



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101808567 B

(45) 授权公告日 2012. 09. 05

(21) 申请号 200880108551. 2

A61B 5/07(2006. 01)

(22) 申请日 2008. 09. 25

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2007-249970 2007. 09. 26 JP

JP 2003325438 A, 2003. 11. 18, 摘要, 说明书 [0090-0094]、图 11A-11B.

JP 2005124708 A, 2005. 05. 19, 说明书 [0047-0054]、图 12-17.

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 03. 24

JP 2007151729 A, 2007. 06. 21, 说明书 [0023] [0027-0028], 图 1-3.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/067331 2008. 09. 25

审查员 马薇

(87) PCT申请的公布数据

W02009/041525 JA 2009. 04. 02

(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 田中慎介 内山昭夫

(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

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

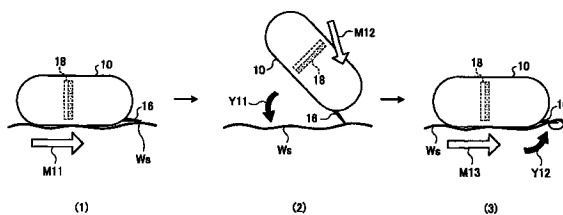
权利要求书 2 页 说明书 22 页 附图 28 页

(54) 发明名称

被检体内导入系统

(57) 摘要

本发明提供一种能将针可靠地穿刺穿刺对象层的被检体内导入系统。在本发明中, 胶囊型内窥镜 (10) 具有能相对于壳体的表面突出和缩入的针 (16) 和永磁铁 (18)。磁场控制部 (8) 基于胶囊型内窥镜 (10) 中的永磁铁 (18) 的磁化方向、针 16 在胶囊型内窥镜 (10) 中的位置和针 (16) 的顶端方向, 使磁场产生部产生用于使永磁铁 (18) 的方向变化的磁场。由此, 磁场控制部 (8) 使整个胶囊型内窥镜 10 的方向变化, 使得突出的针 (16) 能穿刺穿刺对象层。结果, 使针 (16) 可靠地穿刺穿刺对象层。



1. 一种被检体内导入系统,其包括:

被导入到被检体的内部的被检体内导入装置;

对上述被检体内导入装置的动作进行控制的控制装置,其特征在于,

上述被检体内导入装置包括:

磁响应部,其被设置在构成上述被检体内导入装置的壳体内,具有磁化方向;

针,其能相对于上述壳体的表面突出和缩入,

上述控制装置包括:

磁场产生部,其用于在上述被检体内产生磁场;

位置姿势检测部,其用于检测上述被检体内导入装置的位置和姿势;

控制部,其基于上述被检体内导入装置中的由上述位置姿势检测部检测到的磁响应部的磁化方向、针在上述被检体内导入装置中的位置以及上述针的顶端方向,使上述磁场产生部产生用于使上述磁响应部的方向变化的磁场,从而使上述整个被检体内导入装置的方向变化,使得突出的上述针能够穿刺穿刺对象层,

对于上述被检体内导入装置,首先上述控制部使上述磁场产生部产生第1磁场,以使上述被检体内导入装置成为针即将进行穿刺的第1姿势,接着上述控制部使上述磁场产生部产生第2磁场,以使上述被检体导入装置壳体整体的方向从上述第1姿势发生变化,并使上述针穿刺穿刺对象层。

2. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述控制部通过使上述磁场产生部所产生的磁场的方向变化而使上述磁响应部的方向变化,从而使上述整个被检体内导入装置的方向变化。

3. 根据权利要求2所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述磁响应部的磁化方向与上述壳体的径向大致平行。

4. 根据权利要求3所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述控制部通过使上述磁场产生部产生旋转磁场而使上述磁响应部旋转,从而以上述壳体的长轴作为中心轴而使上述整个被检体内导入装置旋转。

5. 根据权利要求4所述的被检体内导入系统,其特征在于,

在上述壳体的外表面上具有用于推进上述被检体内导入装置的螺旋构造。

6. 根据权利要求4所述的被检体内导入系统,其特征在于,

该被检体内导入系统具有连接构件,该连接构件用于将上述磁响应部与上述壳体相连接,将上述磁响应部相对于上述壳体的连接状态在固定状态和可运动自如状态之间进行切换。

7. 根据权利要求6所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述磁响应部的可运动自如状态是相对于上述壳体旋转自如的状态。

8. 根据权利要求7所述的被检体内导入系统,其特征在于,

该被检体内导入系统具有突没机构,该突没机构通过上述磁响应部相对于上述壳体的相对旋转而使上述针从上述壳体突出或没入上述壳体。

9. 根据权利要求7所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述被检体内导入装置追随相对于上述壳体处于固定状态的上述磁响应部的旋转而旋转。

10. 根据权利要求 2 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述针被设置成上述针的顶端方向与上述磁响应部的磁化方向处于同一面内。
11. 根据权利要求 10 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述针在以最短距离将上述突出的针的顶端部和上述壳体的长轴连接的直线上具有上述突出的针的顶端部与上述壳体的外周部之间的距离为 1mm 以上的长度。
12. 根据权利要求 11 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述针的上述壳体侧的外切线同在上述外切线与上述壳体的外周相交的点上的切线所成的角是 45° 以下。
13. 根据权利要求 11 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述针在突出情况下的突出的长度是 1.26mm 以上。
14. 根据权利要求 11 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述壳体的外径是 20mm 以下。
15. 根据权利要求 11 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述针在突出情况下的突出的长度 L 与上述壳体的外径 2r 之间具有 $L+2^{1/2}(r/2) \geq (r^2/2+2r+1)^{1/2}$ 这样的关系。
16. 根据权利要求 1 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述控制部通过使上述磁场产生部所产生的磁场的强度变化而使上述磁响应部的方向变化,从而使上述整个被检体内导入装置的方向变化。
17. 根据权利要求 16 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述磁响应部的磁化方向与上述壳体的长轴方向大致平行。
18. 根据权利要求 1 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述针的顶端是以大约 30° 的角度被切割而成的。
19. 根据权利要求 18 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述针以切割面相对于上述壳体朝向外侧的方式被设置在上述壳体上。
20. 根据权利要求 1 所述的被检体内导入系统,其特征在于,上述被检体内导入装置具有用于获取上述被检体的体内图像的图像获取部,上述针在从上述壳体突出的情况下位于上述图像获取部的视场内。

被检体内导入系统

技术领域

[0001] 本发明涉及包括被导入到被检体的内部的被检体内导入装置和对被检体内导入装置的动作进行控制的控制装置的被检体内导入系统。

背景技术

[0002] 在内窥镜的领域中,开发了吞服型的胶囊型内窥镜。该胶囊型内窥镜具有摄像功能、无线通信功能,还具有如下功能:为了观察体腔内,被患者从嘴吞服之后,直到从人体被自然排出期间,例如,随着食道、胃、小肠等内脏器官的蠕动运动而在内脏器官的内部移动,依次进行拍摄。近年来,作为这样的胶囊型内窥镜,提出了如下所述的胶囊型内窥镜:设置有与药液箱相连接的针和使该针突出的驱动器,能向病变部等注入药液。(例如,参照专利文献1)

[0003] 专利文献1:日本特开2004-222998号公报

[0004] 不过,在专利文献1所记载的胶囊型内窥镜中,需要使针穿刺药液的注入对象层。但是,如专利文献1所记载的胶囊型内窥镜那样,仅使针突出到穿刺对象的肠壁的情况下,由于肠壁的弯曲、肠壁的反作用,大多针不能顺畅地穿刺注入对象层,无法可靠地注入药液。

发明内容

[0005] 本发明是鉴于上述的以往技术的缺点而做成的,目的在于提供一种能使针可靠地穿刺穿刺对象层的被检体内导入系统。

[0006] 为了上述了解决问题,达到目的,本发明的被检体内导入系统,其包括:被导入到被检体的内部的被检体内导入装置;以及对上述被检体内导入装置的动作进行控制的控制装置,其特征在于,上述被检体内导入装置包括:磁响应部,其被设置在构成上述被检体内导入装置的壳体内,具有磁化方向;针,其能相对于上述壳体的表面突出和缩入;上述控制装置包括:磁场产生部,其用于在上述被检体内产生磁场;位置姿势检测部,其用于检测上述被检体内导入装置的位置和姿势;控制部,其基于上述被检体内导入装置中的由上述位置姿势检测部检测到的磁响应部的磁化方向、针在上述被检体内导入装置中的位置以及上述针的顶端方向,使上述磁场产生部产生用于使上述磁响应部的方向变化的磁场而使上述整个被检体内导入装置的方向变化,使得突出的上述针能够穿刺穿刺对象层,对于上述被检体内导入装置,首先上述控制部使上述磁场产生部产生第1磁场,以使上述被检体内导入装置成为针即将进行穿刺的第1姿势,接着上述控制部使上述磁场产生部产生第2磁场,以使上述被检体内导入装置壳体整体的方向从上述第1姿势发生变化,并使上述针穿刺穿刺对象层。

[0007] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述控制部通过使上述磁场产生部所产生的磁场的方向变化而使上述磁响应部的方向变化,从而使上述整个被检体内导入装置的方向变化。

[0008] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述磁响应部的磁化方向与上述壳体的径向大致平行。

[0009] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述控制部通过使上述磁场产生部产生旋转磁场而使上述磁响应部旋转,从而以所述壳体的长轴作为中心轴而使上述整个被检体内导入装置旋转。

[0010] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,在上述壳体的外表面上具有用于推进上述被检体内导入装置的螺旋构造。

[0011] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,该被检体内导入系统具有连接构件,该连接构件用于将上述磁响应部与上述壳体相连接,将上述磁响应部相对于上述壳体的连接状态在固定状态和可运动自如状态之间进行切换。

[0012] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述磁响应部的可运动自如状态是相对于上述壳体旋转自如的状态。

[0013] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,该被检体内导入系统具有突没机构,该突没机构通过上述磁响应部相对于上述壳体的相对旋转而使上述针从上述壳体突出或没入上述壳体。

[0014] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述被检体内导入装置追随相对于上述壳体处于固定状态的上述磁响应部的旋转而旋转。

[0015] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述针被设置成上述针的顶端方向与上述磁响应部的磁化方向处于同一面内。

[0016] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述针在以最短距离将上述突出的针的顶端部和上述壳体的长轴连接的直线上具有上述突出的针的顶端部与上述壳体的外周部之间的距离为 1mm 以上的长度。

[0017] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述针的上述壳体侧的外切线同在上述外切线与上述壳体的外周相交的点上的切线所成的角是 45° 以下。

[0018] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述针在突出情况下的突出的长度是 1.26mm 以上。

[0019] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述壳体的外径是 20mm 以下。

[0020] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述针在突出情况下的突出的长度 (L) 与上述壳体的外径 (2r) 之间具有 $L+21^{1/2}(r/2) \geq (r^2/2+2r+1)^{1/2}$ 这样的关系。

[0021] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述控制部通过使上述磁场产生部所产生的磁场的强度变化而使上述磁响应部的方向变化,从而使上述整个被检体内导入装置的方向变化。

[0022] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述磁响应部的磁化方向与上述壳体的长轴方向大致平行。

[0023] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述针的顶端是以大约 30° 的角度被切割而成的。

[0024] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述针以切割面相对于上述壳体朝向外侧的方式被设置在上述壳体上。

[0025] 另外,本发明的被检体内导入系统,其特征在于,在上述的发明中,上述被检体内导入装置具有用于获取上述被检体的体内图像的图像获取部,上述针在从上述壳体突出的情况下位于上述图像获取部的视场内。

[0026] 在本发明中,被检体内导入装置包括能相对于壳体的表面突出和缩入的针并且包括具有磁化方向的磁响应部,控制装置基于磁响应部在被检体内导入装置中的磁化方向、针在被体内导入装置中的位置和针的顶端方向,使磁场产生部产生用于使磁响应部的方向变化的磁场,由此使整个被检体内导入装置的方向变化,使得突出的针能够穿刺穿刺对象层,能使针可靠地穿刺穿刺对象层。

附图说明

[0027] 图 1 是表示实施方式 1 的胶囊导入系统的整个构成的示意图。

[0028] 图 2 是表示图 1 所示的胶囊型内窥镜的内部构造的示意图。

[0029] 图 3 是表示图 2 所示的胶囊型内窥镜的右侧视图。

[0030] 图 4 是表示图 1 所示的胶囊型内窥镜的内部构造的示意图。

[0031] 图 5 是表示用于对图 1 所示的胶囊导入系统 1 中的药液注入处理进行说明的处理程序的流程图。

[0032] 图 6 是说明相对于图 2 所示的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0033] 图 7 是说明相对于图 2 所示的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0034] 图 8 是表示图 1 所示的胶囊型内窥镜的内部构造的其他例子的示意图。

[0035] 图 9 是说明相对于实施方式 1 的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0036] 图 10 是对设置在以往技术的胶囊型内窥镜中的针进行说明的图。

[0037] 图 11 是对设置在以往技术的胶囊型内窥镜中的针进行说明的图。

[0038] 图 12 是对设置在实施方式 1 的胶囊型内窥镜中的针进行说明的图。

[0039] 图 13 是对设置在实施方式 1 的胶囊型内窥镜中的针进行说明的图。

[0040] 图 14 是对设置在以往技术的胶囊型内窥镜中的针进行说明的图。

[0041] 图 15 是对设置在实施方式 1 的胶囊型内窥镜中的针进行说明的图。

[0042] 图 16 是表示实施方式 2 的胶囊型内窥镜的内部构造的示意图。

[0043] 图 17 是说明相对于图 16 所示的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0044] 图 18 是说明相对于图 16 所示的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0045] 图 19 是说明相对于实施方式 2 的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0046] 图 20 是说明相对于实施方式 2 的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0047] 图 21 是表示实施方式 3 的胶囊型内窥镜的内部构造的示意图。

[0048] 图 22 是图 21 的 CC 剖视图。

[0049] 图 23 是说明相对于图 21 和图 22 所示的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0050] 图 24 是说明相对于图 21 和图 22 所示的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。

[0051] 图 25 是对设置在以往技术的胶囊型内窥镜中的针进行说明的图。

[0052] 图 26 是说明图 21 和图 22 所示的针的图。

- [0053] 图 27 是说明图 21 和图 22 所示的针的图。
- [0054] 图 28 是说明图 21 和图 22 所示的针的图。
- [0055] 图 29 是说明图 21 和图 22 所示的针的图。
- [0056] 图 30 是说明图 21 和图 22 所示的针的图。
- [0057] 图 31 是说明图 21 和图 22 所示的针的图。
- [0058] 图 32 是说明图 21 和图 22 所示的针的图。
- [0059] 图 33 是表示本发明的变形例 1 的胶囊型内窥镜的一构成例子的示意图。
- [0060] 图 34 是图 33 所示的胶囊型内窥镜的 CC 剖视图。
- [0061] 图 35 是举例说明永磁铁相对于壳体的连接状态处于固定状态的情况下的胶囊型内窥镜的动作的示意图。
- [0062] 图 36 是表示利用连接构件将永磁铁相对于壳体的连接状态切换成可运动自如状态的状态的示意图。
- [0063] 图 37 是举例说明永磁铁相对于壳体的连接状态处于可运动自如状态的情况下的胶囊型内窥镜的动作的示意图。
- [0064] 图 38 是表示实施方式 4 的胶囊型内窥镜的内部构造的示意图。
- [0065] 图 39 是说明相对于图 38 所示的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。
- [0066] 图 40 是表示实施方式 4 的胶囊型内窥镜的内部构造的其他例子的示意图。
- [0067] 图 41 是表示实施方式 4 的胶囊型内窥镜的内部构造的其他例子的示意图。
- [0068] 图 42 是表示实施方式 4 的胶囊型内窥镜的内部构造的其他例子的示意图。
- [0069] 图 43 是表示实施方式 5 的胶囊型内窥镜的内部构造的示意图。
- [0070] 图 44 是图 43 的右侧视图。
- [0071] 图 45 是说明相对于图 43 和图 44 所示的胶囊型内窥镜的方向变化处理的图。
- [0072] 图 46 是表示本发明的变形例 2 的胶囊型内窥镜的一构成例子的示意图。
- [0073] 图 47 是表示本发明的变形例 2 的胶囊型内窥镜将针突出到摄像视场内的状态的示意图。
- [0074] 图 48 是表示本发明的变形例 2 的胶囊型内窥镜所拍摄的图像的一个例子的示意图。
- [0075] 图 49 是表示变形例 3 的胶囊型内窥镜的内部构造的示意图。
- [0076] 图 50 是表示在图 49 所示的胶囊型内窥镜的规定的各状态下所施加的磁场的磁场强度的图。

[0077] 附图标记说明

- [0078] 1、胶囊导入系统；2、磁场产生部；3、接收部；4、控制部；5、显示部；6、输入部；7、存储部；8、磁场控制部；9、电力供给部；10、10a、210、210a、210b、210c、310、310a、410、410a、410b、410c、510、510a、510b、胶囊型内窥镜；11、天线；12、摄像元件；12a、透镜；12b、LED；13、药液箱；14、阀；15、驱动器；16、116、316、针；17、控制基板；18、218、318、418、永磁铁；19、电池；220、配重；311、壳体；312、突没机构；312a、齿条；312b、小齿轮；313、旋转轴；314、轴承部；315、连接状态切换部；315a、连接构件；315b、驱动器；502a、502b、齿轮；508、高摩擦构件；509、降低摩擦构件；511、胶囊主体；512、鞘；513、旋转驱动器；514、患部；516、旋转针；518a、旋转移动磁铁；518b、旋转磁铁；520、电动机；521、螺旋构造体；522、槽；

533、通孔。

具体实施方式

[0079] 下面参照附图,对作为用于实施本发明的最佳的方式(下面简称为“实施方式”)的无线型的胶囊导入系统进行说明。另外,本发明不限于本实施方式。另外,在附图的记载中,对同一部分标注相同的附图标记。

[0080] 实施方式 1

[0081] 首先说明实施方式 1。图 1 是表示实施方式 1 的胶囊导入系统的整个构成的示意图。如图 1 所示,实施方式 1 的胶囊导入系统 1 包括:胶囊型内窥镜 10,其通过从被检体的口吞服而被导入到被检体的体腔内,用于与外部装置进行通信;磁场产生部 2,其被设置在被检体的周围,能够产生 3 维旋转磁场;接收部 3,其用于与胶囊型内窥镜 10 之间进行无线通信,接收包括胶囊型内窥镜 1 所拍摄的图像在内的无线信号;控制部 4,其用于对胶囊导入系统 1 的各构成部位进行控制;显示部 5,其用于显示、输出由胶囊型内窥镜 10 所拍摄的图像;输入部 6,其用于向控制部 4 输入用于指示胶囊导入系统 1 的各种操作的指示信息;存储部 7,其用于存储由胶囊型内窥镜 10 所拍摄的图像信息等;磁场控制部 8,其用于对磁场产生部 2 所产生的磁场进行控制;电力供给部 9,其用于对磁场产生部 2 供给电力,该电力是根据磁场控制部 8 的控制而产生的。接收部 3 基于从胶囊型内窥镜 10 所发送的信号的接收强度来对胶囊型内窥镜 10 在被检体内的位置和姿势进行检测。

[0082] 接着,说明图 1 所示的胶囊型内窥镜 10。图 2 和图 4 是表示图 1 所示的胶囊型内窥镜 10 的内部构造的示意图,图 3 是图 2 所示的胶囊型内窥镜 10 的右侧视图。如图 2 所示,胶囊型内窥镜包括:将无线信号发送到接收部 3 的天线 11;对反射光进行聚光的透镜 12a;将光照射到观察视场 Fg 的 LED 12b;对被检体的体腔内进行拍摄的摄像元件 12;用于储存被注入到被检体内的规定部位的药液的药液箱 13;在未图示的驱动构件的驱动下对药液箱 13 的开口进行开闭的阀 14;内置有电动机等的驱动器 15;用于将存储在药液箱 13 内的药液注入到被检体内的所期望部位的针 16;根据天线所接收到的来自接收部 3 的无线信号而对胶囊型内窥镜 10 的各构成部位进行控制的控制电路所构成的控制基板 7;永磁铁 18;以及用于对胶囊型内窥镜 10 的各构成部位供给电力的电池 19。针 16 能相对于胶囊型内窥镜 10 的壳体的表面突出和缩入。并且,永磁铁 18 以永磁铁 18 的磁化方向与构成胶囊型内窥镜 10 的壳体的长轴方向大致平行的方式被设置在胶囊型内窥镜 10 内。另外,如图 3 所示,为了 LED12 所发出的光能照射观察视场 Fg,胶囊型内窥镜 10 的摄像元件 12b 侧的壳体的顶端由透明构件构成。

[0083] 驱动器 15 与针 16 的后端相连接。并且,驱动器 15 在控制基板 17 的控制下,例如,能沿图 2 的左右方向移动。因此,在驱动器 15 从图 2 所示的状态如图 4 的箭头 Y10a 所示那样向图 4 的右方移动的情况下,针 16 如图 4 的箭头 Y10b 所示那样随着驱动器 15 的动作而向右方移动,突出到胶囊型内窥镜 10 外。在针 16 突出到了胶囊型内窥镜 10 外的情况下,为了针 16 的顶端进入到观察视场 Fg 内,针 16 在胶囊型内窥镜 10 内的设置位置、透镜 12a 的设置位置、透镜 12a 的聚光能力、LED12b 的照射范围等被设定。因此,胶囊导入系统 1 的用户通过对被显示于显示部 5 上的、由摄像元件 12 所拍摄的图像进行确认,能够判断针 16 是否已突出到了胶囊型内窥镜 10 外,并且能确认针的穿刺状态、药液注入时的状态。

[0084] 另外,在驱动器 15 从图 4 所示的状态移动到图 4 的左方的情况下,针 16 随着驱动器 15 的动作而移动到左方,缩入到胶囊型内窥镜 10 内。因此,驱动器 15 和控制基板 17 具有能够使针 16 进行突出动作和缩入动作的功能。如图 2 和图 4 所示,针 16 以突出的针 16 的顶端方向与胶囊型内窥镜 10 的长轴方向大致平行的方式被设置在胶囊型内窥镜 10 内。因此,针 16 与胶囊型内窥镜 10 的长轴方向大致平行地突出或缩入。并且,突出的针 16 的顶端方向与永磁铁 18 的磁化方向大致平行。另外,驱动器 15 利用由电池 19 所供给的电力来进行动作。

[0085] 接着,参照图 5,对图 1 所示的胶囊导入系统 1 中的药液注入处理进行说明。图 5 是表示对图 1 所示的胶囊导入系统 1 中的药液注入处理的处理程序的流程图。

[0086] 首先,在图 1 所示的胶囊导入系统 1 中,胶囊型内窥镜 10 被摄入到被检体内,开始胶囊型内窥镜 10 与接收部 3 的通信处理。并且,接收部 3 对从胶囊型内窥镜 10 所发送的无线信号进行处理,将包括胶囊型内窥镜 10 所拍摄的图像在内的图像信息依次输出到控制部 4。显示部 5 在控制部 4 的控制下依次显示胶囊型内窥镜 10 所拍摄的图像并将该图像输出。在这种情况下,接收部 3 对从胶囊型内窥镜 10 所发送的无线信号进行处理,输出胶囊型内窥镜 10 所拍摄的图像,并且基于胶囊型内窥镜 10 所发送的各无线信号的接收强度,进行对胶囊型内窥镜 10 在被检体内的位置和方向加以检测的位置-方向检测处理(步骤 S2)。由该接收部 3 所进行的位置-方向检测处理的结果被输出到控制部 4,显示部 5 在控制部 4 的控制下显示图像,并且对拍摄该显示图像时的胶囊型内窥镜 10 的位置和方向进行显示、输出。另外,胶囊型内窥镜 10 的摄像处理和显示部 5 的图像显示可以看作大致同时(real time)进行,因此,胶囊导入系统 1 的用户能够通过胶囊型内窥镜 10 位于显示部 5 所显示的图像的摄像位置对诊断和药液注入等进行指示。

