



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102647934 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 01

(21) 申请号 201080032777. 6

(22) 申请日 2010. 08. 20

(30) 优先权数据

2009-257346 2009. 11. 10 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 01. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/064109 2010. 08. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/058800 JA 2011. 05. 19

(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 H·凯勒 A·尤洛斯基

(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

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101530326 A, 2009. 09. 16, 全文.

CN 1843284 A, 2006. 10. 11, 全文.

WO 2007077922 A1, 2007. 07. 12, 全文.

JP 2005277740 A, 2005. 10. 06, 全文.

CN 101534700 A, 2009. 09. 16, 全文.

审查员 任晓帅

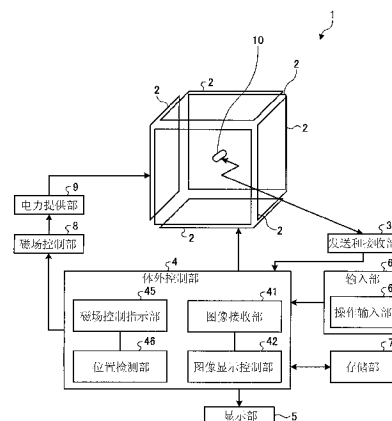
权利要求书2页 说明书20页 附图14页

(54) 发明名称

胶囊型医疗装置用引导系统

(57) 摘要

本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统
(1) 使磁场产生部(2) 改变铅垂方向的梯度分布地产生梯度磁场, 根据在具有永久磁体的胶囊型内窥镜(10) 开始移动的情况下磁场产生部(2) 所产生的梯度磁场的梯度分布、胶囊型内窥镜(10) 的物理参数以及液体的物理参数, 来对胶囊型内窥镜(10) 的铅垂方向上的位置进行检测, 根据检测出的胶囊型内窥镜(10) 的铅垂方向上的位置来设定使磁场产生部(2) 产生的磁场。



1. 一种胶囊型医疗装置用引导系统,其特征在于,具备:

胶囊型医疗装置,其具有磁场响应部;

磁场产生部,其对上述磁场响应部至少产生铅垂方向的梯度磁场来引导上述胶囊型医疗装置,该磁场产生部能够改变产生的上述梯度磁场的铅垂方向上的梯度分布;

操作输入部,其输入用于通过磁力引导上述胶囊型医疗装置的操作信息;

控制部,其控制上述磁场产生部以与从上述操作输入部输入的操作信息相应地引导上述胶囊型医疗装置,该控制部控制上述磁场产生部,使该磁场产生部改变产生的上述梯度磁场的铅垂方向上的梯度分布;以及

位置检测部,其根据在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布、上述胶囊型医疗装置的物理参数以及液体的物理参数,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测,

其中,上述控制部根据由上述位置检测部检测出的上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置,来设定使上述磁场产生部产生的磁场。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置用引导系统,其特征在于,

上述胶囊型医疗装置能够动作的梯度是根据上述胶囊型医疗装置的物理参数和上述液体的物理参数而预先求出的,

上述位置检测部根据上述胶囊型医疗装置能够动作的梯度位于在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的铅垂方向上的哪个位置,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

3. 根据权利要求2所述的胶囊型医疗装置用引导系统,其特征在于,

上述胶囊型医疗装置的物理参数为上述胶囊型医疗装置的质量、体积以及磁矩,

上述液体的物理参数为上述液体的密度。

4. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置用引导系统,其特征在于,

还具备动作开始信息输入部,该动作开始信息输入部输入表示上述胶囊型医疗装置开始移动的动作开始信息,

上述位置检测部根据在从上述动作开始信息输入部输入了动作开始信息的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

5. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置用引导系统,其特征在于,

还具备动作检测部,该动作检测部检测上述胶囊型医疗装置的动作,

上述位置检测部根据上述动作检测部的检测结果来判断上述胶囊型医疗装置是否开始移动,根据在判断为上述胶囊型医疗装置开始移动时上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

6. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置用引导系统,其特征在于,

上述控制部使上述磁场产生部产生梯度方向与上述胶囊型医疗装置的浮力和上述胶囊型医疗装置的重力的合力方向相反的梯度磁场,并且在作为初始状态以上述液体的上部边界面和下部边界面中的至少一个为基准面使上述磁场产生部产生使上述胶囊型医疗装置与该基准面接触的梯度磁场之后,使上述磁场产生部分阶段地改变产生的上述梯度磁场的梯度分布以使上述胶囊型医疗装置从上述基准面离开,

上述位置检测部根据分阶段地改变了梯度分布的梯度磁场中的、在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

7. 根据权利要求 6 所述的胶囊型医疗装置用引导系统,其特征在于,

上述控制部使上述磁场产生部产生在相对于由上述位置检测部检测出的上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置与上述基准面相反的方向侧的区域内最适于引导上述胶囊型医疗装置的磁场。

8. 根据权利要求 5 所述的胶囊型医疗装置用引导系统,其特征在于,

上述胶囊型医疗装置具备:

摄像部,其拍摄被检体内的图像;以及

发送部,其将由上述摄像部拍摄到的图像发送到外部,

其中,上述动作检测部根据从上述胶囊型医疗装置发送的上述被检体内的图像来检测上述胶囊型医疗装置的动作。

胶囊型医疗装置用引导系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对被导入到被检体内的胶囊型医疗装置进行引导的胶囊型医疗装置用引导系统以及胶囊型医疗装置的引导方法。

背景技术

[0002] 以往,在内窥镜领域中,研制出以下胶囊型医疗装置:在形成能够导入到患者等被检体的消化管内大小的胶囊型壳体的内部具备摄像功能和无线通信功能。胶囊型医疗装置在从被检体的口中被吞服之后,通过蠕动运动等在消化管内进行移动。上述胶囊型医疗装置在从被导入到被检体的消化管内部之后直到被排出到被检体外部的期间,依次获取该被检体的脏器内部图像(以下,有时称为体内图像),将获取到的体内图像以无线方式依次发送到被检体外部的接收装置。

[0003] 由上述胶囊型医疗装置拍摄到的各体内图像通过接收装置被取入到图像显示装置。图像显示装置使取入的各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。医师或者护士等用户观察图像显示装置显示的被检体的各体内图像,通过观察上述各体内图像来检查被检体的脏器内部。

[0004] 另一方面,近年来,提出了一种通过磁力引导(以下,称为磁性引导)被检体内部的胶囊型医疗装置的胶囊型医疗装置用引导系统。通常,在胶囊型医疗装置用引导系统中,胶囊型医疗装置在胶囊型壳体内部还具备永久磁体,图像显示装置实时地显示由被检体内部的胶囊型医疗装置依次拍摄到的各体内图像。在胶囊型医疗装置用引导系统中,对上述被检体内部的胶囊型医疗装置施加磁场,通过施加的该磁场的磁力将被检体内部的胶囊型医疗装置磁性引导到期望的位置。用户一边参照该图像显示装置显示的体内图像一边使用胶囊型医疗装置用引导系统的操作部来操作上述胶囊型医疗装置的磁性引导。

[0005] 作为该胶囊型内窥镜,存在以下内窥镜:为了观察胃部或者大肠等空间较大的脏器内部,具有能够在被导入到上述脏器内部的液体中漂浮的比重,在漂浮于该液体中的状态下依次拍摄体内图像。并且,为了集中检查胃部等空间较大的脏器内部,有时使被检体摄取用于使上述脏器内部(具体地说为脏器内壁的皱襞)伸展的液体以及比重小于该液体的胶囊型内窥镜(例如,参照专利文献1)。在这种情况下,胶囊型内窥镜在胃部等脏器内部一边以规定姿势(例如胶囊型内窥镜的长度方向的中心轴与液面大致垂直的纵向姿势)漂浮于液面上一边依次拍摄由于该液体而伸展的脏器内部的图像。通过使上述胶囊型内窥镜在漂浮于脏器内部的液面上的状态下向期望的方向移动,能够在较大范围内拍摄该脏器内部的图像。

[0006] 专利文献1:国际公开第2007/077922号

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 然而,在为了引导胶囊型内窥镜而产生的磁场中,有时由于铅垂方向的位置不同

而产生的磁性梯度的强度发生变化。其结果是,在胶囊型内窥镜实际所处的区域在铅垂方向上偏离了成为梯度磁场的标准的区域的情况下,针对胶囊型内窥镜的磁性梯度的强度也偏离于初始设定,因此无法以与引导操作对应的梯度施加磁场,有时无法对胶囊型内窥镜进行期望的引导。特别是,在产生磁场的空间的上下方向配置有线圈的情况下,该磁性梯度的强度变化明显,无法正确地引导胶囊型内窥镜。

[0009] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种不依赖于胶囊型内窥镜在铅垂方向的位置而能够实现正确的引导的胶囊型医疗装置用引导系统。

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 为了解决上述问题而达到目的,本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的特征在于,具备:胶囊型医疗装置,其具有磁场响应部;磁场产生部,其对上述磁场响应部至少产生铅垂方向的梯度磁场来引导上述胶囊型医疗装置,该磁场产生部能够改变产生的上述梯度磁场的铅垂方向上的梯度分布;操作输入部,其输入用于通过磁力引导上述胶囊型医疗装置的操作信息;控制部,其控制上述磁场产生部以与从上述操作输入部输入的操作信息相应地引导上述胶囊型医疗装置,该控制部控制上述磁场产生部,使该磁场产生部改变产生的上述梯度磁场的铅垂方向上的梯度分布;以及位置检测部,其根据在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布、上述胶囊型医疗装置的物理参数以及液体的物理参数,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测,其中,上述控制部根据由上述位置检测部检测出的上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置,来设定使上述磁场产生部产生的磁场。

[0012] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的特征在于,上述胶囊型医疗装置能够动作的梯度是根据上述胶囊型医疗装置的物理参数和上述液体的物理参数而预先求出的,上述位置检测部根据上述胶囊型医疗装置能够动作的梯度位于在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的铅垂方向上的哪个位置,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

[0013] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的特征在于,上述胶囊型医疗装置的物理参数为上述胶囊型医疗装置的质量、体积以及磁矩,上述液体的物理参数为上述液体的密度。

[0014] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的特征在于,还具备输入部,该输入部输入表示上述胶囊型医疗装置开始移动的动作开始信息,上述位置检测部根据在从上述输入部输入了动作开始信息的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

[0015] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的特征在于,还具备动作检测部,该动作检测部检测上述胶囊型医疗装置的动作,上述位置检测部根据上述动作检测部的检测结果来判断上述胶囊型医疗装置是否开始移动,根据在判断为上述胶囊型医疗装置开始移动时上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

[0016] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的特征在于,上述控制部使上述磁场产生部产生梯度方向与上述胶囊型医疗装置的浮力和上述胶囊型医疗装置的重力的合力方向相反的梯度磁场,并且在作为初始状态以上述液体的上部边界面和下部边界面

中的至少一个为基准面使上述磁场产生部产生使上述胶囊型医疗装置与该基准面接触的梯度磁场之后,使上述磁场产生部分阶段地改变产生的上述梯度磁场的梯度分布以使上述胶囊型医疗装置从上述基准面离开,上述位置检测部根据分阶段地改变了梯度分布的梯度磁场中的、在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

[0017] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的特征在于,上述控制部使上述磁场产生部产生在相对于由上述位置检测部检测出的上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置与上述基准面相反的方向侧的区域内最适于引导上述胶囊型医疗装置的磁场。

[0018] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的特征在于,上述胶囊型医疗装置具备:摄像部,其拍摄被检体内的图像;以及发送部,其将由上述摄像部拍摄到的图像发送到外部,其中,上述动作检测部根据从上述胶囊型医疗装置发送的上述被检体内的图像来检测上述胶囊型医疗装置的动作。

[0019] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法的特征在于,包括以下步骤:改变步骤,改变磁场产生部产生的梯度磁场的铅垂方向上的梯度分布,该磁场产生部至少产生铅垂方向的梯度磁场来引导具有磁场响应部的胶囊型医疗装置并能够改变上述梯度磁场的铅垂方向上的梯度分布;位置检测步骤,根据在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布、上述胶囊型医疗装置的物理参数以及上述液体的物理参数,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测;以及设定步骤,根据在上述位置检测步骤中检测出的上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置,来设定使上述磁场产生部产生的磁场。

[0020] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法的特征在于,上述胶囊型医疗装置能够动作的梯度是根据上述胶囊型医疗装置的物理参数和上述液体的物理参数而预先求出的,在上述位置检测步骤中,根据上述胶囊型医疗装置能够动作的梯度位于在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的铅垂方向上的哪个位置,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

[0021] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法的特征在于,上述胶囊型医疗装置的物理参数为上述胶囊型医疗装置的质量、体积以及磁矩,上述液体的物理参数为上述液体的密度。

[0022] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法的特征在于,还包括输入步骤,在该输入步骤中输入表示上述胶囊型医疗装置开始移动的动作开始信息,在上述位置检测步骤中,根据在上述输入步骤中输入了动作开始信息的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

[0023] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法的特征在于,还包括动作检测步骤,在该动作检测步骤中检测上述胶囊型医疗装置的动作,上述位置检测步骤包括以下步骤:判断步骤,根据上述动作检测步骤中的检测结果来判断上述胶囊型医疗装置是否开始移动;以及检测步骤,根据在判断为上述胶囊型医疗装置开始移动时上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布、上述胶囊型医疗装置的物理参数以及上述液体的物理参数,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

[0024] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法的特征在于,在上述改变步骤

中,使上述磁场产生部产生梯度方向与上述胶囊型医疗装置的浮力和上述胶囊型医疗装置的重力的合力方向相反的梯度磁场,并且在作为初始状态以上述液体的上部边界面或者下部边界面中的至少一个为基准面使上述磁场产生部产生使上述胶囊型医疗装置与该基准面接触的梯度磁场之后,使上述磁场产生部分阶段地改变产生的上述梯度磁场的梯度分布以使上述胶囊型医疗装置从上述基准面离开,在上述位置检测步骤中,根据在上述改变步骤中分阶段地改变了梯度分布的梯度磁场中的、在上述胶囊型医疗装置开始移动的情况下上述磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布,来对上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置进行检测。

[0025] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法的特征在于,在上述设定步骤中,使上述磁场产生部产生在相对于通过上述位置检测步骤检测出的上述胶囊型医疗装置的铅垂方向上的位置与上述基准面相反的方向侧的区域内最适于引导上述胶囊型医疗装置的磁场。

[0026] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法的特征在于,上述胶囊型医疗装置具备:摄像部,其拍摄上述被检体内的图像;以及发送部,其将由上述摄像部拍摄到的图像发送到外部,其中,在上述动作检测步骤中,根据从上述胶囊型医疗装置发送的上述被检体内的图像来检测上述胶囊型医疗装置的动作。

[0027] 发明的效果

[0028] 本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统使磁场产生部改变铅垂方向的梯度分布地产生梯度磁场,根据在具有磁场响应部的胶囊型医疗装置开始移动的情况下磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布、胶囊型医疗装置的物理参数以及液体的物理参数,来对胶囊型医疗装置的铅垂方向的位置进行检测,根据检测出的胶囊型医疗装置的铅垂方向的位置来设定使磁场产生部产生的磁场,因此不依赖于胶囊型医疗装置的铅垂方向的位置而能够实现正确的引导。

[0029] 另外,本发明所涉及的胶囊型医疗装置的引导方法使磁场产生部改变铅垂方向的梯度分布地产生梯度磁场,根据在具有磁场响应部的胶囊型医疗装置开始移动的情况下磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布、胶囊型医疗装置的物理参数以及液体的物理参数,来对胶囊型医疗装置的铅垂方向的位置进行检测,根据检测出的胶囊型医疗装置的铅垂方向的位置来设定使磁场产生部产生的磁场,因此不依赖于胶囊型医疗装置的铅垂方向的位置而能够实现正确的引导。

附图说明

[0030] 图 1 是表示实施方式 1 所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的整体结构的示意图。

