



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101573070 B

(45) 授权公告日 2012.04.04

(21) 申请号 200780048535.4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2007.12.28

A61B 1/05(2006.01)

(30) 优先权数据

11/646,964 2006.12.28 US

(56) 对比文件

11/653,168 2007.01.12 US

W0 02/095351 A2, 2002.11.28, 说明书第2
页第16行至第12页第6行及图1, 2A.

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009.06.26

US 2003/0216622 A1, 2003.11.20, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2007/075429 2007.12.28

W0 2005/060348 A2, 2005.07.07, 说明书第
4页第2行至第11页第13行及图1.

(87) PCT申请的公布数据

W02008/082005 EN 2008.07.10

JP 特开2004-73887 A, 2004.03.11, 全文.
CN 1829466 A, 2006.09.06, 全文.

审查员 谢楠

(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 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(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

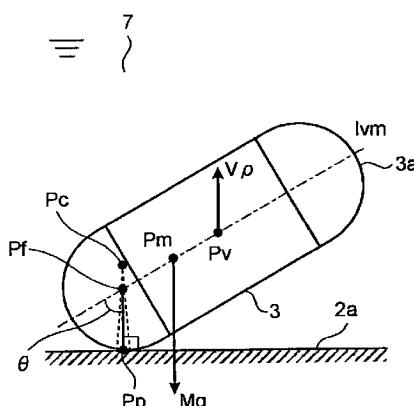
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 14 页

(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(P_f)和重心(P_m)的直线(l_{vm})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(P_f)的浮力产生的浮力矩与由作用在重心(P_m)的重力产生的重力矩平衡的点(P_p)，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 (1 ;1a ;1b) , 其包括胶囊壳体 (3) , 所述胶囊壳体 (3) 在该胶囊壳体 (3) 的一端 (3b) 处具有在长轴上的突出部 (1p) , 其中,

所述突出部 (1p) 被形成为使得所述突出部 (1p) 的外表面与第一直线垂直相交,

当所述胶囊壳体 (3) 在体腔中的液体 (7) 中时, 所述第一直线与连接浮力中心 (P_v) 和重心 (P_m) 的第二直线 (1vm) 大致相交,

所述第一直线与所述第二直线 (1vm) 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 (P_f) 处相交,

所述胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) 在与所述突出部 (1p) 的外表面垂直相交的所述第一直线与所述突出部 (1p) 的交点处与体腔内壁面 (2a) 点接触。

2. 根据权利要求 1 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) , 其特征在于, 所述胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) 的比重接近所述液体 (7) 的比重值。

3. 根据权利要求 1 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) , 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 (P_f) 与所述浮力中心 (P_v) 之间的距离 (P_{fPv}) 大于所述浮力矩和所述重力矩平衡的点 (P_f) 与所述重心 (P_m) 之间的距离 (P_{fPm}) , 使所述突出部 (1p) 沿所述浮力矩和所述重力矩平衡的点 (P_f) 的垂直方向向下与所述体腔的内壁 (2a) 接触。

4. 根据权利要求 1 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) , 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 (P_f) 与所述浮力中心 (P_v) 之间的距离 (P_{fPv}) 小于所述浮力矩和所述重力矩平衡的点 (P_f) 与所述重心 (P_m) 之间的距离 (P_{fPm}) , 使所述突出部 (1p) 沿所述浮力矩和所述重力矩平衡的点 (P_f) 的垂直方向向上与所述体腔的内壁 (2a) 接触。

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

6. 根据权利要求 1 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) , 其特征在于, 由与所述突出部 (1p) 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 (1 ;1a ;1b) , 其特征在于, 还包括对所述体腔中流动的液体 (7) 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 (1 ;1a ;1b) , 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 (1 ;1a ;1b) , 其特征在于, 所述流阻器是设置在所述胶囊壳体 (3) 的表面上的鳍片 (21 ;23) , 所述流阻器能够响应所述液体 (7) 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 (1 ;1a ;1b) , 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 (1 ;1a ;1b) , 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 (1 ;1a ;1b) , 其特征在于, 所述偏心旋转

器的由设置在所述胶囊壳体 (3) 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 (3) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于, 所述胶囊壳体 (3) 包括: 第一壳体单元 (3c), 所述第一壳体单元 (3c) 具有与所述突出部 (1p) 的外表面垂直相交的第一直线与所述突出部 (1p) 的交点; 以及第二壳体单元 (3d), 所述第二壳体单元 (3d) 具有所述流阻器, 所述第一壳体单元 (3c) 与所述第二壳体单元 (3d) 通过弹性构件 (22) 连接, 所述流阻器接收的能量蓄集于所述弹性构件 (22), 所述胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) 利用蓄集的能量与所述体腔的内壁面 (2a) 分开。

14. 根据权利要求 1 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b), 其特征在于, 所述胶囊壳体 (3) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于, 所述胶囊壳体 (3) 包括位于所述胶囊壳体 (3) 的另一端 (3a) 的成像系统 (4 ;4a ;4b), 所述成像系统 (4 ;4a ;4b) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于,

所述重心 (Pm) 位于与所述胶囊壳体 (3) 的长轴偏心的位置, 并且

所述成像系统 (4 ;4a ;4b) 的成像轴线被设置成以与包括所述长轴和所述重心 (Pm) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于, 还包括设置在所述胶囊壳体 (3) 的表面上并且修正所述液体 (7) 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 (1 ;1a ;1b), 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 (3) 的表面上并且使所述胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) 响应所述液体 (7) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于, 还包括位于所述胶囊壳体 (3) 内的磁体 (72), 所述磁体 (72) 具有与所述长轴大致垂直的磁力方向,

其中, 通过从外部施加的转动磁场使所述胶囊壳体 (3) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于, 所述突出部 (1p) 包括平坦部, 与所述突出部 (1p) 的外表面垂直相交的所述第一直线与所述突出部 (1p) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于, 所述突出部 (1p) 包括截头圆锥平面部, 与所述突出部 (1p) 的外表面垂直相交的所述第一直线与所述突出部 (1p) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于, 所述胶囊壳体 (3) 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 (1p) 在与所述突出部 (1p) 的外表面垂直相交的第一直线与所述突出部 (1p) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于,

所述突出部 (1p) 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 (1p) 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 (1 ;1a ;1b), 其特征在于,

所述突出部 (1p) 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 (1p) 的曲率半径朝所述长轴的方向上的端部逐渐减小。

25. 一种胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b)，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 (3) 的一端的圆周上具有突出形状，

其中，浮力中心 (Pv) 的力矩与重心 (Pm) 的力矩平衡，使得所述胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) 呈所需的姿势，从而使所述胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) 在引入所述体腔中的液体 (7) 中在所述点接触部与体腔的内壁面 (2a) 点接触，所述浮力中心 (Pv) 的力矩以通过所述胶囊壳体 (3) 的所述浮力中心 (Pv) 和所述重心 (Pm) 的直线与通过所述点接触部的垂直线的交点为中心。

26. 根据权利要求 25 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b)，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 (Pf) 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 (Pf) 之间。

27. 根据权利要求 25 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b)，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。

28. 根据权利要求 1 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b)，其特征在于，还包括使所述胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b) 振动的振动器 (19)。

29. 根据权利要求 28 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b)，其特征在于，所述振动器是电动机或磁体。

30. 根据权利要求 1 所述的胶囊式医疗设备 (1 ;1a ;1b)，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 (1 ;1a ;1b) 与外部目标的接触。

胶囊式医疗设备和体腔观察方法

技术领域

[0001] 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

[0002] 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。

[0003] 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

[0004] 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。

[0005] 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。

[0006] 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方式。

[0007] 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。

[0008] 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液体的比重值。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] 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。

[0013] 所述胶囊式医疗设备可以还包括对所述体腔中流动的液体具有阻力的流阻器 (fluid resistor)。

[0014] 在所述胶囊式医疗设备中,所述体腔可以是大肠。

[0015] 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液体的流动产生沿离开所述体腔的内壁面的方向的力。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 在所述胶囊式医疗设备中,所述胶囊壳体可以包括位于胶囊壳体另一端的成像系统,所述成像系统在所述体腔中成像。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 根据本发明的另一方面，所述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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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

