

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/05 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780048535.4

[43] 公开日 2009 年 11 月 4 日

[11] 公开号 CN 101573070A

[22] 申请日 2007.12.28

[21] 申请号 200780048535.4

[30] 优先权

[32] 2006.12.28 [33] US [31] 11/646,964

[32] 2007.1.12 [33] US [31] 11/653,168

[86] 国际申请 PCT/JP2007/075429 2007.12.28

[87] 国际公布 WO2008/082005 英 2008.7.10

[85] 进入国家阶段日期 2009.6.26

[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 河野宏尚 高桥正树 片山美穗

泷泽宽伸 濑川英建 伊藤秀雄

[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

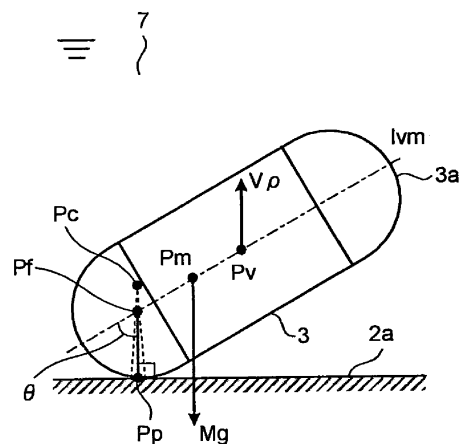
权利要求书 6 页 说明书 28 页 附图 19 页

[54] 发明名称

胶囊式医疗设备和体腔观察方法

[57] 摘要

一种胶囊式医疗设备，其包括胶囊壳体(3)，该胶囊壳体(3)在其一端处具有在长轴上的突出部。当胶囊壳体处于体腔中的液体(7)中时，突出部位于连接浮力中心(Pv)和重心(Pm)的直线(lvm)上，并且突出部形成存在至少一条直线，该直线通过由作用在浮力中心(Pv)的浮力产生的浮力矩与由作用在重心(Pm)的重力产生的重力矩平衡的点(Pf)，并且该直线与突出部的外表面垂直相交。倾斜姿势允许胶囊壳体接收对液体(7)的大的流体阻力。而且，因为胶囊式内窥镜(1)与内壁面(2a)处于点接触状态，所以胶囊式内窥镜(1)能够沿着液体(7)的流动容易地移动。



1. 一种胶囊式医疗设备，其包括胶囊壳体，所述胶囊壳体在一端处具有在长轴上的突出部，其中，

所述突出部被形成为使得所述突出部的外表面与第一直线垂直相交，

当所述胶囊壳体在体腔中的液体中时，所述第一直线与连接浮力中心和重心的第二直线大致相交，

所述第一直线与所述第二直线大致在由作用在浮力中心上的浮力产生的浮力矩和由作用在重心上的重力产生的重力矩大致平衡的点处相交。

2. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述胶囊式医疗设备的比重接近所述液体的比重值。

3. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，当所述重力大于所述浮力时，所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述浮力中心之间的距离大于所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述重心之间的距离，使所述突出部沿所述浮力矩和所述重力矩平衡的点的垂直方向向下与所述体腔的内壁接触。

4. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，当所述重力小于所述浮力时，所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述浮力中心之间的距离小于所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述重心之间的距离，使所述突出部沿所述浮力矩和所述重力矩平衡的点的垂直方向向上与所述体腔的内壁接触。

5. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述浮力矩和所述重力矩平衡的点位于与所述突出部的外表面垂直相交的直线与所述突出部的交点和所述突出部在包括所述浮力矩和所述重力矩平衡的点、所述交点和所述浮力中心的平面中的所述交点的曲率中心之间，或者所述交点位于所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述曲率中心之间。

6. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，由与所述突出部的外表面垂直相交的所述第一直线与所述长轴形成的锐角等于或者小于80度。

7. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，还包括对所述体腔中流动的流体具有阻力的流阻器。

8. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述体腔是大肠。

9. 根据权利要求7所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述流阻器是设置在所述胶囊壳体的表面上的鳍片，所述流阻器能够响应所述流体的流动产生沿离开所述体腔的内壁面的方向的力。

10. 根据权利要求7所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述流阻器是产生绕所述长轴的转动运动的鳍片。

11. 根据权利要求10所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述流阻器是引起绕所述长轴的偏心转动运动的偏心旋转器。

12. 根据权利要求11所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述偏心旋转器的由设置在所述胶囊壳体的第一端处的一个流阻器产生的转动量不同于由设置在所述胶囊壳体的第二端处的另一流阻器产生的转动量。

13. 根据权利要求7所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述胶囊壳体包括：第一壳体单元，所述第一壳体单元具有与所述突出部的外表面垂直相交的第一直线与所述突出部的交点；以及第二壳体单元，所述第二壳体单元具有所述流阻器，所述第一壳体单元与所述第二壳体单元通过弹性构件连接，所述流阻器接收的能量蓄集于所述弹性构件，所述胶囊式医疗设备利用所述聚蓄的能量与所述体腔的内壁面分开。

14. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，

所述胶囊壳体的长轴方向上的两端形成圆顶形状。

15. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述胶囊壳体在所述突出部的另一端上设置有成像系统，所述成像系统在所述体腔中成像。

16. 根据权利要求15所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述重心位于与所述胶囊壳体的长轴偏心的位置，并且所述成像系统的成像轴线被设置成以与包括所述长轴和所述重心的平面垂直的直线为中心地与所述长轴成一角度。

17. 根据权利要求16所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，还包括设置在所述胶囊壳体的表面上并且修正所述液体的流动的修正部。

18. 根据权利要求16所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，还包括流阻器，所述流阻器被设置在所述胶囊壳体的表面上并且使所述胶囊式医疗设备响应所述液体的流动绕所述长轴转动。

19. 根据权利要求16所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，还包括位于所述胶囊壳体内的磁体，所述磁体具有与所述长轴大致垂直的磁性，

其中，通过从外部施加的转动磁场使所述胶囊壳体绕所述长轴转动。

20. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述突出部包括平坦部，与所述突出部的外表面垂直相交的所述第一直线与所述突出部的交点位于所述平坦部。

21. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述突出部包括截头圆锥平面部，与所述突出部的外表面垂直相交的所述第一直线与所述突出部的交点位于所述截头圆锥平面部。

22. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述胶囊壳体包括主体部，所述主体部为大致圆筒形状并且其中心轴线与所述长轴平行，

所述突出部在与所述突出部的外表面垂直相交的第一直线与所述突出部的交点处的曲率半径大于所述大致圆筒形状的直径。

23. 根据权利要求22所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述突出部具有与所述大致圆筒形状连接的大致椭球状突出形状，并且

所述突出部的曲率半径朝所述长轴的方向上的端部逐渐增加。

24. 根据权利要求22所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述突出部具有与所述圆筒形状连接的大致椭球状突出形状，并且

所述突出部的曲率半径朝所述长轴的方向上的端部逐渐减小。

25. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备，其特征在于，所述胶囊式医疗设备在与所述突出部的外表面垂直相交的所述第一直线与所述突出部的交点处与体腔内壁面点接触。

26. 一种胶囊式医疗设备，其包括：

点接触部，所述点接触部在具有大致圆筒形状主体部的胶囊壳体的一端的圆周上具有突出形状，

其中，浮力中心的力矩与重心的力矩平衡，使得所述胶囊式医疗设备呈所需的姿势，从而使所述胶囊式医疗设备在引入所述体腔中的液体中在所述点接触部与体腔的内壁面点接触，所述浮力中心的力矩以通过所述胶囊壳体的浮力中心和重心的直线与通过所述点接触部的垂直线的交点为中心。

27. 根据权利要求26所述的胶囊式医疗设备, 其特征在于, 所述交点位于所述点接触部与所述点接触部的曲率中心之间, 或者所述点接触部位于所述交点与所述点接触部的曲率中心之间。

28. 根据权利要求26所述的胶囊式医疗设备, 其特征在于, 由经过所述点接触部的垂直线和长轴形成的锐角等于或者小于80度。

29. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备, 其特征在于, 还包括使所述胶囊式医疗设备振动的振动器。

30. 根据权利要求29所述的胶囊式医疗设备, 其特征在于, 所述振动器是电动机或磁体。

31. 根据权利要求1所述的胶囊式医疗设备, 其特征在于, 还包括接触识别器, 所述接触识别器感测所述胶囊式医疗设备与外部目标的接触。

32. 一种体腔观察方法, 其包括以下步骤:

摄入胶囊式医疗设备;

摄入比重与所述胶囊式医疗设备的比重近似相等的流体;

产生所述流体的流速; 以及

在所述胶囊式医疗设备在所述流体中漂流的同时, 拍摄所述体腔内的图像。

33. 根据权利要求32所述的体腔观察方法, 其特征在于, 产生所述流速的所述步骤包括人工加压、摄入泻剂以及姿势改变中的至少一方。

34. 根据权利要求32所述的体腔观察方法, 其特征在于, 拍摄图像的所述步骤包括使所述胶囊式医疗设备在流速基本上最大的体腔剖面中漂流的步骤。

35. 根据权利要求32所述的体腔观察方法, 其特征在于,

拍摄图像的所述步骤包括将由所述胶囊式医疗设备拍摄的图像的取向矫直到所述流体的流动方向的步骤。

36. 根据权利要求32所述的体腔观察方法，其特征在于，拍摄图像的所述步骤包括以下步骤：

检测所述胶囊式医疗设备与体腔壁面的接触；以及
根据所述检测的结果拍摄图像。

37. 根据权利要求32所述的体腔观察方法，其特征在于，拍摄图像的所述步骤包括以下步骤：

检测所述胶囊式医疗设备与体腔壁面的接触；
根据所述检测的结果使所述胶囊式医疗设备振动；以及
当不发生所述振动时拍摄图像。

胶囊式医疗设备和体腔观察方法

技术领域

本发明涉及一种胶囊式医疗设备 (capsule medical apparatus)，该胶囊式医疗设备能够在引入被检体中的液体中例如沿液体的流动以稳定的姿势移动，并且能够进行例如获得被检体内的图像等的观察和医疗实践，本发明还涉及能够使用该胶囊式医疗设备的体腔观察方法。

背景技术

近年来，在内窥镜领域，已经引入具有成像功能和无线通信功能的胶囊式内窥镜。为了观察（检查）的目的，这种胶囊式内窥镜被构造成使用成像功能在将胶囊式内窥镜从病人的口腔放入作为被检体（人体）的病人中之后并且直到其从病人的活体自然地排出的观察期间在如食道、胃、或者小肠（体腔中）等内部器官中随着该器官的蠕动而顺序成像。

应注意，国际公布WO 02/95351公开了适于观察大肠的技术，在该技术中通过将胶囊式内窥镜的比重设定成与包围胶囊式内窥镜的液体的比重相同、或者设定成与水的比重相同的一（1）来使胶囊式内窥镜与液体一起被摄入以在液体中漂浮，从而允许胶囊式内窥镜在体腔中快速前进到大肠。另外，尽管当胶囊式内窥镜粘到体腔的壁面时仅能够观察到胶囊式内窥镜的附近，但是由于使胶囊式内窥镜在观察用液体中漂浮，因此根据国际公布WO 02/95351可以确保观察视野并且观察一切。

发明内容

然而，已经注意到的问题是，当漂浮时，传统的胶囊式内

窥镜不能沿着液体的流动移动或者停止，并且胶囊式内窥镜的姿势变得不稳定，因此不可能进行所需的观察或者医疗实践。

此外，存在的另一问题是，当传统的胶囊式内窥镜在如大肠等宽的内腔内移动时，胶囊式内窥镜接近体腔的壁面移动，通过成像功能拍摄的图像在许多情况下仅为接近体腔的壁面的区域的窄部分，从而不能可靠地获得所需的图像。

本发明的目的是提供一种胶囊式医疗设备以及使用该胶囊式医疗设备的体腔观察方法，该胶囊式医疗设备能够随着被引入被测试的被检体中的液体的流动而移动、漂浮以及停止，并且能够以稳定的方式呈所需的姿势。

为了解决所述问题和实现所述目标，根据本发明的一方面的胶囊式医疗设备包括胶囊壳体，所述胶囊壳体在其一端处具有在长轴上的突出部，其中，所述突出部被形成为使得所述突出部的外表面与第一直线垂直相交。当所述胶囊壳体在体腔中的液体中时，所述第一直线与连接浮力中心和重心的第二直线大致相交。所述第一直线与所述第二直线大致在由作用在浮力中心上的浮力产生的浮力矩和由作用在重心上的重力产生的重力矩大致平衡的点处相交。

在所述胶囊式医疗设备中，所述胶囊式医疗设备的比重可以接近所述流体的比重值。

在所述胶囊式医疗设备中，当所述重力大于所述浮力时，所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述浮力中心之间的距离可以大于所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述重心之间的距离，可以使所述突出部沿所述浮力矩和所述重力矩平衡的点的垂直方向向下与所述体腔的内壁接触。

在所述胶囊式医疗设备中，当所述重力小于所述浮力时，所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述浮力中心之间的距离

可以小于所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述重心之间的距离，可以使所述突出部沿所述浮力矩和所述重力矩平衡的点的垂直方向向上与所述体腔的内壁接触。

在所述胶囊式医疗设备中，所述浮力矩和所述重力矩平衡的点可以位于与所述突出部的外表面垂直相交的直线与所述突出部的交点和所述突出部在包括所述浮力矩和所述重力矩平衡的点、所述交点和所述浮力中心的平面中的所述交点的曲率中心之间，或者所述交点可以位于所述浮力矩和所述重力矩平衡的点与所述曲率中心之间。

