

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 1/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780043518.1

[43] 公开日 2009 年 9 月 23 日

[11] 公开号 CN 101541225A

[22] 申请日 2007.8.29

[21] 申请号 200780043518.1

[30] 优先权

[32] 2006.11.24 [33] JP [31] 317684/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/066799 2007.8.29

[87] 国际公布 WO2008/062594 日 2008.5.29

[85] 进入国家阶段日期 2009.5.22

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 重盛敏明 折原达也 濑川英建
河野宏尚 永濑绫子

[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 张会华

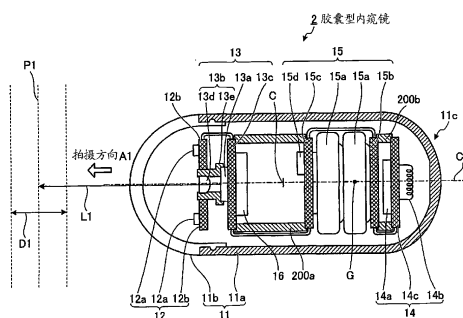
权利要求书 4 页 说明书 45 页 附图 13 页

[54] 发明名称

胶囊型内窥镜

[57] 摘要

本发明的目的在于提供一种漂浮在被导入到空间大的内脏器官内部的液体中并且能对该内脏器官内部进行大范围且清晰的图像拍摄的胶囊型内窥镜。本发明的胶囊型内窥镜(2)包括胶囊型壳体(11)、被固定配置在壳体(11)内部的摄像部(13),以漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面的状态由摄像部(13)对内脏器官内部的图像进行拍摄。在这样的胶囊型内窥镜(2)中,将胶囊型内窥镜(2)的重心(G)设定在远离壳体(11)的中心(C)的位置,以漂浮状态使壳体11保持在特定的漂浮姿势,与由该壳体(11)的漂浮姿势所决定的摄像部(13)的拍摄方向(A1)的被摄体相对应地设定摄像部(13)的光学特性。



1. 一种胶囊型内窥镜，包括胶囊型壳体、被固定配置在该胶囊型壳体的内部的摄像部，该胶囊型内窥镜以漂浮在被导入到被检体内的内脏器官内部的液体中的状态由上述摄像部对上述内脏器官内部的图像进行拍摄，其特征在于，

上述胶囊型壳体相对于上述被导入的液体的比重为 ρ ($\rho < 1$)，

用平面将上述胶囊型壳体分割成使上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 比 $1-\rho$ ，

将体积比为 ρ 的部分的体积的中心与上述胶囊型壳体的重心连接的直线与上述平面大致垂直，并且上述中心位于比上述体积的中心更远离上述平面的位置，

上述平面与构成上述摄像部的视场角的视场边界面在上述胶囊型壳体的外侧不交叉。

2. 一种胶囊型内窥镜，包括胶囊型壳体、被固定配置在该胶囊型壳体的内部的摄像部，该胶囊型内窥镜以漂浮在被导入到被检体内的内脏器官内部的液体中的状态由上述摄像部对上述内脏器官内部的图像进行拍摄，其特征在于，

上述胶囊型壳体相对于上述被导入的液体的比重为 ρ ($\rho < 1$) 时，

用平面将上述胶囊型壳体分割成使上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 比 $1-\rho$ ，

将体积比为 ρ 的部分的体积的中心与上述胶囊型壳体的重心连接的直线与上述平面大致垂直，并且上述中心位于比上述体积的中心更远离上述平面的位置，

具有对上述摄像部的摄像视场进行照明的照明部，

上述平面与构成上述照明部发出的照明光的配光角的照明边界面在上述胶囊型壳体的外侧不交叉。

3. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
上述摄像部的光轴与被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面交叉。

4. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
上述摄像部的光轴与被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面交叉。

5. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
上述摄像部的光轴与被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体积比为 $1-\rho$ 的部分的表面交叉。

6. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
上述摄像部的光轴与被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体积比为 $1-\rho$ 的部分的表面交叉。

7. 根据权利要求5所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
还具有被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部。

8. 根据权利要求6所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
还具有被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部。

9. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
上述平面与上述摄像部的光轴大致垂直。

10. 根据权利要求7所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光学特性不同于上述胶囊型壳体的体积比为 $1-\rho$ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光学特性。

11. 根据权利要求8所述的胶囊型内窥镜, 其特征在于,
上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光学特性不同于上述胶囊型壳体的体积比为 $1-\rho$

的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光学特性。

12. 根据权利要求10所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，上述不同的光学特性是上述摄像部的焦距。

13. 根据权利要求11所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，上述不同的光学特性是上述摄像部的焦距。

14. 根据权利要求10所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，具有对上述摄像部的拍摄视场进行照明的照明部，上述不同的光学特性是上述照明部的光量。

15. 根据权利要求11所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，具有对上述摄像部的拍摄视场进行照明的照明部，上述不同的光学特性是上述照明部的光量。

16. 根据权利要求7所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光轴大致平行于上述胶囊型壳体的体积比为 $1-\rho$ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光轴。

17. 根据权利要求8所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光轴大致平行于上述胶囊型壳体的体积比为 $1-\rho$ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光轴。

18. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，上述胶囊型壳体具有用于摄像部对被摄体进行拍摄的光学构件，

在上述光学构件的外表面上形成有透明的水滴防止膜。

19. 根据权利要求18所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，上述透明的水滴防止膜是防水性透明膜或亲水性透明膜。

20. 一种胶囊型内窥镜，包括胶囊型壳体、被固定配置在该胶囊型壳体的内部的摄像部，该胶囊型内窥镜以漂浮在被导

入到被检体内的内脏器官内部的液体中的状态由上述摄像部对上述内脏器官内部的图像进行拍摄，其特征在于，

上述胶囊型壳体相对于上述被导入的液体的比重为 ρ ($\rho < 1$) 时，

用平面将上述胶囊型壳体分割成使上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 比 $1-\rho$ ，

将体积比 ρ 的部分的体积的中心与上述胶囊型壳体的重心连接的直线与上述平面大致垂直，并且上述中心位于比上述体积的中心更远离上述平面的位置，

从构成上述摄像部的视场角的视场边界面与上述平面交叉的位置到上述摄像部的距离大于从上述胶囊型壳体的表面到上述摄像部的距离的3.2倍。

21. 一种胶囊型内窥镜，包括胶囊型壳体、被固定配置在该胶囊型壳体的内部的摄像部，该胶囊型内窥镜以漂浮在被导入到被检体内的内脏器官内部的液体中的状态由上述摄像部对上述内脏器官内部的图像进行拍摄，其特征在于，

上述胶囊型壳体相对于上述被导入的液体的比重为 ρ ($\rho < 1$) 时，

用平面将上述胶囊型壳体分割成使上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 比 $1-\rho$ ，

将体积比为 ρ 的部分的体积的中心与上述胶囊型壳体的重心连接的直线与上述平面大致垂直，并且上述中心位于比上述体积的中心更远离上述平面的位置，

具有对上述摄像部的摄像视场进行照明的照明部，

从上述平面与构成上述照明部发出的照明光的配光角的照明边界面交叉的位置到上述摄像部的距离大于从上述胶囊型壳体的表面到上述摄像部的距离的3.2倍。

胶囊型内窥镜

技术领域

本发明涉及被导入到患者等被检体的内脏器官内部来对该被检体的内脏器官内部的图像进行拍摄的胶囊型内窥镜。

背景技术

以往，在内窥镜领域中开发了具有拍摄功能、无线通信功能的吞服型的胶囊型内窥镜，提出了一种使用这种胶囊型内窥镜来取得被检体内的图像的被检体内信息取得系统。为了观察（检查），胶囊型内窥镜从被检体的嘴被吞服之后，直到自然被排出期间，通过蠕动运动等在胃和小肠等内脏器官的内部移动，并且例如以0.5秒的间隔依次拍摄被检体的内脏器官内部的图像（以下，有时称为被检体内的图像）。

胶囊型内窥镜在被检体内移动期间，由该胶囊型内窥镜拍摄的被检体内的图像依次通过无线通信被发送到体外的接收装置。接收装置具有无线通信功能和存储功能，将从被检体内的胶囊型内窥镜收到的图像依次保存在记录介质中。被检体携带该接收装置从吞服胶囊型内窥镜直到自然排出的整个期间能自由地行动。

胶囊型内窥镜被从被检体自然排出之后，医生或护士等用户将存储在接收装置的记录介质中的图像读入图像显示装置，在该图像显示装置的显示器上显示被检体内的内脏器官的图像。用户观察显示在该图像显示装置上的被检体内的图像，能进行该被检体的诊断。

作为这样的胶囊型内窥镜，存在在壳体上设有浮子而使装置整体的比重大约为1（即能在水中漂浮）的胶囊型内窥镜（例

如,参照专利文献1)。该专利文献1所举例说明的胶囊型内窥镜漂浮在被导入到被检体的消化管内部的水中,并且利用该水的流水作用和内脏器官的蠕动运动,在短时间内通过被检体的胃、小肠等,到达大肠。该胶囊型内窥镜能集中地拍摄该被检体的大肠内部的图像。

专利文献1: 日本特表2004—529718号公报

另外,上述专利文献1所举例说明的能漂浮在水中的胶囊型内窥镜与水一起被导入到被检体的胃内部,有时以漂浮在该水中的状态而大范围地拍摄胃内部的图像。这样,利用漂浮在导入到胃内部的水中的胶囊型内窥镜大范围地拍摄胃内部的图像作为详细地观察被检体的胃内部的方法是有效的。

不过,该以往的胶囊型内窥镜靠近被检体的食道、小肠或大肠等空间狭小的内脏器官内部来进行拍摄,从而得到该内脏器官内部的清晰的图像。因此,该以往的胶囊型内窥镜有可能无法清晰地拍摄胃等空间大的内脏器官内部的大范围的图像。

另外,在此所谓的空间狭小的内脏器官是指局部的内径很小的小径内脏器官,被导入到内脏器官内部的胶囊型内窥镜与内脏器官的内壁之间的间隙小的内脏器官。而且,所谓空间大的内脏器官是指与该小径的内脏器官相比,局部的内径大的内脏器官,被导入到内脏器官内部的胶囊型内窥镜与内脏器官的内壁之间的间隙比小径的内脏器官大的内脏器官。

发明内容

本发明是鉴于上述情况而做成的,目的在于提供一种漂浮在被导入到空间大的内脏器官内部的液体中、并且能可靠地拍摄该内脏器官内部的大范围且清晰的图像的胶囊型内窥镜。

为了解决上述问题,达到目的,本发明的胶囊型内窥镜包

括胶囊型壳体、被固定配置该胶囊型壳体的内部的摄像部，该胶囊型内窥镜以漂浮在被导入到被检体内的内脏器官内部的液体中的状态由上述摄像部对上述内脏器官内部的图像进行拍摄，其特征在于，上述胶囊型壳体相对于上述被导入的液体的比重为 ρ ($\rho < 1$)，用平面将上述胶囊型壳体分割成使上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 比 $1-\rho$ ，将体积比为 ρ 的部分的体积的中心与上述胶囊型壳体的重心连接的直线与上述平面大致垂直，并且上述中心位于比上述体积的中心更远离上述平面的位置，上述平面与构成上述摄像部的视场角的视场边界面在上述胶囊型壳体的外侧不交叉。

而且，本发明的胶囊型内窥镜包括胶囊型壳体、被固定配置在该胶囊型壳体的内部的摄像部，该胶囊型内窥镜以漂浮在被导入到被检体内的内脏器官内部的液体中的状态由上述摄像部对上述内脏器官内部的图像进行拍摄，其特征在于，上述胶囊型壳体相对于上述被导入的液体的比重为 ρ ($\rho < 1$) 时，用平面将上述胶囊型壳体分割成使上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 比 $1-\rho$ ，将体积比为 ρ 的部分的体积的中心与上述胶囊型壳体的重心连接的直线与上述平面大致垂直，并且上述中心位于比上述体积的中心更远离上述平面的位置，具有对上述摄像部的摄像视场进行照明的照明部，上述平面与构成上述照明部发出的照明光的配光角的照明边界面在上述胶囊型壳体的外侧不交叉。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，上述摄像部的光轴与被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面交叉。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，上述摄像部的光轴与被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体

积比为 $1-\rho$ 的部分的表面交叉。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，还具有被上述平面分割出的上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，上述平面与上述摄像部的光轴大致垂直。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光学特性不同于上述胶囊型壳体的体积比为 $1-\rho$ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的光学特性。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，上述不同的光学特性是上述摄像部的焦距。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，具有对上述摄像部的拍摄视场进行照明的照明部，上述不同的光学特性是上述照明部的光量。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的的光轴大致平行于上述胶囊型壳体的体积比为 $1-\rho$ 的部分的表面与上述光轴交叉的摄像部的的光轴。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，上述胶囊型壳体具有用于摄像部对被摄体进行拍摄的光学构件，在上述光学构件的外表面上形成有透明的水滴防止膜。

而且，本发明的胶囊型内窥镜的特征在于，在上述发明中，上述透明的水滴防止膜是防水性透明膜或亲水性透明膜。

而且，本发明的胶囊型内窥镜包括胶囊型壳体、被固定配置在该胶囊型壳体的内部的摄像部，该胶囊型内窥镜以漂浮在被导入到被检体内的内脏器官内部的液体中的状态由上述摄像

部对上述内脏器官内部的图像进行拍摄，其特征在于，上述胶囊型壳体相对于上述被导入的液体的比重为 ρ ($\rho < 1$) 时，用平面将上述胶囊型壳体分割成使上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 比 $1-\rho$ ，将体积比 ρ 的部分的体积的中心与上述胶囊型壳体的重心连接的直线与上述平面大致垂直，并且上述中心位于比上述体积的中心更远离上述平面的位置，从上述平面与构成上述摄像部的视场角的视场边界面交叉的位置到上述摄像部的距离大于从上述胶囊型壳体的表面到上述摄像部的距离的3.2倍。

而且，本发明的胶囊型内窥镜包括胶囊型壳体、被固定配置在该胶囊型壳体的内部的摄像部，该胶囊型内窥镜以漂浮在被导入到被检体内的内脏器官内部的液体中的状态由上述摄像部对上述内脏器官内部的图像进行拍摄，其特征在于，上述胶囊型壳体相对于上述被导入的液体的比重为 ρ ($\rho < 1$) 时，用平面将上述胶囊型壳体分割成使上述胶囊型壳体的体积比为 ρ 比 $1-\rho$ ，将体积比 ρ 的部分的体积的中心与上述胶囊型壳体的重心连接的直线与上述平面大致垂直，并且上述中心位于比上述体积的中心更远离上述平面的位置，具有对上述摄像部的摄像视场进行照明的照明部，从上述平面与构成上述照明部发出的照明光的配光角的照明边界面交叉的位置到上述摄像部的距离大于从上述胶囊型壳体的表面到上述摄像部的距离的3.2倍。

根据本发明的胶囊型内窥镜，起到如下效果：能与由漂浮在内脏器官内部的液体表面的情况下所保持的壳体的漂浮姿势决定的拍摄方向的被摄体相对应地设置摄像部的光学特性，以漂浮在被导入到胃等空间大的内脏器官内部的液体的表面的状态能可靠地拍摄该内脏器官内部的大范围且清晰的图像。

附图说明

图1是表示具有本发明的实施方式1的胶囊型内窥镜的被检体内信息取得系统的一构成例的示意图。

图2是表示本发明的实施方式1的胶囊型内窥镜的一构成例的侧剖示意图。

图3是用于说明以漂浮在被检体的胃内部的水面上的状态来拍摄气体中的胃内部的胶囊型内窥镜的动作的示意图。

图4是示意性地表示本发明的实施方式2的胶囊型内窥镜的一构成例的侧剖示意图。

图5是用于说明以漂浮在被检体的胃内部的水面的状态来交替拍摄气体中和液体中的胃内部的胶囊型内窥镜的动作的示意图。

图6是示意性地表示本发明的实施方式3的胶囊型内窥镜的一构成例的侧剖示意图。

图7是用于说明以倾斜地漂浮在被检体的胃内部的水面的状态来交替拍摄气体中和液体中的胃内部的胶囊型内窥镜的动作的示意图。

图8是表示漂浮在被导入到体内的液体的状态下的摄像部的光轴与液面垂直的胶囊型内窥镜的示意图。

图9是用于说明胶囊型内窥镜在液体中保持姿势的原理的示意图。

图10是表示在漂浮在被导入到体内的液体的状态下的摄像部的光轴与液面垂直的胶囊型内窥镜的变形例的示意图。

图11是表示漂浮在被导入到体内的液体的状态下的将比重、重心的位置和摄像部的位置设定成使水面不进入视场边界面内和照明边界面内的胶囊型内窥镜的示意图。

图12是表示在漂浮在被导入到体内的液体的状态下的将比重、重心的位置和摄像部的位置设定成使水面不进入视场边界

面内和照明边界面内的胶囊型内窥镜的变形例的示意图。

图13是举例说明视场边界面或照明边界面与液面在从胶囊型壳体充分离开的位置交叉的胶囊型内窥镜的示意图。

附图标记说明

1、被检体；2、20、30、胶囊型内窥镜；3、接收装置；3a~3h、接收天线；4、图像显示装置；5、携带型记录介质；11、21、31、壳体；11a、21a、31a、壳体主体；11b、21b、31b、光学圆顶；12、22、照明部；12a、22a、发光元件；12b、22b、照明基板；13、23、摄像部；13a、23a、固体拍摄元件；13b、23b、光学系统；13c、23c、摄像基板；13d、23d、透镜；13e、23e、透镜框；14、无线通信部；14a、无线单元；14b、天线；14c、无线基板；15、电源部；15a、电池；15b、15c、电源基板；15d、开关；16、26、控制部；37、配重构件；100、气体中的胃内部；101、液体中的胃内部；G、重心；W、水。

