



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102176855 B

(45) 授权公告日 2013. 09. 18

(21) 申请号 200980140132. 1

(22) 申请日 2009. 10. 21

(30) 优先权数据

2008-274737 2008. 10. 24 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 04. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/068148 2009. 10. 21

(87) PCT申请的公布数据

W02010/047357 JA 2010. 04. 29

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 泷泽宽伸

(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

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 1969989 A1, 2008. 09. 17, 全文.

US 5681260 A, 1997. 10. 28, 全文.

JP 昭 55-133237 A, 1980. 10. 16, 全文.

EP 1967125 A1, 2008. 09. 10, 全文.

审查员 何琛

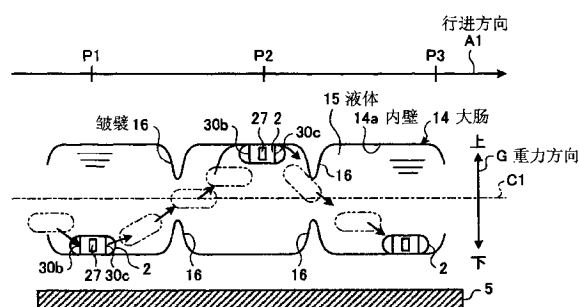
权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(54) 发明名称

胶囊型内窥镜系统

(57) 摘要

胶囊型内窥镜(2)具有对与大肠(14)的内壁(14a)之间的接触进行检测的接触传感器(30b、30c)、磁铁(27)以及对大肠(14)内部进行摄像的至少一个摄像部,在比重小于液体(15)的比重且接近该液体的比重时在液体(15)中漂浮,外部的磁场产生控制部对从外部对磁铁(27)产生引导磁场的磁场产生部(5)进行控制,进行向管腔轴(C1)方向、即胶囊型内窥镜(2)的行进方向的引导控制,并且在接触传感器(30b、30c)每次检测出与内壁(14a)之间的接触时,交替地进行向重力方向(G)的引导和停止引导,来进行使胶囊型内窥镜(2)离开内壁(14a)的引导控制。



1. 一种胶囊型内窥镜系统,对被导入到被检体的内部而在该被检体的内部漂浮于液体上或存在于液体中的胶囊型内窥镜进行引导,该胶囊型内窥镜系统的特征在于,具备:

接触检测部,其检测该胶囊型内窥镜与上述被检体的内部的管腔内壁之间的接触;

磁铁,其设置在上述胶囊型内窥镜中;

磁场产生装置,其从上述被检体的外部对上述磁铁产生引导磁场;以及

磁场产生控制部,其进行向上述管腔的轴向、即上述胶囊型内窥镜的行进方向引导该胶囊型内窥镜的引导控制,并基于上述接触检测部的检测结果进行使上述胶囊型内窥镜离开上述管腔内壁的引导控制,

其中,上述磁场产生控制部使上述磁场产生装置产生用于进行沿水平行进方向引导上述胶囊型内窥镜的引导控制的引导磁场,并且在上述胶囊型内窥镜的比重值小于被供给至上述被检体的内部的液体的比重值的情况下,通过反复进行如下控制来使上述胶囊型内窥镜蛇形移动:如果在上述磁场产生装置未产生用于进行向重力方向引导上述胶囊型内窥镜的引导控制的引导磁场的状态下通过上述接触检测部检测出接触,则使上述磁场产生装置产生用于进行向该重力方向的引导控制的引导磁场,之后,如果在上述磁场产生装置已产生用于进行向上述重力方向的引导控制的引导磁场的状态下通过上述接触检测部检测出接触,则停止进行向该重力方向的引导控制,并且,

在上述胶囊型内窥镜的比重值大于被供给至上述被检体的内部的液体的比重值的情况下,通过反复进行如下控制来使上述胶囊型内窥镜蛇形移动:如果在上述磁场产生装置未产生用于进行向重力方向的相反方向引导上述胶囊型内窥镜的引导控制的引导磁场的状态下通过上述接触检测部检测出接触,则使上述磁场产生装置产生用于进行向该重力方向的相反方向的引导控制的引导磁场,之后,如果在上述磁场产生装置已产生用于进行向上述重力方向的相反方向的引导控制的引导磁场的状态下通过上述接触检测部检测出接触,则停止进行向该重力方向的相反方向的引导控制。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,

上述接触检测部设置在上述胶囊型内窥镜的壳体外表面。

3. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,

上述接触检测部是用于检测接触压力的压力传感器。

4. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,

上述接触检测部是阻抗传感器。

5. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,

还具备一个或多个摄像部,该一个或多个摄像部设置在上述胶囊型内窥镜中,拍摄上述被检体的内部,

上述接触检测部基于由上述摄像部拍摄图像时的调光信息或曝光信息来检测上述胶囊型内窥镜与上述管腔内壁之间的接触。

6. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,

还具备一个或多个摄像部,该一个或多个摄像部设置在上述胶囊型内窥镜中,拍摄上述被检体的内部,

上述接触检测部基于由上述摄像部获取到的图像的亮度信息来检测上述胶囊型内窥镜与上述管腔内壁之间的接触。

7. 根据权利要求 1 所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,  
上述胶囊型内窥镜的重心是该胶囊型内窥镜的大致中心。
8. 根据权利要求 5 所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,  
上述摄像部设置在上述胶囊型内窥镜的筒状壳体的轴向的一端或两端。
9. 根据权利要求 6 所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,  
上述摄像部设置在上述胶囊型内窥镜的筒状壳体的轴向的一端或两端。
10. 根据权利要求 1 所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,  
上述磁铁被配置成该磁铁的磁化方向为与上述胶囊型内窥镜的筒状壳体的轴向垂直的方向。
11. 根据权利要求 1 所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,  
上述磁铁被配置成该磁铁的磁化方向为与上述胶囊型内窥镜的筒状壳体的轴向平行的方向。
12. 根据权利要求 11 所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,  
上述磁场产生控制部进行以下控制:产生使上述胶囊型内窥镜至少旋转 180 度以上的引导磁场。
13. 根据权利要求 1 所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,还具备:  
体位检测部,其对被检体的体位进行检测;  
位置检测部,其检测上述胶囊型内窥镜位于大肠内的部位;以及  
体位引导部,其基于上述体位检测部所检测出的被检体的体位和上述位置检测部所检测出的部位,引导上述被检体的体位变换以使上述位置检测部所检测出的部位位于沿重力方向的下方。

## 胶囊型内窥镜系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种胶囊型内窥镜系统,该胶囊型内窥镜系统对被导入被检体内部而在该被检体内部漂浮于液体上或存在于液体中的胶囊型内窥镜进行引导。

### 背景技术

[0002] 近年来,在内窥镜领域中,提出了一种设有摄像功能和无线通信功能的胶囊型被检体内导入装置(例如胶囊型内窥镜),并开发出了一种使用该胶囊型内窥镜获取被检体内的图像的被检体内导入系统。胶囊型内窥镜发挥如下功能:在为了对被检体内进行观察(检查)而例如从被检体的口中吞服该胶囊型内窥镜之后,直到自然排出为止的期间,该胶囊型内窥镜在体腔内例如胃、小肠等脏器的内部随着脏器的蠕动运动而进行移动,并且例如以 0.5 秒为间隔拍摄被检体内的图像。

[0003] 在胶囊型内窥镜在被检体内移动的期间,由该胶囊型内窥镜拍摄的图像通过配置于被检体的身体表面上的天线被外部的图像显示装置所接收。该图像显示装置具有与胶囊型内窥镜进行无线通信的功能和存储图像的功能,将从被检体内的胶囊型内窥镜接收到的图像依次保存到存储器中。医生或者护士通过将存储在上述图像显示装置中的图像、即被检体的消化管内的图像显示到显示器上,从而能够对被检体内进行观察(检查)并进行诊断。

[0004] 在此,在专利文件 1 中记载了一种电推进式胶囊型内窥镜,该电推进式胶囊型内窥镜通过电极对生物体组织施加局部的电刺激,利用被电刺激的生物体组织的收缩作用在生物体内进行移动。在这种胶囊型内窥镜中,具有电性检测出设置在胶囊型内窥镜主体上的电极与生物体组织之间的接触状态的力觉传感器,在通过该力觉传感器对生物体组织与电极之间的接触状态进行确认后流通电流,因此能够稳定地推进胶囊型内窥镜。

[0005] 专利文献 1:日本特开 2005-185544 号公报

[0006] 专利文献 2:日本特开 2006-68501 号公报

### 发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 然而,当想要在如大肠那样管腔内部皱襞较多且管腔直径较大的复杂的管腔内推进胶囊型内窥镜时,存在以下问题:会发生胶囊型内窥镜被抓在皱襞上而无法辨别行进方向的情况,从而难以对管腔内壁进行无遗漏的观察的同时进行适当的推进控制。

[0009] 在此,存在如专利文件 2 所记载的系统,该系统能够通过位置检测单元等获取胶囊型内窥镜的位置/姿势信息,基于事先或实时获取的生物体内的管腔信息(位置、形状等)精密地推进引导胶囊型内窥镜,但是这种系统需要进行复杂的控制以进行精密的推进引导。

[0010] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种胶囊型内窥镜系统,该胶囊型内窥镜系统能够通过简单的控制利用漂浮在液体上或存在于液体中的胶囊型内窥镜

无遗漏地对管腔内进行观察。

**[0011] 用于解决问题的方案**

**[0012]** 为了解决上述问题并达到目的,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统对被导入到被检体的内部而在该被检体的内部漂浮于液体上或存在于液体中的胶囊型内窥镜进行引导,该胶囊型内窥镜系统的特征在于,具备:接触检测部,其检测该胶囊型内窥镜与上述被检体内部的管腔内壁之间的接触;磁铁,其设置在上述胶囊型内窥镜中;磁场产生装置,其从上述被检体的外部对上述磁铁产生引导磁场;以及磁场产生控制部,其进行向上述管腔的轴向、即上述胶囊型内窥镜的行进方向引导该胶囊型内窥镜的引导控制,并基于上述接触检测部的检测结果进行使上述胶囊型内窥镜离开上述管腔内壁的引导控制。

