



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104203072 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 29

(21) 申请号 201380017380. 3

代理人 刘新宇

(22) 申请日 2013. 05. 02

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006. 01)

2012-106332 2012. 05. 07 JP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

JP 2007044285 A, 2007. 02. 22,

2014. 09. 28

JP 2011147785 A, 2011. 08. 04,

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 101444425 A, 2009. 06. 03,

PCT/JP2013/062784 2013. 05. 02

DE 102005032577 A1, 2007. 01. 25,

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 1654027 A, 2005. 08. 17,

W02013/168681 JA 2013. 11. 14

US 2005020911 A1, 2005. 01. 27,

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

审查员 喻赛男

地址 日本东京都

(72) 发明人 河野宏尚

(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

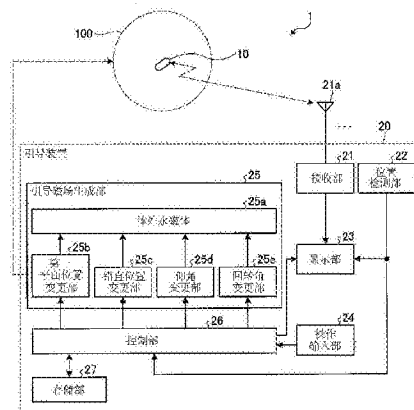
权利要求书3页 说明书21页 附图17页

(54) 发明名称

引导装置以及胶囊型医疗装置引导系统

(57) 摘要

提供一种能够提高用户对胶囊型医疗装置磁性引导系统的操作性的引导装置以及胶囊型医疗装置引导系统。引导装置(20)具备:体外永磁体(25a);使该体外永磁体进行平移和旋转的第一平面位置变更部(25b)~回转角变更部(25e);操作输入部(24),其接收与改变胶囊型内窥镜(10)的位置的动作有关的第一信息以及与改变胶囊型内窥镜(10)的姿势的动作有关的第二信息的输入;以及控制部(26),其根据第一信息和第二信息来控制第一平面位置变更部(25b)~回转角变更部(25e),使体外永磁体(25a)进行平移和旋转,其中,控制部(26)在操作输入部(24)接收到第二信息的情况下,通过使胶囊型内窥镜(10)相对于被检体相对地进行平移来对由于体外永磁体(25a)的旋转而产生的胶囊型内窥镜(10)的位置的改变进行校正。



CN 104203072 B

1. 一种引导装置,将内部配置了永磁体的胶囊型医疗装置导入到被检体内并对该胶囊型医疗装置施加磁场,由此在上述被检体内引导上述胶囊型医疗装置,该引导装置具备:

磁场产生部;

平移机构,其使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移;以及

旋转机构,其使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地旋转;

上述引导装置的特征在于,还具备:

输入部,其接收与改变上述胶囊型医疗装置的位置的动作有关的第一信息以及与改变上述胶囊型医疗装置的姿势的动作有关的第二信息的输入;以及

控制部,其根据上述第一信息和上述第二信息来控制上述平移机构和上述旋转机构,使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移和旋转,

其中,上述控制部在上述输入部接收到上述第二信息的输入的情况下,通过使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移来对由于上述磁场产生部相对于上述被检体旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

2. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,

上述旋转机构具有第一机构,该第一机构使上述磁场产生部在包含上述磁场产生部的磁化方向的铅直面内相对于上述被检体相对地旋转,

上述控制部在根据上述第二信息而通过上述第一机构使上述磁场产生部旋转的情况下,通过使上述磁场产生部在与上述铅直面和水平面的交线平行的方向上相对于上述被检体相对地平移来对由于上述磁场产生部旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

3. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,

上述旋转机构具有第二机构,该第二机构使上述磁场产生部在使上述磁场产生部的磁化方向相对于铅直轴倾斜的状态下以铅直轴为中心相对于上述被检体相对地旋转,

上述控制部在根据上述第二信息而通过上述第二机构使上述磁场产生部旋转的情况下,通过使上述磁场产生部在水平面内相对于上述被检体相对地平移来对由于上述磁场产生部旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

4. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,

还具备载置台,该载置台用于载置被导入上述胶囊型医疗装置的上述被检体,

上述平移机构具有使上述磁场产生部平移的第一平移机构以及使上述载置台平移的第二平移机构,

上述控制部根据上述第一信息和上述第二信息,通过上述第一平移机构来平移上述平移机构使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的总的平移量的一部分,通过上述第二平移机构来平移上述平移量的其余部分。

5. 根据权利要求4所述的引导装置,其特征在于,

上述控制部在上述输入部接收到第二信息的输入的情况下,通过仅使上述第一平移机构平移来对由于上述磁场产生部相对于上述被检体旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

6. 根据权利要求4所述的引导装置,其特征在于,

上述控制部将上述总的平移量以规定比率分配为上述第一平移机构的平移量以及上

述第二平移机构的平移量。

7. 根据权利要求4所述的引导装置,其特征在于,

上述控制部根据上述第一平移机构和上述第二平移机构的上限速度来将上述总的平移量分配为上述第一平移机构的平移量以及上述第二平移机构的平移量。

8. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,

还具备位置检测部,该位置检测部检测上述胶囊型医疗装置的位置,

上述控制部根据上述位置检测部中的检测结果以及上述磁场产生部旋转的旋转角来计算使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量。

9. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,还具备:

位置检测部,其检测上述胶囊型医疗装置的位置;以及

存储部,其存储上述胶囊型医疗装置与上述磁场产生部之间的距离、上述磁场产生部的旋转角以及使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量之间的关系,

上述控制部基于根据上述位置检测部的检测结果计算出的上述胶囊型医疗装置与上述磁场产生部之间的距离以及按照上述输入部接收到的上述第二信息来控制的上述磁场产生部的旋转角,来从上述存储部中提取上述平移量。

10. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,

还具备存储部,该存储部存储上述磁场产生部的旋转角与使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量的代表值之间的关系,

上述控制部根据按照上述输入部接收到的上述第二信息来控制的上述磁场产生部的旋转角,来从上述存储部中提取上述平移量的代表值。

11. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,

还具备存储部,该存储部存储上述胶囊型医疗装置与上述磁场产生部之间的距离、上述磁场产生部的旋转角以及使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量之间的关系,

上述输入部还接收同上述胶囊型医疗装置与上述磁场产生部之间的距离有关的信息的输入,

上述控制部根据上述输入部接收到的与距离有关的上述信息以及按照上述第二信息来控制的上述磁场产生部的旋转角,来从上述存储部中提取上述平移量。

12. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,

上述输入部还接收与上述胶囊型医疗装置的引导模式有关的信息的输入,

上述引导装置还具备存储部,该存储部存储上述引导模式、上述磁场产生部的旋转角以及使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量之间的关系,

上述控制部根据上述输入部接收到的与引导模式有关的上述信息,来从上述存储部中提取上述平移量。

13. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,

还具备位置检测部,该位置检测部检测上述胶囊型医疗装置的位置,

上述控制部根据上述输入部接收到的至少上述第二信息来获取上述胶囊型医疗装置的目标位置信息,根据该目标位置信息和上述位置检测部的检测结果来控制上述胶囊型医疗装置的位置。

14. 根据权利要求1所述的引导装置,其特征在于,  
上述磁场产生部为永磁体。

15. 一种胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,具备:  
胶囊型医疗装置,其内部配置有永磁体;以及  
根据权利要求1所述的引导装置。

## 引导装置以及胶囊型医疗装置引导系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对导入到被检体内的胶囊型医疗装置进行引导的引导装置以及胶囊型医疗装置引导系统。

### 背景技术

[0002] 以往,在内窥镜领域中,正在不断开发大小形成为能够导入到患者等被检体的消化管内的胶囊型内窥镜。胶囊型内窥镜在胶囊型壳体内部具备摄像功能和无线通信功能,在从被检体的口中吞服之后,一边通过蠕动运动等在消化管内进行移动,一边依次获取被检体的脏器内部的图像(以下还称为体内图像)的图像数据并将其以无线方式发送到被检体外部的接收装置。在接收装置中接收到的图像数据被取入到图像显示装置并被实施规定的图像处理。由此,体内图像在显示器中进行静止图像显示或者运动图像显示。医生或者护士等用户观察这样显示在图像显示装置中的体内图像来诊断被检体的脏器的状态。

[0003] 近年来,提出了一种引导系统,其具备利用磁力来引导(以下称为磁性引导)被检体内部的胶囊型内窥镜的引导装置(例如参照专利文献1)。通常,在这种引导系统中,在胶囊型内窥镜的内部设置永磁体(以下还称为体内永磁体)。另外,引导装置具备电磁体、永磁体(以下还称为体外永磁体)等磁场产生部,对导入到被检体内部的胶囊型内窥镜施加磁场,通过从所施加的该磁场产生的磁引力将胶囊型内窥镜磁性引导到期望的位置。在该情况下,在引导系统中设置有能够接收胶囊型内窥镜获取到的图像数据并实时地显示体内图像的显示部,用户一边参照显示部所显示的体内图像一边使用设置于引导系统的操作输入部来对胶囊型内窥镜的磁性引导进行操作。

[0004] 专利文献1:日本特表2008-503310号公报

### 发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 然而,在这种引导系统中,当为了控制胶囊型内窥镜的姿势而改变体外永磁体的倾斜时,任意平面内的胶囊型内窥镜的约束位置也发生改变。因此,为了校正胶囊型内窥镜的约束位置,必须使体外永磁体也一起移动,但是操作者无法预测此时的体外永磁体的移动方向、移动量,因此还存在操作性降低这种问题。

[0007] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种能够提高用户对引导系统的操作性的引导装置以及胶囊型医疗装置引导系统。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述问题而达到目的,本发明所涉及的引导装置将内部配置了永磁体的胶囊型医疗装置导入到被检体内并对该胶囊型医疗装置施加磁场,由此在上述被检体内引导上述胶囊型医疗装置,该引导装置的特征在于,具备:磁场产生部;平移机构,其使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移;旋转机构,其使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地旋转;输入部,其接收与改变上述胶囊型医疗装置的位置的动作有关的第一信息

以及与改变上述胶囊型医疗装置的姿势的动作有关的第二信息的输入;以及控制部,其根据上述第一信息和上述第二信息来控制上述平移机构和上述旋转机构,使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移和旋转,其中,上述控制部在上述输入部接收到上述第二信息的输入的情况下,通过使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移来对由于上述磁场产生部相对于上述被检体旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

[0010] 在上述引导装置中,特征在于,上述旋转机构具有以下机构:使上述磁场产生部在包含上述磁场产生部的磁化方向的铅直面内相对于上述被检体相对地旋转,上述控制部在根据上述第二信息而通过上述机构使上述磁场产生部旋转的情况下,通过使上述磁场产生部在与上述铅直面和水平面的交线平行的方向上相对于上述被检体相对地平移来对由于上述磁场产生部旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

[0011] 在上述引导装置中,特征在于,上述旋转机构具有第二机构,该第二机构使上述磁场产生部在使上述磁场产生部的磁化方向相对于铅直轴倾斜的状态下以铅直轴为中心相对于上述被检体相对地旋转,上述控制部在根据上述第二信息而通过上述第二机构使上述磁场产生部旋转的情况下,通过使上述磁场产生部在水平面内相对于上述被检体相对地平移来对由于上述磁场产生部旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

[0012] 上述引导装置的特征在于,还具备载置台,该载置台用于载置被导入上述胶囊型医疗装置的上述被检体,上述平移机构具有使上述磁场产生部平移的第一平移机构以及使上述载置台平移的第二平移机构,上述控制部根据上述第一信息和上述第二信息,通过上述第一平移机构来平移上述平移机构使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的总的平移量的一部分,通过上述第二平移机构来平移上述平移量的其余部分。

[0013] 在上述引导装置中,特征在于,上述控制部在上述输入部接收到第二信息的输入的情况下,通过仅使上述第一平移机构平移来对由于上述磁场产生部相对于上述被检体旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

[0014] 在上述引导装置中,特征在于,上述控制部将上述总的平移量以规定比率分配为上述第一平移机构的平移量以及上述第二平移机构的平移量。

[0015] 在上述引导装置中,特征在于,上述控制部根据上述第一平移机构和上述第二平移机构的上限速度来将上述总的平移量分配为上述第一平移机构的平移量以及上述第二平移机构的平移量。

[0016] 上述引导装置的特征在于,还具备位置检测部,该位置检测部检测上述胶囊型医疗装置的位置,上述控制部根据上述位置检测部中的检测结果以及上述磁场产生部旋转的旋转角来计算使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量。

[0017] 上述引导装置的特征在于,还具备:位置检测部,其检测上述胶囊型医疗装置的位置;以及存储部,其存储上述胶囊型医疗装置与上述磁场产生部之间的距离、上述磁场产生部的旋转角以及使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量之间的关系,上述控制部基于根据上述位置检测部的检测结果计算出的上述胶囊型医疗装置与上述磁场产生部之间的距离以及按照上述输入部接收到的上述第二信息来控制的上述磁场产生部的旋转角,来从上述存储部中提取上述平移量。

[0018] 上述引导装置的特征在于,还具备存储部,该存储部存储上述磁场产生部的旋转角与使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量的代表值之间的关系,上述

控制部根据按照上述输入部接收到的上述第二信息来控制的上述磁场产生部的旋转角,来从上述存储部中提取上述平移量。

[0019] 上述引导装置的特征在于,还具备存储部,该存储部存储上述胶囊型医疗装置与上述磁场产生部之间的距离、上述磁场产生部的旋转角以及使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量之间的关系,上述输入部还接收同上述胶囊型医疗装置与上述磁场产生部之间的距离有关的信息的输入,上述控制部根据上述输入部接收到的与距离有关的上述信息以及按照上述第二信息来控制的上述磁场产生部的旋转角,来从上述存储部中提取上述平移量。

[0020] 在上述引导装置中,特征在于,上述输入部还接收与上述胶囊型医疗装置的引导模式有关的信息的输入,上述引导装置还具备存储部,该存储部存储上述引导模式、上述磁场产生部的旋转角以及使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地平移的平移量之间的关系,上述控制部根据上述输入部接收到的与引导模式有关的上述信息,来从上述存储部中提取上述平移量。

[0021] 在上述引导装置中,特征在于,还具备位置检测部,该位置检测部检测上述胶囊型医疗装置的位置,上述控制部根据上述输入部接收到的至少上述第二信息来获取上述胶囊型医疗装置的目标位置信息,根据该目标位置信息和上述位置检测部的检测结果来控制上述胶囊型医疗装置的位置。

[0022] 在上述引导装置中,特征在于,上述磁场产生部为永磁体。

[0023] 本发明所涉及的胶囊型医疗装置引导系统的特征在于,具备:内部配置有永磁体胶囊型医疗装置以及上述引导装置。

[0024] 发明的效果

[0025] 根据本发明,在被输入与胶囊型医疗装置的旋转有关的信息的情况下,通过使胶囊型医疗装置相对于被检体相对地进行平移来对由于磁场产生部的旋转而产生的胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正,因此能够提高用户对胶囊型医疗装置磁性引导系统的操作性。

## 附图说明

[0026] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的胶囊型医疗装置引导系统的一个结构例的图。

[0027] 图2是表示图1示出的引导装置的外观的一个结构例的示意图。

[0028] 图3是用于说明图2示出的体外永磁体的设置状态的示意图。

[0029] 图4是示出图1示出的胶囊型内窥镜的内部构造的一例的截面示意图。

[0030] 图5是用于说明胶囊型内窥镜内部的摄像元件与永磁体的相对位置关系的示意图。

[0031] 图6是用于说明将液体导入到被检体内的状态下的胶囊型内窥镜的样子(未使磁场起作用的状态)的概念图。

[0032] 图7是用于说明将液体导入到被检体内的状态下的胶囊型内窥镜的样子(使磁场起作用的状态)的概念图。

[0033] 图8是示出图1示出的显示部的显示画面所显示的图像的一例的图。

- [0034] 图9是说明胶囊型内窥镜的铅直方向的位置控制方法的示意图。
- [0035] 图10是说明胶囊型内窥镜的水平方向的位置控制方法的示意图。
- [0036] 图11是示出图1示出的操作输入部的一例的图。
- [0037] 图12是用于说明能够通过图1示出的操作输入部来操作的胶囊型医疗装置的磁性引导的图。
- [0038] 图13是例示显示部所显示的菜单画面的图。
- [0039] 图14是用于说明胶囊型内窥镜的约束位置的校正原理的概念图。
- [0040] 图15是用于说明求出体外永磁体的形状与产生磁场的关系的模拟中的评价项目的示意图。
- [0041] 图16是表示使用于模拟的永磁体的各边的长度之比的表。
- [0042] 图17是表示图16示出的各永磁体的磁场强度的图表。
- [0043] 图18是表示由图16示出的各永磁体所产生的z轴方向上的磁梯度的图表。
- [0044] 图19是表示由图16示出的各永磁体所产生的x轴方向上的磁梯度的图表。
- [0045] 图20是表示由图16示出的各永磁体所产生的y轴方向上的磁梯度的图表。
- [0046] 图21是表示使用于其它模拟的永磁体的各边长度之比的表。
- [0047] 图22是表示图21示出的各永磁体的磁场强度的图表。
- [0048] 图23是表示由图21示出的各永磁体所产生的z轴方向上的磁梯度的图表。
- [0049] 图24是表示由图21示出的各永磁体所产生的x轴方向上的磁梯度的图表。
- [0050] 图25是表示由图21示出的各永磁体所产生的y轴方向上的磁梯度的图表。
- [0051] 图26是表示y轴方向的长度与z轴方向的长度的比率同具有各尺寸比的永磁体的磁场强度与类型y-x-z(33)的永磁体的磁场强度的比率之间的关系的图表。
- [0052] 图27是表示变形例1-5所涉及的操作输入部的一例的图。
- [0053] 图28是用于说明能够通过图27示出的操作输入部来操作的胶囊型医疗装置的磁性引导的图。
- [0054] 图29是表示本发明的实施方式2所涉及的胶囊型医疗装置磁性引导系统的一个结构例的图。
- [0055] 图30是示意性地表示图29示出的引导装置的外观的立体图。
- [0056] 图31是表示本发明的实施方式3所涉及的胶囊型医疗装置引导系统的一个结构例的示意图。

