



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105358037 B

(45)授权公告日 2017.07.25

(21)申请号 201480037227.1

(72)发明人 千叶淳

(22)申请日 2014.08.07

(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

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105358037 A

代理人 刘新宇

(43)申请公布日 2016.02.24

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(30)优先权数据  
2013-172545 2013.08.22 JP

(56)对比文件

- CN 101668472 A, 2010.03.10,
- CN 101035484 A, 2007.09.12,
- CN 102196760 A, 2011.09.21,
- CN 102427757 A, 2012.04.25,
- CN 101056573 A, 2007.10.17,
- CN 101820810 A, 2010.09.01,

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2015.12.28

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2014/070949 2014.08.07

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02015/025731 JA 2015.02.26

审查员 何琛

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社  
地址 日本东京都

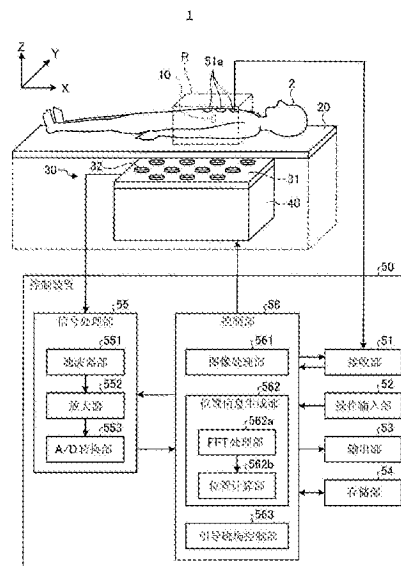
权利要求书2页 说明书12页 附图13页

(54)发明名称

位置检测装置以及位置检测系统

(57)摘要

提供一种能够高精度地检测胶囊型医疗装置的三维的位置且能够实现系统整体的省空间化的位置检测装置以及位置检测系统。位置检测装置对内部设置有产生磁场的线圈的胶囊型内窥镜(10)的位置进行检测,具备:多个检测线圈(32),该多个检测线圈(32)检测从上述线圈产生的磁场并输出检测信号;以及位置计算部(562b),其基于从该多个检测线圈(32)分别输出的检测信号来计算胶囊型内窥镜(10)的位置,其中,上述多个检测线圈(32)配置在作为面板(31)上的封闭区域的配置区域,该配置区域以规定的比率大于检测对象区域且包含检测对象区域,该检测对象区域是将进行胶囊型内窥镜(10)的检测的封闭的空间投影到面板(31)上而得到的区域。



1. 一种位置检测装置,对内部设置有产生磁场的磁场产生部的胶囊型医疗装置的位置进行检测,该位置检测装置的特征在于,具备:

多个磁场检测部,该多个磁场检测部检测从所述磁场产生部产生的磁场并输出检测信号;以及

位置计算部,其基于从所述多个磁场检测部分别输出的所述检测信号来计算所述胶囊型医疗装置的位置,

其中,所述多个磁场检测部配置在一个平面上,且配置于以规定的比率大于第一区域且包含所述第一区域的作为所述平面上的封闭区域的第二区域,该第一区域是将进行所述胶囊型医疗装置的检测的封闭的检测对象空间投影到所述平面上而得到的区域。

2. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

所述多个磁场检测部内的至少1个磁场检测部配置于第三区域,该第三区域是所述第一区域的外周与所述第二区域的外周之间的区域。

3. 根据权利要求2所述的位置检测装置,其特征在于,

关于所述多个磁场检测部,在所述第一区域和所述第三区域内至少各配置1个磁场检测部。

4. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

所述多个磁场检测部的至少一部分以磁场的检测方向与同所述平面正交的轴平行的方式进行配置。

5. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

所述多个磁场检测部的至少一部分以磁场的检测方向与所述平面内互相正交的两个轴以及同所述平面正交的轴分别平行的3个磁场检测部为1组的方式进行配置。

6. 根据权利要求5所述的位置检测装置,其特征在于,

所述多个磁场检测部的一部分在所述第一区域、以磁场的检测方向与同所述平面正交的轴平行的方式进行配置,

所述多个磁场检测部的另一部分在所述第一区域的外周与所述第二区域的外周之间的区域即第三区域、以磁场的检测方向与所述平面内互相正交的两个轴以及同所述平面正交的轴分别平行的3个磁场检测部为1组的方式进行配置。

7. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔是均匀的。

8. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

在所述第二区域的周缘部所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔比在所述第二区域的中央部所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔短。

9. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

所述第二区域呈四边形,

在所述四边形的角部所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔比在所述第二区域的中央部所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔短。

10. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,所述比率是120%以上。
11. 根据权利要求10所述的位置检测装置,其特征在于,所述比率是120%以上且200%以下。
12. 根据权利要求11所述的位置检测装置,其特征在于,所述比率是120%以上且140%以下。
13. 一种位置检测系统,其特征在于,具备:  
根据权利要求1所述的位置检测装置;以及  
胶囊型医疗装置,其内部设置有产生磁场的磁场产生部。
14. 根据权利要求13所述的位置检测系统,其特征在于,还具备床,该床用于载置被导入所述胶囊型医疗装置的被检体,所述多个磁场检测部以所述平面与所述床的被检体载置面平行的状态、与该床一体地配置在所述床的下方。
15. 根据权利要求13所述的位置检测系统,其特征在于,所述胶囊型医疗装置的内部还具备永磁体,  
该位置检测系统还具备:  
引导磁场产生部,其设置在被导入所述胶囊型医疗装置的被检体的外部,使得在包含所述第一区域的空间内产生磁场;以及  
引导磁场控制部,其使所述引导磁场产生部进行平移和旋转中的至少一方,来改变所述胶囊型医疗装置的位置处的引导磁场,由此在所述被检体内引导所述胶囊型医疗装置。
16. 根据权利要求15所述的位置检测系统,其特征在于,所述第一区域比所述引导磁场产生部能够在水平面内移动的范围小。
17. 根据权利要求13所述的位置检测系统,其特征在于,所述磁场产生部产生具有规定的频率分量的交变磁场。

## 位置检测装置以及位置检测系统

### 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的位置进行检测的位置检测装置以及位置检测系统。

### 背景技术

[0002] 以往,开发了一种胶囊型医疗装置,该胶囊型医疗装置被导入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。作为一例,在内窥镜的领域已知一种形成为能够导入到被检体的消化道内(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,在被被检体咽下之后一边随着蠕动运动等在消化道内移动一边进行拍摄,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。被无线发送的图像数据由设置于被检体外的接收装置接收,进一步被取入到工作站等图像处理装置来实施规定的图像处理。由此,在图像处理装置中能够通过静止图像或运动图像来再现显示被检体的体内图像。

[0003] 另外,为了确定被拍进这种体内图像的被检体的部分,开发了一种检测胶囊型医疗装置在被检体内的位置的系统。例如在专利文献1中公开了以下一种技术:在胶囊型医疗装置内设置产生磁场的线圈(标记线圈),利用设置于被检体外的磁场检测用的线圈(以下,称为检测线圈)来检测从标记线圈产生的磁场,基于检测出的磁场的强度来估计胶囊型医疗装置的位置。

[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] 另外,为了使被检体内的胶囊型医疗装置的检测精度提高,考虑增大从胶囊型医疗装置产生的磁场强度或者增加检测线圈的数量之类的方法。然而,在前者的情况下,胶囊型医疗装置的消耗电力增加,内置的电池的寿命缩短,因此不优选。另一方面,在后者的情况下,对来自检测线圈的输出信号进行处理的处理电路的规模变大,产生系统大型化以及消耗电力增加这样的问题。

[0007] 另外,在专利文献1中,在被检体的周围立体地安装配置有多个面板,在多个面板上分别排列有多个检测线圈(参照专利文献1的图9)。在该情况下,被检体的周围需要三维的大空间,仍然会导致系统整体大型化。

[0008] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供以下一种位置检测装置以及位置检测系统:能够高精度地检测被导入到被检体内的胶囊型医疗装置的位置,且能够实现系统整体的省空间化。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决所述的问题,实现目的,本发明所涉及的位置检测装置对内部设置有产生磁场的磁场产生部的胶囊型医疗装置的位置进行检测,该位置检测装置的特征在于,具

备:多个磁场检测部,该多个磁场检测部检测从所述磁场产生部产生的磁场并输出检测信号;以及位置计算部,其基于从所述多个磁场检测部分别输出的所述检测信号来计算所述胶囊型医疗装置的位置,其中,所述多个磁场检测部配置在一个平面上,且配置于以规定的比率大于第一区域且包含所述第一区域的作为所述平面上的封闭区域的第二区域,该第一区域是将进行所述胶囊型医疗装置的检测的封闭的检测对象空间投影到所述平面上而得到的区域。

[0011] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述多个磁场检测部内的至少1个磁场检测部配置于第三区域,该第三区域是所述第一区域的外周与所述第二区域的外周之间的区域。

[0012] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,关于所述多个磁场检测部,在所述第一区域和所述第三区域内至少各配置1个磁场检测部。

[0013] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述多个磁场检测部的至少一部分以磁场的检测方向与同所述平面正交的轴平行的方式进行配置。

[0014] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述多个磁场检测部的至少一部分以磁场的检测方向与所述平面内互相正交的两个轴以及同所述平面正交的轴分别平行的3个磁场检测部为1组的方式进行配置。

[0015] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述多个磁场检测部的一部分在所述第一区域、以磁场的检测方向与同所述平面正交的轴平行的方式进行配置,所述多个磁场检测部的另一部分在所述第一区域的外周与所述第二区域的外周之间的区域即第三区域、以磁场的检测方向与所述平面内互相正交的两个轴以及同所述平面正交的轴分别平行的3个磁场检测部为1组来进行配置。

[0016] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔是均匀的。

[0017] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,在所述第二区域的周缘部所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔比在所述第二区域的中央部所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔短。

[0018] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述第二区域呈四边形,在所述四边形的角部所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔比在所述第二区域的中央部所述多个磁场检测部中的各磁场检测部与最接近该磁场检测部的磁场检测部的间隔短。

[0019] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述比率是120%以上。

[0020] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述比率是120%以上且200%以下。

[0021] 在上述位置检测装置中,其特征不在于,所述比率是120%以上且140%以下。

[0022] 本发明所涉及的位置检测系统的特征在于,具备:所述位置检测装置;以及胶囊型医疗装置,其内部设置有产生磁场的磁场产生部。

[0023] 上述位置检测系统的特征在于,还具备床,该床用于载置被导入所述胶囊型医疗装置的被检体,所述多个磁场检测部以所述平面与所述床的被检体载置面平行的状态、与该床一体地配置在所述床的下方。

[0024] 在上述位置检测系统中,其特征在于,所述胶囊型医疗装置的内部还具备永磁体,该位置检测系统还具备:引导磁场产生部,其设置在被导入所述胶囊型医疗装置的被检体的外部,使得在包含所述第一区域的空间内产生磁场;以及引导磁场控制部,其使所述引导磁场产生部进行平移和旋转中的至少一方,来改变所述胶囊型医疗装置的位置处的引导磁场,由此在所述被检体内引导所述胶囊型医疗装置。

[0025] 在上述位置检测系统中,其特征在于,所述第一区域比所述引导磁场产生部能够在水平面内移动的范围小。

[0026] 在上述位置检测系统中,其特征在于,所述磁场产生部产生具有规定的频率分量的交变磁场。

[0027] 发明的效果

[0028] 根据本发明,将多个磁场检测部配置于作为平面上的封闭区域的第二区域,该第二区域以规定的比率大于第一区域且包含第一区域,该第一区域是将检测胶囊型医疗装置的位置的检测空间投影到同一平面上而得到的区域,因此能够高精度地检测胶囊型医疗装置的位置,并且能够实现系统整体的省空间化。