**[0013]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述磁场产生控制部基于上述接触检测部的检测结果对上述胶囊型内窥镜反复进行向重力方向和/或向重力方向的相反方向的引导控制。

**[0014]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,在上述胶囊型内窥镜的比重值小于上述液体的比重值且接近该液体的比重值的情况下,上述磁场产生控制部基于上述接触检测部的检测结果对上述胶囊型内窥镜交替地进行向重力方向的引导和停止引导。

**[0015]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,在上述胶囊型内窥镜的比重值大于上述液体的比重值且接近该液体的比重值的情况下,上述磁场产生控制部基于上述接触检测部的检测结果对上述胶囊型内窥镜交替地进行向重力方向的相反方向的引导和停止引导。

**[0016]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述磁场产生控制部基于上述接触检测部的检测结果沿水平方向对上述胶囊型内窥镜进行往复引导控制。

**[0017]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述接触检测部设置在上述胶囊型内窥镜的壳体外表面。

**[0018]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述接触检测部是用于检测接触压力的压力传感器。

**[0019]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述接触检测部是阻抗传感器。

**[0020]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述胶囊型内窥镜系统还具备一个或多个摄像部,该一个或多个摄像部设置在上述胶囊型内窥镜中,拍摄上述被检体的内部,上述接触检测部基于由上述摄像部拍摄图像时的调光信息或曝光信息来检测上述胶囊型内窥镜与上述管腔内壁之间的接触。

**[0021]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述胶囊型内窥镜系统还具备一个或多个摄像部,该一个或多个摄像部设置在上述胶囊型内窥镜中,拍摄上述被检体的内部,上述接触检测部基于由上述摄像部获取到的图像的亮度信息来检测上述胶囊型内窥镜与上述管腔内壁之间的接触。

**[0022]** 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述胶囊型内窥镜的重心是该胶囊型内窥镜的大致中心。

[0023] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述摄像部设置在上述胶囊型内窥镜的筒状壳体的轴向的一端或两端。

[0024] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述磁铁被配置成该磁铁的磁化方向为与上述胶囊型内窥镜的筒状壳体的轴向垂直的方向。

[0025] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述磁铁被配置成该磁铁的磁化方向为与上述胶囊型内窥镜的筒状壳体的轴向平行的方向。

[0026] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述磁场产生控制部进行以下控制:产生使上述胶囊型内窥镜至少旋转 180 度以上的引导磁场。

[0027] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述胶囊型内窥镜系统还具备:体位检测部,其对被检体的体位进行检测;位置检测部,其检测上述胶囊型内窥镜位于大肠内的部位;以及体位引导部,其基于上述体位检测部所检测出的被检体的体位和上述位置检测部所检测出的部位,引导上述被检体的体位变换以使上述位置检测部所检测出的部位位于铅垂下方。

#### [0028] 发明的效果

[0029] 根据本发明,在被导入到被检体内部且在该被检体内部漂浮在液体上或存在于液体中的胶囊型内窥镜通过至少一个摄像部对被检体内部进行拍摄时,磁场产生控制部基于由接触检测部检测出的胶囊型内窥镜与管腔内壁之间的接触的检测结果,利用磁场产生装置对设置在胶囊型内窥镜中的磁铁产生引导磁场,例如进行向重力方向的相反方向或向重力方向引导等的简单的引导,来进行使胶囊型内窥镜离开管腔内壁的引导控制,因此能够通过简单的控制向行进方向推进胶囊型内窥镜,并能够通过漂浮在液体上或存在于液体中的胶囊型内窥镜对管腔内部无遗漏地进行观察。

#### 附图说明

[0030] 图 1 是表示作为本发明的实施方式 1 的胶囊型内窥镜系统的结构的示意图。

[0031] 图 2 是表示胶囊型内窥镜的结构示意图。

[0032] 图 3 是表示胶囊型内窥镜的外观结构的示意图。

[0033] 图 4 是表示胶囊型内窥镜的结构框图。

[0034] 图 5 是表示在胶囊型内窥镜的比重小于液体的比重的情况下由磁场产生控制部对胶囊型内窥镜进行沿重力方向的引导控制处理的过程的流程图。

[0035] 图 6 是表示由磁场产生控制部进行的引导控制的一例的示意图。

[0036] 图 7 是表示在胶囊型内窥镜的比重大于液体的比重的情况下由磁场产生控制部对胶囊型内窥镜进行沿重力方向的引导控制处理的过程的流程图。

[0037] 图 8 是表示作为本发明的实施方式 2 的胶囊型内窥镜的结构框图。

[0038] 图 9 是表示作为本发明的实施方式 3 的胶囊型内窥镜系统对胶囊型内窥镜进行的引导控制的一例的示意图。

[0039] 图 10 是表示大肠内的液体较少的情况下沿重力方向的胶囊型内窥镜的引导范围的横截面示意图。

[0040] 图 11 是表示作为本发明的实施方式 4 的胶囊型内窥镜系统对胶囊型内窥镜进行的水平方向上的引导范围的横截面的示意图。

[0041] 图 12 是表示作为本发明的实施方式 5 的胶囊型内窥镜系统的结构的示意图。

[0042] 附图标记说明

[0043] 1:被检体;2:胶囊型内窥镜;3:通信部;3a、29a:天线;4:显示部;5:磁场产生部;6:电力供给部;7:移动部;8:输入部;9:存储部;10、26:控制部;10a:图像处理部;10b:位置计算部;10c:磁场产生控制部;10d:体位检测部;10e:体位引导部;11:胶囊型内窥镜系统;13:床;14:大肠;14a:内壁;15:液体;15a:液面;16:皱襞;17:磁场产生装置;20:胶囊型壳体;20a:筒状壳体;20b、20c:圆筒形状壳体;21b、21c:摄像部;22b、22c:照明部;23b、23c:聚光透镜;24b、24c:摄像元件;26a:调光控制部;26b:曝光时间控制部;27、37:磁铁;28:电源;29:发送部;30b、30c:接触传感器;40:摄像机;41:语音输出部。

### 具体实施方式

[0044] 以下参照附图对本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的优选实施方式进行详细的说明。此外,本发明并不限于本实施方式。

[0045] (实施方式 1)

[0046] 图 1 是表示作为本发明的实施方式 1 的胶囊型内窥镜系统的整体结构的示意图。另外,图 2 是表示应用于该胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜的结构示意图。并且,图 3 是表示图 2 示出的胶囊型内窥镜的外观结构的图。另外,图 4 是表示胶囊型内窥镜的功能结构的框图。

[0047] 如图 1 所示,该胶囊型内窥镜系统 11 将能够漂浮于液体 15 的胶囊型内窥镜 2 经口导入到被检体 1 的内部、具体地说是大肠 14 内,引导该大肠 14 内部的胶囊型内窥镜 2 来获取大肠 14 内壁的体内图像。该系统具有:通信部 3,其通过被配置在被检体 1 的身体表面上的多个天线 3a 与被检体 1 内部的胶囊型内窥镜 2 进行无线通信;显示部 4,其显示由胶囊型内窥镜 2 所拍摄到的被检体 1 的体内图像等各种信息;磁场产生部 5,其产生用于引导被检体 1 内部的胶囊型内窥镜 2 的磁场;电力供给部 6,其对磁场产生部 5 提供电力;移动部 7,其使磁场产生部 5 进行移动;输入部 8,其用于输入被导入的胶囊型内窥镜 2 的类别等各种信息;存储部 9,其存储被检体 1 的体内图像等各种信息;以及控制部 10,其对上述各个结构部进行控制。在此,磁场产生部 5、电力供给部 6 以及移动部 7 构成磁场产生装置 17。

[0048] 胶囊型内窥镜 2 是形成为能够导入到被检体 1 内部的大小的胶囊形状的医疗装置。另外,胶囊型内窥镜 2 具有用于与外部进行无线通信的无线通信功能。另外,胶囊型内窥镜 2 具有对被检体 1 的体内图像进行拍摄的摄像功能。胶囊型内窥镜 2 利用外部磁场的作用等在大肠 14 内进行移动,同时对大肠 14 内壁的体内图像依次进行拍摄,在每次拍摄时都将包含所获得的体内图像的图像信号依次无线发送到被检体 1 的外部。胶囊型内窥镜 2 还具有对该胶囊型内窥镜 2 与大肠 14 内的内壁之间的接触进行检测的接触传感器 30b、30c(参照图 2~图 4),该接触传感器 30b、30c 将是否接触到内壁的接触信息逐次无线发送到被检体 1 的外部。

[0049] 通信部 3 与配置在被检体 1 的身体表面上的多个天线 3a 相连接,通过上述多个天线 3a 中的某一个天线与被检体 1 内部的胶囊型内窥镜 2 进行无线通信。通信部 3 通过多个天线 3a 接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号和接触信息,对接收到的该无线信号和接触

信息进行解调处理等,提取出包含在该无线信号中的图像信号以及接触信息等。通信部 3 将提取出的该图像信号和接触信息等发送到控制部 10。

[0050] 磁场产生部 5 是使用多个电磁铁来实现的,利用由电力供给部 6 提供的电力产生旋转磁场或梯度磁场等三维外部磁场。特别是,磁场产生部 5 至少能够产生沿铅垂方向的梯度磁场。该磁场产生部 5 对载置在床 13 上的被检体 1 内部的胶囊型内窥镜 2 施加外部磁场,通过该外部磁场的作用使被检体 1 内部的磁铁(永久磁铁)产生磁引力,从而将胶囊型内窥镜 2 引导到所期望的体内部位。

[0051] 移动部 7 用于使磁场产生部 5 相对于被检体 1 进行移动以将由磁场产生部 5 产生的外部磁场施加到被检体 1 内部的胶囊型内窥镜 2。具体地说,设定与载置被检体 1 的床 13 的载置面大致平行的 XY 平面,移动部 7 基于控制部 10 的控制向该 XY 平面内的坐标位置移动磁场产生部 5。在这种情况下,移动部 7 移动磁场产生部 5 以使被检体 1 内部的胶囊型内窥镜 2 位于形成有由磁场产生部 5 产生的外部磁场的三维空间内。

