

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480004999.1

[43] 公开日 2006 年 3 月 29 日

[11] 公开号 CN 1753639A

[22] 申请日 2004.2.25

[21] 申请号 200480004999.1

[30] 优先权

[32] 2003.2.25 [33] JP [31] 047755/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/002189 2004.2.25

[87] 国际公布 WO2004/075739 日 2004.9.10

[85] 进入国家阶段日期 2005.8.24

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 河野宏尚 泷泽宽伸 内山昭夫

濑川英建 藤田学 菊池昭

横井武司

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

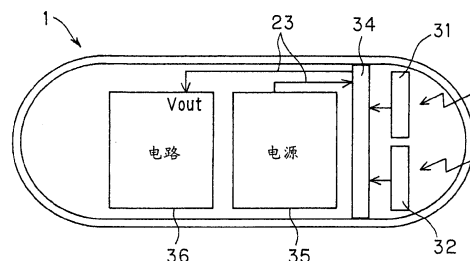
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 15 页

[54] 发明名称

胶囊型医疗装置

[57] 摘要

本发明的胶囊型医疗装置具有胶囊形状的外装部件和能以非接触方式检测在外装部件的外部产生的物理量变化的传感器，配设在前述外装部件的内部，根据前述传感器检测到的物理量的一时的变化，进行将电池对电路的电力供给状态由接通切换为断开的第 1 控制和将该电力供给状态由断开切换为接通的第 2 控制中的至少一种控制，且能将通过这些控制而切换的电力供给状态保持到前述传感器检测到下一个物理量变化为止。



1. 一种胶囊型医疗装置，其特征在于，
具有：
- 5 胶囊形状的外装部件；
配置在该外装部件的内部的电路；
配置在所述外装部件的内部的电池；
能以非接触方式检测在所述外装部件的外部产生的物理量变化的传感器；和
- 10 开关电路，其配置在所述外装部件的内部，根据所述传感器检测到的物理量的一时的变化，进行在从所述电池对所述电路的电力供给为接通的状态下将该电力供给切换为断开状态的第 1 控制、和在该电力供给为切断的状态下将该电力供给切换为接通状态的第 2 控制中的至少一种控制，并且，
- 15 所述开关电路保持通过所述第 1 控制或第 2 控制而切换的电力供给状态。
2. 根据权利要求 1 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，
在进行该第 1 控制或第 2 控制之后，所述开关电路可以将通过所述第 1 控制或第 2 控制而切换的从所述电池对所述电路的电力供给状态保
- 20 持到所述传感器检测到所述物理量的另一个一时的变化。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，
所述胶囊形状的外装部件为适合于医疗行为的形状。
4. 根据权利要求 3 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，
所述医疗行为是在被检体的体内进行检查、治疗和处理中的至少一
- 25 种行为。
5. 根据权利要求 1 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，
所述传感器所检测的在所述外装部件的外部产生的物理量变化是磁、光、声波、温度和电磁波中的至少一种的变化。
6. 根据权利要求 1 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，

所述传感器具有分别独立地检测在所述外装部件的外部产生的互不相同类型的物理量变化的多个传感器部。

7. 根据权利要求 6 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，

所述多个传感器部为分别与所述开关电路中的所述第 1 控制和第 2
5 控制对应的 2 个传感器部。

8. 根据权利要求 1 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，

所述传感器具有独立地检测在所述外装部件的外部产生的相同类型的物理量变化的多个传感器部。

9. 根据权利要求 8 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，

所述多个传感器部为分别与所述开关电路中的所述第 1 控制和第 2
10 控制对应的 2 个传感器部。

胶囊型医疗装置

5 技术领域

本发明涉及胶囊形状的对活体内部进行检查等的胶囊型医疗装置。

背景技术

10 作为以患者容易吞入的胶囊形状对活体内部进行检查等的胶囊型医疗装置的一个例子，在 PCT WO 01-35814A1 号公报中公开了进行图像采集的例子。

在该例（第 1 例）中，进行图像采集的胶囊主体在使用前被壳体盖住。在该壳体侧安装有磁铁，当用于图像采集时，通过将胶囊主体从壳体中取出并与壳体分开，可利用磁铁的磁力将开关电路由断开设定为接
15 通。

此外，在日本专利揭载公报（特许第 2849131 号）中列举出进行超声波诊断的例子，作为胶囊型医疗装置的另一例。

在该例（第 2 例）中，通过接收来自外部的触发信号等，接通和断开胶囊主体的电源。

20 在上述的 2 例中，为保持接通或断开状态，都必须持续地施加磁力等。具体来讲，例如以第 1 例进行说明时，如果不将磁铁设定成始终靠近胶囊主体的状态，则无法保持断开，因此在例如清洗胶囊主体等无需接通的情况下不便进行处理。

即，在清洗等无需接通胶囊主体的情况下，由于必须将磁铁设定成
25 靠近胶囊主体，因而不便进行处理。

此外，为了维持接通或断开的各状态，必须持续输入以保持该状态，如使磁铁维持靠近的状态或持续输入触发信号等。

本发明就是鉴于上述的问题而提出，其目的在于提供一种胶囊型医疗装置，该胶囊型医疗装置在一时地向传感器输入了物理量时，可以在

直到接着输入另一个物理量的期间内保持该状态，由此可提高使用时的便利性。

发明内容

5 本发明的胶囊型医疗装置具有胶囊形状的外装部件、和能以非接触方式检测在外装部件的外部产生的物理量变化的传感器，配设在前述外装部件的内部，根据前述传感器检测到的物理量的一时的变化，进行将
10 电池对电路的电力供给状态由接通切换为断开的第 1 控制和将该电力供给状态由断开切换为接通的第 2 控制中的至少一种控制，且能将通过这些控制而切换的电力供给状态保持到前述传感器检测到下一个物理量变化为止。

