

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/015 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480021939.0

[45] 授权公告日 2009 年 2 月 18 日

[11] 授权公告号 CN 100462042C

[22] 申请日 2004.7.27

[21] 申请号 200480021939.0

[30] 优先权

[32] 2003.8.4 [33] JP [31] 286091/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/011008 2004.7.27

[87] 国际公布 WO2005/011481 日 2005.2.10

[85] 进入国家阶段日期 2006.1.27

[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 绪方雅纪 宫田宪治

[56] 参考文献

JP2003-210395A 2003.7.29

US5766189A 1998.6.16

JP9-192135A 1997.7.29

JP2002-556A 2002.1.8

US2003/0060702A1 2003.3.27

WO00/22975A1 2000.4.27

JP58-81022A 1983.5.16

审查员 李玉菲

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务
所

代理人 刘新宇

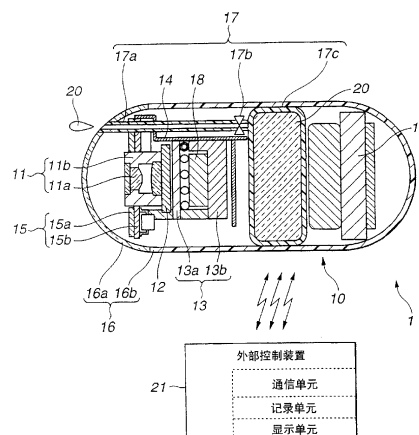
权利要求书 1 页 说明书 21 页 附图 8 页

[54] 发明名称

胶囊内视镜

[57] 摘要

本发明的目的是要提供一种在用胶囊内视镜发现的病变部位等所希望的部位留置预定的标记、在再检查等中能够容易地再发现该部位的胶囊内视镜，因此，在至少包括摄像光学系统、照明单元、摄像单元和电路基板而构成的胶囊内视镜中，具备在体腔内留置标记部件的标记单元。



1. 一种胶囊内视镜，包括：

摄像光学系统；

照明单元；

摄像单元；

电路基板；以及

标记单元，用于在体腔内留置标记部件；

其中，上述标记单元包括：贮存器，用于收容预先加压的上述标记部件；以及喷嘴，用于将上述标记部件从上述贮存器射出到上述胶囊内视镜的外部，并具有用于控制上述标记部件的射出的阀。

2. 如权利要求1所述的胶囊内视镜，其特征在于，上述标记单元为荧光物质的射出单元。

3. 如权利要求1所述的胶囊内视镜，其特征在于，上述标记单元为X射线不透过物质的射出单元。

4. 如权利要求1所述的胶囊内视镜，其特征在于，上述标记单元为染料的射出单元。

5. 一种胶囊内视镜，包括：

摄像光学系统；

照明单元；

摄像单元；

电路基板；以及

射出单元，用于对体腔内的被检体射出药剂；

其中，上述射出单元包括：贮存器，用于收容预先加压的上述药剂；以及喷嘴，用于将上述药剂从上述贮存器射出到上述胶囊内视镜的外部，并具有用于控制上述药剂的射出的阀。

胶囊内视镜

技术领域

本发明涉及胶囊内视镜，详细为，涉及将摄像光学系统和摄像单元等一体地组装到近似胶囊形状的筐体内部而构成的胶囊内视镜。

背景技术

以往，在进行例如体腔内等检查等时，广泛使用并正在普及如下的内视镜装置，其包括顶端具有摄像元件等的管状插入部、和与该插入部连接设置的操作部、以及与其相连的图像处理装置或显示装置或光源装置等各种装置等，能够从被检者的口腔等插入体腔内而观察体腔内所希望的部位。这样的现有技术的内视镜装置由于插入体腔内的插入部的长度等受到限制，因此能够进行观察或检查等的范围存在限制。

因此，近年来提出了有关下述胶囊内视镜和内视镜系统的各种方案：所谓胶囊内视镜为例如在胶囊形状的筐体内部收容有包括摄像光学系统的摄像单元或照明单元或通信单元和受电单元或电源等的小型内视镜；内视镜系统包括与该胶囊内视镜之间进行无线通信的通信单元或记录接收到的信号的记录单元和用 CRT 或 LCD 等显示该信号的显示单元等。

在用现有技术的胶囊内视镜进行体腔内检查时，当在该被检者的体腔内发现病变等时，此后或者用一般的内视镜等进行精确检查，或者与此同时实施预定的处置等。

在这种情况下，如果获得先前进行的胶囊内视镜检查发现的病变部位等的准确位置信息的话，则可以认为当日后进行内视镜检查等精

确检查时，容易再发现作为其目的的病变部位。

有关当用以往提出的方案的胶囊内视镜进行检查和诊断等时，检测该胶囊内视镜在插入体腔内以后的位置的装置的种种提案公开在例如日本特开 2001-46357 号公报等中。

上述日本特开 2001-46357 号公报所公开的胶囊内视镜系统采用将检测胶囊内视镜插入体腔内以后的位置的位置检测装置设置在外部接收装置一侧的结构。该位置检测装置接收体腔内的胶囊内视镜发送的预定信号，根据该信号的强度获取有关该胶囊内视镜在体腔内的位置的信息。

但是，由于体腔内的胶囊内视镜发送的信号微弱，因此可以认为上述日本特开 2001-46357 号公报所公开的位置检测装置不能以足够的精度进行位置检测。

因此为了在日后进行精确检查等时再发现作为检查目的的病变部位即先前通过胶囊内视镜检查发现的病变部位等，存在手术者不得不分出精力的问题。

这样一来，在用胶囊内视镜进行检查时，如果预先获得通过该检查发现的病变部位等位置信息的话，则极其方便，当然就希望该位置信息的精度很高。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况，目的是要提供一种胶囊内视镜，其通过能够在使用插入体腔内的胶囊内视镜发现的病变部位等所希望的部位上留置预定的信息（标记），使日后进行的再检查等能够容易地再发现该病变部位，使日后的再检查或处置等能确实地进行。

并且，本发明的另一个目的是要提供一种胶囊内视镜，其通过使胶囊内视镜的封装部件为分离的结构，使用时的形态为虽然是大型的装置但使各分离的胶囊小型化，通过这样不给被检者带来负担，容易

吞下，通过采用这样的结构使检查能够更确实地进行。

而且，本发明还有一个目的是要提供一种胶囊内视镜，使插入体腔内的胶囊内视镜的观察方向能够选择性地观察至少两个方向中所希望的一个方向，并且能够自由地变换观察方向，通过这种结构确保更宽的视野，能够进行确实的检查。

本发明的胶囊内视镜为至少包括摄像光学系统、照明单元、摄像单元和电路基板而构成的胶囊内视镜，其特征在于，具备在体腔内留置标记部件的标记单元。

本发明的胶囊内视镜包括：摄像光学系统；照明单元；摄像单元；电路基板；以及标记单元，用于在体腔内留置标记部件；其中，上述标记单元包括：贮存器，用于收容预先加压的上述标记部件；以及喷嘴，用于将上述标记部件从上述贮存器射出到上述胶囊内视镜的外部，并具有用于控制上述标记部件的射出的阀。

本发明的胶囊内视镜包括：摄像光学系统；照明单元；摄像单元；电路基板；以及标记单元，用于在体腔内留置标记部件；其中，上述标记单元包括：射出管，用于收容上述标记部件；以及约束单元，用于将上述标记部件从上述射出管射出，上述标记单元用于射出金属部件。

本发明的胶囊内视镜包括：摄像光学系统；照明单元；摄像单元；电路基板；以及射出单元，用于对体腔内的被检体射出药剂；其中，上述射出单元包括：贮存器，用于收容预先加压的上述药剂；以及喷嘴，用于将上述药剂从上述贮存器射出到上述胶囊内视镜的外部，并具有用于控制上述药剂的射出的阀。

本发明的胶囊内视镜包括：电源胶囊，包括：第一封装部件，在上述第一封装部件中，至少密封有选自包括摄像光学系统、照明单元、

电路基板和电源单元的组的上述电源单元；主胶囊，包括：第二封装部件，在上述第二封装部件中，密封有摄像单元以及上述组中不在上述第一封装部件中的部件；以及连接/断开部件，用于连接和断开上述电源胶囊和上述主胶囊。