[0052] 输入部 8 是使用键盘、鼠标、操纵杆等输入设备来实现的,根据医生或护士等用户的输入操作将各种信息输入到控制部 10。另外,输入部 8 也作为基于显示部 4 的显示结果对控制部 10 的控制进行操作的操作单元而发挥功能。由该输入部 8 输入到控制部 10 的各种信息例如是对控制部 10 发出指示的指示信息、被检体的患者信息、被检体的检查信息等,特别是输入胶囊型内窥镜 2 的类别(尺寸、密度等)信息。

[0053] 控制部 10 具有:图像处理部 10a,其生成被检体 1 的体内图像;位置计算部 10b,其算出胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内部的位置;以及磁场产生控制部 10c,其控制电力供给部 6 对磁场产生部 5 的通电量,来控制磁场产生部 5 要产生的磁场强度。

[0054] 图像处理部 10a 从通信部 3 获取对来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号进行解调后得到的图像信号,对所获取到的该图像信号进行规定的图像处理,生成与该图像信号对应的图像信息、即被检体 1 的体内图像。由图像处理部 10a 生成的体内图像组被显示在显示部 4 上,并被存储到存储部 9 中。

[0055] 位置计算部 10b 从通信部 3 获取由通信部 3 通过多个天线 3a 依次接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号时的各天线的接收电场强度(例如多个天线 3a 中的靠前三位的三个接收电场强度),基于所获取到的该接收电场强度和多个天线 3a 内的各天线的位置信息,根据三角法等算出胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内部的当前位置。控制部 10 使由位置计算部 10b 算出的当前位置信息与存在于该当前位置的胶囊型内窥镜 2 所拍摄到的被检体 1 的体内图像相对应,并将该当前位置信息使用于由磁场产生控制部 10c 对胶囊型内窥镜 2 进行的沿行进方向的引导控制中。通过控制部 10 相互对应的被检体 1 的体内图像和胶囊型内窥镜 2 的当前位置信息被显示在显示部 4 上,并被存储到存储部 9 中。

[0056] 磁场产生控制部 10c 基于输入的引导指示信息、当前位置信息以及接触信息等对磁场产生部 5 要产生的磁场强度进行控制,来进行胶囊型内窥镜 2 的引导控制。在此,磁场产生控制部 10c 进行控制使得对胶囊型内窥镜 2 产生合成引导磁场,该合成引导磁场是将基于当前位置信息沿大肠 14 的管腔轴向、即行进方向(水平方向)进行的引导和基于接触信息沿大肠 14 的管腔径向的重力方向进行的引导进行合成而得到的。

[0057] 接着,参照图 2~图 4 来说明胶囊型内窥镜 2 的结构。如图 2 以及图 3 所示,胶囊型内窥镜 2 具有由筒状壳体 20a 和圆顶形状壳体 20b、20c 形成的胶囊型壳体 20。在胶囊

型壳体 20 的外表面设有检测该胶囊型内窥镜 2 与大肠 14 的内壁之间的接触的一对接触传感器 30b、30c。接触传感器 30b、30c 在筒状壳体 20a 的两端部形成为绕圆周方向一周的带状,利用对与胶囊型壳体 20 接触的内壁的压力进行检测的压力传感器来实现该接触传感器 30b、30c。此外,接触传感器 30b、30c 不限于两个,也可是一个或三个以上。总之,只要是不管胶囊型内窥镜 2 采取任何姿势都能够可靠地检测出该胶囊型内窥镜 2 与大肠 14 内壁之间的接触的接触传感器即可。

[0058] 在胶囊型壳体 20 内具有:两个摄像部 21b、21c,它们设置在圆筒轴 C 方向的两端侧,用于拍摄被检体 1 的体内图像;磁铁 27,其被配置成磁化方向为径向,利用永久磁铁实现该磁铁 27,该永久磁铁随着磁场产生部 5 的外部磁场而产生引力;利用电池等实现的电源 28;发送部 29 和天线 29a,其与外部的通信部 3 进行无线通信;以及控制部 26,其对胶囊型内窥镜 2 内的各结构部进行控制。

[0059] 胶囊型内窥镜 2 的比重值被设定为小于供给至大肠 14 的水等液体 15 的比重值且接近该比重值。在这种情况下,当液体 15 是水时,胶囊型内窥镜 2 的比重值被设为小于 1 且接近 1。另外,胶囊型内窥镜 2 的重心被设定在胶囊型壳体 20 的大致中心,没有较大的离心。这是为了使胶囊型内窥镜 2 在液体 15 中在重力方向上不能维持稳定的姿势,从而使其不会对来自外部的引导磁场产生较大的阻力而容易与磁铁 27 一起进行引导。

[0060] 胶囊型壳体 20 是形成为能够导入到被检体 1 内部的大小的胶囊型壳体,筒状壳体 20a 的两端开口被呈圆顶形状的圆顶形状壳体 20b、20c 塞住,从而维持液密状态。圆顶形状壳体 20b、20c 是透射规定的波长频带的光(例如可见光)的透明的光学圆顶。另一方面,筒状壳体 20a 是大致不透明的壳体。

[0061] 摄像部 21b、21c 用于拍摄被检体 1 的体内图像,摄像部 21b、21c 具有 LED 等的照明部 22b、22c、聚光透镜 23b、23c 等光学系统、以及利用 CCD 等实现的摄像元件 24b、24c。照明部 22b、22c 隔着圆顶形状壳体 20b、20c 对被摄体(具体地说是大肠 14 的内壁)进行照明,具有聚光透镜 23b、23c 的光学系统使来自该被照明的被摄体的反射光聚光,在摄像元件 24b、24c 的受光面上对被摄体的光学图像进行成像,将进行了光电转换后的信号发送到控制部 26。控制部 26 对该光电转换后的信号实施规定的信号处理来生成体内图像,通过发送部 29 以及天线 29a 发送到被检体 1 外部。

[0062] 发送部 29 基于控制部 26 的控制,通过天线 29a 无线发送体内图像、接触信息等,该天线 29a 是利用线圈状的天线来实现的。

[0063] 如图 4 所示,控制部 26 对胶囊型内窥镜 2 的各结构部、即照明部 22b、22c、摄像元件 24b、24c、接触传感器 30b、30c 以及发送部 29 进行控制。控制部 26 进行如下的控制:对照明部 22b、22c 的发光时刻和发光量进行控制,并且对摄像元件 24b、24c 的摄像时刻和曝光时间进行控制,获取被摄体的体内图像信号,对该信号实施规定的信号处理后使发送部 29 无线发送该信号。另一方面,控制部 26 在从接触传感器 30b、30c 接收到表示已接触到内壁的信号时,通过发送部 29 将表示已接触到的意思的接触信息发送到外部。此外,控制部 26 也可以进行控制使得在胶囊型内窥镜 2 到达大肠 14 的时刻启动接触传感器 30b、30c。另外,控制部 26 既可以是在接触到内壁时发送表示已接触到的意思的接触信息的控制,也可以进行始终以例如二值信息的方式发送表示是否接触的信息的控制。

[0064] 电源 28 是使用开关电路和纽扣型电池等实现的,在通过开关电路切换为接通状

态时,基于控制部 26 的控制对上述胶囊型内窥镜 2 内的结构部提供电力。另外,控制部 26 也可以具有停止模式,该停止模式是指在满足经过规定时间或到达规定位置等的规定条件之前不进行摄像处理、接触检测等处理。

[0065] 在此,参照图 5 和图 6 来说明胶囊型内窥镜 2 在大肠 14 内被配置于液体 15 内的状态下由磁场产生控制部 10c 对该胶囊型内窥镜 2 进行的沿重力方向的引导控制处理。首先,在图 5 中,磁场产生控制部 10c 基于来自接触传感器 30b、30c 的接触信息来判断胶囊型内窥镜 2 是否与大肠 14 的内壁 14a 相接触(步骤 S101)。此外,在进行该最初的判断处理时,由于胶囊型内窥镜 2 的比重小于液体 15 的比重,因此在大肠 14 内充满液体 15 时,胶囊型内窥镜 2 与大肠 14 的重力方向 G 上侧(铅垂上侧)的内壁 14a 相接触。

[0066] 之后,在检测到与内壁 14a 的接触之前,磁场产生控制部 10c 反复进行步骤 S101 的判断,在检测到与内壁 14a 的接触时(步骤 S101,“是”),向重力方向 G 对胶囊型内窥镜 2 进行引导控制(步骤 S102)。之后,再判断是否检测到与内壁 14a 的接触(步骤 S103)。在没有检测到与内壁 14a 的接触的情况下(步骤 S103,“否”),转移到步骤 S102,反复进行上述向重力方向 G 的引导控制。另一方面,在检测到与内壁 14a 的接触的情况下(步骤 S103,“是”),停止此前进行的向重力方向 G 的引导控制(步骤 S104),而仅利用胶囊型内窥镜 2 的浮力使胶囊型内窥镜 2 向重力方向 G 的相反方向移动。之后,判断是否结束引导处理(步骤 S105),只要还不结束引导处理(步骤 S105,“否”),就转移到步骤 S101 反复进行上述的重力方向 G 上的引导处理,在结束引导处理的情况下(步骤 S105,“是”),结束本处理。

[0067] 磁场产生控制部 10c 除了进行上述重力方向 G 上的引导处理以外,还基于胶囊型内窥镜 2 的当前位置信息在水平的行进方向 A1 上进行引导控制。其结果是,大肠 14 内的胶囊型内窥镜 2 如图 6 所示那样以反复接触位于重力方向 G 上侧的内壁 14a 和位于重力方向 G 下侧的内壁 14a 的方式在行进方向 A1 上前进。即,胶囊型内窥镜 2 朝向大肠 14 的管腔轴 C1 方向、即行进方向 A1 在大肠 14 内蛇形移动(参照图 6 示出的位置 P1、P2、P3)。因此,能够无遗漏地拍摄大肠 14 内的内壁 14a。另外,通过该蛇形前进能够容易地越过大肠 14 内的皱襞 16。并且,磁场产生控制部 10c 只要进行将向重力方向 G 的引导控制和向行进方向 A1 的引导控制合成的引导控制即可,因此能够实现简单的引导控制,并且由于不进行向重力方向 G 的相反方向的引导控制,因此在减少耗电的同时能够推进装置的小型化。