附图说明

15 图 1 是表示作为本发明的第 1 实施方式的胶囊型医疗装置的内部结构的剖视图。

 图 2 是表示第 1 实施方式的胶囊型医疗装置的开关电路的结构电路图。

 图 3 是用于说明第 1 实施方式的胶囊型医疗装置的动作的概略结构图。

20 图 4 是表示作为本发明的第 2 实施方式的胶囊型医疗装置的概略结构的图。

 图 5 是表示第 2 实施方式的胶囊型医疗装置的开关电路的结构电路图。

25 图 6 是表示作为本发明的第 3 实施方式的胶囊型医疗装置的主要部分的概略结构的图。

 图 7 是表示第 3 实施方式的胶囊型医疗装置的第 1 变形例的概略结构的图。

 图 8 是表示第 3 实施方式的胶囊型医疗装置的第 2 变形例的传感器配置的概略的图。

图 9 是表示第 3 实施方式的胶囊型医疗装置的第 3 变形例的传感器配置的概略的图。

图 10 是表示第 3 实施方式的胶囊型医疗装置的第 4 变形例的传感器配置的概略的图。

5 图 11 是具备作为本发明的第 4 实施方式的胶囊型医疗装置的胶囊型医疗系统的整体结构图。

图 12 是表示本发明的第 5 实施方式的胶囊型医疗装置的概略结构的图。

10 图 13 是表示第 5 实施方式的胶囊型医疗装置的第 1 变形例的概略结构的图。

图 14 是表示第 5 实施方式的胶囊型医疗装置的第 2 变形例的概略结构的图。

图 15 是表示第 5 实施方式的胶囊型医疗装置的第 3 变形例的概略结构的图。

15

具体实施方式

下面，参照附图来说明本发明的实施方式。

（第 1 实施方式）

20 图 1 至图 3 涉及本发明的第 1 实施方式，图 1 表示第 1 实施方式的胶囊型医疗装置的内部结构，图 1（A）表示纵剖面，图 1（B）利用图 1（A）的 A-A 剖面来表示开关基板的结构，图 2 表示开关电路的电路结构，图 3 是用于说明胶囊型医疗装置的动作的概略结构。

25 如图 1（A）所示，在作为本发明的第 1 实施方式的胶囊型医疗装置 1 中，由透明且呈半球形状的前端盖 3 盖住圆筒形状的胶囊主体（下面，简记为主体）2 的前端，由具有圆角的后部盖 4 盖住该主体 2 的后端，从而形成由水密结构密封的胶囊容器，且如下所述那样内置有摄像单元。

在该胶囊容器的内部，对着前端盖 3 在其中央部，在传感器基板 6 上安装例如 CMOS 传感器 5 而形成 CMOS 模块，作为摄像单元。

在该 CMOS 传感器 5 的前面的图像区域（摄像区域）侧固定有安装

了物镜系统 7 的（作为与 CMOS 传感器 5 最近的透镜的）固定侧透镜 7a 的固定架 8，并在该固定架 8 的圆筒形状的筒部嵌合有安装了物镜系统 7 的可动侧透镜 7b 的可动架 10，调焦并固定。

并且，可利用物镜系统 7 将体腔内的管腔部分等被摄体的像以对焦
5 状态成像于 CMOS 传感器 5 的图像区域上。

此外，在该可动架 10 的筒部中，在其中央所设置的孔部中嵌合固定有安装了作为照明单元的例如白色 LED 11 的 LED 基板 12，可以通过设置在物镜系统 7 周围的例如 4 个部位的白色 LED 11，以近乎均匀的状态对物镜系统 7 的摄像范围进行照明。

10 在上述传感器基板 6 的里面侧形成有凹部，例如以倒装法安装有 IC 芯片 13 等的电气部件。该传感器基板 6 的里面侧通过基于焊球 14 的连接部件与摄像处理及控制基板 15 连接，该摄像处理及控制基板 15 对 CMOS 传感器 5 拍摄的输出信号进行信号处理和控制。

该摄像处理及控制基板 15 的前面侧形成有凹部，在其内部以倒装法
15 安装有作为 IC 芯片等电气部件的第 1 裸芯片 16，再在该裸芯片 16 的上面以引线接合法安装有由具有不同功能等的 IC 芯片等构成的第 2 裸芯片 17。

此外，该摄像处理及控制基板 15 的里面侧通过基于焊球 18 的连接
20 部件与通信基板（无线基板）19 连接。在该通信基板 19 的两面安装有电子部件等，形成了例如基于蓝牙（TM）方式无线通信的通信模块。

这样，在主体 2 内部沿着其轴方向配置了传感器基板 6、摄像处理及控制基板 15 和通信基板 19，在这种情况下，传感器基板 6 和摄像处理及控制基板 15 通过焊球 14 以该焊球 14 的间隔（换言之，不会留出该焊球 14 的间隔以上的间隔）电连接，且摄像处理及控制基板 15 和通信基
25 板 19 通过焊球 18 以该焊球 18 的间隔连接。

这样，以小间隔将不同功能的基板高密度连接，构成具有照明和摄像以及将其拍摄的图像信号传送到外部的功能的电路模块，由此可缩短胶囊型医疗装置 1 的轴向长度，从而实现患者容易吞入的胶囊型医疗装置 1。

此外，LED 基板 12、传感器基板 6、摄像处理及控制基板 15 的例如下部侧的侧面的一部分被切除，沿着该切除部分配置有与通信基板 19 连接的天线 20。在这种情况下，天线 20 配置成与物镜系统 7 的光轴 O 平行。

- 5 并且，可将 CMOS 传感器 5 光电转换后的图像信号通过通信基板 19 发送到外部的体外装置 52（参照图 11）中，并接收来自体外装置 52 的指令信号，变更照明或摄像的周期等。

此外，在通信基板 19 的背面侧由主体 2 和后部盖 4 形成了电池收纳部 21，在该电池收纳部 21 中收纳有例如 3 个电池 22。

- 10 此外，沿着与天线 20 相对的主体 2 内面配置了作为具有可挠性的可挠性基板的柔性基板 23，该柔性基板 23 的前端与 LED 基板 12 连接，并在设置于通信基板 19 的背面侧的开口部 24 处弯曲大致 90° 而插入到电池收纳室 21 内，且在其中间与电池 22 的正极部分接触（与电池 22 的正极接触的部分露出导电图形）。

- 15 因此，柔性基板 23 预先设定弯曲方式以在通信基板的背面部分（通信模块的后端部分）弯曲，从而容易进行柔性基板 23 的装配作业。

此外，柔性基板 23 这样弯曲而在中间部分与电池 22 的正极导通，再沿着天线 20 侧的电池收纳室 21 的侧面弯曲成 90°，从而向后方侧延伸。

- 20 并且，其后端与设置在电池 22 的负极与后部盖 4 的凹部内面之间的开关基板 25 连接。

此外，LED 基板 12、传感器基板 6 的例如下部侧的侧面的一部分被切除，并沿着该切除部分配置有与通信基板 19 连接的天线 20。在这种情况下，天线 20 配置成与物镜系统 7 的光轴 O 平行。

- 25 在该开关基板 25 中，如图 1 (B) 所示，在开关基板 25 的一个面上，具体来讲在成为后部盖 4 侧的部件安装面上，柔性基板 23 的端部侧的图形的端部焊接安装在开关基板 25 的中央附近，并在其上侧安装有光传感器 31、在左侧安装有磁传感器（更具体讲为簧片开关）32、在右侧安装有 IC 芯片 33。此外还安装有芯片电阻。

并且，安装在该开关基板 25 上的部件和电路图形形成了图 2 所示的开关电路 34，并且如图 2 所示，根据对两个传感器 31、32 产生的物理量变化，进行将（由 3 个电池 22 构成的）电源 35 的电力提供给通信基板 19 等、利用来自电池 22 的电力供应而工作的电路 36（参照图 3）的电源端（Vout）的接通/断开。