### 具体实施方式

[0057] 以下,参照附图说明本发明的实施方式所涉及的引导装置和胶囊型医疗装置引导系统。此外,在以下说明中,例示使用了经过口腔导入到被检体内并在蓄积于被检体的胃部的液体中漂浮的胶囊型内窥镜作为胶囊型医疗装置的胶囊型内窥镜用引导系统,但是本发明并不限于本实施方式。即,本发明例如能够使用从被检体的食道至肛门在管腔内进行移动的胶囊型内窥镜、与等渗液一起被从肛门导入的胶囊型内窥镜等各种胶囊型医疗装置。另外,在以下说明中,各图仅以能够理解本发明的内容的程度概要地示出形状、大小以及位置关系。因而,本发明并不仅限于在各图中例示的形状、大小以及位置关系。此外,在附图的记载中,对相同部分附加相同的附图标记。

[0058] (实施方式1)

[0059] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的胶囊型医疗装置引导系统的一个结构例的示意图。图2是表示图1示出的引导装置的外观的一例的示意图。如图1所示,实施方式1中的胶囊型医疗装置引导系统1具备:胶囊型内窥镜10,其被导入到被检体的体腔内,内部设置有永磁体;以及引导装置20,其产生三维磁场100,由此对被导入到被检体内的胶囊型内窥镜10进行磁性引导。

[0060] 胶囊型内窥镜10在经口腔摄取等与规定的液体一起被导入到被检体的脏器内部之后,在消化管内部进行移动而最终排出到被检体的外部。胶囊型内窥镜10在此期间在被导入到被检体的脏器内部(例如胃内部)的液体中漂浮,一边被磁场100磁性引导一边依次拍摄被检体内,以无线方式依次发送通过拍摄获取到的与体内图像对应的图像信息(图像数据)。此外,在后文中说明胶囊型内窥镜10的详细构造。

[0061] 引导装置20具备:接收部21,其与胶囊型内窥镜10之间进行无线通信而接收胶囊型内窥镜10获取到的包含图像信息的无线信号;位置检测部22,其根据从胶囊型内窥镜10接收到的无线信号来检测胶囊型内窥镜10在被检体内的位置;显示部23,其从接收部21所接收到的无线信号中获取图像信息,对该图像信息实施规定的信号处理并对体内图像进行画面显示,并且对胶囊型内窥镜10在被检体内的位置进行画面显示;操作输入部24,其接受指示引导胶囊型医疗装置引导系统1中的各种操作的信息等的输入;引导磁场生成部25,其生成用于引导胶囊型内窥镜10的磁场;控制部26,其控制这些各部;以及存储部27,其存储由胶囊型内窥镜10拍摄得到的图像信息等。

[0062] 图2是示意性地表示引导装置20的外观的立体图。如图2所示,在引导装置20中,作为载置被检体的载置台,设置有床20a。在该床20a的下部至少配置有用于生成磁场100的引导磁场生成部25。

[0063] 接收部21具备多个天线21a,经由这些多个天线21a来依次接收来自胶囊型内窥镜10的无线信号。接收部21从多个天线21a中选择接收电场强度最高的天线,对经由所选择的天线接收到的来自胶囊型内窥镜10的无线信号进行解调处理等。由此,接收部21从该无线信号中提取与被检体内有关的图像数据。接收部21将提取出的包含图像数据的图像信号输出到显示部23。

[0064] 位置检测部22根据接收部21所接收到的无线信号的信号强度,进行用于估计胶囊型内窥镜10在被检体内的位置的运算。

[0065] 显示部23包含液晶显示器等各种显示器,生成包含基于从接收部21输入的图像数据的体内图像、其它各种信息的画面并显示于显示器。具体地说,显示部23例如显示胶囊型内窥镜10拍摄得到的被检体的体内图像群,并且显示与胶囊型内窥镜10的位置、姿势有关的信息、与引导操作有关的信息。此时,显示部23可以显示引导装置20根据所产生的磁场而估计的胶囊型内窥镜10的位置、姿势,也可以根据位置检测部22的位置检测结果来将与显示中的体内图像对应的被检体内的位置显示于画面。另外,显示部23例如显示按照控制部26的控制而选择出的体内图像的缩小图像、被检体的患者信息和检查信息等。

[0066] 操作输入部24是由具备操纵杆、各种按钮和各种开关的操作台以及键盘等输入设备来实现的,接受用于对胶囊型内窥镜10进行磁性引导的引导指示信息、用于对引导装置20设定规定的模式的设定信息这种各种信息的输入。引导指示信息为用于控制作为磁性引

导操作对象的胶囊型内窥镜10的姿势、位置的信息,详细地说,包含与改变胶囊型内窥镜10的位置的动作、改变胶囊型内窥镜10的倾斜角(相对于铅直轴的角度)的动作有关的信息、与改变胶囊型内窥镜10的视场(后述的摄像部11A、11B)的方位角(绕铅直轴的角度)的动作有关的信息等。此外,以下,将视场的方位角简称为方位角。操作输入部24将接受到输入的这些信息输入到控制部26。

[0067] 引导磁场生成部25生成用于使被导入到被检体内的胶囊型内窥镜10的位置、倾斜角、方位角相对于被检体相对地改变的磁场。更详细地说,引导磁场生成部25具有:作为产生磁场的磁场产生部的体外永磁体25a;作为使该体外永磁体25a进行平移和旋转的机构的第一平面位置变更部25b;铅直位置变更部25c;仰角变更部25d以及回转角变更部25e。

[0068] 图3是用于说明体外永磁体25a的设置状态的示意图。如图3所示,体外永磁体25a例如通过具有长方体形状的棒磁体来实现的,将胶囊型内窥镜10约束在同与自己的磁化方向平行的四个面中的一个面(以下还称为胶囊相对面PL)相对的区域。

[0069] 体外永磁体25a被配置成在初始状态下胶囊相对面PL与水平面平行。以下,将体外永磁体25a处于初始状态时的体外永磁体25a的配置设为基准配置,将此时的磁化方向设为X轴方向,将与磁化方向正交的水平面内的方向设为Y轴方向,将铅直方向设为Z轴方向。

[0070] 体外永磁体25a具有以下形状:在长方体形状的三个方向的边的长度中,与磁化方向正交的水平面方向(在图3中Y轴方向)的边的长度比磁化方向(在图3中X轴方向)和与胶囊相对面PL正交的方向(在图3中Z轴方向)的边的长度长。优选体外永磁体25a具有在长方体形状的三个方向的边的长度中与胶囊相对面PL正交的方向的长度最短的平板形状。此外,在后文中详细说明体外永磁体25a的形状。

[0071] 第一平面位置变更部25b为使体外永磁体25a在水平面内进行平移的平移机构。即,在确保体外永磁体25a中被磁化的两个磁极的相对位置的状态下在水平面内进行移动。

[0072] 铅直位置变更部25c为使体外永磁体25a在铅直方向上进行平移的平移机构。

[0073] 仰角变更部25d为使永磁体在包含体外永磁体25a的铅直面内旋转而改变磁化方向相对于水平面的角度的旋转机构。仰角变更部25d优选使体外永磁体25a相对于与胶囊相对面PL平行且与磁化方向正交并且通过体外永磁体25a的中心的轴(以下称为旋转轴Y<sub>c</sub>)进行旋转。以下,将体外永磁体25a与水平面所形成的角度设为仰角 $\theta$ 。

[0074] 回转角变更部25e使体外永磁体25a相对于通过体外永磁体25a的中心的铅直方向的轴进行旋转。以下,将体外永磁体25a相对于铅直方向的轴的旋转运动称为回转运动。另外,将体外永磁体25a相对于基准配置而回转的角度称为回转角 $\psi$ 。

[0075] 通过回转角变更部25e使体外永磁体25a仅回转回转角 $\psi$ ,在改变旋转轴Y<sub>c</sub>相对于基准配置的角度状态下通过仰角变更部25d使体外永磁体25a相对于旋转轴Y<sub>c</sub>进行旋转,由此能够改变被体外永磁体25a所产生的磁场约束的胶囊型内窥镜10的倾斜角和方位角。

[0076] 控制部26根据位置检测部22的检测结果以及操作输入部24接受到的引导指示信息来控制引导磁场生成部25的各部的动作,由此将胶囊型内窥镜10引导为用户期望的位置和姿势。此时,控制部26为了对由于体外永磁体25a旋转而产生的用户不期望的胶囊型内窥镜10的位置改变进行校正,计算校正方向和校正量,根据计算出的校正方向和校正量来控制第一平面位置变更部25b的动作。

[0077] 存储部27使用快闪存储器或者硬盘等可重写地保存信息的存储介质来实现。存储

部27除了存储由胶囊型内窥镜10拍摄得到的被检体的体内图像群的图像数据以外,还存储控制部26用于控制引导装置20的各部的各种程序、各种参数这种信息。

[0078] 接着,说明胶囊型内窥镜10的详细构造。

[0079] 图4是表示胶囊型内窥镜10的内部构造的一例的截面示意图。如图4所示,胶囊型内窥镜10具备大小形成为容易导入到被检体的脏器内部的外壳即胶囊型壳体12以及拍摄相互不同的摄像方向的被摄体而生成图像信息的摄像部11A、11B。另外,胶囊型内窥镜10具备:无线通信部16,其将由摄像部11A、11B获取到的图像信息以无线方式发送到外部;控制部17,其控制胶囊型内窥镜10的各结构部;以及电源部18,其将电力提供给胶囊型内窥镜10的各结构部。并且,胶囊型内窥镜10具备用于能够实现引导装置20的磁性引导的永磁体19。

[0080] 胶囊型壳体12为大小形成为能够导入到被检体的脏器内部的外壳,通过利用圆顶形状壳体12b、12c来封住筒状壳体12a的两侧开口端来实现。圆顶形状壳体12b、12c为对于可见光等规定波长频带的光来说透明的圆顶形状的光学部件。另外,筒状壳体12a为对于可见光来说大致不透明的有色壳体。如图4所示,在由这些筒状壳体12a和圆顶形状壳体12b、12c形成的胶囊型壳体12内部不透液体地设置摄像部11A、11B、无线通信部16、控制部17、电源部18以及永磁体19。

[0081] 摄像部11A具有LED等照明部13A、聚光透镜等光学系统14A以及CMOS图像传感器或者CCD等摄像元件15A。照明部13A对摄像元件15A的摄像视场发出白色光等照明光,隔着圆顶形状壳体12b来照明摄像视场内的被摄体。光学系统14A将来自该摄像视场的反射光会聚到摄像元件15A的摄像面,并使摄像视场的被摄体像成像。摄像元件15A接收会聚在摄像面的来自摄像视场的反射光,对接收到的光信号进行光电变换处理,生成表示摄像视场的被摄体像、即被检体的体内图像的图像信息。

[0082] 摄像部11B与摄像部11A同样地,具有LED等照明部13B、聚光透镜等光学系统14B以及CMOS图像传感器或者CCD等摄像元件15B。

[0083] 如图4所示,在胶囊型内窥镜10为拍摄长轴La方向的前方和后方的复眼式胶囊型医疗装置的情况下,这些摄像部11A、11B被配置成各光轴与作为胶囊型壳体12的长边方向的中心轴的长轴La大致平行或者大致一致且各摄像视场朝向相互相反方向。即,以摄像元件15A、15B的摄像面与长轴La正交的方式安装摄像部11A、11B。

[0084] 无线通信部16具备天线16a,将由上述摄像部11A、11B获取到的图像信息经由天线16a依次以无线方式发送到外部。具体地说,无线通信部16从控制部17获取基于摄像部11A或者摄像部11B所生成的图像信息的图像信号,对该图像信号进行调制处理等,生成对该图像信号进行调制得到的无线信号。无线通信部16将该无线信号经由天线16a发送到外部的接收部21。

[0085] 控制部17控制摄像部11A、11B和无线通信部16的各动作,并且控制这些各结构部之间的信号的输入输出。具体地说,控制部17使摄像元件15A拍摄照明部13A照明的摄像视场内的被摄体,使摄像元件15B拍摄照明部13B照明的摄像视场内的被摄体。另外,控制部17具有用于生成图像信息的信号处理功能。控制部17从摄像元件15A、15B获取图像信息,每次获取图像信息时对该图像信息实施规定的信号处理,生成包含图像数据的图像信号。并且,控制部17控制无线通信部16以将这种图像信号按照时间序列依次以无线方式发送到外部。

[0086] 电源部18为纽扣型电池或者电容器等蓄电部,具有磁开关、光开关等开关部。电源

部18根据从外部施加的磁场来切换电源的接通和断开状态,在接通状态的情况下,将蓄电部的电力适当地提供给胶囊型内窥镜10的各结构部(摄像部11A、11B、无线通信部16以及控制部17)。另外,电源部18在断开状态的情况下,停止对胶囊型内窥镜10的各结构部的电力提供。

[0087] 通过永磁体19,能够利用引导磁场生成部25所生成的磁场100对胶囊型内窥镜10进行磁性引导,该永磁体19以磁化方向相对于长轴La保持倾斜的方式固定配置于胶囊型壳体12的内部。具体地说,永磁体19被配置成磁化方向与长轴La正交。永磁体19追从从外部施加的磁场而进行动作,其结果,实现引导磁场生成部25对胶囊型内窥镜10的磁性引导。

[0088] 在此,参照图5来说明摄像元件15A、15B与永磁体19的相对位置关系。永磁体19以相对于上述摄像部11A、11B相对固定的状态固定配置于胶囊型壳体12的内部。更详细地说,永磁体19被配置成其磁化方向相对于摄像元件15A、15B的各摄像面的上下方向相对地固定。具体地说,如图5所示,永磁体19被配置成其磁化方向 $Y_m$ 与摄像元件15A、15B的各摄像面的上下方向 $Y_u$ 平行。

[0089] 图6是用于说明将液体W导入到被检体内的状态下的胶囊型内窥镜10的样子的概念图。此外,图6示出用于控制胶囊型内窥镜10的位置和姿势的、来自引导磁场生成部25的磁场未作用于胶囊型内窥镜10内的永磁体19的状态。

[0090] 在实施方式1中例示的胶囊型内窥镜10被设计成浮在液体W内。另外,胶囊型内窥镜10的重心G被设定为从胶囊型内窥镜10的几何学中心C沿着胶囊型内窥镜10的长轴La(胶囊型内窥镜10的长边方向的中心轴;参照图4)偏离的位置。具体地说,关于胶囊型内窥镜10的重心G,通过调整电源部18和永磁体19等的各结构部的配置,被设定为位于长轴La上且从胶囊型壳体12的几何学中心C向摄像部11B侧偏离的位置。由此,胶囊型内窥镜10以自己的长轴La与铅直方向(即重力方向)大致平行的状态漂浮在液体W中。换言之,胶囊型内窥镜10在连结几何学的中心C与重心G的直线直立的状态下漂浮在液体W中。胶囊型内窥镜10在这种直立姿势下使摄像部11A的摄像视场朝向铅直上方并且使摄像部11B的摄像视场朝向铅直下方。此外,液体W为水或者生理食盐水等对人体无害的液体。

[0091] 另外,如上所述,永磁体19被配置成其磁化方向 $Y_m$ (参照图5)与长轴La正交。即,永磁体19的磁化方向 $Y_m$ 与胶囊型内窥镜10的径向一致。因而,在用于控制胶囊型内窥镜10的位置和姿势的磁场未作用于永磁体19的情况下,胶囊型内窥镜10以磁化方向 $Y_m$ 与水平方向一致的状态漂浮在液体W中。另外,此时,通过磁化方向 $Y_m$ 以及连结胶囊型壳体12的几何学中心C与重心G的线的平面成为铅直平面。

[0092] 图7是用于说明将液体W导入到被检体内的状态下的胶囊型内窥镜10的样子的概念图,示出使用于控制胶囊型内窥镜10的倾斜角的磁场作用于永磁体19的状态。

[0093] 如图7所示,通过使磁场从外部作用于胶囊型内窥镜10的永磁体19能够控制胶囊型内窥镜10的长轴La相对于重力方向 $D_g$ 的倾斜。例如,通过使磁力线的方向相对于水平面具有角度的磁场作用于永磁体19,能够使胶囊型内窥镜10相对于重力方向 $D_g$ 倾斜以使永磁体19的磁化方向 $Y_m$ 与该磁力线大致平行。在该情况下,磁化方向 $Y_m$ 维持包含在铅直平面内的状态且胶囊型内窥镜10的姿势发生变化。进行这种控制的磁场是通过引导装置20的仰角变更部25d改变体外永磁体25a的仰角 $\theta$ 来实现的(参照图1和图3)。

[0094] 因而,在使胶囊型内窥镜10倾斜的状态下,通过施加以重力方向 $D_g$ 为中心而回转

的磁场来如箭头所示使胶囊型内窥镜10绕重力方向 $D_g$ 进行回转,能够容易地获取到胶囊型内窥镜10周围的体内图像。进行这种控制的磁场是通过引导装置20的回转角变更部25e使体外永磁体25a进行回转来实现的(参照图1和图3)。

[0095] 此时,引导装置20的显示部23以使随着胶囊型内窥镜10的磁性引导而产生的体内图像内的被摄体的上下方向与显示画面的上下方向一致的显示方式显示由胶囊型内窥镜10得到的被检体的体内图像。其结果,如图8所示,在显示部23的显示画面M中,以胶囊型内窥镜10的摄像元件15A的上部区域 $P_u$ 的元件拍摄得到的液面 $W_s$ 成为与摄像部11A对应的图像的上部的方式进行显示。而且,永磁体19的磁化方向 $Y_m$ 与摄像元件15A、15B的各摄像面的上下方向 $Y_u$ 平行,因此与永磁体19的磁化方向 $Y_m$ 平行的方向与显示部23的显示画面的上下方向一致。

[0096] 如图9所示,使在胶囊相对面PL内具有磁场强度的峰的磁场(参照图9的(a))作用于胶囊型内窥镜10的永磁体19,牵引永磁体19来将胶囊型内窥镜10约束在该磁场的峰位置,由此能够控制胶囊型内窥镜10在水平方向上的平移运动(参照图9的(b))。具体地说,这种磁场是通过引导装置20的第一平面位置变更部25b使体外永磁体25a在水平面内进行移动来实现的。

