



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106999004 B

(45)授权公告日 2018.11.20

(21)申请号 201680003439.7

(22)申请日 2016.03.29

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106999004 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(30)优先权数据
2015-146844 2015.07.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.04.28

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2016/060226 2016.03.29

(87)PCT国际申请的公布数据
W02017/017999 JA 2017.02.02

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 铃木优辅

(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)

(56)对比文件
JP 特开2008-132047 A, 2008.06.12,
CN 101410724 A, 2009.04.15,
US 6233476 B1, 2001.05.15,
US 5752513 A, 1998.05.19,
CN 102421349 A, 2012.04.18,
JP 特开2009-39356 A, 2009.02.26,
审查员 杨琼

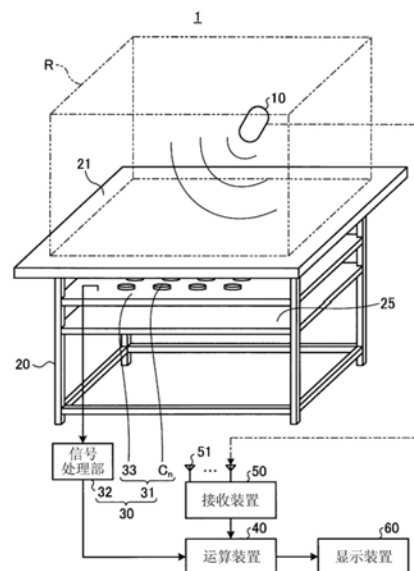
权利要求书1页 说明书10页 附图10页

(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(1)具备:胶囊型内窥镜(10),其内部设置有用于产生位置检测用磁场的磁场产生部;多个检测线圈(C_n),其检测位置检测用磁场并输出检测信号;金属板(25),其配置在相对于多个检测线圈(C_n)与胶囊型内窥镜(10)的检测对象区域相反的一侧且覆盖多个检测线圈(C_n)的开口面的范围内,该金属板(25)能够通过位置检测用磁场的作用来产生磁场;以及运算装置(40)。运算装置(40)具备:磁场校正部,其使用由金属板(25)产生的磁场成分来对从多个检测线圈(C_n)分别输出的多个检测信号的测定值进行校正;以及位置计算部,其使用由该磁场校正部校正后的多个检测信号的测定值,来计算胶囊型内窥镜(10)的位置和方向中的至少一方。由此,提供一种即使在位置检测系统中使用金属构件的情况下也能够进行高精度的位置检测的位置检测系统等。



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,其内部设置有用于产生位置检测用磁场的磁场产生部;

多个检测线圈,其配置在所述被检体的外部,检测所述位置检测用磁场来分别输出多个检测信号;

磁场校正部,其使用通过所述位置检测用磁场的作用而由金属板产生的磁场,来对从所述多个检测线圈分别输出的所述多个检测信号的测定值进行校正,其中,所述金属板配置在相对于所述多个检测线圈与所述探测体的检测对象区域相反的一侧且至少覆盖所述多个检测线圈的开口面的范围内;以及

位置计算部,其使用由所述磁场校正部校正后的所述多个检测信号的测定值,来计算所述探测体的位置和方向中的至少一方。

2. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

还具备磁场产生构件,该磁场产生构件能够通过所述位置检测用磁场的作用来产生磁场,

所述磁场产生构件是用于载置所述被检体的床的金属制的框架,

所述金属板配置在所述磁场产生构件与所述多个检测线圈之间且至少覆盖所述多个检测线圈的开口面的范围内。

3. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

在假设所述探测体存在于相对于所述金属板与所述探测体的最新的位置对称的位置的情况下,所述磁场校正部计算由该对称的位置的所述探测体产生的磁场在所述多个检测线圈中的各个检测线圈的位置的检测信号的值来作为校正成分,

所述磁场校正部通过从所述多个检测信号的测定值分别减去所述校正成分来进行校正。

4. 根据权利要求3所述的位置检测系统,其特征在于,

所述位置计算部计算评价值,更新所述探测体的位置和方向中的至少一方以使该评价值变小,其中,该评价值是基于紧挨着计算该评价值之前计算出的被估计为在所述探测体的位置由所述探测体产生的所述位置检测用磁场的理论值与由所述磁场校正部校正后的所述多个检测信号的测定值之差的值。

5. 根据权利要求1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。

6. 一种引导系统,其特征在于,

具备根据权利要求1所述的位置检测系统,

由向被检体内导入的探测体的磁场产生部产生的位置检测用磁场是规定频率的交变磁场,

在所述探测体的内部还设置有永磁体,

所述引导系统还具备引导装置,该引导装置通过产生作用于所述永磁体的磁场来引导所述探测体。

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和方向进行检测的位置检测系统以及引导系统。

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的图像数据。

[0003] 另外,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,其具备胶囊型医疗装置和磁场检测用线圈,其中,该胶囊型医疗装置中内置有通过被供给电力而产生磁场的磁场产生线圈,该磁场检测用线圈在被检体外检测由磁场产生线圈产生的磁场,该位置检测系统基于由磁场检测用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。以下,将磁场检测用线圈简称为检测线圈。

[0004] 专利文献1:日本特开2008-132047号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 构成位置检测系统的框架、各种壳体使用金属构件的情形多。例如在将胶囊型医疗装置导入到被检体内来对被检体内进行检查的系统中,从强度、加工性等的要求考虑,通常利用金属制作用于载置被检体的床的框架。

[0007] 然而,在基于由胶囊型医疗装置产生的磁场来进行位置检测的情况下,金属构件成为干扰磁场的干扰源,因此导致检测线圈所检测出的磁场的检测信号中混入干扰磁场的成分。其结果,存在导致胶囊型医疗装置的位置检测精度降低这种问题。

[0008] 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位置检测系统中使用了金属构件的情况下也能够进行高精度的位置检测的位置检测系统以及引导系统。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 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,其内部设置有用产生位置检测用磁场的磁场产生部;多个检测线圈,其配置在所述被检体的外部,检测所述位置检测用磁场来分别输出多个检测信号;金属板,其配置在相对于所述多个检测线圈与所述探测体的检测对象区域相反的一侧且至少覆盖所述多个检测线圈的开口面的范围内,该金属板能够通过所述位置检测用磁场的作用来产生磁场;磁场校正部,其使用通过所述位置检测用磁场的作用而由所述金属板产生的磁场成分,来对从所述多个检测线圈分别输出的所述多个检测信号的测定值进行校

正;以及位置计算部,其使用由所述磁场校正部校正后的所述多个检测信号的测定值,来计算所述探测体的位置和方向中的至少一方。

[0011] 上述位置检测系统的特征在于,还具备至少一个磁场产生构件,该至少一个磁场产生构件能够通过所述位置检测用磁场的作用来产生磁场,所述金属板配置在所述至少一个磁场产生构件与所述多个检测线圈之间且至少覆盖所述多个检测线圈的开口面的范围内。

[0012] 上述位置检测系统的特征在于,在假设所述探测体存在于相对于所述金属板与所述探测体的最新的位置对称的位置的情况下,所述磁场校正部计算由该对称的位置的所述探测体产生的磁场在所述多个检测线圈中的各个检测线圈的位置的检测信号的值来作为校正成分,所述磁场校正部通过从所述多个检测信号的测定值分别减去所述校正成分来进行校正。

[0013] 上述位置检测系统的特征在于,所述位置计算部计算评价值,更新所述探测体的位置和方向中的至少一方以使该评价值变小,其中,该评价值是基于紧挨着计算该评价值之前计算出的被估计为在所述探测体的位置由所述探测体产生的所述位置检测用磁场的理论值与由所述磁场校正部校正后的所述多个检测信号的测定值之差的值。

[0014] 上述位置检测系统的特征在于,所述至少一个磁场产生构件是用于载置所述被检体的床的金属制的框架。

[0015] 上述位置检测系统的特征在于,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。

[0016] 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,由向被检体内导入的探测体的磁场产生部产生的位置检测用磁场是规定频率的交变磁场,在所述探测体的内部还设置有永磁体,所述引导系统还具备引导装置,该引导装置通过产生作用于所述永磁体的磁场来引导所述探测体。

[0017] 发明的效果

[0018] 根据本发明,在至少一个磁场产生构件与多个检测线圈之间配置金属板,使用通过位置检测用磁场的作用而由上述金属板产生的磁场成分,来对由多个检测线圈分别输出的多个检测信号的测定值进行校正,因此能够抑制至少一个磁场产生构件可能产生的磁场的影响,从而能够进行高精度的位置检测。