图 2 所示的开关电路 34 形成基本地具有下述功能的电路结构：通过对作为第 1 传感器的光传感器（更具体讲为光电晶体管）31 输入光而将电源 35 的电力提供给电路 36 侧、即将电源开关由断开转换为接通的开关功能、和通过对作为第 2 传感器的磁传感器 32 施加磁力而将电源开关的状态由接通转换为断开的开关功能。

图 3 简化表示图 1 的胶囊型医疗装置 1 的开关电路 34 的功能，通过对光传感器 31 进行光输入，开关电路 34 根据其检测输出，由电气上设置在电源 35 与电路 36 之间的开关电路 34 设定为提供电力的状态，然后通过对磁传感器 34 施加磁力，开关电路 34 根据其检测输出停止电力供应。

本实施方式的开关电路 34 的特征在于，一时地以非接触方式对光传感器 31 进行光输入（光照射）和对磁传感器 32 施加磁力，就可以由断开转换为接通，同样地可由接通转换为断开。

具体来讲，如图 2 所示，在该开关电路 34 中，电源 35 的正极通过 P 沟道 MOS 型晶体管 T1 的源极-漏极与成为开关电路 34 的输出端的电源端 Vout 连接，并且通过电阻 R1、光电晶体管 31 的集电极-发射极和电阻 R2 的串联电路与地（GND）连接。并且，电源 35 的负极与 GND 连接。

此外，电阻 R1 与光电晶体管 31 的集电极的连接点与晶体管 T1 的栅极连接，该栅极与 N 沟道 MOS 型晶体管 T2 的漏极连接，其源极与 GND 连接。

此外，电源端 Vout 通过电阻 R3 和 R4 的串联电路与 GND 连接，电阻 R3 和 R4 的连接点与晶体管 T2 的栅极连接，并且通过簧片开关 32 与 GND 连接。

在该开关电路 34 中，如果没有对光电晶体管 31 的光输入，则该光

电晶体管 31 的集电极-发射极之间形成非导通、即成为截止状态，且其集电极成为 H 电平，因此其栅极与该集电极连接的晶体管 T1 形成非导通（OFF）状态，从而保持不对电源端 Vout 侧提供来自电源 35 的电力的状态，即电源开关保持断开的状态。

- 5 并且，在对光电晶体管 31 进行光输入时，光电晶体管 31 的集电极由 H 变为 L 电平，晶体管 T1 的栅极的电位由 H 变化为 L 电平，从而该晶体管 T1 导通（ON）。由于晶体管 T1 导通，而被电阻 R3 和 R4 分压的电位（与晶体管 T2 的导通、截止控制相关）由 L 变为 H 电平，晶体管 T2 导通，晶体管 T1 的栅极的电位降低，使晶体管 T1 保持接通状态。并且，
10 此后即使没有光输入也能使晶体管 T1 保持导通状态，成为从电源 5 向电源端 Vout 侧提供电力的状态。即电源开关保持接通的状态。

- 另一方面，在电源开关被接通的状态下，如果利用磁铁对簧片开关 32 施加磁力，则簧片开关 32 由于磁力而动作，其开关接点由断开变为接通状态，由于该开关接点变为接通，晶体管 T2 的栅极由 H 变为 L 电平，
15 该晶体管 T2 由导通变为截止。

于是，晶体管 T1 的栅极由 L 变为 H 电平，该晶体管 T1 变为截止状态。由于该晶体管 T1 变为截止状态，电源端 Vout 变为 L 电平，因此此后晶体管 T2 与簧片开关 32 的开关接点的接通和断开状态无关地维持断开状态，从而晶体管 T1 也维持截止状态。

- 20 这样，根据本实施方式，通过以非接触方式一时地对光传感器 31 进行光输入，可将开关电路 34 由断开状态设定为接通状态，设定为该接通状态之后，可以不持续进行光输入，因此可提高对用户的便利性，并且可通过对磁传感器 32 进行一时的磁力施加而由接通状态设定为断开状态，设定为该断开状态之后，可以不持续进行磁力施加，因此可提高对
25 用户的便利性（使用方便）。

此外，由于采用了接通用和断开用的检测不同物理量的传感器，因而可以可靠地防止接通动作和断开动作的误操作。

另外，在图 2 中，采用光传感器 31 作为接通用传感器，采用磁传感器 32 作为断开用传感器，但也可以例如采用与磁传感器 32 相同的磁传

感器取代光传感器 31 的部分而成为接通用传感器。

此外,还可以同样地采用与光传感器 31 相同的光传感器取代作为断开传感器的磁传感器 32 的部分。即,可由相同类型的 2 个传感器进行由断开状态变为接通状态、和由接通状态变为断开状态的操作。

5 (第 2 实施方式)

接着,参照图 4 和图 5 来说明本发明的第 2 实施方式。图 4 表示作为本发明的第 2 实施方式的胶囊型医疗装置 1B 的概略结构,在该胶囊型医疗装置 1B 中开关电路 34B 形成仅具有 1 个传感器、例如仅具有簧片开关 32 的结构。

10 图 5 表示本实施方式的开关电路 34B 的具体的电路结构。如图 5 所示,电源 35 的正极与构成开关电路 34B 的与门 41 的一个输入端连接,并且与 D 型触发器 42 的电源端 Vcc 连接。并且,该正极通过电阻 R 和与此串联的簧片开关 32 与 GND 连接。

此外,电阻 R 与簧片开关 32 的连接点与触发器 42 的时钟输入端 CLK
15 连接,该触发器 42 的反转输出端与与门 41 的另一个输入端连接,该与门 41 的输出施加到触发器 42 的数据输入端 D 上。并且,输出端 Q 与该开关电路 34B 的输出端、即电源端 Vout 连接。另外,触发器 42 的 GND 端子与电源 35 的负极连接,该负极与电路的 GND 连接。

在本实施方式中,利用这种结构,通过一时地对簧片开关 32 施加磁
20 力,可以设定为从电源端 Vout 提供电力的接通状态,或由接通状态设定为断开状态。

例如,在图 5 中,如果最初簧片开关 32 处于断开状态,且输出端 Q 为 L 电平,则在数据输入端 D 上施加 H 电平的电压。

并且,当利用磁铁等一时地对簧片开关 32 施加磁力后将其挪开时,
25 簧片开关 32 由接通变为断开的情况下,通过使施加在触发器 42 的时钟输入端 CLK 上的信号由 L 变为 H 电平的上升沿,形成数据输入端 D 的 H 电平的数据从输出端 Q 输出的状态。在这种状态下,形成在数据输入端 D 上施加 L 电平的电压的状态。

