



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119300886 A

(43) 申请公布日 2025. 01. 10

(21) 申请号 202380044222.0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2023.03.03

A61N 5/06 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.11.29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2023/008008 2023.03.03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02024/184947 JA 2024.09.12

(71) 申请人 益明医疗株式会社

地址 日本爱知县

(72) 发明人 塚本俊彦 佐藤和秀

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

专利代理师 何欣亭 陈岚

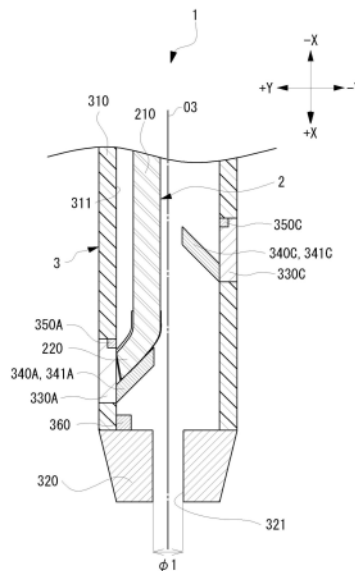
权利要求书2页 说明书13页 附图8页

(54) 发明名称

光照射设备和光照射系统

(57) 摘要

一种光照射设备(2)是为长条状的医疗用的光照射设备,具备将由光源出射的光传输到前端部的光纤(210)。光纤(210)的前端部形成于相对于前端部所连接的基端部的轴向方向弯曲的弯曲部(220)。光照射设备(2)通过从光纤(210)中的弯曲部(220)的前端出射光,沿与基端部的轴向方向交叉的方向出射光。



1. 一种光照射设备,其是长条状且从最前端部出射光的医疗用的光照射设备,其特征在于,

具备将由光源出射的光传输到前端部的光纤,

所述光纤的前端部形成于相对于所述前端部所连接的基端部的轴向方向弯曲的弯曲部,并且所述弯曲部的最前端部在所述光照射设备中成为出射光的最前端部,

通过从所述光纤中的所述弯曲部的所述最前端部出射光,沿与所述基端部的轴向方向交叉的方向出射光。

2. 根据权利要求1所述的光照射设备,其特征在于,

所述光照射设备的前端部的整体相对于所述轴向方向弯曲,从而所述光纤的所述前端部弯曲。

3. 根据权利要求2所述的光照射设备,其特征在于,

在所述光照射设备中的所述前端部的弯曲部位的至少一部分,具备具有不透射放射线性的弯曲部标记部。

4. 根据权利要求1所述的光照射设备,其特征在于,

所述光纤的所述弯曲部中的所述最前端部以切断面朝向远离所述基端部的轴的方向的方式被倾斜地切断。

5. 根据权利要求1所述的光照射设备,其特征在于,

在从所述光纤的前端向所述光照射设备的外部出射光的时刻的光照密度是 $100\text{W}/\text{cm}^2$ 以上且 $10000\text{W}/\text{cm}^2$ 以下。

6. 根据权利要求1所述的光照射设备,其特征在于,

还具备提高所述弯曲部所位于的部位的至少一部分的刚性的刚性赋予部。

7. 根据权利要求6所述的光照射设备,其特征在于,

所述刚性赋予部包括利用透射从所述弯曲部的所述最前端部出射的光的材质来至少覆盖所述弯曲部的所述最前端部的前端刚性赋予部。

8. 根据权利要求6所述的光照射设备,其特征在于,

所述刚性赋予部包括设置于所述弯曲部中的比所述最前端部更靠基端侧处的基端刚性赋予部。

9. 根据权利要求1所述的光照射设备,其特征在于,

还具备磁性部件,所述磁性部件利用被放置于磁场内而生成的磁力来引导生物体内的所述弯曲部的位置和方向的至少一个。

10. 一种光照射系统,其是医疗用的光照射系统,其特征在于,

具备:

导管,其以长管形状形成;以及

光照射设备,其是长条状,被插入至所述导管的内腔,并且从最前端部出射光,

所述光照射设备具备将由光源出射的光传输到前端部的光纤,

所述光纤的前端部形成于相对于所述前端部所连接的基端部的轴向方向弯曲的弯曲部,并且所述弯曲部的最前端部在所述光照射设备中成为出射光的最前端部,

通过从所述光纤中的所述弯曲部的所述最前端部出射光,沿与所述基端部的轴向方向交叉的方向出射光。

11. 根据权利要求10所述的光照射系统,其特征在于,
所述导管具备形态保持部,所述形态保持部通过从内周面朝向内侧突出,与在内腔被推进的所述光照射设备的所述弯曲部接触而保持所述弯曲部的形态。
12. 根据权利要求11所述的光照射系统,其特征在于,
所述形态保持部中的朝向基端侧的表面沿越朝向所述导管的内侧就越靠近基端侧的方向倾斜。
13. 根据权利要求11所述的光照射系统,其特征在于,
在所述形态保持部的至少一部分,具备具有不透射放射线性的突起标记部。
14. 根据权利要求11所述的光照射系统,其特征在于,
在从轴向方向观察所述导管的情况下,多个所述形态保持部设置于所述导管的所述内周面中的、圆周方向的角度相互不同的多个位置。
15. 根据权利要求14所述的光照射系统,其特征在于,
多个所述形态保持部设置于沿所述导管的轴向方向相互离开的多个位置。
16. 根据权利要求15所述的光照射系统,其特征在于,
多个所述形态保持部的各个所述形态保持部的从所述导管的内周面到内侧端部的长度是所述导管的内径的1/2以下。
17. 根据权利要求10所述的光照射系统,其特征在于,
还具备将向所述导管或所述光照射设备的前端部入射的光向光传感器传输的光检测用传输部件或设置于所述前端部的光传感器。
18. 根据权利要求10所述的光照射系统,其特征在于,
所述导管还具备多个温度传感器,
所述多个温度传感器的各个温度传感器的温度的测定位置配置于所述导管中的多个部位的各个部位。
19. 根据权利要求10所述的光照射系统,其特征在于,
所述导管还具备从基端侧延伸直到前端侧的布线,
所述布线以螺旋状配置。
20. 根据权利要求10所述的光照射系统,其特征在于,
所述导管中的至少使从所述光照射设备的所述最前端部出射的光透射的部位由热传导率为 $0.1\text{W/m}\cdot\text{K}$ 以上的材质形成。

光照射设备和光照射系统

技术领域

[0001] 本公开关于被插入至生物体管腔内并照射光的光照射设备和光照射系统。

背景技术

[0002] 作为治疗疾病的技术之一,已知PDT (Photodynamic Therapy (光动力学疗法):光动力学疗法)。在PDT中,在对生物体施用光敏性物质之后,对生物体照射光。其结果是,存在癌细胞由于在癌细胞处生成的活性氧而灭绝的可能性。可是,在PDT中,难以选择性地使光敏性物质集聚于癌细胞。起因于光敏性物质被正常细胞摄入而导致的副作用的生成成为PDT的课题。

[0003] 与此相对,近年来提出了NIR-PIT (Near-infrared photoimmunotherapy (近红外光免疫治疗):近红外光免疫疗法)。在NIR-PIT中,使用使针对癌细胞的特异性抗原的抗体与光敏性物质这2种化合物结合的复合体。如果对生物体施用复合体,则复合体容易选择性地集聚于体内的癌细胞。此后,通过照射复合体中的光敏性物质的激发波长(例如,包括690nm的波长等)的光,复合体被激活(例如,参照专利文献1等)。在NIR-PIT中,如果通过抗体来选择性地将复合体集聚于癌细胞,且向癌细胞局部地照射光,则与PDT相比难以生成副作用。

[0004] 包括690nm的波段也被称为生物体光谱窗口,是与其它波段相比生物体成分对光的吸收较少的波段。另一方面,包括690nm的波段的光即使从体表照射也难以渗透到体内,因而来自体表的照射难以治疗体内深部的癌。

[0005] 于是,提出了并非来自体表的光的照射,而是用于从更靠近癌细胞的位置照射光的技术。例如,专利文献2所记载的光照射设备将设置于外部的光源所出射的光通过光纤来传输到前端之后,朝向侧面的一个方向出射。

在先技术文献

专利文献

[0006] 专利文献1:日本特表2014-523907号公报;

专利文献2:日本特开2018-867号公报。

发明内容

[0007] 在专利文献2所记载的光照射设备中,传输光源所出射的光的光纤的轴向方向相对于光照射设备的轴向方向直到前端部是一致的。即,光纤的前端部的轴向方向与光照射设备的轴向方向平行。因此,在专利文献2的光照射设备中,为了使光沿相对于轴向方向交叉的方向(侧面方向)出射,需要设置将光纤的芯材与光照射设备的侧面的一部分连接的树脂体或使沿轴向方向出射的光向侧面方向反射的反射镜等。其结果是,光照射设备的前端部的构成变得复杂。进而,在光通过树脂体等时,也容易产生光的能量损耗。因此,在现有的光照射设备中,难以以简易的构成朝向与轴向方向交叉的方向效率良好地出射光。

[0008] 本公开的典型的目的是提供一种光照射设备和光照射系统,其能够以简易的构成

朝向与为长条状的主体的轴向方向交叉的方向效率良好地出射光。

[0009] 本公开中的典型的实施方式所提供的光照射设备是长条状且从最前端部出射光的医疗用的光照射设备,具备将由光源出射的光传输到前端部的光纤,前述光纤的前端部形成于相对于前述前端部所连接的基端部的轴向方向弯曲的弯曲部,并且前述弯曲部的最前端部在所述光照射设备中成为出射光的最前端部,通过从所述光纤中的前述弯曲部的前述最前端部出射光,沿与前述基端部的轴向方向交叉的方向出射光。

[0010] 本公开中的典型的实施方式所提供的光照射系统是医疗用的光照射系统,具备:导管,其以长管形状形成;以及光照射设备,其是长条状,被插入至前述导管的内腔,并且从最前端部出射光,前述光照射设备具备将由光源出射的光传输到前端部的光纤,前述光纤的前端部形成于相对于前述前端部所连接的基端部的轴向方向弯曲的弯曲部,并且前述弯曲部的最前端部在所述光照射设备中成为出射光的最前端部,通过从所述光纤中的前述弯曲部的前述最前端部出射光,沿与前述基端部的轴向方向交叉的方向出射光。