具体实施方式

下面参照附图对本发明的胶囊型内窥镜的较佳的实施方式进行详细地说明。另外，本发明不限于该实施方式。

实施方式1

图1是表示具有本发明的实施方式1的胶囊型内窥镜的被检体内信息取得系统的一构成例的示意图。如图1所示，该被检体内信息取得系统包括：对被检体1内的图像进行拍摄的胶囊型内窥镜2；对由胶囊型内窥镜2拍摄的被检体1内的图像进行接收的接收装置3；对由接收装置3接收的被检体1内的图像进行显示的图像显示装置4；用于进行接收装置3和图像显示装置4之间的数据交换的携带型记录介质5。

胶囊型内窥镜2具有按照时间序列来依次拍摄被检体1内

的图像的拍摄功能以及将拍摄的被检体1内的图像依次无线发送到外部的无线通信功能。而且,该胶囊型内窥镜2的比重被设定成能漂浮在水等期望的液体的表面。这样的胶囊型内窥镜2被导入到被检体1的内脏器官内部,对该内脏器官内部的图像进行拍摄。在此,水等液体被导入到该内脏器官内部规定量的情况下,该胶囊型内窥镜2漂浮在被导入到该内脏器官内部的液体的表面并且采取特定的漂浮姿势,以该特定的漂浮姿势的状态依次拍摄内脏器官内部的大范围的图像。由该胶囊型内窥镜2拍摄的内脏器官内部的图像依次被无线发送到被被检体1外的接收装置3中。另外,该胶囊型内窥镜2在被导入到被检体1的内脏器官内部的情况下,在内脏器官的蠕动等作用下,沿着被检体1的消化管行进。与此同时,胶囊型内窥镜2以规定间隔,例如0.5秒的间隔依次拍摄被检体1内的图像,依次将所得到的被检体1内的图像发送到接收装置3中。

接收装置3与例如被分散配置在被检体1体表上的多个接收天线3a~3h连接,借助于该多个接收天线3a~3h接收来自胶囊型内窥镜2的无线信号,取得包含在接收的无线信号内的被检体1内的图像。而且,接收装置3可装卸地插入有携带型记录介质5,将该被检体1内的图像依次保存到携带型记录介质5中。这样,接收装置3将由胶囊型内窥镜2拍摄的被检体1内的图像组保存到携带型记录介质5中。

接收天线3a~3h例如使用环形天线实现,接收由胶囊型内窥镜2所发送的无线信号。这样的接收天线3a~3h被分散配置在被检体1的体表上的规定位置,例如被分散配置在与被检体1内的胶囊型内窥镜2的移动路线(即消化管)相对应的位置。另外,接收天线3a~3h也可以被分散配置在穿在被检体1上的夹克的規定位置。这种情况下,通过被检体1穿着该夹克,接收天线3a~

3h被配置在与被检体1内的胶囊型内窥镜2的移动路线相对应的被检体1的体表上的规定位置。这样的接收天线被配置在被检体上1个以上即可，其配置数量并不特别限定为8个。

携带型记录介质5是Compact Flash（注册商标）等的可携带的记录媒体。携带型记录介质5是可相对于接收装置3和图像显示装置4装卸，具有插入到两者上时能进行数据的输出和记录的构造。具体来说，携带型记录介质5插入到接收装置3上的情况下，依次保存由接收装置3所取得的被检体1内的图像组等各种数据。另一方面，携带型记录介质5在插入到图像显示装置4的情况下，将该被检体1内的图像组等保存数据输出到图像显示装置4中。这样，该携带型记录介质5的保存数据被读取到图像显示装置4中。而且，患者名和患者ID等与被检体1相关的患者信息等由图像显示装置4写入携带型记录介质5中。

图像显示装置4用于显示由胶囊型内窥镜2所拍摄的被检体1内的图像等。具体来说，图像显示装置4具有工作站等这样的结构：以上述携带型记录介质5为介质，读取被检体1内的图像组等各种数据，将取得的被检体1内的图像组显示到显示器上。这样的图像显示装置4具有用于医生或护士等用户观察（检查）被检体1内的图像来诊断被检体1的处理功能。这种情况下，用户使在图像显示装置4上依次显示被检体1内的图像来观察（检查）被检体1内的部位，例如食道、胃、小肠和大肠等，以此为基础，诊断被检体1。

接着，对本发明的实施方式1的胶囊型内窥镜2的结构进行说明。图2是表示本发明的实施方式1的胶囊型内窥镜2的一构成例的侧剖示意图。如图2所示，该实施方式1的胶囊型内窥镜2包括：形成为胶囊形状的壳体11；对被检体的内脏器官内部进行照明的照明部12；对由照明部12所照明的被检体的内脏器官

内部的图像（被检体内的图像）进行拍摄的摄像部13；将由摄像部13所拍摄的被检体内的图像无线发送到外部的无线通信部14。而且，该胶囊型内窥镜2具有将驱动电力供给到该各构成部的电源部15和控制该各构成部的控制部16。

壳体11是形成为易于导入被检体的内部那样大小的胶囊型的壳体，由壳体主体11a、光学圆顶11b形成。壳体主体11a是一端开口且另一端（即圆顶部11c）封闭成圆顶状的筒状的壳体，在内部收容有照明部12、摄像部13、无线通信部14、电源部15以及控制部16等胶囊型内窥镜2的各构成部。

光学圆顶11b是形成圆顶状的透明的光学构件，被安装在该壳体主体11a的一端即开口端，并且将该开口端封闭。在该光学圆顶11b的外表面上形成有透明的水滴防止膜。另外，该形成在光学圆顶11b的外表面上的透明的水滴防止膜既可以是防水性透明膜也可以是亲水性透明膜。

这样的由壳体主体11a、光学圆顶11b形成的壳体11液密地收容胶囊型内窥镜2的各构成部（照明部12、摄像部13、无线通信部14、电源部15、控制部16等）。

照明部12作为对由摄像部13拍摄的被检体的内脏器官内部（即，摄像部13的被摄体）进行照明的照明部件而发挥作用。具体来说，照明部12被配置在壳体11内部的光学圆顶11b侧，透过光学圆顶11b来对摄像部13的被摄体进行照明。这样的照明部12包括对摄像部13的被摄体发出照明光的多个发光元件12a、形成有用于实现照明部12的功能的电路的照明基板12b。

多个发光元件12a被安装在照明基板12b上，透过光学圆顶11b对摄像部13的拍摄视场发出照明光。多个发光元件12a利用该照明光对摄像部13的被摄体（即，被检体的内脏器官内部）进行照明。这样的发光元件12a与摄像部13的被摄体相对应，与

以往的胶囊型内窥镜（靠近被检体的内脏器官内部进行拍摄的胶囊型内窥镜）的照明部相比，射出大的发光量的照明光。照明基板12b是例如形成为圆盘形状的刚性的电路基板，被配置在壳体11内部的光学圆顶11b侧。在该照明基板12b的中央部分贯穿后述的摄像部13的透镜框。

摄像部13作为对由照明部12所照明的被摄体（被检体的内脏器官内部）的图像进行拍摄的拍摄部件而发挥作用。具体来说，摄像部13被固定配置在壳体11内部的光学圆顶11b侧，对由该壳体11的姿势（详细地说是漂浮在液体表面的壳体11的漂浮姿势）所决定的拍摄方向A1的被摄体的图像进行拍摄。这样的摄像部13包括CCD或CMOS等固体拍摄元件13a、将被摄体的图像成像在固体拍摄元件13a的受光面上的光学系统13b、形成有用于实现摄像部13的功能的电路的摄像基板13c。

固体拍摄元件13a对由照明部12所照明的被摄体的图像进行拍摄。具体来说，固体拍摄元件13a沿由壳体11的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1具有拍摄视场，对由照明部12所照明的拍摄视场内的内脏器官内部（即，被摄体）的图像进行拍摄。更具体来说，固体拍摄元件13a具有接受来自位于拍摄视场内的被摄体的光的受光面，借助于该受光面将来自被摄体的光进行光电转换，从而对被摄体的图像（即，被检体内的图像）进行拍摄。该固体拍摄元件13a的受光量等光学特性与拍摄方向A1的被摄体相对应地被设定。

光学系统13b包括将被摄体的图像成像在该固体拍摄元件13a的受光面上的透镜13d、保持该透镜13d的透镜框13e。透镜13d将来自位于拍摄方向A1的被摄体的光汇聚在固体拍摄元件13a的受光面上，将该被摄体的图像成像在固体拍摄元件13a的受光面上。该透镜13d的焦距和景深等光学特性与位于拍摄方向

A1的被摄体相对应地被设定。

透镜框13e具有两端开口的筒状构造，将透镜13d保持在筒内部。具体来说，透镜框13e将透镜13d保持在一端的开口部附近的筒内部。而且，透镜框13e的另一端以将来自被摄体的光引导到固体拍摄元件13a的受光面的状态被固定在固体拍摄元件13a上。这样的透镜框13e将透镜13d保持在距上述固体拍摄元件13a规定距离的位置。由该透镜框13e规定的固体拍摄元件13a和透镜13d之间的配置间距离与拍摄方向A1的被摄体相对应地设定。另外，该透镜框13e的一端（透镜13d的保持部侧）贯穿上述照明基板12b，被固定在照明基板12b上。

摄像基板13c是例如形成为圆盘形状的刚性的电路基板，被固定配置在壳体11内部的光学圆顶11b侧。具体来说，摄像基板13c位于照明基板12b的附近，与该照明基板12b相比，被固定配置成靠近壳体主体11a的圆顶部11c。该摄像基板13c上安装有上述固体拍摄元件13a和控制部16。

无线通信部14作为将由摄像部13拍摄的被检体内的图像依次无线发送到外部的接收装置3（参照图1）的无线通信部件而发挥作用。具体来说，无线通信部14被固定配置在壳体11内部的圆顶部11c侧，将拍摄方向A1的被摄体即内脏器官内部的图像依次无线发送到接收装置3中。这样的无线通信部14包括生成包括该被检体内的图像在内的无线信号的无线单元14a、将由无线单元14a生成的无线信号发送到外部的天线14b、形成有用于实现无线通信部14的功能的电路的无线基板14c。

无线单元14a接收包含由上述固体拍摄元件13a拍摄的被检体内的图像的图像信号，并对接收的图像信号进行调制处理等。该无线单元14a生成包括该被检体内的图像在内的无线信号。天线14b是环状或线圈状的天线，依次将由该无线单元14a生成的

无线信号发送到被检体外的接收装置3中。无线基板14c是形成圆盘形状的刚性的电路基板，例如被固定配置在壳体11内部的圆顶部11c侧。在该无线基板14c上安装有无线单元14a和天线14b。

电源部15被固定配置在壳体11内部的圆顶部11c侧，对本实施方式1的胶囊型内窥镜2的各构成部（即，照明部12、摄像部13、无线通信部14和控制部16等）供给驱动电力。这样的电源部15包括：具有规定电力的电池15a；形成有用于实现电源部15的功能的电路的电源基板15b、15c；对来自该电池15a的电力供给的通断状态进行切换的开关15d。

电池15a例如是氧化银电池等钮扣型电池，如图2所示那样在电源基板15b、15c之间连接有所需数量（例如2个）。电源基板15b、15c具有与该电池15a电连接的正极端子和负极端子。该电源基板15b、15c和胶囊型内窥镜2的各构成部的电路基板（即，照明基板12b、摄像基板13c和无线基板14c）由挠性基板等电连接。开关15d例如是由外部的磁力进行通断的切换动作的簧片开关，被设置在电源基板15c上。具体来说，开关15d进行该通断的切换动作来切换来自电池15a的电力供给的通断状态。从而，开关15d对从电池15a向胶囊型内窥镜2的各构成部供给电力进行控制。

控制部16例如被安装在摄像基板13c上，控制该实施方式1的胶囊型内窥镜2的各构成部。具体来说，控制部16控制上述照明部12的发光元件12a、摄像部13的固体拍摄元件13a和无线通信部14的无线单元14a。更具体来说，控制部16控制该多个发光元件12a和固体拍摄元件13a的动作时机，使得固体拍摄元件13a与多个发光元件12a的发光动作同步地在每个规定时间对被摄体的图像进行拍摄。这样的控制部16具有与白平衡等图像处理

有关的各种参数,具有生成包括由固体拍摄元件13a拍摄的被摄体的图像(被检体内的图像)在内的图像信号的图像处理功能。而且,控制部16控制无线单元14a,使得将包括该被检体内的图像在内的图像信号发送到无线通信部14中,生成输出该包括该被检体内的图像在内的无线信号。

接着,对本实施方式1的胶囊型内窥镜2的比重和重心进行说明。如上所述,胶囊型内窥镜2具有将照明部12、摄像部13、无线通信部14、电源部15和控制部16收容在胶囊形状的壳体11的内部的构造。(参照图2)。这样的构造的胶囊型内窥镜2漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面。即,该胶囊型内窥镜2的比重被设定为被导入到被检体的内脏器官内部的规定的液体(例如水等)的比重以下。

具体来说,漂浮在该液体表面的胶囊型内窥镜2的比重例如通过在壳体11的内部形成规定容积以上的空间来实现,或者通过在壳体11内设有浮子构件(未图示)来实现。例如,在被导入到被检体的内脏器官内部的液体例如为水的情况下,该胶囊型内窥镜2的比重被设定为水的比重($=1$)以下。这样的胶囊型内窥镜2的比重最好是使漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面的状态的胶囊型内窥镜2的一部分(例如光学圆顶11b)从该液体浮起那样程度的比重。

另一方面,该胶囊型内窥镜2的重心被设定为保持漂浮在液体表面的状态的胶囊型内窥镜2的漂浮姿势、即保持壳体11的漂浮姿势成特定的漂浮姿势。具体来说,如图2所示,例如以壳体11的中心C为界而将电源部15的电池15a等配置在壳体11内部的圆顶部11c侧,从而胶囊型内窥镜2的重心G被设定在离开壳体11的中心C的位置。这种情况下,该重心G以壳体11的中心C为界被设定在上述摄像部13的相反侧。即,上述摄像部13

以壳体11的中心C为界被固定配置在重心G的相反侧的壳体11的内部。

为了这样设定胶囊型内窥镜2的比重和重心，需要适当地配置胶囊型内窥镜2内部的各构成部。但是，仅仅将借助于挠性基板电连接的电路基板折叠，无法保持该各构成部的适当的配置状态。因此，通过在各构成部之间设定隔离件，容易保持各构成部的适当的配置状态。具体来说，如图2所示，在摄像基板13c和电源基板15c之间设置隔离件200a且在电源基板15b和无线基板14c之间设置隔离件200b，从而适当地保持各电路基板的间隔，其结果，容易实现设定胶囊型内窥镜2的比重和重心所需要的各构成部的适当的配置。另外，通过将该隔离件形成为MID(Molded Interconnect Device: 注塑成形电路部件)，也可以兼用作挠性基板、隔离件。

这样将胶囊型内窥镜2的重心G设定在离开壳体11的中心C的位置，从而在胶囊型内窥镜2漂浮在液体表面的状态的壳体11的漂浮姿势被保持在特定的漂浮姿势。具体来说，该壳体11的漂浮姿势由于该重心G被保持成使摄像部13的拍摄方向A1朝着该液体(胶囊型内窥镜2漂浮的液体)的上方这样的特定的漂浮姿势。

在此，例如，如图2所示，上述摄像部13被固定配置成使与拍摄方向A1相对应的摄像部13的光轴(即透镜13d的光轴)和壳体11的长度方向的中心轴线CL互相平行或位于同一条直线上。这种情况下，该胶囊型内窥镜2的重心G被设定在离开壳体11的中心C的位置，且在中心轴线CL上或中心轴线CL附近。通过将重心G设定在这样的位置，壳体11的漂浮姿势被保持成使摄像部13的拍摄方向A1朝着大致铅直上方这样的特定的漂浮姿势。

另外，由该壳体11的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1的被摄体是位于使胶囊型内窥镜2漂浮的液体的上方的气体中的被摄体。这种情况下，上述摄像部13透过光学圆顶11b对位于该拍摄方向A1的气体中的被摄体的图像进行拍摄。

接着，说明对由该壳体11的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1的被摄体进行拍摄的摄像部13的光学特性。如上所述，摄像部13对由胶囊型内窥镜2漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面时的壳体11的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1的被摄体进行拍摄。这种情况下，摄像部13透过光学圆顶11b对位于该拍摄方向A1的气体中的被摄体的图像进行拍摄。这样的摄像部13的光学特性与由该壳体11的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1的被摄体（气体中的被摄体）相对应地被设定。作为该摄像部13的光学特性，能列举出决定拍摄方向A1的焦点位置的成像特性、该拍摄方向A1的焦点位置的景深、规定摄像部13的拍摄视场的视场角、对被摄体的图像进行拍摄时的受光量等。

摄像部13的成像特性是用于决定拍摄方向A1的焦点位置的光学特性，例如通过调整固体拍摄元件13a和透镜13d之间的配置间距离、透镜13d的焦距来设定。如图2所示，该摄像部13的成像特性被设定成沿拍摄方向A1在距摄像部13的距离为L1的位置P1上对焦。在此，该拍摄方向A1的距离L1与自位于被导入到被检体的内脏器官内部的液体的上方的气体中的被摄体到漂浮在该内脏器官内部的液体中的状态的胶囊型内窥镜2（具体来说指摄像部13）的距离大致相等。通过将焦点设定在这样的拍摄方向A1的位置P1上，漂浮在内脏器官内部的液体表面的状态的胶囊型内窥镜2的摄像部13能在位于该液体的上方的气体中的被摄体附近（具体来说，指气体中的内脏器官内壁的附近）对焦。

