

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/07 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480037675.8

[45] 授权公告日 2008 年 10 月 1 日

[11] 授权公告号 CN 100421620C

[22] 申请日 2004.12.16

[21] 申请号 200480037675.8

[30] 优先权

[32] 2003.12.19 [33] JP [31] 423524/2003

[32] 2004.1.8 [33] JP [31] 003503/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2004/018795 2004.12.16

[87] 国际公布 WO2005/058158 日 2005.6.30

[85] 进入国家阶段日期 2006.6.16

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 泷泽宽伸 河野宏尚 内山昭夫

濑川英建 穗满政敏

[56] 参考文献

JP5-200015A 1993.8.10

WO02/055984A2 2002.7.18

US2003/0208107A1 2003.11.6

CN1328638A 2001.12.26

WO02/07598A1 2002.1.31

EP1159917A1 2001.12.5

WO01/53792A2 2001.7.26

审查员 沈显华

[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

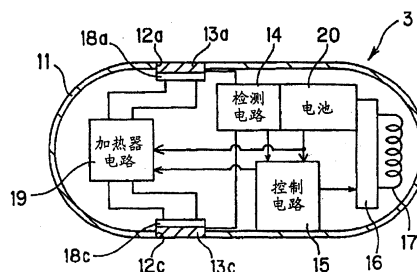
权利要求书 4 页 说明书 29 页 附图 15 页

[54] 发明名称

胶囊医疗装置

[57] 摘要

在胶囊医疗装置的胶囊状框体内安装着用于传感的化学传感器。化学传感器设有使化学传感器大致恢复为初始状态的再现装置，以便可以多次或连续进行传感。



1. 一种胶囊医疗装置, 安装了用于传感的化学传感器, 其特征在于, 具有:

胶囊状壳体;

设在所述胶囊状壳体内的化学传感器; 以及

再现装置, 其使所述化学传感器大致恢复为初始状态, 以使所述化学传感器可以多次或连续进行传感,

所述再现装置是使所述化学传感器中的用于传感的传感器表面再现的传感器表面再现装置,

所述胶囊医疗装置还具有使所述传感器表面再现装置定期动作的控制部。

2. 根据权利要求1所述的胶囊医疗装置, 其特征在于, 所述传感器表面再现装置具有加热器, 该加热器对所述化学传感器进行加热, 使所述传感器表面干燥而再现。

3. 根据权利要求2所述的胶囊医疗装置, 其特征在于, 还具有保护所述化学传感器的传感器表面的可以开闭的盖。

4. 根据权利要求3所述的胶囊医疗装置, 其特征在于, 所述化学传感器邻接地配设有两个, 且所述胶囊医疗装置具有控制部, 该控制部在利用所述盖覆盖两个中的一个化学传感器时, 利用未被盖覆盖的另一个化学传感器进行传感。

5. 根据权利要求2所述的胶囊医疗装置, 其特征在于, 所述传感器表面再现装置由利用清洗液清洗所述化学传感器的传感器表面的清洗部构成。

6. 根据权利要求1所述的胶囊医疗装置, 其特征在于, 所述化学传感器是具有光学窗的光学式传感器,

所述传感器表面再现装置具有施加在所述光学窗的表面上防污涂层。

7. 根据权利要求6所述的胶囊医疗装置, 其特征在于, 具有利用清

洗液清洗所述化学传感器的传感器表面的清洗部。

8. 根据权利要求6所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述光学式传感器使体液在透明的管路内通过,利用透过该管路的光量对检查对象物进行传感。

9. 根据权利要求8所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述光学式传感器的传感是通过血红蛋白对异常吸收波长的光的透过光量检测来进行的。

10. 根据权利要求8所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述光学式传感器的传感是向所述管路送入与检查对象反应的试剂,通过对与所述试剂反应的检查对象物的透过光量检测来进行的。

11. 根据权利要求6所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述传感器表面再现装置具有使所述化学传感器振动的振动部。

12. 根据权利要求6所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述防污涂层是采用光触媒的光触媒涂层。

13. 根据权利要求12所述的胶囊医疗装置,其特征在于,设有紫外线光源,该紫外线光源向施加了所述光触媒涂层的光学窗照射紫外线。

14. 根据权利要求13所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述紫外线光源是紫外线发光二极管或紫外线激光二极管。

15. 根据权利要求6所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述防污涂层是异丁烯酰基氧乙基·磷酸胆碱聚合物涂层。

16. 根据权利要求1所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述传感器表面再现装置由利用清洗液清洗所述化学传感器的传感器表面的清洗部构成。

17. 根据权利要求16所述的胶囊医疗装置,其特征在于,还具有保护所述化学传感器的传感器表面的可以开闭的盖。

18. 根据权利要求17所述的胶囊医疗装置,其特征在于,所述化学传感器邻接地配设有两个,且所述胶囊医疗装置具有控制部,该控制部在利用所述盖覆盖两个中的一个化学传感器时,利用未被盖覆盖的另一个化学传感器进行传感。

19. 根据权利要求 16 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，所述清洗部由以下部分构成：

把清洗液收纳在所述胶囊状壳体内的清洗液收纳部；以及

从所述清洗液收纳部向所述化学传感器的传感器表面输送清洗液的输液部。

20. 根据权利要求 19 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，所述胶囊医疗装置具有如下部分：

把与体液反应的试剂收纳在所述胶囊状壳体内的试剂收纳部；以及

选择所述试剂收纳部或所述清洗液收纳部中任一方的选择部，

试剂或清洗液从所述选择部所选择的所述试剂收纳部或所述清洗液收纳部通过所述输液部被输送给所述化学传感器。

21. 根据权利要求 16 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，所述清洗部由以下部分构成：

用于把活体内的体液吸引到所述胶囊状壳体内的吸引部；

净化所述吸引的体液并作为清洗液的清洗液净化部；以及

把所述清洗液输送到所述化学传感器的传感器表面的输液部。

22. 根据权利要求 21 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，所述清洗液净化部是过滤器。

23. 根据权利要求 16 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，所述传感器表面再现装置具有使所述化学传感器振动的振动部。

24. 根据权利要求 1 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，还具有进行位置指定用的标识的标识机构。

25. 根据权利要求 24 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，具有是否驱动所述标识机构的驱动控制部。

26. 根据权利要求 24 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，所述标识机构具有吐出或喷出具有容易粘接在活体上的特性的聚合物的部分。

27. 根据权利要求 24 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，所述标识机构具有吐出或喷出发出电波的 RF-ID 标签的部分。

28. 根据权利要求 25 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，还具有用于照明活体内部的照明部、和用于拍摄被照明部位的摄像部，所述驱动控制部使所述照明部和摄像部与所述标识机构连动动作。

29. 根据权利要求 1 所述的胶囊医疗装置，其特征在于，还具有用于照明活体内部的照明部；用于拍摄被照明部位的摄像部；以及使所述照明部、摄像部和所述化学传感器连动地进行控制的摄像控制部。

胶囊医疗装置

技术领域

本发明涉及内置有检查体内的体液等的化学传感器的胶囊医疗装置。

背景技术

近年来，提出了从口部插入体内的用于检查体内的各种胶囊医疗装置。

例如，在日本特开平 5—200015 号公报中公开了一种胶囊型装置，其在活体腔内吸收体液，并对所吸引的体液进行检查。在该现行示例中，安装有用于检测血液的血液传感器。

但是，在上述现行示例中，在粘膜片等附着在传感器表面上的情况下等，如果不在继续传感上下工夫，则在体内继续使用时存在检测精度或特性降低的缺点。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的在于，提供一种防止特性在体内降低等，并可以继续传感的胶囊医疗装置。

本发明的安装了用于传感的化学传感器的胶囊医疗装置具有：胶囊状壳体；设在所述胶囊状壳体内的化学传感器；以及再现装置，其使所述化学传感器大致恢复为初始状态，以使所述化学传感器可以多次或连续进行传感，所述再现装置是使所述化学传感器中的用于传感的传感器表面再现的传感器表面再现装置，所述胶囊医疗装置还具有使所述传感器表面再现装置定期动作的控制部。由此防止化学传感器的特性在体内降低，可以继续传感。

附图说明

图 1 是利用使用示例表示具有本发明的实施例 1 的胶囊型医疗系统的结构的图。

图 2A 是表示胶囊医疗装置的结构立体图。

图 2B 是表示化学传感器在胶囊医疗装置中的设置位置的图。

图 2C 是表示胶囊医疗装置的内部结构的纵剖面图。

图 3 是概要表示第 1 变形例的胶囊医疗装置的内部结构的图。

图 4 是概要表示第 2 变形例的胶囊医疗装置的内部结构的图。

图 5 是表示第 2 变形例的动作内容的流程图。

图 6 是表示第 3 变形例的胶囊医疗装置的俯视图。

图 7 是概要表示第 4 变形例的胶囊医疗装置的内部结构的图。

图 8 是概要表示本发明的实施例 2 的胶囊医疗装置的内部结构的图。

图 9 是概要表示第 1 变形例的胶囊医疗装置的内部结构的图。

图 10 是概要表示本发明的实施例 3 的胶囊医疗装置的内部结构的图。

图 11 是表示实施例 3 的动作内容的流程图。

图 12A 是表示第 1 变形例的胶囊医疗装置的内部结构的纵剖面图。

图 12B 是表示使用示例的说明图。

图 13A 是概要表示第 2 变形例的胶囊医疗装置的内部结构的图。

图 13B 是概要表示第 3 变形例的胶囊医疗装置的内部结构的图。

图 13C 是表示由第 3 变形例的胶囊医疗装置发送的数据形式的图。

图 14 是表示具有本发明的实施例 4 的胶囊型医疗系统的图。

图 15 是表示本发明的实施例 4 的胶囊医疗装置的外观的立体图。

图 16A 是表示胶囊医疗装置的内部结构的纵剖面图。

图 16B 是图 16A 的 A—A 剖面图。

图 16C 是表示传感器的结构的剖面图。

图 16D 是表示电机的驱动信号例的图。

图 17 是表示变形例中的分析装置的结构图。

图 18A 是表示本发明的实施例 5 的胶囊医疗装置的结构俯视图。

图 18B 是图 18A 的 B—B 剖面图。

图 19A 是表示本发明的实施例 6 的胶囊医疗装置的结构俯视图。

图 19B 是表示实施例 6 的胶囊医疗装置的内部结构的纵剖面图。

图 20 是表示本发明的实施例 7 的胶囊医疗装置的结构纵剖面图。

图 21 是表示本发明的实施例 8 的胶囊医疗装置的结构剖面图。

图 22 是表示本发明的实施例 9 的胶囊医疗装置的结构剖面图。

图 23 是表示本发明的实施例 10 的胶囊医疗装置的结构纵剖面图。

图 24A 是表示本发明的实施例 11 的胶囊医疗装置的结构图。

图 24B 是表示安装本发明的实施例 11 的胶囊医疗装置来进行分析的分析装置的结构图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的各个实施例。

(实施例 1)

参照图 1～图 7 说明本发明的实施例 1。

另外，图 2A 表示胶囊医疗装置的外观，图 2B 利用简要图表示在胶囊医疗装置外周面的 4 处设置有化学传感器，图 2C 是表示胶囊医疗装置的内部结构的剖面图。

如图 1 所示，胶囊型医疗系统 1 由以下部分构成：胶囊型医疗装置 3，其被患者 2 吞入，内置有检查体内有无肿瘤和有无出血等的化学传感器；体外装置 4，其通过天线 6 接收从该胶囊型医疗装置 3 借助电波发送的信息，并存储该信息。

该胶囊型医疗装置 3 如图 2 所示，在胶囊形状的封装壳体（或框体）11 的多处设置开口部 12a～12d，在各个开口部 12i（ $i=a\sim d$ ）分别安装化学传感器 13i。

在本实施例中，在封装壳体的圆筒状外周面的例如 4 处设置化学传感器 13a～13d。并且，各个化学传感器 13i 的成为其表面（上表面）的传感器表面在各个开口部 12i 处露出，利用该露出的传感器表面，可以检测（传感）混杂于体液中的血液和肿瘤、肿瘤标志物、蛋白质、糖、脂质、酶、药物、遗传因子、免疫等的检查对象物。

各个化学传感器 13i 是电气特性或光学特性由于体液等附着在传感器表面上而变化的传感器。

例如，在分析（检测）蛋白质和特定遗传因子的排列结构的化学传感器的情况下，使用把配置了几十～几千个约 $\phi 40$ 微米的金电极的电极阵列作为传感器表面的四方板状传感器，在其底面侧具有设置了多个外部连接用端子的基板。

在本实施例中，作为化学传感器的再现装置，通过设置使同一传感器表面再现的传感器表面再现单元、或切换传感器表面的传感器表面切换单元，可以持续进行传感。

如图 2C 所示，各个化学传感器 13i 连接检测电路 14，通过检测电路 14 对化学传感器 13i 的输出信号进行信号处理，由此可以根据能够通过化学传感器 13i 检测的输出信号的变化等，检测（传感）有无检查对象物及存在时的量。

该检测电路 14 的输出信号被发送给控制电路 15，控制电路 15 控制检测电路 14 的动作，并且对检测电路 14 的输出信号进行 A/D 转换等的信号处理，然后发送给无线电路 16。

无线电路 16 对从控制电路 15 输入的由化学传感器 13i（和检测电路 14）检测的传感信息进行调制，并通过天线（线圈）17 由电波发送到体外。并且，利用配置在体外的体外装置 4 接收电波，把通过化学传感器 13i 等检测的传感信息存储在体外装置 4 内的存储装置中。即，如图 1 所示，患者 2 吞入该胶囊医疗装置 3，由此无线发送使用化学传感器 13i 检测的传感信息，体外装置 4 通过天线 6 接收该传感信息并利用内部的无线电路进行解调，将调制后的传感信息附加接收时间存储在未图示的半导体存储器等存储装置中。

在本实施例中，为了能够利用该胶囊医疗装置 3 长时间地（截止到该胶囊医疗装置 3 被排泄到体外约为 5～8 小时）、并通过安装在胶囊医疗装置 3 上的化学传感器 13i 持续地（更具体讲是至少多次或大致连续地）使用体内的检查对象物，如下面所述，设有使化学传感器 13i 大致恢复为初始状态的再现单元，并定期进行再现处理。

如图 2C 所示，在本实施例的胶囊医疗装置 3 中，在化学传感器 13i 的里面（背面）分别设有加热用的加热器 18i。各个加热器 18i 分别连接

加热器电路 19, 各个加热器 18i 根据来自加热器电路 19 的驱动信号(驱动电力)的供给, 加热化学传感器 13i, 进行烘干加热器表面的动作。

并且, 在胶囊医疗装置 3 内设有电池 20, 向加热器电路 19、检测电路 14、控制电路 15 和无线电路 16 提供动作作用的电力。

这样, 在本实施例中的特征是, 化学传感器 13i 始终暴露在体液中, 所以过去状态的体液和粘膜等不需要的物质附着或停留在传感器表面上, 有可能偏离初始状态的检测特性, 使检测特性降低, 因此, 利用加热器 18i 加热传感器表面, 从而形成使各个化学传感器 13i 大致恢复为初始状态的再现单元。

即, 化学传感器 13i 的表面始终暴露在体液中, 所以有可能附着粘膜等。因此, 有时化学传感器 13i 由于粘膜等的附着而处于不能发挥和初始状态相同的作用的状态, 但是, 利用设在化学传感器 13i 背面的加热器 18i 定期加热传感器 13i, 使化学传感器 13i 的表面干燥, 去除附着的不需要的物质, 进行使化学传感器 13i 的传感器表面再现的再现处理。

