



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106687022 A

(43)申请公布日 2017.05.17

(21)申请号 201580050961.6

(22)申请日 2015.10.22

(30)优先权数据

2015-063108 2015.03.25 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/079868 2015.10.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/151914 JA 2016.09.29

(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

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

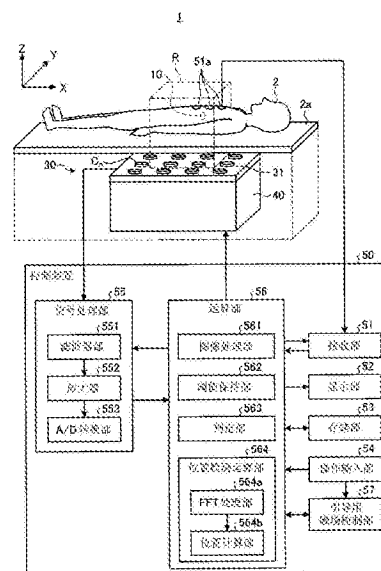
权利要求书3页 说明书15页 附图9页

(54)发明名称

位置检测系统以及引导系统

(57)摘要

位置检测系统具有:胶囊型内窥镜(10),其内部设置有用于产生磁场的磁场产生部;多个检测线圈(C_n),其输出该磁场的检测信号;位置检测运算部(564),其使用检测线圈(C_n)输出的检测信号来计算胶囊型内窥镜(10)的位置;判定部(563),其判定是否能够正确地检测胶囊型内窥镜(10)的位置;以及阈值保持部(562),其用于保持该判定所使用的阈值,其中,该阈值是基于在规定条件下从多个检测线圈(C_n)输出的至少一个输出值的值,判定部(563)使用从多个检测线圈(C_n)输出的输出值中的至少一个输出值来决定判定值,在该判定值小于阈值的情况下,判定为不能正确地检测胶囊型内窥镜(10)的位置。由此,提供一种能够防止不正确地输出胶囊型医疗装置的位置检测结果的位置检测系统。



1. 一种位置检测系统,其特征在于,具备:

胶囊型医疗装置,其内部设置有用于产生磁场的磁场产生部;

多个磁场检测部,其检测所述磁场产生部产生的磁场并输出检测信号;

位置检测运算部,其使用由所述多个磁场检测部分别输出的多个检测信号中的至少任一个检测信号,来计算所述胶囊型医疗装置的位置;

判定部,其判定是否能够基于所述多个检测信号来正确地检测所述胶囊型医疗装置的位置;以及

阈值保持部,其保持所述判定部中的判定所使用的阈值,

其中,所述阈值是基于在规定条件下由所述多个磁场检测部分别输出的多个检测信号中的至少一个检测信号的输出值的值,

所述判定部使用由所述多个磁场检测部中的至少一部分磁场检测部分别输出的多个检测信号的输出值中的至少一个输出值来决定判定值,在该判定值小于所述阈值的情况下,判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测。

2. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

在将所述胶囊型医疗装置配置在使所述多个磁场检测部分别输出的多个检测信号的输出值的水平最低的位置的条件下,设定所述阈值。

3. 根据权利要求1或2所述的位置检测系统,其特征在于,

在所述胶囊型医疗装置位于该胶囊型医疗装置的检测对象区域的边界的条件下,设定所述阈值。

4. 根据权利要求1~3中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

所述判定部基于从所述多个磁场检测部中的全部磁场检测部输出的输出值来决定所述判定值。

5. 根据权利要求1~3中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

所述判定部基于从所述多个磁场检测部中的预先设定的磁场检测部组输出的输出值来决定所述判定值。

6. 根据权利要求5所述的位置检测系统,其特征在于,

所述多个磁场检测部均是将线圈线材卷绕而形成的筒型线圈,

在所述预先设定的磁场检测部组中,各磁场检测部被配置为旋转中心轴的朝向彼此相同。

7. 根据权利要求5所述的位置检测系统,其特征在于,

所述多个磁场检测部均是将线圈线材卷绕而形成的筒型线圈,

在所述预先设定的磁场检测部组中,至少一个磁场检测部的旋转中心轴的朝向与其它磁场检测部的旋转中心轴的朝向不同。

8. 根据权利要求1~3中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

所述判定部基于从至少一个磁场检测部输出的输出值来决定所述判定值,所述至少一个磁场检测部是基于不受由所述磁场产生部产生的磁场的影响的条件下的检测信号的输出值而从所述多个磁场检测部中预先选择出的。

9. 根据权利要求8所述的位置检测系统,其特征在于,

预先选择出的所述至少一个磁场检测部是所述条件下的检测信号的输出值为规定值

以下的磁场产生部。

10. 根据权利要求8所述的位置检测系统,其特征在于,

预先选择出的所述至少一个磁场检测部是从所述条件下的检测信号的输出值小的磁场产生部起第规定个数以内的磁场产生部。

11. 根据权利要求1~3中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

所述判定部将检测所述胶囊型医疗装置的位置时的所述多个检测信号的输出值中的最大值决定为所述判定值。

12. 根据权利要求1~3中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

所述判定部使用检测所述胶囊型医疗装置的位置时的所述多个检测信号的输出值中的、从值大的输出值起的规定个数的输出值来决定所述判定值。

13. 根据权利要求1~3中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

所述判定部使用从检测信号的输出值最大的磁场检测部以及与该磁场检测部相邻的规定个数的磁场检测部分别输出的多个检测信号的输出值来决定所述判定值。

14. 根据权利要求1~13中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述位置检测运算部不执行所述胶囊型医疗装置的位置的计算。

15. 根据权利要求1~13中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

还具备显示部,在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述显示部显示表示所述位置检测运算部计算出的所述胶囊型医疗装置的位置错误的信息。

16. 根据权利要求1~13中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

还具备显示部,所述显示部显示所述位置检测运算部计算出的所述胶囊型医疗装置的位置,

在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述显示部停止显示所述位置检测运算部计算出的所述胶囊型医疗装置的位置。

17. 一种引导系统,其特征在于,具备:

根据权利要求1~16中的任一项所述的位置检测系统,其中,所述胶囊型医疗装置还具有永磁体;

引导用磁场产生部,其产生作用于所述永磁体的磁场;以及

引导用磁场控制部,其进行引导控制,在该引导控制中,通过对所述引导用磁场产生部进行控制来使所述胶囊型医疗装置的位置和姿势中的至少一方变化。

18. 根据权利要求17所述的引导系统,其特征在于,

还具备屏蔽单元,该屏蔽单元能够将所述引导用磁场产生部所产生的磁场屏蔽,

在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述引导用磁场控制部进行以下控制:利用所述屏蔽单元将所述引导用磁场产生部产生的磁场屏蔽。

19. 根据权利要求17所述的引导系统,其特征在于,

所述引导用磁场控制部根据所述判定部关于是否能够正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的判定,来在能够进行所述引导控制的状态与不能进行所述引导控制的状态

之间进行切换。

20. 根据权利要求19所述的引导系统,其特征在于,

在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述引导用磁场控制部停止所述引导控制。

21. 根据权利要求19所述的引导系统,其特征在于,

在所述引导控制处于停止时所述判定部判定为能够正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述引导用磁场控制部进行使所述引导控制能够开始的控制。

22. 根据权利要求19所述的引导系统,其特征在于,

在所述引导控制处于停止时所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述引导用磁场控制部进行使所述引导控制不能开始的控制。

位置检测系统以及引导系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对被导入到被检体内的胶囊型医疗装置的位置进行检测的位置检测系统以及用于引导该胶囊型医疗装置的引导系统。

背景技术

[0002] 以往,开发出一种用于被导入到被检体内来获取与被检体内有关的各种信息、或者向被检体内投放药剂等的胶囊型医疗装置。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(管腔内)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,在由被检体吞下之后,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(以下也称为体内图像)的图像数据。

[0003] 开发出一种用于检测这种胶囊型医疗装置在被检体内的位置的系统。例如专利文献1公开了如下一种位置检测系统:在胶囊型医疗装置内设置产生磁场的磁场产生线圈,由设置于被检体外的检测线圈检测从磁场产生线圈产生的磁场,基于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] 被导入到被检体内的胶囊型医疗装置的检测精度依赖于检测线圈检测出的磁场的SN比(信噪比)以及检测线圈的配置条件。因此,期望实现在SN比低的情况下也能够尽可能地减小胶囊型医疗装置的位置检测误差的检测线圈的配置。

[0005] 专利文献1:日本特开2008-132047号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 但是,在SN比低的情况下,存在噪声对位置检测运算的影响的担忧。例如,在胶囊型医疗装置不存在于位置检测对象的的空间的情况下,本来不能检测胶囊型医疗装置的位置,因此输出检测错误才是正确的处理。但是,在噪声水平大于某个水平的情况下,在以往的位置检测系统中,有时会导致将噪声视作来自胶囊型医疗装置的输出信号进行位置检测运算。在该情况下,无论胶囊型医疗装置是否存在于位置检测对象的的空间,都会识别为胶囊型医疗装置处于该空间而导致不正确地输出胶囊型医疗装置的位置检测结果(所谓的重影:ghost)。

[0008] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种位置检测系统以及引导系统,在胶囊型医疗装置不存在于位置检测对象的的空间的情况下,能够防止不正确地输出胶囊型医疗装置的位置检测结果。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决上述问题而实现目的,本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,具备:胶囊型医疗装置,其内部设置有用于产生磁场的磁场产生部;多个磁场检测部,其检测所述磁场产生部产生的磁场并输出检测信号;位置检测运算部,其使用由所述多个磁场检测部分别输出的多个检测信号中的至少任一个检测信号,来计算所述胶囊型医疗装置的位置;

判定部,其判定是否能够基于所述多个检测信号来正确地检测所述胶囊型医疗装置的位置;以及阈值保持部,其保持所述判定部中的判定所使用的阈值,其中,所述阈值是基于在规定的条件下由所述多个磁场检测部分别输出的多个检测信号中的至少一个检测信号的输出值的值,所述判定部使用由所述多个磁场检测部中的至少一部分磁场检测部分别输出的多个检测信号的输出值中的至少一个输出值来决定判定值,在该判定值小于所述阈值的情况下,判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测。

[0011] 上述位置检测系统的特征在于,在将所述胶囊型医疗装置配置在使所述多个磁场检测部分别输出的多个检测信号的输出值的水平最低的位置的条件下,设定所述阈值。

[0012] 上述位置检测系统的特征在于,在所述胶囊型医疗装置位于该胶囊型医疗装置的检测对象区域的边界的条件下,设定所述阈值。

[0013] 上述位置检测系统的特征在于,所述判定部基于从所述多个磁场检测部中的全部磁场检测部输出的输出值来决定所述判定值。

[0014] 上述位置检测系统的特征在于,所述判定部基于从所述多个磁场检测部中的预先设定的磁场检测部组输出的输出值来决定所述判定值。

[0015] 上述位置检测系统的特征在于,所述多个磁场检测部均是将线圈线材卷绕而形成的筒型线圈,在所述预先设定的磁场检测部组中,各磁场检测部被配置为旋转中心轴的朝向彼此相同。

[0016] 上述位置检测系统的特征在于,所述多个磁场检测部均是将线圈线材卷绕而形成的筒型线圈,在所述预先设定的磁场检测部组中,至少一个磁场检测部的旋转中心轴的朝向与其它磁场检测部的旋转中心轴的朝向不同。