即,通过一时地对簧片开关 32 施加磁力,可使开关电路 34B 由断开

状态变为持续接通状态。

在该状态下再一时地施加磁力时，当将其挪开时簧片开关 32 由接通变为断开的情况下，通过使施加在时钟输入端 CLK 上的信号由 L 变为 H 电平的上升沿，形成数据输入端 D 的 L 电平的数据从输出端 Q 输出的状态。
5 在这种状态下，形成在数据输入端 D 上施加 H 电平的电压的状态。

即，通过一时地对簧片开关 32 施加磁力，可使开关电路 34B 由接通状态变为持续断开状态。

根据本实施方式，能以简单的结构、并且使用 1 个传感器，通过一时地输入（施加）物理量而由断开状态设定为接通状态，以及由接通状态设定为断开状态，从而可以降低成本。另外，也可以采用光传感器取代簧片开关 32。
10

（第 3 实施方式）

接着，对本发明的第 3 实施方式进行说明。

本第 3 实施方式的结构是通过对上述的第 1 实施方式进行变形而得到的。
15

在图 6 中示出了本第 3 实施方式的胶囊型医疗装置 1C 的主要部分。在本实施方式中，进行电力提供/阻断的开关电路 34C 例如由 2 个光传感器 31a、31b 形成，在这 2 个光传感器之间配置了遮蔽光（遮光）的遮蔽部件 45，以使接通或断开一方的光不会入射到另一方。

20 本实施方式具有与第 1 实施方式大致相同的作用效果，并且由于采用类型相同的传感器，可降低成本。并且，在接通和断开时，能以 1 种类型的光的发光单元控制接通和断开状态，从而可提高便利性。

图 7 表示图 6 所示的第 3 实施方式的第 1 变形例。

在第 3 实施方式的第 1 变形例的胶囊型医疗装置 1D 中，设定为图 6 中的光传感器 31a 和 31b 的光的检测方向不同。
25

例如光传感器 31a 配置成可检测出从胶囊型医疗装置 1D 的长度方向入射的光，而另一光传感器 31b 配置成可检测出从例如与胶囊型医疗装置 1D 的长度方向正交的方向入射的光。由此，可防止误操作。

此外，在图 6 和图 7 中 2 个均为光传感器 31a、31b，但也可以由磁

传感器形成。例如像图 8 所示的第 3 实施方式的第 2 变形例的胶囊型医疗装置 1E 那样采用磁传感器 32a、32b，并将磁传感器 32a、32b 的方向配置成可检测出如该图 8 所示那样的相互正交的磁场。

图 9 和图 10 分别表示第 3 实施方式的第 3 和第 4 变形例的胶囊型医疗装置 1F 和 1G。

在图 9 和图 10 中示出了在不同的位置配置例如 2 个光传感器 31a 和 31b 的例子。

例如在图 9 所示的第 3 实施方式的第 3 变形例中，将一个光传感器 31a 配置在主体的一个端部侧，将另一光传感器 31b 配置在侧面附近，在图 10 所示的第 3 实施方式的第 4 变形例中，将一个光传感器 31a 配置在主体的一个端部侧，将另一光传感器 31b 配置在另一个端部侧。

这些第 3 变形例和第 4 变形例的作用效果与图 6 和图 7 所示的第 3 实施方式或该第 3 实施方式的第 1 变形例大致相同。

此外，在第 3 变形例和第 4 变形例中，也可以将用于摄像的 CMOS 传感器兼用作接通用光传感器，作为一个光传感器（例如 31a）。并且，还可将 CMOS 传感器等摄像元件中的未用于摄像、即摄像中不需要的像素部分用于接通用光传感器。由此，可减少传感器的数量，可以降低成本和实现小型化等。

（第 4 实施方式）

接着，参照图 11 来说明本发明的第 4 实施方式。图 11 表示具备本发明的第 4 实施方式的胶囊型医疗装置 1H 的胶囊型医疗系统 51。

该系统 51 由插入到患者体内的第 4 实施方式的胶囊型医疗装置 1H 和配置在患者体外而与胶囊型医疗装置 1H 进行双向无线通信的体外装置 52 构成了主要部分。

体外装置 52 具有以无线方式与胶囊型医疗装置 1H 进行信号收发的收发部 53。并且，胶囊型医疗装置 1H 具有：利用摄像元件等进行观察的观察单元 54、进行针对观察单元 54 的信号处理等的信号处理部 55、以无线方式将信号处理部 55 进行信号处理后的信号发送到前述收发部 53 或接收来自收发部 53 侧的信号的收发部 56。

胶囊型医疗装置 1H 具有开关电路 34 和电源 35 以及电路 36H。开关电路 34 例如像图 3 的开关电路 34 那样具有 2 个传感器 31 和 32。下面，对接通用磁传感器 31 和断开用光传感器 32 的情况进行说明。

并且，通过对一方的磁传感器（接通用磁传感器）31 输入磁场，可以
5 通过开关电路 34 将电路 36H 由断开转换为接通状态，并且，通过对另一方的光传感器（断开用光传感器）32 照射光，可以通过开关电路 34 将电路 36H 由接通转换为断开状态。

在本第 4 实施方式中，还从外部的体外装置 52 通过收发部 53 向胶囊型医疗装置 1H 发送断开指示信号，由此构成电路 36H 的信号处理部 55
10 使未图示的 LED 发光，入射到断开用光传感器 31b 上，使开关电路 34 由接通转换为断开状态。

例如，在吞入胶囊型医疗装置 1H 之后，可通过从体外照射物理量而接通电源，或者可通过体外装置 52 的操作来断开电源。对从胶囊型医疗装置 1H 传送来的信息进行确认，不需要时断开，需要时接通，由此可节
15 省能量。

根据本第 4 实施方式，除了第 1 实施方式的作用效果以外，还可通过以无线方式从外部发送指示信号来断开胶囊型医疗装置 1H，从而可以进一步提高便利性。

另外，在图 11 中，也可以设置产生分别用于照射开关电路 34 的接
20 通用磁传感器和断开用磁传感器的磁场或光的（以双点划线表示）磁场和/或光产生单元 59，具体来讲为设置线圈等的电磁铁和/或 LED 以及开启/关闭 LED 的发光的开关（电源采用体外装置 52 的电源）。

此外，上述说明对具有 2 个传感器的情况进行了说明，但也可应用于具有可以通过对 1 个传感器输入物理量而接通和断开的传感器的胶囊
25 型医疗装置的情况。

例如，在第 2 实施方式的胶囊型医疗装置 1B 中，也可通过从体外施加磁场来接通和断开吞入后的胶囊型医疗装置 1B 的电源。

此外，当为具备该情况下的体外装置 52 的系统时，无需以无线方式从外部断开电源的指令，因此还可将体外装置 52 中的收发部 53 简化为

接收部，将胶囊 1B 的收发部 56 简化为发送部。

（第 5 实施方式）

接着，参照图 12 来说明本发明的第 5 实施方式。图 12 表示作为本发明的第 5 实施方式的胶囊型医疗装置 1I，图 12（A）示出了平面图，
5 图 12（B）示出了侧视图。

