



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104135909 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201380011401. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 02. 28

A61B 1/04 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006. 01)

2012-042714 2012. 02. 29 JP

G02B 23/26 (2006. 01)

G02B 26/10 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 08. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/001249 2013. 02. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2013/128937 EN 2013. 09. 06

(71) 申请人 HOYA 株式会社

地址 日本东京都新宿区中落合二丁目7番5号

(72) 发明人 山边俊明

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

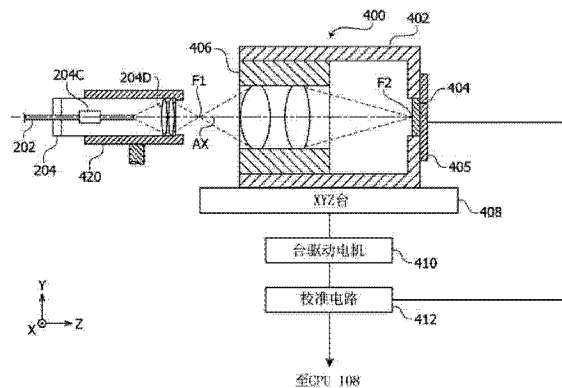
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

校准装置

(57) 摘要

一种用于扫描内窥镜系统的校准装置,所述扫描内窥镜系统具有光扫描设备,所述光扫描设备配置为使得从光源发射的光在预定扫描区域内周期性地扫描,所述校准装置包括:中继透镜、光检测单元以及修正单元,从所述光扫描设备发射的光进入所述中继透镜而且所述中继透镜放大所述预定扫描区域;所述光检测单元配置为接收从所述中继透镜出现的光并且在所述光检测单元的光接收表面上检测所接收的光的扫描轨迹;所述修正单元配置为修正从所述光扫描设备发射的光的扫描参数使得所述光检测单元所检测的扫描轨迹变为参考扫描轨迹。



1. 一种用于扫描内窥镜系统的校准装置,所述扫描内窥镜系统具有光扫描设备,所述光扫描设备配置为使得从光源发射的光在预定扫描区域内周期性地扫描,所述校准装置包括:

中继透镜,从所述光扫描设备发射的光进入所述中继透镜而且所述中继透镜放大所述预定扫描区域;

光检测单元,所述光检测单元配置为接收从所述中继透镜出现的光并且在所述光检测单元的光接收表面上检测所接收的光的扫描轨迹;以及

修正单元,所述修正单元配置为修正从所述光扫描设备发射的光的扫描参数,使得所述光检测单元所检测的扫描轨迹变为参考扫描轨迹。

2. 根据权利要求 1 所述的校准装置,

其中:

所述光接收表面设置为与所述中继透镜的光学轴相垂直;并且

所述中继透镜的后焦点与所述光接收表面的中心基本重合。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的校准装置,

进一步包括移动单元,所述移动单元配置为将所述中继透镜和所述光检测单元相对于所述光扫描设备相对地移动,

其中,所述移动单元移动所述中继透镜和所述光检测单元,使得所述预定扫描区域的中心与所述中继透镜的光学轴的位置基本重合,并且所述中继透镜的前焦点的位置与从所述光扫描单元发射的光的聚焦点基本重合。

4. 根据权利要求 3 所述的校准装置,

其中:

所述光检测单元检测在所述中继透镜的光学轴上的光的位置和光束直径;并且

所述移动单元移动所述中继透镜和所述光检测单元,使得在所述中继透镜的光学轴上的光的位置与所述光接收表面的中心基本重合,并且光束直径取最小值。

5. 根据权利要求 2 至 4 中的任一项所述的校准装置,

其中所述中继透镜放大从所述光扫描设备发射的光的预定扫描区域,使得从所述中继透镜出现的光的预定扫描区域落入所述光接收表面内。

6. 根据权利要求 1 至 5 中的任一项所述的校准装置,

其中所述扫描参数包括第一参数、第二参数和第三参数中的至少一个,所述第一参数用于放大或者减小扫描光的所述预定扫描区域,所述第二参数用于改变所述扫描光的预定扫描区域的形状,所述第三参数用于改变所述扫描光的扫描速度。

7. 根据权利要求 1 至 6 中的任一项所述的校准装置,

进一步包括再映射表创建单元,所述再映射表创建单元配置为在预定时间采样由所述修正单元修正的放大的扫描光扫描轨迹并且将二维栅格坐标分配给每个采样点。

8. 根据权利要求 1 至 7 中的任一项所述的校准装置,

其中所述中继透镜和所述光检测单元安置在单一的盒中。

9. 根据权利要求 8 所述的校准装置,

其中所述盒是为所述光检测单元遮挡外部光的遮挡盒。

10. 根据权利要求 1 至 9 中的任一项所述的校准装置,

其中所述光扫描设备向物体发射从所述光源发射的具有预定波长的激发光,并且其中所述扫描内窥镜系统包括:

共聚焦针孔,所述共聚焦针孔设置在与所述激发光的聚集点共轭的位置;

图像信号检测单元,所述图像信号检测单元配置为通过所述共聚焦针孔接收从被所述激发光激发的物体产生的荧光并且在预定检测时间检测图像信号;以及

图像产生单元,所述图像产生单元配置为使用检测到的图像信号来产生共聚焦图像。

校准装置

技术领域

[0001] 本发明涉及具有光扫描设备的扫描内窥镜系统,所述光扫描设备配置为使得从光源发射的光在预定扫描区域内周期性地扫描,并且具体涉及用于扫描内窥镜系统的校准装置,其配置为修正扫描光的扫描轨迹。

背景技术

[0002] 传统上,扫描内窥镜系统配置为使得由光纤导引的光相对于观察部分以螺旋形式扫描,并且通过从已知的观察部分接收反射光来成像观察部分(例如,PCT 国际申请的本国重新公开第 JP2008-514342A1 号(下文中称为“专利文献 1”)。该类型的扫描内窥镜系统包括在内窥镜中的单模光纤,而且光纤的近端被处于悬臂状态的双轴致动器支撑。双轴致动器根据特征频率在二维上使光纤的尖端振动(谐振),同时调制并且放大振动的幅度,使得光纤的尖端以螺旋形式被驱动。结果,来自光源的由光纤导引的照射光以螺旋形式在观察部分上扫描,而且基于来自观察部分的回射光获得对应于照射范围(扫描区域)的图像。

[0003] 最近,提出了如专利文献 1 所示的扫描内窥镜系统可以应用于扫描共聚焦内窥镜系统(例如,日本专利临时公开第 2011-255015A 号(下文中称为“专利文献 2”)。扫描共聚焦内窥镜系统配置为向活体组织发射激光并且仅提取通过设置在与从活体组织发射的荧光的共聚焦光学系统的焦点共轭的位置处的针孔获得的分量,使得可以以高于通过常规内窥镜光学系统获得的观察图像的放大率的放大率实现观察。专利文献 2 所描述的扫描共聚焦内窥镜系统配置为能够观察以常规内窥镜光学系统所获得的观察图像的放大率不能观察到的微小物体,并且能够通过利用对于活体组织的特定狭窄区域的激光来在二维或者三维上扫描以观察活体组织的横截面。

[0004] 在专利文献 1 或者 2 所描述的系统,在预定周期的时间(下文中称为“采样点”)接收来自扫描区域(观察部分)的反射光或者荧光,而且在每一个采样点的强度信息被分配到监视器的显示坐标(内窥镜图像的像素位置)以便显示二维内窥镜图像。因此,为了产生具有高度再现性而不会变形的内窥镜图像,需要将每一个采样点的扫描位置设定为精确地匹配监视器的显示坐标。为此原因,在该类型的扫描内窥镜系统中,在监视实际扫描图样(扫描轨迹)的同时执行校准,以便取得理想的扫描图样(专利文献 1)。

发明内容

[0005] 在专利文献 1 所描述的扫描内窥镜系统中执行校准,以便通过用 PSD(位置灵敏检测器)接收从光纤发射的照射光,并且通过在检测扫描图样(扫描轨迹)中的照射光斑的位置的同时调整施加到双轴致动器的电压的幅度、相位以及频率来实现理想的扫描图样。这样的技术对于配置为在相对宽的扫描区域(例如,具有 10mm 直径的扫描区域)内扫描的扫描内窥镜系统(比如在专利文献 1 中描述的扫描内窥镜系统)是有效的。然而,对于在狭窄区域(例如,具有 500mm 直径的扫描区域)内扫描的扫描共聚焦内窥镜系统(比如在专利文献 2 中描述的扫描共聚焦内窥镜系统),存在着由于 PSD 传感器的分辨率的限制而不

能精确地检测照射光斑的问题。

[0006] 考虑到上述情况而做出了本发明。这就是说,本发明的目标是提供能够精确地检测在扫描图样中的照射光斑的位置并且执行校准,以便即使扫描内窥镜系统配置为在狭窄扫描区域内扫描也实现理想的扫描图样的校准装置。

[0007] 为了达成上述目标,根据本发明的校准装置是用于具有光扫描设备的扫描内窥镜系统的校准装置,其中所述光扫描设备配置为使得从光源发射的光在预定扫描区域内周期性地扫描。校准装置包括中继透镜、光检测单元以及修正单元,从光扫描设备发射的光进入中继透镜而且中继透镜放大预定扫描区域,光检测单元配置为接收从中继透镜出现的光并且在光检测单元的光接收表面上检测所接收的光的扫描轨迹,修正单元配置为修正从光扫描设备发射的光的扫描参数使得光检测单元所检测的扫描轨迹变为参考扫描轨迹。

