



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101035484 B

(45) 授权公告日 2010.05.05

(21) 申请号 200580033653.9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2005.08.03

A61B 19/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

227214/2004 2004.08.03 JP

192628/2005 2005.06.30 JP

(56) 对比文件

US 2002/0186520 A1, 2002.12.12, 全文.

US 2001/0038683 A1, 2001.11.08, 全文.

US 2001/0021805 A1, 2001.09.13, 全文.

WO 02/49705 A1, 2002.06.27, 说明书第8页
33-37行, 图8.

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.04.03

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2005/014608 2005.08.03

US 2004/0064153 A1, 2004.04.01,

说明书 [0011], [0059], [0066], [0073-

0074], [0086], [0088]、图1, 2, 6, 7.

(87) PCT申请的公布数据

W02006/014011 EN 2006.02.09

审查员 马薇

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 河野宏尚 佐藤良次

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 吕俊刚

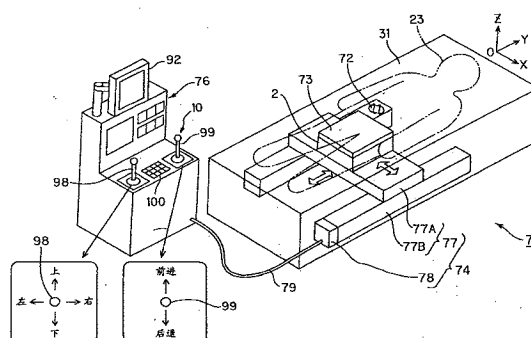
权利要求书 4 页 说明书 25 页 附图 39 页

(54) 发明名称

磁引导医疗系统

(57) 摘要

本发明提供了一种磁引导医疗系统。医疗装置具有插入到活体的体腔内的插入单元。位置/姿态检测单元检测所述插入单元的位置和姿态中的至少一个。磁场产生单元以轴对称的方式布置在大致的平面上,并且包括至少三个电磁体,所述电磁体的磁化方向基本上与所述平面正交。磁场控制单元控制所述磁场产生单元产生的磁场。位置/姿态变化单元根据所述位置/姿态检测单元获得的所述插入单元的位置和姿态信息,改变所述磁场产生单元和所述插入单元之间的相对位置/姿态。所述磁场控制单元对所述磁场产生单元产生的、施加给设置在所述插入单元上的磁场操作的单元的磁场进行控制,从而引导所述医疗装置。



1. 一种磁引导医疗系统,该磁引导医疗系统包括:
医疗装置,该医疗装置具有插入到活体的体腔内的插入单元;
位置姿态检测单元,该位置姿态检测单元检测所述插入单元的位置和姿态中的至少一个;
磁场产生单元,该磁场产生单元具有至少三个电磁体,所述电磁体轴对称地设置在大致的平面上,并且具有沿所述平面的正交方向的磁化方向;
磁场控制单元,该磁场控制单元控制由所述磁场产生单元产生的磁场;
位置姿态变化单元,该位置姿态变化单元根据与所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的位置和姿态有关的信息,改变所述磁场产生单元和所述插入单元之间的相对位置姿态;以及
磁场操作的单元,该磁场操作的单元设置在所述插入单元上;
其中,所述磁场产生单元产生的磁场被施加到所述磁场操作的单元上,从而引导所述医疗装置,
所述位置姿态检测单元包括:
设置在所述插入单元上产生电磁波的电磁波产生单元或产生磁场的线圈;以及
在所述活体外部检测所述电磁波的多个检测单元或在所述活体外部检测磁场的多个磁传感器或多个感测线圈,
所述位置姿态检测单元根据所述多个检测单元检测出的所述电磁波产生单元产生的电磁波的电磁波强度或所述多个磁传感器或多个感测线圈检测出的所述线圈产生的磁场的磁场强度,检测所述插入单元的位置以及姿态的至少一个。
2. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场产生单元包括:
第一电磁体单元,该第一电磁体单元包括两个电磁体;以及
第二电磁体单元,该第二电磁体单元包括一个电磁体,
构成所述第一电磁体单元的所述两个电磁体以预定间隔设置在所述平面上,以具有彼此相反的磁化方向,并且
构成所述第二电磁体单元的所述一个电磁体设置在构成所述第一电磁体单元的所述两个电磁体的大致中心处。
3. 根据权利要求2所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场产生单元还包括:
第三电磁体单元,该第三电磁体单元包括两个电磁体,并且
构成所述第三电磁体单元的所述两个电磁体以预定间隔设置在所述平面上,以具有彼此相反的磁化方向,并且
所述第三电磁体单元和所述第一电磁体单元在所述平面上基本上彼此正交,并且所述第三电磁体单元的中央部分被设置为与所述第二电磁体单元基本匹配。
4. 根据权利要求2所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场控制单元包括相对位置控制单元,该相对位置控制单元根据所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的位置信息,沿与所述平面垂直的方向改变所述第二电磁体单元和其它电磁体单元的相对位置。
5. 根据权利要求2所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场控制单元包括旋转机构,该旋转机构使所述磁场产生单元在所述平面上转动。
6. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场产生单元包括:

第一电磁体单元,该第一电磁体单元包括两个电磁体;以及

第三电磁体单元,该第三电磁体单元包括两个电磁体,

构成所述第一电磁体单元的所述两个电磁体以预定间隔设置在所述平面上,以具有彼此相反的磁化方向,

构成所述第三电磁体单元的所述两个电磁体以预定间隔设置在所述平面上,以具有彼此相反的磁化方向,并且

所述第一电磁体单元和所述第三电磁体单元在所述平面上基本上彼此正交,并且它们的中央部分被设置为彼此匹配。

7. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场产生单元还包括与所述电磁体中的至少一个相对的至少一个电磁体,从而将所述插入单元夹在中间。

8. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态变化单元包括使所述磁场产生单元和所述活体在所述平面上相对平面运动的平面运动机构。

9. 根据权利要求8所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态变化单元包括:

平面内位置控制单元,该平面内位置控制单元根据所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的位置信息,控制所述平面运动机构,以使所述插入单元位于所述磁场产生单元的对称轴上。

10. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态变化单元包括垂直运动机构,该垂直运动机构使所述磁场产生单元和所述活体沿相对于所述平面的垂直方向相对运动。

11. 根据权利要求10所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态变化单元包括垂直位置控制单元,该垂直位置控制单元根据所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的位置信息,控制所述垂直运动机构,以将所述磁场产生单元与所述插入单元之间沿相对于所述平面的垂直方向的距离设置为恒定。

12. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场控制单元包括电磁体电流控制单元,该电磁体电流控制单元控制流向所述至少三个电磁体的电流,并且

所述电磁体电流控制单元控制流向所述电磁体的电流,从而在所述位置姿态检测单元检测到的插入单元的位置处沿任意方向产生磁场。

13. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场控制单元包括所产生磁场存储单元,该所产生磁场存储单元彼此相关联地存储流向所述至少三个电磁体中的每一个电磁体的电流的信息以及在所述轴对称的对称轴上的位置处的所产生磁场的信息,并且

所述磁场控制单元根据所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的位置信息、所述所产生磁场存储单元存储的所述电磁体的电流信息、以及在所述对称轴上的所产生磁场的信息,对所述磁场产生单元进行控制。

14. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述插入单元包括磁场测量单元,并且

所述磁场控制单元根据所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的位置和姿态以及所述磁场测量单元通过测量所述磁场产生单元产生的磁场而获得的磁场对所述磁场产生单元产生的磁场进行控制。

15. 根据权利要求1所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁场控制单元根据要从所述磁

场产生单元产生的磁场的方向与所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的姿态之间的差异来控制所述磁场产生单元。

16. 根据权利要求 1 所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态检测单元包括:

多个磁传感器或多个感测线圈,该多个磁传感器或多个感测线圈作为所述多个检测单元设置在所述活体外部,利用设置在所述插入单元的所述线圈产生交变磁场,检测所述线圈所产生的交变磁场的强度;

所述位置姿态检测单元根据所述多个磁传感器或多个感测线圈所检测的交变磁场来计算所述插入单元的位置和姿态中的至少一个。

17. 根据权利要求 1 所述的磁引导医疗系统,其中,设置一框架,该框架通过所述位置姿态变化单元的操作来改变所述框架相对于所述磁场产生单元的位置,并且在所述活体外部检测所述电磁波的所述多个检测单元固定在所述框架上。

18. 根据权利要求 1 所述的磁引导医疗系统,其中,在所述活体外部检测所述电磁波的所述多个检测单元相对于所述磁场产生单元固定。

19. 根据权利要求 1 所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态检测单元包括:

标记线圈,该标记线圈作为所述线圈设置在所述插入单元上;

多个磁传感器,该多个磁传感器设置在所述活体的外部,并检测所述标记线圈产生的磁场的强度;以及

位置姿态计算单元,该位置姿态计算单元用于根据所述多个磁传感器检测到的磁场来计算所述插入单元的位置和姿态中的至少一个。

20. 根据权利要求 19 所述的磁引导医疗系统,其中,所述磁传感器相对于所述磁场产生单元固定。

21. 根据权利要求 19 所述的磁引导医疗系统,其中,设置一框架,该框架通过所述位置姿态变化单元的操作来改变所述框架相对于所述磁场产生单元的位置,并且所述磁传感器固定在所述框架上。

22. 根据权利要求 19 所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态检测单元还包括驱动线圈,该驱动线圈设置在所述活体的外部,并产生可变磁场,使得所述标记线圈产生感应磁场。

23. 根据权利要求 22 所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态检测单元还包括:校准数据存储单元,该校准数据存储单元存储校准数据,所述校准数据用作在只将所述驱动线圈产生的所述可变磁场施加给所述多个磁传感器时所述多个磁传感器的输出,并且

在将由所述驱动线圈产生的可变磁场以及在所述可变磁场的感应下由所述标记线圈产生的感应磁场施加给所述多个磁传感器时,根据所述多个磁传感器的输出和存储在所述校准数据存储单元中的校准数据来计算所述插入单元的位置和姿态中的至少一个。

24. 根据权利要求 23 所述的磁引导医疗系统,其中,所述校准数据存储单元彼此间相关联地存储所述位置姿态变化单元的多个位置和姿态以及根据所述位置和姿态的校准数据,

所述位置姿态计算单元根据存储在所述校准数据存储单元中的所述校准数据来获得根据所述位置姿态变化单元的位置和姿态的校准数据,并且

根据所述磁传感器的输出和所述位置姿态计算单元获得的校准数据来计算所述插入

单元的位置和姿态中的至少一个。

25. 根据权利要求 22 所述的磁引导医疗系统,其中,所述驱动线圈相对于所述磁场产生单元固定。

26. 根据权利要求 22 所述的磁引导医疗系统,其中,设置一框架,该框架通过所述位置姿态变化单元的操作来改变所述框架相对于所述磁场产生单元的位置,并且所述驱动线圈固定在所述框架上。

27. 根据权利要求 1 所述的磁引导医疗系统,其中,所述至少三个电磁体中的至少任何一个电磁体的磁芯包括铁磁构件,并且在与所述磁芯的磁化方向垂直的平面上的截面积在所述活体附近的端面上最大。

28. 根据权利要求 1 所述的磁引导医疗系统,其中,所述位置姿态变化单元包括倾斜运动机构,该倾斜运动机构相对地倾斜所述磁场产生单元和所述活体。

29. 一种磁引导医疗系统,该磁引导医疗系统包括:

医疗装置,该医疗装置具有插入到活体的体腔内的插入单元;

位置姿态检测单元,该位置姿态检测单元检测所述插入单元的位置和姿态中的至少一个;

磁场产生单元,该磁场产生单元具有至少三个电磁体,所述电磁体轴对称地设置在大致的平面上,并且具有沿所述平面的正交方向的磁化方向;

磁场控制单元,该磁场控制单元控制由所述磁场产生单元产生的磁场;

位置姿态变化单元,该位置姿态变化单元根据与所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的位置和姿态有关的信息,改变所述磁场产生单元和所述插入单元之间的相对位置姿态;以及

磁场操作的单元,该磁场操作的单元设置在所述插入单元上;

其中,所述磁场产生单元产生的磁场被施加到所述磁场操作的单元上,从而引导所述医疗装置,并且所述插入单元包括磁场测量单元,所述磁场控制单元根据所述位置姿态检测单元获得的所述插入单元的位置和姿态以及所述磁场测量单元获得的磁场对所述磁场产生单元产生的磁场进行控制。

磁引导医疗系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种磁性地引导被插入到活体中的医疗装置的磁引导医疗系统。

背景技术

[0002] 美国专利公报 No. 3358676 公开了一种用于通过体腔等进行引导的磁推进装置，在该磁推进装置中，在平面上设置有九个电磁体，并在彼此相对的平面上设置有其它电磁体。

[0003] 此外，PCT WO 02/49705 的说明书公开了一种三维磁场生成装置，该装置通过正交地层叠平行的两对电磁体并设置一个电磁体以包围所述两对电磁体中的一对电磁体，从而在所述两对电磁体的顶部产生三维磁场。

[0004] 在传统示例中，通过其中将电磁体设置在平面上并在其顶部产生三维磁场的结构，极大地限制了用于理想地产生磁场的空间。

[0005] 因此，在磁引导医疗系统中，在通过磁产生装置对具有插入到体内的插入单元以及插入到体内的该插入单元中的永磁体的医疗装置进行引导时，存在这样的问题，即，不能充分确保用于引导插入单元的区域，并且在用于产生磁场的位置处产生的磁场的精度降低。

发明内容

[0006] 根据本发明，一种磁引导医疗系统包括：

[0007] 医疗装置，该医疗装置具有被插入到活体的体腔内的插入单元；

[0008] 位置 / 姿态检测单元，该位置 / 姿态检测单元检测所述插入单元的位置和姿态中的至少一个；

[0009] 磁场产生单元，该磁场产生单元具有至少三个电磁体，所述电磁体轴对称地布置在大致的平面上，并且具有沿所述平面的正交方向的磁化方向；

[0010] 磁场控制单元，该磁场控制单元控制所述磁场产生单元产生的磁场；

[0011] 位置 / 姿态变化单元，该位置 / 姿态变化单元根据与所述位置 / 姿态检测单元获得的所述插入单元的位置和姿态有关的信息，改变所述磁场产生单元和所述插入单元之间的相对位置 / 姿态；以及

[0012] 磁场操作的单元，该磁场操作的单元设置在所述插入单元上；

[0013] 其中，所述磁场产生单元产生的磁场对所述磁场操作的单元进行操作，从而引导所述医疗装置。

[0014] 通过上述结构，对所述磁场产生单元和所述插入单元之间的相对位置 / 姿态的改变操作进行控制，从而识别所述医疗装置的插入单元的位置，并在所识别的位置处产生最佳磁场，由此在活体内设置宽的可控制区域。

附图说明

- [0015] 图 1 为表示根据本发明第一实施例的磁引导医疗系统的整体结构的图；
- [0016] 图 2 为表示图 1 中所示的平面运动机构和控制单元的内部结构的框图；
- [0017] 图 3 为表示囊状医疗装置的内部结构的图；
- [0018] 图 4 为表示接收从囊状医疗装置以无线方式发送的电磁场的接收天线单元的图；
- [0019] 图 5 为表示体外的控制单元中的信号处理系统的结构的框图；
- [0020] 图 6 为表示图 4 所示的接收天线单元的详细结构的图；
- [0021] 图 7 为表示根据一变型例的接收天线单元的结构示例的图；
- [0022] 图 8 为表示磁场产生单元的结构图，通过电流控制单元提供给该磁场产生单元的电流受到控制；
- [0023] 图 9 为表示磁场产生单元的具体结构的平面图；
- [0024] 图 10 为表示磁场产生单元的具体结构的立体图；
- [0025] 图 11 为表示磁场产生单元的具体结构的剖面图；
- [0026] 图 12 为表示由构成磁场产生单元的、用于沿轴向方向产生磁场的电磁体在中心轴上产生的磁场的强度的特性图；
- [0027] 图 13 为表示相对于在轴线上原始产生的磁场的强度偏差对实际产生的磁场方向与原始产生的磁场方向之间的偏差角的影响的特性图；
- [0028] 图 14 表示可磁性引导的区域的示意图；
- [0029] 图 15 为表示通过向囊状医疗装置施加旋转磁场而推进囊状医疗装置的状态的说明图；
- [0030] 图 16 为表示控制操作的状态的说明图，该控制操作用于通过来自囊状医疗装置的无线电磁波，根据位置信息，使磁场产生单元运动，从而将囊状医疗装置保持在可引导区域内；
- [0031] 图 17 为表示将囊状医疗装置正好保持在磁场产生单元的顶部上的状态的图；
- [0032] 图 18 为表示存储在所产生磁场存储单元内的每单位电流的所产生磁场相对于电磁体 3 至 5 的磁极与磁场产生单元之间的距离的特性的图；
- [0033] 图 19A 为表示根据第一变型例的平面运动机构单元的结构侧视图；
- [0034] 图 19B 为表示根据第一变型例的平面运动机构单元的结构正视图；
- [0035] 图 20 为表示根据第二变型例的平面运动机构单元的结构立体图；
- [0036] 图 21A 为表示用于通过利用多个超声波探头来计算位置信息的结构的平面图；
- [0037] 图 21B 为表示用于通过利用多个超声波探头来计算位置信息的结构的正视图；
- [0038] 图 21C 为表示通过多个超声波探头来获得超声波图像的图；
- [0039] 图 22A 为表示通过旋转超声波探头来计算三维位置的状态的图；
- [0040] 图 22B 为通过利用阵列超声波探头来计算三维位置的状态的图；
- [0041] 图 23 为表示用于通过将超声波探头安装到床中的磁场产生单元上来计算位置的结构图；
- [0042] 图 24 为表示可拆卸的超声波探头的安装结构的图；
- [0043] 图 25 为表示通过被安装成覆盖病人的体表面的超声波探头阵列来计算位置的结构图；

