



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107529949 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680023163.9

(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

(22)申请日 2016.10.26

代理人 刘新宇

(30)优先权数据

2015-236127 2015.12.02 JP

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.10.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/081695 2016.10.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/094405 JA 2017.06.08

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 千叶淳 铃木优辅

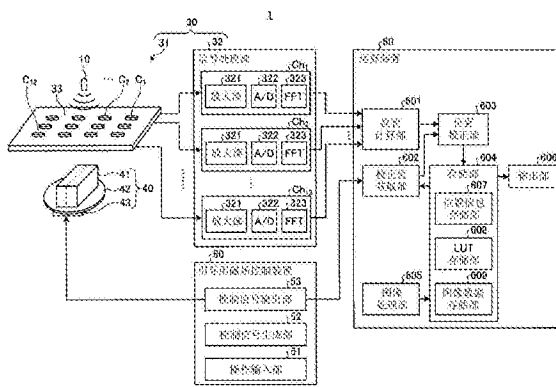
权利要求书3页 说明书16页 附图9页

(54)发明名称

位置检测系统和位置检测方法

(57)摘要

位置检测系统具备:探测体,其设置有永磁体和产生交变磁场的磁场发生部;多个检测线圈,其检测交变磁场并输出多个检测信号;引导用磁场发生装置,其相对于用于配设多个检测线圈的规定的面而言配置在探测体的检测对象区域的相反侧,具有产生探测体的引导用磁场的磁场发生源以及用于使磁场发生源的位置和姿势中的至少一个变化的驱动机构,磁场发生源或驱动机构的至少一部分包含产生干扰磁场的导电体;引导用磁场控制装置,其对驱动机构的动作进行控制;以及位置检测运算装置,其使用基于驱动机构的控制信号决定的导电体的位置和姿势中的至少一个,来计算探测体的位置和姿势中的至少一个。



1. 一种位置检测系统,其特征在于,具备:

向被检体内导入的探测体,其在内部设置有永磁体和产生位置检测用的交变磁场的磁场发生部;

多个检测线圈,所述多个检测线圈被配设在所述被检体的外部,各个所述检测线圈检测所述交变磁场并输出检测信号;

引导用磁场发生装置,其相对于用于配设所述多个检测线圈的规定的面而言配置在所述探测体的检测对象区域的相反侧,具有产生用于引导所述探测体的引导用磁场的磁场发生源以及用于使所述磁场发生源的位置和姿势中的至少一个变化的驱动机构,所述磁场发生源或所述驱动机构的至少一部分包含通过所述交变磁场的作用而产生干扰磁场的导电体;

引导用磁场控制装置,其对所述驱动机构的动作进行控制;以及

位置检测运算装置,其使用基于从所述引导用磁场控制装置输出的针对所述驱动机构的控制信号决定的所述导电体的位置和姿势中的至少一个以及所述多个检测线圈分别输出的多个所述检测信号,来计算所述探测体的位置和姿势中的至少一个。

2. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

所述位置检测运算装置具有:

位置计算部,其基于所述多个检测线圈分别输出的所述多个检测信号,来计算所述探测体的位置和姿势中的至少一个;

存储部,其存储将所述探测体的位置和姿势、与根据所述导电体的位置和姿势中的至少一个决定的针对所述探测体的位置和姿势中的至少一个的校正值相关联的信息;

校正值获取部,其基于由该位置检测运算装置计算出的最新的校正完成的所述探测体的位置和姿势中的至少一个以及所述导电体的位置和姿势中的至少一个,来从所述存储部获取所述校正值;以及

位置校正部,其使用由所述校正值获取部获取到的所述校正值,来对由所述位置计算部计算出的所述探测体的位置和姿势中的至少一个进行校正。

3. 根据权利要求2所述的位置检测系统,其特征在于,

所述存储部存储查询表,该查询表将所述探测体的位置和姿势中的至少一个、与根据所述导电体的位置和姿势中的至少一个决定的针对所述探测体的位置和姿势中的至少一个的校正值相关联,

所述校正值获取部将所述最新的校正完成的所述探测体的位置和姿势中的至少一个以及所述导电体的位置和姿势中的至少一个作为输入值,来从所述查询表中提取所述校正值。

4. 根据权利要求2所述的位置检测系统,其特征在于,

所述存储部存储函数,该函数用于将所述探测体的位置和姿势中的至少一个以及所述导电体的位置和姿势中的至少一个作为输入值,来计算根据所述探测体与所述导电体的相对的位置和姿势的关系决定的针对所述探测体的位置和姿势中的至少一个的校正值,

所述校正值获取部将所述最新的校正完成的所述探测体的位置和姿势中的至少一个以及所述导电体的位置和姿势中的至少一个作为输入值,使用所述函数来计算所述校正值。

5. 根据权利要求2~4中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,
所述导电体是所述磁场发生源、或者能够与所述磁场发生源一起变更位置和姿势的构件。

6. 根据权利要求5所述的位置检测系统,其特征在于,
所述磁场发生源形成绕与磁化方向正交的轴大致转动对称的形状,
所述校正值获取部基于所述探测体和所述磁场发生源在铅直方向上的位置来获取所述校正值。

7. 根据权利要求5所述的位置检测系统,其特征在于,
所述磁场发生源形成绕与磁化方向正交的轴大致转动对称的形状,
在所述探测体在所述被检体内在液体中浮游的情况下,所述校正值获取部基于所述磁场发生源在铅直方向上的位置来获取所述校正值。

8. 根据权利要求5所述的位置检测系统,其特征在于,
所述校正值获取部基于所述探测体和所述磁场发生源在铅直方向上的位置以及所述探测体和所述磁场发生源的姿势中的相对于水平面的仰角,来获取所述校正值。

9. 根据权利要求5、7或8所述的位置检测系统,其特征在于,
所述校正值获取部基于所述探测体和所述磁场发生源的姿势来获取所述校正值。

10. 根据权利要求3或4所述的位置检测系统,其特征在于,
所述导电体是支承构件,该支承构件以使所述磁场发生源能够绕彼此正交的两个轴转动的方式支承所述磁场发生源,并且能够与所述磁场发生源一起在三维空间进行平移,且所述支承构件的至少一部分位于相比于所述磁场发生源而言靠所述多个检测线圈近的位置,

所述校正值获取部将所述导电体的姿势从所述输入值中排除来获取所述校正值。

11. 根据权利要求3或4所述的位置检测系统,其特征在于,
所述导电体是支承构件,该支承构件以使所述磁场发生源能够绕彼此正交的两个轴转动且能够沿铅直方向移动的方式支承所述磁场发生源,并且能够与所述磁场发生源一起在二维空间进行平移,且所述支承构件的至少一部分位于相比于所述磁场发生源而言靠所述多个检测线圈近的位置,

所述校正值获取部将所述导电体的姿势和在铅直方向上的位置从所述输入值中排除来获取所述校正值。

12. 根据权利要求10或11所述的位置检测系统,其特征在于,
所述探测体追随所述导电体在二维平面内的平移运动来进行平移,
所述校正值获取部将由该位置检测运算装置前一次计算出的校正完成的所述探测体在二维平面内的位置以及所述导电体在二维平面内的位置从所述输入值中排除来获取所述校正值。

13. 根据权利要求1~12中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,
所述探测体是具备摄像部的胶囊型内窥镜,该摄像部通过拍摄所述被检体内来生成图像信号。

14. 一种由位置检测系统执行的位置检测方法,所述位置检测系统用于检测向被检体内导入的探测体的位置,该探测体在内部设置有永磁体和产生位置检测用的交变磁场的磁

场发生部,所述位置检测方法的特征在于,

所述位置检测系统具备:

多个检测线圈,所述多个检测线圈被配设在所述被检体的外部,各个所述检测线圈检测所述交变磁场并输出检测信号;以及

引导用磁场发生装置,其相对于用于配设所述多个检测线圈的规定的面而言配置在所述探测体的检测对象区域的相反侧,具有产生用于引导所述探测体的引导用磁场的磁场发生源以及用于使所述磁场发生源的位置和姿势中的至少一个变化的驱动机构,所述磁场发生源或所述驱动机构的至少一部分包含通过所述交变磁场的作用而产生干扰磁场的导电体,

所述位置检测方法包括以下步骤:

探测体计算步骤,基于所述多个检测线圈分别输出的多个所述检测信号,来计算所述探测体的位置和姿势中的至少一个;

控制信号生成输出步骤,生成并输出所述驱动机构的控制信号;以及

计算步骤,使用基于所述驱动机构的控制信号决定的所述导电体的位置和姿势中的至少一个,来计算所述探测体的位置和姿势中的至少一个。

位置检测系统和位置检测方法

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的位置和姿势进行检测的位置检测系统和位置检测方法。

背景技术

[0002] 近年来,开发出一种被导入到被检体内来获取与被检体有关的各种信息或者向被检体投放药剂的胶囊型医疗装置。作为一例,已知一种形成为能够被导入到被检体的消化管内的大小的胶囊型内窥镜。胶囊型内窥镜在呈胶囊形状的壳体的内部具备摄像功能和无线通信功能,在由被检体咽下之后,一边在消化管内移动一边进行摄像,并依次无线发送被检体的脏器内部的图像的图像数据。

[0003] 还开发出一种将这种胶囊型医疗装置作为探测体来进行位置检测的系统。例如,在专利文献1中公开了一种位置检测系统,具备:胶囊型医疗装置,其内置有通过被提供电力而产生位置检测用的磁场的磁场发生线圈;以及检测线圈,其在被检体外检测磁场发生线圈所产生的磁场,该位置检测系统基于检测线圈检测出的磁场的强度来进行胶囊型医疗装置的位置检测运算。

[0004] 另外,还提出一种利用磁场来引导被导入到被检体内的胶囊型医疗装置的系统。例如,在专利文献2中公开了一种磁性引导医疗系统,其将内置有永磁体的胶囊型医疗装置导入到被检体内,并且在被检体的外部设置磁场发生部,通过使磁场发生部移动来使作用于胶囊型医疗装置内的永磁体的磁场变化,由此对胶囊型医疗装置进行引导。

[0005] 专利文献1:日本特开2008-132047号公报

[0006] 专利文献2:日本特开2006-68501号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 在通过探测体外部的磁场的变化来引导胶囊型医疗装置等探测体的情况下,在产生引导用的磁场的磁场发生部包含导体时,由于伴随探测体的移动发生的位置检测用磁场的变化而在导体中流过涡电流,从而产生干扰磁场。磁场发生部的位置、姿势在引导探测体时随时间发生变化,因此干扰磁场也随时间发生变化。因此,很难从检测线圈所输出的检测信号中去除干扰磁场的影响,从而成为高精度地检测探测体的位置、姿势的障碍。

[0009] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种即使在干扰磁场的发生源的位置、姿势发生变化的情况下也能够基于探测体产生的位置检测用磁场来高精度地检测探测体的位置、姿势的位置检测系统和位置检测方法。