[0011] 依据本公开所涉及的光照射设备和光照射系统,以简易的构成朝向与为长条状的主体的轴向方向交叉的方向效率良好地出射光。

[0012] 本公开的光照射设备是长条状且从最前端部出射光的医疗用的光照射设备。光照射设备具备将由光源出射的光传输到前端部的光纤。光纤的前端部形成于相对于前端部所连接的基端部的轴向方向弯曲的弯曲部。光纤中的弯曲部的最前端部在光照射设备中成为出射光的最前端部。光照射设备通过从光纤中的弯曲部的最前端部出射光,沿与基端部的轴向方向交叉的方向出射光。

[0013] 依据本公开的光照射设备,从光纤中的弯曲部的最前端部向相对于基端部的轴向方向交叉的方向直接出射光。因此,抑制光照射设备的前端部的构成变得复杂,且同时实现光向相对于轴向方向交叉的方向的出射。进而,从光纤的弯曲部的最前端部向光照射设备的外部直接出射光,因而与设置用于调整光的出射方向的树脂体等情况相比,也难以产生光的能量损耗。因而,以简易的构成朝向与为长条状的光照射设备的主体的轴向方向交叉的方向效率良好地出射光。

[0014] 此外,光照射设备所具备的光纤的数量既可以是1个,也可以是多个。在使用多个光纤的情况下,通过将多个光纤的前端部形成成为弯曲部,朝向与光照射设备主体的轴向方向交叉的方向恰当地出射光。

[0015] 另外,在使用多个光纤的情况下,也可以将多个光纤的一部分作为对确定光的照射位置的照准的瞄准光进行传递的瞄准光传递部来使用。在此情况下,医疗从业者通过确认被照射瞄准光的位置,能够恰当地确定用于治疗的光的照射位置。

[0016] 也可以是,光照射设备的前端部的整体与光纤的前端部一起相对于轴向方向弯曲。在此情况下,医疗从业者通过掌握光照射设备的前端部的弯曲方向,能够恰当地掌握光出射的方向。因此,治疗的精度容易进一步提高。

[0017] 但是,也能够不使光照射设备的前端部弯曲,而仅使光照射设备所具备的光纤的前端部弯曲。在此情况下,也以简易的构成朝向与为长条状的光照射设备的主体的轴向方向交叉的方向效率良好地出射光。

[0018] 也可以是,在光照射设备中的前端部的弯曲部位的至少一部分,设置有具有不透射放射线性的弯曲部标记部。在此情况下,在医疗从业者(例如医生等)利用放射线(例如X

射线等)对生物体内部进行拍摄且同时通过光照射设备使光照射至生物体组织时,通过确认在拍摄图像中显示的弯曲部标记部,能够恰当地掌握前端部的位置和弯曲方向(即,光出射的方向)。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0019] 也可以是,光纤的弯曲部中的最前端部以切断面朝向远离光纤的基端部的轴的方向的方式被倾斜地切断。在此情况下,与使切断面相对于轴垂直的情况相比,在切断面中露出的光纤的芯材的剖面积增加。因此,即使不采用芯材的直径大的光纤,也容易确保出射光的芯材的剖面积。因而,光照射设备的小型化变得容易。

[0020] 也可以是,在从光纤的前端向光照射设备的外部出射光的时刻的光照密度是 $100\text{W}/\text{cm}^2$ 以上且 $10000\text{W}/\text{cm}^2$ 以下。在此情况下,容易恰当地得到通过将光照射至光敏性物质而形成的治疗效果。

[0021] 此外,也可以是,在从光照射设备向外部出射光的时刻的光照密度更理想的是 $500\text{W}/\text{cm}^2$ 以上且 $5000\text{W}/\text{cm}^2$ 以下,进一步理想的是 $800\text{W}/\text{cm}^2$ 以上且 $2000\text{W}/\text{cm}^2$ 以下。作为一个示例,在本公开中,在从光照射设备向外部出射光的时刻的光照密度被设为约 $1273\text{W}/\text{cm}^2$ 。

另外,能够与光照射设备所具备的光纤的数量无关地适用光照密度的上述的条件。例如,在使光同时从多个光纤出射而使光合波的情况下,合波后的光的光照密度的条件也可以被设为上述的条件。

[0022] 也可以是,光照射设备还具备提高弯曲部所位于的部位的至少一部分的刚性的刚性赋予部。通过设置刚性赋予部,例如也能够使弯曲部相对于光纤的基端部的轴向方向的角度稳定。另外,在进行弯曲部的旋转操作和推入操作等情况下,通过刚性赋予部使产生意外的弯曲部的角度变化等的可能性下降。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0023] 也可以是,刚性赋予部包括利用透射从弯曲部的最前端部出射的光的材质来至少覆盖弯曲部的最前端部的前端刚性赋予部。在此情况下,弯曲部的前端的刚性通过前端刚性赋予部来提高,并且,从弯曲部的最前端部出射的光透射前端刚性赋予部而照射至生物体组织。因而,弯曲部的旋转操作和推入操作等的操作性容易提高。

[0024] 也可以是,刚性赋予部包括设置于弯曲部中的比最前端部更靠基端侧处的基端刚性赋予部。在此情况下,在比弯曲部的最前端部更靠基端侧处,使产生意外的角度变化等的可能性恰当地下降。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0025] 此外,基端刚性赋予部的材质无需是具有透光性的材质。因此,关于基端刚性赋予部的材质,能够采用许多种材质。例如,关于基端刚性赋予部的材质,也可以使用具有比前端刚性赋予部的材质更高的刚性的材质(例如金属等)。在此情况下,前端刚性赋予部兼顾光的透射和刚性的赋予,且同时基端刚性赋予部使弯曲部的角度变化等的可能性进一步下降。因而,容易更恰当地进行治疗。

[0026] 也可以是,光照射设备还具备磁性部件,所述磁性部件利用被放置于磁场内而生成的磁力来引导生物体内的弯曲部的位置和方向的至少一个。在此情况下,在光照射设备被插入至生物体内的状态下,光照射设备的弯曲部的位置和方向的至少任一个被恰当地引导。因而,容易更恰当地进行治疗。

[0027] 另外,也可以是,光照射设备在前端部具备利用无线供电来发光而示出弯曲部的位置的发光部件。发光部件的至少一部分也可以由磁性部件构成。在此情况下,不仅能够通过使发光部件发光来示出光照射设备的弯曲部的位置和方向,还能够通过使发光部件生成

磁力来引导弯曲部的位置和方向的至少一个。另外,磁性部件也能够兼用前述的刚性赋予部。在此情况下,在抑制了零件件数增加的状态下,对光照射设备赋予多个有用的功能。

[0028] 本公开的光照射系统具备导管和光照射设备。导管以长管形状形成,具有可挠曲性。光照射设备是长条状,被插入至导管的内腔,并且从最前端部出射光。光照射设备具备将由光源出射的光传输到前端部的光纤。光纤的前端部形成于相对于前端部所连接的基端部的轴向方向弯曲的弯曲部。光纤中的弯曲部的最前端部在光照射设备中成为出射光的最前端部。光照射系统通过从光纤中的弯曲部的最前端部出射光,沿与基端部的轴向方向交叉的方向出射光。

[0029] 依据本公开的光照射系统,从光纤中的弯曲部的最前端部向相对于基端部的轴向方向交叉的方向直接出射光。因此,抑制光照射设备的前端部的构成变得复杂,且同时实现光向相对于轴向方向交叉的方向的出射。进而,从光纤的弯曲部的最前端部向光照射设备的外部直接出射光,因而与设置用于调整光的出射方向的树脂体等情况相比,也难以产生光的能量损耗。因而,以简易的构成朝向与为长条状的光照射设备的主体的轴向方向交叉的方向效率良好地出射光。此外,关于在光照射系统中使用的光照射设备的构成,能够采用前述的光照射设备的多个构成的至少任一个。

[0030] 也可以是,在为长管形状的导管的内周面设置有形态保持部。形态保持部从导管的内周面朝向内侧突出,从而与在导管的内腔被推进的光照射设备的弯曲部接触,保持弯曲部的形态。在此情况下,光照射设备的弯曲部与形态保持部接触,从而在导管内的恰当的位置以恰当的角度保持弯曲部。因此,从弯曲部的最前端部出射的光容易更正确地对生物体组织中的目标位置照射。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0031] 也可以是,形态保持部中的朝向基端侧的表面沿越朝向导管的内侧就越靠近基端侧的方向倾斜。在此情况下,弯曲部与形态保持部的朝向基端侧的表面接触,从而弯曲部的角度容易更可靠地相对于光纤的基端部的轴向方向倾斜。因而,更容易恰当地进行光向与轴向方向交叉的方向的照射。

[0032] 也可以是,前述导管在形态保持部的至少一部分具备具有不透射放射线性的突起标记部。在此情况下,医疗从业者(例如医生等)在利用放射线(例如X射线等)对生物体内部进行拍摄且同时通过光照射设备使激光照射至生物体组织时,通过确认在拍摄图像中显示的突起标记部的位置,能够恰当地掌握使光照射设备的弯曲部接触的形态保持部的位置。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0033] 也可以是,在从轴向方向观察导管的情况下,多个形态保持部设置于导管的内周面中的、圆周方向的角度相互不同的多个位置。在此情况下,医疗从业者通过选择圆周方向的位置不同的多个形态保持部中的位于欲使光出射的方向的形态保持部而使光照射设备的弯曲部接触,能够容易且正确地调整光的照射方向。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0034] 也可以是,多个形态保持部设置于沿导管的轴向方向相互离开的多个位置。在此情况下,医疗从业者在掌握了作为目标的形态保持部的轴向方向的位置的基础上,通过将光照射设备的弯曲部沿轴向方向推进,能够使弯曲部容易地与作为目标的形态保持部接触。

[0035] 此外,能够适当选择配置多个形态保持部的方法的详细情况。例如,也可以是,在为长管形状的导管的内周面,沿着螺旋状配置有多个形态保持部。在此情况下,医疗从业者