[0097] 如图10所示,通过使磁梯度的分布根据与胶囊相对面PL正交的方向上的距离而发生变化的磁场作用于胶囊型内窥镜10的永磁体19,能够控制胶囊型内窥镜10在铅直方向上的平移运动。具体地说,这种磁场是通过引导装置20的铅直位置变更部25c使体外永磁体25a在铅直方向上进行移动来实现的。

[0098] 例如图10的(a)所示,在将胶囊相对面PL设为水平的情况下,使铅直位置越高则磁梯度越弱的磁场作用于永磁体19。此时,如图10的(b)所示,当使体外永磁体25a向上方移动而使永磁体19的铅直位置相对降低时,施加到永磁体19的磁引力变强,胶囊型内窥镜10被施加向下方的力。此外,胶囊型内窥镜10在铅直方向上的位置大致维持在胶囊型内窥镜10相对于液体W的浮力、对胶囊型内窥镜10施加的重力以及由体外永磁体25a施加的磁引力取得平衡的位置。

[0099] 接着,说明图1示出的操作输入部24的具体结构和动作。

[0100] 图11的(a)是操作输入部24的主视图,图11的(b)是操作输入部24的右侧视图。图12是表示通过操作输入部24的各结构部位的操作来指示的胶囊型内窥镜10的运动的图。

[0101] 如图11的(a)所示,操作输入部24具备两个操纵杆31、32,该两个操纵杆31、32用于对引导磁场生成部25对胶囊型内窥镜10的磁性引导进行三维操作。操纵杆31、32能够在上下方向和左右方向上进行倾动操作。

[0102] 如图11的(b)所示,在操纵杆31的背面设置有向上按钮34U、向下按钮34B。通过按压向上按钮34U将指示胶囊型内窥镜10的上方引导的引导指示信息输入到控制部26,通过按压向下按钮34B将指示胶囊型内窥镜10的下方引导的引导指示信息输入到控制部26。在操纵杆31的上部设置有捕捉按钮35。通过按压捕捉按钮35来捕捉显示部23所显示的体内图像。另外,在操纵杆32的上部设置有接近按钮36。通过按压接近按钮36将引导胶囊型内窥镜10以使胶囊型内窥镜10的摄像部11A侧接近摄像部11A的摄像对象的引导指示信息输入到控制部26。

[0103] 如图11的(a)所示,操纵杆31的箭头 $Y_{11j}$ 示出的上下方向的倾动方向与如图12的

箭头Y11所示胶囊型内窥镜10的前端以通过铅直轴Az的方式摆动的摆动引导方向对应。在与操纵杆31的箭头Y11j的倾动操作对应的引导指示信息从操作输入部24输入到控制部26的情况下,控制部26根据该引导指示信息,与操纵杆31的倾动方向相应地运算胶囊型内窥镜10前端在绝对坐标系上的引导方向并与操纵杆31的倾动操作相应地运算引导量。而且,引导磁场生成部25控制仰角变更部25d,使得例如在运算出的引导方向上与运算出的引导量相应地改变体外永磁体25a的仰角。

[0104] 如图11的(a)所示,操纵杆31的箭头Y12j示出的左右方向的倾动方向与如图12的箭头Y12所示胶囊型内窥镜10以铅直轴Az为中心而旋转的旋转引导方向对应。在与操纵杆31的箭头Y12j的倾动操作对应的引导指示信息从操作输入部24输入到控制部26的情况下,控制部26根据该引导指示信息,与操纵杆31的倾动方向相应地运算胶囊型内窥镜10前端在绝对坐标系上的引导方向,并且与操纵杆31的倾动操作相应地运算引导量,进一步,控制回转角变更部25e以使体外永磁体25a在例如运算得到的引导方向上与运算得到的引导量相应地进行回转。

[0105] 如图11的(a)所示,操纵杆32的箭头Y13j示出的上下方向的倾动方向与如图12的箭头Y13所示在胶囊型内窥镜10的长轴La投影到水平面Hp的方向上平移的水平后移引导方向或者水平前移引导方向对应。在与操纵杆32的箭头Y13j的倾动操作对应的引导指示信息从操作输入部24输入到控制部26的情况下,控制部26根据该引导指示信息,与操纵杆32的倾动方向相应地运算胶囊型内窥镜10前端在绝对坐标系上的引导方向和引导量,控制第一平面位置变更部25b以使体外永磁体25a与运算得到引导方向和引导量相应地平移。

[0106] 如图11的(a)所示,操纵杆32的箭头Y14j示出的左右方向的倾动方向与如图12的箭头Y14所示胶囊型内窥镜10在水平面Hp内在与长轴La投影到水平面Hp的方向垂直的方向上平移的水平右移引导方向或者水平左移引导方向对应。在与操纵杆32的箭头Y14j的倾动操作对应的引导指示信息从操作输入部24输入到控制部26的情况下,控制部26根据该引导指示信息,与操纵杆32的倾动方向相应地运算胶囊型内窥镜10前端在绝对坐标系上的引导方向和引导量,控制第一平面位置变更部25b以使体外永磁体25a与运算得到的引导方向和引导量相应地平移。

[0107] 另外,在操纵杆32的背面设置有向上按钮34U和向下按钮34B。在如图11的(b)的箭头Y15j所示那样按压向上按钮34U的情况下,指示沿着图12示出的铅直轴Az如箭头Y15所示那样向上平移的向上动作。另外,在如图11的(b)的箭头Y16j所示那样按压向下按钮34B的情况下,指示沿着图12示出的铅直轴Az如箭头Y16所示那样向下平移的向下动作。在与向上按钮34U或者向下按钮34B的箭头Y15j、Y16j的按压操作对应的引导指示信息从操作输入部24输入到控制部26的情况下,控制部26根据该引导指示信息,与被按压的按钮相应地运算胶囊型内窥镜10前端在绝对坐标系上的引导方向和引导量,控制铅直位置变更部25c以使体外永磁体25a与运算得到的引导方向和引导量相应地在铅直方向上平移。例如在按压向上按钮34U的情况下,铅直位置变更部25c使体外永磁体25a朝向铅直轴Az的下方向(远离胶囊型内窥镜10的方向)平移。由此,胶囊型内窥镜10如箭头Y15所示那样上升。另一方面,在按压向下按钮34B的情况下,铅直位置变更部25c使体外永磁体25a朝向铅直轴Az的上方向(接近胶囊型内窥镜10的方向)平移。由此,胶囊型内窥镜10如箭头Y16所示那样下降。

[0108] 此外,操作输入部24也可以与这种操纵杆31、32一起具有由各种操作按钮、键盘等

构成的输入设备。

[0109] 图13是表示显示部23所显示的菜单画面S的显示例的示意图。在该菜单画面S中,在左上方的区域S1内显示被检体的患者姓名、患者ID、出生年月日、性别、年龄等各被检体信息,在中央的区域S2内的左侧显示摄像部11A拍摄得到的生物体图像Sg1,右侧显示摄像部11B拍摄得到的生物体图像Sg2,在区域S2下方的区域S3内,对通过捕捉按钮35的按压操作而捕捉到的各图像与捕捉时间一起进行缩小显示,在左侧的区域S4内,作为胶囊型内窥镜10的姿势图而显示铅直面上的姿势图Sg3、水平面上的姿势图Sg4。各姿势图Sg3、Sg4所显示的胶囊型内窥镜10的姿势显示与操作输入部24的引导指示信息对应的姿势。在实施方式1中,来自操作输入部24的输入量反映于进行引导的力,因此能够认为所显示的胶囊型内窥镜10的姿势与胶囊型内窥镜10的实际姿势大致相同,对操作者的引导指示辅助也提高。此外,在该姿势图Sg3、Sg4中,用箭头表示能够对胶囊型内窥镜10进行引导的方向,并在存在任一引导方向的操作输入的情况下改变与所输入的方向对应的箭头的显示颜色来辅助操作者的操作。

[0110] 接着,详细说明改变胶囊型内窥镜10的姿势时的控制部26的动作。在此,当为了改变胶囊型内窥镜10的姿势而使体外永磁体25a进行旋转时,由于由此产生的磁场的改变,使胶囊型内窥镜10在水平面内移动的推力作用于胶囊型内窥镜10,导致胶囊型内窥镜10的约束位置从用户所期望的位置偏离。

[0111] 例如图14所示,胶囊型内窥镜10在铅直面(ZX面)内的约束位置由铅直方向上的胶囊型内窥镜10与体外永磁体25a之间的距离、即胶囊型内窥镜10的高度H和体外永磁体25a的旋转角 $\theta$ 来决定。因此,在胶囊型内窥镜10位于 $X=X_0, Z=H_n(n=1、2、\dots)$ 的情况下,当使体外永磁体25a仅旋转仰角 $\theta_n$ 时,胶囊型内窥镜10的约束位置向-X轴方向上仅改变距离 $D_n$ 。

[0112] 因此,控制部26为了将胶囊型内窥镜10维持在原位置( $X=X_0$ )而进行控制,使胶囊型内窥镜10向与胶囊型内窥镜10的位置改变方向相反的方向(校正方向)使胶囊型内窥镜10仅移动与由于体外永磁体25a的旋转而产生的改变量对应的量(校正量)。由此,抵消胶囊型内窥镜10的约束位置的改变。

[0113] 此外,在实际的XYZ坐标上,校正方向成为包含体外永磁体25a的磁化方向的铅直面与水平面相交叉的轴中的、与仰角变更部25d使体外永磁体25a旋转的旋转方向相反的方向。另外,上述校正量 $D_n$ 根据提供胶囊型内窥镜10的方位角的体外永磁体25a的回转角 $\psi$ ,被分配到X轴方向的校正量和Y轴方向的校正量。

[0114] 作为具体动作,控制部26根据从位置检测部22输出的检测结果来获取胶囊型内窥镜10在铅直方向上的位置(与图14示出的距离 $H_1、H_2$ 对应)。另外,控制部26根据从操作输入部24输入的引导指示信息来计算用户期望的胶囊型内窥镜10的方位角和倾斜角的改变以及实现移动所需的体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 、仰角 $\theta$ 、平移方向和平移量。而且,为了校正由于体外永磁体25a的旋转而产生的胶囊型内窥镜10的约束位置的改变,使用回转角 $\psi$ 来计算校正方向,并且使用仰角 $\theta$ 来计算校正量。此外,此时使用的计算式预先被存储到存储部27。并且,控制部26使用计算出的校正方向和校正量来校正基于引导指示信息的体外永磁体25a的平移方向和平移量。而且,控制部26控制引导磁场生成部25的各部,以使体外永磁体25a以计算出的回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ 进行回转和旋转,并且使体外永磁体25a以校正过的平移方

向和平移量进行平移。

[0115] 此外,也可以是代替计算上述校正方向和校正量,控制部26将与体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ 以及胶囊型内窥镜10在铅直方向上的位置对应的校正方向和校正量预先存储在存储部27中,在从操作输入部24输入用于使胶囊型内窥镜10进行旋转的引导指示信息时,根据输入的引导指示信息和位置检测部22的检测结果(胶囊型内窥镜10在铅直方向上的位置),从存储部27提取所需的校正方向和校正量。

[0116] 另外,控制部26也可以进行以下控制:在第一平面位置变更部25b使体外永磁体25a平移时,根据平移量来调节体外永磁体25a的平移速度,使得在规定时间内完成胶囊型内窥镜10的移动。

[0117] 接着,说明与体外永磁体25a的形状有关的条件。

[0118] 本发明者们为了使体外永磁体25a有效地产生用于引导胶囊型内窥镜10的磁场,通过模拟来求出永磁体的形状(纵、横、高之比)与产生磁场之间的关系。图15是用于说明该模拟中的评价项目的示意图。如图15所示,在本模拟中,将永磁体的磁化方向设定为x轴方向、将与模拟位置相对的面 $PL'$ 中的与磁化方向正交的方向设定为y轴方向、将与面 $PL'$ 正交的方向设定为z轴方向,对模拟位置处的磁场强度、该位置处的z轴方向、x轴方向以及y轴方向上的各磁梯度进行了评价。此外,磁场强度影响变更胶囊型内窥镜10的倾斜角和方位角时的引导。z轴方向的磁梯度影响对胶囊型内窥镜10的z轴方向上的引导。x轴方向的磁梯度影响对胶囊型内窥镜10的x轴方向上的引导。y轴方向的磁梯度影响对胶囊型内窥镜10的y轴方向上的引导。

[0119] 另外,在本模拟中,使用了长方体(包含立方体)的永磁体。图16是表示使用于模拟的永磁体的各边的长度之比的表。图16示出的“x轴方向的长度”对应于与x轴平行的边的长度,“y轴方向的长度”对应于与y轴平行的边的长度,“z轴方向的长度”对应于与z轴平行的边的长度。另外,在图16的“类型”一栏中,从左侧起依次表示各永磁体的边中的长的边。例如类型“x-y-z”表示与x轴平行的边最长且与z轴平行的边最短的长方体形状。此外,类型“xyz”表示全部边的长度相等的立方体。

[0120] 图17是表示图16示出的各永磁体的磁场强度的图表。图18是表示由图16示出的各永磁体所产生的z轴方向上的磁梯度的图表。图19是表示由图16示出的各永磁体所产生的x轴方向上的磁梯度的图表。图20是表示由图16示出的各永磁体所产生的y轴方向上的磁梯度的图表。此外,在图17中,对磁场强度的值进行了标准化。另外,在图18~图20中,对磁梯度的值进行了标准化。在图19和图20中,横轴表示对从通过永磁体中心的z轴方向的轴(中心轴)起的距离进行标准化所得到的值。

[0121] 为了有效地进行胶囊型内窥镜10的方位角和倾斜角的控制,优选永磁体所产生的磁场强度高。这一点,如图17所示,得到较大磁场强度的磁体为类型y-x-z和类型x-y-z。因而,可知适合于胶囊型内窥镜10的方位角和倾斜角的控制的形状为z轴方向的长度比y轴方向的长度短的形状。并且,可以说更优选z轴方向的长度比x轴方向和y轴方向的长度短的形状。

[0122] 另外,在使永磁体绕与y轴平行的轴进行旋转的情况下,使向与y轴正交的zx平面的投影面积小能够缩小旋转时的永磁体的移动区域,因此优选使用。因而,优选将x轴方向的长度设得短。在该情况下,能够更接近被检体地设置永磁体,因此在被检体内能够高效率

地生成强度高的磁场,能够使引导磁场生成部25小型化。

[0123] 为了进行胶囊型内窥镜10在铅直方向上的位置控制,优选铅直方向上的磁梯度大。这一点,如图18所示,在z轴方向上得到较大的磁梯度的磁体为类型y-x-z和类型x-y-z。因而,可知适合于胶囊型内窥镜10在铅直方向上的位置控制的形状为将z轴方向的长度设得短的平坦的形状。

[0124] 为了进行胶囊型内窥镜10在水平方向上的位置控制,优选水平方向上的磁梯度大。这一点,如图19所示,在x轴方向上得到较大的磁梯度的磁体为类型y-x-z和类型y-z-x。此外,可知在类型x-z-y和类型x-y-z的情况下,在远离永磁体的位置处形成了磁梯度的峰。另外,如图20所示,在y轴方向上得到较大的磁梯度的磁体为类型y-x-z和类型x-y-z。由此,可知适合于胶囊型内窥镜10在水平方向上的控制的形状为与x轴方向和z轴方向的长度相比y轴方向的长度更长的形状。另外,可以说优选x轴方向的长度与y轴方向和z轴方向的长度相比不太长。

[0125] 根据上述模拟的结果可知,适合于胶囊型内窥镜10的控制的体外永磁体25a的形状为y轴方向的长度最长而z轴方向的长度最短的平板状。因此,本发明者们接着进行了用于求出体外永磁体25a各边的长度的最佳比率的其它模拟。

[0126] 图21是表示使用于其它模拟的永磁体各边的长度之比的表。图21示出的“x轴方向的长度”对应于与x轴平行的边的长度,“y轴方向的长度”对应于与y轴平行的边的长度,“z轴方向的长度”对应于与z轴平行的边的长度。另外,在图21的“类型”一栏中,从左侧起依次示出各永磁体的边中的长的边,括弧中的数值表示z轴方向的长度相对于x轴方向的长度的比率。如图21所示,在该模拟中,也均使用与y轴方向平行的边最长且与z轴方向平行的边最短的长方体永磁体。

[0127] 图22是表示图21示出的各永磁体的磁场强度的图表。图23是表示由图21示出的各永磁体所产生的z轴方向上的磁梯度的图表。图24是表示由图21示出的各永磁体所产生的x轴方向上的磁梯度的图表。图25是表示由图21示出的各永磁体所产生的y轴方向上的磁梯度的图表。此外,在图22中,对磁场强度的值进行了标准化。另外,在图23~图25中,对磁梯度的值进行了标准化。在图24和图25中,横轴表示对从通过永磁体中心的z轴方向的轴(中心轴)起的距离进行标准化所得到的值。

[0128] 如图22和图23所示,可知磁场强度和z轴方向上的磁梯度均得到良好的结果,改变永磁体的各边长度的比率而得到的效果小。

[0129] 另一方面,如图24所示,可知相对于永磁体在z轴方向的长度而将y轴方向的长度设定得越长(例如类型y-x-z(33)和类型y-x-z(50)),则x轴方向上的磁梯度的提高越明显。另一方面,在该情况下,当该比率变得极端时(例如类型y-x-z(33)),如图25所示,可知y轴方向上的磁梯度恶化。然而,x轴方向上的磁梯度的值相对于y轴方向上的磁梯度的值小,因此考虑各轴方向上的磁梯度的平衡来决定y轴方向的长度与z轴方向的长度之比即可。

[0130] 图26是表示y轴方向的长度相对于z轴方向的长度的比率(长度的比率)同具有上述各比率的永磁体的磁场强度相对于类型y-x-z(33)的永磁体的磁场强度的比率之间的关系。如图26所示,当y轴方向的长度相对于z轴方向的长度成为1.5倍时,能够产生由类型y-x-z(33)的永磁体、即y轴方向的长度相对于z轴方向的长度充分长的永磁体所产生的磁场强度的90%左右的磁场强度。并且,当y轴方向的长度相对于z轴方向的长度成为3倍