[0087] 随后,控制部 4 对从输入部 6 是否接收了表示处于穿刺位置附近这样的内容的指示信息进行判断(步骤 S4)。胶囊型内窥镜 10 的用户通过对被显示在显示部 5 上的图像、胶囊型内窥镜 10 的位置、方向进行确认,在判断为胶囊型内窥镜 10 处于针 16 的穿刺位置附近的情况下,操作输入部 6,输入表示处于穿刺位置附近这样的内容的指示信息。控制部 4 判断为从输入部 6 未接收到表示处于穿刺位置附近这样的内容的指示信息的情况下(步骤 S4:No),接收部 3 再度进行相对于胶囊型内窥镜 10 的位置-方向检测处理(步骤 S2)。

[0088] 相对于此,控制部 4 判断为从输入部 6 接收到了表示处于穿刺位置附近这样的内容的指示信息的情况下(步骤 S4:Yes),胶囊导入系统 1 基于来自输入部 6 的指示信息而使胶囊型内窥镜 10 进行胶囊移动处理(步骤 S6):将胶囊型内窥镜 10 的移动和方向变更为胶囊型内窥镜 10 成为由针 16 即将进行穿刺之前应该采用的所期望的姿势。具体来说,用户操作输入部 6,输入用于指示使胶囊型内窥镜 10 移动的位置和胶囊型内窥镜 10 的姿势的指示信息。输入部 6 将用于指示使胶囊型内窥镜 10 移动的位置和胶囊型内窥镜 10 的姿势的指示信息输入到控制部 4,磁场控制部 8 按照经由控制部 4 所输入的指示信息,使磁场产生部 2 产生用于使胶囊型内窥镜 10 的永磁铁 18 的位置和方向变化的磁场,使得胶囊型内窥镜 10 成为由针 16 即将进行穿刺之前应该采用的所期望的姿势。这种情况下,磁场控制部 8 基于胶囊型内窥镜 10 中的永磁铁 18 的磁化方向、针 16 在胶囊型内窥镜 10 中的位置和针 16 的顶端方向,使磁场产生部 2 产生用于使胶囊型内窥镜 10 的永磁铁 18 的位置和方向变化的磁场。另外,磁场控制部 8 使磁场产生部 2 产生用于使胶囊型内窥镜 10 的位置

和方向能够变化那样的强度的磁场。这样,控制部 4 使整个胶囊型内窥镜 10 的方向和位置变化,使得胶囊型内窥镜 10 成为由针 16 即将进行穿刺之前应该采用的所期望的姿势。

[0089] 接着,胶囊导入系统 1 进行使胶囊型内窥镜 10 内的针 16 突出的针突出处理(步骤 S8)。具体来说,用户操作输入部 6,输入用于指示针突出的指示信息。输入部 6 将用于指示针突出的指示信息输入到控制部 4,接收部 3 在控制部 4 的控制下将用于指示针突出的无线信号发送到胶囊型内窥镜 10。然后,在胶囊型内窥镜 10 中,天线 11 对从接收部 3 所发送的用于指示针突出的无线信号进行接收,驱动器 15 在控制基板 17 的控制下按照天线 11 所接收的指示信号而动作,使针 16 突出到胶囊型内窥镜 10 外。

[0090] 然后,胶囊导入系统 1 进行胶囊方向变化处理:使整个胶囊型内窥镜 10 的方向变化,以便突出的针 16 能够对穿刺对象层进行穿刺(步骤 S10)。具体来说,用户操作输入部 6,输入用于指示使胶囊型内窥镜 10 变化的方向的指示信息。输入部 6 将用于指示胶囊型内窥镜 10 的变化方向的指示信息输入到控制部 4,磁场控制部 8 按照经由控制部 4 所输入的指示信息,使磁场产生部 2 产生用于使胶囊型内窥镜 10 的永磁铁 18 的方向变化的磁场。在这种情况下,磁场控制部 8 基于胶囊型内窥镜 10 中的永磁铁 18 的磁化方向、针 16 在胶囊型内窥镜 10 中的位置和针 16 的顶端方向,使磁场产生部 2 产生用于使胶囊型内窥镜 10 的永磁铁 18 的方向变化的磁场。结果,随着永磁铁 18 的方向变化,能够使整个胶囊型内窥镜 10 的方向也变化。这样,胶囊导入系统 1 以突出的针 16 能对穿刺对象层进行穿刺的方式使整个胶囊型内窥镜 10 的方向变化,使针 16 对穿刺对象层进行穿刺。

[0091] 接着,胶囊导入系统 1 进行开始使用胶囊型内窥镜 10 的药液箱 13 的开始使用处理(步骤 S12),利用针 16 将药液箱 13 内的药液注入到成为对象的区域。具体来说,用户操作输入部 6,输入用于指示药液注入的指示信息。输入部 6 将用于指示药液注入的指示信息输入到控制部 4,接收部 3 在控制部 4 的控制下将用于指示阀 14 的打开动作的无线信号发送到胶囊型内窥镜 10。然后,在胶囊型内窥镜 10 中,阀 14 按照接收的无线信号打开,结果,药液箱 13 内的药液经由针 16 被注入到成为对象的区域。

[0092] 然后,控制部 4 对药液箱 13 内的药液是否被注入进行判断(步骤 S13),判断为药液箱 13 内的药液未被注入的情况(步骤 S13:No),进行了停止使用胶囊型内窥镜 10 的药液箱 13 的停止使用处理之后(步骤 S14),返回到步骤 S10,进行胶囊方向变化处理。这样,药液未被注入到作为药液注入对象的肠壁等的情况下,停止使用胶囊型内窥镜 10 的药液箱 13 一次之后,通过再次进行使胶囊型内窥镜 10 的方向变化的处理,能更可靠地注入。然后,控制部 4 判断为药液箱 13 内的药液被注入的情况下(步骤 S13:Yes),基于药液注入时间等对药液注入是否结束进行判断(步骤 S15)。控制部 4 判断为药液注入未结束的情况下(步骤 S15:No),反复进行该步骤 S15。即,控制部 4 反复进行步骤 S15 的判断处理,直到能判断为结束了药液的注入。控制部 4 判断为结束了药液注入的情况下(步骤 S15:Yes),进行关闭阀 14 而将突出的针 16 缩入到胶囊型内窥镜 10 内的针缩入处理(步骤 S16)。具体来说,接收部 3 将用于指示阀 14 的关闭动作和缩入针的无线信号发送到胶囊型内窥镜 10。然后,在胶囊型内窥镜 10 中,阀 14 按照接收的无线信号被关闭。随后,驱动器 15 在控制基板 17 的控制下而动作,将针 16 缩入到胶囊型内窥镜 10 内。这样,在胶囊导入系统 1 中,能进行药液的注入处理。

[0093] 接着,详细地说明图 5 所示的胶囊方向变化处理。图 6 是用于说明相对于图 2 ~

图 4 所示的胶囊型内窥镜 10 的方向变化处理的图,以上下方向比胶囊型内窥镜 10 的长轴方向的长度宽的胃等的空间为例来表示。如图 6 的 (1) 所示,磁场产生部 2 对胶囊型内窥镜 10 施加与胃壁 W_s 表面平行的方向的磁场 M_{11} ,胃壁 W_s 上的胶囊型内窥镜 10 处于即将穿刺之前应该采取的所期望的姿势。

[0094] 之后,在胶囊型内窥镜 10 中,如图 6 的 (1) 所示那样针 16 突出。然后,如图 6 的 (2) 的磁场 M_{12} 所示,磁场产生部 2 使对胶囊型内窥镜 10 施加的磁场的方向变化成倾斜方向,使得突出的针 16 的顶端朝向胃壁 W_s 侧。结果,胶囊型内窥镜 10 内的永磁铁 18 的方向随着磁场 M_{12} 的磁场方向而变化成相对于胃壁 W_s 倾斜的方向。然后,随着永磁铁 18 的倾斜,整个胶囊型内窥镜 10 的方向也倾斜,胶囊型内窥镜 10 成为后端部从胃壁 W_s 抬起的状态。这种情况下,胶囊型内窥镜 10 的大致整个重量作用于朝着胃壁 W_s 侧的针 16 的顶端,因此,较大的力作用在针 16 的顶端方向,针 16 穿刺胃壁 W_s 。

[0095] 接着,如图 6 的 (2) 的箭头 Y_{11} 所示那样,使倾斜了的磁场 M_{12} 的方向如图 6 的 (3) 所示的磁场 M_{13} 那样恢复原状,使得胶囊型内窥镜 10 的长轴与胃壁 W_s 表面平行。结果,如图 6 的 (3) 所示,胶囊型内窥镜 10 内的永磁铁 18 的方向变化成与胃壁 W_s 大致平行,胶囊型内窥镜 10 的方向随着该永磁铁 18 的方向变化而变化,使得胶囊型内窥镜 10 的长轴方向与胃壁 W_s 大致平行。然后,穿刺在胃壁 W_s 上的针 16 的方向也变化成与胃壁 W_s 大致平行。由于该针 16 的方向变化,如图 6(3) 的箭头 Y_{12} 所示那样用针 16 能进行捞起胃壁 W_s 这样的动作,使针 16 能更可靠地穿刺胃壁 W_s 。之后,打开阀 14,药液箱 13 内的药液被注入到胃壁 W_s 内。

[0096] 而且,参照图 7,对具有与胶囊型内窥镜 10 的外径相同的程度的内径的小肠等狭小的空间中的情况进行说明。这种情况下,如图 7 的 (1) 所示,磁场产生部 2 与图 6 的 (1) 同样地对胶囊型内窥镜 10 施加与肠壁 W_i 的表面平行的方向的磁场 M_{14} ,使肠壁 W_i 上的胶囊型内窥镜 10 形成为即将穿刺之前应该采取的所期望的姿势。之后,在胶囊型内窥镜 10 中,针 16 突出。然后,如图 7 的 (2) 的磁场 M_{15} 所示,磁场产生部 2 使磁场的方向变化成倾斜方向,使得突出的针的顶端朝着肠壁 W_i 侧。结果,胶囊型内窥镜 10 内的永磁铁 18 的方向随着磁场 M_{15} 的磁场方向而变化成倾斜的方向,整个胶囊型内窥镜 10 的方向也倾斜。然后,从倾斜在肠壁 W_i 上的胶囊型内窥镜 10 施加张力,肠壁 W_i 被拉伸展开,并且针 16 与如区域 S_{11} 那样伸展的肠壁 W_i 接触。这种情况下,肠壁的弹力(反作用力)施加在倾斜的针 16 的顶端,因此较大的力作用于针 16 的顶端方向,针 16 穿刺肠壁 W_i 。并且,使针 16 沿重力方向倾斜的情况下,胶囊型内窥镜 10 和肠壁的重量能作用在针 16 的顶端。

[0097] 接着,使倾斜着的磁场 M_{15} 的方向如图 7 的 (3) 的磁场 M_{16} 所示那样恢复原状,使得如图 7 的 (2) 的箭头 Y_{15} 所示那样使胶囊型内窥镜 10 平行于肠壁 W_i 。结果,如图 7 的 (3) 所示,胶囊型内窥镜 10 内的永磁铁 18 的方向变化成与肠壁 W_i 大致平行,胶囊型内窥镜 10 的方向恢复原状。并且,穿刺在肠壁 W_i 上的针 16 的方向也变化成与肠壁 W_i 大致平行。由于该针 16 的方向变化,如图 7 的 (3) 的箭头 Y_{16} 所示那样能用针 16 进行捞起肠壁 W_i 这样的动作,能使针 16 更可靠地穿刺肠壁 W_i 。之后,打开阀 14,药液箱 13 内的药液被注入到肠壁 W_i 内。

[0098] 这样,在实施方式 1 中,使施加于永磁铁 18 的磁场的方向变化而使整个胶囊型内窥镜 10 的方向变化,能够对针 16 施加大的动作,因此能使针 16 可靠地穿刺穿刺对象层。另

外,在实施方式 1 中,胶囊型内窥镜 10 的长轴方向(观察方向)与胶囊型内窥镜 10 内的永磁铁 18 的磁化方向一致,因此能够使胶囊型内窥镜 10 的长轴方向变化成所施加的磁场的方向,因此能够相对于所产生的磁场唯一地决定胶囊型内窥镜 10 的长轴方向。并且,在实施方式 1 中,针 16 的顶端方向与磁化方向大致平行,因此能够使针 16 沿着施加的磁场的方向穿刺,能唯一地决定穿刺方向。

[0099] 另外,用户既可以一边看着被显示于显示部 5 上的被检体内图像一边对使磁场变化的方向发出指示,也可以基于接收部 3 的胶囊型内窥镜 10 的位置-方向检测结果而发出指示。用户在一边看着被检体图像一边对胶囊型内窥镜 10 的方向发出指示的情况下,也可以在使针 16 突出的状态下,施加磁场并确认了实际产生的磁场的方向之后,使针 16 突出,发出施加磁场的指示。

[0100] 另外,在胃等宽阔的空间中,理所当然在胶囊型内窥镜 10 的铅直上方存在空间,胶囊型内窥镜 10 在胃壁 W_s 的倾斜很小(接近于水平)的位置以长轴方向与胃壁 W_s 表面大致平行的方式稳定地存在于胃壁 W_s 上。因此,在施加了铅直的方向的磁场的情况下,认为永磁铁 18 被立起,使得永磁铁 18 的磁化方向成为铅直方向,该胶囊型内窥镜 10 随着永磁铁 18 被立起也可靠地立起,用户在胶囊型内窥镜 10 立起的情况下,仅对铅直的磁场发出指示即可。

[0101] 另外,在小肠等狭小的空间中,也可以施加如图 7 的 (2) 那样倾斜的磁场 M_{15} ,胶囊型内窥镜 10 的倾斜所产生的张力作用在肠壁 W_i 上而使肠壁 W_i 充分地伸展之后,使针 16 突出。也想到了如下情况:先使针 16 突出之后,再使胶囊型内窥镜 10 倾斜的情况下,由于胶囊型内窥镜 10 的倾斜的运动量、肠壁 W_i 的反弹而将针 16 推回到胶囊型内窥镜 10 内。因此,认为在使胶囊型内窥镜 10 倾斜而使肠壁 W_i 伸展后,再使针 16 突出的情况下,能进一步可靠地使针 16 穿刺肠壁 W_i 。

[0102] 另外,在实施方式 1 中,如图 6 的 (2) 和图 6 的 (3) 以及图 7 的 (2) 和图 7 的 (3) 所示,以通过使由磁场产生部 2 所施加的磁场方向变化而使胶囊型内窥镜 10 的方向变化的情况为例进行了说明,当然,不限于此。例如,磁场控制部 8 为了使胶囊型内窥镜 10 倾斜而施加的磁场 M_{12} 、 M_{15} 的施加停止,使产生磁场为 0。在这种情况下,已倾斜的胶囊型内窥镜 10 在胶囊型内窥镜 10 自重的作用下倒伏在胃壁 W_s 、 W_i 上,结果,顶端与胃壁 W_s 、 W_i 接触的针 16 捞起胃壁 W_s 、 W_i 那样地动作,被可靠地穿刺在胃壁 W_s 、 W_i 上。这样,也可以通过使磁场产生部 2 所产生的磁场的强度变化而使永磁铁 18 的方向变化,使整个胶囊型内窥镜 10 的方向变化。

[0103] 另外,也可以使突出的情况下的针 16 的顶端方向与针 16 突出和缩入方向不同地设置针 16,减轻由于针 16 在穿刺时的来自肠壁等的反作用力,驱动器 15 受到的影响。

[0104] 具体来说,如图 8 的胶囊型内窥镜 10a 所示,突出的情况下的针 16 的顶端方向与胶囊型内窥镜 10a 的长轴方向大致平行。而且,如箭头 Y_{17} 所示,该针 16 被设定成在与胶囊型内窥镜 10a 的长轴方向不同的突出方向上突出到胶囊型内窥镜 10a 外。

[0105] 在此,与图 6 的 (2) 或图 7 的 (2) 所示的情况相同,在通过施加倾斜的磁场而使整个胶囊型内窥镜 10a 倾斜的情况下,克服由胶囊型内窥镜 10a 产生的张力而从肠壁反弹的反作用力 P_1 被施加在胶囊型内窥镜 10a 上。该反作用力 P_1 以与倾斜的磁场方向相反的方式反作用在作为与胶囊型内窥镜 10a 的长轴平行的方向上。在图 2 ~ 图 4 所示的胶囊型内

窥镜 10 中,驱动器 15 被设定成针 16 与胶囊型内窥镜 10 的长轴方向大致平行地移动,因此,在如图 8 所示那样与针 16 的缩入方向相同的方向的反作用力 P_1 被施加的情况下,也有时在该反作用力 P_1 的作用下而突出的针 16 被推回到胶囊型内窥镜 10 内。相对于此,在胶囊型内窥镜 10a 中,即使是在与针 16 的顶端方向相同的方向的反作用力 P_1 被施加的情况下,针 16 的突出的方向或缩入的方向与反作用力 P_1 不同,因此与针 16 的顶端方向和针 16 的突出方向相同的情况相比,在反作用力 P_1 的作用下所受到的影响较少,针 16 不会被推回。因此,能使针 16 适当地穿刺对象层。

[0106] 另外,磁场产生部 2 也可以在磁场控制部 8 的控制下,在图 6 的 (2)、图 6 的 (3) 或图 7 的 (2)、图 7 的 (3) 中,使针 16 穿刺到胃壁 W_s 或肠壁 W_i 内时,使磁场 M_{12} 、 M_{15} 的磁通密度沿着磁场方向变化,沿磁场方向产生磁性引力。在这种情况下,永磁铁 18 的磁化方向与针 16 的顶端方向大致平行,永磁铁 18 在磁性引力的作用下而沿磁场方向移动。因此,针 16 在磁性引力的作用下而受到有力地压靠在肠壁 W_i 、 W_s 的力,可靠地穿刺到胃壁 W_s 内。当然如图 9 的 (1) 所示那样针 16 的顶端方向与永磁铁 18 的磁化方向不严格地平行的情况也同样,磁场产生部 2 也可以在磁场控制部 8 的控制下,使磁通密度沿磁场方向变化的梯度磁场 M_{17} 作用于永磁铁 18,产生箭头 Y_{17a} 的方向的磁性引力,通过整个胶囊型内窥镜向箭头 Y_{17a} 的方向移动而将针 16 有力地压靠到胃壁 W_s 上。在如图 9 所示的情况那样在针 16 的顶端方向与永磁铁 18 的磁化方向不平行的情况下,为了沿针 16 的穿刺方向施加与永磁铁 18 的磁化方向平行的磁性引力,需要图 9 的 (2) 所示的针 16 的顶端方向与永磁铁 18 的磁化方向所成的角的角度 θ_{11} 为 45° 以下。角度 θ_{11} 为 45° 以下的情况下,如图 9 的 (2) 所示那样箭头 Y_{17a} 方向的磁性引力施加在针 16 的穿刺方向上,因此如箭头 Y_{17b} 所示,针 16 在磁性引力的作用下而被压靠在胃壁 W_s 上,能可靠地穿刺。并且,在角度 θ_{11} 为 30° 以下的情况下,磁性引力的 80% 以上的成分能够作用在针 16 的穿刺方向上,因此优选使角度 θ_{11} 为 30° 以下。

[0107] 不过,一般而言,通常的注射针为了能较深得刺入,通过以锐角分 2 个阶段切割来使针的顶端锐利。如图 10,例如,首先以大约 12° 来切割针 116 的顶端之后,如图 11 所示,用该切割面的倾斜方向 15° 的角度进行切割。相对于此,在胶囊型内窥镜中,肠壁、胃壁等是穿刺对象层,因此不需要如通常的注射针那样刺得较深。在胶囊型内窥镜中,要求选择规定厚度的穿刺对象层而可靠地使针穿刺。因此,如图 12 和图 13 所示,针 16 选择性地对穿刺对象层可靠地穿刺,针 16 的顶端以比通常的注射针的角度大的、大约 30° 的角度切割。

[0108] 而且,在如通常的注射针那样以锐角分 2 阶段切割的情况下,与以大约 30° 切割的图 13 的针 16 的喷出口面积 S_{16} 相比,成为如图 11 所示的针 116 的喷出口面积 S_{116} 那样面积较大的喷出口。并且,如图 14 所示,针 116 以切割面与穿刺对象层的表面大致垂直的方式穿刺作为穿刺对象层的肠壁 W_i 的情况下,由于喷出口面积大,因此有时仅喷出口的一部分穿刺对象层。在这种情况下,药液就从未穿刺对象层的部分泄漏,无法将药液适当地注入到穿刺对象层。

[0109] 为了改善这样的药液 L_d 的注入不良情况,如图 15 所示,以针 16 的切割面与穿刺对象层表面大致平行的方式将针 16 设置在胶囊型内窥镜的壳体上即可。针 16 的切割面以比以往的注射针大的角度被切割,因此针 16 被设定成喷出口面积能够适当地穿刺对象层,并且针 16 的切割面以与穿刺对象层的表面大致平行的方式被设置在胶囊型内窥镜

的壳体上,因此切割面的整个喷出口能穿刺对象层,能够将药液 Ld 适当地注入到穿刺对象层内。另外,以针 16 的切割面与穿刺对象层的表面大致平行的方式将针 16 设置在胶囊型内窥镜的壳体上,针 16 的切割面相对于胶囊型内窥镜 10、10a 的壳体朝向外侧即可。

[0110] 实施方式 2

[0111] 接着,说明实施方式 2。图 16 是表示实施方式 2 的胶囊型内窥镜的内部构成的图。另外,实施方式 2 的胶囊导入系统具有与图 1 同样的构成,通过进行与图 5 所示的处理程序同样的处理程序,能够进行药液的注入。

[0112] 在实施方式 2 的胶囊导入系统中,如图 16 所示,使用胶囊型内窥镜 210,该胶囊型内窥镜 210 具有磁化方向与构成胶囊型内窥镜的壳体的径向大致平行的永磁铁 218。胶囊型内窥镜 210 的径向与胶囊型内窥镜 210 内的永磁铁 218 的磁化方向一致,因此,能够使胶囊型内窥镜 210 的径向沿所施加的磁场的方向变化。因此,在对胶囊型内窥镜 210 施加了旋转磁场的情况下,胶囊型内窥镜 210 也随着旋转磁场的旋转而旋转。

[0113] 另外,针 16 的顶端方向与径向大致平行,针 16 在驱动器 15 的驱动下沿着胶囊型内窥镜 210 的径向突出或缩入。因而,永磁铁 218 的磁化方向与针 16 的顶端方向大致平行。针 16 的顶端方向与磁化方向大致平行,因此能够使针 16 沿所施加的磁场的方向穿刺,能唯一地决定穿刺方向。另外,针 16 被设置成针 16 的顶端方向与垂直于胶囊型内窥镜 210 的壳体的长轴的平面大致平行。