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 为了解决上述的问题而实现目的,本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,具备:向被检体内导入的探测体,其在内部设置有永磁体和产生位置检测用的交变磁场的磁场发生部;多个检测线圈,所述多个检测线圈被配设在所述被检体的外部,各个所述检测线

圈检测所述交变磁场并输出检测信号;引导用磁场发生装置,其相对于用于配设所述多个检测线圈的规定的面而言配置在所述探测体的检测对象区域的相反侧,具有产生用于引导所述探测体的引导用磁场的磁场发生源以及用于使所述磁场发生源的位置和姿势中的至少一个变化的驱动机构,所述磁场发生源或所述驱动机构的至少一部分包含通过所述交变磁场的作用而产生干扰磁场的导电体;引导用磁场控制装置,其对所述驱动机构的动作进行控制;以及位置检测运算装置,其使用基于从所述引导用磁场控制装置输出的针对所述驱动机构的控制信号决定的所述导电体的位置和姿势中的至少一个以及所述多个检测线圈分别输出的多个所述检测信号,来计算所述探测体的位置和姿势中的至少一个。

[0012] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述位置检测运算装置具有:位置计算部,其基于所述多个检测线圈分别输出的所述多个检测信号,来计算所述探测体的位置和姿势中的至少一个;存储部,其存储将所述探测体的位置和姿势、与根据所述导电体的位置和姿势中的至少一个决定的针对所述探测体的位置和姿势中的至少一个的校正值相关联的信息;校正值获取部,其基于由该位置检测运算装置计算出的最新的校正完成的所述探测体的位置和姿势中的至少一个以及所述导电体的位置和姿势中的至少一个,来从所述存储部获取所述校正值;以及位置校正部,其使用由所述校正值获取部获取到的所述校正值,来对由所述位置计算部计算出的所述探测体的位置和姿势中的至少一个进行校正。

[0013] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述存储部存储查询表,该查询表将所述探测体的位置和姿势中的至少一个、与根据所述导电体的位置和姿势中的至少一个决定的针对所述探测体的位置和姿势中的至少一个的校正值相关联,所述校正值获取部将所述最新的校正完成的所述探测体的位置和姿势中的至少一个以及所述导电体的位置和姿势中的至少一个作为输入值,来从所述查询表中提取所述校正值。

[0014] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述存储部存储函数,该函数用于将所述探测体的位置和姿势中的至少一个以及所述导电体的位置和姿势中的至少一个作为输入值,来计算根据所述探测体与所述导电体的相对的位置和姿势的关系决定的针对所述探测体的位置和姿势中的至少一个的校正值,所述校正值获取部将所述最新的校正完成的所述探测体的位置和姿势中的至少一个以及所述导电体的位置和姿势中的至少一个作为输入值,使用所述函数来计算所述校正值。

[0015] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述导电体是所述磁场发生源、或者能够与所述磁场发生源一起变更位置和姿势的构件。

[0016] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述磁场发生源形成绕与磁化方向正交的轴大致转动对称的形状,所述校正值获取部基于所述探测体和所述磁场发生源在铅直方向上的位置来获取所述校正值。

[0017] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述磁场发生源形成绕与磁化方向正交的轴大致转动对称的形状,在所述探测体在所述被检体内在液体中浮游的情况下,所述校正值获取部基于所述磁场发生源在铅直方向上的位置来获取所述校正值。

[0018] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述校正值获取部基于所述探测体和所述磁场发生源在铅直方向上的位置以及所述探测体和所述磁场发生源

的姿势中的相对于水平面的仰角,来获取所述校正值。

[0019] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述校正值获取部基于所述探测体和所述磁场发生源的姿势来获取所述校正值。

[0020] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述导电体是支承构件,该支承构件以使所述磁场发生源能够绕彼此正交的两个轴转动的方式支承所述磁场发生源,并且能够与所述磁场发生源一起在三维空间进行平移,且所述支承构件的至少一部分位于相比于所述磁场发生源而言靠所述多个检测线圈近的位置,所述校正值获取部将所述导电体的姿势从所述输入值中排除来获取所述校正值。

[0021] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述导电体是支承构件,该支承构件以使所述磁场发生源能够绕彼此正交的两个轴转动且能够沿铅直方向移动的方式支承所述磁场发生源,并且能够与所述磁场发生源一起在二维空间进行平移,且所述支承构件的至少一部分位于相比于所述磁场发生源而言靠所述多个检测线圈近的位置,所述校正值获取部将所述导电体的姿势和在铅直方向上的位置从所述输入值中排除来获取所述校正值。

[0022] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述探测体追随所述导电体在二维平面内的平移运动来进行平移,所述校正值获取部将由该位置检测运算装置前一次计算出的校正完成的所述探测体在二维平面内的位置以及所述导电体在二维平面内的位置从所述输入值中排除来获取所述校正值。

[0023] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,在上述发明中,所述探测体是具备摄像部的胶囊型内窥镜,该摄像部通过拍摄所述被检体内来生成图像信号。

[0024] 本发明所涉及的位置检测方法由位置检测系统执行,所述位置检测系统用于检测向被检体内导入的探测体的位置,该探测体在内部设置有永磁体和产生位置检测用的交变磁场的磁场发生部,所述位置检测方法的特征在于,所述位置检测系统具备:多个检测线圈,所述多个检测线圈被配设在所述被检体的外部,各个所述检测线圈检测所述交变磁场并输出检测信号;以及引导用磁场发生装置,其相对于用于配设所述多个检测线圈的规定的面而言配置在所述探测体的检测对象区域的相反侧,具有产生用于引导所述探测体的引导用磁场的磁场发生源以及用于使所述磁场发生源的位置和姿势中的至少一个变化的驱动机构,所述磁场发生源或所述驱动机构的至少一部分包含通过所述交变磁场的作用而产生干扰磁场的导电体,所述位置检测方法包括以下步骤:探测体计算步骤,基于所述多个检测线圈分别输出的多个所述检测信号,来计算所述探测体的位置和姿势中的至少一个;控制信号生成输出步骤,生成并输出所述驱动机构的控制信号;以及计算步骤,使用基于所述驱动机构的控制信号决定的所述导电体的位置和姿势中的至少一个,来计算所述探测体的位置和姿势中的至少一个。

[0025] 发明的效果

[0026] 根据本发明,由导电体形成引导用磁场发生装置的至少一部分,使用该导电体的位置和姿势中的至少一个来计算探测体的位置和姿势中的至少一个,因此即使在干扰磁场的发生源的位置、姿势发生变化的情况下,也能够基于探测体产生的位置检测用磁场来高精度地检测探测体的位置、姿势。

附图说明

- [0027] 图1是示出本发明的实施方式1所涉及的位置检测系统的概要的示意图。
- [0028] 图2是示出图1所示的胶囊型内窥镜的内部结构的一例的示意图。
- [0029] 图3是示出图1所示的位置检测系统的详细结构的图。
- [0030] 图4是示出图3所示的引导用磁场发生装置的结构例的示意图。
- [0031] 图5是示出图4所示的磁体驱动部的结构例的框图。
- [0032] 图6是示出本发明的实施方式1所涉及的位置检测方法的流程图。
- [0033] 图7是示出体外永磁体、胶囊型内窥镜以及多个检测线圈之间的位置关系的例子
的示意图。
- [0034] 图8是示出体外永磁体、胶囊型内窥镜以及多个检测线圈之间的位置关系的例子
的示意图。
- [0035] 图9是示出用于计算将体外永磁体的铅直方向上的坐标作为输入值的校正值的校
正系数的例子表。
- [0036] 图10是示出体外永磁体的铅直方向上的坐标与校正前后的胶囊型内窥镜的各方
向上的坐标之间的关系的曲线图。
- [0037] 图11是示出本发明的实施方式3所涉及的位置检测系统的一部分的结构的示意
图。
- [0038] 图12是示出本发明的实施方式4所涉及的位置检测系统的一部分的结构的示意
图。

具体实施方式

[0039] 以下,参照附图来说明本发明的实施方式所涉及的位置检测系统和位置检测方
法。此外,在以下所说明的实施方式中,作为在位置检测系统中设为位置和姿势的检测对象
的探测体的一个方式,例示经口被导入到被检体内来拍摄被检体的消化管内的胶囊型内窥
镜,但是本发明并不限于这些实施方式。即,本发明例如能够应用于在被检体的管腔内从
食道移动至肛门的胶囊型内窥镜、向被检体内配送药剂等的胶囊型医疗装置、具备测定被
检体内的pH的pH传感器的胶囊型医疗装置等能够被导入到被检体内的各种装置的位置和
姿势的检测。

[0040] 另外,在以下的说明中,各附图只不过是以能够理解本发明的内容的程度概要性
地示出形状、大小以及位置关系。因而,本发明并不限于各附图中例示的形状、大小以
及位置关系。此外,在附图的记载中对同一部分标注同一附图标记。

[0041] (实施方式1)

[0042] 图1是示出本发明的实施方式1所涉及的位置检测系统的概要的示意图。如图1所
示,实施方式1所涉及的位置检测系统1是检测作为探测体的一例被导入到被检体20内来拍
摄该被检体20内的胶囊型内窥镜的位置的系统。位置检测系统1具备:胶囊型内窥镜10;床
21,其用于载置被检体20;磁场检测装置30,其检测由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁
场;引导用磁场发生装置40,其产生用于引导胶囊型内窥镜10的磁场;引导用磁场控制装置
50,其对引导用磁场发生装置40的动作进行控制;运算装置60(位置检测运算装置),其基于

从磁场检测装置30输出的位置检测用磁场的检测信号,来进行胶囊型内窥镜10的位置检测等的运算处理;接收装置70,其经由粘帖在被检体20的体表的接收天线71来接收从胶囊型内窥镜10无线发送的信号;以及显示装置80,其显示从运算装置60输出的图像、胶囊型内窥镜10的位置信息等。

[0043] 图2是示出图1所示的胶囊型内窥镜10的内部构造的一例的示意图。如图2所示,胶囊型内窥镜10具备:壳体100,其呈形成为易于被导入到被检体20内的大小的胶囊型;摄像部11,其收纳在该壳体100内,拍摄被检体20内来获取摄像信号;控制部12,其对包括摄像部11在内的胶囊型内窥镜10的各部的动作进行控制,并且对由摄像部11获取到的摄像信号实施规定的信号处理;发送部13,其无线发送被实施信号处理后的摄像信号;磁场发生部14,其产生交变磁场来作为该胶囊型内窥镜10的位置检测用磁场;电源部15,其向胶囊型内窥镜10的各部提供电力;以及永磁体16。