[0008] 利用该配置,从光源发射的光的扫描轨迹得以在光检测单元上接收同时被放大到检测不被光检测单元的分辨率影响的程度。因此,即使扫描内窥镜系统配置为在狭窄扫描区域内扫描,也可以以高精度度来检测扫描轨迹,从而可以进行校准使得扫描轨迹变为理想轨迹。

[0009] 光接收表面可以设置为与中继透镜的光学轴相垂直,而且中继透镜的后焦点可以与光接收表面的中心基本重合。

[0010] 校准装置可以进一步包括移动单元,所述移动单元配置为将中继透镜和光检测单元相对于光扫描设备相对地移动。在该情况下,移动单元可以移动中继透镜和光检测单元使得预定扫描区域的中心与中继透镜的光学轴的位置基本重合,并且中继透镜的前焦点的位置与从光扫描单元发射的光的聚集点基本重合。利用该配置,从光扫描设备发射的光以中继透镜的放大率精确地放大。另外,因为从中继透镜出现的光扫描光检测单元的中心部分,所以光不会从光检测单元的光接收表面偏离。

[0011] 中继透镜可以放大从光扫描设备发射的光的预定扫描区域,使得从中继透镜出现的光的预定扫描区域落入光接收表面内。

[0012] 扫描参数可以包括下述参数中的至少一个:用于放大或者减小扫描光的预定扫描区域的第一参数、用于改变扫描光的预定扫描区域的形状的第二参数以及用于改变扫描光的扫描速度的第三参数。

[0013] 校准装置可以进一步包括再映射表创建单元,所述再映射表创建单元配置为在预定时间采样由修正单元修正的放大的扫描光的扫描轨迹并且将二维栅格坐标分配给每个采样点。

[0014] 中继透镜和光检测单元可以安置在单一的盒中。在该配置中,优选该盒是为光检测单元遮挡外部光的遮挡盒。利用该配置,可以阻挡外部光的影响。因此,可以以高 SN 比检测扫描光的扫描轨迹。

[0015] 光扫描设备可以向物体发射从光源发射的具有预定波长的激发光。扫描内窥镜系统可以包括共聚焦针孔、图像信号检测单元以及图像产生单元,所述共聚焦针孔设置在与激发光的聚集点共轭的位置,所述图像信号检测单元配置为通过共聚焦针孔接收从被激发光激发的物体产生的荧光并且在预定检测时间检测图像信号,所述图像产生单元配置为使用检测到的图像信号来产生共聚焦图像。

[0016] 按照根据本发明的校准装置,可以精确地检测在扫描图样中的照射光斑的位置并

且执行校准,以便即使扫描内窥镜系统配置为在狭窄扫描区域内扫描也可以实现理想扫描图样。

附图说明

[0017] [图 1] 图 1 是示出了根据本发明的实施方式的扫描共聚焦内窥镜系统的配置的框图。

[0018] [图 2] 图 2 概括示出了包括在根据本发明的实施方式的扫描共聚焦内窥镜系统中的共聚焦光学单元的配置。

[0019] [图 3] 图 3 示出了在 XY 近似平面上光纤的尖端的旋转轨迹。

[0020] [图 4] 图 4 示出了采样与制动时段之间的关系以及在 XY 近似平面上在 X(或者 Y) 方向上光纤的尖端的改变量(幅度)。

[0021] [图 5] 图 5 示出了采样点与栅格坐标之间的关系。

[0022] [图 6] 图 6 示出了根据本发明的实施方式的校准装置。

[0023] [图 7] 图 7 是示出了在根据本发明的实施方式的扫描共聚焦内窥镜系统中执行的校准程序的流程图。

[0024] [图 8] 图 8 示出了在 PSD 的光接收表面上的初始光斑形成位置。

[0025] [图 9] 图 9 示出了由校准程序执行 XY 调整的情况。

[0026] [图 10] 图 10 示出了当 PSD 的光接收表面在 Z 方向上移动时定义的移动量与 PSD 的输出电流之间的关系。

[0027] [图 11] 图 11 示出了当预定的 X 和 Y 交流电压施加到了双轴致动器时所限定的激发光的扫描轨迹。

[0028] [图 12] 图 12 示出了当扫描轨迹通过校准调整为理想扫描轨迹时所限定的激发光的扫描轨迹。

具体实施方式

[0029] 在下文中,参考所附附图描述根据本发明的实施方式的扫描共聚焦内窥镜系统。

[0030] 扫描共聚焦内窥镜系统是通过利用共聚焦显微镜的基本原理来设计的系统,并且扫描共聚焦内窥镜系统配置为适用于以高放大率和高分辨率来观察物体。图 1 是示出了根据本发明的实施方式的扫描共聚焦内窥镜系统 1 的配置的框图。如图 1 所示,扫描共聚焦内窥镜系统 1 包括系统主体 100、共聚焦内窥镜 200、监视器 300 以及校准装置 400。使用扫描共聚焦内窥镜系统 1 的共聚焦观察是在具有管状形状的柔性共聚焦内窥镜 200 的尖端面被操作为接触物体的状态下执行的。

[0031] 系统主体 100 包括光源 102、光学耦合器 104、减震器 106、CPU108、CPU 存储器 110、光纤 112、光学接收器 114、视频信号处理电路 116、图像存储器 118 以及视频信号输出电路 120。共聚焦内窥镜 200 包括光纤 202、共聚焦光学单元 204、子 CPU206、子存储器 208 以及扫描驱动器 210。

[0032] 光源 102 根据 CPU108 的驱动控制发射激发光,该激发光激发在患者的体腔中施用的药剂。激发光进入光学耦合器 104。光学连接器 152 耦合至光学耦合器 104 的其中一个端口。减震器 106 耦合至光学耦合器 104 的未使用端口,减震器 106 无反射地终止从光源

102 发射的激发光。已经进入前一个端口的激发光穿过光学连接器 152, 并且进入设置在共聚焦内窥镜 200 中的光学系统。

[0033] 光纤 202 的近端通过光学连接器 152 光学耦合至光学耦合器 104。光纤 202 的尖端安置在共聚焦光学单元 204 中, 共聚焦光学单元 204 安装在共聚焦内窥镜 200 的尖端部分中。已经从光学耦合器 104 激发的激发光在穿过光学连接器 152 之后进入光纤 202 的近端, 穿过光纤 202, 然后从光纤 202 的尖端发射。

[0034] 图 2(a) 概括示出了共聚焦光学单元 204 的配置。在下文中, 为方便说明, 共聚焦光学单元 204 的较长侧的方向定义为 Z 方向, 与 Z 方向垂直并且相对于彼此垂直的两个方向定义为 X 方向和 Y 方向。如图 2(a) 所示, 共聚焦光学单元 204 具有金属外部管 204A, 金属外部管 204A 安置各个零件。外部管 204A 支撑内部管 204B 以便在共轴方向上是可滑动的, 内部管 204B 具有对应于外部管 204A 的内壁形状的外壁形状。通过形成在外部管 204A 和内部管 204B 的近端面中的开口, 光纤 202 的尖端 (下文中分配为附图标记 202a) 被安置并且支持在内部管 204B 中, 并且起到扫描共聚焦内窥镜系统 1 的次级点源的作用。作为点源的尖端 202a 的位置在 CPU108 的控制下周期性地改变。在图 2(a) 中, 中心轴 AX 表示设置在 Z 方向上的光纤 202 的轴, 并且当光纤 202 的尖端 202a 不振动时, 中心轴 AX 与光纤 202 的光学路径重合。

[0035] 子存储器 208 存储探针信息, 比如共聚焦内窥镜 200 的识别信息和各种性质。子 CPU206 在启动时从子存储器 208 读出探针信息, 并且通过电连接器 154 向 CPU108 发送探针信息, 电连接器 154 将系统主体 100 与共聚焦内窥镜 200 电连接。CPU108 在 CPU 存储器 110 中存储传送的探针信息。在必需时, CPU108 产生对于控制共聚焦内窥镜 200 所必需的信号, 并且向子 CPU206 发送信号。根据来自 CPU108 的控制信号, 子 CPU206 指定扫描驱动器 210 所需的设定值。

[0036] 扫描驱动器 210 产生对应于指定的设定值的驱动信号, 并且驱动和控制双轴致动器 204C, 双轴致动器 204C 贴合并且固定到接近尖端 202a 的光纤 202 的外部表面。图 2(b) 概括示出了双轴致动器 204C 的配置。如图 2(b) 所示, 双轴致动器 204C 是压电致动器, 其中在压电体上形成了连接到扫描驱动器 210 的成对的 X 轴电极 (图中的 X 和 X') 和 Y 轴电极 (图中的 Y 和 Y')。

[0037] 扫描驱动器 210 在用于双轴致动器 204C 的 X 轴的电极之间施加交流电压 X, 使得压电体在 X 方向上谐振, 并且在用于 Y 轴的电极之间施加交流电压 Y, 使得压电体在 Y 轴方向上谐振, 交流电压 Y 具有与交流电压 X 的频率相同的频率并且具有与交流电压 X 的相位正交的相位。交流电压 X 和交流电压 Y 被定义为在幅度上与时间成比例地线性增加并且分别通过花费时间 (X) 和 (Y) 达到平均均方根值 (X) 和 (Y)。由于通过双轴致动器 204C 在 X 方向上和 Y 方向上动能的组合, 光纤 202 的尖端 202a 旋转来画出螺旋图样, 该图样在近似于 X-Y 平面的平面 (下文中称作“XY 近似平面”) 上具有在中心轴 AX 处的中心。尖端 202a 的旋转轨迹与施加电压成比例地变大, 并且当施加具有平均均方根 (X) 和 (Y) 的交流电压时变成具有最大直径的圆。在该实施方式中, 交流电压 X 和 Y 的幅度、相位以及频率通过稍后描述的校准来调整, 使得尖端 202a 的旋转轨迹变成理想轨迹。图 3 示出了通过校准调整的在 XY 近似平面上的尖端 202a 的旋转轨迹。