[0114] 接着,对使用胶囊型内窥镜 210 的情况下的胶囊方向变化处理进行详细地说明。例如,对图 17 所示的狭小的空间的情况进行说明。这种情况下,如图 17 的 (1) 所示,磁场产生部 2 对胶囊型内窥镜 210 施加用于使针位置与肠壁 W_i 内的穿刺对象位置对位的旋转磁场 M21a,使胶囊型内窥镜 210 成为即将穿刺之前应该采取的所期望的姿势。

[0115] 之后,在胶囊型内窥镜 210 中,针 16 突出。然后,磁场产生部 2 对胶囊型内窥镜 210 施加用于使磁场的方向变化成倾斜方向的磁场 M21b。即,磁场产生部 2 在磁场控制部 8 的控制下,产生使永磁铁 218 倾斜的磁场,使整个胶囊型内窥镜 210 倾斜,使得突出的针 16 的顶端朝着穿刺对象层。结果,胶囊型内窥镜 210 内的永磁铁 218 的方向随着磁场 M21b 的磁场方向而倾斜地变化,如图 17 的 (2) 的箭头 Y21 所示,整个胶囊型内窥镜 210 的方向也倾斜。然后,从倾斜在肠壁 W_i 上的胶囊型内窥镜 210 施加张力,肠壁 W_i 被伸展,并且与伸展的肠壁 W_i 接触的针 16 的顶端受到肠壁的弹力(反作用力),较大的力施加在针 16 的顶端方向,针 16 可靠地穿刺肠壁 W_i 。并且,使针 16 沿重力方向倾斜的情况下,能将胶囊型内窥镜 210 和肠壁的重力施加在针 16 的顶端。另外,在实施方式 2 中,在使针 16 突出之后改变磁场 M21a 的方向,此外也可以在改变磁场 M21a 的方向而使胶囊型内窥镜 210 倾斜后再使针 16 突出。

[0116] 因此,即使如实施方式 2 那样永磁铁 218 的磁化方向和针 16 的顶端方向被设置成与胶囊型内窥镜的径向大致平行的情况下,也能够通过使施加在永磁铁 218 上的磁场的方向变化,使整个胶囊型内窥镜 210 的方向的变化所产生的大的动作施加在针 16 上,能使针 16 可靠地穿刺对象层。

[0117] 另外,在宽阔的空间中,如图 18 的 (1) 所示,首先,磁场产生部 2 将与胃壁 W_s 平行的磁场 M22 施加在胶囊型内窥镜 210a 上。这种情况下,胶囊型内窥镜 210a 内的永磁铁 218 的方向不会随着磁场 M22 的磁场方向变化,胶囊型内窥镜 210a 的长轴的方向变化成与胃壁

Ws 垂直。即, 胶囊型内窥镜 210a 成为站立在胃壁 Ws 上那样的姿势。另外, 针 16 的顶端朝着与该磁场 M22 相同的方向突出。并且, 如图 18 的 (2) 所示, 磁场产生部 2 依次对胶囊型内窥镜 210a 施加沿朝向胃壁 Ws 方向的箭头 Y22 使方向逐渐变化的磁场 M23a、M23b、M23c, 而不是与突出的针 16 的顶端方向相同的方向的磁场 M22。结果, 永磁铁 218 沿着箭头 Y22 使方向变化, 与此同时, 胶囊型内窥镜 210a 也如箭头 Y23 那样向针 16 突出的一侧倒伏。利用该胶囊型内窥镜 210a 倒伏所进行的运动量, 能使针 16 可靠地穿刺对象层。

[0118] 另外, 如胶囊型内窥镜 210a 所示, 也可以在使胶囊型内窥镜 210a 立起时, 使处于胃壁 Ws 侧的面 S (在图 18 的 (1) 中为胶囊型内窥镜 210a 的下侧的面。) 为平坦, 还在面 S 侧设置配重 220, 使胶囊型内窥镜 210a 在所期望的方向稳定地立在胃壁 Ws 上。另外, 除了如图 18 那样另设置配重 220 之外, 也可以将永磁铁 218 设置在使胶囊型内窥镜 210a 立起时处于胃壁 Ws 侧的面 S 侧而具有作为配重的功能。

[0119] 另外, 在实施方式 2 中, 也可以与实施方式 1 同样在穿刺到胃壁 Ws、Wi 内时产生磁性引力, 将该磁性引力施加到针 16 上而使针穿刺。这种情况下, 磁场产生部 2 将使磁通密度沿着磁场方向变化的磁场施加于胶囊型内窥镜 210。结果, 磁性引力产生在永磁铁 218 的磁化方向上, 利用该磁性引力, 能使针 16 穿刺。

[0120] 另外, 除了磁场产生部 2 使磁通密度沿着磁场方向变化之外, 也可以使磁通密度沿着与磁场方向垂直的方向变化的梯度磁场施加于胶囊型内窥镜。例如, 如图 19 的 (1) 所示, 是施加磁通密度沿着永磁铁 218 的磁化方向的垂直方向变化的磁场 M24 的情况。这种情况下, 磁性引力产生在图 19 的 (1) 的箭头 Y24a 的方向上, 在该磁性引力的作用下, 胶囊型内窥镜 210b 也沿着箭头 Y24a 的方向移动。与此同时, 已从胶囊型内窥镜 210b 突出的针 16 也沿着箭头 Y24b 的方向移动。另外, 在胶囊型内窥镜 210b 中, 使针 16 进行捞起动作地进行穿刺, 因此针 16 的顶端方向不与永磁铁 218 的磁化方向大致平行。与永磁铁 218 的磁化方向垂直的磁性引力施加在针 16 的穿刺方向上, 如图 19 的 (2) 所示, 将针 16 设置成针 16 的顶端方向和永磁铁 218 的磁化方向所成的角的角度 $\theta 21$ 为 45° 以上。使角度 $\theta 21$ 为 45° 以上的情况下, 如图 19 的 (2) 所示, 箭头 Y24a 的方向的磁性引力施加在针 16 的穿刺方向上, 因此针 16 沿着箭头 Y24b 的方向被压靠在胃壁 Ws 上而可靠地穿刺。并且, 在角度 $\theta 21$ 为 60° 以上的情况下, 能够将磁性引力的 80% 以上的成分施加在针 16 的穿刺方向上, 因此最好使角度 $\theta 21$ 为 60° 以上。

[0121] 另外, 与图 8 的胶囊型内窥镜 10a 同样, 如图 20 的 (1) 的胶囊型内窥镜 210c 那样, 将针 16 设置成突出的情况下的针 16 的顶端方向与箭头 Y25a 所示的针 16 突出或缩入的方向不同。如图 20 的 (2) 所示, 在胶囊型内窥镜 210c 倒伏之后而针 16 穿刺胃壁 Ws 的情况下, 与针 16 的箭头 Y26 所示的缩入方向不同的方向的反作用力 P26 从胃壁 Ws 施加在胶囊型内窥镜 210c 上, 因此针 16 不会被推回到胶囊型内窥镜 210c 内。

[0122] 并且, 如图 20 的 (1) 所示, 也可以将永磁铁 218 设置成相对于胶囊型内窥镜 210c 的径向倾斜。这种情况下, 施加有铅直方向的磁场 M25 的情况下, 使永磁铁 218 的方向变化成与磁场 M25 相同的方向, 因此胶囊型内窥镜 210c 主体相对于胃壁 Ws 倾斜地立起。然后, 针 16 被设置成在胶囊型内窥镜 210c 主体从胃壁 Ws 立起时, 从胶囊型内窥镜 210c 的胃壁 Ws 侧的倾斜面突出。由此, 在施加有磁场 M25 的情况下, 针 16 的顶端能够可靠地被定位成朝着胃壁 Ws。并且, 磁场 M25 的施加被停止的情况下, 利用倾斜的胶囊型内窥镜 210c 的自

重,如箭头 Y25b 那样胶囊型内窥镜 210c 保持使针 16 处于下面的状态倒伏,能可靠地使针 16 穿刺胃壁 Ws。

[0123] 实施方式 3

[0124] 接着,说明实施方式 3。图 21 是表示实施方式 3 的胶囊型内窥镜的内部构成的图。另外,图 22 是图 21 的 CC 剖视图。另外,实施方式 3 的胶囊导入系统具有与图 1 同样的构成,通过进行与图 5 所示的处理程序相同的处理程序,能进行药液的注入。

[0125] 在实施方式 3 的胶囊导入系统中,如图 21 所示,与胶囊型内窥镜 210 同样使用具有壳体的径向与磁化方向大致平行的永磁铁 318 的胶囊型内窥镜 310。

[0126] 而且,如图 21 和图 22 所示,驱动器 15 与针 316 的后端成 $90^{\circ} \sim 135^{\circ}$ 的角度地进行连接。因此,驱动器 15 如图 22 的 (2) 的箭头 Y31 那样向胶囊型内窥镜 310 外周侧移动的情况下,针 316 如箭头 Y32 所示那样突出到胶囊型内窥镜 310 的外表面。因此,突出的情况下的针 316 的顶端方向与针 316 突出或缩入的方向不同,因此,即使由于胶囊型内窥镜 310 向箭头 Y31 方向移动,而受到来自肠壁等的反作用力 P31 的情况下,已突出的针 316 不会被推回胶囊型内窥镜 310。

[0127] 在该胶囊型内窥镜 310 中,胶囊型内窥镜 310 的径向与胶囊型内窥镜 310 内的永磁铁 318 的磁化方向一致,因此能够使胶囊型内窥镜 310 的径向变化成所施加的磁场的方向。具体来说,如图 23 的 (1) ~ (3) 所示的磁场 M31 ~ M33 那样施加有以管腔为中心的旋转磁场的情况下,如箭头 Y33a、Y33b、Y33c 那样永磁铁 318 也随着旋转磁场的旋转而以胶囊型内窥镜 310 的长轴为中心旋转,与此同时,整个胶囊型内窥镜 310 也如箭头 Y33 那样旋转。这种情况下,突出的针 316 也随着整个胶囊型内窥镜 310 的旋转而移动,如图 23 的 (3) 所示,针 316 的顶端部所勾挂的肠壁 Wi 被伸展,由整个胶囊型内窥镜 310 的旋转所产生的运动量施加在针 316 的顶端,针 316 可靠地穿刺到肠壁 Wi 内。

[0128] 或者,如图 24 的 (1) 所示,也可以在磁场产生部 2 对管腔施加倾斜的磁场 M34 而使胶囊型内窥镜 310 主体倾斜,由此如图 24 的 (2) 那样使肠壁 Wi 伸展之后,施加具有与磁场 M34 相同的角度并且沿着胶囊型内窥镜 310 的外周旋转的旋转磁场 M35。随着旋转磁场 M35 的旋转,胶囊型内窥镜 310 也如箭头 Y35 所示那样旋转,因此突出于胶囊型内窥镜 310 的外表面的针 316 可靠地穿刺伸展的肠壁 Wi。

[0129] 这样,如实施方式 3 那样使针 316 突出于胶囊型内窥镜 310 的外表面的情况下,也通过使施加在永磁铁 318 上的磁场的方向变化,将由整个胶囊型内窥镜 310 的方向的变化所产生的大的动作施加在针 316 上,能使针 316 可靠地穿刺对象层。

[0130] 在此,针 316 的顶端勾挂在肠壁等穿刺对象层的组织上之后,在旋转磁场的作用下,胶囊型内窥镜 310 旋转,能可靠地使针 316 穿刺。可是,如图 25 的 (1) 所示,针的突出长度短而针 116 的顶端未勾挂在肠壁 Wi 等穿刺对象层的组织上的情况下,即使是整个胶囊型内窥镜旋转的情况下,也如图 25 的 (2) 所示,针 116 的顶端在肠壁 Wi 组织表面滑动而空转,针 116 没有穿刺。因此,为了使针 316 的顶端勾挂穿刺对象层的组织,需要设定针 316 的突出长度、针 316 的配设位置。

[0131] 具体来说,如图 26 的 (1) 所示,在区域 S33a 中,针 316 的顶端勾挂在肠壁 Wi 上,如箭头 Y37 所示那样利用胶囊型内窥镜 310 的旋转而能使肠壁 Wi 伸展,如图 26 的 (2) 的区域 S33b 所示,在针 316 的顶端与胶囊型内窥镜 310 的壳体之间需要肠壁 Wi 的组织能充

分地进入的空间。

[0132] 例如,以将人的小肠作为针的穿刺对象层的情况为例来对针 316 的具体的构造和设置位置条件进一步详细地说明。如图 27 所示,小肠的粘膜层 Wis 由朝着内腔延伸的细长的毛状的被称为绒毛 Hj 的组织构成。该绒毛 Hj 的长度是 1mm 左右。欲注入药液的粘膜下层碰到该绒毛 Hj 的根部。因此,如图 28 所示,若对针 316 的构造和设置位置进行设置,使得在将针 316 的顶端与胶囊型内窥镜 310 的外周的中心相连接的直线 L0 上,在针 316 的顶端部和胶囊型内窥镜 310 的壳体之间能够存在超过 1mm 的空间,则绒毛 Hj 进入到该空间内,针 316 的顶端部就能到达作为目标的粘膜下层。在针 316 的顶端部到达粘膜下层的状态下,使整个胶囊型内窥镜 310 以胶囊型内窥镜 310 的长轴为中心旋转,针 316 穿刺粘膜下层,能注入药液。

[0133] 接着,对在将针 316 的顶端和胶囊型内窥镜 310 的外周的中心连接的直线 L0 上、在针 316 的顶端部和胶囊型内窥镜 310 的壳体之间能够存在超过 1mm 的空间的针 316 的突出角度进行说明。该针 316 的突出角度如图 29 所示,针 316 的作为胶囊型内窥镜 310 的壳体侧的下侧的外切线同该外切线与胶囊型内窥镜 310 的壳体外周的交点上的切线 Ls 所成的角度为 θ 。如图 30 所示,使胶囊型内窥镜 310 以长轴为中心旋转的情况下,在针 316 的顶端,沿与上述切线 Ls 大致平行的方向受到来自小肠组织的力 F。其中,与针 316 的移动方向平行的力 F 的成分成为针 316 对小肠组织穿刺力 F'。针 316 的突出角度是上述外切线和切线 Ls 所成的角度 θ ,因此穿刺力 F' 的大小为 $F\cos\theta$ 。在此,在角度 θ 是 45° 以下的情况下,穿刺力 F' 比垂直于穿刺力 F' 的力 F 的一方的成分大,因此能够将胶囊型内窥镜 310 的旋转所产生的力高效率地用于穿刺。因此,针 316 的突出角度 θ 最好是 45° 以下。

[0134] 接着,说明针 316 的突出长度 L 的最小值。如图 31 所示,求出与包括针 316 在内的胶囊型内窥镜 310 的长轴方向垂直的截面,以胶囊型内窥镜 310 的长轴为原点,形成坐标系。胶囊型内窥镜 310 的外径为 2r,与针 316 的顶端部相对应的点为 T。

[0135] 如图 32 所示,针 316 的突出角度为 θ 和针 316 的突出长度为 L 的情况下,点 T 的坐标为 $(L\cos\theta, L\sin\theta+r)$ 。这种情况下,作为针 316 的顶端部与胶囊型内窥镜 310 的壳体之间的长度的针下长度 U 用以下的 (1) 式表示。

$$[0136] \quad U = ((L\cos\theta)^2 + (L\sin\theta + r)^2)^{1/2} - r \quad (1)$$

[0137] 针下长度 U 只要如上所述那样是 1mm 以上即可,所以 $U \geq 1$ 成立。因此,以式 (1) 为基础,导出以下的式 (2)。

$$[0138] \quad L^2 + 2rL\sin\theta - (2r+1) \geq 0 \quad (2)$$

[0139] 根据图 32 可知,在突出长度 L 相同的情况下,突出角度 θ 越大,针下长度 U 也越大。换句话说,突出角度 θ 越大,满足 $U \geq 1$ 的长度 L 越短。突出角度 θ 最好为 45° 以下,因此,突出角度 θ 是 45° 时,突出长度 L 为最小值。在此,将 $\theta = 45^\circ$ 代入式 (2),求出以下的式 (3)。

$$[0140] \quad L^2 + 2^{1/2}rL - (2r+1) \geq 0 \quad (3)$$

[0141] 对该式 (3) 进行变形时,能得到式 (4)。

$$[0142] \quad (L + 2^{1/2}r/2)^2 + (r^2/2 + 2r + 1) \geq 0 \quad (4)$$

[0143] 在该式 (4) 中, $X = L + 2^{1/2}r/2$ 、 $P = r^2/2 + 2r + 1$ 时,成为以下的式 (5)。

$$[0144] \quad X^2 - P = (X + P^{1/2})(X - P^{1/2}) \geq 0 \quad (5)$$

[0145] 由于 $r > 0$, 因此能导出 $P > 0$ 。

[0146] 因此, $P^{1/2} > 0$ 成立, 因此式 (5) 成立的 X 的范围是 $P^{1/2} \leq X$ 。通过将 $X = L + 2^{1/2}r/2$ 、 $P = r^2/2 + 2r + 1$ 代入式 (5), 以下的式 (6) 成立。

$$[0147] \quad L + 2^{1/2}r/2 \geq (r^2/2 + 2r + 1)^{1/2} \quad (6)$$

[0148] 然后, 通过式 (6), L 的最小值是 L_{\min} , 成为以下的式 (7)。

$$[0149] \quad L_{\min} = (r^2/2 + 2r + 1)^{1/2} - 2^{1/2}r/2 \quad (7)$$

[0150] r 的数值越小, 满足 $U \geq 1$ 的 L 的最小值 L_{\min} 也越小。

[0151] 小肠用的胶囊型内窥镜 310 的外径通常是 5mm 以上, 因此 $R \geq 5$ 时, r 的最小值为 2.5mm。通过将该 r 的最小值 2.5mm 代入式 (7), 能如以下的式 (8) 那样决定 L_{\min} 的数值。

$$[0152] \quad L \approx 1.253 \text{ (mm)} \quad (8)$$

[0153] 这样, 针 316 的突出长度 L 的最小值为 1.253mm。因此, 只要突出长度 L 比 1.26mm 长, 就能在针 316 和胶囊型内窥镜 310 的壳体之间形成超过绒毛 H_j 的长度 1mm 的高度的空间。

[0154] 另外, 考虑到向被检体内插入的插入性, 胶囊型内窥镜 310 的最大直径最好是 20mm 以下。另外, 胶囊型内窥镜 310 的壳体的直径越小, 因为形成在针 316 和壳体之间的空间的高度超过 1mm, 所以越能减小针 316 的突出长度 L , 能够使驱动该针 316 突出和缩入的驱动器 15 更加小型化。

[0155] 变形例 1

[0156] 接着, 说明本发明的胶囊型内窥镜的变形例 1。在上述的实施方式 3 的胶囊型内窥镜 310 中, 在驱动器 15 的驱动下, 使针 316 突没, 但也可以该针 316 利用永磁铁 318 的旋转而突没。图 33 是表示本发明的变形例 1 的胶囊型内窥镜的一构成例子的示意图。图 34 是图 33 所示的胶囊型内窥镜的 CC 剖视图。另外, 在图 34 中图示了作为该变形例 1 的胶囊型内窥镜 310a 的主要部分的针 316 的突没机构部分。

[0157] 如图 33、34 所示, 该变形例 1 的胶囊型内窥镜 310a 在具有与上述实施方式 3 的胶囊型内窥镜 310 同样的构造的胶囊型的壳体 311 的内部设置有: 利用永磁铁 318 的旋转而使针 316 突没的突没机构 312; 用于支承突没机构 312 和永磁铁 318 的旋转轴 313; 支承该旋转轴 313 旋转自如的轴承部 314; 对永磁铁 318 相对于壳体 311 的连接状态进行切换的连接状态切换部 315。而且, 虽未图示, 但针 316 经由管等与阀 14 相连通。其他的构成与实施方式 3 相同, 对相同构成部分标注相同的附图标记。

[0158] 突没机构 312 是用于利用永磁铁 318 相对于壳体 311 的相对旋转而使针 316 从壳体 311 突出或没入壳体 311 的机构, 如图 33、34 所示, 突没机构 312 是将相互啮合的齿条 312a 和小齿轮 312b 进行组合而实现的。齿条 312a 是具有与小齿轮 312b 啮合的齿的棒状构件。在该齿条 312a 的端部固定有与上述实施方式 3 的情况同样地倾斜的状态的针 316。这种情况下, 针 316 被设置成为其顶端方向与永磁铁 318 的磁化方向处于同一面内。该齿条 312a 将小齿轮 312b 的旋转运动变换成直线运动, 从而能使针 316 从壳体 311 突出, 或将突出状态的针 316 缩入到壳体 311 的内部。小齿轮 312b 被固定在旋转轴 313 的端部, 被配置成与齿条 312a 啮合。小齿轮 312b 将永磁铁 318 的旋转动作经由旋转轴 313 传递到齿条 312a 上。

[0159] 如图 33 所示, 旋转轴 313 以插入到形成于永磁铁 318 的大致中央部的通孔中的状态被固定在永磁铁 318 上。另外, 在旋转轴 313 的一端部上安装有上述那样的小齿轮 312b, 旋转轴 313 的另一端部被安装在轴承部 314 上。轴承部 314 如图 33 所示那样被配置在壳体 311 的内壁侧延伸部, 以使旋转轴 313 旋转自如地方式支承该旋转轴 313 的另一端部。

[0160] 连接状态切换部 315 用于切换永磁铁 318 相对于壳体 311 的连接状态, 是采用可动式的连接构件 315a 和作为该连接构件 315a 的驱动源的驱动器 315b 来实现的。如图 33 所示, 连接构件 315a 被配置在壳体 311 的内壁侧延伸部。连接构件 315a 经由旋转轴 313 将永磁铁 318 与壳体 311 连接, 将永磁铁 318 相对于该壳体 311 的连接状态在固定状态和可运动自如状态之间进行切换。具体来说, 连接构件 315a 利用驱动器 315b 的驱动力而沿接近旋转轴 313 的方向动作, 从侧方挟持旋转轴 313 (参照图 33)。结果, 连接构件 315a 经由该旋转轴 313 而使永磁铁 318 相对于壳体 311 处于固定状态。另外, 连接构件 315a 利用驱动器 315b 的驱动力而沿从旋转轴 313 离开的方向动作, 解除该旋转轴 313 的挟持状态。结果, 连接构件 315a 解除永磁铁 318 相对于该壳体 311 的固定状态, 使永磁铁 318 相对于壳体 311 处于可运动自如状态。驱动器 315b 被上述的控制基板 17 的控制电路控制而进行驱动。

[0161] 在此, 所谓永磁铁 318 相对于该壳体 311 的固定状态是指永磁铁 318 经由旋转轴 313 相对地固定在壳体 311 的状态。图 35 是举例说明永磁铁相对于壳体的连接状态是固定状态的情况的胶囊型内窥镜的动作的示意图。如图 35 所示, 相对于壳体 311 处于固定状态的永磁铁 318 追从外部所施加的磁场 M36 而与壳体 311 一起旋转。胶囊型内窥镜 310a 追从相对于该壳体 311 处于固定状态的永磁铁 318 的旋转而例如沿壳体 311 的周向旋转。这种情况下, 永磁铁 318 相对于壳体 311 不相对地旋转, 因此齿条 312a 和小齿轮 312b 不动作, 结果, 胶囊型内窥镜 310a 不使针 316 从壳体 311 突出或没入壳体 311。