[0044] 壳体100是形成为能够被导入到被检体20的脏器内部的大小的外壳。壳体100具有呈圆筒形状的筒状壳体101以及呈圆顶形状来分别堵塞筒状壳体101的两侧开口端的两个圆顶状壳体102、103。筒状壳体101由对可见光而言大致不透明的有色的构件形成。另外,设置在摄像部11侧的圆顶状壳体102由对可见光等规定波长频带的光而言透明的光学构件形成。这种壳体100在内部液密性地包含摄像部11、控制部12、发送部13、磁场发生部14、电源部15以及永磁体16。此外,在图2中,只在一方的圆顶状壳体102侧设置了摄像部11,但是也可以还在圆顶状壳体103侧设置摄像部11。在该情况下,圆顶状壳体103也由透明的光学构件形成。

[0045] 摄像部11具有照明部111、光学系统112以及摄像元件113。照明部111具有LED等光源,向包含摄像元件113的摄像视野的区域发出具有规定的颜色成分的照明光(例如白色光),隔着圆顶状壳体102对被检体20内进行照明。光学系统112具有一个或多个透镜,会聚来自被检体20的光使其在摄像元件113的受光面成像。摄像元件113具有CMOS或CCD等图像传感器,将在受光面接收到的光转换为电信号来作为摄像信号输出。

[0046] 控制部12使摄像部11以规定的摄像周期进行动作,并且使照明部111与摄像周期同步地发光。另外,控制部12对由摄像部11生成的摄像信号实施包括A/D转换等在内的规定的信号处理来生成图像数据。

[0047] 发送部13具备发送天线。发送部13依次获取被控制部12实施信号处理后的图像数据和关联信息并实施调制处理,经由发送天线向外部依次无线发送调制处理后的信号。

[0048] 磁场发生部14包含磁场发生线圈141和电容器142,其中,磁场发生线圈141通过电流流过而产生磁场,电容器142与磁场发生线圈141并联连接来与磁场发生线圈141一起形成谐振电路。磁场发生部14接受来自电源部15的电力提供而产生规定频率的交变磁场来作为位置检测用磁场。

[0049] 电源部15具有纽扣型电池、电容器等蓄电部以及磁开关、光开关等开关部。关于电源部15,在设为具有磁开关的结构的情况下,利用从外部施加的磁场来切换电源的接通断开状态,在接通状态的情况下,电源部15适当地对胶囊型内窥镜10的各构成部(摄像部11、控制部12以及发送部13)提供蓄电部的电力,在断开状态的情况下,停止提供电力。

[0050] 永磁体16被设置为能够利用从外部施加的磁场对胶囊型内窥镜10进行引导。永磁体16以磁化方向与壳体100的长轴La交叉的方式被固定配置在壳体100的内部。在图2所示

的情况下,永磁体16的磁化方向(图2的箭头 M_1)与长轴 La 正交。

[0051] 图3是示出图1所示的位置检测系统1的详细结构的图。图3所示的磁场检测装置30具备:线圈单元31,其配设有多个检测线圈 $C_1 \sim C_{12}$;以及信号处理部32,其对从多个检测线圈 $C_1 \sim C_{12}$ 分别输出的检测信号进行处理。

[0052] 检测线圈 C_n ($n=1 \sim 12$)是将线材卷绕成螺旋状而成的线圈,其尺寸例如为开口直径为30mm~40mm左右、高度为5mm左右。检测线圈 C_n 被配设在由树脂等非金属材料形成的平板状的面板33的主表面上。在检测线圈 C_n 中产生与其配设位置的磁场的变化相应的电流,该电流被输出到信号处理部32。这意味着在检测线圈 C_n 中产生的电流只为检测信号。

[0053] 线圈单元31中的检测线圈的配设位置、个数根据在床21上接受检查的被检体20内检测胶囊型内窥镜10时的检测对象区域来决定。检测对象区域根据胶囊型内窥镜10在床21上接受的被检体20内所能移动的范围和胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场的强度等条件来预先设定。例如,在图1所示的情况下,检测对象区域 R 被设定为包含床21的上方区域的一部分的三维区域。

[0054] 信号处理部32具备与多个检测线圈 $C_1 \sim C_{12}$ 分别对应的多个信号处理信道 $Ch_1 \sim Ch_{12}$ 。信号处理信道 Ch_n 具备:放大部321,其将从检测线圈 C_n 输出的检测信号放大;A/D转换部(A/D) 322,其对被放大后的检测信号进行数字转换;以及FFT处理部(FFT) 323,其对被进行数字转换后的检测信号实施高速傅立叶变换处理后输出到运算装置60。

[0055] 引导用磁场发生装置40相对于线圈单元31而言配置在胶囊型内窥镜10的检测对象区域 R 的相反侧、即线圈单元31的下方区域侧,产生用于使被导入到床21上的被检体20内的胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个变化的引导用磁场。在此,胶囊型内窥镜10的姿势通过胶囊型内窥镜10的长轴 La (参照图2)相对于水平面(XY平面)的角度即仰角以及长轴 La 从规定的基准位置起绕铅直方向(Z方向)的轴的旋转角(方位角)来表示。

[0056] 图4是示出引导用磁场发生装置40的结构例的示意图。如图4所示,引导用磁场发生装置40具备:作为磁场发生源的永磁体(以下称为体外永磁体)41,其产生胶囊型内窥镜10的引导用磁场;支承构件42,其用于支承体外永磁体41;以及磁体驱动部43,其经由支承构件42来使体外永磁体41的位置和姿势中的至少一个变化。

[0057] 引导用磁场发生装置40的至少一部分由导电体形成。一般地,在配置引导用磁场发生装置40的区域中存在胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场,因此由于该位置检测用磁场随时间发生变化而在引导用磁场发生装置40所包含的导电体中流过涡电流,从而产生新的磁场(干扰磁场)。因此,引导用磁场发生装置40中包含的导电体成为对位置检测用磁场干扰的干扰磁场的发生源。引导用磁场发生装置40中包含的导电体在引导用磁场控制装置50的控制下移动或转动,因此干扰磁场也随时间发生变化。

[0058] 体外永磁体41例如由具有长方体形状的棒磁体实现。在该情况下,体外永磁体41在初始状态下被配置为与自身的磁化方向平行的四个面中的一个面 PL 平行于水平面(参照图4)。体外永磁体41的材料没有特别限定,例如能够使用钕磁体等金属磁体。在将金属磁体用作体外永磁体41的情况下,体外永磁体41自身成为干扰磁场的发生源。由于体外永磁体41产生的引导用磁场稳定,因此能够与作为交变磁场的位置检测用磁场分离。

[0059] 支承构件42的材料也没有特别限定,但是在由金属等导电体形成支承构件42的情况下,支承构件42也能够成为干扰磁场的发生源。

[0060] 磁体驱动部43是经由支承构件42来使体外永磁体41的位置和姿势变化的驱动机构。磁体驱动部43包含使体外永磁体41平移或转动的电动机等。在一般的电动机中使用了金属构件,因此磁体驱动部43也能够成为对位置检测用磁场干扰的干扰磁场的发生源。此外,在支承构件42由金属形成且如图3所示那样在从所有的检测线圈 $C_1 \sim C_{12}$ 处观察时磁体驱动部43被支承构件42覆盖的情况下,不需要将磁体驱动部43考虑为干扰磁场的发生源。

[0061] 图5是示出磁体驱动部43的结构例的框图。磁体驱动部43具有:平面位置变更部431,其使体外永磁体41在水平面内进行平移;铅直位置变更部432,其使体外永磁体41沿铅直方向进行平移;仰角变更部433,其通过使体外永磁体41绕通过体外永磁体41的中心、与体外永磁体41的磁化方向正交且与水平面平行的轴转动来使体外永磁体41的仰角变更;以及旋转角变更部434,其通过使体外永磁体41相对于通过体外永磁体41的中心的铅直方向的轴转动来使体外永磁体41的旋转角变化。以下,将仰角变更部433使体外永磁体41的仰角变化时的转动轴(图4所示的轴a)称为中心轴a,将旋转角变更部434使体外永磁体41的旋转角变化时的转动轴(图4所示的轴b)称为铅直轴b。

[0062] 通过上述的磁体驱动部43的动作,体外永磁体41和支承构件42具有在三维空间内的平移、绕中心轴a的转动以及绕铅直轴b的转动这五个自由度。

[0063] 引导用磁场控制装置50对引导用磁场发生装置40进行控制,以实现用户所期望的对胶囊型内窥镜10的引导。如图3所示,引导用磁场控制装置50具备:在对被导入到被检体20内的胶囊型内窥镜10进行引导时供用户使用的操作输入部51;控制信号生成部52,其基于对操作输入部51的操作来生成针对磁体驱动部43(驱动机构)的控制信号;以及控制信号输出部53,其将该控制信号输出到磁体驱动部43和运算装置60。

[0064] 操作输入部51由具备操纵杆、各种按钮、开关的控制台、键盘等输入设备构成,将与从外部进行的操作相应的信号输入到控制信号生成部52。具体地说,操作输入部51按照由用户进行的操作来将用于使被导入到被检体20内的胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个变化的操作信号输入到控制信号生成部52。

[0065] 控制信号生成部52根据从操作输入部51输入的操作信号来生成对引导用磁场发生装置40的磁体驱动部43进行控制的控制信号。

[0066] 控制信号输出部53将该控制信号输出到引导用磁场发生装置40,并且将该控制信号输出到运算装置60。

[0067] 在引导胶囊型内窥镜10时,通过在引导用磁场控制装置50的控制下使磁体驱动部43进行动作,来经由支承构件42使体外永磁体41在水平面和铅直方向上分别进行平移,并且使仰角和旋转角变化。胶囊型内窥镜10的位置和姿势追随体外永磁体41的运动而发生变化。

[0068] 运算装置60执行基于从信号处理部32输出的位置检测用磁场的检测信号来计算胶囊型内窥镜10的位置和姿势的运算处理、基于接收装置70接收到的接收信号来生成被检体20内的图像的运算处理。如图3所示,运算装置60具备:位置计算部601,其基于由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场,来计算胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个;校正获取部602,其获取用于对胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个进行校正的校正信号;位置校正部603,其对位置计算部601计算出的胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个进行校正;存储部604,其存储在该位置检测系统1中使用的各种信息;图像处理部

605,其通过对接收装置70接收到的接收信号实施规定的图像处理,来生成由胶囊型内窥镜10拍摄到的被检体20内的图像的图像数据;以及输出部606,其将被检体20内的图像、胶囊型内窥镜10的位置和姿势等各种信息输出到显示装置80。

[0069] 位置计算部601从信号处理部32的多个信道(在图3中为Ch₁~Ch₁₂)分别获取由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场的检测信号,基于这些检测信号来计算胶囊型内窥镜10的位置和姿势。

[0070] 校正值获取部602从存储部604获取由位置校正部603前一次计算出的胶囊型内窥镜10的位置信息,并且从引导用磁场控制装置50获取针对引导用磁场发生装置40的控制信号,基于这些位置信息和控制信号,来从后述的查询表(LUT)获取用于对位置计算部601计算出的胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个进行校正的校正值。

