



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103702603 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 02

(21) 申请号 201280036178. 0

代理人 刘新宇 张会华

(22) 申请日 2012. 05. 23

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006. 01)

2011-189704 2011. 08. 31 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 01. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/063133 2012. 05. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/031308 JA 2013. 03. 07

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 藤森纪幸 五十岚考俊

牧野友贵治

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所 (普通合伙) 11277

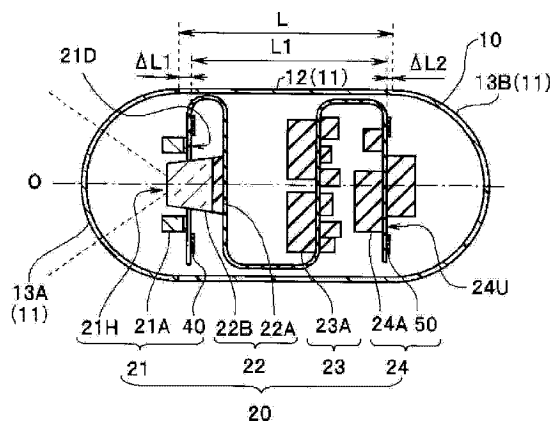
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

胶囊型医疗装置

(57) 摘要

胶囊型内窥镜(10)在由圆筒形的主体部(12)和两个半球状的端部罩部(13A、13B)构成的、相对于中心轴线(O)呈旋转对称形状的胶囊型的壳体(11)的内部以摄像基板部、发送基板部以及接收基板部的各个主面与上述中心轴线正交的方式收容有该摄像基板部、发送基板部以及接收基板部,各个主面与中心轴线(O)正交的、由发送线圈布线构成的发送线圈(40)和由接收线圈布线构成的接收线圈(50)中的、至少任一线圈布线配置在壳体(11)的端部罩部(13A、13B)侧。



1. 一种胶囊型医疗装置,其特征在于,

该胶囊型医疗装置在由圆筒形的主体部和两个半球状的端部罩部构成的、相对于中心轴线呈旋转对称形状的胶囊型的壳体的内部以以下各构件的主面与上述中心轴线正交的方式容纳有以下构件:

信息获取基板部,其配置有用于获取体内信息的信息获取部;

发送基板部,其配置有用于将上述体内信息作为信息信号进行无线发送的发送部;以及

接收基板部,其配置有用于对输入的外部信号进行处理的接收部;

将发送线圈和接收线圈中的至少任一线圈的线圈布线配置在上述壳体的上述端部罩部侧,该发送线圈由用于发送上述信息信号的发送线圈布线构成,该接收线圈由用于接收上述外部信号的接收线圈布线构成,上述发送线圈的主面和上述接收线圈的主面与上述中心轴线正交。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜,其特征在于,

上述信息获取基板部具有获取图像数据作为上述体内信息的摄像芯片,

将配置有对上述摄像芯片的摄像视场进行照明的多个发光元件的照明基板部配置在上述壳体的上述端部罩部侧,

上述任一线圈的线圈布线配置于上述照明基板部。

3. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜,其特征在于,

该胶囊型内窥镜包括:

两个上述信息获取基板部均具有摄像芯片,其中一个上述信息获取基板部的摄像芯片的摄像方向与另一个上述信息获取基板部的摄像芯片的摄像方向相反;以及

两个上述照明基板部,其分别对相反的方向进行照明;

上述两个照明基板部分别配置在上述壳体的上述端部罩侧,

在一个上述照明基板部配置有上述发送线圈布线,在另一个上述照明基板部配置有上述接收线圈布线。

4. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜,其特征在于,

在上述照明基板部的表面配置有上述多个发光元件,在上述照明基板部的背面配置有上述线圈布线。

5. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜,其特征在于,

在配置于上述照明基板部的表面的上述多个发光元件的外周区域配置有上述线圈布线。

6. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜,其特征在于,

该胶囊型内窥镜具有覆盖上述线圈布线的绝缘层。

7. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜,其特征在于,

在表面配置有上述多个发光元件的上述照明基板部与接合于背面的、配置有上述线圈布线的线圈基板部一体化。

胶囊型医疗装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及一种导入到体内的胶囊型医疗装置,特别是涉及一种具有接收外部信号的接收线圈和将在体内获取的信息作为信息信号发送到外部的发送线圈在内的胶囊型医疗装置。

背景技术

[0002] 近年来,出现了具有摄像功能和无线发送功能的胶囊型内窥镜。该胶囊型内窥镜在被被检者吞入之后,在直至自然排出的期间内,在胃、小肠等消化管的内部伴随着蠕动运动而移动,利用摄像功能对脏器的内部进行摄像。