本发明的胶囊内视镜，包括：电源胶囊，其外包装密封，包括电源单元；主胶囊，其外包装密封，至少包括摄像光学系统、照明单元、摄像系统、电路基板；以及连接/断开部件，用于连接和断开上述电源胶囊和上述主胶囊。

附图说明

图1是表示本发明的第1实施形态的胶囊内视镜以及包括该胶囊内视镜的胶囊内视镜系统的概要的概略结构图。

图2是取出图1的胶囊内视镜中的摄像光学系统、摄像单元和电路基板并放大表示的主要部分放大剖视图。

图3A~图3F是大致表示制造图1的胶囊内视镜中的摄像单元时的过程的图。

图4是表示本发明的第2实施形态的胶囊内视镜以及包括该胶囊内视镜的胶囊内视镜系统的概要的概略结构图。

图5是图4的胶囊内视镜的顶端部附近的主要部分的放大剖视图。

图6是构成本发明的第3实施形态的胶囊内视镜的一部分的主胶囊的概要的概略结构图。

图7是构成本发明的第3实施形态的胶囊内视镜的另一部分的电源胶囊的概要的概略结构图。

图8是表示本发明的第3实施形态的胶囊内视镜使用时的状态的概略结构图。

图9是表示本发明的第3实施形态的胶囊内视镜中的主胶囊的变

形例的概略结构图。

具体实施方式

下面用图示的实施形态说明本发明。

图1为表示本发明的第1实施形态的胶囊内视镜以及包括该胶囊内视镜的胶囊内视镜系统的概要的概略结构图。另外，在图1中，通过表示胶囊内视镜的剖面图来表示其内部结构。

如图1所示，本实施形态的胶囊内视镜系统1包括在胶囊状的筐体内部具备各种构成部件而构成的胶囊内视镜10、和外部控制装置21等而构成，外部控制装置21包括从外部控制该胶囊内视镜10的控制单元等。

外部控制装置21的结构如上所述除控制单元外，还包括与例如胶囊内视镜10之间进行通信的通信单元或无线提供该胶囊内视镜10的内部电路所必要的电力的供电单元、以及接收该胶囊内视镜10获得的图像信号并记录该信号的记录单元、和根据该胶囊内视镜10获得的图像信号显示图像的显示单元（图中没有示出）等。

即，在本胶囊内视镜10中，各内部电路所需要的电力如上所述由外部控制装置21无线提供。因此，在外部控制装置21中设置有预定的供电单元。与此相对应，在胶囊内视镜10的外表设置有与该供电单元相对应的通信受电单元19。

胶囊内视镜10由以下单元构成：作为液密性地密封内部的封装部件的筐体16；包括配设在该筐体16内部的各种构成部件、例如照明体腔内的消化器官等被检体的发光二极管（LED）等发光光源15a以及安装控制驱动该发光光源15a的电路的发光光源搭载基板15b的照明单元15；包括形成被该照明单元15照明的被检体的光学像的多个透镜组11a以及保持该透镜组的透镜筒11b等的摄像光学系统11；包括接受该摄像光学系统11成像的被检体的光学像并进行预定的光

电变换处理等生成图像信号的摄像元件等的摄像单元 12；包括安装了接受该摄像单元 12 输出的图像信号进行各种信号处理（图像信号处理或通信处理等）的电路或统括地控制该胶囊内视镜 10 内部的整个电路的控制电路等的多块基板 13a、13b 等的电路基板 13；将构成该电路基板 13 的多块基板彼此与后述的通信受电单元 19 之间进行电连接的挠性印制电路板（FPC）14；标记射出单元 17（后面详细叙述）；安装在电路基板 13 上检测该胶囊内视镜 10 的姿势的姿势检测单元 18 等。

本胶囊内视镜 10 的筐体 16 包括透明窗部 16a 和本体部 16b，所述透明窗部 16a 用例如树脂等硬质部件形成，覆盖保护该胶囊内视镜 10 的前面部分同时让从照明单元 15 射出的照明光束或入射到摄像光学系统 11 内的光束透过；所述本体部 16b 构成该筐体 16 的主要部分并配置各种内部结构部件等，同时从外部覆盖保护它们。

摄像光学系统 11 包括多个透镜组 11a 和保持该透镜组的透镜筒 11b 等。并且，在配设于该摄像光学系统 11 后方的预定位置上的电路基板 13 的预定的基板 13a 的安装面上，安装配置有摄像单元 12。

摄像单元 12 如上所述配设在摄像光学系统 11 后方的预定位置上。该摄像单元 12 包括接受透过摄像光学系统 11 形成的被检体的光学像并进行光电变换处理的 CCD 或 CMOS 等摄像元件、或由驱动该摄像元件进行预定的信号处理的多个电气元件等构成的电路等。因此，这些电路或摄像元件等安装在电路基板 13 的预定的基板 13a 上。

因此，被检体被上述照明单元 15 照明，当该照明光束被被检体反射时，该反射光束被摄像光学系统 11 汇集并透过摄像光学系统，然后在摄像单元 12 的摄像元件的受光面上形成被检体的光学像。

并且，摄像单元 12 接受摄像光学系统 11 形成的被检体的光学像并进行预定的光电变换处理等信号处理，生成与该被检体的光学像相对应的电信号（图像信号）。

电路基板 13 如上所述包括多块基板 13a、13b 等，安装有进行例如各种图像信号处理或驱动控制处理以及信号通信处理等的电路或控制整个该胶囊内视镜 10 的控制电路等。另外，这些电路分别由例如半导体单片构成。

下面说明摄像单元 12 及电路基板 13 的详细结构。

图2为取出本实施形态的胶囊内视镜中的摄像光学系统和摄像单元以及电路基板并放大表示的主要部分的放大剖视图。并且，图 3A～图 3F 为概略地表示制造摄像单元时的过程的图。另外，图 3F 的状态为表示该摄像单元制造结束时的形态的剖视图。

摄像单元 12 如图 2 及图 3 所示接合玻璃部件 12a 和摄像元件(以下称为图像传感器) 12c 构成。在这种情况下，玻璃部件 12a 配设在图像传感器 12c 的前面一侧、即、与摄像光学系统 11 相对一侧的面的形成摄像面的一侧的面上。

因此，处于不能向外部取出图像传感器 12c 的前面一侧(与玻璃部件 12a 接合面)上的电极的状态。因此，为了从图像传感器 12c 的前面一侧向背面一侧取出这些电极，在该图像传感器 12c 上设置贯穿电极 12d 和突起电极(凸起) 12e。即，该图像传感器 12c 构成能够通过贯穿电极 12d 和突起电极 12e 从图像传感器 12c 的前面一侧向背面一侧取出电极的电路。

贯穿电极 12d 由贯穿图像传感器 12c 的极其细微的孔构成，与电极数相等设置多个。各贯穿电极 12d 上设置突起电极 12e。该突起电极 12e 为通过电镀以晶片状态统一形成的电极(后面详细叙述)。

并且，在玻璃部件 12a 的与图像传感器 12c 相对的一侧的面上形成凹部。这是当接合玻璃部件 12a 和图像传感器 12c 时气体密封图像传感器 12c 的表面的举措。由此，在两者接合的状态下能够在两者之间的预定区域形成空气层 12b(参照图 2 及图 3F)。

这种结构的摄像单元 12 通过以下过程制造。

首先，用预定的粘接剂等临时接合部件 101 临时将图 3B 所示的加强部件 100 接合到图 3A 所示的作为材料的图像传感器晶片 12cc 上。

接着，用预定的机床等对图 3B 状态的图像传感器晶片 12cc 实施研磨加工，使其为预定的厚度尺寸。由此，处于图 3C 所示的状态。

通过该研磨加工，图像传感器晶片 12cc 形成为极薄的膜状。在该状态下对该图像传感器晶片 12cc 实施各种加工处理困难。

因此，通过在薄膜状的图像传感器晶片 12cc 上接合加强部件 100，而将图像传感器晶片 12cc 加强到加工处理时不会损坏等的强度。

在处于图 3C 状态（预定厚度）下的图像传感器晶片 12cc 的预定位置上形成预定数量的贯穿电极 12d。由此形成图 3D 所示状态的图像传感器 12c。另外，也可以用例如干腐蚀等方法形成贯穿电极 12d。