附图说明

[0019] 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结构例的示意图。

[0020] 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。

[0021] 图3是示出图1所示的磁场检测装置和运算装置的结构例的示意图。

[0022] 图4是用于说明胶囊型内窥镜的位置检测方法的示意图。

[0023] 图5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。

[0024] 图6是用于说明磁场的校正成分的计算方法的示意图。

[0025] 图7是用于说明磁场的校正成分的计算方法的示意图。

[0026] 图8是用于说明磁场的校正成分的计算方法的示意图。

[0027] 图9是示出本发明的实施方式2所涉及的引导系统的结构例的示意图。

[0028] 图10是示出图9所示的胶囊型内窥镜的内部构造的一例的示意图。

[0029] 图11是示出图9所示的引导用磁场产生装置和引导用磁场控制装置的结构例的示意图。

具体实施方式

[0030] 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道内的胶囊型内窥镜,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、在利用放射线的检查系统中表示放射线的照射位置的标记或在超声波照射系统中表示超声波的照射位置的标记等的位置检测。

[0031] 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。

[0032] (实施方式1)

[0033] 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结构例的示意图。如图1所示,实施方式1所涉及的位置检测系统1具备:作为探测体的胶囊型内窥镜10,其产生位置检测用的磁场;金属制的框架20;床21,其被该金属制的框架20支承,用于载置插入胶囊型内窥镜10的被检体;磁场检测装置30,其配置在床21的下部,用于检测由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场并输出检测信号;金属板25,其配置在床21与磁场检测装置30之间;以及运算装置40,其基于由磁场检测装置30输出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。

[0034] 其中,磁场检测装置30具有:线圈单元31,其包含用于检测位置检测用磁场的多个检测线圈 C_n 和用于支承这些检测线圈 C_n 的面板33;以及信号处理部32,其对从各检测线圈 C_n 输出的检测信号实施信号处理。线圈单元31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。检测对象区域R是包括胶囊型内窥镜10能够在被检体内移动的范围的三维区域,被预先设定为床21上的规定的区域。基于该检测对象区域R来预先设定配置多个检测线圈 C_n 的位置、胶囊型内窥镜10所产生的位置检测用磁场的强度等。

[0035] 另外,位置检测系统1也可以还具备接收装置50和显示装置60,其中,该接收装置50接收从胶囊型内窥镜10无线发送的信号,该显示装置60显示由胶囊型内窥镜10拍摄到的被检体内的图像、胶囊型内窥镜10的位置信息等。在该情况下,接收装置50例如利用配置在被检体的体表面的多个接收天线51来接收信号。

[0036] 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;磁场产生部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;以及电源部15,其向胶囊型内窥

镜10的各部供给电力。

[0037] 壳体100是形成为能够被导入到被检体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在内部液密性地包含摄像部11、控制部12、发送部13、磁场产生部14以及电源部15。

[0038] 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。

[0039] 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与摄像的定时同步地发光。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。

[0040] 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。

[0041] 磁场产生部14包含磁场产生线圈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来作为位置检测用磁场,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。

[0042] 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。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)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。

[0043] 再次参照图1,考虑到针对由被检体、床产生的负荷的耐久性,由不锈钢等金属形成框架20。即,框架20是能够通过由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场的作用而产生磁场的磁场产生构件(第一磁场产生构件)。

[0044] 金属板25呈平行平板状,在框架20与线圈单元31之间被插入到至少覆盖所有检测线圈 C_n 的开口面的范围内。该金属板25也是能够通过由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场的作用而产生磁场的构件。形成金属板25的金属的种类没有特别限定。

[0045] 在此,在框架20中,通过由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场的作用而产生涡电流,通过该涡电流的作用而从框架20产生磁场。该磁场有可能对从多个检测线圈 C_n 输出的位置检测用磁场的检测信号产生影响,但难以估测该影响。特别是为了确保强度而使框架20中的靠床的配置面附近的部分为复杂的形状,因此更加难以估测所产生的磁场的影

响。

[0046] 因此,在本实施方式1中,在框架20的位于相对于多个检测线圈 C_n 与胶囊型内窥镜10的检测对象区域R相反的一侧的部分、特别是框架20中的靠床的配置面附近的部分与多个检测线圈 C_n 之间插入了金属板25。由此,当从胶囊型内窥镜10侧观察多个检测线圈 C_n 时,视作对位置检测用磁场产生影响的干扰源仅为金属板25。视作干扰源仅为平行平板状的金属板25,通过简化该金属板25的形状,能够通过简单的运算来估测金属板25对位置检测用磁场产生的影响、即干扰磁场。由此,能够基于所估测出的干扰磁场来校正检测信号。

[0047] 图3是示出图1所示的磁场检测装置30和运算装置40的结构示意图。磁场检测装置30具备配置有多个检测线圈 C_n 的线圈单元31和对从各检测线圈 C_n 输出的检测信号进行处理的信号处理部32。在此,下标 n 是表示各个检测线圈的序号,在图3的情况下, $n=1\sim 16$ 。

[0048] 各检测线圈 C_n 由将线圈线材卷绕成螺旋弹簧状所得到的筒型线圈构成,例如具有开口直径为30mm~40mm左右、高度为5mm左右的尺寸。各检测线圈 C_n 产生与在各检测线圈 C_n 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输出到信号处理部32。这些检测线圈 C_n 配置在由树脂等非金属材料形成的呈平面状的面板33的主面上。

[0049] 信号处理部32具备与多个检测线圈 C_n 分别对应的多个信号处理信道 Ch_n 。各信号处理信道 Ch_n 具备放大部321、A/D转换部(A/D) 322以及FFT处理部(FFT) 323,用于输出检测信号的测定值,其中,放大部321将从检测线圈 C_n 输出的检测信号进行放大,A/D转换部(A/D) 322对放大后的检测信号进行数字转换,FFT处理部(FFT) 323对进行数字转换所得到的检测信号实施高速傅里叶变换处理。

[0050] 运算装置40例如由个人计算机、工作站等通用计算机构成,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检测胶囊型内窥镜10的位置和方向的运算处理、基于经由接收装置50接收到的图像信号来生成被检体内的图像的运算处理。

[0051] 详细地说,运算装置40具备:校正成分计算部401,其基于从各信号处理信道 Ch_n 输出的检测信号的测定值,来计算应从测定值减去的磁场的校正成分、即因框架20和金属板25而产生的磁场成分;磁场校正部402,其通过从磁场的测定值减去校正成分来计算磁场的测定值的实际值;以及位置计算部403,其基于校正后的测定值来计算胶囊型内窥镜10的位置和方向中的至少一方。

[0052] 另外,运算装置40还具备:存储部404,其存储与由位置计算部403计算出的胶囊型内窥镜10的位置和方向有关的信息等;图像处理部405,其通过对从胶囊型内窥镜10无线发送并由接收装置50(参照图1)接收到的图像信号实施规定的图像处理来生成图像数据;以及输出部406,其输出存储部404中存储的与位置和方向有关的信息、图像数据。以下,也将与胶囊型内窥镜10的位置和方向有关的信息统一地简称为位置信息。

[0053] 存储部404使用快闪存储器或硬盘等以可重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404除了存储上述的位置信息、图像数据以外,还存储用于对运算装置40的各部进行控制的各种程序或各种参数、胶囊型内窥镜10的位置检测运算程序、图像处理程序。

[0054] 接收装置50选择设置于被检体外的多个接收天线51中的对从胶囊型内窥镜10发送的无线信号而言接收强度最高的接收天线51,对经由所选择出的接收天线51接收到的无线信号实施解调处理等,由此获取图像信号和关联信息。

[0055] 显示装置60包含液晶、有机EL等各种显示器,基于在运算装置40中生成的位置信息、图像数据,来将被检体的体内图像、胶囊型内窥镜10的位置、方向等信息以画面显示。

[0056] 接着,说明实施方式1所涉及的位置检测方法。图4是用于说明胶囊型内窥镜10的位置检测方法的示意图。以下,在经由面板33(参照图1)配置在金属板25的上方的检测线圈 C_n 的配置面上取原点(0,0,0)。检测线圈 C_n 的配置面与金属板25的表面之间的距离为 Z_{plate} 。

[0057] 图5是示出本实施方式1所涉及的位置检测方法的流程图。图5所示的流程图示出了多个检测线圈 C_n 分别检测胶囊型内窥镜10在某个定时产生的位置检测用磁场并输出了一组检测信号的测定值的情况下的处理。

