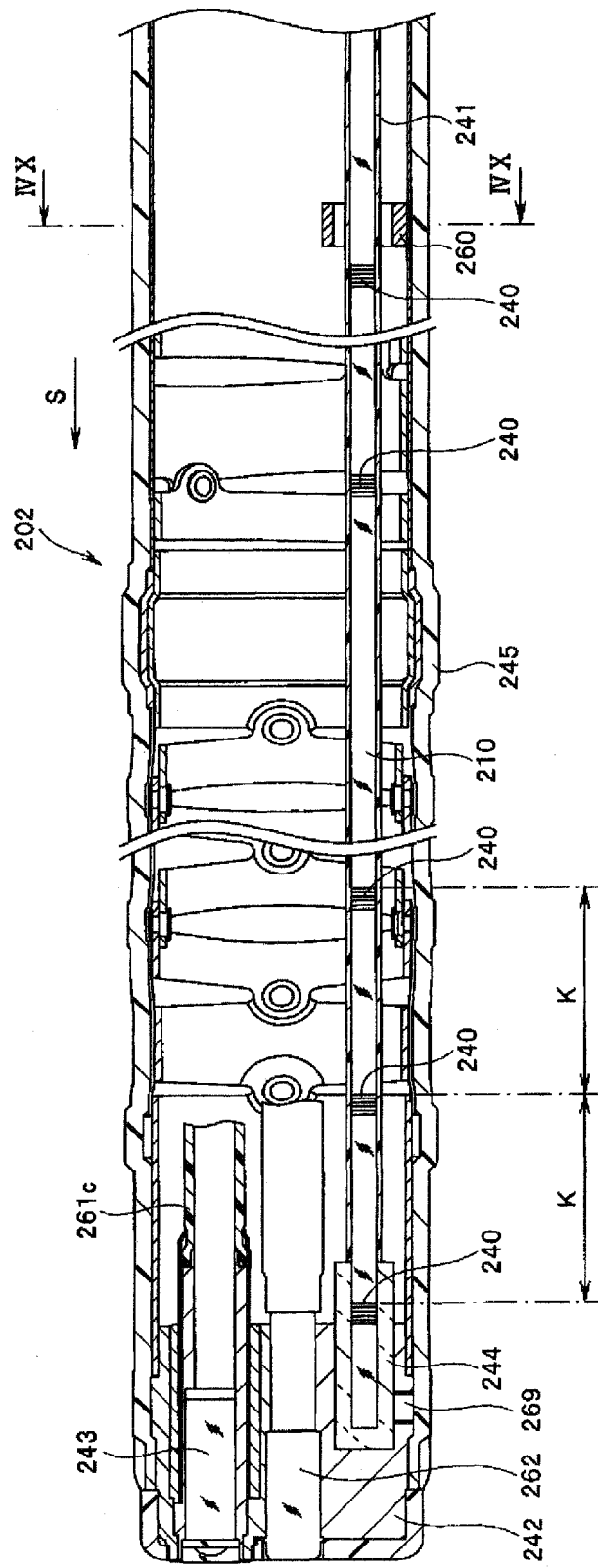


图 39

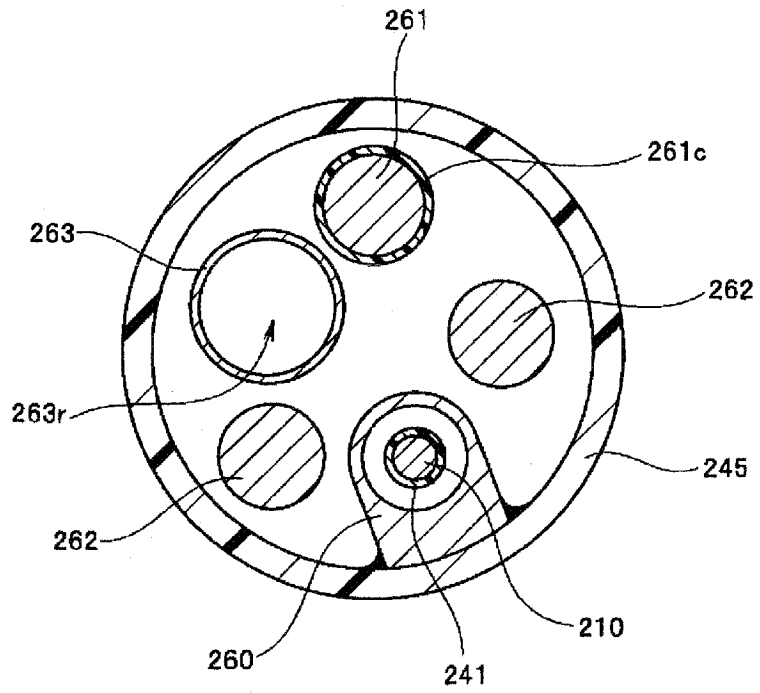


图 40

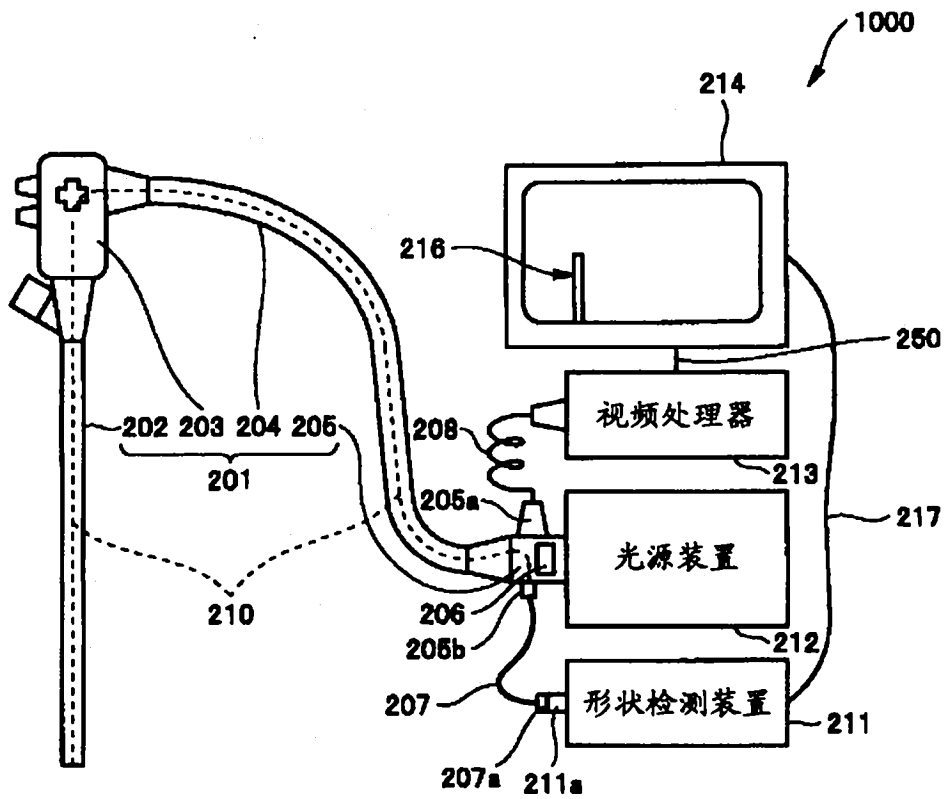


图 41

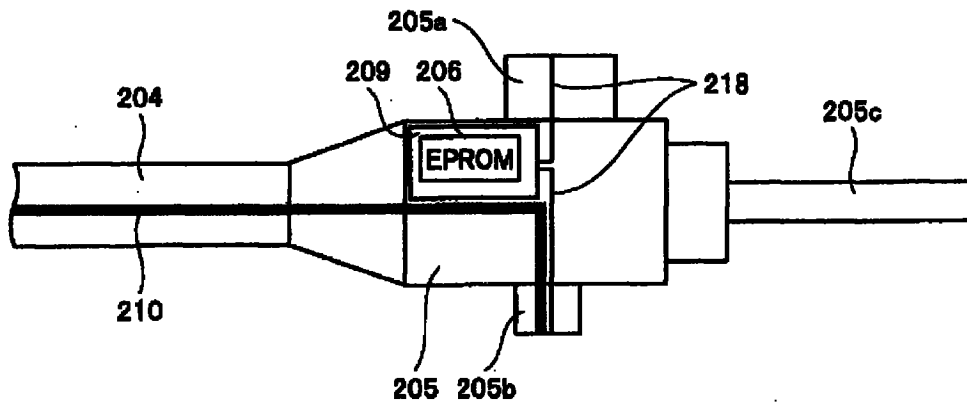


图 42