在所述胶囊式医疗设备中，由与所述突出部的外表面垂直相交的所述第一直线与所述长轴形成的锐角可以等于或者小于80度。

所述胶囊式医疗设备可以还包括对所述体腔中流动的流体具有阻力的流阻器（fluid resistor）。

在所述胶囊式医疗设备中，所述体腔可以是大肠。

在所述胶囊式医疗设备中，所述流阻器可以是设置在所述胶囊壳体的表面上的鳍片（fin），所述流阻器能够响应所述流体的流动产生沿离开所述体腔的内壁面的方向的力。

在所述胶囊式医疗设备中，所述流阻器可以是产生绕所述长轴的转动运动的鳍片。

在所述胶囊式医疗设备中，所述流阻器可以是引起绕所述长轴的偏心转动运动的偏心旋转器。

在所述胶囊式医疗设备中，所述偏心旋转器的由设置在所述胶囊壳体的第一端处的一个流阻器产生的转动量可以不同于由设置在所述胶囊壳体的第二端处的另一流阻器产生的转动量。

在所述胶囊式医疗设备中，所述胶囊壳体包括：第一壳体

单元，所述第一壳体单元具有与所述突出部的外表面垂直相交的第一直线与所述突出部的交点；以及第二壳体单元，所述第二壳体单元具有所述流阻器。所述第一壳体单元与所述第二壳体单元通过弹性构件连接，所述流阻器接收的能量蓄集于所述弹性构件。所述胶囊式医疗设备可以利用所述蓄集的能量与所述体腔的内壁面分开。

在所述胶囊式医疗设备中，所述胶囊壳体的长轴方向上的两端可以形成圆顶形状。

在所述胶囊式医疗设备中，所述胶囊壳体可以在突出部的另一端上设置有成像系统，所述成像系统在所述体腔中成像。

在所述胶囊式医疗设备中，所述重心可以位于与所述胶囊壳体的长轴偏心的位置，并且所述成像系统的成像轴线可以被设置成以与包括所述长轴和所述重心的平面垂直的直线为中心地与所述长轴成一角度。

所述胶囊式医疗设备可以还包括设置在所述胶囊壳体的表面上并且修正所述液体的流动的修正部。

所述胶囊式医疗设备可以还包括流阻器，所述流阻器被设置在所述胶囊壳体的表面上并且使所述胶囊式医疗设备响应所述液体的流动绕所述长轴转动。

所述胶囊式医疗设备可以还包括位于所述胶囊壳体内的磁体，所述磁体具有与所述长轴大致垂直的磁性，其中，通过从外部施加的转动磁场使所述胶囊壳体绕所述长轴转动。

在所述胶囊式医疗设备中，所述突出部可以包括平坦部，与所述突出部的外表面垂直相交的所述第一直线与所述突出部的交点可以位于所述平坦部。

在所述胶囊式医疗设备中，所述突出部可以包括截头圆锥平面部，与所述突出部的外表面垂直相交的所述第一直线与所

述突出部的交点可以位于所述截头圆锥平面部。

在所述胶囊式医疗设备中,所述胶囊壳体可以包括主体部,所述主体部为大致圆筒形状并且其中心轴线与所述长轴平行,所述突出部在与所述突出部的外表面垂直相交的第一直线与所述突出部的交点处的曲率半径可以大于所述大致圆筒形状的直径。

在所述胶囊式医疗设备中,所述突出部可以具有与所述大致圆筒形状连接的大致椭球状突出形状,并且所述突出部的曲率半径可以朝所述长轴的方向上的端部逐渐增加。

在所述胶囊式医疗设备中,所述突出部可以具有与所述圆筒形状连接的大致椭球状突出形状,并且所述突出部的曲率半径可以朝所述长轴的方向上的端部逐渐减小。

在所述胶囊式医疗设备中,所述胶囊式医疗设备可以在与所述突出部的外表面垂直相交的所述第一直线与所述突出部的交点处与体腔内壁面点接触。

根据本发明的另一方面的胶囊式医疗设备包括点接触部,所述点接触部在具有大致圆筒形状主体部的胶囊壳体的一端的圆周上具有突出形状,其中,浮力中心的力矩与重心的力矩平衡,使得所述胶囊式医疗设备呈所需的姿势,从而使所述胶囊式医疗设备在引入所述体腔中的液体中在所述点接触部与体腔的内壁面点接触,所述浮力中心的力矩以通过所述胶囊壳体的所述浮力中心和所述重心的直线与通过所述点接触部的垂直线的交点为中心。

在所述胶囊式医疗设备中,所述交点可以位于所述点接触部与所述点接触部的曲率中心之间,或者所述点接触部可以位于所述交点与所述点接触部的曲率中心之间。

在所述胶囊式医疗设备中,由经过所述点接触部的垂直线

和长轴形成的锐角可以等于或者小于80度。

所述胶囊式医疗设备可以还包括使所述胶囊式医疗设备振动的振动器。

在所述胶囊式医疗设备中，所述振动器可以是电动机或磁体。

所述胶囊式医疗设备可以还包括接触识别器，所述接触识别器感测所述胶囊式医疗设备与外部目标的接触。

根据本发明还一方面的一种体腔观察方法包括以下步骤：摄入胶囊式医疗设备；摄入比重与所述胶囊式医疗设备的比重近似相等的流体；产生所述流体的流速；以及在所述胶囊式医疗设备在所述流体中漂流的同时，拍摄所述体腔内的图像。

在所述体腔观察方法中，产生所述流速的所述步骤可以包括人工加压、摄入泻剂以及姿势改变中的至少一方。

在所述体腔观察方法中，拍摄图像的所述步骤可以包括使所述胶囊式医疗设备在流速基本上最大的体腔剖面中漂流的步骤。

在所述体腔观察方法中，拍摄图像的所述步骤可以包括将由所述胶囊式医疗设备拍摄的图像的取向矫直到所述流体的流动方向的步骤。

在所述体腔观察方法中，拍摄图像的所述步骤可以包括以下步骤：检测所述胶囊式医疗设备与体腔壁面的接触；以及根据所述检测的结果拍摄图像。

在所述体腔观察方法中，拍摄图像的所述步骤可以包括以下步骤：检测所述胶囊式医疗设备与体腔壁面的接触；根据所述检测的结果使所述胶囊式医疗设备振动；以及当不发生所述振动时拍摄图像。

附图说明

图1示出根据本发明的胶囊式内窥镜的第一实施例的示意构造；

图2是说明使图1所示的胶囊式内窥镜呈倾斜姿势的稳定条件的图；

图3是示出图1所示的胶囊式内窥镜在大肠中的移动状态的说明图；

图4是说明当胶囊式内窥镜沿垂直方向向上与体腔的内壁进行点接触时使胶囊式内窥镜呈倾斜姿势的稳定条件的图；

图5是示出进一步稳定图2所示的胶囊式内窥镜的曲率半径的尺寸的图；

图6是示出进一步稳定图4所示的胶囊式内窥镜的曲率半径的尺寸的图；

图7是示出妨碍胶囊式内窥镜稳定的曲率半径的尺寸的图；

图8是示出胶囊式内窥镜的点接触部的例子的图；

图9是示出胶囊式内窥镜的点接触部的例子的图；

图10是示出胶囊式内窥镜的点接触部的例子的图；

图11是示出胶囊式内窥镜的点接触部的例子的图；

图12是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图；

图13是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图；

图14是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图；

图15是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图；

图16是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图；

图17示出根据本发明的胶囊式内窥镜的第二实施例的示意构造；

图18是示出图1所示的胶囊式内窥镜的构造的方块图；

图19是示出图18所示的系统控制电路的构造的电路图；

图20示出根据本发明的胶囊式内窥镜的第二实施例的第一变型的示意构造；

图21示出根据本发明的胶囊式内窥镜的第二实施例的第二变型的示意构造；

图22示出根据本发明的胶囊式内窥镜的第三实施例的示意构造；

图23示出根据本发明的胶囊式内窥镜的第三实施例的第一变型的示意构造；

图24是说明设置有用用于修正的鳍片的图22所示的胶囊式内窥镜的构造的图；

图25是说明设置有用用于修正的鳍片的图23所示的胶囊式内窥镜的构造的图；

图26是说明设置有用用于转向的鳍片的图22所示的胶囊式内窥镜的构造的图；

图27A是示出根据本发明的第四实施例的胶囊式内窥镜的轮廓构造的图；

图27B是示出通过将胶囊式内窥镜的成像光学系统布置在胶囊壳体的两端获得的图27A所示的胶囊式内窥镜的第一变型的图；

图28是示意地示出图27A和图27B所示的胶囊式内窥镜在内腔内的运动的图；

图29是示出由图27A和图27B所示的胶囊式内窥镜拍摄的所需的体腔图像的例子图；

图30是示出通过在胶囊式内窥镜中设置带通孔的矫直器而获得的第二变型的图；

图31是示出通过在胶囊式内窥镜中设置带鳍片的矫直器

而获得的第三变型的图；

图32是示出通过在胶囊式内窥镜中设置带槽的矫直器而获得的第四变型的图；

图33是示出通过在胶囊式内窥镜中设置带通孔的旋转器而获得的第五变型的图；

图34是示出通过在胶囊式内窥镜中设置带鳍片的旋转器而获得的第六变型的图；

图35是示出通过在胶囊式内窥镜中设置带槽的旋转器而获得的第七变型的图；

图36是示出通过在胶囊式内窥镜中设置带鳍状切口的旋转器而获得的第八变型的图；

图37是示出通过设置使胶囊式内窥镜偏心运动的偏心旋转器而获得的第九变型的图；

图38A至图38I是示出通孔、鳍片、槽或者切口的剖面形状的变型的图；

图39是示出通过在胶囊式内窥镜中设置振动器而获得的第十变型的图。

具体实施方式

下面将参照附图详细地说明根据本发明的胶囊式医疗设备和体腔观察方法的典型实施例。在以下实施例中，将具有成像功能的胶囊式内窥镜作为胶囊式医疗设备的例子来说明。本发明不限于这些实施例，并且在本发明的精神的范围内可以进行各种变型。

图1示出根据本发明的胶囊式内窥镜的第一实施例的示意构造。胶囊式内窥镜1包括：胶囊壳体3，其可以被引入被检体2的体腔中；成像光学系统4，其被布置在胶囊壳体3中并且能

够沿前端方向成像；电路系统单元5，如被布置在胶囊外壳3中的控制板、电路组件和发射天线；以及电池6。

胶囊壳体3的尺寸使得其可以通过被检体的口腔口进入被检体2。透明或者半透明的大致半球状端盖3a与由阻挡可见光的有色材料制成的并且成形为具有一个底部的圆筒状的主体盖3b弹性安装，从而形成不透液体的外壳。

此处，根据本发明的胶囊式内窥镜1获得例如大肠的内壁等欲成像的被检体的图像，作为被检体的内部图像。胶囊壳体3被构造成包括容纳在其中的组件的胶囊壳体3的比重比液体7的比重稍高，并且当胶囊壳体3在液体7中下沉时，主体盖3b的突出lp沿垂直方向向下在点Pp处与体腔的内壁面2a发生点接触。结果，胶囊壳体3呈所需的倾斜姿势或者垂直姿势，在倾斜姿势中胶囊壳体3的长轴方向相对于水平方向倾斜。胶囊式内窥镜1的成像光学系统4的波长能透过液体7，可以通过被检体2的口腔口吸入该液体7。该实施例中使用的例子是比重接近一(1)的饮用水或者肠道清洗流体(intestinal lavage fluid)。应注意，在该实施例中，液体7的比重可以等于或者大于一(1)。

在容纳于胶囊式内窥镜1中的组件中，电池6是重组件，并且电池6被布置在胶囊壳体3中的大致中央部。因为电池是重组件，因此可以主要通过改变电池6的位置来平衡重量。

由成像单元41和照明单元42构造成像光学系统4。成像单元41沿胶囊壳体3的中心轴线设置有如CCD或者CMOS成像器的成像器件41a和成像透镜41b，该成像器件41a通过接收待成像的被检体反射的来自照明单元42的照明光来形成待成像的被检体的图像，以作为被检体的内部图像，该成像透镜41b使成像器件41a形成待成像的被检体的光学图像。而后成像单元41获得待成像的被检体的图像，作为被检体的内部图像。

照明单元42用于照明成像单元41的成像场（imaging field）E，并且通过发射用于经由端盖3a照明待成像的被检体的成像部位的照明光的如LED等多个光源来实现该照明单元42。多个LED以成像单元41的光轴为中心布置在成像单元41的周围，以覆盖成像场E的整个区域。

在不与内壁接触的一侧为胶囊式内窥镜壳体3设置成像单元41。这样，可以在具有较宽空间的肠道中获得更宽广的视野。

接着，参照图2，说明胶囊式内窥镜1可以在沿垂直方向向下与体腔的内壁面2a点接触的状态下稳定地呈倾斜姿势的条件。

在图2中， P_m 表示胶囊式内窥镜1的重心，而 P_v 表示胶囊式内窥镜1的浮力中心（体积中心）。此处，由 l_{vm} 表示通过 P_m 和 P_v 的直线。此外， l_{vm} 上的由作用在浮力中心的浮力产生的浮力矩和作用在重心的重力矩平衡的点被表示为 P_f 。换句话说，当 M_g 表示重力并且 V_p 表示浮力时，距离 $P_f P_v \times \text{浮力 } V_p = \text{距离 } P_f P_m \times \text{重力 } M_g$ 成立。此时，因为胶囊式内窥镜1需要沉到体腔的内表面2a，需要重力 M_g 比浮力 V_p 大。因此，距离 $P_f P_m$ 比距离 $P_f P_v$ 短。