[0058] 首先,在步骤S100中,运算装置40(参照图3)从磁场检测装置30获取由各检测线圈 C_n 检测出的磁场的检测信号的测定值。详细地说,当各检测线圈 C_n 检测出磁场并输出检测信号时,各信号处理信道 Ch_n 对从对应的检测线圈 C_n 输出的检测信号实施放大、A/D转换以及FFT处理,并将实施处理后的检测信号输出到运算装置40。从各信号处理信道 Ch_n 输出的测定值 B_{m_n} 被输入到校正成分计算部401和磁场校正部402。这些测定值 B_{m_n} 包含由胶囊型内窥镜10产生的位置检测磁场的成分和通过该位置检测用磁场的作用而从金属板25产生的磁场成分。

[0059] 在接下来的步骤S101中,校正成分计算部401基于在步骤S100中获取到的测定值 B_{m_n} 来计算应从该测定值 B_{m_n} 减去的磁场的校正成分。该校正成分相当于通过位置检测用磁场的作用而从金属板25产生的磁场成分。图6~图8是用于说明磁场的校正成分的计算方法的示意图。

[0060] 图6示出不存在对由胶囊型内窥镜10产生的位置检测用磁场 $B_{capsule}$ 而言成为干扰源的金属构成物的情况下的磁场分布。此外,图6所示的向量 M 表示胶囊型内窥镜10的朝向。

[0061] 与此相对,如图7所示,考虑存在对位置检测用磁场 $B_{capsule}$ 而言成为干扰源的平行平板状的金属板25的情况。在该情况下,通过位置检测用磁场 $B_{capsule}$ 的作用而从金属板25的表面产生磁场 B_{plate} ,导致位置检测用磁场 $B_{capsule}$ 因该磁场 B_{plate} 的影响而失真。

[0062] 如图8所示,失真状态的位置检测用磁场 $B_{capsule}$ 能够视为受到了由与胶囊型内窥镜10相同的磁场产生源10'产生的磁场 $B_{capsule}'$ 的影响的磁场,该磁场产生源10'存在于相对于金属板25的表面与胶囊型内窥镜10线对称的位置。此外,图8所示的向量 M_c 表示磁场产生源10'的朝向。

[0063] 由磁场产生源10'产生的磁场 $B_{capsule}'$ 的分布与失真状态的位置检测用磁场 $B_{capsule}$ 的分布大致相同。因此,通过将由磁场产生源10'产生的磁场 $B_{capsule}'$ 设为校正磁场并进行从检测信号的测定值 B_{m_n} 减去该校正磁场的校正,能够计算不存在作为干扰源的金属板25的状态下的位置检测用磁场 $B_{capsule}$ (参照图6)。

[0064] 在假设存在磁场产生源10'的情况下,通过下面的数式(1)给出用于校正各测定值 B_{m_n} 的校正成分 BC_n 。

[0065] [数式1]

$$[0066] \quad B_{c_n} = \frac{\mu}{4\pi} \left(-\frac{\vec{M}_c}{|\vec{r}_c|^3} + \frac{3(\vec{M}_c \cdot \vec{r}_c) \cdot \vec{r}_c}{|\vec{r}_c|^5} \right) \quad \dots (1)$$

[0067] 在数式(1)中,向量 r_c 是从检测线圈 C_n 朝向磁场产生源10'的向量,如图4所示,使用

以原点 (0,0,0) 为基准的情况下的检测线圈C_n的位置向量P_n和磁场产生源10' 的位置向量P_c。通过下面的数式 (2) 给出向量r_c。

[0068] [数式2]

$$[0069] \quad \vec{r}_c = \vec{P}_c - \vec{P}_n \quad \cdots(2)$$

[0070] 其中,基于由位置计算部403之前计算出的胶囊型内窥镜10的最新的(X,Y,Z)来如以下那样设定磁场产生源10' 的位置向量P_c的各成分。

[0071] [数式3]

$$[0072] \quad \vec{P}_c = (X, Y, -(Z + 2Z_{\text{plate}}))$$

[0073] 此外,在最初进行胶囊型内窥镜10的位置的估计运算的情况下,作为胶囊型内窥镜10的最新的(X,Y,Z),使用预先设定的初始值。

[0074] 另外,在数式 (1) 中,向量M_c是表示磁场产生源10' 的朝向的方向向量。当将表示胶囊型内窥镜10的朝向的向量M的成分设为(m_x,m_y,m_z)时,向量M_c的成分以(m_x,m_y, -m_z)给出。

[0075] 在接下来的步骤S102中,磁场校正部402使用在步骤S101中计算出的磁场的校正成分BC_n,来对由检测线圈C_n检测出的磁场的测定值Bm_n进行校正。通过下面的数式 (3) 来给出校正后的测定值BmC_n。

$$[0076] \quad BmC_n = Bm_n - BC_n \quad \cdots(3)$$

[0077] 在接下来的步骤S103中,位置计算部403基于胶囊型内窥镜10的最新的(X,Y,Z)和方向来计算各检测线圈C_n的位置处的位置检测用磁场的理论值Bi_n。通过下面的数式 (4) 来给出理论值Bi_n。

[0078] [数式4]

$$[0079] \quad Bi_n = \frac{\mu}{4\pi} \left(-\frac{\vec{M}}{|\vec{r}|^3} + \frac{3(\vec{M} \cdot \vec{r}) \cdot \vec{r}}{|\vec{r}|^5} \right) \quad \cdots(4)$$

[0080] 在数式 (4) 中,向量r是从检测线圈C_n朝向胶囊型内窥镜10的估计位置的向量,如图4所示,使用以原点 (0,0,0) 为基准的情况下的检测线圈C_n的位置向量P_n和胶囊型内窥镜10的位置向量P,通过下面的数式 (5) 给出向量r。

[0081] [数式5]

$$[0082] \quad \vec{r} = \vec{P} - \vec{P}_n \quad \cdots(5)$$

[0083] 在接下来的步骤S104中,位置计算部403根据校正后的位置检测用磁场的测定值BmC_n和位置检测用磁场的理论值Bi_n来计算通过下面的数式 (6) 给出的评价价值S。

[0084] [数式6]

$$[0085] \quad S = \sum_{n=1}^{16} \{BmC_n - Bi_n\}^2 \quad \cdots(6)$$

[0086] 在接下来的步骤S105中,位置计算部403更新胶囊型内窥镜10的位置(X,Y,Z)和方向(m_x,m_y,m_z),以使得评价价值S变小。

[0087] 在接下来的步骤S106中,位置计算部403判定评价价值S是否为预先设定的评价价值的阈值以下。作为该阈值,设定位置检测用磁场的测定值Bm_n与理论值Bi_n之间的差异小到被视

作误差范围的程度的值。在评价值S小于阈值的情况下,判定为评价值S足够小。

[0088] 在评价值S大于阈值的情况下(步骤S106:“否”),处理返回到步骤S101。在该情况下,在步骤S101中,使用在步骤S105中更新后的位置(X,Y,Z)和方向(m_x, m_y, m_z)来计算校正成分 BC_n 。

[0089] 另一方面,在评价值S为阈值以下的情况下(步骤S106:“是”),位置计算部403判定在步骤S105中更新后的位置(X,Y,Z)的更新量 Δr 和方向(m_x, m_y, m_z)的更新量 Δm 是否为针对各个更新量设定的阈值以下(步骤S107)。当将更新前的位置的各成分与更新后的位置的各成分之差设为($\Delta X, \Delta Y, \Delta Z$)、将更新前的方向的各成分与更新后的方向的各成分之差设为($\Delta m_x, \Delta m_y, \Delta m_z$)时,通过下面的数式(7)、(8)来给出位置的更新量 Δr 和方向的更新量 Δm 。

$$[0090] \quad \Delta r = \sqrt{(\Delta X^2 + \Delta Y^2 + \Delta Z^2)} \quad \dots (7)$$

$$[0091] \quad \Delta m = \sqrt{(\Delta m_x^2 + \Delta m_y^2 + \Delta m_z^2)} \quad \dots (8)$$

[0092] 另外,作为用于判定更新量 Δr 的阈值和用于判定更新量 Δm 的阈值,分别设定更新量 Δr 、 Δm 小到被视作误差范围的程度的值。

[0093] 在更新量 Δr 、 Δm 中的至少一方大于阈值的情况下(步骤S107:“否”),处理返回到步骤S101。在该情况下,在步骤S101中,使用在步骤S105中更新后的位置(X,Y,Z)和方向(m_x, m_y, m_z)来计算校正成分 BC_n 。