[0071] 位置校正部603通过使用校正值获取部602获取到的校正值对位置计算部601计算出的胶囊型内窥镜10的位置和姿势进行校正,来计算校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个。

[0072] 存储部604具备:位置信息存储部607,其存储表示位置校正部603计算出的校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势的信息;LUT存储部608,其存储查询表(LUT),该查询表(LUT)保存有与用于对胶囊型内窥镜10的位置和姿势进行校正的校正值有关的信息;以及图像数据存储部609,其存储图像处理部605所生成的图像的图像数据。以下,将表示胶囊型内窥镜10的位置和姿势的信息也称为位置信息。

[0073] LUT存储部608存储有查询表,该查询表将胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个、干扰磁场的发生源的位置和姿势中的至少一个以及针对胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的至少一个的校正值相关联。此处所说的校正值相当于根据胶囊型内窥镜10与干扰磁场的发生源的相对的位置和姿势的关系而产生的胶囊型内窥镜10的位置和姿势的误差。通过预先对使胶囊型内窥镜10的位置和姿势以及干扰磁场的发生源的位置和姿势变化的情况下的胶囊型内窥镜10的位置检测结果进行实测或者通过模拟进行测定来制作该查询表,该查询表被保存在LUT存储部608中。

[0074] 存储部604使用ROM、RAM等实现。存储部604存储用于对运算装置60的各部进行控制的各种控制程序和各种参数、胶囊型内窥镜10的位置检测运算程序、图像处理程序等。

[0075] 具有以上的结构的运算装置60例如由具备CPU等通用处理器、ROM以及RAM等的个人计算机、工作站等计算机构成。

[0076] 接收装置70从在利用胶囊型内窥镜10进行检查时对被检体20的体表粘贴的多个接收天线71中选择对从胶囊型内窥镜10发送的无线信号而言接收强度最高的接收天线71,通过对经由所选择的接收天线71接收到的无线信号实施解调处理等来获取图像信号和关联信息。

[0077] 显示装置80包括液晶、有机EL等的各种显示器,基于在运算装置60中生成的位置信息、图像数据,来将被检体20的体内图像、胶囊型内窥镜10的位置、姿势等信息进行画面显示。

[0078] 接着,对实施方式1所涉及的位置检测方法进行说明。图6是示出位置检测系统1进行的位置检测方法的流程图。另外,图7是示出图3所示的胶囊型内窥镜10、多个检测线圈C₁~C₁₂以及体外永磁体41之间的位置关系的示意图。图7的箭头M₂表示体外永磁体41的磁化

方向。

[0079] 以下,为了使说明简单,设为对由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场干扰的干扰磁场的发生源仅为体外永磁体41,并设为能够忽略支承构件42和磁体驱动部43的影响。另外,在以下所说明的位置校正方法中,设为进行对胶囊型内窥镜10的位置和姿势进行校正的处理。

[0080] 首先,在步骤S10中,将胶囊型内窥镜10的电源接通。由此,开始从电源部15(参照图2)向胶囊型内窥镜10的各部提供电力,摄像部11开始进行摄像,并且磁场发生部14开始产生位置检测用磁场。

[0081] 在接下来的步骤S11中,将胶囊型内窥镜10导入到被检体20内,开始对胶囊型内窥镜10进行引导。详细地说,当用户对操作输入部51(参照图3)进行操作时,操作输入部51将与被输入的操作相应的操作信号输入到控制信号生成部52。控制信号生成部52根据该操作信号生成用于使体外永磁体41在三维空间中的位置 (x, y, z) 和姿势(仰角 ϕ 、旋转角 θ)变化的控制信号。控制信号输出部53将该控制信号输出到磁体驱动部43,并且将该控制信号输出到运算装置60的校正值获取部602。

[0082] 在接下来的步骤S12中,位置计算部601基于从多个检测线圈 C_n 分别输出的多个检测信号,来计算胶囊型内窥镜10的位置和姿势。具体地说,计算表示时刻 t_i 的胶囊型内窥镜10的位置和姿势的五个值 $(x_s(t_i), y_s(t_i), z_s(t_i), \phi_s(t_i), \theta_s(t_i))$ 。在此,时刻 t_i 的下标 i 表示位置检测用磁场的检测时刻的顺序, $i=0, 1, 2, \dots$ 。

[0083] 在接下来的步骤S13中,校正值获取部602从位置信息存储部607获取位置校正部603前一次计算出的最新的校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势。即,获取位置信息存储部607中存储的最新的的位置和姿势。具体地说,计算表示时刻 t_{i-1} 的校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势的五个值 $(x_c(t_{i-1}), y_c(t_{i-1}), z_c(t_{i-1}), \phi_c(t_{i-1}), \theta_c(t_{i-1}))$ 。此外,在还没有计算校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势的情况下(即,在 $i=0$ 的情况下),作为相当于最新的校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势的数据,校正值获取部602既可以获取步骤S12中计算出的校正前的位置和姿势,也可以从存储部604获取预先设定的初始值。

[0084] 在接下来的步骤S14中,校正值获取部602基于从控制信号输出部53输出的控制信号,来获取对由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场干扰的干扰磁场的发生源的当前的位置和姿势。具体地说,获取表示时刻 t_i 的体外永磁体41的位置和姿势的五个值 $(x_m(t_i), y_m(t_i), z_m(t_i), \phi_m(t_i), \theta_m(t_i))$ 。

[0085] 在接下来的步骤S15中,校正值获取部602基于在步骤S13中获取到的校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势以及在步骤S14中获取到的干扰磁场的发生源的位置和姿势,来获取针对胶囊型内窥镜10的位置和姿势的校正值。

[0086] 详细地说,校正值获取部602将胶囊型内窥镜10的位置和姿势 $(x_c(t_{i-1}), y_c(t_{i-1}), z_c(t_{i-1}), \phi_c(t_{i-1}), \theta_c(t_{i-1}))$ 以及体外永磁体41的位置和姿势 $(x_m(t_i), y_m(t_i), z_m(t_i), \phi_m(t_i), \theta_m(t_i))$ 作为输入值,来从LUT存储部608中存储的查询表中提取校正值 $(\Delta x, \Delta y, \Delta z, \Delta \phi, \Delta \theta)$ 。此外,在运算装置60对胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的一个进行校正的情况下,校正值获取部602只提取该位置和姿势中的一个的校正值。

[0087] 在接下来的步骤S16中,位置校正部603使用在步骤S15中获取到的校正值来对在

步骤S12中根据检测信号计算出的胶囊型内窥镜10的位置和姿势进行校正。即,如下面的式(1)所示,通过从根据检测信号计算出的表示胶囊型内窥镜10的位置和姿势的各值($x_s(t_i)$, $y_s(t_i)$, $z_s(t_i)$, $\phi_s(t_i)$, $\theta_s(t_i)$)减去校正值得(Δx , Δy , Δz , $\Delta \phi$, $\Delta \theta$),来计算时刻 t_i 的校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势($x_c(t_i)$, $y_c(t_i)$, $z_c(t_i)$, $\phi_c(t_i)$, $\theta_c(t_i)$)。

[0088] [数1]

$$[0089] \begin{pmatrix} x_c(t_i) \\ y_c(t_i) \\ z_c(t_i) \\ \phi_c(t_i) \\ \theta_c(t_i) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_s(t_i) \\ y_s(t_i) \\ z_s(t_i) \\ \phi_s(t_i) \\ \theta_s(t_i) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \\ \Delta \phi \\ \Delta \theta \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

[0090] 在接下来的步骤S17中,位置校正部603将校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势存储到位置信息存储部607。

[0091] 在接下来的步骤S18中,运算装置60判断是否结束胶囊型内窥镜10的位置检测运算。具体地说,在无线信号从胶囊型内窥镜10的发送已停止、从胶囊型内窥镜10的电源被接通起经过了规定时间以上、进行了使该运算装置60的动作结束的操作的情况下,运算装置60判断为结束位置检测运算。

[0092] 在不结束位置检测运算的情况下(步骤S18:否),处理转移到步骤S12。另一方面,在结束位置检测运算的情况下(步骤S18:是),处理结束。

[0093] 如以上所说明的那样,根据本发明的实施方式1,通过由导体形成引导用磁场发生装置40的至少一部分,能够将该导体作为对位置检测用磁场干扰的已知的干扰磁场的发生源来进行处理。因而,即使在干扰磁场的发生源的位置、姿势随时间发生变化的情况下,也能够基于该发生源的位置和姿势以及胶囊型内窥镜10的位置和姿势通过运算将由引导用磁场发生装置40中包含的导体产生的干扰磁场的影响去除,由此能够提高胶囊型内窥镜10的位置和姿势的检测精度。

[0094] (变形例)

[0095] 接着,对本发明的实施方式1的变形例进行说明。在上述实施方式1中,校正值得获取部602参照LUT存储部608中存储的查询表来获取校正值得,但是也可以使用预先制作出的函数来计算校正值得。

[0096] 详细地说,预先制作将胶囊型内窥镜10的位置和姿势以及干扰磁场的发生源(体外永磁体41等)的位置和姿势作为变量(输入值)来给出胶囊型内窥镜10的位置和姿势的校正值得的函数,将该函数存储到存储部604中。如下面的式(2)所示,通过将胶囊型内窥镜10的坐标(x_c, y_c, z_c)、仰角 ϕ_c 及旋转角 θ_c 以及干扰磁场的发生源的坐标(x_m, y_m, z_m)、仰角 ϕ_m 及旋转角 θ_m 作为变量的函数($f_x, f_y, f_z, f_\phi, f_\theta$)来分别给出校正值得($\Delta x, \Delta y, \Delta z, \Delta \phi, \Delta \theta$)。

[0097] [数2]

$$[0098] \quad \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \\ \Delta \phi \\ \Delta \theta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_x(x_c, y_c, z_c, \phi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \phi_m, \theta_m) \\ f_y(x_c, y_c, z_c, \phi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \phi_m, \theta_m) \\ f_z(x_c, y_c, z_c, \phi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \phi_m, \theta_m) \\ f_\phi(x_c, y_c, z_c, \phi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \phi_m, \theta_m) \\ f_\theta(x_c, y_c, z_c, \phi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \phi_m, \theta_m) \end{pmatrix} \quad \cdots (2)$$

[0099] 在该情况下,在图6的步骤S15中,校正获取部602将在步骤S13中获取到的校正完成的胶囊型内窥镜10的位置和姿势以及在步骤S14中获取到的干扰磁场的发生源的位置和姿势代入到上述函数中,来计算胶囊型内窥镜10的位置和姿势的校正值后将其输出。

[0100] (实施方式2)

[0101] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。图7是示出体外永磁体、胶囊型内窥镜以及多个检测线圈之间的位置关系的例子的示意图。

[0102] 在本实施方式2中,通过利用胶囊型内窥镜10与干扰磁场的发生源的相对的位置关系、干扰磁场的发生源的形状的对称性,使获取校正值时的输入值的数量比上述实施方式1中的该输入值的数量少。