另外，该拍摄方向A1的距离L1一般大于靠近食道或小肠等空间狭小的内脏器官内部进行拍摄的以往的胶囊型内窥镜的摄像部与被摄体之间的距离。从而，该摄像部13的成像特性被设定成在比以往的胶囊型内窥镜的焦点位置远的位置P1上对焦。

摄像部13的景深D1通过调整固体拍摄元件13a和透镜13d之间的配置间距离、透镜13d的焦距以及上述拍摄方向A1的距离L1等来设定。如图2所示，这样被设定的景深D1被设定成以该拍摄方向A1的位置P1为中心具有规定的宽度。具体来说，考虑到被检体的内脏器官内部的液体表面的位置、内脏器官的伸缩动作，该景深D1被设定成使位于拍摄方向A1的气体中的被摄体位于摄像部13的近点和远点之间的区域内。

摄像部13的视场角用于限定摄像部13的拍摄视场，例如，通过调整固体拍摄元件13a和透镜13d之间的配置间距离、透镜13d的焦距、固体拍摄元件13a的受光面等来设定。该摄像部13的视场角与靠近食道或肠等空间狭小的内脏器官内部进行拍摄的以往的胶囊型内窥镜相比，被设定成将大范围的被摄体（气体中的内脏器官内部）捕捉到拍摄视场内。这种情况下，摄像部13的视场角最好与该适于靠近拍摄的以往的胶囊型内窥镜相比被设定为广角。

对被摄体的图像进行拍摄时的摄像部13的受光量被设定大于适于靠近拍摄食道或小肠等空间狭小的内脏器官内部的以往的胶囊型内窥镜的摄像部。具体来说，上述照明部12的发光元件12a发出足以对位于拍摄方向A1的气体中的被摄体进行照明的发光量（比适于靠近拍摄的以往的胶囊型内窥镜的发光量大的发光量）的照明光。摄像部13（具体来说是指固体拍摄元件13a）的感光灵敏度被设定成较佳地接受该发光元件12a的照明光被照射到气体中的被摄体时产生的来自气体中的被摄体的

反射光的感光灵敏度。由此，摄像部13的受光量对清晰地拍摄该气体中的被摄体的大范围的图像很充分。

接着，对将胶囊型内窥镜2和所需量的水导入到空间大的内脏器官的一个例子即被检体1的胃内部、以漂浮在该水表面的状态对被检体1的胃内部的图像进行拍摄的胶囊型内窥镜2的动作进行说明。图3是用于说明以漂浮在被检体1的胃内部的水面上的状态来拍摄气体中的胃内部的胶囊型内窥镜2的动作的示意图。

首先，胶囊型内窥镜2与所需量的水一起从被检体1的嘴被吞服，被导入到被检体1的胃内部。这种情况下，胶囊型内窥镜2被设定为水以下的比重（例如0.8左右），因此漂浮在被检体1的胃内部的水面上。之后，漂浮在该水面的状态的胶囊型内窥镜2一边保持特定的漂浮姿势，一边由摄像部13对被检体1的胃内部的图像进行拍摄。

具体来说，如图3所示，被设定为水以下的比重的胶囊型内窥镜2漂浮在被导入到被检体1的胃内部的所需量的水W的表面，采取特定的漂浮姿势。在此，如上所述，胶囊型内窥镜2的重心G被设定在离开壳体11的中心C的位置，且在以中心C为界而被设定在摄像部13的相反侧（最好是在中心轴线CL上）。通过将重心G设定在这样的位置上，该漂浮状态的胶囊型内窥镜2在水W的表面采取特定的漂浮姿势，即，使光学圆顶11b从水面浮起的状态的漂浮姿势。这种情况下，壳体11因该重心G，保持使壳体主体11a的圆顶部11c侧沉入水W的表面下（液体中）、并且使摄像部13的拍摄方向A1朝向水W的上方的状态的漂浮姿势。

利用这样的壳体11的漂浮姿势，摄像部13的拍摄方向A1被决定在该水W的上方（例如，铅直上方）。摄像部13对位于由该

壳体11的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1的气体中的被摄体的图像进行拍摄。具体来说，多个发光元件12a对该拍摄方向A1的被摄体即气体中的胃内部100进行充分地照明。摄像部13对被该多个发光元件12a充分地照明的气体中的胃内部100的图像进行拍摄。

在此，该摄像部13的光学特性与由该壳体11的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1的被摄体（即气体中的胃内部100）相对应地被设定。具体来说，摄像部13的成像特性被设定成在位于拍摄方向A1的气体中的被摄体附近对焦，即，气体中的胃内部100的胃壁附近。这种情况下，固体拍摄元件13a和透镜13d之间的配置间距离和透镜13d的焦距等被调整，使得上述拍摄方向A1上的距离L1大致等于漂浮在水W表面的状态的胶囊型内窥镜2的摄像部13与气体中的胃内部100之间的距离（被摄体距离）。

而且，摄像部13的景深D1被设定成使气体中的胃内部100位于摄像部13在该拍摄方向A1上的近点和远点之间的区域内（即摄像部13的对焦区域内）。摄像部13的视场角被设定成能大范围（即比靠近拍摄胃内部的情况大的范围）地拍摄位于由该成像特性和景深所规定的摄像部13的对焦区域内的气体中的胃内部100。摄像部13的感光灵敏度被设定为较佳地接受上述多个发光元件12a的照明光被照射到气体中的胃内部100时产生的来自气体中的胃100的反射光的感光灵敏度。

这样地与拍摄方向A1的被摄体（气体中的胃内部100）相对应地设定了光学特性的摄像部13与靠近拍摄内脏器官内部的情况相比在远方上具有对焦区域，将位于该远方的对焦区域内的气体中的胃内部100捕捉到由视场角所规定的拍摄视场内。而且，被捕捉到该摄像部13的拍摄视场内的气体中的胃内部100由多个发光元件12a充分地照明。另外，在光学圆顶11b的外表

面产生了水滴的情况下，虽有可能摄像部13透过光学圆顶11b拍摄的图像变得不清晰，但在光学圆顶11b的外表面形成有防水性透明膜或亲水性透明膜等透明的水滴防止膜，因此能防止在该光学圆顶11b的外表面产生水滴。例如，只要在光学圆顶11b的外表面形成硅系或氟系等防水性透明膜，即使水滴附着在光学圆顶11b上，水滴也不会滞留在光学圆顶11b的外表面上，能流下，因此不会因水滴而阻碍透过光学圆顶11b进行拍摄。而且，相反地只要在光学圆顶11b的外表面形成亲水性透明膜，即使水滴附着在光学圆顶11b上，该水滴在光学圆顶11b的外表面成为均匀的膜，因此不会因水滴而阻碍透过光学圆顶11b进行拍摄。从而，摄像部13透过在水W表面保持特定的漂浮姿势的壳体11的光学圆顶11b，能可靠地对位于该拍摄方向A1的气体中的胃内部100的大范围且清晰的图像进行拍摄。

如以上说明的那样，在本发明的实施方式1中，将具有在胶囊型的壳体内部固定配置了摄像部的构造的该胶囊型内窥镜的比重设定为被导入到被检体的内脏器官内部液体的比重以下，将该胶囊型内窥镜的重心设定在离开该壳体的中心的位置且在该摄像部的相反侧，从而在被检体的内脏器官内部漂浮在液体表面时将壳体保持成特定的漂浮姿势，与由该壳体保持的特定的漂浮姿势所决定的拍摄方向的被摄体相对应地设定该摄像部的光学特性。因此，与靠近拍摄内脏器官内部的情况相比，能在位于远方的气体中的被摄体附近对焦，能可靠地将位于该摄像部的对焦区域内的气体中的被摄体捕捉到大范围的拍摄视场内。其结果，能实现以漂浮在被导入到胃等空间大的内脏器官内部的液体的表面的状态对该内脏器官内部的大范围且清晰的图像进行拍摄的胶囊型内窥镜。

实施方式2

接着,说明本发明的实施方式2。在上述实施方式1中,将一个摄像部13固定配置在壳体11的内部且以壳体11的中心C为界固定配置在胶囊型内窥镜2的重心G的相反侧,但在该实施方式2中,为将摄像部以壳体的中心为界分别固定配置在胶囊型内窥镜的重心的相反侧和同一侧(重心侧)的多眼的胶囊型内窥镜。

图4是示意性地表示本发明的实施方式2的胶囊型内窥镜的一构成例的侧剖示意图。如图4所示,该实施方式2的胶囊型内窥镜20替代上述实施方式1的胶囊型内窥镜2的壳体11具有壳体21,替代控制部16具有控制部26,还具有照明部22和摄像部23。这种情况下,无线通信部14将包括由上述摄像部13拍摄的被检体内的图像在内的无线信号和包括由摄像部23拍摄的被检体内的图像在内的无线信号交替地无线发送到外部的接收装置3中。另外,该实施方式2的被检体内信息取得系统替代上述实施方式1的胶囊型内窥镜2而具有胶囊型内窥镜20。其他结构与实施方式1相同,对同一构成部分标上相同的附图标记。

壳体21与上述实施方式1的胶囊型内窥镜2的壳体11大致同样,是形成为易于导入被检体的内部那样大小的胶囊型的壳体。具体来说,壳体21由筒状构造的壳体主体21a和光学圆顶11b、21b形成。

壳体主体21a是两端开口的筒状的壳体,在内部收容有照明部12、22、摄像部13、23、无线通信部14、电源部15和控制部26等胶囊型内窥镜20的各构成部。这种情况下,在该壳体主体21a的一开口端附近固定配置有上述照明部12和摄像部13,在另一开口端附近固定配置有照明部22和摄像部23。而且,在夹在该照明部12和摄像部13与照明部22和摄像部23之间的壳体主体21a的内部区域配置有上述无线通信部14、电源部15和控制部

26。

如上所述，光学圆顶11b是形成为圆顶状的透明的光学构件，在外表面形成有防水性透明膜或亲水性透明膜等透明的水滴防止膜。这样的光学圆顶11b被安装在该壳体主体21a的一开口端，具体来说，被安装在照明部12和摄像部13被固定配置的一侧的开口端，并且封闭该开口端。另一方面，光学圆顶21b是形成为圆顶状的透明的光学构件，但是在其外表面未形成有水滴防止膜。这样的光学圆顶21b被安装在该壳体主体21a的另一开口端，具体来说，被安装在照明部22和摄像部23被固定配置的一侧的开口端，并且封闭该开口端。

这样的由壳体主体21a、两端的光学圆顶11b、21b形成的壳体21液密地收容胶囊型内窥镜20的各构成部（照明部12、22、摄像部13、23、无线通信部14、电源部15、控制部26等）。

照明部22作为对由摄像部23所拍摄的被检体的内脏器官内部（即，摄像部23的被摄体）进行照明的照明部件而发挥作用。具体来说，照明部22被配置在壳体21内部的光学圆顶21b侧，透过光学圆顶21b来对摄像部23的被摄体进行照明。这样的照明部22包括对摄像部23的被摄体发出照明光的多个发光元件22a、形成有用于实现照明部22的功能的电路的照明基板22b。另外，胶囊型内窥镜20的照明部12被配置在壳体21内部的光学圆顶11b侧，如上所述那样对拍摄方向A1的被摄体（即拍摄部13的被摄体）进行照明。

多个发光元件22a被安装在照明基板22b上，透过光学圆顶21b对摄像部23的拍摄视场发出照明光。多个发光元件22a利用该照明光对摄像部23的被摄体（即，被检体的内脏器官内部）进行照明。这样的发光元件22a射出足够对由摄像部23靠近拍摄的被摄体进行照明的发光量（具体来说小于上述照明部12的发

光量的发光元件12a的发光量)的照明光。照明基板22b是例如形成为圆盘形状的刚性的电路基板,被配置在壳体21内部的光学圆顶21b侧。在该照明基板22b的中央部分贯穿后述的摄像部23的透镜框。

摄像部23作为对由照明部22所照明的被摄体(被检体的内脏器官内部)的图像进行拍摄的拍摄部件而发挥作用。具体来说,摄像部23被固定配置在壳体21内部的光学圆顶21b侧,对由该壳体21的姿势(详细地说是漂浮在液体表面的壳体21的漂浮姿势)所决定的拍摄方向A2的被摄体的图像进行拍摄。另外,该拍摄方向A2例如是上述摄像部13的拍摄方向A1的相反方向。这样的摄像部23包括CCD或CMOS等固体拍摄元件23a、将被摄体的图像成像在固体拍摄元件23a的受光面上的光学系统23b、形成有助于实现摄像部23的功能的电路的摄像基板23c。另外,胶囊型内窥镜20的摄像部13被固定配置在壳体21内部的光学圆顶11b侧,如上所述那样对拍摄方向A1的被摄体(例如气体中的内脏器官内部)的图像进行拍摄。

固体拍摄元件23a对由照明部22所照明的被摄体的图像进行拍摄。具体来说,固体拍摄元件23a在由壳体21的漂浮姿势所决定的拍摄方向A2具有拍摄视场,对由照明部22所照明的拍摄视场内的内脏器官内部(即,被摄体)的图像进行拍摄。更具体来说,固体拍摄元件23a具有接受来自位于拍摄视场内的被摄体的光的受光面,借助于该受光面将接受的来自被摄体的光进行光电转换,从而对被摄体的图像(即,被检体内的图像)进行拍摄。该固体拍摄元件23a的受光量等光学特性与拍摄方向A2的被摄体相对应地被设定。

光学系统23b包括将被摄体的图像成像在该固体拍摄元件23a的受光面上的透镜23d、保持该透镜23d的透镜框23e。透镜

23d将来自位于拍摄方向A2的被摄体的光汇聚在固体拍摄元件23a的受光面上，将该被摄体的图像成像在固体拍摄元件23a的受光面上。该透镜23d的焦距和景深等光学特性与位于拍摄方向A2的被摄体相对应地被设定。

透镜框23e具有两端开口的筒状构造，将透镜23d保持在筒内部。具体来说，透镜框23e将透镜23d保持在一端的开口部附近的筒内部。而且，透镜框23e的另一端以将来自被摄体的光引导到固体拍摄元件23a的受光面的状态被固定在固体拍摄元件23a上。这样的透镜框23e将透镜23d保持在距上述固体拍摄元件23a规定距离的位置。由该透镜框23e规定的固体拍摄元件23a和透镜23d之间的配置间距离与拍摄方向A2的被摄体相对应地设定。另外，该透镜框23e的一端（透镜23d的保持部侧）贯穿上述照明基板22b，被固定在照明基板22b上。

摄像基板23c是例如形成为圆盘形状的刚性的电路基板，被固定配置在壳体21内部的光学圆顶21b侧。具体来说，摄像基板23c位于照明基板22b的附近，与该照明基板22b相比，被固定配置成靠近壳体21的中心C。该摄像基板23c上安装有上述固体拍摄元件23a。

无线通信部14如上所述那样具有无线单元14a、天线14b和无线基板14c，将包括由摄像部13拍摄的被检体内的图像在内的无线信号和包括由摄像部23拍摄的被检体内的图像在内的无线信号交替地无线发送到外部的接收装置3中。这样的情况下，无线单元14a交替生成包括由摄像部13拍摄的被检体内的图像在内的无线信号和包括由摄像部23拍摄的被检体内的图像在内的无线信号，将生成的无线信号依次发送到天线14b上。天线14b交替将由该无线单元14a生成的无线信号发送，即将包括由摄像部13拍摄的被检体内的图像在内的无线信号和包括由摄像部23

拍摄的被检体内的图像在内的无线信号交替地发送。

电源部15被固定配置在壳体21内部的圆顶部21b侧，对本实施方式2的胶囊型内窥镜20的各构成部（即，照明部12、22、摄像部13、23、无线通信部14和控制部26等）供给驱动电力。

控制部26例如被安装在摄像基板13c上，控制该实施方式2的胶囊型内窥镜20的各构成部。具体来说，控制部26控制上述照明部12、22的各发光元件12a、22a、摄像部13、23的各固体拍摄元件13a、23a和无线通信部14的无线单元14a。这样的情况下，控制部26与上述实施方式1的胶囊型内窥镜2的控制部16同样地控制多个发光元件12a和固体拍摄元件13a的动作时机。而且，控制部26控制该多个发光元件22a和固体拍摄元件23a的动作时机，使得固体拍摄元件23a与多个发光元件22a的发光动作同步地在每个规定时间对被摄体的图像进行拍摄。控制部26每隔规定时间交替进行对这样的多个发光元件12a和固体拍摄元件13a的控制、对多个发光元件22a和固体拍摄元件23a的控制。这样的控制部26具有与白平衡等图像处理的各种参数，具有交替生成包括由固体拍摄元件13a、23a交替拍摄的被摄体的各图像在内的图像信号的图像处理功能。而且，控制部26控制无线单元14a，使得将包括该被检体内的图像在内的各图像信号交替发送到无线通信部14中，交替生成输出包括该被检体内的图像在内的无线信号。

接着，对本实施方式2的胶囊型内窥镜20的比重和重心进行说明。如上所述，胶囊型内窥镜20具有将照明部12、22、摄像部13、23、无线通信部14、电源部15和控制部26收容在胶囊形状的壳体21的内部的构造（参照图4）。这样的构造的胶囊型内窥镜20漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面。即，该胶囊型内窥镜20的比重被设定为被导入到被检体的