能够更容易地选择多个形态保持部中的作为使弯曲部接触的目标的形态保持部。另外,也能够使多个形态保持部的轴向方向上的位置一致。另外,也能够使在导管的内周面仅设置1个形态保持部。

[0036] 也可以是,多个形态保持部的各个形态保持部的从导管的内周面到内侧端部的长度是导管的内径的1/2以下。在此情况下,医疗从业者在使用弯曲部与比特定的形态保持部更靠轴向方向前端侧的形态保持部接触时,能够避免弯曲部与特定的形态保持部接触,从而将光照射设备向前端侧推进。因此,提高在导管内推进光照射设备时的操作性。

[0037] 也可以是,还具备将向导管或光照射设备的前端部入射的光向光传感器传输的光检测用传输部件或设置于前端部的光传感器。在此情况下,由光传感器恰当地检测向光照射系统的前端部入射的光的状态。此外,在设置有将向前端部入射的光向光传感器传输的光检测用传输部件的情况下,在抑制了光照射设备的前端部的构成变得复杂的状态下,恰当地检测前端部处的光的状态。另外,在导管或光照射设备的前端部设置有光传感器的情况下,由前端部的光传感器直接检测前端部处的光的状态。即,难以产生在传输光的过程中可能产生的光的特定的变化。因而,容易更正确地检测光的状态。

[0038] 此外,也可以是,将其它传感器与光传感器分开或与光传感器一起设置于光照射设备的前端部。例如,也可以是,在导管的前端部附近设置有温度传感器。在此情况下,恰当地检测导管的前端部附近处的温度。因而,例如,恰当地掌握起因于光出射而导致的温度上升等。

[0039] 也可以是,导管具备多个温度传感器。也可以是,多个温度传感器的各个温度传感器的温度的测定位置配置于导管中的多个部位的各个部位。在此情况下,基于多个测定位置的各个测定位置处的温度的检测结果而得到有用的信息。例如,也能够通过确认多个测定位置的哪个成为比其它测定位置更高的温度,确认由光照射设备照射光的方向。另外,医疗从业者也能够通过更正确地掌握各测定位置处的温度,使治疗的精度提高。

[0040] 也可以是,导管还具备从基端侧延伸直到前端侧的布线。也可以是,布线的至少任一个在导管中以螺旋状配置。通过将布线以螺旋状配置,与布线沿着轴线方向笔直地配置的情况相比,容易恰当地确保为长管形状的导管的刚性。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0041] 此外,能够适当选择以螺旋状配置的布线。例如,温度传感器(例如热电偶等)的布线也可以以螺旋状设置。另外,在将多个温度传感器的测定位置(测定点)配置于导管的情况下,也可以在以螺旋状配置的布线的多个位置的各个位置配置有温度传感器的测定位置。在此情况下,对于为长条状的导管的轴线方向和圆周方向的各个方向,能够容易且恰当地配置多个温度传感器的测定位置。

[0042] 另外,也可以是,至少任一个布线包括具有不透射放射线性的材质。在此情况下,通过放射线拍摄,容易恰当地掌握为长条状的导管的位置。此外,在具有不透射放射线性的布线以螺旋状配置的情况下,更容易掌握导管的位置。

[0043] 也可以是,导管中的至少使从光照射设备的最前端部出射的光透射的部位由热传导率为 $0.1\text{W/m}\cdot\text{K}$ 以上的材质形成。在此情况下,例如,光照射设备的前端部容易通过血流或生理盐水等被冷却。因而,由于出射光而产生的热而产生各种不良状况的可能性下降。其结果是,容易更恰当地进行治疗。

[0044] 也可以是,导管还具备接合于前端侧的导管前端小部件。也可以是,在导管前端小部件,沿导管的轴线方向贯通的贯通孔以比光照射设备的直径更小的直径形成。也可以是,导管前端小部件的至少一部分由具有不透射放射线性的材质形成。在此情况下,医疗从业者(例如医生等)通过掌握在利用放射线的拍摄图像中显示的前端小部件的位置,能够将导管的位置配置于恰当的位置。因而,治疗的精度容易进一步提高。此外,即使在与导管前端小部件分开地在导管的前端部设置具有放射性不透射性的标记部的情况下,也容易掌握导管前端的位置。

[0045] 光源也可以出射波长300nm以上且2000nm以下的光。更理想的是,光源也可以出射波长600nm以上且1000nm以下的激光。在此情况下,通过将本公开的光照射设备使用于使用光敏性物质的疾病的治疗,容易恰当地得到治疗效果。

[0046] 也可以是,在光照射设备被插入至导管的状态下,冷却用的流体流入至导管的内腔。在此情况下,通过冷却用的流体来恰当地抑制起因于光的照射所引起的温度上升而导致的不良状况(例如,生物体组织的热损伤等)。

附图说明

[0047] 图1是光照射设备2和导管3分离的状态的光照射系统1的纵剖面图。

图2是光照射设备2安装于导管3的状态(使用状态)的光照射系统1的前端部附近的放大纵剖面图。

图3是光照射设备2的前端部附近的放大图。

图4是沿着轴线O3从基端侧观察导管3的柱体310的图。

图5是由虚线示出设置于导管3的多个形态保持部340的位置的图。

图6是第1变形例中的光照射设备2的设备主体212的剖面图。

图7是第2变形例的光照射系统1的前端部附近的放大剖面图。

图8是第3变形例的导管3的前端部附近的放大图。

具体实施方式

[0048] 以下,参照附图而对本公开中的典型的实施方式进行说明。本实施方式的光照射系统1通过被插入至生物体的管腔(例如,血管、淋巴腺、尿道、呼吸道、消化器官、分泌腺以及生殖器官等的至少任一个)的内部来使用。光照射系统1在被插入至生物体的管腔内的状态下,向生物体组织照射光(在本实施方式中,激光)。光照射系统例如能够利用于PDT(Photodynamic Therapy(光动力学疗法):光动力疗法)和NIR-PIT(Near-infrared photoimmunotherapy(近红外光免疫治疗):近红外光免疫疗法)等的至少任一种疗法。

[0049] 本实施方式的光照射系统1具备光照射设备2和导管3。在使用光照射系统1时,首先导管3被插入至生物体管腔内。接着,光照射设备2被插入至为长管形状的导管3的管腔311。如果插入完成,则光从光照射设备2照射至生物体组织。但是,也能够不使用导管3,而仅单独使用光照射设备2。

[0050] 在图1至图3、图5、图7、图8中,图示了相互正交的XY轴。在这些附图中,将附图下侧(+X方向)设为“前端侧”,将附图上侧(-X方向)设为“基端侧”,将附图左侧(+Y方向)设为“左侧”,将附图右侧(-Y方向)设为“右侧”。光照射系统1、光照射设备2以及导管3从前端侧被插

入至生物体管腔内。由医疗从业者(例如医生等)操作基端侧。

[0051] (光照射设备)

参照图1至图3而对本实施方式的光照射设备2进行说明。光照射设备从最前端部出射光。如图1所示,光照射设备2的形状是长条状。光照射设备2具备连接器201和光纤210。连接器201位于光照射设备2的基端侧,并且由手术者抓握。连接器201具备一对叶片部202、和连接部203。连接部203是大致圆筒状的部件。在连接部203的基端部连接有叶片部202。在连接部203的内侧连接有光纤210。此外,叶片部202和连接部203也可以一体地形成。

[0052] 光纤210的基端部经由连接器(未图示)直接或经由其它光纤间接地连接至生成激光的激光生成装置(光源)5。光纤210的前端部被切断而去除包层和遮覆物。其结果是,激光生成装置5所生成的光通过光纤210向前端部传输,从前端中央部的芯材出射。

[0053] 详细而言,本实施方式的光纤210具备:第1光纤,其具备出射光的前端部;以及第2光纤,其经由连接器连接至第1光纤的基端侧。第1光纤开口数的最小值比第2光纤开口数的最大值更大。其结果是,抑制作为光纤210的整体的传输光时的损失。

[0054] 第1光纤具备沿光照射设备2的长度方向(轴线O2的方向)延伸的第1芯材和包覆第1芯材的外周面(外表面)的第1包层。第1芯材配置于第1包层的大致中央,具有比第1包层更高的光折射率。第1包层的折射率均匀。第1光纤利用第1芯材与第1包层的折射率差来使光全反射,从而使光传输。本实施方式的第1光纤是第1芯材和第1包层均由树脂形成的塑料光纤。第1芯材例如能够由聚甲基丙烯酸甲酯树脂(PMMA:Polymethylmetacrylate,聚甲基丙烯酸甲酯)、聚苯乙烯、聚碳酸酯、氟化聚合物、降冰片烯类聚合物等的至少任一种形成。在第1光纤中,也可以代替塑料光纤而采用其它光纤(例如,石英玻璃光纤或多组分玻璃光纤等)。

[0055] 第2光纤连接至第1光纤的基端侧。第2光纤具备第2芯材和包覆第2芯材的外周面(外表面)的第2包层。本实施方式的第2光纤是第2芯材和第2包层均由石英(二氧化硅)形成的石英玻璃光纤。例如能够通过以二氧化硅为主成分并将二氧化锗、氟等作为添加物使用来形成第2芯材260c。例如能够由纯石英玻璃形成第2包层260c1。在第2光纤260中,也可以代替石英玻璃光纤而采用塑料光纤或多组分玻璃光纤。

[0056] 激光生成装置5也可以出射波长300nm以上且2000nm以下的激光。更理想的是,激光生成装置5也可以出射波长600nm以上且1000nm以下的激光。在此情况下,通过将光照射设备2使用于使用光敏性物质的疾病的治疗,容易恰当地得到治疗效果。此外,在本实施方式中,激光生成装置5所出射的激光的中心波长被设为约690nm。

[0057] 参照图2和图3而对本实施方式的光照射设备2的前端部的构成进行说明。图2是光照射设备2安装于导管3的状态(使用状态)的光照射系统1的前端部附近的放大纵剖面图。图3是光照射设备2的前端部附近的放大图。如图3所示,光纤的前端部形成于相对于前端部所连接的基端部的轴线O2的方向弯曲的弯曲部220。光照射设备2通过从光纤210中的弯曲部220的最前端部221出射光,沿与基端部的轴线O2的方向交叉的方向(在本实施方式中,相对于轴线O2倾斜地交叉的方向)出射光。即,弯曲部220的最前端部221成为在光照射设备2中出射光的最前端部。此外,弯曲部220也可以沿相对于基端部的轴线O2的方向垂直地交叉的方向出射光。