[0162] 另一方面, 所谓永磁铁 318 相对于该壳体 311 的可运动自如状态是指永磁铁 318 相对于壳体 311 相对地旋转自如的状态。图 36 是表示利用连接构件将永磁铁相对于壳体的连接状态切换成可运动自如状态的状态的示意图。图 37 是举例说明永磁铁相对于壳体的连接状态处于可运动自如状态的情况的胶囊型内窥镜的动作的示意图。如图 36、37 所示, 相对于壳体 311 处于可运动自如状态的永磁铁 318 追从外部所施加的磁场 M36 而相对于壳体 311 相对地旋转。这种情况下, 永磁铁 318 经由旋转轴 313 而将旋转动作传递到小齿轮 312b 上。小齿轮 312b 随着该永磁铁 318 的旋转而旋转。齿条 312a 将该小齿轮 312b 的旋转动作变换成直线动作, 如图 37 所示那样使针 316 从壳体 311 突出。之后, 对该可运动自如状态的永磁铁 318 施加与磁场 M36 相反的方向的旋转磁场的情况下, 该永磁铁 318 追从该相反方向的旋转磁场而相对于壳体 311 相对地旋转。这种情况下, 永磁铁 318 经由旋转轴 313 将相反方向的旋转动作传递到小齿轮 312b 上。小齿轮 312b 随着该永磁铁 318 的旋转而沿相反方向旋转。齿条 312a 将该小齿轮 312b 的旋转动作变换成直线动作, 将突出状态的针 316 缩入到壳体 311 中。

[0163] 另外, 在该针 316 的突没动作时, 永磁铁 318 相对于壳体 311 处于旋转自如的状态, 因此胶囊型内窥镜 310a 不追从该状态的永磁铁 318 的旋转动作, 不进行旋转。

[0164] 这样, 在本发明的变形例 1 中, 利用连接构件将永磁铁相对于壳体的连接状态在固定状态和可运动自如状态之间进行切换, 使永磁铁相对于壳体的连接状态处于固定状态

的情况下,胶囊型内窥镜追随该固定状态的永磁铁的旋转而旋转,永磁铁相对于壳体的连接状态处于可运动自如状态的情况下,追随相对于壳体的永磁铁的旋转而使针的突没机构动作,使针从壳体突出或没入壳体。因此,能够通过施加外部磁场而将胶囊型内窥镜的磁性引导和针的突没动作选择性地分开进行,结果,能够降低胶囊内窥镜的磁性引导和针的突没动作所需的能量消耗。

[0165] 另外,该变形例 1 的胶囊型内窥镜 310a 也可以构成为在壳体 311 的外表面具有螺旋构造体,利用相对于壳体 311 处于固定状态的永磁铁 318 的旋转而推进。另外,该变形例 1 的针 316 的突没机构 312 不限于上述的齿条 312a 和小齿轮 312b 的组合而成的机构,既可以是使用凸轮的机构,也可以是将带和带轮组合而成的机构,还可以是使用了曲柄机构的机构。

[0166] 实施方式 4

[0167] 接着,说明实施方式 4。图 38 是表示实施方式 4 的胶囊型内窥镜的内部构成的图。实施方式 4 的该胶囊导入系统具有与图 1 同样的构成,通过进行与图 5 所示的处理程序同样的处理程序,能进行药液的注入。

[0168] 如图 38 所示,在实施方式 4 的胶囊导入系统中,与胶囊型内窥镜 10 同样地使用具有壳体的长轴方向和磁化方向大致平行的永磁铁 18 的胶囊型内窥镜 410。并且,针 16 的顶端方向与径向大致平行,针 16 在驱动器 15 的驱动下沿胶囊型内窥镜 410 的径向突出或缩入。因此,永磁铁 18 的磁化方向和针 16 的顶端方向大致垂直。

[0169] 并且,在胶囊型内窥镜 410 的针 16 的顶端方向侧设置有配重 220。配重 220 被设置在从胶囊型内窥镜 410 的长轴向针 16 的顶端方向侧偏离的位置上。因此,利用配重 220,胶囊型内窥镜 410 的壳体的重心从胶囊型内窥镜 410 的壳体的长轴偏离,胶囊型内窥镜 410 的壳体的重心处于针 16 的顶端方向侧。换句话说,针 16 的顶端方向为在该配重 220 的作用下胶囊型内窥镜 410 的壳体的重心偏离的方向,即,为与重心从中心轴的偏离方向相对应的方向。

[0170] 接着,对使用了胶囊型内窥镜 410 的情况下的胶囊方向变化处理进行详细地说明。例如,如图 39 所示,对在下方存在胃壁 W_s 的宽阔的空间的情况进行说明。这种情况下,如图 39 的 (1) 所示,磁场产生部 2 将与胃壁 W_s 的表面平行的方向的磁场 M_{41a} 施加在胶囊型内窥镜 410 上。结果,永磁铁 18 的方向随着磁场 M_{41a} 变化,与此同时胶囊型内窥镜 410 的方向也变化。而且,在胶囊型内窥镜 410 内的配重 220 的作用下,胶囊型内窥镜 410 被定位成该配重 220 朝着下方的胃壁 W_s 侧。接着,如图 39 的 (2) 所示,磁场产生部 2 将朝向胃壁 W_s 上方的磁场 M_{41b} 施加在胶囊型内窥镜 410 上,改变永磁铁 18 的方向而使胶囊型内窥镜 410 立起。随后,如图 39 的 (3) 的箭头 Y_{41} 所示,磁场产生部 2 将使方向从胃壁 W_s 的上方变成胃壁 W_s 侧的的磁场 M_{42a} 、 M_{42b} 、 M_{42c} 施加在胶囊型内窥镜 410 上。

[0171] 结果,如箭头 Y_{42} 所示,胶囊型内窥镜 410 随着所施加的磁场的方向的变化而倒向胃壁 W_s 侧,倒伏的整个胶囊型内窥镜 410 的重量作用在针 16 的顶端,突出的针 16 穿刺胃壁 W_s 。这种情况下,胶囊型内窥镜 410 以配重 220 所设置的一侧作为下侧而倒伏,因此与该配重 220 所设置的一侧相对应地设置的针 16 能可靠地穿刺胃壁 W_s 。并且,通过设置配重 220 而使胶囊型内窥镜 410 的重心从长轴向针的顶端方向侧挪移,由此能增大胶囊型内窥镜 410 倒伏时的运动量,因此能进一步可靠地进行针 16 的穿刺。

[0172] 这样,在实施方式 4 中,通过设置配重 220 而使胶囊型内窥镜 410 的重心向突出的针 16 的顶端方向侧挪移,进一步可靠地使针 16 穿刺对象层。

[0173] 另外,在本实施方式 4 中,在图 39 的 (3) 中,也可以为如下的情况,即,磁场产生部 2 停止磁场的施加,使产生磁场为 0,通过胶囊型内窥镜 410 的自重而使胶囊型内窥镜 410 倒伏。这种情况也同样地使配重 220 所设置的一侧为下侧地进行倒伏,因此与该配重 220 所设置的一侧相对应地设置的针 16 能可靠地穿刺胃壁 Ws。

[0174] 而且,在本实施方式 4 中,也可以如图 40 所示的胶囊型内窥镜 410a 那样将永磁铁 18 的位置沿胶囊型内窥镜 410a 的顶端 方向挪移。另外,既可以如图 41 所示的胶囊型内窥镜 410b 那样将配重 220 沿胶囊型内窥镜 410b 的顶端方向挪移,也可以如图 42 所示的胶囊型内窥镜 410c 那样将永磁铁 418 设置在胶囊型内窥镜 410c 的顶端方向而起到作为配重 220 的功能。通过这样使胶囊型内窥镜 410a、410b、410c 的重心从长轴向针的顶端方向侧挪移,与图 39 的 (2)、(3) 的情况同样地能进一步对立起的胶囊型内窥镜 410a 施力而使胶囊型内窥镜 410a 倒伏,从而进一步可靠地进行针的穿刺。

[0175] 实施方式 5

[0176] 接着,说明实施方式 5。图 43 是表示实施方式 5 的胶囊型内窥镜的内部构成的图,图 44 是实施方式 5 的胶囊型内窥镜的右侧视图。另外,实施方式 5 的胶囊导入系统具有与图 1 同样的构成,进行与图 5 所示的处理程序同样的处理程序,能进行药液的注入。

[0177] 在实施方式 5 的胶囊导入系统中,如图 43 和图 44 所示,与胶囊型内窥镜 210 相比,使用在胶囊型内窥镜的壳体的外表面还具有用于推进该胶囊型内窥镜 510 的螺旋构造体 521 的胶囊型内窥镜 510。该螺旋构造体 521 呈管状,如图 44 所示,针 16 能突出地设置在螺旋构造体 521 的顶端。

[0178] 药液箱 13 和阀 14 与螺旋构造体 521 所形成的管路以及设置在螺旋构造体 521 顶端的针 16 相连接。并且,药液箱 13 和阀 14 随着电动机 520 的旋转,成为一体地在胶囊型内窥镜 510 的壳体内旋转。这种情况下,阀 14 沿着设置在胶囊型内窥镜 510 壳体上的槽 522 而在图 43 的 (2) 所示的箭头 Y51 的方向上在壳体内移动。并且,利用电动机 520 的旋转,药液箱 13 和阀 14 沿着槽 522 旋转移动,由此与药液箱 13 和阀 14 相连接的针 16 也被从螺旋构造体 521 内推出,如图 44 的 (2) 的箭头 Y52 所示,针 16 从螺旋构造体 521 的顶端突出。药液箱 13 和阀 14 移动到能够旋转的位置的情况下,针 16 也从螺旋构造体 521 完全地突出。并且,药液箱 13 和阀 14 移动到能够旋转的位置的情况下,将药液箱 13 和螺旋构造体 521 的管内的注入口连接起来,药液从药液箱 13 流入到螺旋构造体 521 所构成的管内。另外,电动机 520 基于从接收部 3 所发送的无线信号的指示并在控制基板 17 的控制下,开始旋转或停止旋转。另外,该电动机 520 采用由电池 19 所供给的电力而进行旋转动作。

[0179] 在胶囊型内窥镜 510 中,通过旋转磁场绕胶囊型内窥镜 510 的长轴施加而使胶囊型内窥镜 510 旋转。胶囊型内窥镜 510 旋转时,螺旋构造体 521 与体内的消化管壁配合,胶囊型内窥镜 510 能像螺钉那样沿轴向移动。

[0180] 在此,在实施方式 5 中,磁场控制部 8 使磁场产生部 2 产生用于使永磁铁 218 旋转的旋转磁场,从而使整个胶囊型内窥镜 510 旋转,使得针 16 的突出方向和螺旋构造体 521 的推进方向一致。

[0181] 具体来说,如图 45 所示,磁场产生部 2 使沿箭头 Y53 的方向旋转的旋转磁场 M51

施加在胶囊型内窥镜 510 上,使得螺旋构造体 521 沿与作为箭头 Y52 所示的针 16 的突出方向相同的方向的该箭头 Y53 的方向推进。结果,胶囊型内窥镜 510 如箭头 Y53 所示那样旋转,螺旋构造体 521 也沿箭头 Y53 的方向推进。因此,随着螺旋构造体 521 向箭头 Y53 的方向推进,突出的针 16 的顶端也从螺旋构造体 521 的顶端沿箭头 Y53 所示的方向移动,针 16 穿刺位于胶囊型内窥镜 510 的下部的穿刺对象层(未图示)。在旋转磁场 M51 的作用下进行旋转的整个胶囊型内窥镜 510 的重量施加在针 16 的顶端,针 16 随着由该整个胶囊型内窥镜 510 的重量所产生的大的运动量而可靠地穿刺穿刺对象层。另外,用户也可以经由输入部 6 输入指示,使得在施加旋转磁场 M51 过程中胶囊型内窥镜 510 进行旋转的过程中,使电动机 520 旋转而使针 16 突出。另外,用户也可以经由输入部 6 输入指示,使得通过施加旋转磁场 M51 而使胶囊型内窥镜 510 旋转,螺旋构造体 521 的顶端接触穿刺对象层时使电动机 520 旋转而使针 16 突出。

[0182] 即使是在如实施方式 5 那样在螺旋构造体 521 的顶端设置有针 16 的情况下,磁场控制部 8 通过使磁场产生部 2 产生用于使永磁铁 218 旋转的旋转磁场,使得针 16 的突出方向和螺旋构造体 521 的推进方向一致,由此付与针 16 大的动作,能使针 16 可靠地穿刺穿刺对象层。

[0183] 另外,也可以通过磁场产生部 2 施加旋转磁场 M51 而使胶囊型内窥镜 510 旋转后,施加梯度磁场而产生磁性引力,能使针 16 更可靠地穿刺穿刺对象层。

[0184] 另外,在实施方式 1~5 中,对使胶囊型内窥镜 10、210、310、410、510 的方向变化成所期望的方向所施加的磁场进行了说明,然而,该磁场是在针的顶端方向与永磁铁的磁化方向大致平行的平面内使方向变化的磁场。即,为了使针的顶端方向变化成期望的方向,需要将胶囊型内窥镜自身的方向变化成期望的方向。因此,在针的顶端方向与永磁铁的磁化方向大致平行的平面内,必须对永磁铁施加作为能将针的顶端方向变化成期望的方向的方向的磁场。因此,磁场控制部 8 需要使磁场产生部 2 产生在针的顶端方向与永磁铁的磁化方向大致平行的平面内使方向变化的磁场,使永磁铁的方向变化而使整个胶囊型内窥镜的方向变化。

[0185] 而且,在实施方式 1~5 中,对接收部 3 根据从输入部 6 所输入的指示而发送用于指示注入药液的无线信号的情况进行了说明,但不限于此,接收部 3 也可以具有自动病变检测功能,在检测到出血部、溃疡部等病变的情况下,可以自动地发送用于指示注入药液的无线信号。在这种情况下,控制部 4 也可以基于接收部 3 的病变部检测结果,磁场控制部 8 以指示产生用于进行穿刺的磁场的方式进行动作。

[0186] 变形例 2

[0187] 接着,说明本发明的变形例 2。在上述的实施方式 5 中,利用驱动器的旋转驱动使针突出,但在该变形例 2 中,还使针突出到摄像部的摄像视场内。图 46 是表示本发明的变形例 2 的胶囊型内窥镜的一构成例子的示意图。如图 46 所示,该变形例 2 的胶囊型内窥镜 510b 在壳体的外表面不具有上述螺旋构造体 521,替代上述螺旋构造体 521,具有覆盖胶囊主体 511 的除了光学圆顶部以外的部分的鞘 512。另外,胶囊型内窥镜 510b 替代上述的电动机 520,具有用于驱动大致半圆形形状的针 16 旋转的旋转驱动器 513。另外,该胶囊主体 511 除了该旋转驱动器 513 的功能以外,是具有与上述胶囊型内窥镜 510 同样的功能的装置。其他的构成与实施方式 5 相同,对相同构成部分标注相同附图标记。

[0188] 针 16 是螺旋形状或大致半圆形形状的注射针,如图 46 所示那样被配置在胶囊主体 511 的光学圆顶部附近。针 16 经由管等与阀 14 相连通,利用该阀 14 的打开动作与药液箱 13 相连通。旋转驱动器 513 与上述电动机 520 同样地被控制基板 17 的控制电路驱动控制,使针 16 旋转而使其突没。这种情况下,旋转驱动器 513 使针 16 突出到摄像元件 12 的摄像视场内。另外,该旋转驱动器 513 既可以如图 46 所示那样配置在胶囊主体 511 的壳体外表面上,也可以被配置在壳体内部。

[0189] 鞘 512 是胶囊型内窥镜 510b 的壳体的一部分,如图 46 所示那样被安装在胶囊主体 511 上,覆盖该胶囊主体 511 的除了光学圆顶部以外的部分。这种情况下,鞘 512 内置有突出前的针 16 和旋转驱动器 513。另外,该鞘 512 内的针 16 一边利用旋转驱动器 513 的驱动力而旋转,一边从鞘 512 突出或没入鞘 512。

[0190] 接着,对该变形例 2 的胶囊型内窥镜 510b 的针突没动作进行说明。图 47 是表示该变形例 2 的胶囊型内窥镜使针突出到摄像视场内的状态的示意图。图 48 是表示该变形例 2 的胶囊型内窥镜所拍摄的图像的一个例子的示意图。

[0191] 被导入到被检体内部的胶囊型内窥镜 510b 一边在被检体的内脏器官内部移动,一边对作为该被检体的内脏器官内部的图像的体内图像进行依次拍摄,将所得到的体内图像依次无线发送到外部的接收部 3(参照图 1)。医生或护士等用户一边将该胶囊型内窥镜 510b 所拍摄的体内图像显示到显示部 5 上(参照图 1)来进行观察,一边对该胶囊型内窥镜 510b 是否到达被检体内部的患部等期望的部位进行判断。

[0192] 在此,被检体内部的胶囊型内窥镜 510b 到达了体内的期望部位的情况下,图 1 所示的控制部 4 基于输入部 6 的输入信息而生成控制信号,控制接收部 3,从而将该生成的控制信号无线发送到胶囊型内窥镜 510b。胶囊型内窥镜 510b 基于该来自控制部 4 的控制信号,一边使针 16 突出一边拍摄体内图像。这种情况下,如图 47 所示,针 16 从鞘 512 突出而位于摄像元件 12 的摄像视场内。摄像元件 12 对包括该摄像视场内的针 16 在内的体内图像进行拍摄。如图 48 所示,由该摄像元件 12 所拍摄的体内图像例如包括作为体内的期望部位的一个例子的患部 514 和突出状态的针 16。用户通过参照该体内图像,能够容易地目视确认针 16 和患部 514 的相对位置关系。用户基于该体内图像确认针 16 和患部 514 的相对位置关系,并对胶囊型内窥镜 510b 的磁性引导和针突出动作进行操作。基于该用户操作,被检体内部的胶囊型内窥镜 510b 使针 16 突出到患部 514 附近而被磁性引导,由此,能够使针 16 可靠地穿刺患部 514。结果,胶囊型内窥镜 510b 能可靠地将药液注射到该患部 514。

[0193] 这样,在本发明的变形例 2 中,构成为使注射针突出到内置在胶囊型内窥镜的摄像元件的摄像视场内,对用于捕捉被检体内部的患部等期望部位与注射针之间的位置关系的体内图像进行拍摄。因此,容易基于体内图像来目视确认被检体内部的期望部位与注射针之间的相对位置关系,参照该体内图像并对胶囊型内窥镜的磁性引导和针突出动作进行操作,从而容易地将注射针穿刺该期望部位。结果,在使注射针穿刺体内部位之后,不使注射针突出需要的长度以上,能够可靠地将药液注射到期望部位上。另外,利用体内图像来目视确认药液相对于该期望部位的注射情况,在产生药液从期望部位漏出的情况下,立即停止放出药液。

[0194] 另外,该变形例 2 的胶囊型内窥镜 510b 所例示那样的针突出动作也能适用于上述

的实施方式 1 ~ 5 的胶囊型内窥镜。即,实施方式 1 ~ 5 的胶囊型内窥镜使注射针突出到摄像元件的摄像视场内,将该突出的注射针作为被摄体而对包括该突出的注射针在内的体内图像进行拍摄。这种情况也能够享有与上述变形例 2 的胶囊型内窥镜 510b 同样的作用效果。

[0195] 变形例 3

[0196] 接着,说明变形例 3。在实施方式 1 ~ 5 中,对使用由电池 19 所供给的电力使驱动器 15 或电动机 520 动作来使针突出的情况进行了说明,但在变形例 3 中,对利用被设置在壳体内部两个永磁铁之间的反作用力而使针突出的情况进行说明(例如,存在由本申请人提出的日本特愿 2007-46013。)。这种情况下,在胶囊型内窥镜的壳体内设置有第 1 永磁铁和第 2 永磁铁,该第 1 永磁铁和第 2 永磁铁被设置成在包括磁化方向的平面内能够相对地旋转,沿第 1 永磁铁和第 2 永磁铁互相产生反作用力的方向施加使第 1 永磁铁和 / 或第 2 永磁铁相对地旋转的磁场即可。

[0197] 参照图 49 和图 50 进行具体地说明。图 49 的 (1)、(2) 是变形例 3 的胶囊型内窥镜的轴向的剖视图,图 49 的 (3) 是用图 49 的 (2) 的 EE 线剖切胶囊型内窥镜而成的剖视图。图 50 是表示变形例 3 的胶囊型内窥镜的规定的各状态下磁场产生部 2 所施加的磁场强度的图。如图 49 所示,在变形例 3 的胶囊型内窥镜 510a 中,能旋转且能沿图 49 的 (2) 的箭头 Y51b 的方向移动的旋转移动磁铁 518a 和能旋转的旋转磁铁 518b 相对地设置。在旋转磁铁 518b 的接触面上设有降低摩擦构件 509,使得旋转磁铁 518b 顺畅地旋转。另外,在胶囊型内窥镜 510a 中,在旋转移动磁铁 518a 的旋转磁铁 518b 侧的表面上设置有高摩擦构件 508,使得在旋转移动磁铁 518a 与旋转磁铁 518b 侧的隔板接触的情况下旋转被限制。另外,胶囊型内窥镜 510a 具有齿轮 502b,该齿轮 502b 与在旋转移动磁铁 518a 旋转时旋转移动磁铁 518a 所连接的齿轮 502a 啮合来控制旋转针 516 的旋转动作。

[0198] 首先,如图 50 的曲线 151d 所示,磁场产生部 2 以比旋转磁铁 518b 体积大的旋转移动磁铁 518a 能旋转的磁场强度 G51 弱的磁场强度绕胶囊型内窥镜 510a 的长轴施加旋转磁场。这种情况下,如图 49 的 (1) 所示,旋转移动磁铁 518a 处于旋转被高摩擦构件 508 限制的状态。

[0199] 在局部注射药液箱 13 内的药剂时,如图 50 的曲线 154d 所示,磁场产生部 2 施加比旋转移动磁铁 518a 能在胶囊型内窥镜 510a 内旋转的磁场强度 G51 强的磁场强度的磁场 M51。这种情况下,如图 49 的 (2) 的箭头 Y51a 所示,旋转移动磁铁 518a 和 旋转磁铁 518b 随着磁场 M51 沿相同的方向旋转,产生反作用力 H51。然后,如图 49 的 (2) 的箭头 Y51b 所示,旋转移动磁铁 518a 利用该反作用力 H51 而以从旋转磁铁 518b 离开的方式向左方移动,被设置在旋转移动磁铁 518a 上的齿轮 502a 与齿轮 502b 啮合。另外,在旋转移动磁铁 518a 中,由高摩擦构件 508 所限制的旋转被解除,旋转移动磁铁 518a 能旋转。然后,胶囊型内窥镜 510a 被以比磁场强度 G51 强的磁场强度施加与旋转针 516 的旋转方向相对应的方向的磁场,由此胶囊型内窥镜 510a 旋转,与此同时齿轮 502a、502b 也分别旋转。结果,如图 49 的 (3) 所示,利用齿轮 502b 的旋转,旋转针 516 如箭头 Y51c 所示那样旋转,突出到胶囊型内窥镜 510a 外。并且,旋转针 516 与旋转停止面接触时,胶囊型内窥镜 510a 主体旋转,旋转针 516 沿着肠道等周向而被穿刺。并且,药液箱 13 的通孔 533 与旋转针 516 未图示的通孔相连接,因此药液箱 13 内的药剂经由旋转针 516 被注入到期望的区域。

[0200] 并且,通过使保持比磁场强度 G51 强的磁场强度的磁场的方向反转,旋转针 516 被缩入到胶囊型内窥镜 510a 内,并且,由于小于所施加的磁场的磁场强度 G51,旋转移动磁铁 518a 如图 49 的 (1) 所示那样被固定在胶囊型内窥镜 510a 中。这样,利用被设置在壳体内部的两个永磁铁之间的反作用力而使针 16 顺畅地突出。