此处，在通过点 P_f 的任意给定的线当中，胶囊式内窥镜1还包括与胶囊式内窥镜1的突出 l_p 垂直相交的线，并且该线与突出 l_p 的交点被认为是点 P_p 。具有如上所述的点 P_p 的胶囊式内窥镜1可以保持在点 P_p 处与体腔的内壁面2a点接触状态的姿势。而且，当连接点 P_p 和点 P_f 的直线与直线 l_{vm} 相交形成锐角 θ 时，胶囊的长轴与水平面保持角度为 $90^\circ - \theta$ 的倾斜姿势。应注意，尽管在该例子中胶囊式内窥镜1的长轴与线 l_{vm} 彼此一致，但是本发明不限于该例子，并且如在稍后将说明的第三实施例中的那样，当长轴与线 l_{vm} 不一致时可以成立相同的原理。

此外，中心位置 P_c 沿连接点 P_p 和点 P_f 的直线定位，并且中心位置 P_c 是在包括点 P_v 、 P_f 和 P_p 的平面中在点 P_p 处的表面的曲率中心位置。因此，点 P_p 与点 P_c 之间的距离是曲率半径。

尽管此处未示出，但是当胶囊式内窥镜1中产生的浮力的力矩比重力的力矩充分地大时，胶囊式内窥镜1的姿势稳定在线 lv_m 变成垂直的角度处（即，浮力的力矩与重力的力矩平衡）。此时，对于浮力的力矩和重力的力矩来说，二者以点 P_f 为中心的力矩都为零（0）。

当胶囊内窥镜1相对于体腔的内壁面2a能够以稳定的方式保持倾斜姿势或者垂直姿势时，如图3所示，对液体7的流体阻力变大，并且因为胶囊式内窥镜1与体腔的内壁面2a处于点接触的状态，因此胶囊式内窥镜1能够容易地沿液体7的流动而移动。此外，因为胶囊能够容易地漂浮，因此可以在内腔的中央获得图像并且提高可观察性。在该情况下，胶囊式内窥镜1以稳定的方式保持大致倾斜姿势或者垂直姿势，因此可以获得体腔中的整个壁或者所需壁的图像。注意，当胶囊式内窥镜1呈水平姿势并且与体腔的内壁面2a处于线接触状态时，则不可能获得对液体7的足够的流体阻力，从而减小胶囊式内窥镜1的移动性（mobility）和漂浮性。特别地，在如大肠等具有大内腔直径的体腔中，液体7在内腔中央周围的流动比靠近内腔壁的流动快，因此，当胶囊式内窥镜1与壁处于线接触状态时，移动性和漂浮性减小。

此处，图2所示的胶囊式内窥镜1沿垂直方向向下与体腔的内壁面2a点接触。然而，如图4所示，胶囊式内窥镜1可以沿垂直方向向上与体腔的内壁面2b点接触。

在该情况下胶囊式内窥镜1的稳定条件与图2所示的胶囊式内窥镜1的稳定条件的不同之处在于：首先，胶囊式内窥镜1

的重力 Mg 比胶囊式内窥镜1的浮力 V_p 小。此外，基于力矩平衡，距离 PfP_m 比距离 PfP_v 长。而且，当胶囊式内窥镜1中产生的重力的力矩比浮力的力矩充分地大时，胶囊式内窥镜1的姿势稳定在线 l_{vm} 变成垂直的角度（即，浮力的力矩与重力的力矩平衡）。此时，对于浮力的力矩和重力的力矩来说，二者以点 Pf 为中心的力矩都是零（0）。

同时，尽管如图2或者图4所示的上述胶囊式内窥镜1能够分别保持与体腔的内壁面2a或者2b点接触的状态，但是通过使点 Pf 位于点 P_p 与点 P_c 之间、或者使点 P_p 位于点 Pf 与点 P_c 之间可以更稳定地保持倾斜姿势或者垂直姿势。

图5示出图2所示的胶囊式内窥镜的点接触部的附近，并且在上述重力的力矩与浮力的力矩平衡的状态下，通过使点 Pf 位于点 P_p 与点 P_c 之间、或者使点 P_p 位于点 Pf 与点 P_c 之间，甚至在增加扰动（ $-\Delta\theta$ 、 $+\Delta\theta$ ）时，也可以类似在基部加重的不倒翁玩具（tumble doll weighted at the base）地稳定姿势。

在图5中，当存在 $-\Delta\theta$ 的移位时，也就是，当胶囊式内窥镜1的线 l_{vm} 沿垂直方向移动时，在线 l_{vm} 上移位长度是 $l_{-\Delta\theta}$ 的情况下，力矩的偏移 α （沿垂直方向的力矩-沿水平方向的力矩）如下。

$$\begin{aligned}\alpha &= (P_v P_f + l_{-\Delta\theta}) \times V_p - (P_m P_f + l_{-\Delta\theta}) \times Mg \\ &= l_{-\Delta\theta} \times (V_p - Mg) \\ &< 0\end{aligned}$$

因此，沿锐角 θ 增加的方向、即水平方向产生力矩，并且取消了移位 $-\Delta\theta$ 。换句话说，产生了回复力。

类似地，当存在移位 $+\Delta\theta$ 时（沿水平方向的移位），力矩的偏移 α 如下。

$$\begin{aligned}
\alpha &= (P_v P_f - l_{+\Delta\theta}) \times V_\rho - (P_m P_f - l_{+\Delta\theta}) \times M_g \\
&= l_{+\Delta\theta} \times (M_g - V_\rho) \\
&> 0
\end{aligned}$$

在该情况下，也取消了移位 $+\Delta\theta$ ，即产生回复力。因此，当产生扰动 $-\Delta\theta$ 和 $+\Delta\theta$ 之一时便产生回复力，并且甚至可以更稳定地保持胶囊式内窥镜1的倾斜姿势。

此外，当如图4所示胶囊式内窥镜1沿垂直方向向上与体腔的内壁面2b点接触时，适用相同的原理。也就是，当图6中存在移位 $-\Delta\theta$ （沿垂直方向的移位）时，力矩的偏移 α 如下。

$$\begin{aligned}
\alpha &= (P_v P_f + l_{-\Delta\theta}) \times M_g - (P_m P_f + l_{-\Delta\theta}) \times V_\rho \\
&= l_{-\Delta\theta} \times (M_g - V_\rho) \\
&< 0
\end{aligned}$$

因此，沿锐角 θ 增加的方向、即水平方向产生力矩，并且取消了移位 $-\Delta\theta$ 。换句话说，产生回复力。

类似地，当存在移位 $+\Delta\theta$ （沿水平方向的移位）时，力矩的偏移 α 如下。

$$\begin{aligned}
\alpha &= (P_v P_f - l_{+\Delta\theta}) \times M_g - (P_m P_f - l_{+\Delta\theta}) \times V_\rho \\
&= l_{+\Delta\theta} \times (V_\rho - M_g) \\
&> 0
\end{aligned}$$

在该情况下，也取消了移位 $+\Delta\theta$ ，即产生回复力。因此，当在胶囊式内窥镜1沿垂直方向向上与体腔的内壁面2b处于点接触的情况下产生扰动 $-\Delta\theta$ 和 $+\Delta\theta$ 之一时，产生回复力，并且可以甚至更稳定地保持胶囊式内窥镜1的倾斜姿势。

应注意，如图7所示，当点 P_c 位于点 P_f 与点 P_p 之间时，因为 $l_{-\Delta\theta}$ 或者 $l_{+\Delta\theta}$ 的符号（方向）被颠倒了，所以当扰动发生时力

矩的偏移 α 作用在放大扰动的方向。

此外,当曲率半径 P_pP_c 变大时,可以定位点 P_f 的范围变大。另外,当通过点 P_f 、 P_p 和 P_c 满足扰动为 $\Delta\theta$ 时的稳定条件时,当发生扰动时 $l_{-\Delta\theta}$ 和 $l_{+\Delta\theta}$ 的值随着曲率半径 P_pP_c 变大而变大,从而力矩偏移的值 α 变大。换句话说,当发生扰动时,回复胶囊式内窥镜1的姿势的回复力变大,并且从而胶囊式内窥镜1变得更加稳定。

此处,如上所述的胶囊式内窥镜1具有大致半球状的主体盖3b,因此胶囊式内窥镜1可以与体腔的内壁面2a或者2b点接触。在根据本发明的第一实施例中,胶囊式内窥镜1可以设置有至少一个突出部,当胶囊式内窥镜1呈倾斜姿势或者垂直姿势时,胶囊式内窥镜1可以利用所述突出部与体腔的内壁面2a或者2b点接触。

此外,期望通过连接点 P_p 和点 P_f 的直线与胶囊式内窥镜1的长轴的中心线相交形成的锐角等于或者小于 80° 。此时,胶囊式内窥镜1呈其长轴的方向与水平方向形成 10° 或者更大的角度的倾斜姿势。这样,胶囊式内窥镜1可以容易地接收流体阻力。

图8示出胶囊式内窥镜1的外观的变型,使主体盖3b的曲率半径比端盖3a的曲率半径大。结果,图8所示的胶囊式内窥镜的点接触区域E1具有更大的曲率半径,可以以稳定的方式呈倾斜姿势或者垂直姿势。此外,期望点接触区域E1的曲率半径比主体盖的直径大。

对于图9所示的胶囊式内窥镜,使可以是主体盖3b的大致半球状体或者大致椭球状体的曲率半径大于主体部的直径,并且将曲率半径较大的部分设定为点接触区域E2。此外,期望点接触区域E2的曲率半径大于主体盖的直径。

另外，对于图10所示的胶囊式内窥镜，使可以是主体盖3b的大致半球状或者大致椭球状体的末梢部的曲率半径大于主体部的直径，并且将曲率半径较大的部分设定为点接触区域E3。该胶囊式内窥镜适于呈垂直姿势。

此外，对于图11所示的胶囊式内窥镜，比主体部的直径大的大致半球状的主题盖3b形成为获得具有大曲率半径的点接触区域E4。

而且，在该第一实施例中，如图12和图13所示，可以在主体部形成突出部11或者槽12。这是因为其不影响胶囊式内窥镜1与体腔的内壁面2a或者2b之间的点接触。

此外，如图14所示，可以在主体部的一部分和端盖3a处形成D状切除区域（D-cut）等，并且如图15所示，可以在沿长轴方向的一侧部形成D状切除区域等，因为在这两种情况下，形成点接触区域或者形成D状切除区域的事实不会影响点接触。

另外，在上述第一实施例中，点接触部是大致半球状。然而，其不限于该例子，如图16所示，胶囊式内窥镜可以是圆柱形的，并且可以将两端面15a和15b的周部设定成点接触区域E5。在该情况下，为了使点接触区域E5的曲率半径变大，可以形成光滑的倒角。

在该第一实施例中，通过使胶囊式内窥镜呈倾斜姿势或者垂直姿势而使由于流经体腔的液体产生的流体阻力变大，通过使胶囊式内窥镜与体腔的内壁面点接触而使接触阻力变小。从而，可以使胶囊式内窥镜沿液体的流动平稳地移动。特别地，容易获得来自体腔中央附近的液体的快速流的流体阻力，因此可以容易地移动。此外，当胶囊式内窥镜移动或者停止时胶囊式内窥镜自身可以保持稳定的姿势，因此，可以稳定地获得被

检体内的所需的图像。而且，因为胶囊可以容易地漂浮，因此可以获得内腔中央的图像，从而可以提高可观察性。

应注意，如图18的方块图所示，胶囊式内窥镜1设置有例如：发光二极管（LED）120，其作为照射部件，用于在被检体的体腔中照射被检部位；LED驱动电路121，其作为控制LED 120的驱动状态的第一驱动部件；如CCD成像器或者C-MOS成像器等成像器件（下文中称为CCD）122，例如，作为形成体腔中的目标的图像的获取部件，其中所述目标从由LED 120照射的区域反射光（被检体中的信息）；CCD驱动电路123，其作为控制CCD 122的驱动状态的第一驱动部件；RF传输单元（transmission unit）124，其将已拍摄的图像信号调制成RF信号；以及发射天线单元125，其作为无线地发射从RF传输单元124输出的RF信号的无线传输部件。

而且，胶囊式内窥镜1设置有控制LED驱动电路121、CCD驱动电路123、以及RF传输单元124的操作的系统控制电路126，这样，胶囊式内窥镜1可操作为，在将胶囊式内窥镜1引入被检体中的同时，通过CCD 122获得由LED 120照射的被检部位的图像数据。

其后，所获得的图像数据通过RF传输单元124被转换成RF信号，并且经由发射天线单元125发射到被检体的外部。

此外，胶囊式内窥镜1设置有：接收天线单元127，其作为能够接收从图中未示出的被检体的外部的通信装置发射的无线信号的无线接收部件；控制信号检测电路128，其从接收天线单元127接收的信号中检测预定输入水平（input level）（例如接收的强度水平）的控制信号；以及电池129，其向系统控制电路126和控制信号检测电路128供给电力。

控制信号检测电路128检测控制信号的内容，并且在必要

时向LED驱动电路121、CCD驱动电路123和系统控制电路126输出控制信号。系统控制电路126具有向其它组件（用于执行功能的部件）分配从电池129供给的驱动电力的功能。

而且，图19是示出系统控制电路126的电路构造的电路图。在图19中，通过一个或者多个（在第一实施例中为两个）例如钮扣型氧化银电池129a和129b构成电池129。

系统控制电路126设置有：源极端子与电池129连接的FET（场效应晶体管）126a；与FET 126a的漏极端子连接的二极管126b；与二极管126b的输出端子连接的非电路（NOT circuit）126c；以及触发器（flip flop）126d，该触发器126d通过来自非电路126c的输出被复位（R）并且输出（Q）到FET 126a的栅极端子。

来自二极管126b的输出被连接到胶囊内功能执行电路130，并且通过来自检测外部磁场的簧片开关的输入来置位（S）触发器126d。

应注意，在该第一实施例中，可以使用例如开关元件代替如FET的晶体管。此外，在该第一实施例中，为胶囊式内窥镜1设置的成像功能、照明功能和（部分的）无线功能被总称为用于执行预定功能的功能执行部件。具体地，除系统控制电路126、接收天线单元127和控制信号检测电路128之外的组件被包括在用于执行预定功能的功能执行部件中，并且在需要时也被称为胶囊内功能执行电路130。

