



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103702603 B

(45)授权公告日 2016.09.21

(21)申请号 201280036178.0

(22)申请日 2012.05.23

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103702603 A

(43)申请公布日 2014.04.02

(30)优先权数据
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

(73)专利权人 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

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.
A61B 1/00(2006.01)

审查员 李坤

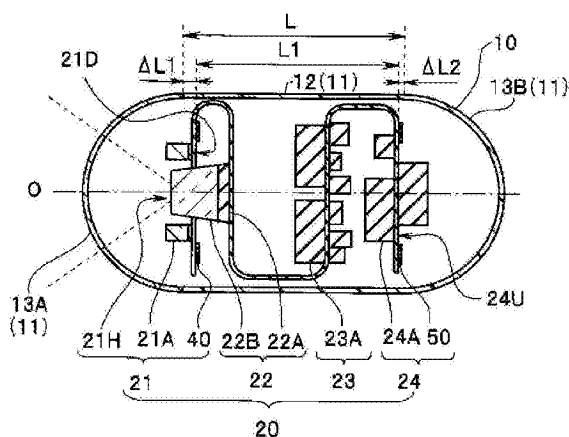
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(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,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,其特征在于,

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,将上述发送线圈和上述接收线圈以在该发送线圈和该接收线圈之间隔着上述信息获取部、上述发送部以及上述接收部的方式相对地配置,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,

上述信息获取基板部、上述发送基板部以及上述接收基板部是分别利用连接部相连接的挠性布线板,上述信息获取基板部、上述发送基板部以及上述接收基板部以各个上述连接部弯折、且各个主面与上述中心轴线正交的方式容纳于上述壳体的内部。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置,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,

上述接收线圈布线或上述发送线圈布线配置于上述照明基板部。

3. 根据权利要求2所述的胶囊型医疗装置,其特征在于,

该胶囊型医疗装置包括:

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;

两个上述照明基板部分别配置在上述壳体的上述端部罩部侧,

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所述的胶囊型医疗装置,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接收线圈布线或上述发送线圈布线。

5. 根据权利要求2所述的胶囊型医疗装置,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接收线圈布线或上述发送线圈布线。

6. 根据权利要求2所述的胶囊型医疗装置,其特征在于,

该胶囊型医疗装置具有覆盖上述接收线圈布线和上述发送线圈布线的绝缘层。

7. 根据权利要求2所述的胶囊型医疗装置,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、配置有上述接收线圈布线或上述发送线圈布线的线圈基板部一体化。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于,
相对于上述主体部的长度 L , 上述发送线圈和上述接收线圈之间的距离为 $0.8L$ 以上。

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O为旋转对称轴的旋转对称形状。而且,中心轴线O的方向的主体部12的长度L为10mm~30mm,中心轴线O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 L_1 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] 本发明并不限定于上述实施方式,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。