- [0044] 图 26 为表示在囊状医疗装置上具有用于反射超声波的材料的结构的图；
- [0045] 图 27 为表示将磁场产生单元设置在椅子中的示例的图；
- [0046] 图 28 为表示平面运动机构的示例的立体图；
- [0047] 图 29 为表示在改变流向处于中央的电磁体的电流的情况下的所产生磁场的测量结果的图；
- [0048] 图 30 为表示根据本发明第二实施例的磁引导医疗系统的整体结构的图；
- [0049] 图 31A 为表示磁场产生单元的结构平面图；
- [0050] 图 31B 为表示磁场产生单元的结构剖面图；
- [0051] 图 32A 为表示内窥镜在其远端侧的结构图；
- [0052] 图 32B 为表示根据一变型例的内窥镜在其远端侧的结构图；
- [0053] 图 33 为用于在可引导区域内引导内窥镜的远端的操作的说明图；
- [0054] 图 34 为通过移动处于中央的电磁体而在可引导区域内进行引导操作的说明图；
- [0055] 图 35 为表示具有用于移动处于中央的电磁体的结构的磁场产生单元的剖面图；
- [0056] 图 36 为表示在改变处于中央的电磁体的高度的情况下所产生磁场的测量结果的图；
- [0057] 图 37 为示意性地表示根据本发明第三实施例的磁引导医疗系统的结构的图；
- [0058] 图 38A 为表示包括沿轴向（纵向）方向磁化的磁体的囊状医疗装置的图；
- [0059] 图 38B 为表示包括沿直径方向磁化的磁体的囊状医疗装置的图；
- [0060] 图 39 为表示磁场产生单元的结构平面图；
- [0061] 图 40 为表示根据第三实施例的变型例的磁场产生单元的结构平面图；
- [0062] 图 41A 为示意性地表示形成磁场产生单元的电磁体的剖面图；
- [0063] 图 41B 为示意性地表示图 41A 所示的电磁体的剖面图，其中在底部侧上设置有铁磁构件；
- [0064] 图 41C 为示意性地表示图 41A 所示的电磁体的剖面图，其中，在底部侧上设置有大小与底部大小相同的铁磁构件；
- [0065] 图 42 为表示设置有铁磁构件和图 41A 所示的没有设置铁磁构件的情况下所产生磁场的测量结果的图；
- [0066] 图 43 为示意性地表示磁场产生单元的剖面图，该磁场产生单元在整个电磁体的底部侧上具有铁磁构件；
- [0067] 图 44 为示意性地表示磁场产生单元的剖面图，该磁场产生单元在其磁场产生侧的中央处的电磁体的顶部上具有铁磁构件；
- [0068] 图 45 为表示在电磁体的顶面的中央设置有铁磁构件和没有设置铁磁构件的情况下所产生磁场的测量结果的图；
- [0069] 图 46 为示意性地表示处于中央的电磁体的剖面图，该电磁体在其磁芯的沿其纵向方向的中央具有内凹部分；
- [0070] 图 47 为示意性地表示处于中央的电磁体的剖面图，该电磁体在其磁场产生侧的顶部具有较大的磁芯截面积；
- [0071] 图 48 为示意性地表示磁场产生单元的剖面图，该磁场产生单元在其磁场产生侧的周边侧上的电磁体的顶面上具有铁磁构件；

- [0072] 图 49 为表示根据本发明第四实施例的磁引导医疗系统的结构的图；
- [0073] 图 50 为表示相对设置的一对磁场产生单元的结构图；
- [0074] 图 51 为表示该对磁场产生单元中的一个磁场产生单元的图，该磁场产生单元只有图 50 所示的位于中央的电磁体处于相对设置；
- [0075] 图 52 为表示在图 51 所示情况下的所产生磁场的示意特性的图；
- [0076] 图 53A 为表示电磁体的磁化方向的剖面图；
- [0077] 图 53B 为示意性地表示电磁体的磁化方向的图；
- [0078] 图 54A 为表示导管的包括沿轴向方向磁化的磁体的远端的结构图；
- [0079] 图 54B 为表示导管的包括沿直径方向磁化的磁体的远端的图；
- [0080] 图 55 为表示根据本发明第五实施例的磁引导医疗系统的结构的图；
- [0081] 图 56A 为表示床的周边部分的结构侧视图；
- [0082] 图 56B 为表示床的周边部分的结构正视图；
- [0083] 图 57 为表示包括标记线圈的囊状医疗装置的图；
- [0084] 图 58 为表示磁场产生单元、驱动线圈等的布置结构的示例图；
- [0085] 图 59 为表示囊状医疗装置的位置 / 姿态检测机构的结构的说明图；
- [0086] 图 60A 为表示根据图 58 所示情况的一个变型例的设置在床侧的驱动线圈的图；
- [0087] 图 60B 为表示根据图 58 所示情况的另一变型例的设置在床侧的感测线圈的图；
- [0088] 图 60C 为表示根据图 58 所示情况的另一变型例的设置在床侧的驱动线圈和感测线圈的图；
- [0089] 图 61 为表示根据实施例的磁引导方法的操作流程图；
- [0090] 图 62 为通过利用校准数据对床的位置进行控制操作的说明图；
- [0091] 图 63 为通过根据一个变型例的磁场控制单元对磁场产生单元进行反馈控制的操作的说明图；
- [0092] 图 64A 为表示根据一变型例的磁场产生单元的结构图；以及
- [0093] 图 64B 为表示图 64A 所示的磁芯部分和辅助磁极部分的结构平面图。

具体实施方式

[0094] 以下将参照附图描述本发明的实施例。

[0095] (第一实施例)

[0096] 将参照图 1 至图 29 描述本发明的第一实施例。

[0097] 参照图 1, 磁引导医疗系统 71 包括: 囊状医疗装置 72, 其通过内窥镜对躺在床 31 的顶部上的病人 23 (由双点划线表示) 进行检查; 磁场产生单元 2, 其产生用于引导囊状医疗装置 72 和设置在床 31 内部的壳体中的接收天线单元 73 的磁场; 平面运动机构单元 74 (用作位置 / 姿态变化单元), 其使接收天线单元 73 和磁场产生单元 2 在平面上运动; 以及控制单元 76, 其设置在床 31 的外部, 对由磁场产生单元 2 产生的磁场进行控制, 并具有作用用户接口的指令 / 操作单元 10。

[0098] 参照图 1, 在具有作为床 31 的顶面上的宽度方向的 X 轴、作为床 31 的顶面上的纵向方向的 Y 轴以及沿床 31 的顶面的垂直方向向上的 Z 轴的三维正交坐标系中, 形成平面运动机构单元 74 的平面运动机构 77 包括 X 轴方向运动平台 77A 以及 Y 轴方向运动平台 77B。

接收天线单元 73 以及磁场产生单元 2 设置在沿 X 轴方向运动的 X 轴方向运动平台 77A 上, 而 X 轴方向运动平台 77A 设置在沿 Y 轴方向运动的 Y 轴方向运动平台 77B 上。

[0099] 接收天线单元 73 以及磁场产生单元 2 通过平面运动机构 77 保持为可以沿 X 轴方向和 Y 轴方向运动。接收天线单元 73 以及磁场产生单元 2 可容纳在共同的壳体内。

[0100] 平面运动机构单元 74 包括: X 轴方向运动平台 77A; Y 轴方向运动平台 77B; 以及平面内位置控制单元 78, 该平面内位置控制单元 78 对 X 轴方向运动平台 77A 和 Y 轴方向运动平台 77B 在平面上的位置进行控制。

[0101] 如以下将描述的那样, 根据第一实施例, 可以通过单个磁场产生单元 2 产生的磁场进行控制的磁场产生区域受到极大限制。然而, 平面运动机构 77 使磁场产生单元 2 运动, 从而扩展了可引导区域。

[0102] 对流向形成磁场产生单元 2 的电磁体单元 3 至 5 的电流进行的控制操作在插入到病人 23 体内的囊状医疗装置 72 附近产生最佳磁场, 并进一步扩展了可引导区域, 该囊状医疗装置 72 是引导和控制目标。

[0103] 平面内位置控制单元 78 通过单根电缆 79 连接到外部控制单元 76。

[0104] 图 2 表示平面运动机构单元 74 和控制单元 76 的内部结构。

[0105] 参照图 2, 囊状医疗装置 72 对通过采集体腔的图像而获得的图像信息进行调制, 并通过无线的方式将图像发送到身体的外部。

[0106] 参照图 3, 囊状医疗装置 72 包括: 囊状容器 81, 其用作插入到体腔内的插入单元, 并且其一端具有半球形透明构件; 物镜 82, 其设置在该容器 81 的中心附近; 以及图像采集装置 84, 例如 CCD, 其位于物镜 82 的图像形成位置处。用作照明装置的多个发光装置 (简称为 LED) 83 设置在物镜 82 周围。

[0107] 控制单元 85 对 LED 83 和图像采集装置 84 的驱动操作进行控制。控制单元 85 对由图像采集装置 84 采集的信号进行信号处理。例如, 控制单元 85 对该信号进行压缩、然后对该信号进行调制, 并经由天线 86 通过无线的方式发送该信号。容器 81 包括: 电池 87, 其用于向控制单元 85 提供电力; 以及磁体 88, 其用作磁场操作的装置 (磁场操作的单元), 该磁体根据在容器 81 沿其纵向方向的中心附近的、磁场产生单元 2 产生的磁场进行操作。

[0108] 在容器 81 外部设置有螺旋结构 89, 该螺旋结构 89 从容器 81 的圆柱形外表面螺旋突出。通过旋转与体腔的内壁接触的螺旋结构 89 来有效推进囊状医疗装置 72。

[0109] 图 2 所示的接收天线单元 73 接收从囊状医疗装置 72 的天线 86 发送的无线信号, 即电磁波。参照图 4, 接收天线单元 73 包括多个天线 73a、73b、...、73n。

[0110] 参照图 2, 信号处理单元 91 接收由所述多个天线 73a、73b、...、73n 接收的信号。参照图 2 或图 5, 信号处理单元 91 对信号进行解调, 图像显示单元 92 显示所发送的图像, 并且图像记录单元 93 记录该图像。

[0111] 信号处理单元 91 将接收天线单元 73 接收的信号或作为接收天线单元 73 接收的信号的强度的天线强度信号发送到位置检测单元 (位置 / 姿态检测单元) 94。

[0112] 位置检测单元 94 根据天线强度信号检测囊状医疗装置 72 的三维位置和姿态。在这种情况下, 图 4 所示的接收天线单元 73 (设置在图 1 所示的磁场产生单元 2 的顶部) 包括如图 6 所示二维布置的多个天线 73a、73b、...、73n。

[0113] 在这种情况下, 在磁场产生单元 2 的中心轴 0 上设置作为一个基准的天线 73e, 并

且所述多个天线 73a 至 77d 和 73f 至 73i 设置在其周围。

[0114] 所述多个天线 73a 至 73i 接收从囊状医疗装置 72 的天线 86 发送的信号,并根据电磁场强度(天线强度信号)检测囊状医疗装置 72 的位置。

[0115] 即,利用天线 73j($j = a$ 至 i)的位置作为基准的接收信号的电磁场的强度与距离的平方成比例。然后,利用三角法来计算囊状医疗装置 72 的三维位置。此外,检测囊状医疗装置 72 的方向,例如磁体 88 的方向。可独立于用于检测位置(和姿态)的天线形成用于检测来自囊状医疗装置 72 的图像信号的天线。

[0116] 根据第一实施例,囊状医疗装置 72 的位置是通过利用电磁场来检测的,从而可以高精度地计算位置,而不与引导磁场干涉。此外,因为利用电磁场来发送图像数据,从而可以共享并有效使用这些功能。

[0117] 如图 2 所示,位置检测单元 94 检测到的囊状医疗装置 72 的位置信息和姿态信息(方向信息)被发送到平面运动机构单元 74 和磁场控制单元 95。

[0118] 平面运动机构单元 74 的平面内位置控制单元 78 根据位置信息对平面运动机构 77 的二维位置进行控制。即,平面内位置控制单元 78 控制平面运动机构 77,使得磁场产生单元 2 的中心与位置检测单元 94 检测到的位置信息的 X 坐标和 Y 坐标上的位置相匹配。根据囊状医疗装置 72 的姿态信息对在施加旋转磁场的情况下的旋转磁场的产生方向进行控制。如上所述,位置检测单元 94 和平面内位置控制单元 78 形成相对位置检测机构,该相对位置检测机构获得囊状医疗装置 72 和磁场产生单元 2 之间的位置关系(相对位置)。平面内位置控制单元 78 根据该相对位置检测机构获得的相对位置来控制磁场产生单元 2 的位置。

[0119] 为了使磁场产生单元 2 在任意方向上产生磁场,磁场控制单元 95 包括:电磁电流控制单元(简称为电流控制单元)96,其用于控制流向电磁体的电流的值(磁场的级别);以及所产生磁场存储单元 97,其存储所产生磁场的方向和级别。磁场产生单元 2 包括:第一电磁体单元,其具有电磁体 4a 和 4b;第二电磁体单元,其具有电磁体 3a 和 3b;以及第三电磁体单元 5,其具有电磁体 5。

[0120] 接收天线单元 73 与磁场产生单元 2 一起二维地运动。即,通常,平面运动机构 77 使接收天线单元 73 运动并将其设置在作为基准的天线 73e 的位置处,以使接收强度最大。

[0121] 当囊状医疗装置 72 正好位于具有最大接收强度的天线 73e 的顶部时,可以进行近似。这样,因为囊状医疗装置 72 始终位于天线 73e 的顶部,从而可以稳定而有效地发送图像,并且提高了检测位置的精度。此外,有利的是,减少了天线的数量,并且用于控制磁场产生单元的位置的算法较为简单。

[0122] 如图 1 等所示,接收天线单元 73 设置在磁场产生单元 2 的顶部,因此接收天线单元 73 可与磁场产生单元 2 一起运动。此外,参照图 7,根据一变型例,接收天线单元 73 可以安装在床 31 的顶部的内部。

[0123] 参照图 2,磁场控制单元 95 连接到指令/操作单元 10。

[0124] 参照图 1 及其放大视图,指令/操作单元 10 包括:用于控制方向的操纵杆 98 以及用于前进和后退操作的操纵杆 99。

[0125] 此外,指令/操作单元 10 包括用于设置磁场的键盘 100,其根据指令操作通过磁场控制单元 95 来设置所产生磁场的方向和级别。

[0126] 图 8 表示磁场产生单元 2 和电流控制单元 96 的结构,该电流控制单元 96 向磁场

产生单元 2 提供用于产生磁场的电流。

[0127] 参照图 8, 电流控制单元 96 连接到电源装置 6 至 8, 并对由形成磁场产生单元 2 的用于沿上 / 下方向产生磁场的电磁体 3a 和 3b、用于沿水平方向产生磁场的电磁体 4a 和 4b、以及用于沿垂直方向产生磁场的电磁体 5 产生的磁场进行控制, 电流从电源装置 6 至 8 提供给该磁场产生单元 2。电流控制单元 96 可以包括电源装置 6 至 8。

[0128] 此外, 用户通过操作连接到电流控制单元 96 的指令 / 操作单元 10 来控制所产生的磁场。

[0129] 根据第一实施例, 参照图 9 和图 10, 磁场产生单元 2 包括用于沿 Y 方向 (上 / 下方向) 产生磁场的电磁体 3a 和 3b、用于沿 X 方向 (水平方向) 产生磁场的电磁体 4a 和 4b、用于沿 Z 方向 (垂直方向) 产生磁场的电磁体 5, 这些电磁体对称地布置在同一平面上。

[0130] 成对的电磁体 3a 和 3b 具有相匹配的特性。优选的是, 成对的电磁体 4a 和 4b 具有相匹配的特性。优选的是, 电磁体 3a(3b) 和电磁体 4a(4b) 具有相匹配的特性。

[0131] 换言之, 在制造根据第一实施例的磁场产生单元 2 的情况下, 成对的电磁体 3a、3b、4a、4b 可以具有相同电磁体的对称布置。有利地降低了成本。

[0132] 参照图 10, 假定设置 X、Y 和 Z 的正交坐标系, 用于沿 Z 方向 (垂直方向) 产生磁场的电磁体 5 设置在平面基座 11 的中心处, 用于沿 X 方向产生磁场的电磁体 3a 和 3b 沿 X 方向 (上 / 下方向) 对称布置, 从而沿与 Z 轴正交的方向将用于沿 Z 方向产生磁场的电磁体 5 夹在中间, 并且用于沿 Y 方向产生磁场的电磁体 4a 和 4b 对称布置在与用于沿 X 方向产生磁场的电磁体 3a 和 3b 正交的方向上, 即, 在 Y 方向 (水平方向) 上。根据第一实施例, 这三组电磁体 3a 和 3b、4a 和 4b、以及 5 具有相同的高度。

[0133] 图 11 表示用于沿 Y 方向产生磁场的电磁体 4a 和 4b 的截面结构以及产生磁场的原理图。

[0134] 参照图 11, 具有相同特性的电磁体 4a 和 4b 线性对称地布置在中心轴 0 的两侧。在这种情况下, 缠绕到方形棱柱的铁芯部分 12 (其含有铁磁构件) 上的线圈 13 分别形成有电磁体 4a 和 4b, 电磁体 4a 和 4b 具有串联连接的相同数量的布线 (分别具有相对的布线)。这样, 电源 6 向电磁体 4a 和 4b 的线圈 13 提供 DC 电流。因此, 电磁体 4a 和 4b 沿相反的方向磁化, 并具有相等强度的磁场。

[0135] 参照图 11, 一个电磁体 4a 被极化为沿与中心线 0 平行的 Z 方向的 N 极和 S 极, 而另一电磁体 4b 被磁化为 S 极和 N 极。因此, 在电磁体 4a 和 4b 的一个磁极的高度位置的顶部的在中心线 0 上的位置处, 沿着相对于中心轴 0 的垂直方向和电磁体 4a、4b 的布置方向, 即水平方向 (X 方向) 产生磁场 H_x 。

[0136] 如图 11 的箭头的长度所示, 中心轴 0 上的磁场 H_x 的级别随着顶端到两个磁极 N 和 S 的距离 (高度) 的增大而减小。然而, 因为两个电磁体 4a 和 4b 具有相同的特性, 并且相对于中心轴 0 线性对称地布置, 从而中心轴 0 上的磁场 H_x 的级别根据距离的增大而减小。然而, 中心轴 0 上的磁场 H_x 的方向不变。

[0137] 参照图 10, 在设置有电磁体 3a、3b、4a、4b 和 5 的情况下, 由电磁体 3a 和 3b 在作为中心轴 0 的 Z 轴上产生沿 Y 方向的磁场 H_y , 由电磁体 4a 和 4b 产生沿 X 方向的磁场 H_x , 并且由电磁体 5 产生沿 Z 方向的磁场 H_z , 如图 10 所示。

[0138] 图 8 所示的指令 / 操作单元 10 的 (键盘 100 的) 操作改变了由电源装置 6 至 8

向电磁体 3a、3b、4a、4b 和 5 提供的 DC 电流的极性和值,从而可以任意设定在电磁体 3a、3b、4a、4b 和 5 (在电磁体的高度相等时,在电磁体 5 上)的顶部上在 Z 轴上产生的磁场的级别和方向。即,在电磁体 5 的顶部位置上沿任意方向产生具有任意级别的三维磁场。