- [0044] 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;
- [0045] 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;
- [0046] 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;
- [0047] 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;
- [0048] 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;
- [0049] 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;
- [0050] 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;
- [0051] 图 8 是示出胶囊式内窥镜的点接触部的例子的图;
- [0052] 图 9 是示出胶囊式内窥镜的点接触部的例子的图;
- [0053] 图 10 是示出胶囊式内窥镜的点接触部的例子的图;
- [0054] 图 11 是示出胶囊式内窥镜的点接触部的例子的图;
- [0055] 图 12 是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图;
- [0056] 图 13 是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图;
- [0057] 图 14 是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图;
- [0058] 图 15 是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图;
- [0059] 图 16 是示出胶囊式内窥镜的胶囊壳体的例子的图;
- [0060] 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;
- [0061] 图 18 是示出图 1 所示的胶囊式内窥镜的构造的方块图;
- [0062] 图 19 是示出图 18 所示的系统控制电路的构造的电路图;
- [0063] 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;
- [0064] 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;
- [0065] 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;
- [0066] 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;
- [0067] 图 24 是说明设置有用于修正的鳍片的图 22 所示的胶囊式内窥镜的构造的图;
- [0068] 图 25 是说明设置有用于修正的鳍片的图 23 所示的胶囊式内窥镜的构造的图;
- [0069] 图 26 是说明设置有用于转向的鳍片的图 22 所示的胶囊式内窥镜的构造的图;
- [0070] 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;
- [0071] 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；

[0072] 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；

[0073] 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的图；

[0074] 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；

[0075] 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；

[0076] 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；

[0077] 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；

[0078] 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；

[0079] 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；

[0080] 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；

[0081] 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；

[0082] 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；

[0083] 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

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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（在下文中，有时也称为“流体 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 1p 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 的口腔口饮入该液体 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)。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 照明单元 42 用于照明成像单元 41 的成像场 (imagingfield) 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。

[0091] 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。

[0092] 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。

[0093] 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_fP_v × 浮力 V_p = 距离 P_fP_m × 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_fP_m 比距离 P_fP_v 短。

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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 l_{vm} 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 为重心的力矩都为零 (0)。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 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 PfPm 比距离 PfPv 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)。

[0100] 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 Pp 与点 Pc 之间、或者使点 Pp 位于点 Pf 与点 Pc 之间可以更稳定地保持倾斜姿势或者垂直姿势。

[0101] 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 Pp 与点 Pc 之间、或者使点 Pp 位于点 Pf 与点 Pc 之间,甚至在增加扰动 (-Δθ, +Δθ) 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。

[0102] 在图 5 中,当存在 -Δθ 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_{-Δθ} 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。

$$[0103] \alpha = (PvPf + l_{-\Delta\theta}) \times V\rho - (PmPf + l_{-\Delta\theta}) \times Mg$$

$$[0104] = l_{-\Delta\theta} \times (V\rho - Mg)$$

$$[0105] < 0$$

[0106] 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 -Δθ。换句话说,产生了回复力。

[0107] 类似地,当存在移位 +Δθ 时(沿水平方向的移位),力矩的偏移 α 如下。

$$[0108] \alpha = (PvPf - l_{+\Delta\theta}) \times V\rho - (PmPf - l_{+\Delta\theta}) \times Mg$$

$$[0109] = l_{+\Delta\theta} \times (Mg - V\rho)$$

$$[0110] > 0$$

[0111] 在该情况下,也取消了移位 +Δθ,即产生回复力。因此,当产生扰动 -Δθ 和 +Δθ 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。

[0112] 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。

$$[0113] \quad \alpha = (PvPf + l_{-\Delta\theta}) \times Mg - (PmPf + l_{-\Delta\theta}) \times V\rho$$

$$[0114] \quad = l_{-\Delta\theta} \times (Mg - V\rho)$$

$$[0115] \quad < 0$$

[0116] 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。

[0117] 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。

$$[0118] \quad \alpha = (PvPf - l_{+\Delta\theta}) \times Mg - (PmPf - l_{+\Delta\theta}) \times V\rho$$

$$[0119] \quad = l_{+\Delta\theta} \times (V\rho - Mg)$$

$$[0120] \quad > 0$$

[0121] 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。

[0122] 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。

[0123] 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。

[0124] 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。

[0125] 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。

[0126] 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。

[0127] 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。

[0128] 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。

[0129] 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体盖 3b 形成为获得具有大曲率半径的点接触区域 E4。

[0130] 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。

[0131] 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。

[0132] 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。

[0133] 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。

[0134] 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 LED120 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。

[0135] 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。

[0136] 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。

[0137] 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 供电力。

[0138] 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。

[0139] 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)例如纽扣型氧化银电池 129a 和 129b 构成电池 129。

[0140] 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。

[0141] 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。

[0142] 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。

[0143] 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)；可与纽扣型电池 129a 和 129b 连接的电阻 126g；以及开关元件 126i。

[0144] 通过非电路 126c 和触发器 126e 控制开关元件 126i 的操作，从而在纽扣型电池 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。

[0145] 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 使纽扣型电池 129a 和 129b 与电阻 126g 连接起来，以使充在纽扣型电池 129a 和 129b 中的电力被耗尽。

[0146] 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。

[0147] 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，并且来自纽扣型电池 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。

[0148] 此处，当从纽扣型电池 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。

[0149] 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。

[0150] 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。

[0151] 通过该切换操作将纽扣型电池 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。

[0152] 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。

[0153] 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。

[0154] 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。

[0155] 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。

[0156] 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 的伸展产生的推斥力使壳体 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。

[0157] 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。

[0158] 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。

[0159] 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。

[0160] 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 P_{ma} 设置在与长轴中心线 1c 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 1a 与胶囊式内窥镜的长轴中心线 1c 成一角度。应注意,光轴 1a 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。

[0161] 该胶囊式内窥镜呈倾斜姿势,其中重心 P_{ma} 从长轴中心线 1c 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。

[0162] 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 1c 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。

[0163] 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。

[0164] 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。

[0165] 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。

[0166] 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。

[0167] 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。

[0168] 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。

[0169] 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用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。

[0170] 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。

[0171] 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。

[0172] 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)。

[0173] 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,所以能够主要通过改变电池 6 的位置来保持重量平衡。

[0174] 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。

[0175] 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。

[0176] 同时,在本实施例中,胶囊式内窥镜 1a 的长轴中心线 L₁ 与成像光学系统的光轴 L₂ 彼此一致。

[0177] 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。

[0178] 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 L₁、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。

[0179] 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 L₀ 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。

[0180] 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 L₀ 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 L₀。在接近内腔中心轴线 L₀ 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 L₁ 与内腔中心轴线 L₀ 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 L₂ 同样沿内腔中心轴线 L₀ 的方向移动。接近流体 7 的流速快的内腔中心轴线 L₀ 的胶囊式内窥镜 31 在其姿势和位置方面稳定。

[0181] 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 L₀

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 L₀ 位于所拍摄的体腔图像的中心。

[0182] 如果内腔中心轴线 L₀ 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 L₀ 附近移走并且变得不稳定。

[0183] 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 L₀ 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 211，以矫直 (straighfen) 流体 7。通过由通孔 211 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 L₂ 和内腔中心轴线 L₀ 稳定地一致。

[0184] 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 212，以通过矫直流体 7 来稳定胶囊式内窥镜 1a 的姿势。

[0185] 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 213 来进行矫直。

[0186] 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 212 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。

[0187] 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 214，并且通孔 214 形成为绕长轴的螺旋形。从而胶囊式内窥镜通过流经通孔 214 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。

[0188] 除了图 33 所示的通孔 214 外，还可以设置鳍片 215、槽 216，或者鳍状切口 217。鳍片 215、槽 216，或者鳍状切口 217 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（参见图 34 至图 36）。

[0189] 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。

[0190] 例如，如图 37 所示，可以以由鳍片 218a 接收的流体阻力与由鳍片 218b 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 218a 和多个鳍片 218b。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。