#### 附图说明

[0029] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的位置检测系统的一个结构例的示意图。

[0030] 图2是表示图1所示的胶囊型内窥镜的内部构造的一例的示意图。

[0031] 图3是表示图1所示的引导磁场产生装置的构成例的示意图。

[0032] 图4是表示实施方式1所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为9个,检测对象区域为100%的情况)的示意图。

[0033] 图5是表示实施方式1所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为8个,检测对象区域为140%的情况)的示意图。

[0034] 图6是表示实施方式1所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为13个的情况)的示意图。

[0035] 图7是表示实施方式1所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为21个的情况)的示意图。

[0036] 图8是表示实施方式1所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为16个的情况)的示意图。

[0037] 图9是表示实施方式1所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为25个的情况)的示意图。

[0038] 图10是表示在图4~图9所示的检测线圈的配置中,使配置区域相对于检测对象区域的比率变化的情况下的胶囊型内窥镜的检测位置的偏差的模拟结果的曲线图。

[0039] 图11是表示实施方式1的变形例1的检测线圈的配置的示意图。

[0040] 图12是表示本发明的实施方式2所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为12个的情况)的示意图。

[0041] 图13是表示本发明的实施方式2所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为15个的情况)的示意图。

[0042] 图14是表示本发明的实施方式2所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例

(检测线圈为18个的情况)的示意图。

[0043] 图15是表示本发明的实施方式2所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为21个的情况)的示意图。

[0044] 图16是表示本发明的实施方式2所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例(检测线圈为24个的情况)的示意图。

[0045] 图17是表示图12~图16所示的线圈组的立体图。

[0046] 图18是表示在图12~图16所示的检测线圈的配置中,使配置区域相对于检测对象区域的比率变化的情况下的胶囊型内窥镜的检测位置的偏差的模拟结果的曲线图。

[0047] 图19是表示实施方式3所涉及的位置检测装置中的检测线圈的配置例的示意图。

[0048] 图20是表示本发明的实施方式1~3所涉及的位置检测系统的变形例3的示意图。

[0049] 图21是表示本发明的实施方式1~3所涉及的位置检测系统的变形例4的示意图。

### 具体实施方式

[0050] 下面,一边参照附图一边对本发明的实施方式所涉及的位置检测装置以及位置检测系统进行说明。此外,在以下的说明中,作为本实施方式所涉及的位置检测装置以及位置检测系统设为检测对象的胶囊型医疗装置的一个方式,例示了经口导入被检体内并拍摄被检体内(管腔内)的胶囊型内窥镜,但本发明不限于该实施方式。即,本发明能够应用于例如在被检体的从食道到肛门的管腔内移动的胶囊型内窥镜、向被检体内配送药剂等的胶囊型医疗装置、具备测量被检体内的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。

[0051] 另外,在以下的说明中,各图只不过将形状、大小以及位置关系概要性地表示为能够理解本发明的内容的程度。因而,本发明并不仅限于各图中例示的形状、大小以及位置关系。此外,在附图的记载中对相同部分附加相同的附图标记。

[0052] (实施方式1)

[0053] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的位置检测系统的一个结构例的示意图。如图1所示,实施方式1所涉及的位置检测系统1具备:胶囊型内窥镜10,其作为被导入被检体2的管腔内的胶囊型医疗装置的一例,将通过拍摄被检体2内而获取到的图像数据重叠到无线信号来进行发送;磁场检测装置30,其设置在用于载置被检体2的床20的下方,来检测由胶囊型内窥镜10产生的交变磁场;引导磁场产生装置40,其产生用于引导胶囊型内窥镜10的引导磁场;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,并且通过控制引导磁场产生装置40来在被检体2内引导胶囊型内窥镜10。

[0054] 以下,床20以上表面(被检体2的载置面)与水平面(重力方向的正交面)平行的方式进行配置,且将床20的长边方向设为X方向,将床20的短边方向设为Y方向,将铅垂方向(重力方向)设为Z方向。另外,利用上述磁场检测装置30和控制装置50来构成能够在床20上的检测对象空间R内检测胶囊型内窥镜10的位置检测装置。此外,作为检测对象空间R,预先设定了包含胶囊型内窥镜10能够在被检体2内移动的范围(即,作为观察对象的脏器的范围)的三维的封闭区域。

[0055] 图2是表示图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101,其呈胶囊型,形成为易于导入被检体2的管腔内的大小;摄像

单元11,其收纳在该壳体101内,拍摄被检体2内并获取摄像信号;控制部12,其控制包括摄像单元11在内的胶囊型内窥镜10的各部的动作,并且对由摄像单元11获取到的摄像信号实施规定的信号处理;发送部13,其无线发送被实施了信号处理后的摄像信号;磁场产生部14,其产生该胶囊型内窥镜10的位置检测用的交变磁场;电源部15,其对胶囊型内窥镜10的各部供给电力;以及永磁体16。

[0056] 壳体101是形成为能够导入被检体2的脏器内部的大小的包装外壳,通过用呈圆顶形状的圆顶状壳体103、104堵塞呈圆筒状的筒状壳体102的两侧开口端来实现。筒状壳体102由相对于可见光大致不透明的有色的构件形成。另外,圆顶状壳体103、104中的至少一方(在图2中为摄像单元11侧的圆顶状壳体103)由相对于可见光等规定波长频带的光透明的光学构件形成。此外,在图2中,仅在一方的圆顶状壳体103侧设置有1个摄像单元11,但也可以设置2个摄像单元11,在该情况下,圆顶状壳体104也由透明的光学构件形成。这种壳体101在内部不透液体地包含有摄像单元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。

[0057] 摄像单元11是获取摄像信号来作为与被检体2有关的信息的信息获取单元,具有:照明部111,其包括LED等发光元件和驱动该发光元件的驱动电路(未图示);聚光透镜等光学系统112;以及摄像部113,其包括CMOS图像传感器或CCD等摄像元件以及驱动该摄像元件的驱动电路(未图示)。照明部111向摄像部113的摄像视野照射白色光等照明光,隔着圆顶状壳体103对摄像视野 $v$ 内的被检体2进行照明。光学系统112被配置为其光轴 $L_a$ 与壳体101的长轴一致,会聚来自摄像视野 $v$ 内的被检体2的反射光,并使会聚后的反射光在摄像部113的摄像面上成像。摄像部113通过对表示在摄像面上成像的被检体2的像的光信号进行光电转换处理,来生成摄像信号。

[0058] 此外,在设置2个摄像单元11的情况下,以使所配置的2个光学系统112的光轴 $L_a$ 均与壳体101的长轴一致的方式在壳体101的两端的圆顶状壳体103侧和圆顶状壳体104侧分别配置摄像单元11。

[0059] 控制部12使摄像部113以规定的周期(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对由摄像单元11生成的摄像信号实施A/D转换、其它规定的信号处理来生成图像数据。并且,控制部12通过从电源部15对磁场产生部14供给电力,来从磁场产生部14产生交变磁场。

[0060] 发送部13具备未图示的发送天线,在获取由控制部12实施信号处理后的图像数据和关联信息后实施调制处理并经由发送天线依次无线发送到外部。

[0061] 磁场产生部14包含发送线圈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,该发送线圈141构成谐振电路的一部分,且通过流通电流来产生磁场,该电容器142与该发送线圈141一起形成谐振电路。

[0062] 电源部15例如通过形成为按钮型的电池和磁开关等开关部来实现。电源部15利用从外部施加的磁场来切换自身的接通断开状态,在接通状态期间,对胶囊型内窥镜10的各部供给电源。另外,电源部15在断开状态期间停止向胶囊型内窥镜10的各部供给电力。

[0063] 永磁体16用于能够利用由引导磁场产生装置40产生的磁场对胶囊型内窥镜10进行磁性引导,且永磁体16以磁化方向相对于长轴 $L_a$ 具有斜率的方式固定配置在呈胶囊形状的壳体101的内部。此外,在图2中,用箭头示出了永磁体16的磁化方向。在实施方式1中,以



使磁化方向与长轴La正交的方式配置永磁体16。永磁体16追随从外部施加的磁场而进行动作,该结果是实现利用引导磁场产生装置40对胶囊型内窥镜10进行磁性引导。

[0064] 如果再次参照图1,则磁场检测装置30具有平面状的面板31和多个检测线圈32,其中,多个检测线圈32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32例如是包括具有开口直径30mm~40mm左右且高度5mm左右的尺寸的螺旋弹簧状的筒型线圈的磁场检测部。

[0065] 这种磁场检测装置30配置在检查中的被检体2的附近。在实施方式1中,磁场检测装置30以面板31的主面为水平(与被检体2的载置面平行)的方式配置在床20的下方。此外,后文叙述检测线圈32在面板31上的配置。在实施方式1中,利用该磁场检测装置30和后述的控制装置50来构成位置检测装置。

[0066] 图3是表示引导磁场产生装置40的构成例的示意图。如图3所示,引导磁场产生装置40生成用于使被导入到被检体2内的胶囊型内窥镜10的位置以及相对于铅垂方向的长轴La的倾斜角和方位角相对于被检体2相对地变化的引导磁场。更为详细地说,引导磁场产生装置40具备作为产生磁场的引导磁场产生部的体外永磁体41和使该体外永磁体41的位置和姿势变化的磁体驱动部42。磁体驱动部42具有平面位置变更部421、铅垂位置变更部422、仰角变更部423以及回转角变更部424。

[0067] 体外永磁体41优选利用具有长方体形状的棒磁体来实现,在将与自身的磁化方向平行的4个面内的1个面(以下,也称为胶囊对置面PL)投影到水平面上而得到的区域内约束胶囊型内窥镜10。以下,将胶囊对置面PL为水平且磁化方向与X轴平行的状态称为基准配置。

[0068] 平面位置变更部421使体外永磁体41在XY面内平移。即,以确保了体外永磁体41中被磁化而得到的2个磁极的相对位置的状态在水平面内进行移动。

[0069] 铅垂位置变更部422使体外永磁体41沿着Z方向平移。即,以确保了体外永磁体41中被磁化而得到的2个磁极的相对位置的状态沿铅垂方向进行移动。

[0070] 仰角变更部423使体外永磁体41在包含体外永磁体41的磁化方向的铅垂面内进行旋转,由此改变磁化方向相对于水平面的角度。换句话说,仰角变更部423使体外永磁体41相对于与胶囊对置面PL平行且与磁化方向正交并穿过体外永磁体41的中心的轴(以下,称为旋转轴Yc)进行旋转。以下,将体外永磁体41与水平面所成的角度称为仰角。

[0071] 回转角变更部424使体外永磁体41相对于穿过体外永磁体41的中心的铅垂方向的轴进行旋转。以下,将相对于体外永磁体41的铅垂方向的轴的旋转运动称为回转运动。另外,将体外永磁体41相对于基准配置所回转的角度称为回转角。

[0072] 通过在利用回转角变更部424使体外永磁体41回转来改变旋转轴Yc相对于基准配置的角度状态下利用仰角变更部423使体外永磁体41相对于旋转轴Yc进行旋转,能够改变被体外永磁体41产生的磁场约束的胶囊型内窥镜10的倾斜角以及方位角。

[0073] 这些磁体驱动部42的各部的动作由后述的引导磁场控制部563控制。另外,预先设定了体外永磁体41的水平面内的可动范围 $R_{MC}$ ,以使胶囊型内窥镜10能够移动到图1所示的检测对象空间R内的用户期望的位置。此外,可动范围 $R_{MC}$ 为与将检测对象空间R投影到水平面上而得到的检测对象区域相同或者比该检测对象区域大的范围。

[0074] 如图1所示,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发送来的无线信号;操作输入部52,其用于对该控制装置50输入各种信息、命令;输出部53,其将利用该控制装置50处理后的各种信息等输出到显示装置等来进行显示;信号处理部55,其对从各检测线圈32输出的检测信号实施各种信号处理并生成磁场信息;存储部54;以及控制部56,其控制这些各部的动作。