而且，系统控制电路126设置有：触发器126e，非电路126c的输出被输入到该触发器126e（CK）；可与钮扣型电池129a和129b连接的电阻126g；以及开关元件126i。

通过非电路126c和触发器126e控制开关元件126i的操作，从而在钮扣型电池129a和129b向胶囊内功能执行电路130供

给驱动电力的同时使开关元件126i处于断开状态，并且当停止向胶囊内功能执行电路130供给驱动电力时使开关元件126i切换到接通状态。

具体地，通过来自触发器126e的输出(Q)使开关元件126i被切换到接通状态，并且开关元件126i使钮扣型电池129a和129b与电阻126g连接起来，以使充在钮扣型电池129a和129b中的电力被耗尽。

接着，使用电路图图19说明胶囊式内窥镜1的操作。在图19中，例如，在被引入被检体之前的胶囊式内窥镜1中包括能通过外部磁场接通和断开的簧片开关，并且该胶囊式内窥镜1被存放在包括用于提供外部磁场的永磁体的包装中。在该状态下，胶囊式内窥镜1未被驱动。

接着，当要将胶囊式内窥镜1放入被检体中时，当从包装取出胶囊式内窥镜1时，胶囊式内窥镜1与包装的永磁体分开，并且胶囊式内窥镜1不受磁力的影响，并且由来自簧片开关的输入来置位(S)触发器126d。一旦置位，触发器126d输出(Q)到FET 126a的栅极端子，并且通过该输出(Q)使电流在FET 126a的源极端子与漏极端子之间流动，并且来自钮扣型电池129a和129b的电力经由二极管126b供给到胶囊内功能执行电路130。

此处，当从钮扣型电池129a和129b供给的电压是A、在FET 126a和二极管处消耗的电压分别是B和C时，将被供给到胶囊内功能执行电路130的电压是 $A - (B + C) = X$ 。此外，将中点电势Y设定为非电路126c的阈值，当电压X大于中点电势Y时，即(电压X) > (中点电势Y)，不从非电路126c输出，并且开关元件126i切换到断开状态。

而且，当电压X等于或者小于中点电势Y时，即(电压X) ≤

(中点电势Y)，通过来自非电路126c的输出复位触发器126d，并且来自非电路126c的输出被输入到触发器126e。接着，当触发器126d被复位时，电流不会在源极端子与漏极端子之间流动，并且驱动电力不会供给到胶囊内功能执行电路130。

此外，当来自非电路126c的输出被输入时，触发器126e输出(Q)，并且将开关元件126i切换到接通状态。

通过该切换操作将钮扣型电池129a和129b与电阻126g连接，并且通过电阻126e耗尽充在钮扣型电池129a和129b中的电力。

下面说明根据本发明的第二实施例。在上述第一实施例中，通过增加胶囊式内窥镜自身受到的流体阻力来提高胶囊式内窥镜的移动性和漂浮性。在该第二实施例中，为胶囊式内窥镜设置进一步增加流体阻力的功能。

图17是示出根据本发明的第二实施例的胶囊式内窥镜的示意构造的图。图17所示的胶囊式内窥镜沿垂直方向向下与体腔的内壁面2a点接触，并且呈长轴与垂直方向一致的垂直姿势。该胶囊式内窥镜在主体部周围设置有鳍片(fin)21，用于响应液体7的流动绕长轴转动胶囊式内窥镜。

除了胶囊式内窥镜作为整体响应液体的流动增加流体阻力之外，该胶囊式内窥镜被构造成在流体阻力的帮助下通过鳍片21提供提升，从而胶囊式内窥镜与体腔的内壁面2a分开。利用该构造，胶囊式内窥镜变得更容易响应液体的流动而移动。

此外，图20示出作为根据本发明的第二实施例的变型的胶囊式内窥镜的示意构造。图20所示的胶囊式内窥镜被分成具有点接触部的局部壳体3c和位于端盖侧的壳体3d，通过作为弹性构件的弹簧构件22连接局部壳体3c和壳体3d。另外，该胶囊式内窥镜呈与图17所示的胶囊式内窥镜类似的垂直姿势。

除了该胶囊式内窥镜在整个胶囊式内窥镜上接收流体阻力之外，壳体3d例如通过流体阻力沿垂直方向向下移动，弹簧构件22压缩而能量增加，然后通过弹簧构件22的伸展产生的排斥力使壳体3d沿垂直方向向上移动，并且此时局部壳体3c通过惯性力沿垂直方向向上移动，从而释放点接触状态，因而提高了胶囊式内窥镜的移动性和漂浮性。

图21示出结合图19和图20所示的上述构造的结构。然而，鳍片23不提供沿垂直方向向上的提升，但是提供沿垂直方向向下。因此，可以进一步增加弹簧构件22的压缩，并且进一步促进胶囊式内窥镜的点接触状态的释放。

在该第二实施例中，除了胶囊式内窥镜自身接收的流体阻力之外流体阻力进一步增加，以释放点接触状态，进一步提高了胶囊式内窥镜沿流体流动的移动性和漂浮性。

下面说明根据本发明的第三实施例。在第一和第二实施例中，胶囊式内窥镜在与体腔的内壁面保持点接触状态的同时保持倾斜姿势或者垂直姿势。然而，在该第三实施例中，胶囊式内窥镜被构造成利用稳定的倾斜姿势沿内腔轴线的方向获得体腔中的稳定图像。

图22示出根据本发明的第三实施例的胶囊式内窥镜的示意构造。在该胶囊式内窥镜中，重心Pma设置在与长轴中心线lc偏心的位置，此外，该胶囊式内窥镜被设置成使得设置在端盖侧并且包括成像单元51a和照明单元51b的成像光学系统的光轴la与胶囊式内窥镜的长轴中心线lc成一角度。应注意，光轴la被设置成沿重心的偏心方向以垂直于包括长轴和重心的平面的直线为中心地与长轴成一角度。

该胶囊式内窥镜呈倾斜姿势，其中重心Pma从长轴中心线lc的偏心方向总是沿垂直方向面向下。从而，成像光学系统的

光轴1a总是以与体腔的在垂直方向下方的内壁面2a的角度相同的角度指向环境。而且，与第一实施例类似，因为胶囊式内窥镜作为整体容易接收流体阻力，因此该胶囊式内窥镜指向流体的流动方向，即下游。结果，允许该胶囊式内窥镜总是以大致相同的角度并且面对流体的下游获得体腔中的图像，并且，因为胶囊式内窥镜不绕长轴转动，因此判定在体腔中获得的图像变得更容易。另外，尽管未示出，当光轴1a与长轴中心线的角度方向与偏心方向相反时，在体腔沿垂直方向延伸的情况下可以获得相同的效果。

虽然图22所示的胶囊式内窥镜与体腔的内壁面2a点接触，但是该点接触可以是如图23所示的面接触。然而，胶囊式内窥镜呈倾斜姿势。换句话说，胶囊式内窥镜在主体盖侧的一部分处设置有平坦区域E10。其它构造与图22所示的胶囊式内窥镜相同。然而，沿重心Pma与长轴中心线lc偏心的方向设置该设置有平坦区域E10的部分。在图23所示的胶囊式内窥镜中，因为平坦区域E10与体腔的内壁面2a面接触，因此倾斜姿势稳定并且可以获得体腔中所需的图像。

此外，尽管未示出，但是可以通过构造成胶囊式内窥镜的主体盖部包括截头圆锥的平坦部、并且使其汇流线（bus line）部与肠壁进行线接触，来实现相同的效果，并且可以稳定地获得体腔的所需图像。另外，因为使肠壁与胶囊式内窥镜线接触并且因为胶囊式内窥镜呈倾斜姿势，因此与点接触状态类似，胶囊式内窥镜1容易接收流体阻力。

而且，如图24和图25所示，可以将修正流体7的流动的鳍片61和62分别设置在图22和图23所示的胶囊式内窥镜的外表面上。当胶囊式内窥镜呈倾斜姿势时，鳍片61和62修正沿流体7的流动方向的流动，并且确保倾斜姿势的保持。

另外，可以将如图26所示的鳍片71设置成使得胶囊式内窥镜响应流体7的流动绕长轴中心线转动。当胶囊式内窥镜绕长轴中心线转动时，光轴1a转动并且实质成像区域的立体角 Ω 增加，从而在体腔中获得宽的图像区域。

应注意，如图26所示，可能设置与长轴中心线垂直相交的磁体72，以从外部施加转动磁场，从而使胶囊式内窥镜转动。

在该第三实施例中，因为重心偏离成使得当胶囊式内窥镜呈倾斜姿势时，胶囊式内窥镜不绕长轴中心线转动，因此可以将成像光学系统的光轴设定成相对于长轴中心线成一角度，并且可以稳定地获得沿所需方向的体腔中的图像。

尽管在第一至第三实施例中，胶囊式内窥镜的比重被解释为比液体的比重稍小或者稍大，但是不限于这些实施例。考虑胶囊式内窥镜接收的流体阻力和如与壁面的摩擦等接触状态，可以将胶囊式内窥镜的比重和液体的比重之间的关系设定成使得胶囊式内窥镜可以容易地移动。

此外，不限于胶囊式内窥镜，在如设置有超声检查装置并且获得被检体中的超声波图像的超声波胶囊和设置有助于检测被检体中的具体物质、PH或者压力的传感器的传感器胶囊等胶囊式医疗设备的情况下，也能够获得相同的效果。此处，因为超声波胶囊容易通过体腔中的液流而漂浮，因此可以获得体腔中央处的超声波图像，从而提高可观察性。

下面说明根据本发明的第四实施例。图27A是示出胶囊式内窥镜的概略构造的图，其是根据本发明的胶囊式医疗设备的第四实施例。胶囊式内窥镜1a包括：可被插入被检体2的体腔中的胶囊壳体3；布置在胶囊壳体3内并且能够拍摄前端方向的图像的成像光学系统4a；布置在胶囊壳体3内的如控制板、电路组件和发射天线等的电路系统5；以及电池6。

胶囊壳体3具有能够通过被检体2的口腔被吞入体内的尺寸，通过弹性地装配透明或者半透明的近似半球状的端盖3a和由可见光不可透过的有色材料制成的端部封闭的圆筒主体盖3b (trunk cover) 3b形成流体密封地密封内部的外壳。

此处，本发明的胶囊式内窥镜1a用来获得例如大肠的内壁等的活体 (in-vivo) 图像，并且胶囊壳体3包括其所含有的成分大致等于流体7的成分的比重，并且重心G大体上位于体积中心。结果，流体7中的胶囊式内窥镜1a的姿势和位置均不稳定。流体7是能够经被检体2的口腔而被吞下的流体，并且能透过胶囊式内窥镜1a的成像光学系统4a的波长，在该实施例中，作为示例地使用比重近似等于一 (1) 的饮用水或者灌肠剂。然而，在该实施例中比重可以大于一 (1)。

电池6是胶囊式内窥镜1a的组件中的重件，并且被布置在胶囊壳体3的大致中央部分，因为电池6是重件，所以能够通过改变电池6的位置来保持重量平衡。

成像光学系统4a包括成像单元41和照明单元42。成像单元41包括：如CCD或者CMOS成像器等的成像器件41a，其通过接收目标所反射的照明单元42的照明光来拍摄目标的图像，以作为被检体内图像；以及成像透镜41b，其用于在胶囊壳体3的轴向中心上的成像器件41a上形成目标的图像，以获得作为被检体内图像的目标图像。

照明单元42用于照明成像单元41的成像场E并且通过例如LED等多个光源实现，如LED等多个光源放射用于经由端盖3a照明目标的成像区域的照射光。多个LED相对于成像单元41的光轴中心布置在成像单元41的周围，使得整个成像场E被覆盖。

同时，在本实施例中，胶囊式内窥镜1a的长轴中心线 L_1 与成像光学系统的光轴 L_2 彼此一致。

如上面已经说明的那样，流体7中的胶囊式内窥镜1a的姿势和位置不稳定。结果，另一方面，胶囊式内窥镜1a变得更容易受流体7的流动的影响，并且更容易移动。

图27B是示出在根据本发明的胶囊式医疗设备的实施例的胶囊式内窥镜中，成像光学系统4a、4b被布置在胶囊壳体3的两端的构造的图。通过在由可见光不可透过的有色材料制成的大致筒状主体盖3b的两端上分别弹性装配均透明或者半透明的大致半球状的端盖3a，胶囊壳体3形成流体密封地密封内部的外壳。在本实施例中，胶囊式内窥镜1b的长轴中心线 L_1 、成像光学系统4a的光轴 L_{2a} 和成像光学系统4b的光轴 L_{2b} 彼此一致。

在例如大肠的内腔中，如图28所示，流体7的流动在接近内腔的中央轴线 L_0 处快，而在接近内腔壁面处慢。因而，位于壁面附近位置的胶囊式内窥镜31较不容易受到流体7的流动的影响，但是由于胶囊式内窥镜31的比重近似等于流体7的比重并且胶囊式内窥镜31的重心G大致位于体积中心的位置，因此胶囊式内窥镜31不稳定并且同样容易受到流体7的慢流动的影响，从而能够容易地移动。流体7的流动可以是例如由重力、蠕动运动以及分节运动(segmentation)等被动地引起的流动，或者是例如由人工加压、摄入泻剂以及姿势改变等主动地引起的流动。

如果胶囊式内窥镜31在流体7的流动的影响下从内腔壁面离开，则由于内腔中心轴线 L_0 附近的流速与内腔壁面的流速之间的差异，在胶囊式内窥镜31沿流动方向移动的同时其接近内腔中心轴线 L_0 。在接近内腔中心轴线 L_0 之后，因为胶囊式内窥镜31具有沿长轴方向延伸的大致筒状形状并且两端具有大致半球形的形状，所以胶囊式内窥镜31以长轴中心线 L_1 与内腔中