[0191] 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。

[0192] 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。

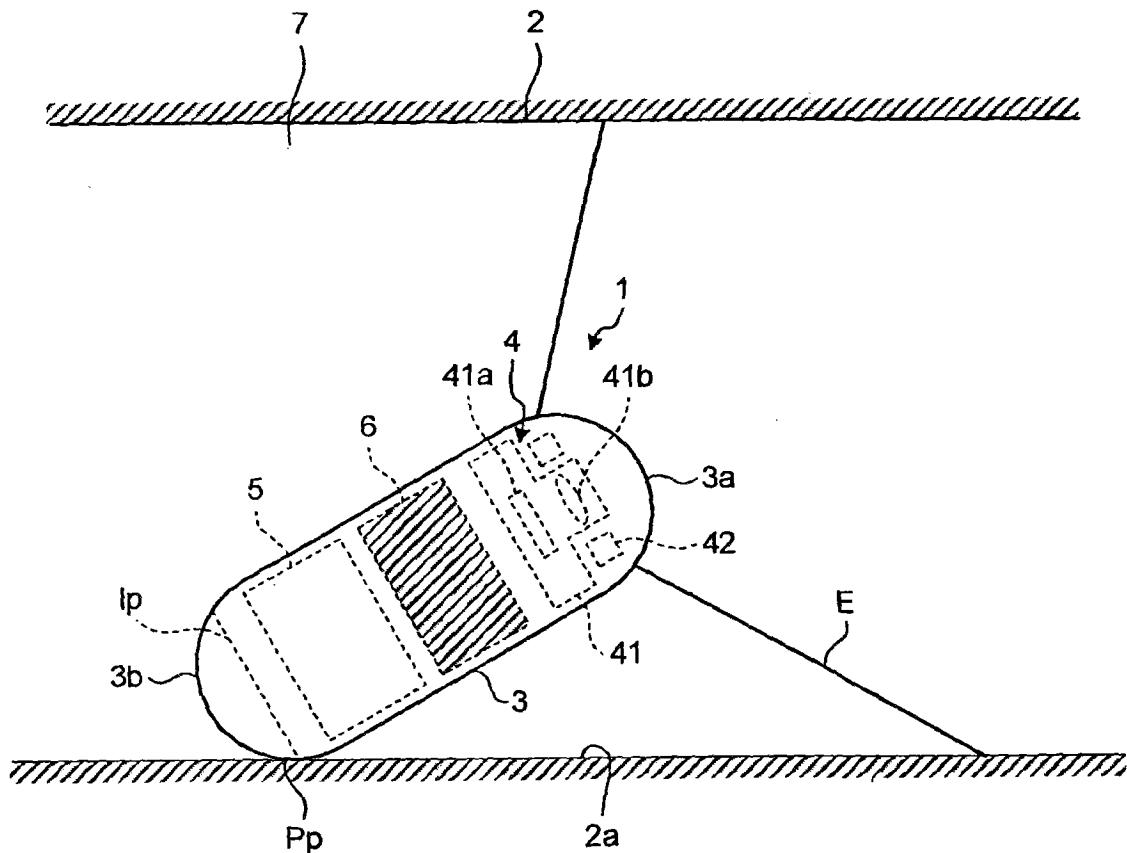


图 1

\equiv { 7 }

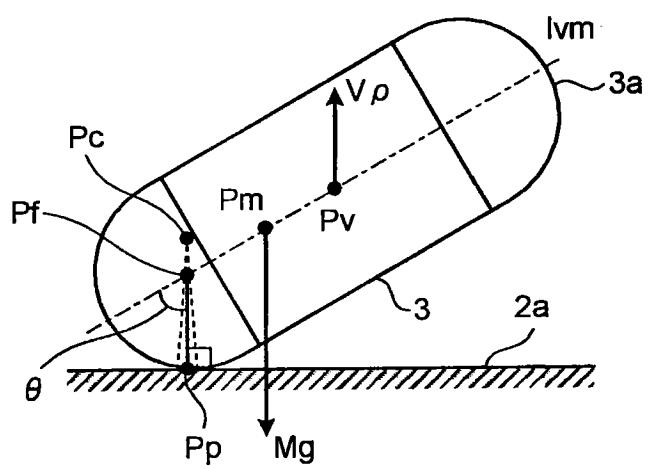


图 2

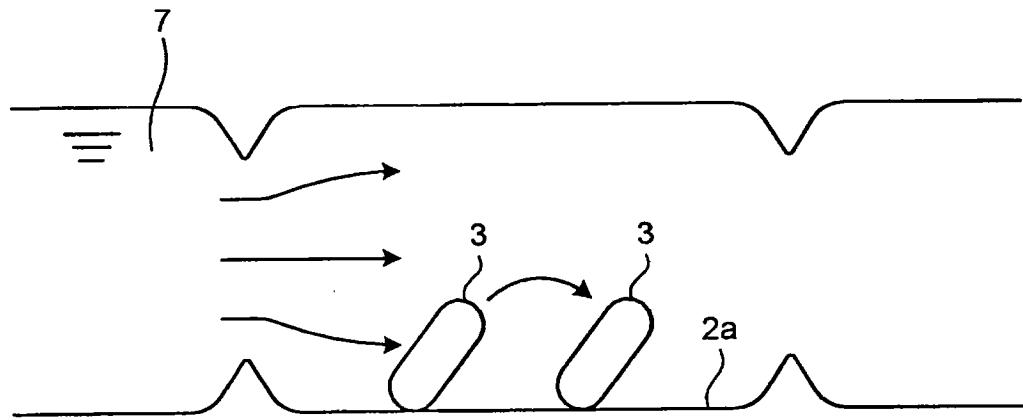


图 3

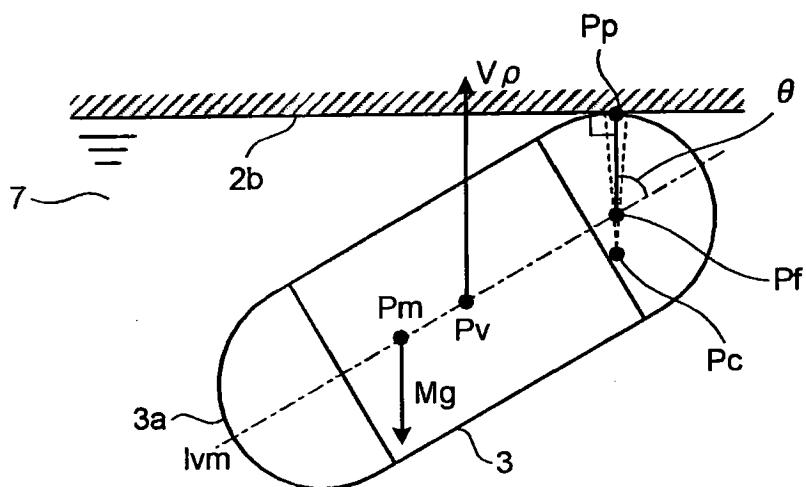


图 4

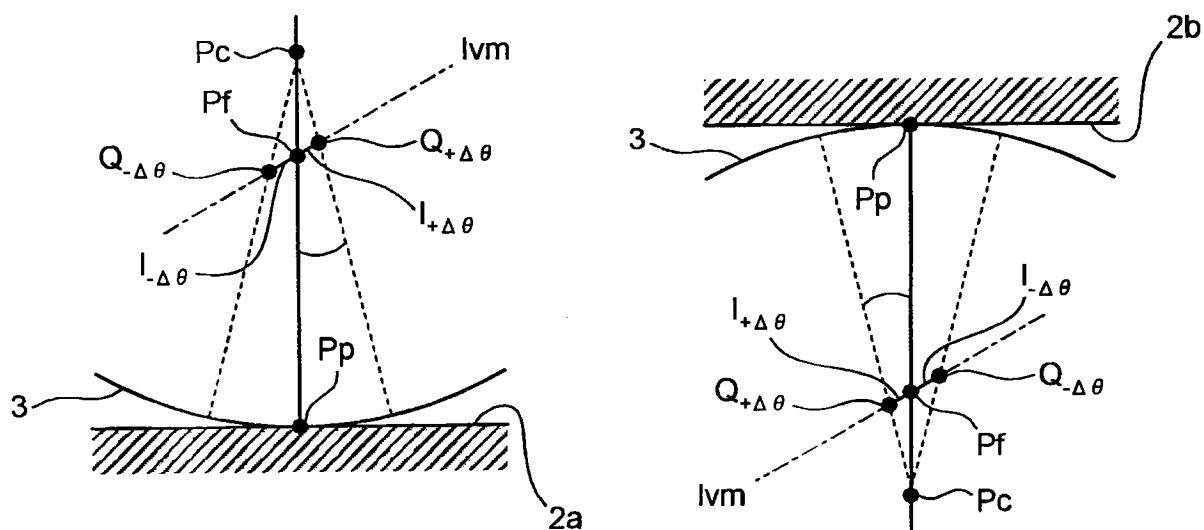


图 5

图 6