[0139] 如上所述,根据第一实施例,这三组电磁体 3a 和 3b、4a 和 4b、以及 5 设置在平面上,从而在中心轴上在电磁体 3a、3b、4a、4b、和 5 的顶部上的空间中产生三维磁场。

[0140] 即,磁场产生单元 2 在平面运动机构单元 74 的控制操作下在空间内沿任意方向接近要施加三维磁场的位置或空间,并且将磁场产生单元 2 设置在所述位置或空间附近,从而在所述空间中产生三维磁场。

[0141] 电流控制单元 96 具有在中心轴 0 上的位置(高度)处的每 1A 沿各方向(X、Y 和 Z 方向)产生的磁场的强度,作为校准数据。

[0142] 此外,用户对指令/操作单元 10 的操作将从电源装置 6 至 8 流向电磁体 3a、3b、4a、4b 和 5 的电流控制为 DC 电流、振动电流、旋转电流(由具有相位差的振动电流而产生),从而产生静态磁场、振动磁场和旋转磁场。

[0143] 根据第一实施例,有利的是,可以容易地接近要施加磁场的位置或空间,从而可以高精度地任意施加(产生)三维磁场。具体地说,在沿轴向方向产生具有较大磁场变化量的磁场(诸如具有较低位置移动速度的普通医疗装置中的旋转磁场和振动磁场)的情况下,医疗设备的运动量较小,而不会根据所产生的磁场的方向而改变磁场产生单元的位置/姿态。因此,位置/姿态变化单元的驱动速度较低。有利的是,稳定地控制该医疗装置,减小位置/姿态变化单元的尺寸,功耗较低,结构简化,并且磁引导医疗系统具有有效的结构。

[0144] 此外,电磁体设置在平面上,并且磁场产生单元仅在电磁体的设置平面上运动。在活体接近用于产生磁场的空间时,磁场产生单元或运动机构与活体没有干涉。因此,可容易地控制运动机构,并且有利的是,提高了可控制性和稳定性。此外,重量大的磁场产生单元设置在床的下方,从而降低了整个装置的重心。因此提高了机械稳定性。

[0145] 电磁体 3a、3b、4a、4b 和 5 集中在一个方向上。在中心轴 0 附近,因为电磁体 3a、3b、4a、4b 和 5 远离极面,从而减小了沿各个方向的全部所产生的磁场(H_x 、 H_y 、 H_z)。在电磁体 5 的中心轴 0 附近,磁场的方向不会很大地改变(如果强度变化,则产生方向不变的磁场)。

[0146] 参照图 9 和图 10,对通过磁场产生单元 2 产生的电磁体 3a、3b、4a、4b 和 5 的磁场进行测量。图 12 和图 13 示出了的测量结果。

[0147] 图 12 表示电磁体 3a、3b、4a、4b 和 5 在中心轴 0 产生的磁场相对于到极面(具体而言为磁场表面(具体而言,电磁体 5 的顶部上的极面))的距离的测量结果。参照图 12,电磁体 3a 和 3b 被简写为电磁体 3,而电磁体 4a 和 4b 被简写为电磁体 4。电磁体 3a 和 3b 以及电磁体 4a 和 4b 具有相同的特性,但具有不同的布置方向。因此,电磁体 3a 和 3b 以及电磁体 4a 和 4b 具有相同的曲线图。

[0148] 根据特性,电磁体 3a 和 3b、电磁体 4a 和 4b 以及电磁体 5 在极面附近的距离处具有不同的磁场强度。然而,在距离大到一定程度时,电磁体 3a 和 3b、电磁体 4a 和 4b 以及电磁体 5 具有相同强度的相同特性。

[0149] 图 13 表示由于一个磁场的强度相对于具有如图 12 所示特性的电磁体(具有相同特性的两组电磁体 3a 和 3b 及电磁体 4a 和 4b、以及电磁体 5)中的指令值的偏差而对相对

于磁场的原始方向的偏差的影响。即,其通过角度(角度差)表示了所产生磁场的强度的偏差对磁场方向的偏差的影响有多大。

[0150] 根据图 13 示出的结果,可以理解,即使磁场的强度与磁场的指令强度大不相同,也可以将相对于所产生磁场的方向偏差的角度保持为相对较小。

[0151] 在允许相对于要产生的指令目标磁场的角度的偏差达到 10[度]时,允许沿各方向产生的磁场的强度的差异达到 40%。因此,即使在通过简单的控制操作粗略地控制所产生磁场的状态下使用时,磁场产生单元 2 也可以在较宽的许可范围下产生三维磁场。

[0152] 根据第一实施例,根据位置检测单元 94 如上所述检测到的位置信息来移动磁场产生单元 2 的位置,并且将该位置控制为使得磁场产生单元 2 基本上始终位于病人 23 的体腔内的囊状医疗装置 72 的正下方。换言之,参照图 14,将该位置控制为使得囊状医疗装置 72 定位在磁场产生单元 2 正上方附近的可引导区域 R 内。

[0153] 如上所述,具有插入到体腔中的插入单元的囊状医疗装置 72 被控制成在囊状医疗装置 72 的位置附近产生最佳的磁场。

[0154] 在这种状态下,磁场产生单元 2 向囊状医疗装置 72 施加旋转磁场,从而有效地向前推进囊状医疗装置 72,并且如果需要则使其后退。

[0155] 图 14 示意性地示出了可以通过由磁场产生单元 2 产生的磁场进行磁性引导的可引导区域 R。该可引导区域 R 与沿磁场产生单元 2 中的第三电磁体单元 5 产生的磁场的方向 0 的大致圆柱形或椭圆形部分相对应。

[0156] 如上所述,因为可引导区域 R 被限制为磁场产生单元 2 的顶部上的一部分区域,所以可以根据位置检测单元 94 的位置信息来控制磁场产生单元 2 的位置,使得囊状医疗装置 72 位于可引导区域 R 内。

[0157] 根据第一实施例,进行控制以使囊状医疗装置 72 位于在磁场产生单元 2 中的第三电磁体单元 5 的顶部的正上方附近的可引导区域 R 内。在这种状态下,磁场产生单元 2 向囊状医疗装置 72 施加旋转磁场。

[0158] 参照图 15,对囊状医疗装置 72 施加旋转磁场,从而螺旋结构 89 将该旋转转换为推进力。于是,旋转磁场的产生表面的方向控制了沿囊状医疗装置 72 的推进方向的推进,即,向前或向后。

[0159] 作为对精确产生的磁场的方向和级别进行控制的示例,考虑以下控制操作。

[0160] 如上所述,尽管实际产生的磁场的方向与目标磁场方向的差(磁场方向的偏差)较小,但是产生了旋转磁场,于是,观察到作为囊状医疗装置 72 的旋转的旋转偏差的上述磁场方向的偏差。

[0161] 在通过施加旋转磁场而使囊状医疗装置 72 旋转并运动时,体外的信号处理单元 91 通过模式匹配根据连续获得的图像来计算囊状医疗装置 72 的旋转角速度。将图像的旋转角速度与要产生的旋转磁场的旋转角速度进行比较,并计算要产生的磁场的方向与实际产生的磁场的方向之间的偏差。

[0162] 反馈所获得的偏差量,然后对流向磁场产生单元 2 的电磁体 3、4 和 5 的电流进行控制。根据所获得的图像来计算囊状医疗装置 72 的旋转角速度。因此,不必将用于检测所产生磁场的磁传感器设置在囊状医疗装置 72 上。这样,高精度地产生了磁场,并且平稳地控制了囊状医疗装置 72。

[0163] 图 16 示出了其中平面运动机构 77 使磁场产生单元 2 在二维表面上运动,使得囊状医疗装置 72 位于图 14 所示的可引导区域 R 中的状态。

[0164] 即,接收天线单元 73 的天线 73j(j = a 至 i) 接收通过无线方式从囊状医疗装置 72 发送的信号,并且根据天线 73j 接收到的电磁场的强度(简称为天线强度)来检测囊状医疗装置 72 的位置。平面运动机构 77 根据所述位置信息使磁场产生单元 2 运动,使得囊状医疗装置 72 位于可引导区域 R 内。

[0165] 在图 16 所示的情况下,检测到囊状医疗装置 72 从可引导区域 R 向右侧稍微偏离,因此根据该位置信息进行控制,使得磁场产生单元 2 向右运动。

[0166] 参照图 17,囊状医疗装置 72 保持在第三电磁体 5 的顶部的正上方。

[0167] 图 28 表示平行运动机构 15 的结构,通过将磁场产生单元 2 安装到平面运动机构 77 的顶部,来通过平面运动机构 77 使该平行运动机构 15 在平面上平行运动。

[0168] 参照图 28,平行运动机构 15 使基座 11 运动并设定在任意的二维位置处。在图 28 示出的示例中,驱动电动机 16 旋转,从而通过滚珠丝杠 17 或类似装置的旋转而使基座 11 沿 X 方向运动。驱动电动机 18 旋转,从而通过滚珠丝杠 19 的旋转而使基座 11 沿 Y 方向运动。即,驱动电动机 16 和 18 旋转,从而将安装在基座 11 上的磁场产生单元 2 设定在任意的二维位置处。

[0169] 设置高度方向的运动装置,从而将磁场产生单元 2 设定在任意的三维位置处。

[0170] 在图 17 所示的状态下,可以根据与从磁场产生单元 2 的顶面或接收天线单元 73 到囊状医疗装置 72 的距离 D 有关的信息、以及与存储在图 2 所示的所产生磁场的存储单元 97 的存储器单元中的如图 18 所示的电磁体的每单位电流的所产生磁场有关的数据,来获得必要的信息,用于在囊状医疗装置 72 的当前位置处沿任意方向移动囊状医疗装置 72 的情况下产生最佳磁场的级别和方向。

[0171] 即,可以根据囊状医疗装置 72 的当前位置来获得从囊状医疗装置 72 到电磁体 3 至 5 的距离。此外,可以根据与所获得的距离处的每单位电流的所产生磁场有关的数据(图 18 所示),计算在沿任意方向产生磁场时流向电磁体 3 至 5 的电流的值。

[0172] 根据要产生的磁场的方向和级别来计算磁场沿 Z 方向的分量,并通过参照与每单位电流的所产生磁场有关的数据来确定流向电磁体 5 的电流。类似的是,针对 X 方向和 Y 方向确定流向电磁体 3 和 4 的电流。

[0173] 图 29 示出了在改变流向中央电磁体 5 的电流的值的条件下对中央轴 0 上的所产生磁场的测量结果。

[0174] 如参照图 29 将理解的那样,在距离 D 较大时,流向中央电磁体 5 的电流的值根据磁场沿垂直方向的分量与磁场沿水平方向的分量的比值而增大。因此,在远离极面的距离处所产生磁场的方向偏差减小。相反的是,在距离 D 较小时,流向中央电磁体 5 的电流的值根据磁场沿垂直方向的分量与磁场沿水平方向的分量的比值而减小,从而所产生磁场的偏差在近距离侧减小。

[0175] 此外,可以改变流向周边电磁体 3a 和 3b 以及电磁体 4a 和 4b 的电流值,由此控制所产生的磁场。

[0176] 如上所述,仅通过距离 D(Z 坐标)来确定电磁体的电流,并且可以仅存储中心轴 0 上的磁场数据。因此,减少了存储在存储器单元中的数据的数据量。有利的是,简化了控制算法,

结构简单,并且可控制性稳定。

[0177] 此外,在产生旋转磁场或振动磁场的重复模式的磁场时,仅电磁体的电流模式的最大值(幅值)可以根据距离D而变化。因此,有利的是,进一步简化了该系统和控制算法。

[0178] 在这种情况下,囊状医疗装置72如上所述保持在电磁体5的顶部的正上方。这种情况下的磁场产生单元2和囊状医疗装置72之间的距离D大致为最小。因此,有效地利用了磁场产生单元2在近距离侧产生的磁场,并且可以在具有相匹配的磁场的区域内引导囊状医疗装置72。

[0179] 此外,在囊状医疗装置72位于磁场产生单元2附近,并且充分确保了磁场的强度时,可以提供所产生磁场的强度的上限。因此,降低了功耗,因为不必使不需要的电流流向电磁体。

[0180] 根据第一实施例,具有多个天线的接收天线单元73从囊状医疗装置72接收无线信号,并且在这种情况下,根据天线强度信号来计算囊状医疗装置72的位置。

[0181] 通过根据位置信息对流向磁场产生单元2的电磁体的电流进行控制,并且通过移动磁场产生单元2,来确保可引导区域R,对囊状医疗装置72进行控制,使得由磁场产生单元2产生的磁场被设定在可引导区域R内,以用于磁引导操作。当在这种状态下向囊状医疗装置72施加旋转磁场,从而使囊状医疗装置72在体腔中的宽范围内运动时,控制了囊状医疗装置72和磁场产生单元2之间的相对位置,从而将囊状医疗装置72保持在容易连续地进行引导操作的位置处。这样,高平稳度地对囊状医疗装置72进行磁性推进。

[0182] 在通过如图1所示的用于控制方向的操纵杆98和用于前进和后退操作的操纵杆99向囊状医疗装置72施加旋转磁场时,囊状医疗装置72旋转。因此,位置检测单元94检测位置信息,并进一步检测囊状医疗装置72的姿态,并且信号处理单元91根据检测信号进行处理,以使从囊状医疗装置72接收到的图像沿旋转的相反方向旋转,从而产生静态图像。

[0183] 然后,图像显示单元92显示静态图像。

[0184] 在使囊状医疗装置72旋转时,图像显示单元92使该旋转停止,并显示图像。然后,用户观察显示在图像显示单元92上的图像,该图像不具有由于囊状医疗装置72的旋转而导致的图像旋转,并且用户通过操作用于控制方向的操纵杆98来指示将方向改变为垂直和水平方向中的任意方向。

[0185] 通过操作用于前进和后退操作的操纵杆99来指示向前或向后推进图像。

[0186] 在通过用于前进和后退操作的操纵杆99指示推进并且设置在囊状医疗装置72的外周面上的螺旋结构89右螺旋地设置,并且沿向上的方向倾斜用于前进和后退操作的操纵杆99的情况下,相对于屏幕的正面方向沿右旋转方向产生旋转磁场,从而使囊状医疗装置72在屏幕上向前运动。

[0187] 此外,在向下倾斜用于前进和后退操作的操纵杆99时,相对于屏幕的正面方向沿左旋转的方向产生旋转磁场,从而使囊状医疗装置72在屏幕上向后运动。

[0188] 根据第一实施例,在体腔中的宽范围内移动囊状医疗装置72的位置时,对囊状医疗装置72与磁场产生单元2之间的相对位置进行控制,从而连续地将它们保持在容易进行磁引导操作的位置处,并且磁性地推进囊状医疗装置72。

[0189] 根据第一实施例,平面运动机构单元74具有如图1所示的沿X方向和Y方向移动

磁场产生单元 2 的平面运动机构 77。作为替代方案,参照图 19A 和图 19B,根据第一变型例,平面运动机构单元 74 可以具有使床 31 沿 X 方向运动的床水平运动机构 174 以及使磁场产生单元 2 只沿 Y 方向运动的 Y 方向运动机构 175。

[0190] 参照图 19B,床 31 通过设置在床支承基座 104 的顶部上的床水平运动机构 174 沿 X 方向运动。

[0191] 参照图 19A, Y 方向运动机构 175 设置在床支承基座 104 中,并且设置在 Y 方向运动机构 175 的顶面上的磁场产生单元 2 通过 Y 方向运动机构 175 只沿 Y 方向运动。

[0192] 通过上述结构可以获得以下优点。

[0193] 即,在相对于床 31 的宽度增加磁场产生单元 2 的宽度时,磁场产生单元 2 相对于矩形床 31 仅沿纵向方向运动。因此减小了装置的横向宽度。此外,因为减少了重量大的磁场产生单元 2 的驱动轴的数量,并减少了大量的布线,从而驱动部分简单,并且减小了整个装置的尺寸和重量,并提高了效率。

[0194] 图 20 表示根据第二变型例的平面运动机构单元 74B 的结构。如上所述,在图 1 和图 2 所示的平面运动机构单元 74 中,磁场产生单元 2 根据囊状医疗装置 72 的位置信息运动。然而,根据第二变型例,床 31 根据位置信息运动。

[0195] 即,设置在床支承基座 104 的顶面上的平面运动机构 77 支承躺有病人 23 的床 31 的主体。在这种情况下,磁场产生单元 2 设置在床 31 的底部侧的下方。在这种情况下,因为具有较大重量的磁场产生单元以及大量布线是固定的,从而驱动部分的结构简单。因此,减小了整个装置的尺寸和重量,并提高了效率。具体而言,当相对于床的宽度增大了运动范围和磁场产生单元的宽度的总和时,减小了装置的横向宽度。

[0196] 根据第一实施例,采用了平面运动机构单元 74 来使磁场产生单元 2 沿 X 和 Y 方向运动(沿 X 和 Y 方向改变床上方的所产生磁场的区域)。作为替代方案,可以采用倾斜运动机构(可替代平面运动机构单元 74)。该倾斜运动机构使磁场产生单元 2 倾斜,以改变所产生磁场的方向。通过改变磁场产生单元 2 的倾斜角,可以将床上方的所产生磁场的区域改变为覆盖整个引导区域。该倾斜运动机构可以按照两个自由度(即,球状地)倾斜,从而使得能够沿 X 和 Y 方向改变在床上方所产生磁场的区域。该倾斜运动机构也可以是单自由度类型的(仅在平面内倾斜),并与床水平运动机构进行组合,来实现所产生磁场的区域沿 X 和 Y 方向的运动。通过仅倾斜磁场产生单元 2,可以减小用于移动磁场产生单元 2 的空间。

[0197] 根据所述实施例等,位置检测装置通过利用从囊状医疗装置 72 以无线方式发送的信号对位置进行检测。然而,如以下所述,可以通过利用超声波来获得位置信息。

[0198] 参照图 21A 和图 21B,在床 31 上的病人 23 的体表的侧面附近设置有多多个超声波探头 101a、101b、...,并且所述多个超声波探头 101a、101b、...的用于接收和发送超声波的远端表面与病人 23 的体表的侧面接触。