以上时,上述磁场强度的比率成为95%。因而,作为优选永磁体的形状,将y轴方向的长度相对于z轴方向的长度设为1.5倍以上或者3倍以上即可。

[0131] 如上所述,根据实施方式1,在控制部26的控制下使体外永磁体25a平移来对由于该体外永磁体25a的旋转而产生的胶囊型内窥镜10的约束位置的改变进行校正,因此能够提高用户对胶囊型医疗装置磁性引导系统的操作性。

[0132] 另外,根据实施方式1,在使胶囊型内窥镜10漂浮在导入到被检体内的液体中的状态下引导胶囊型内窥镜10,因此能够将用于引导胶囊型内窥镜10的引导磁场生成部25配置于用于载置被检体的床20a的下部,从而能够使引导装置20整体小型化。

[0133] 此外,在上述说明的实施方式1中,使用了在胶囊型内窥镜10的两端设置有摄像部11A、11B的复眼胶囊,但是也可以使用在胶囊型内窥镜的任一端设置有摄像部的单眼胶囊。在该情况下,使胶囊型内窥镜的重心G的位置接近设置有摄像部一侧的端部,由此能够实现仅拍摄水面下(水中)的胶囊型内窥镜。另一方面,通过使胶囊型内窥镜的重心G接近未设置摄像部一侧的端部,能够实现仅拍摄比水面更靠上侧的空间的胶囊型内窥镜。

[0134] 另外,在上述说明的实施方式1中,将永磁体19配置成磁化方向与胶囊型内窥镜10的长轴La正交,但是也可以将永磁体19配置成磁化方向与长轴La的方向一致。此时,也可以将重心G设置在相对于胶囊型内窥镜10的几何学中心C在径向上偏离的位置处。在该情况下,在液体W中能够唯一地控制胶囊型内窥镜10的姿势。

[0135] 另外,在上述说明的实施方式1中,在长轴La设定重心G使得在不施加磁场的状态下胶囊型内窥镜10以长轴La朝向铅直方向的状态漂浮。然而,也可以将重心G的位置设定为从长轴La偏离使得在不施加磁场的状态下胶囊型内窥镜10以长轴La相对于铅直方向倾斜的状态漂浮。在该情况下,在液体W中能够唯一地控制胶囊型内窥镜10的方位角和倾斜角。

[0136] 或者也可以将胶囊型内窥镜10的重心G设定为相对于几何学中心C向与永磁体19的磁化方向不同的方向偏离。即使在该情况下,在液体W中也能够唯一地控制胶囊型内窥镜10的倾斜角和方位角。

[0137] 另外,在引导装置20中,作为产生用于引导胶囊型内窥镜10的磁场的磁体,也可以使用产生与上述体外永磁体25a相同的磁场的电磁体。

[0138] 另外,在上述说明的实施方式1中,将体外永磁体25a设为长方体形状,然而,如果具有与体外永磁体25a的磁化方向正交的水平方向的长度比磁化方向的长度以及与磁化方向和同磁化方向正交的水平方向正交的方向的长度长的形状,则也可以是长方体以外的形状。优选体外永久磁体25a也可以具有在上述三个方向的长度中与磁化方向和同磁化方向正交的水平方向正交的方向的长度最短的形状。在该情况下,能够产生强磁场。此外,在使用圆盘形状、椭圆盘形状的永磁体的情况下,也可以用直径、长轴或者短轴的长度来规定磁化方向以及第一和第二方向的长度。

[0139] (变形例1-1)

[0140] 接着,说明实施方式1的变形例1-1。

[0141] 在实施方式1中,控制部26根据位置检测部22检测出的胶囊型内窥镜10的铅直位置以及基于引导指示信息的体外永磁体25a的回转角 $\phi$ 和仰角 $\theta$ 来计算或者从预先存储在存储部27中的值中提取用于对由于体外永磁体25a的旋转而产生的胶囊型内窥镜10的约束位置的改变进行校正所需的校正方向和校正量。然而,控制部26也可以构成为仅根据引导指

示信息来获取上述校正方向和校正量。在该情况下,将与体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ 对应的校正方向和校正量预先存储到存储部27。作为存储到存储部27的校正方向和校正量,优选设为针对每个回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ 预先计算出的代表值(例如与胶囊型内窥镜10的各铅直位置对应的校正量的平均值、最大值等)。

[0142] 当从操作输入部24输入引导指示信息时,控制部26根据该引导指示信息来计算体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 、仰角 $\theta$ 、平移方向以及平移量。而且,根据计算出的回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ ,从存储部27中提取校正方向和校正量,使用提取出的校正方向和校正量来校正基于引导指示信息的平移方向和平移量。并且,控制部26控制引导磁场生成部25的各部,以使体外永磁体25a以基于引导指示信息的回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ 以及校正过的平移方向和平移量进行旋转和平移。

[0143] 根据本变形例1-1,不使用位置检测部22的检测结果就获取校正方向和校正量,因此能够高速地进行引导磁场生成部25的控制。

[0144] (变形例1-2)

[0145] 接着,说明实施方式1的变形例1-2。

[0146] 在变形例1-2中,特征在于,用户以手动方式分阶段地设定使用于校正量的计算的胶囊型内窥镜10的铅直位置H。例如,显示部23在控制部26的控制下对表示胶囊型内窥镜10的铅直位置H的多个选项进行画面显示。操作输入部24通过用户操作来接受用于选择多个选项中的一个选项的选择信号的输入并输入到控制部26。控制部26将与所输入的选择信号对应的铅直位置H设定为当前胶囊型内窥镜10的铅直位置。

[0147] 另一方面,在存储部27中预先存储与体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 、铅直位置H以及仰角 $\theta$ 对应的校正方向和校正量。

[0148] 当从操作输入部24输入引导指示信息时,控制部26根据引导指示信息来获取用于控制体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 、仰角 $\theta$ 、平移方向以及平移量。而且,根据获取到的回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ 以及当前所设定的胶囊型内窥镜10的铅直位置H来从存储部27中提取校正方向和校正量。并且,控制部26使用提取出的校正方向和校正量对基于引导指示信息的平移方向和平移量进行校正,并控制引导磁场生成部25的各部,以使体外永磁体25a以回转角 $\psi$ 、仰角 $\theta$ 、校正过的校正方向和校正量进行旋转和平移。

[0149] 根据本变形例1-2,使用分阶段地设定的胶囊型内窥镜10的铅直位置来获取校正方向和校正量,因此能够高速地进行引导磁场生成部25的控制,并且能够提高校正精度。

[0150] (变形例1-3)

[0151] 接着,说明实施方式1的变形例1-3。

[0152] 在变形例1-3中,引导装置20也可以至少具备两个作为引导胶囊型内窥镜10的引导模式的、用户可选择的引导模式。在该情况下,例如,显示部23在控制部26的控制下对表示胶囊型内窥镜10的引导模式的多个选项进行画面显示。

[0153] 作为用户可选择的引导模式,例如可举出以下(a)~(c)。

[0154] (a)将胶囊型内窥镜10向铅直下方向吸引、在例如与肠壁接触的状态下进行引导的模式;

[0155] (b)将胶囊型内窥镜10向铅直上方向吸引、在例如与肠壁或者液面接触的状态下进行引导的模式;

[0156] (c)不使胶囊型内窥镜10与肠壁或者液面接触而使其在液体中漂浮的模式。

[0157] 操作输入部24接受通过用户操作来选择多个选项中的一个选项的选择信号的输入并输入到控制部26。控制部26将与所输入的选择信号对应的引导模式设定为当前引导模式,控制引导磁场生成部25使其以所设定的引导模式引导胶囊型内窥镜10。

[0158] 当从操作输入部24输入引导指示信息时,控制部26计算用于控制体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 、仰角 $\theta$ 、平移方向以及平移量,并且根据计算出的回转角 $\psi$ 、仰角 $\theta$ 以及当前引导模式来获取校正方向和校正量(参照实施方式1和变形例1-1~1-3)。这是由于,在胶囊型内窥镜10存在于液体的底部附近的状态(与上述(a)对应)、胶囊型内窥镜10存在于液面附近的状态(与上述(b)对应)、胶囊型内窥镜10漂浮在液体中的状态(与上述(c)对应)下,胶囊型内窥镜10的高度、即距体外永磁体25a的高度方向的距离不同,因此由于体外永磁体25a的旋转而产生的胶囊型内窥镜10进行平移的平移方向、平移量也不同。因此,控制部26考虑这种胶囊型内窥镜10的状态,获取上述校正方向和校正量或者调节获取到的校正方向和校正量。

[0159] (变形例1-4)

[0160] 接着,说明实施方式1的变形例1-4。

[0161] 在变形例1-4中,控制部26根据从操作输入部24输入的引导指示信息来获取与用户期望的胶囊型内窥镜10的方位角、倾斜角(长轴La的倾斜)以及目标位置(XYZ轴方向上的坐标)有关的信息。而且,使体外永磁体25a旋转(变更回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ )来变更胶囊型内窥镜10的视场,并且根据从位置检测部22随时输出的位置检测结果来进行反馈控制使得胶囊型内窥镜10的位置与目标位置一致。

[0162] (变形例1-5)

[0163] 接着,说明实施方式1的变形例1-5。

[0164] 图27的(a)是变形例1-5所涉及的操作输入部24的主视图,图27的(b)是操作输入部24的右侧视图,图28是表示通过操作输入部24的各结构部位的操作来指示的胶囊型内窥镜10的动作内容的其它例的图。

[0165] 如下说明那样,也可以将操作输入部24的各操作与胶囊型内窥镜10的引导操作对应成能够不是沿水平面 $H_p$ 而是沿与胶囊型内窥镜10的长轴La正交的正交面引导胶囊型内窥镜10。以下,说明在沿着与胶囊型内窥镜10的长轴La正交的正交面来引导胶囊型内窥镜10的情况下与引导操作对应的胶囊型内窥镜10的运动。

[0166] 如图27的(a)所示,操纵杆32的箭头Y23j示出的上下方向的倾动方向指示如图28所示那样胶囊型内窥镜10如箭头Y23那样在与长轴La正交的正交面上平移的向下引导方向或者向上引导方向。在与操纵杆32的箭头Y23j的倾动操作对应的操作信息从操作输入部24输入到控制部26的情况下,控制部26根据该操作信息,与操纵杆32的倾动方向相应地运算胶囊型内窥镜10前端在绝对坐标系上的引导方向和引导量,控制第一平面位置变更部25b和铅直位置变更部25c以使体外永磁体25a与运算得到的引导方向和引导量相应地平移。

[0167] 如图27的(a)所示,操纵杆32的箭头Y24j示出的左右方向的倾动方向指示如图28所示那样胶囊型内窥镜10如箭头Y24那样在与长轴La正交的正交面上平移的右移引导方向或者左移引导方向。在与操纵杆32的箭头Y24j的倾动操作对应的操作信息从操作输入部24输入到控制部26的情况下,控制部26根据该操作信息,与操纵杆32的倾动方向相应地运算

胶囊型内窥镜10前端在绝对坐标系上的引导方向和引导量,控制第一平面位置变更部25b使体外永磁体25a以与运算得到的引导方向和引导量相应地平移。

[0168] 如图27的(b)所示,通过如箭头Y25j、Y26j那样按压向上按钮34U或者向下按钮34B,指示如图28所示那样胶囊型内窥镜10沿着长轴La如箭头Y25、Y26那样相对于摄像元件15A、15B向前后平移的前移引导方向或者后移引导方向。在与向上按钮34U或者向下按钮34B的箭头Y25j、Y26j的按压操作对应的操作信息从操作输入部24输入到控制部26的情况下,控制部26根据该操作信息,与被按压的按钮相应地运算胶囊型内窥镜10前端在绝对坐标系上的引导方向和引导量,控制第一平面位置变更部25b和铅直位置变更部25c以使体外永磁体25a与运算得到的引导方向和运算量相应地平移。

[0169] 此外,如图27的(a)所示,操纵杆31的箭头Y21j示出的上下方向的倾动方向与如图28的箭头Y21那样胶囊型内窥镜10的前端以通过铅直轴Az的方式摆动的摆动引导方向对应,操纵杆31的箭头Y22j示出的左右方向的倾动方向与如图28的箭头Y22那样胶囊型内窥镜10以铅直轴Az为中心而旋转的旋转引导方向对应。

[0170] (变形例1-6)

[0171] 接着,说明实施方式1的变形例1-6。

[0172] 被检体内的胶囊型内窥镜10的位置检测除了在实施方式1中说明的基于从胶囊型内窥镜10接收到的无线信号的强度的方法以外,还可以通过各种方法来进行。

[0173] 例如也可以使用根据施加到胶囊型内窥镜10的加速度来检测胶囊型内窥镜10的位置的方法。在该情况下,在胶囊型内窥镜10的内部设置对施加到胶囊型内窥镜10的加速度进行三维检测的加速度传感器,将加速度传感器的检测结果叠加到无线信号而随时进行发送。引导装置20根据叠加于接收到的无线信号的加速度传感器的检测结果,对施加到胶囊型内窥镜10的加速度进行积分来求出胶囊型内窥镜10的位置的相对改变量,根据该改变量来计算胶囊型内窥镜10的当前位置。

[0174] (变形例1-7)

[0175] 接着,说明实施方式1的变形例1-7。

[0176] 作为被检体内的胶囊型内窥镜10的位置检测方法,也可以使用检测交流磁场的方法。在该情况下,在胶囊型内窥镜10的内部设置用于产生交流磁场的交流磁场产生部。另一方面,在引导装置20侧设置多个用于检测交流磁场的磁场传感器。

[0177] 引导装置20通过在多个位置处设置的多个磁场传感器来分别检测胶囊型内窥镜10所产生的交流磁场,能够根据这些检测结果来连续地计算胶囊型内窥镜10的位置和/或方向。

[0178] (变形例1-8)

[0179] 接着,说明实施方式1的变形例1-8。

[0180] 作为被检体内的胶囊型内窥镜10的位置检测方法,说明检测交流磁场的其它方法。在该情况下,在胶囊型内窥镜10的内部设置通过交流磁场来谐振的LC电路。另一方面,在引导装置20侧设置多个用于检测交流磁场的磁场传感器。

[0181] 引导装置20在胶囊型内窥镜10没有位于被检体的测量区域(引导磁场生成部25所生成的磁场的区域)内的情况下预先检测胶囊型内窥镜10内的LC电路所产生的第一谐振磁场。而且,在胶囊型内窥镜10位于被检体内的测量区域内的情况下检测胶囊型内窥镜10内

的LC电路所产生的第二谐振磁场,连续地求出第一谐振磁场的检测值与第二谐振磁场的检测值的差值。并且,根据这些差值来连续地计算三维空间内的胶囊型内窥镜10的位置坐标。

[0182] (实施方式2)

[0183] 接着,说明本发明的实施方式2。

[0184] 图29是表示实施方式2所涉及的胶囊型医疗装置磁性引导系统的一个结构例的图。如图29所示,在实施方式2所涉及的胶囊型医疗装置磁性引导系统2中,代替图1示出的引导装置20而具备具有引导磁场生成部25-2的引导装置40。引导磁场生成部25-2相对于图1示出的引导磁场生成部25还具备第二平面位置变更部25f。此外,胶囊型医疗装置磁性引导系统2中的第二平面位置变更部25f以外的结构与在实施方式1中说明的结构相同。

[0185] 图30是示意性地表示引导装置40的外观的立体图。如图30所示,在引导装置40中,作为载置被检体的载置台,设置有能够在水平方向上平移的床40a。在该床40a的下部配置有用于生成磁场100的引导磁场生成部25-2。

[0186] 第二平面位置变更部25f为用于使床40a在水平方向上平移的平移机构。第二平面位置变更部25f在载置被检体的状态下移动床40a,由此改变被检体相对于被体外永磁体25a所产生的磁场100约束的胶囊型内窥镜10的位置,换言之改变胶囊型内窥镜10相对于被检体的相对位置。

[0187] 在从操作输入部24对控制部26输入用于使胶囊型内窥镜10平移的引导指示信息的情况下,控制部26根据所输入的引导指示信息,通过第二平面位置变更部25f来使床40a平移,从而使胶囊型内窥镜10相对于被检体的位置相对地进行移动。

[0188] 另一方面,在从操作输入部24对控制部26输入用于改变胶囊型内窥镜10的姿势的引导指示信息的情况下,控制部26根据所输入的引导指示信息来计算体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 和仰角 $\theta$ ,并且计算用于对由于体外永磁体25a的旋转而产生的胶囊型内窥镜10的约束位置的改变进行校正的校正方向和校正量。而且,通过第一平面位置变更部25b使体外永磁体25a根据计算出的校正方向和校正量进行平移。

[0189] 在此,用户无法掌握在变更胶囊型内窥镜10的倾斜角时产生的胶囊型内窥镜10的约束位置的改变、用于校正该改变的校正方向和校正量。因此,通过设置于床40a的下部的体外永磁体25a的平移来实现用户无法掌握的校正动作,通过床40a的相对移动来实现基于用户自己的操作的胶囊型内窥镜10的平移运动。在该情况下,用户能够预测床40a的运动,因此能够没有别扭感地进行胶囊型内窥镜检查。另外,体外永磁体25a与载置被检体的床40a相比,能够高速地平移,因此能够提高胶囊型内窥镜10的引导性。

[0190] 如上所述,根据实施方式2,通过体外永磁体25a的平移和床40a的平移来实现胶囊型内窥镜10在水平方向上的平移,因此能够减少体外永磁体25a的平移量,能够抑制引导装置40整体大型化。

[0191] 另外,根据实施方式2,通过床40a的平移运动来实现基于用户的操作的胶囊型内窥镜10的平移,通过体外永磁体25a的平移运动来实现用户意识不到的胶囊型内窥镜10的校正,因此能够提高用户的操作性。

[0192] (变形例2-1)