[0103] 下面具体地进行说明。例如在胶囊型内窥镜10在被检体20(参照图1)内在液体中浮游的情况下,如图7所示,胶囊型内窥镜10通常被引导用磁场约束在体外永磁体41的铅直上方,追随体外永磁体41在水平面内的平移运动来进行移动。也就是说,胶囊型内窥镜10的水平面内的坐标 (x_c, y_c) 与体外永磁体41的水平面内的坐标 (x_m, y_m) 大致相等,从而在水平面内几乎不产生因干扰磁场的影响引起的位置的误差。因而,在该情况下,能够将胶囊型内窥镜10的坐标 (x_c, y_c) 和体外永磁体41的坐标 (x_m, y_m) 从校正获取部602获取校正值时的输入值中排除。换言之,能够将胶囊型内窥镜10的坐标 (x_c, y_c) 和体外永磁体41的坐标 (x_m, y_m) 从用于校正获取部602获取校正值的查询表或函数中的输入值中排除。

[0104] 另外,在该情况下,胶囊型内窥镜10追随体外永磁体41绕铅直轴b的转动来进行转动。也就是说,胶囊型内窥镜10的旋转角 θ_c 与体外永磁体41的旋转角 θ_m 大致相等,从而因干扰磁场的影响引起的旋转角方向的误差也几乎不会产生。因而,能够将胶囊型内窥镜10的旋转角 θ_c 和体外永磁体41的旋转角 θ_m 也从校正获取部602获取校正值时的输入值中排除。换言之,能够将胶囊型内窥镜10的旋转角 θ_c 和体外永磁体41的旋转角 θ_m 也从用于校正获取部602获取校正值的查询表或函数中的输入值中排除。

[0105] 因而,在该情况下,如下面的式(3a)~(3e)所示,校正获取部602只将胶囊型内窥镜10的铅直方向上的坐标 z_c 和体外永磁体41的铅直方向上的坐标 z_m 以及胶囊型内窥镜10的仰角 ϕ_c 和体外永磁体41的仰角 ϕ_m 作为输入值,来获取胶囊型内窥镜10的位置和姿势的校正值。

$$[0106] \quad \Delta x = f_x(z_c, \phi_c, z_m, \phi_m) \quad \cdots (3a)$$

$$[0107] \quad \Delta y = f_y(z_c, \phi_c, z_m, \phi_m) \quad \cdots (3b)$$

$$[0108] \quad \Delta z = f_z(z_c, \phi_c, z_m, \phi_m) \quad \cdots (3c)$$

$$[0109] \quad \Delta \phi = f_\phi(z_c, \phi_c, z_m, \phi_m) \quad \cdots (3d)$$

$$[0110] \quad \Delta \theta = f_\theta(z_c, \phi_c, z_m, \phi_m) \quad \cdots (3e)$$

[0111] 此外,在运算装置60对胶囊型内窥镜10的位置和姿势中的一个进行校正的情况

$$[0123] \quad \begin{pmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_s \\ y_s \\ z_s \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} k_{x6} & k_{x5} & k_{x4} & k_{x3} & k_{x2} & k_{x1} & k_{x0} \\ k_{y6} & k_{y5} & k_{y4} & k_{y3} & k_{y2} & k_{y1} & k_{y0} \\ k_{z6} & k_{z5} & k_{z4} & k_{z3} & k_{z2} & k_{z1} & k_{z0} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} z_m^6 \\ z_m^5 \\ z_m^4 \\ z_m^3 \\ z_m^2 \\ z_m^1 \\ 1 \end{pmatrix} \quad \dots (5)$$

[0124] 式(5)的左边表示校正后的胶囊型内窥镜10在三维空间中的位置。式(5)的右边第1项表示校正前的胶囊型内窥镜10在三维空间中的位置、即根据从多个检测线圈 C_n 输出的检测信号计算出的位置。式(5)的右边第2项表示将体外永磁体44的铅直方向上的坐标 z_m 作为输入值(变量)的校正值($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)。

[0125] 在式(5)的右边第2项中,3行7列的矩阵是表示校正系数的矩阵。在图9中示出该表示校正系数的矩阵的各元素 k_{xj}, k_{yj}, k_{zj} ($j=0, 1, 2, 3, 4, 5, 6$)的值。图9所示的各值是通过模拟获取到的。式(5)的右边第2项中的7行1列的列向量是使用坐标 z_m 构成的七维空间的基向量。校正值获取部602通过进行使表示校正系数的矩阵在该列向量中发挥作用的运算,来计算胶囊型内窥镜10的位置的校正值($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)。

[0126] 图10的(a)~(c)是按XYZ的各方向表示体外永磁体44的铅直方向上的坐标 z_m 与校正前的胶囊型内窥镜10的坐标(x_s, y_s, z_s)和校正后的胶囊型内窥镜10的坐标(x_c, y_c, z_c)的关系的曲线图。如图10的(a)~(c)所示的那样,可知体外永磁体44的铅直方向上的坐标 z_m 越大、即体外永磁体44越靠近胶囊型内窥镜10,则干扰磁场的影响越大,校正前的胶囊型内窥镜10的位置的误差越大。

[0127] (实施方式3)

[0128] 接着,对本发明的实施方式3进行说明。图11是示出本发明的实施方式3所涉及的位置检测系统的一部分的结构的示意图。本实施方式3所涉及的位置检测系统的结构整体上与实施方式1相同(参照图1~图3),用于支持体外永磁体41的支承构件的形状与实施方式1不同。

[0129] 如图11所示,本实施方式3中的引导用磁场发生装置40A具备支承构件45,该支承构件45能够在三维空间中进行平移,并且以使体外永磁体41能够绕中心轴a和铅直轴b转动的方式支承体外永磁体41。此外,在图11中,省略了用于使体外永磁体41在支承构件45内转动的转动机构。

[0130] 支承构件45具备呈圆盘状的板材451和被固定于该板材451上的框架452。框架452具有分别沿铅直方向延伸的多个(在图11中为四个)支柱453以及通过这些支柱453被支承于板材451的上方的圆环构件454。包含这些板材451和框架452的支承构件45整体形成相对于铅直方向的中心轴转动对称的形状。在图11所示的情况下,该中心轴与铅直轴b一致。

[0131] 板材451和框架452由金属等的导体形成。因此,支承构件45能够成为干扰磁场的发生源。

[0132] 此外,由于支承构件45的上面和侧面的框架452并没有覆盖体外永磁体41的周围,因此体外永磁体41产生的引导用磁场不会被支承构件45屏蔽,从而在检测对象区域R(参照图1)中也产生该引导用磁场。因而,通过经由支承构件45使体外永磁体41在三维空间中平移并且使体外永磁体41在支承构件45的内侧转动,能够利用引导用磁场对胶囊型内窥镜10进行引导。

[0133] 框架452的圆环构件454被配设为位于相比于体外永磁体41而言靠检测线圈 C_n 近的位置。因此,框架452所产生的干扰磁场对检测线圈 C_n 的位置的位置检测用磁场的影响成为主要的影响。因而,即使体外永磁体41在框架452的内侧绕中心轴a或铅直轴b进行了转动,该体外永磁体41的转动也几乎不对由检测线圈 C_n 输出的检测信号产生影响。在该情况下,能够将体外永磁体41的仰角 ϕ_m 和旋转角 θ_m 从校正值获取部602获取校正值时的输入值中排除。换言之,能够将体外永磁体41的仰角 ϕ_m 和旋转角 θ_m 从用于校正值获取部602获取校正值的查询表或函数中的输入值中排除。

[0134] 其结果,在使用支承构件45的情况下,能够将在图6的步骤S15中校正值获取部602获取校正值时使用的查询表或函数中的输入值减少为表示胶囊型内窥镜10的位置和姿势的五个值($x_c, y_c, z_c, \phi_c, \theta_c$)以及表示体外永磁体41(支承构件45)的位置的三个值(x_m, y_m, z_m)。

[0135] 如以上所说明的那样,根据本发明的实施方式3,作为用于支承体外永磁体41的支承构件,特意配置由成为干扰磁场的发生源的导体形成的支承构件45,并使体外永磁体41在支承构件的内侧转动,因此能够减少获取校正值时使用的输入值的数量,从而能够减轻运算负荷。

[0136] (变形例)

[0137] 接着,对本发明的实施方式3的变形例进行说明。如上述的那样,在胶囊型内窥镜10在被检体20(参照图1)内在液体中浮游的情况下,胶囊型内窥镜10通常被引导用磁场约束在体外永磁体41的铅直上方,追随后体外永磁体41在水平面内的平移运动来进行移动。在该情况下,在水平面内,胶囊型内窥镜10的坐标(x_c, y_c)与体外永磁体41的坐标(x_m, y_m)大致相等,从而几乎不产生因干扰磁场的影响引起的位置的误差。因而,相对于上述实施方式3,能够进一步将体外永磁体41(支承构件45)的水平面内的坐标(x_m, y_m)从获取校正值时的输入值中排除。也就是说,能够将体外永磁体41侧的输入值只设为铅直方向上的坐标 z_m 。

[0138] (实施方式4)

[0139] 接着,对本发明的实施方式4进行说明。图12是示出本发明的实施方式4所涉及的位置检测系统的一部分的结构的示意图。本实施方式4所涉及的位置检测系统的结构整体上与实施方式1相同(参照图1~图3),用于支承体外永磁体41的支承构件的形状与实施方式1不同。

[0140] 如图12所示,本实施方式4中的引导用磁场发生装置40B具备支承构件46,该支承构件46能够在水平面内进行平移,并且以使体外永磁体41能够绕中心轴a和铅直轴b转动且能够在铅直方向上平移的方式支承体外永磁体41。此外,在图12中,省略了用于使体外永磁体41在支承构件46内转动的转动机构和用于使体外永磁体41沿铅直方向移动的移动机构。

[0141] 支承构件46与图11所示的支承构件45同样地,具备呈圆盘状的板材461和被固定于该板材461上的框架462,支承构件46形成相对于铅直方向的中心轴转动对称的形状。在

图12所示的情况下,该中心轴与铅直轴b一致。框架462具有分别沿铅直方向延伸的多个(在图12中为四个)支柱463以及通过这些支柱463被支承于板材461的上方的圆环构件464。各支柱463的长度比图11所示的支柱453的长度长,体外永磁体41能够在支柱463的长度的范围内沿铅直方向移动。圆环构件464被配设为位于相比于体外永磁体41而言靠检测线圈 C_n 近的位置。