[0199] 所述多个超声波探头 101a、101b、...通过调节装置 102 来调节位置和角度,以获得与病人 23 的体表相接触的状态。该调节装置 102 具有传感器 103,该传感器 103 用于检测与所述多个超声波探头 101a、101b、...与病人 23 的接触状态的位置和角度有关的信息。传感器 103 包括编码器和线性编码器,以检测探头 101a、101b、...与病人 23 的接触位置和角度。

[0200] 传感器 103 将检测到的信息输出到如图 2 所示的平面运动机构单元 74 和磁场控制单元 95, 并且调节装置 102 对所述多个超声波探头 101a、101b、... 与病人 23 的接触位置和角度的反馈操作进行控制。

[0201] 所述多个超声波探头 101a、101b、... 获得的超声波图像如图 21C 所示。提取囊状医疗装置 72 的超声波图像, 并根据多个超声波图像来计算囊状医疗装置 72 在床 31 的坐标系上的位置。

[0202] 将从多个超声波图像获得的与囊状医疗装置 72 的计算位置有关的信息输出到如图 2 所示的平面运动机构单元 74 和磁场控制单元 95, 并将所述信息用于磁场产生单元 2 的位置控制操作和所产生磁场的控制操作。

[0203] 可以采用如图 22A 所示的超声波探头 105 和 106 来替代所述多个超声波探头 101a、101b、...。

[0204] 参照图 22A, 使超声波探头 105 旋转, 由此获得与三维超声波有关的信息。然后, 根据由超声波探头 105 获得的与三维超声波有关的信息来计算囊状医疗装置 72 的位置。此外, 还使用所计算的与位置有关的信息。

[0205] 参照图 22B, 利用阵列超声波探头 106, 从而获得与三维超声波有关的信息。然后, 根据与三维超声波有关的信息来计算囊状医疗装置 72 的位置。此外, 还使用所计算的与位置有关的信息。

[0206] 可以采用图 23 所示的结构。参照图 23, 平面运动机构单元 74C 具有位于设置在如图 21B 所示的磁场产生单元 2 的顶部的接收天线单元 73 的顶部上的超声波探头 107。平面运动机构 77 自由地使平面运动机构单元 74C 运动。

[0207] 在这种情况下, 在床 31 的底部使超声波探头 107 运动的运动范围被阻断 (cut-off), 从而保持超声波探头 107 的顶部与病人 23 的背部相接触的状态。

[0208] 此外, 根据由超声波探头 107 获得的超声波图像来计算囊状医疗装置 72 的位置, 并使用所计算的与位置有关的信息。

[0209] 参照图 24, 除了在稍微靠近背部的位置而不是在图 21B 所示的侧面与病人 23 接触的超声波探头 101a、101b、... 之外, 在直立在病人 23 的顶部的安装基部 109 的顶端处的旋转构件 110 具有可旋转的超声波探头 111a 和 111b。超声波探头 111a 和 111b 被固定为与相对于病人 23 的侧面稍微靠近顶面 (正面) 的位置接触。

[0210] 使旋转构件 110 旋转, 从而自由地打开和闭合与病人 23 接触和与病人分离的超声波探头 111a 和 111b。

[0211] 可以改变超声波探头 101a 的超声波频率。

[0212] 可以依次驱动所述多个超声波探头 101a, 从而获得与超声波图像有关的信息。

[0213] 参照图 25, 沿圆柱形表面布置的超声波探头阵列 113 被设置为覆盖病人 23 的腹部。

[0214] 然后, 通过用于处理超声波探头阵列 113 的信号 of 的超声波观测装置 114 将超声波探头阵列 113 获得的超声波图像依次输出到超声波图像显示装置 115。此外, 可以根据超声波图像来计算囊状医疗装置 72 的位置, 并且可以采用所计算的与位置有关的信息。

[0215] 在通过利用超声波探头 101a 根据图像来检测位置信息的情况下, 图 26 所示的囊状医疗装置 72 的容器 81 可以具有用于反射超声波的材料 117。

[0216] 因此,可以容易地根据超声波图像来计算囊状医疗装置 72 的位置。

[0217] 尽管如图 27 所示,磁场产生单元 2 设置在床 31 中,但是磁场产生单元 2 也可以设置在椅子 36 中。

[0218] (第二实施例)

[0219] 接下来,将参照图 30 给出对本发明第二实施例的描述。图 30 表示限据本发明第二实施例的磁引导医疗系统 121。

[0220] 根据该第二实施例,用于在体外对病人 23 进行引导的磁场产生单元 51 向设置在被插入到病人 23 体内的内窥镜 123 上的磁体 137 施加静态磁场。因此,用户(例如操作者)控制由磁场产生单元 51 产生的静态磁场,并将磁体 137 的方向改变为期望方向,由此控制内窥镜 123 的方向。

[0221] 磁引导医疗系统 121 包括:内窥镜 123,其被插入到躺在床 122 上的病人 23 的体内;机械臂 124,其设置在床 122 的一个侧面上;磁场产生单元 51,其安装在机械臂 124 上;以及磁传感器 126,其设置在传感器保持基座 125 上,该传感器保持基座 125 设置在床 122 的另一侧面上。

[0222] 内窥镜 123 的通用电缆 127 连接到磁引导医疗系统 121,该磁引导医疗系统 121 包括机械臂 124、保持基座 125 以及通过电缆连接到机械臂 124 和保持基座 125 上的控制单元 128。

[0223] 根据第一实施例,磁场产生单元 2 包括三组电磁体。然而,根据第二实施例,参照图 31A 和图 31B,该二维磁场产生单元 51 包括两组电磁体,并通过这两组电磁体来产生二维磁场。顺便提及,图 31A 为平面图,而图 31B 为剖面图。

[0224] 如果需要,则电动机 52 使具有上述组件的基座 11 绕中央电磁体 5 的中心轴 0 旋转,从而提供用于产生三维磁场的三维磁场产生单元的功能。

[0225] 优选的是,用于驱动该旋转的电动机 52 为施加有磁屏蔽的电磁电动机,或者为不受磁力影响的电动机(超声波电动机等)。

[0226] 不管是否旋转,与第一实施例类似的是,电磁体是平面布置的,并且磁场产生单元仅在具有电磁体的平面上运动。因此,在活体靠近用于产生磁场的空间时,不存在磁场产生单元和运动机构与活体之间的干涉的危险。这样,容易控制运动机构,而且有利的是,提高了可控制性和稳定性。此外,重量大的磁场产生单元设置在床的下方,从而降低了整个设备的重心,并提高了机械稳定性。

[0227] 此外,该旋转产生了旋转磁场。

[0228] 此外,因为减少了电磁体的数量,从而减小了设备的尺寸。

[0229] 内窥镜 123 包括:细长的插入单元 131,其容易插入到体腔内;操作单元 132,其设置在插入单元 131 的后端;以及通用电缆 127,其从操作单元 132 延伸。通用电缆 127 后端的连接器连接到设置在控制单元 128 上的视频处理器 133。

[0230] 参照图 32A,内窥镜 123 在插入单元 131 的远端部分 134 处包括:照明窗口 135,其发出照明光并对诸如病人体内的感染部分的对象进行照明;以及观察窗口 136,其采集被照明对象的图像。

[0231] 根据第二实施例,远端部分 134 在其外周上包括沿远端部分 134 的轴向方向磁化的磁体 137。通过利用由磁场产生单元 51 产生的磁场,磁力作用在磁体 137 上,从而改变远

端部分 134 的方向。

[0232] 此外,在远端部分 134 的外周附近设置有助于产生交变磁场的线圈 138。交流电流流向线圈 138,从而产生交变磁场。磁位置检测机构通过图 30 所示的磁传感器 126 检测交变磁场,来检测线圈 138 的位置和方向。

[0233] 磁传感器 126 包括多个磁传感器装置,并检测线圈 138 的位置以及线圈 38 的轴向方向,即,内窥镜 123 的远端部分 134 沿轴向方向的方向

[0234] (姿态)。磁传感器 126 检测由二维磁场产生单元 51 产生的磁场,以及线圈 138 产生的交变磁场。这两个磁场信号可以通过滤波处理来分离,因为它们具有不同的频率。

[0235] 由磁传感器 126 检测到的基于二维磁场产生单元 51 产生的磁场的信号被输入到控制单元 128 中的磁场控制单元。该磁场控制单元检测在远端部分 134 的位置处实际产生的磁场,并根据检测到的信息来控制流向磁场产生单元 51 的电磁体的电流,从而始终产生最佳的磁场,以在远端部分 134 附近磁性引导远端部分 134。这样,精确地产生了磁场。

[0236] 由线圈 138 产生的交变磁场信号(由磁传感器 126 检测到)被用来检测远端部分 134 的运动速度,并用来检测加速度。该信息被发送到控制单元 128,从而实现高水平的控制操作。

[0237] 参照图 32A,远端部分 134 具有圆形的可拆卸磁体 137。在这种情况下,该磁体安装在现有的内窥镜上,并且采用传统的内窥镜。此外,内窥镜具有较小的直径。

[0238] 根据一个变型例,参照图 32B,可以在远端部分 134 中设置磁体 139,并且磁体 139 可以可旋转地容纳在远端部分 134 的中心轴周围。

[0239] 图 32B 所示的磁体 139 沿直径方向被磁化为 N 极和 S 极。图 30 所示的视频处理器 133 包括用于提供照明光的光源装置(未示出)。视频处理器 133 还包括信号处理装置,该信号处理装置对由设置在观测窗口 136 的物镜光学系统的图像形成位置处的固态图像采集装置采集的图像采集信号的信号进行处理。该信号处理装置产生的视频信号被发送到显示单元 238,从而将由该内窥镜 123 的固态图像采集装置采集的图像显示在显示单元 238 的显示表面上。

[0240] 设置在床 31 的侧部的机械臂 124 在主体部分 141 处具有垂直运动机构 142,并且机械臂 124 可以主体部分 141 的顶端侧沿垂直方向运动,如箭头所示。

[0241] 此外,主体部分 141 的顶端 141a 可绕主体部分 141 的轴向方向旋转。形成平面运动机构 144 的旋转构件可旋转地保持在从该主体部分沿水平方向延伸的第一臂 143 的端部处。

[0242] 在从该旋转构件沿水平方向延伸的第二臂 145 的端部处可旋转地保持有形成旋转机构 146 的旋转构件。磁场产生单元 51 安装在该旋转构件上。

[0243] 指令/操作单元 147 设置在控制单元 128 的顶面。通过操作指令/操作单元 147 来控制机械臂 124 的操作,并改变磁场产生单元 51 产生的静态磁场的方向和级别。换言之,根据磁位置检测机构检测到的内窥镜 123 的远端部分 134 的位置以及发送给垂直运动机构 142 和平面运动机构 144 的控制信息,来获得内窥镜 123 的远端部分 134 的位置与磁场产生单元 51 的位置之间的位置关系(相对位置)。磁位置检测机构以及控制单元 128 形成用于获得内窥镜 123 的远端部分 134 与磁场产生单元 51 之间的相对位置的相对位置检测机构。控制单元 128 根据该相对位置检测机构获得的与相对位置有关的信息,通过垂直运动机构

142 和平面运动机构 144 来控制磁场产生单元 51 的位置。

[0244] 图 33 表示通过控制磁场产生单元 51 的位置来将内窥镜 123 的远端部分 134 保持在可引导区域 R 内的引导方法的状态。

[0245] 参照图 33, 当内窥镜 123 的远端部分 134 偏离磁场产生单元 51 的可引导区域 R 时, 根据来自磁传感器 126 的输出来计算远端部分 134 的位置, 并根据该位置信息通过控制单元 128 来控制垂直运动机构 142 和平面运动机构 144, 使内窥镜 123 的远端部分 134 位于磁场产生单元 51 的可引导区域 R 内。

[0246] 在图 33 所示的情况下, 磁场产生单元 51 沿包括白色部分的粗箭头所示的方向运动, 从而使内窥镜 123 的远端部分 134 位于可引导区域 R 内。

[0247] 作为沿垂直方向移动磁场产生单元的组件的替代, 如图 34 中的磁场产生单元 2G 所示, 可以通过移动第三电磁体 5 使可引导区域 R 沿垂直方向运动。

[0248] 图 35 中示出了这种情况下的磁场产生单元 2G 的结构。

[0249] 图 35 示出了磁场产生单元 2G, 其用于调节设置在中心处的第三电磁体 5 沿中心轴 0 的方向的位置 (调节其运动)。例如, 基座 11 中的中央电磁体 5 下面的底部部分 11a 被装配到一个孔内, 并且可以沿上 / 下方向运动。

[0250] 底部部分 11a 通过螺钉 62 的远端保持, 该螺钉 62 被拧到在外周上连接到该底部部分的保持单元 61 的螺纹孔内。在螺钉 62 的底端处设置有电动机 63。电动机 63 根据位置信息正转或反转, 由此使底部部分 11a 升降, 从而改变中央电磁体 5 的高度位置, 以调节所产生的磁场。

[0251] 图 36 表示在改变设置在中心处的第三电磁体 5 的高度的情况下对所产生磁场的测量结果。通过改变第三电磁体 5 的高度, 可以根据周围的电磁体 3a 和 3b 产生的磁场来调节所产生的磁场的值。

[0252] 即, 因为所产生的磁场相对于到极面的距离的特性在中央电磁体 5 与周围电磁体 3a 和 3b 之间略有不同, 所以通过根据所产生的磁场相对于到极面的距离的值来调节中央电磁体 5 的高度, 可以容易地根据目标距离来产生沿着期望方向并且具有期望强度的磁场。在这种情况下, 获得了与根据第一实施例的根据距离 D 来控制电磁体的电流的情况相同的优点。

[0253] 顺便提及, 根据第一实施例, 通过改变电磁体 5 相对于电磁体 3a 和 3b 以及电磁体 4a 和 4b 的高度获得了同样的优点。此外, 根据第二实施例, 与第一实施例类似, 可以通过距离 D 来控制电磁体的电流。

[0254] 如上所述, 根据第二实施例, 通过向设置在内窥镜 123 上的磁体 137 或 139 施加静态磁场, 来将静态磁力施加给磁体 137 或 139, 从而将内窥镜 123 的方向改变为期望方向。

[0255] 因此, 用户控制静态磁场的方向, 从而将内窥镜 123 的远端部分 134 改变为期望方向。此外, 容易插入到体腔内, 并且观测方向也被改变为期望方向。

[0256] (第三实施例)

[0257] 接下来, 将参照图 37 给出对本发明第三实施例的描述。图 37 表示根据本发明第三实施例的磁引导医疗系统 161。根据该第三实施例, 与第二实施例类似, 设置在体外的用于引导操作的磁场产生单元 51B 向囊状医疗装置 162 中的磁体 164 或 166 (参照图 38A 和图 38B) 施加磁场, 从而通过作用在囊状医疗装置 162 中的磁体 164 (或 166) 上的磁力来控

制囊状医疗装置 162 的方向。

[0258] 磁引导医疗系统 161 包括：囊状医疗装置 162，其被插入到体内，并采集体内的图像；以及体外装置 163，其接收从囊状医疗装置 162 以无线方式发送的图像信息。

[0259] 参照图 38A，囊状医疗装置 162 包括磁体 164 和发送天线 165。与图 3 示出的囊状医疗装置 72 类似，囊状医疗装置 162 还包括照明装置和图像采集装置。尽管磁体 164 的磁化方向与囊状医疗装置 162 的轴向方向相对应，如图 38A 所示，但是可以如图 38B 所示采用处于可绕囊状医疗装置 162 的中心轴旋转的状态下的沿直径方向磁化的磁体 166。

[0260] 体外装置 163 在主体 167 内具有控制单元（未示出），该主体 167 大致为方形棱柱形，并沿上/下方向直立。平面运动机构 169 设置在该方形棱柱的前方，并且平面运动机构 169 将可沿上/下方向运动的磁场产生单元 51B 和接收天线单元 150 保持在其前方。在这种情况下，磁场产生单元 51B 和接收天线单元 150 沿上/下方向（即一个轴向方向）运动。保持磁场产生单元 51B 和接收天线单元 150 的平面状态，同时，它们可以沿上/下方向滑动。接收天线单元 150 具有与根据第一实施例的接收天线单元 73 类似的功能。与第一实施例类似，接收天线单元 150 具有检测囊状医疗装置 162 的位置的功能。接收天线单元 150 被磁场产生单元 51B 保持。因此，通过利用接收天线单元 150 而获得的囊状医疗装置 162 的检测位置表示囊状医疗装置 162 和磁场产生单元 51B 之间的位置和姿态关系（相对位置/姿态）。通过检测到的位置/姿态关系对磁场产生单元 51B 的位置/姿态进行控制。

[0261] 图 39 表示根据第三实施例的磁场产生单元 51B 的结构。

[0262] 图 39 所示的磁场产生单元 51B 为用于产生二维磁力的装置。在该二维磁场产生单元 51B 中，电磁体具有相同的特性，例如，四个电磁体 5 中的两个分别沿上/下（纵向）和水平（横向）方向相邻地布置，从而产生如图 39 中的箭头所示的二维磁场。

[0263] 与图 31A 所示的磁场产生单元 51 相比，磁场产生单元 51B 具有高度对称的两组电磁体。因此在中心轴处产生方向更加一致的磁场。

[0264] 根据第三实施例，可以通过磁场平稳地引导被插入到体腔内的囊状医疗装置 162 的方向，以进行诸如利用内窥镜进行检查的医疗操作。

[0265] 接着，将给出对根据变型例的磁场产生单元的描述。这些变型例是通过修改或改进根据第一实施例的磁场产生单元 2 而获得的。首先，将给出对通过有效利用空间而增加所产生磁场的情况的描述。

[0266] 图 40 表示根据第一变型例的磁场产生单元 2B。该磁场产生单元 2B 采用电磁体 3c 和 3d 以及电磁体 4c 和 4d，这些电磁体是通过使图 9 所示的磁场产生单元 2 中的电磁体 3a 和 3b 以及电磁体 4a 和 4b 成形为梯形而获得的。

[0267] 处于中心的电磁体 5 是通过将线圈 13 缠绕到铁磁构件单元 12a 上而形成的，该铁磁构件单元 12a 含有截面为方形、具有高磁引导率的柱形铁磁构件。顺便提及，通过去除铁磁构件单元 12a 的四个角而形成区域 R。

[0268] 在这种情形下，区域 R 的半径为形成线圈 13 的布线的最小弯曲半径，从而布线具有高密度。

[0269] 呈等边梯形形状的电磁体 3c 和 3d 以及电磁体 4c 和 4d 设置在处于中心的电磁体 5 的周围，并靠近线圈 13 的大致为平面的外表面。即，电磁体 3c 和 3d 以及电磁体 4c 和 4d 被对称地设置为使得短边与内侧相对应。电磁体 3c 和 3d 以及电磁体 4c 和 4d 的倾斜部分