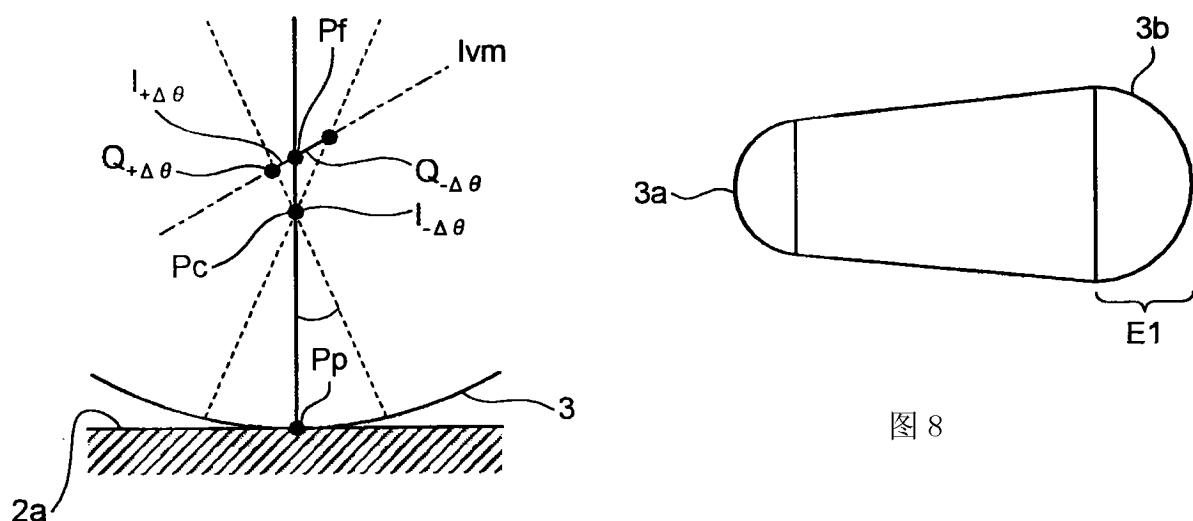


图 8

图 7

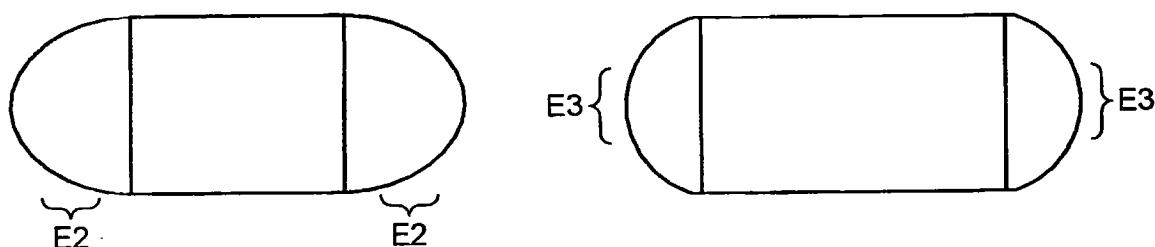


图 10

图 9

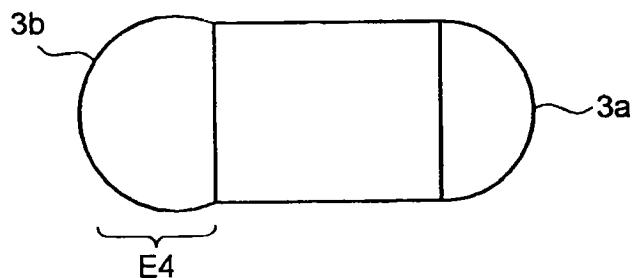


图 11

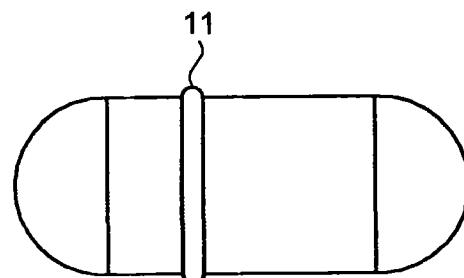


图 12

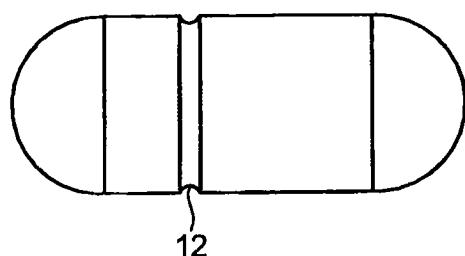


图 13

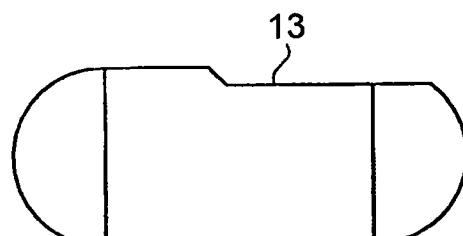


图 14

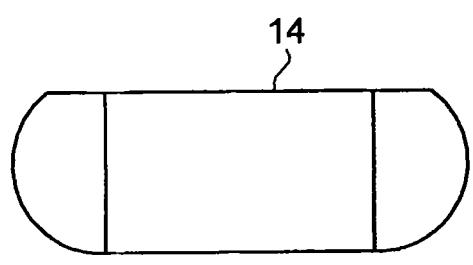


图 15

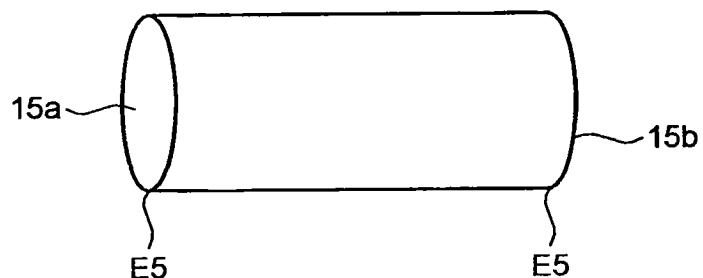