[0003] 在消化管内移动的期间利用胶囊型内窥镜拍摄到的图像借助无线发送功能被作为图像信号发送到设置于被检体的外部的装置,并存储于其存储器中。被检者通过携带具有无线接收功能和存储器功能的外部装置,从而在吞入胶囊型内窥镜之后,能够自由行动。在利用胶囊型内窥镜观察之后,使存储于外部装置的存储器中的图像显示于显示器等来进行诊断等。

[0004] 在日本国特开 2006 — 280940 号公报中公开了一种将由用于无线发送的发送线圈构成的天线埋入布线板内的胶囊型内窥镜。另外,上述天线也配置在胶囊型的壳体的中央部。

[0005] 另一方面,在日本国特开 2005 — 130943 号公报中公开了一种不仅具有用于无线发送的发送线圈,而且具有接收来自外部的交流磁场信号的接收线圈的胶囊型内窥镜。对于具有发送线圈与接收线圈的胶囊型内窥镜,若发送线圈与接收线圈相互干扰,则存在发送接收效率变差的隐患。

发明内容

[0006] 本发明的实施方式的目的在于提供一种发送接收效率较好的胶囊型医疗装置。

[0007] 本发明的一技术方案的胶囊型医疗装置在由圆筒形的主体部和两个半球状的端部罩部构成的、相对于中心轴线呈旋转对称形状的胶囊型的壳体的内部以以下各构件的主面与上述中心轴线正交的方式容纳有以下构件:信息获取基板部,其配置有用于获取体内信息的信息获取部;发送基板部,其配置有用于将上述体内信息作为信息信号进行无线发送的发送部;以及接收基板部,其配置有用于对输入的外部信号进行处理的接收部;将发送线圈和接收线圈中的至少任一线圈的线圈布线配置在上述壳体的上述端部罩部侧,该发送线圈由用于发送上述信息信号的发送线圈布线构成,该接收线圈由用于接收上述外部信号的接收线圈布线构成,上述发送线圈的主面和上述接收线圈的主面与上述中心轴线正交。

附图说明

[0008] 图 1 是第 1 实施方式的胶囊型内窥镜的剖视图。

- [0009] 图 2 是用于说明第 1 实施方式的胶囊型内窥镜的电路板的立体图。
- [0010] 图 3A 是用于说明第 1 实施方式的胶囊型内窥镜的照明基板部的、表示表面的图。
- [0011] 图 3B 是用于说明第 1 实施方式的胶囊型内窥镜的照明基板部的、表示背面的图。
- [0012] 图 3C 是用于说明第 1 实施方式的胶囊型内窥镜的照明基板部的、沿着图 3A 和图 3B 的 IIIC—IIIC 线的剖视图。
- [0013] 图 4A 是用于说明第 1 实施方式的变形例 1 的胶囊型内窥镜的照明基板部的、表示表面的图。
- [0014] 图 4B 是用于说明第 1 实施方式的变形例 1 的胶囊型内窥镜的照明基板部的、表示背面的图。
- [0015] 图 4C 是用于说明第 1 实施方式的变形例 1 的胶囊型内窥镜的照明基板部的、沿着图 4A 和图 4B 的 VIC—VIC 线的剖视图。
- [0016] 图 5A 是用于说明第 1 实施方式的变形例 2 的胶囊型内窥镜的照明基板部的、表示表面的图。
- [0017] 图 5B 是用于说明第 1 实施方式的变形例 2 的胶囊型内窥镜的照明基板部的、表示背面的图。
- [0018] 图 5C 是用于说明第 1 实施方式的变形例 2 的胶囊型内窥镜的照明基板部的、沿着图 5A 和图 5B 的 VC—VC 线的剖视图。
- [0019] 图 6 是第 1 实施方式的变形例 3 的胶囊型内窥镜的照明基板部的剖视图。
- [0020] 图 7 是第 1 实施方式的变形例 4 的胶囊型内窥镜的照明基板部的剖视图。
- [0021] 图 8 是第 2 实施方式的胶囊型内窥镜的剖视图。

具体实施方式

[0022] <第 1 实施方式>

[0023] 如图 1 和图 2 所示,作为本实施方式的胶囊型医疗装置的胶囊型内窥镜(以下称作“内窥镜”)10 是将具有多个大致圆形的基板部的电路板 20 以弯折的状态容纳并密封于胶囊型的壳体 11 的内部而成。