[0031] 图 2 是表示图 1 示出的胶囊型内窥镜的一个结构例的截面示意图。

[0032] 图 3 是说明图 1 示出的磁场产生部所产生的峰值磁场的图。

[0033] 图 4 是说明图 1 示出的磁场产生部所产生的梯度磁场的图。

[0034] 图 5 是说明能够使图 1 示出的胶囊型内窥镜开始移动的梯度的图。

[0035] 图 6 是说明图 1 示出的磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布的图。

[0036] 图 7 是说明图 1 示出的胶囊型医疗装置用引导系统中的校准处理的处理过程的流

程图。

[0037] 图 8 是表示图 1 示出的操作输入部的一例的组件图。

[0038] 图 9 是说明与实施方式 1 中的校准处理有关的胶囊型内窥镜的磁性引导的一例的图。

[0039] 图 10 是例示梯度与磁引力之间的关系的图。

[0040] 图 11 是说明图 1 示出的磁场产生部所产生的梯度磁场的梯度分布的图。

[0041] 图 12 是表示图 7 示出的位置检测处理的处理过程的流程图。

[0042] 图 13 是用于说明图 1 示出的磁场产生部所产生的峰值磁场的图。

[0043] 图 14 是用于说明根据胶囊型内窥镜在铅垂方向的位置而变化的磁引力的图。

[0044] 图 15 是说明与实施方式 1 中的校准处理有关的胶囊型内窥镜的磁性引导的其它例的图。

[0045] 图 16 是表示实施方式 2 所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的整体结构的示意图。

[0046] 图 17 是说明图 16 示出的胶囊型医疗装置用引导系统中的校准处理的处理过程的流程图。

[0047] 图 18 是表示图 1 示出的操作输入部的一例并且用于说明通过操作输入部能够进行操作的胶囊型医疗装置的在液面区域中的磁性引导的图。

[0048] 图 19 是表示构成本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的机座的台部分以及磁场产生部的各移动状态的一例的示意图。

[0049] 图 20 是表示本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的磁场产生部的一例的示意图。

[0050] 图 21 是用于说明图 20 示出的磁场产生部所产生的峰值磁场的图。

具体实施方式

[0051] 下面,对于作为本发明所涉及的实施方式的胶囊型医疗装置用引导系统,以使用胶囊型内窥镜作为被检体内导入装置的胶囊型医疗装置系统为例来进行说明,该胶囊型内窥镜经口腔被导入到被检体内,漂浮于蓄积在被检体的胃部、小肠或大肠等的液体中。但是,并不限于此,例如能够使用在从被检体的食道直到肛门的管腔内进行移动的过程中执行摄像动作来获取被检体内部的体内图像的单眼或者复眼式胶囊型内窥镜等各种被检体内导入装置。此外,并不是通过本实施方式来限定本发明。另外,在附图的记载中,对相同部分附加相同的附图标记。

[0052] (实施方式 1)

[0053] 首先,说明实施方式 1。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用引导系统的整体结构的示意图。如图 1 所示,本实施方式 1 中的胶囊型医疗装置用引导系统 1 具备:胶囊型内窥镜 10,其是通过从被检体的口中吞服而被导入到被检体内的体腔内并与外部装置进行通信的胶囊型医疗装置;磁场产生部 2,其被设置于被检体周围,能够产生三维磁场;发送和接收部 3,其与胶囊型内窥镜 10 之间进行无线通信,接收包含由胶囊型内窥镜 10 拍摄到的图像的无线信号并且发送针对胶囊型内窥镜 10 的操作信号;体外控制部 4,其控制胶囊型医疗装置用引导系统 1 的各结构部位;显示部 5,其对由胶囊型内窥镜

10 拍摄到的图像进行显示输出;输入部 6,其将用于对胶囊型内窥镜 10 进行磁性引导的操作信息等指示胶囊型医疗装置用引导系统 1 中的各种操作的指示信息输入到体外控制部 4;存储部 7,其存储由胶囊型内窥镜 10 拍摄到的图像信息等;磁场控制部 8,其控制干预磁场产生部 2 的磁场;以及电力提供部 9,其基于磁场控制部 8 的控制向磁场产生部 2 提供电力。胶囊型内窥镜 10 是获取被检体的体内图像的胶囊型医疗装置,内置摄像功能和无线通信功能。胶囊型内窥镜 10 通过经过口腔摄取等而被导入到被检体的脏器内部。之后,被检体内部的胶囊型内窥镜 10 在消化管内部进行移动,最终被排出到被检体的外部。上述胶囊型内窥镜 10 在从被导入到被检体内部之后直到被排出到外部的期间,依次拍摄被检体的体内图像,将得到的体内图像以无线方式依次发送到外部的发送和接收部 3。另外,胶囊型内窥镜 10 内置有永久磁体等磁性体。上述胶囊型内窥镜 10 漂浮于被导入到被检体的脏器内部(例如胃部内部)的液体中,被外部的磁场产生部 2 进行磁性引导。

[0054] 磁场产生部 2 用于对被检体内部的胶囊型医疗装置进行磁性引导。磁场产生部 2 例如使用多个线圈等来实现,使用由电力提供部 9 提供的电力来产生引导用磁场。磁场产生部 2 将所产生的该引导用磁场施加到胶囊型内窥镜 10 内部的磁性体,通过该引导用磁场的作用来利用磁性捕捉胶囊型内窥镜 10。磁场产生部 2 通过变更作用于上述被检体内部的胶囊型内窥镜 10 的引导用磁场的磁场方向来对被检体内部的胶囊型内窥镜 10 的三维姿势进行控制。磁场产生部 2 除了产生所谓的均匀磁场以外,还能够产生梯度磁场和峰值磁场,该梯度磁场的磁场强度的分布由稀疏趋于密集,该峰值磁场在水平面上的规定位置处具有峰值,能够将胶囊型内窥镜 10 约束在产生峰值的位置附近。磁场产生部 2 产生铅垂方向的梯度磁场,并且能够改变该梯度磁场的铅垂方向的梯度分布。

[0055] 发送和接收部 3 具备多个天线,通过这些多个天线从胶囊型内窥镜 10 接收被检体的体内图像。发送和接收部 3 通过这些多个天线来依次接收来自胶囊型内窥镜 10 的无线信号。发送和接收部 3 从这些多个天线中选择接收电场强度最高的天线,对通过所选择的该天线接收的来自胶囊型内窥镜 10 的无线信号进行解调处理等。由此,发送和接收部 3 从该无线信号中提取通过胶囊型内窥镜 10 得到的图像数据,即被检体的体内图像数据。发送和接收部 3 将包含所提取出的该体内图像数据的图像信号发送到体外控制部 4。

[0056] 体外控制部 4 对磁场产生部 2、显示部 5、存储部 7 以及磁场控制部 8 的各动作进行控制,并且对这些各结构部之间的信号的输入和输出进行控制。体外控制部 4 具备图像接收部 41 和图像显示控制部 42,该图像接收部 41 依次获取由发送和接收部 3 依次接收到的体内图像,该图像显示控制部 42 使显示部 5 实时地显示发送和接收部 3 依次接收到的体内图像。另外,体外控制部 4 控制存储部 7 使其存储从发送和接收部 3 获取到的被检体的体内图像群。

[0057] 体外控制部 4 具备:磁场控制指示部 45,其根据从输入部 6 输入的操作信息对磁场控制部 8 指示磁场产生条件以引导胶囊型内窥镜 10;以及位置检测部 46,其对胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置进行检测。在通过输入部 6 输入了胶囊型内窥镜 10 的操作信息的情况下,磁场控制指示部 45 指示磁场控制部 8 产生与输入的该操作信息所指定的磁性引导方向和磁性引导位置相应的磁场。

[0058] 显示部 5 使用液晶显示器等各种显示器来实现,显示由体外控制部 4 指示显示的各种信息。具体地说,显示部 5 基于体外控制部 4 中的图像显示控制部 42 的控制,例如显

示由胶囊型内窥镜 10 拍摄到的被检体的体内图像群。另外,显示部 5 显示通过输入部 6 的输入操作而从上述体内图像群中选择或者进行了标记的体内图像的缩小图像、被检体的患者信息以及检查信息等。

[0059] 输入部 6 使用键盘和鼠标等输入装置来实现,根据医师等操作者的输入操作将各种信息输入到体外控制部 4。作为通过输入部 6 输入到体外控制部 4 的各种信息,例如可例举出对体外控制部 4 进行指示的指示信息、被检体的患者信息以及检查信息等。此外,被检体的患者信息是用于确定被检体的确定信息,例如是被检体的患者姓名、患者 ID、出生年月日、性别、年龄等。另外,被检体的检查信息是用于确定检查的确定信息,该检查是将胶囊型内窥镜 10 导入被检体的消化管内部来观察消化管内部的检查,该被检体的检查信息例如是检查 ID、检查日期等。另外,输入部 6 输入用于操作上述磁场产生部 2 对胶囊型内窥镜 10 进行的磁性引导的操作信息。

[0060] 输入部 6 具备操作输入部 60,该操作输入部 60 将作为磁性引导操作对象的胶囊型内窥镜 10 的磁性引导方向、磁性引导位置等用于通过磁力对胶囊型内窥镜 10 进行引导的操作信息输入到体外控制部 4。操作输入部 60 具有具备了操纵杆、各种按钮以及各种开关的结构,通过由操作者操作该操纵杆等来将操作信息输入到体外控制部 4。

[0061] 存储部 7 使用快闪存储器或者硬盘等可改写地保存信息的存储介质来实现。存储部 7 存储体外控制部 4 指示存储的各种信息,从所存储的各种信息中将体外控制部 4 指示读出的信息发送到体外控制部 4。此外,作为上述存储部 7 所存储的各种信息,例如可例举出由胶囊型内窥镜 10 拍摄到的被检体的体内图像群的各图像数据、通过输入部 6 的输入操作而从显示部 5 所显示的各体内图像中选择出的体内图像的数据、通过输入部 6 输入的被检体的患者信息等输入信息。

[0062] 磁场控制部 8 根据体外控制部 4 所指示的指示信息来控制电力提供部 9 对磁场产生部 2 的通电量,通过该电力提供部 9 进行控制,来对磁场产生部 2 进行控制使其产生与基于该操作信息的磁性引导方向和磁性引导位置相应的、胶囊型内窥镜 10 的磁性引导所需的引导用磁场。

[0063] 电力提供部 9 根据体外控制部 4 和磁场控制部 8 的控制来将产生上述引导用磁场所需的电力(例如交流电流)提供给磁场产生部 2。在这种情况下,电力提供部 9 对磁场产生部 2 所包含的多个线圈中的每个线圈适当地提供所需的电力。此外,上述磁场产生部 2 产生的引导用磁场的磁场方向和磁场强度由从上述电力提供部 9 提供给磁场产生部 2 内的各线圈的通电量来进行控制。

[0064] 接着,说明胶囊型内窥镜 10。图 2 是表示图 1 示出的胶囊型内窥镜的一个结构例的截面示意图。如图 2 所示,胶囊型内窥镜 10 具备胶囊型壳体 12 以及对拍摄方向相互不同的被摄体的图像进行拍摄的摄像部 11A、11B,该胶囊型壳体 12 是形成为易于导入到被检体的脏器内部大小的外壳。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 拍摄到的各图像以无线方式发送到外部;控制部 17,其对胶囊型内窥镜 10 的各结构部进行控制;以及电源部 18,其向胶囊型内窥镜 10 的各结构部提供电力。并且,胶囊型内窥镜 10 具备永久磁体 19,该永久磁体 19 使利用上述磁场产生部 2 进行的磁性引导成为可能。

[0065] 胶囊型壳体 12 是形成为能够导入到被检体的脏器内部大小的外壳,通过使用圆顶形状壳体 12b、12c 盖住筒状壳体 12a 两侧开口端来实现。圆顶形状壳体 12b、12c 对于可

见光等规定波长频带的光是透明的圆顶形状的光学部件。筒状壳体 12a 对于可见光是大致不透明的有色壳体。如图 2 所示,由上述筒状壳体 12a 以及圆顶形状壳体 12b、12c 形成的胶囊型壳体 12 的内部不透液体地装有摄像部 11A、11B、无线通信部 16、控制部 17、电源部 18 以及永久磁体 19。

[0066] 摄像部 11A、11B 对拍摄方向相互不同的图像进行拍摄。具体地说,摄像部 11A 具有 LED 等照明部 13A、聚光透镜等光学系统 14A、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 S1 照射白色光等照明光,隔着圆顶形状壳体 12b 来照明摄像视场 S1 内的被摄体(例如被检体内部中的摄像视场 S1 侧的脏器内壁)。光学系统 14A 将来自该摄像视场 S1 的反射光会聚到摄像元件 15A 的摄像面,在摄像元件 15A 的摄像面使摄像视场 S1 的被摄体图像成像。摄像元件 15A 通过摄像面来接收来自该摄像视场 S1 的反射光,对接收到的该光信号进行光电变换处理,从而对该摄像视场 S1 的被摄体图像即被检体的体内图像进行拍摄。摄像部 11B 具有 LED 等照明部 13B、聚光透镜等光学系统 14B、CMOS 图像传感器或者 CCD 等摄像元件 15B。照明部 13B 对摄像元件 15B 的摄像视场 S2 照射白色光等照明光,隔着圆顶形状壳体 12c 来照明摄像视场 S2 内的被摄体(例如被检体内部中的摄像视场 S2 侧的脏器内壁)。光学系统 14B 将来自该摄像视场 S2 的反射光会聚到摄像元件 15B 的摄像面,在摄像元件 15B 的摄像面使摄像视场 S2 的被摄体图像成像。摄像元件 15B 通过摄像面来接收来自该摄像视场 S2 的反射光,对接收到的该光信号进行光电变换处理,从而对该摄像视场 S2 的被摄体图像即被检体的体内图像进行拍摄。

[0067] 此外,如图 2 所示,在胶囊型内窥镜 10 是对长轴 21a 方向的前方和后方进行拍摄的复眼式胶囊型医疗装置的情况下,上述摄像部 11A、11B 的各光轴与胶囊型壳体 12 的长度方向的中心轴即长轴 21a 大致平行或者大致一致。另外,上述摄像部 11A、11B 的摄像视场 S1、S2 的各方向,即摄像部 11A、11B 的各摄像方向是相互相反的方向。

[0068] 无线通信部 16 具备天线 16a,将由上述摄像部 11A、11B 拍摄到的各图像通过天线 16a 以无线方式依次发送到外部。具体地说,无线通信部 16 从控制部 17 获取由摄像部 11A 或者摄像部 11B 拍摄到的被检体的体内图像的图像信号,对获取到的该图像信号进行调制处理等,生成对该图像信号进行调制后的无线信号。无线通信部 16 将上述无线信号通过天线 16a 发送到外部的发送和接收部 3。

[0069] 控制部 17 对作为胶囊型内窥镜 10 的结构部的摄像部 11A、11B 以及无线通信部 16 的各动作进行控制,并且对上述各结构部之间的信号的输入输出进行控制。具体地说,控制部 17 使摄像元件 15A 拍摄由照明部 13A 照明的摄像视场 S1 内的被摄体的图像,使摄像元件 15B 拍摄由照明部 13B 照明的摄像视场 S2 内的被摄体的图像。另外,控制部 17 具有生成图像信号的信号处理功能。控制部 17 从摄像元件 15A 获取摄像视场 S1 的体内图像数据,每次获取体内图像数据时对该体内图像数据进行规定的信号处理,生成包含摄像视场 S1 的体内图像数据的图像信号。与此同样地,控制部 17 从摄像元件 15B 获取摄像视场 S2 的体内图像数据,每次获取体内图像数据时对该体内图像数据进行规定的信号处理,生成包含摄像视场 S2 的体内图像数据的图像信号。控制部 17 控制无线通信部 16 使其将上述各图像信号按照时间序列以无线方式依次发送到外部。

[0070] 电源部 18 是纽扣型电池等或者电容器等蓄电部,使用磁开关等开关部来实现。电源部 18 通过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，在断开状态的情况下，电源部 18 停止向上述胶囊型内窥镜 10 的各结构部提供电力。