[0038] 图 4 示出了各个操作时间与光纤 202 的尖端 202a 在 XY 近似平面上在 X (或者 Y)

方向上的改变量（幅度）之间的关系。激发光是连续光（或者脉冲光），并且在从交流电压开始施加至双轴致动器 204C 到交流电压停止施加的时间段（为了便于说明，在下文中称作“采样时段”）期间内从光纤 202 的尖端 202a 发射。如上所述，当交流电压施加到双轴致动器 204C 时，从光纤 202 的尖端 202a 发射的激发光以螺旋形式在预定的圆形扫描区域中扫描，所述预定圆形扫描区域具有在中心轴 AX 处的中心，这是因为光纤 202 的尖端 202a 旋转来画出的螺旋图样具有在中心轴 AX 处的中心。当在采样时段已经过去之后停止向双轴致动器 204C 施加交流电压时，光纤 202 的振动衰减。尖端 202a 在 XY 近似平面上的圆形运动根据光纤 202 振动的衰减而汇聚，而且在预定时间已经过去之后（即，尖端 202a 变为几乎在中心轴 AX 上停止的状态）光纤 202 的振动几乎变为零。在下文中，为了便于说明，从采样时段的结束到尖端 202a 变为几乎在中心轴 AX 上停止的状态的时间的时间段被称为“制动时段”。在制动时段已经过去而且进一步的预定时间也已经过去之后，下一个采样时段开始。在下文中，从制动时段的结束到下一个采样时段的开始的时间段被称为“停顿时段”。停顿时段是用于在中心轴 AX 上完全停止光纤 202 的尖端 202a 的等待时间，而且通过提供停顿时段，可以使尖端 202a 精确地扫描。另外，对应于一帧的时段由一个采样时段以及一个制动时段形成，而且通过调整停顿时段，可以调整帧速率。这就是说，基于帧速率与直到光纤 202 的尖端 202a 完全停止时的时间之间的关系，可以恰当地设定停顿时段。为了减短制动时段，可以在制动时段的初始阶段向双轴致动器 204C 施加反相位电压，以便主动施加制动扭矩。

[0039] 在光纤 202 的尖端 202a 的前侧上设置了物镜光学系统 204D。物镜光学系统 204D 由多个光学透镜形成，而且通过透镜框（未显示）支撑在外部管 204A 中。在外部管 204A 中，透镜框相对于内部管 204B 得到固定和支持。因此，在外部管 204A 中，支撑在透镜框上的光学透镜组与内部管 204B 一同滑动。在外部管 204A 的最前部（即，在物镜光学系统 204D 的前侧上），支撑有封盖镜（未显示）。

[0040] 在内部管 204B 的近端面与外部管 204A 的内壁之间，附接了螺旋形压缩弹簧 204E 和形状记忆合金 204F。螺旋形压缩弹簧 204E 初始在 Z 方向上从其自然长度压缩并且夹挤。形状记忆合金 204F 具有在 Z 方向上延长的杆状形状，当在室温条件下外部力施加到形状记忆合金 204F 时形状记忆合金 204F 变形，而且当加热到高于或者等于预定温度时，形状记忆合金 204F 通过形状记忆效应恢复到预定形状。形状记忆合金 204F 设计为通过形状记忆效应的恢复力大于螺旋形压缩线圈 204E 的恢复力。扫描驱动器 210 产生对应于由 CPU206 指定的设定值的驱动信号并且通过对形状记忆合金 204F 充电以及加热来控制形状记忆合金 204F 的扩张和收缩量。形状记忆合金 204F 引起内部管 204B 根据扩张和收缩量来在 Z 方向上向前或者向后移动。

[0041] 通过物镜光学系统 204D，从光纤 202 的尖端 202a 发射的激发光在物体的表面或者表面层上形成光斑。光斑形成位置依据作为点源的尖端 202a 的移动而移动。这就是说，通过组合尖端 202a 通过双轴致动器 204C 在 XY 近似平面上的周期性圆形运动以及在 Z 轴方向上的移动，共聚焦光学单元 204 执行在物体上的三维扫描。

[0042] 因为光纤 202 的尖端 202a 设置在物镜光学系统 204D 的前焦点，所以尖端 202a 起到针孔的作用。被激发光激发的物体的散射分量（荧光）中，只有来自与尖端 202a 共轭的聚集点的荧光入射到尖端 202a 上。荧光穿过光纤 202，然后通过光学连接器 152 进入光学

耦合器 104。光学耦合器 104 将进入的荧光与从光源 102 发射的激发光分开,并且将荧光引导到光纤 112。荧光通过光纤 112 传送,然后由光学接收器 114 检测。为了检测具有低噪声水平的微弱的光,光学接收器 114 可以配置为高灵敏度光学检测器,比如光电信增管。

[0043] 由光学接收器 114 检测的检测信号输入到视频信号处理电路 116。视频信号处理电路 116 在 CPU108 的控制下运行,并且通过执行采样 - 保持以及用于检测信号的 AD 转换以恒定速率产生数字检测信号。当在采样时段期间光纤 202 的尖端 202a 的位置(轨迹)得以确定时,用于通过检测来自光斑形成位置的反射光(荧光)来获得数字检测信号的,在观察区域(扫描区域)中对应于所确定的位置和信号采集时间(即,采样点)的光斑形成位置得到明确地限定。如稍后所述,在该实施方式中,使用校准装置 400 预先测量尖端 202a 的扫描轨迹。然后,向双轴致动器 204C 的施加电压的幅度、相位以及频率得到调整,使得测量到的扫描轨迹变为理想的扫描图样(即,理想的螺旋扫描图样),而且采样点和对应于采样点的在图像上的位置(显示在监视器 300 上的内窥镜图像的像素位置)得以确定。采样点与内窥镜图像的像素位置(像素地址)之间的关系作为再映射表存储于 CPU 存储器 110 中。例如,如果内窥镜图像由在水平方向(X 方向)上的 15 个像素以及在垂直方向(Y 方向)上的 15 个像素形成,则依次采样的激发光的位置(采样点)与内窥镜图像的像素位置(栅格地址)之间的关系变成图 5 中所示的状态,并且基于该关系,CPU108 通过获得对应于每个采样点的内窥镜图像的像素位置(栅格坐标)来创建再映射表。在图 5 中,为了便于图示,在扫描区域的中心部分以及外围部分显示了部分采样点;然而,实际上沿着螺旋扫描轨迹存在着大量采样点。

[0044] 视频信号处理电路 116 参考再映射表,并且将在每个采样点获得的数字检测信号分配为对应的像素地址数据的数据。在下文中,为了便于说明,上述分配工作被称为再映射。视频信号处理电路 116 通过以逐帧的方式将由点图像的螺旋设置形成的图像的信号存储到图像存储器 118 来执行缓冲。缓冲的信号以预定的时间从图像存储器 118 扫到视频信号输出电路 120,并且在转换为符合预定标准(比如 NTSC(国家电视系统委员会)或者 PAL(相位交替行))的视频信号之后显示在监视器 300 上。在监视器 300 的显示屏幕上,显示具有高放大率和高分辨率的三维共聚焦图像(在本说明书中其可以简单地称为“内窥镜图像”)。

[0045] 如上所述,因为物体图像是通过再映射操作形成的,所以尖端 202a 需要被旋转来画出理想的螺旋扫描图样,以便可以获得没有变形的内窥镜图像。然而,通常构成扫描共聚焦内窥镜系统 1 的每个元件的性能在一定范围内变化。因此,如果简单地组装元件,则不可能获得如图 3 所示的理想的扫描轨迹。因此,在根据实施方式的扫描共聚焦内窥镜系统 1 中,执行了稍后描述的校准以抵消上述类型的个体性能。

[0046] 图 6 示出了用于根据实施方式的校准的校准装置 400。在校准中,光纤 202 的尖端 202a 的旋转轨迹得到检测,待施加到双轴致动器 204C 的交流电压 X 和 Y 中的每一个的幅度、相位以及频率得到调整,使得旋转轨迹变为理想轨迹(即,使得从共聚焦光学单元 204 发射的激发光的扫描轨迹变为参考扫描轨迹),而且新的再映射表得以创建。在下文中,在校准中待调整的参数(主要包括幅度、相位以及频率)统称为“调整参数”。应当注意,尽管校准装置 400 被解释为与系统主体 100 分开提供的结构,但是校准装置 400 可以包含在系统主体 100 中。

[0047] 如图 6 所示,校准单元 400 包括单元支持构件 420、箱 402、XYZ 台 408、台驱动电机 410 以及校准电路 412。

[0048] 单元支持构件 420 是固定到校准装置 400 的主体的圆柱形构件,并且单元支持构件 420 配置为使得其内直径稍大于共聚焦光学单元 204 的外直径。在校准期间,共聚焦光学单元 204 插入到单元支持构件 420 内部,并且在 X、Y 和 Z 方向上定位。