[0024] 内窥镜 10 是在被被检者吞入之后以预定的时间间隔对体内的图像进行摄影的被检体内导入装置。而且,不仅能够通过无线将在体内获取的图像数据发送到外部,而且能够接收来自外部的信号,并基于该信号进行控制。

[0025] 壳体 11 由圆筒形的主体部 12 和主体部 12 的两端部的大致半球状的端部罩部 13A、13B 构成。端部罩部 13A 由透明材料构成。主体部 12 和端部罩部 13B 由不透明材料构成,但是也可以一体成形而成。细长的壳体 11 是以长度方向的中心轴线 0 为旋转对称轴的旋转对称形状。而且,中心轴线 0 的方向的主体部 12 的长度 L 为 10mm ~ 30mm,中心轴线 0 的正交方向的直径 D 为 5mm ~ 15mm。

[0026] 电路板 20 是分别呈大致圆形的照明基板部 21、摄像基板部 22、发送基板部 23 以及接收基板部 24 分别利用大致矩形的连接部 27A、27B、27C 相连结的挠性布线板。平板状的电路板 20 与用于确定各个基板部的配置的隔离构件(未图示)一起以连接部 27 弯折 180 度、且各个主面与上述中心轴线正交的方式容纳于壳体 11 的内部。

[0027] 另外,未图示的电池和磁体也容纳于壳体 11 的内部。电池是电力供给源。磁体是

为了利用外部磁场控制内窥镜 10 的摄像方向而配置的。磁体若被从外部施加直流磁场,则以磁化方向与来自外部的磁力线平行的方式使壳体 11 的姿势发生变化。

[0028] 在照明基板部 21 的表面 21U 上,在大致圆形的开口 21H 的周围,将多个发光元件、例如 4 个 LED (21A) 分别安装在由铜等金属构成的 LED 搭载盘(日文:ランド)21AB 上。以下,电路板 20 的表面是指配置有 LED (21A) 的面。

[0029] 在照明基板部 21 的背面 21D 配置有发送线圈 40,在接收基板部 24 的表面 24U 配置有接收线圈 50,后面进行详细说明。

[0030] 在作为信息获取基板部的摄像基板部 22 上,以使摄像面朝向开口 21H 的状态配置有作为摄像部的摄像芯片 22A,在摄像芯片 22A 的摄像面上配置有透镜单元 22B。摄像芯片 22A 是用于获取作为体内信息的内窥镜图像的信息获取部。在发送基板部 23 上配置有发送部 23A,该发送部 23A 用于将摄像芯片 22A 所获取的图像数据作为图像信号(信息信号)借助发送线圈 40 进行无线发送。在接收基板部 24 上配置有接收部 24A,该接收部 24A 借助接收线圈 50 对外部信号进行接收并处理。例如外部信号是交流磁场信号,内窥镜 10 利用对接收到的外部信号进行整流而成的脉冲信号来驱动分频电路,打开 / 关闭控制向摄像芯片 22A、LED (21A) 以及发送部 23A 等内部电路的电力供给。在连接部 27A ~ 连接部 27C 上形成有多条对各个基板部进行电连接的布线(未图示)。

[0031] 如图 3A ~ 图 3C 所示,配置于照明基板部 21 的背面 21D 的发送线圈 40 是由旋涡型的发送线圈布线 41 构成的、主面与中心轴线 0 正交的螺旋平面线圈。配置于接收基板部 24 的表面 24U 的接收线圈 50 也是由与发送线圈 40 相同的、旋涡型的接收线圈布线(未图示)构成的、主面与中心轴线 0 正交的螺旋平面线圈。另外,平面线圈的主面是指形成有线圈布线的基体的主面。

[0032] 由铜等导电材料构成的发送线圈布线 41 和接收线圈布线在制作电子零件安装用的连接盘、例如 LED 搭载盘 21AB 时同时制作而成。即,发送线圈布线 41 等使用利用了光刻法的普通的形成方法(添加法、金属面腐蚀(subtractive)法等)制作而成。另外,线圈布线也可以将覆盖导线卷绕于平面上制作而成。发送接收的频率不同的发送线圈 40 与接收线圈 50 也可以是制造方法、大小以及圈数等不同。

[0033] 在内窥镜 10 中,发送线圈 40 和接收线圈 50 配置在壳体 11 的端部罩 13A、端部罩 13B 侧。即,如图 1 所示,发送线圈 40 配置在距主体部 12 的一个端部 $\Delta L1$ 的位置处,接收线圈 50 配置在距主体部 12 的另一个端部 $\Delta L2$ 的位置处。在此, $\Delta L1$ 和 $\Delta L2$ 为 L 的 20% 以下,优选为 10% 以下。