该胶囊型医疗装置 1I 在使用之前由消毒过的壳体 61 盖住并包围。并且，该胶囊型医疗装置 1I 例如内置有接通用光传感器 31a 和断开用光传感器 31b，并且在封装的状态下，对着这些接通用光传感器和断开用光传感器的透射窗，设置了内置有产生接通用光和断开用光的 LED 62a 和
10 63a 的接通用光产生部 62 和断开用光产生部 63。

此外，在接通用光产生部 62 和断开用光产生部 63 的例如上面分别设置有操作用开关 62b 和 63b，通过对操作用开关 62b 进行按压操作，从内置的电源向 LED 62a 提供电力而使 LED 62a 发光，该光入射到接通用光传感器，接通胶囊型医疗装置 1I 的电源。

15 同样地通过对操作用开关 63b 进行按压操作，从内置的电源向 LED 63a 提供电力而使 LED 63a 发光，该光入射到断开用光传感器，断开胶囊型医疗装置 1I 的电源。

根据本第 5 实施方式，具有能在消毒的状态下进行胶囊型医疗装置 1I 的动作确认的效果。

20 此外，如图 13 所示的该第 5 实施方式的第 1 变形例，例如也可以在接通用光传感器 31a 的透射窗上粘贴遮光带等的遮光部件 65，通过取下该遮光部件 65，接通用光传感器 31a 检测到环境光而接通。

在该第 5 实施方式的第 1 变形例中，不需要接通用光产生部 62，从而可降低成本。

25 此外，也可以由遮光性部件形成壳体本身，通过拆下壳体而接通电源。

此外，也可以如图 14 所示的该第 5 实施方式的第 2 变形例的胶囊型医疗装置 1J 那样，在透明的外装部件 71 的内侧配置接通用温度传感器 73，并通过将该接通用温度传感器 73 浸在例如 50℃ 等的温水中等而设定

为预定温度，从而接通开关电路 34 的开关。

此外，在本变形例中，在温度传感器 73 的外侧等透明外装部件 71 的内侧粘贴在上述预定温度下变色的温度变色片 72 等，或涂布根据温度而变色的涂料。从而，可以通过温度变色片 72 的变色而容易地判断该胶囊型医疗装置 1J 是否已用于医疗行为。

此外，也可以如图 15 所示的该第 5 实施方式的第 3 变形例的胶囊型医疗装置 1K 那样，由外壳或容器 81 水密地盖住内置的电池 22。并且，也可以由外壳或容器盖住，以包含与电池 22 连接的未图示的电源线而形成水密结构。由此，即使当外装部件 40 暂时被破坏等而无法保持水密状态时，也仍能防止体液和电池 22 等电气部件立刻接触。

另外，部分地组合上述各实施方式等而构成的实施方式等也属于本发明。

此外，除了上述的实施方式以外，也可采用例如检测声波（包括超声波）等的拾音器等的声波检测传感器，或者也可以利用电磁波等，采用检测电磁波的传感器。

即，可广泛采用检测磁、光、声波、温度、电磁波等物理量的变化的传感器。

另外，在上述的实施方式及其变形例中，作为胶囊形状的外装部件的外部产生的物理量，列举了磁、光、声波、温度、电磁波等，但不限于此，也可以是与该胶囊型医疗装置相关的其他物理量，例如与外部存在的物质的预定成分相关的物理量等。

此外，作为可应用本发明的胶囊型医疗装置的医疗行为，假设在被检体的体内进行检查、治疗和各种处理等，且希望该胶囊型医疗装置的胶囊形状也呈现出适于进行该检查、治疗和各种处理等的形状。

另外，部分地组合上述的各实施方式等而构成的实施方式等也属于本发明。

另外，本发明不限于上述的实施方式，当然可在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种变形和应用。

产业上的利用可能性

如上所述，根据本发明，如果一时地对传感器输入了物理量，则可以在直到接着输入另一物理量的期间内保持其状态，因此例如可根据预定的物理量变化将电源置于接通状态并保持该接通状态，此后根据另一物理量变化将处于接通状态的电源断开，从而可实现提供使用便利性得以提高的胶囊型医疗装置的目的。