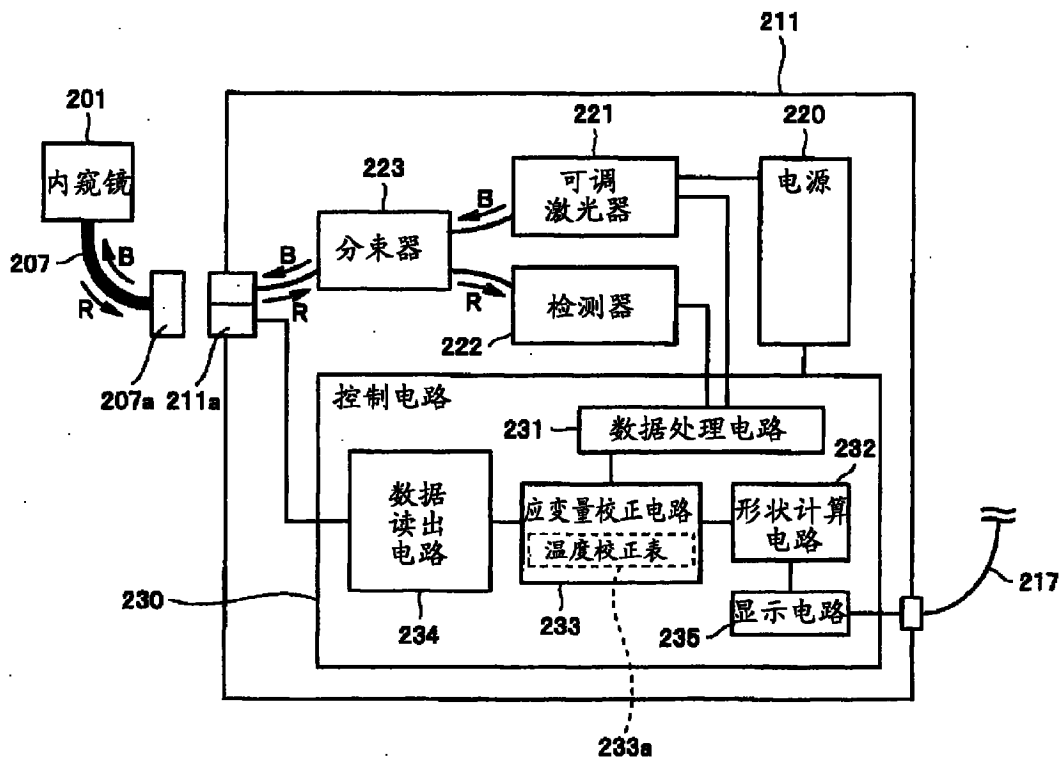


图 43

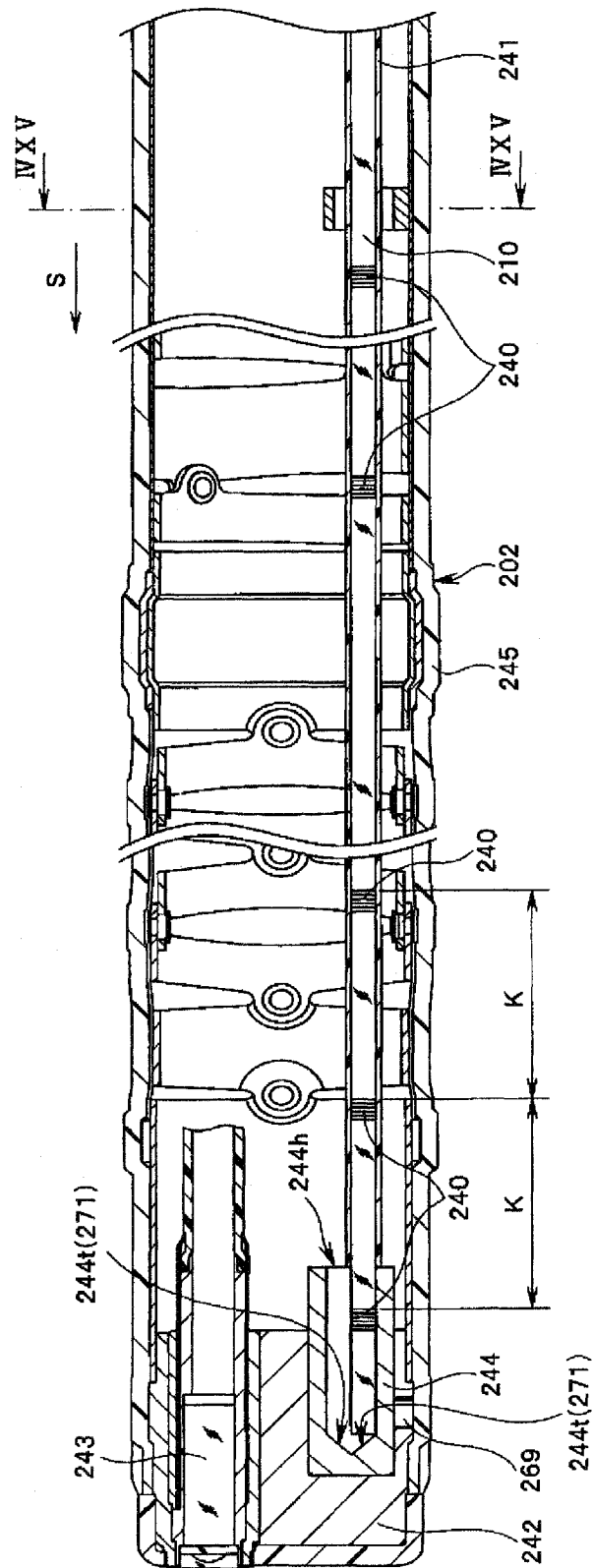


图 44



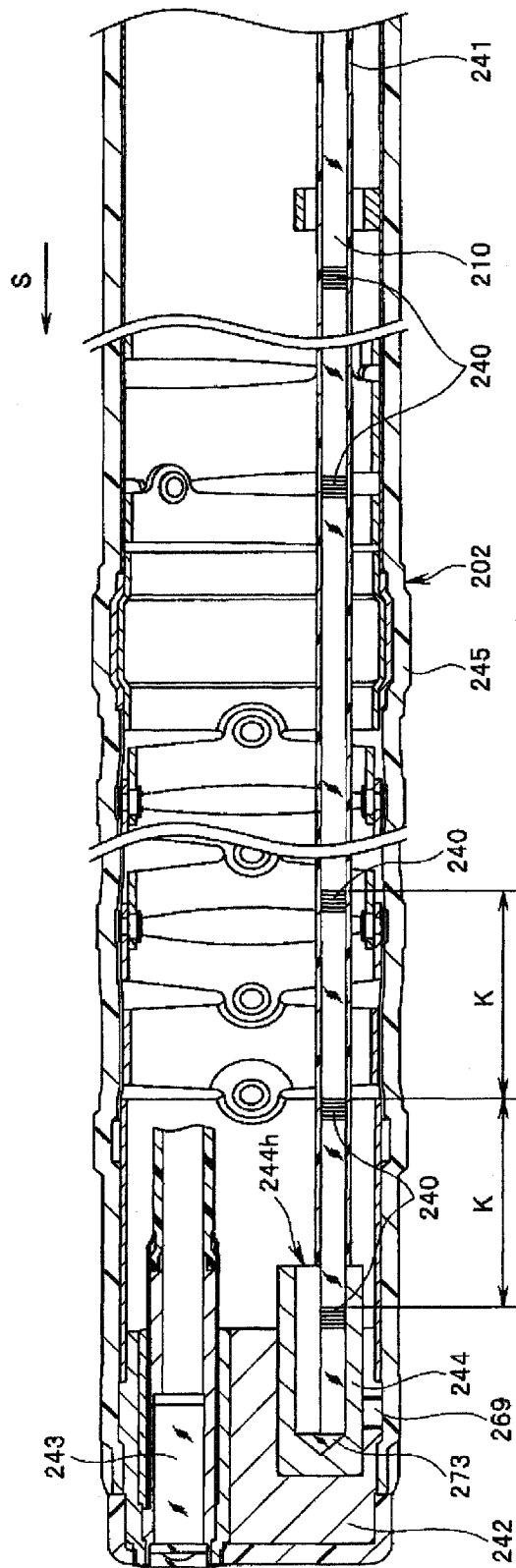


图 47

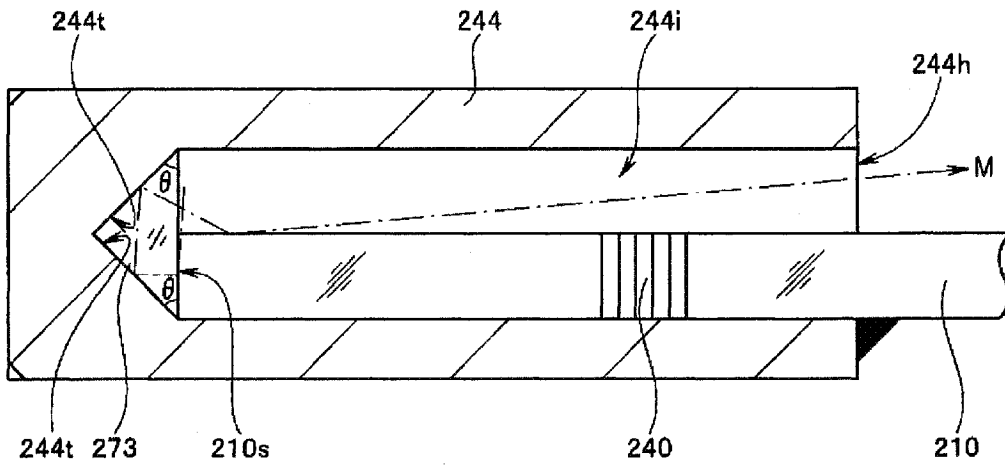


图 48

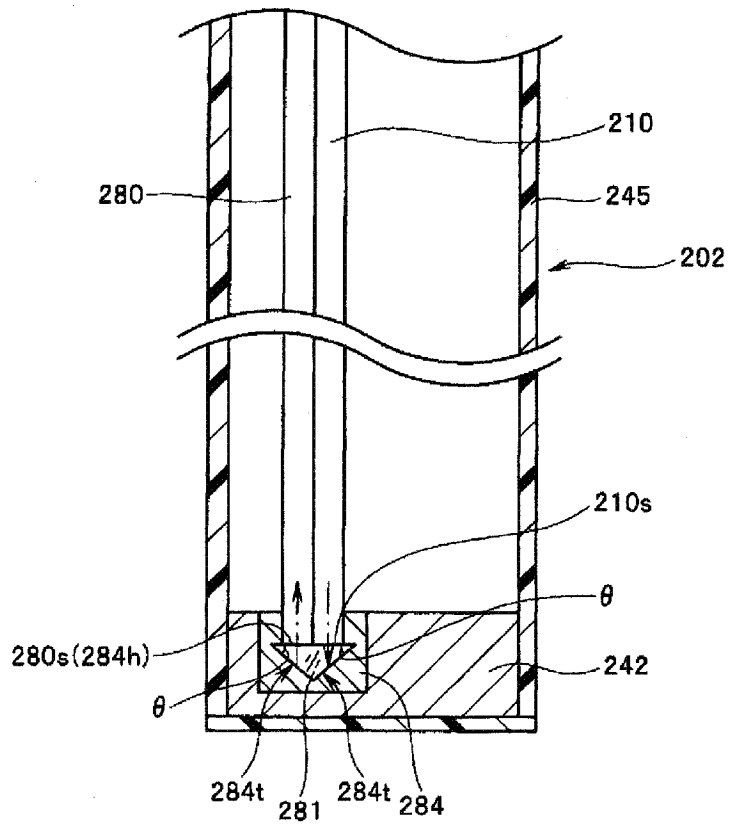