控制电路 15 进行控制, 使得通过加热器电路 19 定期地进行加热器 18i 的加热。

下面, 说明这种结构的胶囊医疗装置 3 的作用。

如图 1 所示, 胶囊医疗装置 3 被患者 2 吞入后, 始终通过检测电路 14 对来自化学传感器 13i 的输出进行信号处理, 并获取传感信息, 通过无线电路 16 和天线 17 由电波发送到体外。并且, 在体外装置 4 中, 通过天线 6 接收电波, 利用内部的解调电路把通过化学传感器 13i 和检测电路 14 检测的传感检测信号与接收时刻的信息一起存储在内部的非易失性半导体存储器等的存储装置中。

该胶囊医疗装置 3 从被吞入到排泄到体外, 在体内约存在 5~12 小时, 依次通过食道、胃、小肠、大肠等的消化管从肛门排出。并且, 在通过消化管内部时, 胶囊医疗装置 3 的化学传感器 13i 的成为检测面的传感器表面始终暴露在体液中, 所以有可能附着粘膜等不需要的物质。

该情况时, 有可能使得化学传感器 13i 的传感器表面的检测功能降低, 但在本实施例中, 利用加热器 18i 定期加热化学传感器 13i 的背面

(底面),使化学传感器 13i 的传感器表面干燥,或者将附着在传感器表面的不需要的物质去除或烧掉。由此,化学传感器 13i 的传感器表面大致再现为初始状态,具有初始状态的检测特性。

因此,化学传感器 13i 被定期复位以再现,检测性能不会降低,可以在体内继续进行传感。

因此,根据本实施例,通过定期加热化学传感器 13i 来进行再现,所以能够使用持续传感。即,可以利用化学传感器 13i 实现大致连续或多次的传感使用。

并且,根据本实施例,可以获得检测特性的劣化较小的传感数据,所以能够进行准确诊断。

图 3 表示第 1 变形例的胶囊医疗装置 3B。该胶囊医疗装置 3B 在图 2C 的胶囊医疗装置 3B 中,例如在加热器 18i 的背面安装由压电元件等构成的振动元件 21i。并且,采用驱动加热器 18i 和振动元件 21i 的加热器和振动元件驱动电路 22,代替了加热器电路 19。

并且,控制电路 15 控制该加热器和振动元件驱动电路 22,从而通过加热器 18i 的动作来烘干化学传感器 13i,并且使振动元件 21i 振动以去除附着在化学传感器 13i 上的附着物,可以使化学传感器 13i 再现或者设定为初始状态。

振动元件 21i 在控制电路 15 的控制下,被加热器和振动元件驱动电路 22 施加交流(或矩形波、三角波等的振动波形等)的驱动信号时,在与化学传感器 13i 的传感器表面平行的方向等上振动。另外,在定期驱动加热器 18i 和振动元件 21i 时,也可以同时进行加热器 18i 的驱动和振动元件 21i 的驱动,例如,如果在进行加热器 18i 的驱动使传感器表面处于干燥状态后,进行振动元件 21i 的驱动,则即使传感器表面残留有由于干燥或烧损而形成的不需要物质,也能够通过振动有效地去除。其他结构是与实施 1 相同的结构。

根据本变形例,通过使振动元件 21i 动作,可以更加有效地去除附着在化学传感器 13i 上的不需要的物质。

图 4 表示第 2 变形例的胶囊医疗装置 3C。该胶囊医疗装置 3C 在图

2C 的胶囊医疗装置 3B 中,例如在开口部 12i (在图 4 中, $i=a$) 的内侧配置有在长度方向自由滑动的盖 31,利用盖移动机构 (盖开闭机构) 32 使该盖 31 沿图 4 中的箭头所示在胶囊医疗装置 3C 的长度方向移动,由此可以开闭开口部 12i。

并且,配置成通过设在该盖 31 内侧的清洗用空间 33,使化学传感器 13i 的传感器表面成为 (面对开口部 12a 的) 上面。

在该化学传感器 13i 的背面,与图 2C 所示相同,安装有加热器 18i。

并且,在本实施例的胶囊医疗装置 3C 中设有收纳清洗液的清洗液槽 34,该清洗液槽 34 通过清洗液循环用的两根管 35 在其间与清洗用空间 33 连接,另外在一根管 35 的中途插装着输液用或吸引用的泵 36。

并且,该泵 36 由控制电路 15 驱动控制。另外,该控制电路 15 也控制盖移动机构 32 的动作。

其他结构与图 2C 的胶囊医疗装置 3B 相同。另外,在图 4 中,为了简化仅示出一个化学传感器 13a,但在配置有其他化学传感器 13b~13d 的部分也可以设置相同的结构。

在本实施例中,例如在利用化学传感器 13a 进行传感时,按照图 5 所示定期进行再现处理,由此可以恢复检测特性以进行重复传感。另外,再现处理不限于定期 (一定时间间隔) 进行,也可以以适当的时间间隔进行。

如步骤 S1 所示,控制电路 15 向盖移动机构 32 传送控制信号,利用该盖移动机构 32 使盖 31 移动,从而打开使开口部 12a 闭合的盖 31。并且,通过打开该盖 31,化学传感器 13a 的传感器表面在开口部 12a 处露出,如步骤 S2 所示,利用该化学传感器 13a 进行传感。利用化学传感器 13a 检测、并经过检测电路 14 进行检测对象物的传感后的传感数据,如步骤 S3 所示,从天线 17 发送,被体外装置 4 接收并存储在体外装置 4 内。

如步骤 S4 所示,控制电路 15 进行开始传感后是否已经过规定时间的判断,在没有经过规定时间时返回步骤 S2。另一方面,在经过规定时间时,如步骤 S5 所示,控制电路 15 按照以下所述进行再现处理。

即,控制电路 15 停止进行了规定时间传感的化学传感器 13a 的传感,驱动盖移动机构 32,使盖 31 移动以闭合该化学传感器 13a 面对的开口部 12a。

并且,控制电路 15 按照步骤 S6 所示驱动泵 36,使清洗液流过(输送到)传感器表面面对的清洗用空间 33,清洗该传感器表面。使该清洗液循环流动,以通过传感器表面,由此清洗传感器表面,可以再现为清洁状态。

在后面的步骤 S7 中,控制电路 15 通过加热器电路 19 驱动加热器 18a,加热化学传感器 13a,使传感器表面干燥。并且,结束再现处理。

在后面的步骤 S8 中,控制电路 15 通过盖移动机构 32 打开覆盖再现处理后的化学传感器 13a 的传感器表面的盖 31。

然后,返回到步骤 S2,利用化学传感器 13a 进行传感。

这样,通过按照时间点交替进行传感和再现处理,在利用化学传感器 13a 进行传感后进行再现处理,再次返回到初始状态,可以利用被再现为清洁状态的化学传感器 13a 重复进行传感。

并且,根据本变形例,在利用加热器 18i 烘干化学传感器 13i 之前,利用清洗液清洗,所以能够使传感器表面更加可靠地再现为清洁状态。

另外,作为将本变形例变形后的结构,也可以利用省略了盖 31 的结构形成简化的结构。

并且,相反也可以省略通过清洗液的清洗而再现的结构,而形成成为设有盖 31 和盖移动机构 32 的结构。即,在进行再现处理时,利用盖 31 闭合进行再现处理的化学传感器 13i 的开口部 12i,可以更加有效地烘干该化学传感器 13i。

另外,第 2 变形例是应用于实施例 1 的结构,但也可以应用于第 1 变形例。该情况时,可以形成为上述的设有盖 31 和盖移动机构 32 的结构。即,在进行再现处理时,利用盖 31 闭合进行再现处理的化学传感器 13i 的开口部 12i,可以更加有效地烘干化学传感器 13i,另外,通过利用振动元件 12i 使化学传感器 13i 振动,可以有效去除不需要的物质。

图 6 表示第 3 变形例的胶囊医疗装置 3D。本变形例例如在图 4 的胶

囊医疗装置 3C 中, 相邻配置两个化学传感器, 交替地打开盖 31。该情况时, 盖 31 发挥传感器表面切换单元的作用。

在图 6 的情况下, 例如在胶囊医疗装置 3D 的周方向上相邻地形成开口部 12a、12b, 在其内侧配置盖 31, 可以利用在图 6 中未示出的盖移动机构 32 使该盖 31 在周方向上移动。

并且, 利用在盖 31 打开一侧的开口部 12j ($j=a$ 或 b) 侧开口的传感器表面的化学传感器 13j 进行传感, 另一方面, 在被盖 31 闭合一侧的化学传感器侧进行再现处理。

根据本变形例, 利用相邻设置的两个化学传感器 13a、13b, 能够始终使一方进行传感, 另一方进行再现处理, 所以能够利用两个化学传感器 13a、13b 始终进行测定。即, 在一方进行再现处理时, 可以利用另一方化学传感器 13j 进行传感。

为此, 例如如果使两个化学传感器 13a、13b 形成为相同的化学传感器, 则几乎可以始终进行传感, 能够实质上消除必须中断传感(检测)的时间。并且, 也可以取代两个化学传感器 13a、13b, 而设置成使一个化学传感器 13a 覆盖开口部 12a、12b。

图 7 表示第 4 变形例的胶囊医疗装置 3E。该胶囊医疗装置 3E 在图 4 的胶囊医疗装置 3C 中, 不使用内置的清洗液, 而把体内的消化管液等用于清洗。

为此, 该胶囊医疗装置 3E 在图 4 的胶囊医疗装置 3C 中, 连接着泵 36 的管 35 的端部不连接清洗液槽 34, 通过插在中途的作为清洗液清洁单元的过滤器 38, 与封装壳体 11 的外部连通。并且, 该端部成为吸液口 35a。

并且, 另一根管 35 的端部也不连接清洗液槽 34, 而与封装壳体 11 的外部连通。并且, 该端部成为排液口 35b。其他结构是与图 4 的胶囊医疗装置 3C 相同的结构。

本变形例在进行清洗时, 利用泵 36 从吸液口 35a 吸引体液, 在过滤器 38 中进行过滤处理, 以成为清洁的清洗液, 并流入设于传感器表面的清洗用空间 33 中, 把清洗用过的液体从排液口 35b 排出到胶囊医疗装置

3E 的外部。

即，清洗功能与图 4 所示内置有清洗液时的功能几乎相同。

根据本变形例，可以获得与图 4 所示相同的作用和效果，并且不必在胶囊医疗装置 3E 内收纳清洗液，因此可以做到更加小型化，而且由于不必在内部收纳清洗所需要的量的液体，所以能够做到低成本。

另外，把正在利用通过过滤器 38 的体液进行清洗的化学传感器 13i 的检测输出作为基准，可以补正将要传感的每个部位的化学传感器 13i 的输出。这样，可以进行更高精度的检测。

（实施例 2）

下面，参照图 8 说明本发明的实施例 2。另外，在实施例 2 中，对和实施例 1 相同的构成要素赋予相同符号并省略其说明。图 8 表示本发明的实施例 2 的胶囊医疗装置 3F。本实施例与实施例 1 的不同之处是，安装根据体液等的光学特性对成分进行检测的光学式化学传感器。

图 8 所示的实施例 2 的胶囊医疗装置 3F 配置有横穿封装壳体 11 的透明玻璃管 41，在其中途插装输液用或吸引用的泵 42，从一个开口端吸引体液，从另一个开口端排液。即，玻璃管 41 的一个开口端成为吸液口，另一个开口端成为排液口 41b。

在成为吸液口的开口端设有过滤器 43，使固体物质不流入玻璃管 41 内。

并且，在玻璃管 41 的中途设有狭小的光学窗部 44，使得成为光学检测用的薄且扁平的管路，与该光学窗部 44 相对置地配置有光检测元件 45，并且可以隔着光学窗部 44 与光检测元件 45 相对置地配置发光元件 46a，从而形成（光学的）检测部 47。

发光元件 46a 由发出大致为 415nm 附近波长的蓝色光的蓝色 LED 或蓝色激光二极管等的蓝色发光元件构成，该波长使血液中的血红蛋白显示异常吸收特性，向光学窗部 44 侧照射蓝色波长的光，并使其通过该光学窗部 44 的玻璃管 41 和光学窗部 44 内的体液，利用光检测元件 45 检测光量。

在这样狭小的光学窗部 44 中，通过检测光的透过光量，可以增大光

的检测面积，而且使各部分的光路长度大致相同。即，优化光学式检测部 47 中的光路长度。

检测信号通过该光检测元件 45 被输入到检测电路 48 中。该检测电路 48 将其与对应于不含有血红蛋白时的普通透过强度的基准电平进行比较，将其差信号放大等，并发送给控制电路 15。该检测电路 48 的输出成为在是否含有或含有血红蛋白时对应血红蛋白量的检测信号。

并且，在本实施例中，如下所述形成有使检测部 47 再现或者返回到初始状态的单元。

与发光元件 46a 相邻地配置有由发出紫外线光的紫外线 LED 或紫外线发光 LD 构成的发光元件 46b。具体来讲，把与发光元件 46a 相邻的发光元件 46b 安装在移动机构 49 上，将发光元件 46b 可移动地设定在形成检测部 47 的光学窗部 44 附近。

并且，在光学窗部 44 的内面形成有光触媒膜（或光触媒涂层部）50。该光触媒膜 50 通过照射紫外线而激活，具有去掉附着在玻璃管 41 内面上的污物的作用、和使污物不易附着的作用。

并且，在利用发光元件 46a 进行了规定时间的传感时，在控制电路 15 的控制下，通过移动机构 49 而移动，利用发光元件 46b 向检测部 47 附近的玻璃管 41 照射紫外线，利用光触媒膜 50 使检测部 47 附近的玻璃管 41 内面恢复到清洁状态。或者，也可以省略移动机构 49，而在该部位使发光元件 46b 发光。该情况时，结构更加简单。

其他是与实施例 1 等相同的结构。

在本实施例中，血液中的血红蛋白最有效地吸收 415nm 波长的光，所以在体液中混有血液时（＝消化管内出血），到达光检测元件 45 的光极端变少。可以利用该变化进行血液检测。

并且，可以利用光触媒进行形成检测部 47 的玻璃管 41 内部的清洁，所以检测性能不会降低。

作为本实施例的变形例，例如取代发光元件 46a 而采用多发光元件，该多发光元件具有该发光元件 46a 的作用、并且在一个发光元件内形成有在血红蛋白不具有异常吸收特性的波长范围内发光的发光元件，利用

光检测元件 45 检测使该发光元件发出上述蓝色光时的透过光和使另一个发光元件发光时的透过光,把另一个发光元件时的透过光的值作为基准,根据透过光的强度相比该值的衰减量,可以进行血液中的血红蛋白检测即血液检测。并且,也可以根据用途,利用血红蛋白以外的体液成分的光学特性来对其成分进行检测。

另外,在图 8 的实施例中,也可以利用多发光元件形成发光元件 46a 和 46b。这样,可以不需要移动机构 49,做到更加小型化。另外,也可以不采用该实施例这样检测透过光的方式,而采用向活体内照射光,检测从体液或体腔内壁表面返回来的反射光或散射光的方式。

图 9 表示第 1 变形例的胶囊医疗装置 3G。该胶囊医疗装置 3G 在图 8 的胶囊医疗装置 3F 中具有检测血液中的血红蛋白的功能,但还可以检测其他成分。

具体来讲,内置试剂收纳部 51,其用于内置与体液中的检查对象物反应来着色的试剂,并且通过管路 52 与玻璃管 41 连接。并且,在该管路 52 的中途设置有泵 53,利用控制电路 15 控制泵 53 的驱动,把试剂提供到玻璃管 41 侧,可以把试剂混合(滴下)到体液中。

并且,通过在体液中滴下试剂,并使其与该体液中混有的蛋白质、糖、脂质、酶、药物、免疫、遗传因子等检查对象物反应并转换为色素,利用该转换的色素的吸收,检测检查对象物的量或浓度。并且,也可以利用按照颜色变化表示体液中的 pH 的试剂,检测 pH 值。