[0034] 电池、磁体以及安装于电路板 20 的电子零件等是电磁屏蔽物,对无线信号的发送接收带来不良影响。但是,配置在 $\Delta L1$ 和 $\Delta L2$ 为上述范围以下的主体部 12 的端部侧的发送线圈 40 和接收线圈 50 难以受到安装零件等的影响。而且,发送线圈 40 与接收线圈 50 之间的距离 $L1$ 为 $(L - \Delta L1 - \Delta L2) = (0.80 \times L)$ 以上,优选为 $(0.90 \times L)$ 以上。

[0035] 另外,发送线圈 40 或接收线圈 50 也可以配置在端部罩部 13A、端部罩部 13B 的内部。即,壳体 11 的端部罩 13A、端部罩部 13B 侧除了主体部 12 的端部侧也包括端部罩部 13A、端部罩部 13B 的主体部侧。在发送线圈 40 或接收线圈 50 配置在端部罩部 13A、端部罩部 13B 的内部的情况下, $L < L1$,对于距离 $L1$,能够将 $\Delta L1$ 、 $\Delta L2$ 的符号看作是负值。

[0036] 即使内窥镜 10 是长度 L 较短的胶囊型内窥镜,也能够将发送线圈 40 与接收线圈

50 之间的相互干扰的影响控制为最小限度。

[0037] 因此,内窥镜 10 的发送接收效率较好。

[0038] 另外,图像信号的频率与外部信号的频率不同。而且,若也考虑到高次谐波和低次谐波带来的影响,则特别优选的是,图像信号的频率与外部信号的频率相互不是整数倍或整数分之一的频率。

[0039] 另外,在内窥镜 10 中,为了获得最大的效果,发送线圈 40 与接收线圈 50 配置在了主体部 12 的两端部,但是只要任意线圈布线配置于端部的照明基板部 21,就能够获得预定的效果。在该情况下,优选的是发送线圈 40 与接收线圈 50 之间的距离 L1 为 $(0.50 \times L)$ 以上。

[0040] 另外,通过利用接收线圈 50 接收交流磁场,并进行整流,也可以作为内窥镜 10 的电力。将接收电力作为驱动电力进行使用的内窥镜不必内置电池,没有电池容量所带来的驱动时间的限制,因此能够进行长时间的体内观察。另外,即使在内置有二次电池的内窥镜中,在电池容量减少了的情况下也能够通过接收外部磁场信号来进行充电。

[0041] 另外,安装于照明基板部 21 的 LED(21A)是发热的元件。由于在照明基板部 21 中制作的发送线圈布线 41 由导电性较高的铜等金属材料构成,因此不仅具有发送接收功能,而且也具有散热功能。即使 LED (21A)发热,内窥镜 10 也借助发送线圈布线 41 促进散热,因此动作稳定。

[0042] <第 1 实施方式的变形例>

[0043] 接着,说明第 1 实施方式的变形例。变形例的内窥镜与第 1 实施方式的内窥镜 10 类似,因此对相同的构成要素标注相同的附图标记并省略说明。

[0044] 如图 4A ~ 图 4C 所示,在变形例 1 的内窥镜中,在配置于照明基板部 21A 的表面 21U 的 4 个 LED (21A) 的外周区域配置有发送线圈 40 的线圈布线 42。

[0045] 另外,如图 5A ~ 图 5C 所示,在变形例 2 的内窥镜中,发送线圈 40 由配置于照明基板部 21B 的背面 21D 的发送线圈布线 41 和配置于表面 21U 的发送线圈布线 42 构成。发送线圈布线 41 与发送线圈布线 42 利用基板贯通布线相连接。另外,图 5A ~ 图 5C 中示出的发送线圈布线 41 与发送线圈布线 42 是大致相同的形状,但是发送线圈布线 41 也可以进一步卷绕至内周部。在基板部的两面具有线圈布线的发送线圈由于卷绕数(转数)较多,因此发送接收效率较高。

[0046] 另外,由多个平面线圈构成的发送线圈 40 的配置位置看作是多个线圈布线的位置的中央、例如照明基板部 21B 的厚度方向的中央。

[0047] 另外,如图 6 所示,变形例 3 的内窥镜的发送线圈 40 具有绝缘层 45,该绝缘层 45 覆盖配置于照明基板部 21C 的背面 21D 的发送线圈布线 41。使用绝缘性的树脂溶液或绝缘性薄片制作而成的绝缘层 45 有助于提高发送线圈布线 41 的可靠性。