[0068] 在此,对使用该胶囊型内窥镜系统 11 观察(诊断)大肠 14 的的整体处理进行说明。

[0069] 1) 首先,被检体 1 事先饮入洗肠液等的前处置剂,清洗大肠 14 内部。

[0070] 2) 然后,摄取胶囊型内窥镜 2,该胶囊型内窥镜 2 通过蠕动运动等在对体内进行观察的同时进行移动。此外,也可以设定为在经过规定的时间或者到达规定的场所之前不进行观察(图像获取)的停止模式。

[0071] 3) 如果经过了规定时间、或者通过观察图像等确认了胶囊型内窥镜 2 已到达大肠 14,则胶囊型内窥镜 2 通过上述大肠 14 内的蛇形引导控制获取大肠 14 内的体内图像和通过接触传感器 30b、30c 得到的接触信息并将这些图像和信息发送到体外。

[0072] 4) 此外,被检体 1 适当摄取洗肠剂等液体 15,使得在胶囊型内窥镜 2 到达大肠 14 时大肠 14 内充满液体 15。

[0073] 5) 另外,在胶囊型内窥镜 2 到达大肠 14 后,被检体 1 如图 1 所示那样仰面躺在床

13 上,采取大肠 14 几乎水平的姿势。

[0074] 6) 此外,使胶囊型内窥镜 2 沿水平方向(行进方向 A1)移动的磁场只要是根据胶囊型内窥镜 2 所获取到的体内图像或者通过时间来预测大肠 14 内的大致位置并基于该预测使胶囊型内窥镜 2 进行移动的磁场即可。例如,在胶囊型内窥镜 2 位于升结肠时只要产生使胶囊型内窥镜 2 向体轴上方(头部方向)移动的磁场即可,在胶囊型内窥镜 2 位于横结肠时只要产生使胶囊型内窥镜 2 向与体轴垂直的方向移动的磁场即可,在胶囊型内窥镜 2 位于降结肠时只要产生使胶囊型内窥镜 2 向体轴下方移动的磁场即可。或者,也可以反复进行以下动作:使胶囊型内窥镜 2 持续向固定方向水平移动,在其结果是所获取的体内图像内没有发现变化时,判断为在该方向上不能再继续前进,而使其向其它方向水平移动。

[0075] 另外,也可以考虑位置计算部 10b 所算出的当前位置信息来判断胶囊型内窥镜 2 的移动方向,还可以只根据以下的方向进行判断。只要将目前为止经过的时间、使胶囊型内窥镜 2 前进的方向、胶囊型内窥镜 2 所通过的屈曲的数量等适当地组合来判断胶囊型内窥镜 2 当前处于大肠 14 内的哪个部位即可。例如,

[0076] 1) 能够判断为胶囊型内窥镜 2 位于升结肠的情况是以下的情况:

[0077] 行进方向 A1 是体轴上方向,和/或一次也没有通过屈曲(肝曲),和/或到达大肠 14 后的时间较短。

[0078] 2) 能够判断为胶囊型内窥镜 2 位于横结肠的情况是以下的情况:

[0079] 行进方向 A1 是与体轴垂直的方向,和/或通过屈曲(肝曲)一次,和/或到达大肠 14 后的时间为 10 分钟左右。

[0080] 3) 能够判断为胶囊型内窥镜 2 位于降结肠的情况是以下的情况:

[0081] 行进方向 A1 是体轴下方向,和/或通过屈曲(肝曲)两次,和/或到达大肠 14 后的时间为 20 分钟左右。

[0082] 此外,在上述实施方式 1 中,胶囊型内窥镜 2 的比重比液体 15 的比重小,胶囊型内窥镜 2 浮在液体 15 上,但是也可以将胶囊型内窥镜 2 的比重值设为超过液体 15 的比重值且接近该比重值的值,仅向重力方向 G 的相反方向对胶囊型内窥镜 2 进行重力方向 G 上的引导来使该胶囊型内窥镜 2 在大肠 14 内蛇形前进。

[0083] 图 7 是表示作为本实施方式 1 的变形例的胶囊型内窥镜系统在重力方向上的引导控制处理过程的流程图。在图 7 中,首先,磁场产生控制部 10c 基于来自接触传感器 30b、30c 的接触信息来判断胶囊型内窥镜 2 是否与大肠 14 的内壁 14a 相接触(步骤 S201)。此外,在进行该最初的判断处理时,由于胶囊型内窥镜 2 的比重比液体 15 的比重大,因此在大肠 14 内充满液体 15 时,胶囊型内窥镜 2 与大肠 14 的重力方向 G 下侧(铅垂下侧)的内壁 14a 相接触。

[0084] 之后,在检测到与内壁 14a 的接触之前,磁场产生控制部 10c 反复进行步骤 S201 的判断,在检测到与内壁 14a 的接触时(步骤 S201,“是”),向重力方向 G 的相反方向对胶囊型内窥镜 2 进行引导控制(步骤 S202)。之后,再判断是否检测到与内壁 14a 的接触(步骤 S203)。在没有检测到与内壁 14a 的接触的情况下(步骤 S203,“否”),转移到步骤 S202,反复进行上述向重力方向 G 的相反方向的引导控制。另一方面,在检测到与内壁 14a 的接触的情况下(步骤 S203,“是”),停止此前进行的向重力方向 G 的相反方向的引导控制(步骤 S204),而仅利用胶囊型内窥镜 2 的重力使胶囊型内窥镜 2 向重力方向 G 移动。之后,判

断是否结束引导处理（步骤 S205），只要还不结束引导处理（步骤 S205，“否”），就转移到步骤 S201 反复进行上述的重力方向 G 上的引导处理，在结束引导处理的情况下（步骤 S205，“是”），结束本处理。

[0085] 在这种情况下，也通过将水平行进方向 A1 上的引导控制组合，胶囊型内窥镜 2 朝向行进方向 A1 在大肠 14 内蛇形移动。因此，能够无遗漏地拍摄大肠 14 内的内壁 14a。另外，通过该蛇形前进能够容易地越过大肠 14 内的皱襞 16。并且，磁场产生控制部 10c 只要进行将向重力方向 G 的相反方向的引导控制和向行进方向 A1 的引导控制合成的引导控制即可，因此能够实现简单的引导控制，并且由于不进行向重力方向 G 的引导控制，因此在减少耗电的同时能够推进装置的小型化。

[0086] （实施方式 2）

[0087] 接着，对本发明的实施方式 2 进行说明。在上述实施方式 1 中，基于接触传感器 30b、30c 所获取到的接触信息，由磁场产生控制部 10c 进行重力方向上的引导控制，但在本实施方式 2 中，使用摄像部 21b、21c 进行图像获取时的调光控制、曝光时间控制的控制结果信息，来判断胶囊型内窥镜 2 是否与内壁 14a 相接触，基于该判断结果由磁场产生控制部 10c 进行重力方向上的引导控制。

[0088] 图 8 是表示作为本发明的实施方式 2 的胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜的结构框图。该胶囊型内窥镜 2 在控制部 26 中具有调光控制部 26a 和曝光时间控制部 26b。该调光控制部 26a 和曝光时间控制部 26b 是通过普通的摄像控制进行控制的，控制部 26 通过发送部 29 和天线 29a 将这些控制结果发送到控制部 10 侧，这一点和实施方式 1 是不同的。

[0089] 调光控制部 26a 基于所获取到的图像信息的亮度，对照明部 22b、22c 的发光量进行调整控制。另一方面，曝光时间控制部 26b 基于所获取到的图像信息的亮度对曝光时间进行调整控制。此外，关于曝光控制，只对曝光时间进行控制是因为在胶囊型内窥镜 2 的情况下将曝光用的光圈开口固定，因此仅根据曝光时间对曝光量进行控制。

[0090] 控制部 26 将这些调光信息和 / 或曝光信息发送到控制部 10 侧，控制部 10 具有基于这些调光信息和 / 或曝光信息来判断胶囊型内窥镜 2 是否与内壁 14a 相接触的接触检测功能，将该判断结果发送到磁场产生控制部 10c。关于接触检测功能的判断，例如在调光控制值是规定值以下的发光量时，认为已接近内壁 14a，因此判断为胶囊型内窥镜 2 接触了内壁 14a。另外，在曝光时间为规定值以下的值时，认为已接近内壁 14a，接触检测功能判断为胶囊型内窥镜 2 接触了内壁 14a。然后，与基于接触信息进行的控制同样地，磁场产生控制部 10c 基于该判断结果，对胶囊型内窥镜 2 进行重力方向 G 上的引导控制。此外，也可以使通信部 3 具有该接触检测功能。在这种情况下，通信部 3 将接触检测结果发送到磁场产生控制部 10c。

[0091] 在本实施方式 2 中，代替由接触传感器 30b、30c 获取接触信息，而基于现有的调光控制部 26a 和 / 或曝光时间控制部 26b 的控制结果、即调光信息和 / 或曝光信息来判断胶囊型内窥镜 2 是否与内壁 14a 相接触，基于该判断结果进行重力方向上的引导控制，因此能够促进要求小型化、轻量化的胶囊型内窥镜 2 进一步小型化、轻量化。

[0092] 此外，在上述实施方式 2 中，基于调光信息和 / 或曝光信息来判断胶囊型内窥镜 2 是否与内壁 14a 相接触，但并不限于此，例如也可以对所获取到的图像信息进行分析来判断胶囊型内窥镜 2 是否与内壁 14a 相接触。例如，图像处理部 10a 基于所获取到的图像的