内脏器官内部的规定的液体（例如水等）的比重以下。

具体来说，漂浮在该液体表面的胶囊型内窥镜20的比重例如通过在壳体21的内部形成规定容积以上的空间来实现，或者通过在壳体21内设有浮子构件（未图示）来实现。例如，在被导入到被检体的内脏器官内部的液体例如为水的情况下，该胶囊型内窥镜20的比重被设定为水的比重（=1）以下。这样的胶囊型内窥镜20的比重最好是使漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面的状态的胶囊型内窥镜20的一部分（例如光学圆顶11b）从该液体浮起那样程度的比重。

另一方面，该胶囊型内窥镜20的重心被设定为保持漂浮在液体表面的状态的胶囊型内窥镜20的漂浮姿势、即保持壳体21的漂浮姿势成特定的漂浮姿势。具体来说，如图4所示，例如以壳体21的中心C为界而将电源部15的电池15a等配置在壳体21内部的光学圆顶21b侧，从而胶囊型内窥镜20的重心G被设定在离开壳体21的中心C的位置。这种情况下，该重心G以壳体21的中心C为界被设定在光学圆顶21b侧，即，被设定在上述摄像部13的相反侧即摄像部23的同一侧。最好该重心G被设定在从壳体21的中心C向光学圆顶21b侧（摄像部23侧）偏离的位置，且在中心轴线CL上或其附近。换言之，摄像部13以壳体21的中心C为界被固定配置在重心G的相反侧的壳体21的内部。摄像部23被固定配置在以壳体21的中心C为界的重心G的同一侧（重心侧）的壳体21的内部。

为了这样设定胶囊型内窥镜20的比重和重心，需要适当地配置胶囊型内窥镜20内部的各构成部。但是，仅仅将借助于挠性基板电连接的电路基板折叠，无法保持该各构成部的适当的配置状态。因此，通过在各构成部之间设定隔离件，容易保持各构成部的适当的配置状态。具体来说，如图4所示，在摄像基

板13c和无线基板14c之间设置隔离件201a且在无线基板14c和电源基板15c之间设置隔离件201b,还在电源基板15b和摄像基板23c之间设置隔离件201c,从而适当地保持各电路基板的间隔,其结果,容易实现设定胶囊型内窥镜20的比重和重心所需要的各构成部的适当的配置。另外,通过将该隔离件形成为MID(Molded Interconn Device: 注塑成形电路部件),也可以兼用作挠性基板、隔离件。

这样将胶囊型内窥镜20的重心G设定在离开壳体21的中心C的位置,从而在胶囊型内窥镜20漂浮在液体表面的状态的壳体21的漂浮姿势被保持成特定的漂浮姿势。具体来说,该壳体21的漂浮姿势由于该重心G被保持成使摄像部13的拍摄方向A1朝着该液体(胶囊型内窥镜20漂浮的液体)的上方并且摄像部23的拍摄方向A2朝着该液体表面的下方(液体中)这样的特定的漂浮姿势。

在此,上述摄像部13被固定配置成使与拍摄方向A1相对应的摄像部13的光轴(即透镜13d的光轴)和壳体21的长度方向的中心轴线CL互相平行或位于同一条直线上。而且,上述摄像部23被固定配置成与拍摄方向A2相对应的摄像部23的光轴(即透镜23d的光轴)和中心轴线CL互相平行或位于同一条直线上。即,该摄像部13、23的各光轴相互平行或位于同一直线上。这种情况下,该胶囊型内窥镜20的重心G将壳体21保持成使摄像部13的拍摄方向A1朝着液体的上方并且使摄像部23的拍摄方向A2朝着液体中这样的特定的漂浮姿势。利用该壳体21的漂浮姿势,摄像部13的拍摄方向A1朝着大致铅直上方并且摄像部23的拍摄方向A2朝着大致铅直下方。

另外,由该壳体21的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1的被摄体是位于使胶囊型内窥镜20漂浮的液体的上方的气体中的被摄

体。这种情况下，上述摄像部13与上述实施方式的情况相同，透过光学圆顶11b对位于该拍摄方向A1的气体中的被摄体的图像进行拍摄。另一方面，由该壳体21的漂浮姿势所决定的拍摄方向A2的被摄体是位于使胶囊型内窥镜20漂浮的液体的下方的液体中的被摄体。这种情况下，上述摄像部23透过光学圆顶21b对位于该拍摄方向A2的液体中的被摄体的图像进行拍摄。

接着，说明对由该壳体21的漂浮姿势所决定的拍摄方向A2的被摄体进行拍摄的摄像部23的光学特性。对拍摄方向A1的被摄体进行拍摄的摄像部13的光学特性与上述实施方式1的情况相同地与拍摄方向A1的气体中的被摄体相对应地被设定。

如上所述，摄像部23对由胶囊型内窥镜2漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面时的壳体21的漂浮姿势所决定的拍摄方向A2的被摄体进行拍摄。这种情况下，摄像部23透过光学圆顶21b对位于该拍摄方向A2的液体中的被摄体的图像进行靠近拍摄。这样的摄像部23的光学特性与由该壳体21的漂浮姿势决定的拍摄方向A2的被摄体（液体中的被摄体）相对应地被设定。作为该摄像部23的光学特性，能列举出决定拍摄方向A2的焦点位置的成像特性、该拍摄方向A2的焦点位置的景深、限定摄像部23的拍摄视场的视场角、对被摄体的图像进行拍摄时的受光量等。

摄像部23的成像特性是用于决定拍摄方向A2的焦点位置的光学特性，例如通过调整固体拍摄元件23a和透镜23d之间的配置间距离、透镜23d的焦距来设定。如图4所示，该摄像部23的成像特性被设定成在拍摄方向A2上在距摄像部23的距离为L2的位置P2上对焦。在此，该拍摄方向A2的距离L2是小于上述拍摄方向A1上的距离L1的距离，与靠近位于被导入到被检体的内脏器官内部的液体的下方的液体中的被摄体进行拍摄时的

被摄体距离(从摄像部23到液体中的内脏器官内壁的距离)大致相等。通过将焦点设定在这样的拍摄方向A2的位置P2上,漂浮在内脏器官内部的液体表面的状态的胶囊型内窥镜20的摄像部23能在位于该液体的下方的液体中的被摄体附近(具体来说,指液体中的内脏器官内壁的附近)对焦。

另外,上述拍摄方向A1上的距离L1大于该拍摄方向A2上的距离L2。从而,与靠近拍摄液体中的被摄体的摄像部23的成像特性相比,上述摄像部13的成像特性被设定成在远方对焦。

摄像部23的景深D2通过调整固体拍摄元件23a和透镜23d之间的配置间距离、透镜23d的焦距以及上述拍摄方向A2的距离L2等来设定。如图4所示,这样被设定的景深D2被设定成以该拍摄方向A2的位置P2为中心具有规定的宽度。具体来说,考虑到被检体的内脏器官内部的液体表面的位置、内脏器官的伸缩动作,该景深D2被设定成使位于拍摄方向A2的液体中的被摄体位于摄像部23的近点和远点之间的区域内。

摄像部23的视场角用于限定摄像部23的拍摄视场,例如,通过调整固体拍摄元件23a和透镜23d之间的配置间距离、透镜23d的焦距、固体拍摄元件23a的受光面等来设定。该摄像部23的视场角被设定成与靠近拍摄食道或小肠等空间狭小的内脏器官内部的情况大致同样地将液体中的被摄体捕捉到拍摄视场内。还有,上述摄像部13的视场角虽可以被设定在与适于该靠近拍摄的摄像部23的视场角相同程度,但最好与该摄像部23的视场角相比,被设定为广角。

对被摄体的图像进行靠近拍摄时的摄像部23的受光量被设定成与靠近拍摄食道或小肠等空间狭小的内脏器官内部的图像的情况大致相同。具体来说,上述照明部22的发光元件22a射出足够对位于拍摄方向A2的液体中的被摄体进行照明的发

光量的照明光。摄像部23(具体来说指固体拍摄元件23a)的感光灵敏度被设定为较佳地接受该发光元件22a的照明光被照射到液体中的被摄体时产生的来自液体中的被摄体的反射光的感光灵敏度。另外,上述发光元件12a的发光量大于对该液体中的被摄体进行照明的发光元件22a。

接着,对将胶囊型内窥镜20和所需量的水导入到空间大的内脏器官的一个例子即被检体1的胃内部、以漂浮在该水表面的状态拍摄被检体1的胃内部的图像的胶囊型内窥镜20的动作进行说明。图5是用于说明以漂浮在被检体1的胃内部的水面的状态来交替拍摄气体中和液体中的胃内部的胶囊型内窥镜20的动作的示意图。

首先,胶囊型内窥镜20与所需量的水一起从被检体1的嘴被吞服,被导入到被检体1的胃内部。这种情况下,胶囊型内窥镜20的比重被设定为水以下的比重(例如0.8左右),因此在被检体1的胃内部漂浮在水面。之后,漂浮在该水面的状态的胶囊型内窥镜20一边保持特定的漂浮姿势,一边由摄像部13对气体中的胃内部的图像进行拍摄,由摄像部23对液体中的胃内部的图像进行拍摄。这种情况下,胶囊型内窥镜20利用该摄像部13、23交替地对气体中的胃内部的图像、液体中的胃内部的图像进行拍摄。

具体来说,如图5所示,被设定为水以下的比重的胶囊型内窥镜20漂浮在被导入到被检体1的胃内部的所需量的水W的表面,采取特定的漂浮姿势。在此,如上所述,胶囊型内窥镜20的重心G被设定在离开壳体21的中心C的位置,且被设定在以中心C为界的摄像部13的相反侧(最好是在中心轴线CL上)。通过将重心G设定在这样的位置,该漂浮状态的胶囊型内窥镜20在水W的表面采取特定的漂浮姿势,即,采用使光学圆顶11b

从水面浮起而且使光学圆顶21b沉入水中的状态的漂浮姿势。这种情况下，壳体21因该重心G，与上述实施方式1的情况相同地保持使摄像部13的拍摄方向A1朝向水W的上方，并且使摄像部23的拍摄方向A2朝向水W的表面下（液体中）的状态的漂浮姿势。

由于这样的壳体21的漂浮姿势，摄像部13的拍摄方向A1被决定为水W的上方（例如铅直上方），同时，摄像部23的拍摄方向A2被决定为水W的下方（例如铅直下方）。摄像部23对位于由该壳体21的漂浮姿势所决定的拍摄方向A2的液体中的被摄体的图像进行拍摄。具体来说，多个发光元件22a对该拍摄方向A2的被摄体即液体中的胃内部101进行充分地照明。摄像部23对由该多个发光元件22a充分地照明的液体中的胃内部101的图像进行靠近拍摄。

在此，该摄像部23的光学特性与由该壳体21的漂浮姿势所决定的拍摄方向A2的被摄体（即液体中的胃内部101）相对地被设定。具体来说，摄像部23的成像特性被设定成在位于拍摄方向A2的液体中的被摄体附近对焦，即，液体中的胃内部101的胃壁附近。这种情况下，固体拍摄元件23a和透镜23d之间的配置间距离和透镜23d的焦距等被调整，使得上述拍摄方向A2的距离L2大致等于漂浮在水W表面的状态的胶囊型内窥镜20的摄像部23与液体中的胃内部101的距离（被摄体距离）。

而且，摄像部23的景深D2被设定成液体中的胃内部101位于摄像部23在该拍摄方向A2上的近点和远点之间的区域内（即摄像部23的对焦区域内）。摄像部23的视场角被设定成适于对位于由该成像特性和景深D2所规定的摄像部23的对焦区域内的液体中的胃内部101进行靠近拍摄。摄像部23的感光灵敏度被设定为较佳地接受来自上述多个发光元件22a的照明光被照射到

液体中的胃内部101时发生的来自液体中的胃内部101的反射光的感光灵敏度。

这样与拍摄方向A2的被摄体（液体中的胃内部101）相对地设定了光学特性的摄像部23将对焦区域内的液体中的胃内部101捕捉到由视场角所规定的拍摄视场内。而且，被捕捉到该摄像部23的拍摄视场内的液体中的胃内部101由多个发光元件22a进行充分地照明。因此，摄像部23能透过在水W表面保持特定的漂浮姿势的壳体21的光学圆顶21b可靠地对位于该拍摄方向A2的液体中的胃内部101的清晰的图像进行靠近拍摄。

另外，摄像部13与上述实施方式1的情况同样地能可靠地对由水W表面的壳体21的漂浮姿势所决定的拍摄方向A1的被摄体（气体中的胃内部100）的大范围且清晰的图像进行拍摄。

如以上说明的那样，在本发明的实施方式2中，将具有在胶囊型壳体内部固定配置有第1和第2摄像部的构造的该胶囊型内窥镜的比重设定为被导入到被检体的内脏器官内部的液体的比重以下，将该胶囊型内窥镜的重心设定在同时满足如下条件的位置：处于离开该壳体的中心的位置且在第1摄像部的相反侧这样的条件和与第2摄像部处于同一侧这样的条件，从而使壳体在漂浮在被检体的内脏器官内部的液体表面时保持特定的漂浮姿势，与位于该壳体保持特定的漂浮姿势所决定的第1摄像方向的气体中的被摄体相对应地设定了第1摄像部的光学特性，与位于该壳体保持特定的漂浮姿势所决定的第2摄像方向的液体中的被摄体相对应地设定了第2摄像部的光学特性，因此，与上述实施方式1的情况相同，能可靠地将位于第1摄像部的对焦区域内的气体中的被摄体捕捉到第1摄像部的大范围的拍摄视场内，并且能可靠地将位于第2摄像部的对焦区域内的液体中的被摄体捕捉到第2的摄像部的拍摄视场内。其结果，能实现如下所述

的胶囊型内窥镜：享有上述实施方式1的作用效果，并且能清晰地对液体中的内脏器官内部的图像进行靠近拍摄，能短时间且高效地对胃等空间大的内脏器官内部的大范围且清晰的图像进行拍摄。

实施方式3

接着，说明本发明的实施方式3。在上述实施方式2中，将胶囊型内窥镜20的重心G设定在壳体21的中心轴线CL上，使摄像部13的拍摄方向A1平行于壳体21的中心轴线CL，但在该实施方式3中，还将胶囊型内窥镜的重心G设定在离开中心轴线CL的位置，相对于壳体的长度方向的中心轴线CL向重心G的相反侧倾斜的方向为摄像部13的拍摄方向。

图6是示意性地表示本发明的实施方式3的胶囊型内窥镜的一构成例的侧剖示意图。如图6所示，该实施方式3的胶囊型内窥镜30替代上述实施方式2的胶囊型内窥镜20的壳体21具有壳体31，还具有用于调整胶囊型内窥镜30的重心G的位置的配重构件37。这种情况下，摄像部13的拍摄方向A3被设定在相对于壳体31的中心轴线CL向重心G的相反侧倾斜的方向。另外，该实施方式3的被检体内信息取得系统替代上述实施方式2的胶囊型内窥镜20具有胶囊型内窥镜30。其他构成与实施方式2相同，对同一构成部分标上相同的附图标记。

壳体31与上述实施方式2的胶囊型内窥镜20的壳体21大致相同，是形成为易于导入被检体的内部那样大小的胶囊型的壳体。具体来说，壳体31由筒状构造的壳体主体31a和光学圆顶21b、31b形成。

壳体主体31a是两端开口的筒状的壳体。详细地说，壳体主体31a在一端具有开口端，该开口端（倾斜开口端）沿相对于壳体31的长度方向的中心轴线CL向胶囊型内窥镜30的重心G的相

反侧倾斜的方向开口,该壳体主体31a在另一端具有开口在与该中心轴线CL同样的方向的开口端。这样的壳体主体31a在内部收容有照明部12、22、摄像部13、23、无线通信部14、电源部15、控制部26和配重构件37等胶囊型内窥镜30的各构成部。这种情况下,在该壳体主体31a的一开口端(倾斜开口端)附近固定配置有上述照明部12和摄像部13,在另一开口端附近固定配置有照明部22和摄像部23。而且,在夹在该照明部12和摄像部13与照明部22和摄像部23之间的壳体主体31a的内部区域配置有上述无线通信部14、电源部15和控制部26。并且,在该壳体主体31a的另一端的开口部附近固定配置有配重构件37。

光学圆顶31b是形成为圆顶状的透明的光学构件,被安装在壳体主体31a的倾斜开口端(照明部12和摄像部13被固定配置的一侧的开口端),并且封闭该倾斜开口端。与光学圆顶11b同样,在该光学圆顶31b的外表面形成有防水性透明膜或亲水性透明膜等透明的水滴防止膜。另外,光学圆顶21b被安装在壳体主体31a的另一开口端,具体来说,被安装在上述照明部22和摄像部23被固定配置的一侧的开口端,并且封闭该开口端。

这样的由壳体主体31a、两端的光学圆顶21b、31b形成的壳体31液密地收容胶囊型内窥镜30的各构成部(照明部12、22、摄像部13、23、无线通信部14、电源部15、控制部26、配重构件37等)。

被固定配置在该壳体31的内部(具体来说指壳体主体31a的倾斜开口端附近)的摄像部13替代上述拍摄方向A1,使拍摄方向A3相对于壳体31的中心轴线CL朝向胶囊型内窥镜30的重心G的相反侧倾斜的方向。这种情况下,摄像部13的光轴(即透镜13d的光轴)相对于该中心轴线CL向胶囊型内窥镜30的重心G的相反侧倾斜。该摄像部13的光学特性与拍摄方向A3的被