[0201] 另外,此前对作为被检体内导入装置而进行光学观察的胶囊型内窥镜进行了说明,但不限于光学观察,即使是进行超声波断层观察、pH 测量等的胶囊型医疗装置也能够适用。而且,也能适用于在胶囊型壳体上安装有细长插入部的带绳的胶囊型医疗装置。

[0202] 工业可利用性

[0203] 如上所述,本发明的被检体内导入系统在利用导入到被检体内部的被检体内导入装置向体内部位进行药液注射时是有用的,特别是适于能使注射针可靠地穿刺体内部位的穿刺对象层的被检体内导入系统。

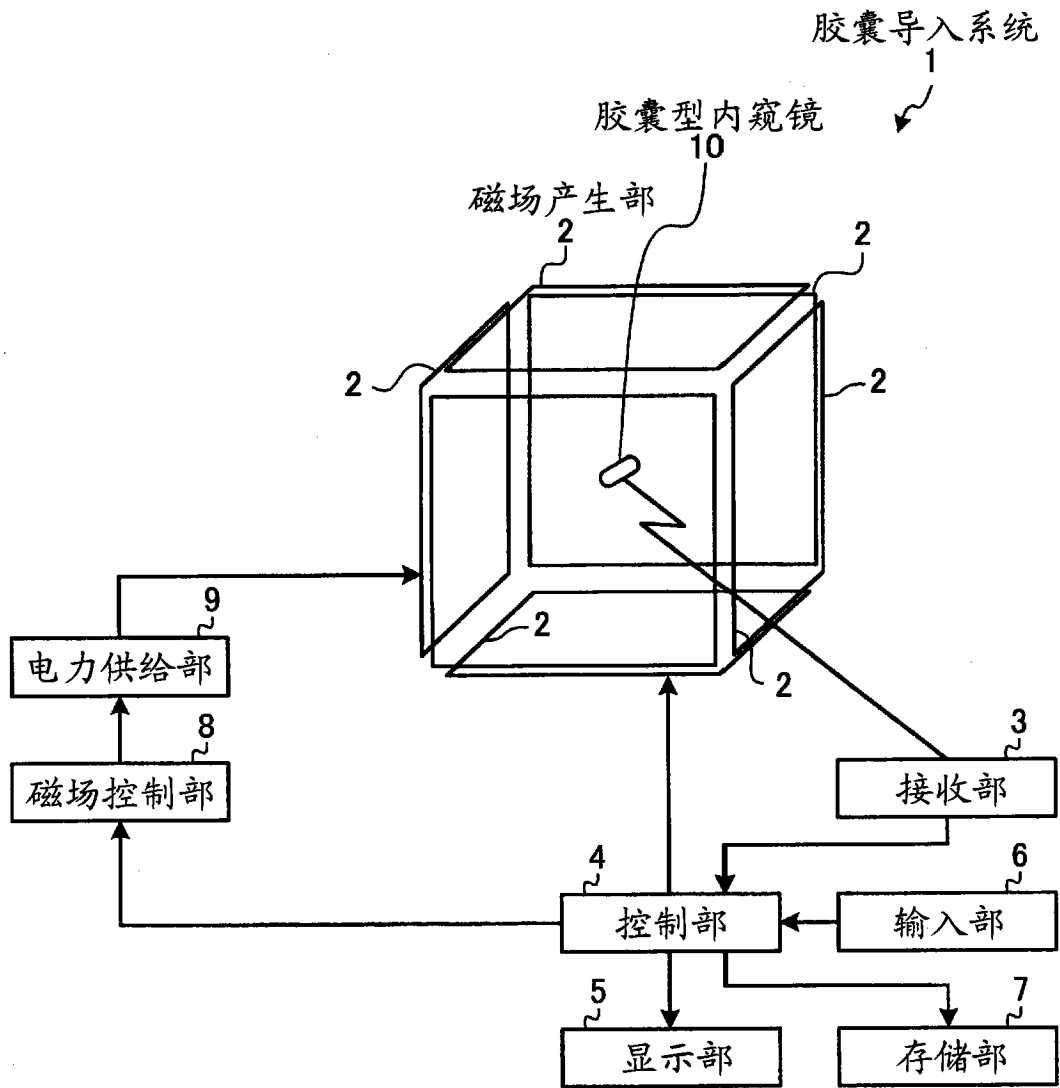


图 1

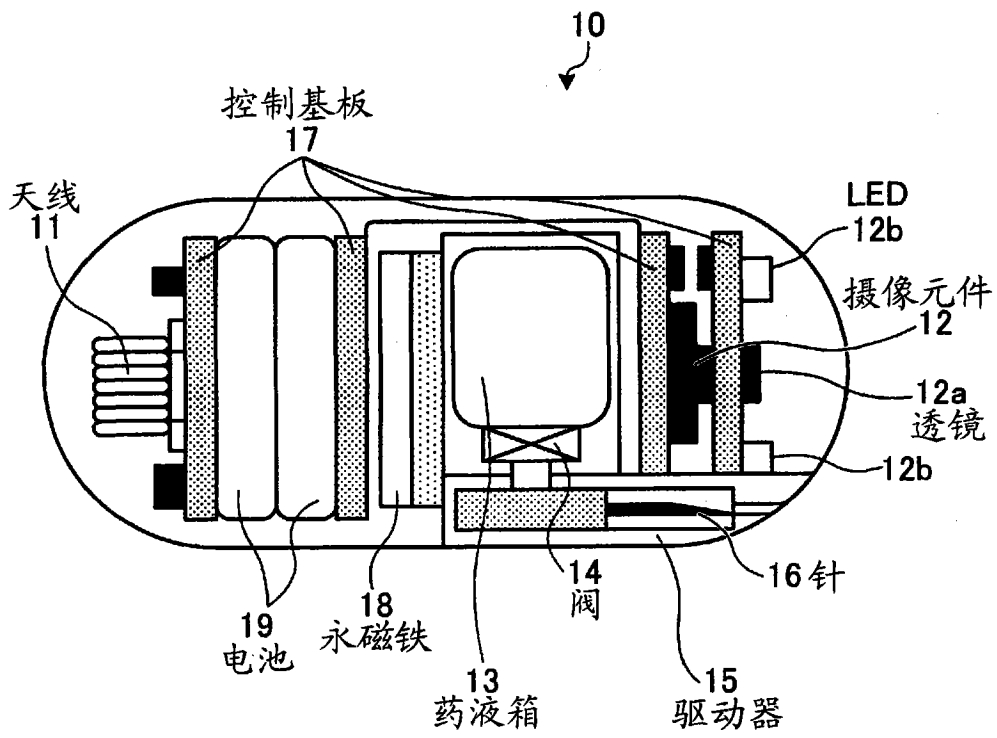


图 2

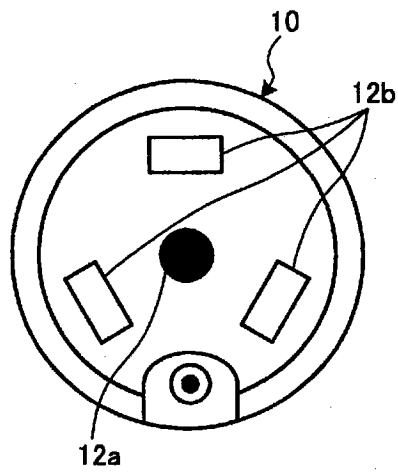


图 3

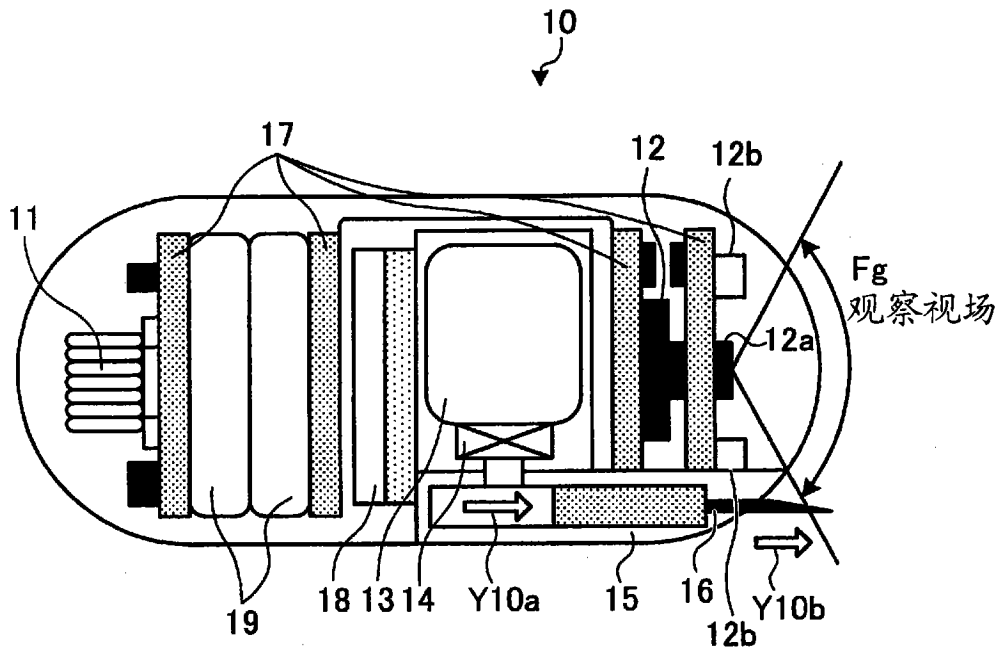


图 4

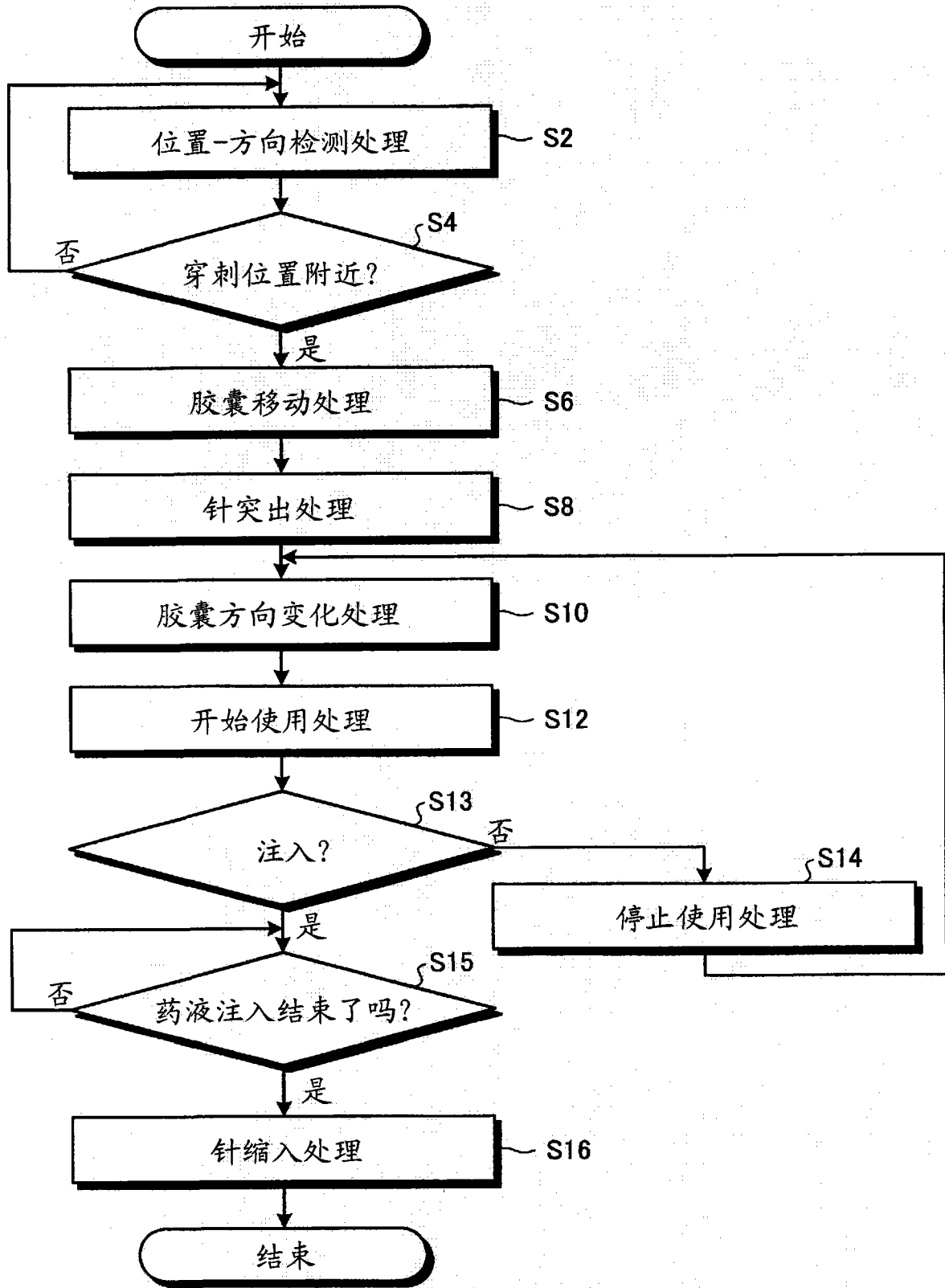


图 5

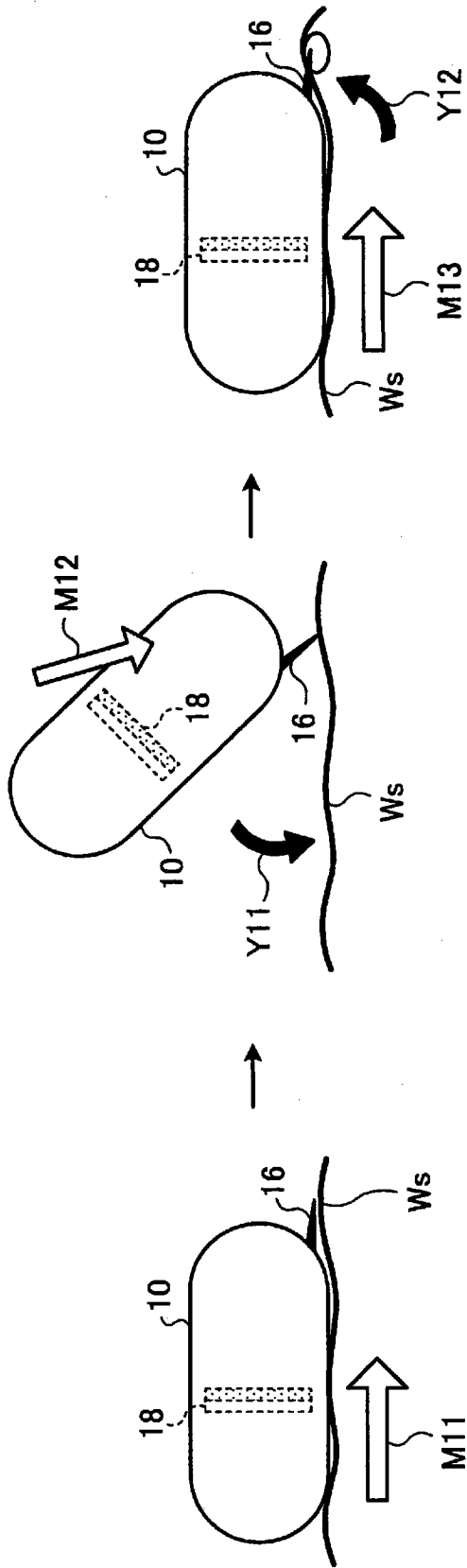


图 6

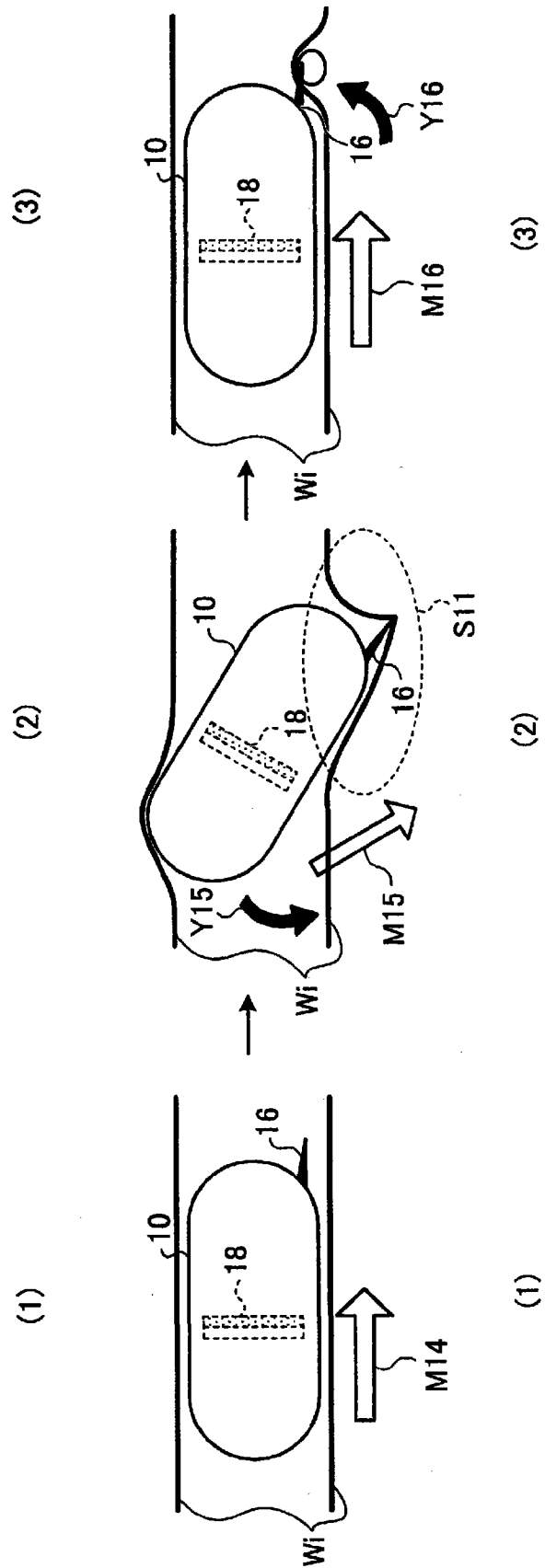


图 7

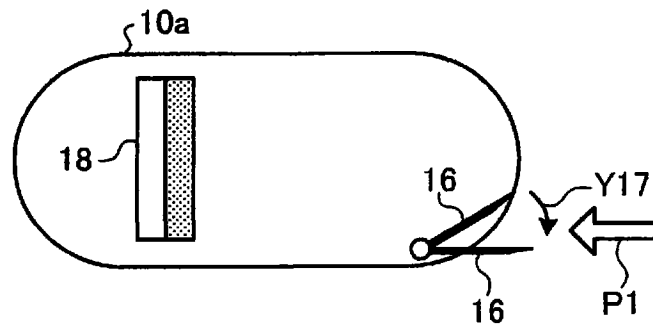


图 8

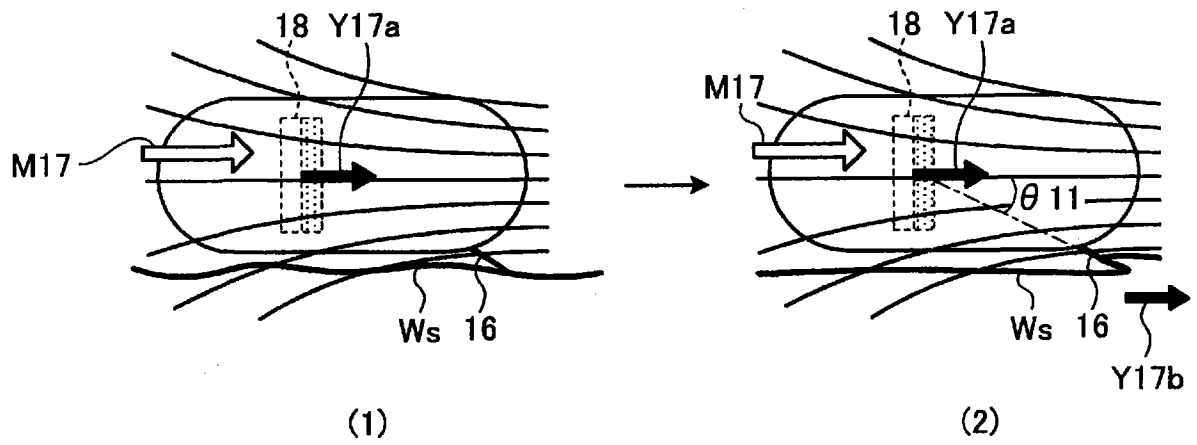


图 9

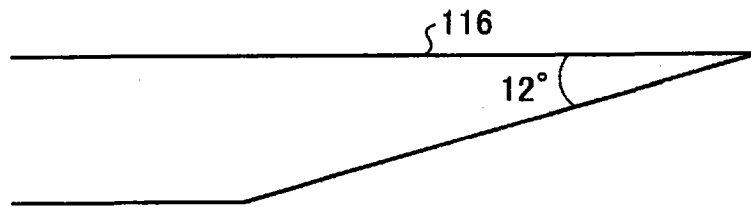


图 10

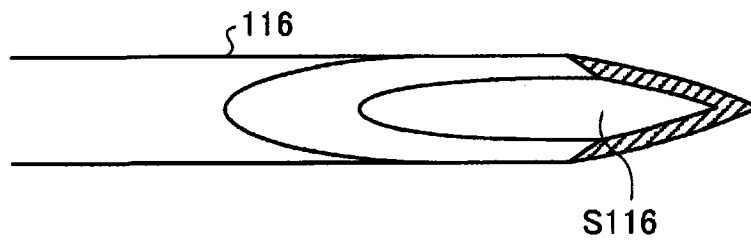


图 11

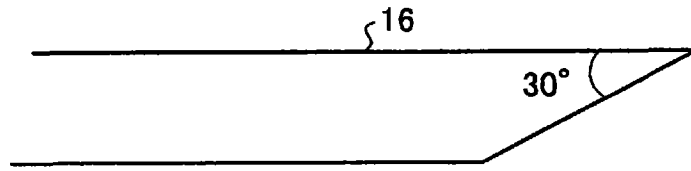


图 12

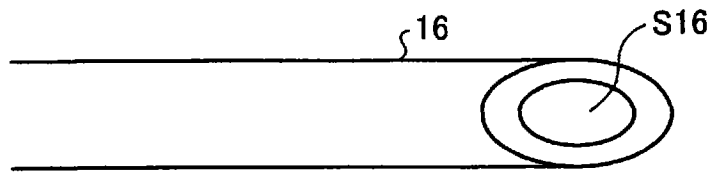


图 13