[0094] 另一方面,在更新量 Δr 、 Δm 两者均为阈值以下的情况下(步骤S107:“是”),将在步骤S105中更新后的位置和方向决定为该定时的胶囊型内窥镜10的位置和方向(步骤S108)。该位置和方向被作为胶囊型内窥镜10的位置信息而存储到存储部404中。之后,处理结束。

[0095] 如以上所说明的那样,根据本实施方式1,即使在存在如框架20那样难以估测对胶囊型内窥镜10的位置检测用磁场的影响的磁场干扰源的情况下,也能够通过在框架20与检测线圈 C_n 之间插入金属板25来容易地估测对位置检测用磁场的影响。因而,能够通过简单的运算来校正由各检测线圈 C_n 检测出的测定值,并使用校正后的测定值来高精度地检测胶囊型内窥镜10的位置和方向。

[0096] 在上述实施方式1中,作为位置和方向的检测对象即探测体的例子,列举了胶囊型内窥镜10,但探测体并不限于此。例如也可以是,将在通过对被检体照射放射线来进行检查的检查系统中表示放射线的照射位置的标记设为探测体,并对该检查系统组装本实施方式1所涉及的位置检测系统。或者也可以是,将在超声波照射系统中表示超声波的照射位置或方向的标记设为探测体,并对该超声波照射系统组装本实施方式1所涉及的位置检测系统。无论哪一种情况,只要能够对探测体设置用于产生位置检测用磁场的磁场产生部,就能够应用本实施方式1所涉及的位置检测系统。

[0097] (实施方式2)

[0098] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。图9是示出本发明的实施方式2所涉及的引导系统的结构例的示意图。如图9所示,相对于图1所示的位置检测系统1,本实施方式2所涉及的引导系统2具备胶囊型内窥镜10A,来代替胶囊型内窥镜10,并且还具备引导用磁场产生装置70和引导用磁场控制装置80。磁场检测装置30、运算装置40、接收装置50以及显示装

置60的结构和动作与实施方式1相同。

[0099] 图10是示出胶囊型内窥镜10A的内部构造的一例的示意图。如图10所示,相对于图2所示的胶囊型内窥镜10,胶囊型内窥镜10A还具备永磁体16。胶囊型内窥镜10A的除永磁体16以外的各部的结构和动作与实施方式1相同。

[0100] 永磁体16用于能够利用从外部施加的磁场来引导胶囊型内窥镜10A,以磁化方向相对于壳体100的长轴La具有斜率的方式固定配置在壳体100的内部。在本实施方式2中,如用箭头所示的那样以磁化方向与长轴La正交的方式配置永磁体16。永磁体16追随后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70对胶囊型内窥镜10A的引导。

[0101] 引导用磁场产生装置70和引导用磁场控制装置80产生用于使被导入到被检体内的胶囊型内窥镜10A的位置和方向中的至少一方变化的引导用磁场。在此,利用胶囊型内窥镜10A的长轴La相对于重力方向的轴(Z轴)的倾斜度(倾斜角)和长轴La绕该Z轴的转动角(方位角)来表示胶囊型内窥镜10A的方向。

[0102] 图11是示出引导用磁场产生装置70和引导用磁场控制装置80的结构例的示意图。如图11所示,引导用磁场产生装置70具备产生磁场的永磁体(以下称为体外永磁体)71和使该体外永磁体71的位置和方向变化的磁体驱动部72。其中,磁体驱动部72具有平面位置变更部721、铅直位置变更部722、仰角变更部723以及旋转角变更部724。

[0103] 体外永磁体71例如通过具有长方体形状的棒磁体来实现。体外永磁体71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平行于水平面(与重力方向正交的面)。

[0104] 平面位置变更部721是使体外永磁体71在水平面(XY面)内平移的平移机构。即,在确保体外永磁体71中的被磁化的两个磁极的相对位置的状态下使体外永磁体71在水平面内移动。

[0105] 铅直位置变更部722是使体外永磁体71沿重力方向(Z方向)平移的平移机构。即,在确保体外永磁体71中的被磁化的两个磁极的相对位置的状态下使体外永磁体71沿铅直方向移动。

[0106] 仰角变更部723通过使体外永磁体71在包含体外永磁体71的磁化方向的铅直面内转动,来使磁化方向相对于水平面的角度变化。即,仰角变更部723使体外永磁体71绕与胶囊对置面PL平行且与磁化方向正交并且通过体外永磁体71的中心的Y方向的轴Yc转动。

[0107] 旋转角变更部724使体外永磁体71相对于通过体外永磁体71的中心的Z方向的轴Zm转动。

[0108] 引导用磁场控制装置80具备操作输入部81和控制部82。操作输入部81由具备操纵杆、各种按钮、开关的操作台、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部82。具体地说,操作输入部81按照由用户进行的操作来将用于使被导入到被检体内的胶囊型内窥镜10A的位置和方向中的至少任一方变化的操作信号输入到控制部82。

[0109] 控制部82生成与从操作输入部81输入的操作信号相应的控制信号,并将该控制信号输出到引导用磁场产生装置70。

[0110] 在引导胶囊型内窥镜10A的情况下,在引导用磁场控制装置80的控制下驱动磁体驱动部72,使体外永磁体71在水平或铅直方向上平移,并且使体外永磁体71转动或旋转,由此使体外永磁体71的方向变化。以追随这种体外永磁体71的运动的方式引导胶囊型内窥镜

10A。

[0111] 如图9所示,在金属板25的附近设置引导用磁场产生装置70的情况下,作为金属板25,使用铝等非磁性体的金属。由此,排除金属板25对引导用磁场的影响,从而能够按照用户的意图进行胶囊型内窥镜10A的引导。

[0112] 另外,关于金属板25的大小,只要能够至少覆盖用于引导胶囊型内窥镜10A的体外永磁体71的可动范围即可。如上述的那样,胶囊型内窥镜10A以追随体外永磁体71的方式移动,因此只要能够利用金属板25覆盖体外永磁体71的可动范围,则能够使体外永磁体71和驱动该体外永磁体71的磁体驱动部72对位置检测用磁场的影响聚集到金属板25,由此,能够视作干扰源仅为平行平板状的金属板25。

[0113] 如以上所说明的那样,根据本实施方式2,即使在设置用于引导胶囊型内窥镜10A的引导用磁场产生装置70的情况下,也能够通过在引导用磁场产生装置70与检测线圈 C_n 之间插入金属板25来容易地估测对位置检测用磁场的影响,从而能够高精度地检测胶囊型内窥镜10A的位置和方向。

[0114] 上述的本发明的实施方式1和实施方式2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1和实施方式2。另外,本发明通过将上述实施方式1和实施方式2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。

[0115] 附图标记说明

[0116] 1:位置检测系统;2:引导系统;10、10A:胶囊型内窥镜;10':磁场产生源;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;20:框架;25:金属板;30:磁场检测装置;31:线圈单元;32:信号处理部;33:面板;40:运算装置;50:接收装置;51:接收天线;60:显示装置;70:引导用磁场产生装置;71:体外永磁体;72:磁体驱动部;80:引导用磁场控制装置;81:操作输入部;82: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;321:放大部;322:A/D转换部(A/D);323:FFT处理部(FFT);401:校正成分计算部;402:磁场校正部;403:位置计算部;404:存储部;405:图像处理部;406:输出部;721:平面位置变更部;722:铅直位置变更部;723:仰角变更部;724:旋转角变更部。