摄体相对应地被设定。这种情况下，该摄像部13的光学特性除了将其拍摄方向从上述拍摄方向A1变更为拍摄方向A3之外，与对上述拍摄方向A1的被摄体进行拍摄的情况同样地被设定。因此，摄像部13与上述拍摄方向A1的情况同样，对位于该拍摄方向A3的气体中的被摄体的图像进行拍摄。

另外，被固定配置在该壳体主体31a的倾斜开口端附近的照明部12（具体来说指多个发光元件12a）与上述拍摄方向A1的气体中的被摄体的情况同样，对该摄像部13的拍摄视场，即拍摄方向A3的被摄体进行充分地照明。

配重构件37用于调整胶囊型内窥镜30的重心G的位置。具体来说，配重构件37例如，被固定配置在壳体主体31a的另一端的开口部附近，即被固定配置在安装有光学圆顶21b的开口端的附近。即使是在被固定配置在壳体31的内部的情况下，该配重构件37的重量也能一定程度地将胶囊型内窥镜30的比重抑制成被导入到被检体的内脏器官内部的液体（例如水等）的比重以下。这样的配重构件37将胶囊型内窥镜30的比重保持在液体以下，同时使胶囊型内窥镜30的重心G移动到离开壳体31的中心轴线CL的位置。

接着，对该实施方式3的胶囊型内窥镜30的比重和重心进行说明。如上所述，胶囊型内窥镜30具有在胶囊形状的壳体31的内部收容有照明部12、22、摄像部13、23、无线通信部14、电源部15、控制部26和配重构件37的构造（参照图6）。这样构造的胶囊型内窥镜30漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面。即，该胶囊型内窥镜30的比重被设定为被导入到被检体的内脏器官内部的规定的液体（例如水等）的比重以下。

具体来说，漂浮在该液体表面的胶囊型内窥镜30的比重例如通过在壳体31的内部形成规定容积以上的空间来实现，或者

通过在壳体31内设有浮子构件（未图示）来实现。例如，在被导入到被检体的内脏器官内部的液体例如为水的情况下，该胶囊型内窥镜30的比重被设定为水的比重（=1）以下。这样的胶囊型内窥镜30的比重最好是使漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面的状态的胶囊型内窥镜30的一部分（例如光学圆顶31b）从该液体浮起那样程度的比重。

另一方面，该胶囊型内窥镜30的重心被设定为保持漂浮在液体表面的状态的胶囊型内窥镜30的漂浮姿势成特定的漂浮姿势、即保持壳体31的漂浮姿势成特定的漂浮姿势。具体来说，如图6所示，例如以壳体31的中心C为界而将电源部15的电池15a等配置在壳体31内部的光学圆顶21b侧，且壳体主体31a的开口端（安装有光学圆顶21b的开口端）的附近固定配置有配重构件37，从而胶囊型内窥镜30的重心G被设定在离开壳体31的中心C和中心轴线CL的位置。这种情况下，该重心G以壳体31的中心C为界被设定在光学圆顶21b侧，且朝中心轴线CL倾斜的摄像部13的光轴的相反侧从中心轴线离开的位置。换言之，摄像部13以使光轴（摄像方向A3）相对于中心轴线CL向重心G的相反侧倾斜的状态，以壳体31的中心C为界被固定配置在重心G的相反侧的壳体31的内部。摄像部23以壳体31的中心C为界被固定配置在重心G的同一侧（重心侧）的壳体31的内部。

这样设定胶囊型内窥镜30的比重和重心，需要适当地配置胶囊型内窥镜30内部的各构成部。但是，仅仅将借助于挠性基板电连接的电路基板折叠，无法保持该各构成部的适当的配置状态。因此，通过在各构成部之间设定隔离件，容易保持各构成部的适当的配置状态。具体来说，如图6所示，在摄像基板13c和无线基板14c之间设置隔离件202a且在无线基板14c和电源基板15c之间设置隔离件202b，还在电源基板15b和摄像基板23c

之间设置隔离件202c,从而适当地保持各电路基板的间隔,其结果,容易实现设定胶囊型内窥镜30的比重和重心所需要的各构成部的适当的配置。另外,通过将该隔离件形成为MID(Molded Interconnect Device:注塑成形电路部件),也可以兼用作挠性基板、隔离件。

这样将胶囊型内窥镜30的重心G设定在离开中心轴线CL的位置,从而胶囊型内窥镜30漂浮在液体表面的状态的壳体31的漂浮姿势被保持成特定的漂浮姿势。具体来说,该壳体31的漂浮姿势由于该重心G而被保持成使摄像部13的拍摄方向A3朝着该液体(胶囊型内窥镜30漂浮的液体)的上方并且摄像部23的拍摄方向A2朝着该液体表面的下方(即液体中)这样的特定的漂浮姿势。

在此,上述摄像部13被固定配置成使与拍摄方向A3相对应的摄像部13的光轴(即透镜13d的光轴)相对于中心轴线CL向重心G的相反侧倾斜的状态。上述摄像部23被固定配置成使与拍摄方向A2相对应的摄像部23的光轴(即透镜23d的光轴)和中心轴线CL互相平行或位于同一条直线上。这种情况下,该胶囊型内窥镜30的重心G将壳体31保持成使摄像部13的拍摄方向A3朝着液体的上方并且使摄像部23的拍摄方向A2朝着液体中这样的特定的漂浮姿势。利用该壳体31的漂浮姿势,摄像部13的拍摄方向A3朝着大致铅直上方并且摄像部23的拍摄方向A2朝着液面的下方。

另外,由该壳体31的漂浮姿势所决定的拍摄方向A3的被摄体是位于使胶囊型内窥镜30漂浮的液体的上方的气体中的被摄体。这种情况下,上述摄像部13与上述实施方式2的情况相同,透过光学圆顶31b对位于该拍摄方向A3的气体中的被摄体的图像进行拍摄。另一方面,由该壳体31的漂浮姿势所决定的拍摄

方向A2的被摄体是位于使胶囊型内窥镜30漂浮的液体的下方的液体中的被摄体。这种情况下，上述摄像部23透过光学圆顶21b对位于该拍摄方向A2的液体中的被摄体的图像进行拍摄。

接着，对将胶囊型内窥镜30和所需量的水导入到空间大的内脏器官的一个例子即被检体1的胃内部、以漂浮在该水表面的状态拍摄被检体1的胃内部的图像的胶囊型内窥镜30的动作进行说明。图7是用于说明以倾斜地漂浮在被检体1的胃内部的水面的状态来交替拍摄气体中和液体中的胃内部的胶囊型内窥镜30的动作的示意图。

首先，胶囊型内窥镜30与所需量的水一起从被检体1的嘴被吞服，被导入到被检体1的胃内部。这种情况下，胶囊型内窥镜30的比重被设定为水以下的比重（例如0.8左右），且重心G被设定在离开壳体31的中心轴线CL的位置，因此该胶囊型内窥镜30在被检体1的胃内部倾斜地漂浮在水面。之后，漂浮在该水面的状态的胶囊型内窥镜30一边保持特定的漂浮姿势，一边由摄像部13对气体中的胃内部的图像进行拍摄，由摄像部23对液体中的胃内部的图像进行拍摄。这种情况下，胶囊型内窥镜30利用该摄像部13、23交替地对气体中的胃内部的图像和液体中的胃内部的图像进行拍摄。

具体来说，如图7所示，被设定为水比重以下的比重的胶囊型内窥镜30漂浮在被导入到被检体1的胃内部的所需量的水W的表面，采取特定的漂浮姿势。在此，如上所述，胶囊型内窥镜30的重心G被设定在向摄像部13的相反侧离开壳体31的中心C的位置，且向摄像部13的光轴的相反侧离开中心轴线CL的位置。将重心G设定在这样的位置的胶囊型内窥镜30以使中心轴线CL相对于水W的水面倾斜的状态倾斜地漂浮在水W的水面，采用使光学圆顶31b从水面浮起而且使光学圆顶21b沉入水

中的状态的漂浮姿势。这种情况下，壳体31因该重心G，采用使中心轴线CL相对于水W的水面倾斜的漂浮姿势（下面称为倾斜漂浮姿势），保持使摄像部13的拍摄方向A1朝向水W的上方、并且使摄像部23的拍摄方向A2朝向水W的表面下（液体中）的状态的倾斜漂浮姿势。

由于这样的壳体31的倾斜漂浮姿势，摄像部13的拍摄方向A3与上述实施方式2的情况相同地被决定为水W的上方（例如铅直上方），与此同时，摄像部23的拍摄方向A2被决定为水W的下方。这样的情况下，摄像部13与上述实施方式2的情况相同，能可靠地对由水W的表面的壳体31的漂浮姿势所决定的拍摄方向A3的被摄体（气体中的胃内部100）的大范围且清晰的图像进行拍摄。另一方面，摄像部23与上述实施方式2的情况大致相同，能可靠地对由水W的表面的壳体31的漂浮姿势所决定的拍摄方向A2的被摄体（液体中的胃内部101）的清晰的图像进行靠近拍摄。

在此，由该摄像部13、23交替地对气体中和液体中的胃内部100、101的各图像进行拍摄的胶囊型内窥镜30如上所述那样设定重心G，因此保持使拍摄方向A3朝向水W的上方（气体中），并且使拍摄方向A2朝向水W的下方（液体中）的状态的倾斜漂浮姿势（参照图7）。从而，与上述实施方式1、2的情况相比，能减少例如使该胶囊型内窥镜30漂浮在胃内部的水W的所需量（被导入到被检体的内脏器官内部的水的量）。其结果，能减轻被检体1吞服该胶囊型内窥镜30和水W的负担。

如以上说明的那样，在本发明的实施方式3中，具有与上述实施方式2大致相同的构成，还使被固定配置在壳体内部的第1和第2摄像部中的第1摄像部的光轴相对于壳体的中心轴线倾斜，将该胶囊型内窥镜的重心设定在向第1摄像部相反侧离开壳

体的中心的位置,且设定在向第1摄像部的光轴的相反侧离开壳体的中心轴线的位置,从而在被检体的内脏器官内部的液体表面上使壳体保持成倾斜漂浮姿势。因此,能减少在被检体的内脏器官内部使壳体漂浮所需的液体的量。其结果,能实现如下所述的胶囊型内窥镜:享有上述实施方式2的作用效果,并且能减少被导入到被检体的内脏器官内部的液体的量,从而能减轻被检体的负担。

另外,在本发明的实施方式1~3中,由照明部12的发光元件12a所发出的照明光的发光量与靠近拍摄内脏器官内部的情况相比较,但不限于此,也可以该发光元件12a的照明光的发光量与靠近拍摄内脏器官内部的情况(具体来说指由对拍摄方向A2的被摄体进行照明的照明部22的发光元件22a所发出的照明光)大致相等,使对气体中的被摄体的图像进行拍摄的摄像部13的固体拍摄元件13a的感光灵敏度与靠近拍摄内脏器官内部的情况相比较。

而且,在本发明的实施方式1~3中,在电源部15上连接了2个电池15a,但不限于此,只要能将所需的驱动电力供给到本发明的胶囊型内窥镜的各构成部,在电源部15上连接1个以上的电池15a即可。

另外,在本发明的实施方式1、2中,利用电源部15的电池15a的配置而将胶囊型内窥镜的重心设定在离开壳体中心的位置,但不限于此,也可以利用构成该胶囊型内窥镜的任一构成部(照明部、摄像部、电源部、无线通信部、控制部等)的配置,将胶囊型内窥镜的重心设定在离开壳体中心的位置。而且,也可以在壳体上追加配置配重构件或浮子构件等,利用该配重构件或浮子构件的配置而将胶囊型内窥镜的重心设定在离开壳体中心的位置,也可以组合胶囊型内窥镜的构成部、配重构件、

浮子构件等的配置而将胶囊型内窥镜的重心设定在离开壳体中心的位置。

而且，在本发明的实施方式3中，利用电源部15的电池15a的配置和配重构件37的配置而将胶囊型内窥镜的重心设定在离开壳体中心轴线的位置，但不限于此，也可以利用构成该胶囊型内窥镜的任一构成部（照明部、摄像部、电源部、无线通信部、控制部等）的配置，将胶囊型内窥镜的重心设定在离开壳体中心轴线的位置。而且，既可以在壳体上追加配置配重构件或浮子构件等，利用该配重构件或浮子构件的配置而将胶囊型内窥镜的重心设定在离开壳体中心轴线的位置，也可以组合胶囊型内窥镜的构成部、配重构件、浮子构件等的配置而将胶囊型内窥镜的重心设定在离开壳体中心轴线的位置。

并且，在本发明的实施方式2、3中，壳体的中心轴线CL与摄像部23的光轴互相平行或位于同一条直线上，但不限于此，如与上述拍摄方向A3相对应的摄像部13的光轴所例示的那样，也可以使摄像部23的光轴相对于壳体的中心轴线CL倾斜。这种情况下，该摄像部23的光轴既可以向胶囊型内窥镜的重心的相反侧倾斜，也可以向该重心侧倾斜。而且，该摄像部23的光轴也可以平行于与上述拍摄方向A3相对应的摄像部13的光轴。

而且，在本发明的实施方式1~3中，在作为壳体的一构成部的筒状的壳体主体的开口端附近固定配置有摄像部，但不限于此，也可以在该壳体主体的中间部分形成开口部，在该中间部分的开口部附近固定配置有摄像部。这种情况下，在该中间部分的开口部安装有形成壳体的一部分的光学构件。还可以在该光学构件的外表面形成亲水性透明膜或防水性透明膜等透明的水滴防止膜。

并且，在实施方式1~3中，胶囊型内窥镜利用拍摄元件接

受被内脏器官壁面反射的由照明部照射的光而取得体内图像，但此时，也同时接受来自液面的反射光，因此存在取得的图像变得不清晰这样的问题。

为了解决该问题，要求液面不进入拍摄元件的视场角内和照明部的配光角内。从而，能提供一种胶囊型内窥镜：能防止拍摄元件接受来自液面的反射光，能取得清晰的体内图像。

此时，必须将摄像部的位置、视场角、照明部的配光角、胶囊型内窥镜的比重和重心位置构成适当的关系。对于该构成，记载如下。

图8示出了漂浮在被导入到体内的液体中、摄像部的光轴与液面垂直的胶囊型内窥镜。在此，胶囊型内窥镜相对于被导入到体内的液体的比重为 ρ 。定义将胶囊型内窥镜的体积以 $\rho:1-\rho$ 的比例分割且与光轴垂直的平面。相对于该与光轴垂直的平面，胶囊型内窥镜的重心变得比体积比为 ρ 部分的体积的中心更远的情况下，且将胶囊型内窥镜的重心和体积比为 ρ 部分的体积的中心连接的直线与光轴平行的情况下，胶囊型内窥镜以摄像部的光轴与液面垂直的状态漂浮。此时，水面与垂直于光轴的平面平行。

使用图9来对满足上述条件的胶囊型内窥镜在液体中保持姿势的原理进行说明。胶囊型内窥镜以使体积比为 ρ 的部分沉入水中的状态漂浮。此时，沿铅直方向在重心产生作用在胶囊型内窥镜上的重力，沿铅直方向在体积比为 ρ 的部分的体积的中心产生浮力。但是，体积比为 ρ 的部分的体积的中心和胶囊型内窥镜的重心存在于与同一液面垂直的直线上，因此不产生使胶囊型内窥镜的姿势变化的转矩。另一方面，胶囊型内窥镜的姿势倾斜 $\Delta\theta$ 的情况下，在浮力和重力的作用下，沿使胶囊型内窥镜的姿势恢复到原来的方向产生转矩。在该转矩的作用

下，胶囊型内窥镜的姿势自然地恢复到原来的姿势。另外，胶囊型内窥镜倾斜 $\Delta \theta$ 时，实际上是体积比为 ρ 的部分的形状变化，而且随着该变化体积的中心也移动。但是，该变化量很小，因此对本原理不带来影响。而且，对于分割胶囊型内窥镜的平面，体积比为 ρ 的部分的体积的中心比胶囊型内窥镜的重心处于更远的位置的情况下，胶囊型内窥镜倾斜 $\Delta \theta$ ，沿使胶囊型内窥镜进一步倾斜的方向产生转矩，因此胶囊型内窥镜的姿势进一步倾斜，无法保持姿势。

因此，通过设定胶囊型内窥镜内的摄像部的位置、重心的位置、比重，使得将体积比为 ρ 部分的体积的中心和胶囊型内窥镜的重心连接的直线与光轴平行，能可靠地实现以使胶囊型内窥镜的光轴与液面垂直状态漂浮的胶囊型内窥镜。

并且，如图8所示，通过设定摄像部的位置，使得视场边界面、照明边界面与垂直于分割胶囊型内窥镜的光轴的平面在胶囊型内窥镜外侧不具有交叉部，能防止水面所反射的光照进视场内、由水面反射的照明光的光量的降低，因此能取得更加清晰的图像。

而且，液面为水平方向，摄像部的光轴始终与液面垂直，因此能唯一地决定胶囊型内窥镜的拍摄方向。从而，医生能把握胶囊型内窥镜的观察方向，因此提高了诊断性。

而且，图10示出了漂浮在被导入到体内的液体、摄像部的光轴与液面垂直的胶囊型内窥镜的变形例。使摄像部相对于胶囊型内窥镜的长轴倾斜地配置。在该条件下，满足上述条件（参照图8、9）地设置胶囊型内窥镜的重心位置，从而也能使在液体中的摄像部的光轴的方向与液面垂直。