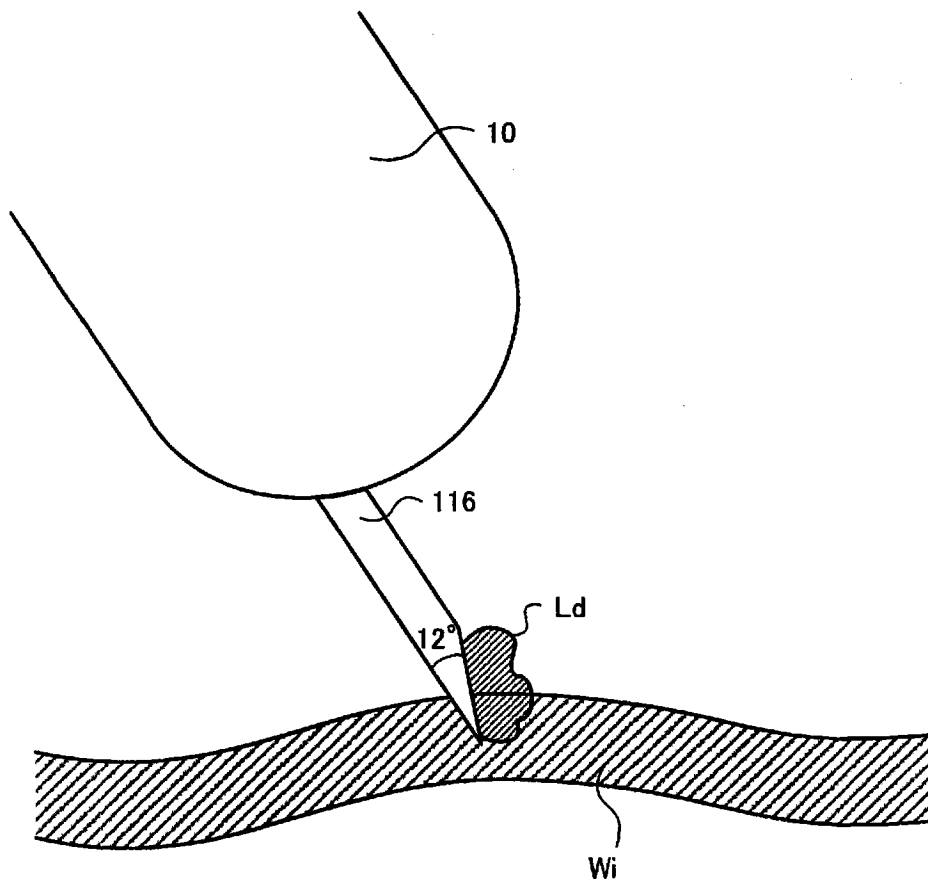


图 14

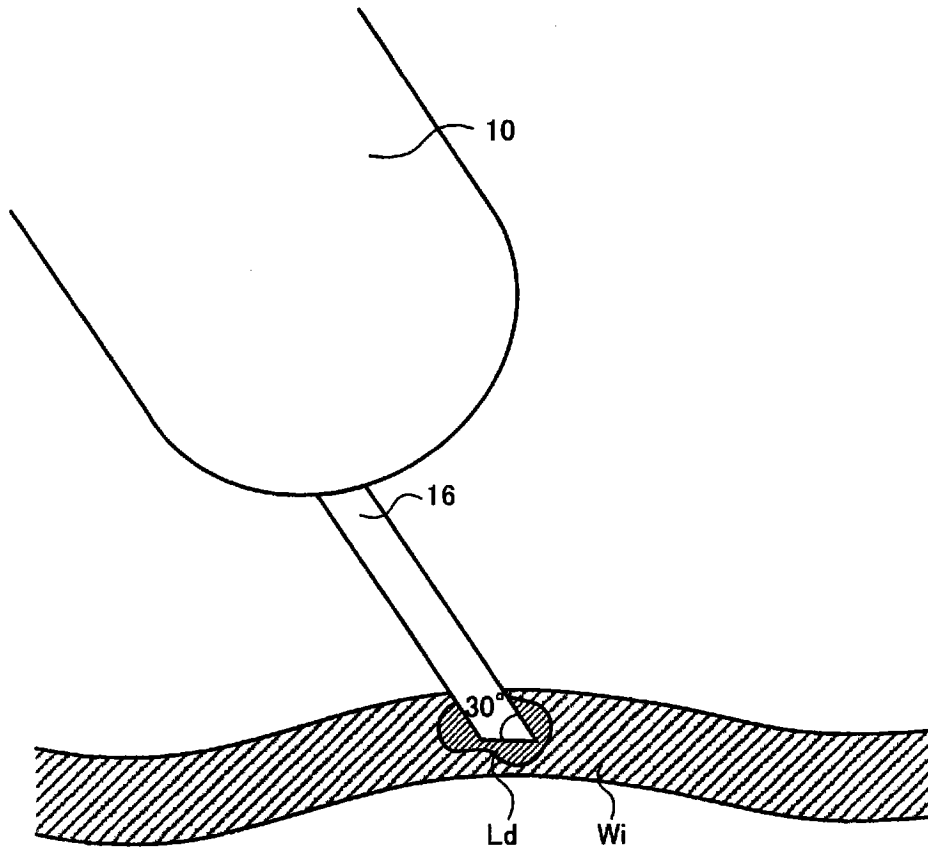


图 15

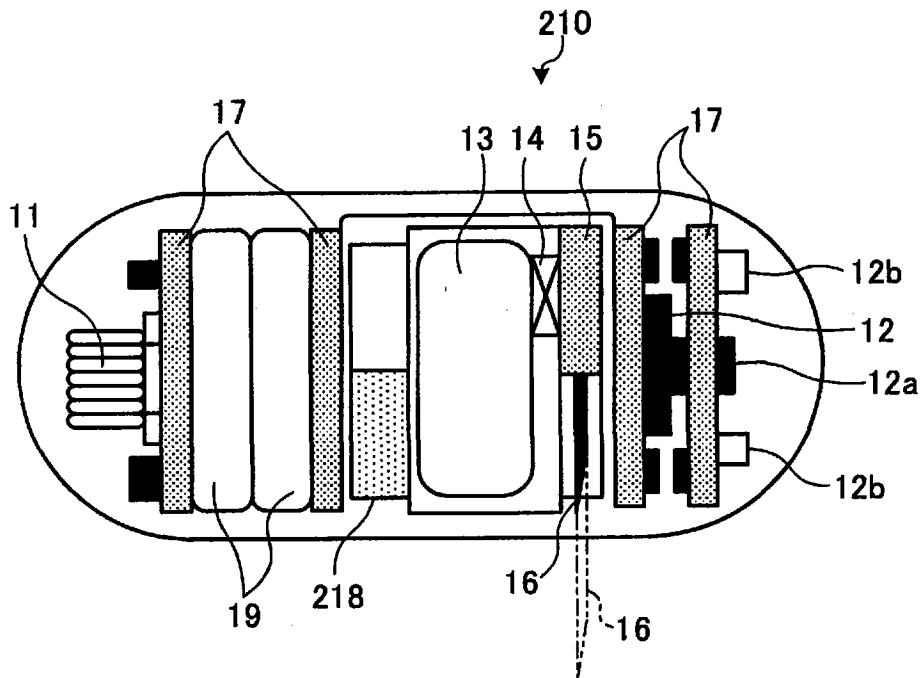


图 16

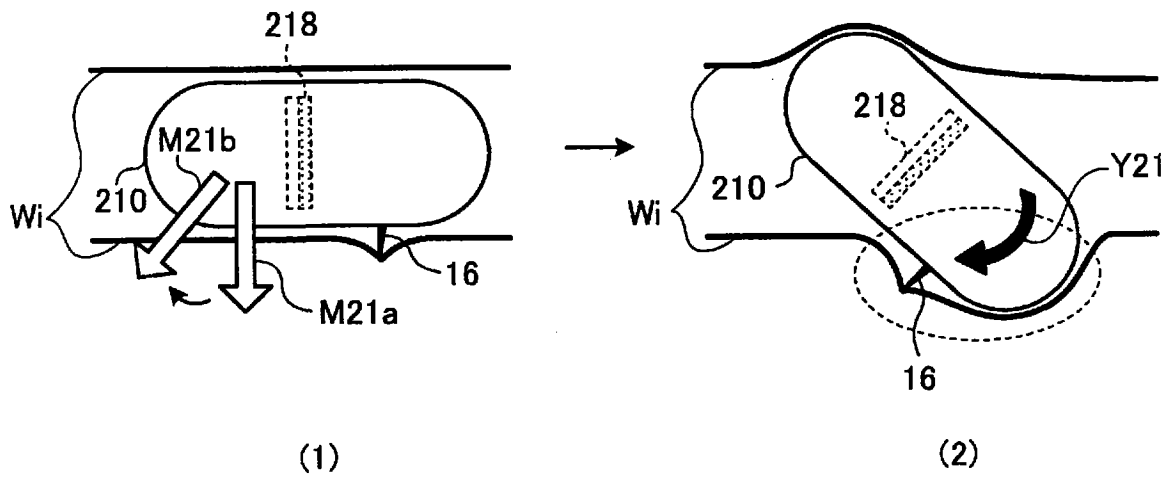


图 17

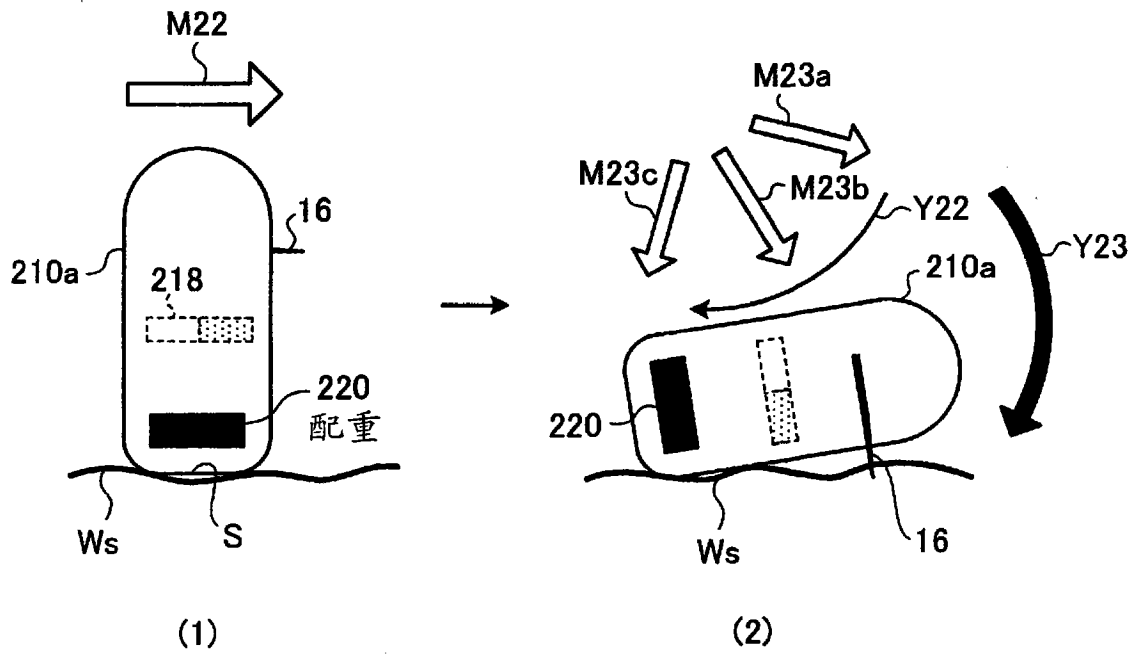


图 18

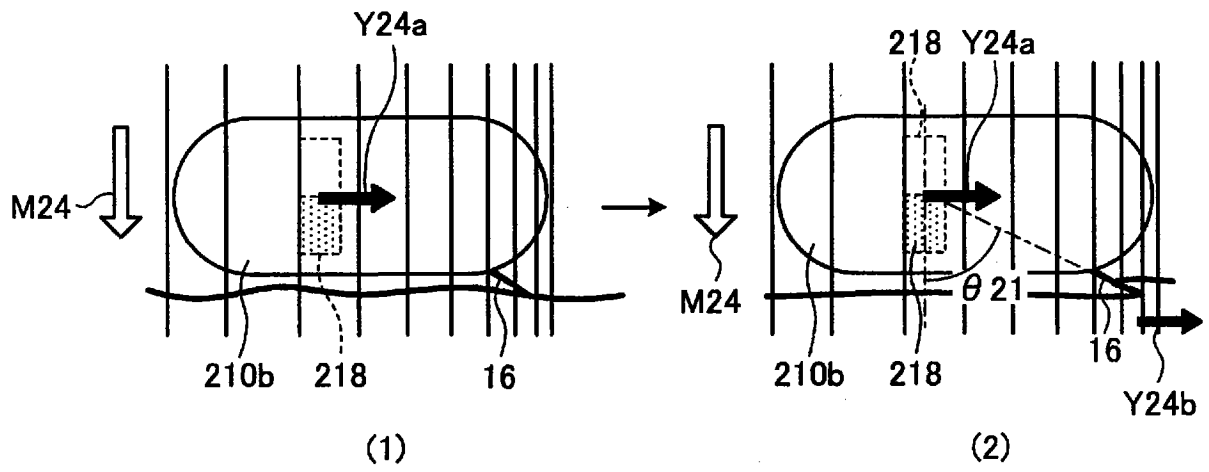


图 19

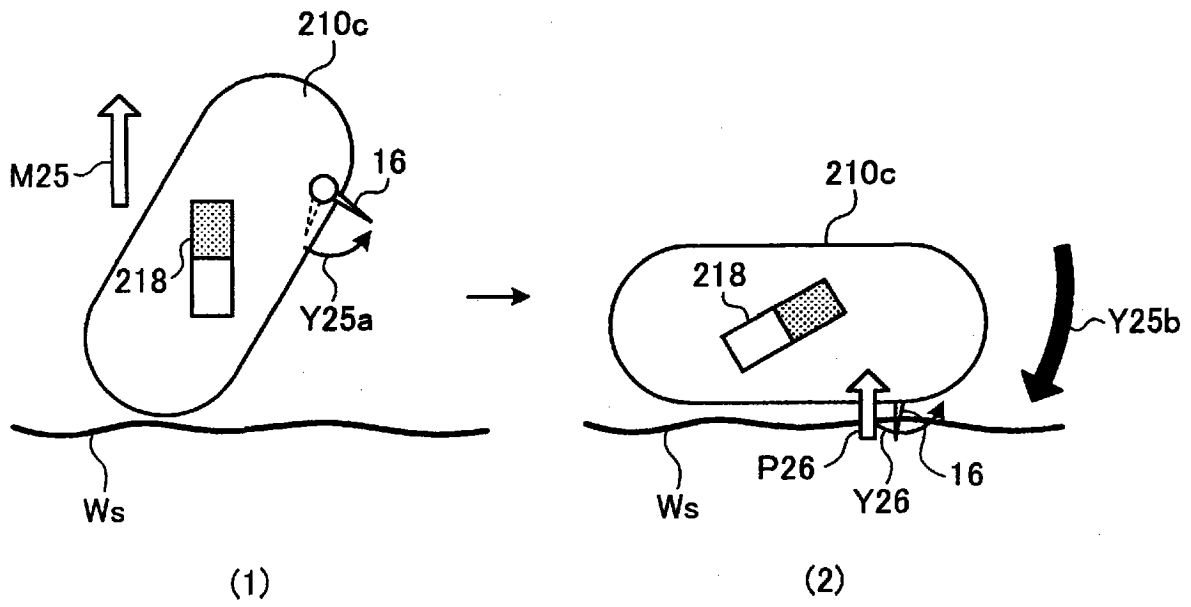


图 20

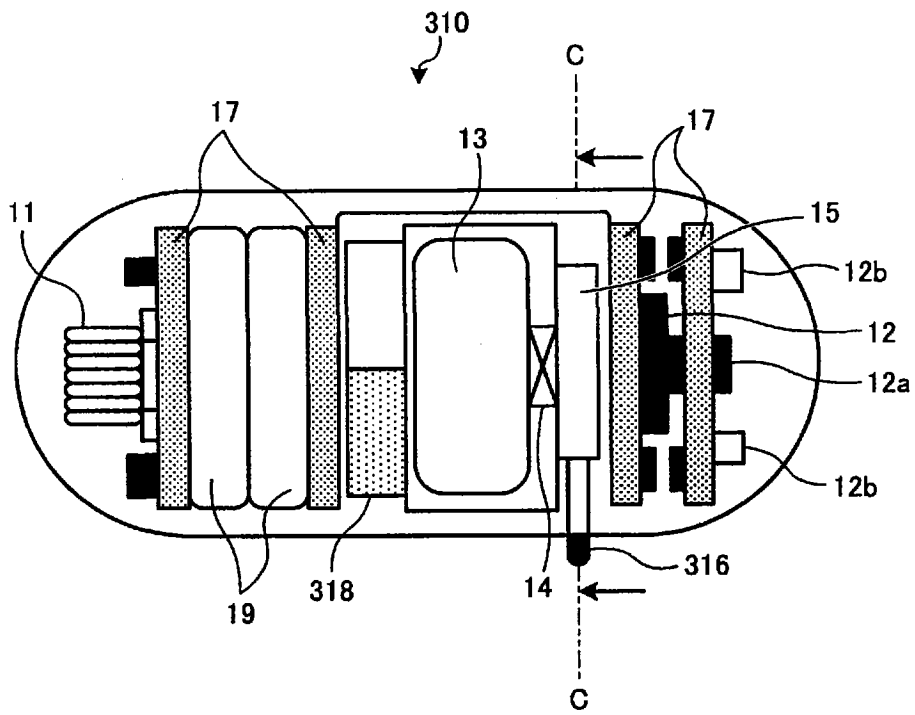


图 21

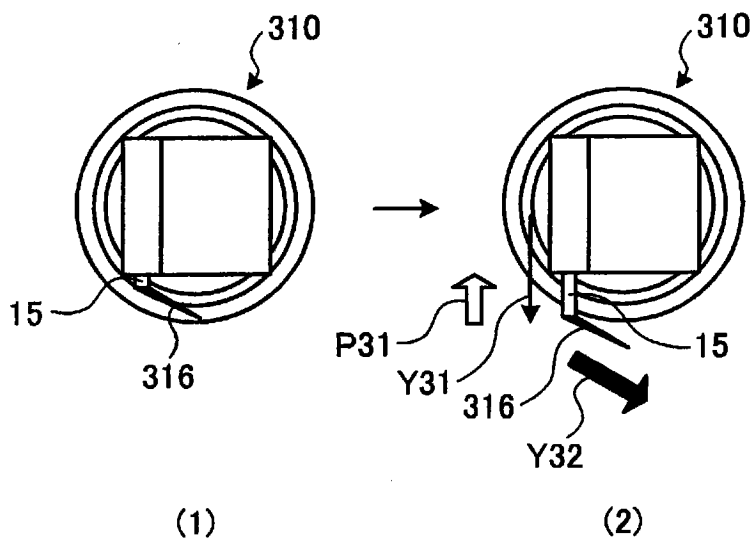


图 22

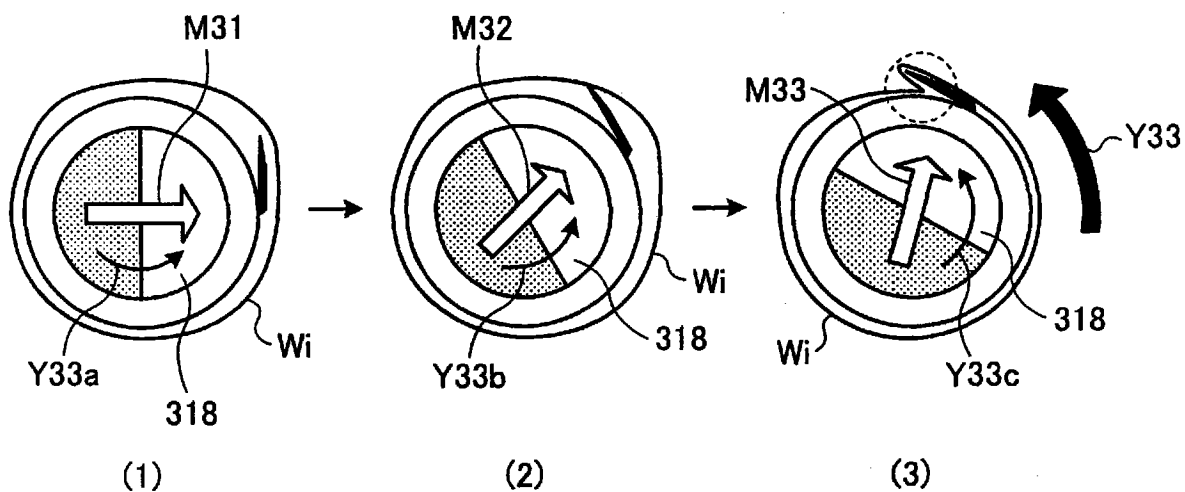


图 23

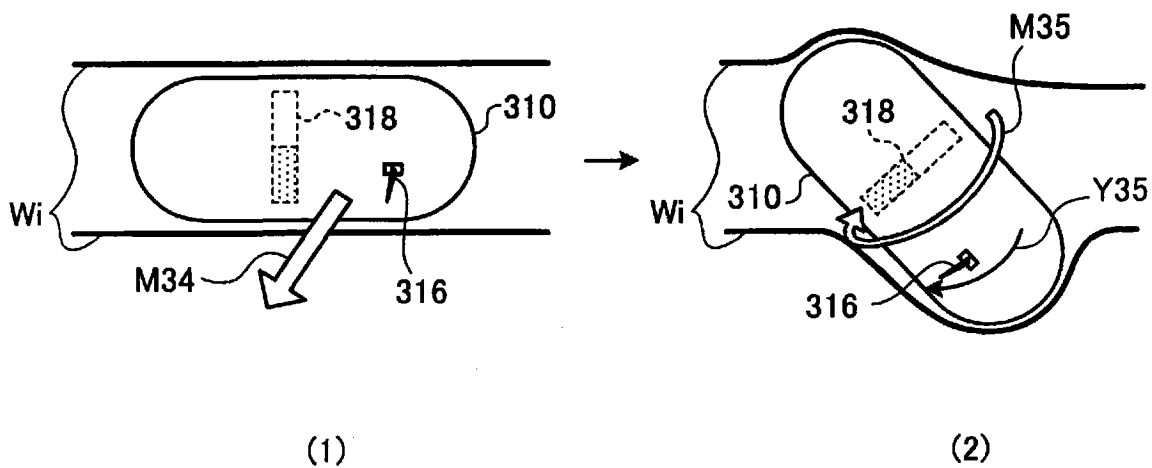


图 24

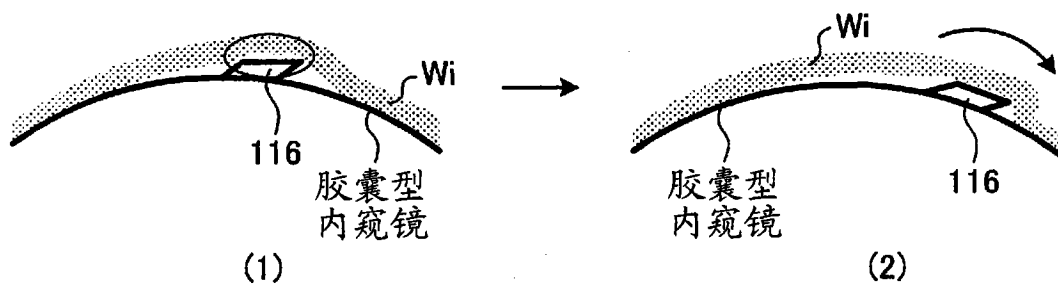


图 25

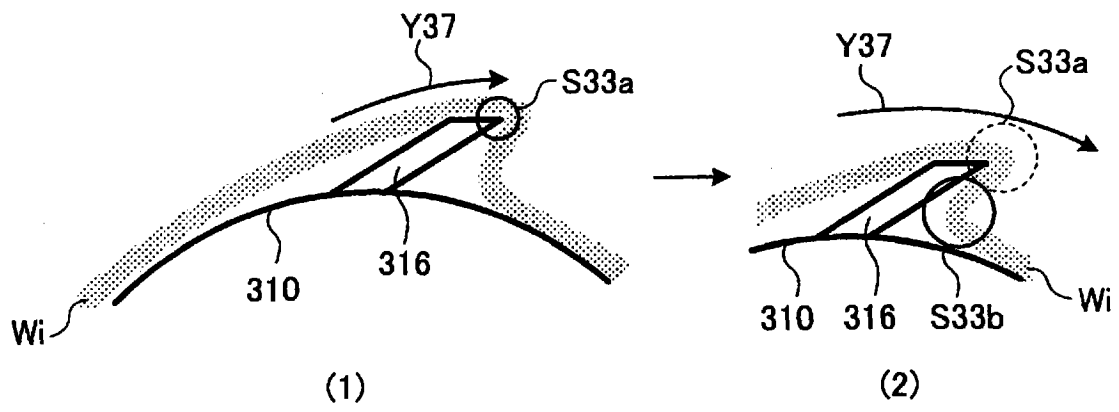


图 26

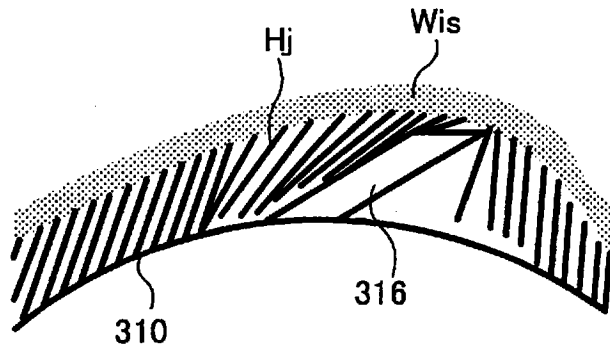


图 27

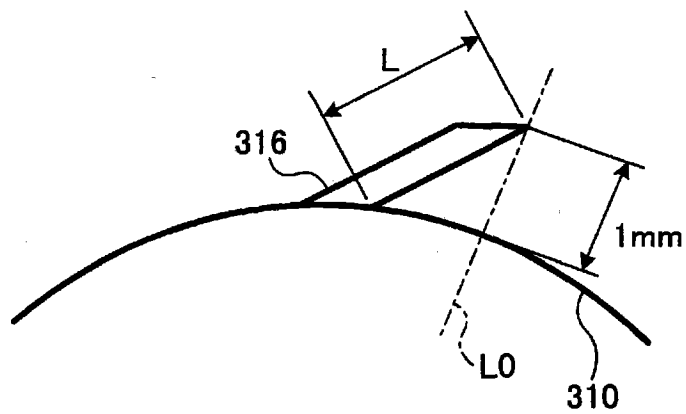


图 28

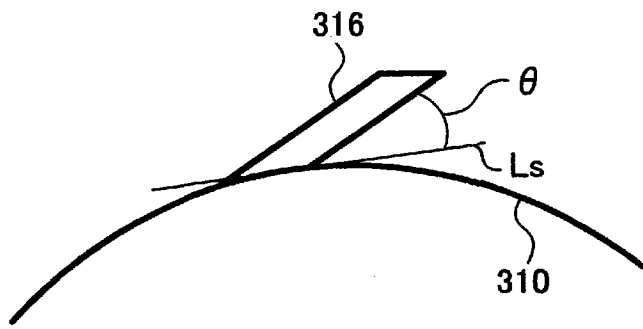


图 29

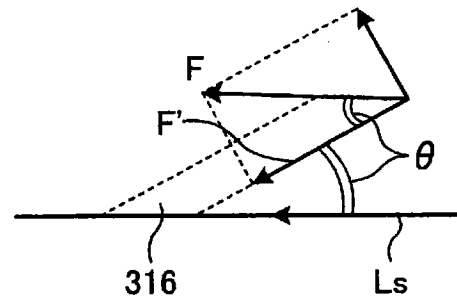


图 30

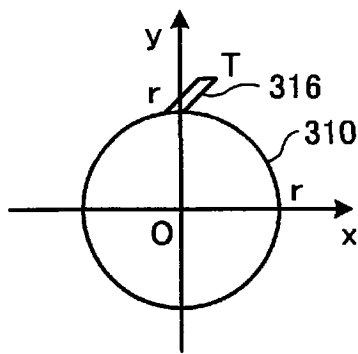


图 31