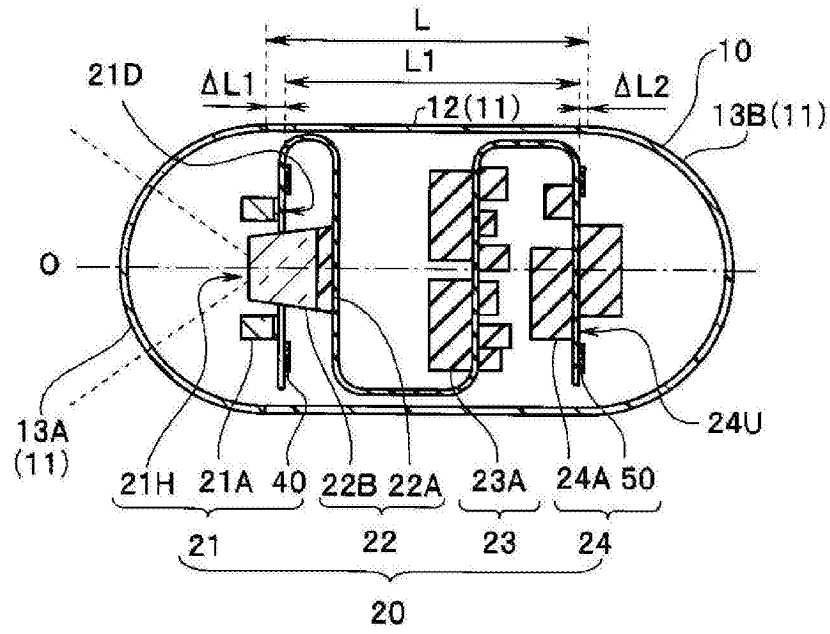


图1

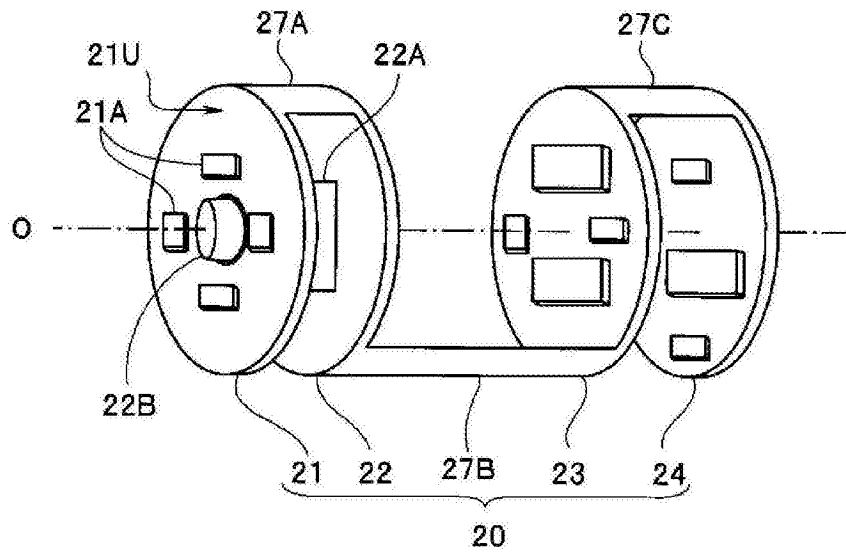


图2

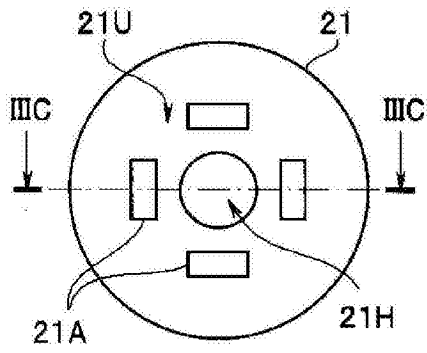


图3A

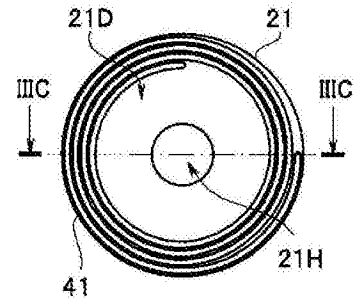


图3B

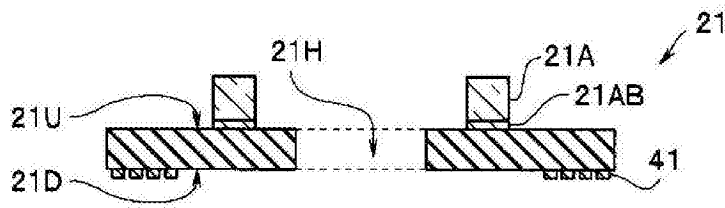


图3C

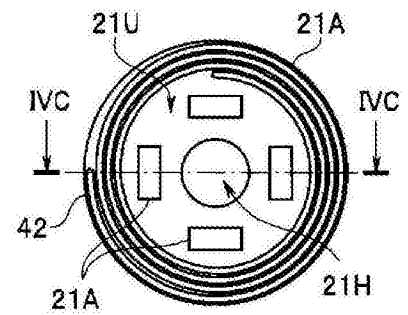


图4A

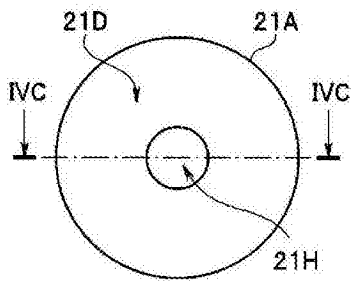


图4B