区域求出亮度值高的区域和亮度值低的区域,根据以上各个区域之比来判断胶囊型内窥镜 2 是否与内壁 14a 相接触。具体地说,在图像的上侧区域内存在明亮部分时,认为该上侧接近内壁 14a,这种情况下能够判断为胶囊型内窥镜 2 与重力方向 G 上侧的内壁 14a 相接触。这种情况下也不需要接触传感器 30b、30c,因此能够促进胶囊型内窥镜 2 的小型轻量化。并且,此时也可以对胶囊型内窥镜 2 的重心进行调整以使胶囊型内窥镜 2 的摄像元件 24b、24c 所拍摄的图像的上下关系和重力的上下方向大致一致。在这种情况下,根据摄像图像更加容易掌握上下关系。

#### [0093] (实施方式 3)

[0094] 接着,对本发明的实施方式 3 进行说明。在上述实施方式 1、2 中,在大肠 14 内移动的胶囊型内窥镜 2 的纵长方向的轴都大致为水平朝向,但在本实施方式 3 中,磁场产生控制部 10c 还进行引导控制以使胶囊型内窥镜 2 在水平面内旋转。

[0095] 图 9 是表示由磁场产生控制部 10c 对胶囊型内窥镜 2 进行包括旋转引导控制在内的引导控制时该胶囊型内窥镜 2 在大肠 14 内的移动状态的示意图。如图 9 所示,与上述实施方式 1、2 同样地,胶囊型内窥镜 2 通过进行将重力方向 G 上的引导控制和沿行进方向 A1 (大肠 14 的管腔轴 C1 方向) 的引导控制合成的引导控制来在大肠 14 内蛇形地前进 (参看图 9 所示的位置 P1、P2、P3)。在本实施方式 3 中,除了该引导控制以外,还使胶囊型内窥镜 2 在水平面内旋转。该旋转控制可以始终使胶囊型内窥镜 2 旋转,也可以间歇地使胶囊型内窥镜 2 旋转。

[0096] 在这种情况下,胶囊型内窥镜 2 的大致重心位于胶囊型壳体 20 的中心 (几何学的中心),以和液体 15 大致相同的比重漂浮在液体 15 中,因此即使不施加大的引导磁场也能容易地使胶囊型内窥镜 2 进行旋转。此外,本实施方式 3 中的胶囊型内窥镜 2 也可以内置磁铁 37 以代替上述磁铁 27,该磁铁 37 被配置成其磁化方向与图 2 所示的圆筒轴 C 方向 (即与胶囊型壳体 20 的径向垂直的方向) 一致。

[0097] 通过包括这种旋转控制,由胶囊型内窥镜 2 获取的体内图像的遗漏变得更少。

#### [0098] (实施方式 4)

[0099] 接着对本发明的实施方式 4 进行说明。在上述实施方式 1 ~ 3 中,都进行重力方向 G 上的引导控制。在此,如图 10 所示,在大肠 14 内的液体 15 没有将大肠 14 内充满的情况下 (参照大肠 14 内的液面 15a 的位置),重力方向 G 的移动范围 L1 变得小于大肠 14 的管腔径。因此,在本实施方式 4 中,磁场产生控制部 10c 进行水平方向 H 上的引导控制以代替重力方向 G 上的引导控制。即,进行引导控制使得在与胶囊型内窥镜 2 的行进方向大致正交的方向上进行往复的重复移动。在这种情况下,如图 11 所示,与进行重力方向 G 上的引导控制时同样地,能够使胶囊型内窥镜 2 的移动范围 L2 与大肠 14 的管腔径大致相同。

#### [0100] (实施方式 5)

[0101] 接着对本发明的实施方式 5 进行说明。在本实施方式 5 中进行使被检体 1 的体位发生变化的引导以使胶囊型内窥镜 2 在大肠 14 内沉浸在液体 15 内。

[0102] 图 12 是表示作为本发明的实施方式 5 的胶囊型内窥镜系统的结构的示意图。如图 12 所示,在该胶囊型内窥镜系统 11 中具有对被检体 1 的整个身体进行拍摄的摄像机 40 以及根据摄像机 40 所拍摄到的图像对被检体 1 的体位进行检测的体位检测部 10d,该摄像机 40 和体位检测部 10d 作为体位检测部而发挥功能。另外具有体位引导部 10e,体位引导

部 10e 基于体位检测部 10d 所检测出的被检体 1 的体位和位置计算部 10b 所计算出的胶囊型内窥镜 2 位于大肠 14 内的部位生成对被检体 1 的体位变换进行引导的引导信息。该引导信息例如作为体位变换的语音指导以语音方式从语音输出部 41 被输出。

[0103] 例如在被检体 1 的体位为如图 12 所示那样仰面躺在床 13 上的情况下、且胶囊型内窥镜 2 位于升结肠时,体位引导部 10e 引导被检体 1 向右旋转以使被检体 1 的右侧面朝下。由此,在升结肠中聚集了大肠 14 内的液体 15,升结肠中充满液体 15,胶囊型内窥镜 2 在大肠 14 内能够进行幅度较大的蛇形前进。

[0104] 另外,在本实施方式 5 中,虽然使用摄像机 40 作为体位传感器,但是不限于此,例如也可以基于配置在床上的载重传感器、温度传感器对体位进行检测。

[0105] 此外,在上述实施方式 1~5 中,胶囊型内窥镜 2 具有两个摄像部 21b、21c,但不限于此,也可以只具有一个摄像部。

[0106] 另外,上述接触传感器 30b、30c 是压力传感器,但是并不限于此,也可以是对电阻抗的变化等进行检测的阻抗传感器。

[0107] 并且,上述胶囊型内窥镜 2 的重心位置为胶囊型壳体 20 的大致中心,但不限于此,例如也可以偏离重心位置以使胶囊型壳体 20 的纵长方向的轴朝向重力方向或相对于重心方向倾斜的方向。在这种情况下,接触传感器优选设置在能够可靠地检测出与重力方向 G 的上侧和下侧的内壁 14a 之间的接触的位置。

[0108] 另外,在上述实施方式 1~5 中,对经口摄取胶囊型内窥镜 2 的情况进行了说明,但如果是以观察大肠为目的则不限于经口方式,也可以经肛门导入胶囊型内窥镜 2。在这种情况下,能够缩短如经口摄取时那样的到达大肠为止的时间,因此能够缩短检测时间。而且,如果大肠的洗肠也经肛门(洗肠疗法(Colon Hydrotherapy))进行,则能够直接清洗大肠,因此能够更可靠地进行洗肠。另外,在大肠内的液体在管腔内的扩张不充分的情况下,能够经肛门添加液体,因此能够容易地设为最适合的管腔状态。

[0109] 产业上的可利用性

[0110] 如上所述,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统对使用胶囊型内窥镜进行的被检体内部的观察有用,特别是适用于能够通过简单的控制来利用漂浮在液体上或存在于液体中的胶囊型内窥镜对管腔内无遗漏地进行观察的胶囊型内窥镜系统。