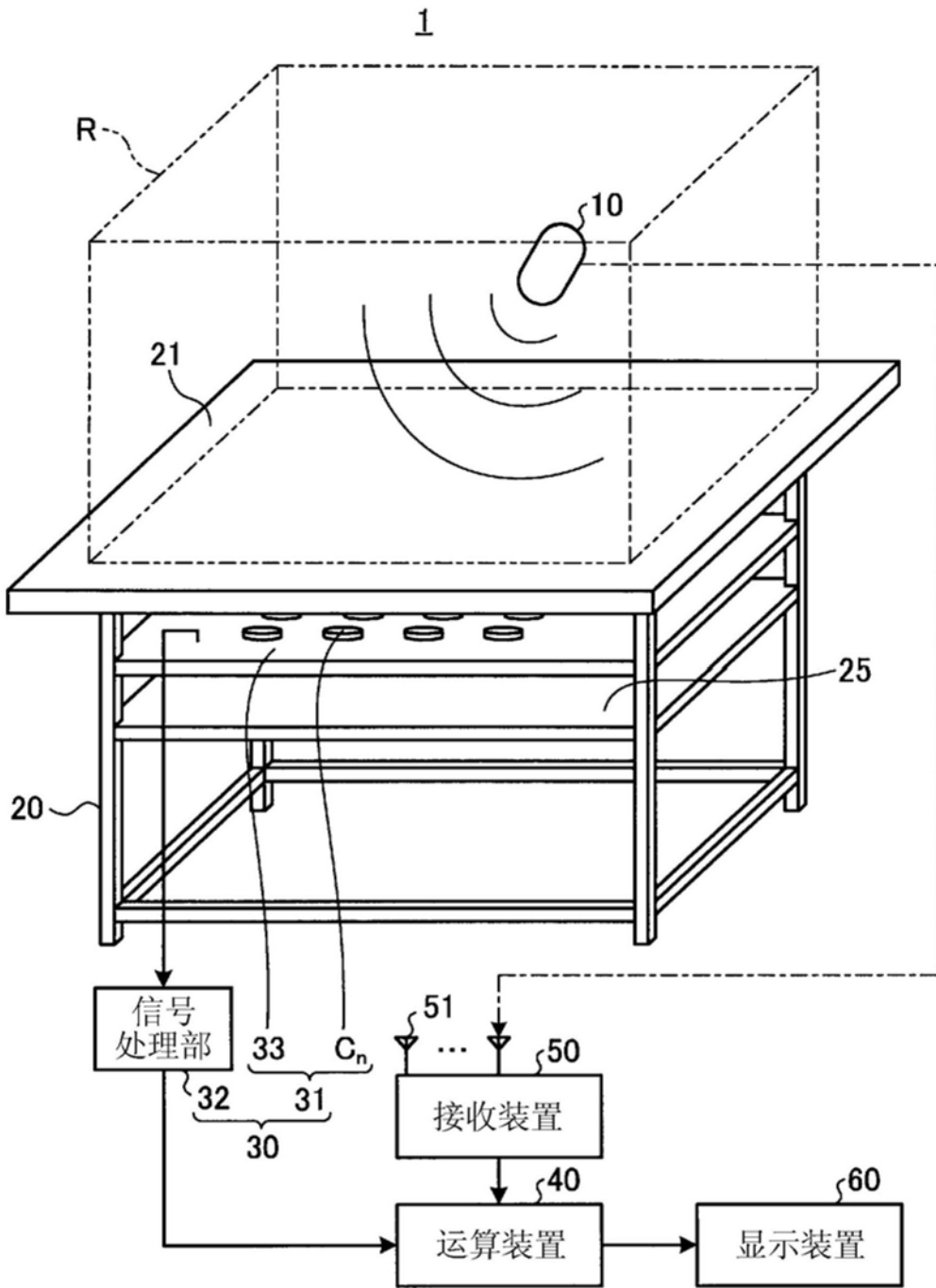


图1

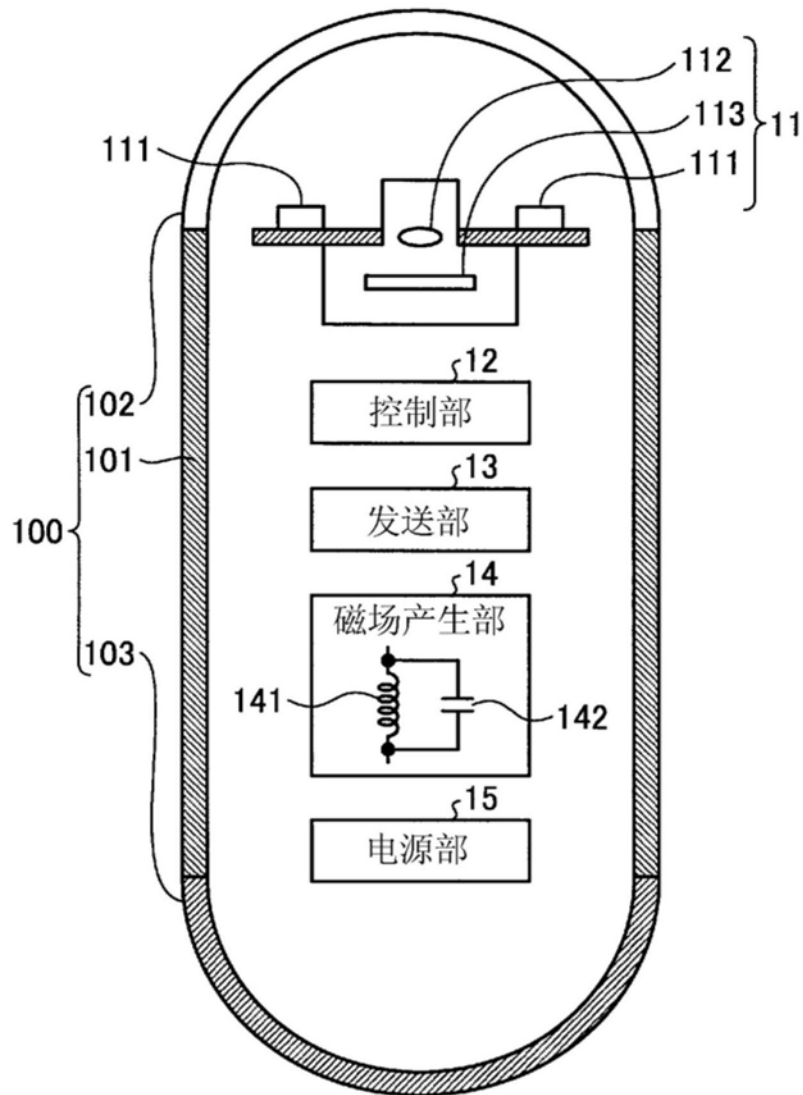
10

图2

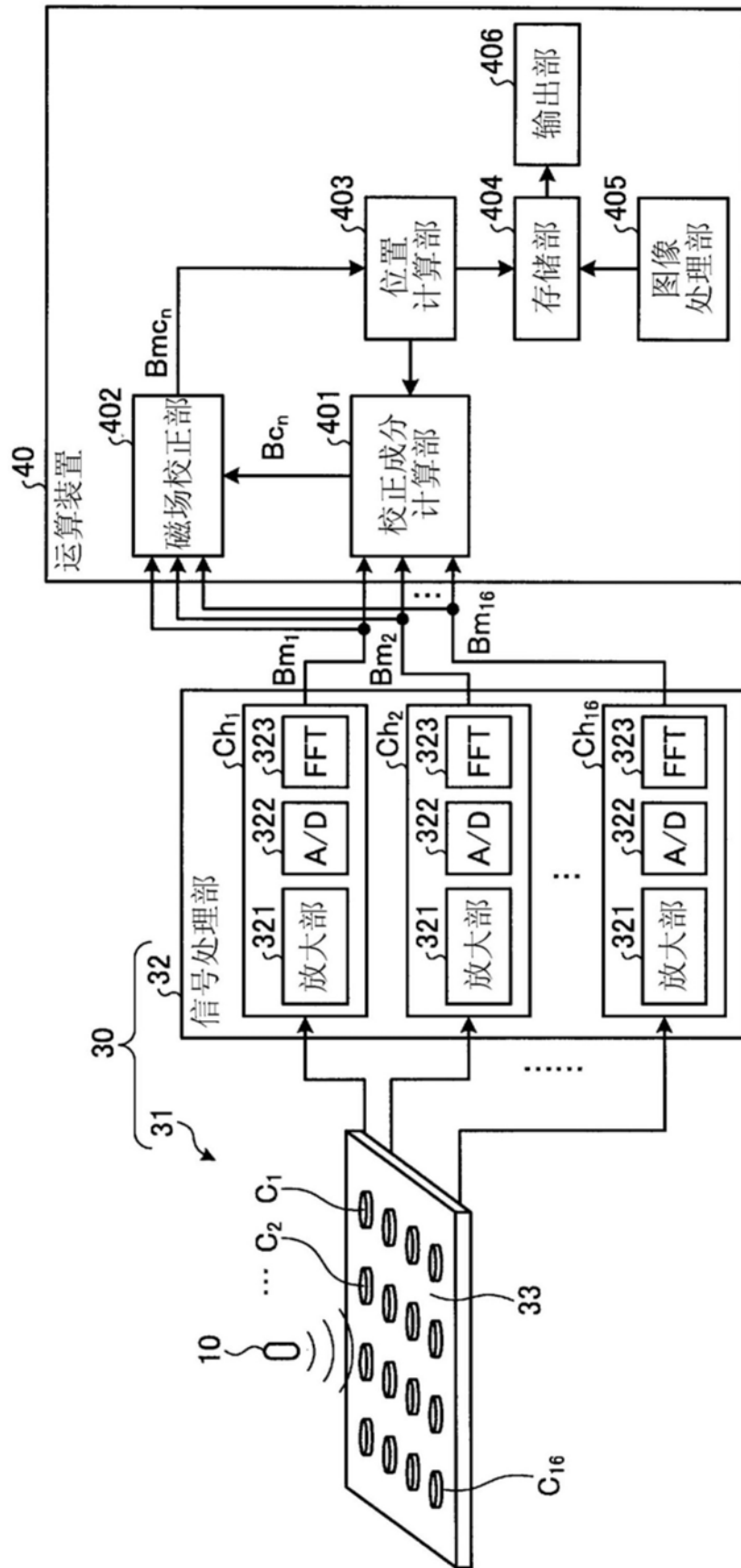


图3

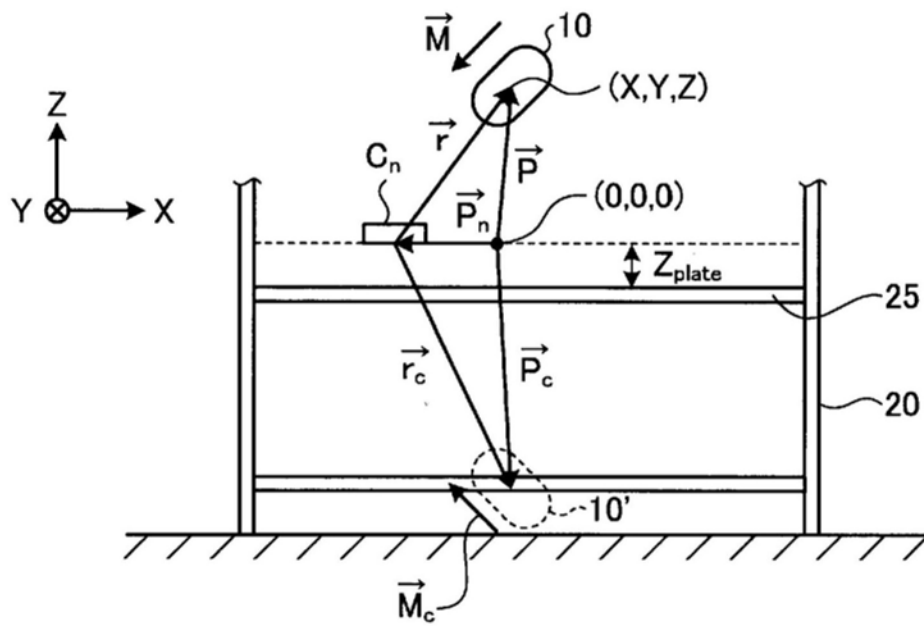


图4

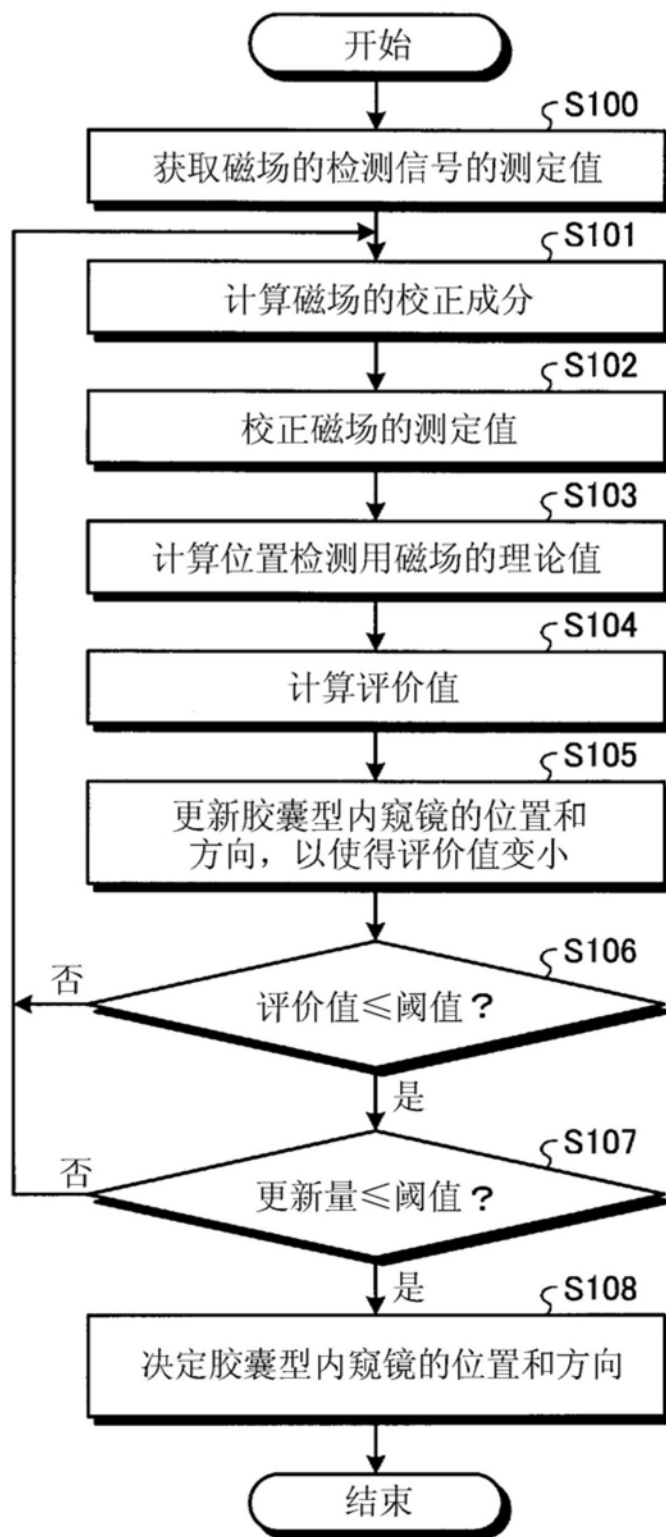


图5

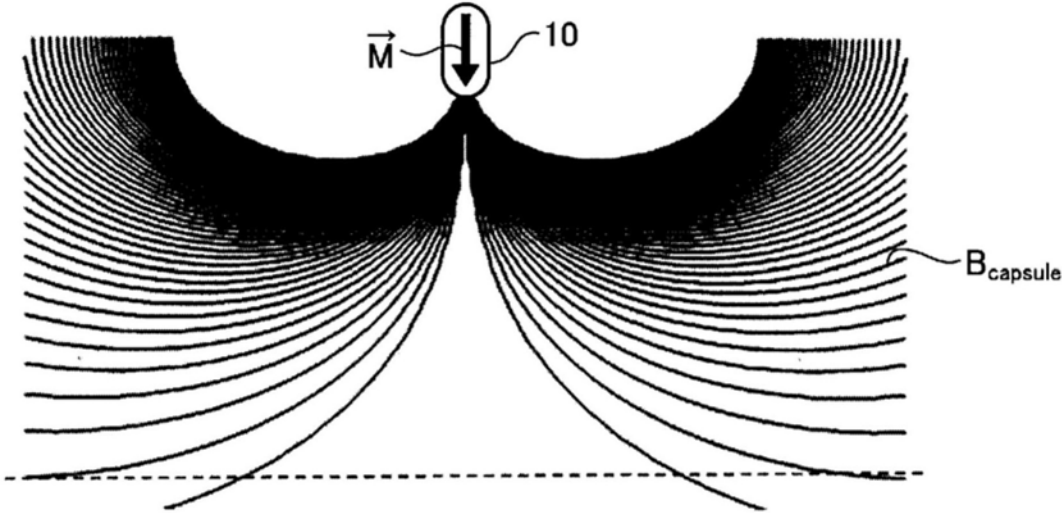


图6

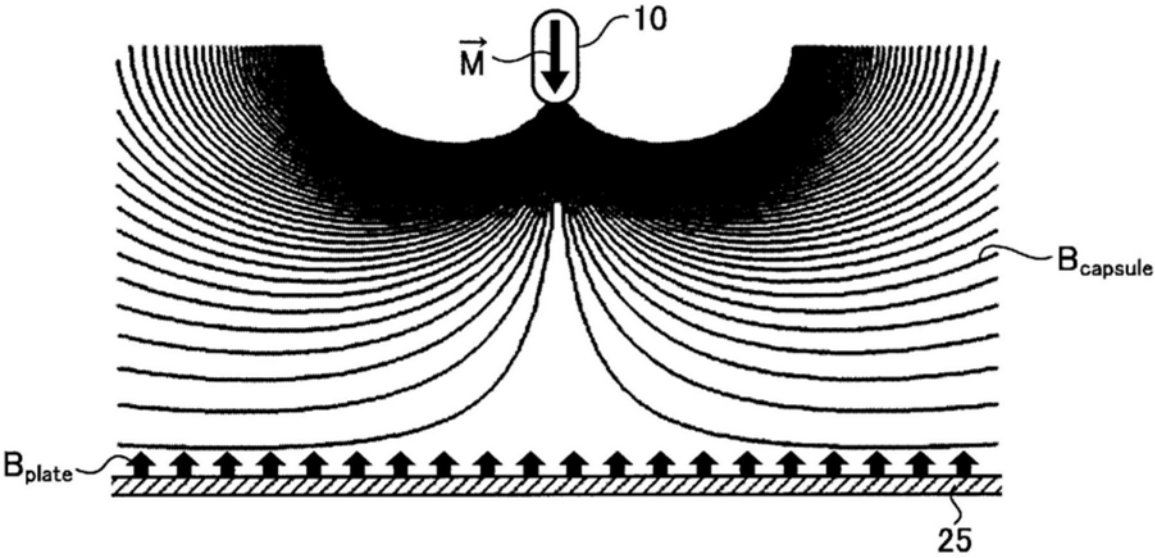