此处,例如把发出白色光的白色 LED 46c 安装在移动机构 49 上。其他与图 8 所示相同。

本变形例的发光元件 46a 和 46b 的作用与实施例 7 相同,另外在检测其他检查对象物时,控制电路 15 控制移动机构 49 以使白色 LED 46c 与光学窗部 44 相对置。并且,使白色 LED 46c 发光,利用光检测元件 45 通过光学窗部 44 检测其透过光量,从而检测检查对象物的量或浓度。

根据本变形例,除了检测血液外,还可以进行其他检查对象物的检测。另外,作为其他变形例,在玻璃管 41 的检测部 47 以外的内表面涂覆 MPC 聚合物涂层。

该 MPC 聚合物涂层是防止蛋白质附着的涂层，虽然防污效果劣于光触媒，但不需要照射紫外线。另外，MPC 聚合物是异丁烯酰基氧乙基·磷酸胆碱聚合物（2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine）的简称，在丙烯酸母体（acrylic base）中，把聚合物结构的一部分替换为与构成活体膜的磷脂质完全相同的结构。

因此，根据该变形例，可以容易使进行光学检测的玻璃管 41 保持清洁。

（实施例 3）

下面，参照图 10 说明本发明的实施例 3。图 10 表示本发明的实施例 3 的胶囊医疗装置 3H。本实施例例如在图 4 的实施例 2 的胶囊医疗装置 3C 中，在判断为利用化学传感器 13i 检测检查对象物时，为了容易对应之后有可能对该部位进行精密检查的情况，设置根据检测结果对检测部位保留标志的标识功能（标志功能）。

因此，该胶囊医疗装置 3H 在胶囊医疗装置 3C 中还具有标识剂 61 的收纳盒 62，使设于该收纳盒 62 中的较小的喷嘴 63 在封装壳体 11 的外部开口。

并且，在该收纳盒 62 中设有标识机构 65，其在与喷嘴 63 相对置的一侧安装有压电元件 64，通过利用控制电路 15 驱动该压电元件 64，例如利用喷射方式使收纳盒 62 内的标识剂 61 从喷嘴 63 排出（或喷出），在利用化学传感器 13a（以比正常状态较高的电平）检测（检查对象物）的部位附近，使所喷出的较小的标识剂 61 的块附着在该附近的内壁上，从而可以附加标识。

另外，标识剂 61 使用消化管用黑色标志（美国 GISupply 公司制 SPOT 等）等染色液比较方便，但也可以使用活体粘接性聚合物和磁性体等，还可以使用其他物质。活体粘接性聚合物具有粘接在消化管的细胞上的特性，所以如果对该聚合物着色，则可以用作标志。并且，也可以不喷出标识剂，而从胶囊医疗装置伸出微小的针，向组织中注射标识剂。

另外，在本实施例中，无线电路 16 不仅具有发送功能，还具有接收功能，把所接收的信号发送给控制电路 15。控制电路 15 利用从无线电路

16 输入的信号，控制标识机构 65。

下面，参照图 11 说明本实施例的动作。

患者 2 吞入该胶囊医疗装置 3H，从而该胶囊医疗装置 3H 被输送到体腔内的消化管内。

并且，如步骤 S11 所示，利用内置在该胶囊医疗装置 3H 内的化学传感器 13i 和检测电路 14，按照在图 4 中说明的那样进行对象物的检测（传感），通过电波把所检测的传感器输出（传感数据）发送到体外。

如步骤 S12 所示，体外装置 4（内部的未图示的 CPU）检测所接收的传感器输出的电平。并且，如步骤 S13 所示，判断所检测的电平是否大于等于超过正常范围的规定电平。

在该判断结果小于等于规定电平时，返回到步骤 S12。另一方面，在所检测的电平超过规定电平、并且检测到出血、肿瘤或酶等时，如步骤 S14 所示，体外装置 4（的 CPU）向胶囊医疗装置 3H 发送标识指示信号。

如步骤 S15 所示，胶囊医疗装置 3H 接收到该标识指示信号后，控制电路 15 进行驱动标识机构 65 的控制。即，控制电路 15 驱动压电元件 64，按照上面所述从喷嘴 63 喷出标识剂 61，对应该检查的部位附加标识（附加标志）。并且，返回到步骤 S11，对下一次的传感器输出进行相同的处理。

对于进行了标识的部位，当以后利用其他的胶囊医疗装置或内窥镜进行给药等治疗时，通过检测标志，可以迅速指定应该检查的患部等部位。

本实施例除了实施例 2 的效果外，能够容易检测或指定体内的异常（出血等）检测部位，能够迅速进行以后的处理。

在上述说明中，采用了把传感数据发送到体外，在体外装置 4 侧生成标识指示信号的结构，但也可以利用胶囊医疗装置 3H 内的控制电路 15 判断所检测的电平是否大于等于规定电平，根据该判断结果进行驱动标识机构 65 的控制。

图 12A 表示第 1 变形例的胶囊医疗装置 3I。本变形例的标识机构与

图 10 的情况不同。

在该胶囊医疗装置 3I 中，在收纳盒 71 内混合收纳着活体粘接性聚合物 72、和包含 ID 信息且通过高频（RF）发送的 RF-ID 标签 73。该 RF-ID 标签 73 利用微小标签（例如日立制的 0.4mm 见方的 μ 芯片等）形成。

并且，形成有标识机构 77，其使由线性致动器 74 驱动的可动片 75 嵌入到收纳盒 71 内，使可动片 75 移动，使收纳盒 71 内的内置物从喷嘴 76 喷出到外部，以进行标识。

该情况时，在收纳盒 71 内混合收纳着活体粘接性聚合物 72 和 RF-ID 标签 73，所以喷出活体粘接性聚合物 72 和 RF-ID 标签 73。其他结构与图 10 所示相同。

图 12B 表示本变形例的使用例。图 12B 表示例如在肠 78 内使用该胶囊医疗装置 3I 的状态，当肠 78 内存在利用阴影表示的出血部分 79 时，利用化学传感器 13a 等在该部位周围以较高的电平检测。此时，如在图 11 中说明的那样，标识机构 77 处于驱动状态，从喷嘴 76 喷出活体粘接性聚合物 72 和 RF-ID 标签 73，并附着固定在出血部分 79 附近的内壁上。

并且，在利用该胶囊医疗装置 3I 进行检查后，从体外进行 RF-ID 标签 73 的电波扫描（电波检测），由此可以通过该电波检测容易确认标识的位置。以便在进行手术时或者以后利用其他胶囊医疗装置进行给药等时使用。

根据本变形例，可以更加可靠地指定检测部位。

图 13A 表示第 2 变形例的胶囊医疗装置 3J。在第 1 变形例中采用了微小的 RF-ID 标签 73，但在本变形例中采用管状的 IC 标签 81。该 IC 标签 81 虽然尺寸比微小的 RF-ID 标签 73 稍微大，但检测距离增加，所以进行体外检测时的可靠性提高。或者，能够高精度地进行位置检测。

该管状的 IC 标签 81 在树脂或玻璃管中内置有 IC 和天线线圈。

在设于胶囊医疗装置 3J 内的 IC 标签收纳部 82 内收纳着管状的 IC 标签 81，并且收纳着活体粘接性聚合物 72，与图 12A 的情况同样，由线性致动器 74 驱动。

并且，在 IC 标签收纳部 82 中的喷嘴 83 的相反侧设有螺线管 85；在

利用控制电路 15 驱动该螺线管 85 时,螺线管 85 的可动片突出移动,以挤出管状的 IC 标签 81,可以从喷嘴 83 喷出接近被活体粘接性聚合物 72 包覆的状态下的 IC 标签 81。

如图 13A 所示,可在消化管壁 86 内喷出,并固定在消化管壁 86 上。

与前述的 μ 芯片相比,可以增大天线。如果能够增大天线,则可以降低无线的频率。如果能够降低无线的频率,则具有减少所消耗能量以及容易透过活体等的优点。

根据本变形例,可以更加可靠地指定检测部位。

另外,也可以如图 13B 所示的第 3 变形例的胶囊医疗装置 3K 那样,设置用于获取活体内图像的照明单元和摄像单元。这样,如果设置有照明单元和摄像单元,则可以同时(或并列)进行化学传感和活体内图像的获取,可以实现更加可靠的诊断。

图 13B 所示的第 3 变形例的胶囊医疗装置 3K 在图 13A 的胶囊医疗装置 3J 中,封装壳体 11 的长度方向的一个端部被半球状透明罩 91 密封着。在该透明罩 91 的内侧中央附近配置着安装有物镜 92 的透镜框架 93,在物镜 92 的成像位置处配置有作为摄像单元的例如 CMOS 成像器 94。

并且,在透镜框架 93 的周围,例如形成照明单元的发光二极管(简称为 LED)95 安装在安装了 LED 95 的驱动电路的 LED 基板 96 上。

并且,LED 基板 96 通过印刷基板 97 设在 CMOS 成像器 94 的背面,连接在驱动 CMOS 成像器 94、并且对所摄像的摄像信号进行信号处理的信号处理电路基板 98 上。

该信号处理电路基板 98 等由电池 20 提供动作所需的电力。并且,信号处理电路基板 98 与控制电路 15 和无线电路 16 电连接。

LED 95 和 CMOS 成像器 94 以规定的周期进行发光(照明)和摄像。另外,控制电路 15 把化学传感器 13a 的传感数据和通过 CMOS 成像器 94 摄像的图像数据相关联地从天线 17 发送到体外装置侧。

例如,控制电路 15 按照图 13C 所示进行控制,同时发送图像数据 D_g 、和在获得该图像数据 D_g 的定时得到的最新的传感数据 D_c 。或者,也可以进行同时进行传感和获取图像的控制。

当体外装置 4 接收从胶囊医疗装置 3K 发送的图像数据 D_g 和传感数据 D_c 时, 将它们相关联地存储在体外装置 4 内部的存储装置中, 并附加上接收时间进行存储。

在这种变形例中, 设置有控制活体内图像的获取单元的摄像控制单元, 可以同时或连动地进行化学传感器 13a 的传感和图像获取。并且, 也可以进行与标识机构连动的控制。由此, 可以相关联地获取化学信息和图像信息, 可以实现更加可靠的诊断。另外, 也可以更加可靠地指定检测部位。

(实施例 4)

参照图 14~图 17 说明本发明的实施例 4。另外, 图 16A 表示胶囊医疗装置的内部结构, 图 16B 表示图 16A 的 A-A 剖面, 图 16C 表示传感器的结构, 图 16D 表示电机的驱动信号。在本实施例中, 如以下说明的那样, 作为化学传感器的再现装置, 形成用于切换将要传感的传感器表面的传感器表面切换单元。更具体地讲, 依次变更将要传感的传感器表面。

如图 14 所示, 胶囊型医疗系统 101 由以下部分构成: 检查患者 2 的体内的实施例 4 的胶囊医疗装置 103; 以及分析装置 104, 其回收排泄到患者 2 体外的胶囊医疗装置 103, 例如从保持内部的传感器的传感器保持体部分检测或分析传感器表面的传感器信息。

该胶囊医疗装置 103 如图 15 所示, 具有胶囊形状的封装壳体 111, 在该封装壳体 111 中设有宽度狭小的切槽状的开口部 112, 在该开口部 112 的内侧, 传感器 120 被保持收纳在传感器保持体 114 中。

如在图 16A 等中说明的那样, 传感器保持体 114 具有传感器表面露出机构或传感器表面露出控制机构, 其相对于封装壳体 111 进行相对的旋转移动(旋转驱动), 随时间依次变更面对开口部 112 的传感器 120 的传感器表面 119, 以露出不同的传感器表面 119。

如图 16A 所示, 在封装壳体 111 的内部形成为大致圆柱状的收纳部收纳着圆筒形状的传感器保持体 114, 该传感器保持体 114 嵌合在封装壳体 111 的内周面上并可自由旋转。在该传感器保持体 114 的一个端部内侧固定着电机 115 的主体, 在传感器保持体 114 的中心轴 O 上从电机 115

突出的旋转轴 115a 例如被压入到设在封装壳体 111 的中心轴上的凹部中。

并且,通过驱动该电机 115,嵌合收纳在封装壳体 111 内部的传感器保持体 114 侧相对于封装壳体 111 被旋转驱动。

并且,在该传感器保持体 114 的内部安装着控制电路 116,其与电机 115 邻接,用于以规定的旋转速度旋转驱动电机 115。并且,与该控制电路 116 邻接地配置有电池 117,其用于向控制电路 116 和电机 115 提供电源。该情况时,电池 117 被收纳在电池收纳框 118 中,该电池收纳框 118 被压入安装在传感器保持体 114 内。

另外,如后面所述,所回收的胶囊医疗装置 103 被除去封装壳体 111,将内部的传感器保持体 114 安装在分析装置 104 中进行分析。该情况时,通过从传感器保持体 114 拔出电池收纳框 118 等,将电池 117 与该电池收纳框 118 一起除去。

并且,在利用透明部件形成的传感器保持体 114 的外周面设有呈圆筒面状的薄膜状传感器 120,该传感器 120 具有传感器表面 119,该传感器表面 119 具有比开口部 112 的长度方向尺寸略大的宽度,为了进行检测对象的癌和出血的检测、肿瘤标志、蛋白质、糖、脂质、酶、药物、免疫等的检测,设有用于固定与这些检测对象物反应以转换为色素等的试剂的试剂层。或者,也可以使用把与检测对象物接合的抗原、遗传因子、卵磷质等的蛋白质等固定在传感器面上的薄膜。

更具体地讲,传感器 120 如图 16B 所示形成为圆筒面状,例如,在圆周方向交替形成有通过设置试剂层而成为传感器表面 119 的部分、和未设置试剂层的部分。即,如图 16C 的放大图所示,薄膜状的传感器 120 由多孔性的扩散层 121a、试剂层 121b 和透明塑料层 121c 构成。

该透明塑料层 121c 的下侧成为传感器保持体 114 的透明层。并且,如后面所述,通过该传感器保持体 114 的透明层侧照射光,检测该反射光,以检测检测对象物的量或浓度。

另外,与试剂层 121b 邻接地设置有未形成试剂层 121b 的无试剂层 121d,该无试剂层 121d 除了不与检测对象物反应之外,利用光学特性等

与试剂层 121b 几乎相同的部件形成。并且，如后面所述，在利用分析装置 104 进行光学分析时，也考虑该无试剂层 121d 的反射光量(作为基准)，进行试剂层 121b 的分析，由此可以提高检测精度。

并且，安装在传感器保持体 114 侧的电机 115 例如图 16D 所示，通过控制电路 116 例如根据间断输出的驱动信号(在利用交叉线表示的部分例如为脉冲状驱动信号)间断旋转。更具体地讲，如图 14 所示，胶囊医疗装置 103 在被患者 2 吞入后到排泄到患者 2 体外平均花费的 5~8 小时中，圆筒状的传感器 120 的传感器表面 119 被设定为旋转一周。

这样，在本实施例的胶囊医疗装置 103 中，在封装壳体 111 上设置有宽度狭小的切槽状的开口部 112，在该封装壳体 111 的内部配置的自由旋转的传感器保持体 114 的封装面上安装有传感器 120，利用电机 115 驱动传感器保持体 114 侧使其相对于封装壳体 111 相对旋转，由此使成为传感器 120 的检测面的传感器表面 119 依次在开口部 112 露出(敞开)，利用在开口部 112 露出的传感器表面 119 的部分进行检测(传感)，通过开口部 112 被用于检测的传感器表面 119 部分在规定时间内被收纳在未形成开口部 112 的封装壳体 111 的内部，以保护传感器表面 119。

该胶囊医疗装置 103 被排泄到体外后被回收，利用分析装置 104，根据在传感器表面 119 的试剂层 121b 有无反应和反应量，例如其反射特性变化，根据该反射光量的变化，进行检测对象物的检测或分析。

如图 14 所示，该分析装置 104 具有基座 123，在该基座 123 上面形成有凹部。

在该凹部中压入着传感器保持体 114 中的电机 115 的旋转轴 115a，该传感器保持体 114 已被去掉所回收的胶囊医疗装置 103 的封装壳体 111，并且去掉了电池收纳框 118 和电池 117。