[0049] 在箱 402 中,附接了 PSD404,PSD 基片 405 以及中继透镜单元 406。PSD404 安装在 PSD 基片 405 上,而且设置在箱 402 的近侧,使得其光接收表面位于 XY 平面上(即,使得其光接收表面垂直于 Z 方向)。PSD404 接收从共聚焦光学单元 204 发射的激发光,并且检测激发光的位置(即,激发光在光接收表面上的位置)(细节稍后描述)。中继透镜单元 406 设置在箱 402 的尖端侧(共聚焦光学单元 204 侧),使得其光学轴指向 Z 方向。中继透镜单元 206 是所谓的放大光学系统,包括其中的多个透镜,而且光学轴和后焦点 F2 位于 PSD404 的光接收表面的中心。另外,中继透镜单元 406 的前焦点 F1 被调整为使得前焦点 F1 与共聚焦光学单元 204 的物镜光学系统 204D 的焦点(即,激发光的聚焦点)基本重合。这就是说,中继透镜单元 406 用以放大在从共聚焦光学单元 204 发射的激发光的聚焦点处(即,激发光的扫描区域(最大摆动宽度))的投影图像。中继透镜单元 406 的放大率通过综合考虑包括 PSD404 的尺寸和位置检测分辨率的各个因素来确定。假设 PSD 是市场上可买到的,所希望的是,根据其位置检测分辨率,中继透镜单元 406 的放大率设定为使得在 PSD404 的光接收表面上的由中继透镜单元 406 放大的扫描范围的尺寸大于或者等于 1mm,而且所希望的是,中继透镜单元 406 的放大率设定为大约 2 到 20 倍的放大率,这是因为从设备尺寸和响应速度的视角看,中继透镜单元 406 的放大率应当设定得较小而且所希望的是使用具有较小的光接收表面的 PSD 404。为此原因,在本实施方式中,从共聚焦光学单元 204 发射的激发光的扫描区域的直径(即,最大摆动宽度)设定为 500mm,而且,假设为市场上可买到的 PSD404 的尺寸、位置检测分辨率以及响应速度,中继透镜单元 10 的放大率设定为 10 倍放大率。因此,从共聚焦光学单元 204 发射的激发光的扫描轨迹被中继透镜单元 406 放大,并且在 PSD404 的光接收表面上扫描以便画出具有最大 5mm 的直径的圆。箱 4 的内部被遮挡以便防止外部光进入其中,而且 PSD404 以高 SN 比来检测来自共聚焦光学单元 204 的激发光。PSD404 的检测电流通过 PSD 基片 405 输出到校准电路 412。

[0050] 箱 402 通过台驱动电机 410 固定到 XYZ 台 408,XYZ 台 408 是在 X、Y 和 Z 方向上可移动的。台驱动电机 410 例如是步进电机,而且在从校准电路 412 接收信号的同时在预定方向上移动 XYZ 台 408。在本实施方式中,XYZ 台 408 的移动分辨率(即,XYZ 台相对于台驱动电机 410 的一步的移动量)设定为大约 10mm。

[0051] 校准电路 412 是能够与 CPU108 双向通讯的电路。在 CPU108 的控制下,在校准期间,校准电路 412 通过台驱动电机 410 移动 XYZ 台 408。另外,校准电路 412 将从 PSD 基片 405 输出的 PSD404 的检测电流转换为电压,并且向 CPU108 输出作为检测电压的电压。

[0052] 图 7 是在校准期间执行的校准程序的流程图。校准程序是当用户(操作者)将共聚焦光学单元 204 插入到单元支持构件 420 中并且从系统主体 100 的用户界面(未显示)输入预定命令时由 CPU108 执行的子程序。在本说明书和附图的描述中,为了便于说明,校准的每个步骤缩写为“S”。

[0053] 如图 7 所示,当校准程序启动时,CPU108 执行 S11。在 S11,箱 402 的位置相对于共

聚焦光学单元 204 进行调整。在该过程中, CPU108 控制光源 102 使得激发光连续地发射, 并且控制扫描驱动器 210 以便停止向双轴致动器 204C 施加电压。因此, 从光纤 202 发射的激发光沿着中心轴 AX 行进, 并且通过中继透镜单元 406 在 PSD404 的光接收表面上形成图像 (图 6)。在本说明书中, 当没有电压施加到双轴致动器 204C 时, 初始限定的激发光的光斑形成位置被称为“初始光斑形成位置”。

[0054] 图 8 示出了在 PSD404 的光接收表面上的初始光斑形成位置 P。如上所述, 因为扫描共聚焦内窥镜系统 1 具有个体性能, 所以初始光斑形成位置不一定与 PSD404 的中心重合而且被检测到在 X 和 Y 方向上的偏移位置处。共聚焦光学单元 204 的物镜光学系统 204D 的焦点也因为个体差异而变化。因此, 中继透镜单元 406 的前焦点 F1 不一定与共聚焦光学单元 204 的物镜光学系统 204D 的焦点 (即, 激发光的聚集点) 重合。为此原因, 在 S11, 箱 402 在 X 和 Y 方向中的每一个上移动, 使得初始光斑形成位置与 PSD404 的光接收表面的中心基本重合 (XY 调整), 而且箱 402 在 Z 方向上移动, 使得中继透镜单元 406 的前焦点 F1 与共聚焦光学单元 204 的物镜光学系统 204D 的焦点基本重合 (Z 调整)。

[0055] (XY 调整)

[0056] PSD404 包括成对的 X 方向电极 X1 和 X2 以及成对的 Y 方向电极 Y1 和 Y2。在 PSD404 的光接收表面上的光斑形成位置是通过检测从这些电极输出的电流获得的。具体地说, 在 PSD404 的光接收表面上的初始光斑形成位置 P 的位置 X_p 、 Y_p 由下面的表达式 (1) 和 (2) 确定。

$$[0057] \quad X_p = L \times \frac{I_{X2} - I_{X1}}{I_{X1} + I_{X2}}$$

$$[0058] \quad Y_p = L \times \frac{I_{Y2} - I_{Y1}}{I_{Y1} + I_{Y2}}$$

[0059] 在这些表达式中, I_{X1} 表示从电极 X1 输出的电流, I_{X2} 表示从电极 X2 输出的电流, I_{Y1} 表示从电极 Y1 输出的电流, 以及 I_{Y2} 表示从电极 Y2 输出的电流。L 表示从光接收表面的中心到每个电极的距离。

[0060] 在 S11, CPU108 根据从校准电路 412 输入的 PSD404 的检测电压来获得从电极 X1 输出的电流 I_{X1} 、从电极 X2 输出的电流 I_{X2} 、从电极 Y1 输出的电流 I_{Y1} 以及从电极 Y2 输出的电流 I_{Y2} , 并且基于上述的表达式 (1) 和 (2) 获得在 PSD404 的光接收表面上的初始光斑形成位置 P 的位置 X_p 、 Y_p 。然后, CPU108 驱动台驱动电机 410 来在 X 和 Y 方向上移动 XYZ 台 408, 使得 X_p 、 Y_p 取最小值 (即, 使得初始光斑形成位置与 PSD404 的光接收表面的中心基本重合)。然而, 如上所述, 根据实施方式的 XYZ 台 408 具有移动分辨率而且实际上台驱动电机 410 具有侧隙, 而且进一步地, 这些误差因素被中继透镜单元 406 放大。因此, 难以做到激发光的光斑与 PSD404 的光接收表面的中心重合。为此原因, 在本实施方式中, 使用了具有充分大于在 PSD404 上的激发光的扫描区域 (5mm×5mm) 的光接收表面 (10mm×10mm) 的 PSD404。

[0061] 图 9 示出了由 S11 执行 XY 调整的情况。在图 9 中, 为了便于说明, 示出了初始光斑形成位置 P 已经移动到 PSD404 的光接收表面的中心 O 的情况。当初始光斑形成位置 P 移动到光接收表面的中心时, 激发光的扫描区域 T 变成以光接收表面的中心 O 为中心具有

5mm 直径的区域。PSD404 的光接收表面相对于激发光的扫描区域 T 充分地大。围绕扫描区域 T 的阴影区域（对应于大约 2.5mm 的宽度的区域）充当用于 XY 调整的调整边缘 a。这就是说，即使产生台驱动电机 410 的侧隙，扫描区域 T 也落入 PSD404 的光接收表面内。

[0062] (Z 调整)

[0063] 图 10 显示了当 PSD404 的光接收表面在 Z 方向上移动时所限定的移动量 Z 与在 X 方向上的电流和 $(I_{X1}+I_{X2})$ 以及在 Y 方向上的电流和 $(I_{Y1}+I_{Y2})$ 之间的关系。该情况下，Z = 0 是当中继透镜单元 406 的前焦点 F1 与共聚焦光学单元 204 的物镜光学系统 204D 的焦点重合时所限定的位置。如图 10 所示，当中继透镜单元 406 的前焦点 F1 与共聚焦光学单元 204 的物镜光学系统 204D 的焦点重合时，在 PSD404 的光接收表面上激发光最大程度地窄化，而且在 X 方向上的电流和 $(I_{X1}+I_{X2})$ 以及在 Y 方向上的电流和 $(I_{Y1}+I_{Y2})$ 取极值。为此原因，在 S11，通过使用在 X 方向上的电流和 $(I_{X1}+I_{X2})$ 以及在 Y 方向上的电流和 $(I_{Y1}+I_{Y2})$ 作为指示激发光的光束直径的指标来执行 Z 调整。具体地说，CPU108 根据从校准电路 412 输出的 PSD404 的检测电压来获得从电极 X1 输出的电流 I_{X1} 、从电极 X2 输出的电流 I_{X2} 、从电极 Y1 输出的电流 I_{Y1} 以及从电极 Y2 输出的电流 I_{Y2} ，并且获得在 X 方向上的电流和 $(I_{X1}+I_{X2})$ 以及在 Y 方向上的电流和 $(I_{Y1}+I_{Y2})$ 。然后，CPU108 驱动台驱动电机 410 来在 Z 方向上移动 XYZ 台 408，使得在 X 方向上的电流和 $(I_{X1}+I_{X2})$ 以及在 Y 方向上的电流和 $(I_{Y1}+I_{Y2})$ 取极值（即，使得中继透镜单元 406 的前焦点 F1 与共聚焦光学单元 204 的物镜光学系统 204D 的焦点基本重合）。