图7

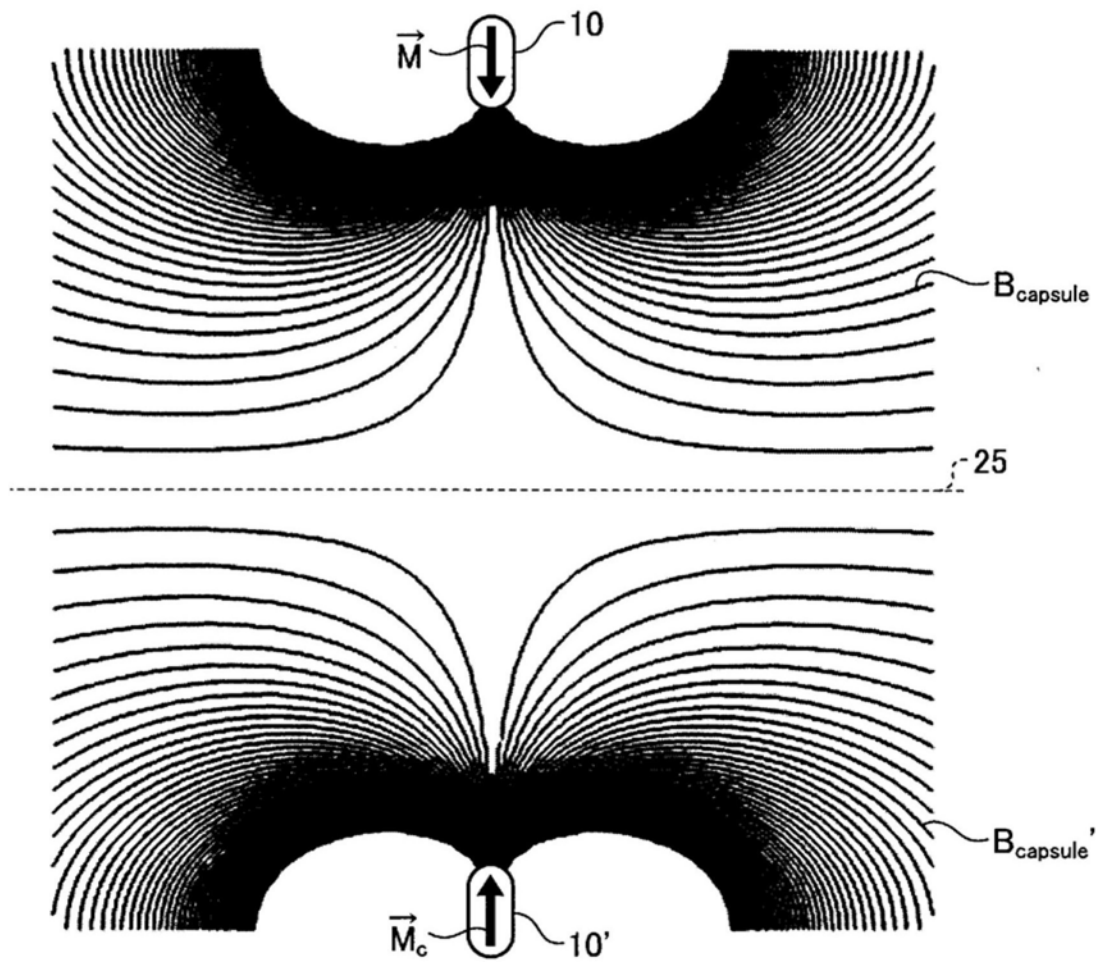


图8

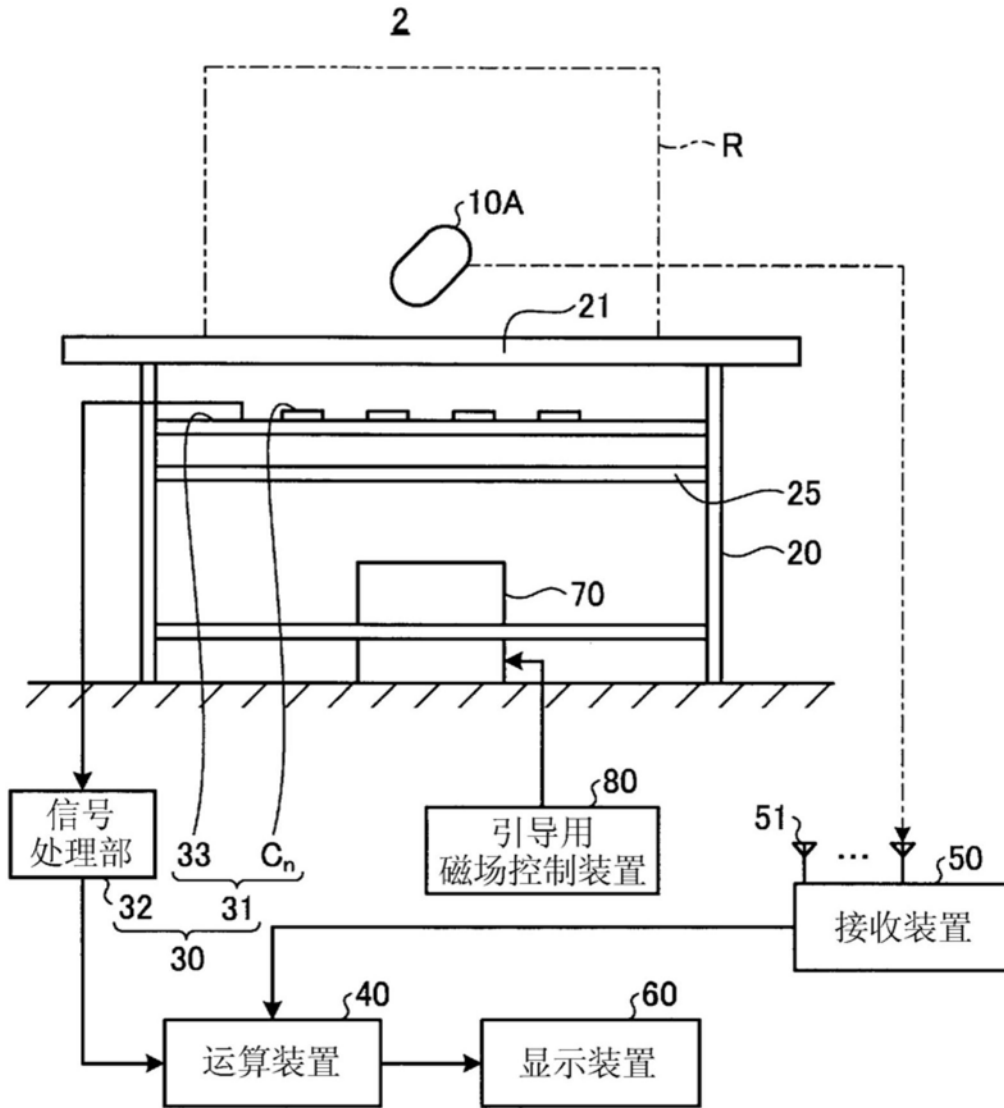


图9

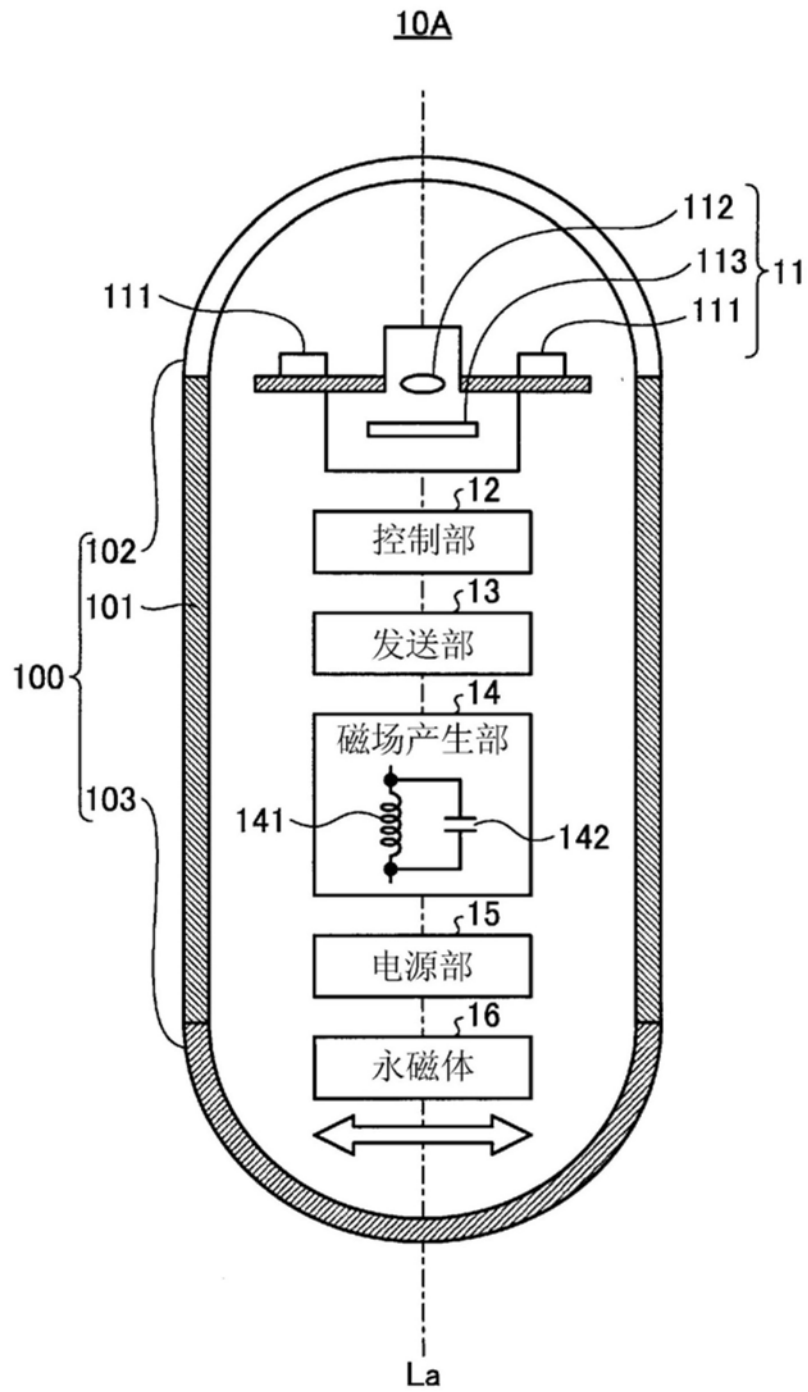


图10

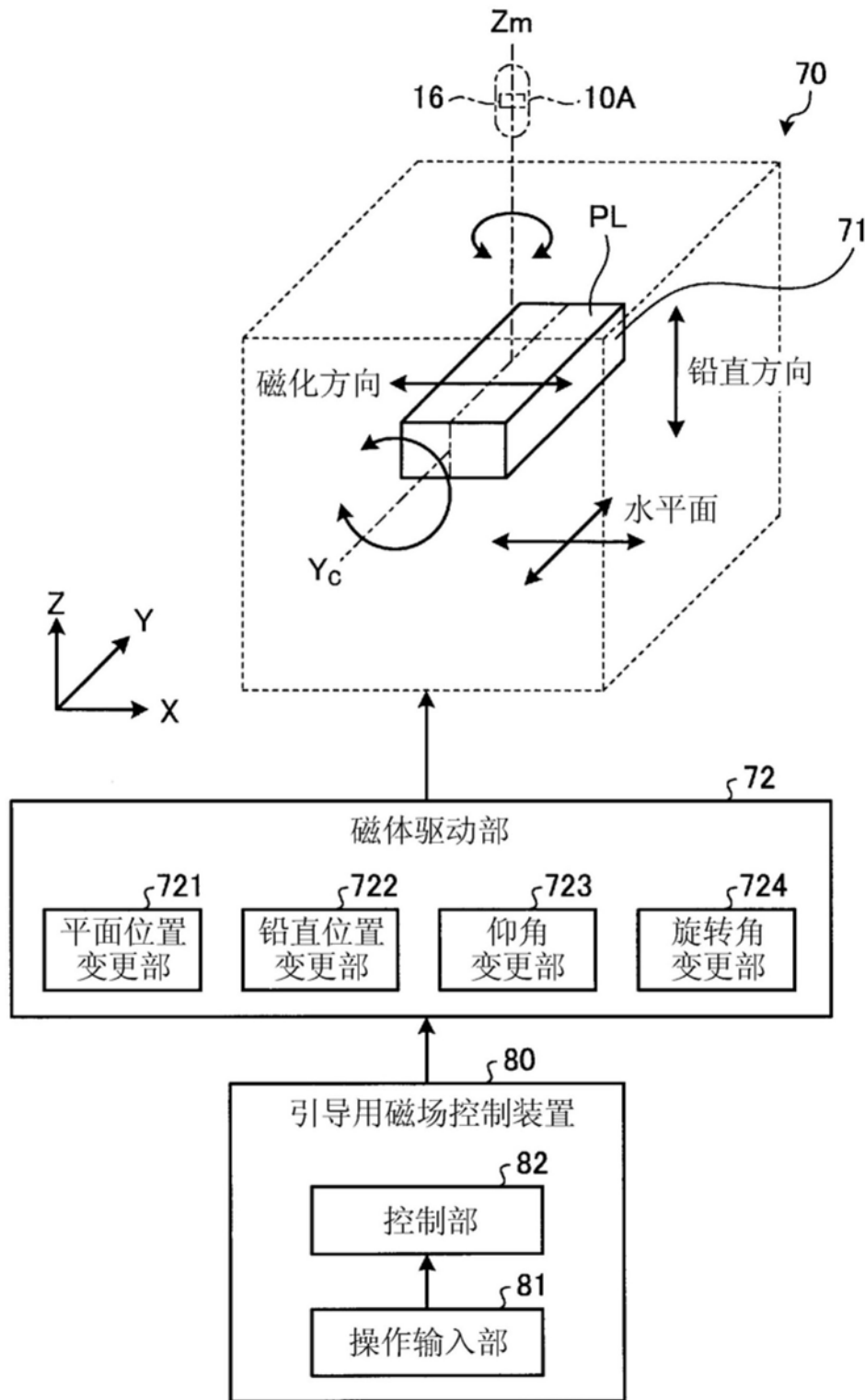


图11

专利名称(译)	位置检测系统以及引导系统		
公开(公告)号	CN106999004B	公开(公告)日	2018-11-20
申请号	CN201680003439.7	申请日	2016-03-29
[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	铃木优辅		
发明人	铃木优辅		
IPC分类号	A61B1/00		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	杨琼		
优先权	2015146844 2015-07-24 JP		
其他公开文献	CN106999004A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

位置检测系统(1)具备：胶囊型内窥镜(10)，其内部设置有用于产生位置检测用磁场的磁场产生部；多个检测线圈(Cn)，其检测位置检测用磁场并输出检测信号；金属板(25)，其配置在相对于多个检测线圈(Cn)与胶囊型内窥镜(10)的检测对象区域相反的一侧且覆盖多个检测线圈(Cn)的开口面的范围内，该金属板(25)能够通过位置检测用磁场的作用来产生磁场；以及运算装置(40)。运算装置(40)具备：磁场校正部，其使用由金属板(25)产生的磁场成分来对从多个检测线圈(Cn)分别输出的多个检测信号的测定值进行校正；以及位置计算部，其使用由该磁场校正部校正后的多个检测信号的测定值，来计算胶囊型内窥镜(10)的位置和方向中的至少一方。由此，提供一种即使在位置检测系统中使用金属构件的情况下也能够进行高精度的位置检测的位置检测系统等。