[0058] 依据本实施方式的光照射设备2,从光纤210中的弯曲部220的最前端部221向与基

端部的轴线O2的方向交叉的方向直接出射光。因此,抑制光照射设备2的前端部的构成变得复杂,且同时实现光向相对于轴线O2的方向交叉的方向的出射。进而,从光纤210的弯曲部220的最前端部221向光照射设备2的外部直接出射光,因而与设置用于调整光的出射方向的树脂体等情况相比,也难以产生光的能量损耗。因而,以简易的构成朝向与为长条状的光照射设备2的主体的轴线O2的方向交叉的方向效率良好地出射光。

[0059] 如图2和图3所示,在本实施方式中,光照射设备2的前端部的整体相对于轴线O2的方向弯曲,从而光纤210的前端部弯曲。因此,医疗从业者通过掌握光照射设备2的前端部的弯曲方向,能够恰当地掌握出射光的方向。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0060] 如图3所示,在光照射设备2的光纤210中的弯曲部220的至少一部分,设置有具有不透射放射线性的弯曲部标记部240。因此,在医疗从业者(例如手术者等)利用放射线(例如X射线等)对生物体内部进行拍摄且同时通过光照射设备2使光照射至生物体组织时,通过确认在拍摄图像中显示的弯曲部标记部240,能够恰当地掌握弯曲部220的位置和弯曲方向(即,光出射的方向)。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0061] 如图2和图3所示,光纤210的弯曲部220中的前端以切断面(最前端部221)朝向远离光纤210的基端部的轴线O2(参照图3)的方向的方式被倾斜地切断。其结果是,与使切断面相对于轴线O2垂直的情况相比,在切断面中露出的光纤210的芯材的剖面积增加。因此,即使不采用芯材的直径大的光纤,也容易确保出射光的芯材的剖面积。因而,光照射设备2的小型化变得容易。

[0062] 如图3所示,在光纤210中的、弯曲部220所位于的部位的至少一部分,设置有提高光纤210的刚性的刚性赋予部230(230A、230B)。通过设置刚性赋予部230,例如也能够使弯曲部220相对于光纤210的基端部的轴线O2方向的角度稳定。另外,在进行弯曲部220的旋转操作和推入操作等情况下,通过刚性赋予部230使产生意外的弯曲部220的角度变化等的可能性下降。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0063] 详细而言,在刚性赋予部230,包括前端刚性赋予部230A。前端刚性赋予部230A利用透射从弯曲部220的最前端部221出射的光的材质来至少覆盖弯曲部220的前端。其结果是,弯曲部220的前端的刚性通过前端刚性赋予部230A来提高,并且,从弯曲部220的最前端部221出射的光透射前端刚性赋予部230A而照射至生物体组织。因而,弯曲部220的旋转操作和推入操作等的操作性容易提高。

[0064] 进而,在刚性赋予部230,包括基端刚性赋予部230B。基端刚性赋予部230B通过覆盖弯曲部220中的比前端更靠基端侧处(在本实施方式中,弯曲部220与弯曲部220所连接的基端部的连接部位),提高光纤210的刚性。因此,在比弯曲部220的前端更靠基端侧处,使产生意外的角度变化等的可能性恰当地下降。因而,治疗的精度容易进一步提高。此外,基端刚性赋予部230B的材质无需是具有透光性的材质。因此,关于基端刚性赋予部230B的材质,能够采用许多种材质。作为一个示例,关于本实施方式的基端刚性赋予部230B的材质,使用具有比前端刚性赋予部230A的材质更高的刚性的材质(在本实施方式中,编织的金属)。因此,前端刚性赋予部230A兼顾光的透射和对光纤210赋予刚性,且同时基端刚性赋予部230B使弯曲部220的角度变化等的可能性进一步下降。因而,容易更恰当地进行治疗。

[0065] 如图3所示,在光纤210的弯曲部220设置有磁性部件240。磁性部件240作为利用被放置于磁场内而生成的磁力来引导生物体内的弯曲部220的位置和方向的至少一个的引导

部件起作用。因此,在光照射设备2被插入至生物体内的状态下,光照射设备2的弯曲部220的位置和方向的至少任一个被恰当地引导。详细而言,在本实施方式中,通过在弯曲部220设置有磁性部件240,弯曲部220的最前端部221的方向由磁性部件恰当地引导。因而,恰当地控制光的照射方向。此外,在本实施方式中,兼用弯曲部标记部240和磁性部件240。可是,也可以分别设置弯曲部标记部和磁性部件。

[0066] 此外,光照射设备2也可以在前端部具备利用无线供电来发光而示出弯曲部220的位置的发光部件。例如,发光部件的至少一部分也可以由磁性部件240构成。在此情况下,不仅能够通过使发光部件发光来示出光照射设备2的弯曲部220的位置和方向,还能够通过使发光部件生成磁力来引导弯曲部220的位置和方向的至少一个。另外,磁性部件也能够兼用前述的刚性赋予部230。在此情况下,在抑制了零件件数增加的状态下,对光照射设备2赋予多个有用的功能。

[0067] 在从光纤210的最前端部(即,弯曲部220的最前端部221)向光照射设备2的外部出射光的时刻的光照密度被设为 $100\text{W}/\text{cm}^2$ 以上且 $10000\text{W}/\text{cm}^2$ 以下。在此情况下,容易恰当地得到通过将光照射至光敏性物质而形成的治疗效果。此外,也可以是,在从光照射设备2向外部出射的时刻的光照密度更理想的是 $500\text{W}/\text{cm}^2$ 以上且 $5000\text{W}/\text{cm}^2$ 以下,进一步理想的是 $800\text{W}/\text{cm}^2$ 以上且 $2000\text{W}/\text{cm}^2$ 以下。作为一个示例,在本实施方式中,在从光照射设备2向外部出射的时刻的光照密度被设为约 $1273\text{W}/\text{cm}^2$ 。

[0068] (导管)

参照图1、图2、图4以及图5而对本实施方式的导管3进行说明。如图1所示,导管3的形状是长管形状。导管3具备连接器301、柱体310以及前端小部件320。连接器301位于导管3的基端侧,并且由手术者抓握。连接器301具备一对叶片部302、和连接部303。连接部303是大致圆筒状的部件。在连接部303的基端部连接有叶片部302。在连接部303的前端部连接有柱体310。此外,叶片部302和连接部303也可以一体地形成。

[0069] 理想的是,柱体310具有抗血栓性、可挠曲性以及生物体相容性。关于柱体310的材质,能够采用树脂材料和金属材料等的至少任一种。关于树脂材料,例如能够采用聚酰胺树脂、聚烯烃树脂、聚酯树脂、聚氨酯树脂、硅树脂以及氟树脂等。关于金属材料,例如能够采用SUS304等不锈钢、镍钛合金、钴铬合金以及钨钢等。此外,也能够使多种材料组合而构成柱体310。

[0070] 柱体310是沿着轴线O3延伸的长管形状的部件。本实施方式的柱体310以前端部和基端部双方开放的中空的圆筒状形成。柱体310的内部的管腔311作为用于在传送导管3时使导丝相对于导管3插入贯通的导丝管腔起作用。管腔311作为用于在传送导管3之后使光照射设备2相对于导管3插入贯通的设备用管腔起作用。

[0071] 如图1和图2所示,前端小部件320连接至柱体310的前端部。前端小部件320为了使导管3在生物体管腔内顺畅地行进,具有从基端侧缩径直到前端侧的外形。在前端小部件320的大致中央,形成有沿轴线O2方向贯通的贯通孔321。如图3所示,贯通孔321的内径 $\Phi 1$ 比柱体310的管腔311的内径 $\Phi 3$ 更小,且比光照射设备2的光纤210的弯曲部220的外径更小。因此,即使光照射设备2在导管3的管腔311内被充分地推进,光照射设备2的光纤210通过贯通孔321而向前端侧突出的可能性也低。

[0072] 如图2、图4以及图5所示,在导管3的柱体310的内周面(即,管腔311),设置有保持

光照射设备2的弯曲部220的形态的形态保持部340(340A、340B、340C、340D)。形态保持部340从导管3的柱体310的内周面朝向内侧(即,靠近轴线03的一侧)突出,从而与光照射设备2的弯曲部220接触。其结果是,在导管3内的恰当的位置以恰当的角度保持弯曲部220。因此,从弯曲部220的最前端部221出射的光容易更正确地对生物体组织中的目标位置照射。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0073] 如图2所示,形态保持部340中的朝向基端侧的表面(即,朝向图2中的作为-X方向的上方的表面)以越朝向导管3的柱体310的内侧(即,越靠近轴线03)就越靠近基端侧的方式倾斜。在后文中阐述详细情况,但光照射设备2的弯曲部220在柱体310内从基端侧朝向前端侧被推进。因此,弯曲部220与形态保持部340的朝向基端侧的表面接触,从而弯曲部220的角度容易更可靠地相对于光纤210的基端部的轴线02(参照图3)的方向倾斜。因而,更容易恰当地进行光向与轴线02交叉的方向的照射。

[0074] 在各个形态保持部340的至少一部分(在本实施方式中,各个形态保持部340的整体),设置有具有不透射放射线性的突起标记部341。(在图3中,仅图示设置于形态保持部340A的突起标记部341A和设置于形态保持部340C的突起标记部341C。)在医疗从业者利用放射线(例如X射线等)对生物体内部进行拍摄且同时通过光照射设备2使激光照射至生物体组织时,通过确认在拍摄图像中显示的突起标记部341的位置,能够恰当地掌握使光照射设备2的弯曲部220接触的形态保持部340的位置。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0075] 图4是沿着轴线03从基端侧观察导管3的柱体310的图。如图4所示,在从轴线03的方向观察导管3的情况下,多个形态保持部340A、340B、340C、340D设置于导管3的柱体310的内周面(即,管腔311)中的、圆周方向的角度(位置)相互不同的多个位置。医疗从业者通过选择圆周方向的位置不同的多个形态保持部340A、340B、340C、340D中的位于欲使光出射的方向的形态保持部而使光照射设备2的弯曲部220接触,能够容易且正确地调整光的照射方向。因而,治疗的精度容易进一步提高。