[0017] 上述位置检测系统的特征在于,所述判定部基于从至少一个磁场检测部输出的输出值来决定所述判定值,所述至少一个磁场检测部是基于不受由所述磁场产生部产生的磁场的影响的条件下的检测信号的输出值而从所述多个磁场检测部中预先选择出的。

[0018] 上述位置检测系统的特征在于,预先选择出的所述至少一个磁场检测部是所述条件下的检测信号的输出值为规定值以下的磁场产生部。

[0019] 上述位置检测系统的特征在于,预先选择出的所述至少一个磁场检测部是从所述条件下的检测信号的输出值小的磁场产生部起第规定个数以内的磁场产生部。

[0020] 上述位置检测系统的特征在于,所述判定部将检测所述胶囊型医疗装置的位置时的所述多个检测信号的输出值中的最大值决定为所述判定值。

[0021] 上述位置检测系统的特征在于,所述判定部使用检测所述胶囊型医疗装置的位置时的所述多个检测信号的输出值中的、从值大的输出值起的规定个数的输出值来决定所述判定值。

[0022] 上述位置检测系统的特征在于,所述判定部使用从检测信号的输出值最大的磁场检测部以及与该磁场检测部相邻的规定个数的磁场检测部分别输出的多个检测信号的输出值来决定所述判定值。

[0023] 上述位置检测系统的特征在于,在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述位置检测运算部不执行所述胶囊型医疗装置的位置的计算。

[0024] 上述位置检测系统的特征在于,还具备显示部,在所述判定部判定为不能正确地

进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述显示部显示表示所述位置检测运算部计算出的所述胶囊型医疗装置的位置错误的信息的意思的信息。

[0025] 上述位置检测系统的特征在于,还具备显示部,所述显示部显示所述位置检测运算部计算出的所述胶囊型医疗装置的位置,在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述显示部停止显示所述位置检测运算部计算出的所述胶囊型医疗装置的位置。

[0026] 本发明所涉及的引导系统的特征在于,具备:所述位置检测系统,其中,所述胶囊型医疗装置还具有永磁体;引导用磁场产生部,其产生作用于所述永磁体的磁场;以及引导用磁场控制部,其进行引导控制,在该引导控制中,通过对所述引导用磁场产生部进行控制来使所述胶囊型医疗装置的位置和姿势中的至少一方变化。

[0027] 上述引导系统的特征在于,还具备屏蔽单元,该屏蔽单元能够将所述引导用磁场产生部所产生的磁场屏蔽,在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述引导用磁场控制部进行以下控制:利用所述屏蔽单元将所述引导用磁场产生部产生的磁场屏蔽。

[0028] 上述引导系统的特征在于,所述引导用磁场控制部根据所述判定部关于是否能够正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的判定,来在能够进行所述引导控制的状态与不能进行所述引导控制的状态之间进行切换。

[0029] 上述引导系统的特征在于,在所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述引导用磁场控制部停止所述引导控制。

[0030] 上述引导系统的特征在于,在所述引导控制处于停止时所述判定部判定为能够正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述引导用磁场控制部进行使所述引导控制能够开始的控制。

[0031] 上述引导系统的特征在于,在所述引导控制处于停止时所述判定部判定为不能正确地进行所述胶囊型医疗装置的位置检测的情况下,所述引导用磁场控制部进行使所述引导控制不能开始的控制。

[0032] 发明的效果

[0033] 根据本发明,以基于在规定条件下从多个磁场检测部输出的输出值的阈值为基准,与使用从上述多个磁场检测部输出的输出值中的至少一个输出值决定的判定值进行比较,因此能够适当地判定是否能够正确地进行胶囊型医疗装置的位置检测。因而,即使在胶囊型医疗装置不存在于位置检测对象的空间的情况下,也能够防止不正确地输出胶囊型医疗装置的位置检测结果。

附图说明

[0034] 图1是示出本发明的实施方式1所涉及的引导系统的一个结构例的示意图。

[0035] 图2是示出图1所示的胶囊型内窥镜的内部构造的一例的示意图。

[0036] 图3是示出图1所示的引导用磁场产生装置的结构例的示意图。

[0037] 图4是示出图1所示的引导系统的动作的流程图。

[0038] 图5是用于说明判定部进行的判定方法的示意图。

[0039] 图6是用于说明判定部进行的判定方法的示意图。

- [0040] 图7是用于说明阈值的设定方法(1)的示意图。
- [0041] 图8是示出由检测线圈检测出的检测信号的输出值的一例的示意图。
- [0042] 图9是用于说明阈值的设定方法(2)的示意图。
- [0043] 图10是用于说明本发明的实施方式2中的判定值的决定方法的示意图。
- [0044] 图11是用于说明本发明的实施方式2中的判定值的决定方法的示意图。
- [0045] 图12是用于说明本发明的实施方式2中的判定值的决定方法的示意图。
- [0046] 图13是示出本发明的实施方式3中的检测线圈的配置例的示意图。

具体实施方式

[0047] 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以及引导系统。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检测对象的胶囊型医疗装置的一个方式,例示经口而被导入到被检体内来拍摄被检体内(管腔内)的胶囊型内窥镜,但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管腔内从被检体的食道移动到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呈胶囊型的各种医疗装置的位置检测。

[0048] 另外,在以下的说明中,各附图只不过是能够理解本发明的内容的程度概要性地示出了形状、大小以及位置关系。因而,本发明并不仅限于各附图例示出的形状、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。

[0049] (实施方式1)

[0050] 图1是示出本发明的实施方式1所涉及的引导系统的一个结构例的示意图。如图1所示,本实施方式1所涉及的引导系统1具备:胶囊型内窥镜10,其作为向被检体2的管腔内导入的胶囊型医疗装置的一例,将通过拍摄被检体2内获取到的图像数据叠加于无线信号来发送;磁场检测装置30,其设置在用于载置被检体2的床2a的下方,检测胶囊型内窥镜10所产生的交变磁场;引导用磁场产生装置40,其产生用于引导胶囊型内窥镜10的磁场;以及控制装置50,其基于由磁场检测装置30检测出的交变磁场来检测胶囊型内窥镜10的位置,并且在被检体2内引导胶囊型内窥镜10。

[0051] 以下,将床2a的上表面、即被检体2的载置面设为XY平面(水平面),将与该XY平面正交的方向设为Z方向(铅直方向、即重力方向)。

[0052] 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2的管腔内的大小的胶囊型;摄像部11,其收纳在该壳体100内,拍摄被检体2内来获取摄像信号;控制部12,其控制包括摄像部11在内的胶囊型内窥镜10的各部的动作,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;磁场产生部14,其产生用于检测该胶囊型内窥镜10的位置的交变磁场;电源部15,其向胶囊型内窥镜10的各部供给电力;以及永磁体16。

[0053] 壳体100是形成为能够被导入到被检体2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和呈圆顶形状的圆顶状壳体102、103,通过利用呈圆顶形状的圆顶状壳体102、103堵塞筒状壳体101的两侧开口端来实现该壳体100。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,圆顶状壳体102、103中的至少一方(在图2中是

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。此外,在图2中,只在一方的圆顶状壳体102侧设置了一个摄像部11,但也可以设置两个摄像部11,在该情况下,圆顶状壳体103也由透明的光学构件形成。这种壳体100液密性地在内部包含摄像部11、控制部12、发送部13、磁场产生部14、电源部15以及永磁体16。

[0054] 摄像部11具有LED等照明部111、聚光透镜等光学系统112以及CMOS图像传感器或CCD等摄像元件113。照明部111向摄像元件113的摄像视野发出白色光等照明光,隔着圆顶状壳体102对摄像视野内的被检体进行照明。光学系统112将来自该摄像视野的反射光会聚在摄像元件113的摄像面成像。摄像元件113将在摄像面接收到的来自摄像视野的反射光(光信号)转换为电信号来作为图像信号输出。

[0055] 控制部12使摄像部11以规定的摄像帧频进行动作,并且使照明部111与摄像帧频同步地发光。另外,控制部12对由摄像部11生成的摄像信号实施A/D(模拟/数字)转换、其它规定的信号处理来生成图像数据。并且,控制部12通过使电源部15向磁场产生部14供给电力来使磁场产生部14产生交变磁场。

[0056] 发送部13具备发送天线,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,并经由发送天线依次无线发送到外部。

[0057] 磁场产生部14包括磁场产生线圈141和电容器142,接收来自电源部15的电力供给而产生规定频率的交变磁场,其中,该磁场产生线圈141形成谐振电路的一部分,通过电流流过而产生磁场,该电容器142与该磁场产生线圈141一起形成谐振电路。

[0058] 电源部15是纽扣型电池、电容器等蓄电部,具有磁开关、光开关等开关部。在将电源部15设成具有磁开关的结构的情况下,电源部15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)供给蓄电部的电力。另外,在断开状态的情况下,电源部15停止向胶囊型内窥镜10的各构成部的电力供给。

[0059] 永磁体16用于能够通过由引导用磁场产生装置40产生的磁场对胶囊型内窥镜10进行磁引导,该永磁体16以磁化方向相对于壳体100的长轴La具有倾斜的方式被固定配置在呈胶囊形状的壳体100的内部。此外,在图2中,使用箭头表示永磁体16的磁化方向。在实施方式1中,将永磁体16配置为磁化方向与长轴La正交。永磁体16追随从外部施加的磁场而进行动作,其结果,实现引导用磁场产生装置40对胶囊型内窥镜10的磁引导。

[0060] 再次参照图1,磁场检测装置30具有平面状的面板31以及多个检测线圈 C_n ($n=1、2、\dots$),该多个检测线圈 C_n 被配置在该面板31的主面上,各自接收从胶囊型内窥镜10产生的交变磁场并输出检测信号。各检测线圈 C_n 是由将线圈线材卷绕成螺旋弹簧状而形成的筒型线圈构成的磁场检测部,例如具有开口直径为30mm~40mm左右、高度为5mm左右的尺寸。

[0061] 这种磁场检测装置30被配置在检查中的被检体2的附近。在实施方式1中,将磁场检测装置30以面板31的主面水平的方式配置在床2a的下方。

[0062] 该磁场检测装置30能够检测胶囊型内窥镜10的位置的区域为检测对象区域R。该检测对象区域R是包括胶囊型内窥镜10能够在被检体2内移动的范围(即,观察对象的脏器的范围)的三维的封闭的区域,是根据磁场检测装置30中的多个检测线圈 C_n 的配置、胶囊型内窥镜10内的磁场产生部14能够产生的磁场的强度等预先设定的。

[0063] 图3是示出引导用磁场产生装置40的结构例的示意图。如图3所示,引导用磁场产

生装置40产生磁场,该磁场用于使被导入到被检体2内的胶囊型内窥镜10的位置、长轴La相对于铅直方向的倾斜角以及方位角相对于被检体2相对地变化。更详细地说,引导用磁场产生装置40具备作为产生磁场的引导用磁场产生部(第二磁场产生部)的体外永磁体41、使该体外永磁体41的位置和姿势变化的磁体驱动部42、作为能够将体外永磁体41产生的磁场屏蔽的屏蔽单元的磁屏蔽件43以及磁屏蔽件驱动部44。其中,磁体驱动部42具有平面位置变更部421、铅直位置变更部422、仰角变更部423以及旋转角变更部424。