心轴线 L_0 一致的姿势移动。可以说，胶囊式内窥镜31在内腔中居中，并且光轴 L_2 同样沿内腔中心轴线 L_0 的方向移动。接近流体7的流速快的内腔中心轴线 L_0 的胶囊式内窥镜31在其姿势和位置方面稳定。

结果，胶囊式内窥镜31能够拍摄所需的体腔图像，也就是能够沿内腔中心轴线 L_0 的方向、即从流体7的下游方向或者上游方向得到内腔壁面的全景视图。如图29所示，内腔中心轴线 L_0 位于所拍摄的体腔图像的中心。

如果内腔中心轴线 L_0 的流速与内腔壁面附近的流速之间的差异消失，如图28所示，则胶囊式内窥镜31从内腔中心轴线 L_0 附近移走并且变得不稳定。

因为胶囊壳体自身具有长形状，所以上述胶囊式内窥镜1a、1b和31在流体7的流速快的内腔中心轴线 L_0 附近稳定，但是为了进一步增加稳定性，可以设置如图30所示的沿胶囊壳体3的长轴方向的多个通孔11，以矫直（straighten）流体7。通过由通孔11矫直流体7，流体7的流动方向和胶囊式内窥镜1的长轴方向彼此一致，结果使光轴 L_2 和内腔中心轴线 L_0 稳定地一致。

类似地，如图31所示，可以在胶囊壳体3的外表面上设置沿胶囊式内窥镜1a的长轴方向的多个鳍片12，以通过矫直流体7来稳定胶囊式内窥镜1a的姿势。

此外，如图32所示，可以设置沿胶囊式内窥镜1a的长轴方向的多个槽13来进行矫直。

在图30至图32所示的胶囊式内窥镜中，设置了用于矫直流体7的流动的如鳍片12等矫直器，但是也可以通过绕长轴转动胶囊式内窥镜1a来稳定胶囊式内窥镜1a的姿势。

在图33所示的胶囊式内窥镜中，接近胶囊壳体的表面设置

多个通孔14，并且通孔14形成为绕长轴的螺旋形。从而胶囊式内窥镜通过流经通孔14的流体7接收流体阻力，使得胶囊式内窥镜绕长轴转动。该胶囊式内窥镜能够通过转动运动获得长轴沿流体延伸的稳定的物理关系。

除了图33所示的通孔14外，还可以设置鳍片15、槽16，或者鳍状切口17。鳍片15、槽16，或者鳍状切口17中的每一个均能够通过使胶囊式内窥镜绕长轴转动来稳定胶囊式内窥镜的姿势。

在上述实施例中设置矫直器或者使胶囊式内窥镜转动来稳定胶囊式内窥镜的姿势，但是本发明不限于该实施例的这些变型，可以在使胶囊式内窥镜的姿势大致稳定的情况下使胶囊式内窥镜的长轴方向一点一点地改变。

例如，如图37所示，可以由鳍片18a接收的流体阻力与由鳍片18b接收的流体阻力不同以在两端边缘产生不同的转动效果而引起绕长轴中心线L1的偏心运动的方式在不同的端边缘设置用于接收流体7的流体阻力的多个鳍片18a和多个鳍片18b。通过进行该偏心运动，能够在实质上更宽的角度拍摄内腔内的图像。

图38A至图38I示出了图30至图37所示的通孔、鳍片、槽以及切口的剖面形状的变型。每个剖面形状可以呈此处示出的任意形状或者这些形状的组合。

图39示出通过在上述胶囊式内窥镜中设置以下构件获得的变型：振动器19，其通过偏心电动机等实现；控制单元5a，用于执行振动器19的振动控制；以及接触识别器20，用于感测胶囊式内窥镜与体腔组织接触的接触状态。当没有拍摄图像时，整个胶囊式内窥镜1a振动以使胶囊式内窥镜更容易与内腔的壁面分开。代替振动器19，还可以设置磁体。在该情况下，移

除控制单元5a，可以通过施加外部振荡磁场来使磁体振动，从而使胶囊式内窥镜自身振动。然而，优选地还执行控制操作，使得仅在没有拍摄图像时磁体振动。例如，当接触识别器20检测到胶囊式内窥镜与体腔壁接触时使振动器19振动。当胶囊式内窥镜由于振动而与体腔壁分开、并且接触识别器20检测到胶囊式内窥镜不与体腔壁接触时，振动器19的振动停止，从而能够拍摄图像。这样，能够拍摄更稳定的图像。