[0075] 在利用胶囊型内窥镜10进行检查时,在被检体2的体表安装多个接收天线51a,多个接收天线51a用于接收从胶囊型内窥镜10发送来的无线信号。接收部51从这些接收天线51a中选择对无线信号的接收强度最高的接收天线51a,并对经由所选择的接收天线51a接收到的无线信号实施解调处理等,由此来获取体内图像的图像数据以及关联信息。

[0076] 操作输入部52通过各种按钮、开关、键盘等输入设备、鼠标、触摸面板等指示设备以及操纵杆等来实现,根据用户的输入操作来向控制部56输入各种信息。作为通过操作输入部52输入的信息,例如能够列举用于将胶囊型内窥镜10引导为用户期望的位置和姿势的信息(以下,称为引导指示信息)。

[0077] 输出部53包括液晶、有机EL等各种显示器,对从操作输入部52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的位置信息等进行画面显示。

[0078] 存储部54例如使用快闪存储器或硬盘等可重写地保存信息的存储介质和读取写入装置来实现。存储部54对用于控制部56控制控制装置50的各部的各种程序、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以及胶囊型内窥镜10在被检体2内的位置信息等进行存储。

[0079] 信号处理部55具有:滤波器部551,其对从磁场检测装置30输出的检测信号的波形进行整形;放大器552;以及A/D转换部553,其对检测信号实施A/D转换处理来生成检测数据。此外,在磁场检测装置30能够检测磁场的空间内存在从胶囊型内窥镜10产生的交变磁场和由引导磁场产生装置40形成的引导磁场,但两个磁场的频率完全不同,因此不会产生磁场之间发生干扰的问题。

[0080] 控制部56例如使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)等来构成,从存储部54读出程序,来对构成控制装置50的各部进行指示、数据的传送等,从而统一控制控制装置50的动作。另外,控制部56具备图像处理部561、位置信息生成部562以及引导磁场控制部563。

[0081] 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、伽玛转换、平滑化(去噪声等)等规定的图像处理,来生成显示用的图像数据。

[0082] 位置信息生成部562基于从信号处理部55输出的磁场的检测数据来获取表示胶囊型内窥镜10的位置的信息(位置信息)。更为详细地说,位置信息生成部562具有:FFT处理部562a,其通过对从A/D转换部553输出的检测数据实施高速傅立叶转换处理(以下,称为FFT处理),来提取交变磁场的振幅和位相等磁场信息;以及位置计算部562b,其基于由FFT处理部562a提取出的磁场信息来计算胶囊型内窥镜10的位置。

[0083] 引导磁场控制部563按照由位置信息生成部562获取到的位置信息和从操作输入部52输入的引导指示信息来控制磁体驱动部42的各部的动作,使得胶囊型内窥镜10在用户期望的位置处成为用户期望的姿势。即,通过改变体外永磁体41的位置、仰角以及回转角,使包含胶囊型内窥镜10的位置的空间内的磁场梯度发生变化来引导胶囊型内窥镜10。

[0084] 接着,对检测线圈32的配置进行说明。图4和图5是表示实施方式1所涉及的位置检

测装置中的多个检测线圈32的配置例的示意图。

[0085] 在实施方式1中,为了使位置检测系统节省空间,将多个检测线圈32配置在作为一个平面的面板31上。在此,胶囊型内窥镜10的位置检测精度由各检测线圈32检测出的磁场的SN比和各检测线圈32的配置条件来决定。在此,以下对能够抑制检测线圈32的配置空间并且进行误差少的胶囊型内窥镜10的位置检测的检测线圈32的配置进行说明。

[0086] 多个检测线圈32配置在作为面板31上的封闭区域的配置区域(第二区域)  $R_{POS}$ ,其中,该配置区域(第二区域)  $R_{POS}$ 以规定的比率大于检测对象区域  $R_{DEC}$ (第一区域)并且包含检测对象区域  $R_{DEC}$ ,该检测对象区域  $R_{DEC}$ (第一区域)是将图1所示的检测对象空间  $R$ 投影到面板31上而得到的区域。以下,利用一边的长度的比率  $S$  ( $S \geq 100\%$ )来表示配置区域  $R_{POS}$ 相对于检测对象区域  $R_{DEC}$ 的比率。另外,在本申请中,如果在配置区域  $R_{POS}$ 的外周上配置有检测线圈32的中心,则该检测线圈被配置于配置区域  $R_{POS}$ 。

[0087] 例如,如图4所示,在将检测对象区域  $R_{DEC}$ 的尺寸设定为  $300\text{mm} \times 300\text{mm}$ 的情况下,如果使检测线圈32的配置区域  $R_{POS}$ 的一边的长度与检测对象区域  $R_{DEC}$ 一致,则比率  $S$ 为  $100\%$ 。在图4中,在该配置区域  $R_{POS}$ 的外周上配置8个检测线圈32,并且在检测对象区域  $R_{DEC}$ 内的中央配置1个检测线圈32。

[0088] 另外,如图5所示,在将检测对象区域  $R_{DEC}$ 的尺寸设定为  $300\text{mm} \times 300\text{mm}$ 的情况下,如果将检测线圈32的配置区域  $R_{POS}$ 的尺寸设定为  $420\text{mm} \times 420\text{mm}$ ,则比率  $S$ 为  $140\%$ 。在图5中,仅在该配置区域  $R_{POS}$ 的外周上配置8个检测线圈32。

[0089] 优选的是,多个检测线圈32的至少一部分配置在配置区域  $R_{POS}$ 的外周与检测对象区域  $R_{DEC}$ 的外周之间的区域、即中间区域(第三区域)  $R_{MD}$ (参照图4和图5)。换句话说,也能够说该中间区域  $R_{MD}$ 是配置区域  $R_{POS}$ 的内周侧且检测对象区域  $R_{DEC}$ 的外周侧的区域。在检测对象区域  $R_{DEC}$ 内既可以配置也可以不配置检测线圈32,但优选在检测对象区域  $R_{DEC}$ 内和中间区域  $R_{MD}$ 内至少各配置1个检测线圈32(参照图4)。

[0090] 另外,优选将多个检测线圈32配置成相对于穿过配置区域  $R_{POS}$ 的中心的轴线对称或者相对于配置区域  $R_{POS}$ 的中心旋转对称。

[0091] 另外,以使中心轴32a互相平行的方式配置多个检测线圈32。换句话说,配置为使多个检测线圈32的开口的朝向一致。更为优选的是,以中心轴32a与铅垂方向( $Z$ 方向)平行的方式(开口面与 $XY$ 面大致平行的方式)配置这些检测线圈32。换句话说,以使磁场的检测方向与面板31的主面正交的方式配置多个检测线圈32。

[0092] 图6~图9是表示实施方式1所涉及的位置检测装置中的检测线圈32的其它配置例的示意图。图6是在整个配置区域  $R_{POS}$ 内以配置密度均匀的方式配置有13个检测线圈32的例子。换句话说,某个检测线圈32与最接近该检测线圈32的检测线圈32的间隔(更为严格地说是检测线圈32的中心之间的间隔。以下,称为接近线圈间隔)在配置区域  $R_{POS}$ 内是均匀的。

[0093] 图7是以配置区域  $R_{POS}$ 的周缘部的配置密度比配置区域  $R_{POS}$ 的中央部的配置密度高的方式配置有21个检测线圈32的例子。换句话说,配置区域  $R_{POS}$ 的周缘部的接近线圈间隔比配置区域  $R_{POS}$ 的中央部的接近线圈间隔短。或者,也可以从配置区域  $R_{POS}$ 的中央部趋向周缘部使配置密度变高(接近线圈间隔变短)。

[0094] 图8是在整个配置区域  $R_{POS}$ 内以配置密度均匀的方式将16个检测线圈32配置为矩阵状的例子。即,是将接近线圈间隔设为均匀的例子。此外,检测线圈32并不必须配置在配

置区域 $R_{Pos}$ 的中央。

[0095] 图9是在整个配置区域 $R_{Pos}$ 内以配置密度均匀且比图8的情况下的配置密度高的方式将25个检测线圈32配置为矩阵状的例子。即,是使接近线圈间隔均匀且比图8的情况短的例子。在图8和图9的例子中,除了配置密度不同外,不同点还在于,在图8的例子中在配置区域 $R_{Pos}$ 的中心位置没有配置检测线圈32,而在图9的例子中在配置区域 $R_{Pos}$ 的中心位置配置了检测线圈32。

[0096] 图10是表示在图4~图9所示的检测线圈32的配置中使配置区域 $R_{Pos}$ 相对于检测对象区域 $R_{Dec}$ 的比率 $S$ 变化的情况下的胶囊型内窥镜10的三维的检测位置的偏差的模拟结果的曲线图。如图10所示,当比率 $S$ 为100%以上时,检测位置的偏差急剧下降,当比率 $S$ 为120%以上时,检测位置的偏差不依赖于检测线圈32的配置个数而有效地降低。从实用上来看,优选将比率 $S$ 设为120%~200%,并且,如果将比率 $S$ 设为120%~140%,则能够最佳地抑制检测位置的偏差,更为优选。

[0097] 如以上所说明的那样,根据本发明的实施方式1,在相对于胶囊型内窥镜10的检测对象区域 $R_{Dec}$ 具有100%以上的大小的配置区域 $R_{Pos}$ 内配置多个检测线圈32,因此即使在将这些检测线圈32排列成同一平面状的情况下,也能够高精度地检测胶囊型内窥镜10的三维的位置。因而,与以往相比能够节省位置检测装置以及位置检测系统整体的空间。

[0098] (变形例1)

[0099] 图11是表示实施方式1的变形例1的检测线圈32的配置的示意图。在实施方式1中,将检测线圈32配置为四边形,但不特别地限定配置检测线圈32的区域的形状。例如,也可以如图11所示那样将检测线圈32配置为同心圆状。在该情况下,只要规定配置区域 $R_{Pos}$ 相对于检测对象区域 $R_{Dec}$ 的尺寸以使得半径或者直径为100%以上即可。

[0100] (变形例2)

[0101] 在上述实施方式1中,利用体外永磁体41产生用于引导胶囊型内窥镜10的引导磁场,但也可以取而代之地以电磁方式产生引导磁场。在该情况下,可以设定引导磁场的频率,以避免与胶囊型内窥镜10所产生的位置检测用的磁场发生干扰。

[0102] (实施方式2)

[0103] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。

[0104] 图12~图16是表示实施方式2所涉及的位置检测装置中的检测线圈32的配置的示意图。此外,除了检测线圈32的配置以外,实施方式2所涉及的位置检测装置以及位置检测系统的各部的结构和动作与实施方式1相同。

[0105] 在实施方式2中,将以中心轴32a分别与面板31的X轴、Y轴以及Z轴平行的朝向配置检测线圈32而得到的3个检测线圈32的组设为线圈组33,将多个线圈组33配置在一边的长度以规定的比率大于检测对象区域 $R_{Dec}$ 的一边的长度的配置区域 $R_{Pos}$ 。图12表示4个线圈组33(即,12个检测线圈32)的配置例。图13表示5个线圈组33(即,15个检测线圈32)的配置例。图14表示6个线圈组33(即,18个检测线圈32)的配置例。图15表示7个线圈组33(即,21个检测线圈32)的配置例。图16表示8个线圈组33(即,24个检测线圈32)的配置例。

[0106] 图17是表示线圈组33的立体图。如图17所示,1组线圈组33包括中心轴与X轴平行的检测线圈32X、中心轴与Y轴平行的检测线圈32Y以及中心轴与Z轴平行的检测线圈32Z。即,1组线圈组33包括磁场的检测方向与X轴、Y轴以及Z轴分别平行的3个检测线圈。通过构