相关申请的参照

本申请以 2003 年 2 月 25 日在日本国申请的特愿 2003-047755 号为优先权基础，且上述的公开内容在本申请的说明书、权利要求和附图中引用。

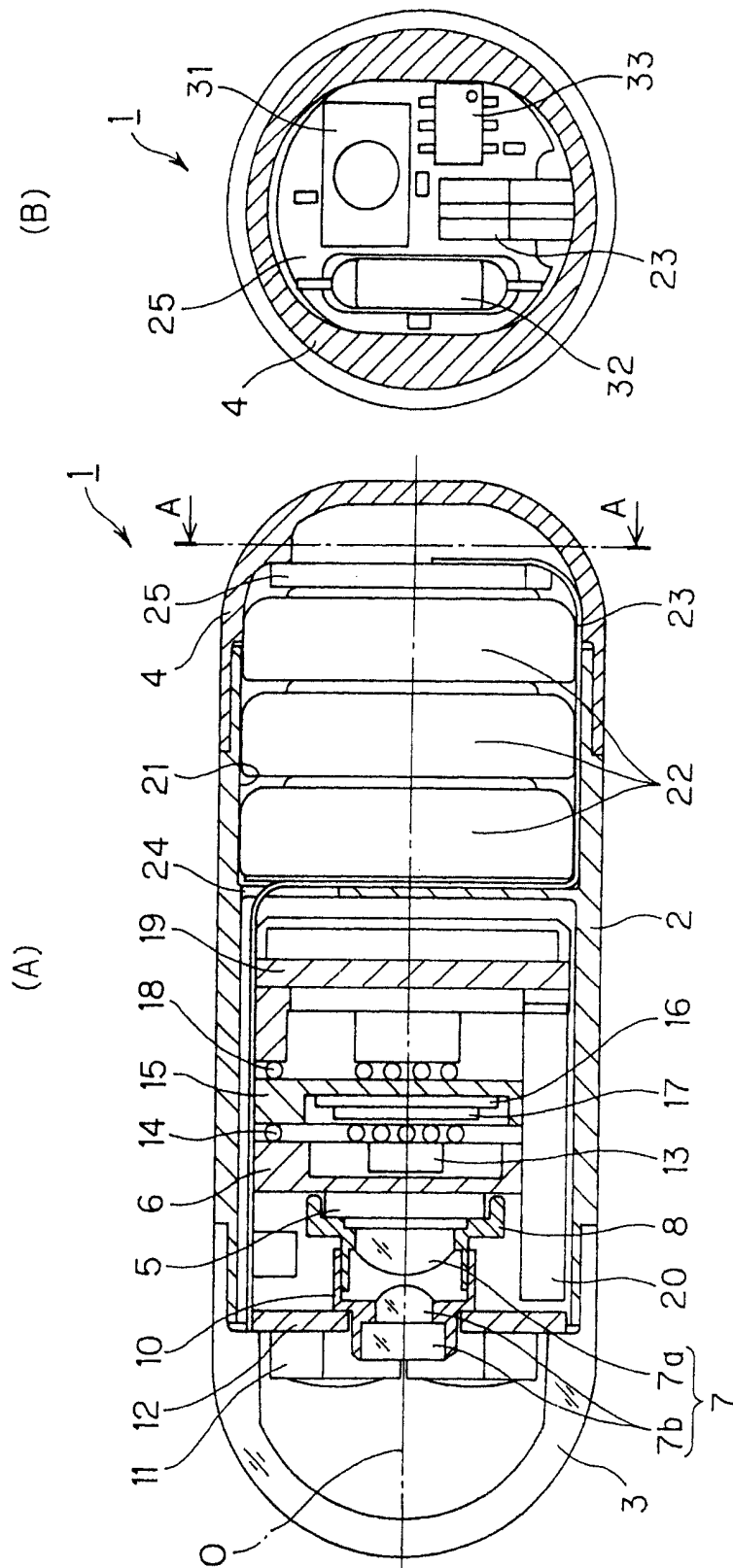


图 1

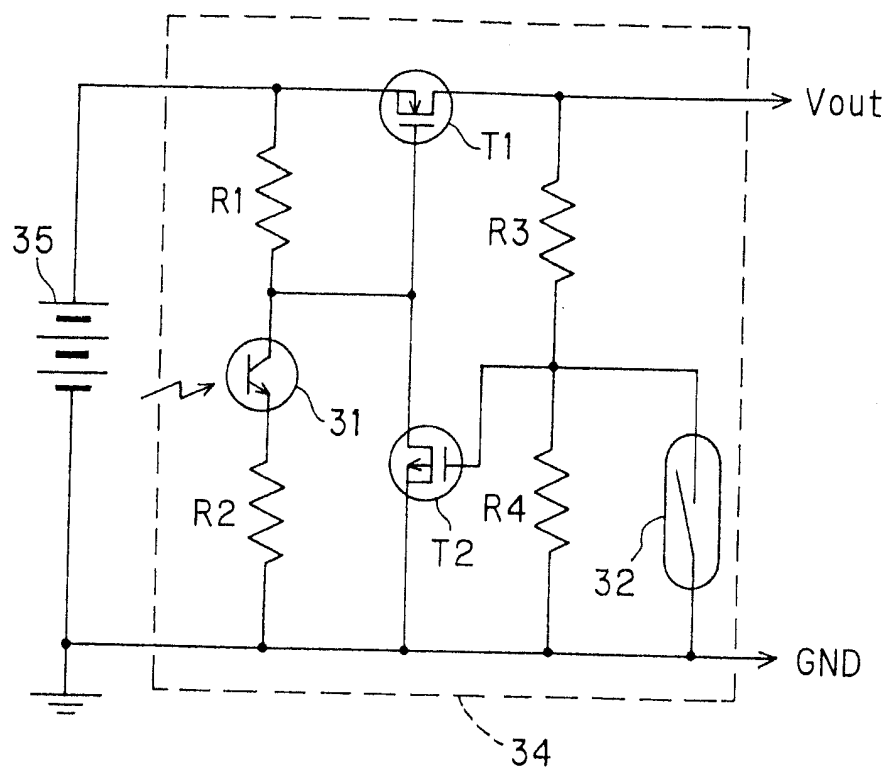


图 2

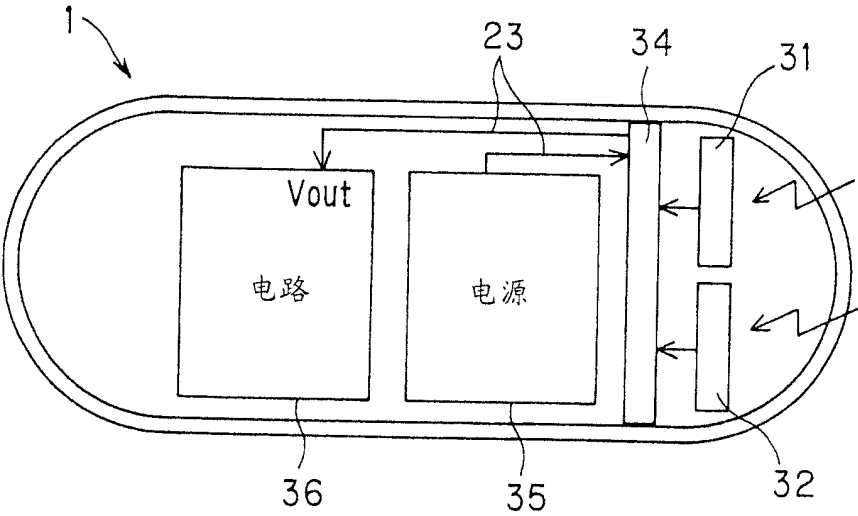


图 3

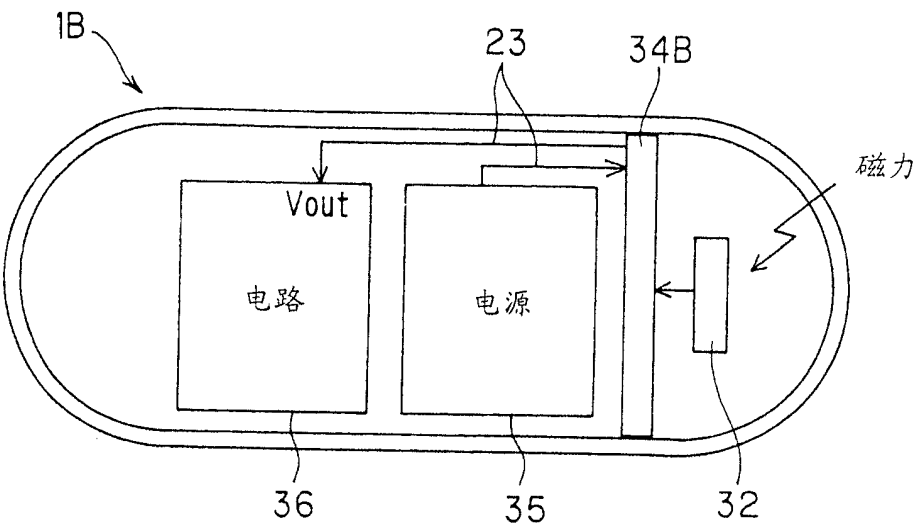