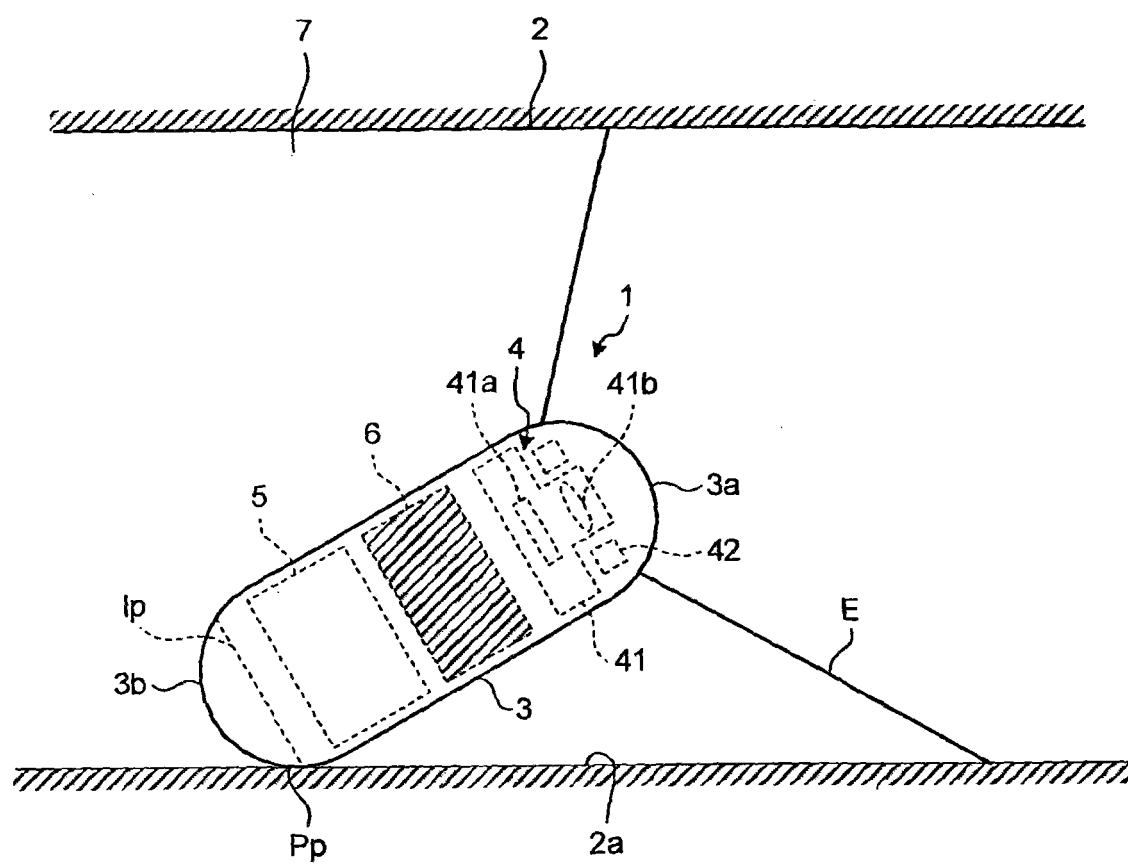


图 1

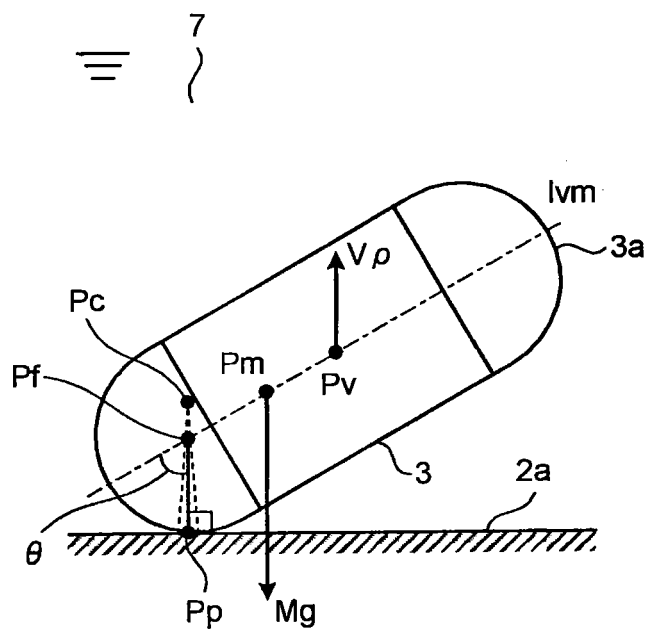


图 2

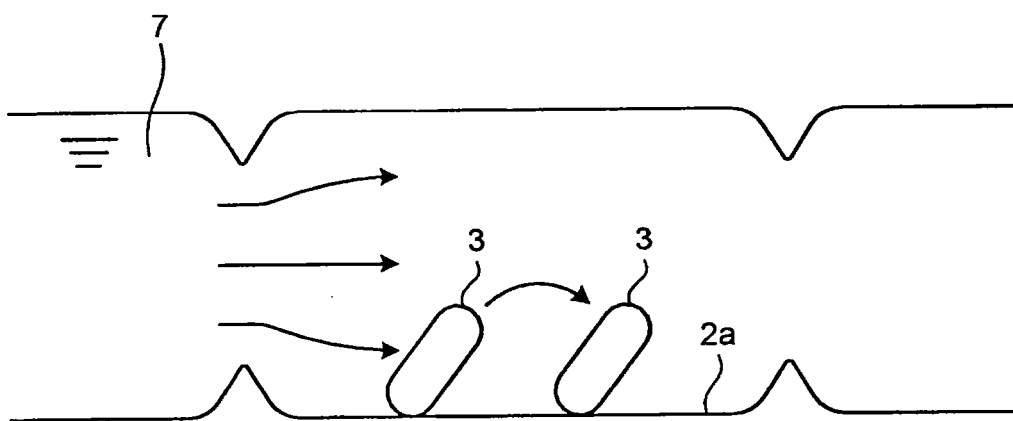


图 3

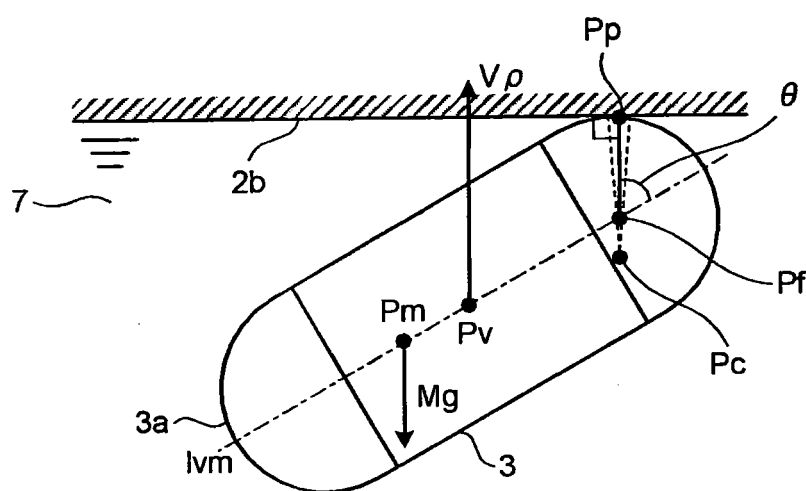


图 4

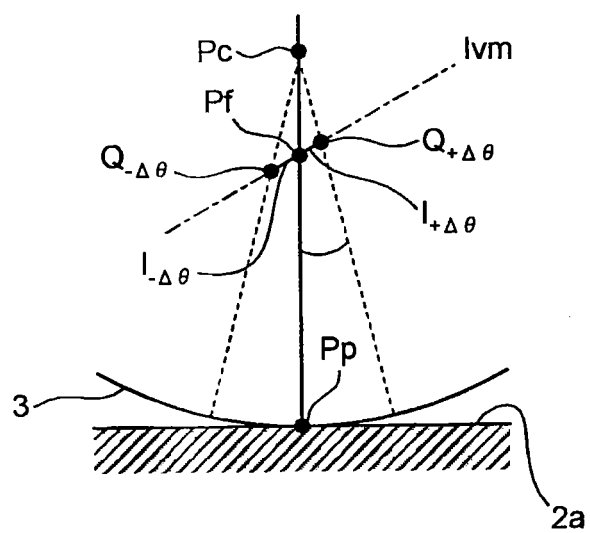


图 5

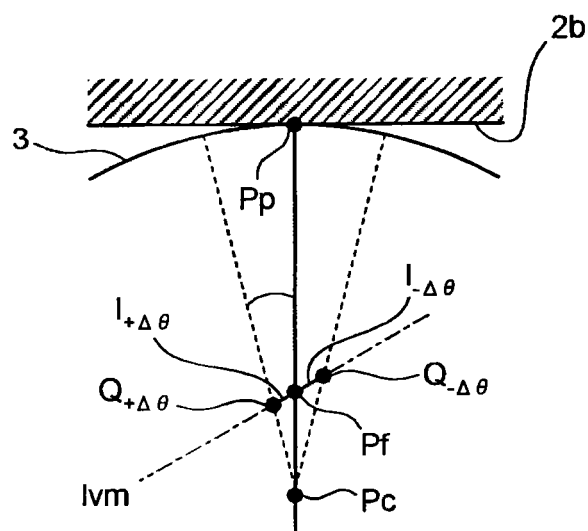


图 6

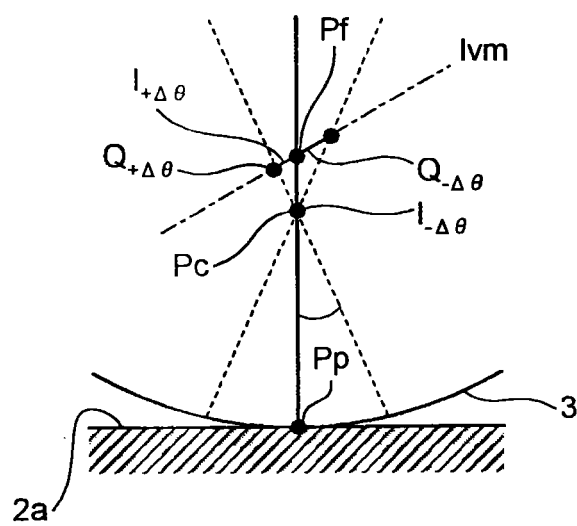


图 7

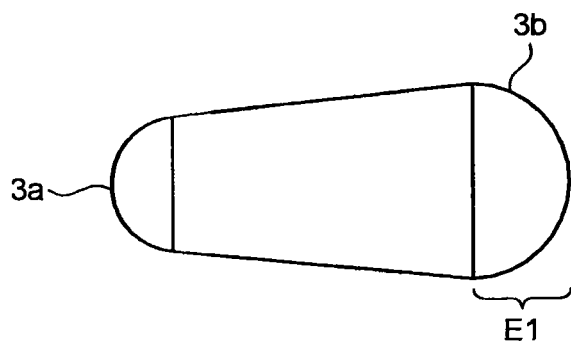


图 8

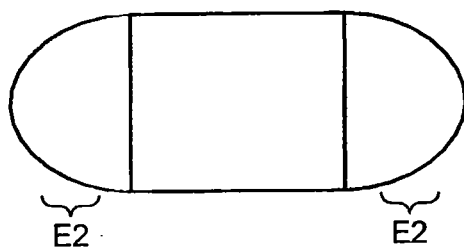


图 9

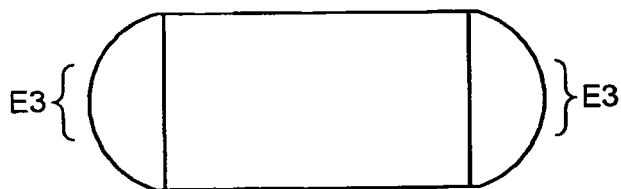


图 10

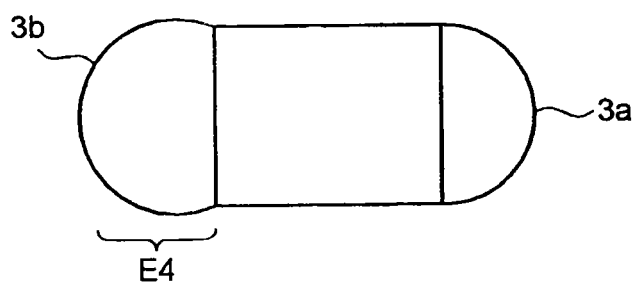


图 11

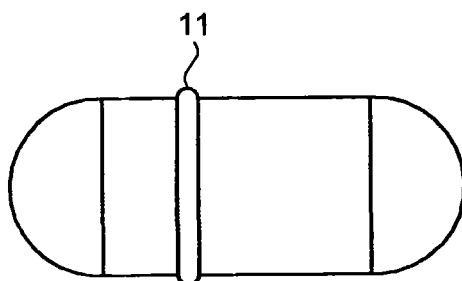


图 12

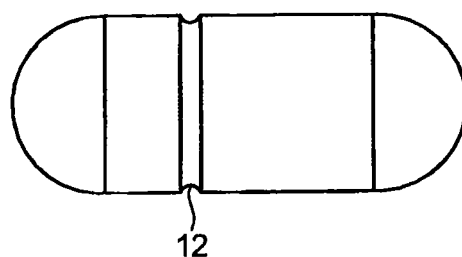


图 13

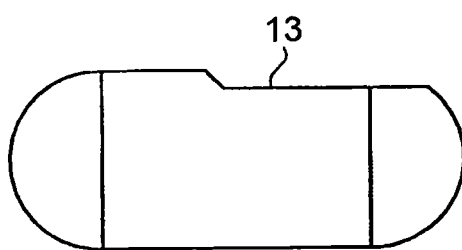


图 14

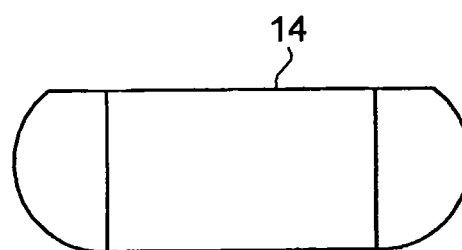


图 15

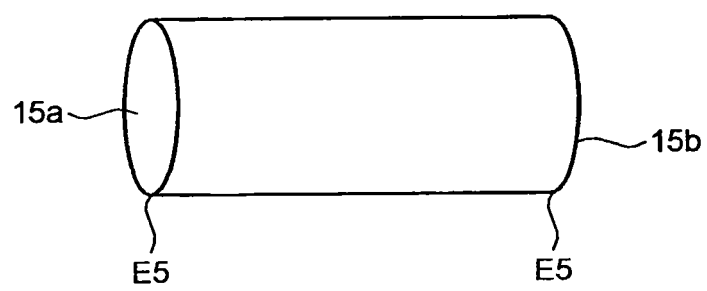


图 16

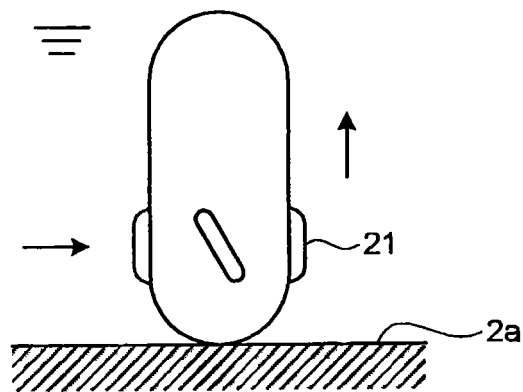


图 17

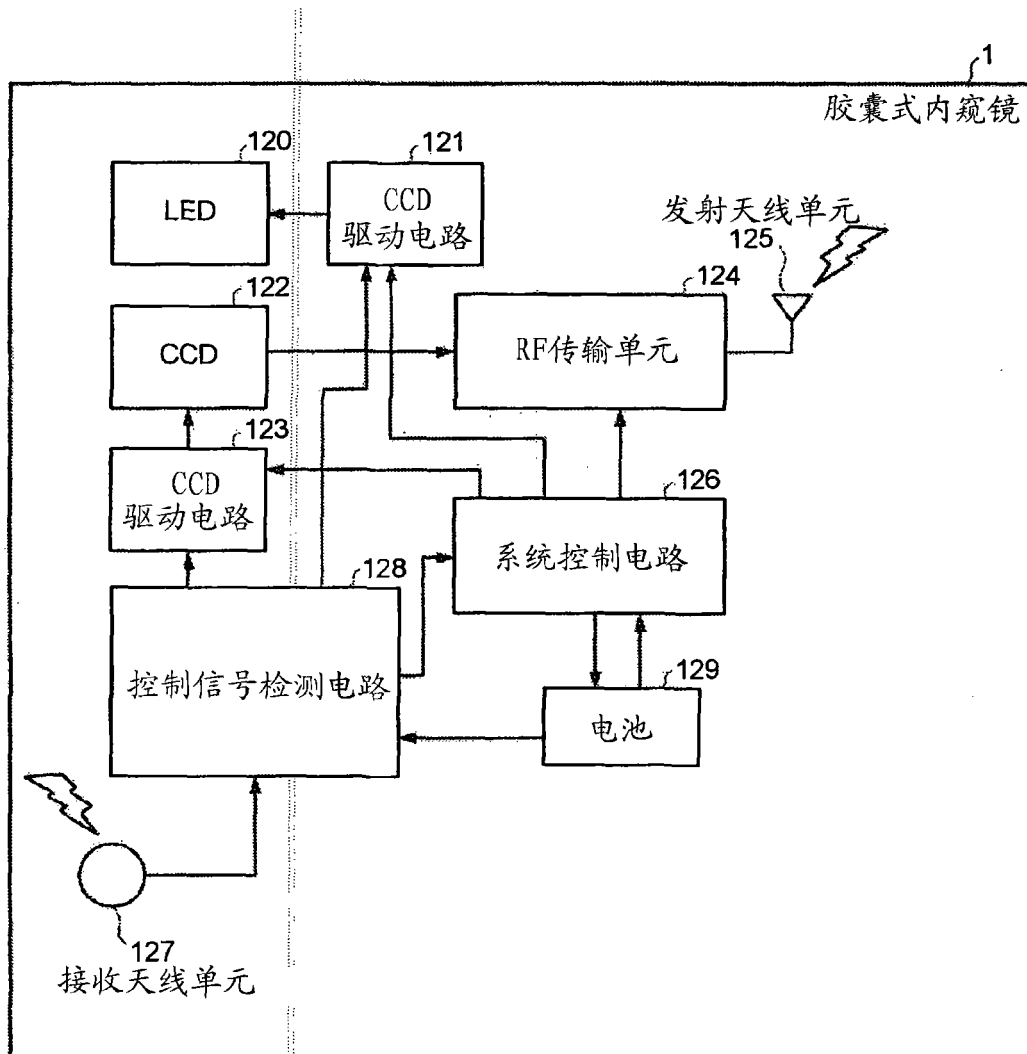
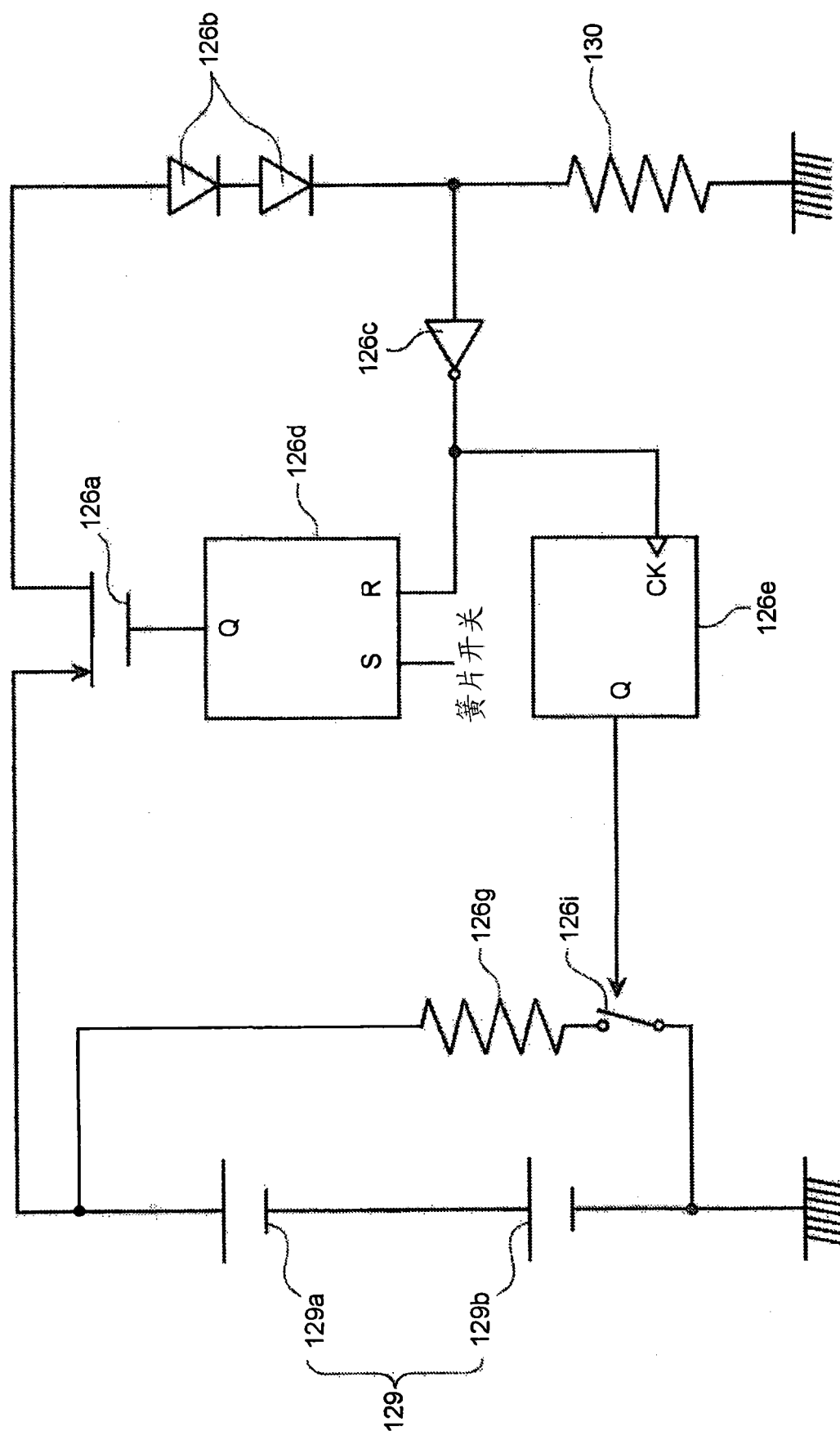