[0076] 如图4和图5所示,多个形态保持部340A、340B、340C、340D设置于在导管3的轴线03的方向上相互离开的多个位置。因此,医疗从业者在掌握了作为目标的形态保持部的轴线03方向上的位置的基础上,将光照射设备2的弯曲部220沿轴线03的方向推进,从而能够使弯曲部220容易地与作为目标的形态保持部接触。

[0077] 详细而言,在本实施方式中,在为长管形状的导管3的柱体310的内周面,以螺旋状配置有多个形态保持部340A、340B、340C、340D。因此,医疗从业者能够更容易地选择多个形态保持部340A、340B、340C、340D中的作为使弯曲部220接触的目标的形态保持部。

[0078] 如图4所示,多个形态保持部340A、340B、340C、340D的各个形态保持部的从导管3的柱体310的内周面到内侧端部的长度L被设为导管3的柱体310的内径D的1/2以下。因此,医疗从业者在使弯曲部220与比特定的形态保持部更靠轴线03的方向上的前端侧的形态保持部接触时,能够容易地避免弯曲部220与比作为目标的形态保持部更靠跟前侧的形态保持部接触,从而将光照射设备2的弯曲部220向前端侧推进。因此,提高在导管3内推进光照射设备2时的操作性。

[0079] 如图4所示,在导管3中的柱体310的前端侧侧面(在本实施方式中,前端侧侧面的一部分),设置有使从光照射设备2的弯曲部220的最前端部221出射的光向外部透射的光透射部330。在本实施方式中,在由多个形态保持部340的各个形态保持部340保持弯曲部220

的位置设置有光透射部330。(在图4中,仅图示接近形态保持部340A的光透射部330A和接近形态保持部340C的光透射部330C。)因此,本实施方式的光照射系统1能够使从光照射设备2的弯曲部220的最前端部221出射的光沿与轴线03交叉的方向透射而选择性地照射至生物体的特定的位置。

[0080] 此外,在本实施方式中,利用使光透射的材质部分地形成导管3中的柱体310中的由形态保持部340保持弯曲部220的部位,从而设置有光透射部330。可是,也能够变更光透射部的构成。例如,也可以将柱体310自身或柱体310的前端部的整体的材质设为使光透射的材质,从而在导管设置有光透射部。

[0081] 导管3中的至少使从光照射设备2的最前端部221出射的光透射的部位由热传导率为 $0.1\text{W/m}\cdot\text{K}$ 以上的材质形成。因此,例如,光照射设备2的前端部容易通过血流或生理盐水等被冷却。因而,由于出射光而产生的热而产生各种不良状况的可能性下降。其结果是,容易更恰当地进行治疗。

[0082] 如图4所示,在导管3的柱体310的前端部,设置有光传感器350。因此,由前端部的光传感器350直接检测导管3的前端部处的光的状态。即,关于由光传感器350检测的光,难以产生在传输的过程中可能产生的光的特性的变化。因而,容易更正确地检测光的状态。此外,在本实施方式中,在由多个形态保持部340A、340B、340C、340D的各个形态保持部保持弯曲部220时,为了检测从弯曲部220的前端出射的光,在接近多个形态保持部340A、340B、340C、340D的各个形态保持部的位置另外设置有光传感器350。(在图4中,仅图示接近形态保持部340A的光传感器350A和接近形态保持部340C的光传感器350C。)因此,无论在使弯曲部220与哪个形态保持部接触的情况下,都恰当地检测光的状态。此外,为了将附图简化,省略了从光传感器350延伸的布线的图示。

[0083] 如图4所示,本实施方式的导管3在前端部具备温度传感器360。因此,例如,恰当地掌握起因于光出射至生物体组织而导致的温度上升等。

[0084] 在本实施方式中,设置于导管3的柱体310的前端部的前端小部件320的至少一部分(在本实施方式中,前端小部件320的全部)由具有不透射放射线性的材质形成,从而作为标记部起作用。因此,通过放射线拍摄图像等来恰当地掌握导管3的前端部的位置。

[0085] (使用方法)

对本实施方式的光照射系统1的使用方法的一个示例进行说明。首先,手术者将导丝(未图示)插入至生物体管腔内。接着,手术者将导丝的基端侧从导管3的前端小部件320的贯通孔321向管腔311插入,使导丝的基端侧向连接器301的基端侧突出。手术者将导管3沿着导丝推进,使设置于导管3的多个光透射部330的至少任一个移动到光照射的目标部位。此外,在使导管3在生物体管腔内移动时,手术者利用放射线拍摄图像而确认突起标记部341的位置,从而能够使导管3恰当地移动至目标部位。此后,手术者将导丝从导管3拔除。

[0086] 手术者将光照射设备2从导管3的连接器301的基端侧开口插入,将光照射设备2在生物体管腔内沿着导管3的管腔311推进。手术者使由弯曲部标记部240示出的弯曲部220与由多个突起标记部341示出的多个形态保持部340中的作为目标的形态保持部340接触。其结果是,由作为目标的形态保持部340恰当地保持光照射设备2中的光纤210的弯曲部220的形态。在该状态下,通过从激光生成装置5生成光,将光从弯曲部220的前端部选择性地照射至目标部位。

[0087] 手术者在光照射设备2被插入至导管3的状态下,能够使冷却用的流体流入至导管3的管腔311。因此,通过冷却用的流体来恰当地抑制起因于光的照射引起的温度上升而导致的不良状况(例如,生物体组织的热损伤等)。

[0088] (变形例)

上述实施方式中所公开的技术只不过是一个示例。因此,也能够变更上述实施方式中所例示的技术。参照图6至图8而对上述实施方式的变形例的一部分进行说明。此外,关于在图6所示的第1变形例、图7所示的第2变形例以及图8所示的第3变形例的一部分构成,能够采用与前述的实施方式同样的构成。因此,对于第1变形例至第3变形例的构成中的能够采用与前述的实施方式同样的构成的部位,标注与上述实施方式相同的编号,将其说明省略或简化。

[0089] 图6是第1变形例中的光照射设备2的设备主体212的剖面图。第1变形例中的光照射设备2的设备主体212在内部具备多个光纤210。虽然未图示详细情况,但在具备多个光纤210的设备主体的前端部,与上述实施方式同样地形成有使多个光纤210弯曲的弯曲部。如以上那样,光照射设备2所具备的光纤210的数量既可以是1个,也可以是多个。

[0090] 另外,在设置于第1变形例的设备主体212的多个光纤的一部分,包括对确定光的照射位置的照准的瞄准光进行传递的瞄准用光纤211。因此,医疗从业者通过确认被照射瞄准光的位置,能够恰当地确定用于治疗的光的照射位置。此外,在图6所示的示例中,在照射用于治疗的光的多个光纤210的中心,配置有瞄准用光纤211。因而,医疗从业者能够通过瞄准光来更正确地匹配用于治疗的光的照准。

[0091] 图7是第2变形例的光照射系统1的前端部附近的放大剖面图。第2变形例的导管3设置有将向前端部(在本实施方式中,光从光照射设备2的弯曲部220向外部出射的位置的附近)入射的光向光传感器(未图示)传输的光检测用传输部件351。本实施方式的光检测用传输部件351是光纤,从导管3的柱体310的一部分向基端侧在柱体310的内部插入贯通,并连接至光传感器。在第2变形例中,在抑制了导管3的前端部的构成由于光传感器而变得复杂的状态下,恰当地检测前端部处的光的状态。另外,如第2变形例所示,设置于导管3的形态保持部340的数量也可以是1个。

[0092] 图8是第3变形例的导管3的前端部附近的放大图。第3变形例的导管3具备多个温度传感器360(360A、360B、360C、360D、360E)。多个温度传感器360的各个温度传感器360的测定位置(在本实施方式中,由360A、360B、360C、360D、360E示出的测定点)配置于导管3的前端部中的多个部位的各个部位。详细而言,在图8所示的示例中,多个温度传感器360的各个温度传感器360的测定位置设置于由多个形态保持部340(340A、340B、340C、340D、340E)的各个形态保持部340引导的光的通过位置的附近。因此,基于多个测定位置的各个测定位置处的温度的检测结果而得到有用的信息。例如,也能够通过确认多个测定位置的哪个成为比其它测定位置更高的温度,确认照射光的方向。另外,医疗从业者也能够通过更正确地掌握各测定位置处的温度,使治疗的精度提高。

[0093] 在第3变形例的导管3中,温度传感器360的布线在导管3的柱体310中以螺旋状配置。因此,与布线沿着轴线方向笔直地配置的情况相比,容易恰当地确保为长条状的导管3的刚性。因而,治疗的精度容易进一步提高。作为一个示例,在本实施方式中,具备多个测定点的长条状的热电偶作为温度传感器360使用。为长条状的温度传感器360的布线以螺旋状

配置,从而确保导管3的刚性。

[0094] 在第3变形例的导管3中,温度传感器360的布线包括具有不透射放射线性的材质。因此,通过放射线拍摄,容易恰当地掌握为长条状的导管3的位置。此外,在第3变形例中,具有不透射放射线性的温度传感器360的布线以螺旋状配置,从而更容易掌握导管3的位置。

[0095] 也能够光照射系统、光照射设备或导管中仅采用上述实施方式和变形例中所例示的构成中的一部分。另外,也能够使不同的实施方式和变形例中所示出的多个构成组合。如前述那样,也能够不使用导管3,而仅单独使用光照射设备2。