[0064] 体外永磁体41优选由具有长方体形状的棒磁体来实现,将胶囊型内窥镜10约束在将与体外永磁体41自身的磁化方向平行的四个面中的一个面投影到水平面所得到的区域内。此外,也可以设置通过电流流过而产生磁场的电磁体,来代替体外永磁体41。

[0065] 磁体驱动部42按照从后述的引导用磁场控制部57输出的控制信号进行动作。具体地说,平面位置变更部421使体外永磁体41在XY面内平移。即,在确保体外永磁体41中的被磁化的2个磁极的相对位置的状态下在水平面内进行移动。

[0066] 铅直位置变更部422使体外永磁体41沿Z方向平移。即,在确保体外永磁体41中的被磁化的2个磁极的相对位置的状态下沿铅直方向进行移动。

[0067] 仰角变更部423通过使体外永磁体41在包括体外永磁体41的磁化方向的铅直面内旋转来使磁化方向相对于水平面的角度变化。

[0068] 旋转角变更部424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旋转。

[0069] 磁屏蔽件43是由铁、镍等强磁性体构成的板状的构件,至少在体外永磁体41的上方以能够插拔的方式设置该磁屏蔽件43。磁屏蔽件驱动部44按照从后述的引导用磁场控制部57输出的控制信号来进行磁屏蔽件43的插入和拔出。在从体外永磁体41的上方拔出了磁屏蔽件43的期间,由体外永磁体41在包含检测对象区域R的空间生成磁场。在此期间,能够进行引导用磁场产生装置40对胶囊型内窥镜10的引导。另一方面,在磁屏蔽件43插入到了体外永磁体41的上方的期间,体外永磁体41产生的磁场被屏蔽在引导用磁场产生装置40内。即,在此期间,不进行胶囊型内窥镜10的引导。

[0070] 此外,在设置电磁体来代替体外永磁体41的情况下,不需要设置磁屏蔽件43和磁屏蔽件驱动部44。在该情况下,通过使向电磁体的电力供给停止而使引导用磁场产生装置40的磁场产生停止,因此用于对向电磁体的电力供给进行控制的电力控制部作为磁场的屏蔽单元而发挥功能。

[0071] 再次参照图1,控制装置50具备:接收部51,其经由接收天线51a接收从胶囊型内窥镜10发送的无线信号;显示部52,其使被该控制装置50处理后的各种信息等输出并显示于显示装置等;存储部53;操作输入部54,其用于输入针对该控制装置50的各种信息、命令;信号处理部55,其对从各检测线圈C_n输出的检测信号实施各种信号处理来生成磁场信息;运算部56,其进行基于由接收部51接收到的图像数据进行的图像生成、基于由信号处理部55生成的磁场信息进行的胶囊型内窥镜10的位置检测等各种运算处理;以及引导用磁场控制部57,其进行用于引导胶囊型内窥镜10的控制。

[0072] 在利用胶囊型内窥镜10进行检查时,在被检体2的体表粘贴用于接收从胶囊型内窥镜10发送来的无线信号的多个接收天线51a。接收部51从这些接收天线51a中选择对无线信号而言接收强度最高的接收天线51a,对经由所选择出的接收天线51a接收到的无线信号

实施解调处理等,由此获取体内图像的图像数据和关联信息。

[0073] 显示部52包括液晶、有机EL等各种显示器,将从操作输入部54输入的各种信息、被检体2的体内图像、拍摄体内图像时的胶囊型内窥镜10的位置信息等以画面显示。

[0074] 使用快闪存储器或硬盘等以能够改写的方式保存信息的存储介质以及写入读取装置来实现存储部53。存储部53储存用于运算部56对控制装置50的各部进行控制的各种程序或各种参数、由胶囊型内窥镜10拍摄到的体内图像的图像数据、胶囊型内窥镜10在被检体2内的位置信息等。

[0075] 操作输入部54由各种按钮、开关、键盘等输入设备、鼠标、触摸面板等指示设备、操纵杆等实现,根据用户的输入操作来向运算部56输入各种信息。作为由操作输入部54输入的信息,例如能够列举用于将胶囊型内窥镜10引导至用户所期望的位置和姿势的信息(以下称为引导操作信息)。

[0076] 信号处理部55具有放大器552、对从磁场检测装置30输出的检测信号的波形进行整形的滤波器部551以及对检测信号实施A/D转换处理的A/D转换部553。此外,在磁场检测装置30能够检测磁场的空间中,存在由胶囊型内窥镜10内的磁场产生部14产生的交变磁场、以及引导用磁场产生装置40所形成的引导用磁场,但两个磁场的频率完全不同,因此不会产生磁场之间的干扰问题。

[0077] 运算部56例如使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)等构成,从存储部53读出程序来进行针对构成控制装置50的各部的指示、数据的传送等,并统一控制控制装置50的动作。另外,运算部56具备图像处理部561、阈值保持部562、判定部563以及位置检测运算部564。

[0078] 图像处理部561通过对从接收部51输入的图像数据实施白平衡处理、去马赛克(Demosaicking)、伽马变换、平滑化(噪声去除等)等规定的图像处理来生成显示用的图像数据。

[0079] 判定部563基于从信号处理部55输出的检测信号的输出值来判定是否使后述的位置检测运算部564执行胶囊型内窥镜10的位置检测运算。阈值保持部562保持有该判定所使用的阈值。

[0080] 在判定部563判定为执行位置检测运算的情况下,位置检测运算部564基于从信号处理部55输出的检测信号来获取表示胶囊型内窥镜10的位置的信息(位置信息)。更详细地说,位置检测运算部564具有:FFT处理部564a,其通过对从信号处理部55输出的检测数据实施高速傅里叶变换处理(以下称为FFT处理),来提取交变磁场的振幅和相位等磁场信息;以及位置计算部564b,其基于由FFT处理部564a提取出的磁场信息来计算胶囊型内窥镜10的位置。

[0081] 图1所示的引导系统1中的胶囊型内窥镜10、磁场检测装置30、信号处理部55、阈值保持部562、判定部563以及位置检测运算部564构成位置检测系统。

[0082] 引导用磁场控制部57基于由位置检测运算部564计算出的胶囊型内窥镜10的位置和姿势以及从操作输入部54输入的引导操作信息,来控制磁体驱动部42的各部的动作,以使胶囊型内窥镜10在用户所期望的位置呈用户所期望的姿势。即,通过使体外永磁体41的位置、仰角以及旋转角变化,来使包括胶囊型内窥镜10的位置的空间内的磁梯度变化来引导胶囊型内窥镜10。

[0083] 接着,对引导系统1的动作进行说明。图4是示出引导系统1的动作的流程图。

[0084] 首先,在步骤S10中,将胶囊型内窥镜10的电源接通。由此,开始进行从电源部15(参照图2)向胶囊型内窥镜10的各部的电力供给,摄像部11开始进行摄像,并且磁场产生部14开始产生磁场。

[0085] 在步骤S11中,磁场检测装置30进行磁场的检测。即,磁场检测装置30的各检测线圈 C_n 产生与对自身的位置分布的磁场相应的电流,将该电流作为磁场的检测信号而输出到信号处理部55。

[0086] 在步骤S12中,信号处理部55取入从磁场检测装置30输出的多个检测信号(多个检测线圈 C_n 各自产生的电流),对这些检测信号实施波形的整形、放大、A/D转换等信号处理后输出。

[0087] 在步骤S13中,判定部563对由阈值保持部562预先保持的阈值与基于从信号处理部55输出的多个检测信号的输出值(振幅)决定的判定值进行比较。在后面详细地叙述阈值的设定方法和判定值的决定方法。图5和图6是用于说明检测线圈 C_n 的输出值的判定方法的示意图。在此,作为一例,如图5和图6所示,将多个检测线圈 C_n 的输出值中的最大值 $D_{\max}$ 设为判定值,判定该判定值 $D_{\max}$ 是否为阈值 Th_0 以上。

[0088] 如图5所示,在判定值(最大值 $D_{\max}$)为阈值 Th_0 以上的情况下(步骤S13:“是”),判定部563判定为胶囊型内窥镜10实际存在于检测对象区域R内并且能够正确地进行位置检测(步骤S14)。在此,能够正确地进行位置检测是指:检测线圈 C_n 检测出的信号中含有胶囊型内窥镜10所产生的磁场成分,并能够基于该磁场成分进行位置检测运算。相反地,不能正确地进行位置检测是指:检测线圈 C_n 检测出的信号中几乎不含有胶囊型内窥镜10所产生的磁场成分而导致执行基于噪声成分的位置检测运算。

[0089] 在该情况下,位置检测运算部564基于从信号处理部55输出的多个检测信号来进行胶囊型内窥镜10的位置检测运算(步骤S15)。详细地说,FFT处理部564a通过对各检测信号实施高速傅里叶变换处理,来计算检测信号的振幅和相位。该振幅和相位与各检测线圈 C_n 的位置处的磁场的强度和相位对应。位置计算部564b基于检测信号的振幅和相位来计算胶囊型内窥镜10的位置和姿势。

[0090] 在接下来的步骤S16中,引导用磁场控制部57判定是否从操作输入部54输入了引导操作信息。在输入了引导操作信息的情况下(步骤S16:“是”),引导用磁场控制部57基于该引导操作信息以及步骤S15中计算出的胶囊型内窥镜10的位置和姿势来控制引导用磁场产生装置40的动作,由此执行胶囊型内窥镜10的引导(步骤S17)。

[0091] 另一方面,在没有从操作输入部54输入引导操作信息的情况下(步骤S16:“否”),引导系统1的动作直接转移到步骤S20。

[0092] 在步骤S13中如图6所示的那样判定值 $D_{\max}$ 小于阈值 Th_0 的情况下(步骤S13:“否”),判定部563判定为胶囊型内窥镜10实际不存在于检测对象区域R内并且不能正确地进行位置检测(步骤S18)。在该情况下,位置检测运算部564不进行胶囊型内窥镜10的位置检测运算,动作转移到接下来的步骤S19。

[0093] 在步骤S19中,引导用磁场控制部57将针对胶囊型内窥镜10的引导控制关闭。具体地说,针对引导用磁场产生装置40的磁屏蔽件驱动部44进行以下控制:将磁屏蔽件43插入到体外永磁体41的上方,来将体外永磁体41产生的磁场屏蔽在该引导用磁场产生装置40

内。由此,即使从操作输入部54输入了引导操作信息,也不对胶囊型内窥镜10施加引导用磁场。之后,引导系统1的动作转移到步骤S20。

[0094] 在步骤S20中,控制装置50判断是否结束利用胶囊型内窥镜10进行的检查。具体地说,在经由操作输入部54输入了结束检查的指示信号、从胶囊型内窥镜10的电源接通起经过了规定时间以上之类的情况下,控制装置50判断为结束检查。

[0095] 在要结束检查的情况下(步骤S20:“是”),引导系统1的动作结束。另一方面,在不结束检查的情况下(步骤S20:“否”),引导系统1的动作返回到步骤S11。

[0096] 接着,对步骤S13中使用的阈值的设定方法进行说明。作为阈值的设定方法,能够列举以下的设定方法(1)、(2)。在上述的步骤S13中,可以使用通过阈值的设定方法(1)、(2)中的任意方法获取到的阈值。

[0097] (阈值的设定方法(1))