[0142] 板材461和框架462由金属等的导电体形成。因此,支承构件46能够成为干扰磁场的发生源。

[0143] 在本实施方式4中,使支承构件46在将铅直方向上的高度固定的状态下只在水平面内进行平移。由此,作为对多个检测线圈 C_n 的位置的位置检测用磁场产生主要影响的干扰磁场的发生源的圆环构件464的高度固定。因而,即使体外永磁体41在支承构件46的内侧沿铅直方向移动或者绕中心轴a或铅直轴b转动,该体外永磁体41的移动和转动也几乎不会对从多个检测线圈 C_n 输出的检测信号产生影响。在该情况下,校正获取部602能够将体外永磁体41的铅直方向的坐标 z_m 、仰角 ϕ_m 以及旋转角 θ_m 从获取校正时的输入值中排除。换言之,能够将体外永磁体41的铅直方向的坐标 z_m 、仰角 ϕ_m 以及旋转角 θ_m 从用于校正获取部602获取校正值的查询表或函数的变量中排除。

[0144] 其结果,在使用支承构件46的情况下,能够将在图6的步骤S15中获取校正时使用的查询表或函数中的输入值减少为表示胶囊型内窥镜10的位置和姿势的五个值($x_c, y_c, z_c, \phi_c, \theta_c$)以及表示体外永磁体41(支承构件46)在水平面内的位置的两个值(x_m, y_m)。

[0145] 如以上所说明的那样,根据本发明的实施方式4,作为用于支承体外永磁体41的支承构件,特意配置由成为干扰磁场的发生源的导电体形成的支承构件46,通过使体外永磁体41在支承构件的内侧转动并且沿铅直方向移动,能够进一步减少获取校正时使用的输入值的数量,从而能够减轻运算负荷。

[0146] (变形例)

[0147] 接着,对本发明的实施方式4的变形例进行说明。如上述的那样,在胶囊型内窥镜10在被检体20(参照图1)内在液体中浮游的情况下,胶囊型内窥镜10通常被引导用磁场约束在体外永磁体41的铅直上方,追随体外永磁体41在水平面内的平移运动来进行移动,因此在水平面内几乎不产生因干扰磁场的影响引起的位置的误差。因而,相对于上述实施方式4,能够进一步将体外永磁体41(支承构件46)的在水平面内的坐标(x_m, y_m)从获取校正时的输入值中排除。也就是说,能够只根据胶囊型内窥镜10的位置和姿势来获取校正。

[0148] 以上所说明的本发明的实施方式1~4及它们的变形例只不过是用于实施本发明的例子,本发明并不限于这些实施方式和变形例。另外,本发明能够通过将上述实施方式1~4及它们的变形例中公开的多个构成要素适当地组合来生成各种发明。根据上述记载显而易见的是,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具有其它各种实施方式。

[0149] 附图标记说明

[0150] 1:位置检测系统;10:胶囊型内窥镜;11:摄像部;12:控制部;13:发送部;14:磁场发生部;15:电源部;16:永磁体;20:被检体;21:床;30:磁场检测装置;31:线圈单元;32:信号处理部;33:面板;40、40A、40B:引导用磁场发生装置;41、44:体外永磁体;42、45、46:支承构件;43:磁体驱动部;50:引导用磁场控制装置;51:操作输入部;52:控制信号生成部;53:

控制信号输出部;60:运算装置;70:接收装置;71:接收天线;80:显示装置;100:壳体;101:筒状壳体;102、103:圆顶状壳体;111:照明部;112:光学系统;113:摄像元件;141:磁场发生线圈;142:电容器;321:放大部;322:A/D转换部(A/D);323:FFT处理部(FFT);431:平面位置变更部;432:铅直位置变更部;433:仰角变更部;434:旋转角变更部;451、461:板材;452、462:框架;453、463:支柱;454、464:圆环构件;601:位置计算部;602:校正值得获取部;603:位置校正部;604:存储部;605:图像处理部;606:输出部;607:位置信息存储部;608:LUT存储部;609:图像数据存储部。