图 4

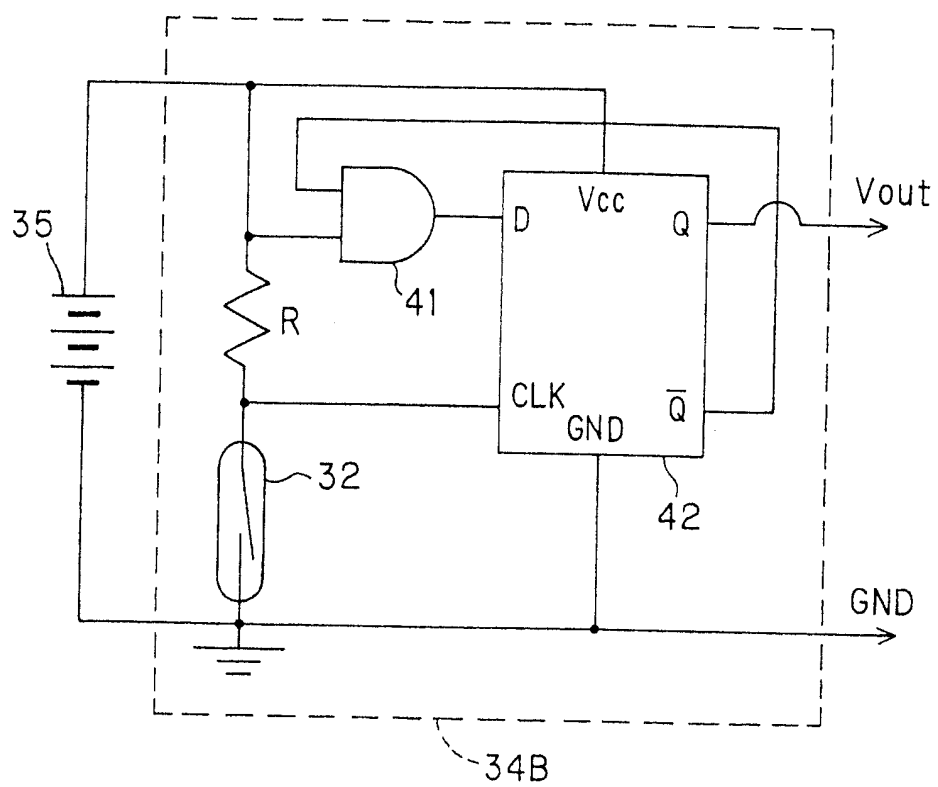


图 5

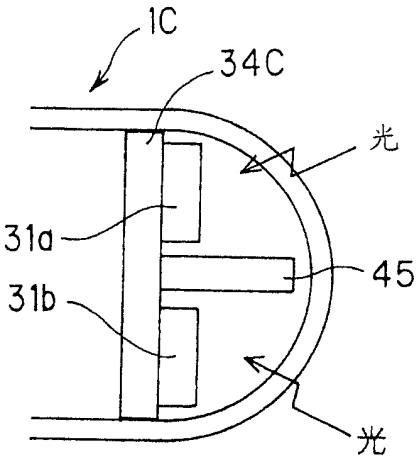


图 6

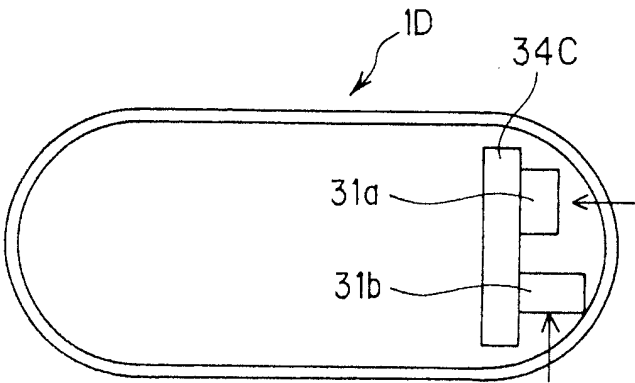


图 7

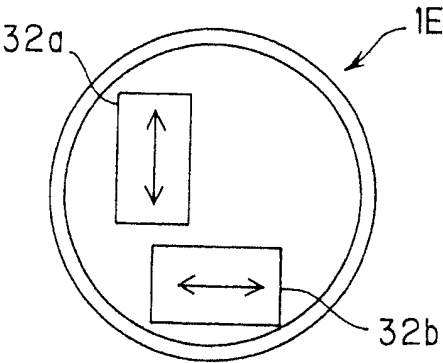


图 8

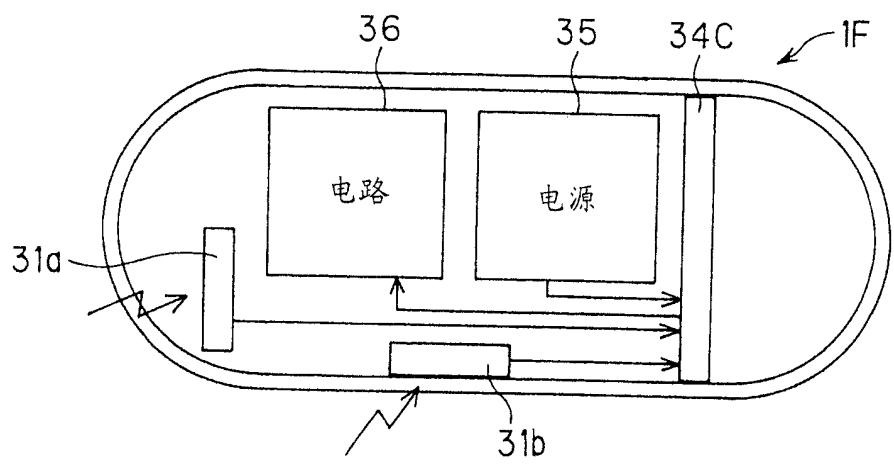


图 9