被设置成彼此平行地靠近（电磁体 3c 和 3d 以及电磁体 4c 和 4d 中的）相邻的倾斜部分。

[0270] 形成电磁体 3c 和 3d 以及电磁体 4c 和 4d 的铁磁构件单元（磁芯部分）12b 包括等边梯形形状的柱形构件，这些柱形构件包含铁磁构件。线圈 13 缠绕在铁磁构件单元 12b 上，从而形成电磁体。

[0271] 如上所述，电磁体 3c、3d、4c、4d 和 5 在平面上为紧密结构（formation），紧密结构的区域几乎没有不被电磁体共享的任何空间。有效地产生了强磁场。

[0272] 接下来，将给出对通过添加铁磁构件来增强所产生的磁场的情况的说明。图 41A 示出了根据第一实施例的电磁体 5 的截面。例如，参照图 41B，在电磁体 5 的一端（在产生磁场的相对侧上）设置有铁磁构件 41a。或者，所设置的铁磁构件 41a 与电磁体 5 的外形相匹配。

[0273] 参照图 41C，铁磁构件 41b 的外形基本上与电磁体 5 在其底部侧的外形相匹配。

[0274] 图 42 示出了在如图 41A 所示没有设置铁磁构件的情况下（根据第一实施例）产生的磁场，以及在设置有铁磁构件 41b 的情况下产生的磁场。如参照图 42 将理解到的那样，与没有铁磁构件 41b 的情况相比，在具有铁磁构件 41b 的情况下所产生的磁场增强了两倍。

[0275] 顺便提及，除了参照图 41B 和图 41C 的情况之外，参照图 43，可以通过将多个电磁体 5、4a、4b 等设置在具有整个电磁体的外形的铁磁构件 41c 的板上来构造磁场产生单元 2C。尽管在图 43 中没有示出，但在电磁体 3a 和 3b 的下方设置有铁磁构件 41c 的板。图 43 表示根据第一实施例的情况。参照图 40，根据第一变型例，电磁体 4a 和 4b 对应于电磁体 4c 和 4d。

[0276] 顺便提及，可独立于包含铁磁构件的磁芯部分 12 设置铁磁构件 41a。然而，与磁芯部分 12 一体设置的铁磁构件 41a 可以容易地抑制磁通量的泄漏。因此，进一步增强了所产生的磁场。

[0277] 接下来，给出对使磁场一致化的有利结构的说明。

[0278] 处于中心处的电磁体 5 的包含铁磁构件的磁芯部分的截面积大于设置在周边的电磁体 3a 和 3b（或者 3c 和 3d）以及电磁体 4a 和 4b（或者 4c 和 4d）的铁磁构件的截面积。根据第一实施例采用该结构。

[0279] 此外，在处于中心的电磁体 5 的磁场产生侧设置有截面积大于电磁体的磁芯部分的截面积的铁磁构件 41d。图 44 表示在这种情况下的磁场产生单元 2D。顺便提及，磁场产生单元 2D 应用于图 43 所示的磁场产生单元 2C 的情况。

[0280] 图 45 表示在如图 44 所示将铁磁构件 41d 设置在处于中心的电磁体 5 的顶部上的情况下的测量结果（没有表示在将铁磁构件 41c 设置在底部侧的情况下的效率）。参照图 45，与没有设置铁磁构件 41d 的情况相比，在设置有铁磁构件 41d 的情况下，磁场强度在磁极附近的较大变化受到抑制，而且在远离附近部分的距离处磁场强度增加。

[0281] 此外，使包含位于中心的电磁体 5 的铁磁构件的磁芯的中央部分内凹。图 46 表示在这种情况下的位于中心的电磁体 5。电磁体 5 包括内凹部分 45，该内凹部分 45 在高度方向上的中央处具有最小的截面积。随着靠近该部分在高度方向上的端部，截面积增加。

[0282] 此外，位于中心的电磁体 5 的铁磁构件朝向产生磁场的一侧而变宽。图 47 表示在这种情况下的位于中心的电磁体 5。在电磁体 5 中，在该纸面（sheet）的顶部侧产生磁场，因此形成在磁芯部分 12 的顶端的具有最大截面积的最大面积部分 46。

[0283] 有利的是,可以通过图 44 所示的结构使所产生的磁场均匀化。此外,可以采用如图 48 所示的磁场产生单元 2E。

[0284] 在磁场产生单元 2E 中,铁磁构件 41e 被设置在周边电磁体的磁场产生侧上的极面上(尽管示出了电磁体 4a 和 4b,但以上也适用于电磁体 3a 和 3b)。

[0285] 图 45 表示设置有铁磁构件 41e 和没有设置铁磁构件 41e 对测量结果的影响。

[0286] 如参照图 45 可理解的那样,在具有铁磁构件 41e 的情况下,磁场强度在极面附近增加,而且在距极面足够远的距离处产生均匀的磁场。

[0287] (第四实施例)

[0288] 接下来,将参照图 49 给出对本发明第四实施例的描述。第四实施例基本上采用第二实施例,从而仅描述根据第四实施例的特征。图 49 表示根据本发明第四实施例的磁引导医疗系统 151。根据第四实施例,在体外彼此相对设置的用于引导操作的磁场产生单元 2F 向导管 153 中的磁体 158(或者是指图 54A 和图 54B 中的磁体 160)施加静态磁场,通过作用在导管 153 中的磁体 158(或者 160)上的磁力来控制导管 153 的方向。

[0289] 磁引导医疗系统 151 包括:导管 153,其被插入到躺在床 152 上的病人 23 的体内;磁场产生单元 2F,这些磁场产生单元 2F 被设置为面向床 152 侧;平面运动机构 154,其设置在床 152 上以使磁场产生单元 2F 彼此平行地运动;荧光检查装置 155,例如用于病人 23 的身体的 X 射线荧光检查装置;以及控制单元(未示出)。

[0290] 通过荧光检查装置 155 观察病人 23,并检测导管 153 的远端的位置。使用位置信息来将导管 153 的远端的方向控制为期望方向。即,荧光检查装置 155 用作对导管 153 的远端的位置/姿态进行检测的荧光检查型位置检测机构。此外,根据来自该荧光检查型位置检测机构的输出以及来自控制单元(根据第二实施例为 128)的用于对改变磁场产生单元 2F 的位置的平面运动机构 154 进行控制的控制信息,获得导管 153 的远端与磁场产生单元 2F 之间的位置/姿态关系(相对位置/姿态)。即,荧光检查装置 155 以及控制单元形成相对位置/姿态检测机构。根据相对位置/姿态信息,通过控制单元来控制磁场产生单元 2F 的位置/姿态。

[0291] 图 50 表示磁场产生单元 2F 的结构。

[0292] 参照图 50,磁场产生单元 2F 可以彼此相对地设置,从而在中央产生期望的三维磁场。尽管这种情况要求在中央位置的两侧具有用于相对设置磁场产生单元 2F 的空间,但是在具有该空间时该结构非常有利。

[0293] 顺便提及,参照图 50,作为相对设置两个磁场产生单元 2F 的替代方式,磁场产生单元 2F 之一可以是第三电磁体 5。图 51 示出了这种情况下的磁场产生单元。

[0294] 图 52 表示图 51 所示情况下的所产生磁场的特性。

[0295] 实线表示磁通密度对第一、第二和第三电磁体单元的位置的关系。另一方面,虚线表示第三电磁体单元 5 面向一个部分的设置。如根据虚线所示的特性可理解的,在距离磁场产生单元较远的位置处,磁场增强并产生平滑的磁场(磁场强度和磁场角度相对于空间的变化较小)。

[0296] 参照图 52,与其他的电磁体相比,第三电磁体单元 5 在距离第三电磁体单元 5 较远的位置处具有较弱的磁场。因此,利用相对电磁体在该区域中对磁场减弱的补偿产生了平滑的磁场,并扩展了可引导区域。

[0297] 顺便提及,图 53A 和图 53B 表示相对的电磁体的磁化方向。图 53A 通过截面图表示磁化方向,而图 53B 示意性地表示沿上下方向相对的电磁体的磁化方向。图 53A 和图 53B 表示图 50 所示的情况,包括图 51 所示的情况。

[0298] 此外,图 54A 表示导管 153 在其远端侧的结构。导管 153 的远端 157 包括磁传感器 159 和沿轴向方向磁化的磁体 158。

[0299] 磁传感器 159 高精度地控制磁场。因为导管的远端的方向在一定程度上受到身体中的内腔的限制,所以所产生磁场的方向不必与导管 153 的方向匹配。这样,根据来自磁传感器 159 的输出值以及由荧光检查装置 155 获得的位置 / 姿态,高精度地计算在导管的远端处实际产生的磁场。因此,通过对将要实际产生的磁场与实际产生的磁场的方向之间的差异进行反馈操作,从而高精度并稳定地产生磁场。

[0300] 顺便提及,磁传感器 159 检测所产生磁场(即,磁场产生单元 2F 产生的用于引导操作的静态磁场)的强度和方向。通过将从导管 153 的后端延伸的信号线(未示出)连接到控制单元,来将检测到的信号输入到控制单元的位置检测单元。在显示单元(未示出)上显示所计算的位置和方向,从而使得能够替代荧光检查装置 155。

[0301] 用户参照显示在显示单元上的信息,并操作指令 / 操作单元,从而控制导管 153 的远端部分的方向。

[0302] 顺便提及,参照图 54B,沿直径方向磁化的磁体 160 可以沿导管 153B 的轴向方向可旋转地容纳在导管 153B 中。

[0303] (第五实施例)

[0304] 接着,将参照图 55 至图 64B 给出对本发明第五实施例的描述。第五实施例对应于第一和第二实施例的变型例。将描述根据第五实施例的特征。图 55 表示根据第五实施例的磁引导医疗系统 180 的结构。

[0305] 根据第一实施例,尽管位置 / 姿态变化单元主要使磁场产生单元 2 运动,从而改变位置 / 姿态,但是根据第五实施例,磁场产生单元 2 是固定的,并且床 31 的位置 / 姿态变化单元 74D 改变磁引导医疗系统 180 的位置 / 姿态,从而磁性地引导该系统。通过形成控制单元 191 的位置 / 姿态控制单元 192 对位置 / 姿态变化单元 74D 进行控制。通过磁场控制单元 95 对磁场产生单元 2 进行控制。

[0306] 具体地说,参照图 56A 和图 56B,位置 / 姿态变化单元 74D 包括用于在水平平面上移动其上躺有病人 23 的床 31 的床水平移动机构 176。

[0307] 参照图 56A 和图 56B,设置在床支承基座 104 的顶面上的床水平移动机构 176 沿 Y 方向和 X 方向移动用作目标放置单元的床 31,病人 23 躺在床 31 上。在床 31 下方,固定有磁场产生单元 2。根据第五实施例,尽管目标放置单元包括床 31,但是它可以是椅子形状、浴缸形状或抽水马桶形状。

[0308] 此外,根据第五实施例,参照图 55,囊状医疗装置 72B 包括标记线圈 172a。驱动线圈 181 以及感测线圈 182 检测标记线圈 172a 的位置 / 姿态。

[0309] 驱动信号产生单元 183 驱动该驱动线圈 181,并且感测线圈 182 检测到的信号被输入到位置 / 姿态检测单元 184。

[0310] 位置 / 姿态检测单元 184 检测到的信号被输出到磁场控制单元 95 以及控制单元 191 的位置 / 姿态控制单元 192,从而用于它们的控制操作。

[0311] 使用校准数据来精确地检测标记线圈 172a 的位置 / 姿态。因此,根据第五实施例,设置有助于存储校准数据的校准数据存储单元 185,并且校准数据用于利用位置 / 姿态检测单元 184 检测位置 / 姿态。

[0312] 图 57 表示囊状医疗装置 72B。囊状医疗装置 72B 包括磁体 88B,该磁体 88B 设置在囊状容器 81 内,使得磁体 88B 的磁化方向与容器 81 的轴向方向匹配。囊状医疗装置 72B 的方向被控制为沿磁场的方向。

[0313] 如上所述,容器 81 包括用于检测囊状医疗装置 72B 的位置的标记线圈 172a。标记线圈 172a 以及电容器 172b 构成在预定频率下谐振的谐振电路 172。顺便提及,容器 81 中容纳有图 3 等所示的图像采集装置 84(未示出)。

[0314] 图 58 表示磁场产生单元 2 以及用作驱动和检测装置的用于检测囊状医疗装置 72B 的位置的驱动线圈 181 和感测线圈 182 的布置示例。

[0315] 在床 31 的下方,设置有磁场产生单元 2。磁场产生单元 2 包括设置在平面上的五个电磁体,并具有图 9 所示的结构。

[0316] 此外,在床 31 的下方,用于产生交变磁场的驱动线圈 181 固定在磁场产生单元 2 的顶面上。

[0317] 驱动线圈 181 的上述布置始终将标记线圈 172a 和驱动线圈 181 之间的相对位置关系保持在稳定且高检测精度的状态下,在该状态下,标记线圈 172a 位于驱动线圈 181 产生的强磁场中。这是因为进行了控制操作来防止在磁场产生单元 2 中的电磁体与囊状医疗装置 72B 之间的相对位置产生较大变化。

[0318] 参照图 58,在磁场产生单元 2 的顶面上(具体地说,在驱动线圈 181 的顶面上)固定有多个感测线圈 182。感测线圈 182 的上述布置控制跟踪囊状医疗装置 72B 的磁场产生单元 2 的电磁体。因此,标记线圈 172a 和感测线圈 182 之间的相对位置被控制在稳定且高精度的状态下。

[0319] 磁场产生单元 2 的铁磁构件影响驱动线圈 181 和感测线圈 182 的线圈特性。然而,如果磁场产生单元 2 的位置变化,则上述结构防止了磁场产生单元 2 与感测线圈 182 和驱动线圈 181 之间的位置关系的改变。因此,感测线圈 182 和驱动线圈 181 的特性没有改变,从而提高了检测精度。

[0320] 在控制操作(在该控制操作下,磁场产生单元 2 的电磁体与囊状医疗装置 72B 之间的相对位置关系没有改变)下,标记线圈 172a 与驱动线圈 181 和感测线圈 182 之间的相对位置关系没有改变。因此,通过用作基准的感测线圈 182,控制操作不会在用于通过位置 / 姿态检测单元 184 检测囊状医疗装置 72B 的位置或姿态的窄检测区域中存在任何问题。因此,减少了感测线圈 182 的数量,减少了用于获得位置 / 姿态的计算量,从而用于获得位置 / 姿态的算法简单。

[0321] 具体地说,在驱动线圈 181 被固定到磁场产生单元 2 上时,影响用于检测位置的磁场的磁场产生单元 2 集成了这两种线圈(驱动线圈 181 和感测线圈 182),用于检测位置。因此,校准数据由于平面运动机构(位置 / 姿态变化单元)的变化而产生的变化较小。稳定地对位置进行检测(因为驱动线圈的输出相对于标记线圈的输出较小)。

[0322] 此外,校准数据受到驱动线圈 181、感测线圈 182 以及腔室中的铁磁构件之间的相对位置的变化影响。根据第五实施例,在驱动线圈 181 和感测线圈 182 与磁场产生单元

2 一起固定在基座上时,平面运动机构(位置/姿态变化单元)的变化不会改变驱动线圈 181、感测线圈 182 和磁场产生单元 2、以及腔室中的铁磁构件之间的相对位置。因此,平面运动机构(位置/姿态变化单元)的变化不会改变腔室中的铁磁构件的影响,并且校准数据由于平面运动机构(位置/姿态变化单元)的变化而产生的变化量较小。因此,稳定地对位置进行检测。

[0323] 参照图 55 和图 59,驱动线圈 181 连接到用于产生用作交变信号的驱动信号的驱动信号产生单元 183。驱动线圈 181 接收该驱动信号,从而产生如图 59 所示的交变磁场。该交变磁场被施加给囊状医疗装置 72B。囊状医疗装置 72B 中的标记线圈 172a 接收该交变磁场,并产生引导电流。此外,标记线圈 172a 产生由引导电流产生的交变磁场(引导磁场)。

[0324] 所述多个感测线圈 182 接收由驱动线圈 181 产生的交变磁场以及由标记线圈 172a 产生的交变磁场,并输出检测数据。这里,通过利用校准数据的处理对与驱动线圈 181 产生的交变磁场有关的信息进行处理(稍后描述),从而消除该信息。结果,通过所述多个感测线圈 182 的检测数据仅获得与标记线圈 172a 产生的交变磁场有关的信息。

[0325] 参照图 59,所述多个感测线圈 182 连接到位置/姿态检测单元 184,所述多个感测线圈 182 检测到的检测数据被输出到位置/姿态检测单元 184。位置/姿态检测单元 184 根据所输入的检测数据来检测(计算)囊状医疗装置 72B 的位置/姿态。

[0326] 图 59 表示根据第五实施例的用于检测囊状医疗装置 72B 的位置和姿态的位置/姿态检测机构 171 的结构和检测原理。

[0327] 位置/姿态检测机构 171 包括:设置在被插入到作为活体的病人 23 内的囊状医疗装置 72B 中的标记线圈 172a;设置在病人 23 外部的驱动线圈 181 以及多个感测线圈 182(或者可以是磁传感器);用于为驱动线圈 181 产生交变磁场的驱动信号产生单元 183;用于根据来自感测线圈 182 的输出信号计算囊状医疗装置 72B 的位置或姿态的位置/姿态检测单元 184;以及用于存储校准数据的校准数据存储单元 185。

[0328] 这里,校准是指,在将包括标记线圈 172a 的囊状医疗装置 72B 引导(插入)至病人 23 体内之前,即在标记线圈 172a 没有设置在检测区域中的状态下,仅驱动该驱动线圈 181,产生交变磁场,并接着测量磁场的强度。校准数据是指与在这种情况下测量的磁场的强度有关的数据。

[0329] 通过从驱动信号产生单元 183 提供驱动信号,驱动线圈 181 产生交变磁场。引导电流通过利用该交变磁场而流向标记线圈 172a,并另外产生交变磁场。设置多个感测线圈 182,该多个感测线圈 182 在其布置位置处检测由驱动线圈 181 和感测线圈 182 产生的磁场的强度。

[0330] 位置/姿态检测单元 184 根据感测线圈 182 的输出与在将囊状医疗装置 72B 引导到病人 23 体内之前测量的仅由驱动线圈 181 产生的磁场的强度的数据(校准数据)之间的差异,通过对标记线圈 172a 的磁场的偶极近似等来检测标记线圈 172a 的位置或姿态。