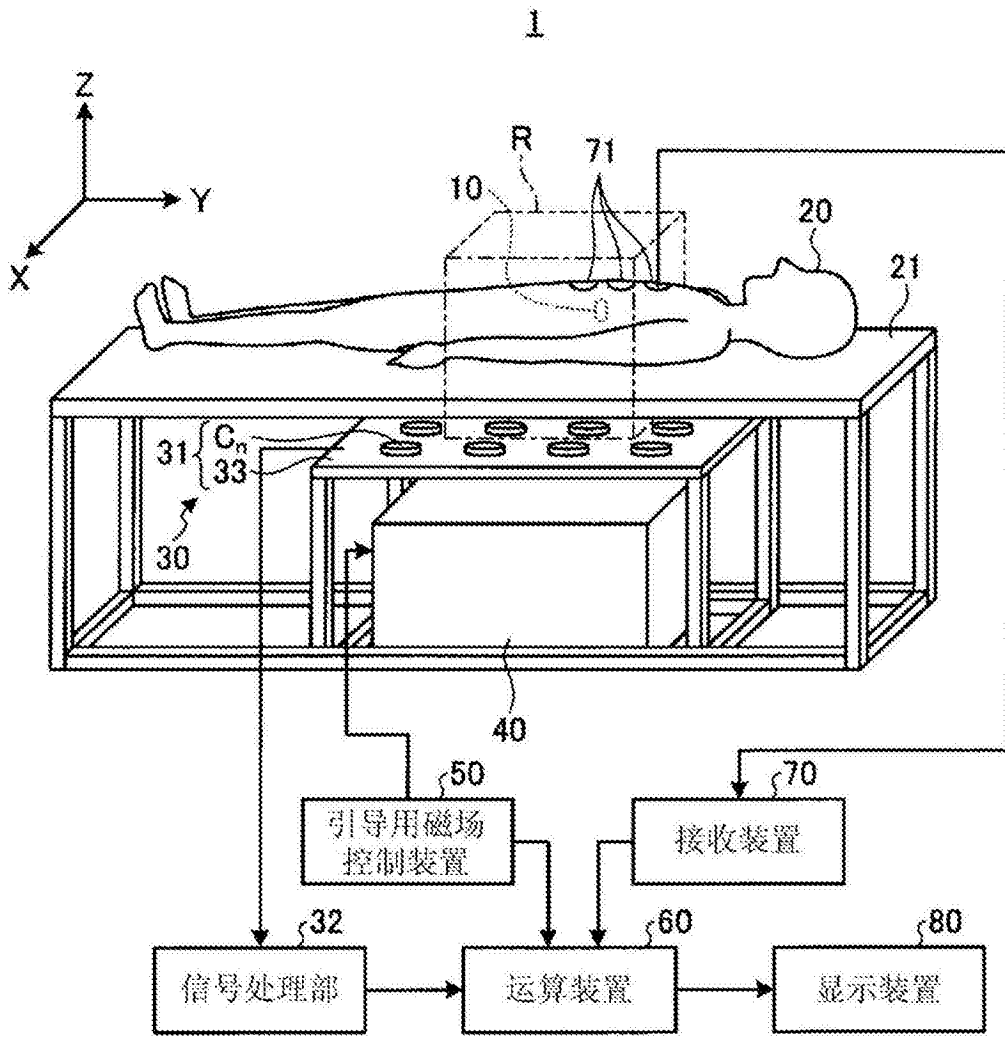


图1

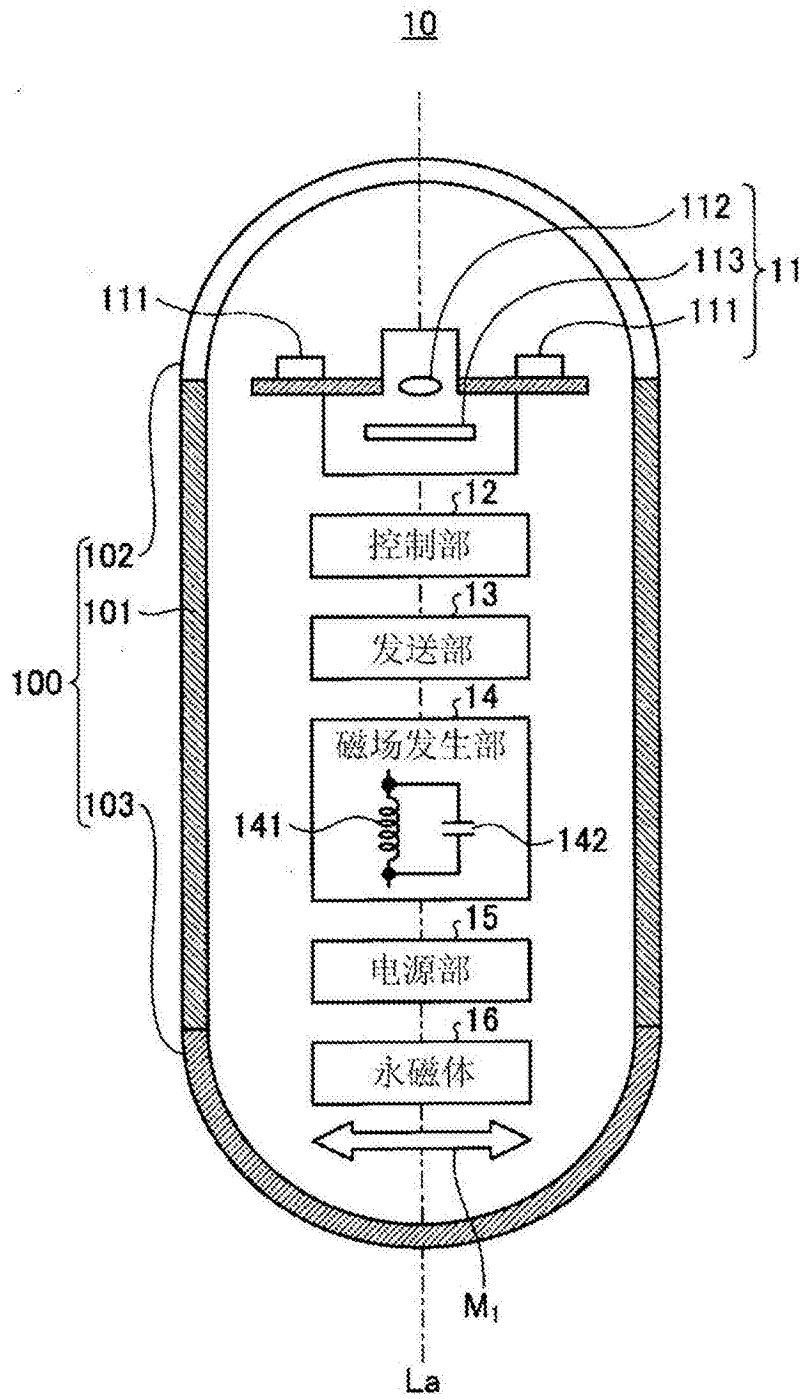


图2

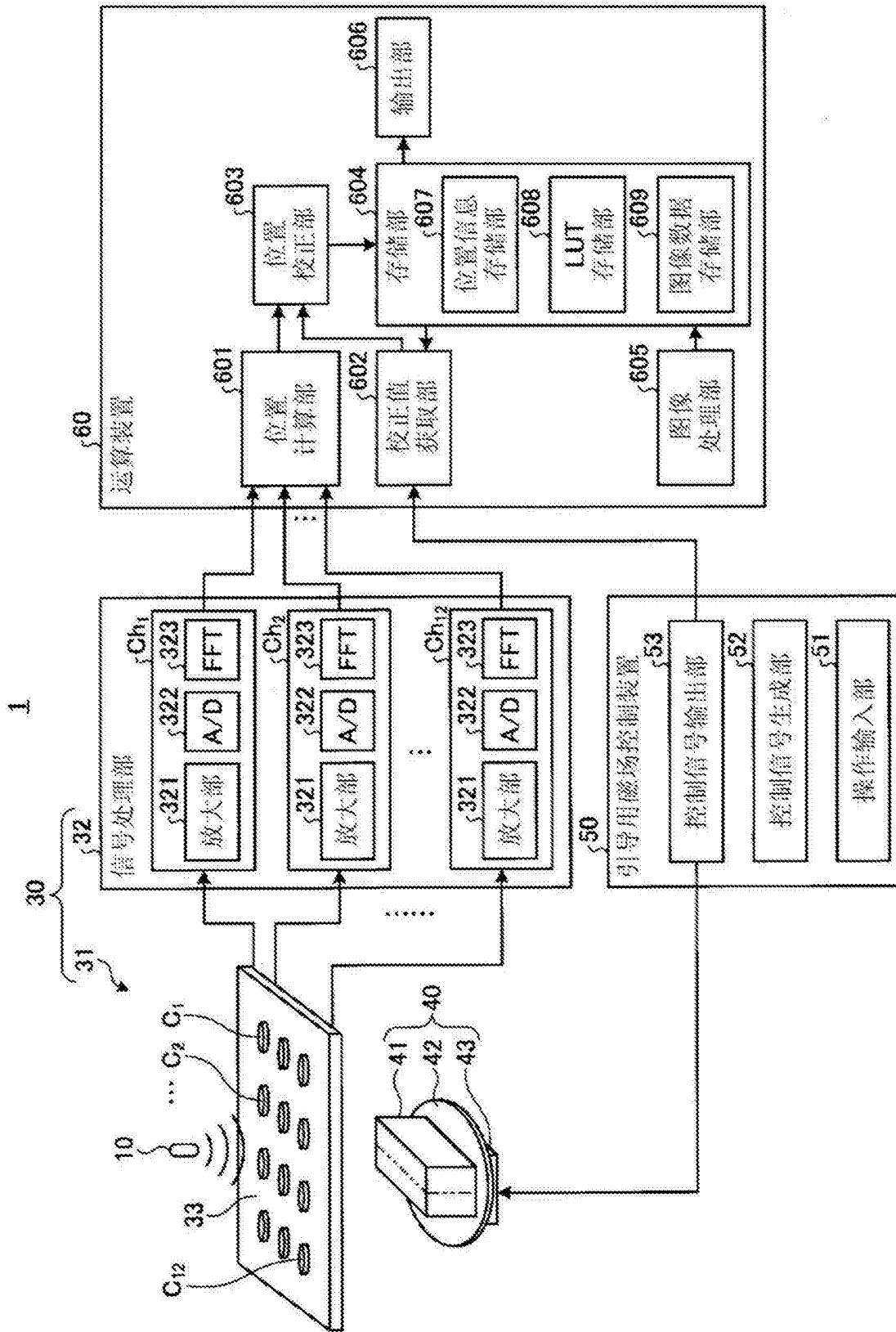


图3

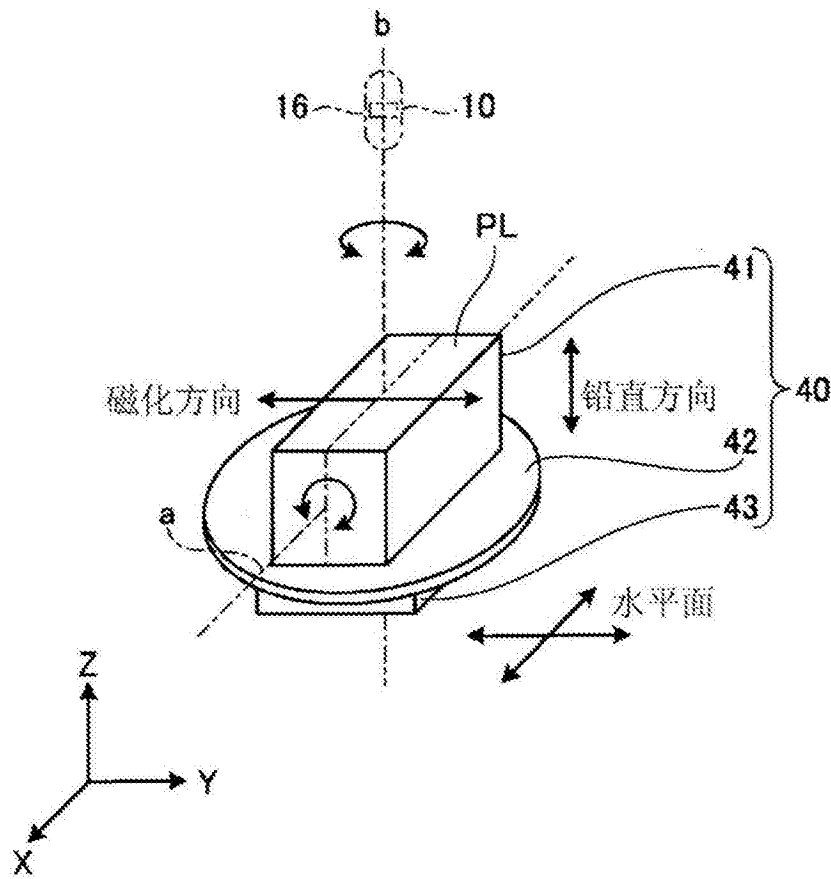


图4

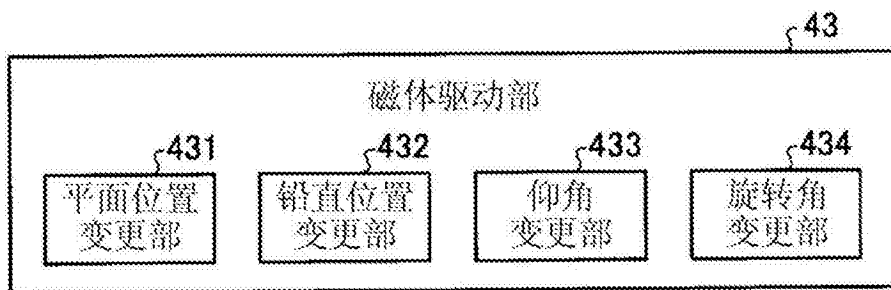


图5

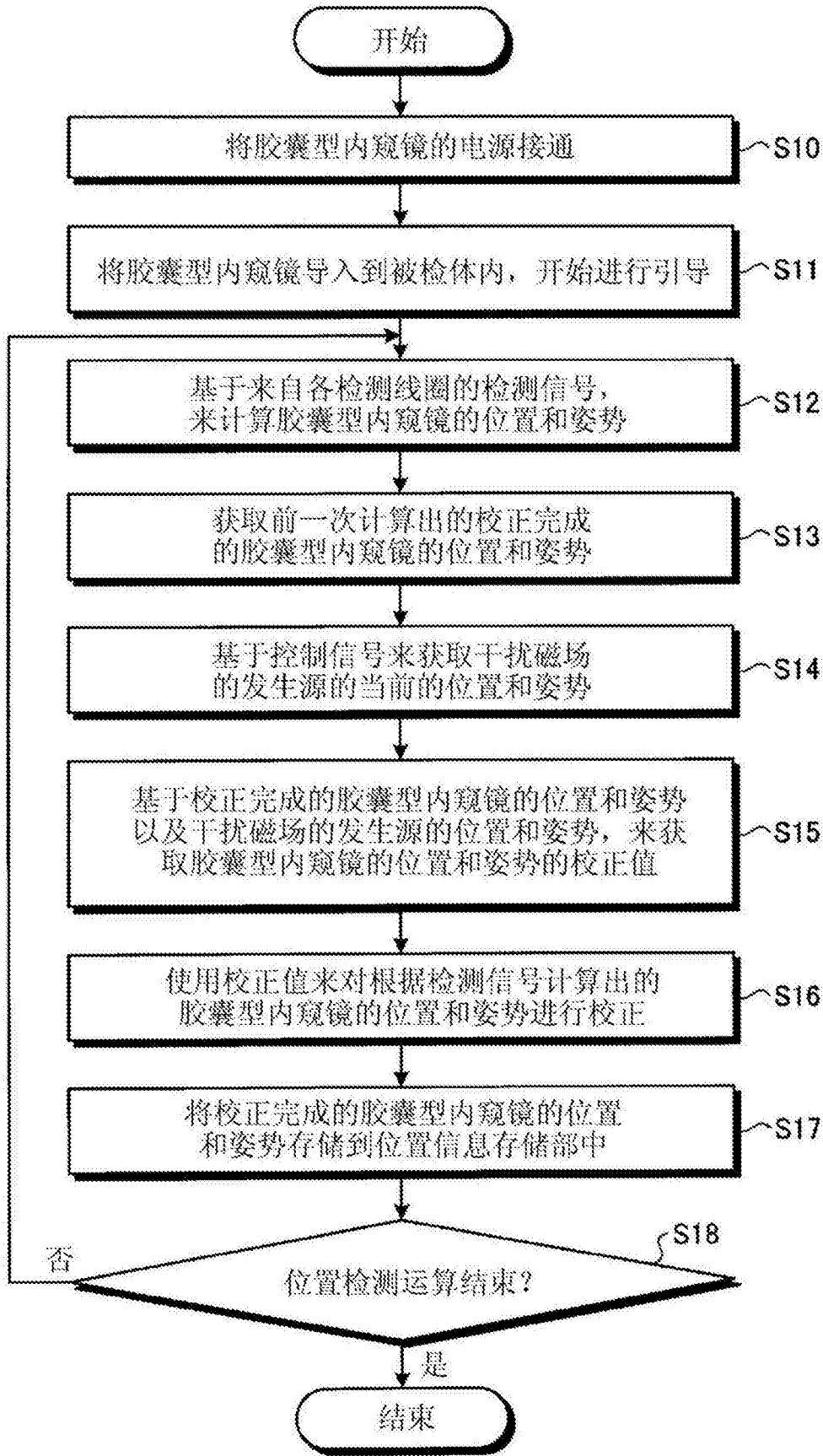


图6

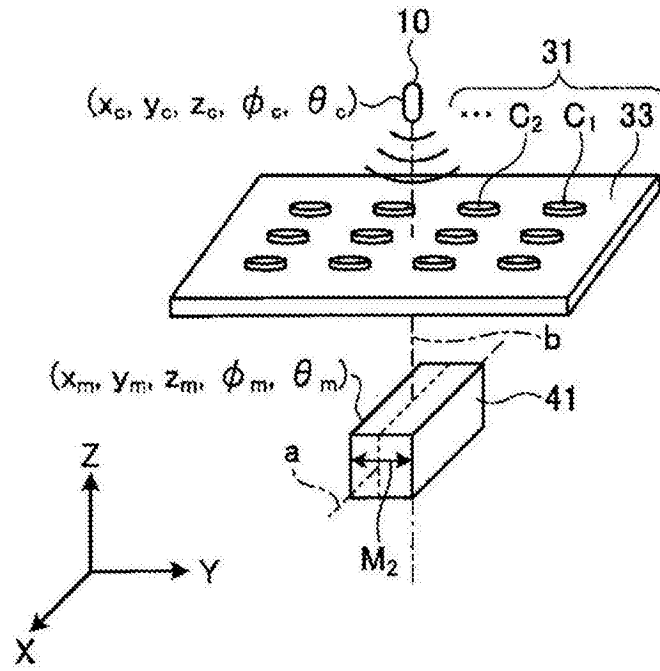


图7

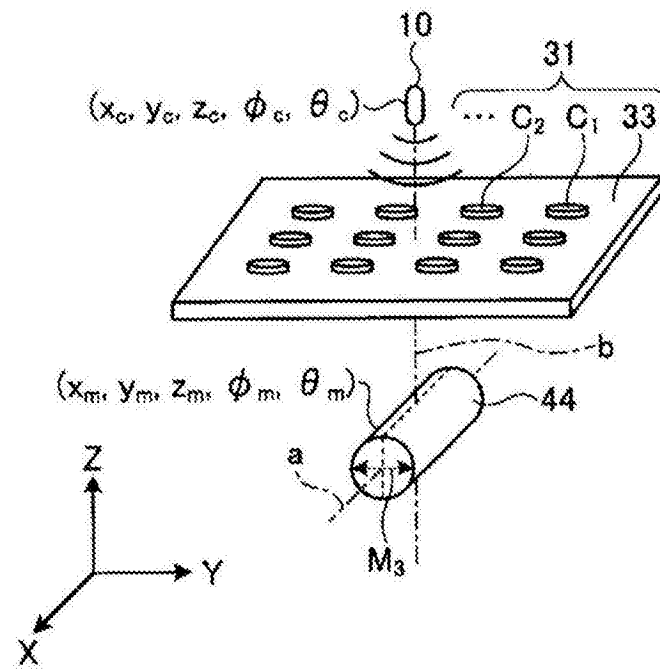


图8

| j | 校正系数 | | |
|---|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| | k_{xj} | k_{yj} | k_{zj} |