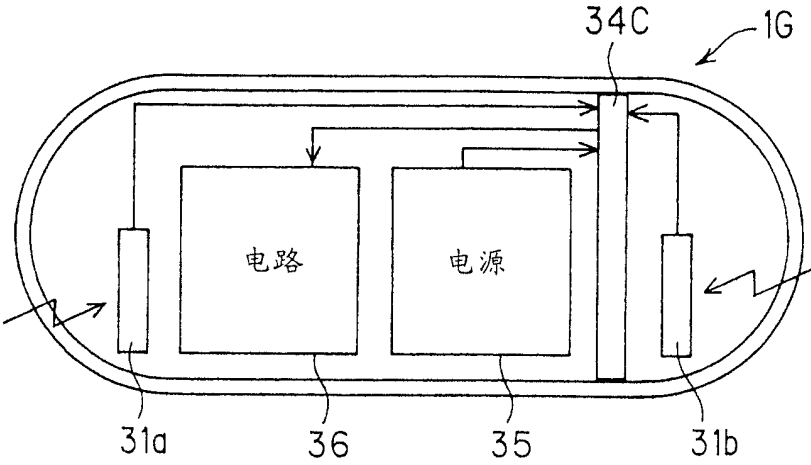


图 10

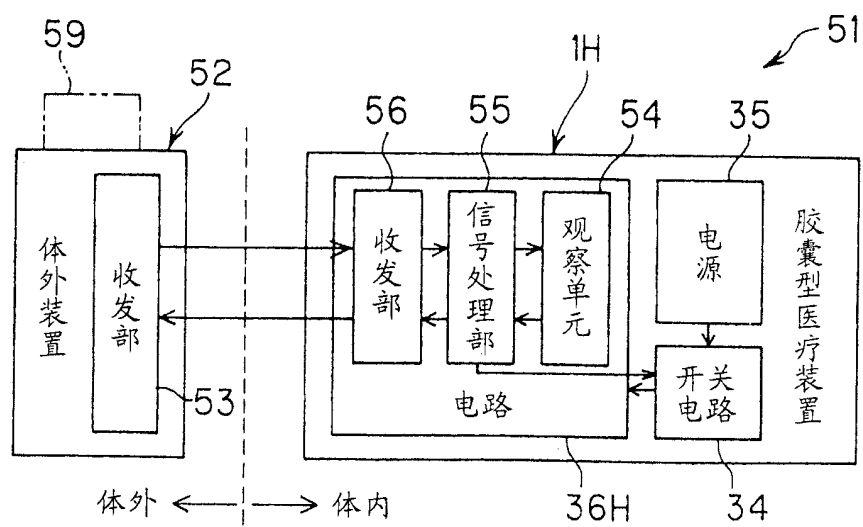


图 11

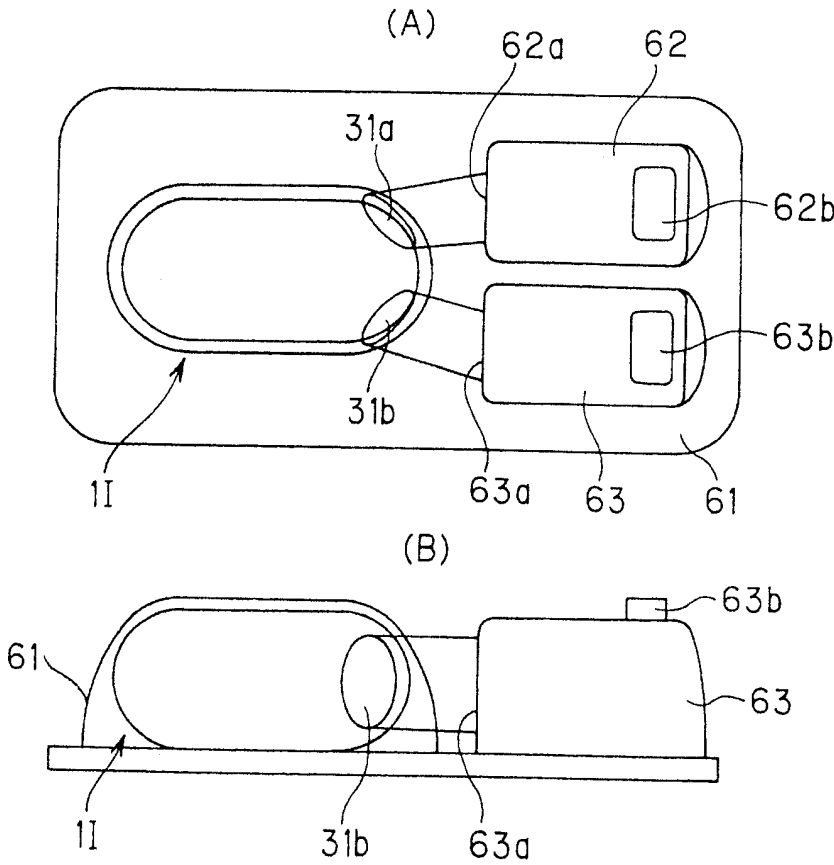


图 12

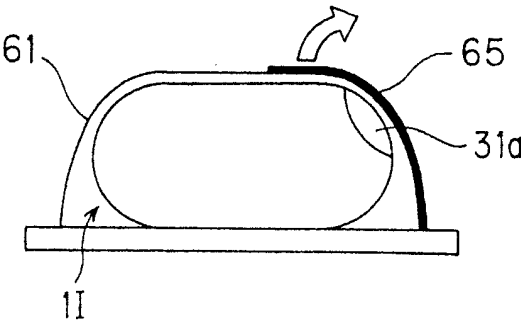


图 13

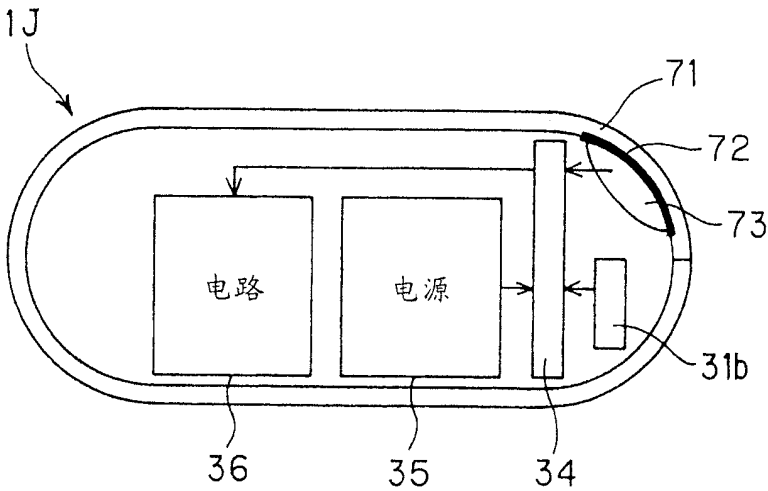


图 14

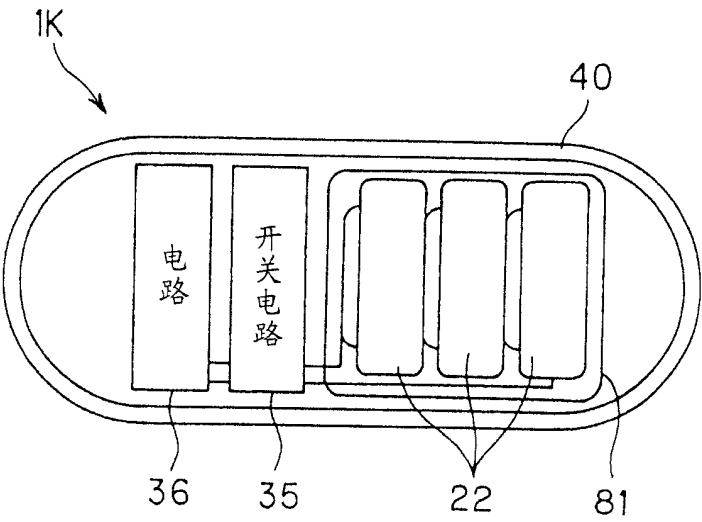


图 15