成这样的线圈组33,能够提高线圈组33的位置处的检测线圈32的配置密度(即,缩短接近线圈间隔),并且能够三维地检测该位置处的磁场的变化。

[0107] 与实施方式1同样地,线圈组33的至少一部分可以配置在配置区域 $R_{POS}$ 的外周与检测对象区域 $R_{DEC}$ 之间的区域、即中间区域 $R_{MD}$ (参照图12)。在检测对象区域 $R_{DEC}$ 内既可以配置也可以不配置线圈组33,但优选在检测对象区域 $R_{DEC}$ 内和中间区域 $R_{MD}$ 内至少各配置1个线圈组33(参照图13)。

[0108] 另外,优选的是,将多个线圈组33配置成相对于穿过配置区域 $R_{POS}$ 的中心的轴线对称或者相对于配置区域 $R_{POS}$ 的中心旋转对称。此外,关于各位置处的线圈组33的朝向,只要3个检测线圈32的中心轴32a分别与X轴、Y轴以及Z轴平行,则不作特别地限定。

[0109] 另外,关于多个线圈组33的配置密度,既可以在整个配置区域 $R_{POS}$ 内使配置密度均匀,也可以使配置区域 $R_{POS}$ 的周缘部的配置密度比配置区域 $R_{POS}$ 的中央部的配置密度高。换句话说,关于某个线圈组33与最接近该线圈组33的线圈组33的间隔(以下,称为接近线圈组间隔),既可以在配置区域 $R_{POS}$ 内使接近线圈组间隔均匀,也可以使配置区域 $R_{POS}$ 的周缘部的接近线圈组间隔比配置区域 $R_{POS}$ 的中央部的接近线圈组间隔短。优选的是,也可以从配置区域 $R_{POS}$ 的中央部趋向周缘部使线圈组33的配置密度变高(接近线圈组间隔变短)。

[0110] 图18是表示在图12~图16所示的检测线圈32(线圈组33)的配置中使配置区域 $R_{POS}$ 相对于检测对象区域 $R_{DEC}$ 的比率 $S$ 变化的情况下的胶囊型内窥镜10的三维的检测位置的偏差的模拟结果的曲线图。如图18所示,当比率 $S$ 为100%以上时,检测位置的偏差急剧下降。特别是当比率 $S$ 为120%以上时,检测位置的偏差不依赖于检测线圈的配置个数而有效地减少。从实用上来看,在检测线圈32为12个的情况下(在检测对象区域 $R_{DEC}$ 内没有配置检测线圈32的情况下:参照图12),优选将比率 $S$ 设为100%~160%。另外,在检测线圈32为15个至24个的情况下(在检测对象区域 $R_{DEC}$ 内也配置了检测线圈32的情况下:参照图13~图16),优选将比率 $S$ 设为120%~200%,并且,如果将比率 $S$ 设为120%~140%,则能够最佳地抑制检测位置的偏差,更为优选。即,如果将比率 $S$ 设为120%~140%,则能够与检测线圈32的配置个数无关地有效地抑制胶囊型内窥镜10的检测位置的偏差。

[0111] 如以上所说明的那样,根据实施方式2,将多个能够检测三维的磁场的变化的线圈组33配置在相对于检测对象区域 $R_{DEC}$ 具有100%以上的大小的配置区域 $R_{POS}$ ,因此即使在将多个检测线圈32排列在一个平面上的情况下,也能够高精度地检测被检体2内的胶囊型内窥镜10。

[0112] 此外,与变形例1同样地,在实施方式2中也可以将多个线圈组33配置为圆形。

[0113] (实施方式3)

[0114] 接着,对本发明的实施方式3进行说明。

[0115] 图19是表示实施方式3所涉及的位置检测装置中的检测线圈32的配置例的示意图。此外,除了检测线圈32的配置以外,实施方式3所涉及的位置检测装置以及位置检测系统的各部的结构和动作与实施方式1相同。

[0116] 在实施方式3中,针对一边的长度以规定的比率大于检测对象区域 $R_{DEC}$ 的一边的长度的配置区域 $R_{POS}$ 配置线圈组33,该线圈组33包括中心轴32a与Z轴平行的检测线圈32,以及中心轴32a与X轴、Y轴以及Z轴分别平行的3个检测线圈32(检测线圈32X、32Y、32Z)。

[0117] 优选的是,在检测对象区域 $R_{DEC}$ 内,以中心轴32a与Z轴平行的方式配置检测线圈

32,在配置区域 $R_{Pos}$ 的外周与检测对象区域 $R_{Dec}$ 之间的区域即中间区域 $R_{Md}$ 配置线圈组33。特别优选的是将线圈组33配置在配置区域 $R_{Pos}$ 的四角。由此,能够提高配置区域 $R_{Pos}$ 的角部的检测线圈32的配置密度(缩短接近线圈间隔),另外能够三维地检测该位置处的磁场的变化。

[0118] 在此,在检测线圈32的外径大的情况下,如果在体外永磁体41的可动范围 $R_{Mg}$ (参照图3)的上方配置线圈组33,则在体外永磁体41向Z轴方向的上方移动了时,线圈组33中的中心轴与X轴和Y轴分别平行的检测线圈32有时会干扰体外永磁体41的动作。在这种情况下,不得不增大体外永磁体41与检测对象空间R的距离。

[0119] 因此,通过在包含于可动范围 $R_{Mg}$ 的上方的区域的检测对象区域 $R_{Dec}$ 内仅配置中心轴32a与Z轴平行的检测线圈32,能够避免检测线圈32与体外永磁体41之间的干扰。由此,能够使永磁体41接近检测对象空间R,因此即使缩小体外永磁体41的尺寸也能够检测对象空间R内形成强度充分的磁场。此外,在检测线圈32不可能对体外永磁体41的Z轴方向上的动作造成干扰的情况下,也可以在可动范围 $R_{Mg}$ 的上方配置线圈组33。

[0120] 根据这种实施方式3,在作为胶囊型内窥镜10的可动范围的检测对象区域 $R_{Dec}$ 内配置各自能够一维地检测磁场的变化的检测线圈32,在远离检测对象区域 $R_{Dec}$ 的配置区域 $R_{Pos}$ 内配置能够三维地检测磁场的变化的线圈组33,因此即使在将多个检测线圈32排列在一个平面上的情况下,也能够高效且高精度地检测胶囊型内窥镜10的位置。

[0121] 此外,并不必须在配置区域 $R_{Pos}$ 的四角均配置线圈组33,例如也可以在至少一角配置线圈组33,在其它角各配置1个中心轴32a与Z轴平行的检测线圈32。在该情况下,也能够与以往相比使被导入到被检体2内的胶囊型内窥镜10的检测精度提高。

[0122] 另外,与变形例1同样地,在实施方式3中也可以将多个检测线圈32以及线圈组33配置为圆形。

[0123] (变形例3)

[0124] 图20是表示本发明的实施方式1~3所涉及的位置检测系统的变形例3的示意图。在图1所示的位置检测系统中,固定床20,利用磁体驱动部42使体外永磁体41移动,由此使体外永磁体41与被检体2的相对位置发生变化。然而,也可以将体外永磁体41的位置固定而使被检体2侧移动,或者使被检体2和体外永磁体41双方互相朝相反方向移动,由此实现两者的相对位置的变化。

[0125] 例如,如图20所示那样设为以下结构:设置使床20沿着X方向平移的平移驱动部43,从而床20能够在控制部56的控制下进行移动。在该情况下,例如在使胶囊型内窥镜10相对于被检体2向X正方向移动时,使载置有被检体2的床20向X负方向移动。由此,能够使胶囊型内窥镜10相对于被检体2相对地向X正方向移动。

[0126] 此外,在该情况下,也可以将磁场检测装置30固定在床20的下方或者床20的内部而与床20一体地移动。

[0127] (变形例4)

[0128] 图21是表示本发明的实施方式1~3所涉及的位置检测系统的变形例4的示意图。在上述实施方式1~3中,将被检体2载置于床20,并以使面板31的主面与水平面平行的方式将磁场检测装置30配置在该床20的下方。然而,如果是能够对从被导入到被检体2内的胶囊型内窥镜10中内置的磁场产生部14产生的交变磁场进行检测的位置,则不特别地限定磁场

检测装置30的配置。例如图21所示,在使被检体2为直立或者坐着的状态下进行检查的情况下,也可以将面板31以主面与铅垂方向平行的方式配置在被检体2的附近。

[0129] 以上说明的实施方式1~3以及变形例1~4只不过是用于实施本发明的例子,本发明并不限定于这些实施方式以及变形例。另外,本发明通过将各实施方式1~3、变形例1~4中公开的多个构成要素适当地组合,能够生成各种发明。本发明能够根据规格等进行各种变形,并且根据所述记载显而易见的是,在本发明的范围内能够采用其它各种实施方式。

#### [0130] 附图标记说明

[0131] 1:位置检测系统;2:被检体;10:胶囊型内窥镜;11:摄像单元;12:控制部;13:发送部;14:磁场产生部;15:电源部;16:永磁体;20:床;30:磁场检测装置;31:面板;32、32X、32Y、32Z:检测线圈;32a:中心轴;33:线圈组;40:引导磁场产生装置;41:体外永磁体;42:磁体驱动部;43:平移驱动部;50:控制装置;51:接收部;51a:接收天线;52:操作输入部;53:输出部;54:存储部;55:信号处理部;56:控制部;101:壳体;102:筒状壳体;103、104:圆顶状壳体;111:照明部;112:光学系统;113:摄像部;141:发送线圈;142:电容器;421:平面位置变更部;422:铅垂位置变更部;423:仰角变更部;424:回转角变更部;551:滤波器部;552:放大器;553:A/D转换部;561:图像处理部;562:位置信息生成部;562a:FFT处理部;562b:位置计算部;563:引导磁场控制部。