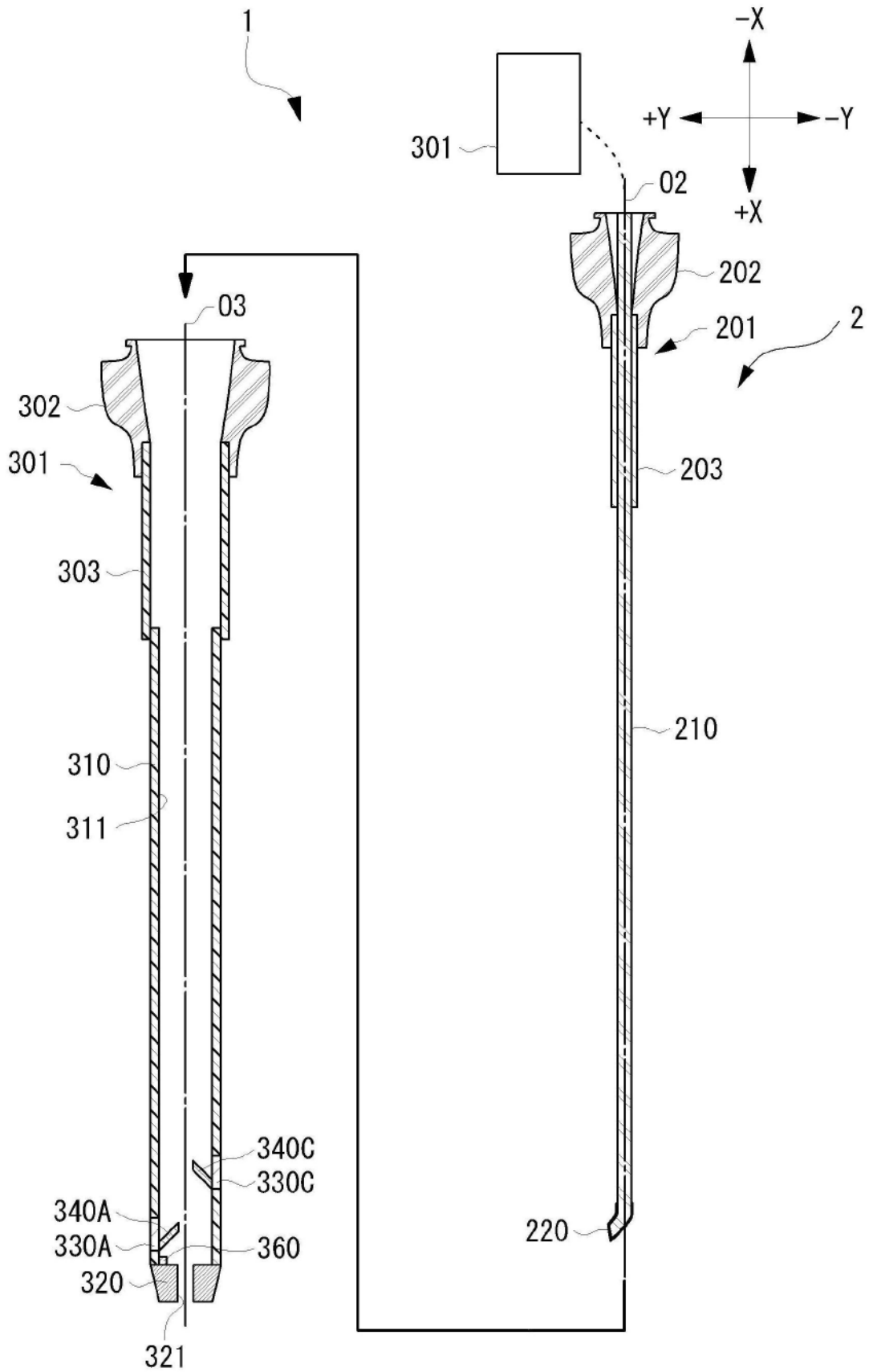


图1

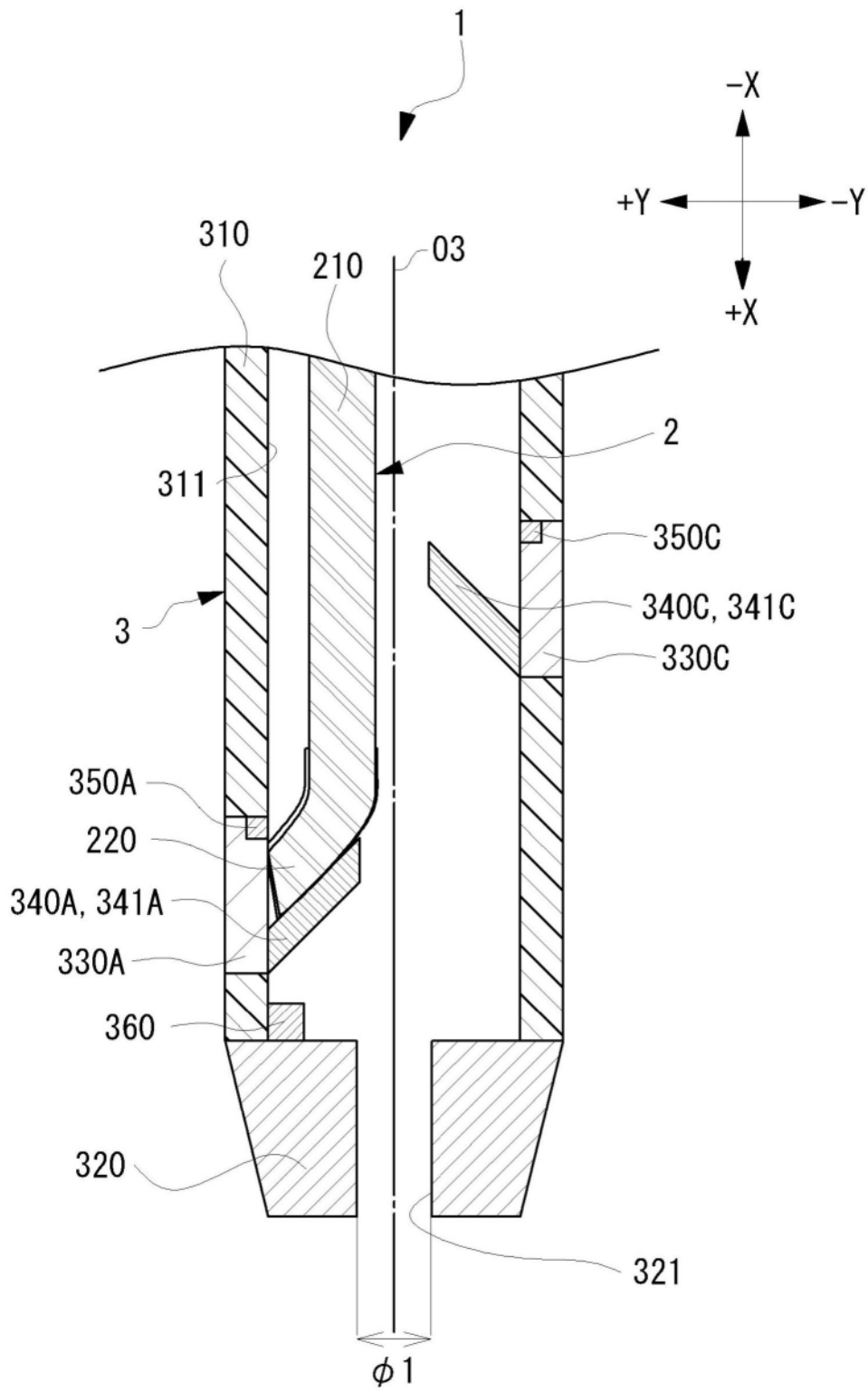


图2

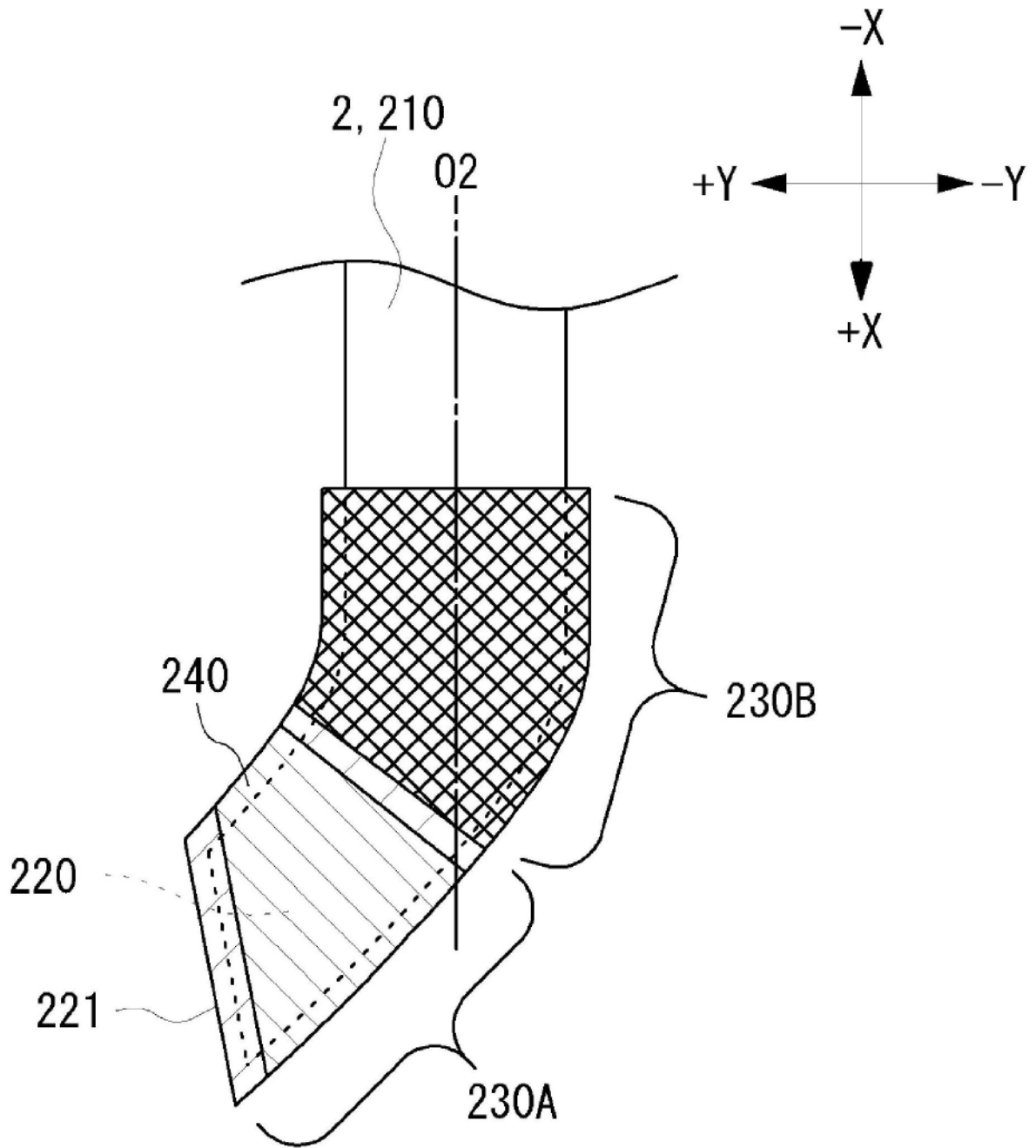