[0331] 通过使用图 59 中所示的结构以及位置/姿态检测原理来获得以下优点。

[0332] 即,利用磁场的位置检测抑制了由于活体而导致的衰减的影响,从而高精度地检测位置。由于利用交变磁场来检测位置,所以由磁场产生单元 2 产生的另一频率的交变磁场不会影响通过设置滤波器而进行的位置检测,该滤波器用于限制到感测线圈 182 的频带。

[0333] 顺便提及,驱动线圈 181 产生的磁场可以是脉冲磁场。所产生的脉冲磁场将电流引导到标记线圈 172a,并在谐振电路 172 使该电流衰减的同时产生交变磁场。感测线圈 182 检测这种情况下的磁场。在这种情况下,因为感测线圈 182 只检测到标记线圈 172a 的磁场,所以不需要校准,并简化了系统结构。

[0334] 图 60A 表示根据一个变型例的图 58 所示的磁场产生单元 2、驱动线圈 181 以及感测线圈 182 的布置位置。

[0335] 参照图 60A,驱动线圈 181 固定在床 31 上。因此,驱动线圈 181 的尺寸增加。由于驱动线圈 181 的尺寸增加,因此有效地产生了宽的磁场。

[0336] 此外,因为磁场产生单元 2 和驱动线圈 181 不一起移动,所以驱动线圈 181 的尺寸的增加不会影响床 31 的尺寸(宽度和长度),从而减小了装置的尺寸。

[0337] 参照图 60B,通过将感测线圈 182 固定在床 31 的内部和床 31 的两侧来改变了图 58 所示的结构。根据这一个变型例,增加了感测线圈 182 的数量。

[0338] 通过将感测线圈 182 设置在床 31 上,使磁场产生单元 2 和感测线圈 182 分开。如果在宽的范围内布置感测线圈 182 以增大检测范围,则这不会影响床 31 的尺寸和可移动范围(宽度和长度),从而减小了装置的尺寸。

[0339] 感测线圈 182 具有作为铁磁构件的线圈,该线圈检测在磁场产生单元 2 附近变化的特性。参照图 60B,感测线圈 182 设置在床 31 上,从而增大了感测线圈 182 到磁场产生单元 2 的距离。此外,抑制了由于位置/姿态变化单元的变化而导致的感测线圈 182 的特性的变化,从而以更高的精度来检测位置。

[0340] 参照图 60C,在图 60A 所示的结构中还将感测线圈 182 固定在床 31 的两侧。根据图 60C 所示的结构,驱动线圈 181 设置在床 31 的两侧。在这种情况下,获得了与参照图 60A 和 60B 的情况相同的优点。

[0341] 当将驱动线圈 181 沿垂直方向设置在床 31 上时,平面运动机构的变化不会移动感测线圈 182。容易产生三维磁场,并稳定地对位置/姿态进行检测。

[0342] 接下来,将给出对图 55 所示的磁引导医疗系统 180 的磁引导方法的操作的描述。

[0343] 参照图 61,在步骤 S1 中,当开始引导磁场时,执行用于确定磁场产生单元 2 和囊状医疗装置 72B(在图 61 中简称为囊)之间的相对位置的处理,该囊状医疗装置 72B 具有用作病人 23 体腔内的插入单元的囊状容器 81。具体地说,在将囊状医疗装置 72B 引导到床 31 上的病人 23 体内之前,在具有标记线圈 172a 的囊状医疗装置 72B 不在系统附近的情况下对数据进行校准。

[0344] 在校准中,位置/姿态变化单元 74D 改变床 31 的位置,并且同时,感测线圈 182 在其各个位置(典型位置)检测驱动线圈 181 的输出。

[0345] 感测线圈 182 的输出与床 31 的位置相关联地存储在校准数据存储单元 185 内。

[0346] 参照图 61,在位置/姿态检测单元 184 的校准之后,在步骤 S2 中,将囊状医疗装置 72B 引导到床 31 上的病人 23 的体内。在步骤 S3 中,移动床 31 的位置(例如象格子一样移动),从而在其多个位置处进行位置检测。在步骤 S4 中,根据在床 31 的多个位置处的位置检测结果,预测囊状医疗装置 72B 的当前位置。在步骤 S5 中,位置/姿态控制单元 192 通过位置/姿态变化单元 74D 来移动床 31,从而使囊状医疗装置 72B 与磁场产生单元 2 的中心轴匹配。

[0347] 如上所述,控制单元 191 和磁场控制单元 95 根据位置 / 姿态检测单元 184 的位置 / 姿态检测信息,对床 31 和所产生的磁场进行控制,从而稳定地进行对囊状医疗装置 72B 的磁引导操作。具体地说,根据床 31 的当前位置附近的校准数据,通过近似和估计在当前位置处获得校准值。

[0348] 图 62 表示上面产生的校准值。

[0349] 位置 / 姿态检测单元 184 根据感测线圈 182 的输出和所获得的校准值之间的差来计算囊状医疗装置 72B 的位置 / 姿态。

[0350] 移动床 31,使得磁场产生单元 2 的中心轴位于所计算的位置。

[0351] 与第一实施例类似,根据与囊状医疗装置 72B 的所获得的位置有关的信息以及磁场产生单元 2 的高度方向的距离信息来控制流向电磁体的电流的平衡,使得磁场控制单元 95 在囊状医疗装置 72B 的位置处产生期望的磁场。

[0352] 根据第五实施例,通过上述控制操作获得了以下优点。

[0353] 即,因为驱动线圈 181 和感测线圈 182 固定在磁场产生单元 2 上,所以在不将囊状医疗装置 72B 设置在磁场产生单元 2 上的情况下,不能精确地检测位置。于是,移动床 31,并扫描适于检测的位置,从而检测用于精确位置检测的位置,并设定磁场产生单元 2。从引导操作的开始定时起就可以进行稳定的控制。

[0354] 在从磁场产生单元 2 产生磁场之前,使磁场产生单元 2 和囊状医疗装置 72B 的位置 / 姿态处于相对位置 / 姿态的预定范围内,从而产生适于从引导操作的开始定时起进行引导操作的磁场,并实现稳定的控制操作。

[0355] 接下来,将参照图 63 给出对根据另一变型例的从囊状医疗装置 72B 到磁场控制单元 95 的位置 / 姿态信息的反馈方法的描述。顺便提及,参照图 63,囊状医疗装置被简写为囊。

[0356] 与上述控制方法类似,移动床 31 的位置,使得磁场产生单元 2 的中心轴与囊状医疗装置 72B 匹配。然后,再次检测位置 / 姿态。这里,所获得的囊状医疗装置 72B 的姿态 (方向) 与实际产生的磁场的方向匹配。

[0357] 磁场控制单元 95 根据要实际产生的磁场的方向与原始产生的方向之间的差对流向电磁体的电流进行控制和补偿,以产生期望的磁场。

[0358] 此外,给出对根据另一变型例的在开始引导操作之前的序列的描述。

[0359] 在将囊状医疗装置 72B 引导入床 31 上的病人 23 体内时,预先确定病人 23 的初始位置 / 初始姿态,并且将囊状医疗装置 72B 引导到处于预定位置 / 姿态的病人 23 体内。在这种情况下,对床 31 进行标记,并使用该标记来确定病人 23 的初始位置或初始姿态。作为标记,可以为床 31 提供用作基准的线,或者可以采用激光。此外,床 31 的运动可以确定病人 23 的初始位置和初始姿态。

[0360] 在这种情况下,移动床 31,使得磁场产生单元 2 的中心轴定位在囊状医疗装置 72B 的引导位置附近。此外,在移动磁场产生单元 2 之后可检测位置,并且可以进行精细的控制操作,使得磁场产生单元 2 的中心轴与囊状医疗装置 72B 匹配。

[0361] 这样,最佳位置的检测不需要移动床 31,从而有利的是,可以在短时间内移动到初始位置。此外,有利的是,精细控制操作将床 31 的位置设定为最佳初始位置。

[0362] 顺便提及,作为引导床 31 上的病人 23 体内的囊状医疗装置 72B 的替代方式,可以

将囊状医疗装置 72B 设置在床 31 上的预定位置处。在这种情况下,囊状医疗装置 72B 的设置位置可以与磁场产生单元 2 的中心轴匹配。此外,在囊状医疗装置 72B 的预定设置位置与磁场产生单元 2 的中心轴匹配之后,开始位置检测,并移动床 31,使得囊状医疗装置 72B 的位置与磁场产生单元 2 的中心轴匹配。在这种状态下,在病人 23 的体内引导囊状医疗装置 72B,从而开始引导操作。这样,获得了以下优点。

[0363] 即,因为相对于床 31 确定囊状医疗装置 72B 的初始位置,所以可以容易地将床 31 的位置设定为最佳初始位置。

[0364] 在将驱动线圈 181 和感测线圈 182 固定到床 31 上以检测位置时,在引导囊状医疗装置 72B 时检测位置。可以移动床,使得磁场产生单元 2 的中心轴与所检测的位置匹配。

[0365] 然后,因为位置检测范围宽,所以不用移动床 31 来搜索囊状医疗装置 72B 的位置。有利的是,在短时间内将床移动到初始位置。

[0366] 顺便提及,根据第五实施例,固定磁场产生单元 2 而移动床 31。本发明可应用于根据第一实施例的移动磁场产生单元 2 的情况。

[0367] 上述方法在利用电波或超声波的其它位置检测的情况下具有类似的优点。

[0368] 图 64A 表示根据另一变型例的磁场产生单元 2H。磁场产生单元 2H 的特征在于形成电磁体的铁磁构件单元。

[0369] 参照图 64B,例如,电磁体 5 的磁芯部分和用作辅助磁极部分的铁磁构件(导体)195 被绝缘体 196 精细地隔开。其它的电磁体 4a 和 4b 以及磁芯部分和用作电磁体 3(在图 64A 中未示出)的辅助磁极部分的铁磁构件(导体)195 采用相同的结构。

[0370] 上述结构具有以下优点。

[0371] 即,电磁体磁芯构件以及辅助磁极部分包括含有铁或镍的导电铁磁构件。在这种情况下,在由位置检测(位置/姿态检测单元 184)利用的交变磁场中产生涡流,从而影响了交变磁场的空间分布。因此,降低了位置检测精度。这样,绝缘体 196 精细地隔开磁芯部分和用作辅助磁极部分的铁磁构件 195,从而抑制了涡流,而不需要改变所产生磁场的强度,并提高了位置/姿态检测的稳定性和精度。结果,用于反馈操作的位置/姿态的稳定性和精度的改善提高了在插入单元附近产生的所产生磁场的精度,并使得能够进行稳定的控制操作。

[0372] 顺便提及,通过部分地组合上述实施例而构造的其它实施例属于本发明。

[0373] 工业适用性

[0374] 一种诸如插入到体内的囊状医疗装置的活体插入医疗装置包括通过磁场进行操作的磁体等。在通过设置在体外的磁场产生单元来磁性引导该活体插入医疗装置时检测该活体插入医疗装置的位置,从而检测和控制磁场产生单元的位置移动。因此,即使该活体插入医疗装置在体内较宽范围地运动,也可以利用磁场产生单元来产生用于引导操作的磁场。