[0193] 接着,说明实施方式2的变形例2-1。

[0194] 在实施方式2中,使体外永磁体25a和床40a分别分担了用于校正胶囊型内窥镜10

的约束位置的平移运动以及基于引导指示信息的胶囊型内窥镜10的平移运动。然而,也可以将胶囊型内窥镜10的总的平移运动以规定比率分配到体外永磁体25a和床40a。

[0195] 即,在从操作输入部24对控制部26输入引导指示信息的情况下,控制部26根据引导指示信息来获取用于控制体外永磁体25a的回转角 $\psi$ 、仰角 $\theta$ 、平移方向以及平移量。另外,与实施方式1及其变形例1-1~1-3同样地,获取用于对由于体外永磁体25a的旋转而产生的胶囊型内窥镜10的约束位置的改变进行校正的校正方向和校正量。而且,控制部26根据获取到的校正方向和校正量来校正基于引导指示信息的平移方向和平移量。并且,将该校正过的平移量以规定比率分配为体外永磁体25a的平移量和床40a的平移量。

[0196] 此外,不特别限定其比率,可以均等地分配到体外永磁体25a和床40a,也可以优先进行体外永磁体25a的平移,也可以优先进行床40a的平移。另外,此时,也可以根据体外永磁体25a和床40a的各平移量来分别调节体外永磁体25a和床40a的平移速度,使得在规定时间内完成胶囊型内窥镜10的移动。

[0197] 根据本变形例2-1,能够减少体外永磁体25a和床40a的各平移量,因此能够进一步抑制引导装置40大型化。

[0198] (变形例2-2)

[0199] 接着,说明实施方式2的变形例2-2。

[0200] 体外永磁体25a和床40a的平移速度在物理上具有上限值。特别是,在床40a上载置被检体,因此不能过于高速地进行移动。因此,考虑在使胶囊型内窥镜10平移的平移量(包含校正过的平移量)大的情况下,当以规定比率将总的平移量分配到体外永磁体25a和床40a时,胶囊型内窥镜10的移动在规定时间内无法完成而胶囊型内窥镜10的位置与期望的位置大幅偏离。在这种情况下,优选变更分配总的平移量的比率,使体外永磁体25a的平移量和床40a的平移量优化。

[0201] 例如在将总的平移量以规定比率分配到体外永磁体25a和床40a时,在体外永磁体25a和床40a中的任一个中超过上限速度或者根据速度而规定的上限平移量的情况下,将超过上限速度一侧(例如床40a)的平移量重新分配到不超过上限速度一侧(例如体外永磁体25a)。

[0202] 在该情况下,优选将体外永磁体25a的上限速度设定为大于床40a的上限速度。这是由于,当与载置被检体的床40a比较时,能够使体外永磁体25a高速地平移。通过这样进行设定,能够增加体外永磁体25a侧的平移量而高速化,能够提高胶囊型内窥镜10的引导性。

[0203] (实施方式3)

[0204] 接着,说明本发明的实施方式3。

[0205] 图31是表示实施方式3所涉及的胶囊型医疗装置磁性引导系统的一个结构例的示意图。如图31所示,实施方式3所涉及的胶囊型医疗装置磁性引导系统3具备:胶囊型内窥镜10,其内置永磁体19,被导入到被检体101内;永磁体51、52,其在被检体101的两侧相对地配置;驱动部53、54,其分别驱动永磁体51、52;以及控制部55,其控制驱动部53、54的动作。胶囊型内窥镜10被通过永磁体51、52形成于被检体101内的磁场约束,通过永磁体51、52的动作被控制位置和姿势。

[0206] 永磁体51、52为种类相互相同且具有相同长方体形状的永磁体。永磁体51、52使各自的与磁化方向平行的四个面中的一面(以下称为胶囊相对面PL3、PL4)朝向被检体101,以

成为镜面对称的方式相互平行地配置。此外,这些永磁体51、52被配置成在初始状态下磁化方向朝向铅直方向(Z轴方向)。以下,将不进行胶囊内窥镜10的引导时与铅直方向正交的方向中的、与胶囊相对面PL3、PL4正交的方向设为X轴方向,将与胶囊相对面PL3、PL4平行的方向设为Y轴方向。

[0207] 各永磁体51、52具有在长方体形状的三个方向的边的长度中、与磁化方向正交的胶囊相对面PL3、PL4内的方向(在图31中Y轴方向)的边的长度比磁化方向(在图31中Z轴方向)和与胶囊相对面PL3、PL4正交的方向(在图31中X轴方向)的长度长的形状。优选各永磁体51、52具有在长方体形状的三个方向的边的长度中与胶囊相对面PL3、PL4正交的方向的长度最短的平板形状。

[0208] 永磁体51、52构成为能够沿着水平方向和铅直方向平移,由此,能够控制被检体101内的胶囊型内窥镜10的位置。例如,通过使永磁体51、52在铅直面内平移,胶囊型内窥镜10在铅直面内的位置发生改变。另外,通过使永磁体51、52在水平面内平移,胶囊型内窥镜10在水平面内的位置发生改变。

[0209] 永磁体51、52构成为能够相对于与胶囊相对面PL3、PL4正交且通过各自的中心的轴R<sub>0</sub>以及与磁化方向正交的胶囊相对面PL3、PL4内的轴R<sub>1</sub>、R<sub>2</sub>旋转。由此,能够控制胶囊型内窥镜10在被检体101内的方位角和倾斜角。例如,当在维持永磁体51、52的相互的位置关系的状态下使永磁体51、52相对于轴R<sub>0</sub>旋转(回转)时,胶囊型内窥镜10追随而使方位角改变。另外,当在维持永磁体51、52的相互的位置关系的状态下使永磁体51、52分别相对于轴R<sub>1</sub>、R<sub>2</sub>倾斜时,胶囊型内窥镜10也追随而倾斜。

[0210] 上述说明的实施方式仅是用于实施本发明的例子,本发明并不限于此。另外,本发明通过将各实施方式、变形例所公开的多个结构要素适当地组合能够形成各种发明。根据上述记载,本发明能够根据规格等进行各种变形并且在本发明的范围内能够进行其它各种实施方式,这是显而易见的。

[0211] (附记1)

[0212] 一种胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于具备胶囊型医疗装置以及引导装置,

[0213] 该胶囊型医疗装置内部配置有永磁体,被导入到被检体内,

[0214] 该引导装置通过对上述胶囊型医疗装置施加磁场来在上述被检体内引导上述胶囊型医疗装置,

[0215] 该引导装置具备:

[0216] 磁场产生部;

[0217] 平移机构,其使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地进行平移;

[0218] 旋转机构,其使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地进行旋转;

[0219] 输入部,其接收与改变上述胶囊型医疗装置的位置的动作有关的第一信息以及与改变上述胶囊型医疗装置的姿势的动作有关的第二信息的输入;以及

[0220] 控制部,其根据上述第一信息和上述第二信息来控制上述平移机构和上述旋转机构,使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地进行平移和旋转,

[0221] 其中,上述控制部在上述输入部接收到上述第二信息的输入的情况下,通过使上述磁场产生部相对于上述被检体相对地进行平移来对由于上述磁场产生部相对于上述被检体的旋转而产生的上述胶囊型医疗装置的位置的改变进行校正。

[0222] (附记2)

[0223] 根据附记1所记载的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,

[0224] 上述胶囊型医疗装置的永磁体被配置成自己的磁化方向与上述胶囊型医疗装置的长轴方向具有角度。

[0225] (附记3)

[0226] 根据附记1所记载的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,

[0227] 上述胶囊型医疗装置的永磁体被配置成自己的磁化方向与上述胶囊型医疗装置的长轴方向平行。

[0228] (附记4)

[0229] 根据附记2或者3所记载的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,

[0230] 上述胶囊型医疗装置的重心被配置在从上述胶囊型医疗装置的几何学的中心起向与上述磁化方向不同的方向偏离的位置处。

[0231] (附记5)

[0232] 根据附记2~4中的任一个所记载的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,

[0233] 上述胶囊型医疗装置具有摄像面的方向相对于上述磁化方向固定的至少一个摄像元件。

[0234] (附记6)

[0235] 根据附记1~5中的任一个所记载的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,

[0236] 上述胶囊型医疗装置具有分别设置于自己的长轴方向的两端部的两个摄像部。

[0237] 附图标记说明

[0238] 1~3:胶囊型医疗装置引导系统;10:胶囊型内窥镜;11A、11B:摄像部;12:胶囊型壳体;12a:筒状壳体;12b、12c:圆顶形状壳体;13A、13B:照明部;14A、14B:光学系统;15A、15B:摄像元件;16:无线通信部;16a:天线;17:控制部;18:电源部;19:永磁体;20、40:引导装置;20a、40a:床;21:接收部;21a:天线;22:位置检测部;23:显示部;24:操作输入部;25:引导磁场生成部;25a、25a-1:体外永磁体;25a-2:线圈;25b:第一平面位置变更部;25c:铅直位置变更部;25d:仰角变更部;25e:回转角变更部;25f:第二平面位置变更部;26、55:控制部;27:存储部;31、32:操纵杆;34U:向上按钮;34B:向下按钮;35:捕捉按钮;36:接近按钮;51、52:永磁体;53、54:驱动部;100:磁场;101:被检体。