图3

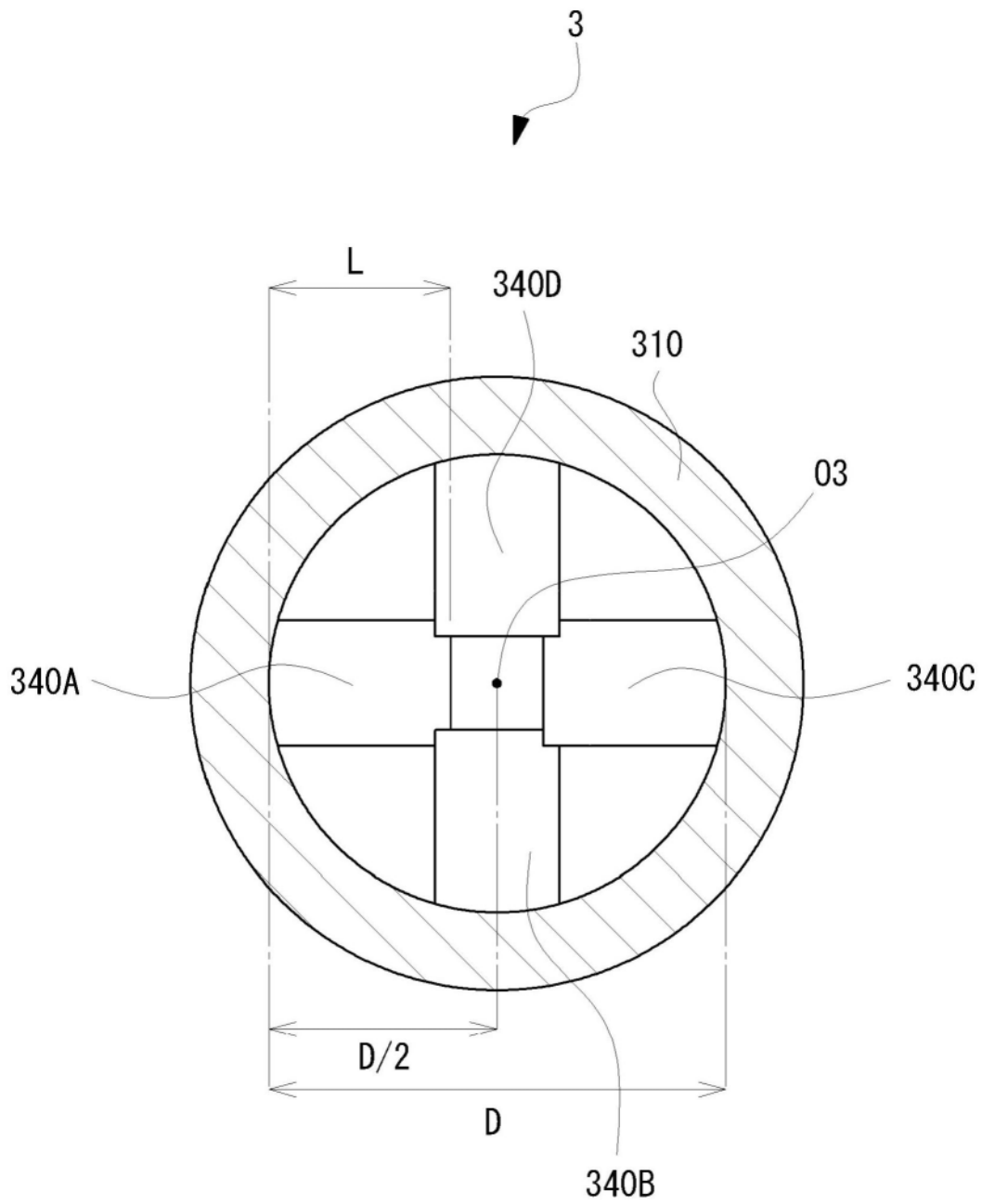


图4

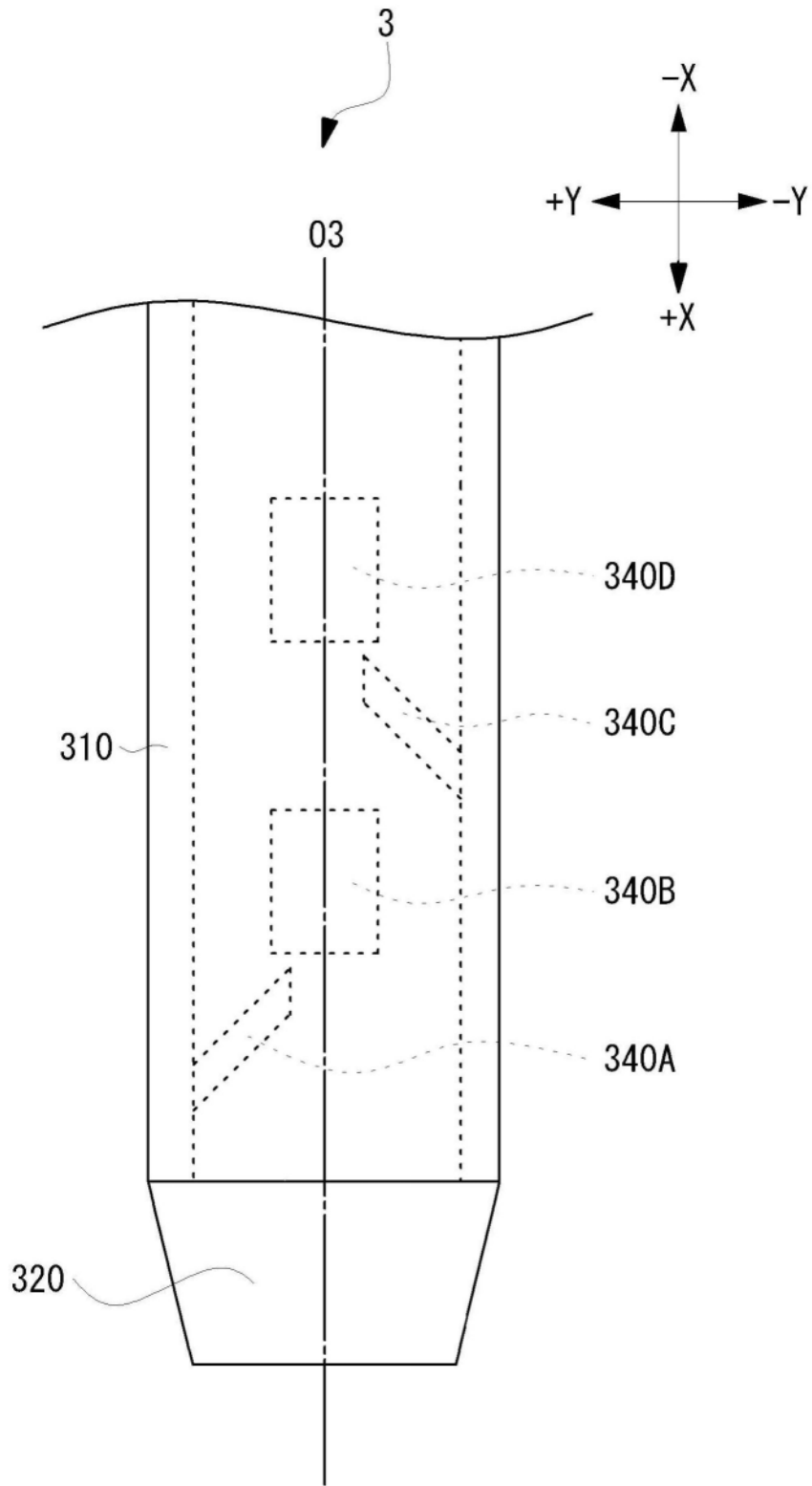


图5