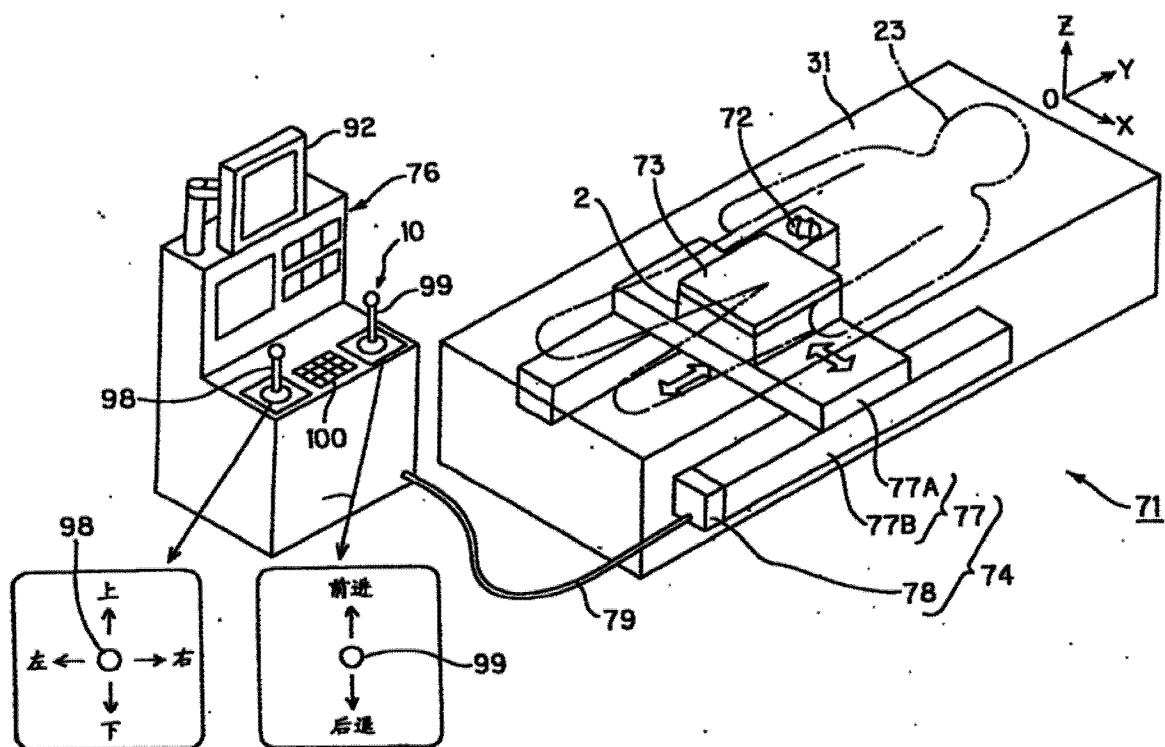


图 1

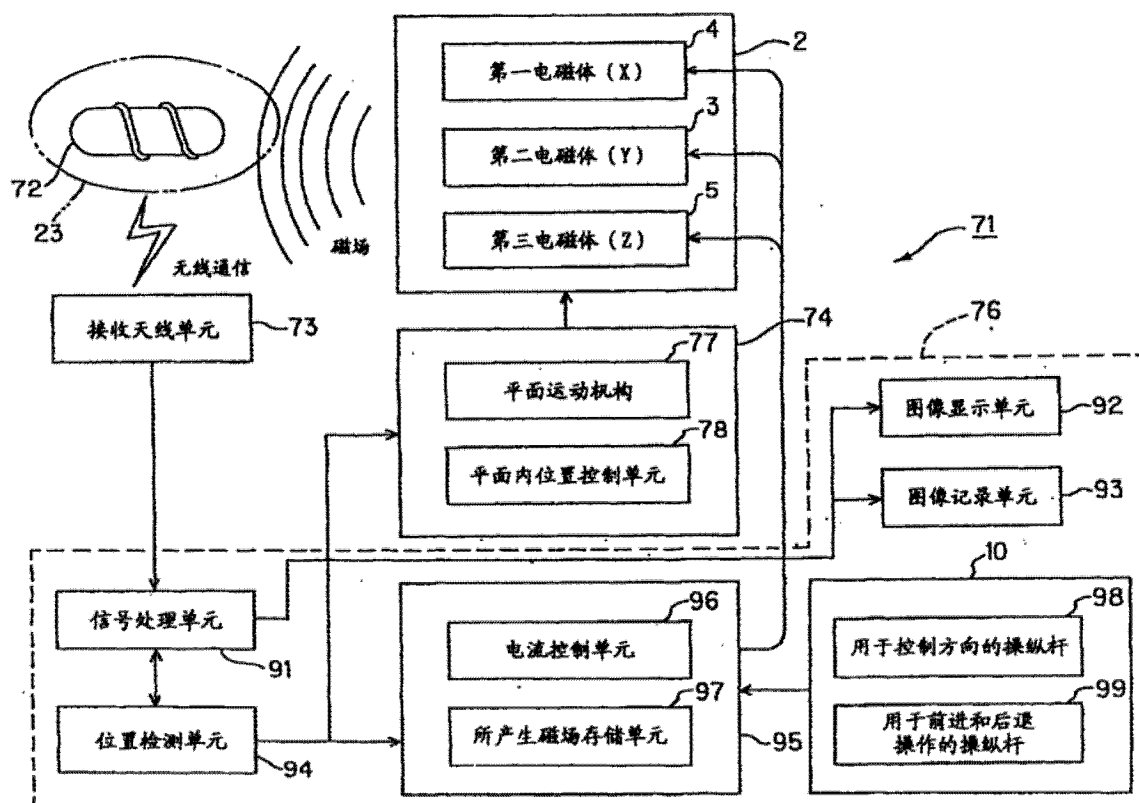


图 2

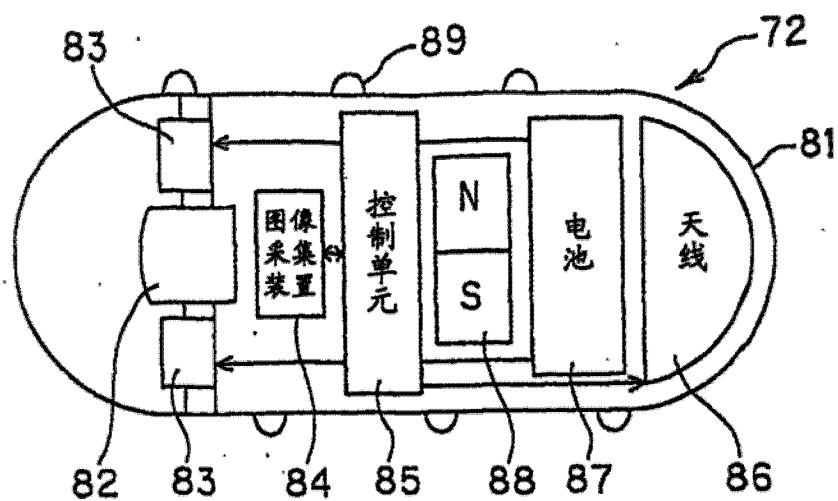


图 3

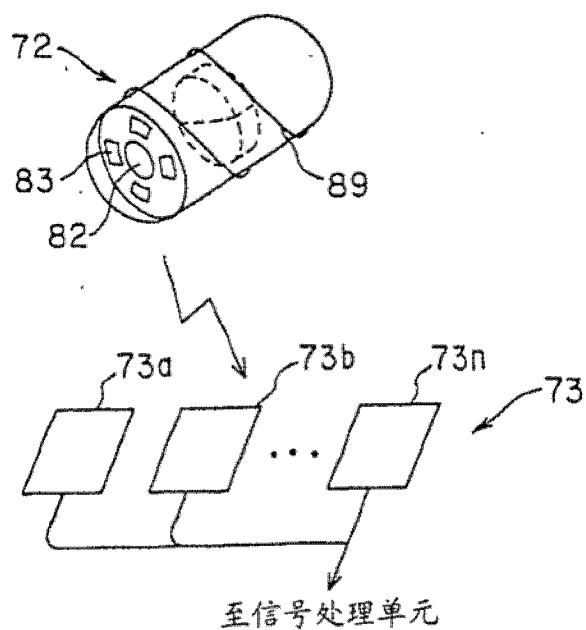


图 4

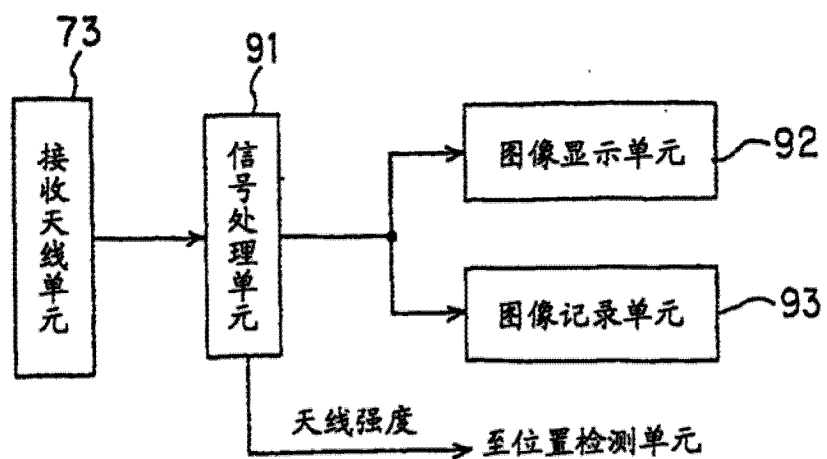


图 5

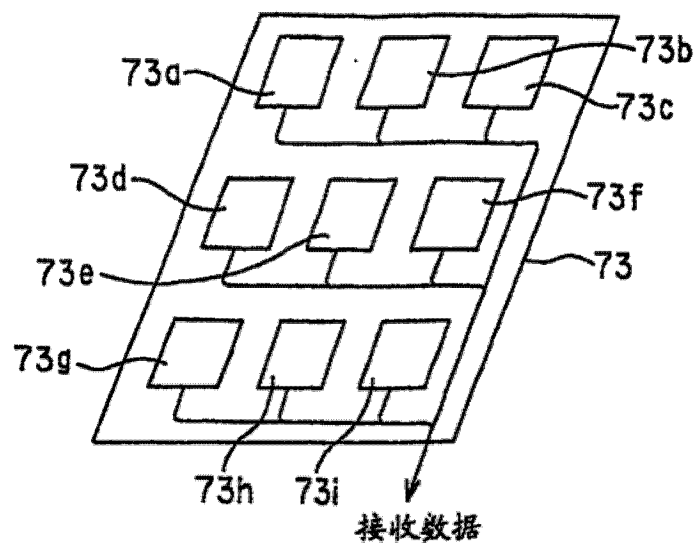


图 6

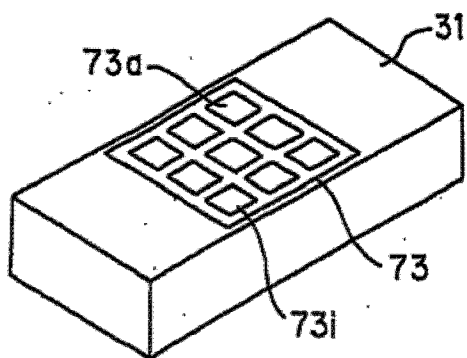


图 7

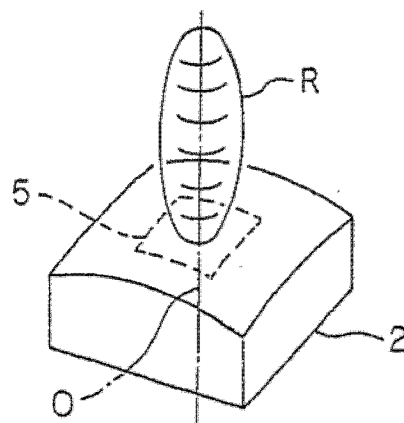


图 14

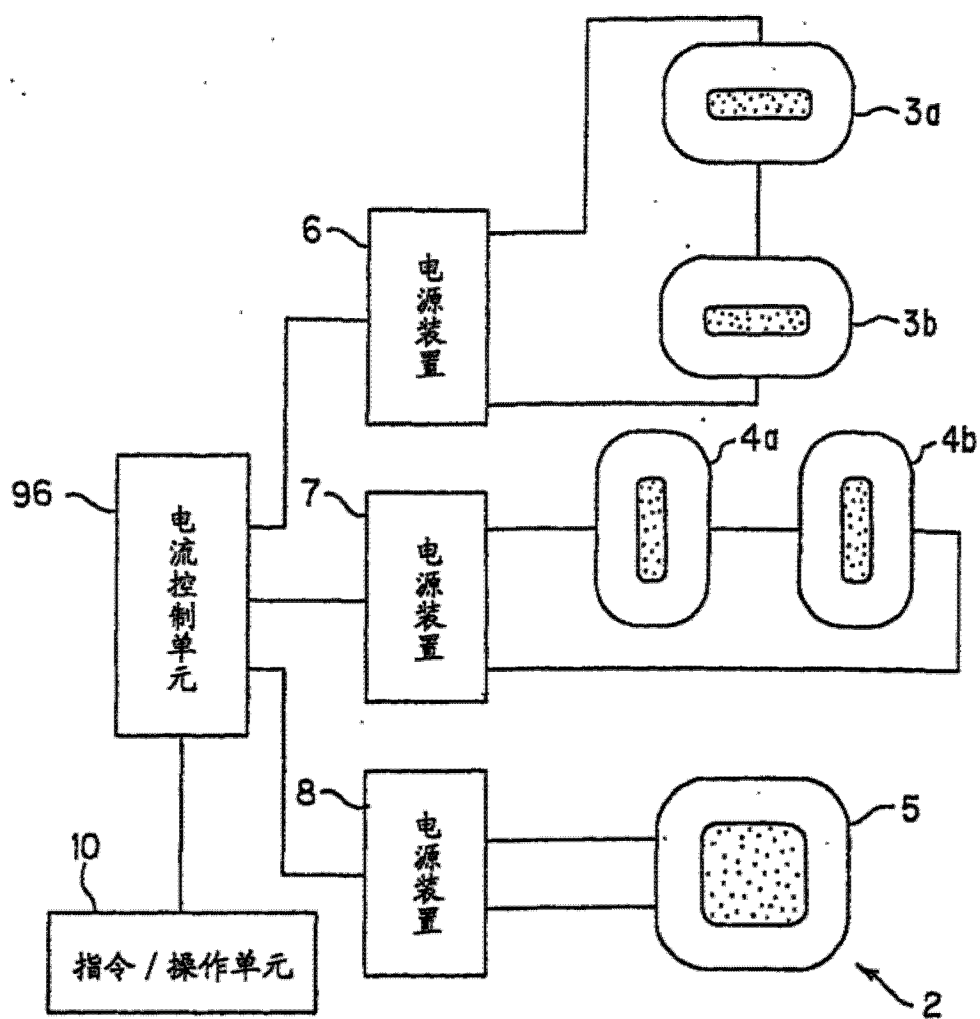


图 8

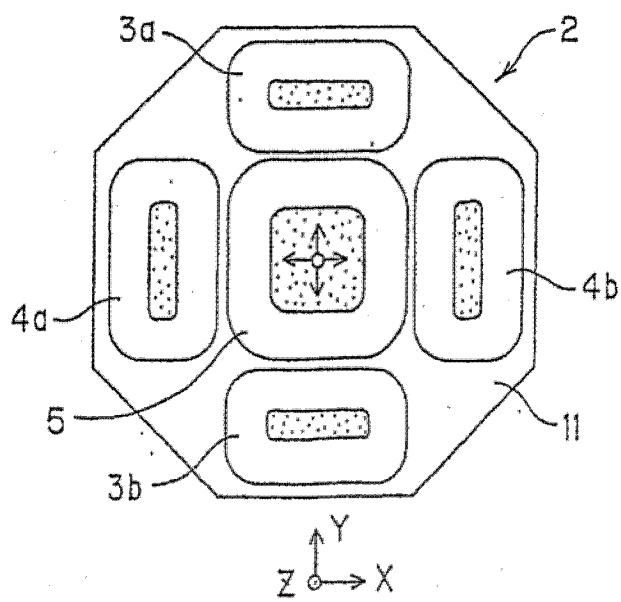


图 9

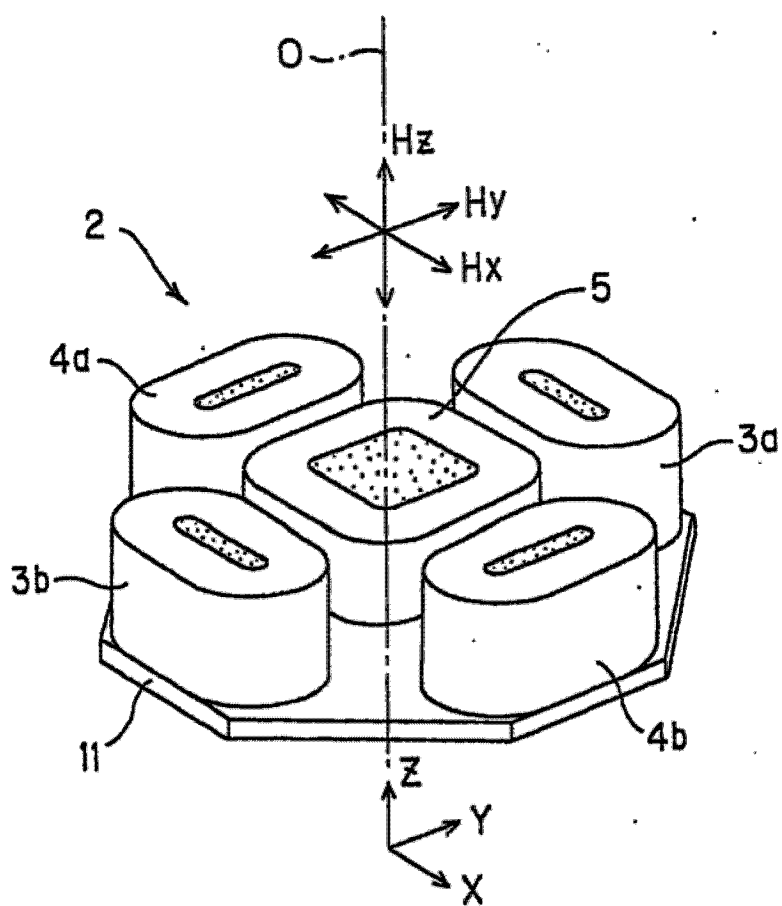


图 10

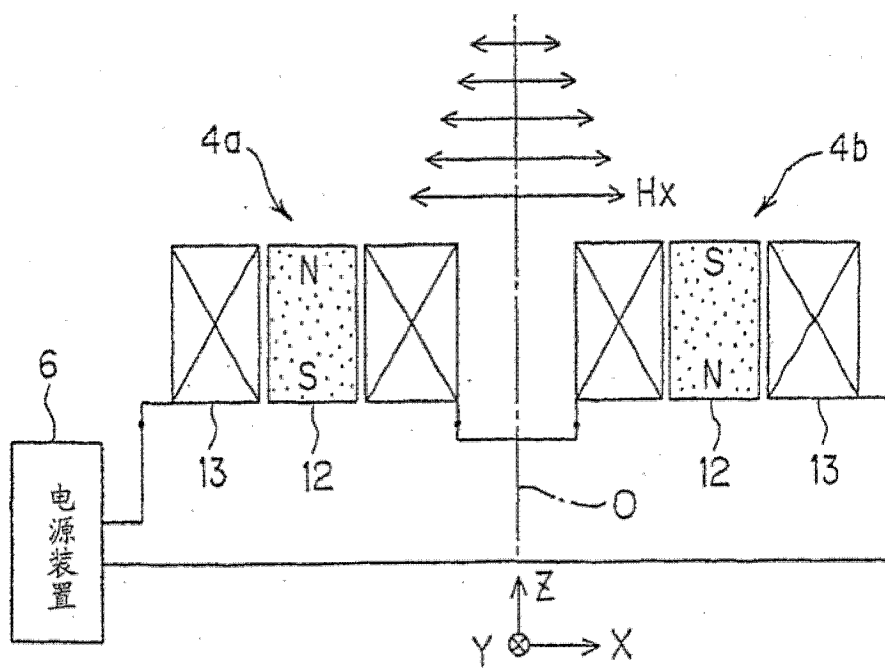


图 11

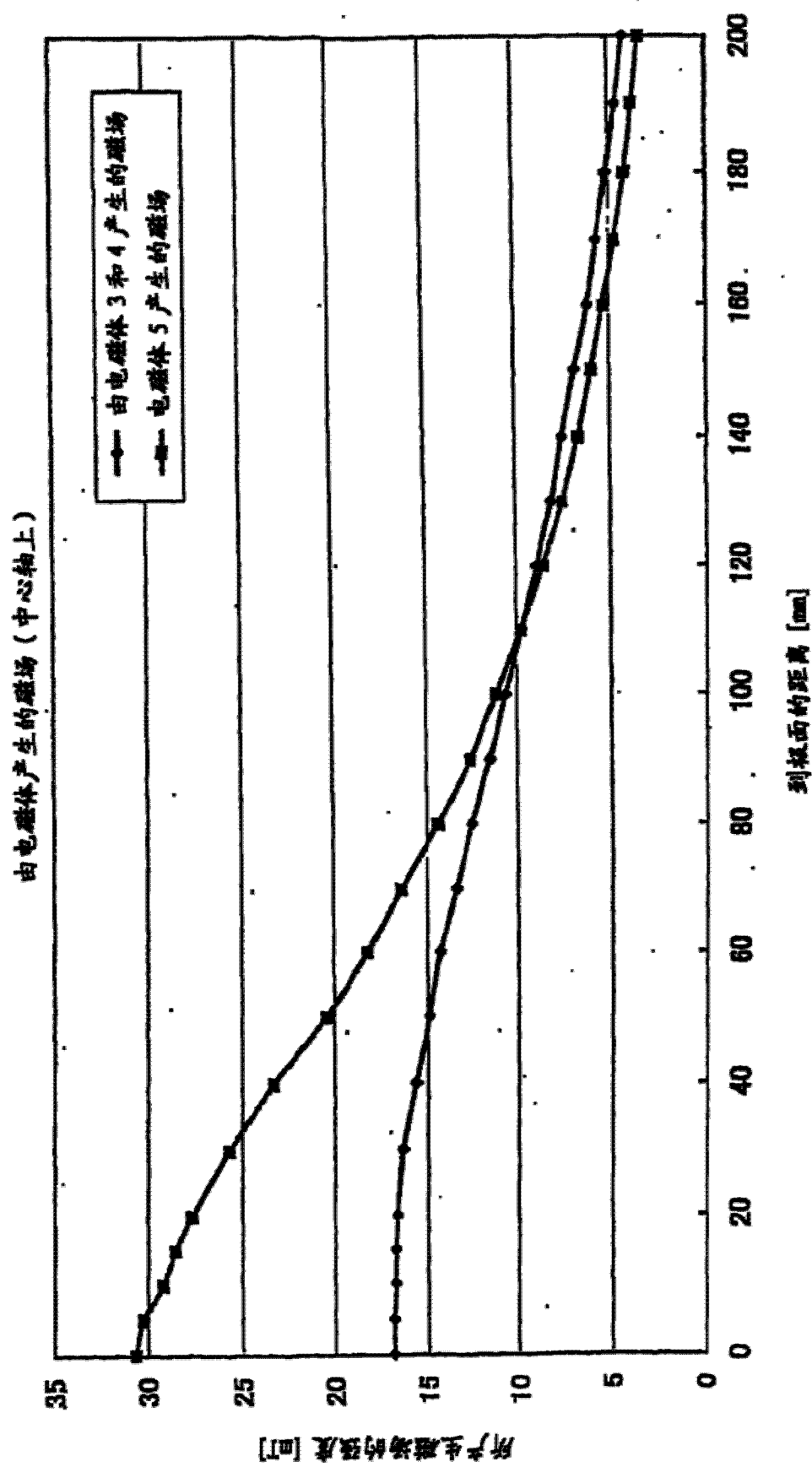


图 12

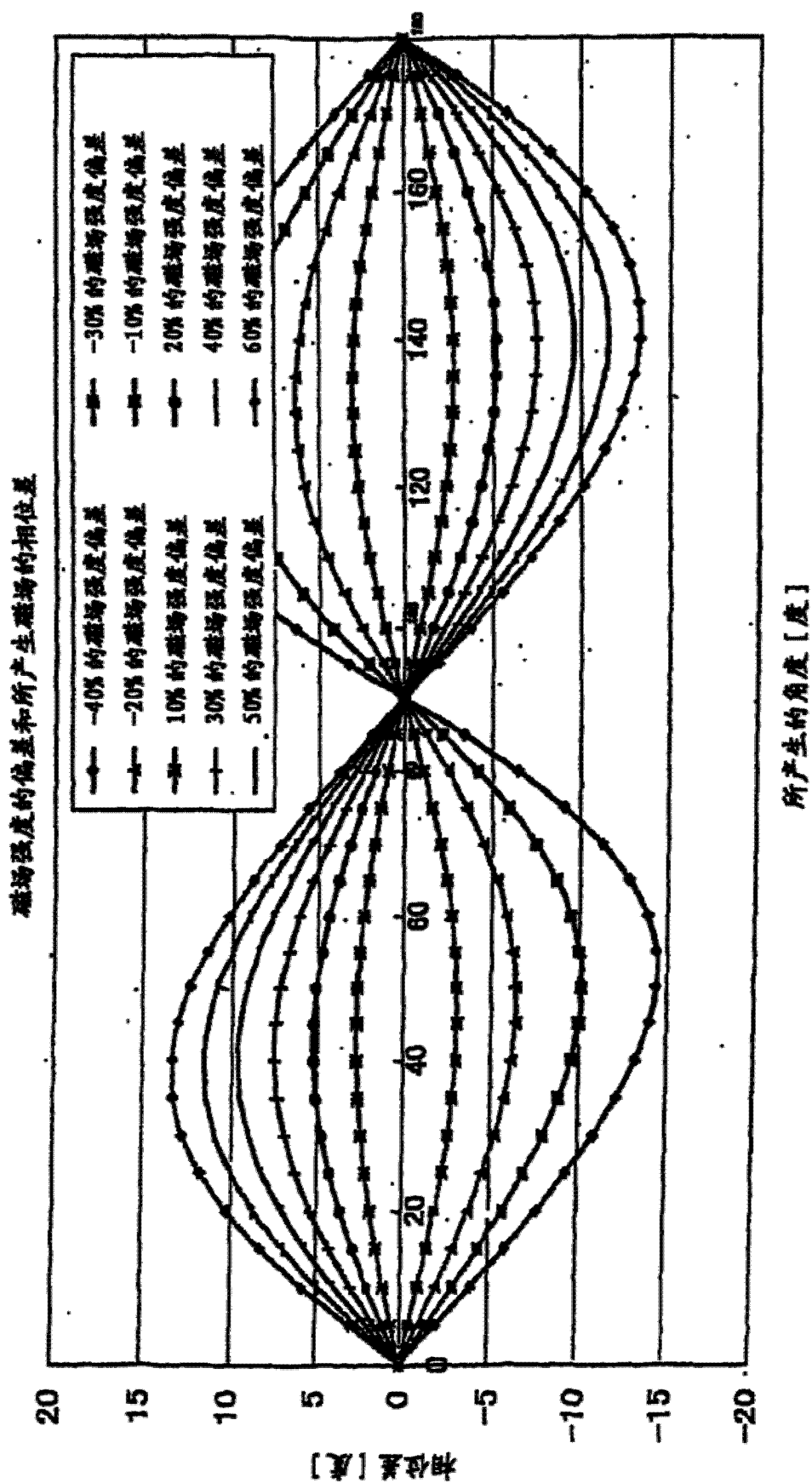


图 13

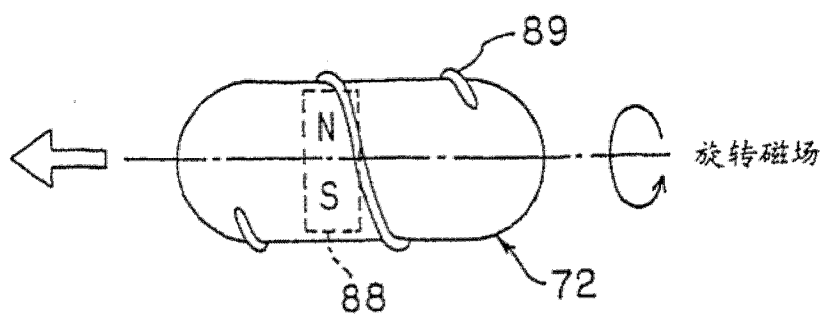