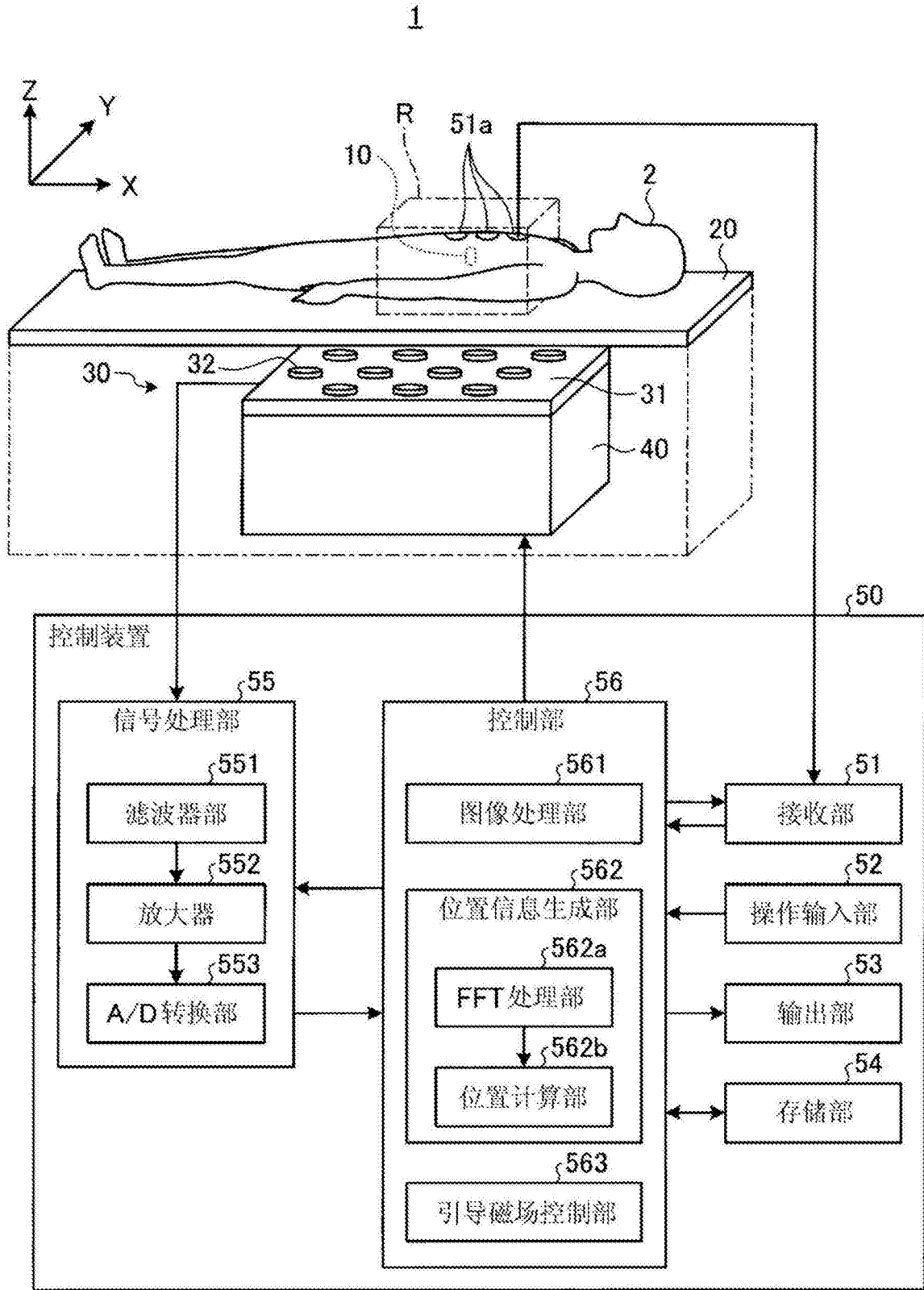


图1



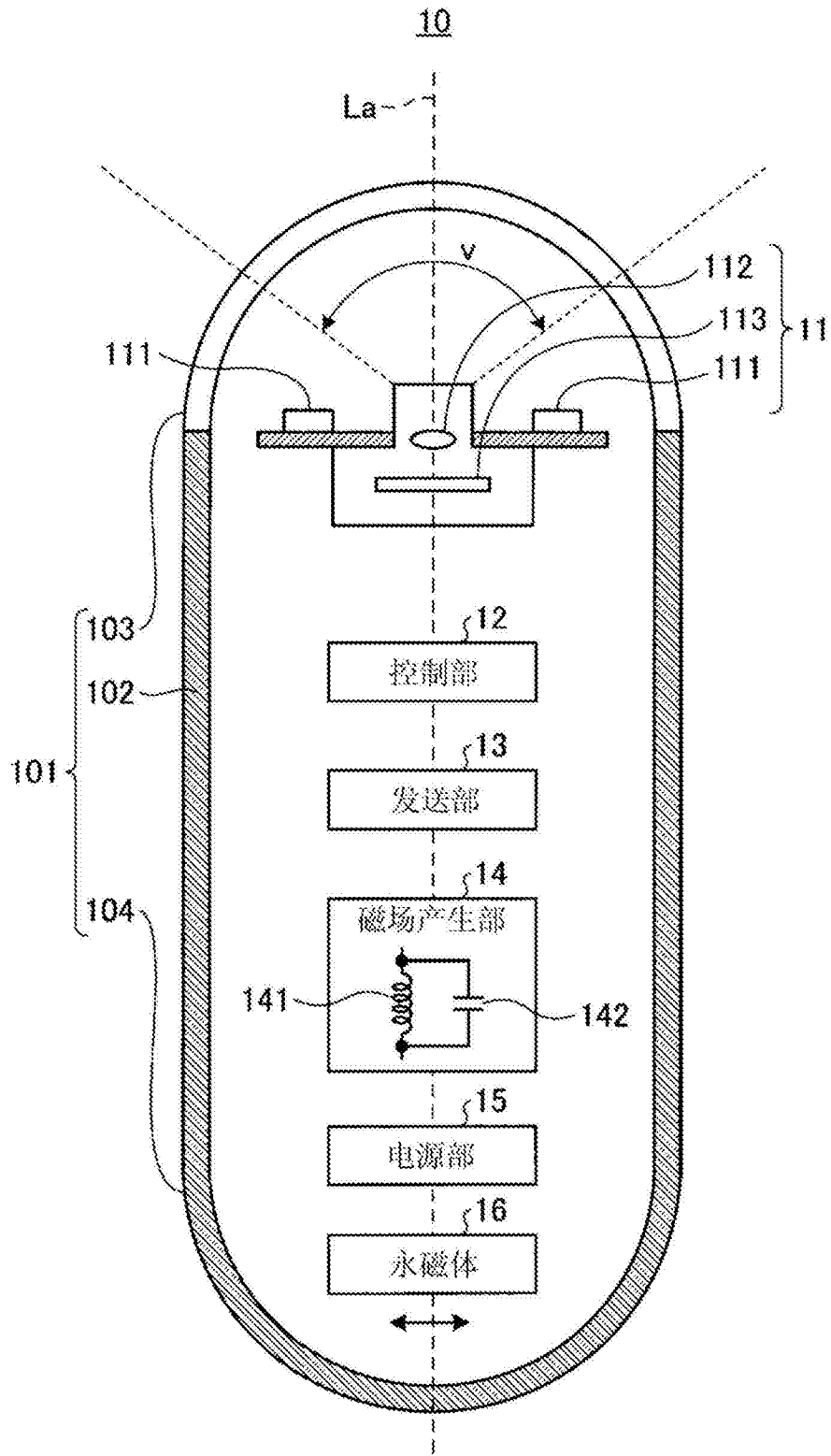


图2

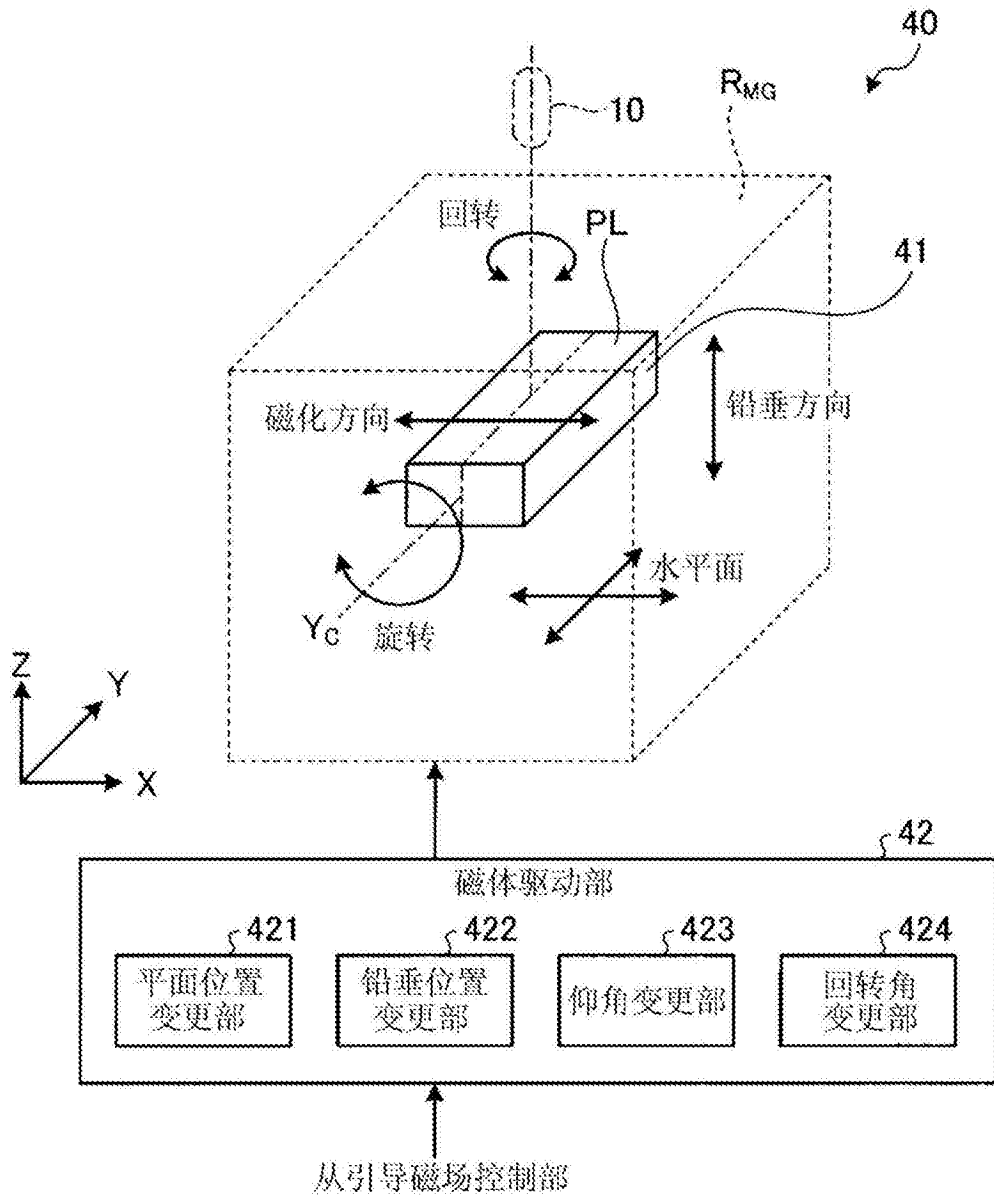


图3

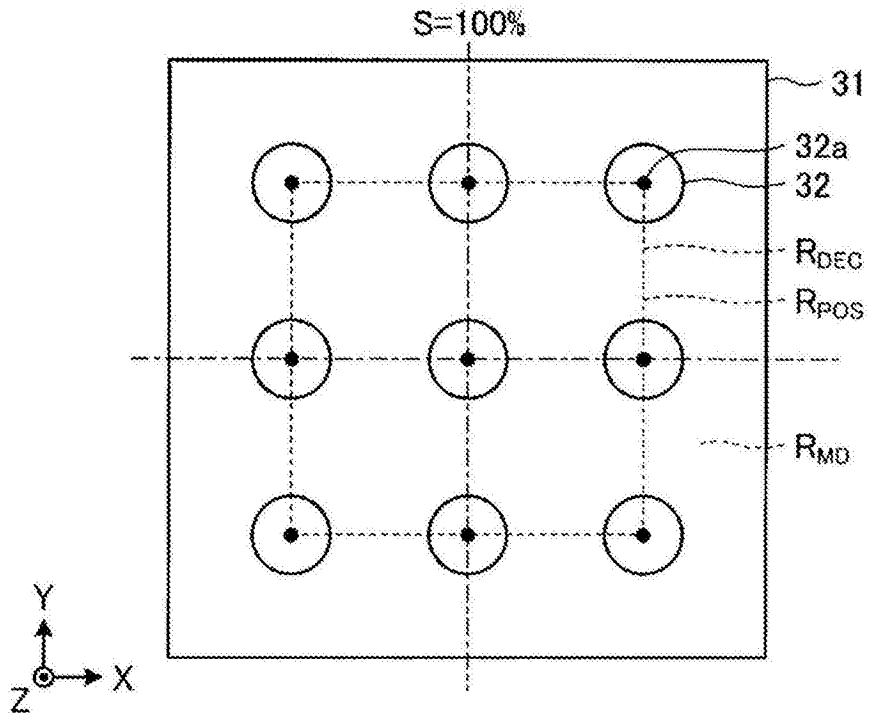


图4

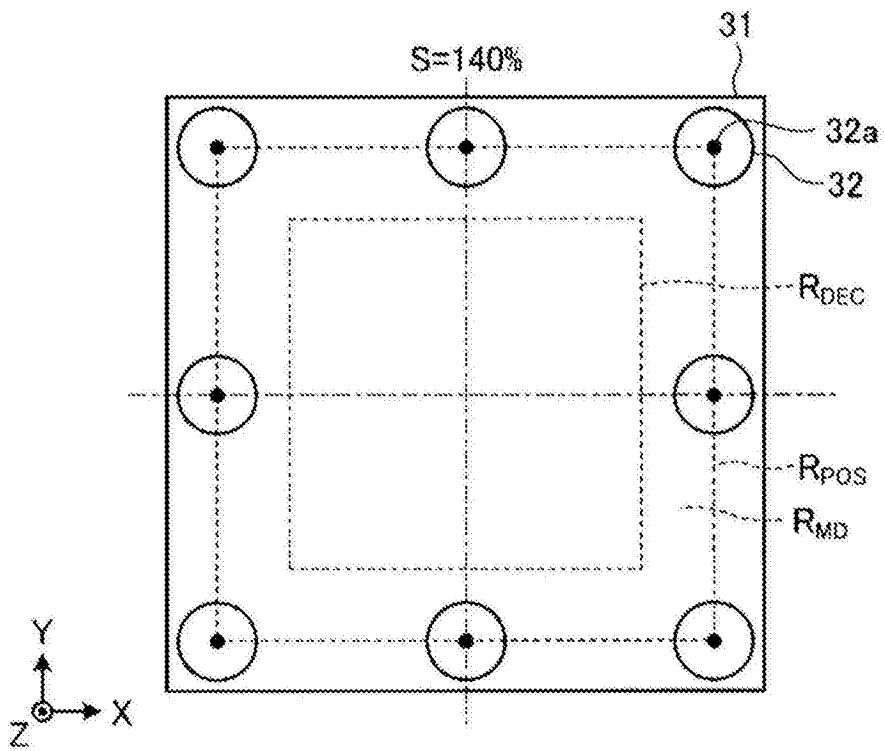


图5