[0048] 另外,如图 7 所示,在变形例 4 的内窥镜中,照明基板部 21E 在照明基板部 21P 的背面 21D 例如借助粘接剂接合有线圈基板部 46 而一体化,该线圈基板部 46 在中央配置有发送线圈布线 41,该发送线圈布线 41 具有与开口 21H 相同大小的大致圆形的开口。

[0049] 线圈基板部 46 能够独立于电路板 20 地制作而成,因此制作较容易。另外,也可以在线圈基板部 46 的两面制作线圈布线,为了在单面或两面具有线圈布线的照明基板部 21P 上进一步增加转数,也可以接合在单面或两面具有线圈布线的线圈基板部 46。

[0050] 另外,优选的是,照明基板部 21P 的背面 21D 的发送线圈布线 41 不配置在 LED 搭载盘 21AB 的正下方,该 LED 搭载盘 21AB 配置于表面 21U。这是因为由金属构成的 LED 搭载盘 21AB 存在与背面 21D 的发送线圈布线 41 相干扰的隐患。但是,特别是在小径的胶囊型内窥镜中并不限于以上说明。

[0051] 另外,以上变形例说明了发送线圈 40,但是在接收线圈 50 中也能够采用相同的结构。例如,既可以在接收基板部 24 的背面形成接收线圈布线,也可以在两面形成接收线圈布线,亦可以在背面接合接收线圈基板。

[0052] 另外,多个基板部也可以是一体的基板部。例如,发送基板部 23 与接收基板部 24 也可以是一体的发送接收基板部。

[0053] <第 2 实施方式>

[0054] 以下,说明第 2 实施方式的内窥镜 10A。内窥镜 10A 与第 1 实施方式的内窥镜 10 类似,因此对相同的构成要素标注相同的附图标记并省略说明。

[0055] 如图 8 所示,内窥镜 10A 是具有对相互反方向的视场进行摄影的两个摄像芯片即摄像芯片 22A、摄像芯片 25A 的、所谓的双镜头类型。

[0056] 如图 8 所示,有第 1 照明基板部 21、第 1 摄像基板部 22、发送基板部 23、接收基板部 24、第 2 摄像基板部 25 以及第 2 照明基板部 26 依次借助各个连接部配置成一行而构成内窥镜 10A 的电路板 20A。

[0057] 第 1 照明基板部 21 与第 2 照明基板部 26 是大致相同的结构,第 1 摄像基板部 22 与第 2 摄像基板部 25 也是大致相同的结构。

[0058] 双镜头类型的内窥镜 10A 的两个摄像芯片即摄像芯片 22A、摄像芯片 25A 的摄像方向配置为沿着壳体 11 的中心轴线 0 成为反方向。

[0059] 在内窥镜 10A 中,在配置于主体部 12 的端部的第 1 照明基板部 21 上配置有发送线圈 40,在配置于另一个端部的第 2 照明基板部 26 上配置有接收线圈 50。

[0060] 本实施方式的内窥镜 10A 具有与内窥镜 10 相同的效果,而且是双镜头类型。

[0061] 另外,在内窥镜 10A 中,也能够使用已说明的内窥镜 10 的变形例的结构。另外,也可以将第 1 照明基板部 21 与第 2 照明基板部 26 设为不同的结构。

[0062] 另外,上述说明以胶囊型内窥镜为例进行了说明,但是即使是消化液提取用胶囊型医疗设备、吞咽型的 pH 传感器或药品输送系统那样的各种胶囊型医疗设备,也具有相同的效果。

[0063] 本发明并不限于上述实施方式,在不改变本发明的主旨的范围内,能够进行各种变更、改变等。

[0064] 本申请是以 2011 年 8 月 31 日在日本国提出申请的特愿 2011-189704 号作为要求优先权的基础而提出申请的,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求书以及附图中。