接着，通过对该图 3D 所示的图像传感器 12c 的各贯穿电极 12d 进行电镀等统一形成突起电极 12e。由此形成图 3E 所示的图像传感器 12c。

然后从该图 3E 所示状态下除去加强部件 100 和临时接合部件 101。然后，将玻璃部件 12a 接合到图像传感器 12c 的预定面（前面）一侧。由此处于图 3F 所示的状态。在这种情况下，将玻璃部件 12a 的设置了凹部的一侧的面与图像传感器 12c 的前面一侧（摄像面）相对地配置。由此，在玻璃部件 12a 与图像传感器 12c 之间预定的区域形成空气层 12b。该状态为摄像单元 12 制造完成时的形态，即图 3F 所示的形态。然后，将该摄像单元 12 安装到电路基板 13 中的基板 13a 上。

这里，构成电路基板 13 的基板 13a、13b 如图 2 所示以在其内层埋入例如电感器 13aa 或集成电路（IC）13ab 或薄膜电阻 13ba 或电容器 13bb 等的形态形成。

现在回到图 1，在电路板 13 的配设在该胶囊内视镜 10 的近似中央部位的基板 13b 上安装姿势检测单元 18。该姿势检测单元 18 包括插入体腔内检测使用中的胶囊内视镜 10 的三维姿势的陀螺等。根据该姿势检测单元 18 检测到的数据进行该胶囊内视镜 10 的姿势控制。

并且，在该胶囊内视镜 10 内部一端附近预定的位置上配设上述通信受电单元 19。该通信受电单元 19 担负该胶囊内视镜 10 与外部控制装置 21 之间的通信任务，同时兼起从外部控制装置 21 接受电力的作用。

即，通信受电单元 19 由无线电单元和受电单元构成，所述无线电单元包括在例如正在体腔内使用的胶囊内视镜 10 与体腔外设置的外部控制装置 21 之间收发各种控制信号或将该胶囊内视镜 10 获得的被检体的图像信号输送给外部控制装置 21 的天线部件等，所述受电单元接受从外部控制装置 21 无线输送来的电力，并将该电力分配给该胶囊内视镜 10 的各内部电路。

另外，通信受电单元 19 由例如电双重电容器（所谓超级电容器）和无指向性天线或信号发生器 VCO（通信单元）、以及稳压器和受电天线（受电单元）等构成。

照明单元 15 如上所述由发光光源 15a 和发光光源搭载基板 15b 构成，所述发光光源 15a 包括多个照明被检体的发光二极管（LED）等，所述发光光源搭载基板 15b 安装该发光光源 15a，并安装进行该发光光源 15a 的驱动控制的电路等。

在这种情况下，发光光源 15a 具体在摄像光学系统 11 的透镜筒 11b 的外周边缘附近配置多个。并且，构成该发光光源 15a 的多个发光二极管分别与该胶囊内视镜 10 的前面相对，能够射出预定的光束地配设。

并且，在胶囊内视镜 10 内部预定的位置上设置有作为往体腔内

射出预定的标记部件 20（后面详细叙述）并留置在体腔内的标记单元的标记射出单元 17。该标记射出单元 17 由喷嘴 17a、阀 17b、贮存器 17c 以及填充到该贮存器 17c 内部的标记部件 20 等构成。

在胶囊内视镜 10 的筐体 16 的内部，贮存器 17c 配置在比发光光源搭载基板 15b 靠后的一侧、该胶囊内视镜 10 的大致中央附近。通过附着在体腔内的任意部位而使成为标记病变部位等的标记（记号）的标记部件 20 在预先加压的状态下填充到该贮存器 17c 的内部。

该标记部件 20 使用例如荧光物质或 X 射线不透过物质或染料等液体状的物质。并且，作为加压该标记部件 20 的装置，预先实施例如电磁力或静电力等就可以。

喷嘴 17a 用极细直径的管状部件构成。该喷嘴 17a 从贮存器 17c 的预定部位贯穿发光光源搭载基板 15b 向筐体 16 的透明窗部 16a 延伸地配设。并且，喷嘴 17a 的顶端部位在透明窗部 16a 附近预定的位置不突出该透明窗部 16a 的外表面地配置。并且，喷嘴 17a 的顶端部位进入摄像光学系统 11 的摄像视野范围内地设定。

在喷嘴 17a 的预定部位（靠近贮存器 17c 的部位）设置阀 17b。该阀 17b 使用例如通过压电元件开闭的压电阀或通过微小区域的空气压开闭的气压阀（空气阀）或电磁式电磁阀等。因此，通过该阀 17b 贮存器 17c 与喷嘴 17a 能任意地开闭。

并且，当该阀 17b 处于打开状态时，贮存器 17c 内部的标记部件 20 在贮存器 17c 的内压的作用下通过喷嘴 17a 向胶囊内视镜 10 的外部前方作为目标的病变部位等被检体射出。

另外，阀 17b 的开闭控制对标记部件 20 的射出控制通过外部控制装置 21 执行遥控控制。即，该系统 1 的操作者通过任意操作外部控制装置 21 的预定操作部件进行射出控制。这样一来，标记射出单元 17 成为射出标记部件 20 的射出单元。

而外部控制装置 21 的结构除上述主要从外部控制胶囊内视镜 10

等统一控制整个该系统的控制单元外，还包括：接受胶囊内视镜 10 获得的、通过该胶囊内视镜 10 的无线通信单元无线传输过来的图像信号等并进行预定的信号处理的图像处理单元；与胶囊内视镜 10 之间进行通信的通信单元；记录接受的图像信号等的记录单元；在根据该图像信号进行预定的信号处理后将其作为可以视认的图像显示的显示单元；向胶囊内视镜 10 内无线输送必要的电力的供电单元等。

作为其中的显示单元，可以使用例如阴极射线管（CRT：Cathod-Ray Tube）型显示装置或液晶显示（LCD：Liquid Crystal Display）装置或等离子体显示（Plasma Display）装置或电子荧光显示（Electro Luminescent Display，EL 显示）装置等一般显示装置。

下面说明这种结构的本实施形态的胶囊内视镜 10 和包含该胶囊内视镜的胶囊内视镜系统 1 的作用。

首先，插入体腔内的胶囊内视镜 10 获取与所希望的被检体相对应的图像信号，在对其实施预定的信号处理后，通过通信受电单元 19 向外部控制装置 21 发送。具体如下所述。

即，在进行使用了该胶囊内视镜 10 的检查时，首先被检者咽下胶囊内视镜 10。

该胶囊内视镜 10 在被检者的体腔内脏器的蠕动运动或预定的移动装置等作用下在体腔内前进，不久到达希望观察或检查的目的部位（被检体附近）。在这里启动从外部控制装置 21 向胶囊内视镜 10 的供电动作。

另外，从外部控制装置 21 向胶囊内视镜 10 的供电动作的时期并不局限于上述例，可以在例如被检者即将咽下胶囊内视镜 10 之前开始等，在所希望的任意时期进行。

当胶囊内视镜 10 处于从外部控制装置 21 接受电力而启动的状态时，照明单元 15 也同时处于 ON 状态。这样一来，该胶囊内视镜 10 在用照明单元 15 照明体腔内的同时移动。并且，此时体腔内的光学

像通过摄像光学系统 11 成像在摄像单元 12 的受光面上。

摄像单元 12 接受该光学像进行预定的光电变换处理。通过该光电变换处理生成表示与被检体的光学像相对应的图像的电信号(图像信号)。该图像信号通过 FPC14 输出给安装在电路基板 13 上的预定的元件等实施各种信号处理。

然后,由该结果生成的表示被检体像的图像信号通过通信受电单元 19 输出给外部控制装置 21。外部控制装置 21 接受该信号对接受的图像信号实施预定的信号处理,然后向自己内部设置的记录单元或显示单元传输各自对应的预定形态的电信号、即适合于记录的记录用图像信号或适合于显示的显示用图像信号等。

即,该被检体的图像信号被变换成适合于记录的预定形态的记录用图像信号并输送给记录单元,记录在预定的记录媒体(图中没有示出,包含在记录单元中)的预定的记录区域内。或者,变换成适合于显示的预定形态的显示用图像信号输送给显示装置,用其显示单元作为可以视认的图像来显示。

这样一来,观察显示在显示装置的显示部上的被检体的图像。由此进行该被检体的检查和诊断等。

并且,在如上所述插入体腔内的胶囊内视镜 10 位于希望观察及检查的部位(被检体)附近时,本系统 1 的操作者通过进行外部控制装置 21 的预定的操作使胶囊内视镜 10 的标记射出单元 17 动作,进行标记部件 20 的射出控制。