在该基座 123 上设有环状的多个接点 124a、124b、124c，它们设在电机 115 的周围，并且始终分别接触与控制电路 116 导通的多个接点。

这些接点 124a、124b、124c 通过设于基座 123 上的布线图形连接设在基座 123 上的设定和电源部 125。并且，通过该设定和电源部 125 向控制电路 116 侧提供动作用的电力，同时进行把控制电路 116 中的旋转控

制设定为更高速的设定操作，由此可以使电机 115 比在体腔内时更加快速地旋转。

并且，在该基座 123 上，向上方突起设置突片 126，在设于该突片 126 上的凹部中嵌入着自由装卸的大致 U 字状的反射光测定部件 127 的基端。该反射光测定部件 127 的前端侧配置于传感器保持体 114 的内侧，并且安装有测光用的发光元件 128a 和受光元件 128b，向传感器 120（的试剂层 121b）照射由发光元件 128a 发出的光，利用受光元件 128b 检测在传感器 120（的试剂层 121b）的表面或内部反射的光的强度。

发光元件 128a 和受光元件 128b 与测量部 129 连接，该测量部 129 控制发光元件 128a 的发光量，并且根据由受光元件 128b 接受的被进行了光电转换的信号，进行测量试剂层 121b 中的检测对象物的量的分析，并保存或显示分析结果。

另外，在测量试剂层 121b 中的反射光量时，通过参照无试剂层 121d 中的反射光量，与不设置无试剂层 121d 时相比，可以更加高精度地检测检测对象物。

下面，说明本实施例的作用。

在检查体内时，如图 14 所示，患者 2 从口部吞入（咽下）胶囊医疗装置 103。

被吞入的胶囊医疗装置 103 通过食道、再经过胃、小肠、大肠从肛门排出到体外。在这样排出到体外之前，胶囊医疗装置 103 依次通过食道、胃、小肠、大肠。

这样，在胶囊医疗装置 103 依次通过食道、胃等时，在露出于外部的传感器表面 119 上例如存在作为体内的检测对象物的抗原时，与该抗原产生异常反应。

该情况时，配置在封装壳体 111 内部的传感器保持体 114 通过电机 115 例如间断地缓慢旋转，从而传感器 120 的传感器表面 119 依次在开口部 112 处露出到外部。即，反应前的传感器表面 119 在被用于反应之前被封装壳体 111 的内面保护着。

并且，利用在开口部 112 处露出的传感器表面 119，对体液的成分等

进行检测。通过开口部 112 而用于检测的传感器部分依次被收纳在与开口部 112 邻接的封装壳体 111 的内部，以保护检测后的传感器表面 119。

这样，在开口部 112 处依次露出（开口）不同的传感器表面 119，时间序列的检测数据（传感数据）被固定（保持）在试剂层 121b 上。并且，医疗人员回收并清洗排泄到体外的胶囊医疗装置 103。

然后，从该胶囊医疗装置 103 中除去封装壳体 111，再从传感器保持体 114 上拔出电池收纳框 118。

并且，如图 14 所示，在分析装置 104 的基座 123 上使安装在该传感器保持体 114 上的电机 115 旋转。通过电机 115 的旋转，与胶囊医疗装置 103 时同样，电机主体侧即传感器保持体 114 侧相对于压入了旋转轴 115a 的封装壳体 111 侧（此时为基座 123）而旋转。

并且，利用反射光测定部件 127，根据对照射到试剂层 121b 上的光束的反射光的光量的测定（测量），对保持在试剂层 121b 上的（与试剂反应的）检测对象物的有无或与其量对应的传感数据进行光学检测或分析。该光学检测结果（测量结果）被记录在测量部 129 中，并且通过未图示的显示部显示。

根据本实施例，不同的传感器表面 119 依次在设于胶囊医疗装置 103 的封装壳体 111 上的开口部 112 处露出（开口），从而获得时间序列的传感数据，所以能够在体内持续进行检测对象物的检测，并且能够以简单的结构获得精度良好的检测结果。

并且，在胶囊医疗装置 103 内部形成为仅仅使试剂层 121b 反应而保存的结构，所以能够以较低的成本实现胶囊医疗装置 103。

并且，在利用分析装置 104 光学获取保存在试剂层 121b 中的传感数据时，形成为使用成为驱动单元的电机 115 和控制电路 116 的结构，该驱动单元构成设在胶囊医疗装置 103 侧的传感器表面露出机构，所以能够使胶囊型医疗系统 101 的结构变简单，并且可以实现低成本。

图 17 表示回收变形例的胶囊医疗装置并将传感器保持体 114 安装在分析装置 104B 上进行分析的结构。

在实施例 4 中，在传感器 120 上，沿圆周方向设有试剂层 121b 和无

试剂层 121d,但在本变形例中,在传感器 120 上,沿着传感器保持体 114 (胶囊医疗装置 103 的)轴方向,例如还设有用于设置试剂不同的试剂层的传感器 120a、120b、120c。即,把切槽状的开口部 112 的长度大致划分为三部分,以设置传感器 120a、120b、120c。并且,在开口部 112 中能够进行三种检测对象物的传感。其他结构与实施例 4 相同。

并且,在把变形例的胶囊医疗装置回收体外时,与实施例 4 同样,去除封装壳体 111,从传感器保持体 114 中拔出电池收纳框 118 并卸下电池 117,然后安装在图 17 的分析装置 104B 上。

该分析装置 104B 在图 14 的分析装置 104 中,在反射光测定部件 27 的前端侧例如还安装着线性电机 130,其用于使发光元件 128a 和受光元件 128b 在传感器保持体 114 的轴方向上移动。

该线性电机 130 相对于磁铁等的定子侧,在设有线圈的可动部 130a 上安装发光元件 128a 和受光元件 128b,并可以沿着未图示的导轨在传感器保持体 114 的轴方向上移动。

并且,利用通过挠性电缆 131 连接的测量部 129,使可动部 130a 的线圈流过直流电流,由此如图 17 中的箭头所示,使可动部 130a 向上方移动,或者通过流过逆向的直流电流,可以向下方移动。即,线性电机 130 使安装了发光元件 128a 和受光元件 128b 的可动部 130a 例如从图 17 中的实线所示的位置移动到虚线所示的位置,或者向其相反方向移动。

即,在本变形例中,如实施例 4 所示,利用可以使传感器保持体 114 旋转、并且使发光元件 128a 和受光元件 128b 在所述旋转的轴方向上移动的不同传感器 120a、120b、120c 等,可以检测不同的多个检测对象物。

另外,在实施例 4 的说明中,也可以使设有切槽状开口部 112 的封装壳体 111 侧相对于内部的传感器保持体 114 沿圆周方向旋转移动,从而依次使传感器表面 119 向外部敞开(开口)。

(实施例 5)

下面,参照图 18 说明本发明的实施例 5。图 18A 利用平面图表示实施例 5 的胶囊医疗装置 103C,图 18B 利用图 18A 的 B-B 剖面表示内部结构。

本实施例相当于将实施例 4 的传感器表面露出机构或传感器表面露出控制机构变形的实施例。

即,在该胶囊医疗装置 103C 中,在封装壳体 141 中例如设有扇形状的开口部 142,在其内侧的上表面安装了传感器 143a、143b、143c、…的圆板形状的传感器保持体 144,被安装在电机 145 的旋转轴 145a 上进行收纳。该电机 145 通过图 18 中未示出的控制电路进行旋转控制。

通过电机 145 旋转,设置成扇形状的传感器 143a、143b、143c 依次在开口部 142 处露出,而且露出的传感器 143a、143b、143c 依次被开口部 142 周围的封装壳体 141 部分覆盖。

根据本实施例,与实施例 4 同样,在设于胶囊医疗装置 103C 的封装壳体 141 上的开口部 142 处,依次露出(开口)不同的传感器 143a、143b、143c 的各个传感器表面,可以获得时间序列的测定数据,所以在体内能够持续进行检测对象物的检测,并且能够获得精度良好的检测结果。

(实施例 6)

下面,参照图 19 说明本发明的实施例 6。图 19A 利用平面图表示实施例 6 的胶囊医疗装置 103D,图 19B 利用纵剖面图表示内部结构。

本实施例相当于将实施例 4 的传感器表面露出机构或传感器表面露出控制机构变形的实施例。

即,该胶囊医疗装置 103D 在胶囊形状的封装壳体 151 上,例如在长度方向的大致中央附近设置有大致长方形的开口部 152,在其内侧设置有架设在供给轴 154 和卷绕轴 155 之间的薄膜 159,该薄膜 159 在其上表面设有传感器 153a、153b、…。

即,如图 19B 所示,在封装壳体 151 的内部,在其长度方向的两端附近配置有供给轴 154 和卷绕轴 155。在该薄膜 159 上,在其长度方向上每隔规定间隔形成传感器 153a、153b、…,并且使这些传感器的上表面成为传感器表面 157。该薄膜 159 和传感器 153a、153b、…的结构例如可以是与实施例 4 相同的结构,或者在不透明的白色薄膜上设置试剂层和扩散层来形成传感器 153a、153b、…。

在薄膜 159 通过辊 156a、156b 移动时,到达开口部 152 的传感器 153i

($i=a, b, \dots$) 的传感器表面 157 露出。然后, 在该开口部 152 处露出的传感器 153i 被与该开口部 152 邻接的封装壳体内壁覆盖, 并且安装在利用电机 158 的旋转部形成的卷绕轴 155 上。

该电机 158 通过未图示的控制电路旋转控制, 电机 158 按照箭头所示旋转, 由此形成于薄膜 159 上的传感器 153i 被卷绕在电机 158 的外周面的卷绕轴 155 上。即, 在开口部 152 处露出的传感器 153i 依次移动到卷绕轴 155 侧。

另外, 在该封装壳体 151 中内置有未图示的电池和控制电路。并且, 也可以利用未图示的记录装置记录薄膜 159 的卷绕量及此时的时间。

本实施例具有与实施例 4 或实施例 5 相同的效果, 并且形成为把传感器 153i 卷绕形成在薄膜 159 上的结构, 所以与上述的实施例的情况相比, 能够把传感器部分的总长设定得比较长, 可以获得时间上的分辨率较大的时间序列的测定数据。

并且, 可以使胶囊医疗装置 103D 小型化, 而且结构简单, 所以能够实现低成本化。

(实施例 7)

下面, 参照图 20 说明本发明的实施例 7。图 20 利用剖面图表示实施例 7 的胶囊医疗装置 103E 的内部结构。

该胶囊医疗装置 103E 在胶囊形状的封装壳体 161 上设有开口部 162, 在封装壳体 161 的内侧, 层叠了三层的薄膜形状的第 1 传感器 163a、第 2 传感器 163b、第 3 传感器 163c 分别形成在第 1 层的薄膜 164a、第 2 层的薄膜 164b、第 3 层的薄膜 164c 上。该情况时, 第 1 传感器 163a 和第 2 传感器 163b 分别形成在利用在体内的消化管内消化的物质形成的薄膜 164a、164b 上。

并且, 第 1 传感器 163a 的传感器表面 165a 形成在三层结构的最上层, 相比其他传感器先在开口部 162 处露出。

并且, 第 2 传感器 163b 的传感器表面 165b 形成在位于开口部 162 内、与第 1 传感器 163a 邻接的位置的薄膜 164b 上, 通常传感器表面 165b 被设置有第 1 传感器 163a 的薄膜 164a 覆盖着。并且, 当该薄膜 164a 在

消化管内被消化时, 传感器表面 165b 在开口部 162 内露出。

并且, 第 3 传感器 163c 的传感器表面 165c 形成在位于开口部 162 内、与第 2 传感器 163b 邻接的位置的薄膜 164c 上, 通常传感器表面 165c 被设置有第 2 传感器 163b 的薄膜 164b 和其上的薄膜 164a 覆盖着。当该薄膜 164a 和 164b 在消化管内被消化时, 传感器表面 165c 在开口部 162 内露出。

并且, 在本实施例中, 在薄膜 164c 的内侧设有具有发光元件和受光元件的测量单元 166a、166b、166c。测量单元 166a、166b、166c 分别被配置成在各个传感器 163a、163b、163c (的试剂层) 上聚焦发光元件的光束, 而且可以利用受光元件接受其反射光。另外, 传感器 163a 的下层 (背面) 侧的薄膜 164b、164c 部分是透明的, 并且传感器 163b 的下层 (背面) 侧的薄膜 164c 部分也是透明的。

并且, 测量单元 166a、166b、166c 被控制部 167 控制。该控制部 167 内置未图示的定时器, 控制测量单元 166a、166b、166c 中的各个发光元件的发光, 把进行了光电转换后的信号电平根据由受光元件接受的光量而变化的检测信息存储在存储部 168 中。另外, 也内置有电池 169, 电池 169 向控制部 167 等提供电力。

上述控制部 167 首先把测量单元 166a 设定为动作状态, 进行把利用传感器 163a 的传感器表面 165a 检测的信息存储在存储部 168 中的动作。然后, 在经过规定时间后, 把测量单元 166b 也设定为动作状态, 控制部 167 监视通过该测量单元 166b 检测的值, 在传感器 163b 接触体液而使值变化时, 停止测量单元 166a 的动作。并且, 把通过测量单元 166b 检测的结果存储在存储部 168 中。

并且, 把测量单元 166b 设定为动作状态, 在经过规定时间后, 控制部 167 把测量单元 166c 也设定为动作状态, 控制部 167 监视通过该测量单元 166c 检测的值, 在传感器 163c 接触体液而使值变化时, 停止测量单元 166b 的动作。并且, 把通过测量单元 166c 检测的结果存储在存储部 168 中。

在本实施例的情况下, 可以在体腔内获得时间序列的测量数据, 并

且把测量数据保存在存储部 168 中,所以在通过传感器 163a、163b、163c 检测的结果容易随时间变化时,也可以获得不受其影响的测量数据。

也可以在本实施例中说明的结构中组合实施例 3 所述的标识机构。并且,也可以与传感器的检测连动地进行标识,把标识信息与传感器检测信息相关联地存储在所述存储部中。这样,可以获得与实施例 3 相同的、能够更加可靠地指定检测部位的效果。

(实施例 8)

下面,参照图 21 说明本发明的实施例 8。图 21 利用剖面图表示实施例 8 的胶囊医疗装置 103F 的内部结构。

该胶囊医疗装置 103F 相当于将图 20 的胶囊医疗装置 103E 变形的结构。具体来讲,在图 20 的胶囊医疗装置 103E 中,传感器 163a、163b、163c 不重合地错开层叠,但在本实施例中,传感器 163a、163b、163c 重合着层叠。另外,传感器 163a~163c 周围的薄膜 164a~164c 被设定成与开口部 162 相对置。

并且,在图 20 的胶囊医疗装置 103E 中,为了分别测量传感器 163a、163b、163c 的检测结果,设置 3 个测量单元 166a、166b、166c,但在本实施例中设置 1 个测量单元 166,如以下说明的那样,依次把聚焦距离(聚焦位置)从传感器 163a 变更为 163b、再变更为 163c。另外,通过测量单元 166 对位于聚焦后的距离的传感器 163i 进行测量的结果被存储在存储部 168 中。

并且,把该测量单元 166 安装在作为光束聚焦距离的可变单元的例如压电元件部 170 上,可以利用控制部 167 控制该压电元件部 170。

该控制部 167 进行如下的控制:向压电元件部 170 施加直流电压,可以改变安装了测量单元 166 的厚度方向的压电元件部 170 的厚度方向的厚度,发光元件的光束在传感器 163i 面上聚焦,并且可以通过受光元件适当接受其反射光。

即,首先,控制部 167 控制压电元件部 70,使传感器 163a 的位置处于聚焦状态。在经过规定时间后,在设置有传感器 163a 的第 1 层薄膜 164a 被消化掉的时间附近,使传感器 163b 的位置成为聚焦位置地进行控制。