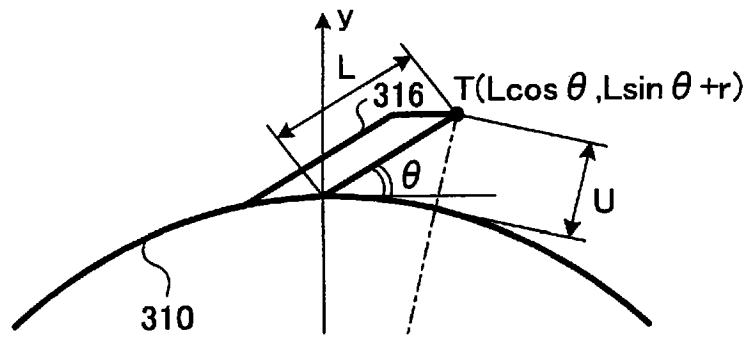


图 32

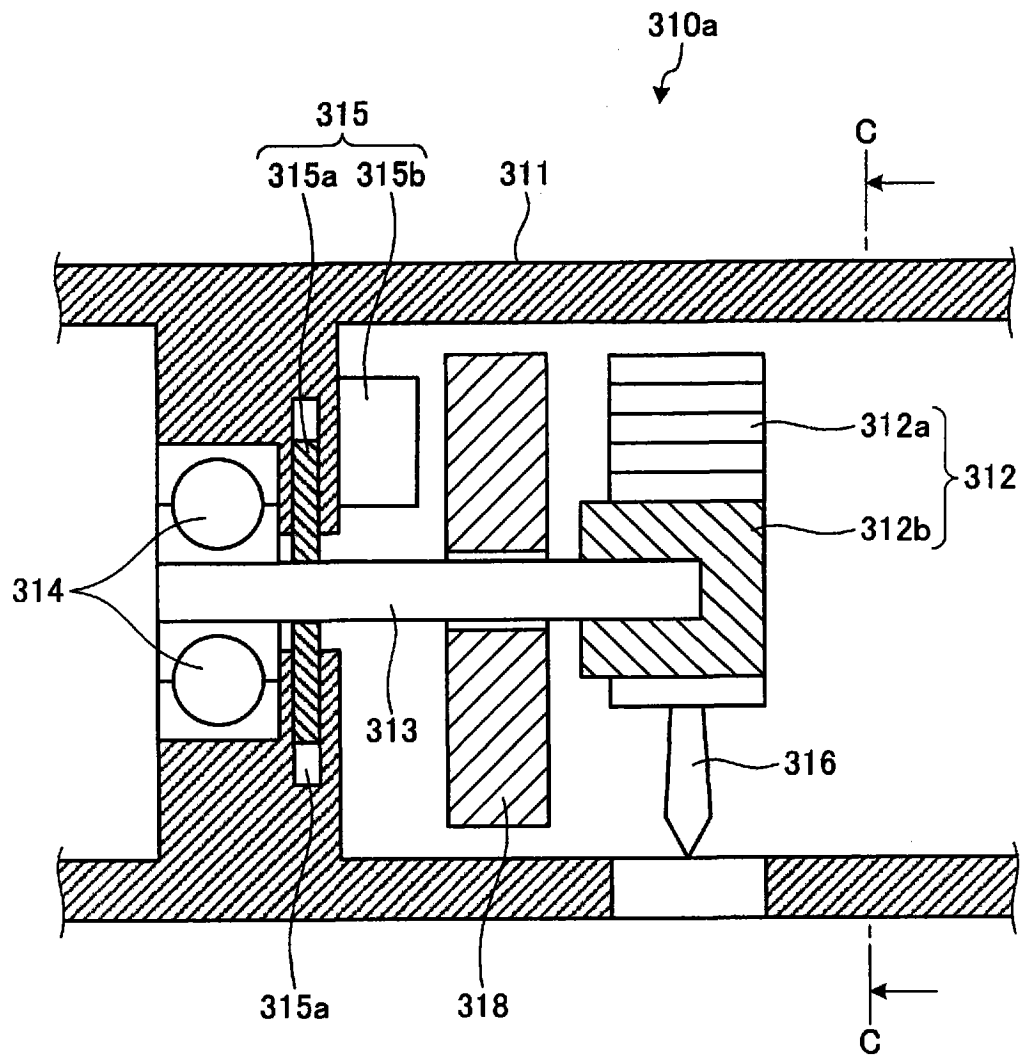


图 33

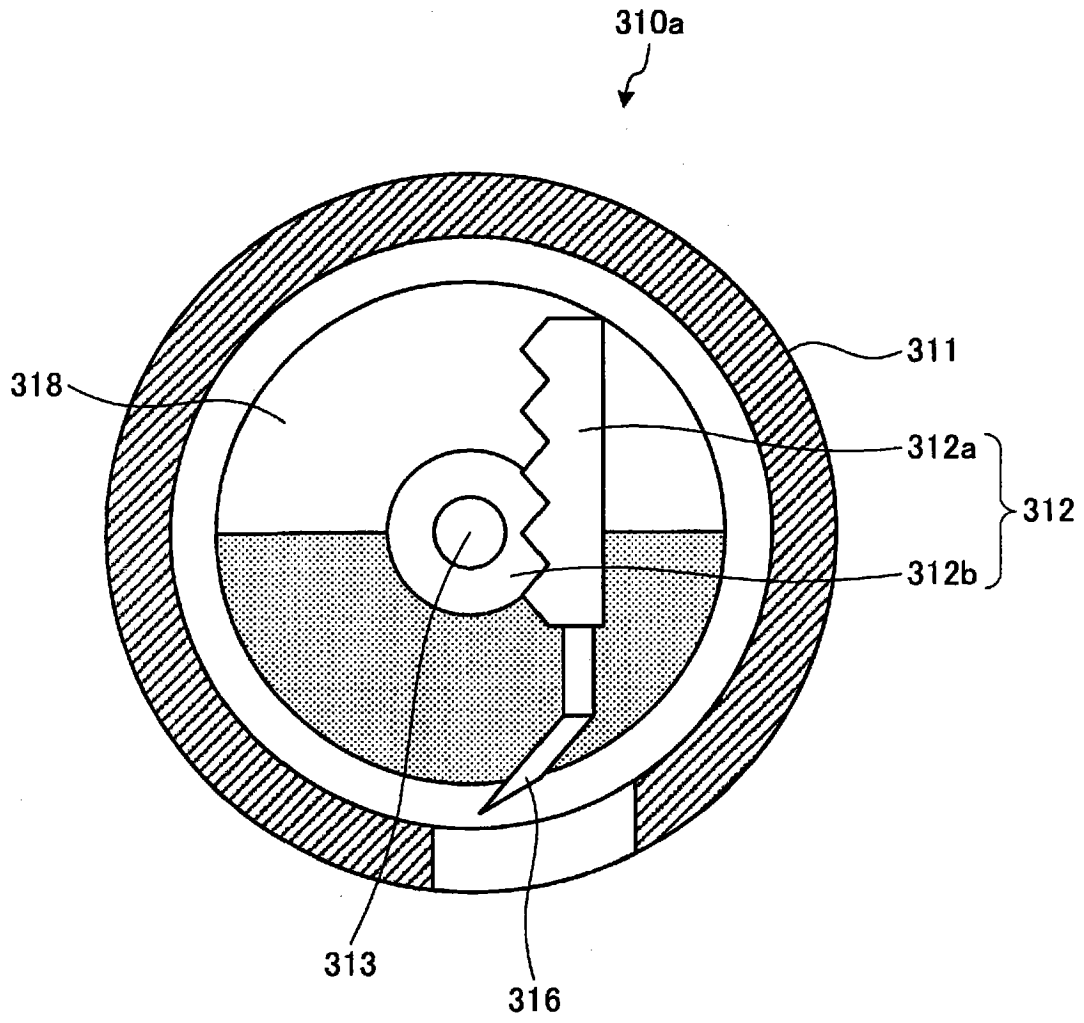


图 34

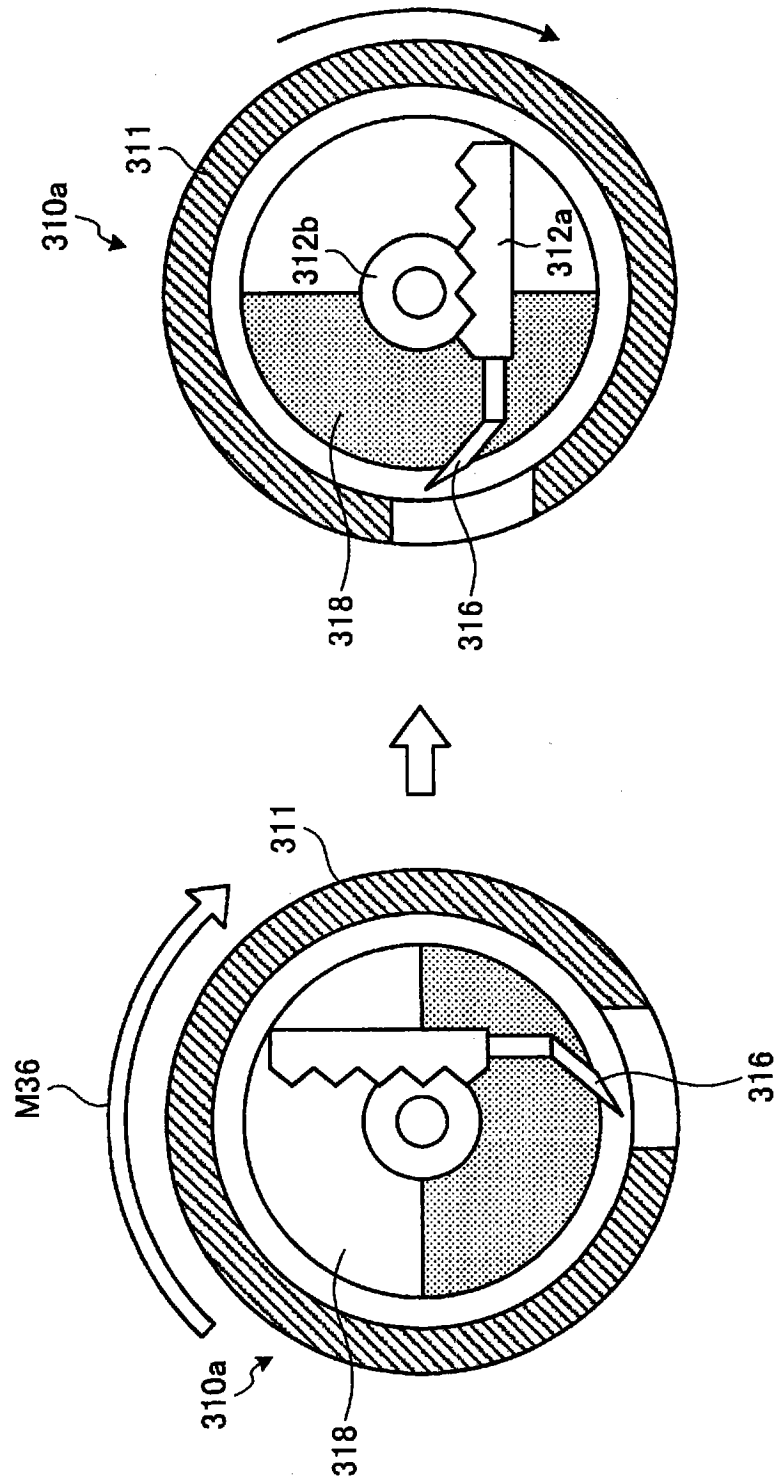


图 35

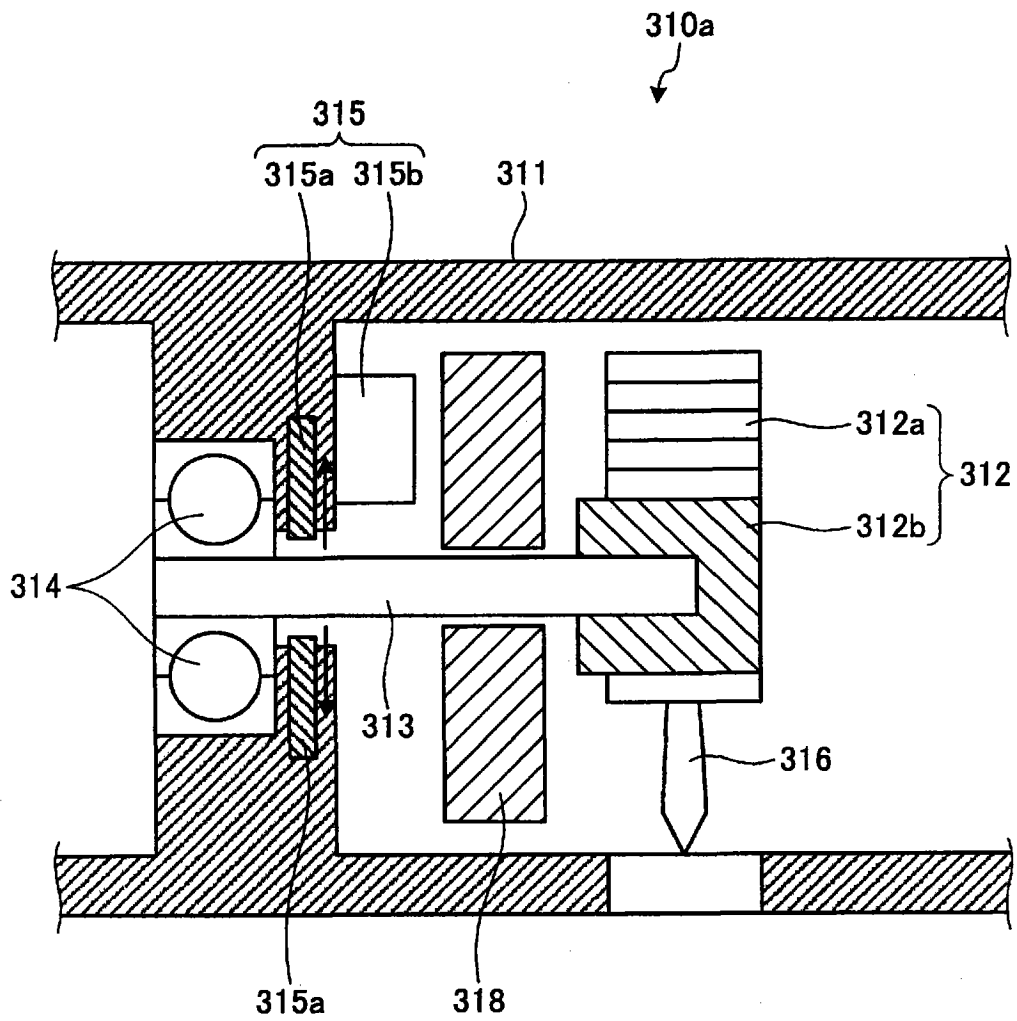


图 36

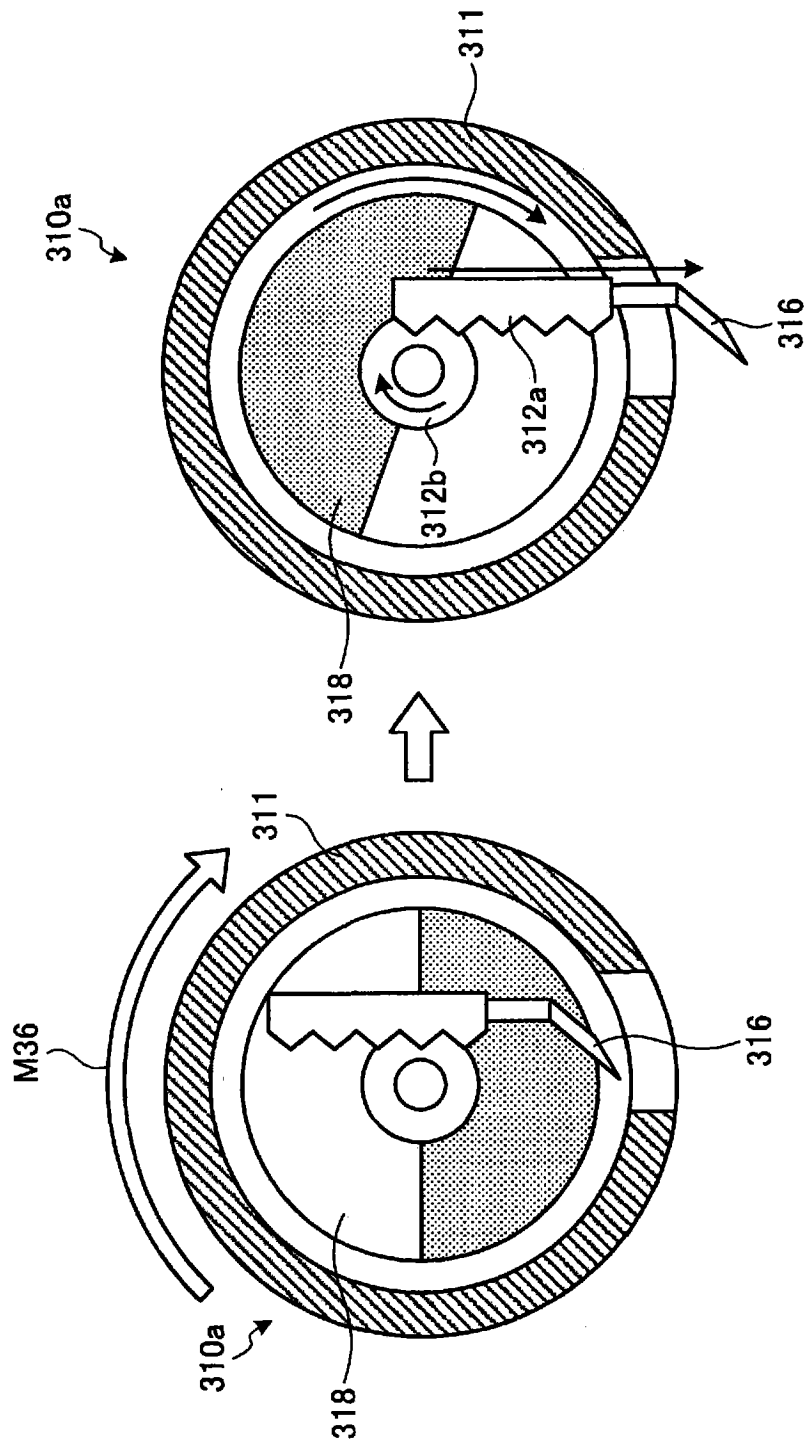


图 37

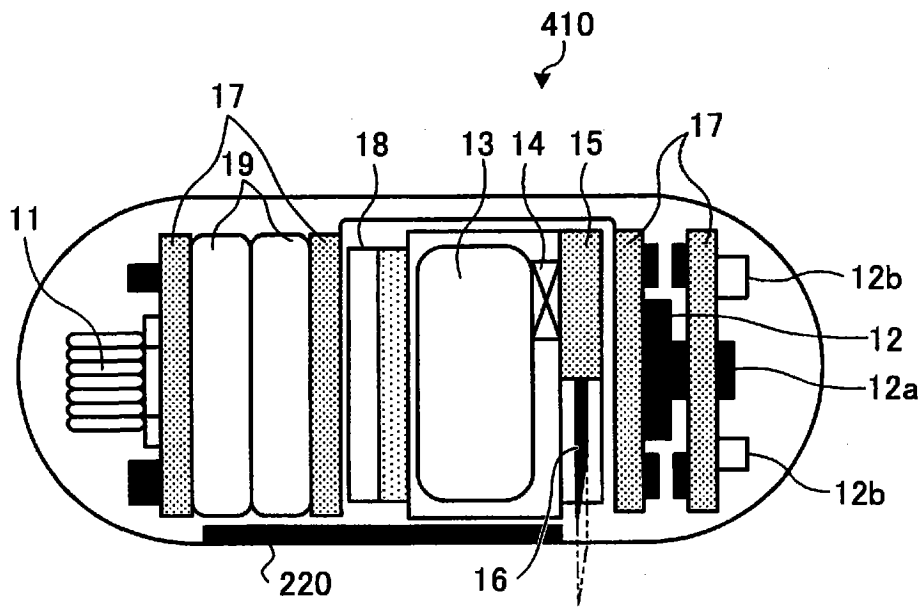


图 38

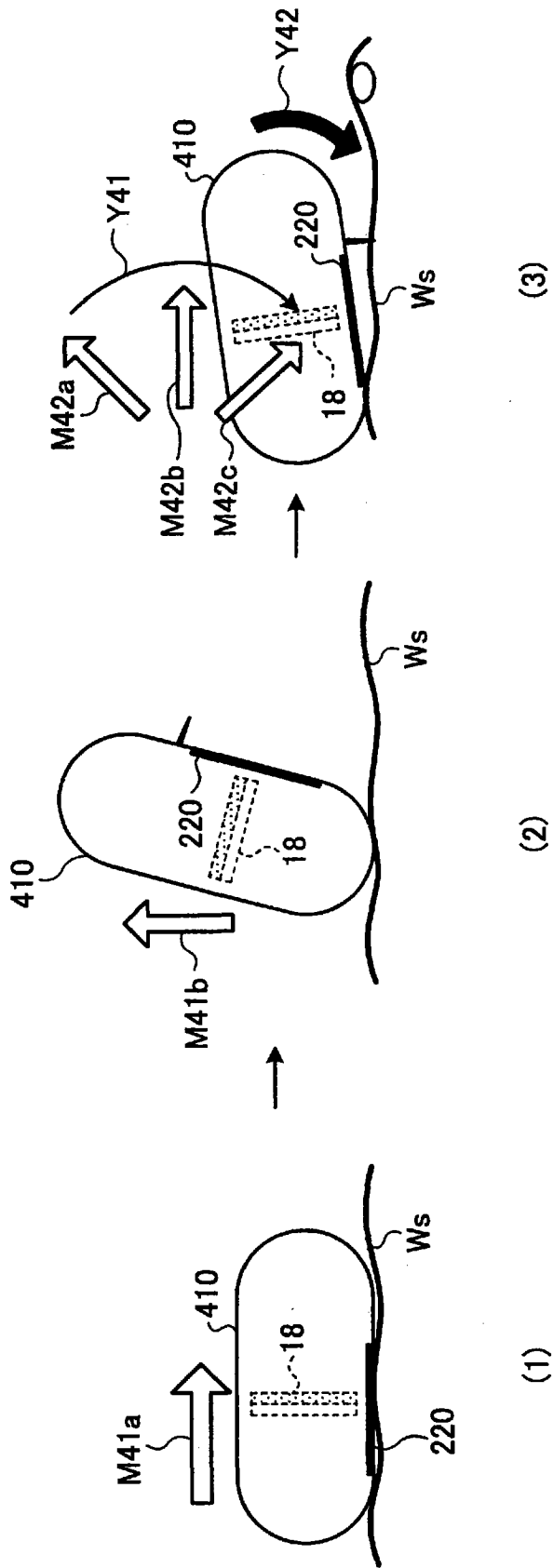


图 39

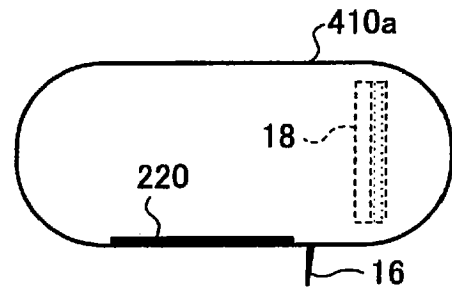


图 40

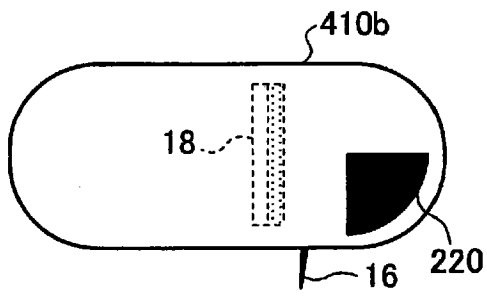


图 41

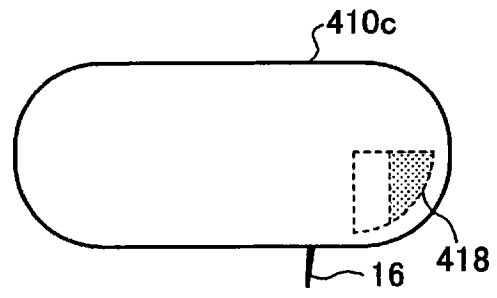


图 42

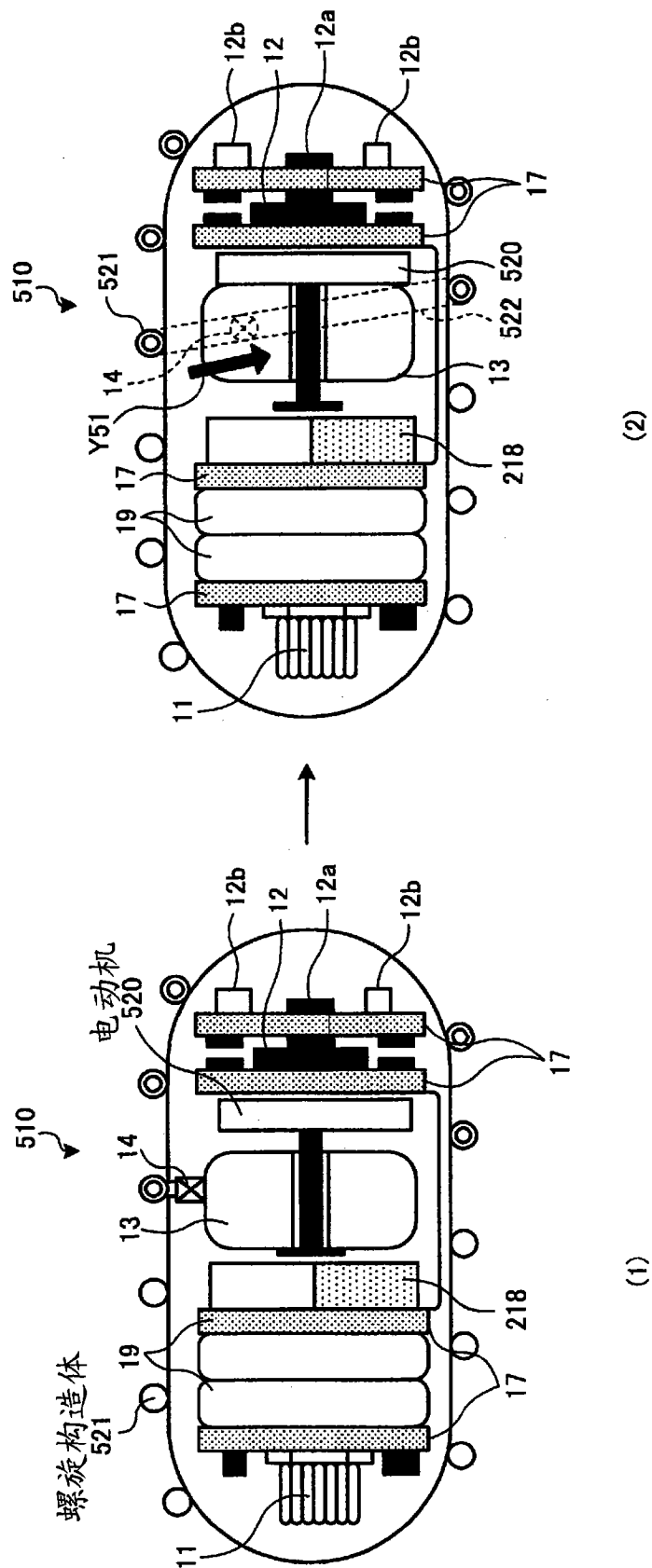


图 43

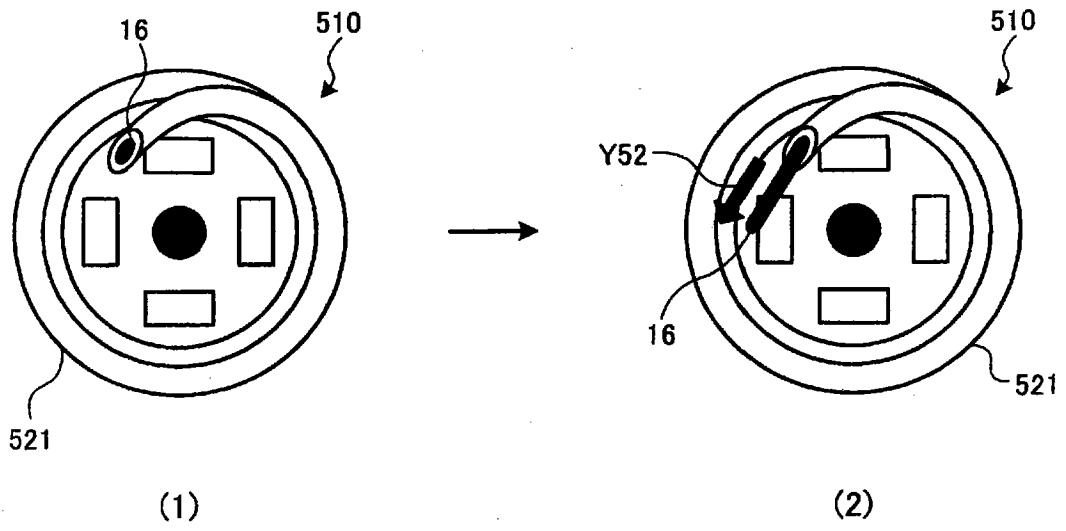


图 44

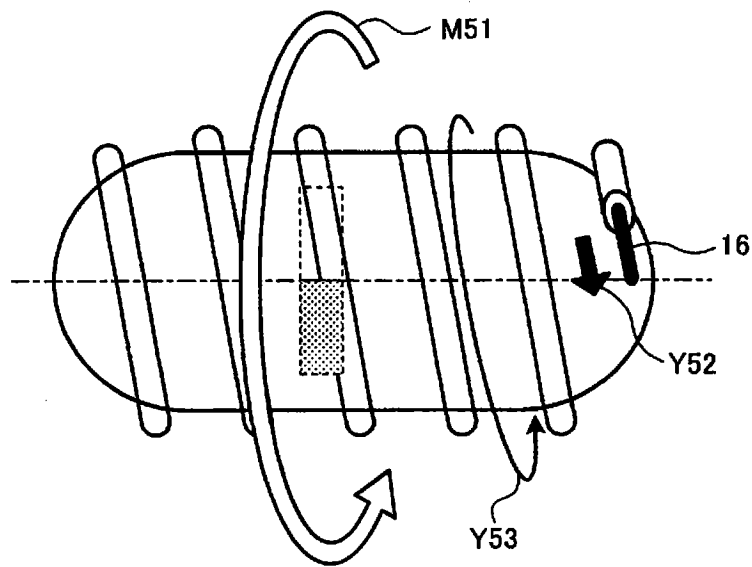


图 45

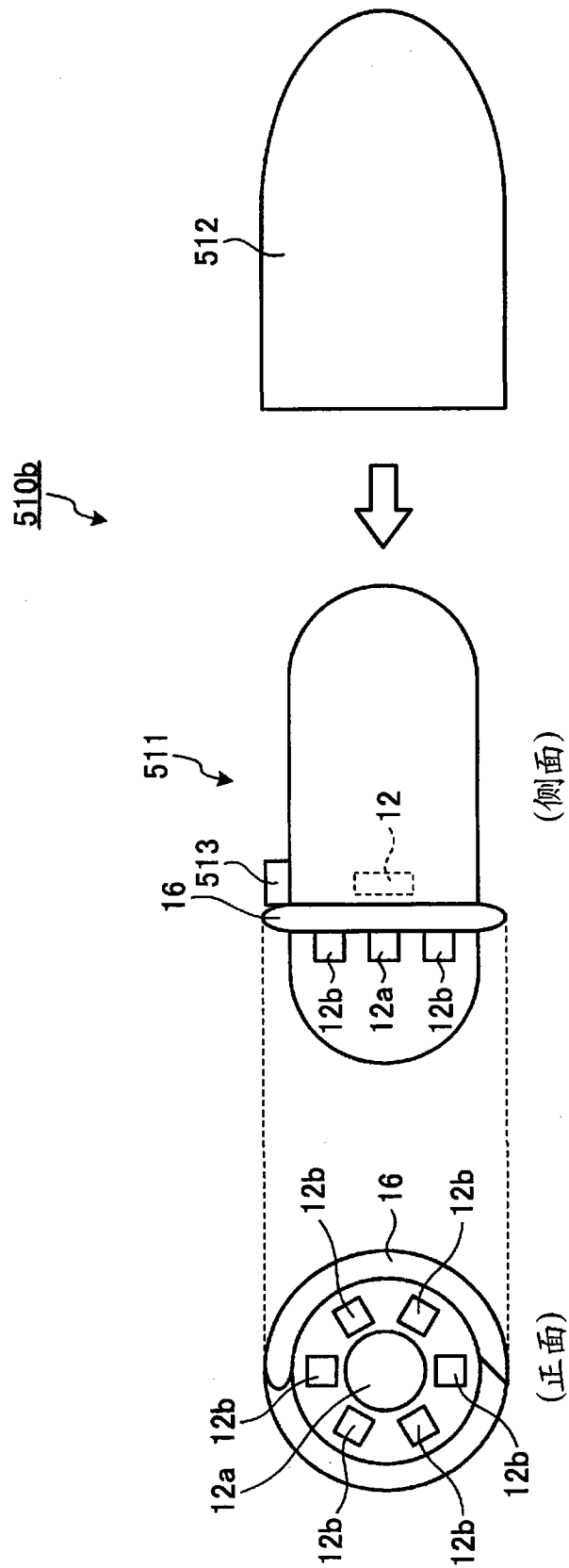


图 46

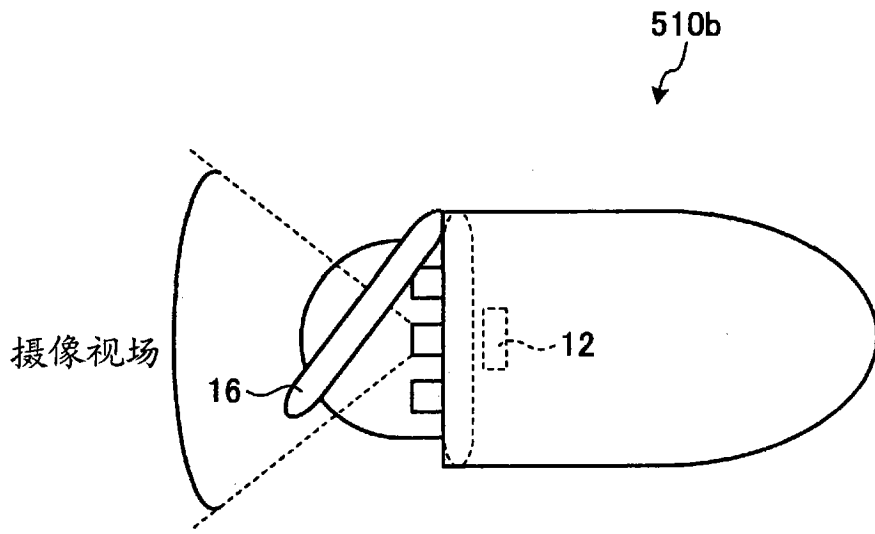


图 47

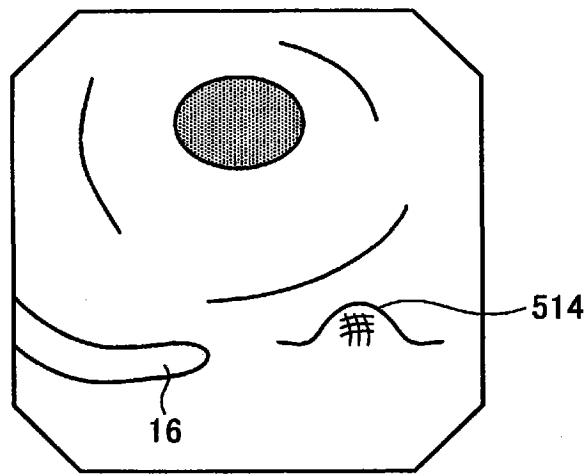


图 48

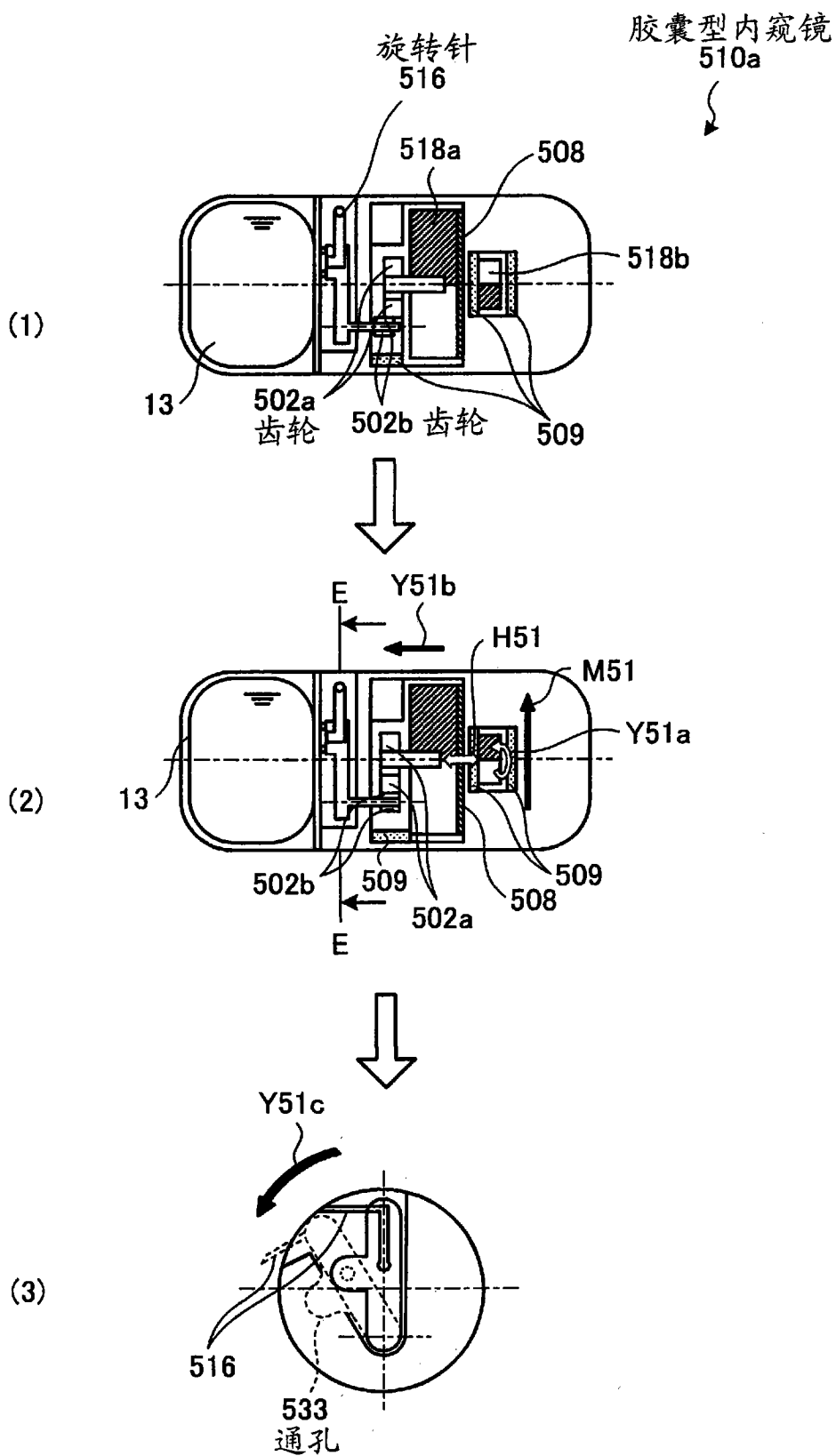


图 49