图 18

19
图

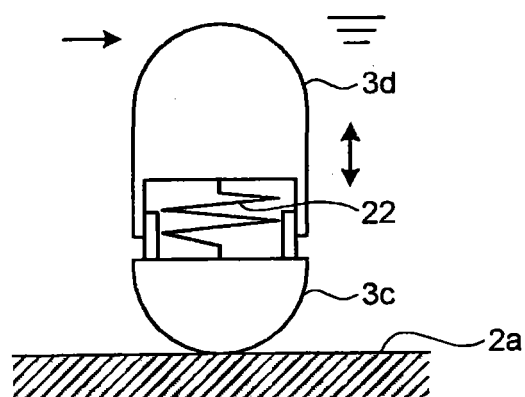


图 20

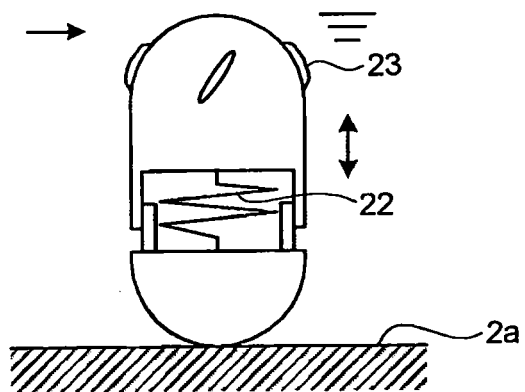


图 21

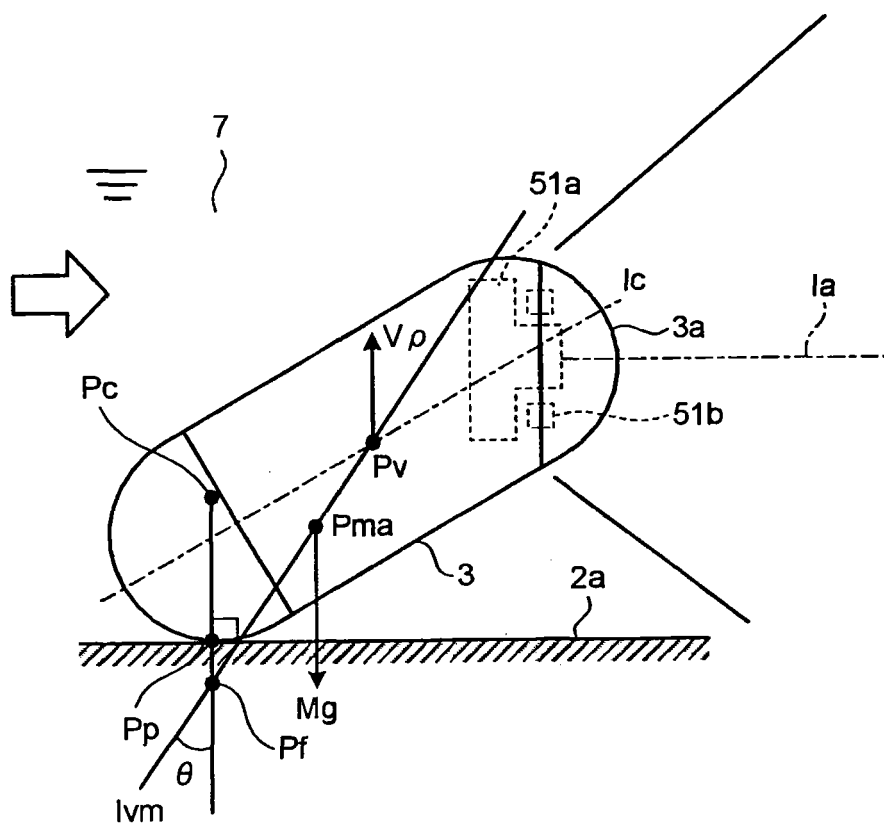


图 22

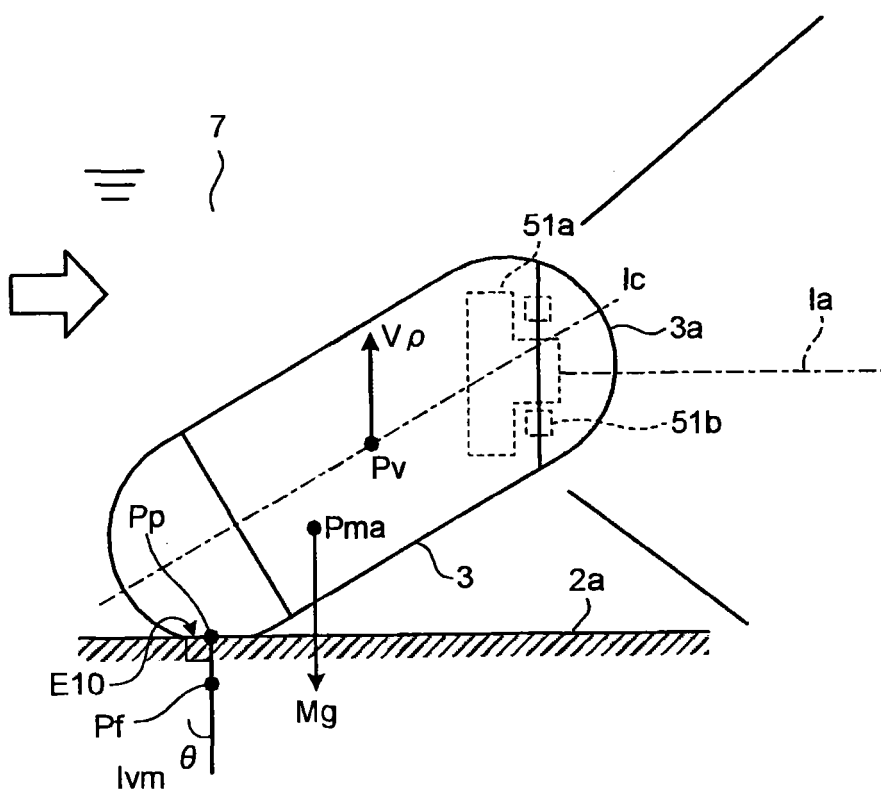


图 23

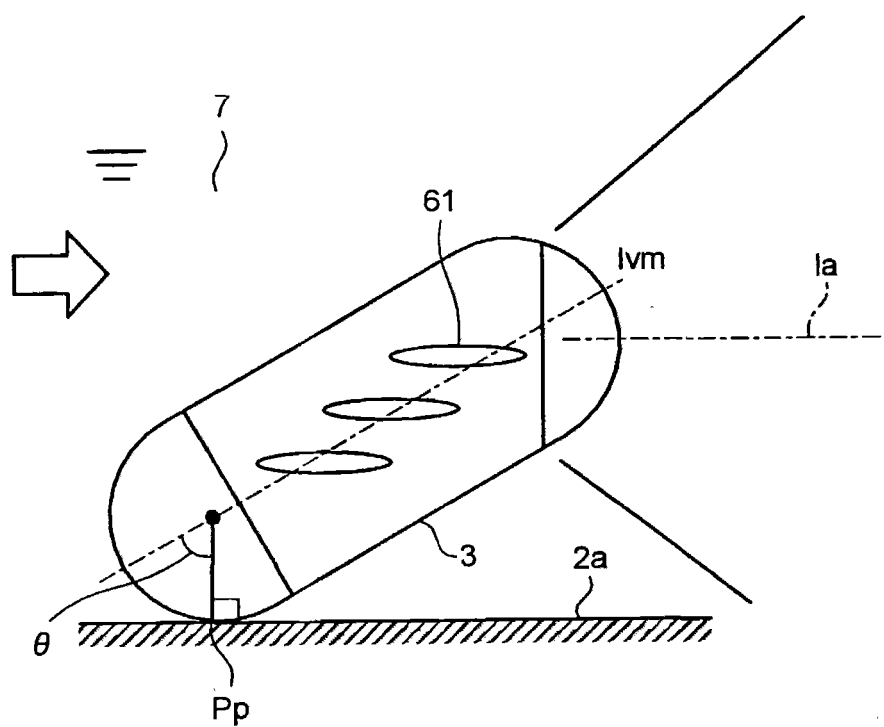


图 24

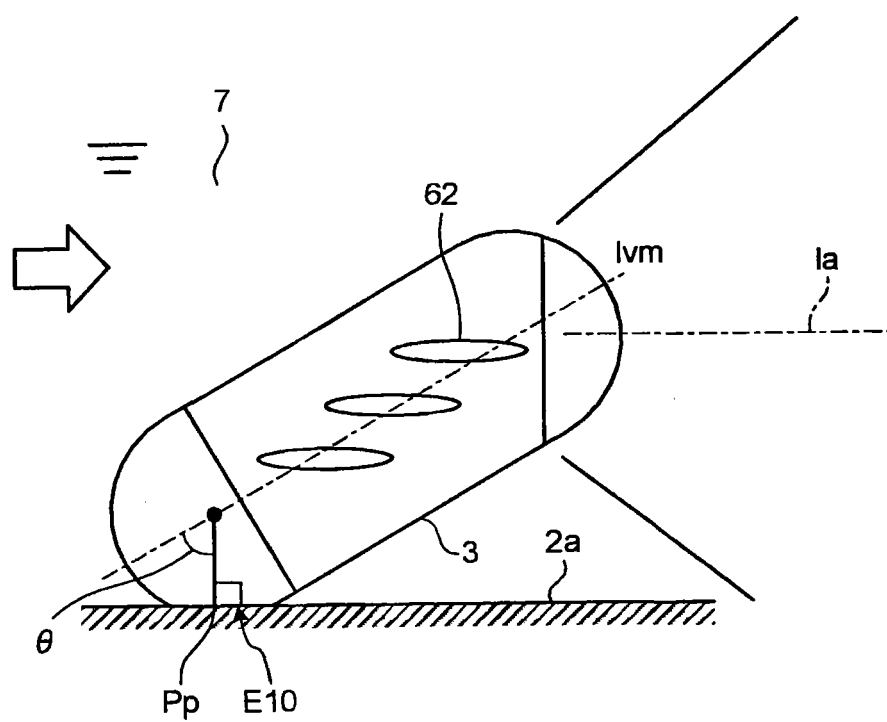


图 25

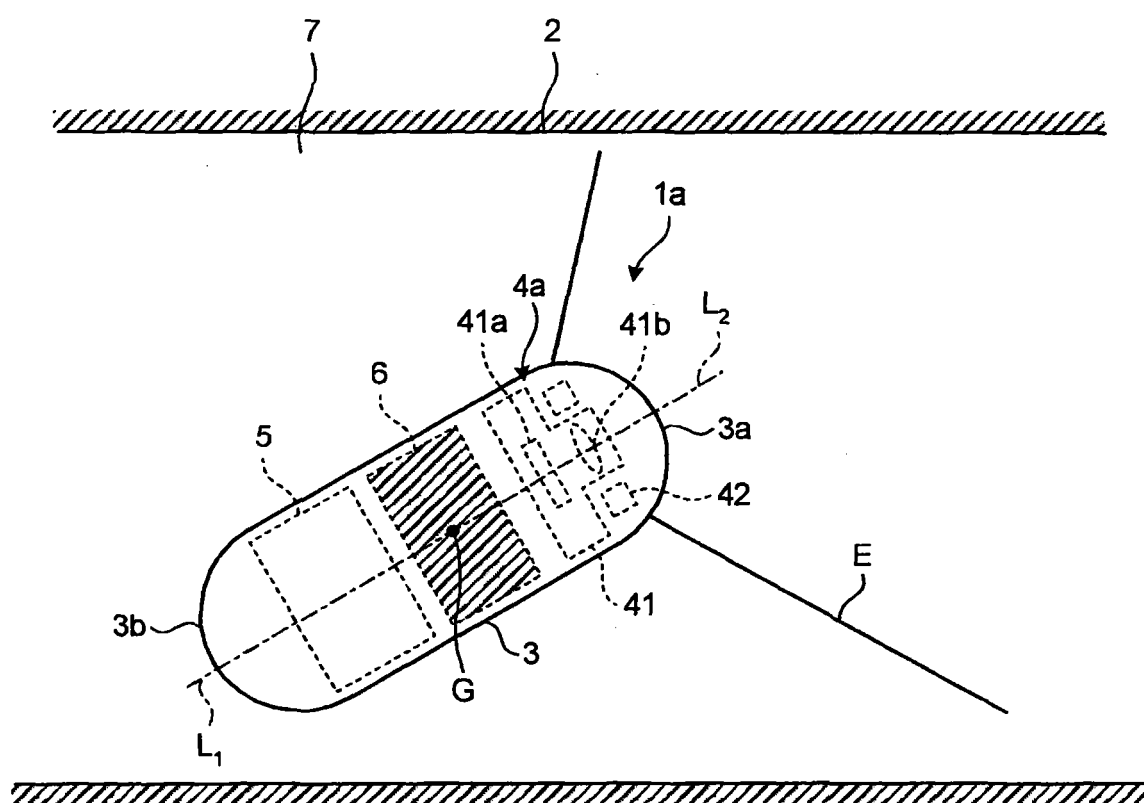


图 27A

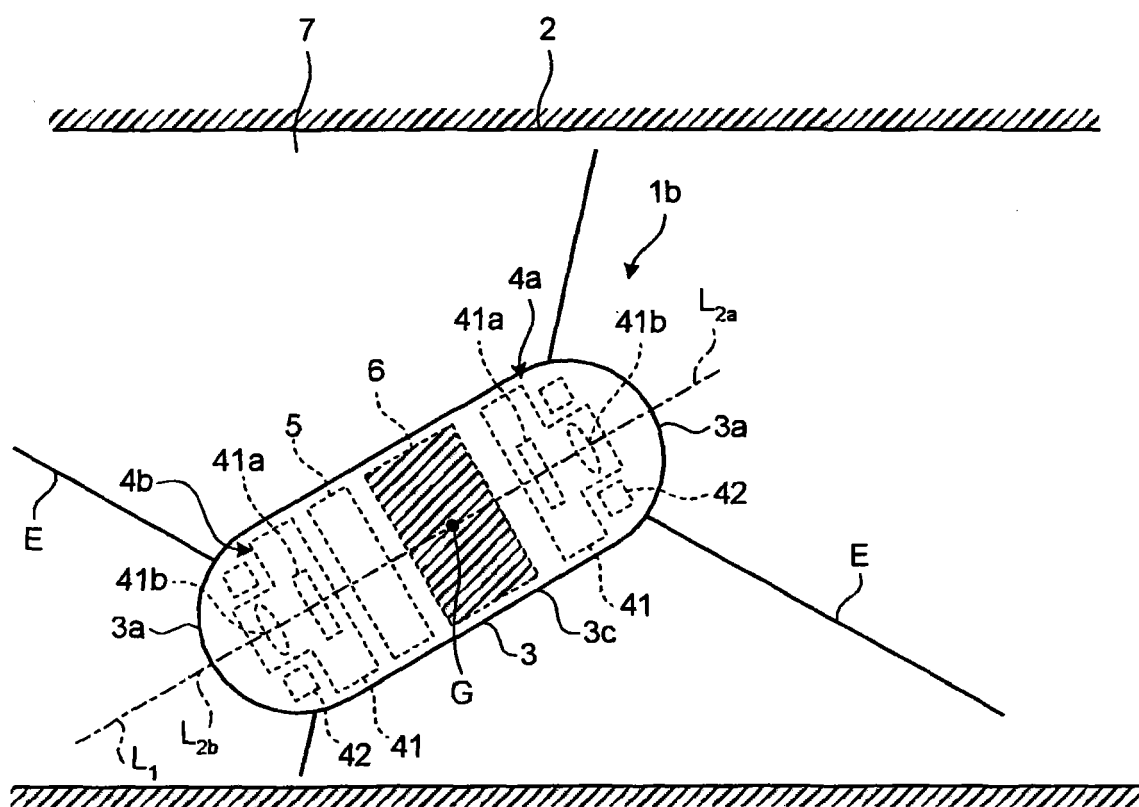


图 27B

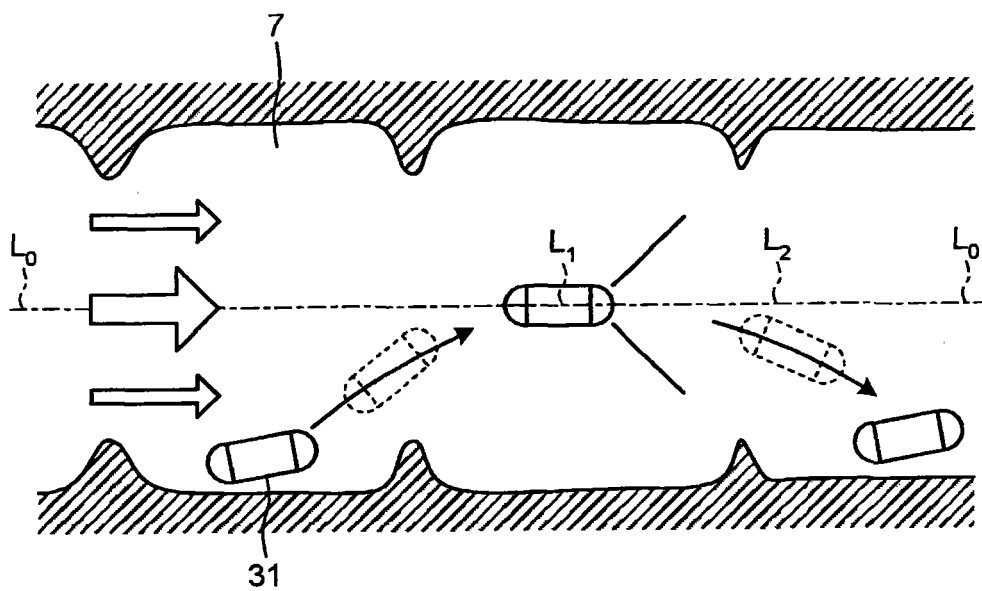


图 28

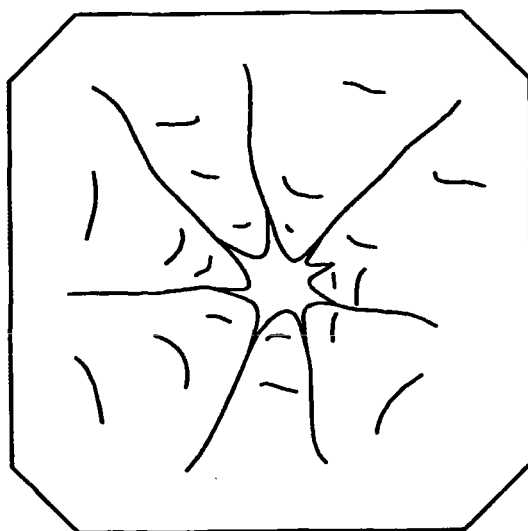


图 29

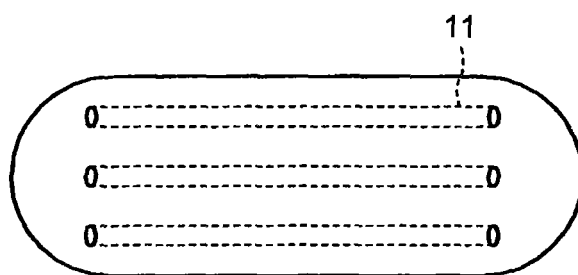


图 30

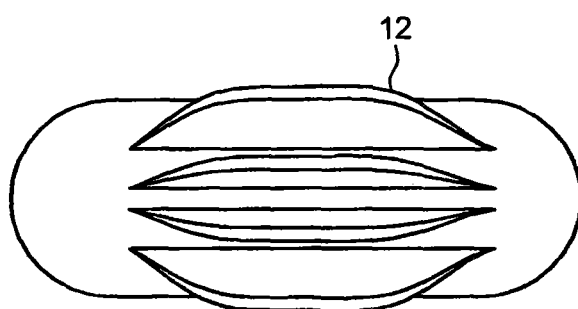


图 31

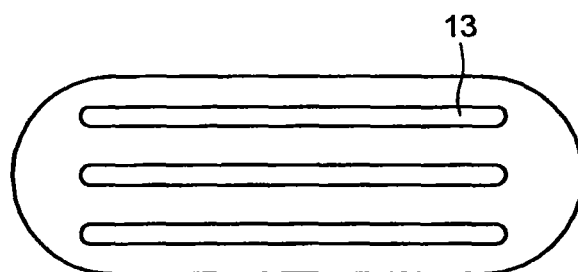


图 32

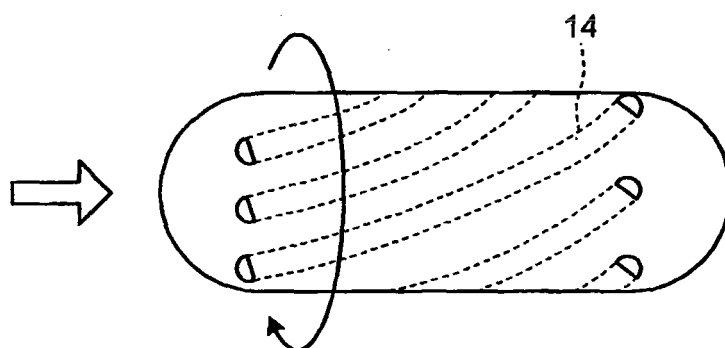


图 33

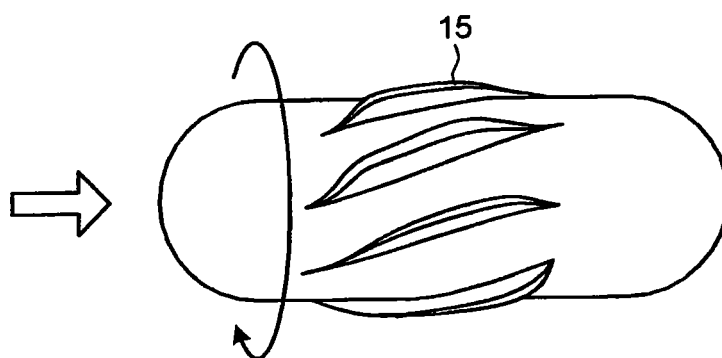


图 34

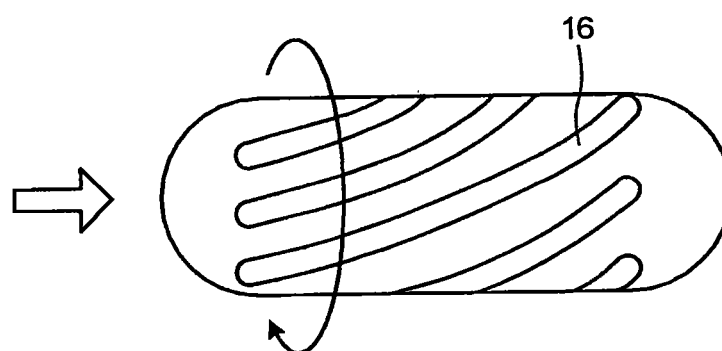


图 35

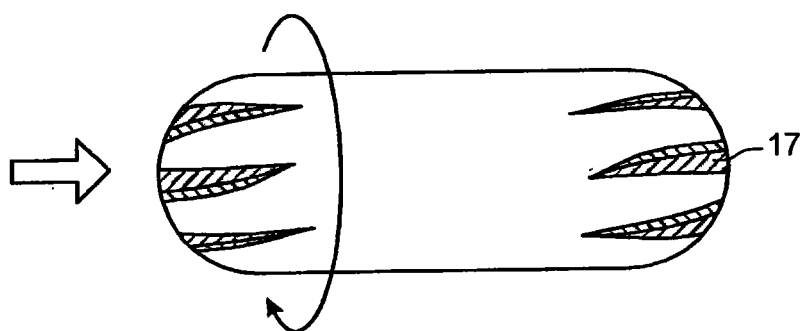


图 36

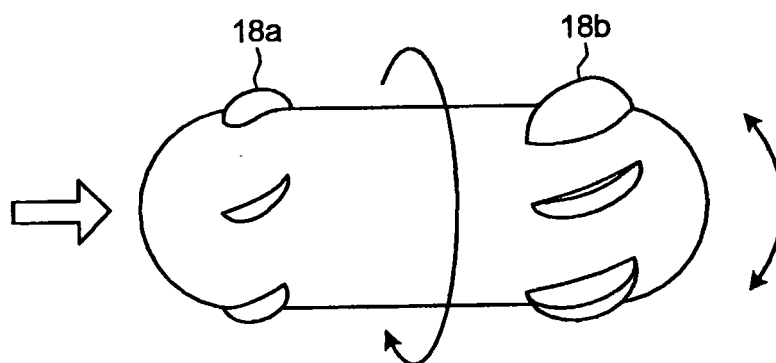


图 37

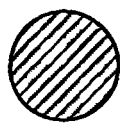


图 38A



图 38B