图 16

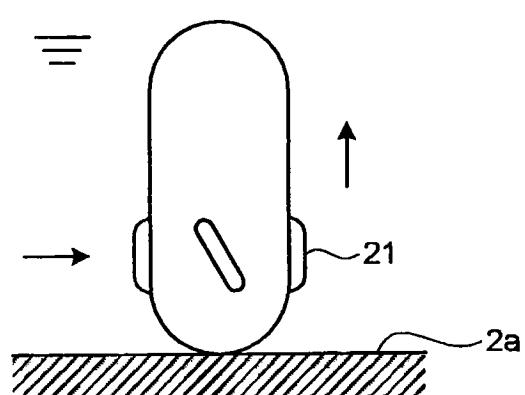


图 17

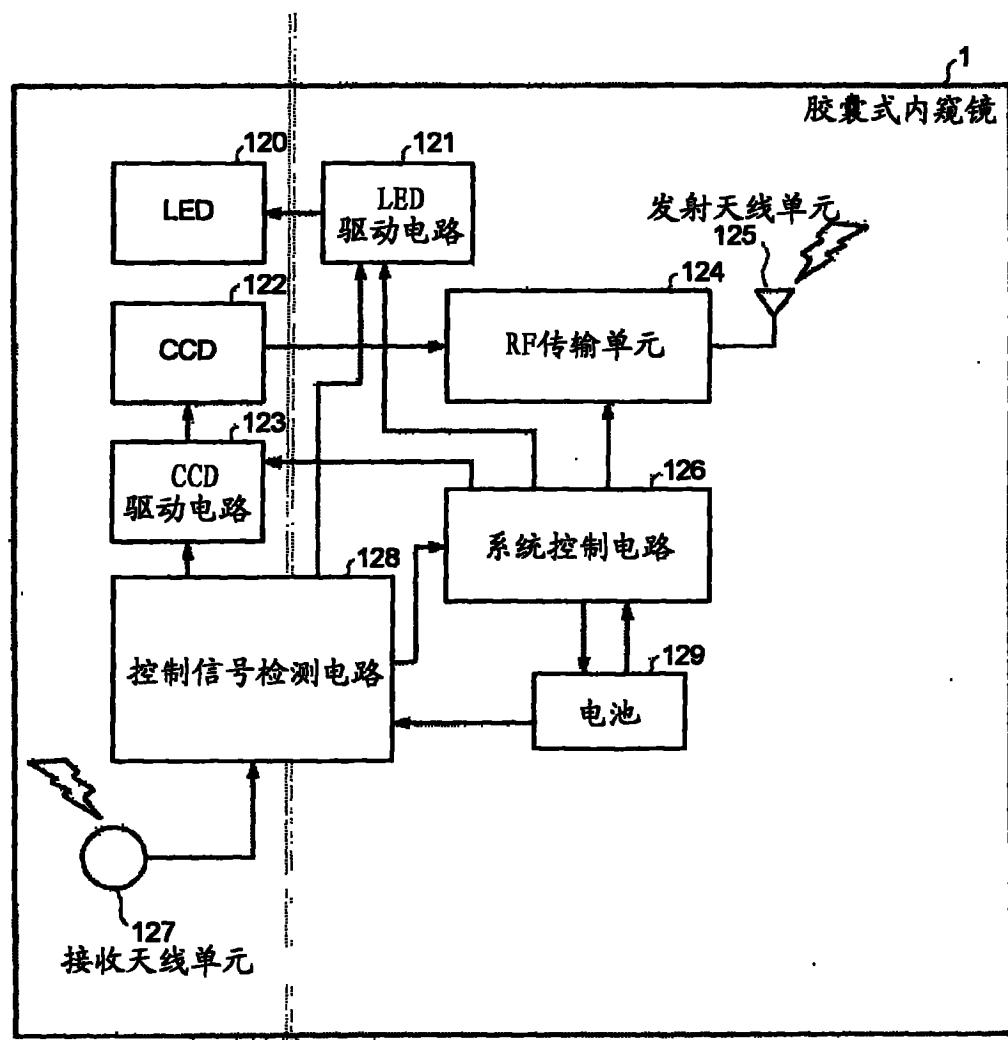


图 18

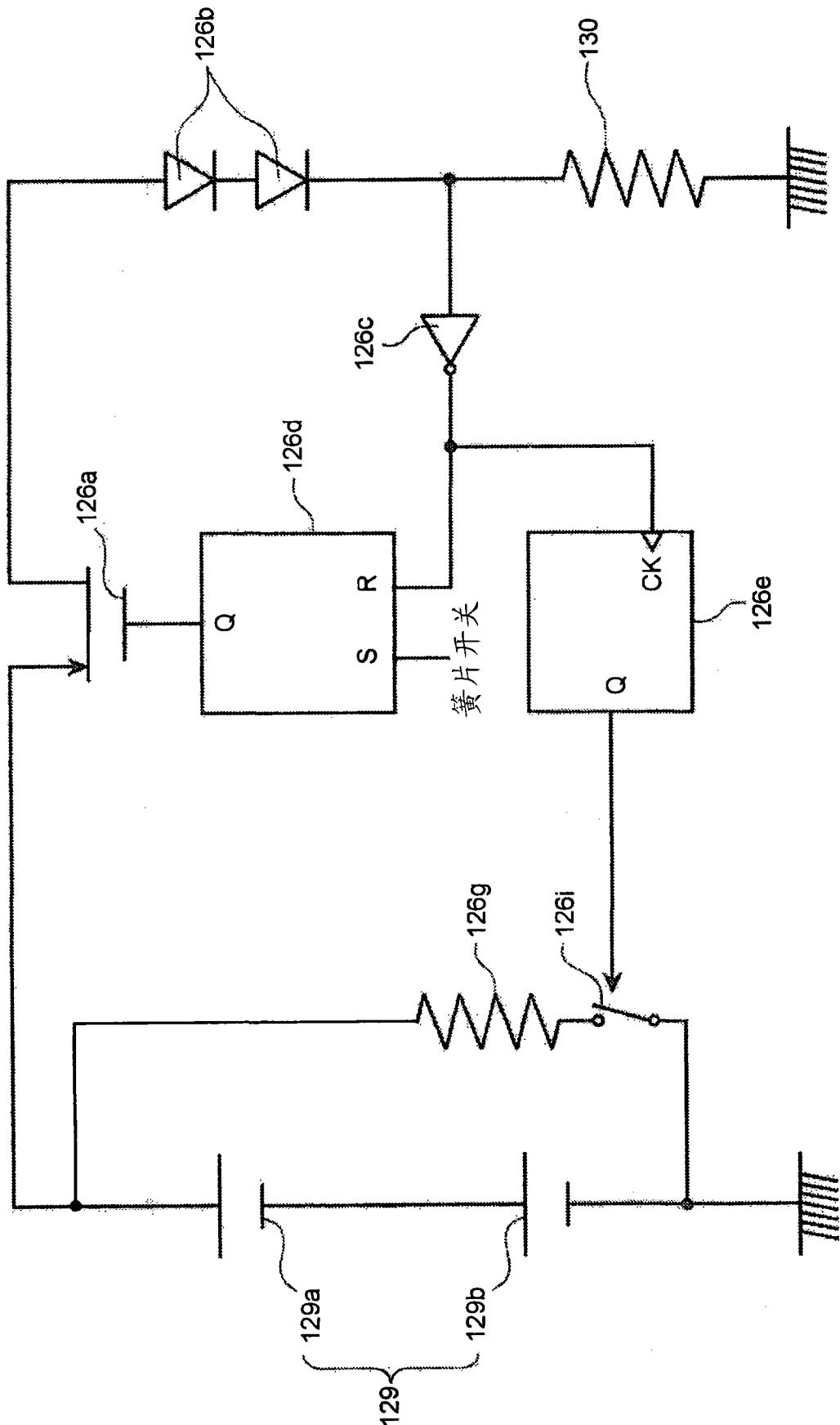


图 19

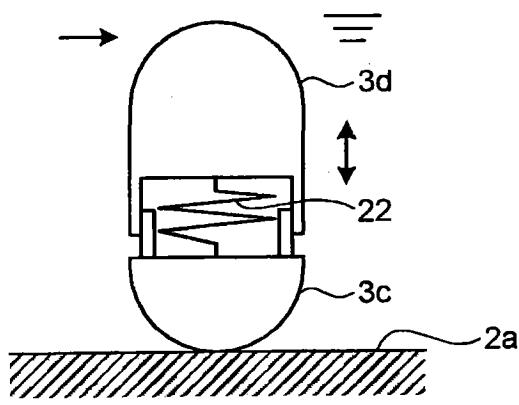


图 20

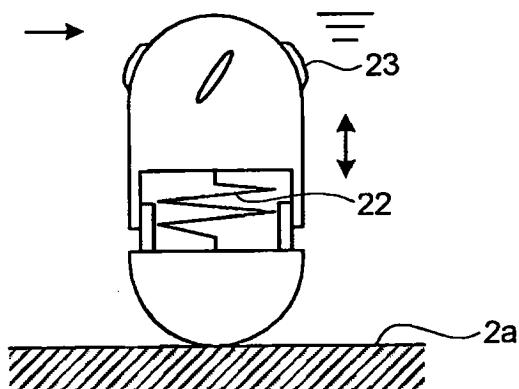


图 21

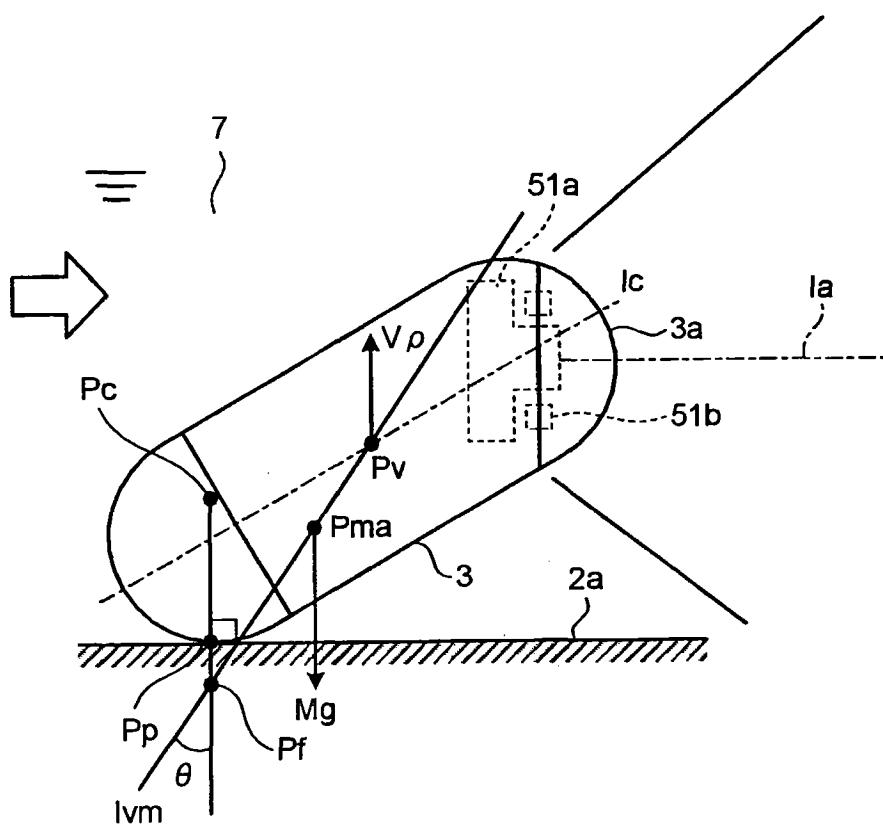


图 22

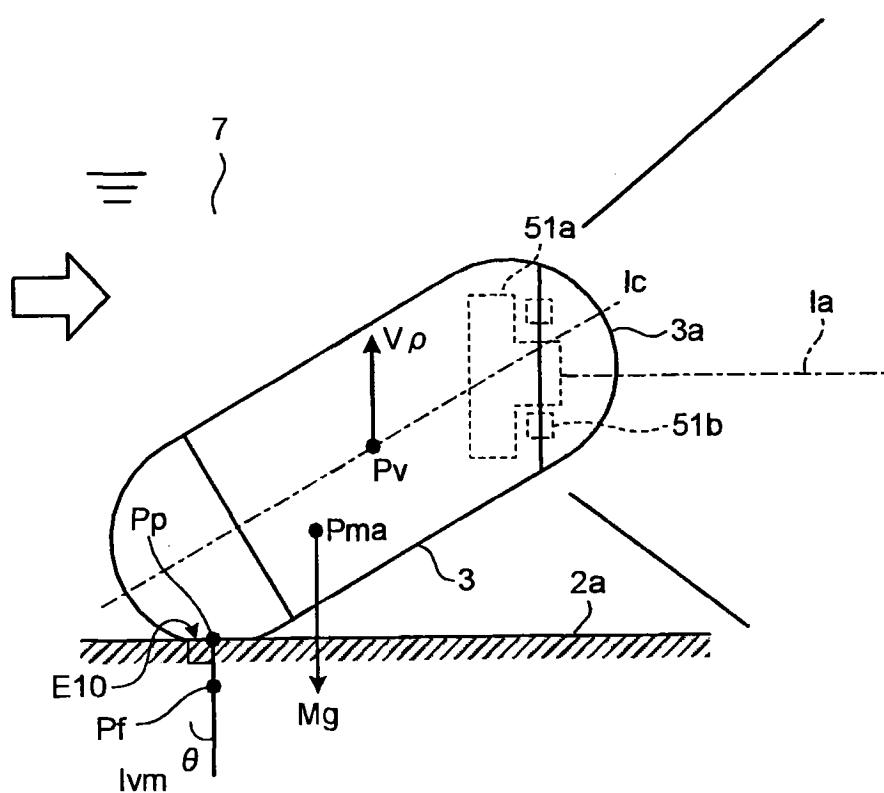


图 23

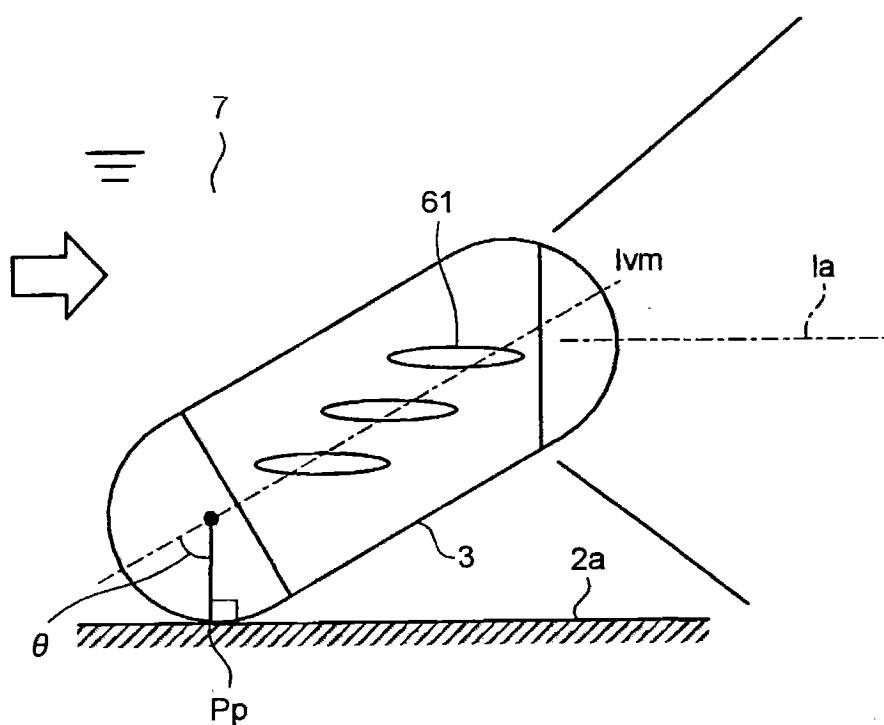