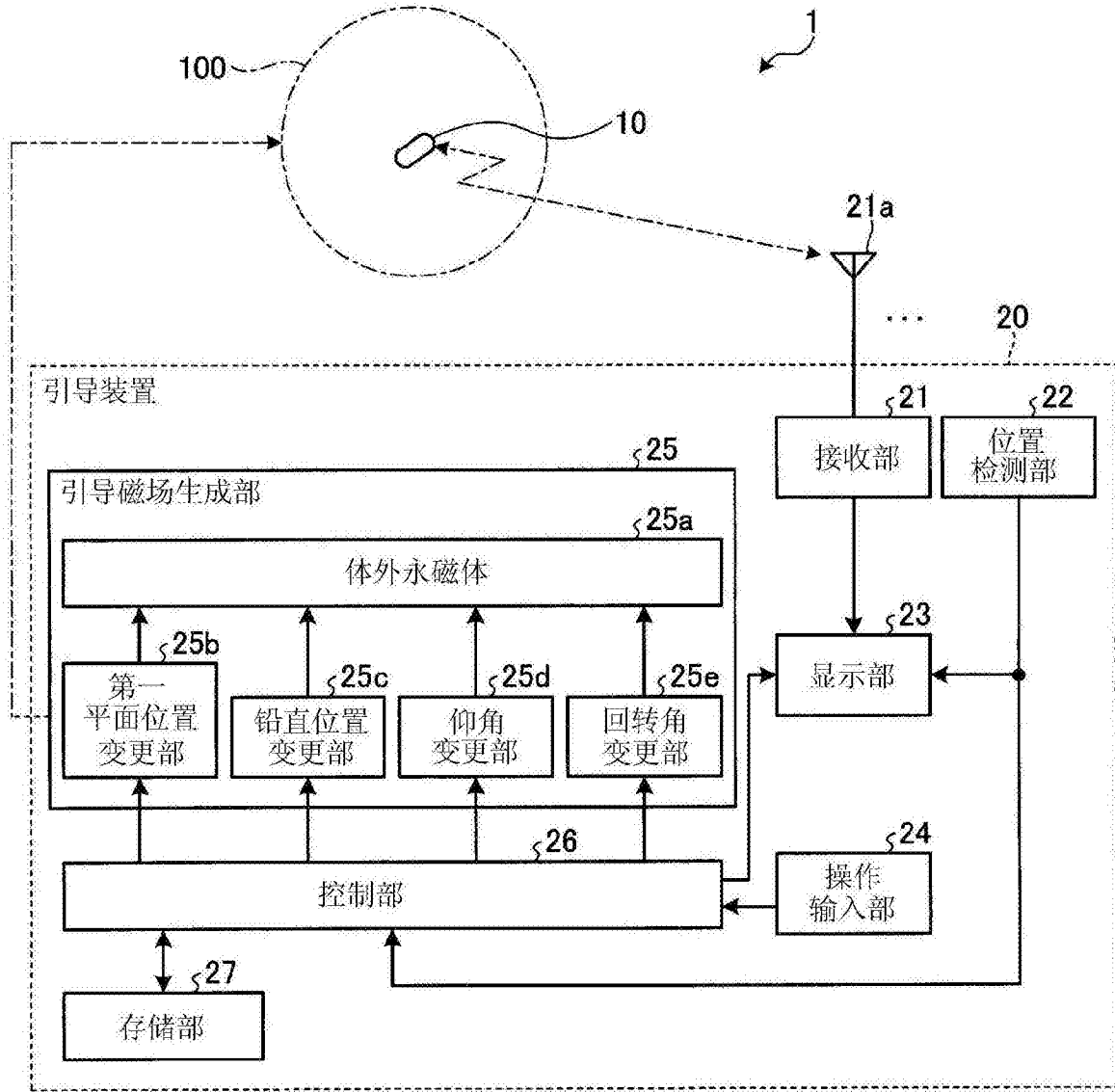


图1

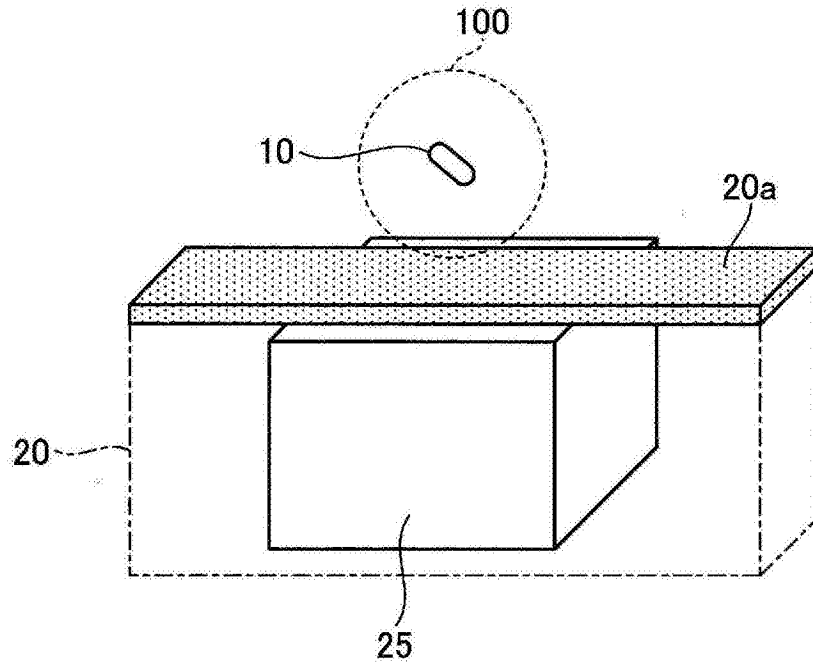


图2

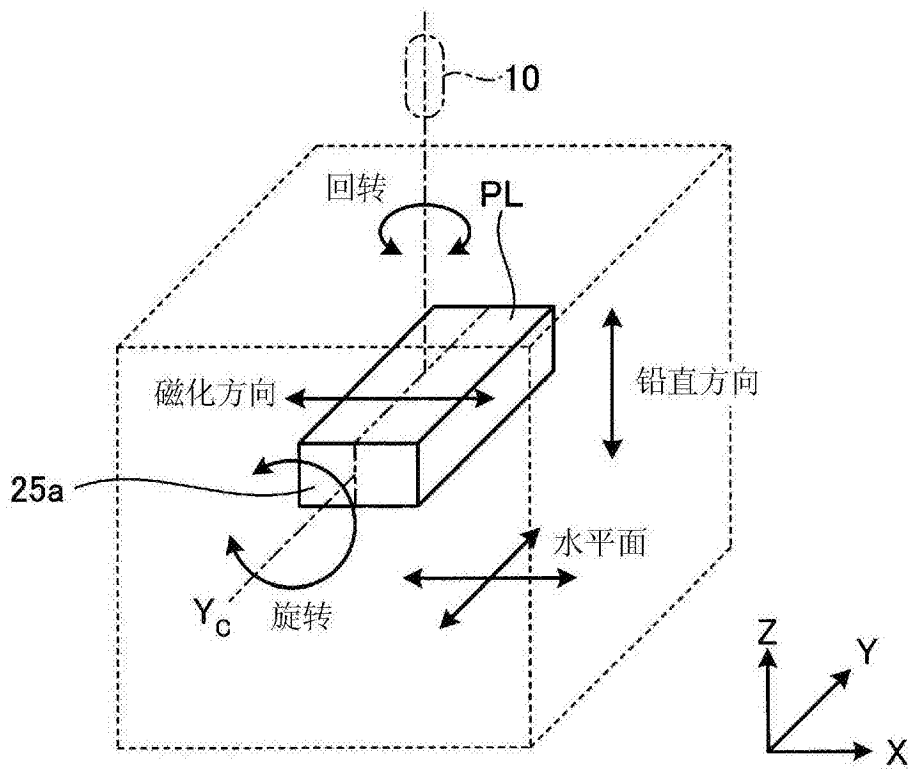


图3

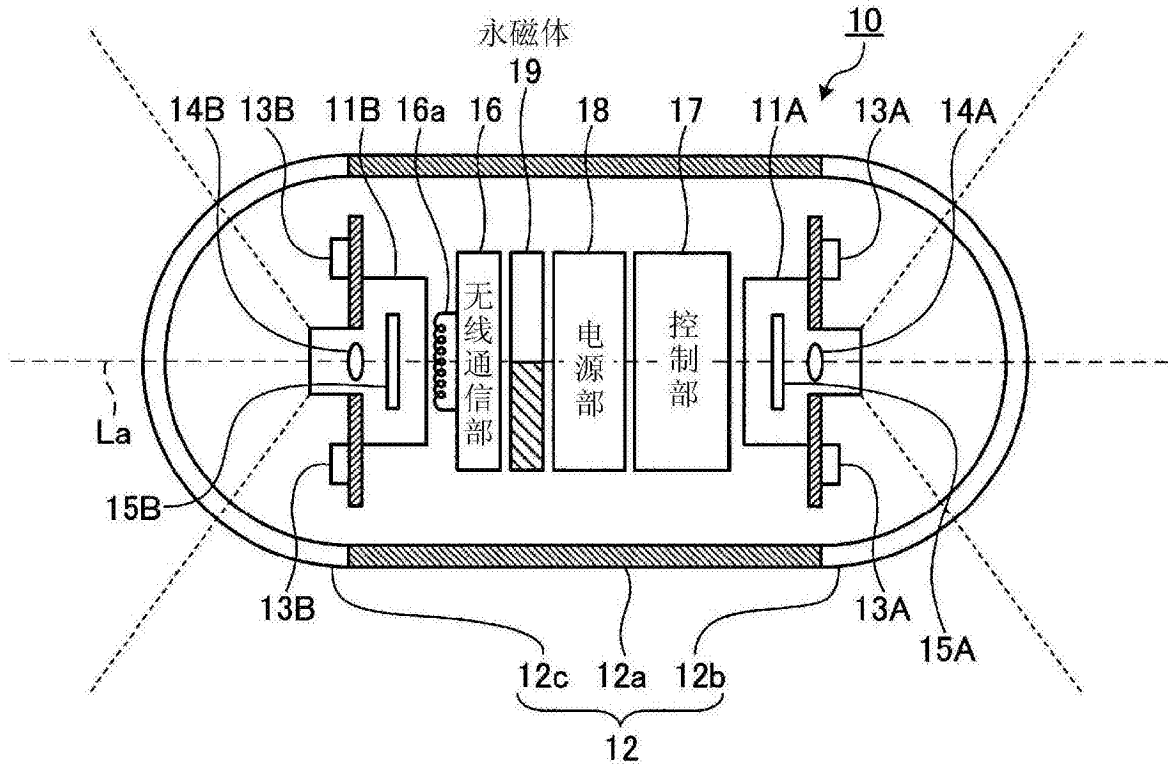


图4

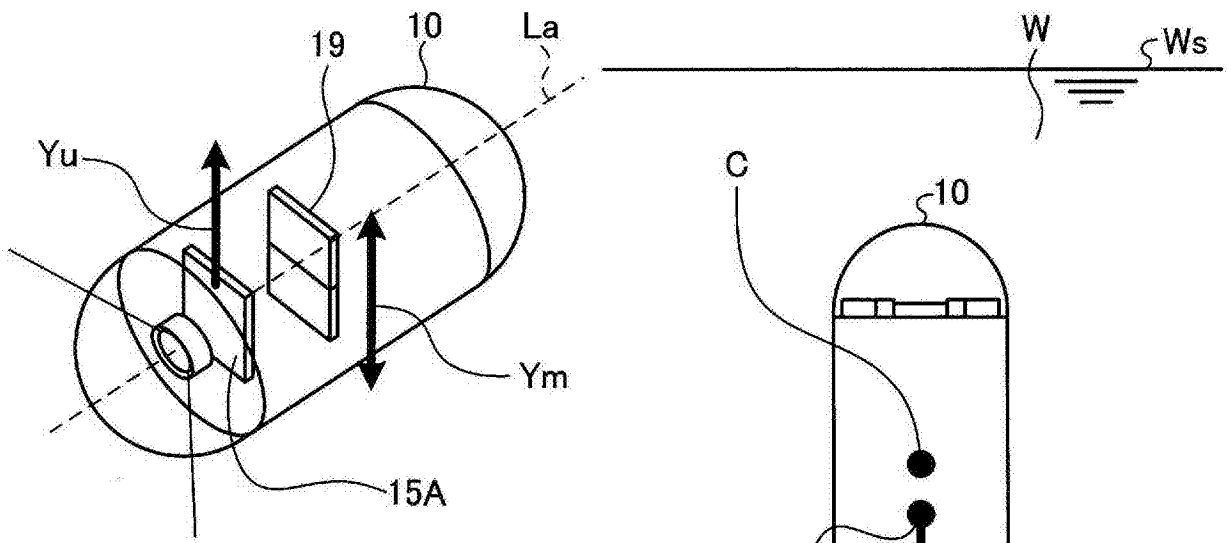


图5

图6

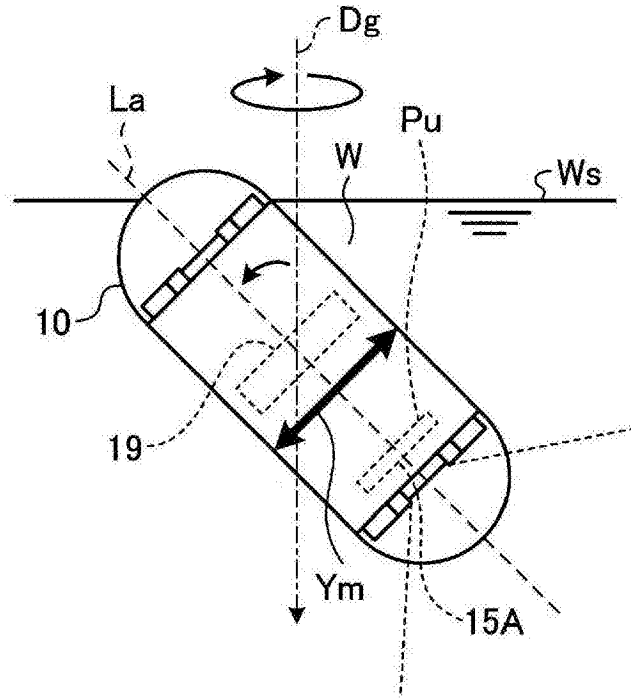


图7

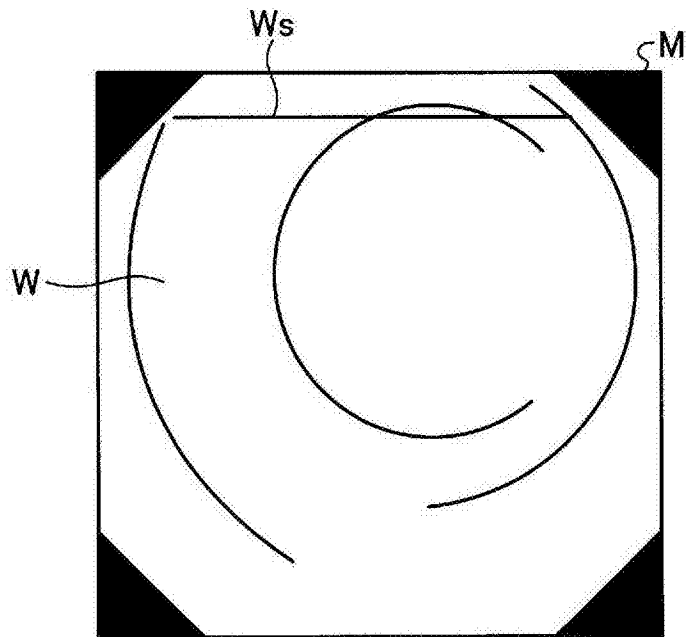


图8

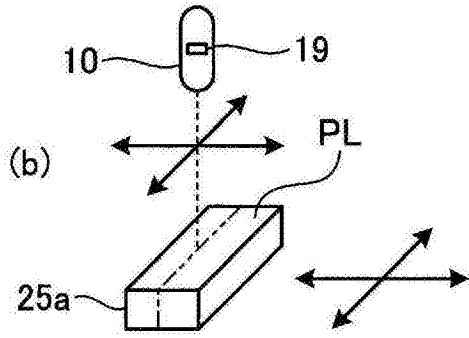
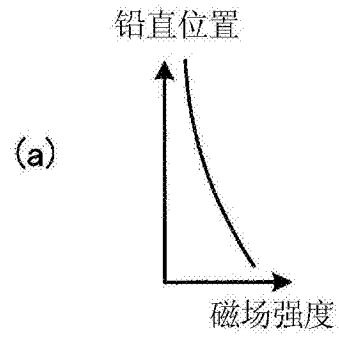
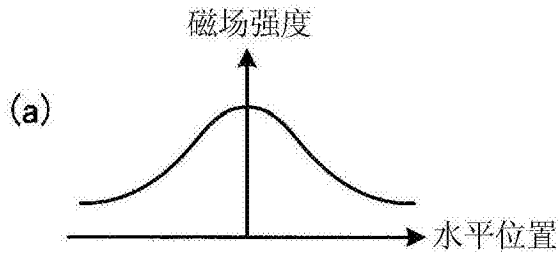


图9

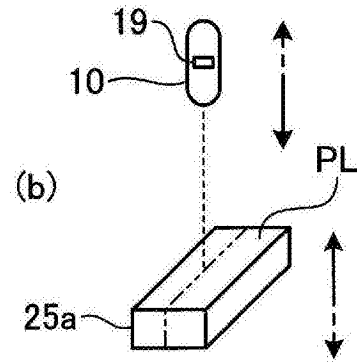


图10

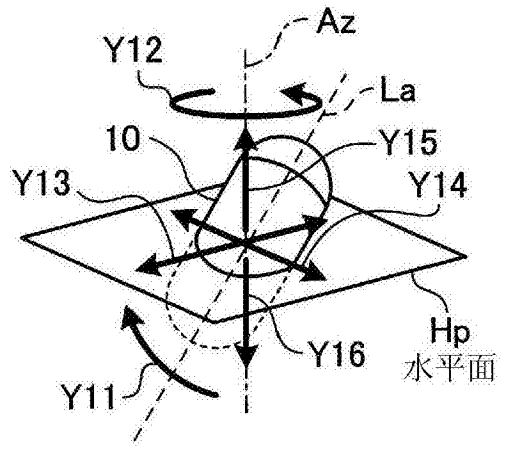
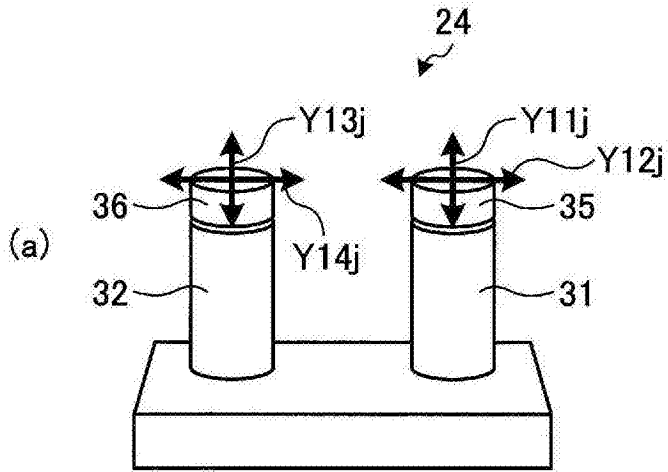


图12

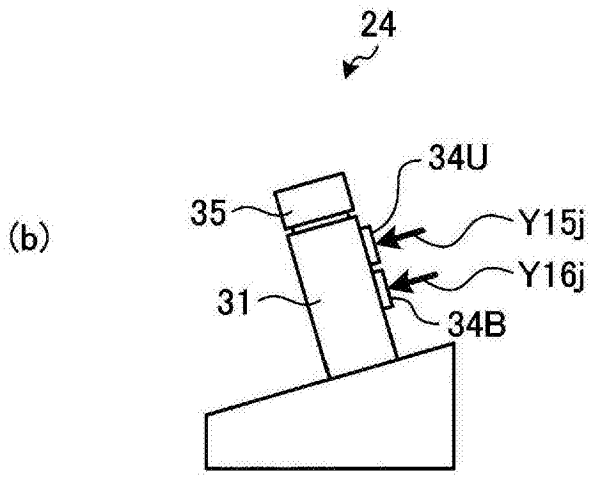


图11

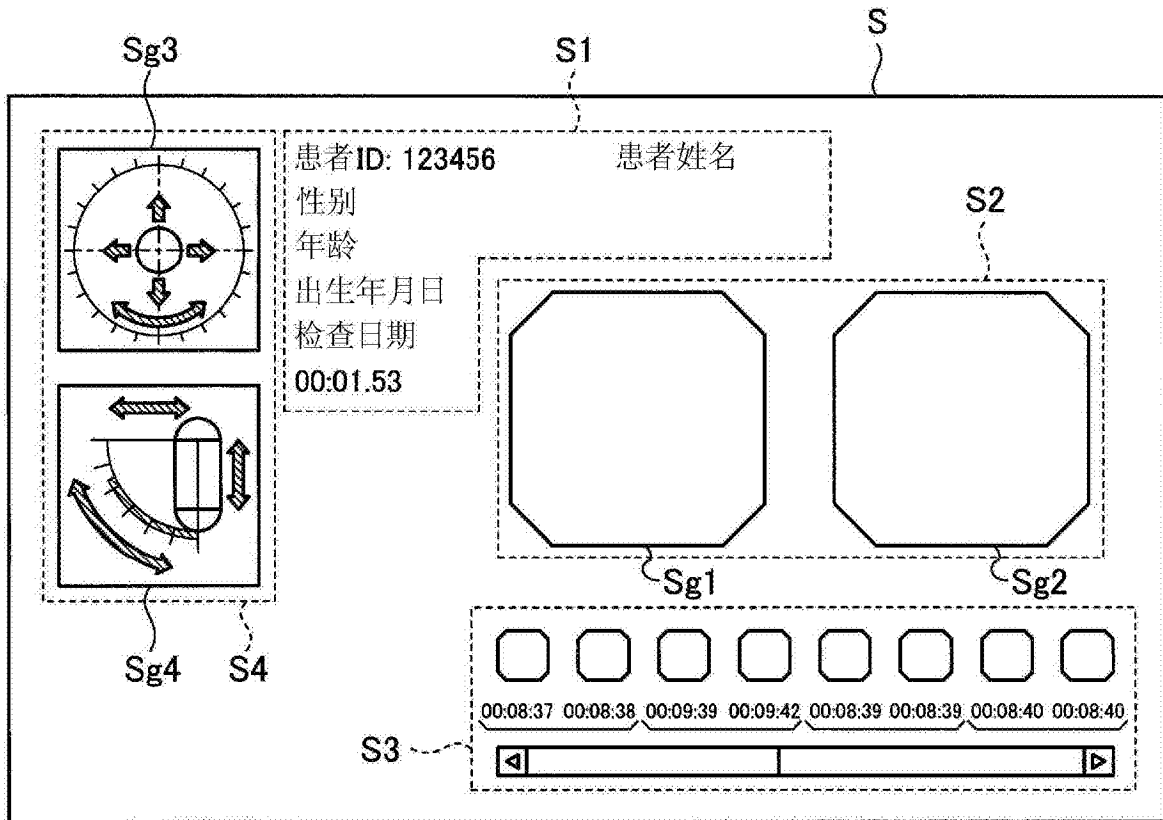


图13

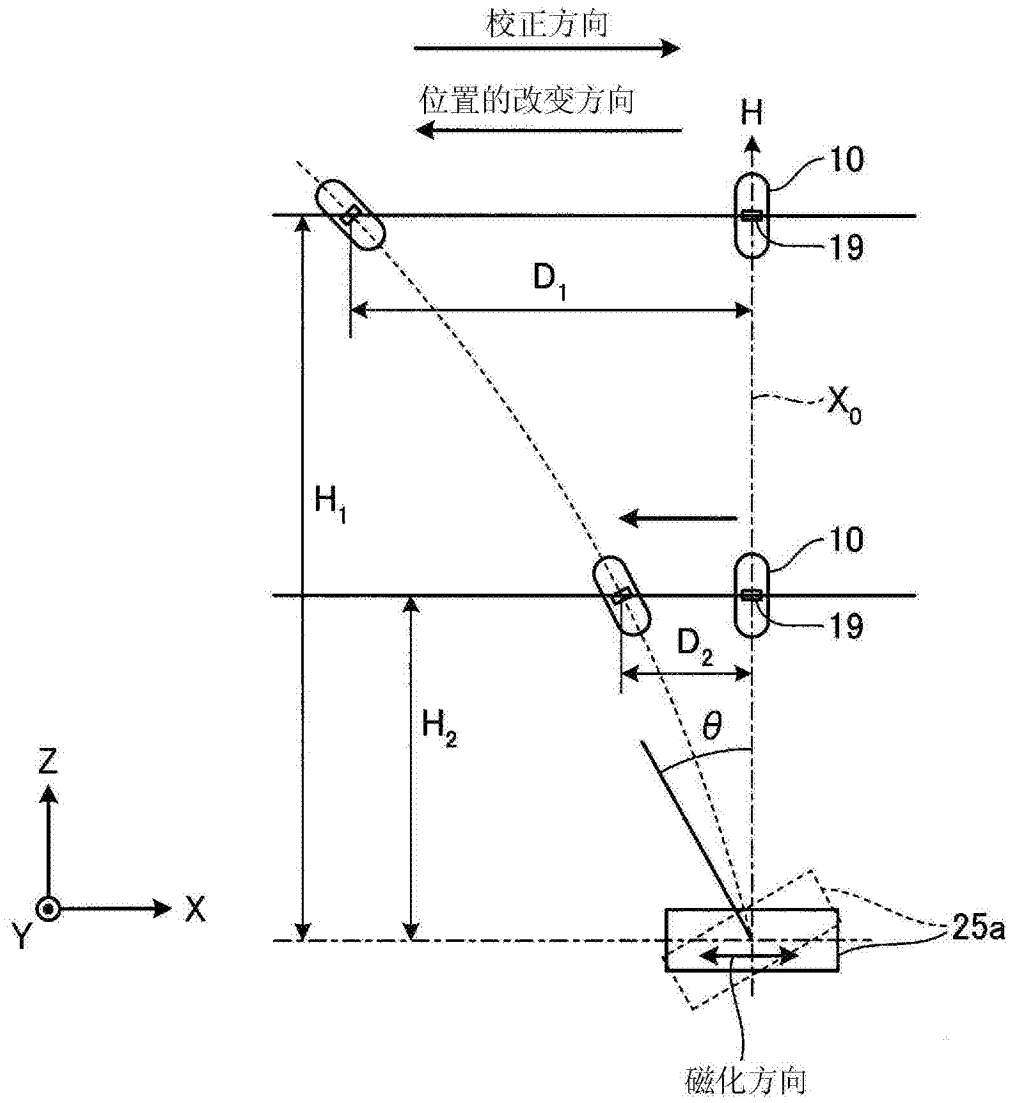


图14

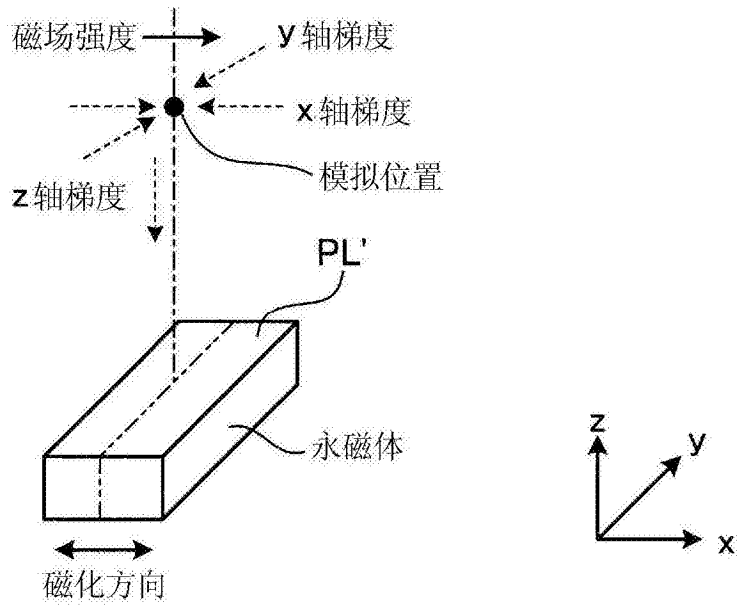


图15

类型	xyz	x-y-z	x-z-y	y-x-z	y-z-x	z-x-y	z-y-x
x轴方向的长度	100	200	200	100	50	100	50
y轴方向的长度	100	100	50	200	200	50	100
z轴方向的长度	100	50	100	50	100	200	200