[0098] 图7是用于说明阈值的设定方法(1)的示意图,示出设置于磁场检测装置30的多个检测线圈 C_n (作为一例, $n=1\sim 16$)以及胶囊型内窥镜10的检测对象区域R。

[0099] 在利用胶囊型内窥镜10进行的检查开始之前进行阈值的获取。首先,将胶囊型内窥镜10的电源接通,来使磁场产生部14产生磁场。然后,将处于正在产生磁场的状态的胶囊型内窥镜10配置在针对该胶囊型内窥镜10产生的磁场而言各检测线圈 C_n 的检测水平为最低的位置,换句话说,配置在检测对象区域R的端部(边界面或边界线),优选配置在作为最端部的角。在图7中,示出将胶囊型内窥镜10配置在检测对象区域R的上表面的四角中的一个角的状态。

[0100] 图8是示出在该状态下由各检测线圈 C_n 检测出的检测信号的输出值的一例的示意图。在图8中,检测线圈 C_4 的输出值为最大。在该情况下,获取该最大的输出值来作为阈值 Th_0 。

[0101] (阈值的设定方法(2))

[0102] 与上述阈值的设定方法(1)同样地,将处于正在产生磁场的状态的胶囊型内窥镜10配置在针对胶囊型内窥镜10产生的磁场而言各检测线圈 C_n 的检测水平为最低的位置(检测对象区域R的端部)(参照图7)。然后,将输出值最大的检测线圈 C_n 以及位于该检测线圈 C_n 的附近的规定个数(一个以上)的检测线圈 C_n 的输出值的平均值设定为阈值。图9是用于说明阈值的设定方法(2)的示意图。

[0103] 例如在图8的情况下,检测线圈 C_4 的输出值最大,如图9所示,位于检测线圈 C_4 的附近的检测线圈 C_n 是检测线圈 C_3 、 C_7 、 C_8 。因而,范围A1内包含的检测线圈组(检测线圈 C_3 、 C_4 、 C_7 、 C_8)的输出值的平均值被设定为阈值。

[0104] 在此,输出值最大的检测线圈 C_n 以及位于该检测线圈 C_n 附近的检测线圈 C_n 并不如范围A1那样被限定为配置于面板31的检测线圈组中的角处的四个检测线圈。作为不同的例子,在检测线圈 C_{10} 的输出值最大的情况下,也可以将与检测线圈 C_{10} 在纵方向和横方向上相邻的四个检测线圈 C_6 、 C_9 、 C_{11} 、 C_{14} 设为位于附近的检测线圈 C_n 。在该情况下,范围A2内包含的检测线圈组的输出值的平均值被设定为阈值。作为进一步不同的例子,也可以将与输出值最大的检测线圈 C_{10} 在纵方向、横方向以及倾斜方向上相邻的八个检测线圈 C_5 、 C_6 、 C_7 、 C_9 、 C_{11} 、 C_{13} 、 C_{14} 、 C_{15} 设为位于附近的检测线圈 C_n 。在该情况下,范围A3内包含的检测线圈组的输出值的平均值被设定为阈值。

[0105] 此外,也可以基于理论值来预先计算这些阈值。即,假定将产生规定强度(与胶囊型内窥镜10所产生的磁场相同程度)的磁场的磁场产生源配置在检测对象区域R的端部,基于各检测线圈 C_n 的位置处的磁场的强度的理论值,来与上述阈值的设定方法(1)或(2)同样地计算阈值。

[0106] 接着,对步骤S13中与阈值进行比较的判定值的决定方法进行说明。作为判定值的决定方法,能够列举以下的决定方法(1)~(4)。在上述的步骤S13中,也可以使用通过判定值的决定方法(1)~(4)中的任意方法决定的判定值。

[0107] (判定值的决定方法(1))

[0108] 如上述步骤S13中说明的那样,将多个检测线圈 C_n 的输出值中的最大值设为判定值。例如在图5的情况下,检测线圈 C_5 的输出值最大,因此该最大值 $D_{\max}$ 被决定为判定值,并与阈值 Th_0 进行比较。

[0109] (判定值的决定方法(2))

[0110] 将多个检测线圈 C_n 的输出值中的、从值大的输出值起的规定个数(两个以上)的输出值的平均值设为判定值。例如在将从值大的输出值起的四个输出值的平均值设为判定值的情况下,在得到图5所示的输出值时,检测线圈 C_1 、 C_5 、 C_6 、 C_9 的输出值的平均值被决定为判定值。

[0111] 在此,以往的位置检测系统中能够检测到的胶囊型内窥镜10的不正确的位置(重影)依赖于噪声分布,因此检测出的重影的位置、信号水平大致固定。因此,通过将输出值容易变大的多个检测线圈 C_n 的输出值设为判定对象,能够精度良好地判定本次从各检测线圈 C_n 输出的输出值是胶囊型内窥镜10所产生的磁场的检测结果还是水平高的噪声的检测结果。

[0112] (判定值的决定方法(3))

[0113] 将多个检测线圈 C_n 中的输出值最大的检测线圈 C_n 的输出值以及与该检测线圈 C_n 相邻的至少一个检测线圈 C_n 的输出值分别设为判定值。例如在图5的情况下,检测线圈 C_5 的输出值最大,因此检测线圈 C_5 的输出值以及与检测线圈 C_5 相邻的检测线圈 C_1 、 C_6 、 C_9 (参照图9)中的任意检测线圈的输出值分别为判定值。在该情况下,在检测线圈 C_5 的输出值以及与检测线圈 C_5 相邻的检测线圈 C_n 的输出值均为阈值 Th_0 以上时,判定为能够正确地进行位置检测。关于相邻的线圈 C_1 、 C_6 、 C_9 中的用于获取判定值的检测线圈 C_n ,既可以预先决定,也可以将位于胶囊型内窥镜10的移动方向上的检测线圈 C_n 的输出值作为判定值来使用。

[0114] (判定值的决定方法(4))

[0115] 将多个检测线圈 C_n 中的输出值最大的检测线圈 C_n 以及位于该检测线圈 C_n 附近的检测线圈 C_n 的输出值的平均值设为判定值。例如在图5的情况下,检测线圈 C_5 的输出值最大,因此检测线圈 C_5 以及位于该检测线圈 C_5 附近的检测线圈 C_1 、 C_2 、 C_6 、 C_9 、 C_{10} (参照图9)的输出值的平均值被决定为判定值,并与阈值 Th_0 进行比较。此外,作为位于附近的检测线圈 C_n ,既可以与输出值最大的检测线圈 C_n 在纵方向和横方向上相邻的检测线圈组,也可以选择与输出值最大的检测线圈 C_n 在纵方向、横方向以及倾斜方向上相邻的检测线圈组。

[0116] 在此,在胶囊型内窥镜10实际存在于检测对象区域R内的情况下,如果存在输出值大的检测线圈 C_n ,则该输出值大的检测线圈 C_n 周围的检测线圈 C_n 的输出值也具有变大的倾向。相反地,在胶囊型内窥镜10不存在于检测对象区域R内的情况下,即使存在输出值大的

检测线圈 C_n ,位于该输出值大的检测线圈 C_n 附近的检测线圈 C_n 的输出值也不一定变大。因此,通过将输出值最大的检测线圈 C_n 及其附近的检测线圈 C_n 的输出值的平均值与阈值 Th_0 进行比较,能够精度良好地判定胶囊型内窥镜10是否存在于检测对象区域R内。

[0117] 如以上所说明的那样,在本发明的实施方式1中,对基于检测线圈 C_n 的输出值决定的判定值与预先获取到的阈值进行比较,并基于该比较的结果来判定是否能够正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测。而且,在判定为不能正确地进行位置检测的情况下,不使位置检测运算部564执行位置检测运算,因此能够防止不正确地输出胶囊型内窥镜10的位置检测结果。

[0118] 另外,根据本发明的实施方式1,在不能正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测的情况下,将针对胶囊型内窥镜10的引导控制关闭,因此能够防止基于误检测出的胶囊型内窥镜10的位置进行不适当的引导。

[0119] (变形例1)

[0120] 接着,对本发明的实施方式1的变形例1进行说明。

[0121] 在上述实施方式1中说明的阈值的设定方法(2)中,将胶囊型内窥镜10配置在针对胶囊型内窥镜10产生的磁场而言各检测线圈 C_n 的检测水平为最低的位置,将输出值最大的检测线圈 C_n 以及位于该检测线圈 C_n 附近的规定个数的检测线圈 C_n 的输出值的平均值设定为阈值。但是,也可以将这些输出值的和设定为阈值。

[0122] 在上述判定值的决定方法(2)、(4)中将多个输出值的平均值设为了判定值,但是在将这些输出值的和设定为阈值的情况下,将这些输出值的和决定为判定值来代替上述方式。此时,以使用于获取阈值的输出值的个数与用于决定判定值的输出值的个数一致的方式选择获取用于决定判定值的输出值的检测线圈 C_n 。

[0123] (实施方式2)

[0124] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。实施方式2所涉及的引导系统的结构和动作整体上与实施方式1相同(参照图1和图4),与实施方式1的不同之处在于与阈值进行比较的判定值的决定方法。

[0125] 在上述实施方式1中,从所有检测线圈 C_n 获取输出值,并基于这些输出值来决定判定值。然而,也可以在利用胶囊型内窥镜10进行的检查开始之前进行的校准时,预先选出用于在决定与阈值进行比较的判定值时获取输出值的检测线圈 C_n 。即,在胶囊型内窥镜10没有产生磁场并且检测对象区域R没有受到由磁场产生部14产生的磁场的影响的状况下,获取来自各检测线圈 C_n 的检测信号,并预先选出噪声水平低的检测线圈 C_n 来作为判定值的获取对象的检测线圈 C_n 。作为检测线圈 C_n 的选出方法,既可以选出从噪声水平低的检测线圈起到规定个数(一个以上)为止的检测线圈 C_n ,也可以选出噪声水平为规定值以下的所有检测线圈 C_n 。因而,既能够存在选出配置于面板31的全部检测线圈 C_n 的情况,也能够存在只选出一个检测线圈 C_n 的情况。此外,在后者的情况下,所选择出的检测线圈 C_n 的输出值直接被用作判定值。

[0126] 图10~图12是用于说明实施方式2中的判定值的决定方法的示意图。例如在检查开始之前的校准时,得到图10所示那样的检测线圈 C_n 的输出值(噪声水平),选出噪声水平低的检测线圈 C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} 来作为判定值的获取对象(参照图11)。在步骤S13中,基于这些选出的检测线圈 C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} 的输出值来决定判定值。此外,图10和图

12所示的带圆圈的数字是所选出的检测线圈 C_n 的线圈序号。

[0127] 作为判定值的决定方法的一例,将预先选出的检测线圈 C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} 的输出值中的最大值设为判定值。例如在利用胶囊型内窥镜10进行的检查开始之后得到了图12所示的各检测线圈 C_n 的输出值的情况下,在检测线圈 C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} 的输出值中,检测线圈 C_6 的输出值 D_{S1} 最大。因而,该输出值 D_{S1} 被决定为判定值,并与阈值进行比较。

[0128] (变形例2-1)