图 49

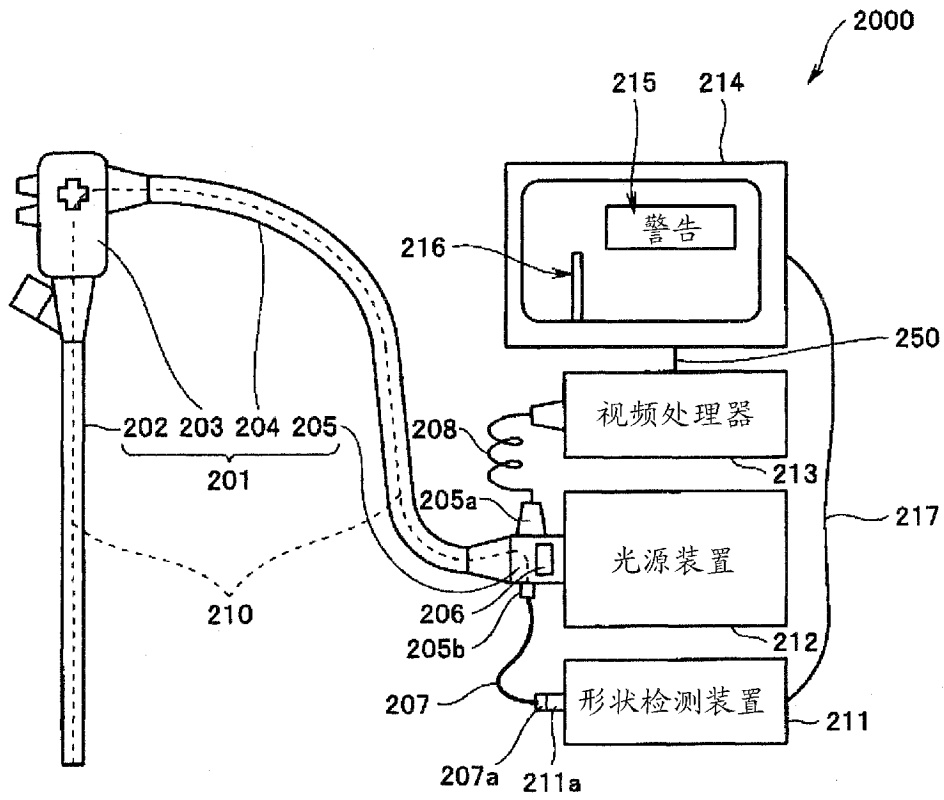


图 50

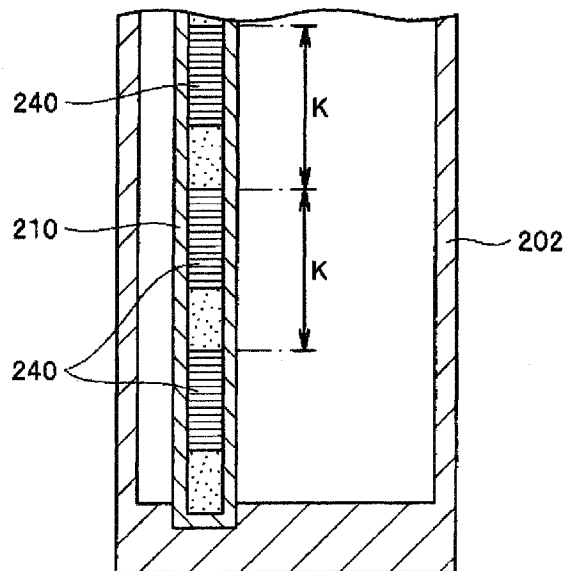


图 51

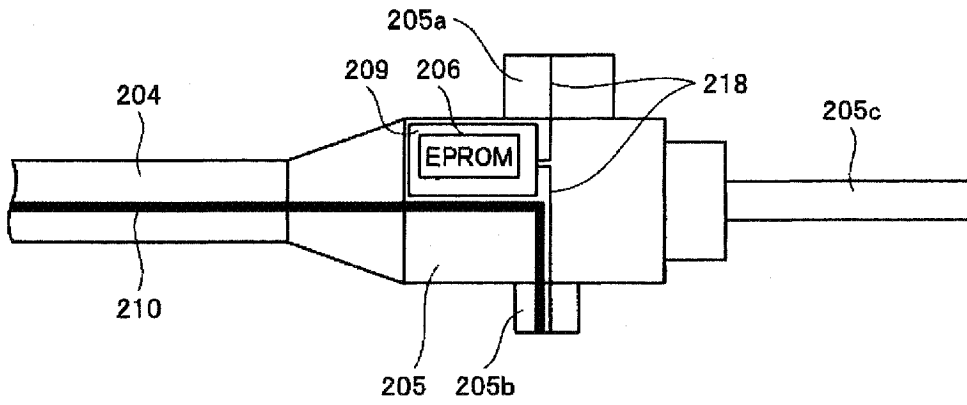


图 52

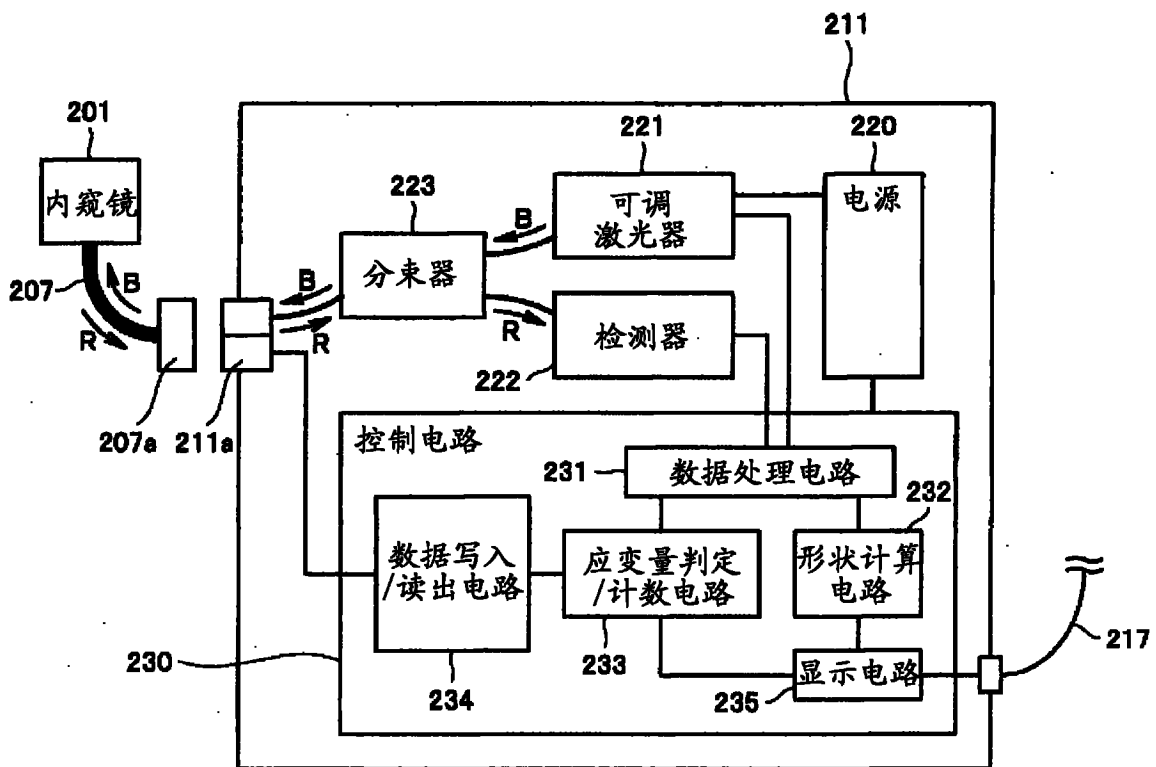