此时,由于标记射出单元 17 的喷嘴 17a 进入摄像光学系统 11 的摄像视野的范围内地设定,因此喷嘴 17a 的至少顶端部分能够与被检体一起在外部控制装置 21 的显示装置的显示部(图中没有示出)被观察到。因此,操作者在同时观察用标记部件 20 标记的作为目标的被检体和喷嘴 17a 的同时,用标记射出单元 17 进行标记部件 20 的射出操作。

由此，从标记射出单元 17 射出预定量的标记部件 20，则该标记部件 20 留置在体腔内所希望的目标部位。这样对病变部位等被检体进行标记。

另外，虽然该射出动作每次检查至少进行一次就可以，但也可以进行多次射出动作。

如上所述，如果采用上述第 1 实施形态，由于具备在用摄像单元 12 观察体腔内的同时对所希望的部位、例如病变部位等被检体任意地留置标记部件 20 实施标记的作为标记单元的标记射出单元 17，因此在用该胶囊内视镜 10 进行检查后改用其他装置进行检查时，容易再发现先前发现的病变部位等被检体。

在这种情况下，当使用染料等作为标记部件 20 时，在之后进行检查、例如使用普通的内视镜等进行的精确检查等时，容易再发现该留置了标记部件 20 的部位（病变部位等被检体）。

并且，在用荧光物质作为标记部件 20 时，尤其是通过进行荧光观察容易再发现病变部位等。

并且在用 X 射线不透过物质作为标记部件 20 时，在用该胶囊内视镜 10 进行检查后，通过进行 X 射线检查能够从体外把握病变部位等正确的部位。

并且，由于将标记射出单元 17 的喷嘴 17a 设定为进入摄像光学系统 11 的摄像视野范围内，因此能够在外部控制装置 21 的显示装置的显示部（图中没有特别示出）的同一画面上同时观察到喷嘴 17a 的顶端和被检体。因此，用标记射出单元 17 进行的射出操作能够容易地进行。

另外，在上述第 1 实施形态中，采用如图 1 所示那样将贮存器 17c 固定在胶囊内视镜 10 内部的预定位置上的结构。当采用这种结构时，根据贮存器 17c 内部的标记部件 20 的种类准备各种不同的胶囊内视镜 10，根据执行的检查等从多种胶囊内视镜 10 内选择所希望的胶囊

内视镜 10 使用。

作为与之不同的形态，也可以采用例如使贮存器 17c 组件化，使该贮存器组件在胶囊内视镜 10 上自由装卸的结构。

在采用这种结构的情况下，在开始使用胶囊内视镜 10 时，任意地选择填充了适合于此后进行的检查等所希望的标记部件 20 的贮存器组件，将其安装到胶囊内视镜 10 内。

即，在这种情况下，如果胶囊内视镜 10 的本体结构物为共同的结构，仅任意地选择贮存器组件安装到胶囊内视镜 10 的本体内的话，则能够选择与所希望的检查相对应的标记部件 20。

因此，能够构成可进行更加有效的资源材料管理等的系统。与此同时，由于在制造时也只要根据标记部件 20 的每种种类制造管理贮存器组件就可以，因此能够实现制造过程的高效化，并且能够降低制造成本。

另外，虽然在上述第 1 实施形态中叙述的是使用具备接受来自外部控制装置 21 无线供电的通信受电单元 19 的外部供电方式作为给胶囊内视镜 10 提供电力的方式的例子，但与此不同的供电方式、例如在胶囊内视镜 10 的内部设置一次电池或充电电池等电源电池的内装电源方式构成胶囊内视镜 10 也是容易的。

此时，外部控制装置 21 中不需要供电单元，使用从胶囊内视镜 10 的通信受电单元 19 中除去了受电单元的通信单元。

另外，如果采用内装电源的话，虽然胶囊内视镜能够使用的时间依存于电源容量，但能够使胶囊内视镜的内部电路等电气结构简单化，能够降低制造成本。

而且，虽然在上述第 1 实施形态中将在被检体附近实施标记的标记部件 20 填充到标记射出单元 17 的贮存器 17c 的内部，但也可以不填充该标记部件 20，而将作用于病变部位等的治疗用或处置用的药剂等填充到贮存器 17c 内。

如果采用这种结构的话,在通过用胶囊内视镜 10 获取光学像并显示用目视进行检查的同时,在该检查中发现病变部位等的情况下,通过用标记射出单元 17 射出药剂等,可以任意地进行简单的处置或治疗等。

另外,虽然在上述第 1 实施形态中叙述的是将主要为液体状的物质作为标记部件 20 向被检体射出的结构的例子,但作为标记部件 20 并不局限于这种形态的液体状部件。也可以考虑例如图 4 及图 5 所示的本发明的第 2 实施形态的结构。

即,图 4 为表示本发明的第 2 实施形态的胶囊内视镜及包括该胶囊内视镜的胶囊内视镜系统的概要的概略结构图。另外,在图 4 中,通过图示胶囊内视镜的剖视图表示其内部结构。图 5 为本实施形态的胶囊内视镜 10 的顶端部附近的主要部分的放大剖视图,为表示从该胶囊内视镜中射出固体状的标记部件给所希望的被检体实施了标记时的状态的图。

本实施形态如图 4 所示由与上述第 1 实施形态大致相同的结构构成,只有胶囊内视镜内部设置的标记射出单元的结构有些不同。因此,在本实施形态中,与上述第 1 实施形态相同的结构使用相同的符号,其详细说明省略,下面用图 4 及图 5 仅就不同的结构进行说明。

本实施形态的标记射出单元 17A 包括射出由夹子状的固体构成的标记部件 17Ad 的筒状射出管 17Aa 和射出标记部件 17Ad 的弹簧等弹性部件 17Ae 等。

射出管 17Aa 中收容有多个标记部件 17Ad,为了能够在任意时候向外部射出标记部件 17Ad,弹性部件 17Ae 构成预定的机构。

标记部件 17Ad 如上所述为由夹子状固体构成的部件,由例如金属部件等形成。当该标记部件 17Ad 被收容在射出管 17Aa 的内部时,如图 4 所示为近似颗粒的形态,当任意时刻进行预定的操作射出时,如图 5 所示从近似顶端部突出针状部 17Add。于是,通过该针状部

17Add 刺入被检体 103，该标记部件 17Ad 留在该部位。

其他的结构与上述第 1 实施形态大致相同。并且，本实施形态的作用仅从标记射出单元 17A 射出的标记部件 17Ad 不同，与上述第 1 实施形态大致相同。

如以上说明过的那样，如果采用上述第 2 实施形态，能够获得与上述第 1 实施形态相同的效果。

并且，由于本实施形态采用使金属制等固体状标记部件 17Ad 置在体腔内所希望的部位的结构，因此通过在使用了该胶囊内视镜 10A 的检查后进行 X 射线检查，能够从体外准确把握病变部位等的位置。

下面说明本发明的第 3 实施形态的胶囊内视镜及胶囊内视镜系统。

图 6～图 8 为表示本实施形态的胶囊内视镜的图，图 6 为表示构成本胶囊内视镜的一部分的主胶囊的概要的概略结构图，图 7 为构成本胶囊内视镜的其他部分的电源胶囊的概要的概略结构图。并且，图 8 为表示连接图 6 的主胶囊与图 7 的电源胶囊的状态即本胶囊内视镜使用时的状态的图。

本实施形态的胶囊内视镜 10B 由 2 个胶囊状筐体、即图 6 所示的将摄像单元等主要构成部件收容到内部的主胶囊 10Ba 和图 7 所示的主要将构成电源电池等电源单元的部件收容到内部的电源胶囊 10Bb 构成。并且，这两个分开的胶囊（主胶囊 10Ba 和电源胶囊 10Bb）用预定的连接机构（后面详细叙述）连接，当两者处于连接状态时，起胶囊内视镜 10B 的作用。

另外，在本实施形态的胶囊内视镜 10B 的内部构成部件中，对于具有与上述第 1 实施形态的胶囊内视镜 10 相同功能的构成部件添加相同的附图标记，其详细说明省略。并且，由于图 8 如上所述是表示连接图 6 的主胶囊和图 7 的电源胶囊的状态的图，因此为了避免图面