[0071] 永久磁体 19 使利用上述磁场产生部 2 对胶囊型内窥镜 10 进行磁性引导成为可能。将永久磁体 19 以相对于上述摄像部 11A、11B 相对固定的状态固定配置在胶囊型壳体 12 内部。在这种情况下，永久磁体 19 在相对于摄像元件 15A、15B 的各摄像面的上下方向相对固定的已知的方向上磁化。

[0072] 接着，说明磁场产生部 2 所产生的磁场的种类。磁场产生部 2 除了产生所谓的均匀磁场以外，还能够产生峰值磁场和梯度磁场。峰值磁场是图 3 的峰值磁场 M_p 所示那样在与水平面铅垂的方向上具有磁场强度的峰值的磁场。峰值磁场 M_p 能够使永久磁体 19 靠近该磁场强度的峰值位置处来约束胶囊型内窥镜 10。即，峰值磁场 M_p 使胶囊型内窥镜 10 的永久磁体 19 靠近水平方向的任意位置来约束胶囊型内窥镜 10。磁场产生部 2 例如能够通过使峰值磁场 M_p 的峰值位置如箭头 Y1 所示那样从位置 P1 移动到位置 P2，来使胶囊型内窥镜 10 如箭头 Y2 所示那样从位置 P1 移动到位置 P2。并且，梯度磁场如图 4 的梯度磁场 M_s 所示那样具有磁性梯度，该磁性梯度是指规定的磁场强度的磁力线的分布由稀疏趋于密集的。该梯度磁场对永久磁体 19 施加力，该力朝向磁场强度的分布由稀疏趋于密集的方向。磁场产生部 2 例如产生磁力线的分布从左上方向右下方由稀疏趋于密集的梯度磁场 M_s ，即产生梯度从左上方向右下方方向的梯度磁场 M_s 。该梯度磁场 M_s 将从左上方向右下方移动的磁性引力施加给胶囊型内窥镜 10 的永久磁体 19，因此对永久磁体 19 施加箭头 Y3 所示的方向的力。由此梯度磁场 M_s 使胶囊型内窥镜 10 向箭头 Y3 所示的方向移动。

[0073] 例如在将漂浮于液体内的胶囊型内窥镜 10 按压到胃部的底部的情况下，需要产生具有向下方向梯度的梯度磁场以产生向下方向的磁性引力。并且，如果与该向下方向的梯度磁场相应的磁性引力不大于胶囊型内窥镜 10 的重力与浮力的合力（在这种情况下朝向上方向），则无法将漂浮于液体内的胶囊型内窥镜 10 按压到胃部的底部。因而，如果是具有与大于胶囊型内窥镜 10 的重力与浮力的合力的磁性引力对应的梯度的梯度磁场，则能够将胶囊型内窥镜 10 按压到胃部的底部。并且，在与梯度磁场的梯度相应的向下方向的磁性引力小于胶囊型内窥镜 10 的重力与浮力的合力的情况下，胶囊型内窥镜 10 开始上浮。

[0074] 这样，与能够使胶囊型内窥镜 10 移动的磁性引力对应的梯度磁场的梯度由胶囊型内窥镜 10 的重力以及胶囊型内窥镜 10 的浮力来决定。胶囊型内窥镜 10 的重力以及胶囊型内窥镜 10 的浮力由胶囊型内窥镜 10 的质量、体积、磁矩这种胶囊型内窥镜 10 的物理参数以及胶囊型内窥镜 10 所漂浮的液体的密度这种液体的物理参数来决定。因此，胶囊型内窥镜 10 能够进行动作的梯度磁场的梯度由胶囊型内窥镜 10 的质量、体积、磁矩以及胶囊型内窥镜 10 所漂浮的液体的密度来决定。

[0075] 因此，在实施方式 1 中，预先求出胶囊型内窥镜 10 能够进行动作的梯度，使磁场产生部 2 产生改变了该胶囊型内窥镜 10 能够进行动作的梯度在铅垂方向的位置的梯度磁场，根据胶囊型内窥镜 10 开始移动的梯度磁场的梯度分布来求出胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向上的位置。

[0076] 具体地说，如图 5 所示，预先求出与胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度对应的磁力线 L_g 的疏密图案 Ps_0 。然后，例如该疏密图案 Ps_0 例如如图 6 所示，使磁场产生部 2 分

阶段地产生位于铅垂方向的位置 Hs1 的梯度分布图案 Ms1 的梯度磁场、位于铅垂方向的位置 Hs2 的梯度分布图案 Ms2 的梯度磁场、位于铅垂方向的位置 Hs3 的梯度分布图案 Ms3 的梯度磁场。然后,确认在产生这些梯度磁场中的哪一个梯度磁场时胶囊型内窥镜 10 开始移动。

[0077] 胶囊型内窥镜 10 开始移动的情况是指在该胶囊型内窥镜 10 所处的位置处产生了与疏密图案 Ps0 对应的梯度的磁场的情况。因而,与疏密图案 Ps0 对应的梯度的位置可以说是胶囊型内窥镜 10 的位置。因此,通过确认胶囊型内窥镜 10 开始移动时产生的梯度磁场,求出该梯度磁场中的疏密图案 Ps0 在铅垂方向的位置,来求出胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置。在图 6 示出的情况下,在产生梯度分布图案 Ms1 的梯度磁场时胶囊型内窥镜 10 开始移动的情况下,能够判断为胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向上位于位置 Hs1,在产生梯度分布图案 Ms2 的梯度磁场时胶囊型内窥镜 10 开始移动的情况下,能够判断为胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向上位于位置 Hs2,在产生梯度分布图案 Ms3 的梯度磁场时胶囊型内窥镜 10 开始移动的情况下,能够判断为胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向上位于位置 Hs3。

[0078] 并且,在实施方式 1 中,进行设定磁场的校准处理以使在上述那样求出的胶囊型内窥镜 10 的位置处产生最佳的磁性引力。因此,接着,说明图 1 示出的胶囊型医疗装置用引导系统中的校准处理。图 7 是说明图 1 示出的胶囊型医疗装置用引导系统 1 中的校准处理的处理过程的流程图。

[0079] 如图 7 所示,首先,通过从操作输入部 60 向体外控制部 4 输入指示开始胶囊型内窥镜 10 的位置检测的指示信息作为校准开始指示,来开始校准处理(步骤 S2)。

[0080] 例如图 8 例示,操作输入部 60 例如由校准按钮 61s、两个操纵杆 62j、62k、梯度向上按钮 64u 以及梯度向下按钮 64d 构成。其中,通过按压校准按钮 61s,将指示开始胶囊型内窥镜 10 的位置检测的指示信息以及表示胶囊型内窥镜 10 已开始移动的移动开始信息输入到体外控制部 4。此外,通过按压梯度向上按钮 64u 将梯度图案向上信息输入到体外控制部 4,该梯度图案向上信息指示以与目前产生的梯度磁场相比具有使胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度在铅垂方向上向上一级的梯度分布图案的梯度磁场作为磁场产生部 2 产生的梯度磁场。另外,通过按压梯度向下按钮 64d 将梯度图案向下信息输入到体外控制部 4,该梯度图案向下信息指示以与目前产生的梯度磁场相比具有使胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度在铅垂方向上向下一级的梯度分布图案的梯度磁场作为磁场产生部 2 产生的梯度磁场。另外,操纵杆 62j、62k 能够在上下方向以及左右方向上进行倾动操作,通过在上下方向或者左右方向上进行倾动操作,将用于对由磁场产生部 2 进行的胶囊型内窥镜 10 的磁性引导进行三维操作的操作信息输入到体外控制部 4。

[0081] 然后,在体外控制部 4 中,图像接收部 41 开始图像接收处理来依次获取由发送和接收部 3 依次接收到的体内图像(步骤 S4),接着,图像显示控制部 42 开始图像显示处理来使显示部 5 显示由发送和接收部 3 依次接收到的体内图像(步骤 S6)。

[0082] 然后,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 以初始条件产生梯度磁场(步骤 S8)。在这种情况下,磁场控制指示部 45 指示产生梯度方向与胶囊型内窥镜 10 的浮力和胶囊型内窥镜 10 的重力的合力方向相反的梯度磁场。并且,作为初始状态,以液体的上部边界面或者下部边界面中的至少一个作为基准面,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生使胶囊型内窥镜 10 与该基准面接触的梯度磁场。在这种情况下磁场产生部 2 所产生的梯度磁场

根据铅垂方向的位置不同而具有不同梯度。

[0083] 例如图 9 的箭头 Y10 所示那样,磁场控制指示部 45 指示产生梯度磁场,该梯度磁场对漂浮于胃部内部的液体 30 的胶囊型内窥镜 10 产生与胶囊型内窥镜 10 的浮力和重力的向上合力的大小相比足够大的向下的磁性引力,以按压的方式使胶囊型内窥镜 10 与作为液体 30 的下部边界面的底部的胃壁 31 接触。然后,作为初始条件,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生如下梯度磁场,该梯度磁场具有胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度与胶囊型内窥镜 10 被引导到的胃部底部的胃壁 31 相比位于铅垂方向上侧的梯度分布图案。

[0084] 然后,磁场控制指示部 45 判断是否从输入部 6 输入了表示胶囊型内窥镜 10 已开始移动的移动开始信息(步骤 S10)。在判断为没有从输入部 6 输入表示胶囊型内窥镜 10 已开始移动的移动开始信息的情况下(步骤 S10:“否”),磁场控制指示部 45 接着判断是否存在磁场产生部 2 产生的梯度磁场的梯度分布图案的变更指示(步骤 S12)。在判断为不存在梯度磁场的梯度分布图案的变更指示的情况下(步骤 S12:“否”),磁场控制指示部 45 返回到步骤 S10,再次判断是否存在移动开始信息。另一方面,在判断为存在梯度磁场的梯度分布图案的变更指示的情况下(步骤 S12:“是”),磁场控制指示部 45 按照梯度分布图案的变更指示,变更磁场产生部 2 产生的梯度磁场的梯度分布图案(步骤 S14),在使磁场产生部 2 产生具有变更后的梯度分布图案的梯度磁场之后(步骤 S16),返回到步骤 S10,再次判断是否存在移动开始信息。

[0085] 例如图 9 所示,以将漂浮的胶囊型内窥镜 10 向下按压到底侧的胃壁 31 的情况为例进行说明。操作者在图 9 示出的情况下,在没有确认出如箭头 Y11 那样胶囊型内窥镜 10 从底部的胃壁 31 起上浮的情况下,为了使胶囊型内窥镜 10 上浮而需要减小向下方向的磁性引力,因此按压梯度向下按钮 64d。由此,梯度向下按钮 64d 将梯度图案向下信息输入到体外控制部 4。

[0086] 磁场控制指示部 45 指示变更为与目前产生的梯度磁场相比具有使胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度在铅垂方向上向下一级的梯度分布图案的梯度磁场作为使磁场产生部 2 产生的梯度磁场。即,使磁场产生部 2 产生与目前产生的梯度磁场相比梯度缓和的梯度磁场。换言之,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 分阶段地改变磁场产生部 2 产生的梯度磁场的梯度分布以使胶囊型内窥镜 10 向上方向离开成为基准面的底部的胃壁 31。

[0087] 例如,在作为初始条件使磁场产生部 2 产生具有图 6 示出的梯度分布图案 Ms1 的梯度磁场而在这种情况下输入了梯度图案向下信息的情况下,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生与胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度对应的疏密图案 Ps0 位于下一级的梯度分布图案 Ms2。

[0088] 这样,操作者只要继续按压梯度向下按钮 64d 直到能够确认出胶囊型内窥镜 10 开始上浮即可。其结果是,使胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度在铅垂方向上的位置分阶段地下降。即,通过如图 10 的箭头那样降低梯度,来降低作用于胶囊型内窥镜 10 的向下方向的磁性引力。另外,在胶囊型内窥镜 10 上浮过度的情况下,操作者只要按压梯度向上按钮 64u 来提高梯度即可。然后,在操作者通过按压调整梯度向上按钮 64u 和梯度向下按钮 64d 而确认出胶囊型内窥镜 10 如图 9 的箭头 Y11 那样从底部的胃壁 31 开始上浮的情况下,再次按压图 8 示出的校准按钮 61s。其结果是,从操作输入部 60 输入移动开始信息。

[0089] 在磁场控制指示部 45 判断为从输入部 6 输入了表示胶囊型内窥镜 10 已开始移动

的移动开始信息的情况下（步骤 S10：“是”），对位置检测部 46 输出表示在输入了该移动开始信息时磁场产生部 2 所产生的梯度磁场的梯度分布图案的信息。位置检测部 46 根据在输入了该移动开始信息的情况下磁场产生部 2 所产生的梯度磁场的梯度分布图案，来进行位置检测处理对胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置进行检测（步骤 S18）。

[0090] 然后，磁场控制指示部 45 根据由位置检测部 46 检测出的胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置来进行校准处理设定使磁场产生部 2 产生的磁场（步骤 S20），结束校准处理。

[0091] 在此，在位置检测部 46 中根据将磁场产生部 2 所产生的各梯度磁场中的每个梯度磁场与胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度在铅垂方向的位置对应的对应关系来进行位置检测处理。例如，在磁场产生部 2 分阶段地产生图 6 示出的梯度分布图案 Ms1 ~ Ms3 的梯度磁场的情况下，预先求出图 11 示出的、针对各梯度分布图案 Ms1 ~ Ms3 将胶囊型内窥镜 10 开始移动的梯度的范围 A 与该梯度在铅垂方向的各位置 Hs1 ~ Hs3 对应的对应关系。位置检测部 46 根据该图 11 那样的对应关系对胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置进行检测。在如图 9 所示那样缓和梯度磁场的梯度的情况下，图 10 示出的胶囊型内窥镜 10 开始上浮的梯度范围 A 与胶囊型内窥镜 10 开始移动的梯度对应，因此预先求出胶囊型内窥镜 10 开始移动的梯度范围 A 在梯度分布图案 Ms1 ~ Ms3 中的铅垂方向的位置。此外，如图 10、图 11 所示，考虑胶囊型内窥镜的物理参数以及体内液体的物理参数的偏差，将胶囊型内窥镜 10 开始移动的梯度设定为具有宽度（范围 A）。此外，也可以使用代表值（范围 A 的中央值、最大值、最小值等）来检测位置。

[0092] 在此，参照图 12 说明图 7 示出的位置检测处理。图 12 是表示图 7 示出的位置检测处理的处理过程的流程图。如图 12 所示，位置检测部 46 根据磁场控制指示部 45 的输出信息，获取输入了移动开始信息的情况下磁场产生部 2 中的梯度磁场的梯度分布图案作为开始移动的梯度分布图案（步骤 S32）。然后，位置检测部 46 参照磁场产生部 2 所产生的各梯度磁场的梯度分布图案与胶囊型内窥镜 10 开始移动的梯度在铅垂方向的位置之间的对应关系（步骤 S34）。该对应关系例如被存储在设置于体外控制部 4 的存储器中。接着，位置检测部 46 根据所参照的对应关系，求出胶囊型内窥镜 10 开始移动的梯度在梯度分布图案中的铅垂方向的位置，将求出的该铅垂方向的位置检测为胶囊型内窥镜 10 的铅垂方向的位置（步骤 S36），上述梯度分布图案是通过步骤 S32 获取到的输入了移动开始信息的情况下的磁场产生部 2 中的梯度磁场的梯度分布图案。然后，位置检测部 46 进行输出处理来将求出的胶囊型内窥镜 10 的铅垂方向的位置输出到磁场控制指示部 45（步骤 S38），结束位置检测处理。

[0093] 然后，磁场控制指示部 45 根据由位置检测部 46 检测出的胶囊型内窥镜 10 的铅垂方向的位置来进行校准处理（步骤 S20）。磁场控制指示部 45 为了使胶囊型内窥镜 10 在胶囊型内窥镜 10 实际所处的脏器内部适当地移动，在该校准处理（步骤 S20）中，根据胶囊型内窥镜 10 实际所处的脏器内部的大小以及位置检测部 46 所检测出的铅垂方向的位置，来设定成为目标的区域。然后，磁场控制指示部 45 进行设定使磁场产生部 2 产生在成为目标的该区域内最适于引导胶囊型内窥镜 10 的磁场。