[0064] 如上所述，在 S11，执行箱 402 在 X 和 Y 方向中的每一个上移动的 XY 调整以及箱 402 在 Z 方向上移动的 Z 调整，使得初始光斑形成位置与 PSD404 的光接收表面的中心基本重合并且中继透镜单元 406 的前焦点 F1 与共聚焦光学单元 204 的物镜光学系统 204D 的焦点基本重合。在上文中，为了便于说明，以 XY 调整和 Z 调整的顺序给出了说明；然而，调整也可以以 Z 调整和 XY 调整的顺序执行。当 Z 调整先于 XY 调整执行时，XY 调整可以在激发光的光斑被窄化的情况下执行。因此，XY 调整变得难以被物镜光学系统 204D 和中继透镜单元 406 的像差、物镜光学系统 204D 的倾斜以及共聚焦光学单元 204 的安装误差所影响，而且 XY 调整可以以高精度度执行。然后，过程进入 S15（图 7）。

[0065] 在 S15，CPU108 向双轴致动器 204C 施加默认的交流电压 X 和 Y 以便旋转光纤 202 的尖端 202a，并且检测激发光的扫描轨迹，所述激发光在 PSD204 的光接收表面上螺旋地扫描。图 11 示出了当默认的交流电压 X 和 Y 施加到双轴致动器 204C 时所限定的激发光的扫描轨迹。如上所述，因为扫描共聚焦内窥镜系统 1 具有产品个体性能，所以在施加默认的交流电压 X 和 Y 的情况下不能实现如图 3 所示的理想扫描轨迹，而且在该情况下，扫描轨迹取例如椭圆变形的形状。然后，过程进入 S16。

[0066] 在 S16，CPU108 评估在 S15 检测的激发光的扫描轨迹，并且判断扫描轨迹是否在预定容差内（即，扫描轨迹是否是可接受的扫描轨迹）。预定容差是基于可接受图像的变形量而预先确定的。CPU108 根据在 S15 检测的激发光的扫描轨迹来评估扫描区域的尺寸、形状（圆度）以及扫描速度。当在 S16 判断出扫描轨迹在预定容差内时（S16：是），该过程进入 S18。当判断出扫描轨迹不在预定容差内时（S16：否），该过程进入 S17。

[0067] 在 S17，CPU108 改变待施加到双轴致动器 204C 的交流电压 X 和 Y 的调整参数。具体地说，基于在 S16 的激发光扫描轨迹的评估结果，CPU108 调整交流电压 X 和 Y 的幅度以

便在扫描区域的尺寸存在问题时放大或者减小扫描区域。当扫描区域的形状存在问题时，CPU108 调整交流电压 X 和 Y 的相位，以便改变扫描区域的形状。当扫描区域的扫描速度存在问题时，CPU108 调整交流电压 X 和 Y 的频率，以便改变激发光的扫描速度。CPU108 重复执行步骤 S15 到 S17，直到扫描轨迹在容差内。因此，在 S15 检测的激发光的扫描轨迹调整为图 12 所示的理想扫描轨迹。

[0068] 在 S18，CPU108 获得用于在 S17 调整的扫描轨迹的在每个采样点与内窥镜图像的像素位置（像素地址）之间的关系，并且创建新的再映射表。然后，CPU108 将创建的再映射表与在 S17 调整的调整参数（即，交流电压 X 和 Y 的幅度、相位以及频率）一起存储在 CPU 存储器 110 中，然后终止校准程序。在 S18 存储于 CPU 存储器 110 的再映射表和调整参数被重复使用，直到执行新的校准。

[0069] 如上所述，在根据实施方式的校准中，从共聚焦光学单元 204 发射的激发光的扫描轨迹被中继透镜单元 406 放大并且被 PSD 404 接收。这就是说，从共聚焦光学单元 204 发射的激发光的扫描轨迹被放大到扫描轨迹不被 PSD404 上的分辨率所影响的程度。因此，即使扫描内窥镜系统配置为在窄扫描区域内扫描（比如使用了根据实施方式的扫描共聚焦内窥镜系统 1），也可以以高精度检测扫描轨迹，并且从而可以执行校准（调整）以实现理想的扫描轨迹。

[0070] 上文是对本发明的实施方式的说明；然而，本发明不限于上述实施方式，而是可以在本发明的技术概念的范围内以各种变化方式变化。例如，在上述实施方式中，说明了 CPU108 执行校准；然而，本发明并不限于上述实施方式。校准程序可以由校准电路 412 执行。在该情况下，校准电路 412 配置为通过与 CPU108 通讯来控制双轴致动器 204C 并且改变调整参数。

[0071] 在根据实施方式的校准程序的 S11，XY 调整和 Z 调整是在光纤 202 的旋转驱动已停止的情况下执行的。然而，通过在制动时段期间检测激发光的光斑位置，即使在光纤 202 处于正被旋转驱动的情况下时，也可以执行 XY 调整和 Z 调整。

[0072] 在上述实施方式中，考虑到 XYZ 台 408 的移动分辨率以及台驱动电机 410 的侧隙，使用了具有相对于在 PSD404 上的激发光的扫描区域充分宽的光接收表面的 PSD404。然而，通过配置校准装置 400 使得 XYZ 台 408 的移动分辨率以及台电机 410 的侧隙变小，可以进一步放大在 PSD404 上的激发光的扫描区域。

[0073] 根据实施方式的中继透镜单元 406 的放大率是 10 倍放大率。然而，如上所述，中继透镜单元 406 的放大率可以设定为大约 2 到 20 倍的放大率，而且通过将激发光在 PSD404 上的扫描区域放大到扫描区域落入 PSD404 的光接收表面内的程度，可以更精确地检测激发光的扫描轨迹。

[0074] 应用本发明的系统不限于扫描共聚焦内窥镜系统。PSD404 在由中继透镜单元 406 放大的扫描区域内接收光是足够的，因此本发明可以应用到一般扫描内窥镜系统。例如，本发明可以应用到采用栅格扫描方式或者利萨茹 (Lissajous) 扫描方式的扫描内窥镜系统，在栅格扫描方式中，光在扫描区域上水平地扫描以便往复，在利萨茹扫描方式中，光在扫描区域上正弦地扫描。

[0075] 在上述实施方式中，共聚焦光学单元 204 安装在共聚焦内窥镜 200 的尖端中。然而，共聚焦光学单元 204 可以安装在插入到内窥镜的仪器插入通道的共聚焦探针中。

[0076] 安装在校准装置 400 中的位置检测设备并不限于 PSD。PSD404 可以被替换为能够检测位置以及光量的另一种设备,比如 CCD(电荷耦合设备)以及阵列型 PMT(光电倍增管)。