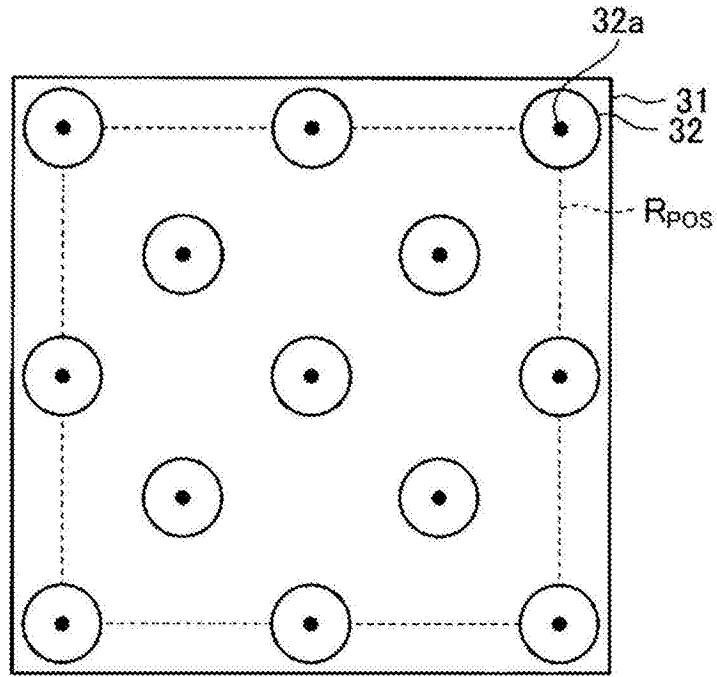


图6

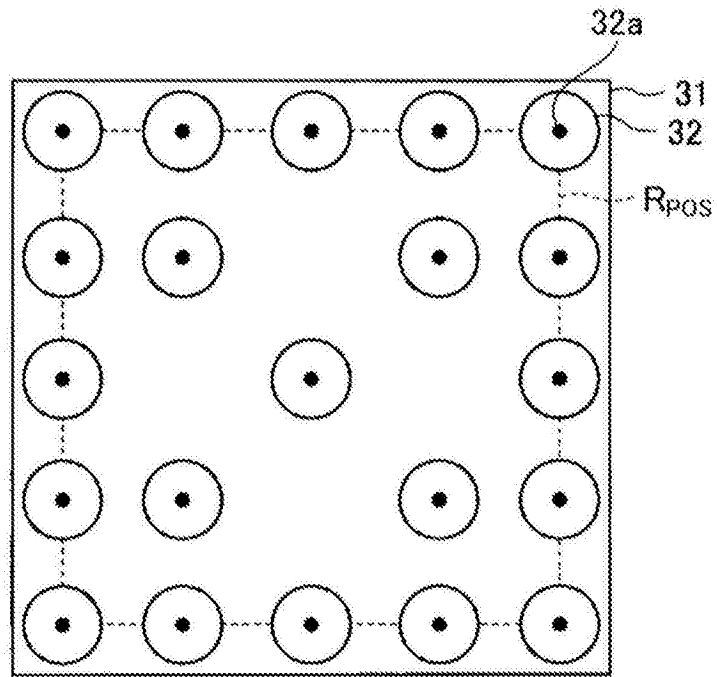


图7

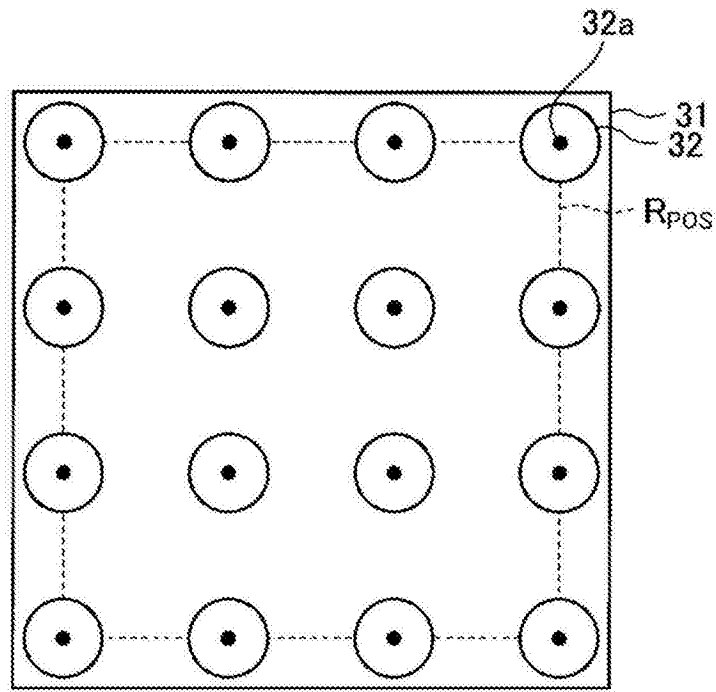


图8

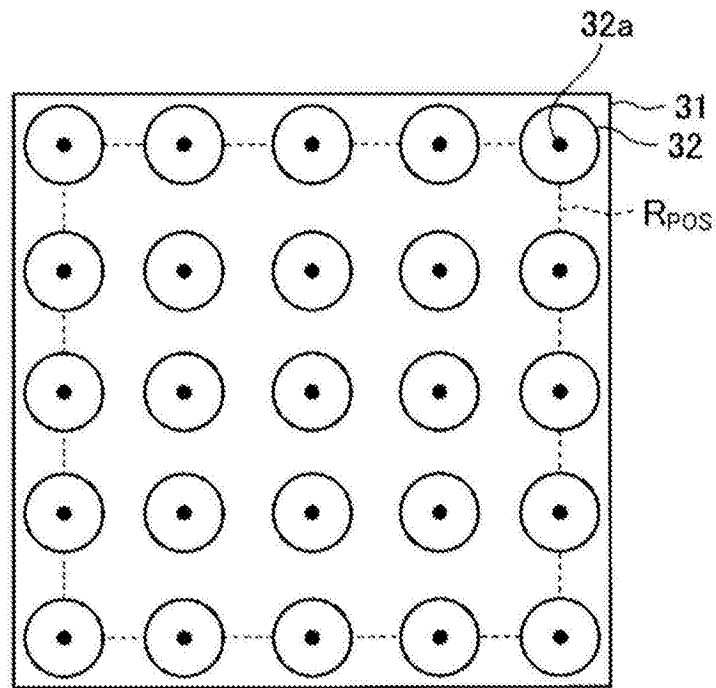


图9

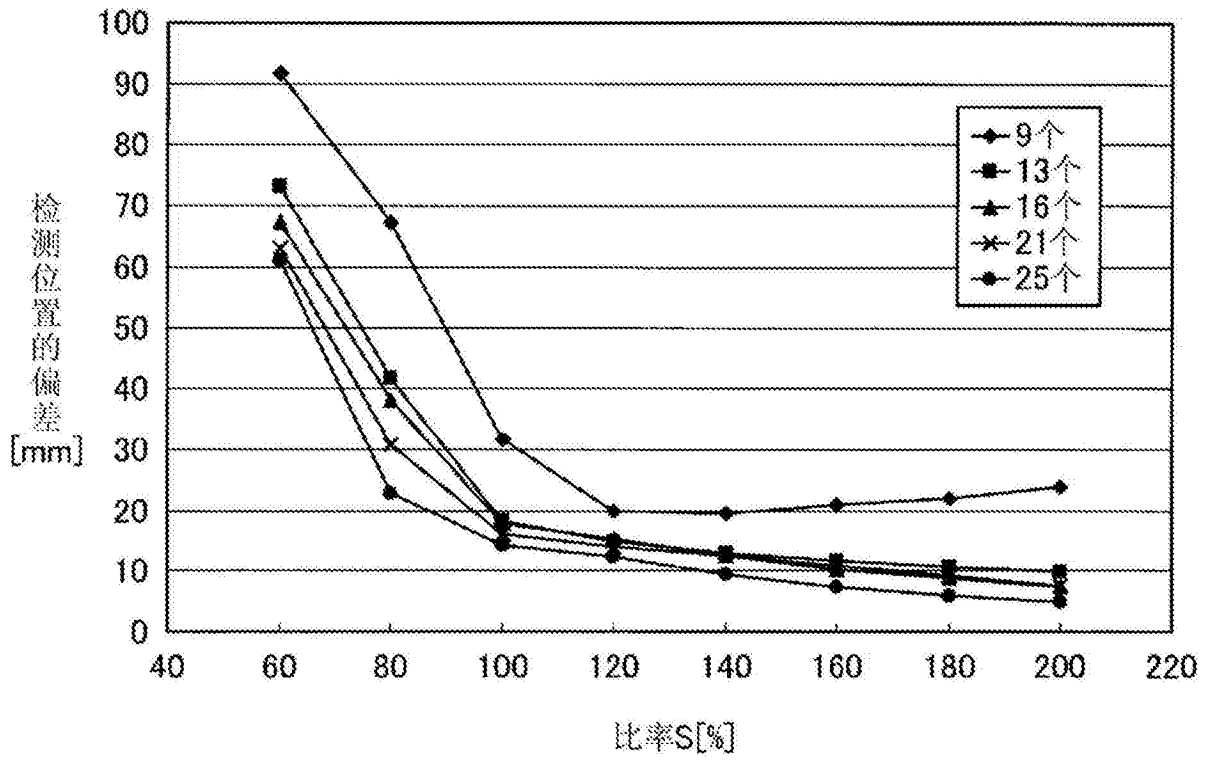


图10

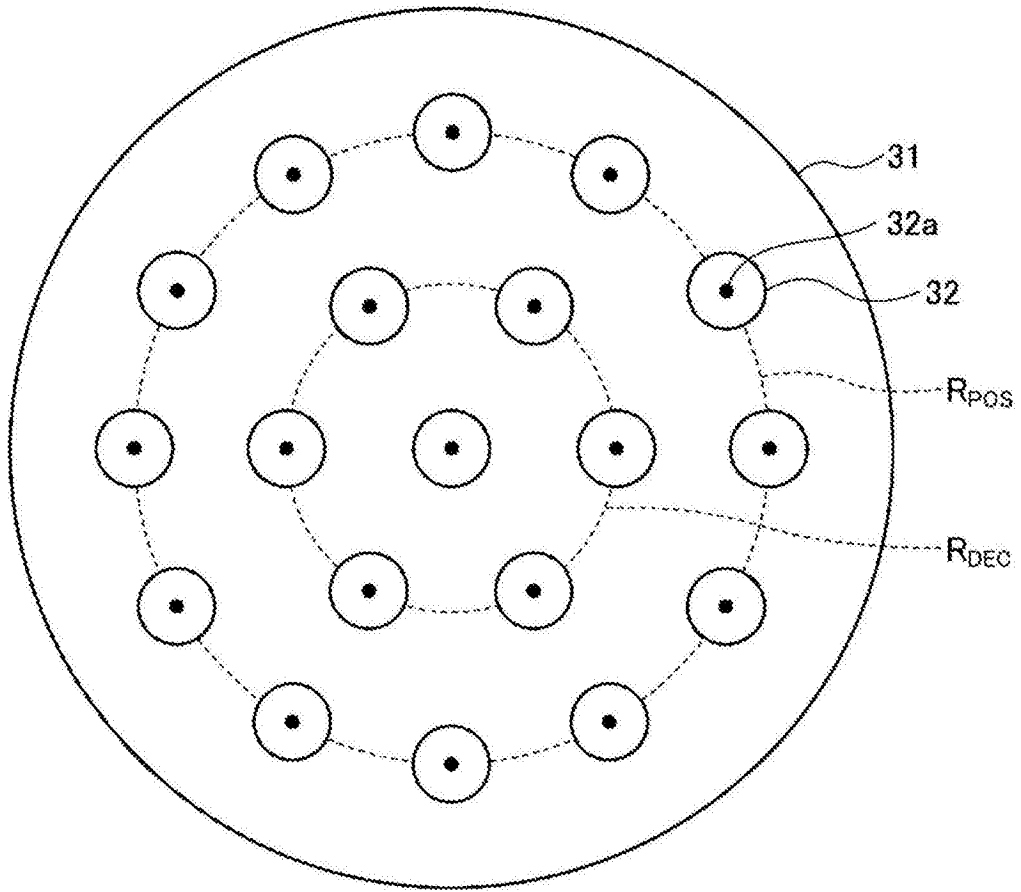