图16

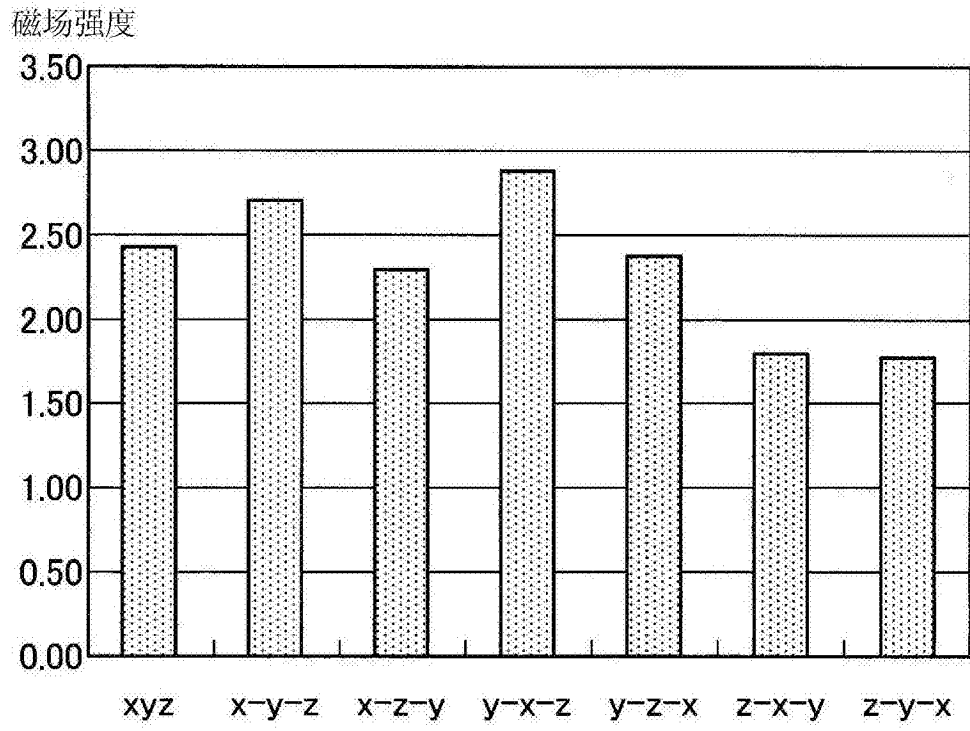


图17

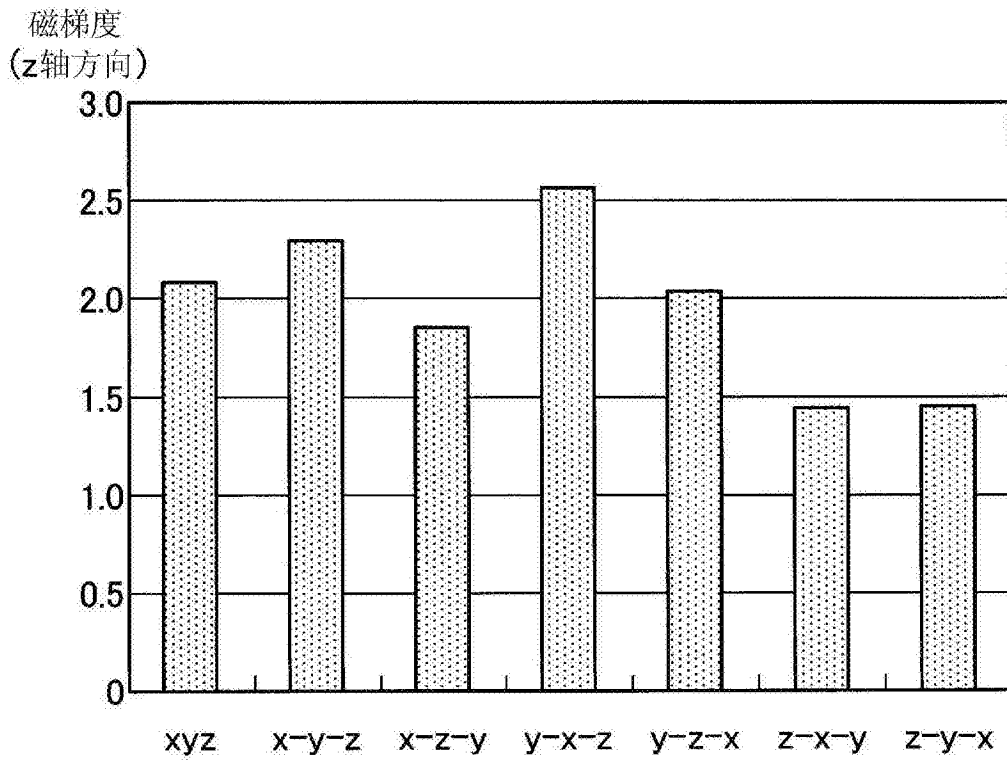


图18

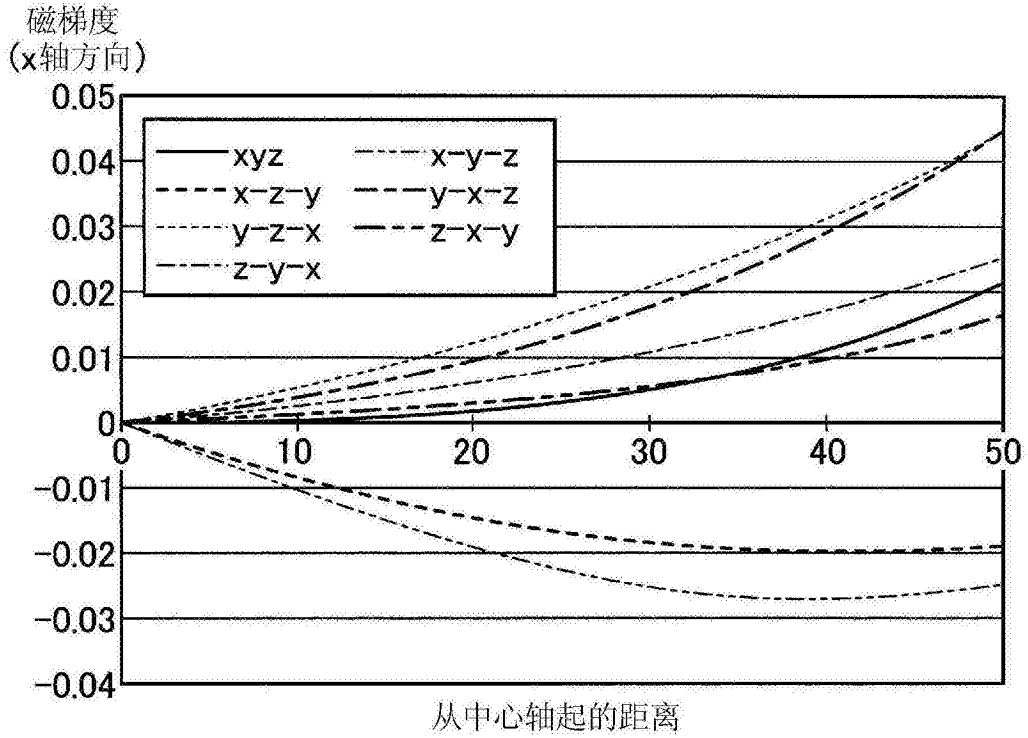


图19

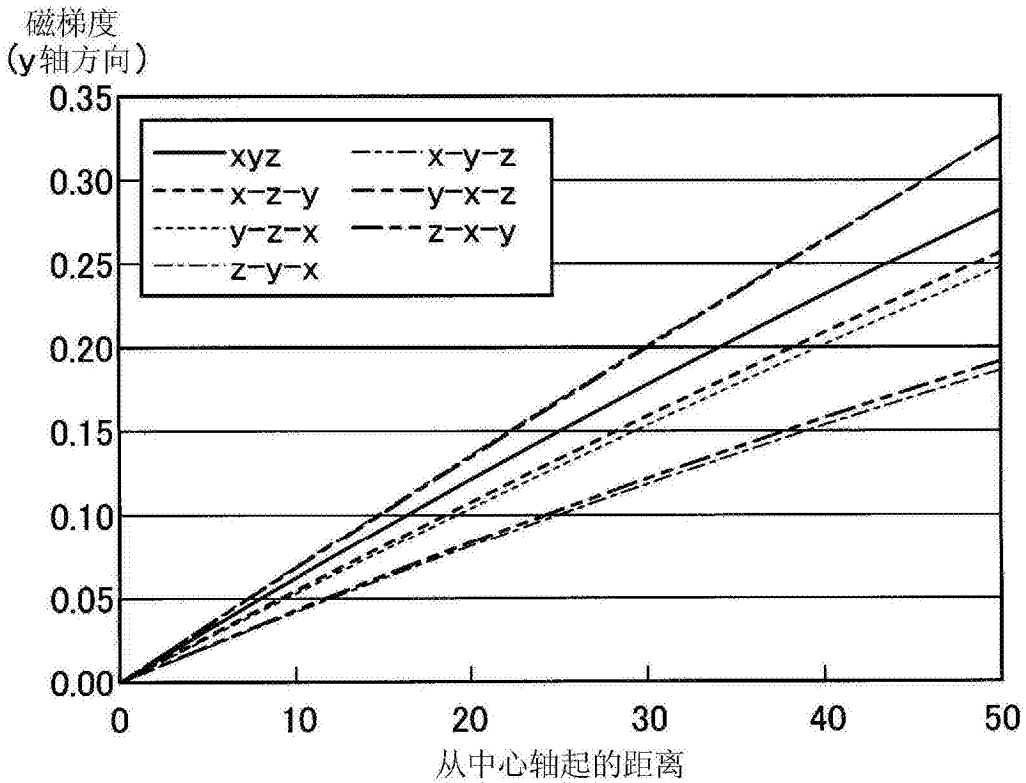


图20

类型	xyz	y-x-z(75)	y-x-z(50)	y-x-z(33)
x轴方向的长度	100	100	100	100
y轴方向的长度	100	133	200	300
z轴方向的长度	100	75	50	33