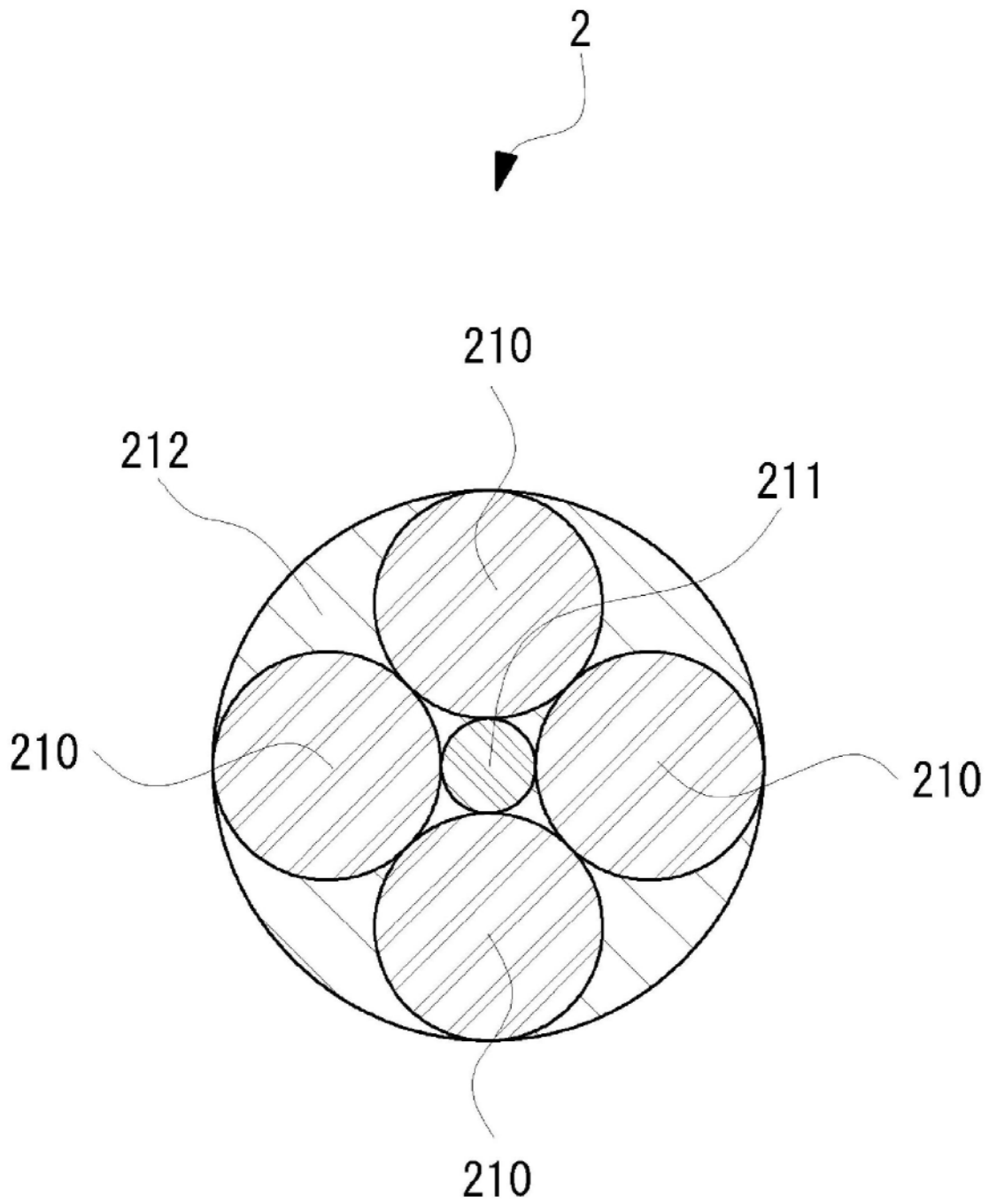


图6

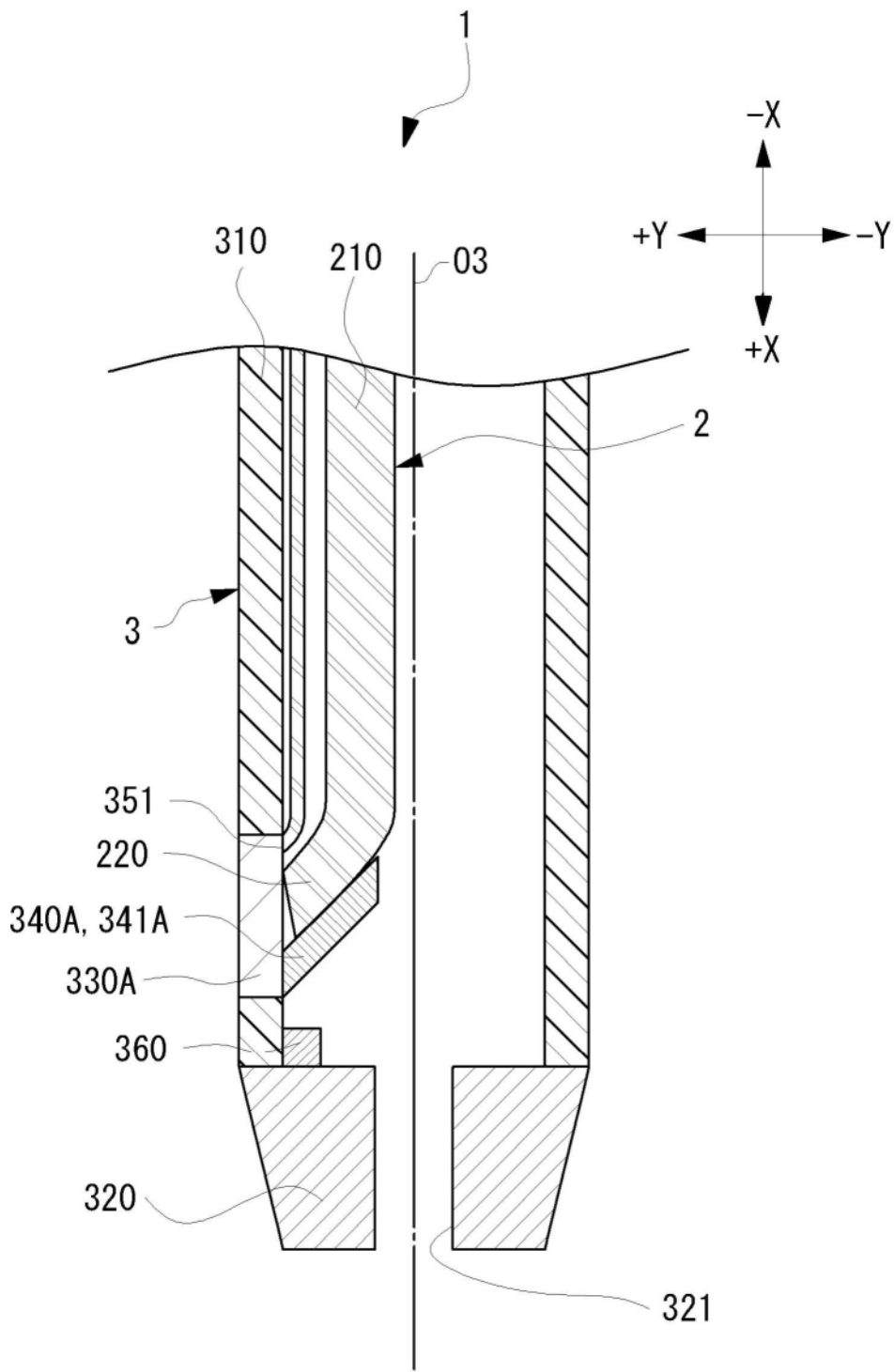


图7

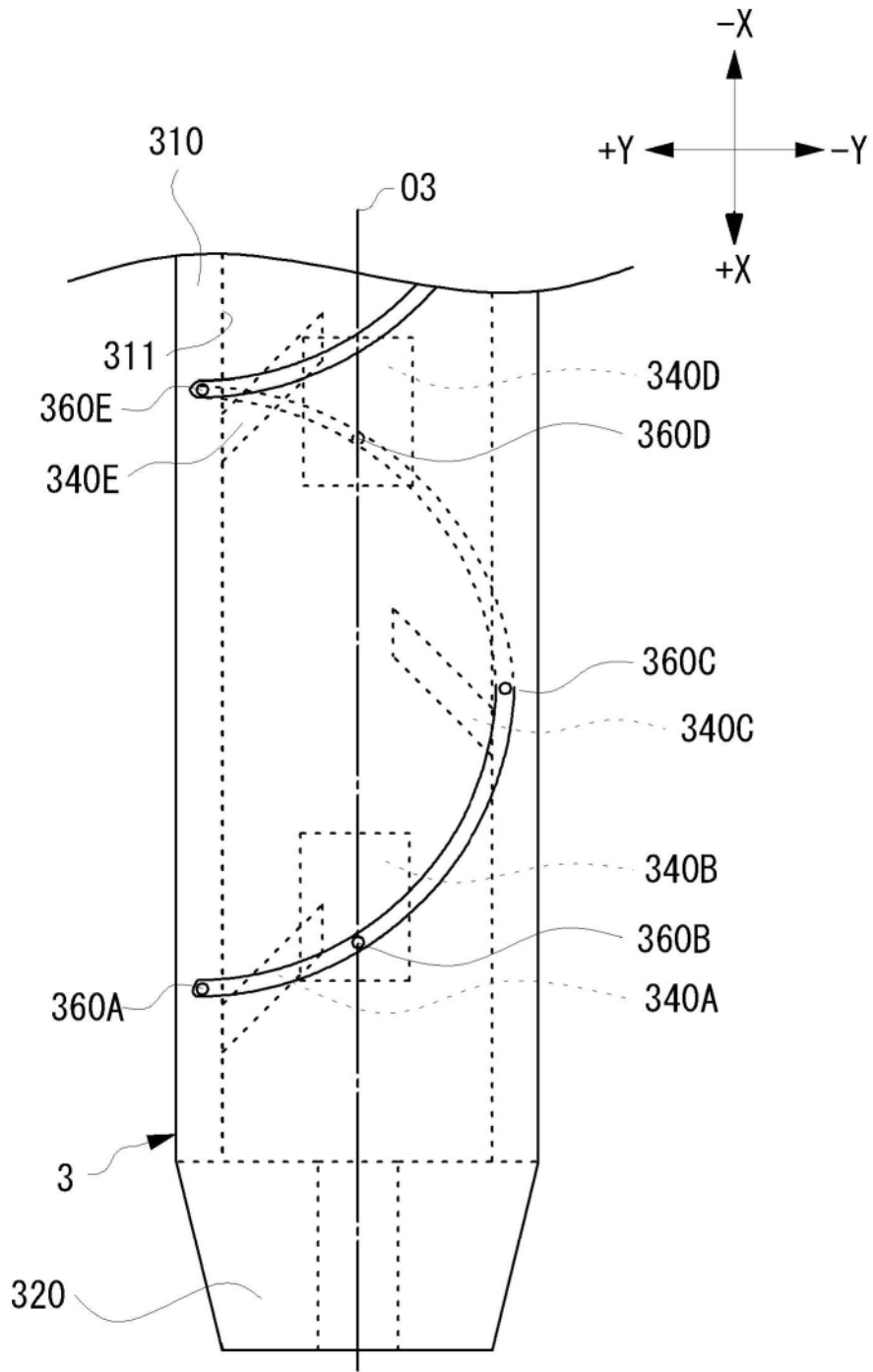


图8