[0094] 在图 9 示出的情况下，胶囊型内窥镜 10 开始移动而从成为基准面的底部的胃壁 31 起开始上浮，在胶囊型内窥镜 10 与底部的胃壁 31 进行接触的状态下检测位置，因此实际上成为在该底部的胃壁 31 的上部区域引导胶囊型内窥镜 10。

[0095] 因此,磁场控制指示部 45 进行设定使得在实际检测出的胶囊型内窥镜 10 的位置之上的区域产生最佳磁场。即,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生在相对于由位置检测部 46 检测出的胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置与基准面相反的方向侧的区域内最适于引导胶囊型医疗装置的磁场。

[0096] 说明磁场控制指示部 45 进行与峰值磁场有关的最佳设定的情况。磁场控制指示部 45 根据由位置检测部 46 检测出的胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置来设定成为目标的区域,进行设定使磁场产生部 2 产生以该目标区域为目标的峰值磁场。图 13 是表示与铅垂轴平行的面中的峰值磁场的产生位置的图。以根据位置检测部 46 的检测结果使胶囊型内窥镜 10 在图 13 示出的引导区域 M2 内移动的情况为例进行说明。在磁场产生部 2 产生以从胶囊型内窥镜 10 实际所处的引导区域 M2 起向铅垂轴向上方向偏离的位置 H1 为目标的峰值磁场 Mp0 的情况下,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 所产生的峰值磁场如箭头 Y20 所示那样变更为以引导区域 M2 的中心位置为目标的峰值磁场 Mp1。即,磁场控制指示部 45 使峰值磁场 Mp0 的各峰值位置向下方向移动偏离于引导区域 M2 的偏离量。如表示峰值磁场 Mp0、Mp1 的峰值位置的曲线那样,始终在与铅垂轴方向平行的面上观察的情况下,峰值磁场的峰值并不是位于铅垂轴 LAp 上,而是根据胶囊型内窥镜 10 的旋转方向的姿势以铅垂轴 LAp 为中心以描绘弧的方式移动。因而,通过将磁场产生部 2 产生的峰值磁场设定为峰值磁场 Mp1,在引导区域 M2 中变更胶囊型内窥镜 10 的旋转方向的姿势时产生的、水平方向上峰值位置与铅垂轴 LAp 之间的偏离最小。

[0097] 原来的峰值磁场 Mp0 在作为引导区域的最下端的位置 H0 处在水平方向上大幅偏离于铅垂轴 LAp 的位置处具有峰值。在使用该峰值磁场 Mp0 并对位于铅垂轴 LAp 上的胶囊型内窥镜 10a 指示使用该磁场进行旋转的旋转操作的情况下,胶囊型内窥镜 10a 由于该峰值磁场而被约束偏离于铅垂轴 LAp 的峰值位置处,导致胶囊型内窥镜 10a 不是在铅垂轴 LAp 上旋转,而是如箭头 Y21 所示那样以绕铅垂轴 LAp 大幅旋转的方式进行旋转。与此相对,在新设定的峰值磁场 Mp1 的情况下,在引导区域 M2 中水平方向的峰值位置与铅垂轴 LAp 之间的偏离最小。因此,在使用该峰值磁场 Mp1 并对位于铅垂轴 LAp 上的胶囊型内窥镜 10b 指示使用该磁场进行旋转的旋转操作的情况下,如箭头 Y22 所示那样能够大致在铅垂轴 LAp 上进行旋转。

[0098] 这样,磁场控制指示部 45 以胶囊型内窥镜 10 实际所处的引导区域为目标来使磁场产生部 2 产生峰值磁场,因此能够按照操作输入部 60 的操作信息正确地引导胶囊型内窥镜 10。

[0099] 由磁场产生部 2 的磁场产生的铅垂方向的磁性引力根据铅垂方向的位置不同而分别不同。即,根据胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置不同而作用于胶囊型内窥镜 10 的上下方向的磁性引力不同。如图 14 的 (1) 所示,即使在产生磁场以产生铅垂轴向下方向的磁性引力的情况下,也根据胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置不同而起作用的铅垂向下方向的磁性引力不同,因此产生胶囊型内窥镜 10 上浮的区域和下沉的区域。以往,没有根据胶囊型内窥镜 10 的铅垂方向来调整产生磁场。即,以往,成为目标的区域被决定为相同,设定产生磁场使得在该区域内产生最佳磁性引力。因此,在实际上胶囊型内窥镜沿铅垂方向偏离于目标区域时,存在即使操作者进行了使胶囊型内窥镜下沉的操作,下沉所需的磁性引力也不作用于胶囊型内窥镜而胶囊型内窥镜不下沉的情况。

[0100] 在实施方式 1 中,对胶囊型内窥镜 10 的铅垂方向的位置进行检测,产生磁场使得在胶囊型内窥镜 10 实际移动的区域与操作输入部 60 的操作对应的磁性引力正确地起作用。因而,在实施方式 1 中,在操作者进行了使胶囊型内窥镜 10 下沉的操作的情况下,以胶囊型内窥镜 10 实际所处的区域为目标来产生磁场以使下沉所需的磁性引力作用于胶囊型内窥镜 10,因此能够按照操作者的指示使胶囊型内窥镜 10 下沉。因此,根据实施方式 1,能够按照由操作者指示的引导动作使胶囊型内窥镜 10 正确地移动。

[0101] 另外,由磁场产生部 2 产生的磁场的梯度如上述那样根据铅垂方向的位置不同而分别不同。因此,由磁场产生部 2 的磁场产生的水平方向的磁性引力根据水平方向的位置不同而分别不同,导致如图 14 的 (2) 所示,在产生磁场以产生水平方向的磁性引力的情况下,胶囊型内窥镜 10 的水平方向的移动速度也分别不同。在实施方式 1 中,对胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置进行检测,产生磁场使得在胶囊型内窥镜 10 实际移动的区域与操作输入部 60 的操作对应的磁性引力正确地起作用,因此在水平方向的移动速度方面,也能够按照由操作者指示的引导速度使胶囊型内窥镜 10 移动,因此能够提高操作性。

[0102] 在此,在图 7 中,作为初始条件说明了以下情况:如图 9 所示那样,产生对漂浮在胃部内部的液体 30 中的胶囊型内窥镜 10 产生向下方向的磁性引力的梯度磁场来以按压的方式使胶囊型内窥镜 10 与作为液体 30 的下部边界面的底部的胃壁 31 接触,但是当然并不限于此,也可以将使上浮的胶囊型内窥镜 10 与上部边界面的液面 30s 接触的情况设定为初始条件。

[0103] 在这种情况下,磁场控制指示部 45 在图 7 的步骤 S2 中使磁场产生部 2 产生以下梯度磁场:如图 15 的箭头 Y10a 所示那样对漂浮于胃部内部的液体 30 的胶囊型内窥镜 10 产生与胶囊型内窥镜 10 的浮力和重力的向上合力的大小相比充分小的向下的磁性引力,或者向上的磁性引力,来使胶囊型内窥镜 10 与作为液体 30 的上部边界面的液面 30s 接触。即,作为初始条件,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生具有以下梯度分布图案的梯度磁场,该梯度分布图案为胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度位于胃部的液面 30s 的铅垂方向下侧。

[0104] 在该图 15 示出的情况下,在没有确认出如图 15 的箭头 Y11b 那样胶囊型内窥镜 10 从液面 30s 起下沉的情况下,需要增加向下方向的磁性引力以使胶囊型内窥镜 10 下沉,因此操作者按压梯度向上按钮 64u。由此,梯度向上按钮 64u 将梯度图案向上信息输入到体外控制部 4(步骤 S12:“是”)。其结果是,磁场控制指示部 45 指示变更为与目前为止产生的梯度磁场相比具有使胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度在铅垂方向上向上一级的梯度分布图案的梯度磁场作为使磁场产生部 2 产生的梯度磁场(步骤 S14)。其结果是,使磁场产生部 2 产生与目前为止产生的梯度磁场相比梯度加强的梯度磁场(步骤 S16)。换言之,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 分阶段地改变磁场产生部 2 产生的梯度磁场的梯度分布以使胶囊型内窥镜 10 向下方向离开成为基准面的液面 30s。

[0105] 这样,操作者只要持续按压梯度向上按钮 64u 直到能够确认胶囊型内窥镜 10 开始下沉即可。其结果是,分阶段地提高胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度在铅垂方向上的位置。然后,在确认出胶囊型内窥镜 10 如图 15 的箭头 Y11b 那样从液面 30s 起开始下沉的情况下,操作者再次按压图 8 示出的校准按钮 61s。其结果是,从操作输入部 60 输入移动开始信息。

[0106] 此外,关于磁场产生部 2,也可以使磁场产生部 2 暂时产生能够与液面的表面张力对抗的高强度磁场之后,产生与梯度向上按钮 64u 和梯度向下按钮 64d 的操作指示对应的磁场,来排除由胶囊型内窥镜 10 的表面张力产生的影响。在这种情况下,使磁场产生部 2 暂时产生铅垂方向中的向下方向的强磁场来使胶囊型内窥镜 10 从液面 30s 向液体 30 内移动。另外,也可以使磁场产生部 2 产生使胶囊型内窥镜 10 高速进行摆动动作的磁场,来使胶囊型内窥镜 10 的姿势高速地发生变化。在这种情况下,通过该摆动动作,从液面 30s 露出的胶囊型内窥镜 10 的侧壁上附着液体,表面张力的影响消失。

[0107] 然后,位置检测部 46 根据在输入了该移动开始信息的情况下磁场产生部 2 所产生的梯度磁场的梯度分布图案来进行位置检测处理对胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置进行检测(步骤 S18),磁场控制指示部 45 进行校准处理(步骤 S20)。在图 15 示出的情况下,胶囊型内窥镜 10 开始移动是从成为基准面的液面 30s 起开始下沉,因此实际上,在液面 30s 的下部区域内引导胶囊型内窥镜 10。因此,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生在相对于由位置检测部 46 检测出的胶囊型内窥镜 10 的铅垂方向的位置与基准面相反的方向侧的下部区域内最适于引导胶囊型医疗装置的磁场。

[0108] 另外,在实施方式 1 中,以漂浮于液体 30 的胶囊型内窥镜 10 为例进行了说明,但是当然也能够应用于使用在液体下沉的胶囊型内窥镜的情况。其中,在将底部的胃壁 31 设为基准面的情况下,磁场控制指示部 45 在图 7 的步骤 S2 中使磁场产生部 2 产生以下梯度磁场:对在胃部内部的液体中下沉的胶囊型内窥镜产生与胶囊型内窥镜的浮力和重力的向下合力的大小相比充分小的向上的磁性引力,或者向下的磁性引力,来使胶囊型内窥镜与底部的胃壁接触。即,作为初始条件,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生具有以下梯度分布图案的梯度磁场,该梯度分布图案为胶囊型内窥镜能够开始移动的梯度位于底部的胃壁的铅垂方向下侧。

[0109] 然后,在没有确认出如箭头 Y11 那样从底部的胃壁起上浮的情况下,需要增加向上方向的磁性引力以使胶囊型内窥镜上浮,因此操作者按压梯度向上按钮 64u。由此,梯度向上按钮 64u 将梯度图案向上信息输入到体外控制部 4(步骤 S12:“是”)。其结果是,磁场控制指示部 45 指示变更为与目前为止产生的梯度磁场相比具有使胶囊型内窥镜 10 能够开始移动的梯度在铅垂方向上向上一级的梯度分布图案的梯度磁场作为使磁场产生部 2 产生的梯度磁场(步骤 S14)。然后,使磁场产生部 2 产生与目前为止产生的梯度磁场相比梯度加强的梯度磁场(步骤 S16)。

[0110] 这样,操作者只要持续按压梯度向上按钮 64u 直到能够确认胶囊型内窥镜开始上浮为止即可。其结果是,分阶段地提高胶囊型内窥镜能够开始移动的梯度在铅垂方向上的位置。然后,在确认出胶囊型内窥镜从底部的胃壁起开始上浮的情况下,操作者再次按压图 8 示出的校准按钮 61s。其结果是,从操作输入部 60 输入移动开始信息。然后,在位置检测部 46 中根据在输入了该移动开始信息的情况下磁场产生部 2 所产生的梯度磁场的梯度分布图案来进行位置检测处理对胶囊型内窥镜在铅垂方向的位置进行检测(步骤 S18),磁场控制指示部 45 进行校准处理(步骤 S20)。在这种情况下,胶囊型内窥镜开始移动是从成为基准面的底部的胃壁起开始上浮,因此实际上在底部的胃壁 31 的上部区域内引导胶囊型内窥镜。因此,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生在相对于由位置检测部 46 检测出的胶囊型内窥镜的铅垂方向的位置与基准面相反的方向侧的上部区域内最适于引导胶囊

型医疗装置的磁场。

[0111] 另外,也可以将使下沉的胶囊型内窥镜与上部边界面的液面 30s 接触的情况设定为初始条件。在这种情况下,磁场控制指示部 45 在图 7 的步骤 S2 中使磁场产生部 2 产生以下梯度磁场,该梯度磁场对在液体 30 内下沉的胶囊型内窥镜产生与胶囊型内窥镜的浮力和重力的向下合力的大小相比充分大的向上的磁性引力,来使胶囊型内窥镜与作为液体的上部边界面的液面接触。即,作为初始条件,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生具有以下梯度分布图案的梯度磁场,该梯度分布图案为胶囊型内窥镜能够开始移动的梯度位于胶囊型内窥镜被引导到的液面的铅垂方向上侧。

[0112] 在没有确认出胶囊型内窥镜从液面 30s 起下沉的情况下,需要减小向上方向的磁性引力以使胶囊型内窥镜下沉,因此操作者按压梯度向下按钮 64d。由此,梯度向下按钮 64d 将梯度图案向下信息输入到体外控制部 4(步骤 S12:“是”)。其结果是,磁场控制指示部 45 指示变更为与目前为止产生的梯度磁场相比具有使胶囊型内窥镜能够开始移动的梯度在铅垂方向上向下一级的梯度分布图案的梯度磁场作为使磁场产生部 2 产生的梯度磁场(步骤 S14)。其结果是,使磁场产生部 2 产生与目前为止产生的梯度磁场相比梯度缓和的梯度磁场(步骤 S16)。换言之,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 分阶段地改变磁场产生部 2 产生的梯度磁场的梯度分布以使胶囊型内窥镜向下方向离开成为基准面的液面 30s。

[0113] 这样,操作者只要持续按压梯度向下按钮 64d 直到能够确认胶囊型内窥镜开始下沉即可。其结果是,分阶段地降低胶囊型内窥镜能够开始移动的梯度在铅垂方向上的位置。然后,在确认出胶囊型内窥镜从液面起开始下沉的情况下,操作者再次按压图 8 示出的校准按钮 61s。其结果是,从操作输入部 60 输入移动开始信息。此外,关于磁场产生部 2,也可以使磁场产生部 2 暂时产生能够与液面的表面张力对抗的高强度磁场之后,产生与梯度向上按钮 64u 和梯度向下按钮 64d 的操作指示对应的磁场,来排除由胶囊型内窥镜的表面张力产生的影响。

[0114] 然后,在位置检测部 46 中根据在输入了该移动开始信息的情况下磁场产生部 2 所产生的梯度磁场的梯度分布图案来进行位置检测处理对胶囊型内窥镜在铅垂方向的位置进行检测(步骤 S18),磁场控制指示部 45 进行校准处理(步骤 S20)。在这种情况下,胶囊型内窥镜开始移动是从成为基准面的液面起开始下沉,因此实际上在液面的下部区域内引导胶囊型内窥镜。因此,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生在相对于由位置检测部 46 检测出的胶囊型内窥镜的铅垂方向的位置与基准面相反的方向侧的下部区域内最适于引导胶囊型医疗装置的磁场。

[0115] 另外,在磁场的稳定区域窄的情况下,通过校准处理设定的胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置有时与实际的胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置不同。在这种情况下,在根据旋转指示时胶囊型内窥镜 10 的位置变化程度而确认出通过校准处理设定的铅垂方向的位置与实际的胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置不同时,还能够通过按压梯度向上按钮 64u 和梯度向下按钮 64d 来对产生磁场的区域进行微调整。