的复杂化，图示中省略了添加到各部件上的符号。

主胶囊 10Ba 由液密性地密封内部的封装部件的筐体 16A 和收容到该筐体 16A 的内部的各种构成部件构成。

筐体 16A 整体为使胶囊状的一端为平面状的形态。即，该筐体 16A 由透明窗部 16Aa 和本体部 16Ab 构成，所述透明窗部 16Aa 用例如透明树脂等硬质部件形成中空半球状，覆盖保护该胶囊内视镜 10B 的前面部分同时让从照明单元 15 射出的照明光束或入射到摄像光学系统 11 内的光束透过；所述本体部 16Ab 构成用例如树脂等硬质部件形成一端具有开口的近似圆筒形状的该筐体 16A 的主要部分，内部配置有各种构成部件等，从外部覆盖并保护这些部件。

在筐体 16A 的内部如图 6 所示分别在预定的位置配设有：摄像光学系统 11B；摄像单元 12；由多块基板 13a、13b 等构成的电路基板 13；挠性印制电路板 14；由发光光源 15a 和发光光源搭载基板 15b 等构成的照明单元 15；姿势检测单元 18；作为连接部件的永久磁铁 22a；以及变压器 23a 等。

摄像光学系统 11B 采用能够选择性地将从该胶囊内视镜 10B 的长轴方向的侧面的两个预定方向入射的光束（图 6 所示符号 O1、O2）中的任意一条光束导向摄像单元 12 的受光面的结构。

因此，该摄像光学系统 11B 由配置在互相相对的位置上使从两个不同方向来的光束入射的第 1 透镜组 11a 和第 2 透镜组 11e、配置在摄像单元 12 的受光面的前面一侧附近的第 3 透镜组 11c、接受透过第 1 透镜组 11a 或第 2 透镜组 11e 的光束中的任意一束光束并将其导向第 3 透镜组 11c 的反射镜 11d 等构成。

反射镜 11d 如图 6 所示以符号 X 为中心在预定的范围内沿箭头 R 方向旋转自由地配设。此时，反射镜 11d 可动的范围能够在与透过第 1 透镜组 11a 的光束的光轴 O1 成近似 45° 夹角的位置和与透过第 2 透镜组 11e 的光束的光轴 O2（用点划线表示）成近似 45° 夹角的位

置之间转动。

另外,在本实施形态中,在本胶囊内视镜 10B 与外部控制装置(图中没有示出)之间进行通信的通信单元安装在电路基板 13 上。

而电源胶囊 10Bb 由液密性密封内部的封装部件的筐体 16Ac 和收容在该筐体 16Ac 内部的各种构成部件构成。

筐体 16Ac 整体上形成为与上述主胶囊 10Ba 的筐体 16A 大致相同的形状,整体与主胶囊 10Ba 的本体部 16Ab 用相同的树脂等硬质部件形成。

筐体 16Ac 的内部由多个一次电池或充电电池等电源电池 19A、作为连接部件的永久磁铁 22b 和变压器 23b 等构成。

永久磁铁 22b 使用极性与上述主胶囊 10Ba 一侧的永久磁铁 22a 的极性相反的磁铁。因此,主胶囊 10Ba 和电源胶囊 10Bb (筐体 16Ab 与筐体 16Ac)通过主胶囊 10Ba 侧的永久磁铁 22a 与电源胶囊 10Bb 侧的永久磁铁 22b 之间产生出磁力以图 8 所示的形态连接。

并且,变压器 23b 通过与上述主胶囊 10Ba 侧的变压器 23a 组合能够以非接触的状态提供电力。

即,主胶囊 10Ba 与电源胶囊 10Bb 在处于如图 8 所示的连接状态时动作,由此即使在互相不接触的状态下也能够从电源胶囊 10Bb 侧向主胶囊 10Ba 侧提供电力。

下面说明这种结构的本实施形态的胶囊内视镜 10B 的作用。

在进行使用了本胶囊内视镜 10B 的检查等时,首先被检者分别咽下主胶囊 10Ba 和电源胶囊 10Bb。这样一来,两者在体腔内通过永久磁铁 22a、22b 的作用连接。

当两者处于图 8 所示的连接状态时,变压器 23a、23b 动作,从电源胶囊 10Bb 一侧向主胶囊 10Ba 一侧提供预定的电力。由此,胶囊内视镜 10B 开始起作用。

这里,通过外部控制装置(图中没有示出)控制摄像光学系统 11B

的反射镜 11d 的方向。由此，可以选择观察位于该胶囊内视镜 10B 侧面预定的两个方向中的某一个方向的被检体。在图 8 所示的状态下，反射镜 11d 设定为将透过第 1 透镜组 11a 的光束导向摄像单元 12 一侧。

并且，在检查结束后，该胶囊内视镜 10B 在被检者的体腔内脏器的蠕动运动等的作用下排出体腔外。

如上所述，如果采用上述第 3 实施形态，分开构成主胶囊 10Ba 和电源胶囊 10Bb，用永久磁铁 22a、22b 连接两者，当两者连接时从电源胶囊 10Bb 向主胶囊 10Ba 提供电力。

因此，可以使各胶囊作为单体时的大小小型化。

并且，由于即使增大各胶囊的大小被检者也能够容易地咽下，因此能够不增加被检者的负担地使胶囊内视镜的大小大型化。由于这样能够确保各胶囊更宽阔的内部容积，因此在例如主胶囊 10Ba 中，由于更宽阔的内部容积能够配设更多的构成部件，能够实现更高的性能或多功能化。并且，由于例如电源胶囊 10Bb 能够收容更多的电源电池，因此能够延长使用时间。而且，也可以收容用例如燃料电池等进行的发电装置等取代不同种类的电源电池、例如一次电池或充电电池。

另外，虽然在上述第 3 实施形态中使用永久磁铁 22a、22b 作为连接主胶囊 10Ba 与电源胶囊 10Bb 的连接部件，但连接部件并不局限于此。

例如，永久磁铁 22a、22b 中的至少一个也可以用电磁铁构成。在这种结构的情况下，通过用外部控制装置控制该电磁铁的磁力，可以任意地使主胶囊 10Ba 和电源胶囊 10Bb 两者分离。因此，在检查开始前分别咽下两者，然后在两者连接的状态下进行所希望的检查，再使两者分离，如果这样，具有能够容易地使两胶囊 10ba、10Bb 排出体腔外的效果。

并且，虽然在上述第3实施形态中将电源电池收容到电源胶囊10Bb的内部，但如果不这样，而是与上述第1实施形态所述那样设置接受通过无线送电从外部输送来的电力的受电单元也能够容易地实施。在这种情况下，也可以并用设置电源电池和受电单元的内装电源方式和外部供电方式，也可以仅用某一种供电方式。

另外，在上述第3实施形态中，能够选择地观察位于胶囊内视镜10B侧面预定的两个方向上的某一个方向上的被检体地构成摄像光学系统11B。但也可以取而代之，能够观察例如胶囊内视镜10B侧面一个方向或者前方预定范围地构成摄像光学系统11B。

即，图9为表示本发明的第3实施形态的胶囊内视镜中主胶囊的变形例的概略结构图。

该变形例如图9所示，仅主胶囊10Ca的内部构成部件中的摄像光学系统11C的结构与上述第3实施形态不同。因此，主胶囊10Ca中除摄像光学系统11C以外的构成部件和电源胶囊的结构完全与上述第3实施形态相同，其图示和详细说明省略。

该变形例的胶囊内视镜的主胶囊10Ca中的摄像光学系统11C如图9所示，包括：入射来自两个不同的方向的光束的两个透镜组、即第1透镜组11a和第2透镜组11f；配置在摄像单元12的受光面前面一侧附近的第3透镜组11c；接受透过第1透镜组11a或第2透镜组11f的光束中的任意一束并将其导向第3透镜组11c的反射镜11d等。

2组透镜组中的第1透镜组11a与上述第3实施形态一样配置在能够透过来自胶囊内视镜侧面某个预定方向的光束的位置上，能够观察侧面视野。并且，第2透镜组11f配置在能够透过从胶囊内视镜的前方入射的光束的位置上，能够观察前方的视野。

反射镜11d如图9所示以符号X1为中心在预定的范围内沿箭头R方向旋转自由地配设。此时，反射镜11d可动的范围能够在与透过第1透镜组11a的光束的光轴O1成近似45°夹角的位置（图9的实