[0129] 接着,对本发明的实施方式2的变形例2-1进行说明。

[0130] 作为判定值的决定方法的不同的例子,可以将预先选出的检测线圈 C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} 的输出值中的、从值大的输出值起的规定个数(两个以上)的输出值设为判定值。例如在将从值大的输出值起的两个输出值设为判定值的情况下,在图12中,检测线圈 C_6 的输出值 D_{S1} 和检测线圈 C_7 的输出值 D_{S2} 被决定为判定值。在该情况下,将输出值 D_{S1} 和输出值 D_{S2} 分别与阈值进行比较,在均为阈值以上的情况下,判定为能够正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测。

[0131] (变形例2-2)

[0132] 接着,对本发明的实施方式2的变形例2-2进行说明。

[0133] 作为判定值的决定方法的进一步不同的例子,可以将预先选出的检测线圈 C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} 的输出值中的、从值大的输出值起的规定个数(两个以上)的输出值的平均值设为判定值。例如在将从值大的输出值起的四个输出值的平均值设为判定值的情况下,在图12中,检测线圈 C_6 的输出值 D_{S1} 、检测线圈 C_7 的输出值 D_{S2} 、检测线圈 C_{11} 的输出值 D_{S3} 以及检测线圈 C_8 的输出值 D_{S4} 的平均值被决定为判定值。或者,也可以将这些输出值 D_{S1} 、 D_{S2} 、 D_{S3} 、 D_{S4} 的和决定为判定值。

[0134] (变形例2-3)

[0135] 接着,对本发明的实施方式2的变形例2-3进行说明。

[0136] 作为判定值的决定方法的进一步不同的例子,可以将预先选出的检测线圈 C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} 中的输出值最大的检测线圈 C_n 以及位于该检测线圈 C_n 附近的检测线圈 C_n 的输出值的平均值设为判定值。例如在图12中,检测线圈 C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} 中的检测线圈 C_6 的输出值最大,因此检测线圈 C_6 以及位于该检测线圈 C_6 附近的检测线圈 C_3 、 C_7 、 C_{10} (参照图11)的输出值的平均值被决定为判定值。或者,也可以将这些输出值的和决定为判定值。

[0137] 如在上述的实施方式2及其变形例2-1~2-3中说明的那样,在基于进行校准时预先选出的检测线圈 C_n 的输出值来决定判定值的情况下,基于在针对胶囊型内窥镜10所产生的磁场而言各检测线圈 C_n 的检测水平为最低的条件(将胶囊型内窥镜10配置在检测对象区域R的端部的条件)下的各检测线圈 C_n 的输出值的理论值来获取阈值。基于理论值的阈值的设定方法与上述实施方式1中所说明的阈值的设定方法(1)、(2)或变形例1中所说明的阈值的设定方法相同。

[0138] (实施方式3)

[0139] 接着,对本发明的实施方式3进行说明。

[0140] 在上述实施方式1、2中,使配置在面板31上的检测线圈 C_n 的朝向全部一致,但也可以使一部分检测线圈 C_n 的朝向变化。图13是示出本发明的实施方式3中的检测线圈 C_n 的配置例的示意图,示出使检测线圈 C_n 的旋转中心轴A朝向相互正交的三个方向(XYZ方向)中的任

一方向的例子。

[0141] 在图13中,将检测线圈 $C_1 \sim C_{16}$ 配置为旋转中心轴A与Z轴平行(即,线圈的开口面与XY平面平行),并且在配置于面板31的端部的检测线圈 C_1 、 C_4 、 C_{13} 、 C_{16} 的附近分别配置有旋转中心轴A与X轴平行的朝向的检测线圈 C_{1X} 、 C_{4X} 、 C_{13X} 、 C_{16X} 以及旋转中心轴A与Y轴平行的朝向的检测线圈 C_{1Y} 、 C_{4Y} 、 C_{13Y} 、 C_{16Y} 。各检测线圈 C_{1X} 、 C_{4X} 、 C_{13X} 、 C_{16X} 、 C_{1Y} 、 C_{4Y} 、 C_{13Y} 、 C_{16Y} 的形状和尺寸与检测线圈 $C_1 \sim C_{16}$ 的形状和尺寸相同。

[0142] 在此,检测线圈 C_n ($n=1 \sim 16, 1X, 1Y, 4X, 4Y, 13X, 13Y, 16X, 16Y$) 能够精度良好地检测与旋转中心轴A平行的方向上的磁场的变化。因此,通过将以各自的旋转中心轴A平行于X轴、Y轴、Z轴的方式配置的三个检测线圈(例如检测线圈 C_1 、 C_{1X} 、 C_{1Y}) 设为一个单位(线圈组 C_{XYZ})配置在附近,能够以三维的方式检测该位置的磁场的变化。图13示出将线圈组 C_{XYZ} 配置在面板31的四个角、将检测线圈 C_2 、 C_3 、 $C_5 \sim C_{12}$ 、 C_{14} 、 C_{15} 以旋转中心轴A平行于Z轴的方式配置在面板31的除四个角以外的位置的例子。

[0143] 在如上述那样使检测线圈 C_n 的朝向变化的情况下,预先设定用于在决定与阈值进行比较的判定值时获取输出值的多个检测线圈(检测线圈组)即可。例如,如旋转中心轴A平行于Z轴的检测线圈 C_2 、 C_3 、 $C_5 \sim C_{12}$ 、 C_{14} 、 C_{15} 的那样,将朝向彼此相同的检测线圈 C_n 设定为用于在决定判定值时获取输出值的检测线圈组。或者也可以将旋转中心轴A平行于X轴的检测线圈 C_{1X} 、 C_{4X} 、 C_{13X} 、 C_{16X} 、旋转中心轴A平行于Y轴的检测线圈 C_{1Y} 、 C_{4Y} 、 C_{13Y} 、 C_{16Y} 设定为用于在决定判定值时获取输出值的检测线圈组。在该情况下,基于从所设定的检测线圈组获取到的输出值来决定判定值。判定值的决定方法与实施方式1(判定值的决定方法(1)~(4))相同。

[0144] 另外,在该情况下,阈值也基于朝向为与用于决定判定值的检测线圈 C_n 的朝向相同的检测线圈 C_n 的输出值预先获取即可。此外,关于阈值的设定方法,除了限定用于获取输出值的检测线圈组(各检测线圈 C_n 的朝向)以外,与实施方式1(阈值的设定方法(1)或(2))相同。

[0145] (变形例3-1)

[0146] 接着,对本发明的实施方式3的变形例3-1进行说明。

[0147] 如图13所示,在使配置在面板31上的检测线圈 C_n 朝向XYZ的各方向的情况下,也可以将旋转中心轴A平行于X轴的检测线圈组(检测线圈 C_{1X} 、 C_{4X} 、 C_{13X} 、 C_{16X})、旋转中心轴A平行于Y轴的检测线圈组(检测线圈 C_{1Y} 、 C_{4Y} 、 C_{13Y} 、 C_{16Y})以及旋转中心轴A平行于Z轴的检测线圈组(检测线圈 C_2 、 C_3 、 $C_5 \sim C_{12}$ 、 C_{14} 、 C_{15})中的各检测线圈组预先设定为用于在决定判定值时获取输出值的检测线圈组。在该情况下,基于各检测线圈组的输出值来针对XYZ方向决定三个判定值,对这些判定值分别与针对XYZ方向获取到的阈值进行比较,由此能够进行每个方向的判定。

[0148] 在如上述那样针对每个方向进行判定的情况下,也可以是,当在XYZ方向中的任一方向上判定值为阈值以上时,判定部563(参照图1)判定为胶囊型内窥镜10实际存在于检测对象区域R内并且能够正确地进行位置检测。

[0149] (变形例3-2)

[0150] 接着,对本发明的实施方式3的变形例3-2进行说明。

[0151] 如图13所示,在使配置在面板31上的检测线圈 C_n 朝向XYZ的各方向的情况下,也可以在用于在决定判定值时获取输出值的检测线圈组中包含朝向互不相同的方向的检测线

圈 C_n 。作为一例,除了旋转中心轴A平行于Z方向的检测线圈 C_2 、 C_3 、 $C_5 \sim C_{12}$ 、 C_{14} 、 C_{15} 以外,还将配置于面板31的端部的四个线圈组 C_{XYZ} 预先设定为用于获取输出值的检测线圈组。

[0152] 在该情况下,关于各线圈组 C_{XYZ} ,计算一个线圈组 C_{XYZ} 中包含的三个检测线圈(例如 C_{1X} 、 C_{1Y} 、 C_1)的输出值的平方和,将该平方和作为决定判定值时的检测线圈的输出值来处理。由此,能够不依赖于胶囊型内窥镜10所具备的磁场产生线圈141的位置和方向与检测线圈 C_n 的相互关系地可靠地检测磁场产生线圈141产生的磁场的强度。

[0153] 或者,也可以是,计算一个线圈组 C_{XYZ} 中包含的三个检测线圈的输出值的均方根来代替输出值的平方和,并将所得到的值作为决定判定值时的检测线圈的输出值来处理。

[0154] (实施方式4)

[0155] 接着,对本发明的实施方式4进行说明。

[0156] 在上述实施方式1中,在判定为不能正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测的情况下,不使位置检测运算部564执行位置检测运算,但是也可以执行位置检测运算。在该情况下,运算部56也可以输出表示胶囊型内窥镜10的位置错误的信息,并使该信息显示于显示部52。由此,用户能够在识别出显示部52显示的胶囊型内窥镜10的位置错误之后,进行针对胶囊型内窥镜10的引导操作。

[0157] 或者,在判定为不能正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测的情况下,运算部56也可以使显示部52中的胶囊型内窥镜10的位置显示停止。由此,用户能够基于显示部52不再显示胶囊型内窥镜10的位置而识别出已变为不能正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测的状态。

[0158] (实施方式5)

[0159] 接着,对本发明的实施方式5进行说明。

[0160] 在上述实施方式1中,在判定为不能正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测的情况下,将针对胶囊型内窥镜10的引导控制关闭,但是相反地,也可以是,以变为能够正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测的情形为触发,来使引导控制开始。

[0161] 详细地说,在引导系统1中,在将引导用磁场产生装置40的磁屏蔽件43闭合的状态、即没有进行针对胶囊型内窥镜10的引导控制的状态下开始胶囊型内窥镜10进行的检查。而且,在判定部563判定为能够正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测时(参照图4的步骤S14),引导用磁场控制部57进行使磁屏蔽件43打开的控制。由此,成为在包含检测对象区域R的空间中产生引导用磁场从而能够开始进行针对胶囊型内窥镜10的引导控制的状态。

[0162] 相反地,在引导系统1中,也可以在将引导用磁场产生装置40的磁屏蔽件43打开的状态下开始胶囊型内窥镜10进行的检查。在该情况下,在判定部563判定为不能正确地进行胶囊型内窥镜10的位置检测时(参照图4的步骤S18),引导用磁场控制部57进行使磁屏蔽件43闭合的控制。由此,成为对包含检测对象区域R的空间屏蔽引导用磁场从而不能开始进行针对胶囊型内窥镜10的引导控制的状态。

[0163] 以上所说明的本发明的实施方式1~5以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以及它们的变形例。另外,本发明通过将上述实施方式1~5以及它们的变形例所公开的多个构成要素适当地组合,能够形成各种发明。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。