[0116] 另外,也可以设为通过按压校准按钮 61s 固定时间将磁场产生部 2 的磁场产生设定返回到已校准的状态。在按压梯度向上按钮 64u 和梯度向下按钮 64d 进行的调整中校准位置大幅偏离的情况下,操作者通过持续按压校准按钮 61s 固定时间以上能够使磁场产生

部 2 的磁场产生设定返回到已校准的状态。或者,也可以通过按压校准按钮 61s 固定时间复位到开始校准前的所谓的默认状态。

[0117] 另外,也可以设为进行图 9 示出的液体 30 的下部边界面处的位置检测以及图 15 示出的液体 30 的上部边界面处的位置检测两者。此时,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生在通过液体 30 的下部边界面处的位置检测求出的位置和通过液体 30 的上部边界面处的位置检测求出的位置之间最适于引导胶囊型医疗装置的磁场。

[0118] 此时,能够掌握胶囊型内窥镜 10 所存在的区域的上限与下限。由此,能够正确地掌握进行引导的区域,因此能够对胶囊型内窥镜 10 施加更适合于引导的磁场,因此引导性提高。

[0119] (实施方式 2)

[0120] 接着,说明实施方式 2。在实施方式 2 中,除了对胶囊型内窥镜 10 的动作进行检测的功能以外,还根据该动作检测结果判断胶囊型内窥镜 10 是否开始移动来对胶囊型内窥镜 10 进行位置检测处理。

[0121] 图 16 是表示实施方式 2 所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统的整体结构的示意图。如图 16 所示,实施方式 2 所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统 201 具备体外控制部 204 来代替图 1 示出的体外控制部 4。与图 1 示出的体外控制部 4 相比,体外控制部 204 还具备动作检测部 243。另外,与图 1 示出的体外控制部 4 相比,体外控制部 204 具备位置检测部 246 代替位置检测部 46,该位置检测部 246 根据动作检测部 243 的动作结果对胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置进行检测。

[0122] 动作检测部 243 检测胶囊型内窥镜 10 的动作。动作检测部 243 根据从胶囊型内窥镜 10 发送到发送和接收部 3 的数据对胶囊型内窥镜 10 在体内的动作进行检测。例如,动作检测部 243 对从胶囊型内窥镜 10 发送的被检体内的图像进行分析,来检测胶囊型内窥镜 10 的动作。另外,动作检测部 243 也可以连续地对从胶囊型内窥镜 10 发送的信号接收电场强度进行检测,根据信号的接收电场强度的变化来检测胶囊型内窥镜 10 的动作。例如,动作检测部 243 对胶囊型内窥镜 10 在体内的动作速度进行检测。

[0123] 位置检测部 246 根据动作检测部 243 的检测结果来判断胶囊型内窥镜 10 是否开始移动,在判断为胶囊型内窥镜 10 开始移动时获取磁场产生部 2 所产生的梯度磁场的梯度分布作为移动开始的梯度分布图案,来对胶囊型内窥镜 10 的铅垂方向的位置进行检测。

[0124] 接着,说明图 16 示出的胶囊型医疗装置用引导系统 201 中的校准处理。图 17 是说明图 16 示出的胶囊型医疗装置用引导系统中的校准处理的处理过程的流程图。

[0125] 如图 17 所示,与图 7 的步骤 S2 ~ 步骤 S8 同样地,进行校准处理开始指示(步骤 S202),由图像接收部 41 开始进行图像接收处理(步骤 S204),由图像显示控制部 42 开始进行图像显示处理(步骤 S206)。然后,磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 以初始条件产生梯度磁场(步骤 S208)。

[0126] 接着,动作检测部 243 根据从胶囊型内窥镜 10 发送到发送和接收部 3 的数据进行动作检测处理对胶囊型内窥镜 10 在体内的动作速度进行检测(步骤 S209),对位置检测部 246 输出动作检测结果。

[0127] 位置检测部 246 根据动作检测部 243 的动作检测结果来判断是否检测出胶囊型内窥镜 10 开始移动(步骤 S210)。在判断为没有检测出胶囊型内窥镜 10 开始移动的情况下

(步骤 S210:“否”),磁场控制指示部 45 使磁场产生部 2 产生的梯度磁场的梯度分布图案变更一级(步骤 S214),使磁场产生部 2 产生具有变更后的梯度分布图案的梯度磁场(步骤 S216),之后判断是否检测出胶囊型内窥镜 10 开始移动。

[0128] 然后,位置检测部 246 在根据动作检测部 243 的动作检测结果而判断为检测出胶囊型内窥镜 10 开始移动的情况下(步骤 S210:“是”),位置检测部 246 从磁场控制指示部 45 获取表示磁场产生部 2 所产生的梯度磁场的梯度分布图案的信息,与图 7 示出的步骤 S18 同样地,进行位置检测处理对胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置进行检测(步骤 S218)。接着,与图 7 示出的步骤 S20 同样地,磁场控制指示部 45 根据由位置检测部 46 检测出的胶囊型内窥镜 10 在铅垂方向的位置来进行设定使磁场产生部 2 产生的磁场的校准处理(步骤 S220),结束校准处理。

[0129] 这样,在实施方式 2 中,只由操作者按压一次校准按钮 61s,就根据动作检测部 243 的动作检测结果对胶囊型内窥镜 10 的开始移动进行检测而自动地进行位置检测处理和校准处理,因此能够简化操作者的操作处理,能够提高操作性。

[0130] 此外,在本实施方式 2 中,也可以使胶囊型内窥镜 10 具备加速度传感器,动作检测部 243 根据由该胶囊型内窥镜 10 的加速度传感器得到的加速度信息对胶囊型内窥镜 10 的动作速度进行检测。

[0131] 另外,说明与图 8 示出的操作输入部 60 的引导操作对应的胶囊型内窥镜 10 的动作。图 18 的 (1) 是操作输入部 60 的主视图,图 18 的 (2) 是操作输入部 60 的右侧视图,图 18 的 (3) 是表示通过操作输入部 60 的各结构部位的操作而指示的胶囊型内窥镜 10 的动作内容的图。

[0132] 如图 18 的 (1) 所示,操纵杆 62j 的箭头 Y111j 所示的上下方向的倾动方向与如图 18 的 (3) 的箭头 Y111 那样以胶囊型内窥镜 10 的前端通过铅垂轴 20 的方式进行摇摆的摆动动作方向对应。在与操纵杆 62j 的箭头 Y111j 的倾动操作对应的操作信息从操作输入部 60 被输入到体外控制部 4、204 的情况下,磁场控制指示部 45 根据该操作信息,与操纵杆 62j 的倾动方向对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,与操纵杆 62j 的倾动操作对应地运算引导速度。然后,磁场控制指示部 45 例如使磁场产生部 2 产生朝向与运算出的引导方向对应的峰值磁场,并且以运算出的引导速度使该峰值磁场的朝向与铅垂轴 20 所形成的角在包括铅垂轴 20 与胶囊型内窥镜 10 的长轴 21a 的铅垂面内发生变化。

[0133] 如图 18 的 (1) 所示,操纵杆 62j 的箭头 Y112j 所示的左右方向的倾动方向与如图 18 的 (3) 的箭头 Y112 那样胶囊型内窥镜 10 以铅垂轴 20 为中心旋转的旋转动作方向对应。在与操纵杆 62j 的箭头 Y112j 的倾动操作对应的操作信息从操作输入部 60 被输入到体外控制部 4、204 的情况下,磁场控制指示部 45 根据该操作信息,与操纵杆 62j 的倾动方向对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,与操纵杆 62j 的倾动操作对应地运算引导速度,例如使磁场产生部 2 产生朝向与运算出的引导方向对应的峰值磁场,并且以运算出的引导速度使该峰值磁场的朝向以铅垂轴 20 为中心进行旋转移动。

[0134] 如图 18 的 (1) 所示,操纵杆 62k 的箭头 Y113j 所示的上下方向的倾动方向与如图 18 的 (3) 的箭头 Y113 那样沿将胶囊型内窥镜 10 的长轴 21a 投影到水平面 22 上的方向行进的水平后移动作方向或者水平前移动作方向对应。在与操纵杆 62k 的箭头 Y113j 的倾动操作对应的操作信息从操作输入部 60 被输入到体外控制部 4、204 的情况下,磁场控制指示

部 45 根据该操作信息,与操纵杆 62k 的倾动方向对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位置,与操纵杆 62k 的倾动操作对应地运算引导速度,例如使磁场产生部 2 产生朝向与运算出的引导方向对应的峰值磁场,并且以运算出的引导速度使该峰值磁场的峰值移动至引导位置。

[0135] 如图 18 的 (1) 所示,操纵杆 62k 的箭头 Y114j 所示的左右方向的倾动方向与如图 18 的 (3) 的箭头 Y114 那样胶囊型内窥镜 10 在水平面 22 上沿与长轴 21a 投影到水平面 22 的方向垂直的方向行进的水平右移动作方向或者水平左移动作方向对应。在与操纵杆 62k 的箭头 Y114j 的倾动操作对应的操作信息从操作输入部 60 被输入到体外控制部 4、204 的情况下,磁场控制指示部 45 根据该操作信息,与操纵杆 62k 的倾动方向对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位置,与操纵杆 62k 的倾动操作对应地运算引导速度,例如使磁场产生部 2 产生朝向与运算出的引导方向对应的峰值磁场,并且以运算出的引导速度使该峰值磁场的峰值移动至引导位置。

[0136] 另外,在操纵杆 62j 的背面设置有向上按钮 65U 和向下按钮 65B。在如图 18 的 (2) 的箭头 Y115j 所示那样向上按钮 65U 被按压的情况下,指示图 18 的 (3) 所示的沿着铅垂轴 20 如箭头 Y115 那样向上行进的向上动作。另外,在如图 18 的 (2) 的箭头 Y116j 所示那样向下按钮 65B 被按压的情况下,指示图 18 的 (3) 所示的沿着铅垂轴 20 如箭头 Y116 那样向下行进的向下动作。在与向上按钮 65U 或者向下按钮 65B 的箭头 Y115j、Y116j 的按压操作对应的操作信息从操作输入部 60 被输入到体外控制部 4、204 的情况下,磁场控制指示部 45 根据该操作信息,与是哪一个按钮被按压对应地运算胶囊型内窥镜 10 前端在绝对坐标系上的动作方向,例如,与运算出的动作方向对应地使磁场产生部 2 产生沿着铅垂轴 20 具有梯度的梯度磁场。在向上按钮 65U 被按压的情况下,磁场产生部 2 产生朝向铅垂轴 20 的向上方向梯度变密的梯度磁场,由此使胶囊型内窥镜 10 如箭头 Y115 所示那样移动。在向下按钮 65B 被按压的情况下,磁场产生部 2 产生朝向铅垂轴 20 的向下方向梯度变密的梯度磁场,由此使胶囊型内窥镜 10 如箭头 Y116 所示那样移动。

[0137] 另外,在实施方式 1、2 中,也可以如图 19 所示,对支承作为被检体的患者的机座 304 与在中心轴上产生峰值磁场的磁场产生部 2a 之间的相对位置进行变更,由此使峰值磁场在被检体内移动。图 19 是表示机座 304 的台部分以及磁场产生部的各移动状态的一例的示意图。如图 19 所示,例如机座 304 能够如箭头 Y31a 那样在绝对坐标系的 Y 轴方向上水平移动,磁场产生部 2a 能够如箭头 Y30 那样在绝对坐标系的 X 轴方向上水平移动。在这种情况下,通过移动机座 304 和磁场产生部 2a 来改变机座 304 与磁场产生部 2a 之间的相对位置,从而产生在水平面上的规定位置处具有峰值的峰值磁场。另外,在机座 304 除了在绝对坐标系的 Y 轴方向上移动以外还能够如箭头 Y31b 那样在绝对坐标系的 X 轴方向上移动的情况下,也可以仅移动机座 304 来改变机座 304 与磁场产生部 2a 之间的相对位置。另外,在磁场产生部 2a 除了在绝对坐标系的 X 轴方向上移动以外还能够在绝对坐标系的 Y 轴方向上移动的情况下,也可以仅移动磁场产生部 2a 来改变机座 304 与磁场产生部 2a 之间的相对位置。

[0138] 该磁场产生部 2a 例如通过将产生绝对坐标系的各轴方向的磁场的三个轴方向线圈三维地组合而实现的磁场产生部来产生引导用磁场。图 20 是例示图 19 示出的磁场产生部的示意图。如图 20 所示,本发明中的磁场产生部例如磁场产生部 121 那样,通过将三个

线圈三维地组合来实现,这三个线圈是:X轴线圈 121x,其产生绝对坐标系的X轴方向的磁场;Y轴线圈 121y,其产生绝对坐标系的Y轴方向的磁场;以及Z轴线圈 121z,其产生绝对坐标系的Z轴方向的磁场。X轴线圈 121x和Y轴线圈 121y以相互正交的方式卷绕铁心 122。Z轴线圈 121z被配置在上述X轴线圈 121x和Y轴线圈 121y的上部。

[0139] 磁场控制指示部 45 在校准处理(图 7 中的步骤 S20 或者图 17 中的步骤 S220)中,基于检测出的胶囊型内窥镜 10 的铅垂方向的位置中的、针对胶囊型内窥镜 10 的旋转方向的姿势的水平方向的峰值位置与铅垂轴 Lap 之间的偏离量,来根据胶囊型内窥镜 10 的旋转方向的姿势,向可校正改变胶囊型内窥镜 10 的旋转方向的姿势时产生的水平方向的峰值位置与铅垂轴 Lap 之间的偏离的方向改变中心轴上产生峰值磁场的磁场产生部 2a 与支承被检体的机座 304 之间的相对位置。由此,如图 21 的(1)那样,即使在根据胶囊型内窥镜 10 的旋转方向的姿势不同而峰值磁场的中心发生变化的情况下,也如图 21 的(2)所示那样,根据胶囊型内窥镜 10 的姿势来改变中心轴上产生峰值磁场的磁场产生部 2a 与支承被检体的机座 304 之间的相对位置,由此能够将胶囊型内窥镜 10 的位置维持在铅垂轴 Lap 附近,保持这种状态引导胶囊型内窥镜 10。此外,在实施方式 1、2 中,磁场控制部 8 对提供给磁场产生部 2 的电流进行控制,由此也可以使峰值磁场在被检体内移动,产生在被检体内部的期望位置处具有峰值的峰值磁场。

[0140] 另外,在实施方式 1、2 中,以使用了具有多个摄像部的胶囊型内窥镜 10 的情况为例进行了说明,但是当然也可以是仅具有摄像部 11A 的单眼式胶囊型内窥镜。

[0141] 另外,在实施方式 1、2 中,以使用了永久磁体 19 的胶囊型内窥镜 10 为例进行了说明,但是当然并不限于此,也可以是代替永久磁体 19 而具备电磁体的胶囊型内窥镜。

[0142] 附图标记说明

[0143] 1、201:胶囊型医疗装置用引导系统;2:磁场产生部;3:发送和接收部;4、204:体外控制部;5:显示部;6:输入部;7:存储部;8:磁场控制部;9:电力提供部;10:胶囊型内窥镜;11A、11B:摄像部;12:胶囊型壳体;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:永久磁体;41:图像接收部;42:图像显示控制部;45:磁场控制指示部;46、246:位置检测部;60:操作输入部;243:动作检测部。