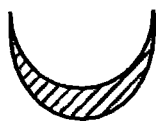


图 38C

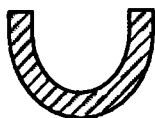


图 38D



图 38E



图 38F



图 38G



图 38H



图 38I

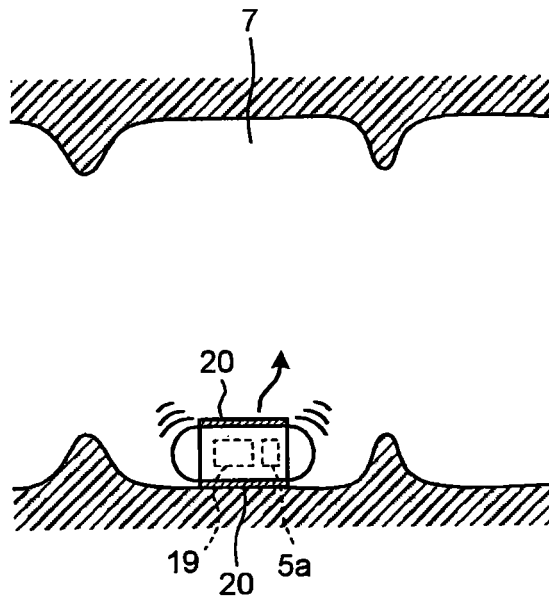


图 39

专利名称(译)	胶囊式医疗设备和体腔观察方法		
公开(公告)号	CN101573070A	公开(公告)日	2009-11-04
申请号	CN200780048535.4	申请日	2007-12-28
[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	河野宏尚 高桥正树 片山美穗 泷泽宽伸 濑川英建 伊藤秀雄		
发明人	河野宏尚 高桥正树 片山美穗 泷泽宽伸 濑川英建 伊藤秀雄		
IPC分类号	A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/041 A61B2019/2253 A61B1/00158 A61B34/73		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	11/646964 2006-12-28 US 11/653168 2007-01-12 US		
其他公开文献	CN101573070B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种胶囊式医疗设备，其包括胶囊壳体(3)，该胶囊壳体(3)在其一端处具有在长轴上的突出部。当胶囊壳体处于体腔中的液体(7)中时，突出部位位于连接浮力中心(Pv)和重心(Pm)的直线(lvm)上，并且突出部形成为存在至少一条直线，该直线通过由作用在浮力中心(Pv)的浮力产生的浮力矩与由作用在重心(Pm)的重力产生的重力矩平衡的点(Pf)，并且该直线与突出部的外表面垂直相交。倾斜姿势允许胶囊壳体接收对液体(7)的大的流体阻力。而且，因为胶囊式内窥镜(1)与内壁面(2a)处于点接触状态，所以胶囊式内窥镜(1)能够沿着液体(7)的流动容易地移动。