图21

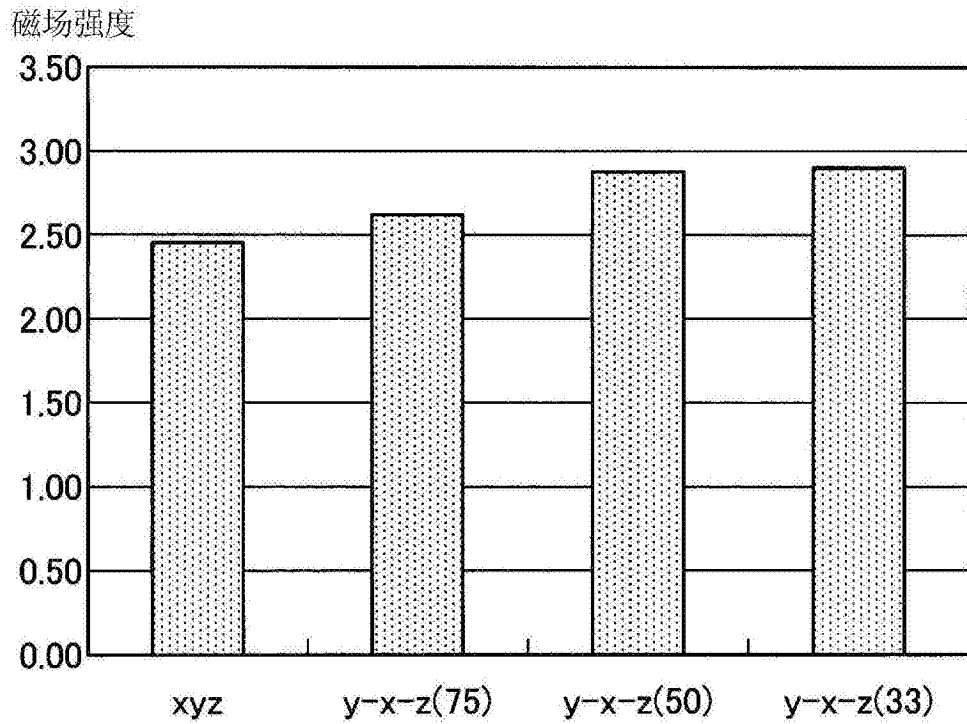


图22

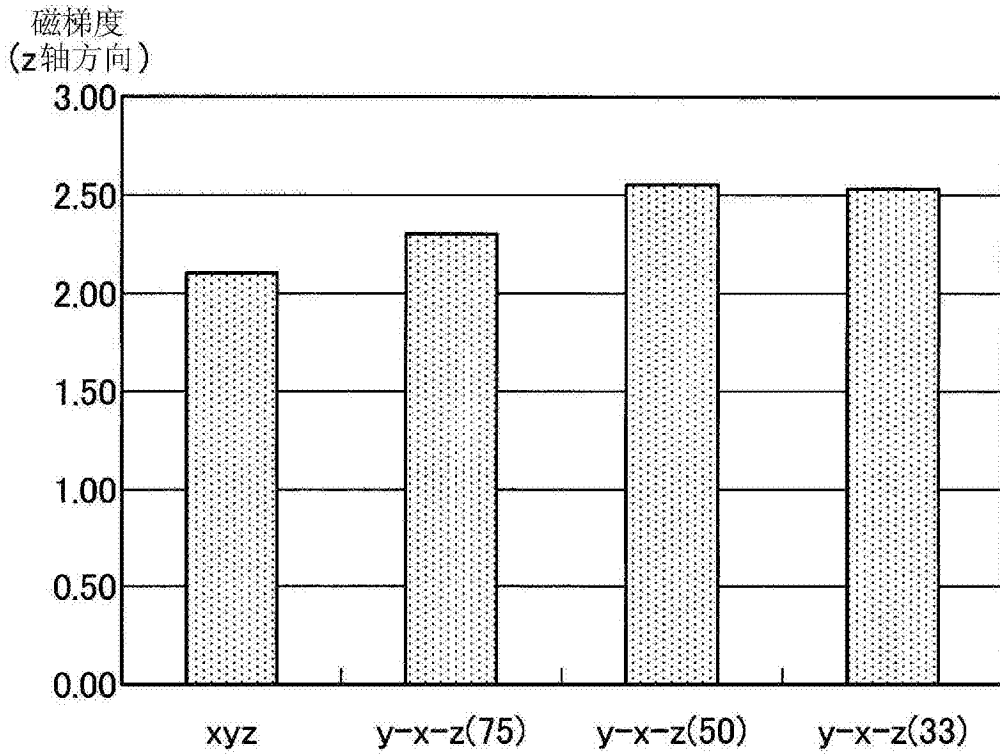


图23

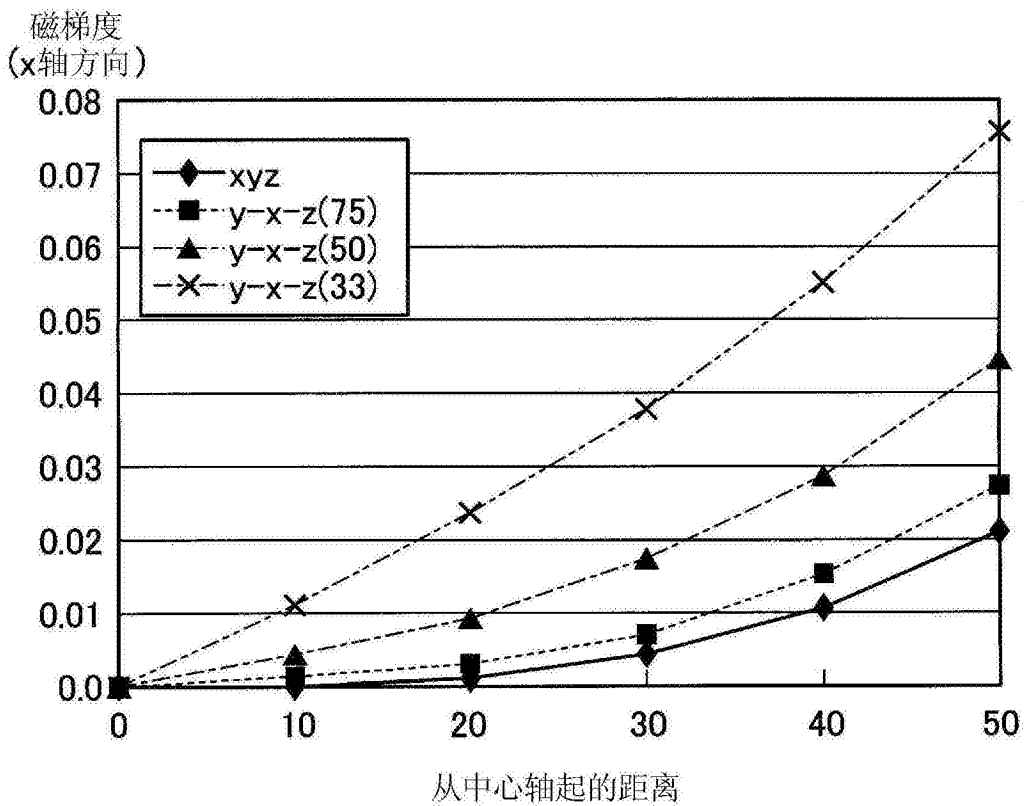


图24

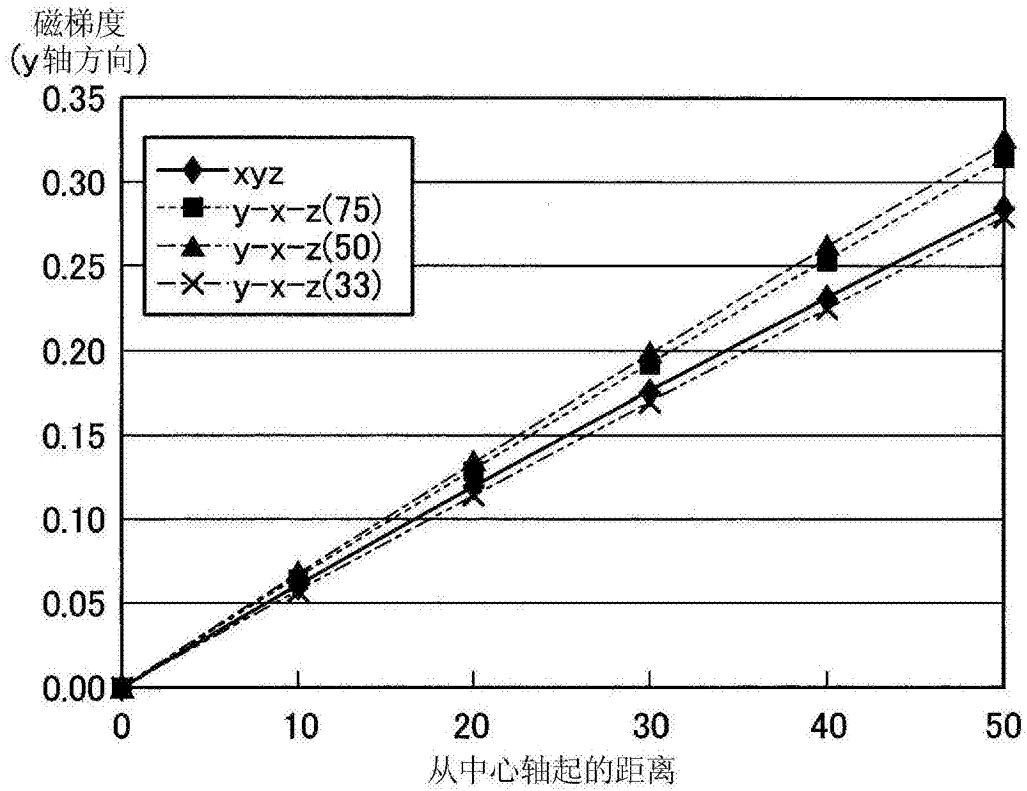


图25

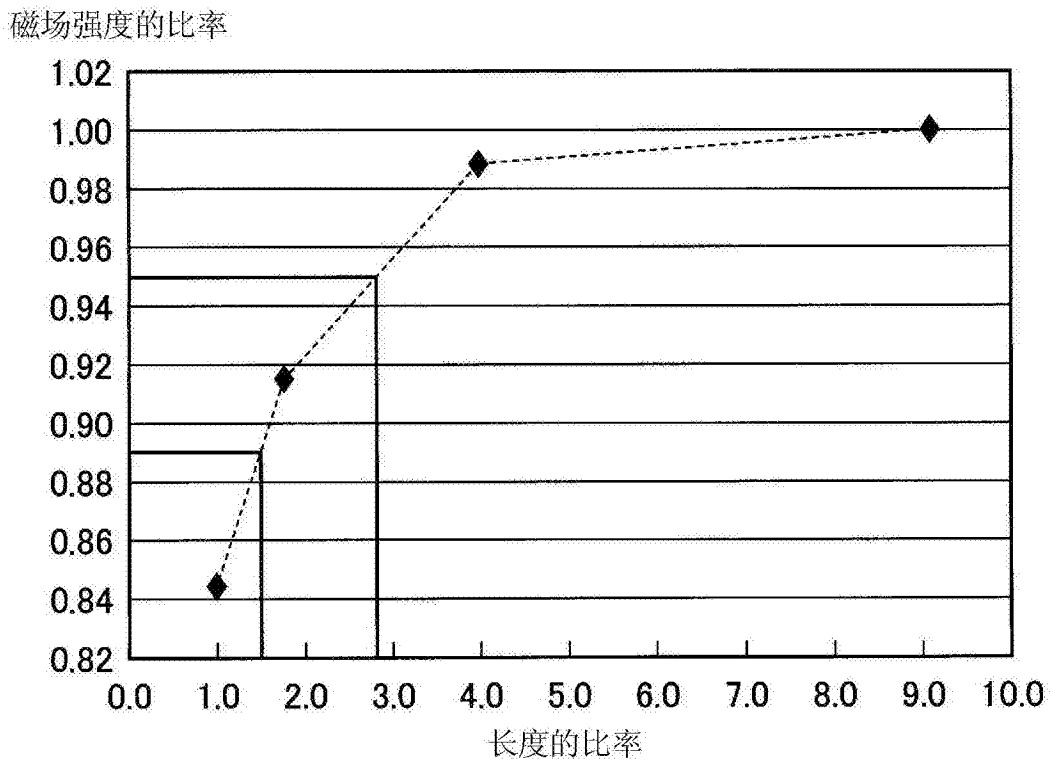


图26

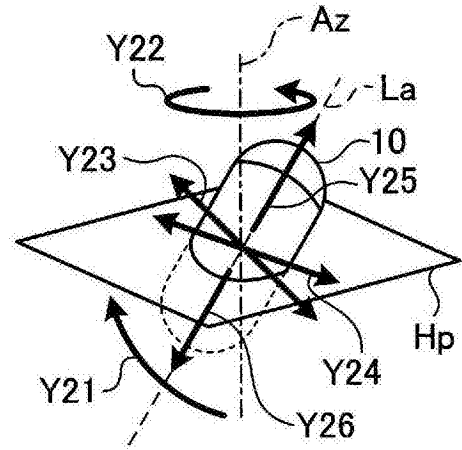
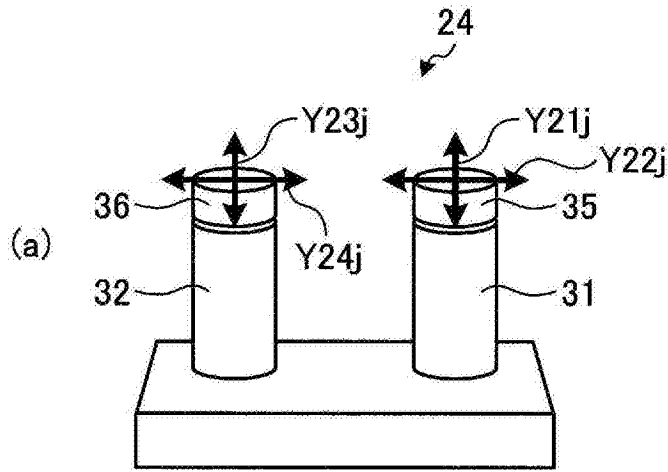


图28

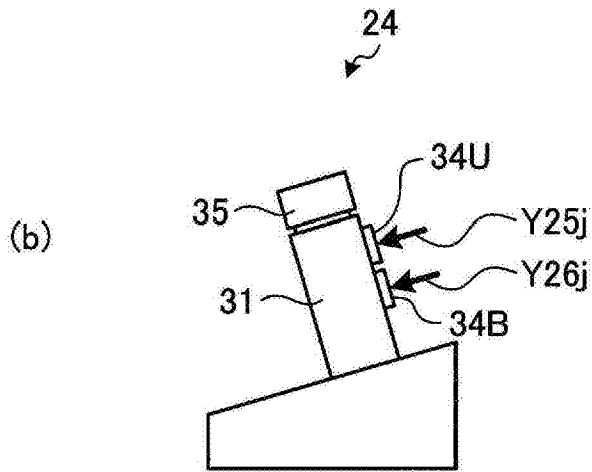


图27

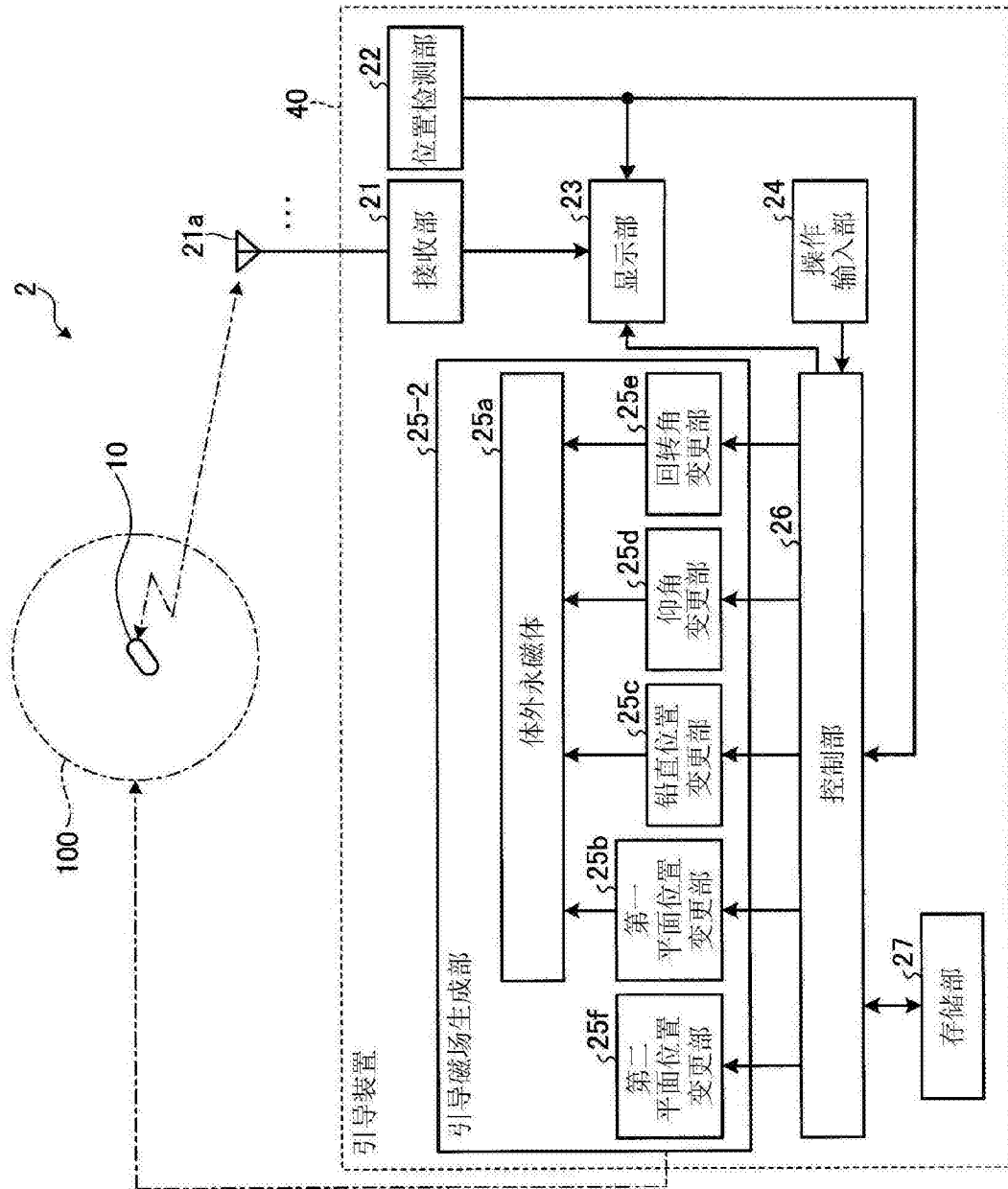


图29

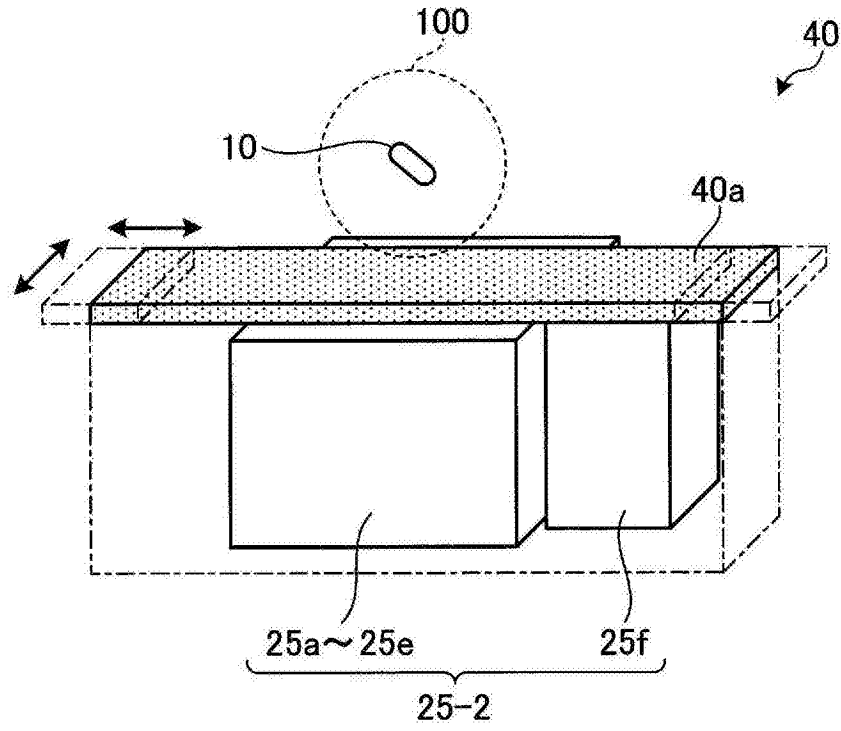


图30

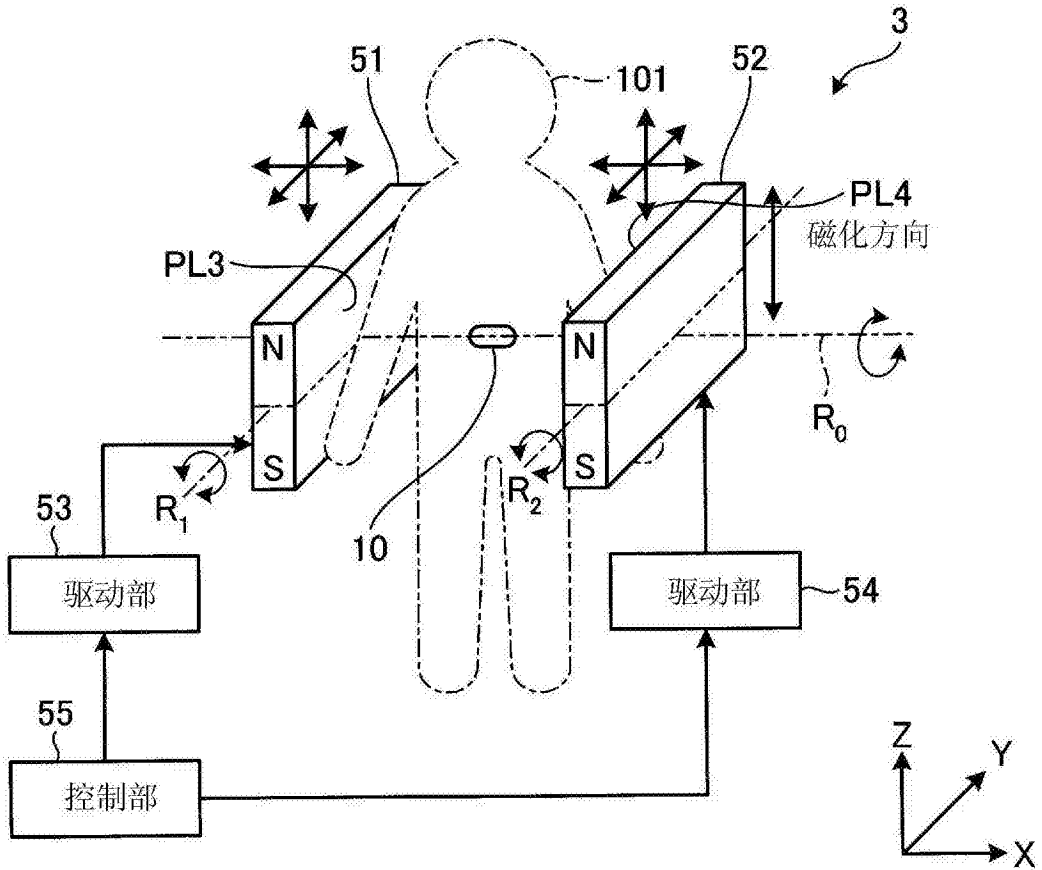


图31

专利名称(译)	引导装置以及胶囊型医疗装置引导系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN104203072B</a>	公开(公告)日	2016-06-29
申请号	CN201380017380.3	申请日	2013-05-02
[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)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	河野宏尚		
发明人	河野宏尚		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/00055 A61B1/041 A61B5/062 A61B5/704 A61B34/70 A61B2034/731		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2012106332 2012-05-07 JP		
其他公开文献	CN104203072A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种能够提高用户对胶囊型医疗装置磁性引导系统的操作性的引导装置以及胶囊型医疗装置引导系统。引导装置(20)具备：体外永磁体(25a)；使该体外永磁体进行平移和旋转的第一平面位置变更部(25b)~回转角变更部(25e)；操作输入部(24)，其接收与改变胶囊型内窥镜(10)的位置的动作有关的第一信息以及与改变胶囊型内窥镜(10)的姿势的动作有关的第二信息的输入；以及控制部(26)，其根据第一信息和第二信息来控制第一平面位置变更部(25b)~回转角变更部(25e)，使体外永磁体(25a)进行平移和旋转，其中，控制部(26)在操作输入部(24)接收到第二信息的情况下，通过使胶囊型内窥镜(10)相对于被检体相对地进行平移来对由于体外永磁体(25a)的旋转而产生的胶囊型内窥镜(10)的位置的改变进行校正。