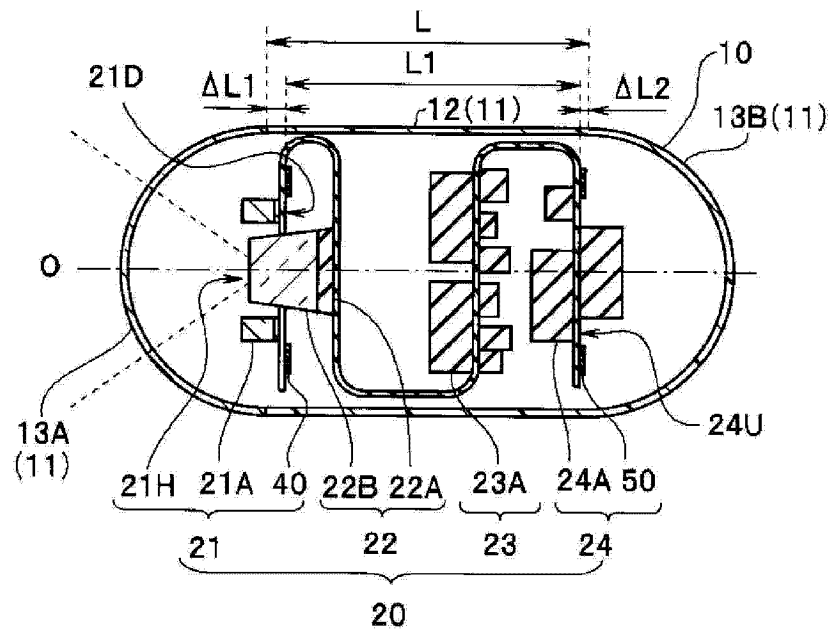


图 1

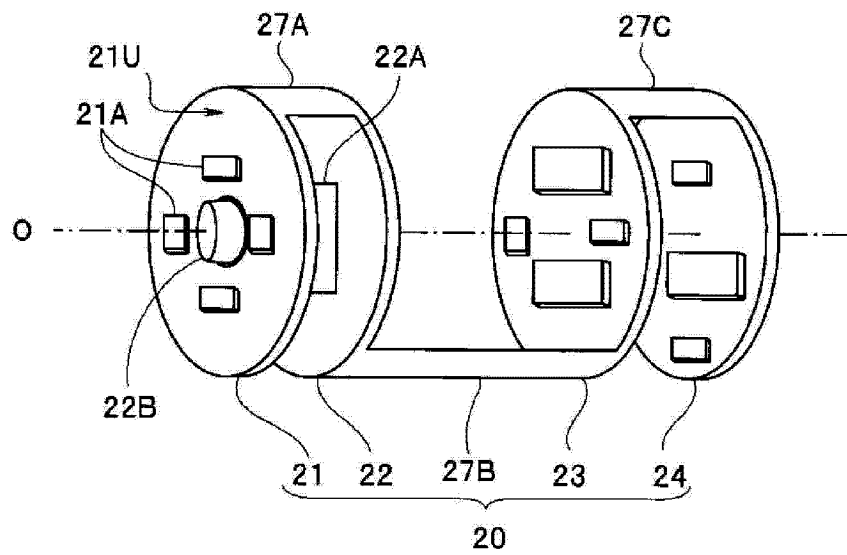


图 2

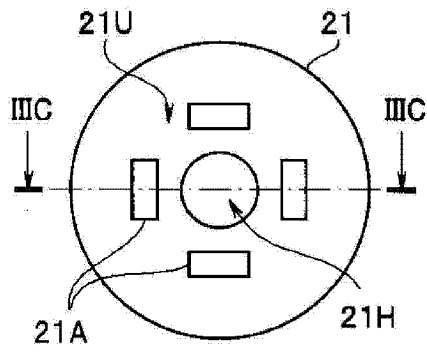


图 3A

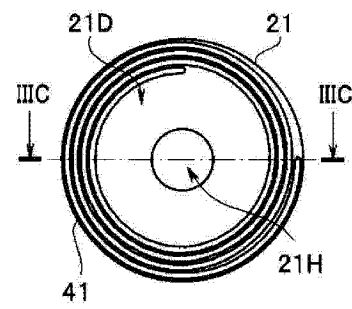


图 3B

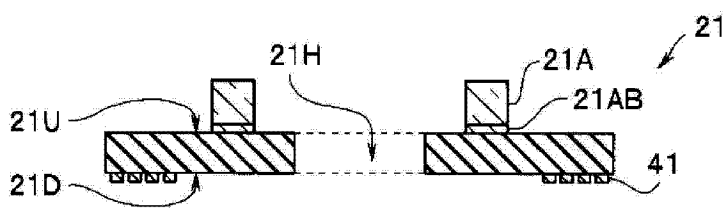


图 3C

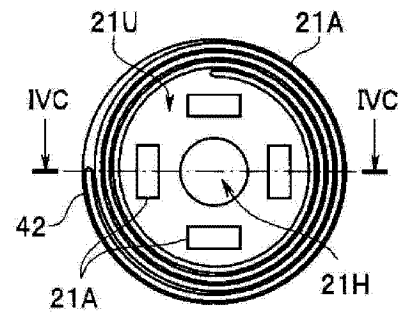


图 4A

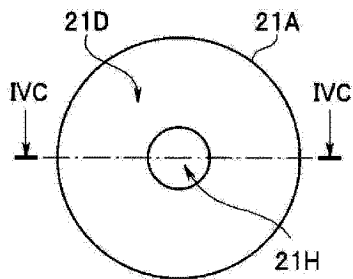


图 4B

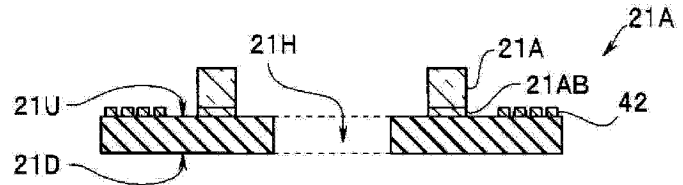


图 4C

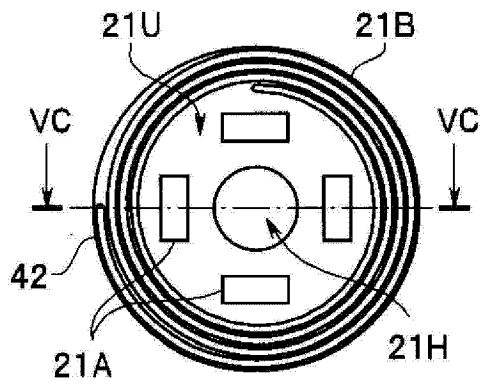


图 5A

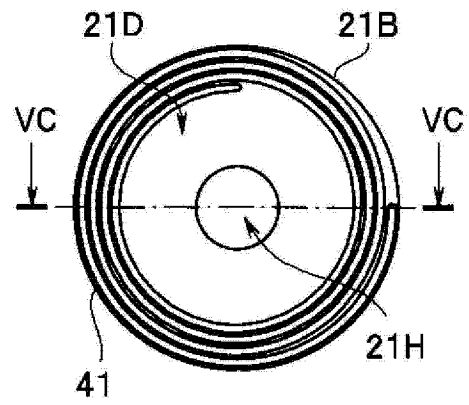