另外,在经过规定时间后,在设置有传感器 163b 的第 2 层薄膜 164b 被消化掉的时间附近,进行使传感器 163c 的位置成为聚焦位置的控制。

通过进行这种控制,在设置 1 个测量单元 166 的情况下,也能够获得与实施例 7 基本相同的功能。

(实施例 9)

下面,参照图 22 说明本发明的实施例 9。图 22 利用剖面图表示实施例 9 的胶囊医疗装置 103G 的内部结构。

该胶囊医疗装置 103G 相当于将图 20 的胶囊医疗装置 103E 变形的结构。具体来讲,在图 20 的胶囊医疗装置 103E 中,变更了设置有传感器 163a、163b、163c 的薄膜 164a、164b、164c 的厚度,以便可以检查检测对象的部位。

具体来讲,根据在胃、小肠、大肠等各个脏器的通过时间、和在各个脏器的消化液等中的消化容易程度,改变各层的厚度。或者,也可以使与进行更精密的检查的部位对应的层比其他层厚。并且,还可以在需要信息的部位进行更加恰当的或可靠的检查。

在图 22 的情况下,薄膜 164a 形成得比较薄,薄膜 164b 形成得比较厚,并且,薄膜 164c 形成得比较薄。

这样,可以更加恰当地检查检测对象部位。并且,还可以在需要信息的部位进行更加恰当的或可靠的检查。

其他具有与图 20 的胶囊医疗装置 103E 相同的效果。另外,也可以把本实施例适用于图 21 的实施例。

(实施例 10)

下面,参照图 23 说明本发明的实施例 10。图 23 利用剖面图表示实施例 10 的胶囊医疗装置 103H 的内部结构。

该胶囊医疗装置 103H 相当于将图 20 的胶囊医疗装置 103E 变形的结构。具体来讲,在图 20 的胶囊医疗装置 103E 中,例如薄膜 164a 利用在胃中容易消化的物质形成,薄膜 164b 利用在小肠中容易消化的物质形成。另外,薄膜 164c 也可利用在大肠中容易消化的物质形成。

根据本实施例,可以在胃、小肠、大肠等中按照时间序列依次进行

检查，并存储分别检查的数据。

（实施例 11）

下面，参照图 24 说明本发明的实施例 11。图 24A 表示实施例 11 的胶囊医疗装置 103I，图 24B 表示进行回收检查的分析装置 104C。本实施例利用具有传感器的胶囊医疗装置在体外回收所传感的数据时，几乎直接使用时通过分析装置分析保存在传感器中的传感数据。

如图 24A 所示，该胶囊医疗装置 103I 例如在图 16A 的胶囊医疗装置 103 中，在开口部 112 处安装了过滤部件 181。并且，设在与控制电路 116 连接的传感器保持体 114 上的接点在该胶囊医疗装置 103I 中还通过封装壳体 111 的内侧环状接点，与设在其外表面附近的接点 182a、182b、182c 连接，在平常的检查时，利用绝缘部件覆盖接点 182a、182b、182c。

并且，在本实施例中，通过设置过滤部件 181，形成传感器表面 119 的传感器 120 的最上层不设置扩散层 121a，并且面对着试剂层 121b。其他结构与图 16A 的胶囊医疗装置 103 相同。

该胶囊医疗装置 103I 的体内检查与实施例 4 相同。并且，其效果也相同。

另一方面，在回收排泄到体外的胶囊医疗装置 103I，测定（分析）和固定（保持）在传感器 120 上的检测对象物反应等的色素量等时，清洗该胶囊医疗装置 103I，去除安装在开口部 112 的过滤部件 181，利用图 24B 所示的分析装置 104C 进行。

该分析装置 104C 在图 14 的分析装置 104 的基座 123 上设有嵌合收纳胶囊医疗装置 103I 的收纳体 183，在该收纳体 183 内收纳胶囊医疗装置 103I，使胶囊医疗装置 103I 侧的接点与设在该收纳体 183 上的接点 184a、184b、184c 接触。

这些接点 184a、184b、184c 与图 14 的分析装置 104 同样连接设定和电源部 25，可以使胶囊医疗装置 103I 内的电机 115 旋转。

并且，在收纳体 183 中设有相当于图 14 的分析装置 104 中的反射光测定部件 127 的反射光测定部 185，在该反射光测定部 185 中安装有测光用的发光元件 128a 和受光元件 128b，向传感器 120（的试剂层 121b）照

射由发光元件 128a 发出的光,可以利用受光元件 128b 检测由传感器 120 (的试剂层 121b) 反射的光的强度。发光元件 128a 和受光元件 128b 与测量部 129 连接。

其他结构与图 14 的分析装置 104 相同。根据本实施例的分析装置 104C,即使不分解胶囊医疗装置 103I,通过取下安装在开口部 112 上的过滤部件 181,也可以检测由传感器 120 保存的传感信息。

另外,对上述的各个实施例等进行部分组合等构成的实施例等也属于本发明。

产业上的可利用性

通过从口部吞入胶囊医疗装置,可以利用内置的化学传感器在通过体腔内部时检测肿瘤、出血、酶、细菌、体液、pH、遗传因子及其他检查对象物,而且可以利用再现单元防止检测特性的降低,并可继续使用。