| 6 | 1.967×10^{-14} | -1.690×10^{-13} | 1.179×10^{-13} |
| 5 | -2.280×10^{-11} | 1.997×10^{-10} | -1.312×10^{-10} |
| 4 | 9.969×10^{-9} | -8.951×10^{-8} | 5.594×10^{-8} |
| 3 | -1.986×10^{-6} | 1.851×10^{-5} | -1.105×10^{-5} |
| 2 | 1.769×10^{-4} | -1.731×10^{-3} | 9.806×10^{-4} |
| 1 | -5.484×10^{-3} | 5.619×10^{-2} | -3.019×10^{-2} |
| 0 | 1.723 | 4.077 | -2.075 |

图9

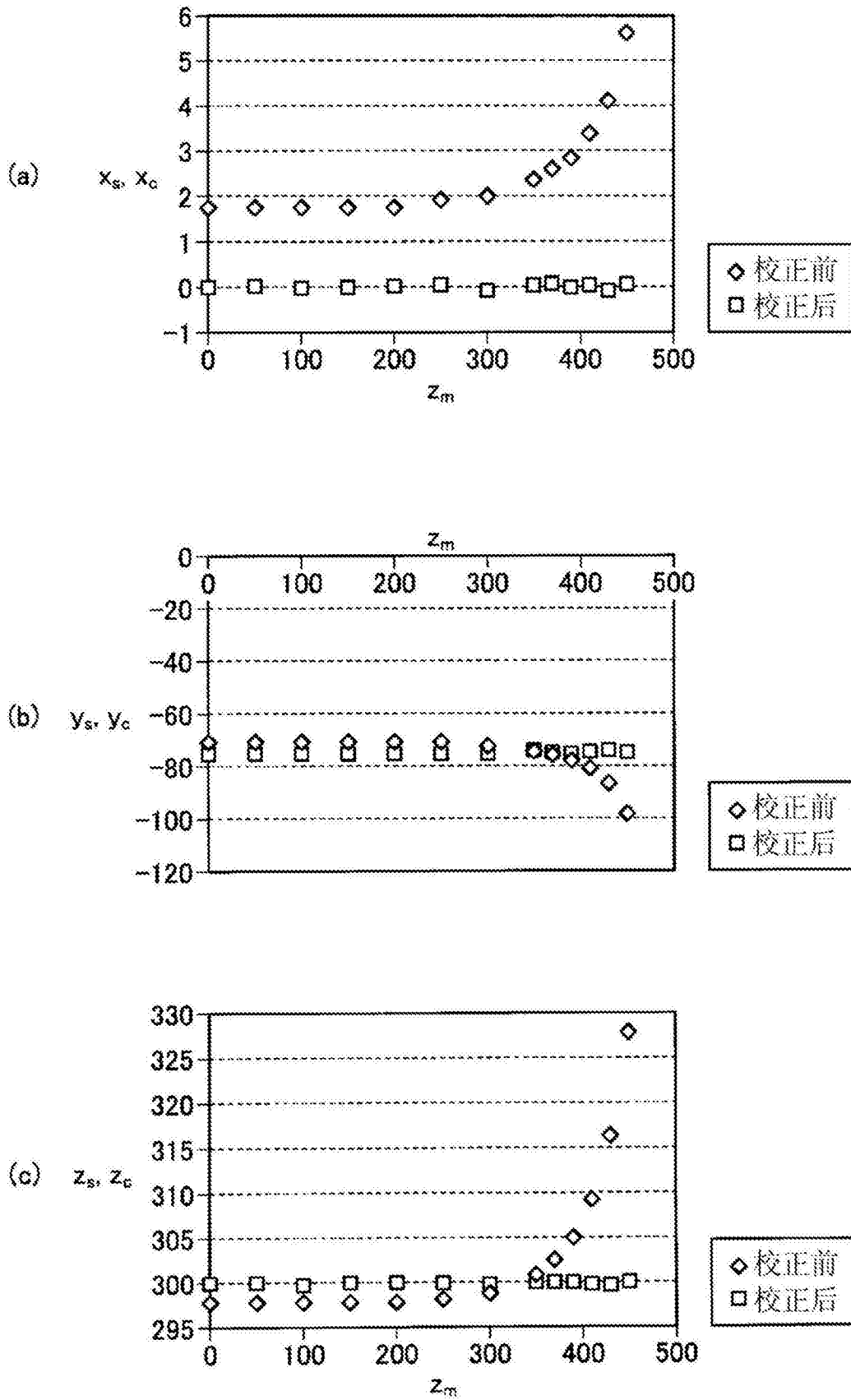


图10

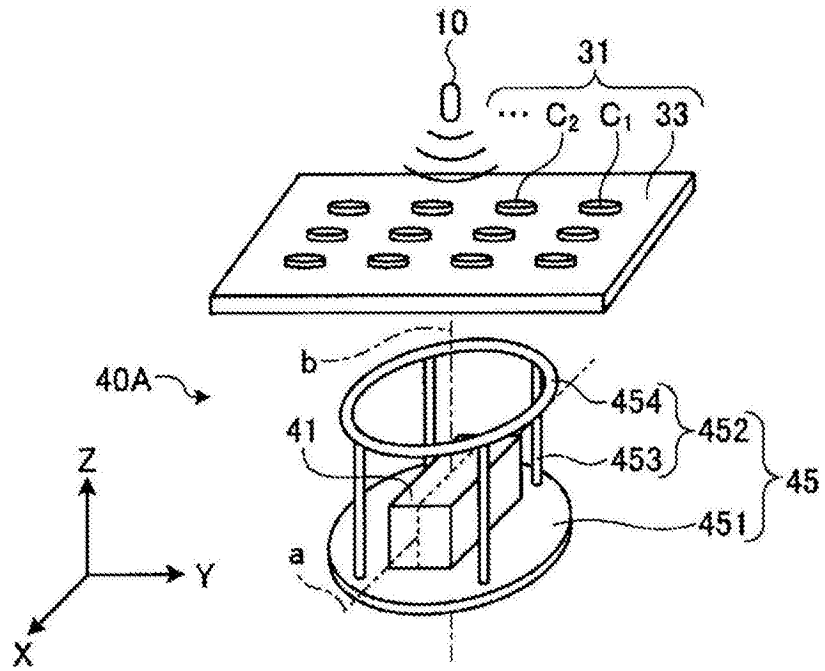


图11

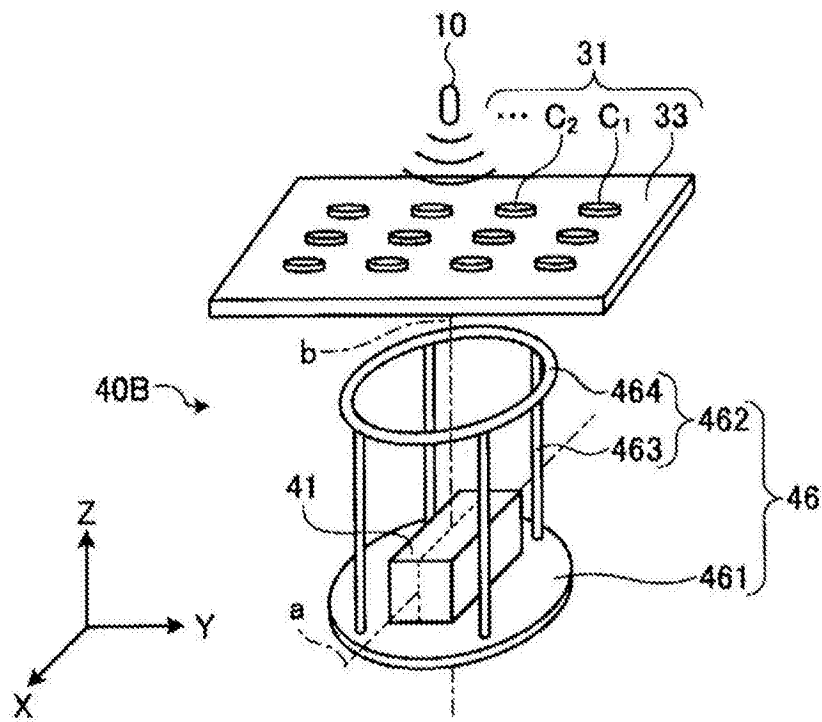


图12