图 24

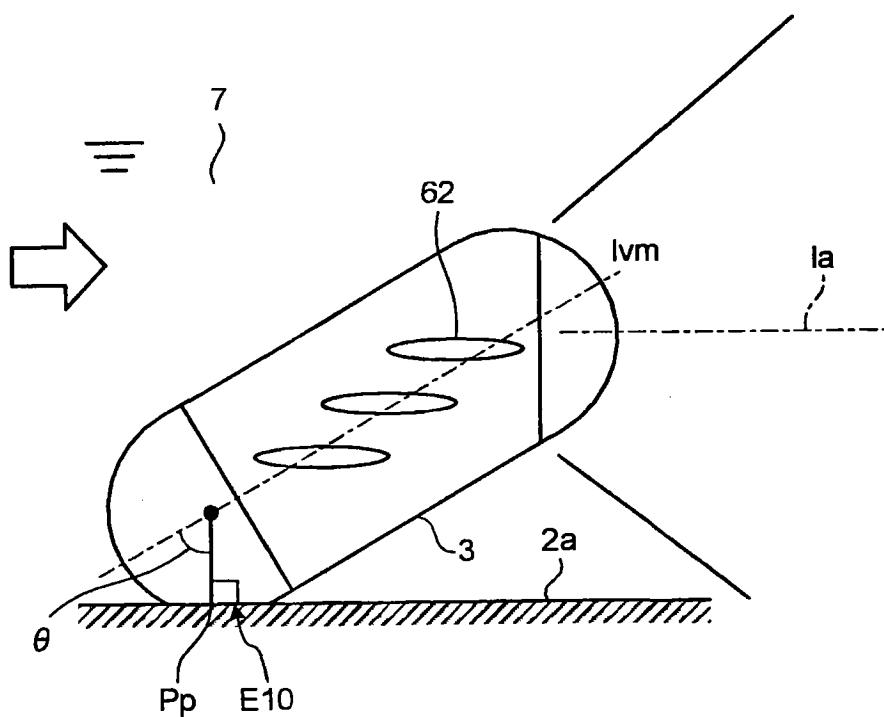


图 25

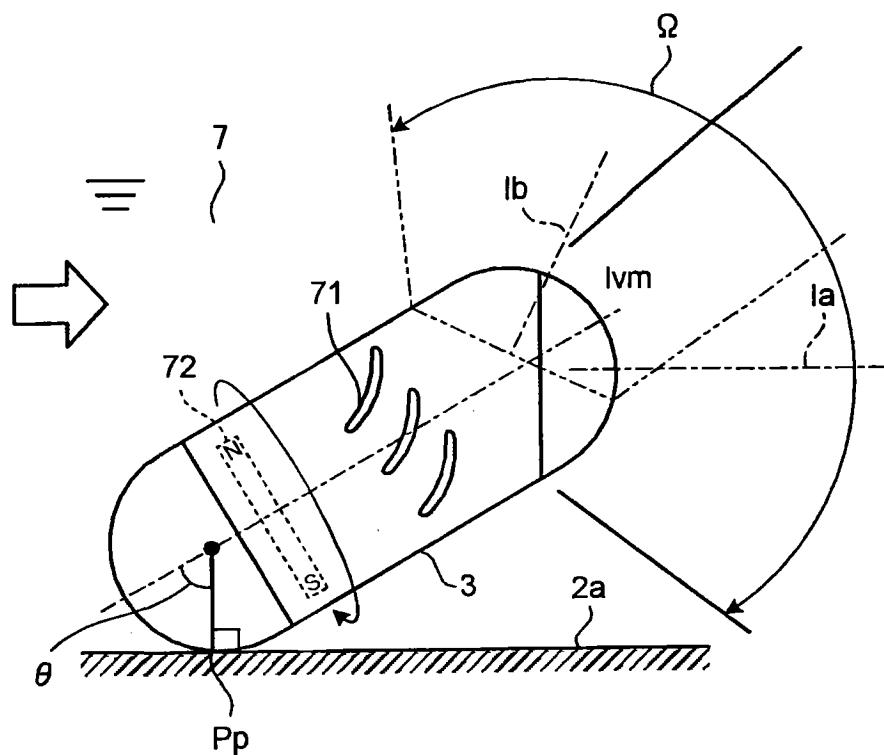


图 26

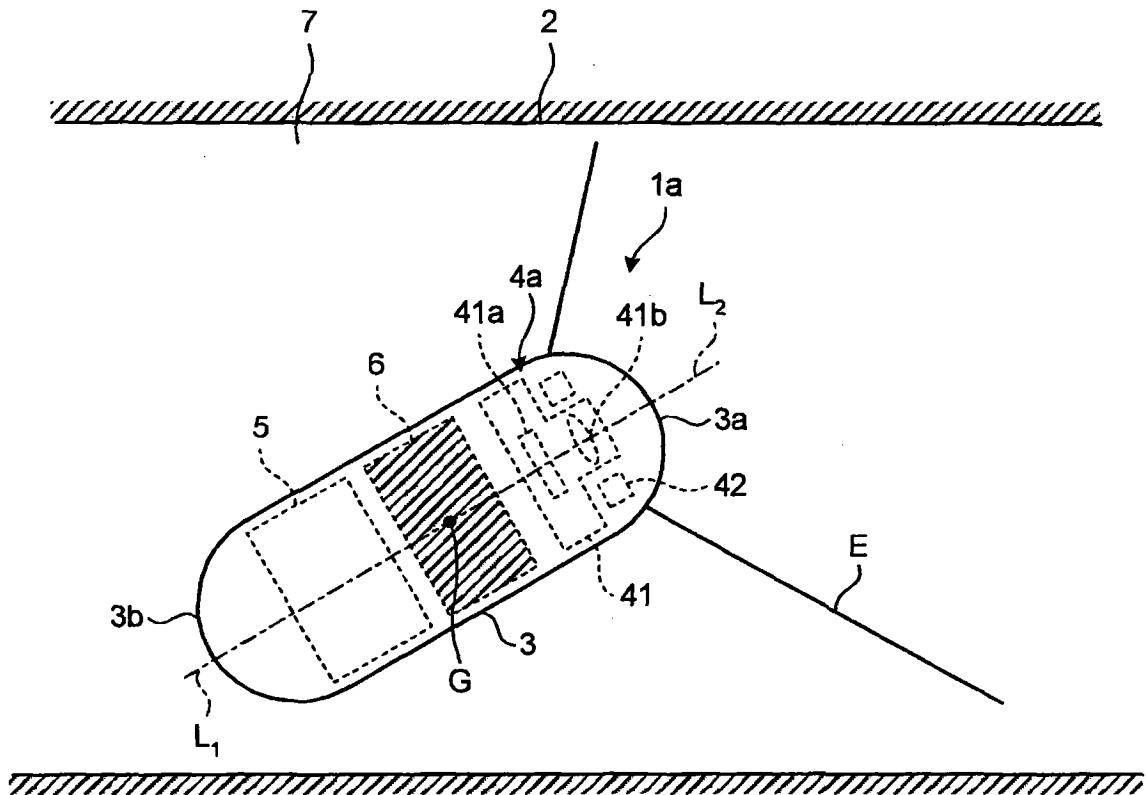


图 27A

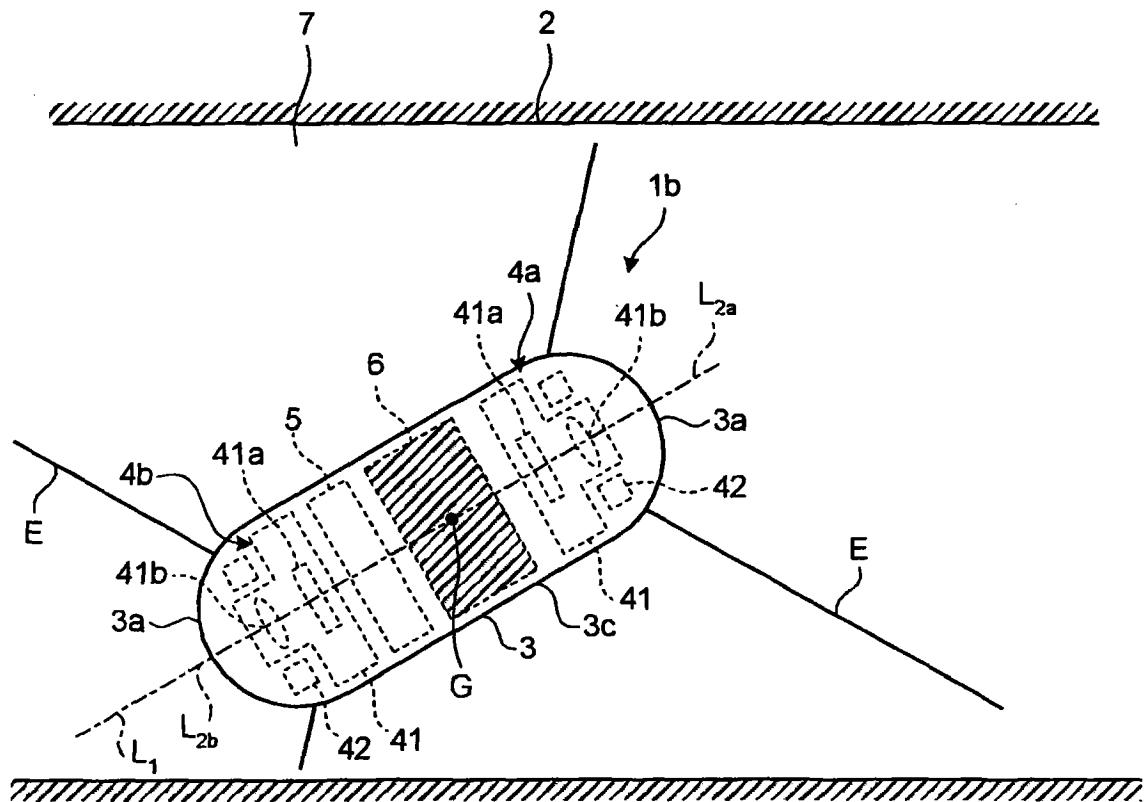


图 27B

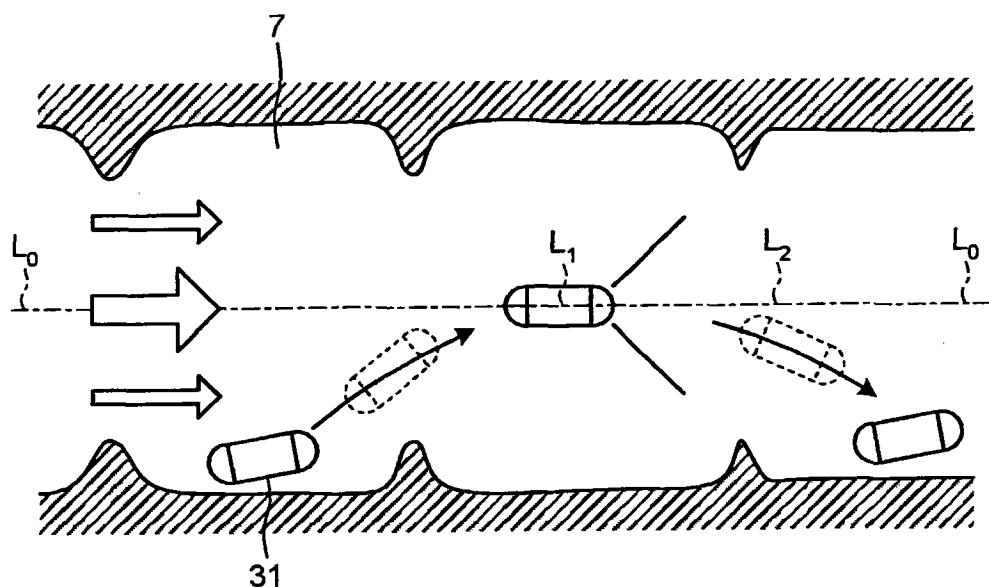


图 28

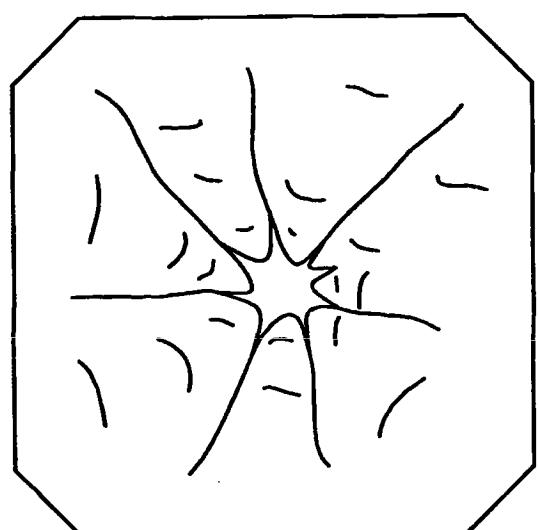


图 29

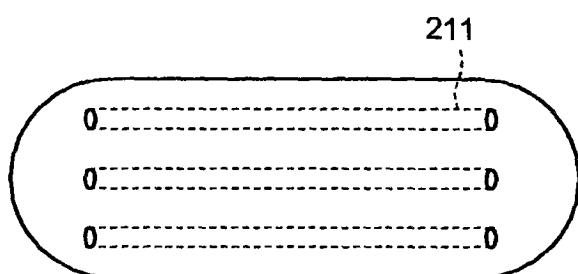


图 30

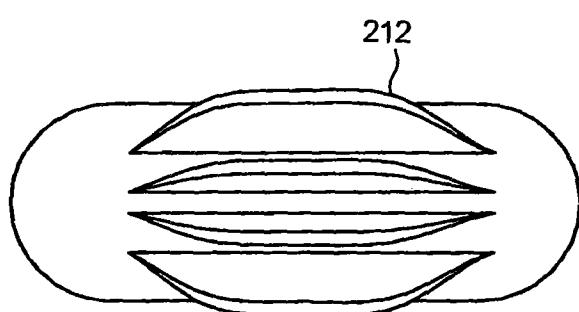