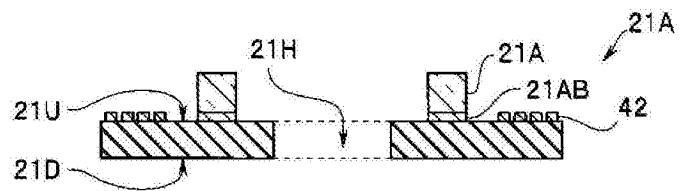


图4C

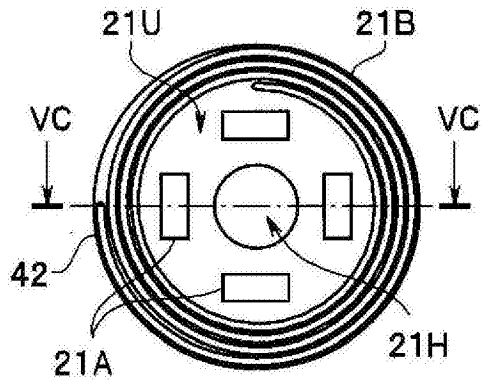


图5A

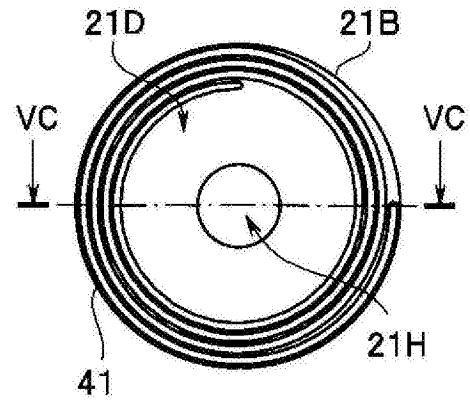


图5B

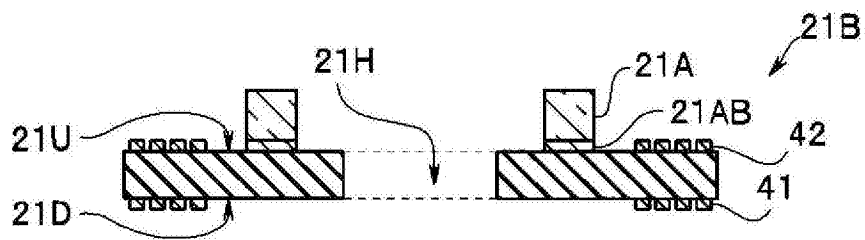


图5C

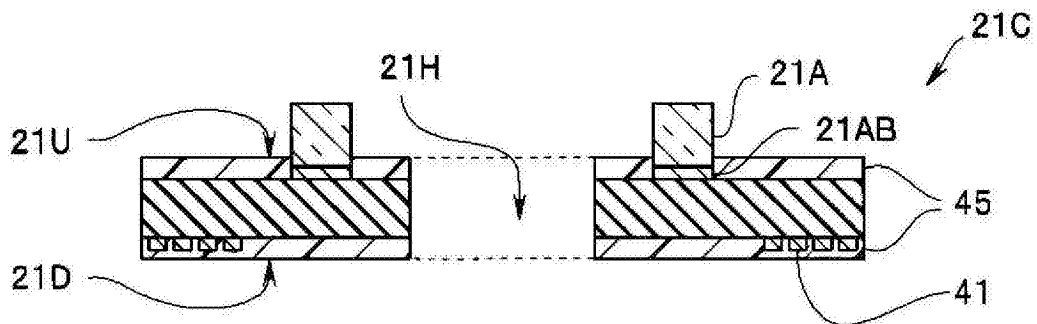


图6

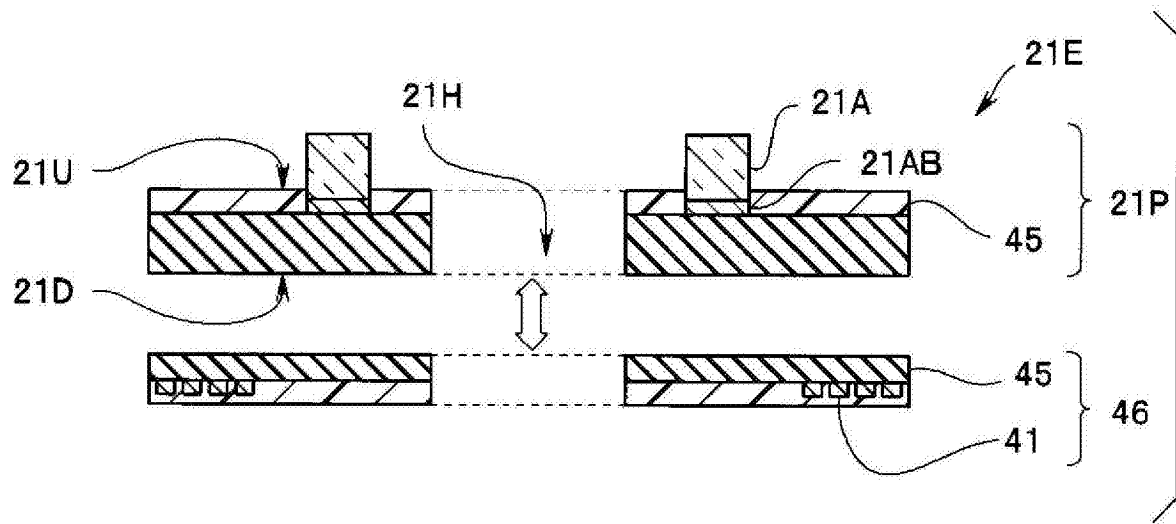


图7

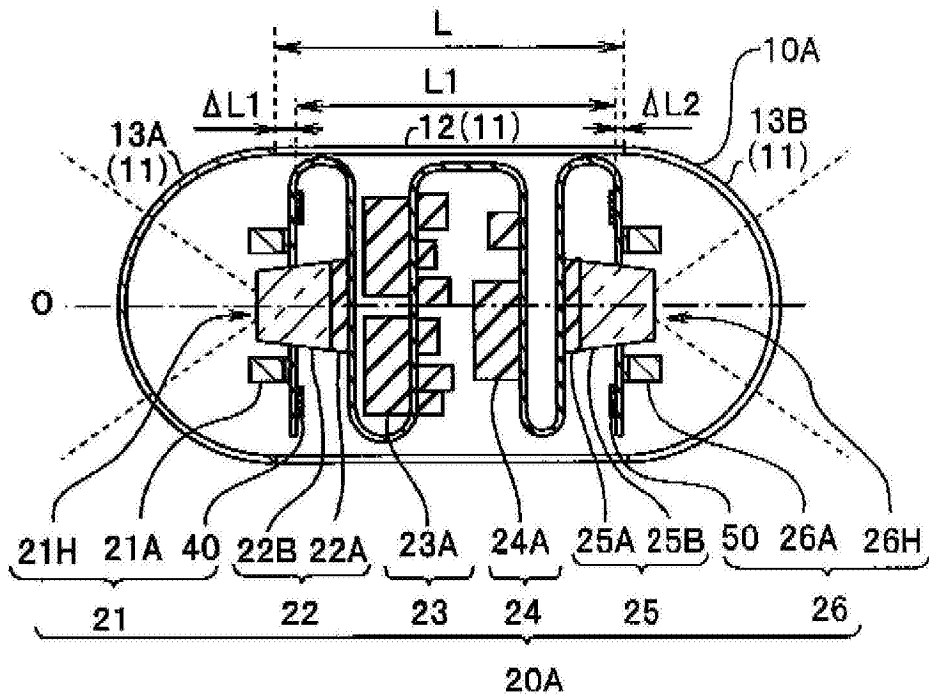


图8

专利名称(译)	胶囊型医疗装置		
公开(公告)号	CN103702603B	公开(公告)日	2016-09-21
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	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/051 A61B5/073 A61B5/6861 A61B2562/162		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	李坤		
优先权	2011189704 2011-08-31 JP		
其他公开文献	CN103702603A		
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。