线表示的位置)和避开透过第2透镜组 $11f$ 的光束(光轴 $O3$)的位置(图9的双点划线表示的位置)之间转动。其他的结构和作用与上述第3实施形态大致相同。

如上所述,上述变形例不仅具有与上述第3实施形态相同的效果,而且可以选择性地切换胶囊内视镜的前方视界或侧面视界中的某一个进行观察。

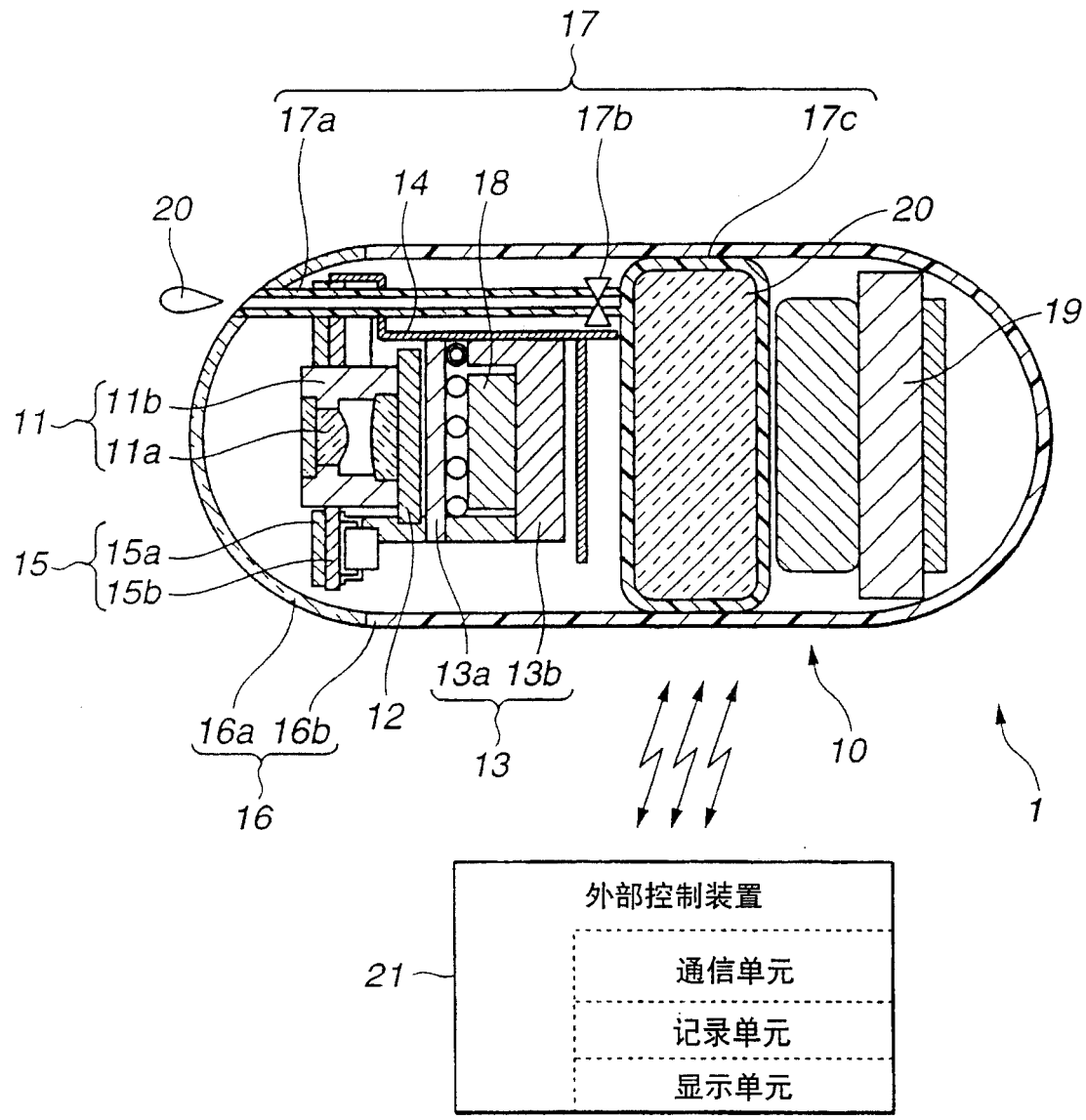


图1

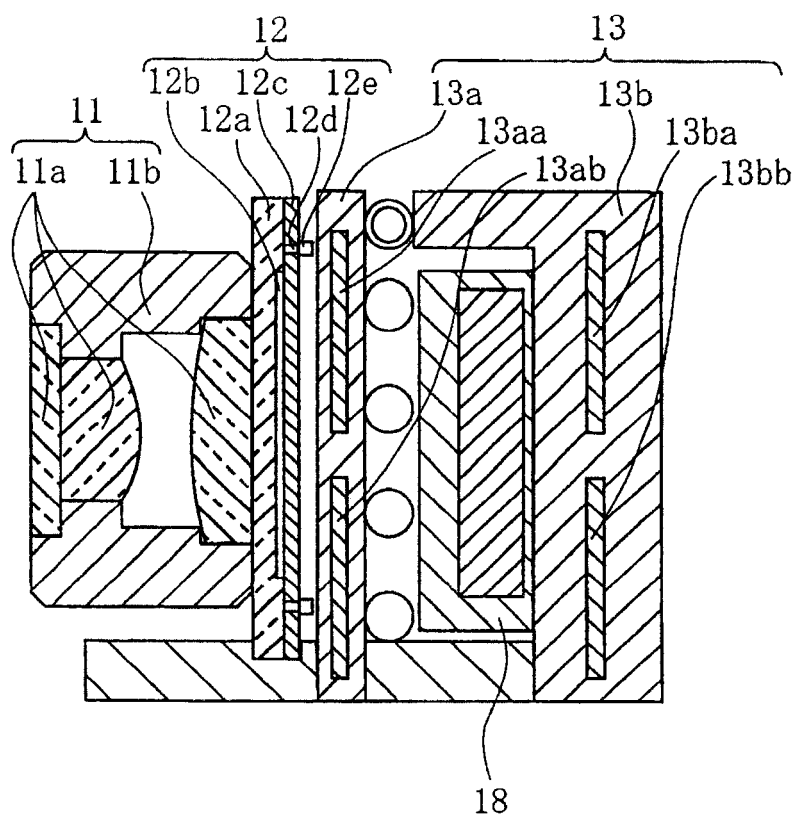


图2

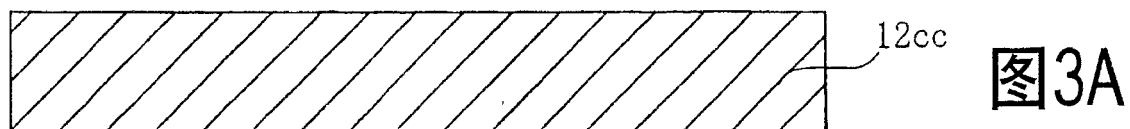


图3A

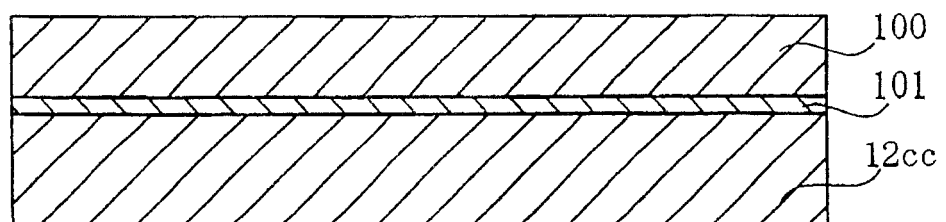


图3B

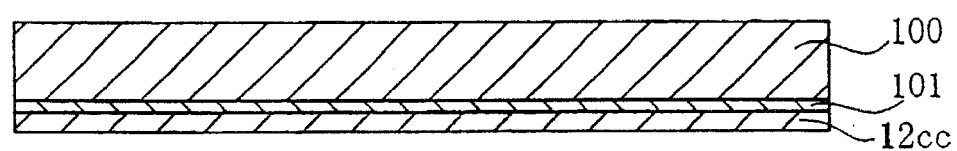


图3C

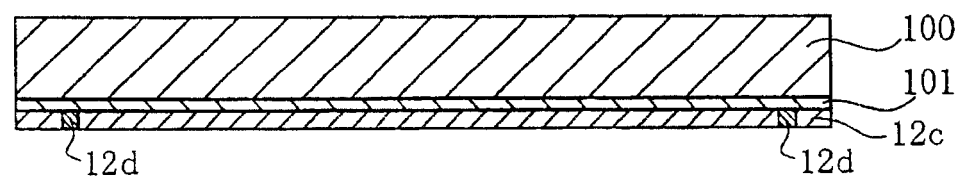


图3D

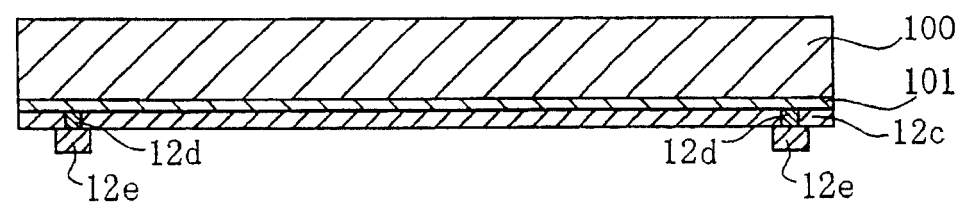


图3E

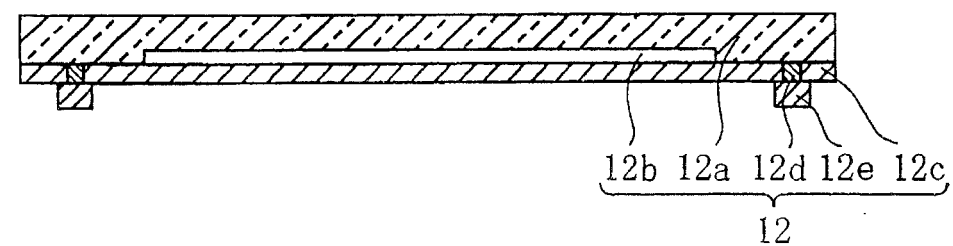


图3F

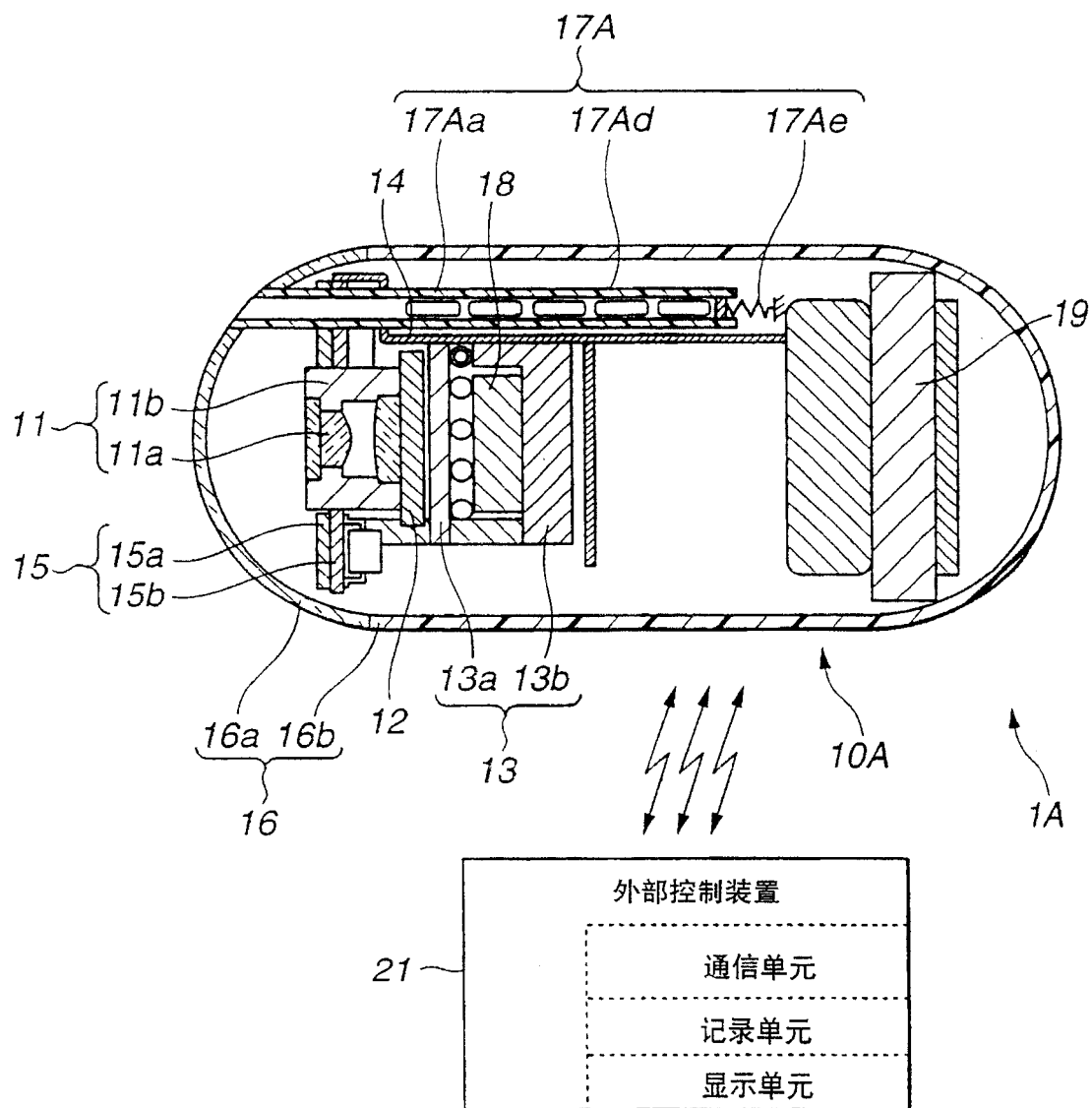