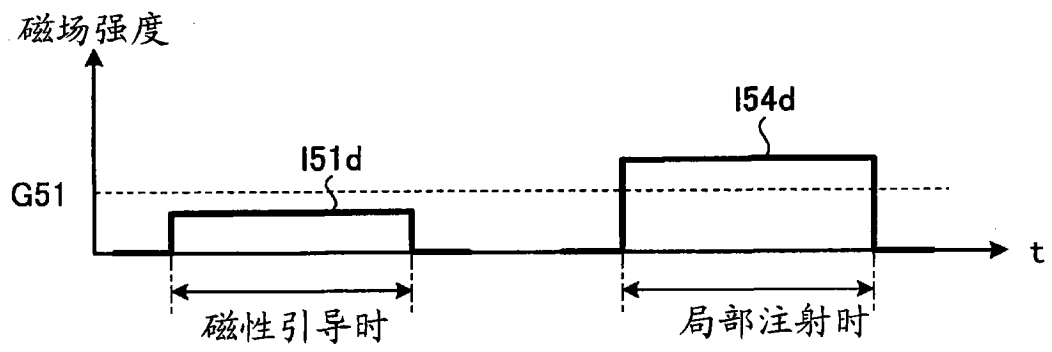


图 50

专利名称(译)	被检体内导入系统		
公开(公告)号	CN101808567B	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	CN200880108551.2	申请日	2008-09-25
[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 田中慎介 内山昭夫		
发明人	河野宏尚 田中慎介 内山昭夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B5/061 A61B1/041 A61B5/1411 A61B1/00016 A61B1/00158 A61B5/4839 A61B10/02 A61B2019/2261 A61B1/00087 A61B5/1455 A61B17/3478 A61B10/0233 A61B2019/2253 A61B34/73 A61B2034/732		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	马薇		
优先权	2007249970 2007-09-26 JP		
其他公开文献	CN101808567A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能将针可靠地穿刺穿刺对象层的被检体内导入系统。在本发明中，胶囊型内窥镜(10)具有能相对于壳体的表面突出和缩回的针(16)和永磁铁(18)。磁场控制部(8)基于胶囊型内窥镜(10)中的永磁铁(18)的磁化方向、针16在胶囊型内窥镜(10)中的位置和针(16)的顶端方向，使磁场产生部产生用于使永磁铁(18)的方向变化的磁场。由此，磁场控制部(8)使整个胶囊型内窥镜10的方向变化，使得突出的针(16)能穿刺穿刺对象层。结果，使针(16)可靠地穿刺穿刺对象层。