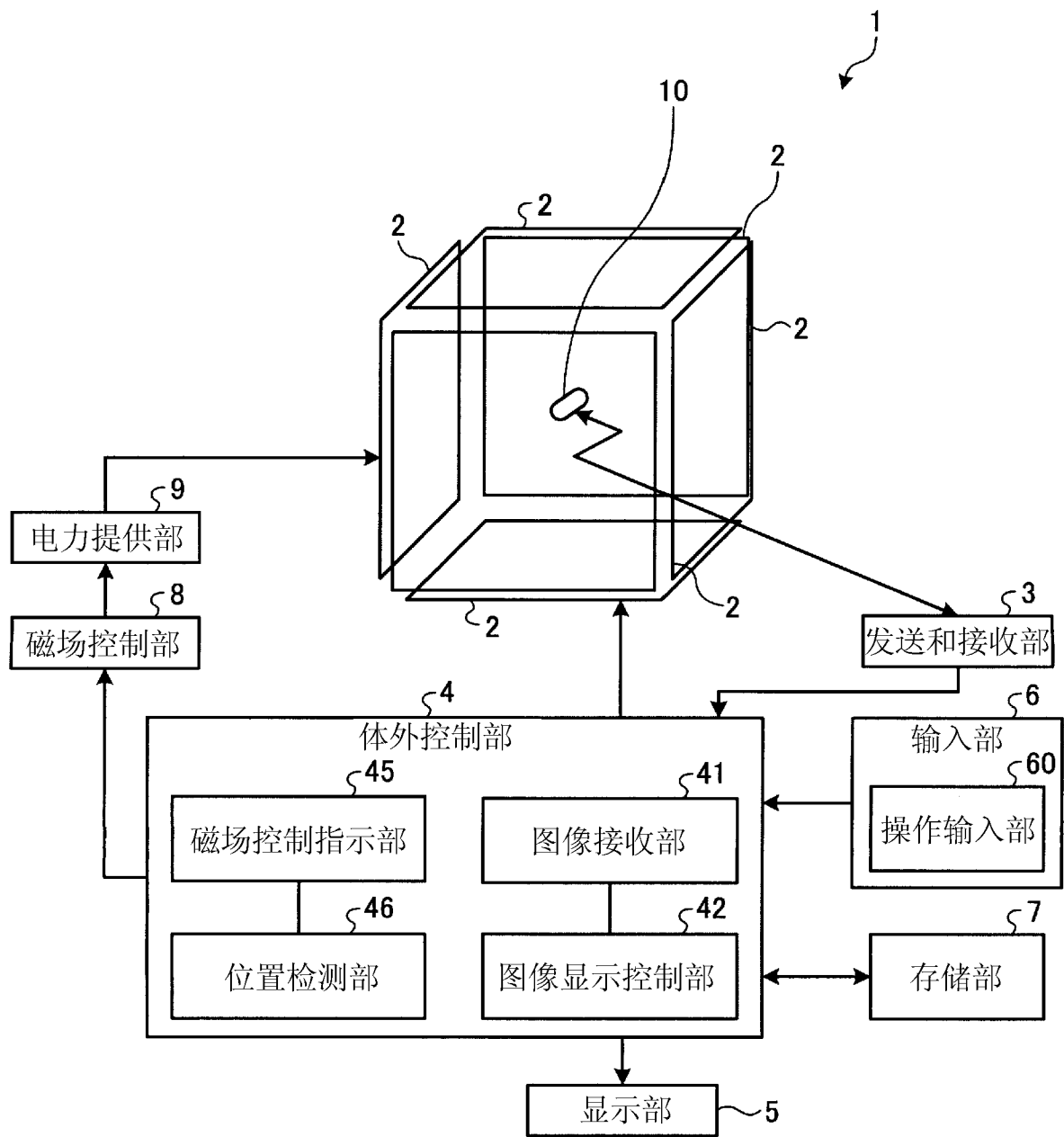


图 1

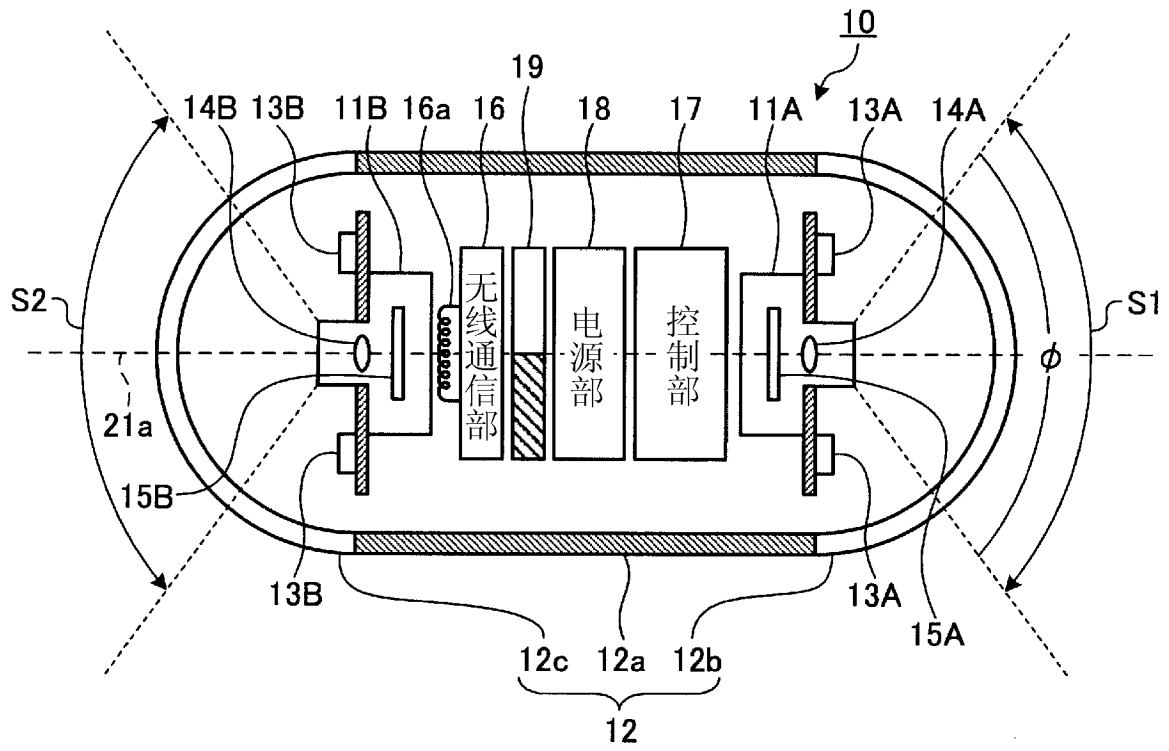


图 2

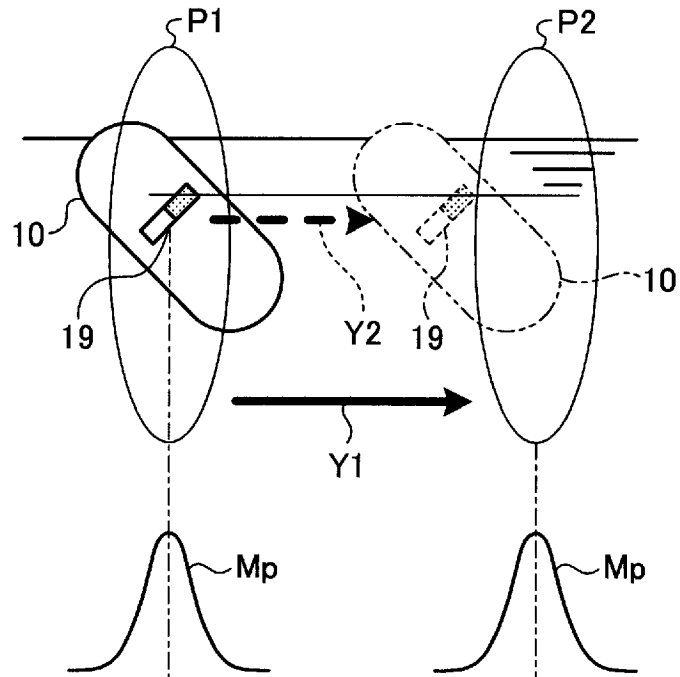


图 3

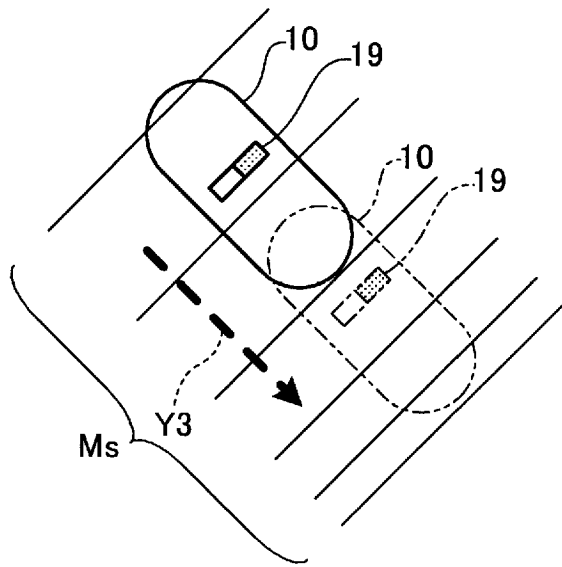


图 4

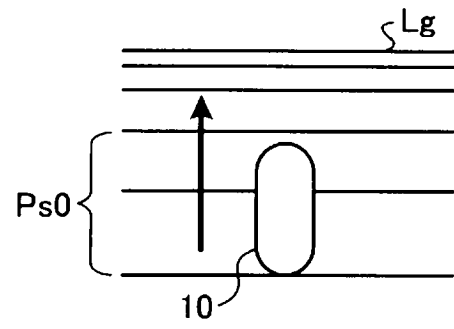


图 5

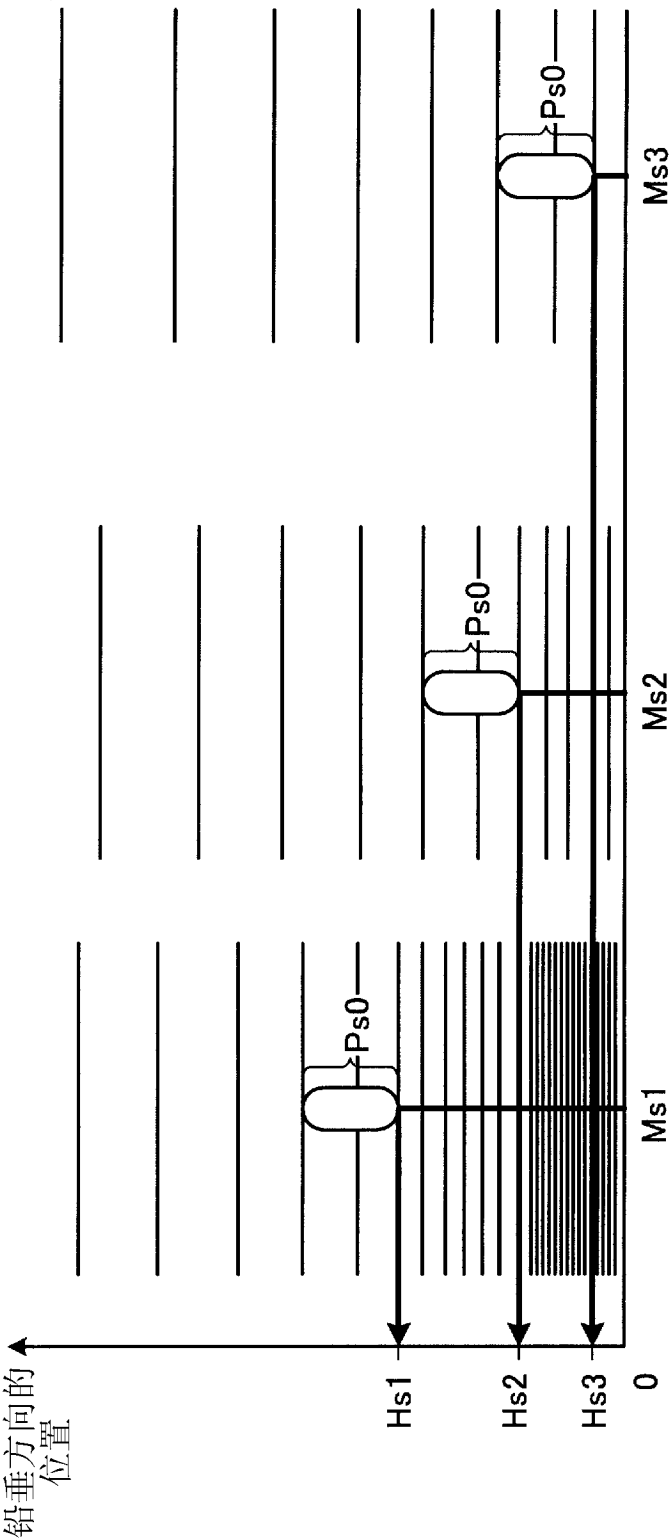


图 6

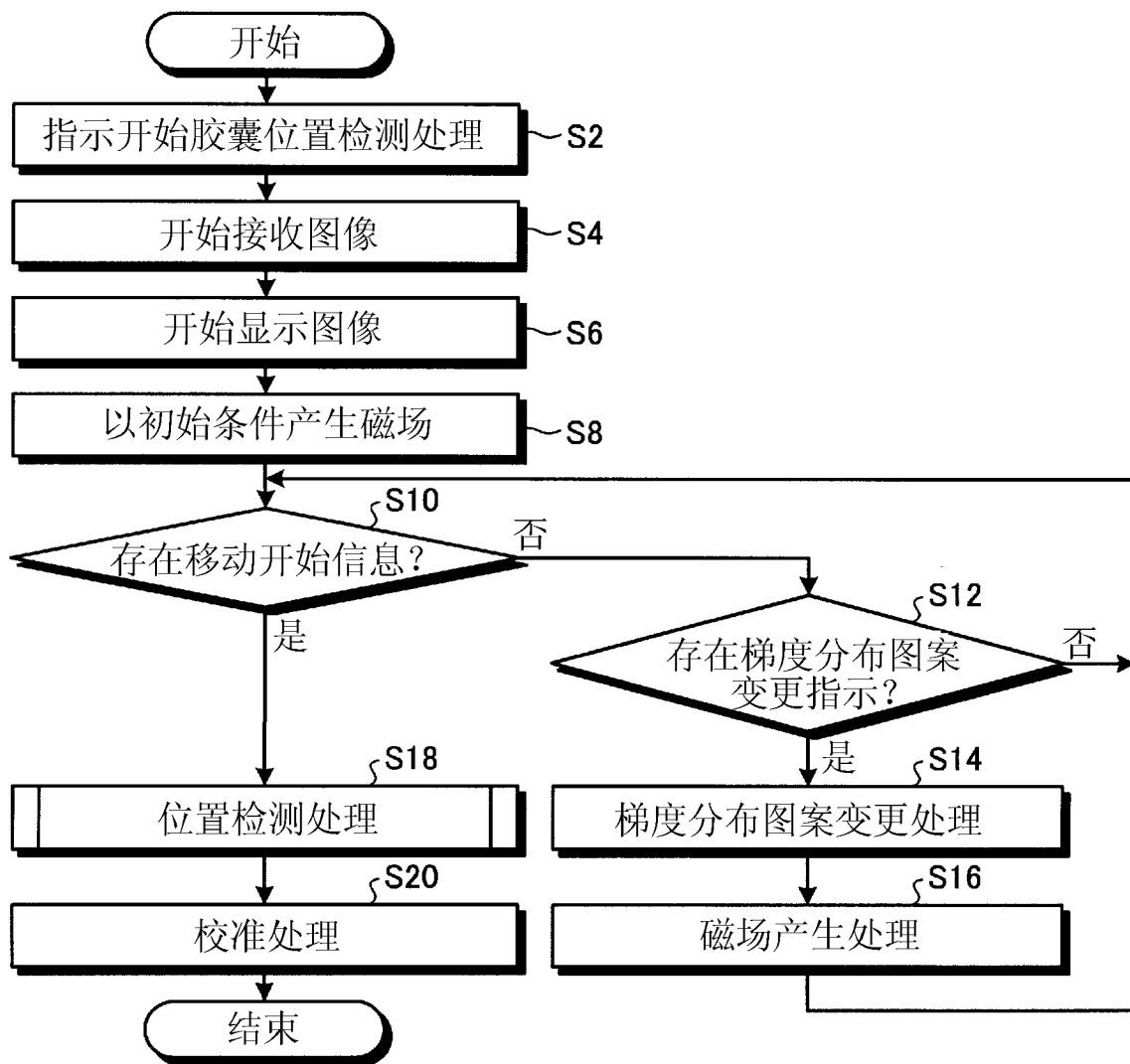


图 7

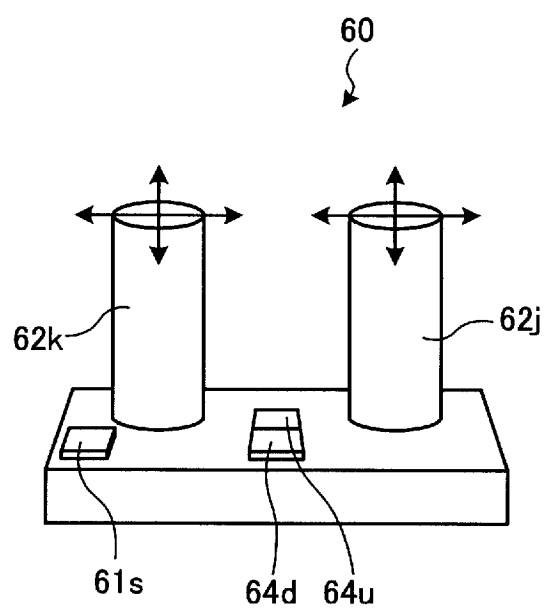


图 8

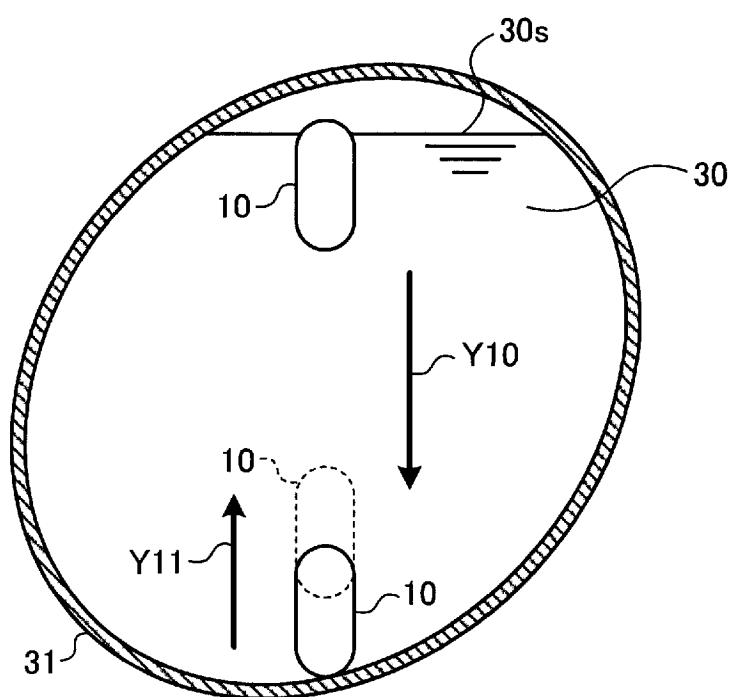


图 9

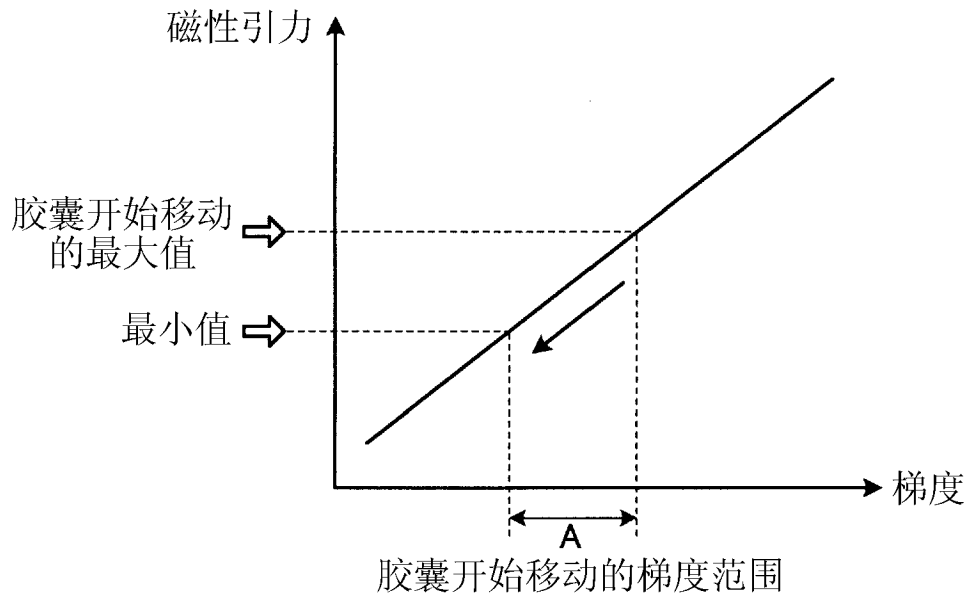


图 10

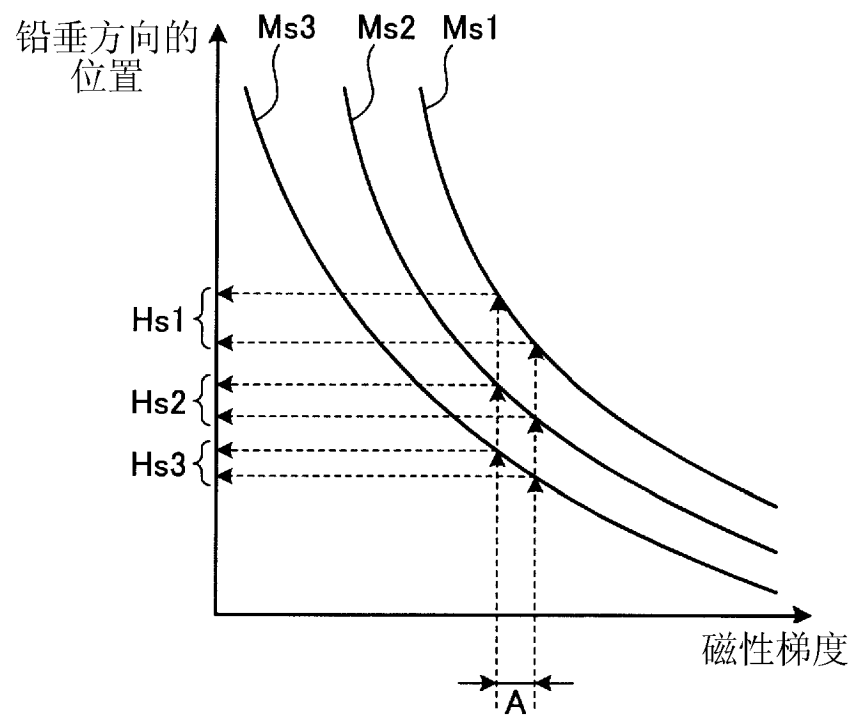


图 11

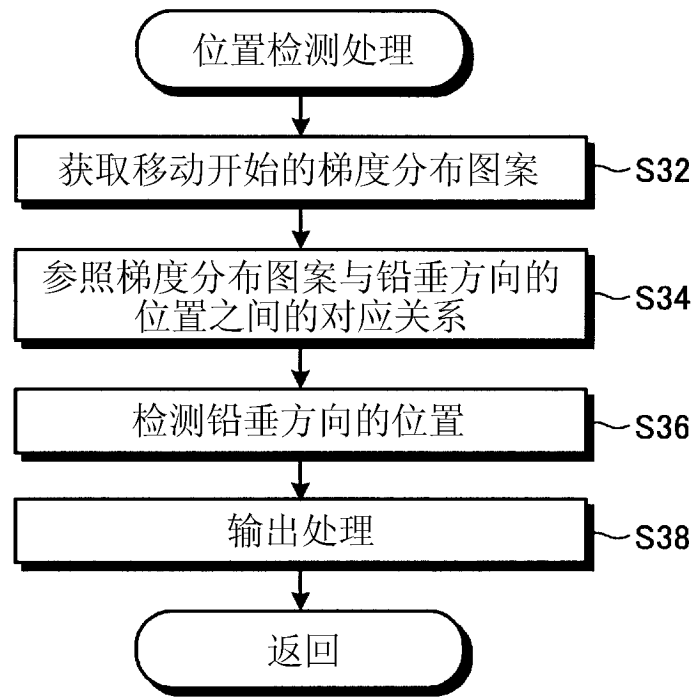