图 31

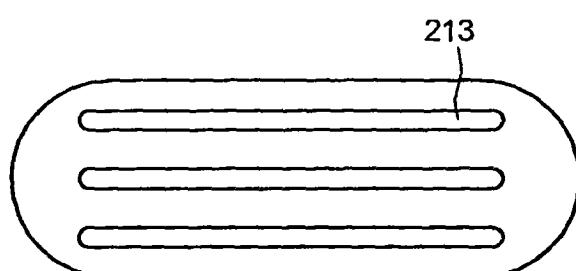


图 32

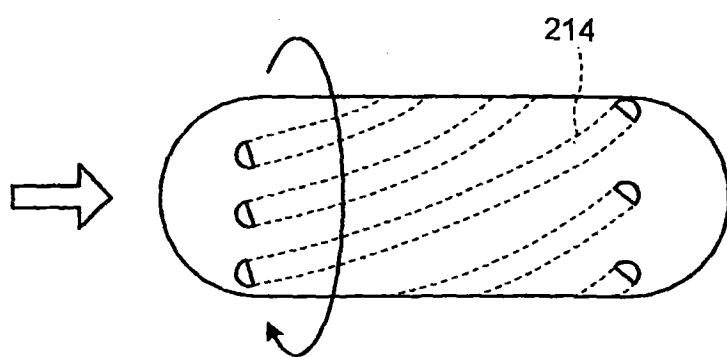


图 33

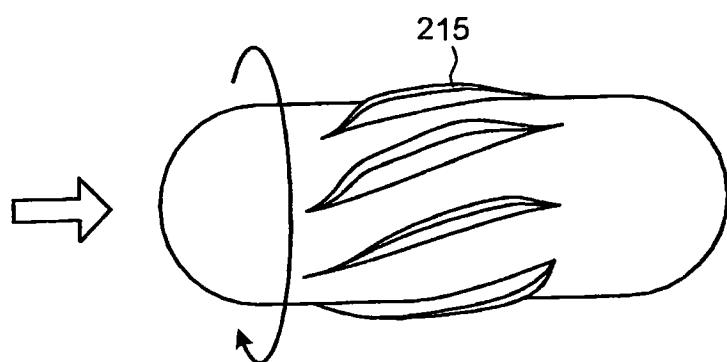


图 34

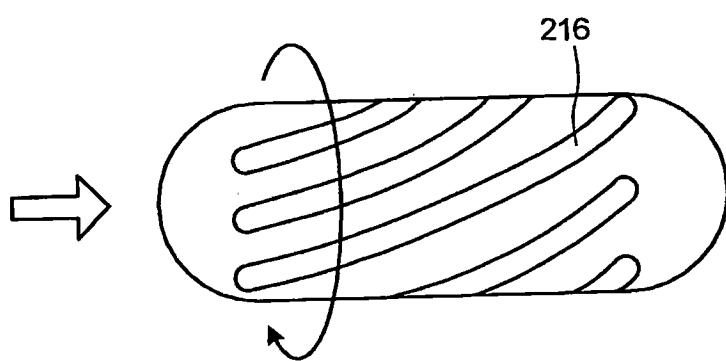


图 35

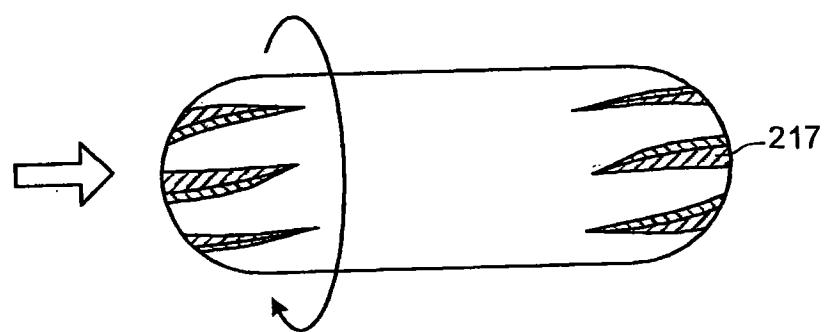


图 36

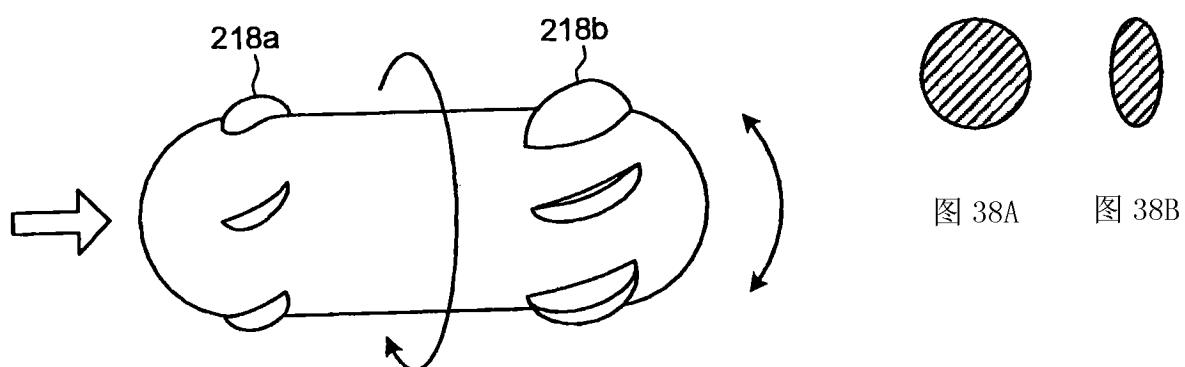


图 38A 图 38B

图 37



图 38C

图 38D

图 38E

图 38F

图 38G

图 38H

图 38I

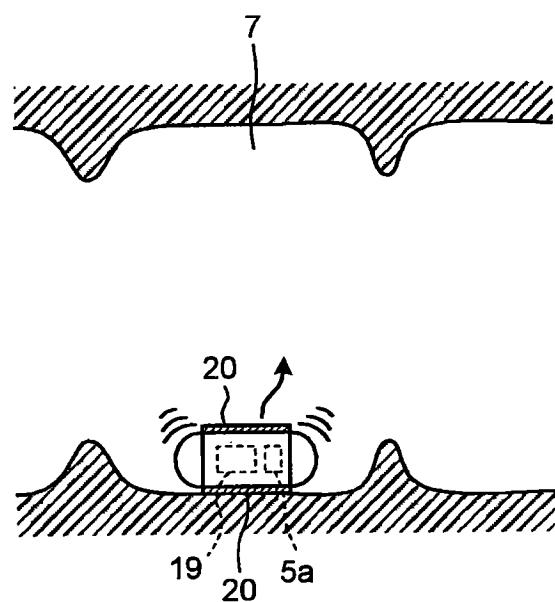


图 39

专利名称(译) 胶囊式医疗设备和体腔观察方法

公开(公告)号 [CN101573070B](#)

公开(公告)日 2012-04-04

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

瀬川英建

伊藤秀雄

发明人 河野宏尚

高桥正树

片山美穗

泷泽宽伸

瀬川英建

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

审查员(译) 谢楠

优先权 11/646964 2006-12-28 US

11/653168 2007-01-12 US

其他公开文献 CN101573070A

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。