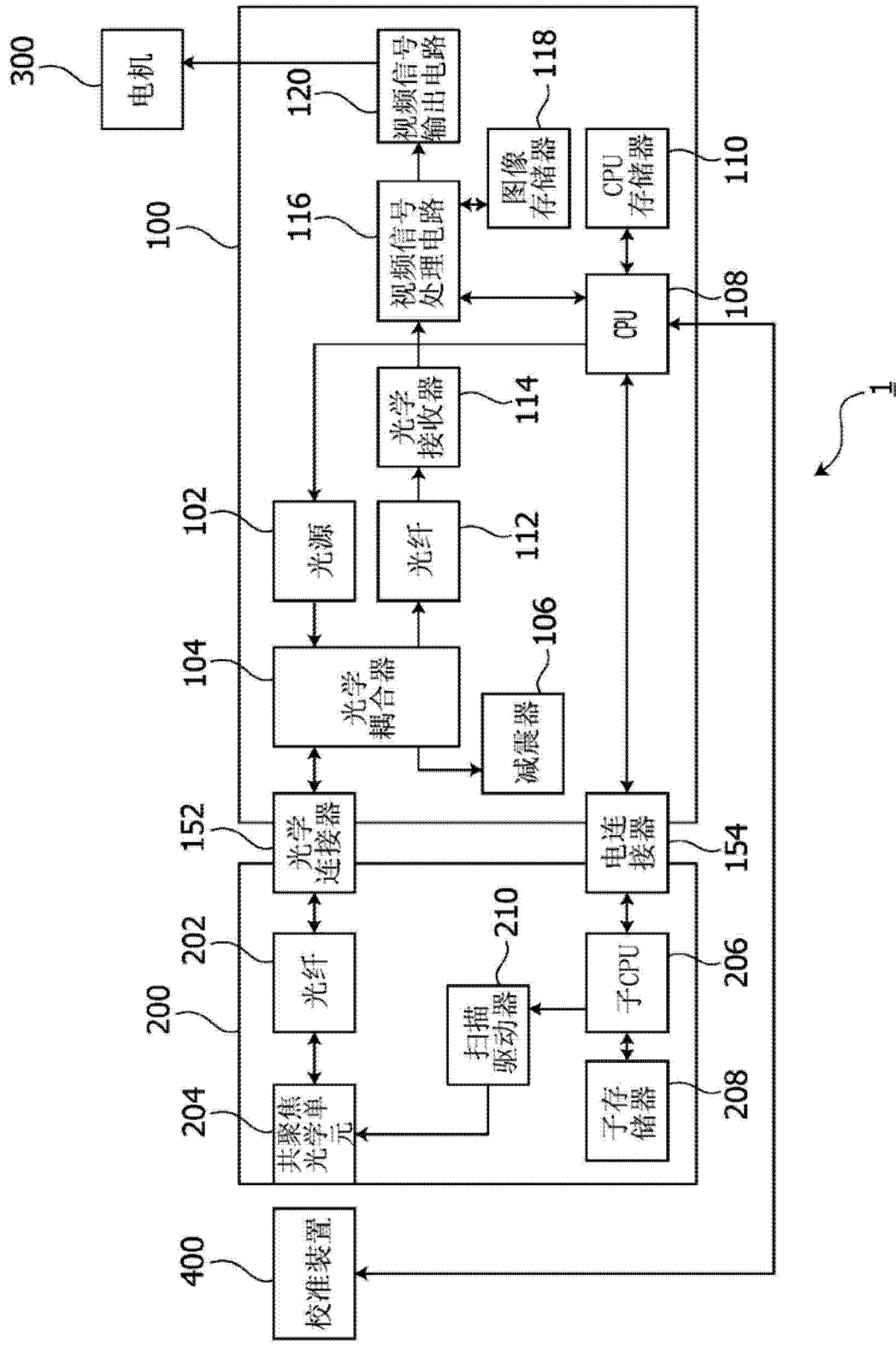


图 1

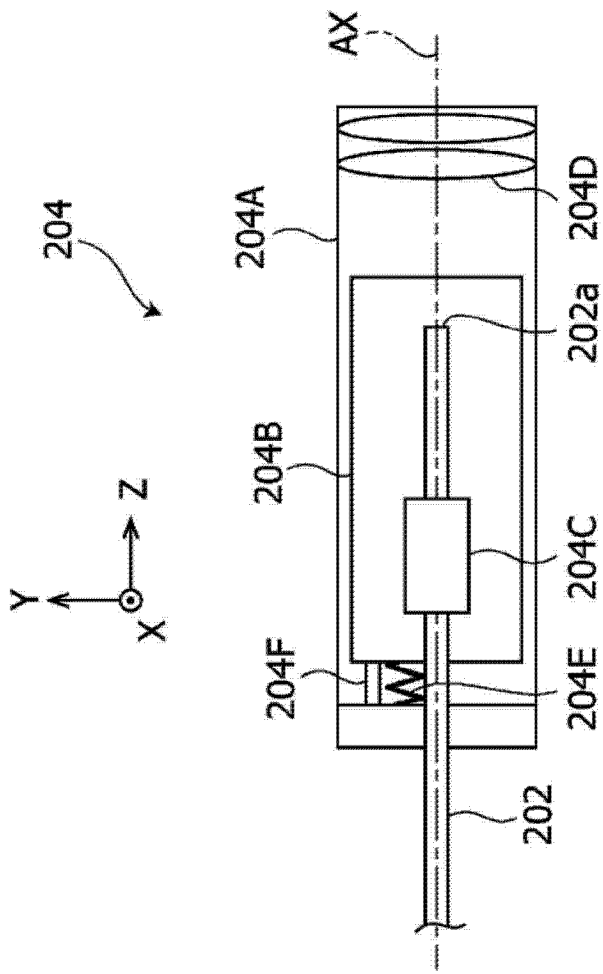


图 2a

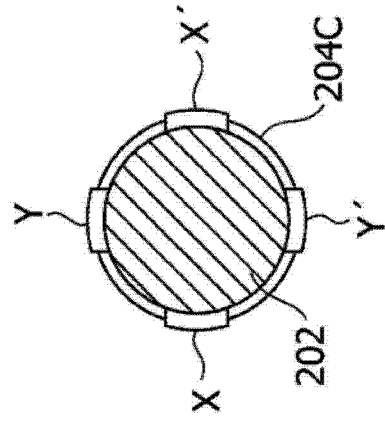


图 2b

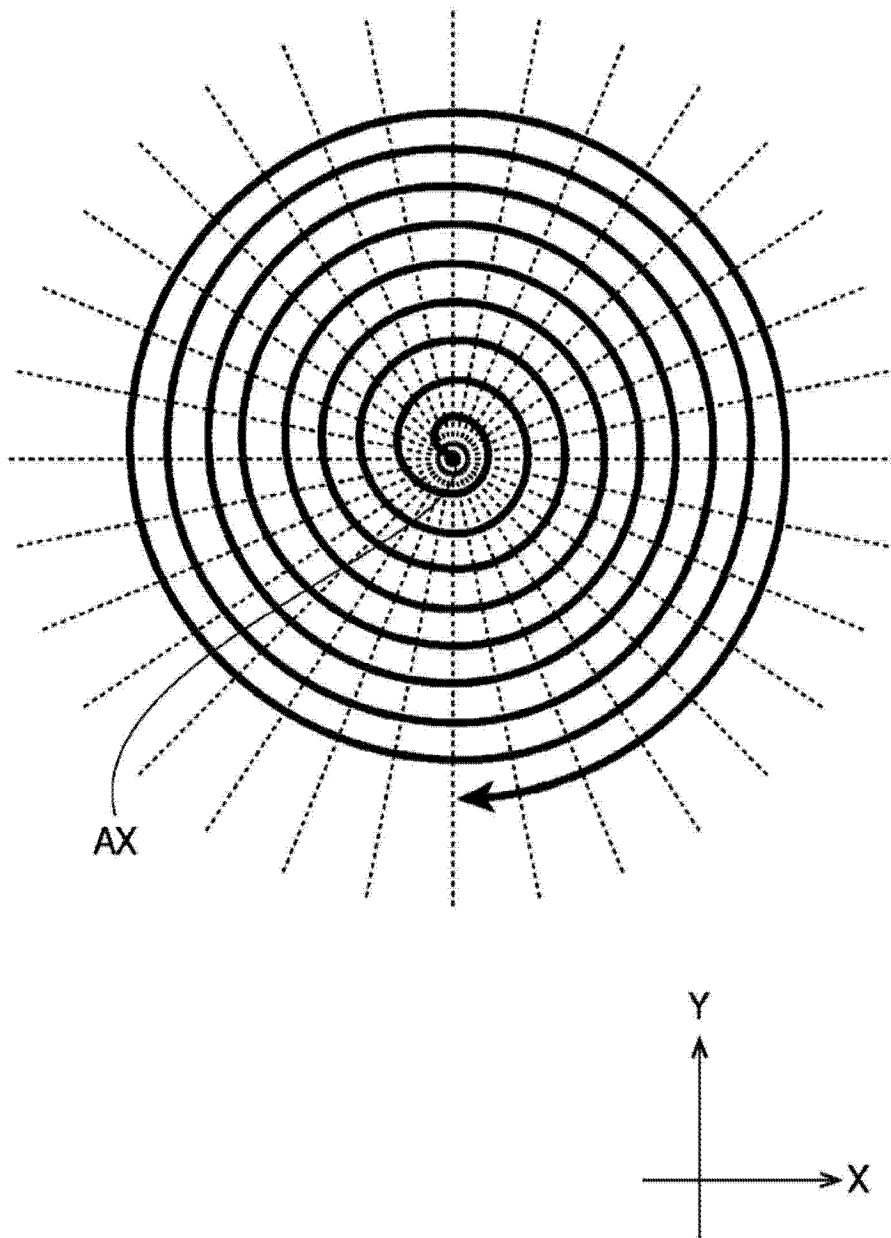


图 3

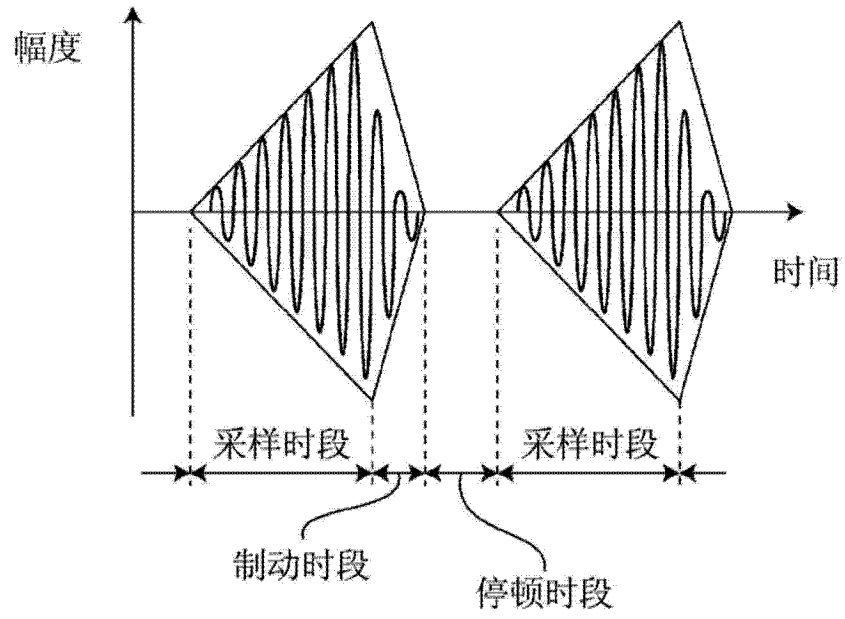


图 4

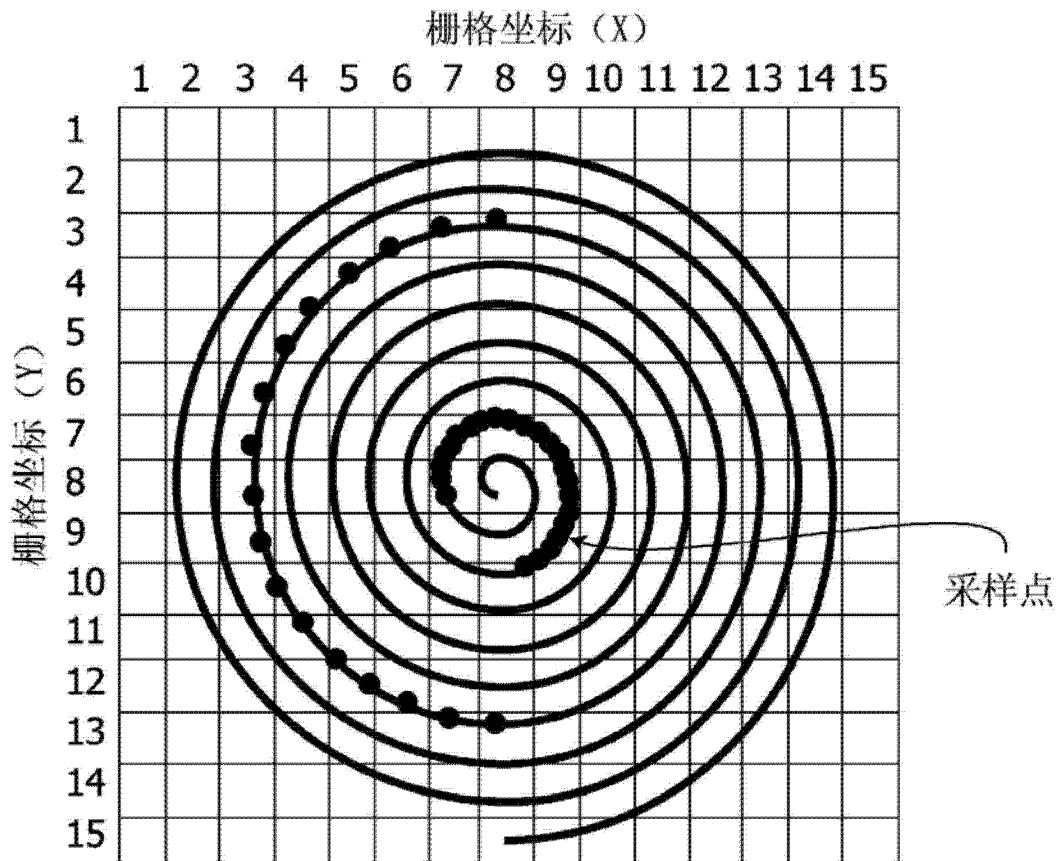


图 5

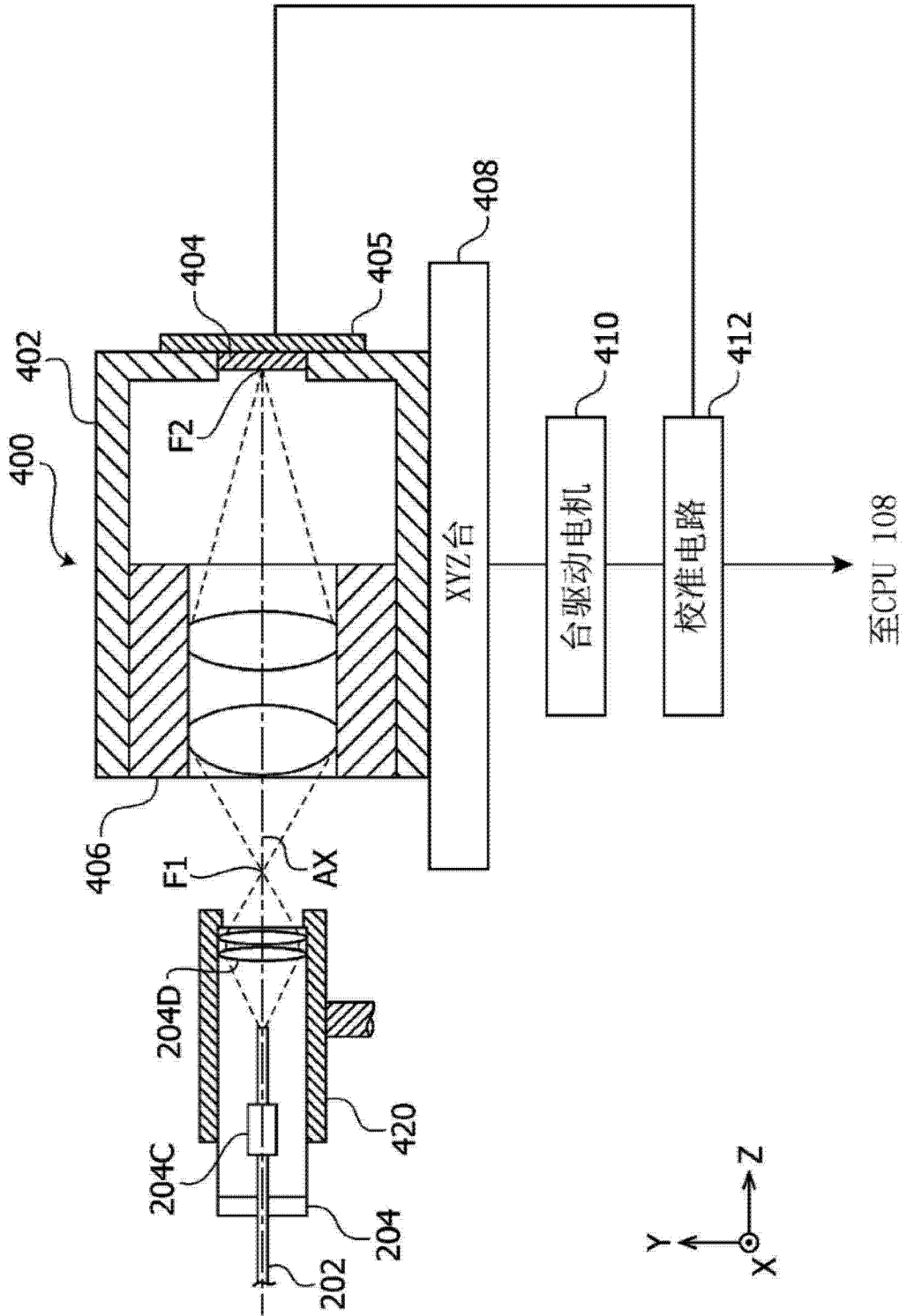


图 6

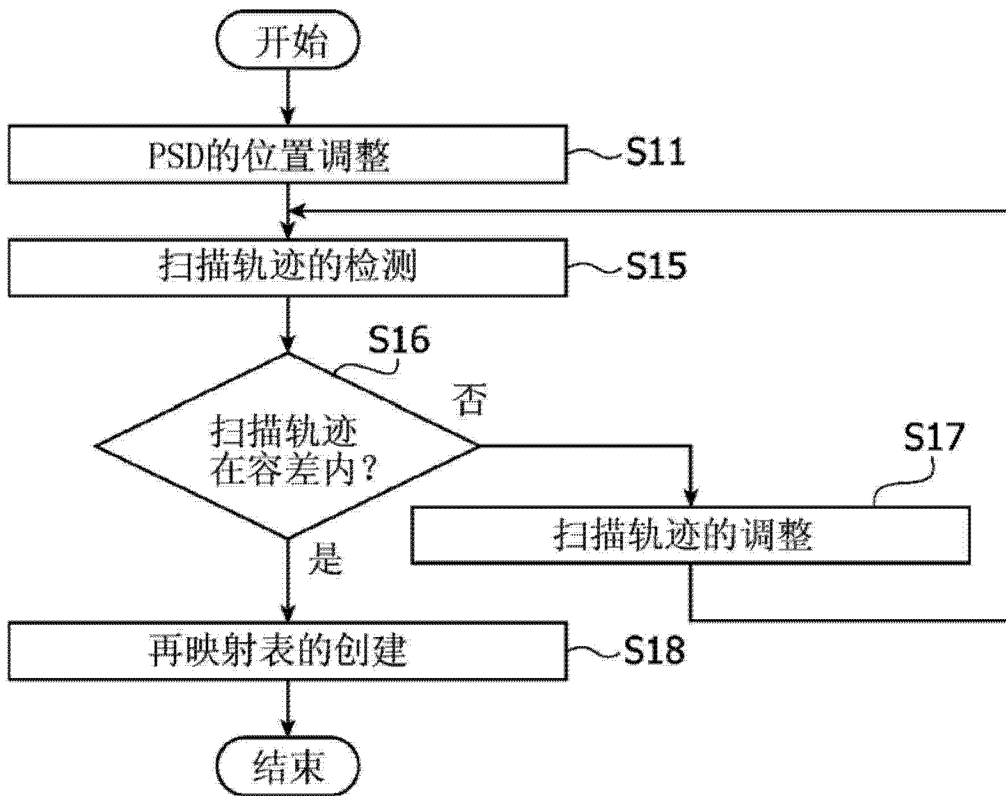


图 7

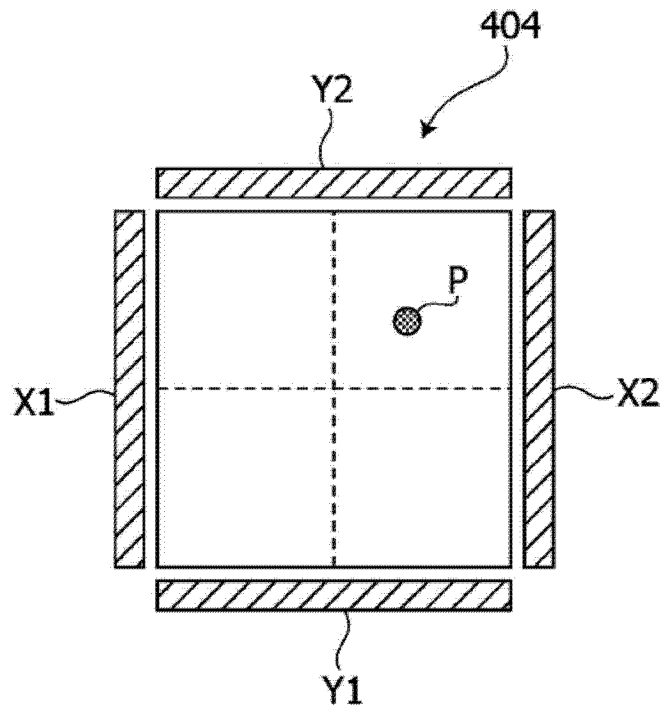


图 8