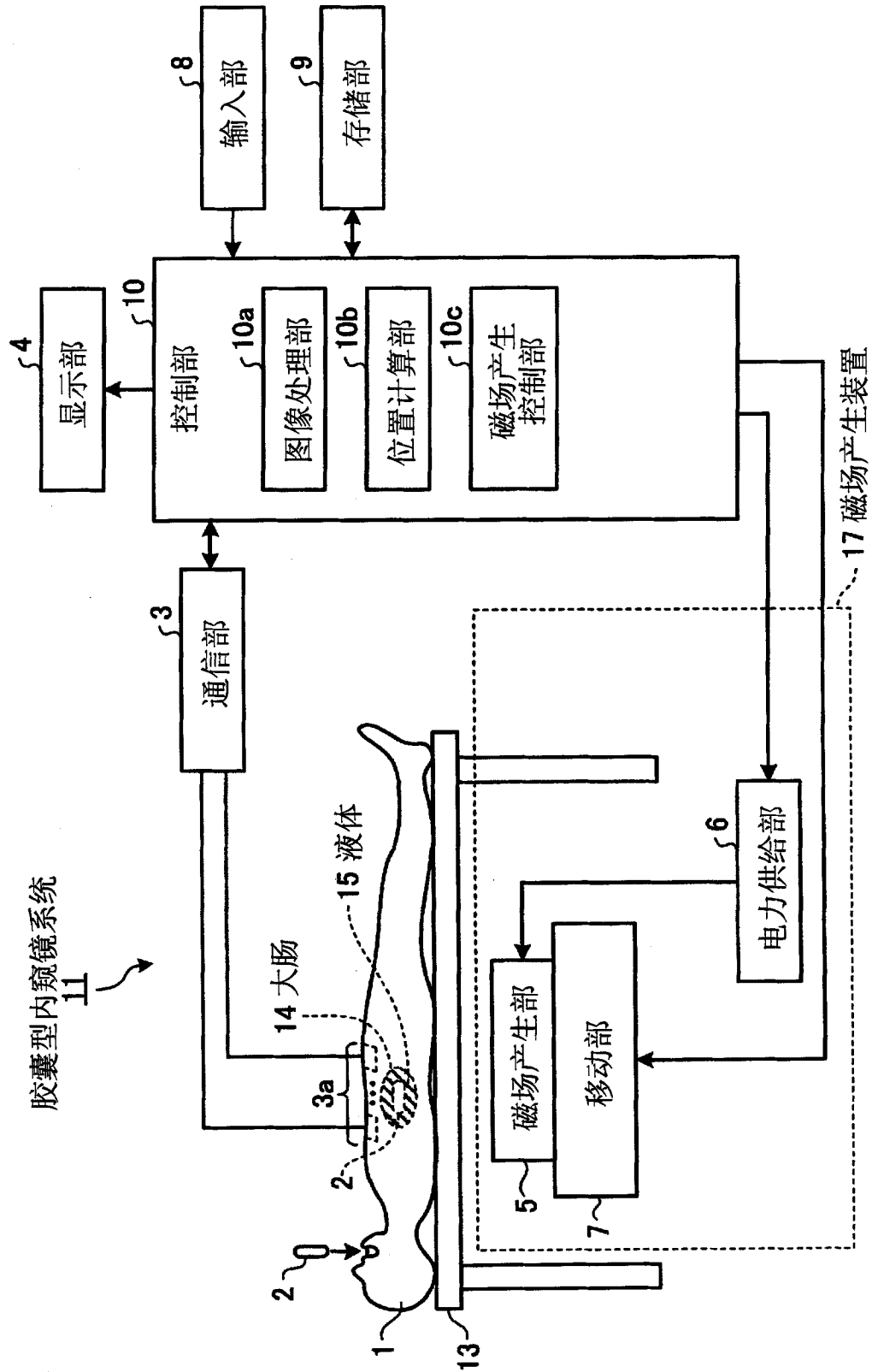


图 1

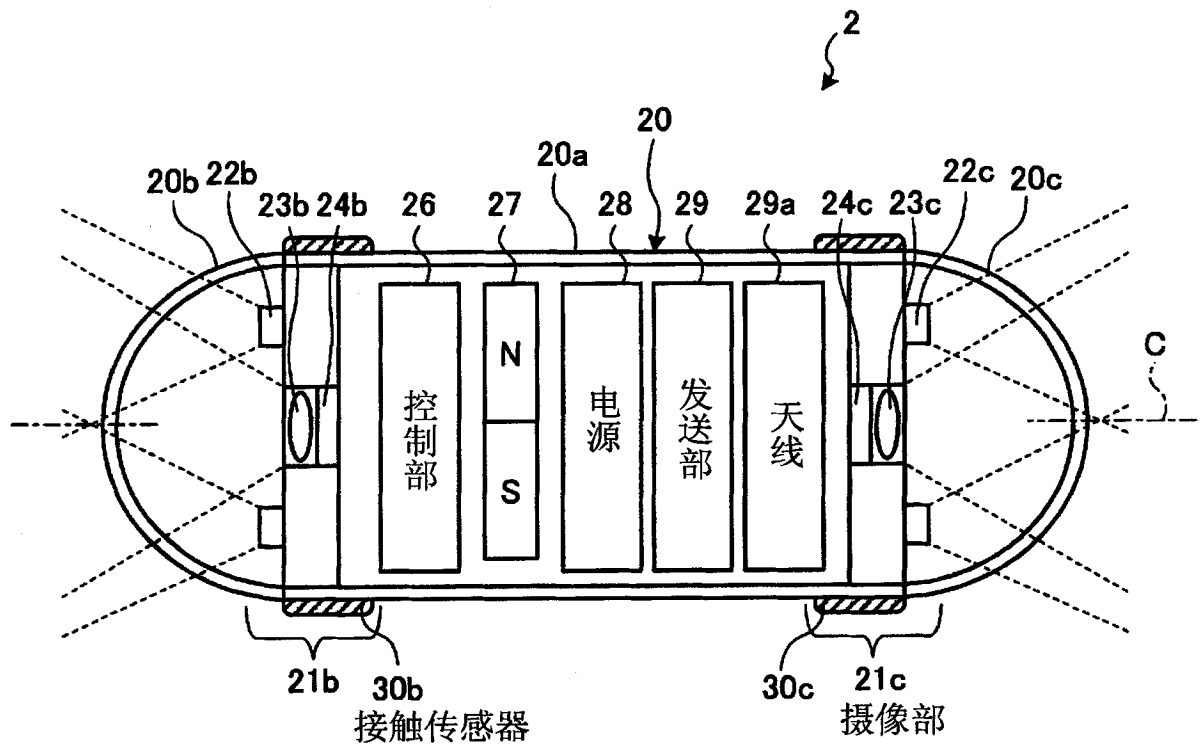


图 2

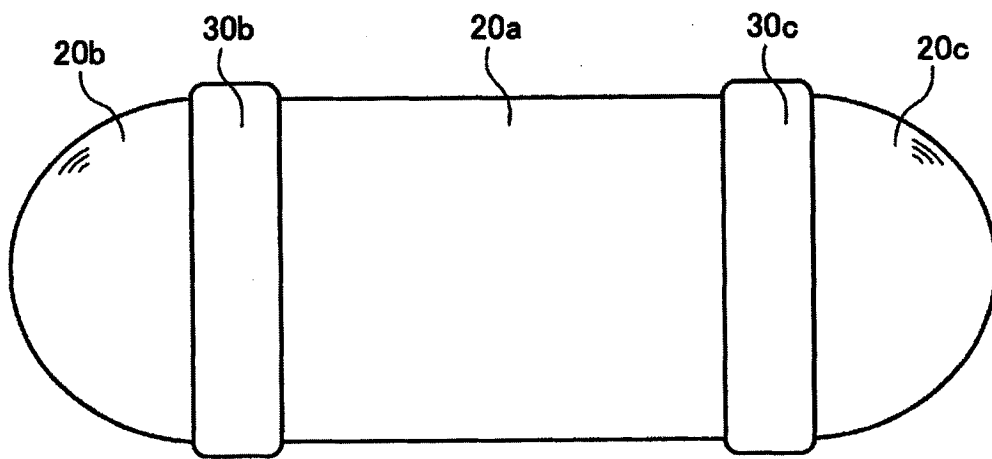


图 3

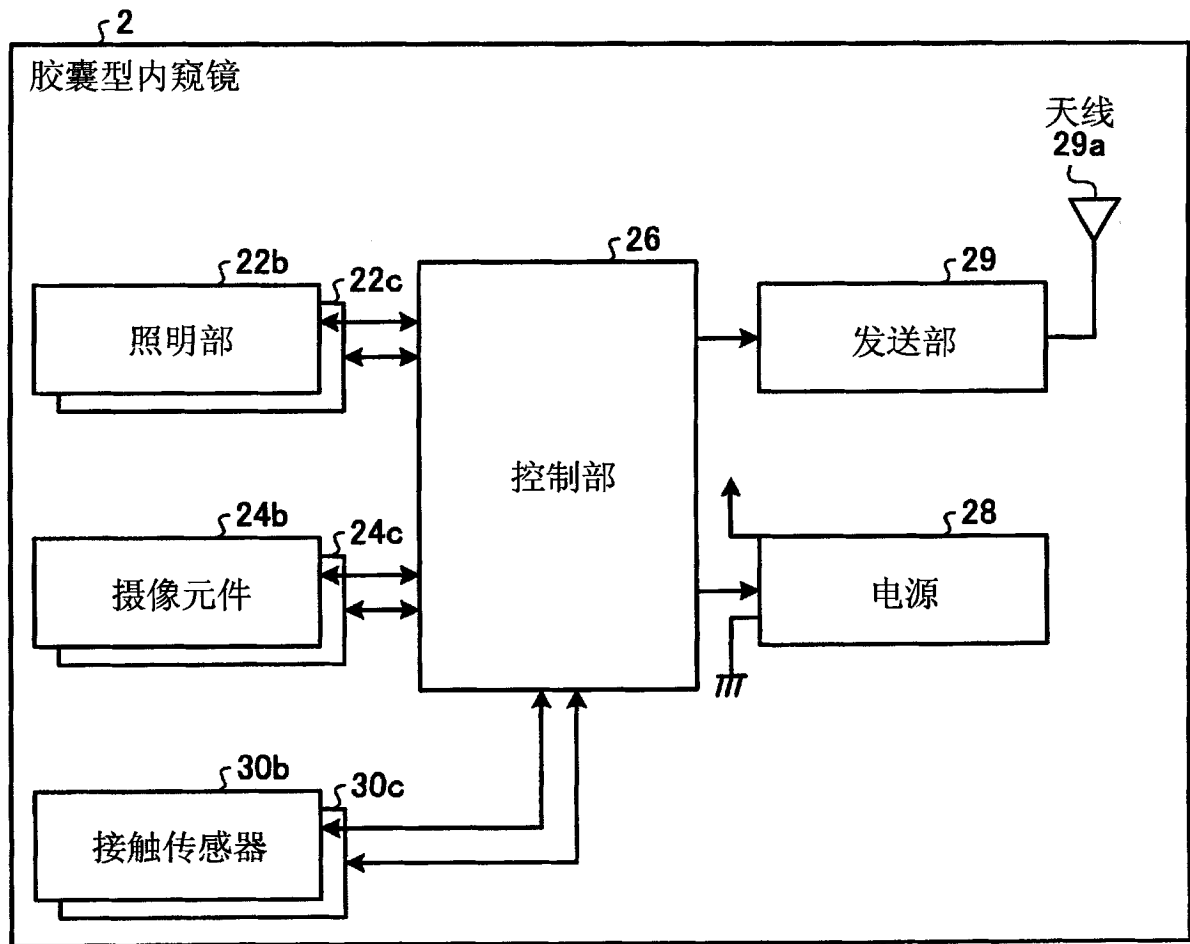


图 4

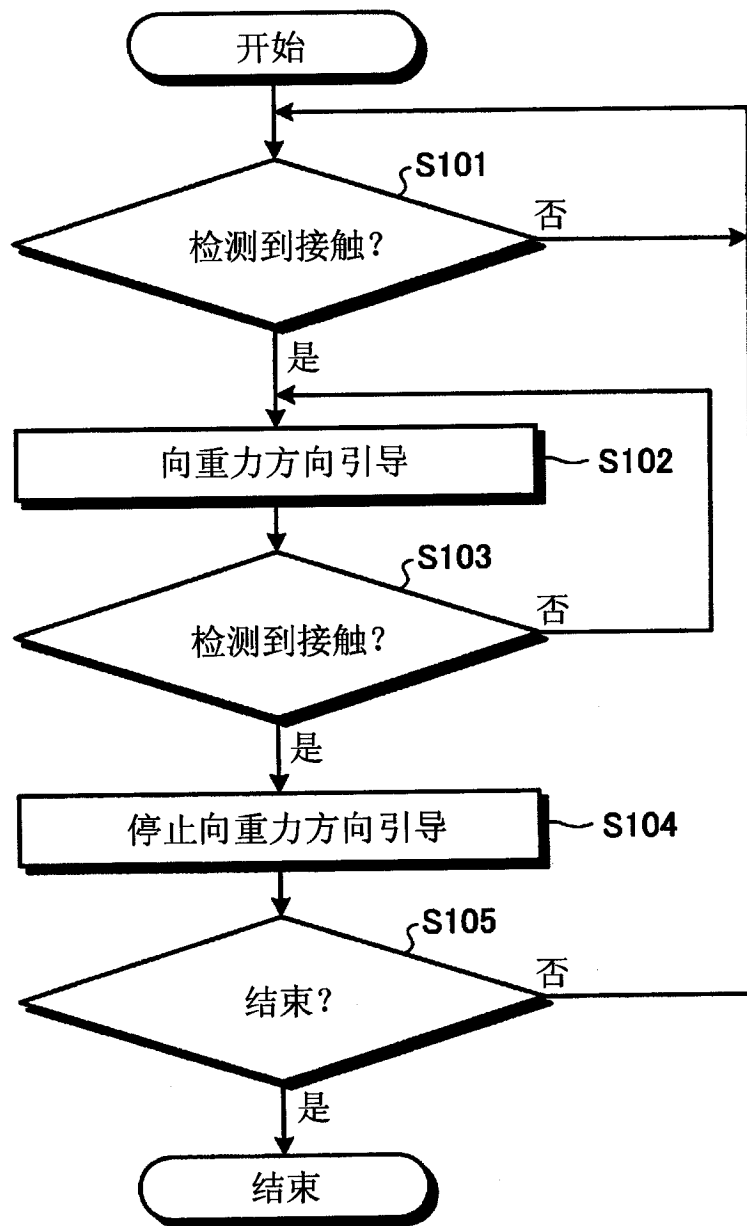


图 5

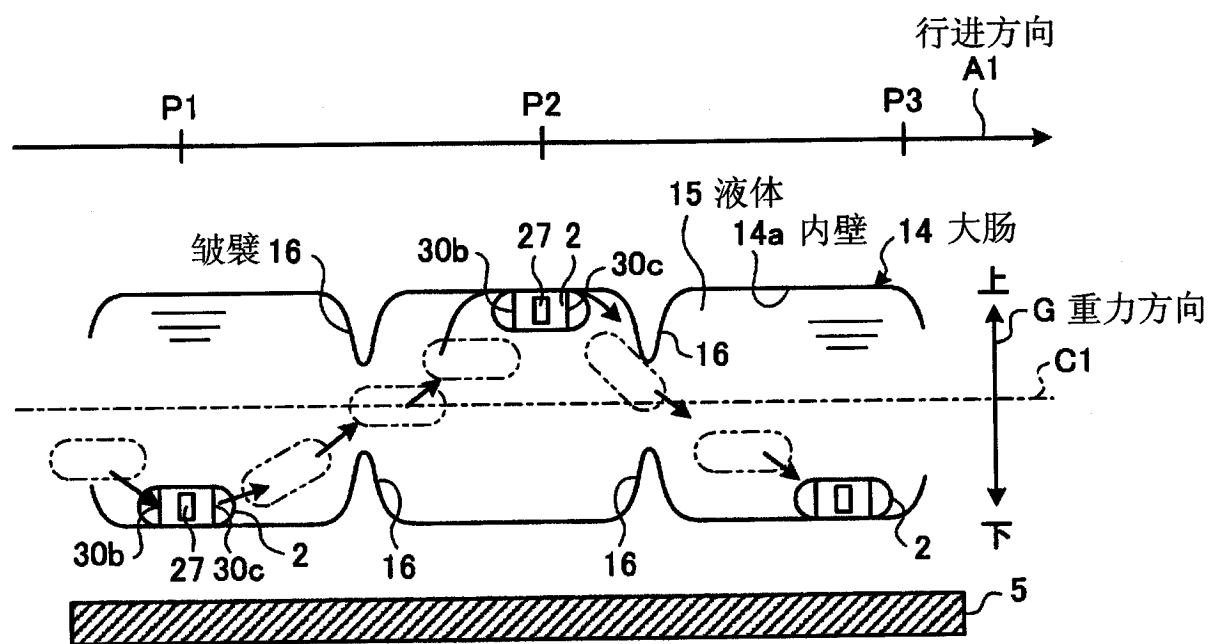


图 6

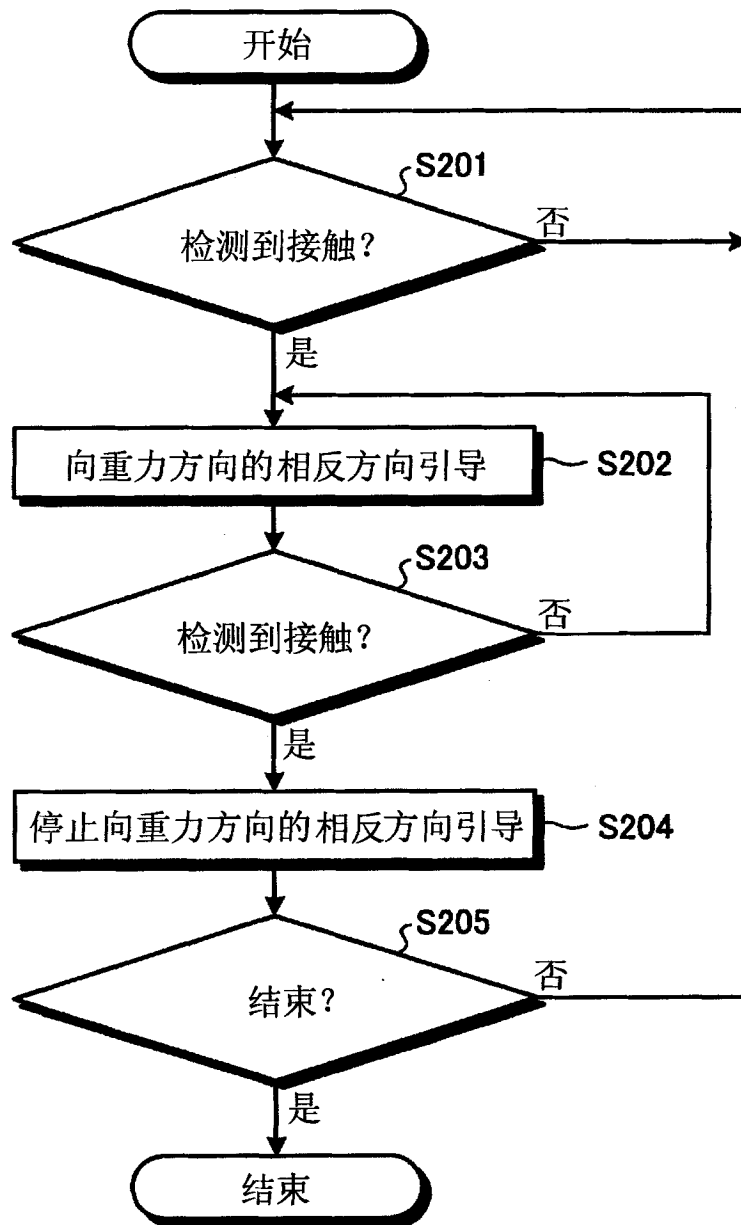


图 7

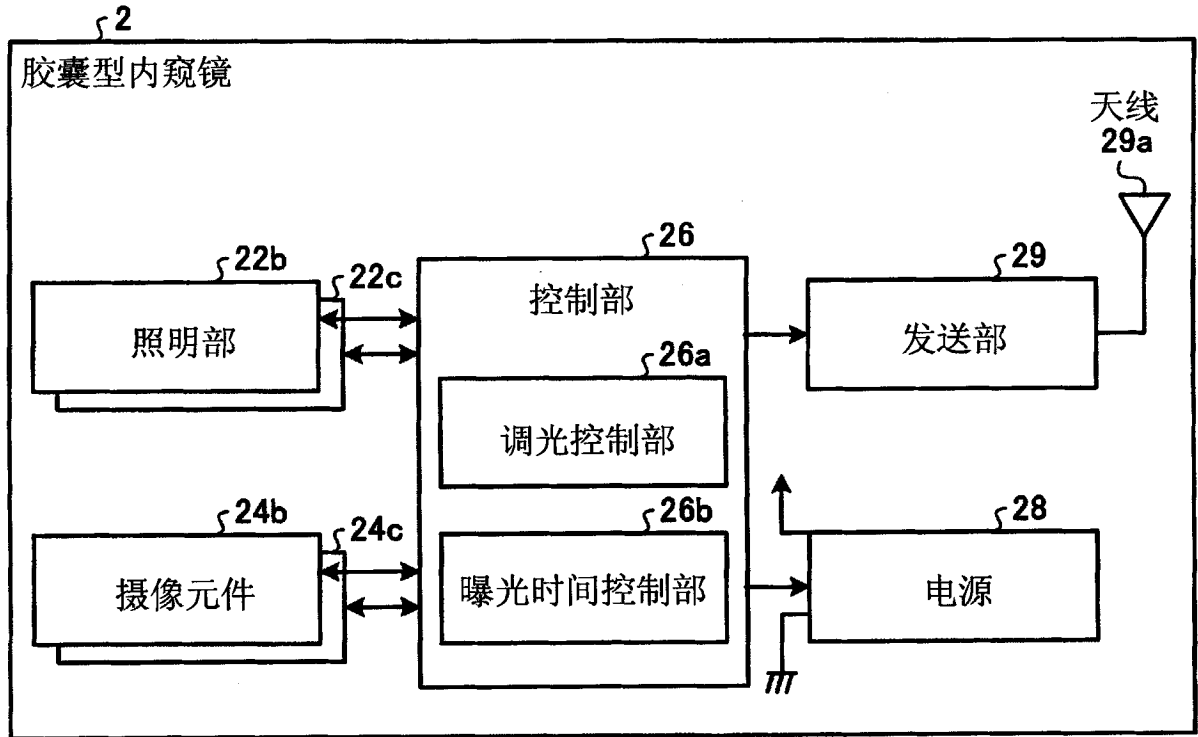


图 8

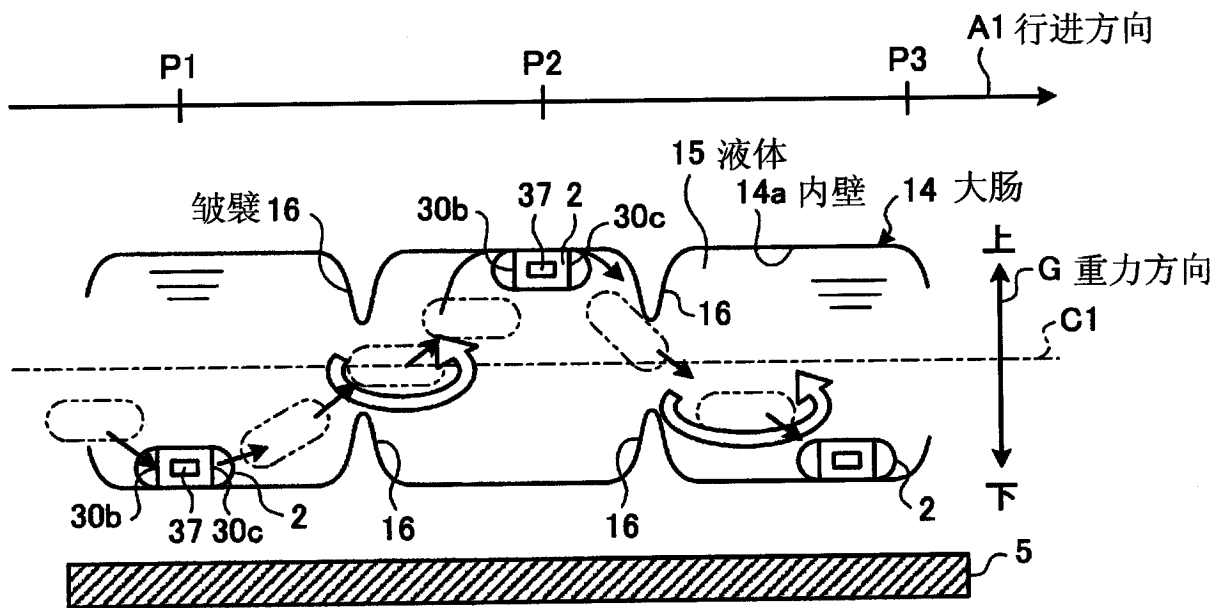


图 9