[0164] 附图标记说明

[0165] 1: 引导系统; 2: 被检体; 10: 胶囊型内窥镜; 11: 摄像部; 12: 控制部; 13: 发送部; 14: 磁场产生部; 15: 电源部; 16: 永磁体; 30: 磁场检测装置; 31: 面板; 40: 引导用磁场产生装置; 41: 体外永磁体; 42: 磁体驱动部; 43: 磁屏蔽件; 44: 磁屏蔽件驱动部; 50: 控制装置; 51: 接收部; 52: 显示部; 53: 存储部; 54: 操作输入部; 55: 信号处理部; 56: 运算部; 57: 引导用磁场控制部; 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: 磁场产生线圈; 142: 电容器; 421: 平面位置变更部; 422: 铅直位置变更部; 423: 仰角变更部; 424: 旋转角变更部; 551: 滤波器部; 552: 放大器; 553: A/D转换部; 561: 图像处理部; 562: 阈值保持部; 563: 判定部; 564: 位置检测运算部; 564a: FFT处理部; 564b: 位置计算部。

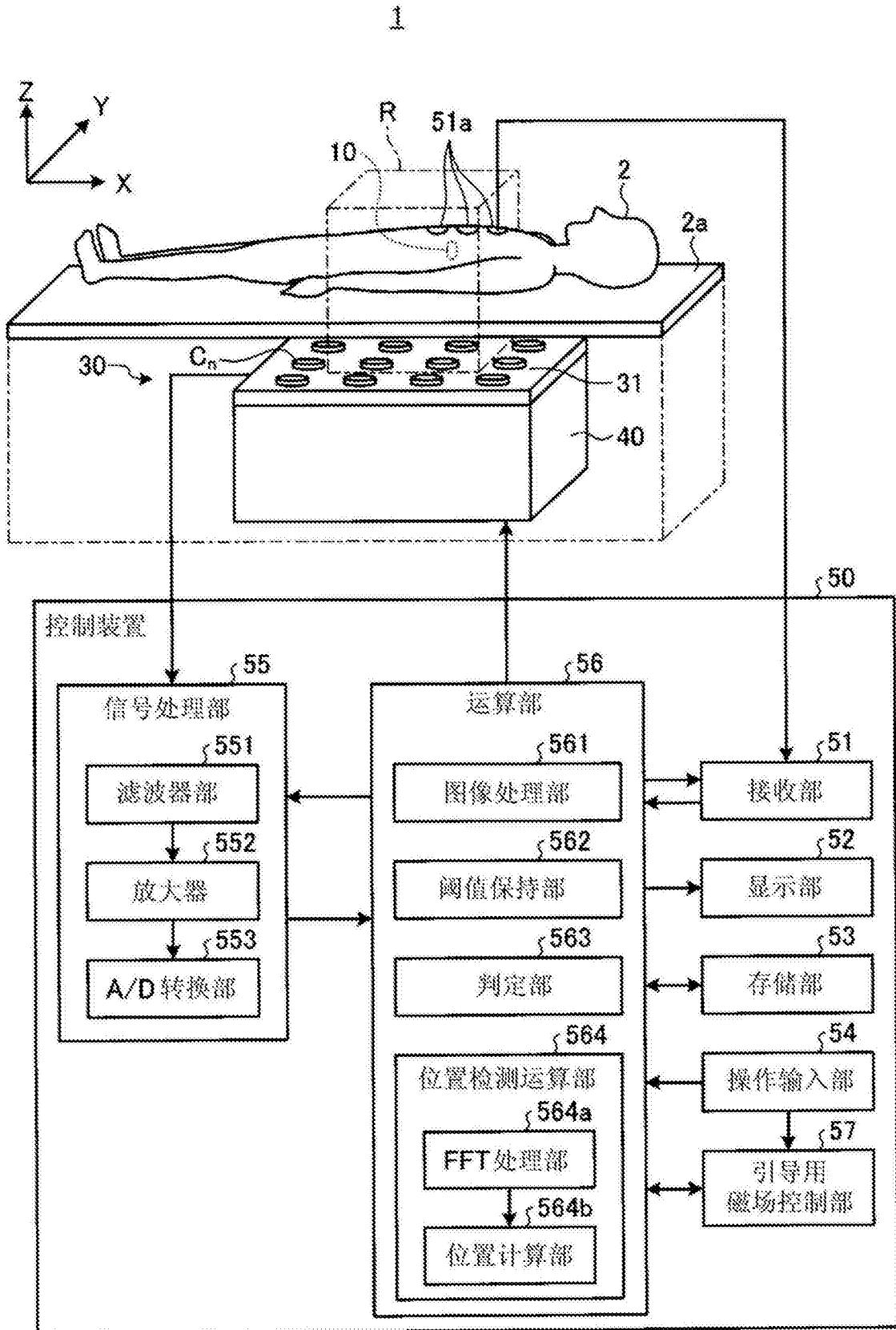


图1

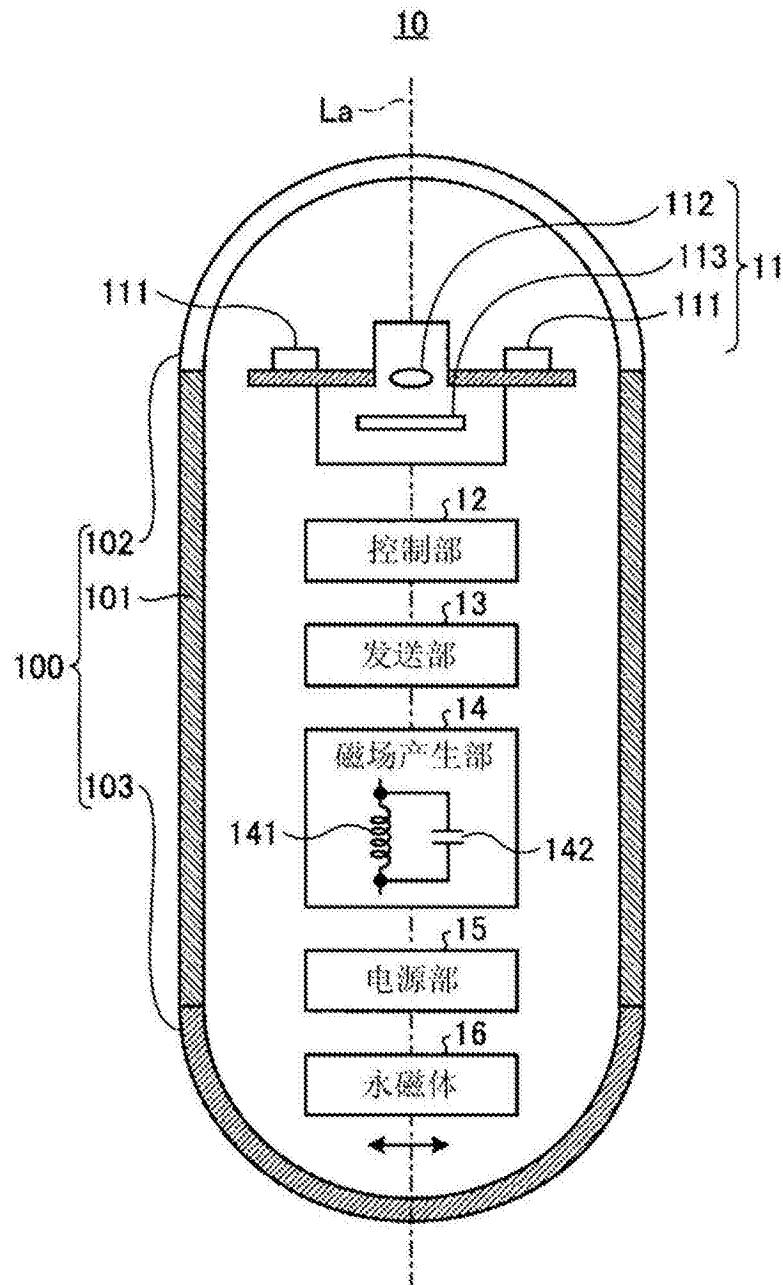


图2