接着，图11示出了漂浮在被导入到体内的液体中且设定了比重、重心的位置、摄像部的位置而使得水面不进入视场边界

面内、照明边界面内的胶囊型内窥镜。在此，胶囊型内窥镜相对于被导入到体内的液体的比重为 ρ 。定义以 $\rho:1-\rho$ 的比分割胶囊型内窥镜的体积并与视场边界面、照明边界面在胶囊型内窥镜外侧不具有交叉部的平面。相对于该平面，胶囊型内窥镜的重心比体积比为 ρ 部分的体积的中心更远的情况下，且将胶囊型内窥镜的重心和体积比为 ρ 部分的体积的中心连接的直线与平面垂直的情况下，胶囊型内窥镜以水面不进入视场边界面内、照明边界面内的状态漂浮在液面上。此时，水面与上述平面平行。

胶囊型内窥镜以该状态漂浮在液面上的原理与上述的图9的情况相同。

通过满足上述条件地设定胶囊型内窥镜的比重、重心的位置、摄像部的位置，能可靠地实现以水面不进入视场边界面内、照明边界面内的状态漂浮在液体中的胶囊型内窥镜。

由此，能防止水面所反射的光照进视场内、由水面反射的照明光的光量的降低，因此能取得更加清晰的图像。

而且，图12示出了漂浮在被导入到体内的液体中、水面不进入视场边界面内、照明边界面内地设定了比重、重心的位置、摄像部的位置的胶囊型内窥镜的变形例。摄像部相对于胶囊型内窥镜的长轴倾斜地配置。在该条件下，通过满足与上述实施方式2的情况（参照图5）同样的上述条件地设置胶囊型内窥镜的重心位置，胶囊型内窥镜也能以水面不进入视场边界面内、照明边界面内的状态漂浮在液面上。

在此，水面最好不进入视场边界面内、照明边界面内，但是如图13所示，即使在距胶囊型内窥镜的距离充分地离开的位置具有交叉部的情况也能取得清晰的图像。

在充分地离开的位置，水面进入视场边界面内、照明边界

面内的情况下，在水面的光量充分地降低，因此几乎不产生水面产生的反射的影响。而且，肠壁很可能处于比水面与视场边界面、照明边界面交叉的部分更靠眼前侧，因此水面映入图像的概率显著地降低。

在此，光量与距离的平方成反比地减少。因此，到水面的距离为从摄像部到胶囊表面（胶囊型壳体的外表面）的距离的3.2倍以上时，光量降低到1/10左右。因此，也可以说光的反射的影响也降低到1/10以下。

如上所述，视场边界面，照明边界面在离开从摄像部到胶囊表面的距离的3.2倍以上的位置与具有平面交叉的交叉部的情况下，胶囊型内窥镜能取得清晰的图像。

产业上的利用可能性

如上所述，本发明的胶囊型内窥镜用于被检体内的图像的拍摄，特别是适于能可靠地对空间大的内脏器官内部进行大范围且清晰的图像拍摄的胶囊型内窥镜。

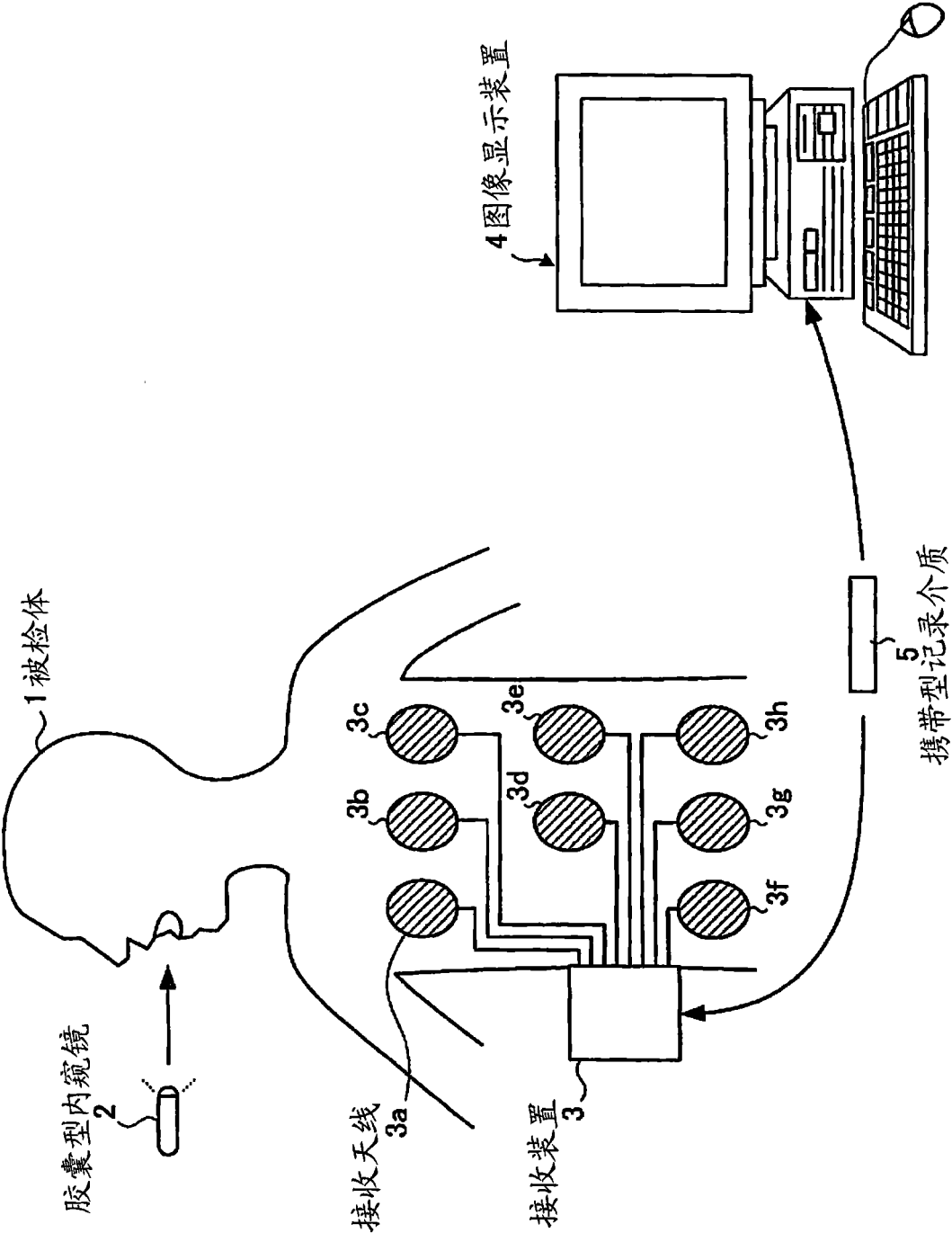


图 1

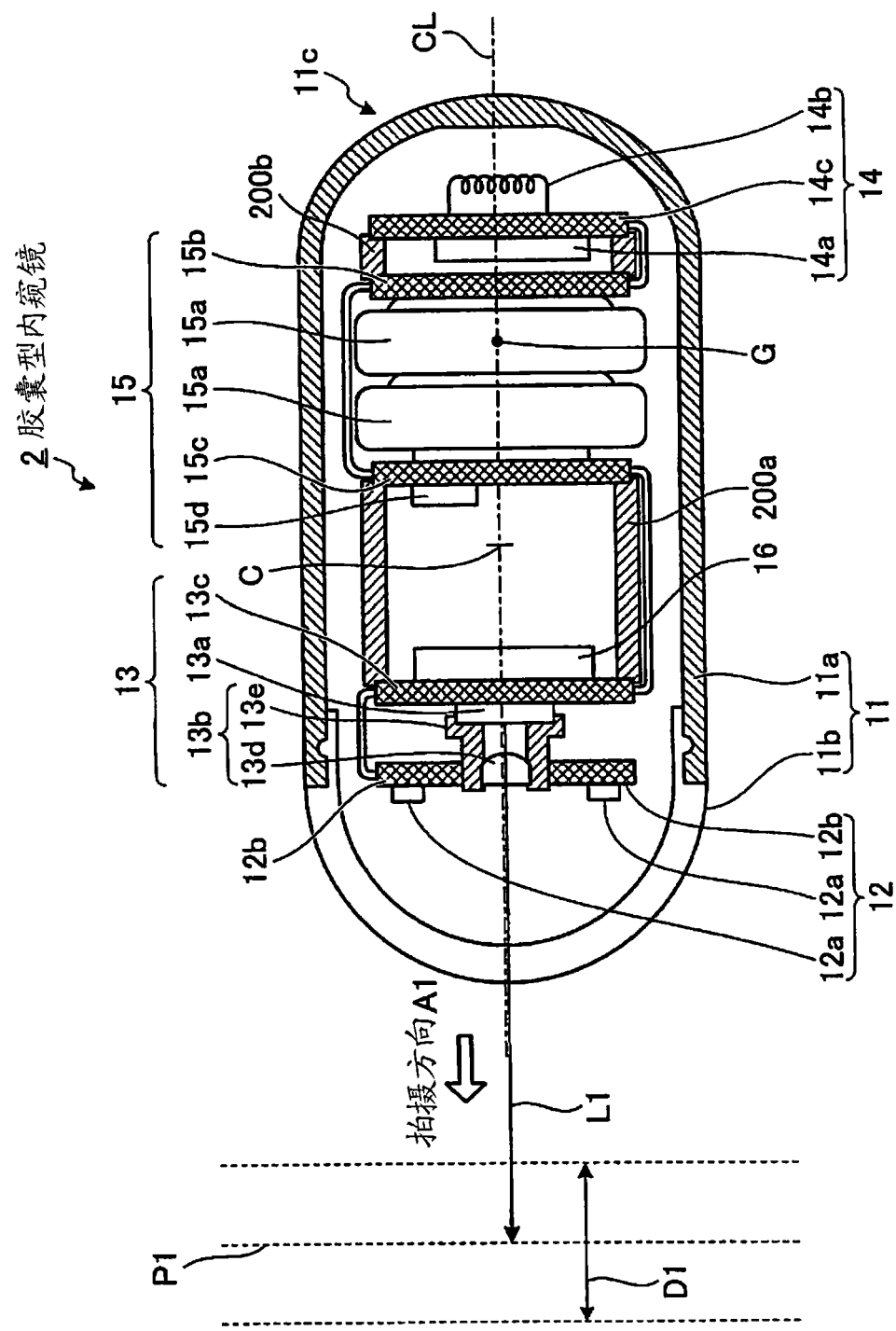
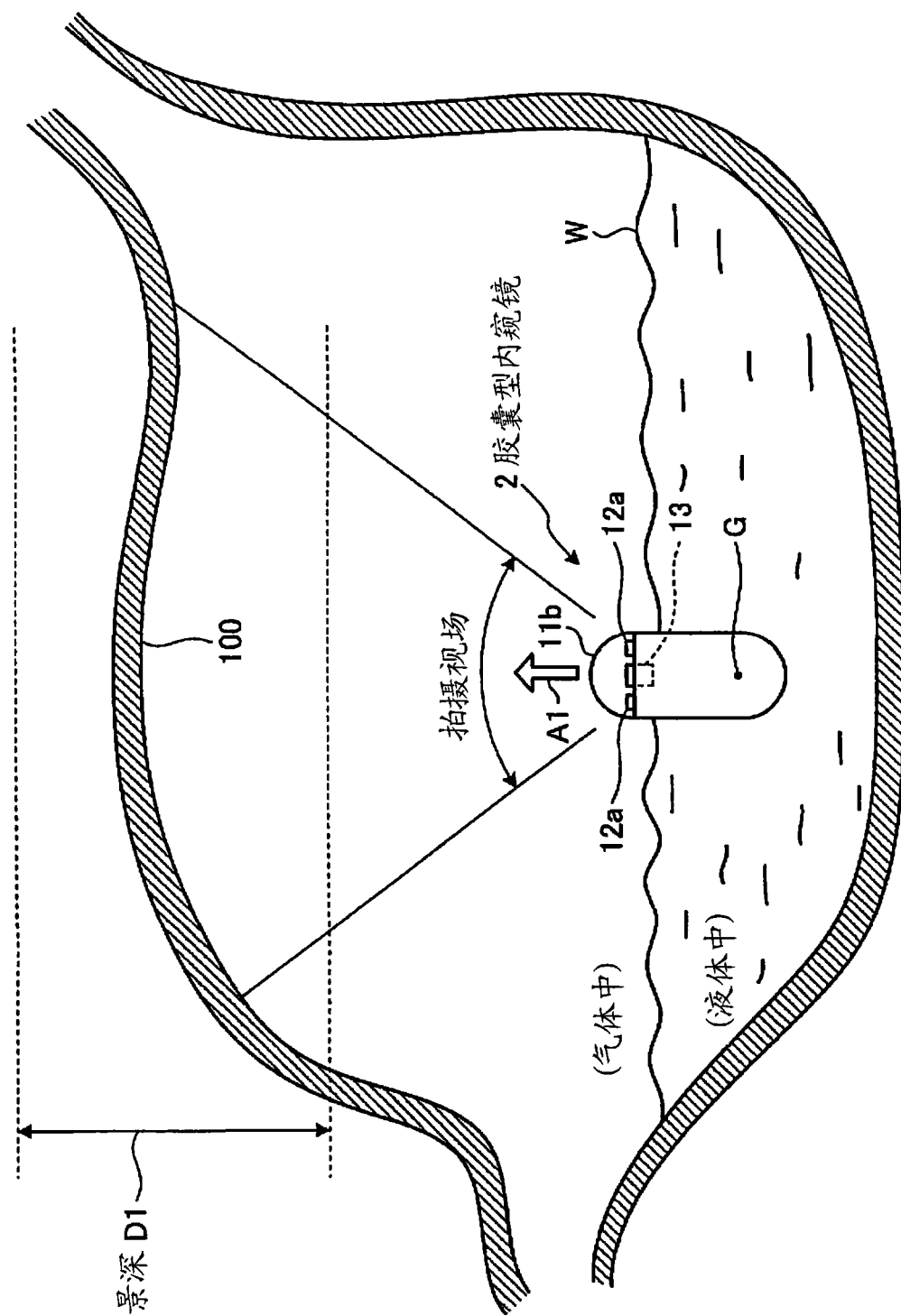