图 5B

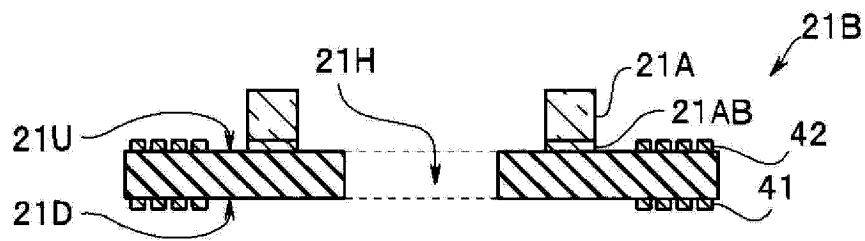


图 5C

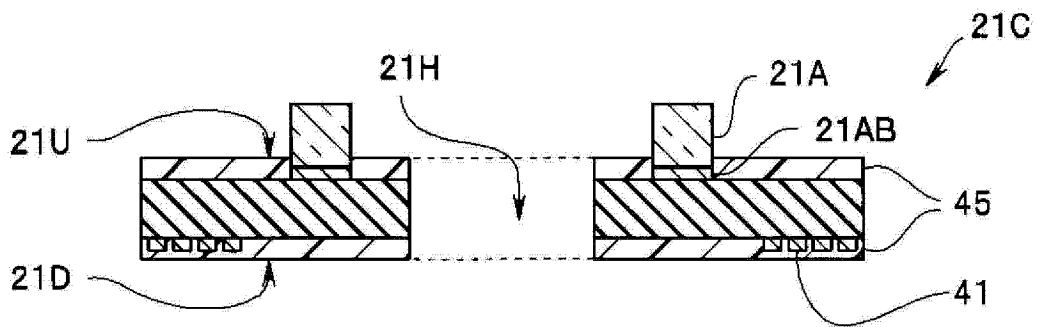


图 6

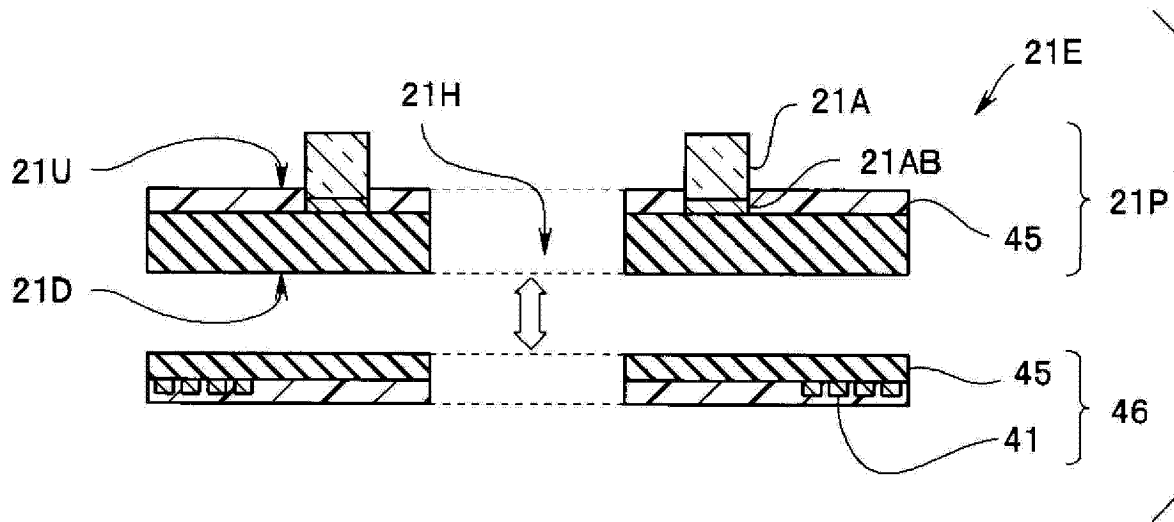


图 7

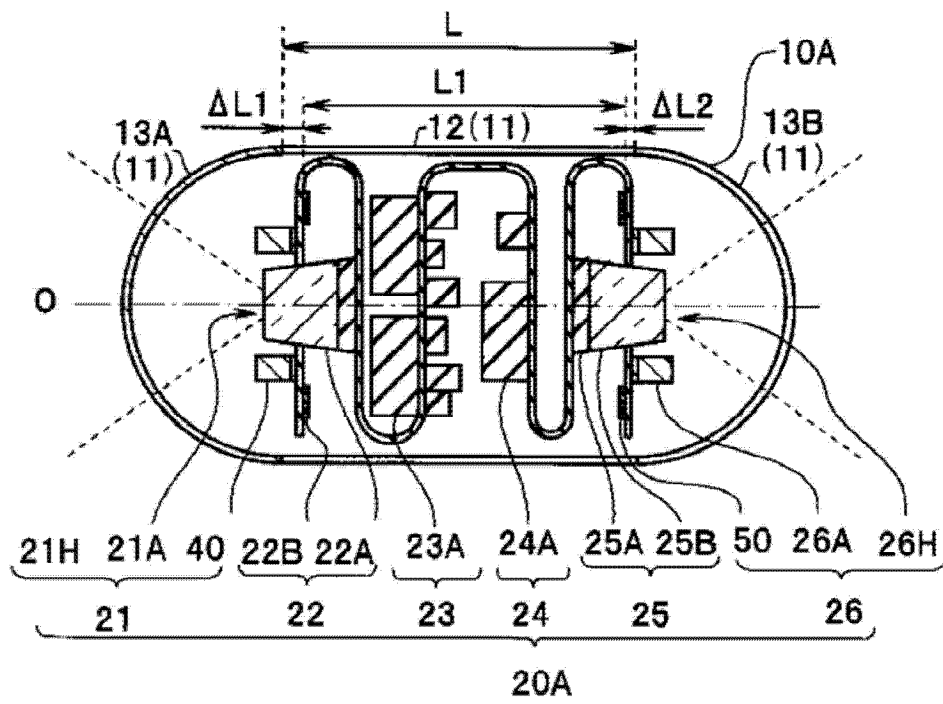


图 8

专利名称(译)	胶囊型医疗装置		
公开(公告)号	CN103702603A	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	CN201280036178.0	申请日	2012-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	藤森纪幸 五十岚考俊 牧野友贵治		
发明人	藤森纪幸 五十岚考俊 牧野友贵治		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/051 A61B2562/162 A61B5/6861 A61B1/00016 A61B1/041		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2011189704 2011-08-31 JP		
其他公开文献	CN103702603B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

胶囊型内窥镜 (10) 在由圆筒形的主体部 (12) 和两个半球状的端部罩部 (13A、13B) 构成的、相对于中心轴线 (O) 呈旋转对称形状的胶囊型的壳体 (11) 的内部以摄像基板部、发送基板部以及接收基板部的各个主面与上述中心轴线正交的方式收容有该摄像基板部、发送基板部以及接收基板部,各个主面与中心轴线 (O) 正交的、由发送线圈布线构成的发送线圈 (40) 和由接收线圈布线构成的接收线圈 (50) 中的、至少任一线圈布线配置在壳体 (11) 的端部罩部 (13A、13B) 侧。