图11

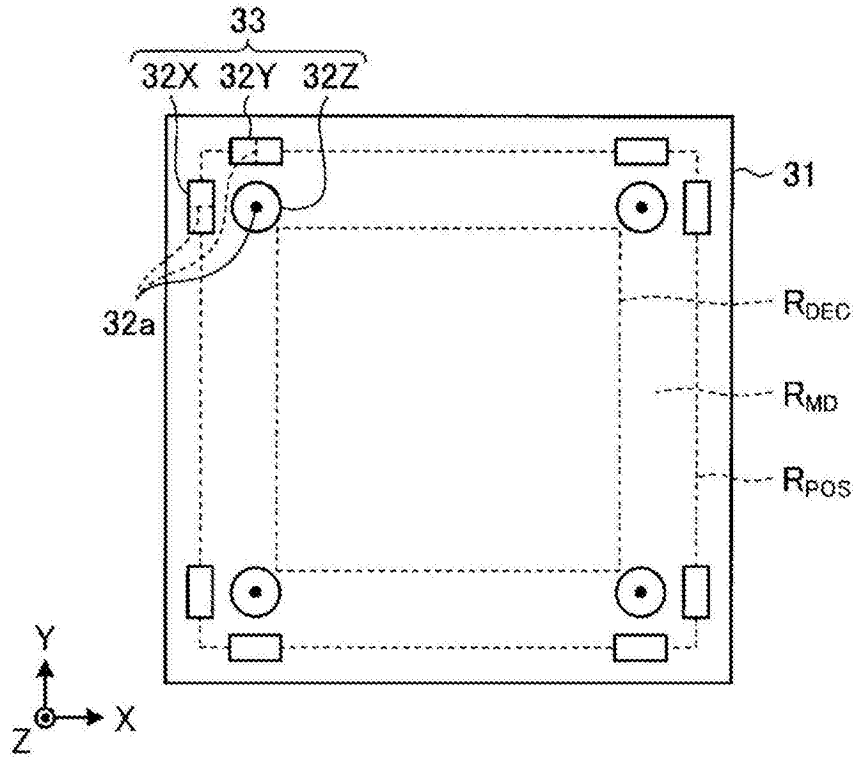


图12

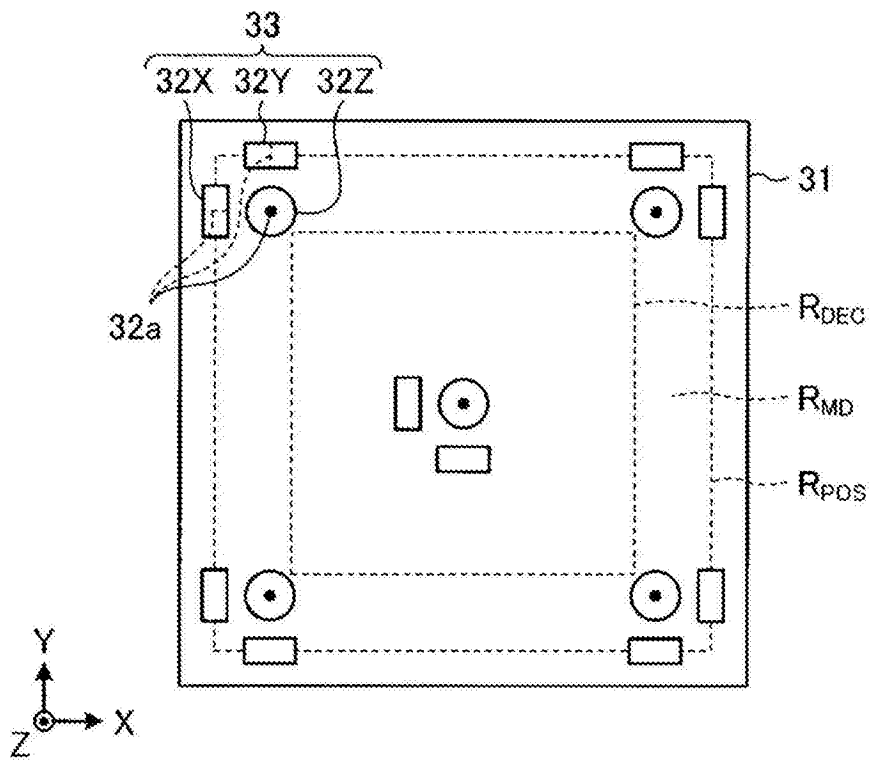


图13



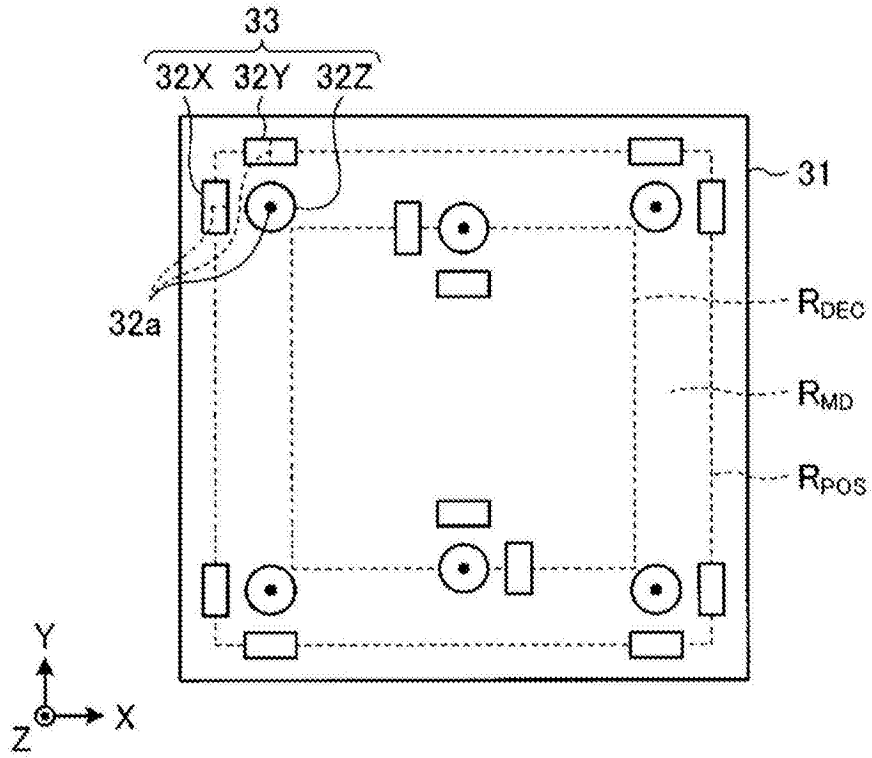


图14

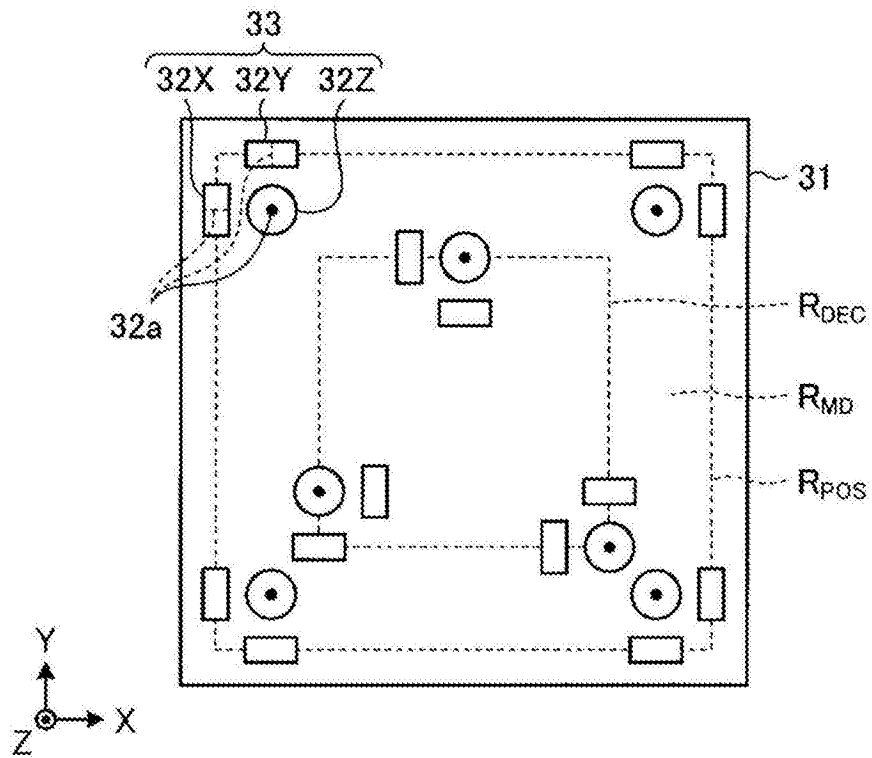


图15

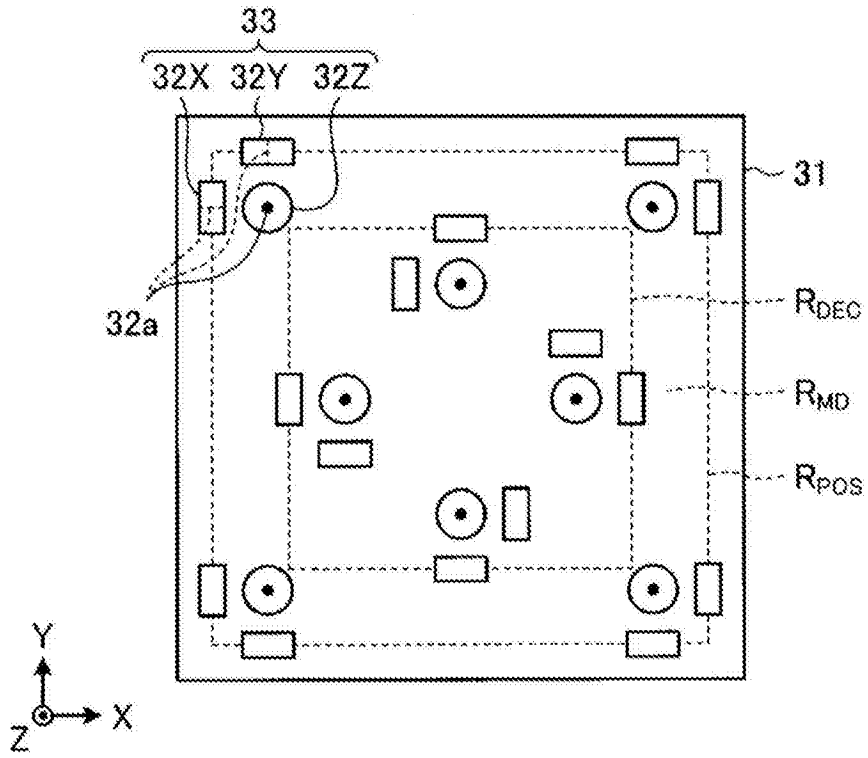