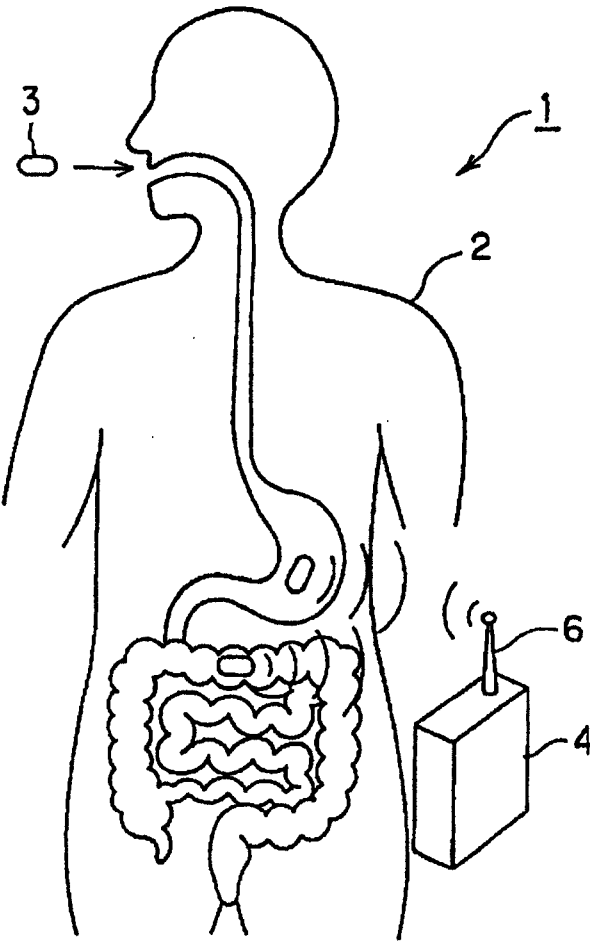


图 1

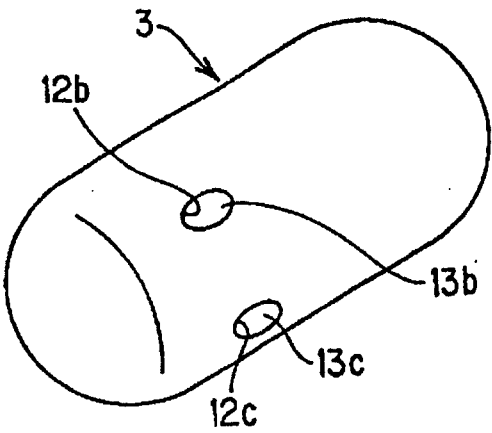


图 2A

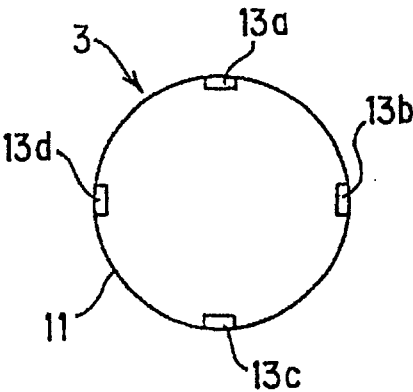


图 2B

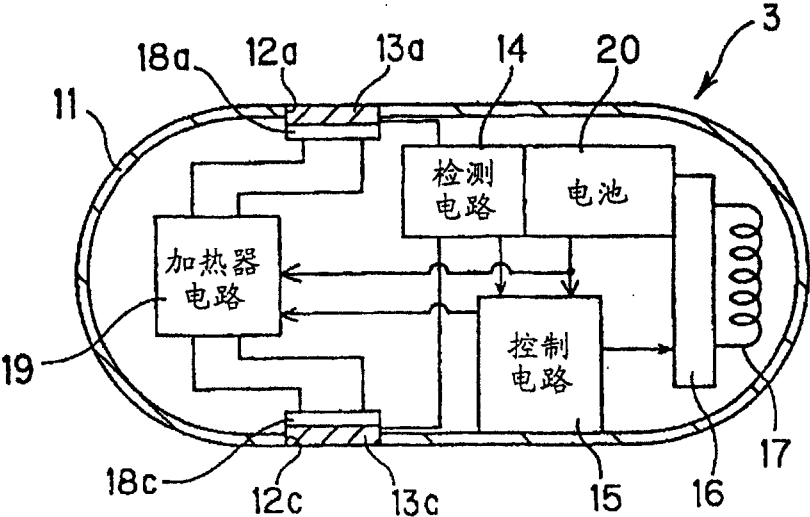


图 2C

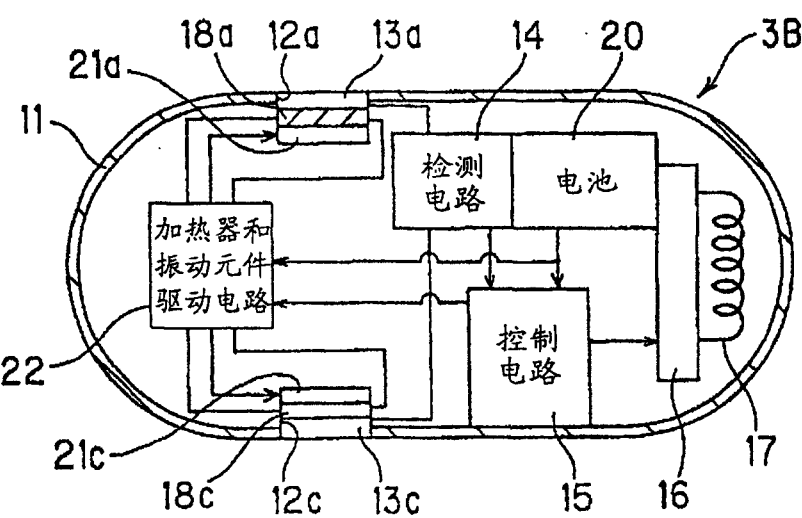


图 3

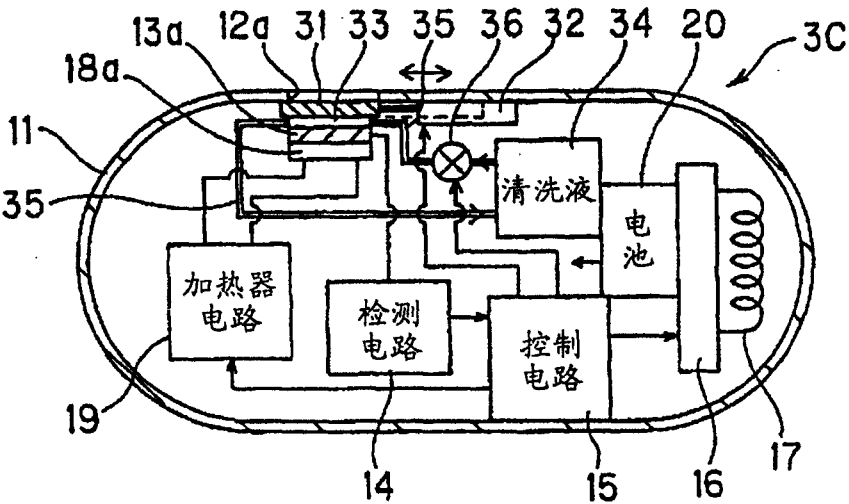


图 4

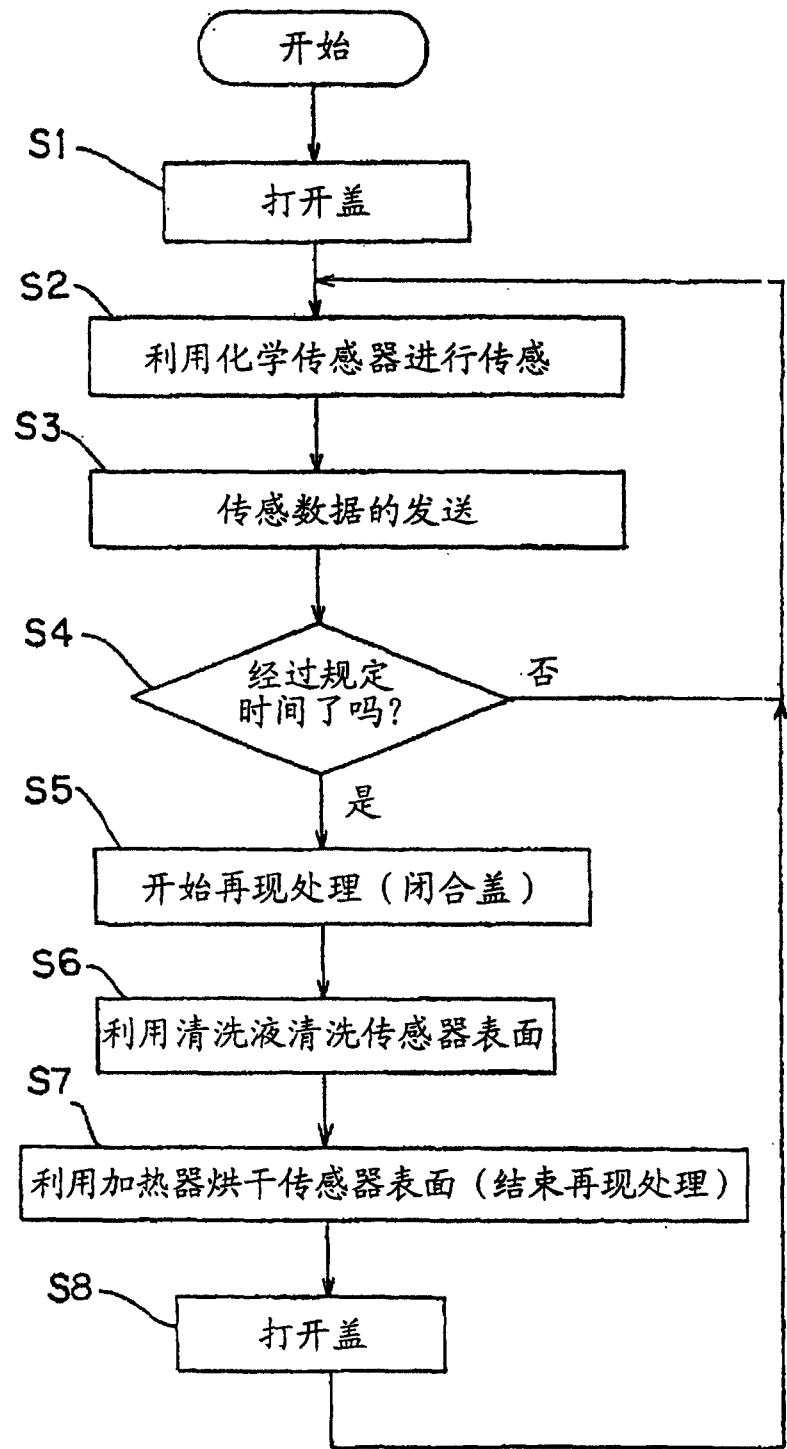


图 5

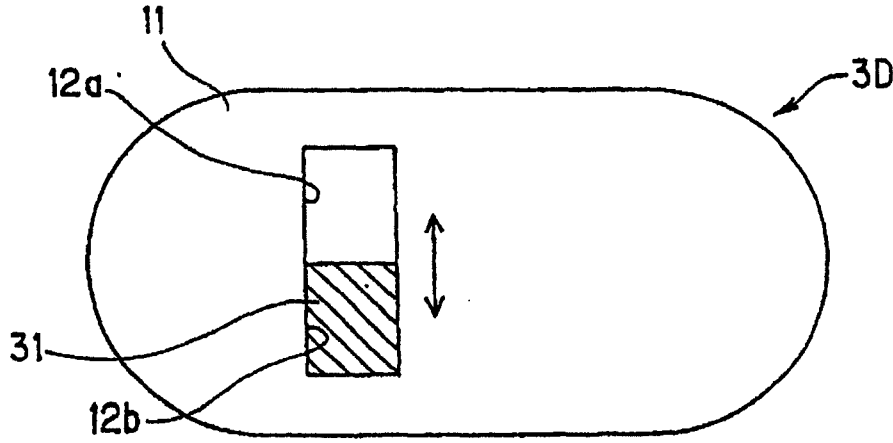


图 6

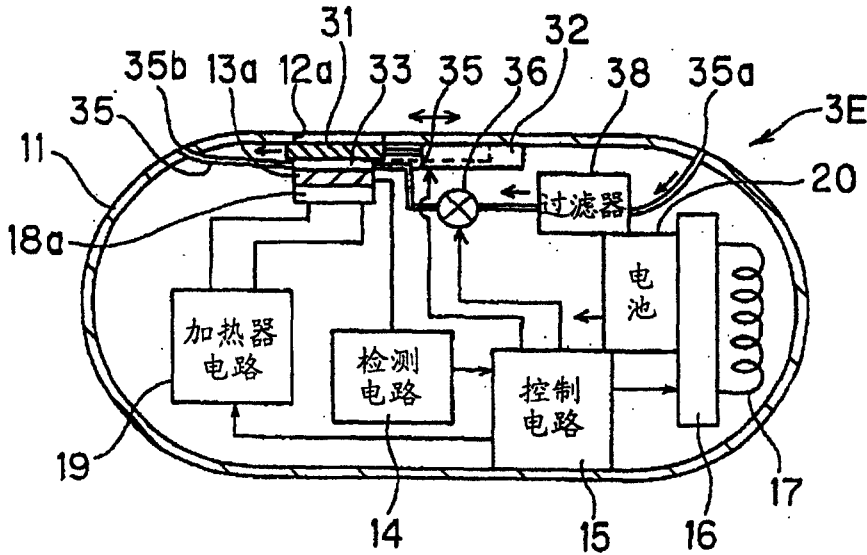


图 7

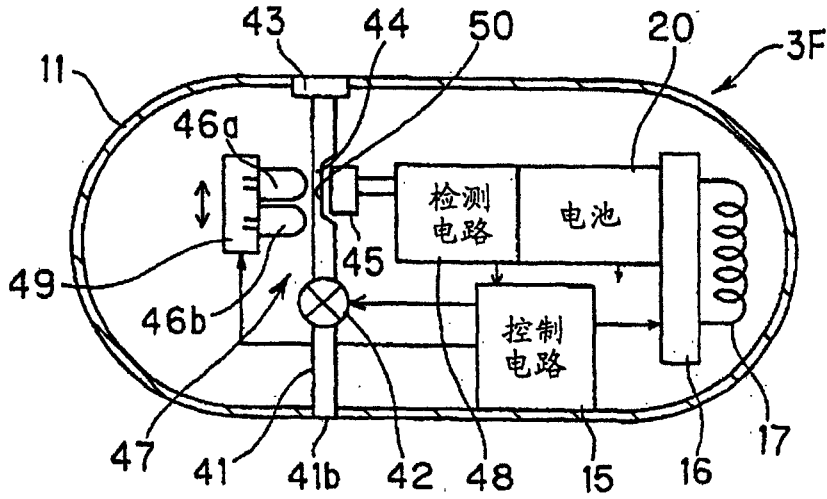


图 8

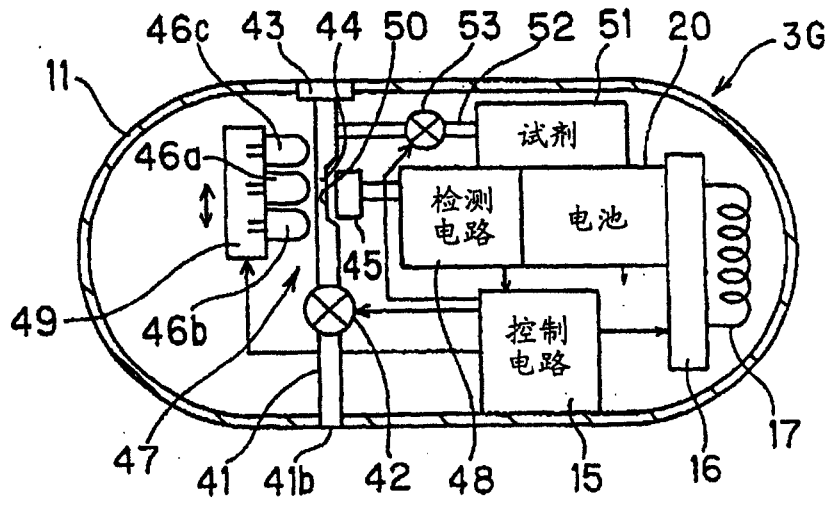


图 9

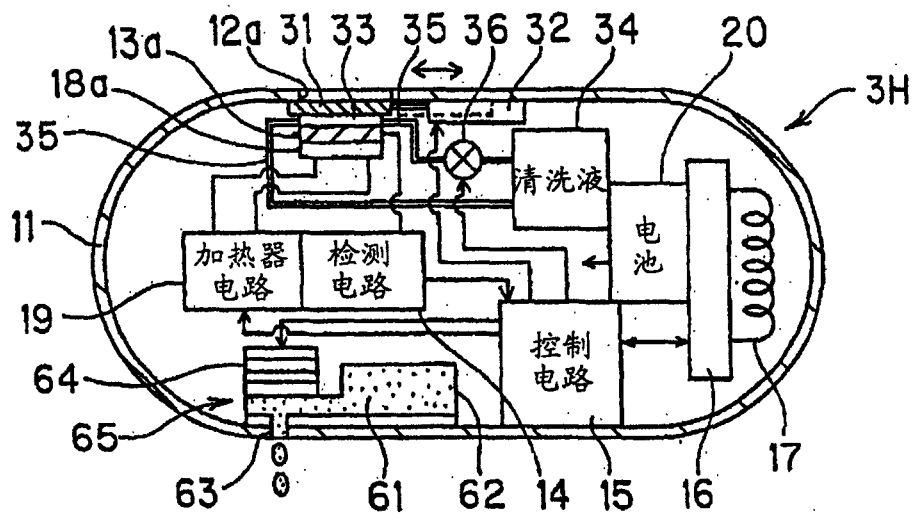
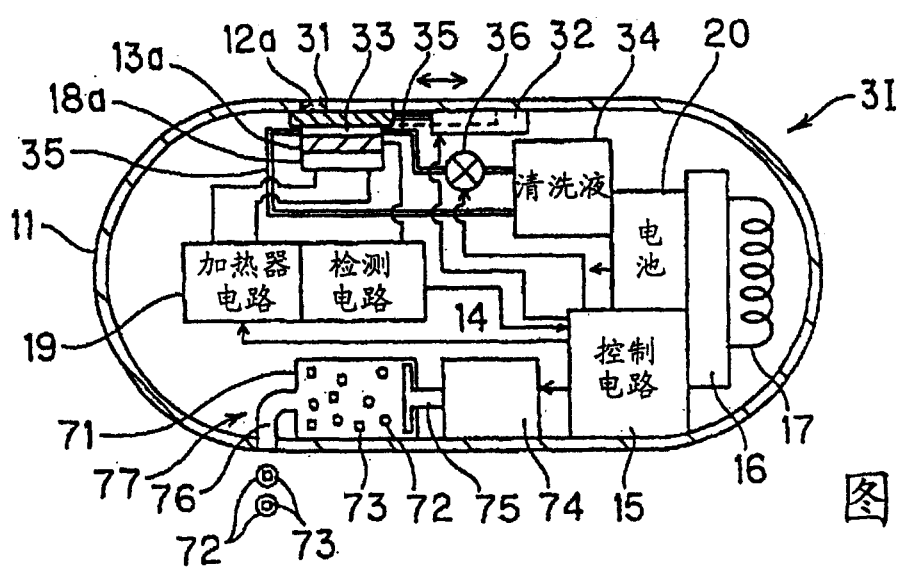
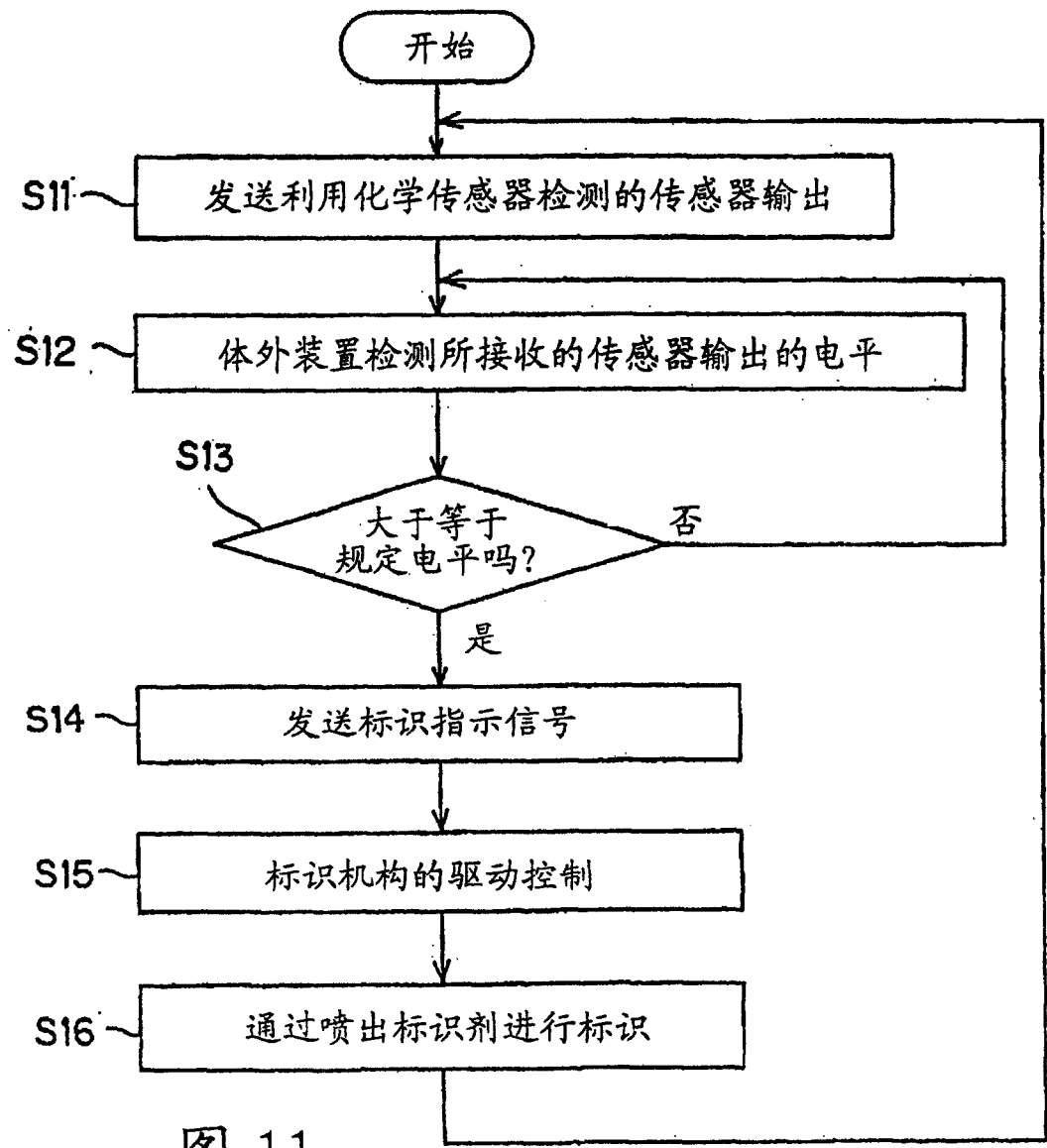