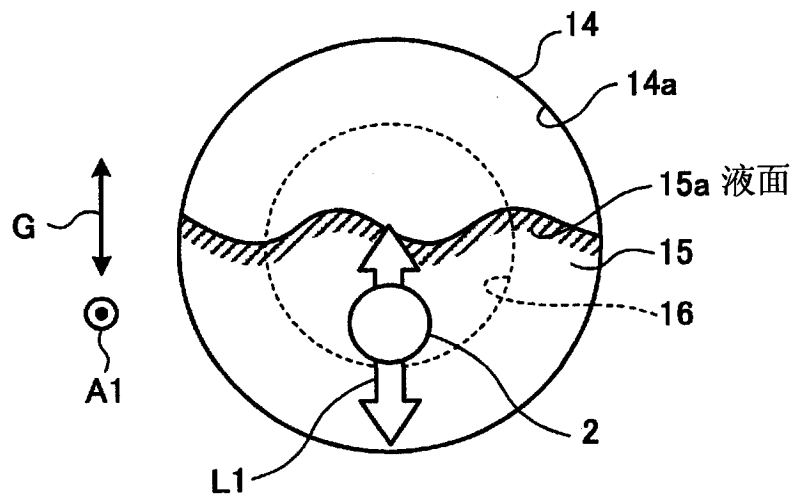


图 10

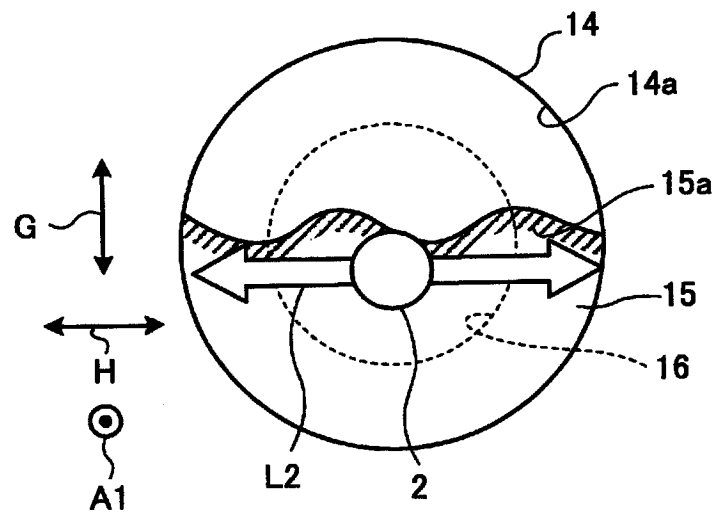


图 11

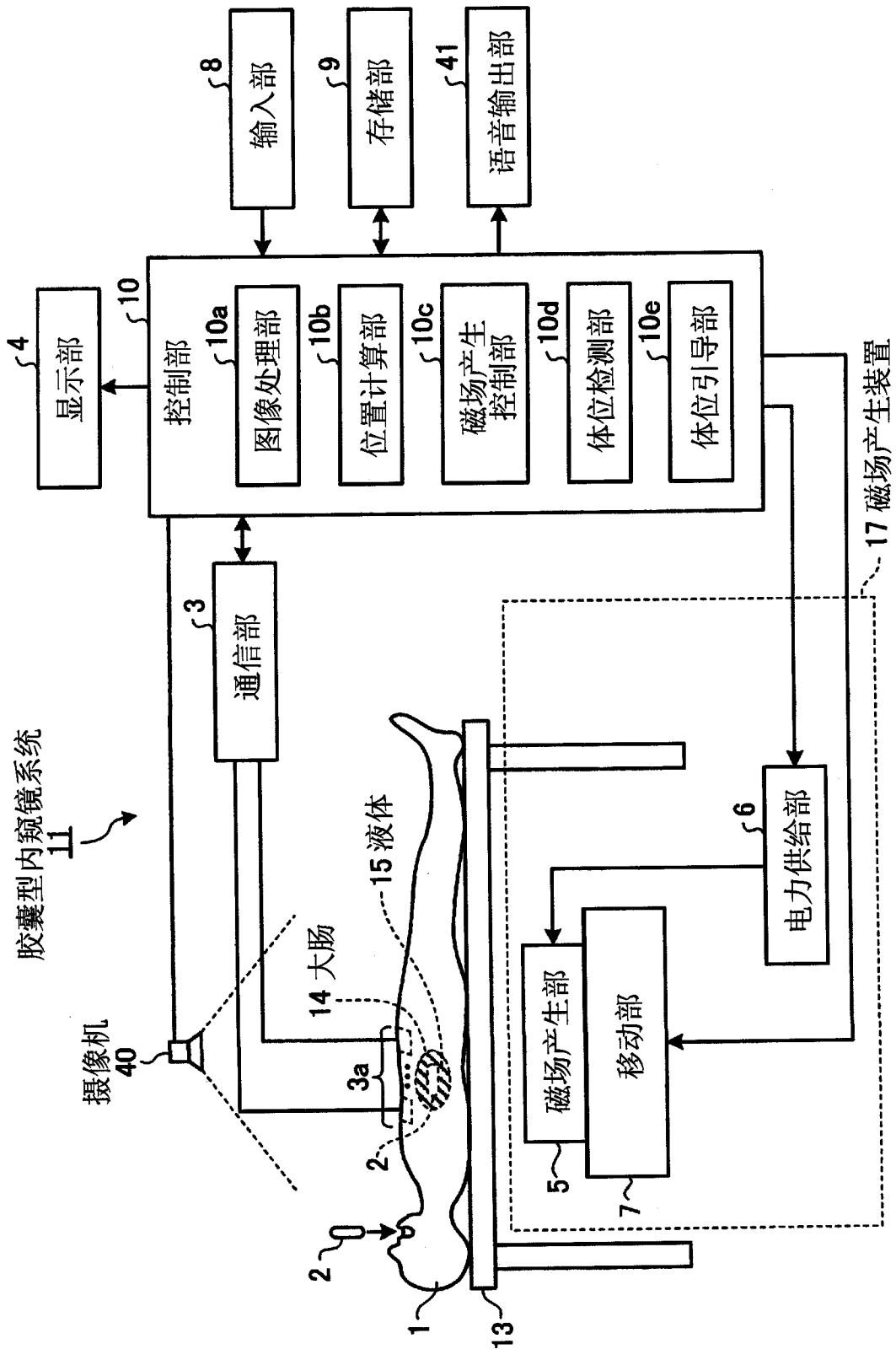


图 12

专利名称(译)	胶囊型内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102176855B</a>	公开(公告)日	2013-09-18
申请号	CN200980140132.1	申请日	2009-10-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	泷泽宽伸		
发明人	泷泽宽伸		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/061 A61B1/00036 A61B1/00016 A61B2019/2253 A61B34/73		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	何琛		
优先权	2008274737 2008-10-24 JP		
其他公开文献	CN102176855A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

胶囊型内窥镜(2)具有对与大肠(14)的内壁(14a)之间的接触进行检测的接触传感器(30b、30c)、磁铁(27)以及对大肠(14)内部进行摄像的至少一个摄像部,在比重小于液体(15)的比重且接近该液体的比重时在液体(15)中漂浮,外部的磁场产生控制部对从外部对磁铁(27)产生引导磁场的磁场产生部(5)进行控制,进行向管腔轴(C1)方向、即胶囊型内窥镜(2)的行进方向的引导控制,并且在接触传感器(30b、30c)每次检测出与内壁(14a)之间的接触时,交替地进行向重力方向(G)的引导和停止引导,来进行使胶囊型内窥镜(2)离开内壁(14a)的引导控制。