图16

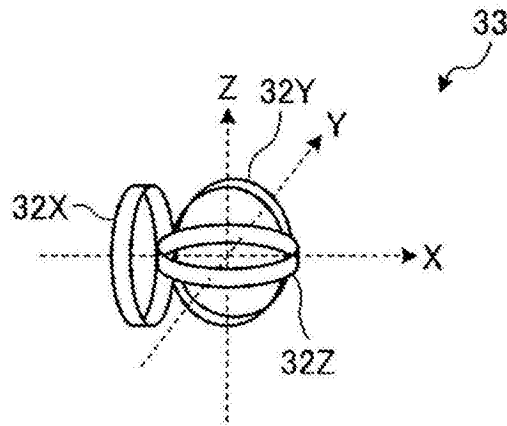


图17

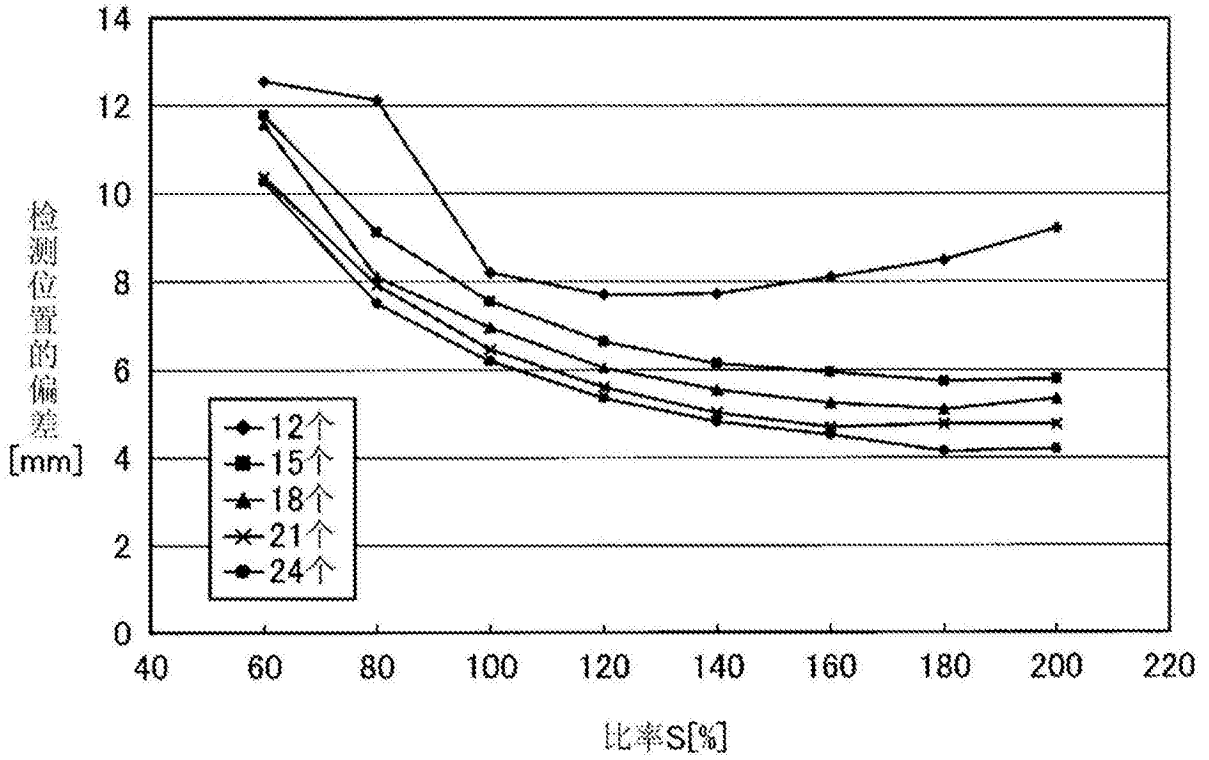


图18

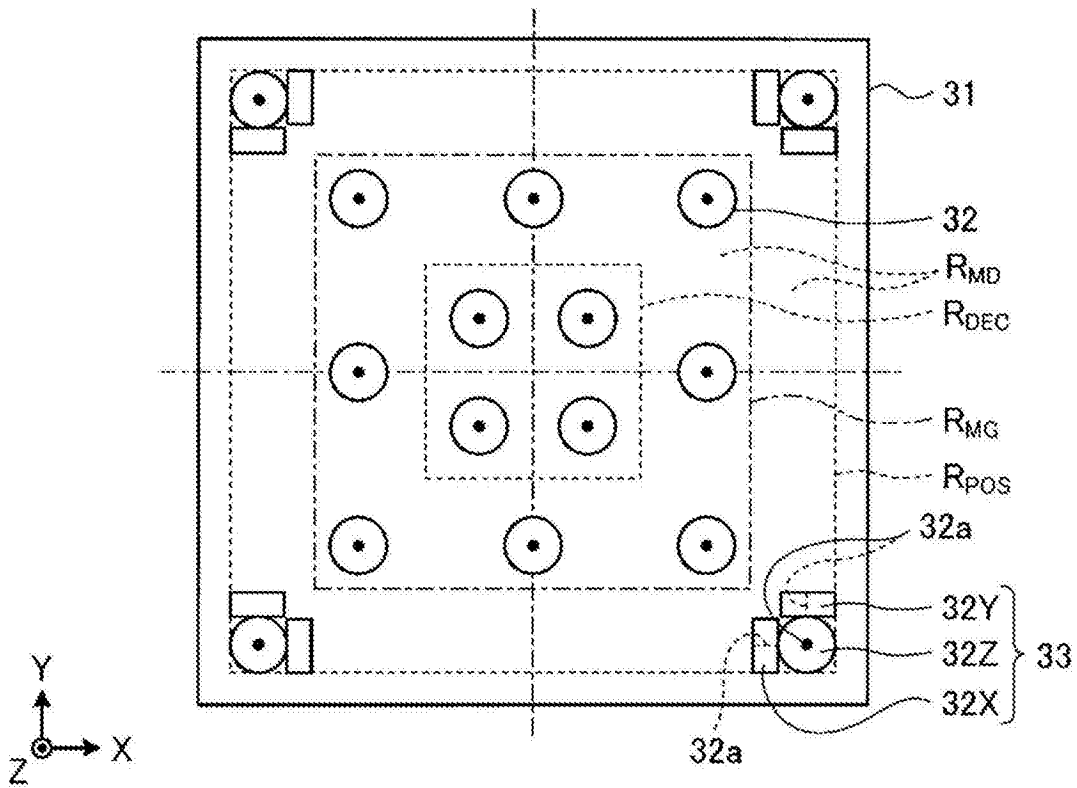


图19

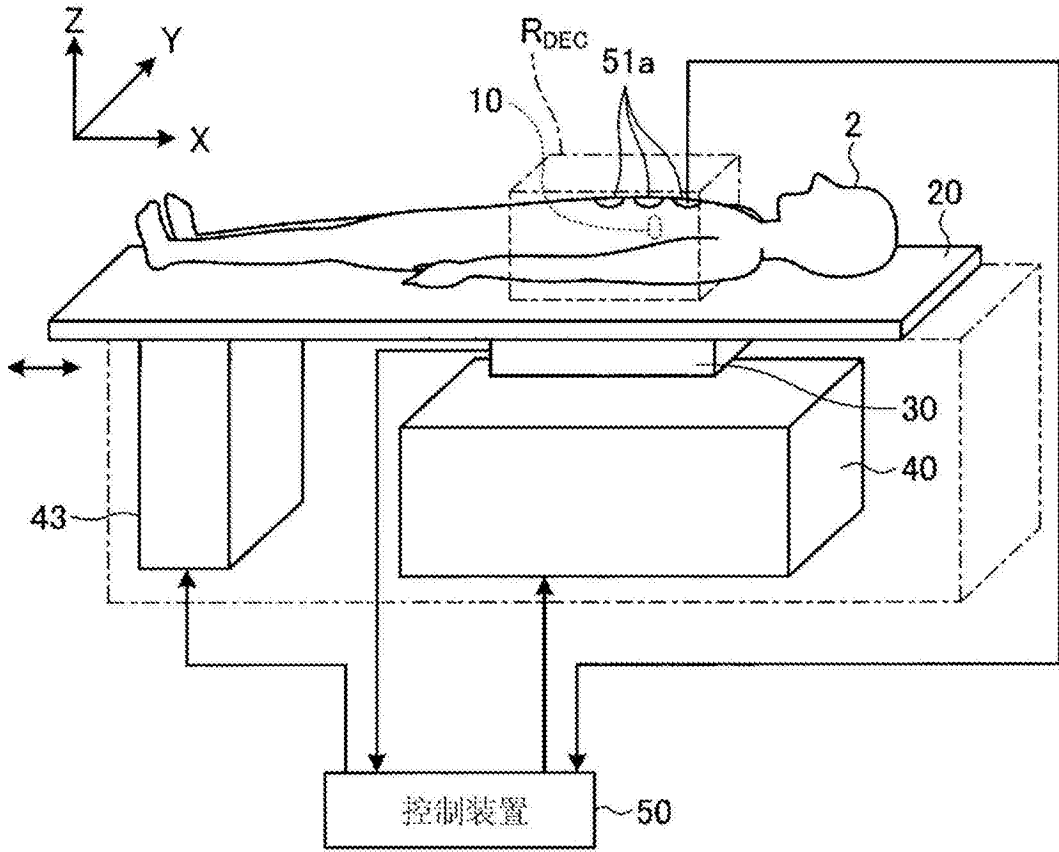


图20

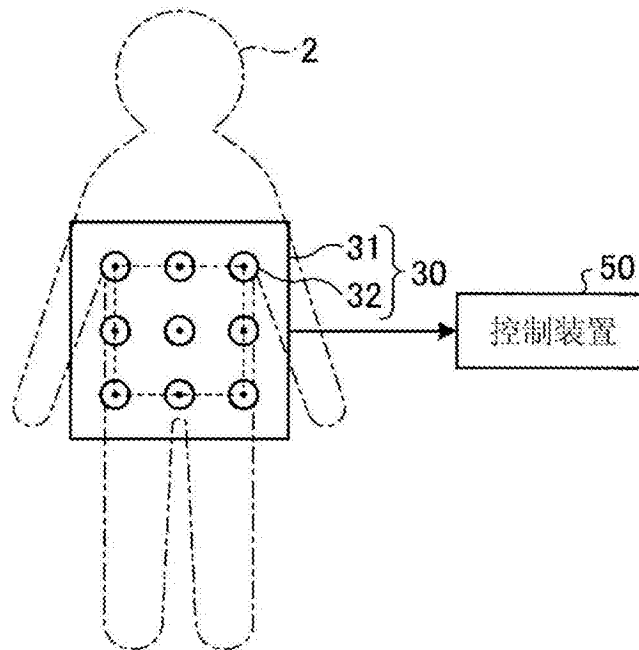


图21