图4

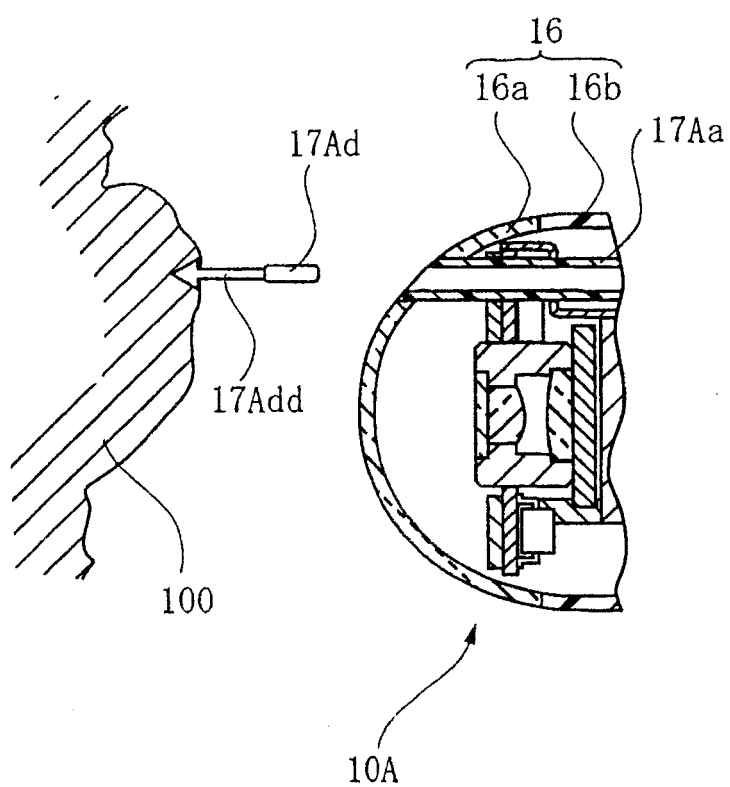


图5

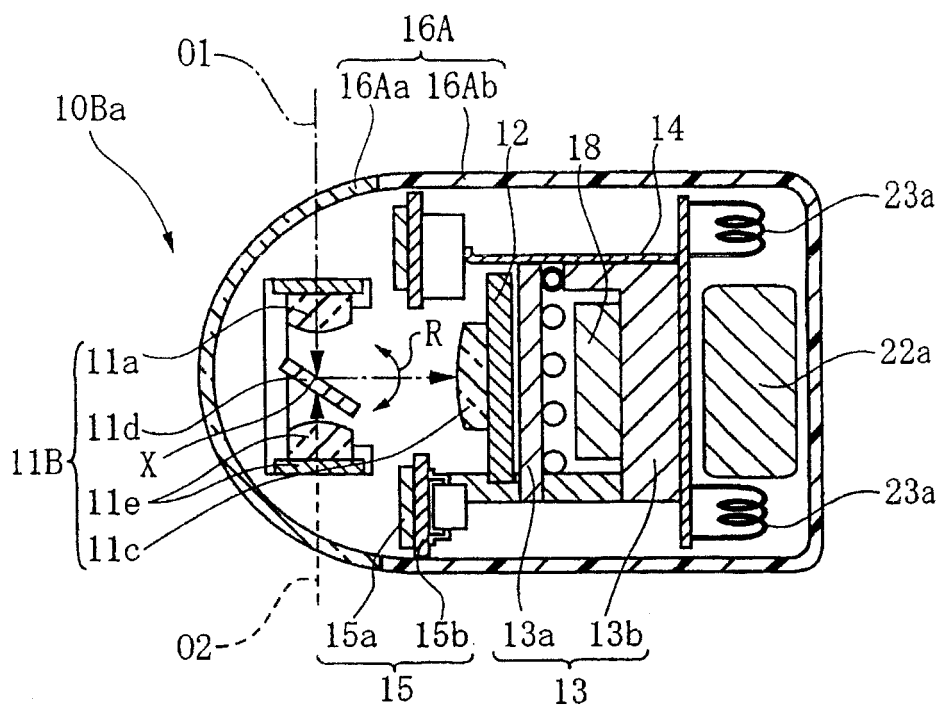


图6

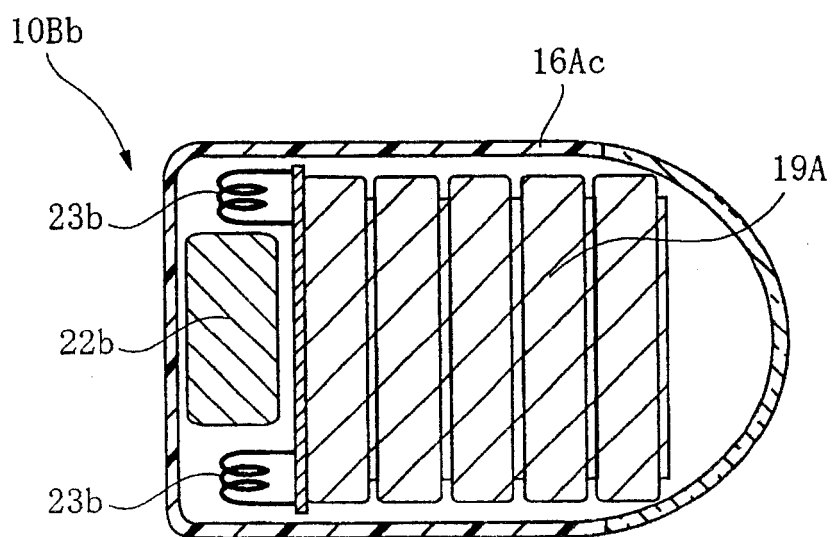
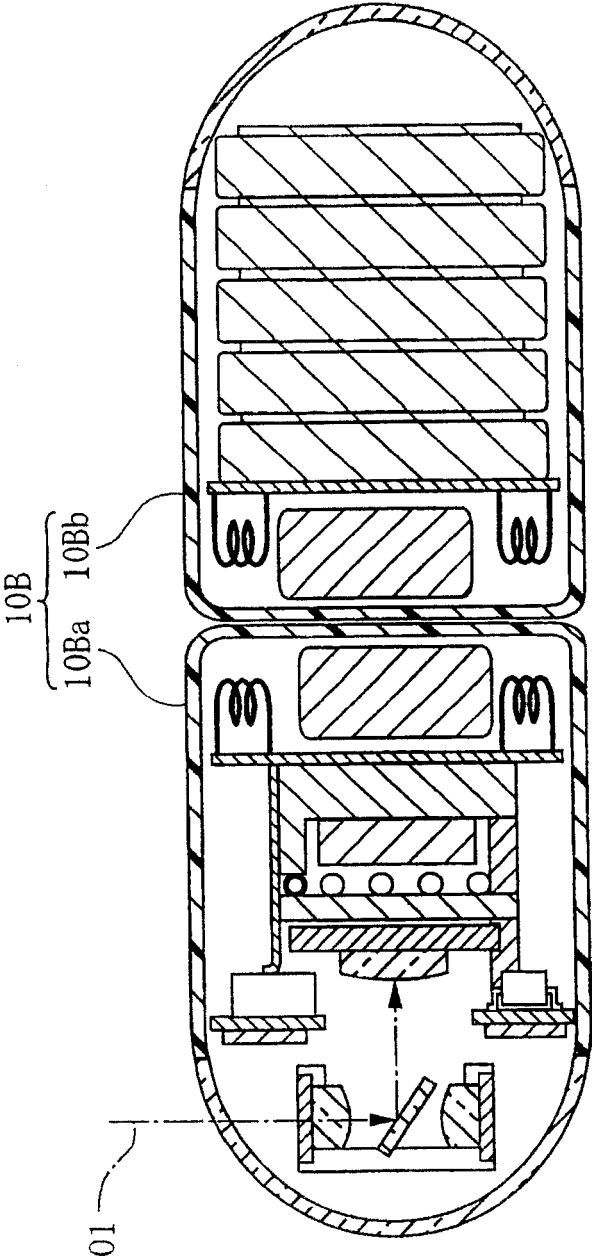


图7



8

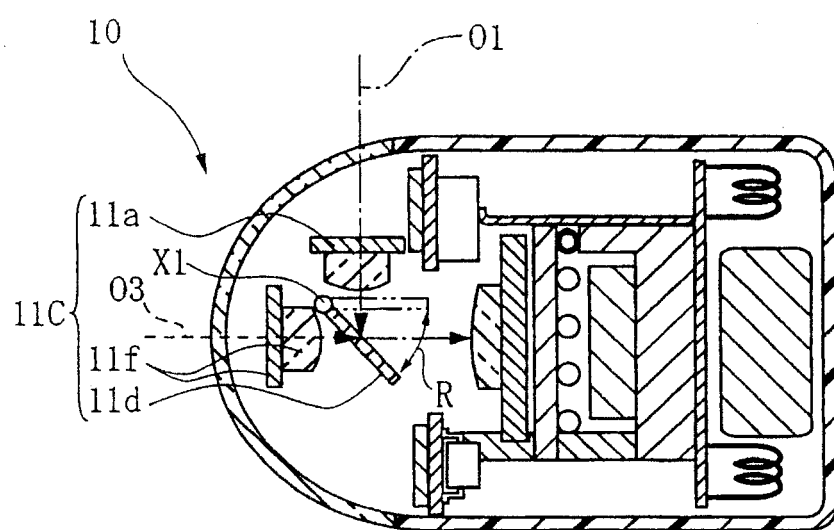


图9

专利名称(译)	胶囊内视镜		
公开(公告)号	CN100462042C	公开(公告)日	2009-02-18
申请号	CN200480021939.0	申请日	2004-07-27
[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 绪方雅纪 宫田宪治		
发明人	藤森纪幸 绪方雅纪 宫田宪治		
IPC分类号	A61B1/015 G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B19/00		
CPC分类号	A61B2019/545 A61B2019/2207 A61B1/042 A61B19/54 A61B1/041 A61B2560/0214 A61B2019/521 A61B19/5212 A61B2019/5433 A61B2019/5487 A61B1/00029 A61B2019/2249 A61B2017/00893 A61B1/00087 A61B2019/5408 A61B5/4839 A61B1/00032 A61B34/32 A61B34/72 A61B90/361 A61B90/39 A61B2090/309 A61B2090/3908 A61B2090/3933 A61B2090/395 A61B2090/3987		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	李玉菲		
优先权	2003286091 2003-08-04 JP		
其他公开文献	CN1829467A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的是要提供一种在用胶囊内视镜发现的病变部位等所希望的部位留置预定的标记、在再检查等中能够容易地再发现该部位的胶囊内视镜，因此，在至少包括摄像光学系统、照明单元、摄像单元和电路基板而构成的胶囊内视镜中，具备在体腔内留置标记部件的标记单元。