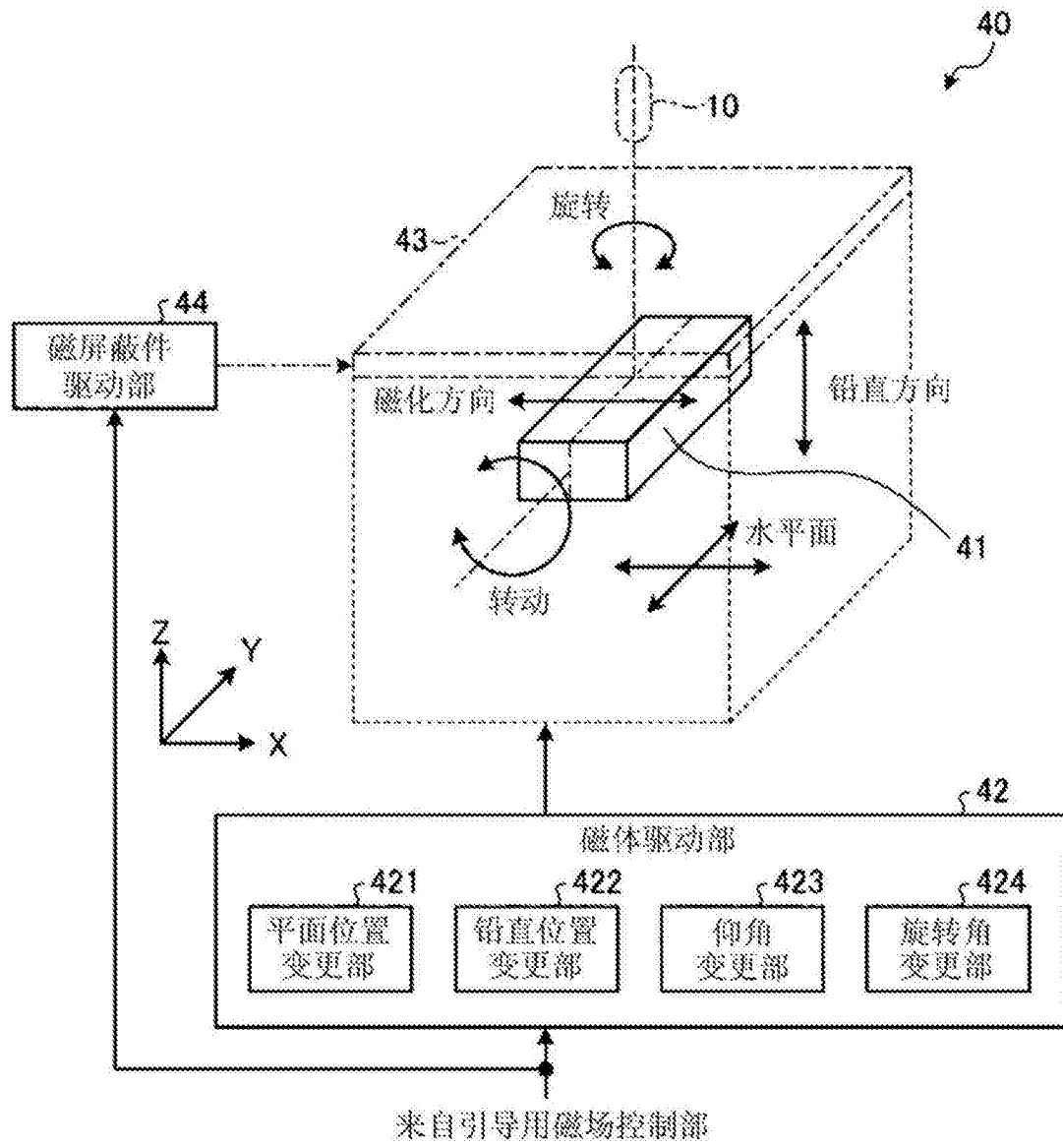


图3

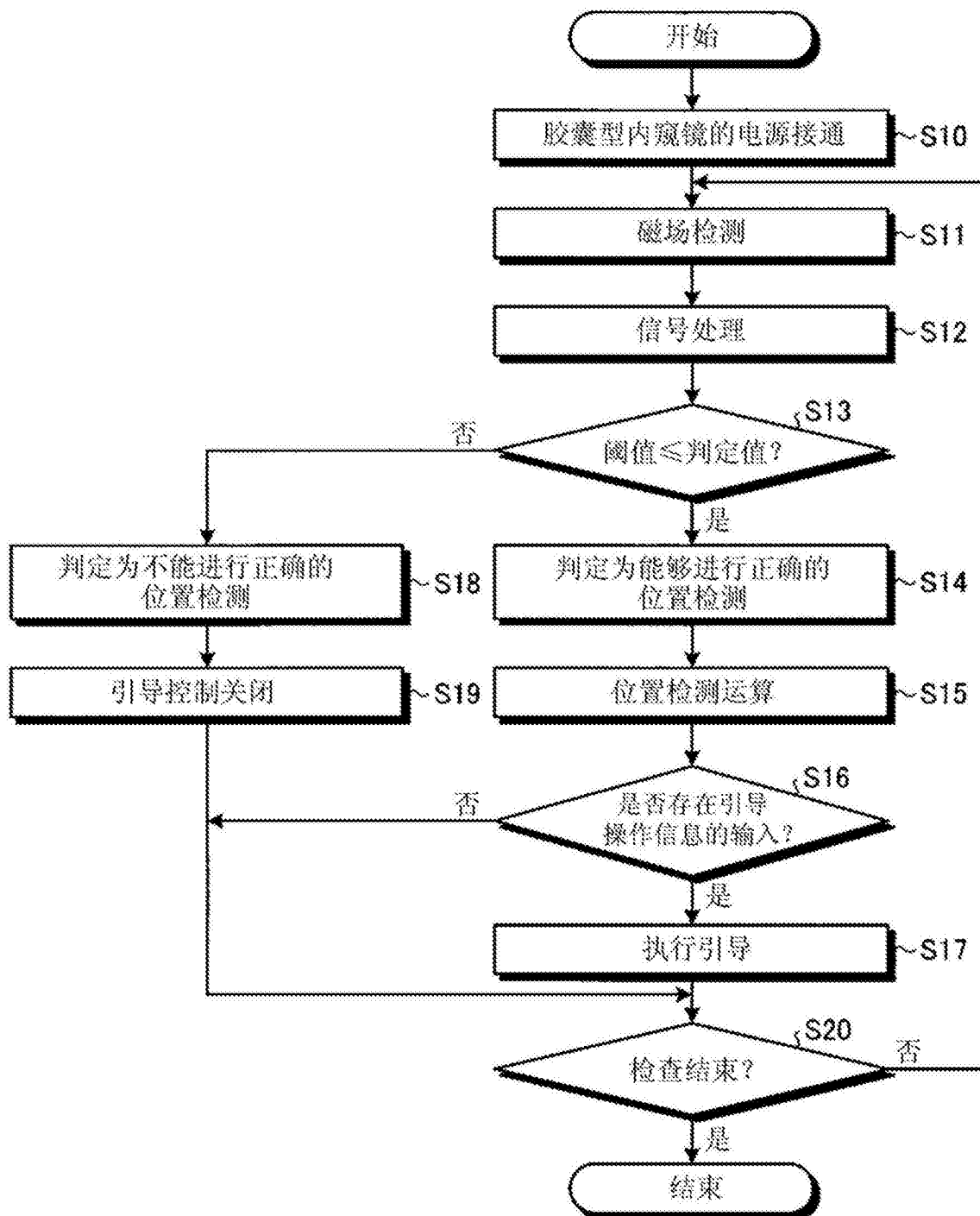


图4

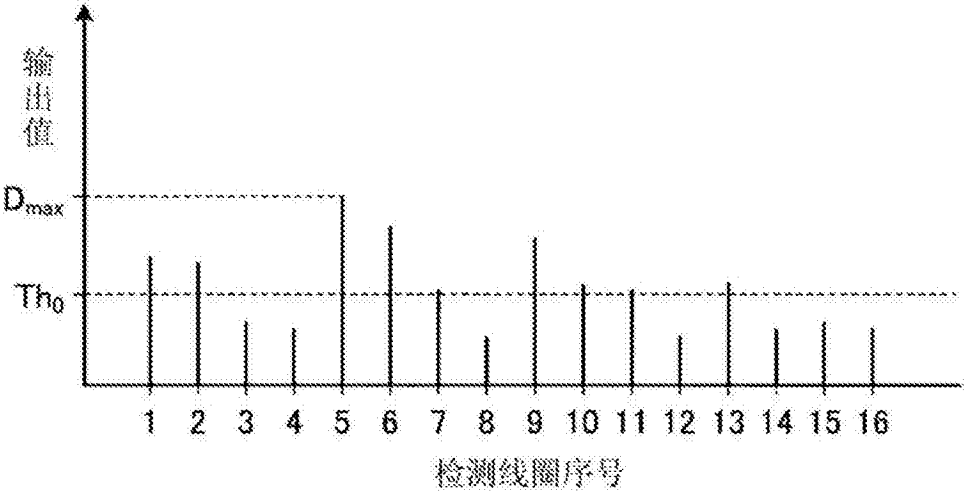


图5

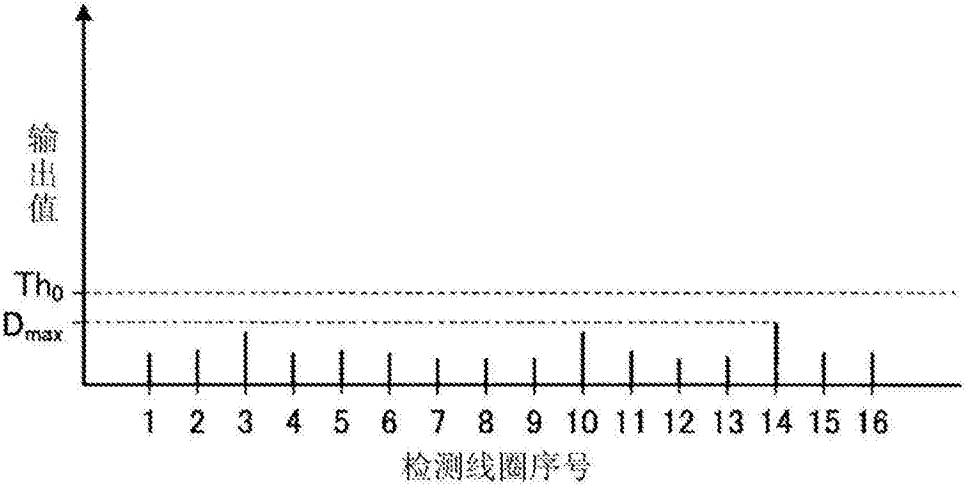


图6

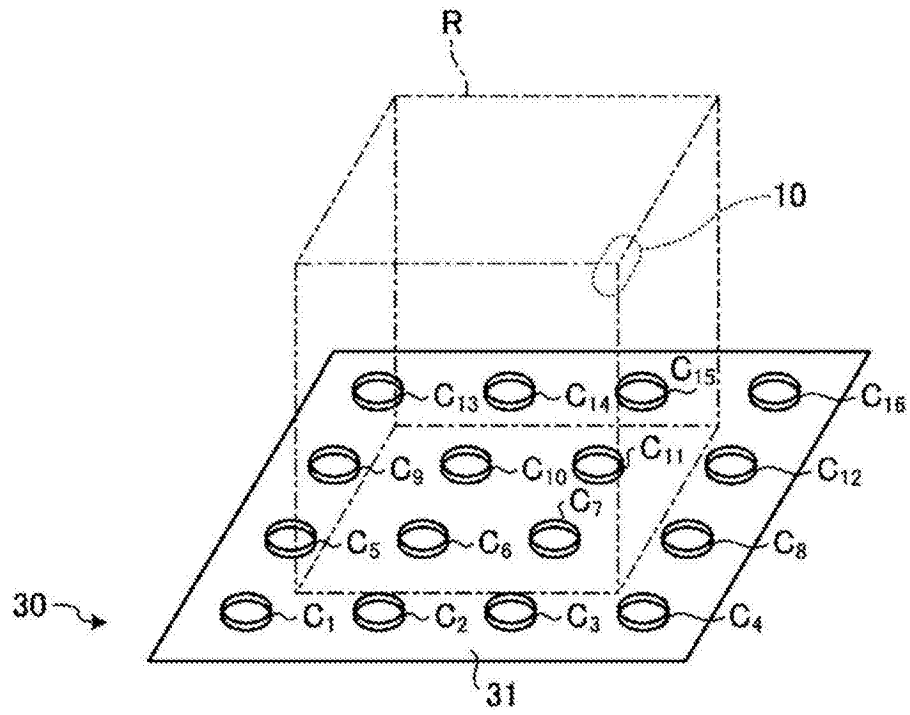


图7

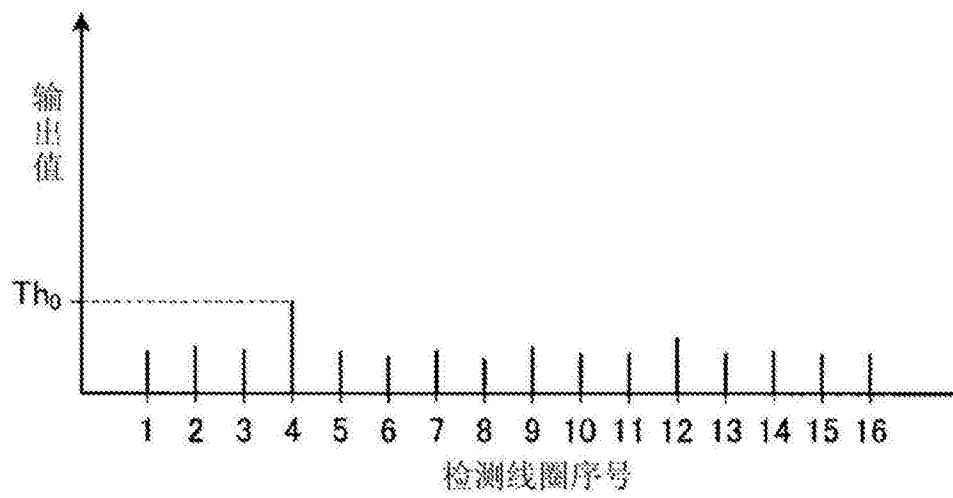


图8

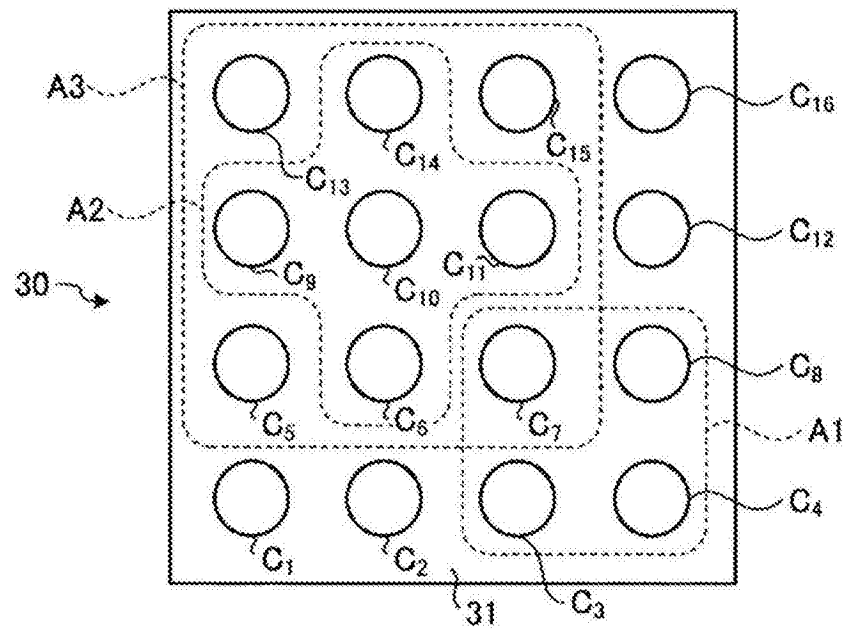


图9

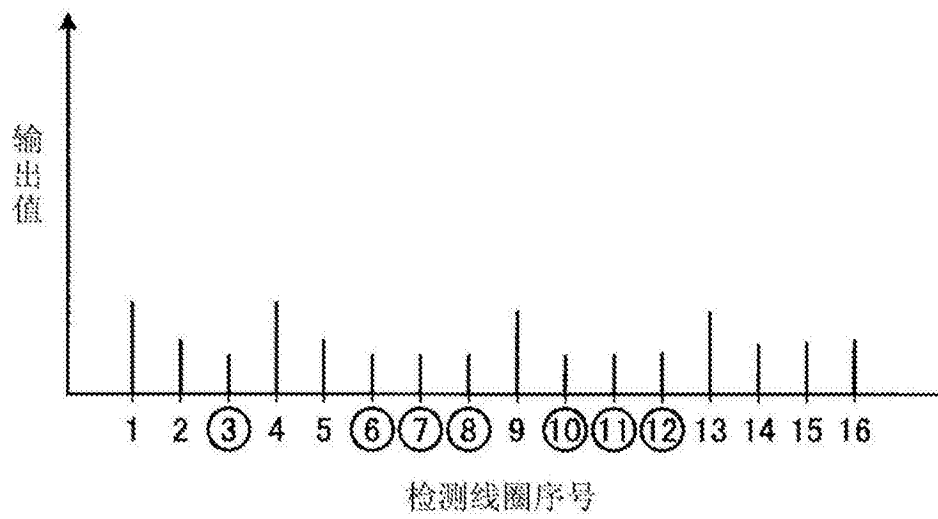


图10

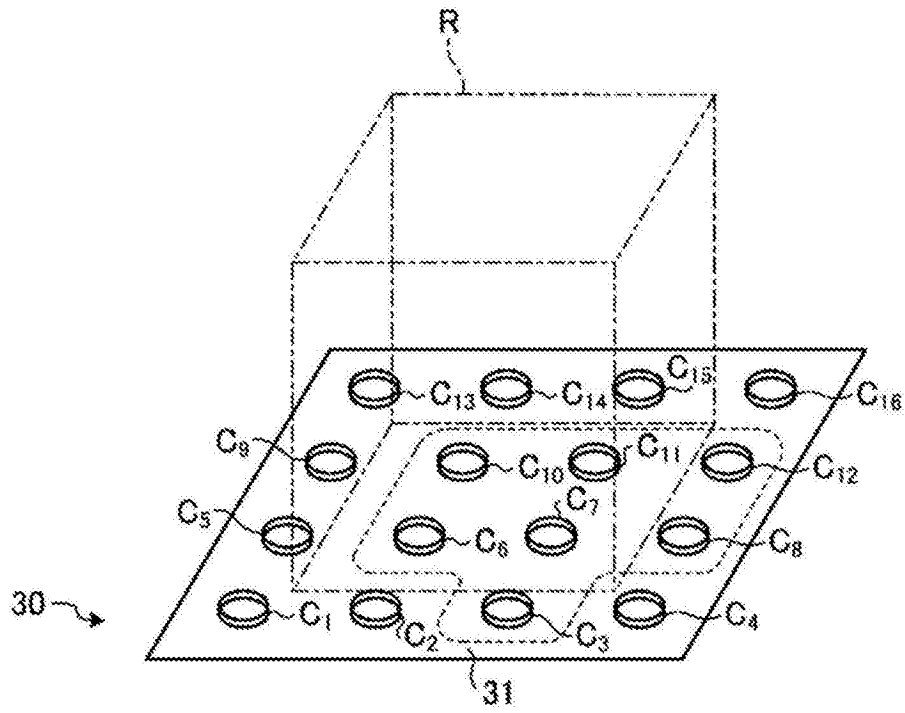


图11

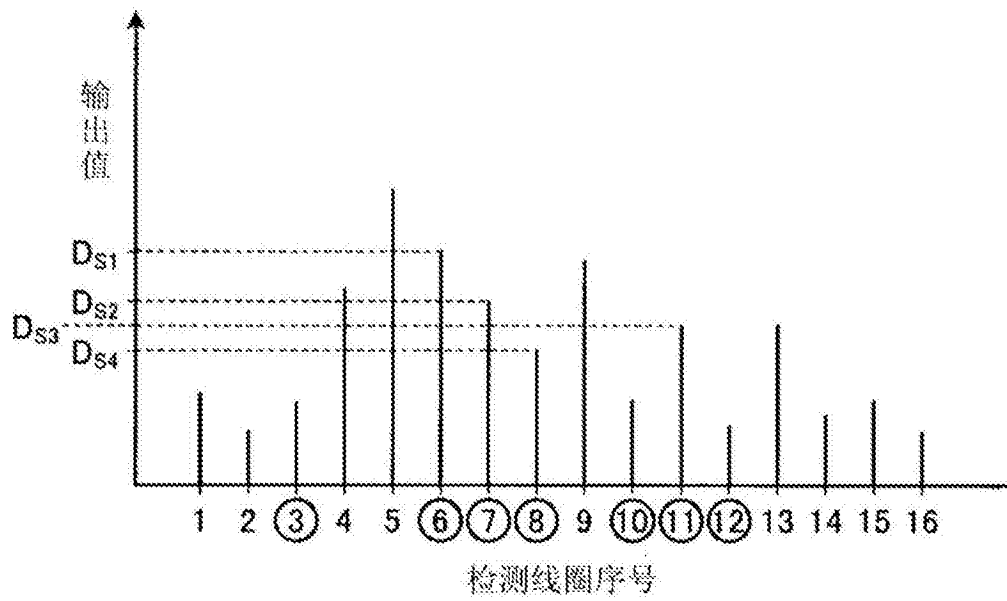


图12

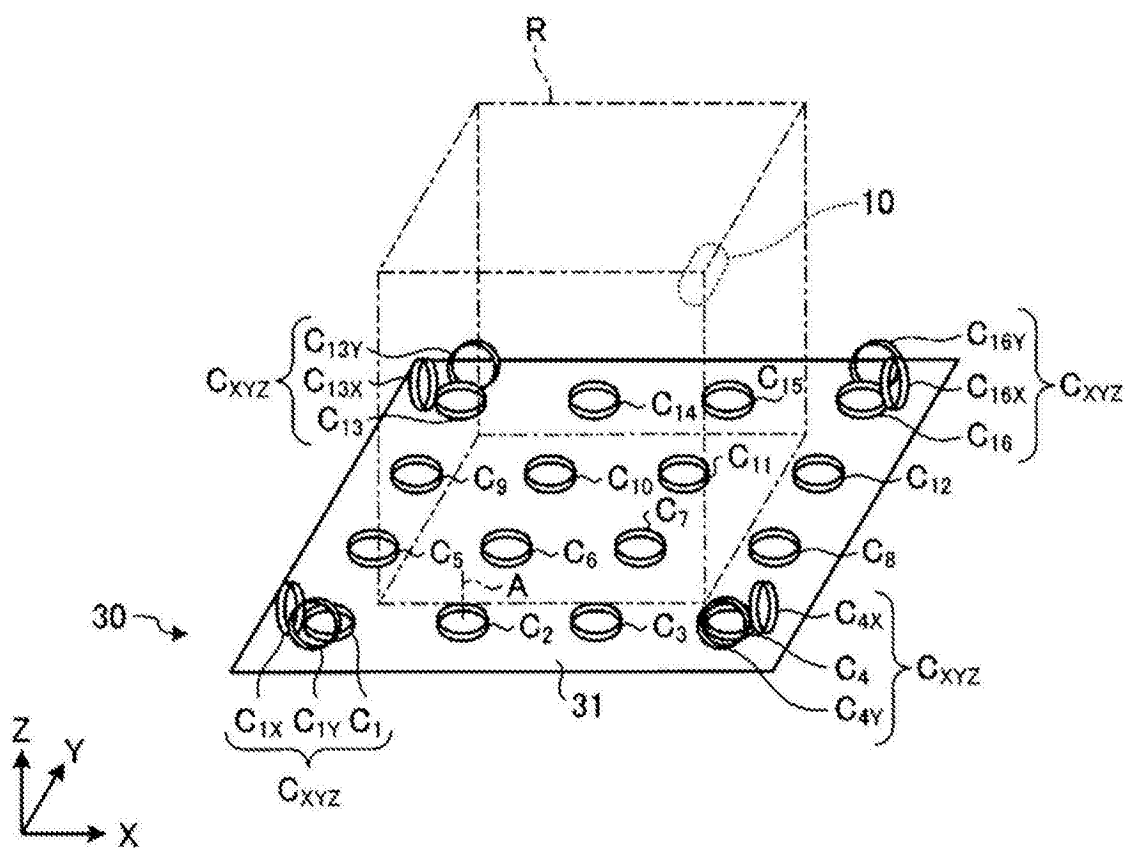


图13

专利名称(译)	位置检测系统以及引导系统		
公开(公告)号	CN106687022A	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	CN201580050961.6	申请日	2015-10-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	千叶淳		
发明人	千叶淳		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00158 A61B1/041		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2015063108 2015-03-25 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

位置检测系统具有：胶囊型内窥镜(10)，其内部设置有用于产生磁场的磁场产生部；多个检测线圈(Cn)，其输出该磁场的检测信号；位置检测运算部(564)，其使用检测线圈(Cn)输出的检测信号来计算胶囊型内窥镜(10)的位置；判定部(563)，其判定是否能够正确地检测胶囊型内窥镜(10)的位置；以及阈值保持部(562)，其用于保持该判定所使用的阈值，其中，该阈值是基于在规定条件下从多个检测线圈(Cn)输出的至少一个输出值的值，判定部(563)使用从多个检测线圈(Cn)输出的输出值中的至少一个输出值来决定判定值，在该判定值小于阈值的情况下，判定为不能正确地检测胶囊型内窥镜(10)的位置。由此，提供一种能够防止不正确地输出胶囊型医疗装置的位置检测结果的位置检测系统。