图 2



3

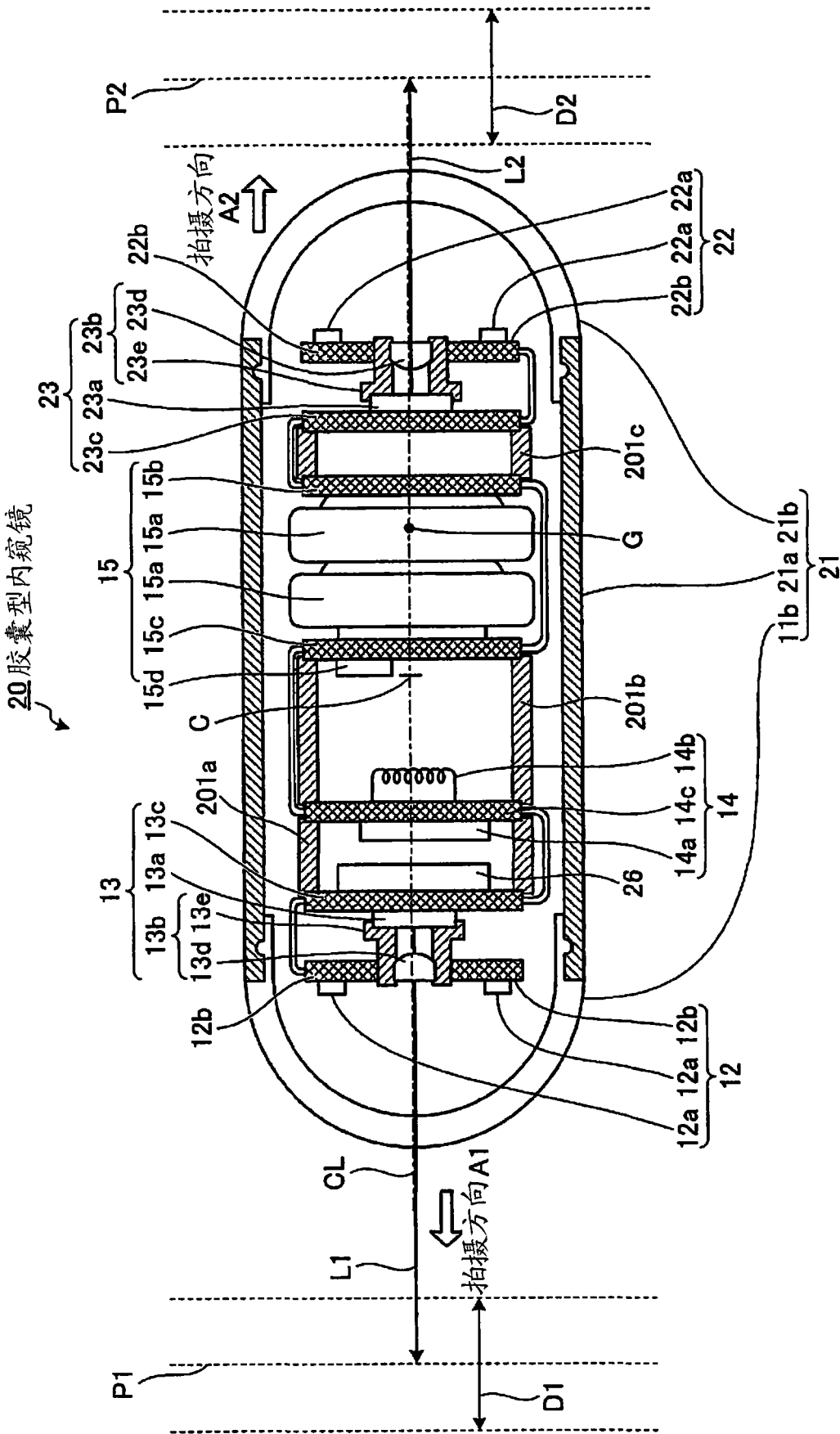


图 4

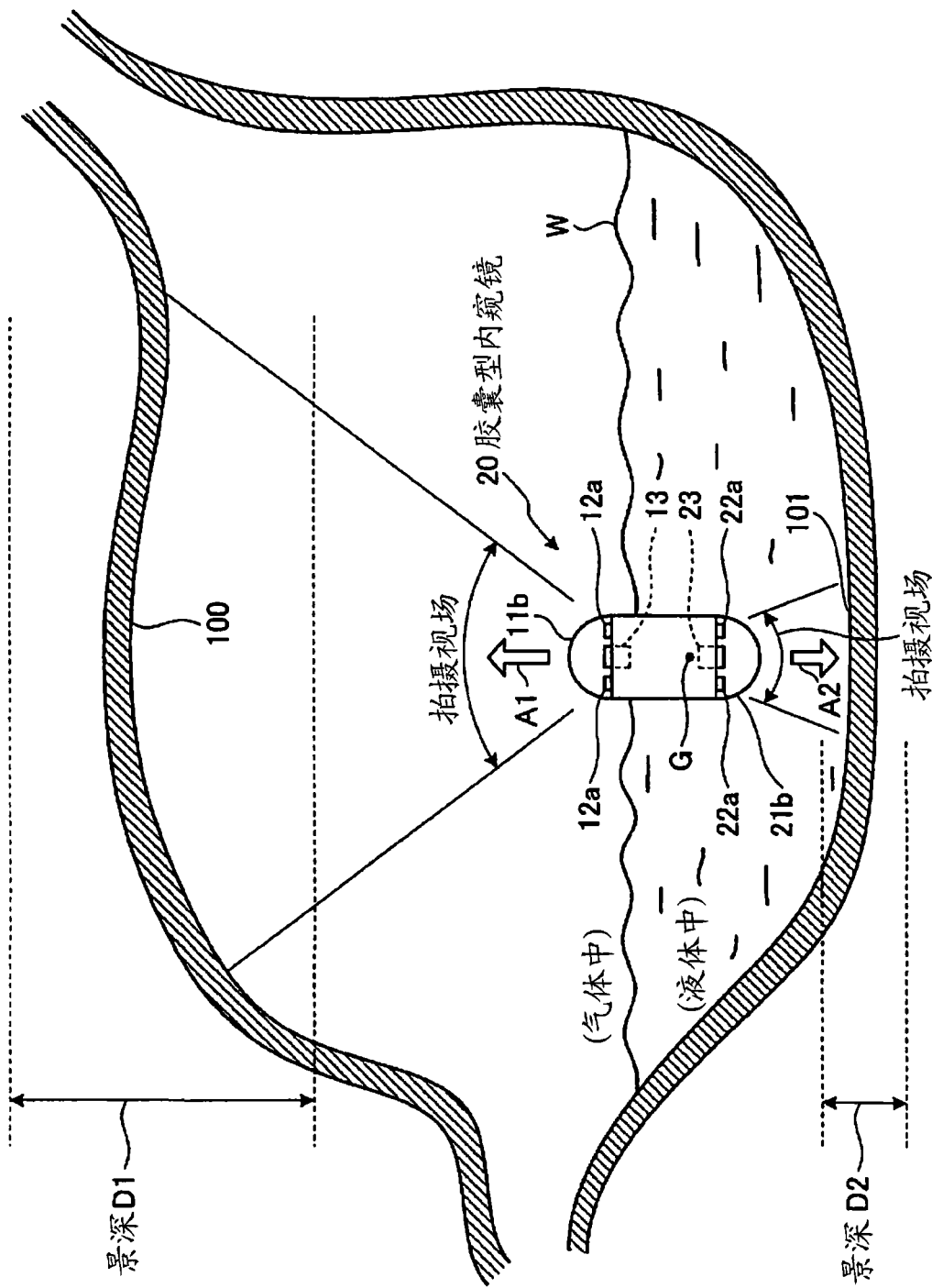
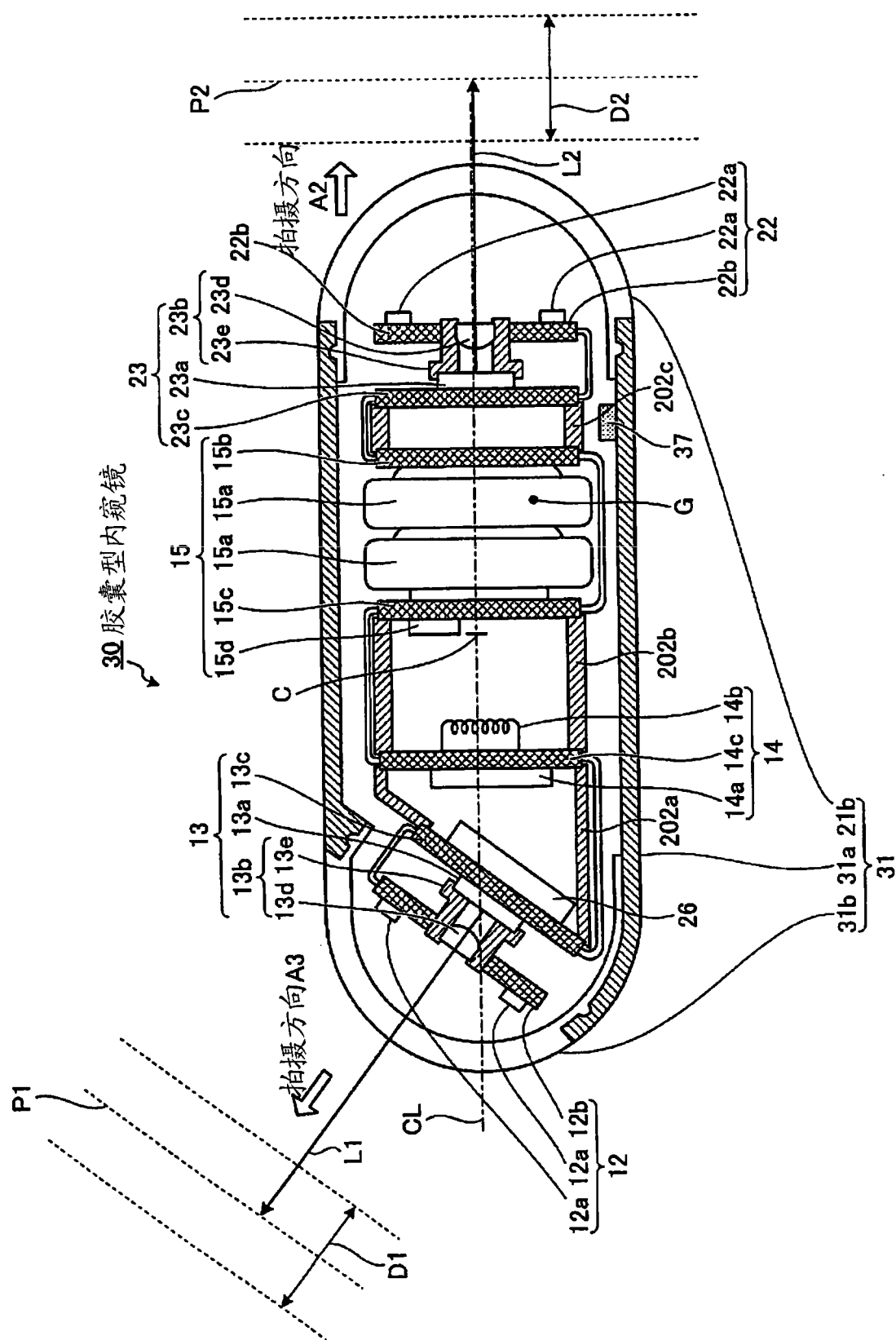
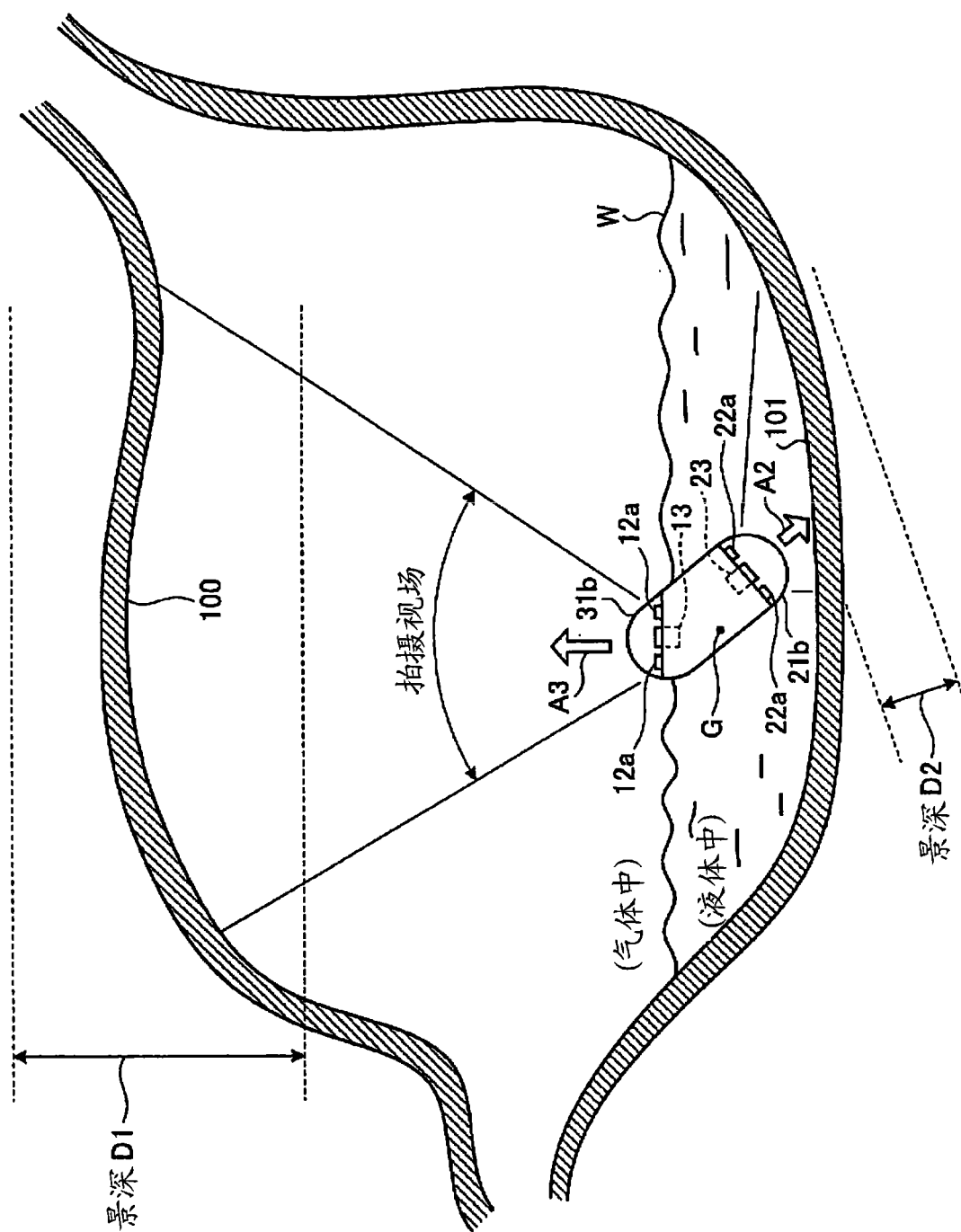