图 10



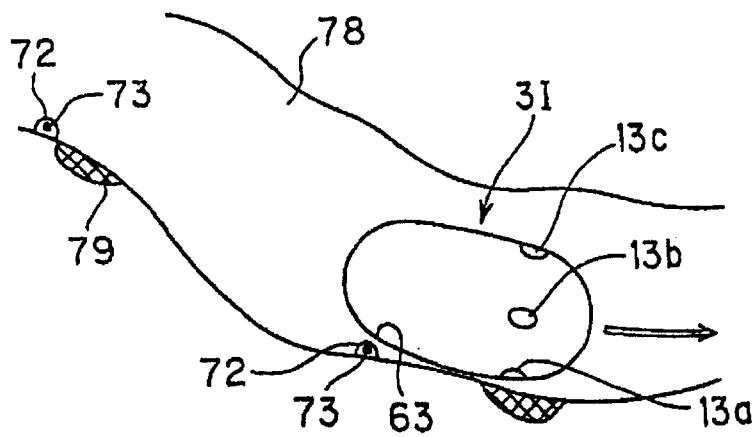


图 12B

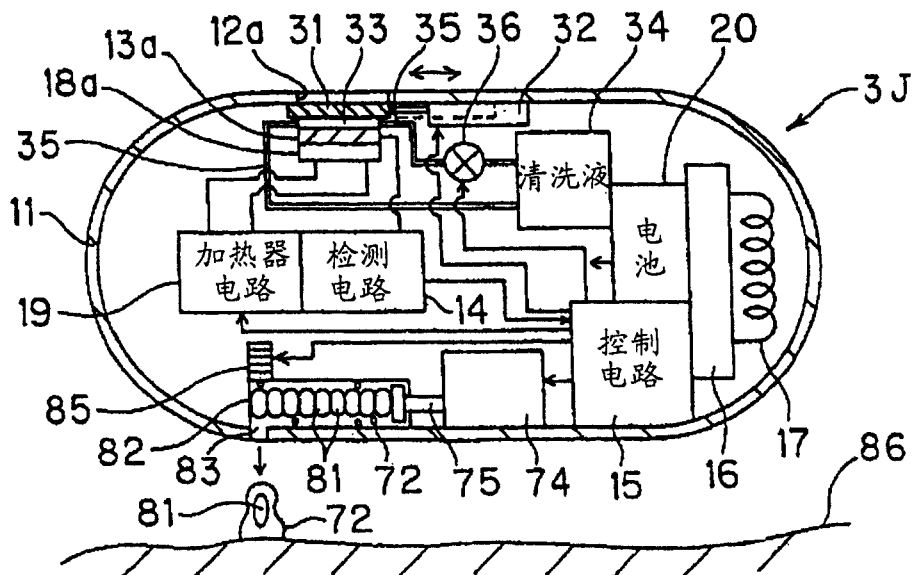


图 13A

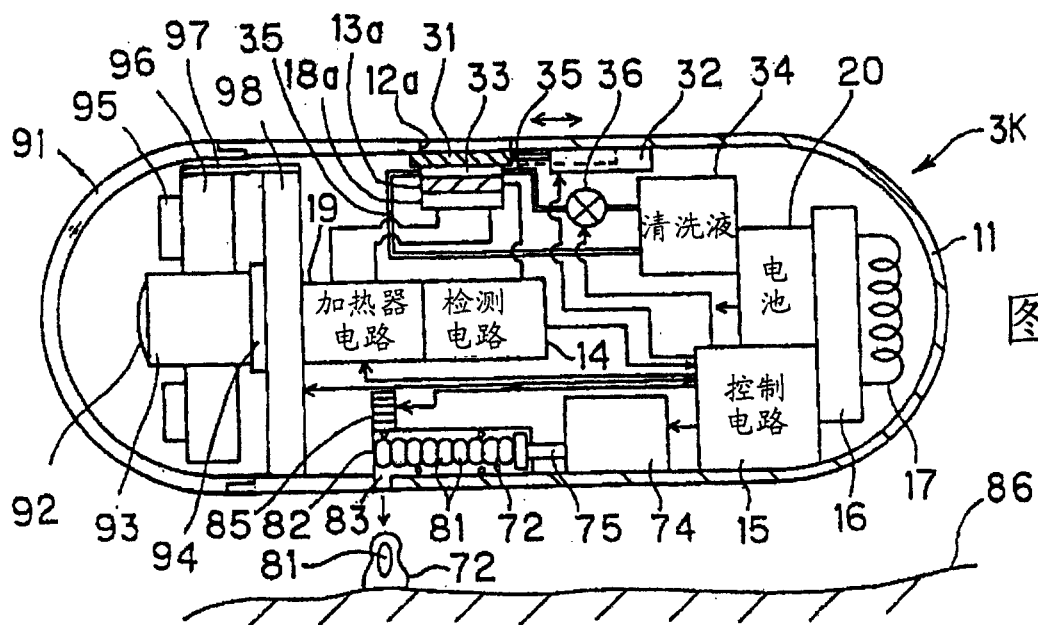


图 13B

发送数据	图形数据 Dg	传感数据 Dc
------	---------	---------

图 13C

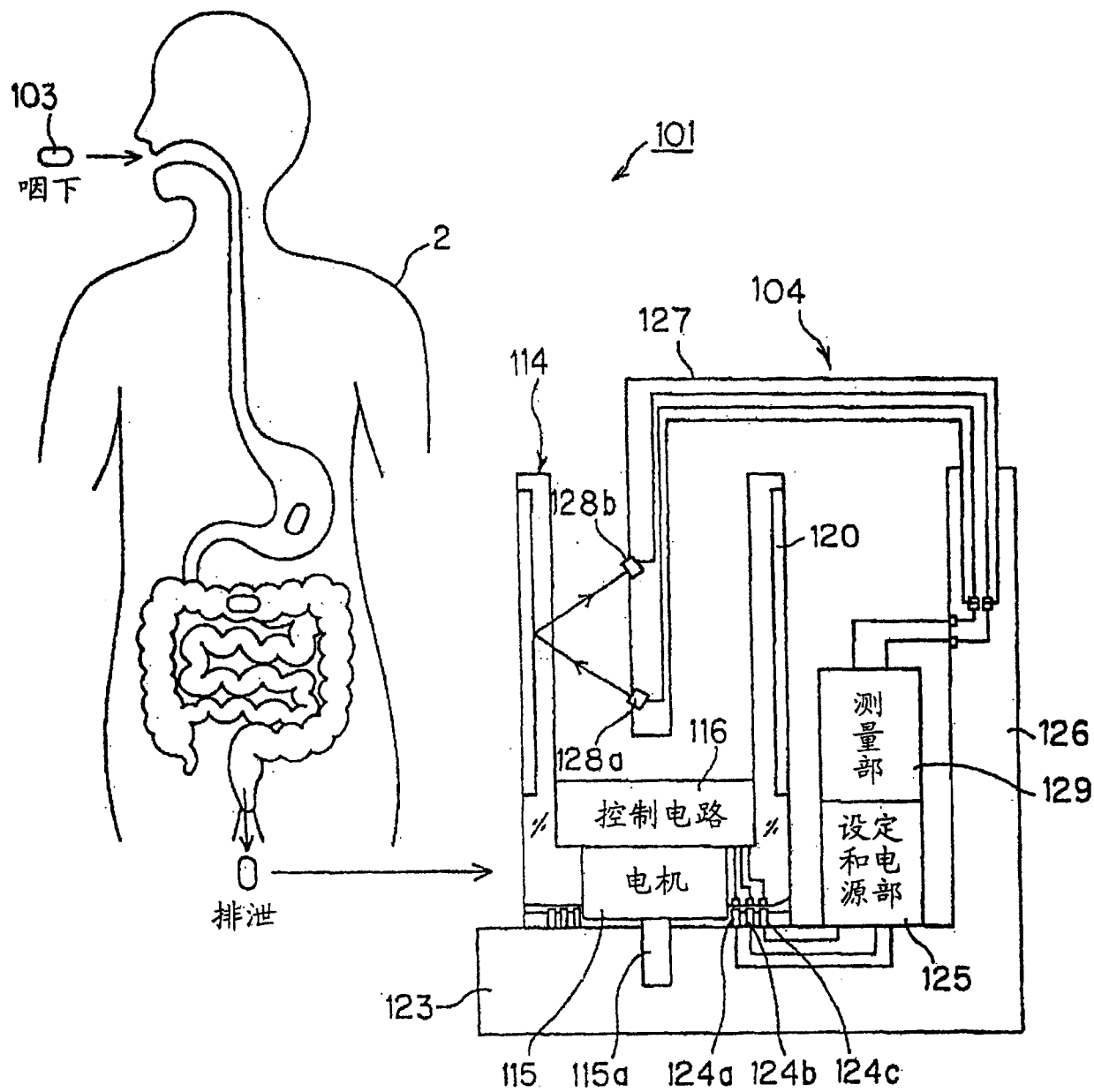


图 14

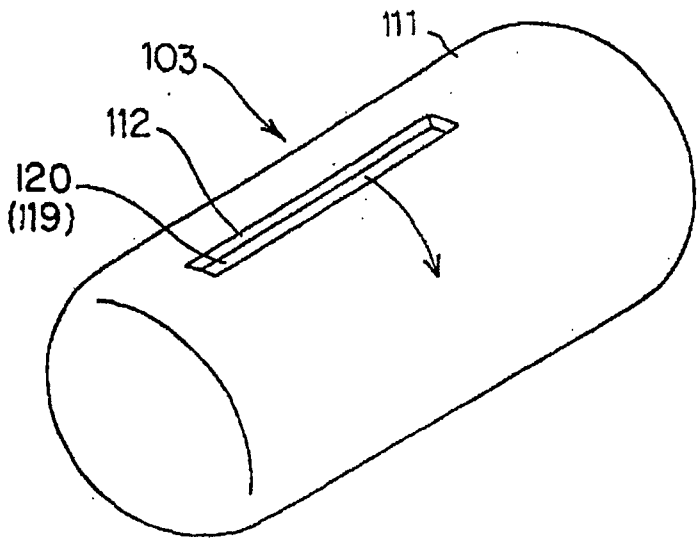


图 15

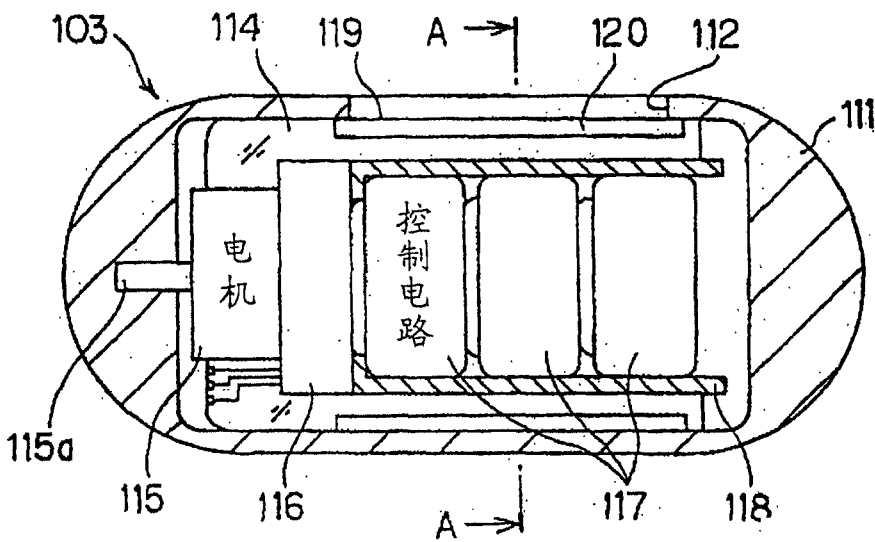


图 16A

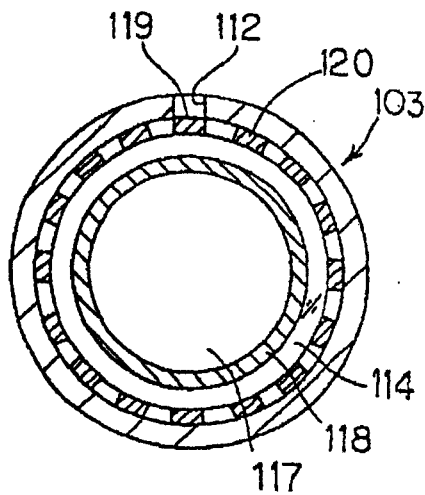


图 16B

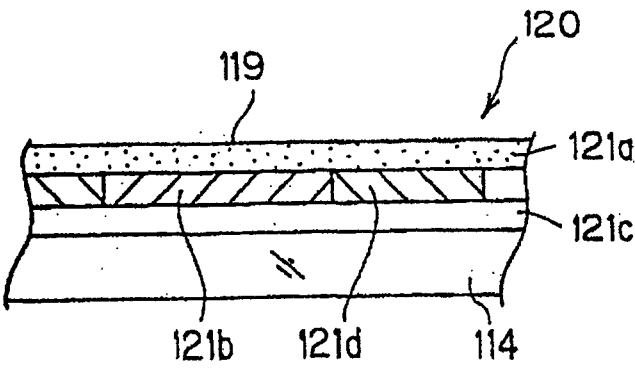


图 16C

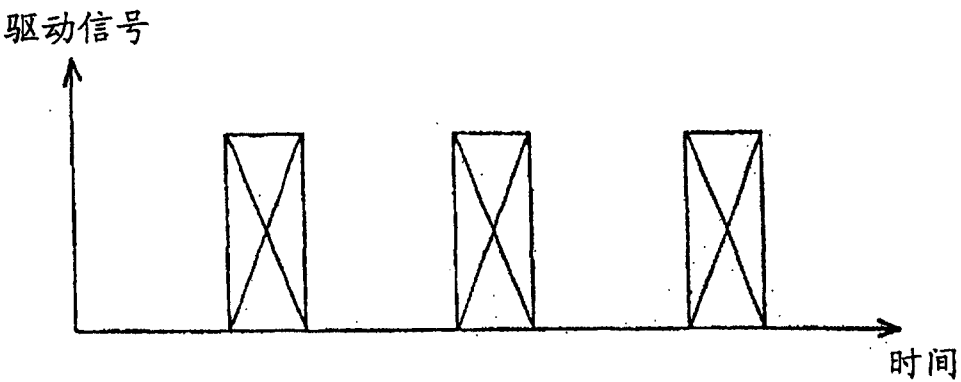


图 16D