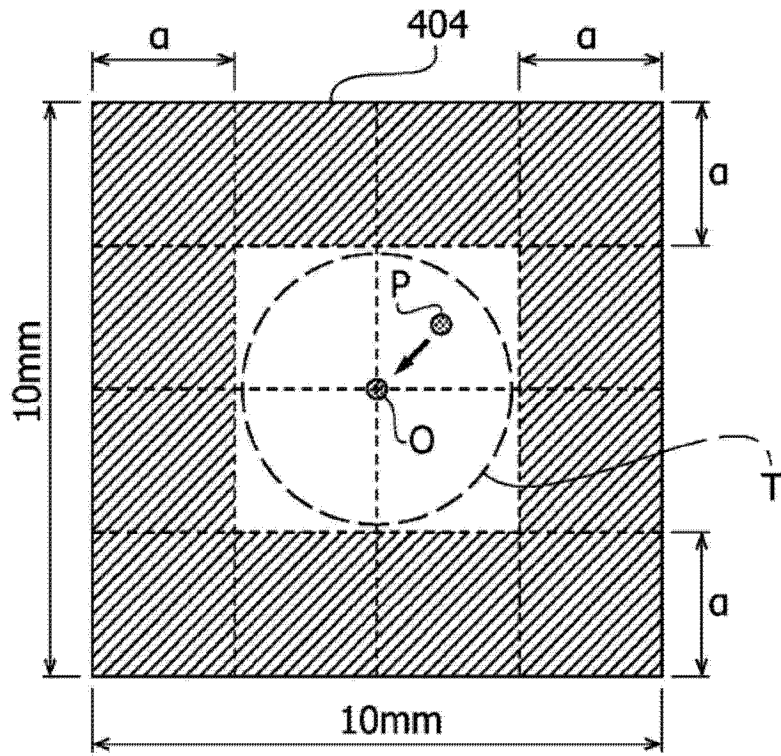


图 9

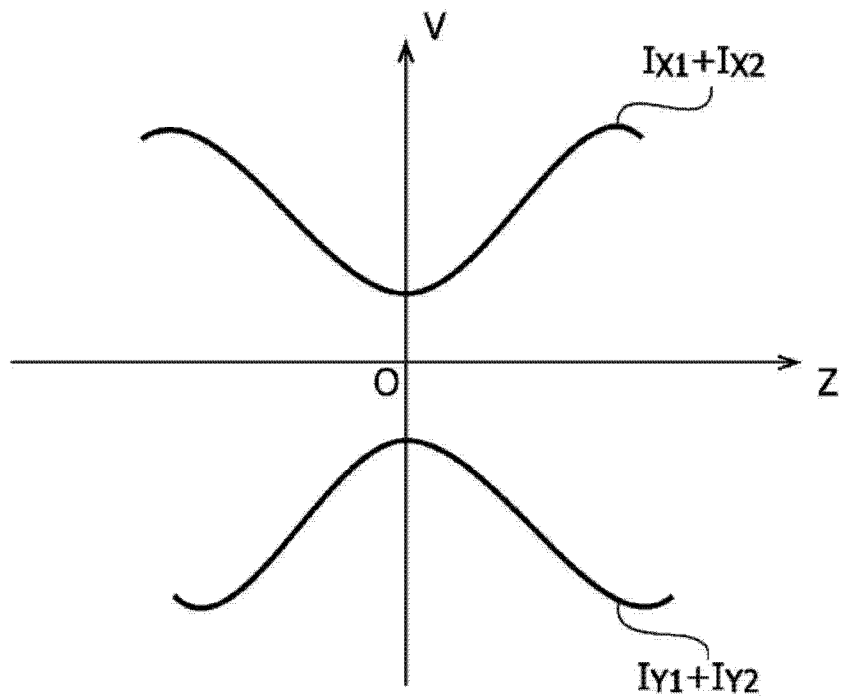


图 10

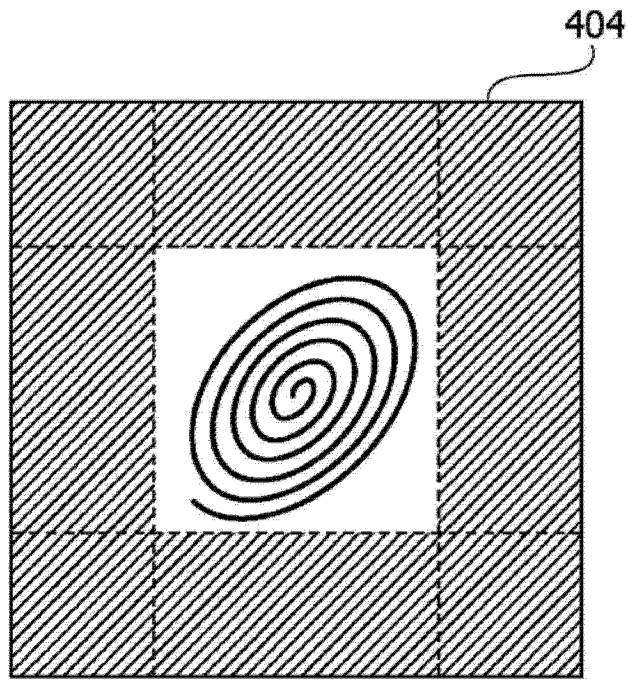


图 11

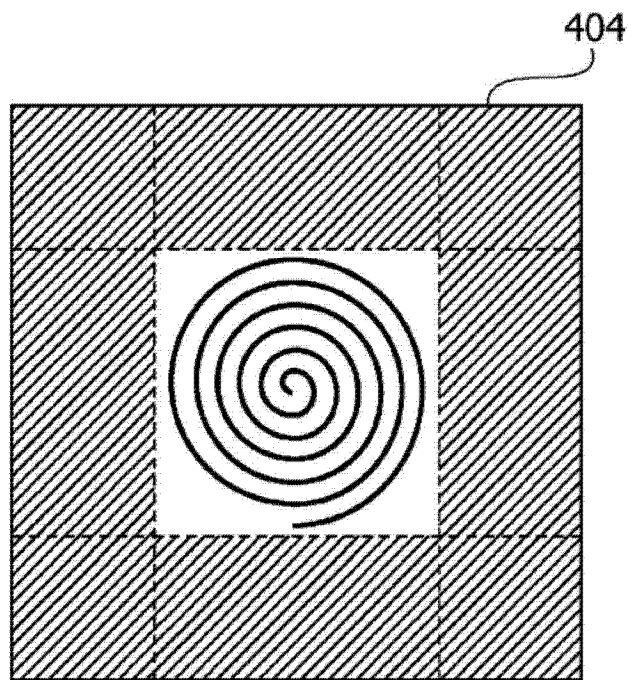


图 12

专利名称(译)	校准装置		
公开(公告)号	CN104135909A	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	CN201380011401.0	申请日	2013-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	山边俊明		
发明人	山边俊明		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/26 G02B26/10		
CPC分类号	G02B23/2423 A61B1/00057 A61B1/00172 G02B23/26 A61B1/043 G02B26/103		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	2012042714 2012-02-29 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于扫描内窥镜系统的校准装置，所述扫描内窥镜系统具有光扫描设备，所述光扫描设备配置为使得从光源发射的光在预定扫描区域内周期性地扫描，所述校准装置包括：中继透镜、光检测单元以及修正单元，从所述光扫描设备发射的光进入所述中继透镜而且所述中继透镜放大所述预定扫描区域；所述光检测单元配置为接收从所述中继透镜出现的光并且在所述光检测单元的光接收表面上检测所接收的光的扫描轨迹；所述修正单元配置为修正从所述光扫描设备发射的光的扫描参数使得所述光检测单元所检测的扫描轨迹变为参考扫描轨迹。