图 53

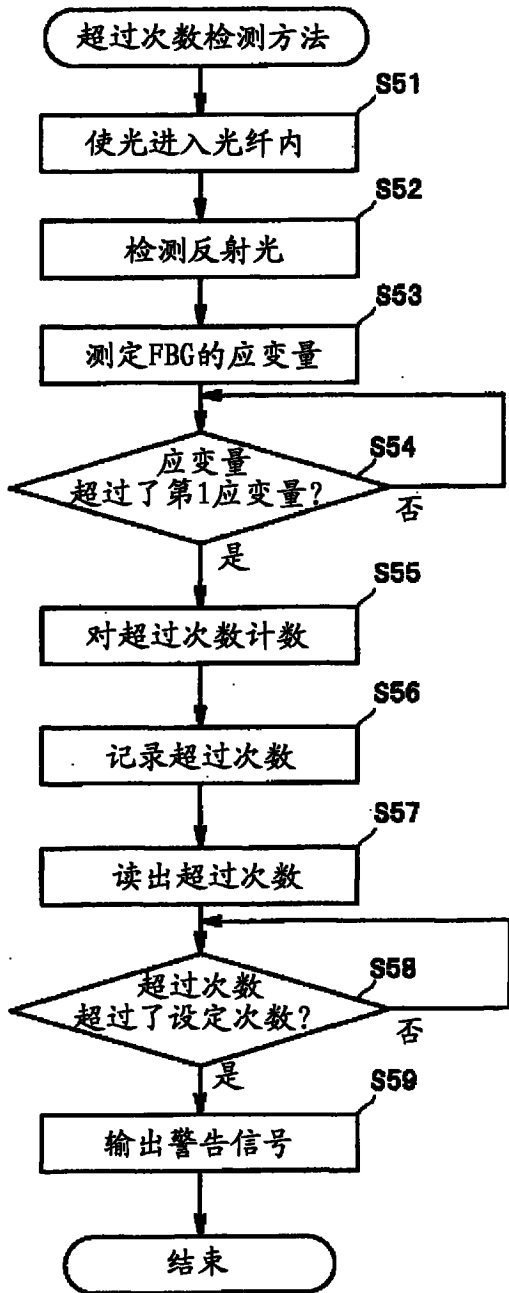


图 54

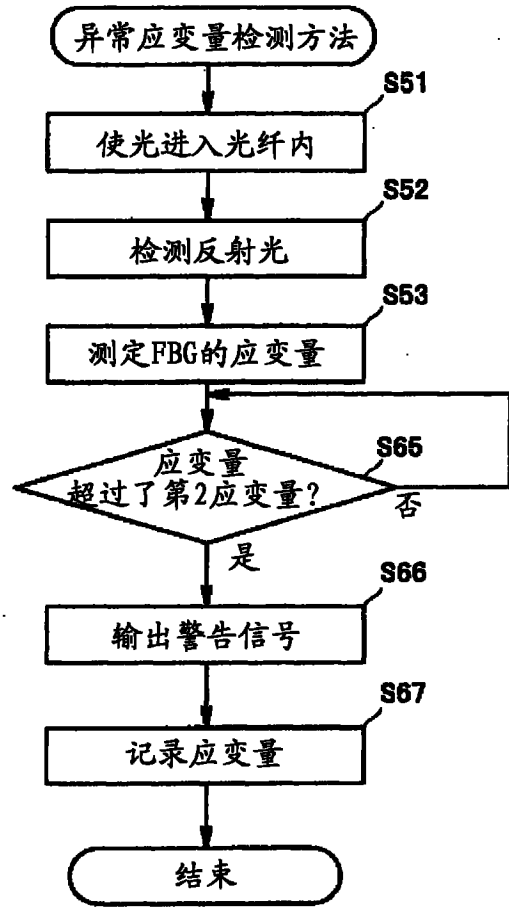


图 55

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN102196761A</a>	公开(公告)日	2011-09-21