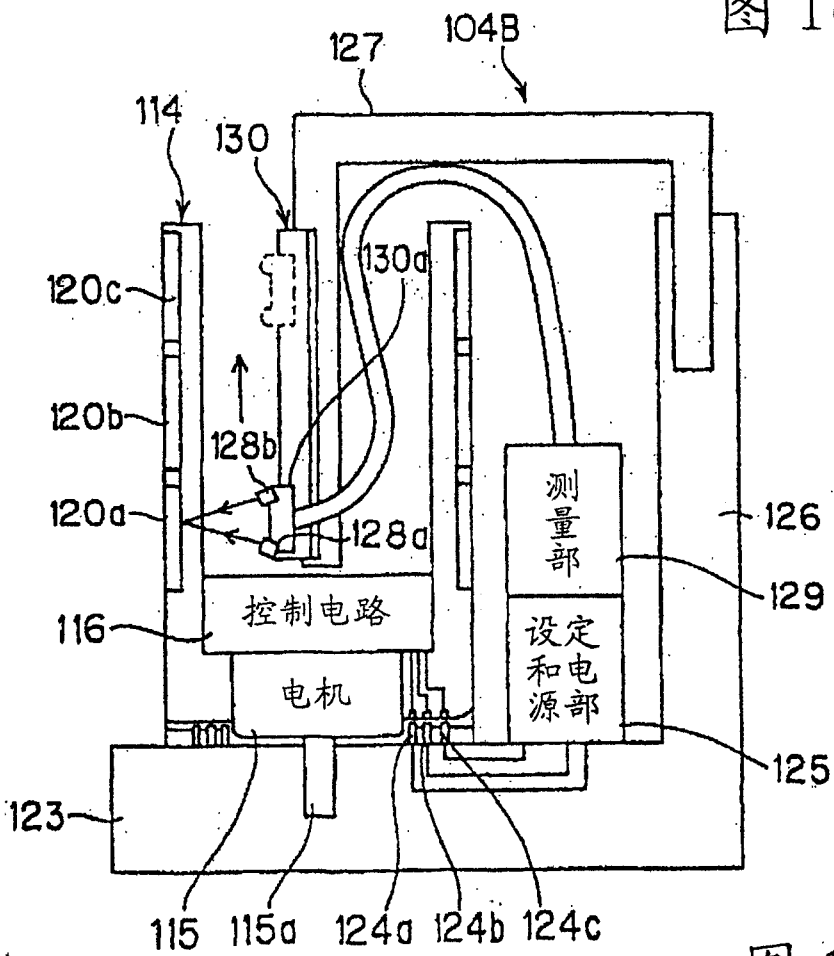


图 17

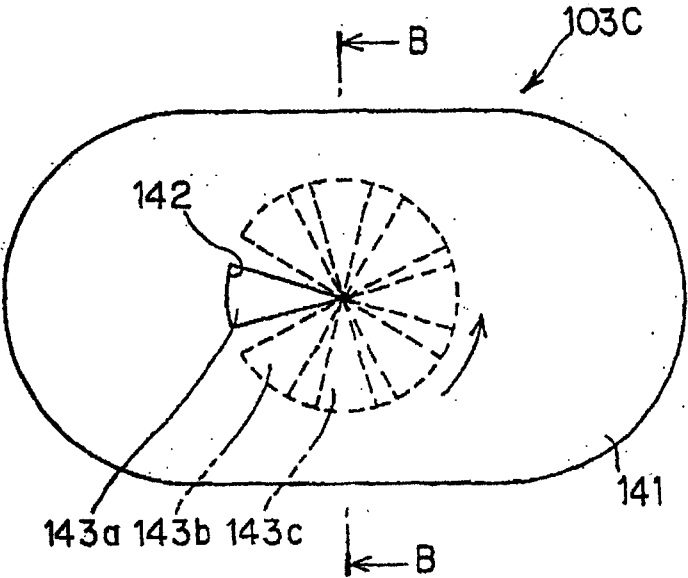


图 18A

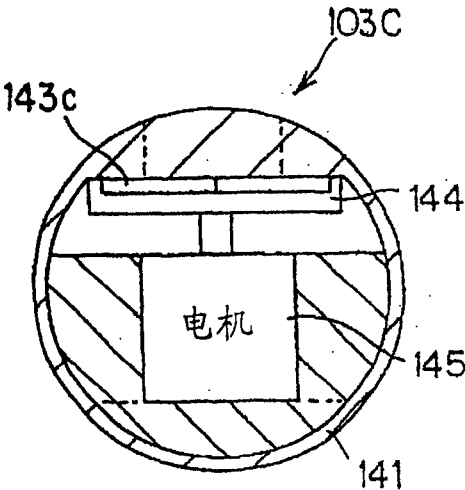


图 18B

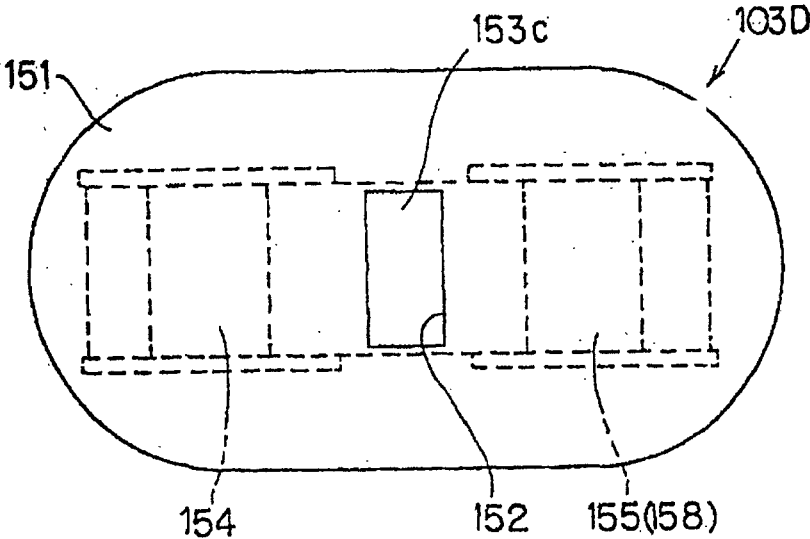
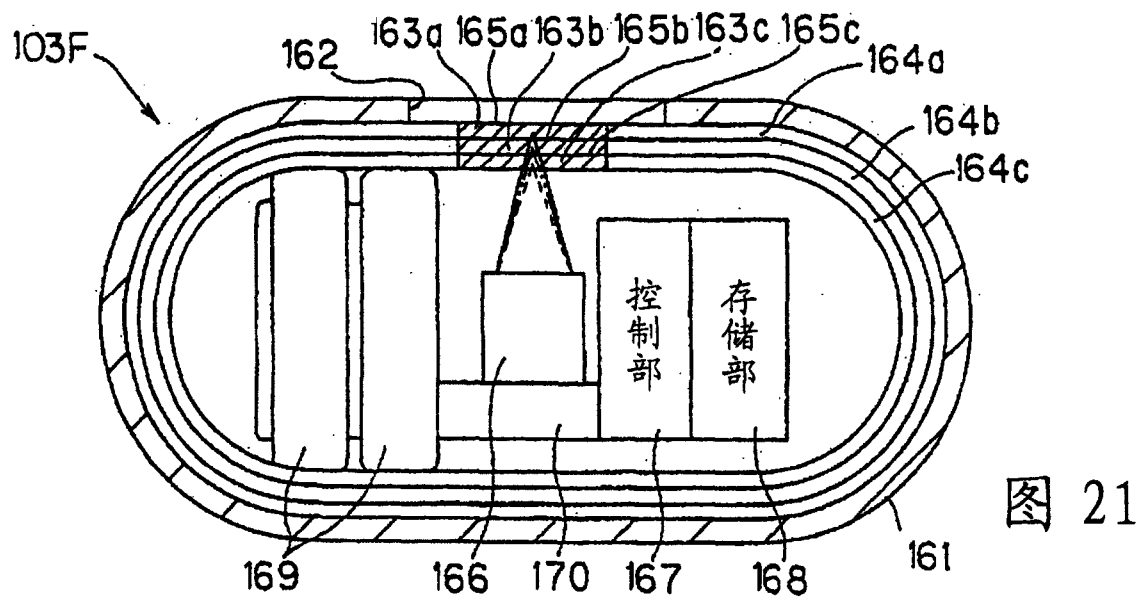
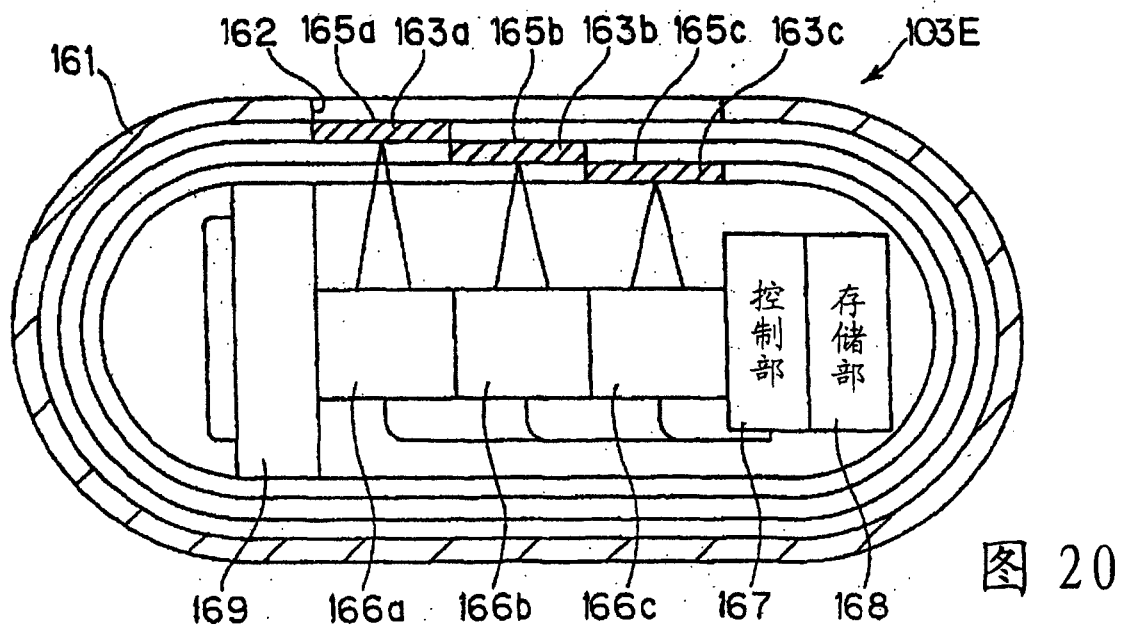
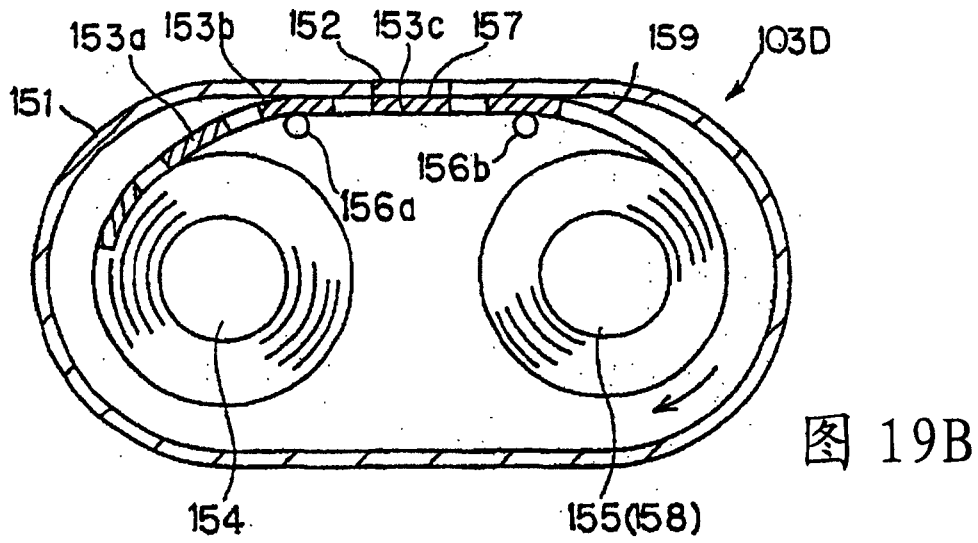


图 19A



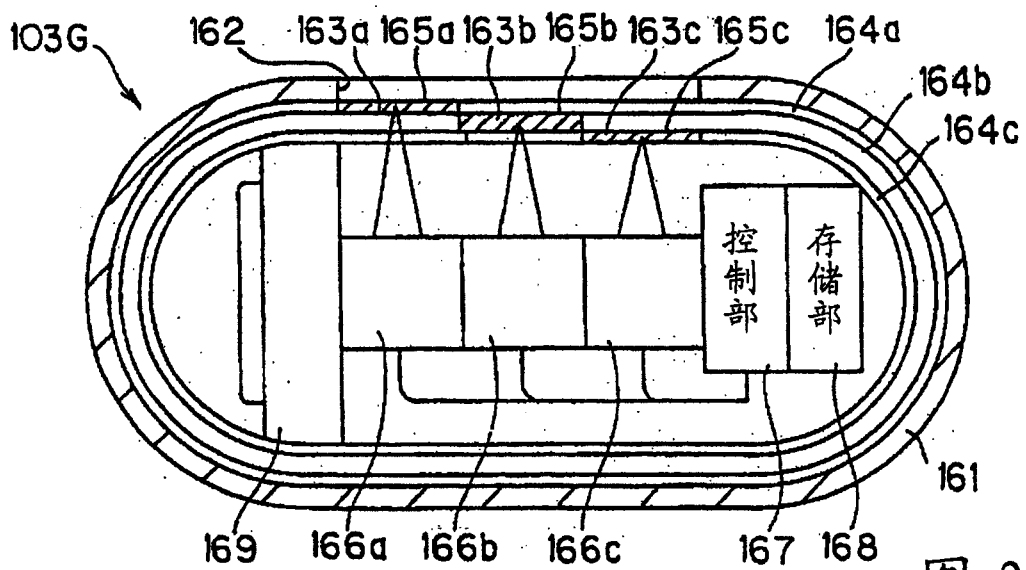


图 22

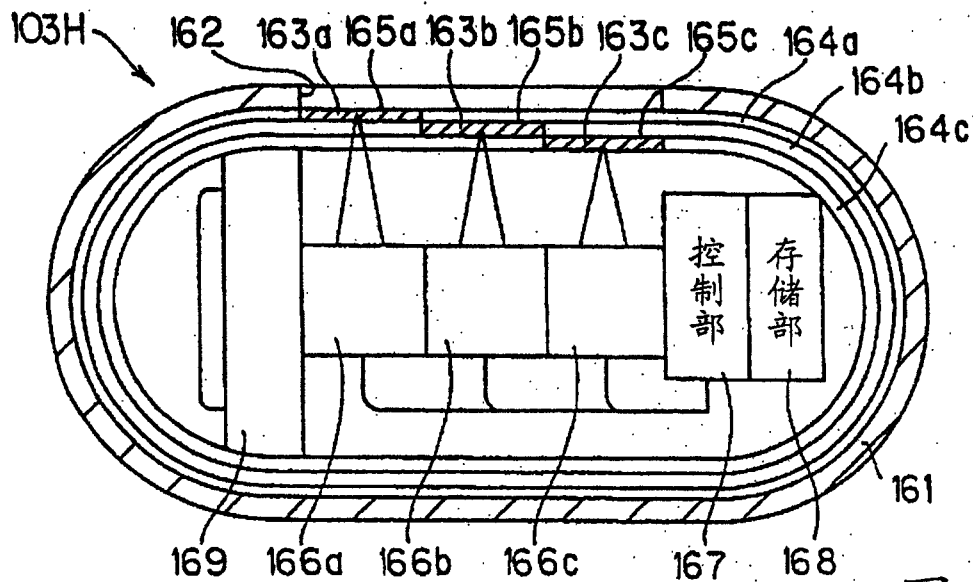


图 23

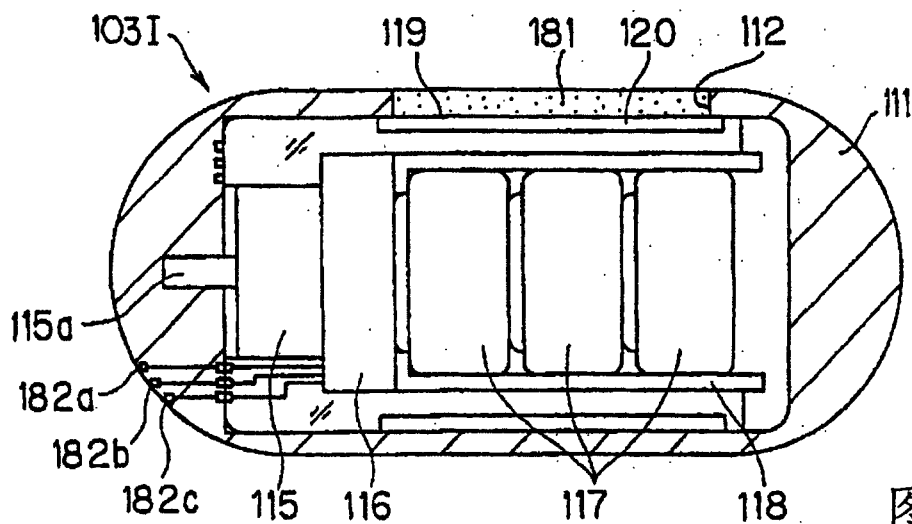


图 24A

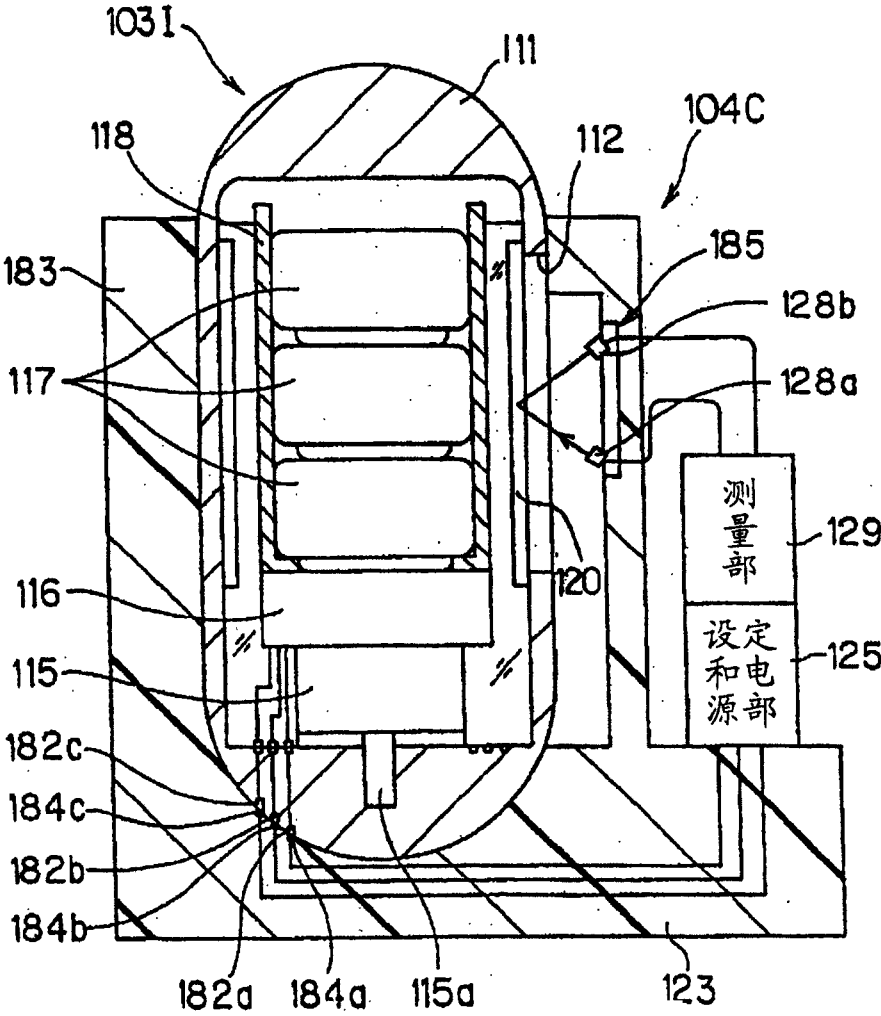


图 24B