图 12

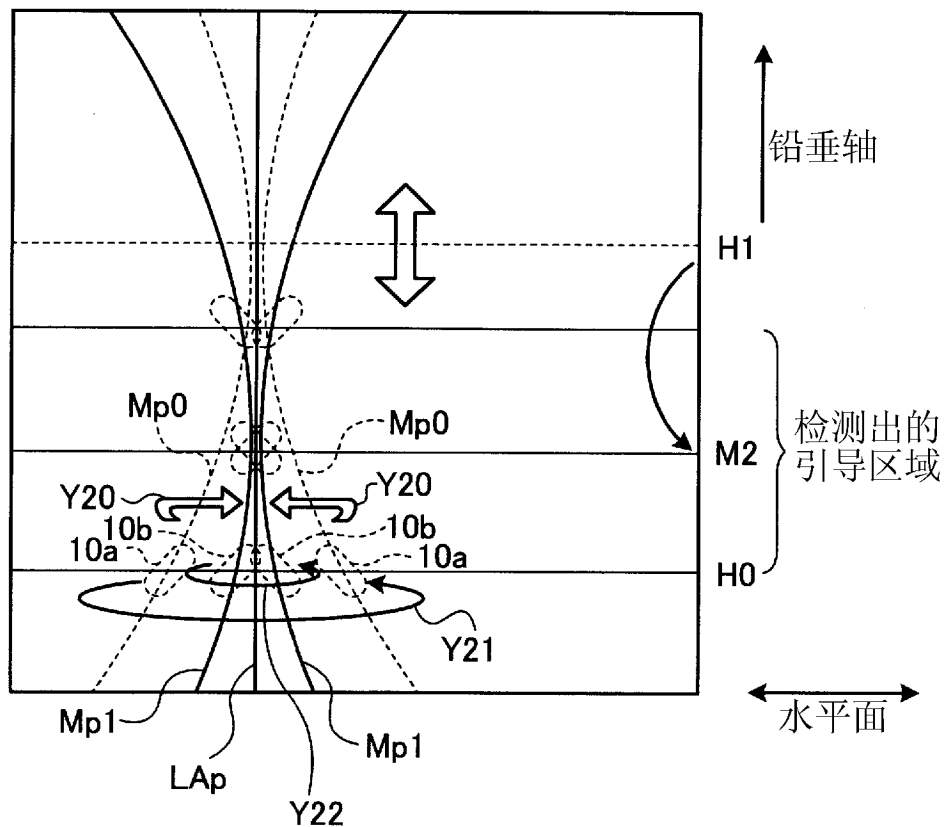


图 13

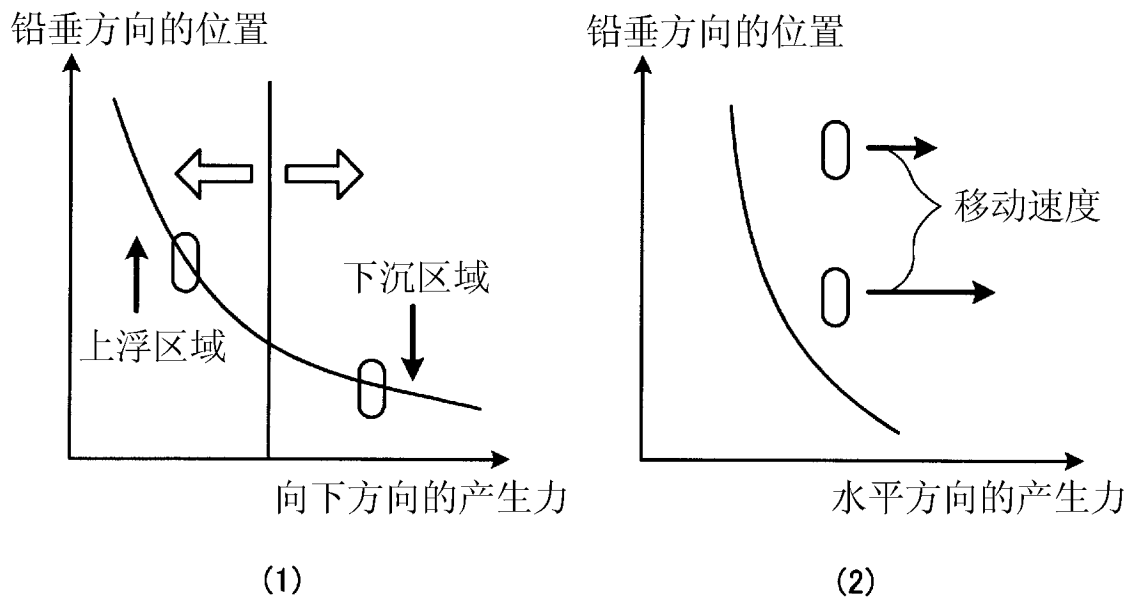


图 14

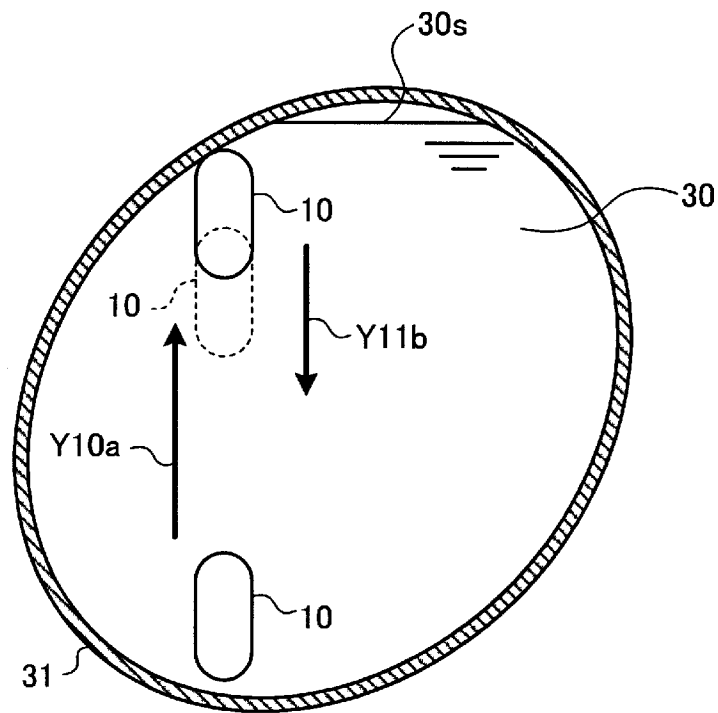


图 15

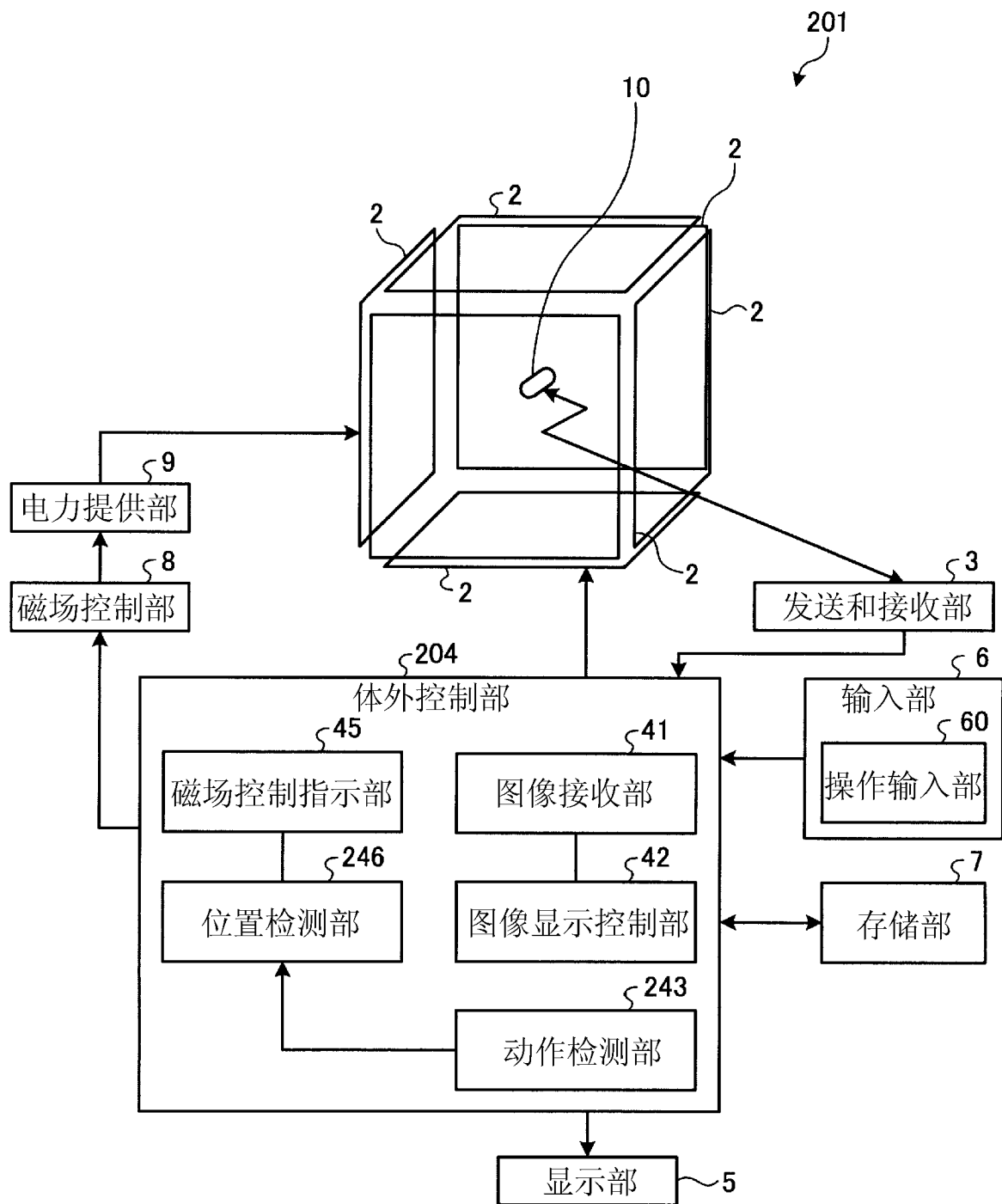


图 16

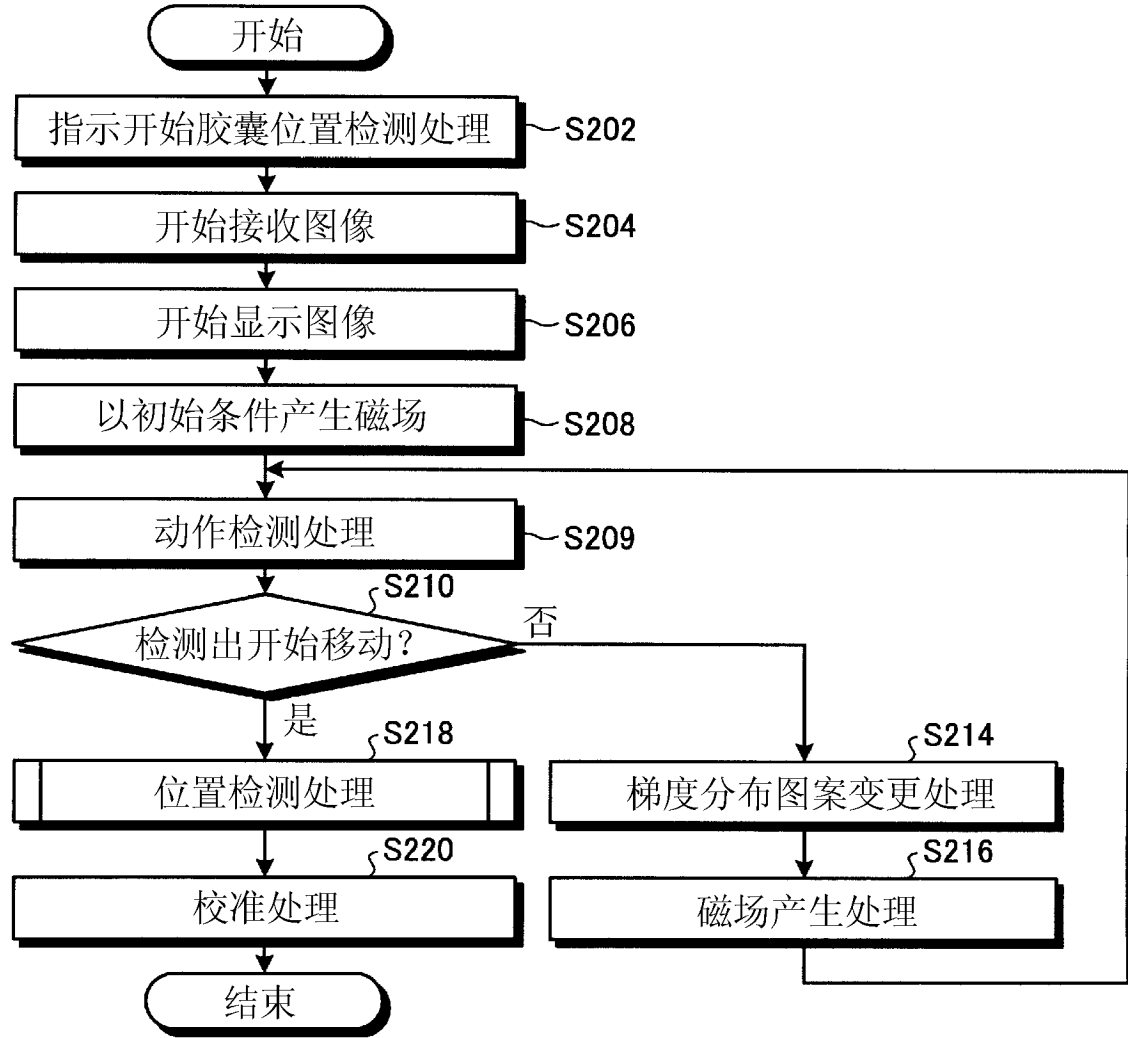


图 17

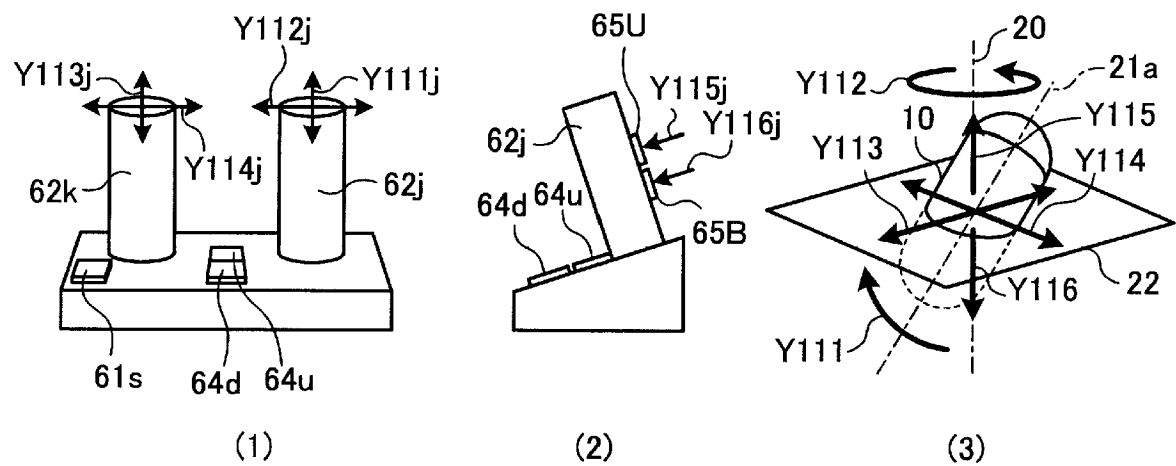


图 18

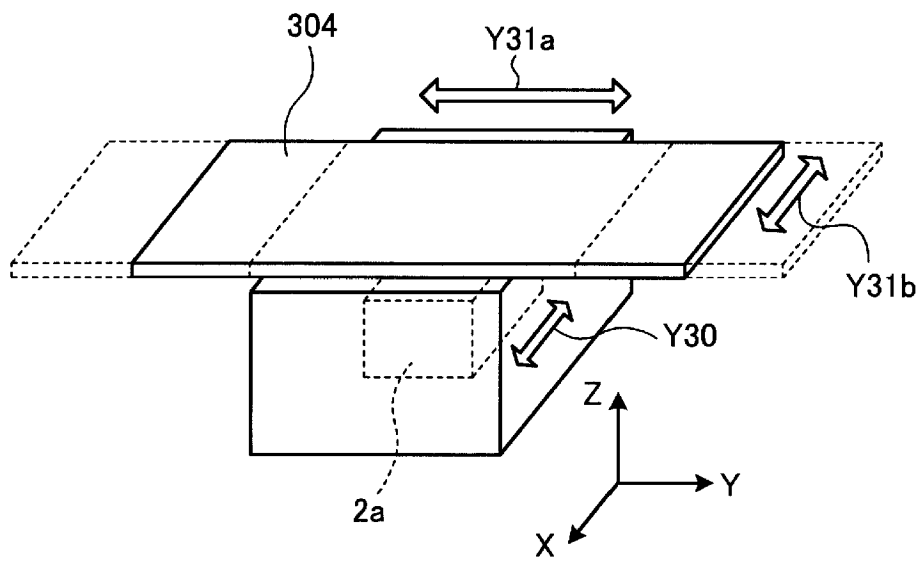


图 19

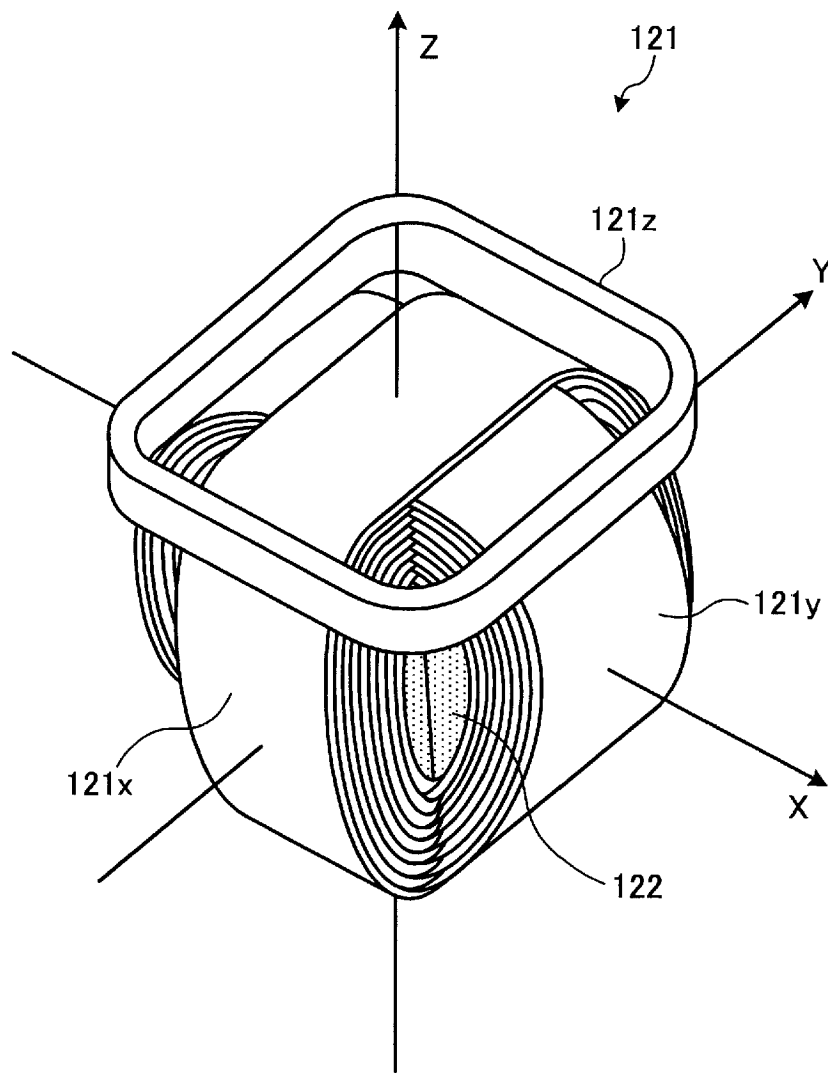


图 20

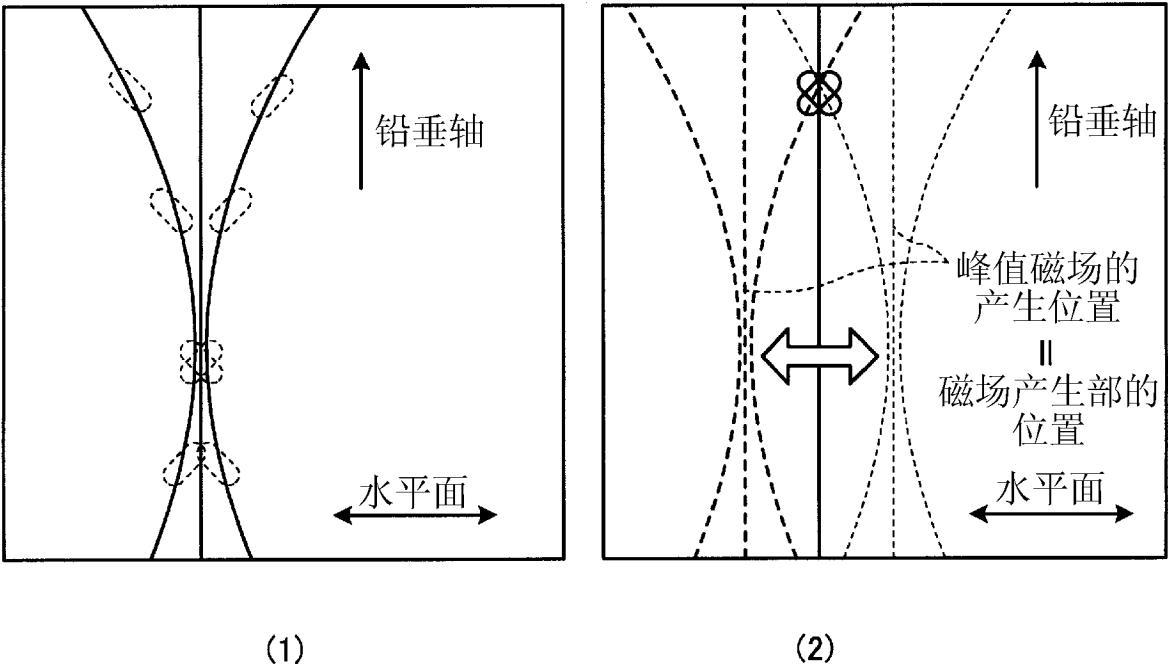


图 21

专利名称(译)	胶囊型医疗装置用引导系统		
公开(公告)号	CN102647934B	公开(公告)日	2014-10-01
申请号	CN201080032777.6	申请日	2010-08-20
[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 H·凯勒 A·尤洛斯基		
发明人	河野宏尚 H·凯勒 A·尤洛斯基		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/041 A61B2019/2261 A61B1/00158 A61B2034/732		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	任晓帅		
优先权	2009257346 2009-11-10 JP		
其他公开文献	CN102647934A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明所涉及的胶囊型医疗装置用引导系统(1)使磁场产生部(2)改变铅垂方向的梯度分布地产生梯度磁场,根据在具有永久磁体的胶囊型内窥镜(10)开始移动的情况下磁场产生部(2)所产生的梯度磁场的梯度分布、胶囊型内窥镜(10)的物理参数以及液体的物理参数,来对胶囊型内窥镜(10)的铅垂方向上的位置进行检测,根据检测出的胶囊型内窥镜(10)的铅垂方向上的位置来设定使磁场产生部(2)产生的磁场。