申请号	CN200980142561.2	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)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	小野田文幸 牛房浩行 织田朋彦 长谷川润 福地正巳 平川克己		
发明人	小野田文幸 牛房浩行 织田朋彦 长谷川润 福地正巳 平川克己		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B5/06 A61B5/065 G02B23/2476 A61B2019/5261 A61B1/31 A61B1/0051 A61B2034/2061		
代理人(译)	李辉		
优先权	2008277089 2008-10-28 JP 2008277090 2008-10-28 JP 2008277091 2008-10-28 JP 2008277086 2008-10-28 JP 2008277087 2008-10-28 JP		
其他公开文献	CN102196761B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种医疗设备，该医疗设备具有：FBG传感器部(3)，其设置有多数FBG传感器部(3A)，该多数FBG传感器部(3A)配设于插入到被检者(11)内部的插入部(12)，检测插入部(12)的应变；坐标计算部(9C)，其根据FBG传感器部(3)的检测结果，在以规定位置为原点的第1三维坐标系中计算各个FBG传感器部(3)的第1三维坐标；坐标系设定部(9D)，其基于各个FBG传感器部(3)的第1三维坐标，设定第2三维坐标系；坐标转换部(9E)，其将各个FBG传感器部(3)的第1三维坐标转换为由坐标系设定部(9D)设定的第2三维坐标系中的第2三维坐标；以及形状计算单元(9F)，其基于由坐标转换部(9E)转换的第2三维坐标，计算插入部(12)的形状。