图 5



7

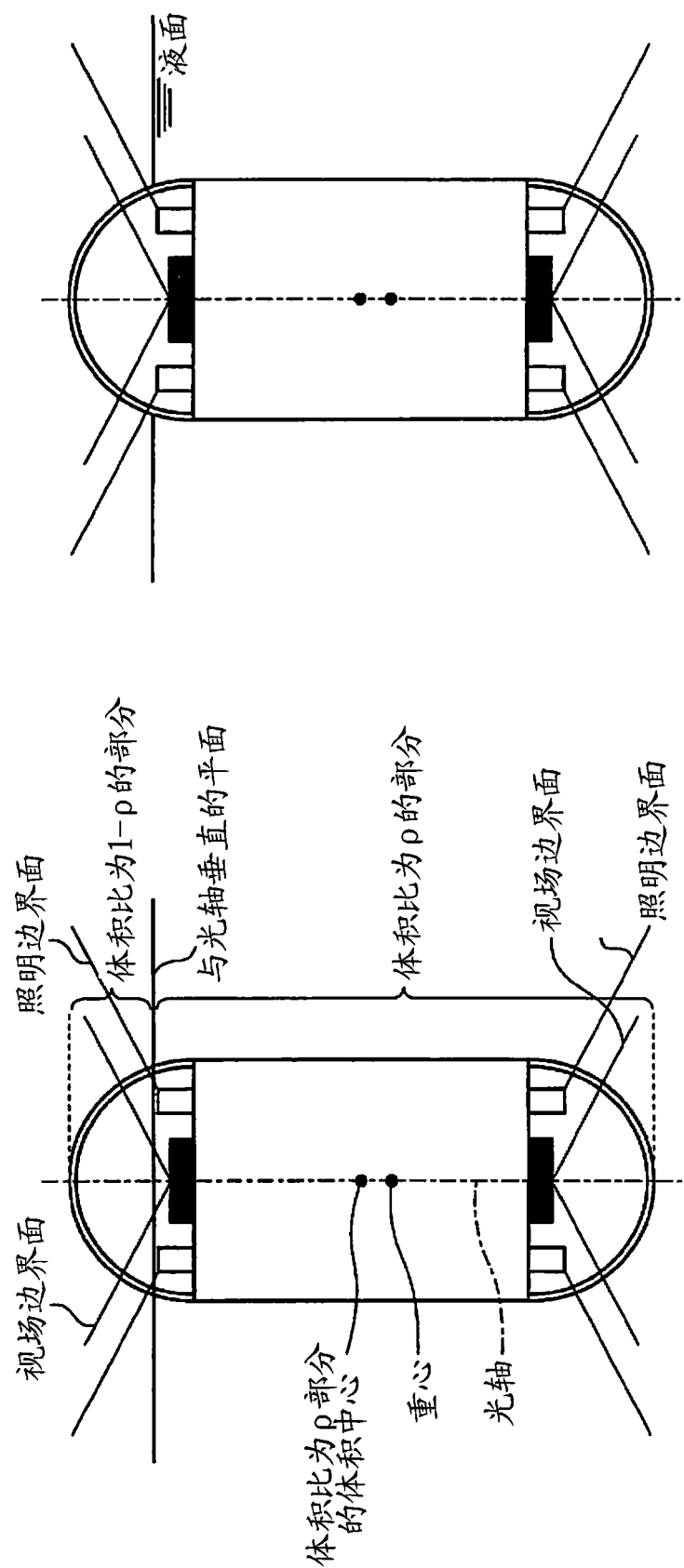



图 8

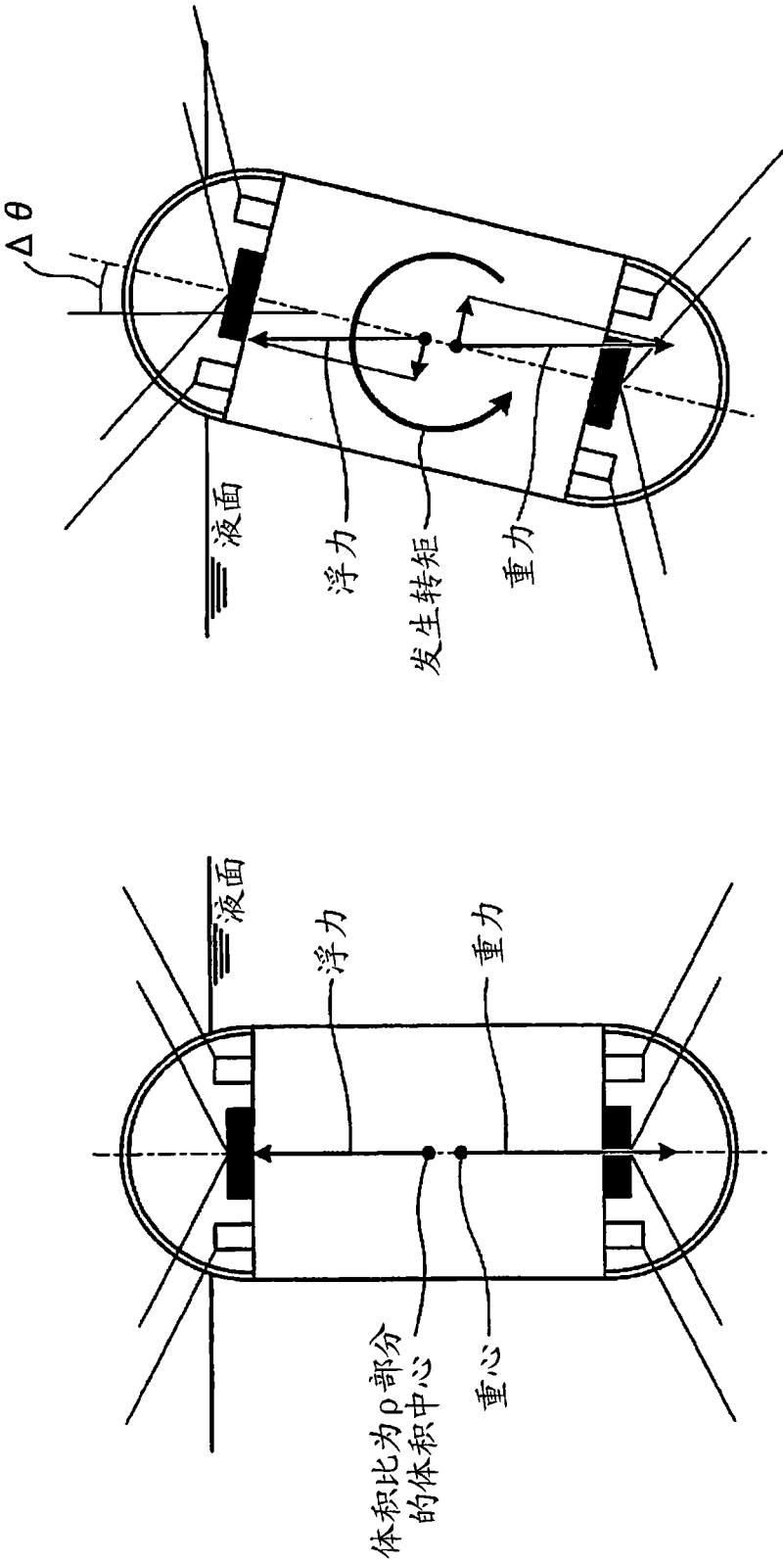


图 9

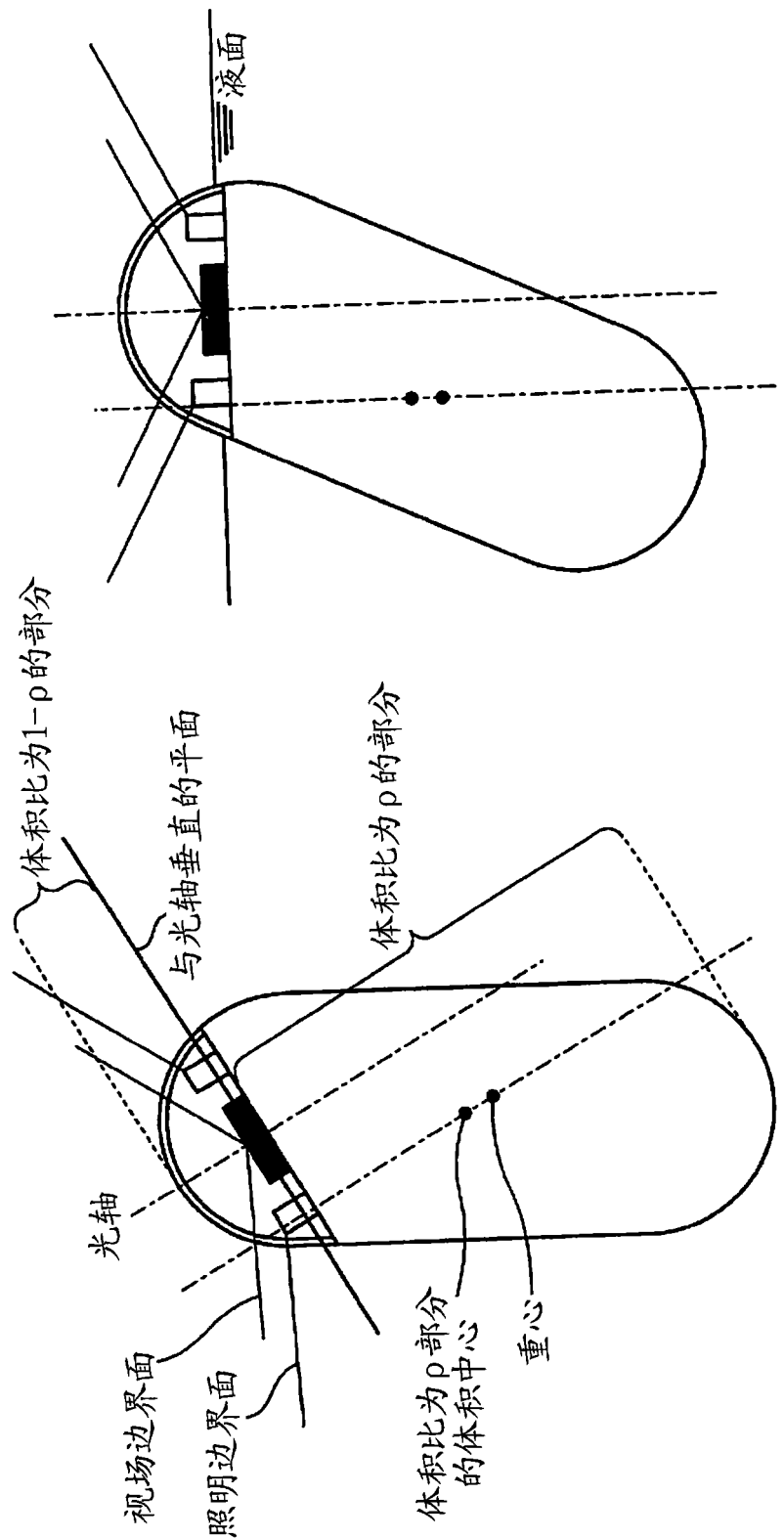


图 10

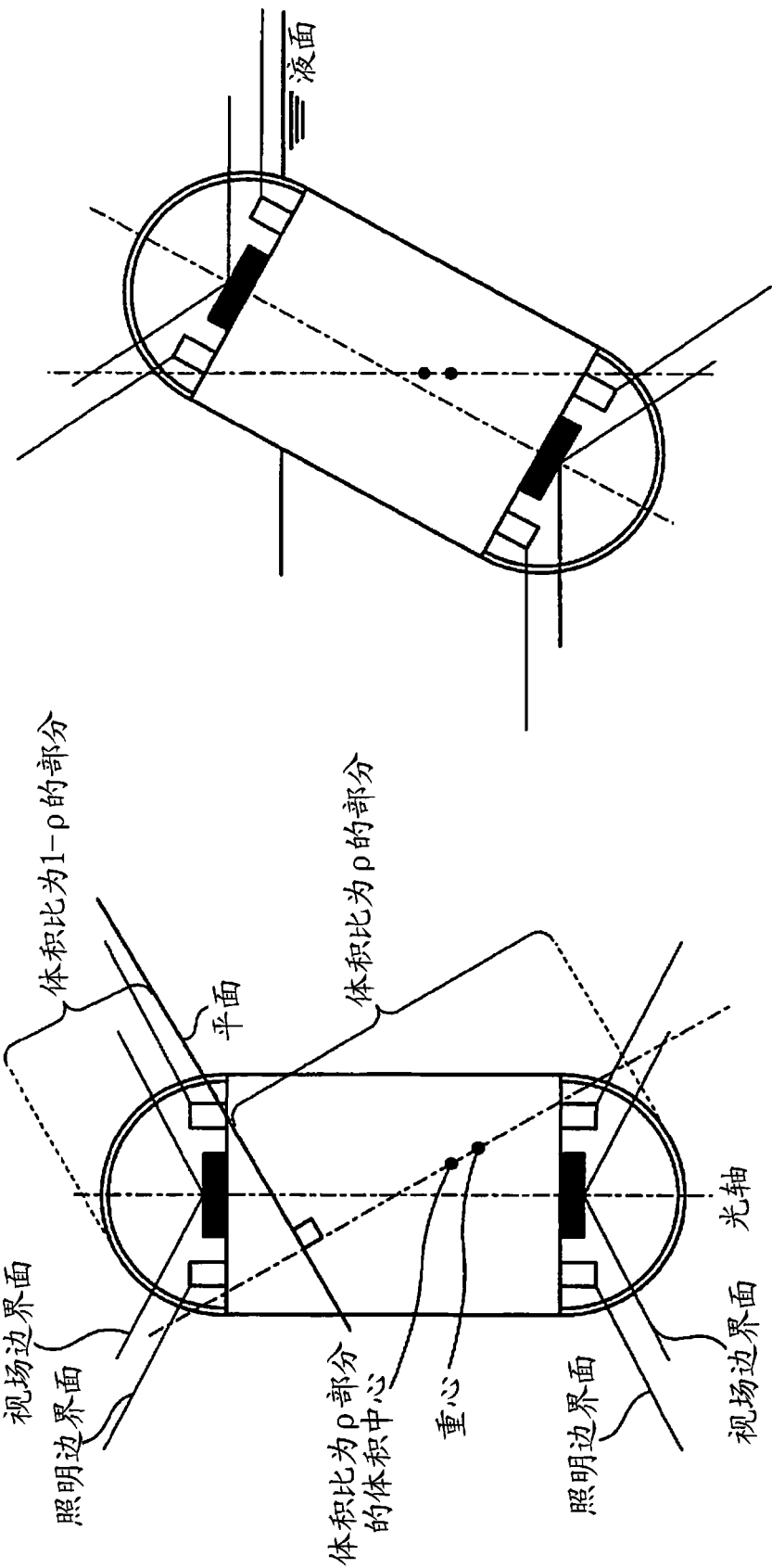


图 11

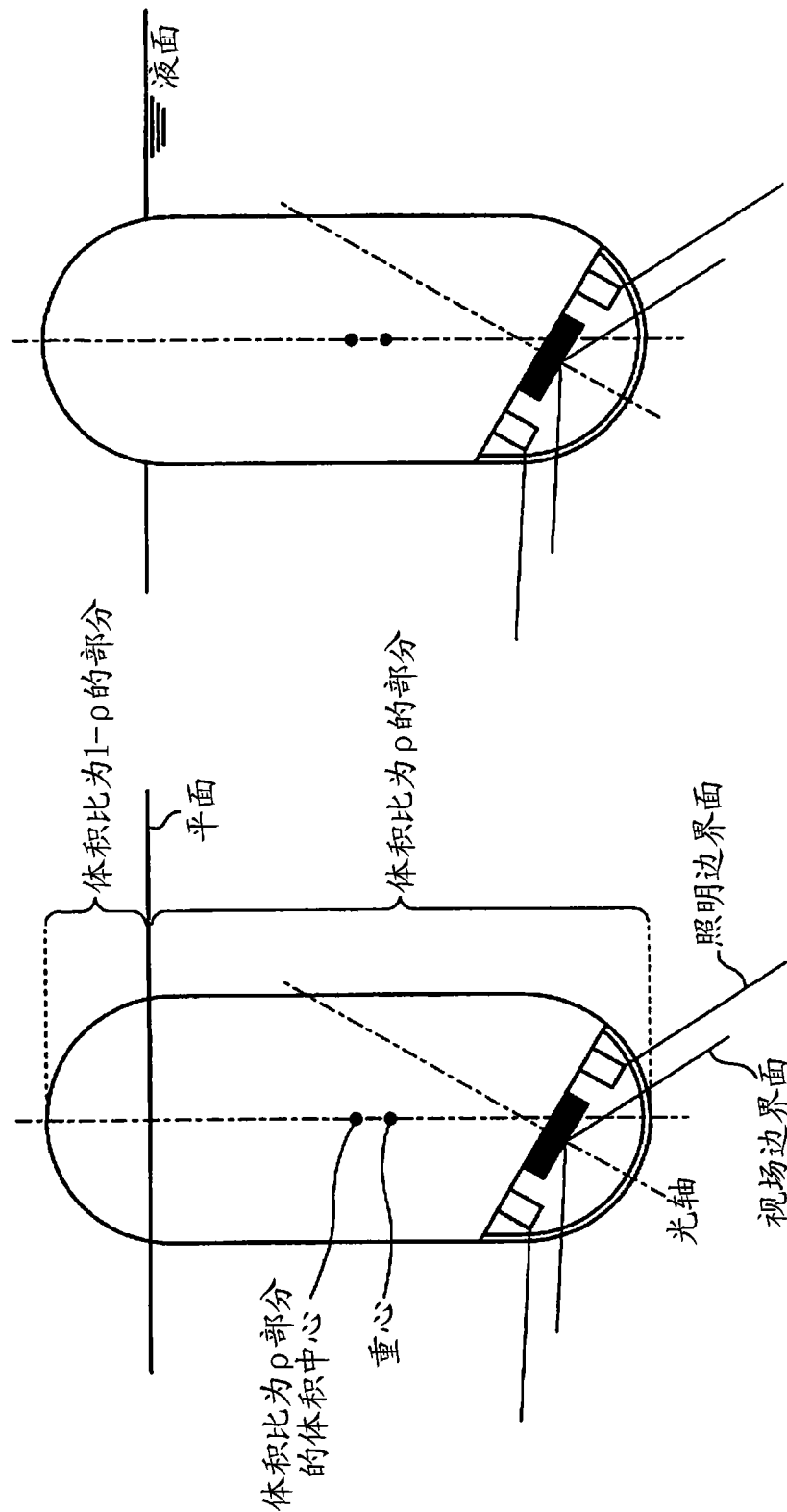


图 12

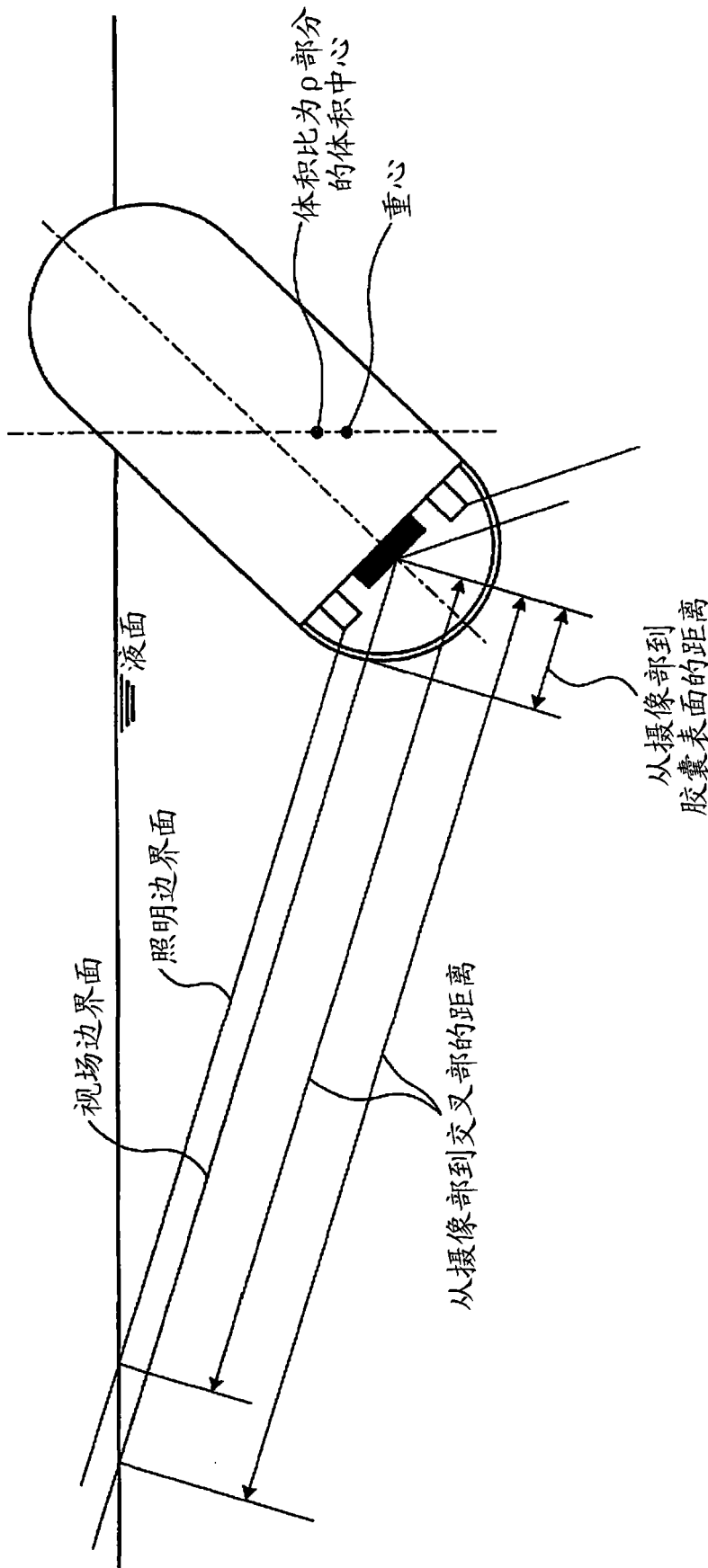


图 13

专利名称(译)	胶囊型内窥镜		
公开(公告)号	CN101541225A	公开(公告)日	2009-09-23
申请号	CN200780043518.1	申请日	2007-08-29
[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	重盛敏明 折原达也 濑川英建 河野宏尚 永濑绫子		
发明人	重盛敏明 折原达也 濑川英建 河野宏尚 永濑绫子		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/00158 A61B1/042 A61B1/00016 A61B1/041 A61B1/00032 A61B1/00179 A61B1/06		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2006317684 2006-11-24 JP		
其他公开文献	CN101541225B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的在于提供一种漂浮在被导入到空间大的内脏器官内部的液体中并且能对该内脏器官内部进行大范围且清晰的图像拍摄的胶囊型内窥镜。本发明的胶囊型内窥镜(2)包括胶囊型壳体(11)、被固定配置在壳体(11)内部的摄像部(13)，以漂浮在被导入到被检体的内脏器官内部的液体的表面的状态由摄像部(13)对内脏器官内部的图像进行拍摄。在这样的胶囊型内窥镜(2)中，将胶囊型内窥镜(2)的重心(G)设定在远离壳体(11)的中心(C)的位置，以漂浮状态使壳体11保持在特定的漂浮姿势，与由该壳体(11)的漂浮姿势所决定的摄像部(13)的拍摄方向(A1)的被摄体相对地设定摄像部(13)的光学特性。