图 15

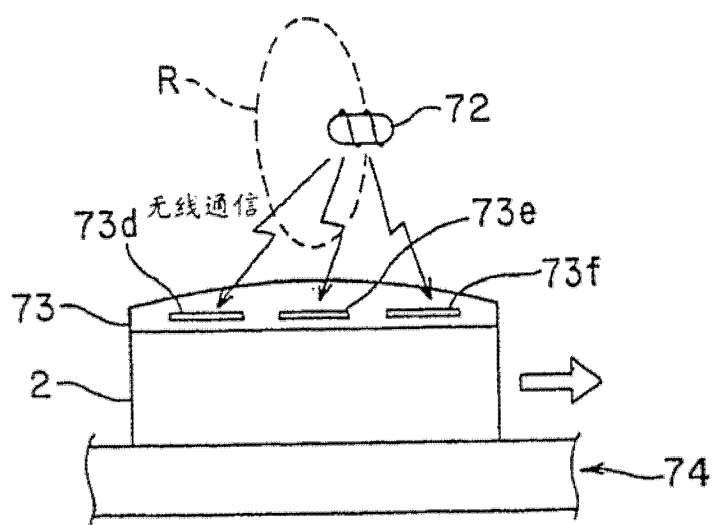


图 16

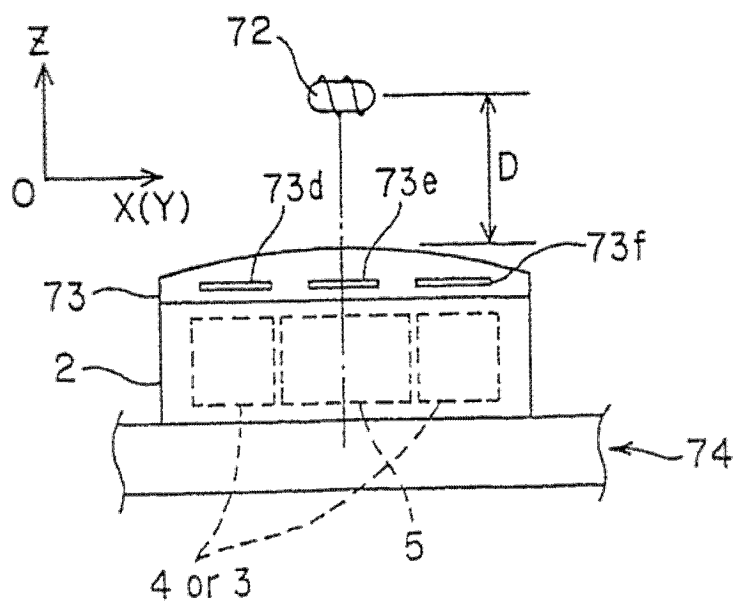


图 17

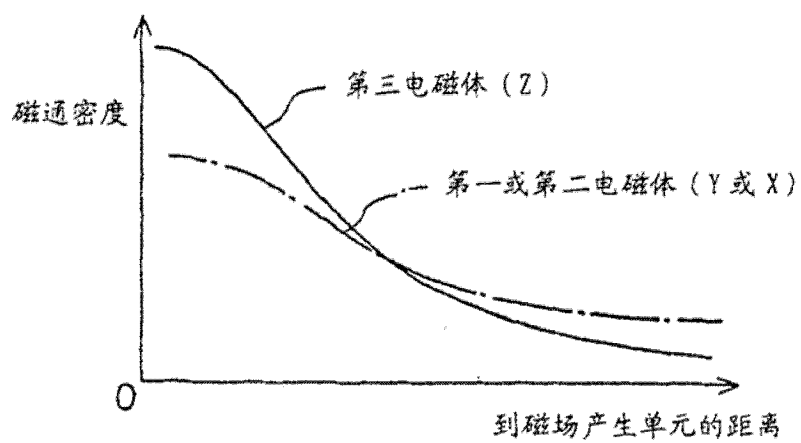


图 18

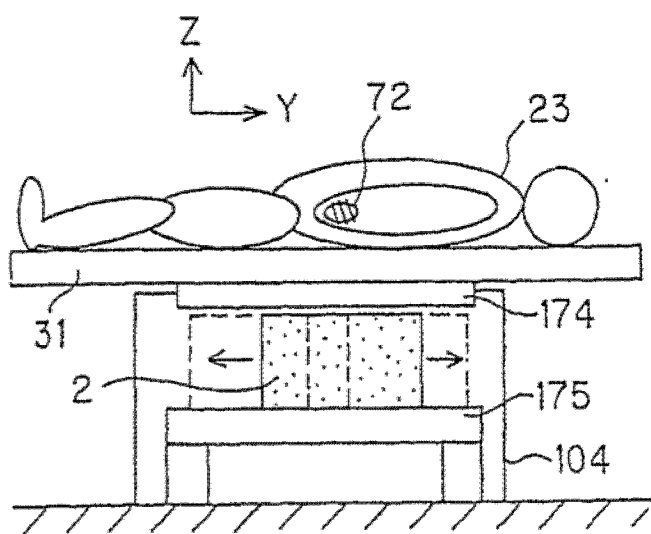


图 19A

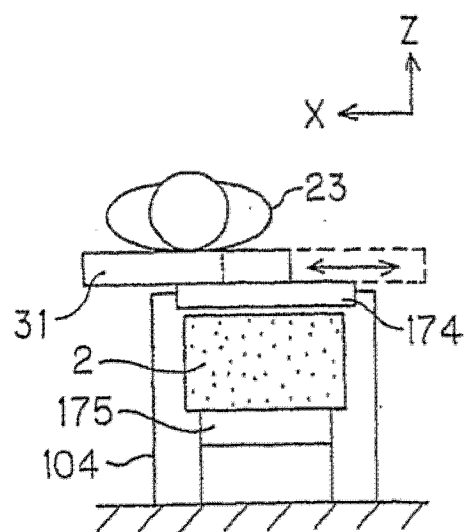


图 19B

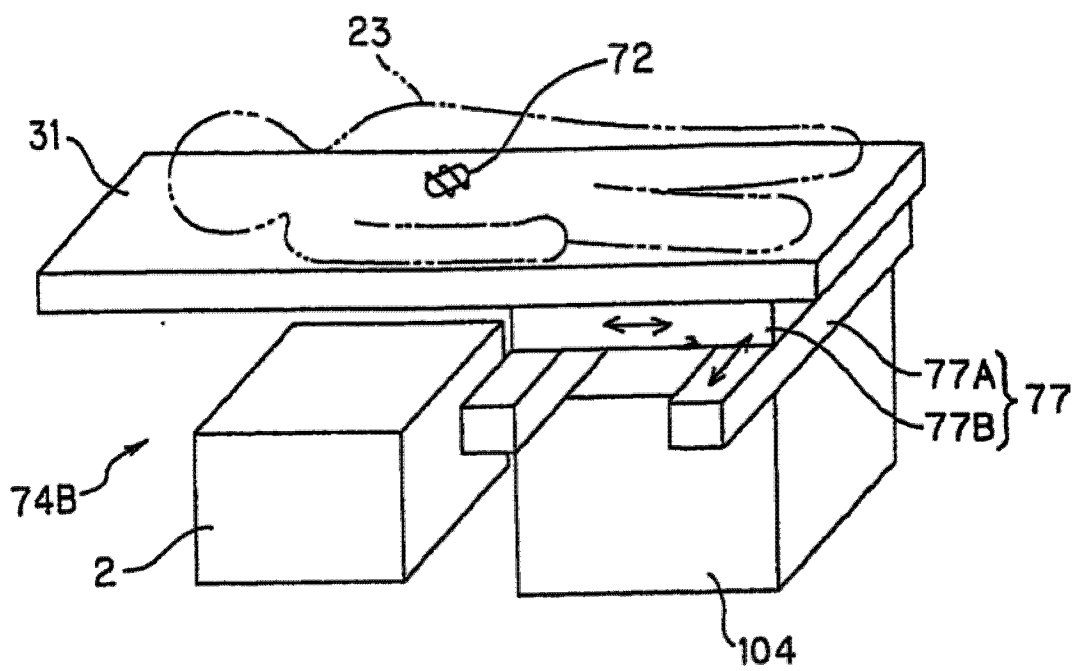


图 20

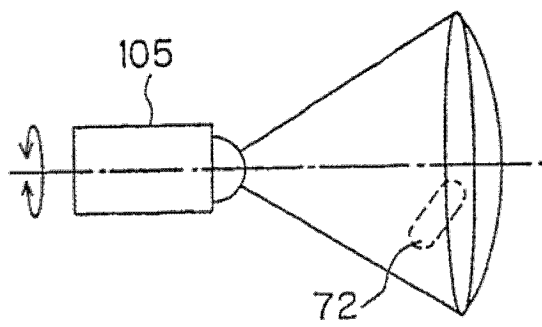


图 22A

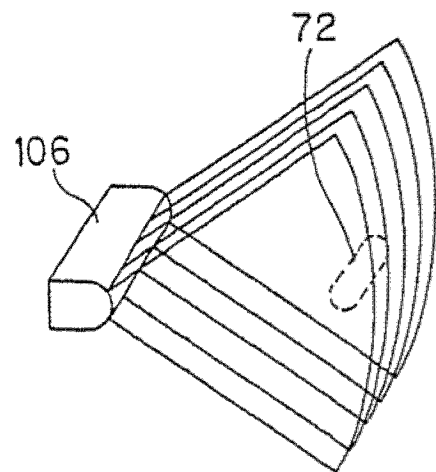


图 22B

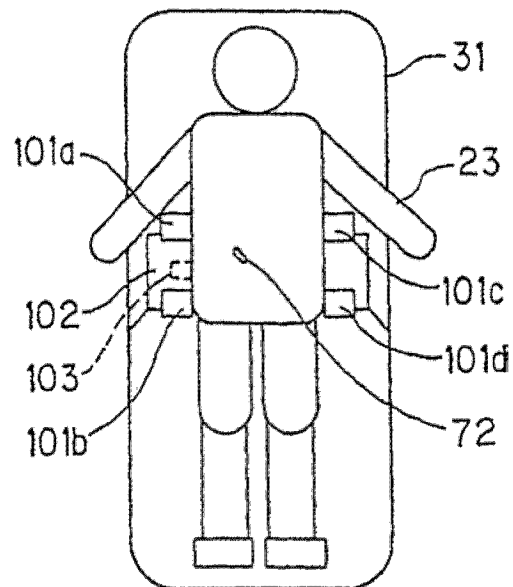


图 21A

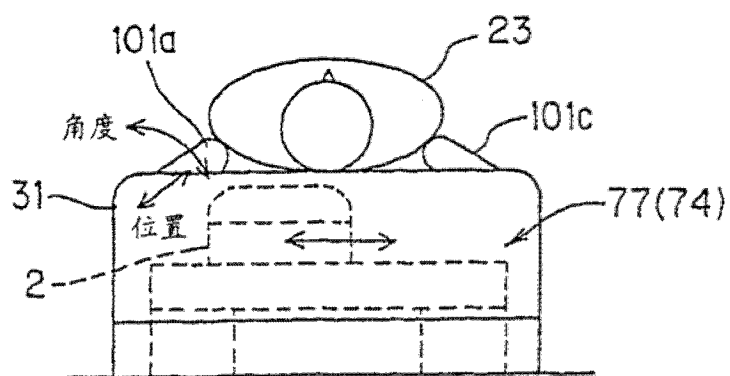


图 21B

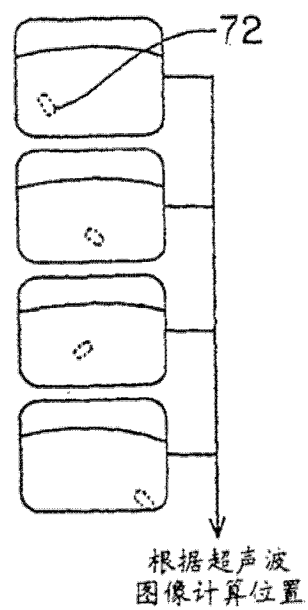


图 21C

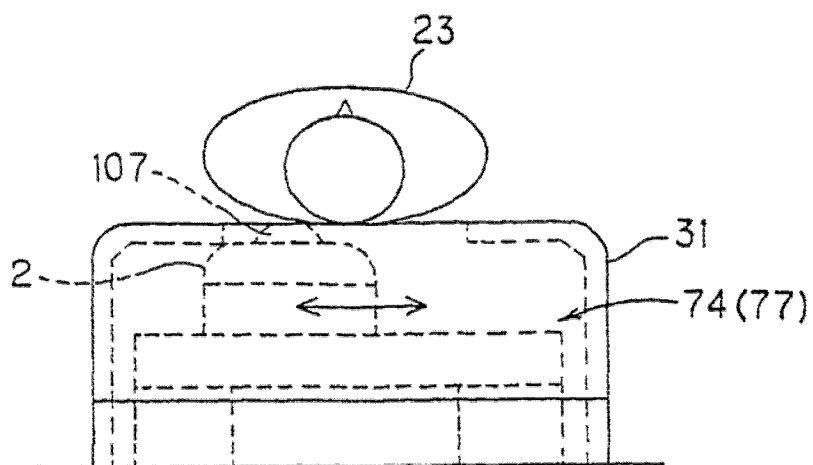


图 23

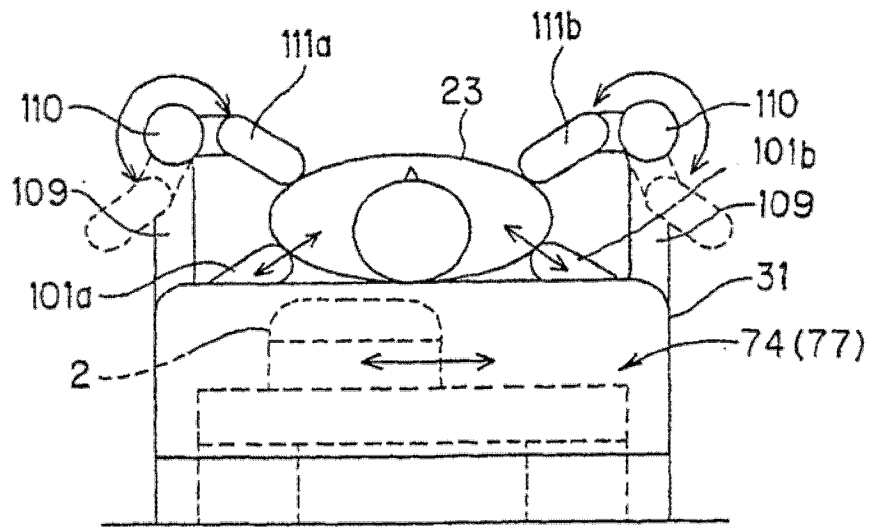


图 24

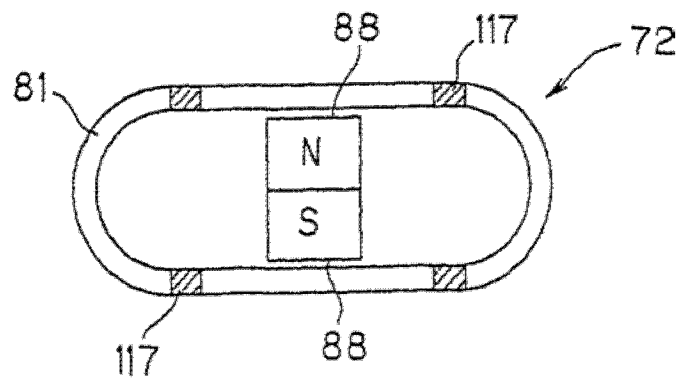


图 26

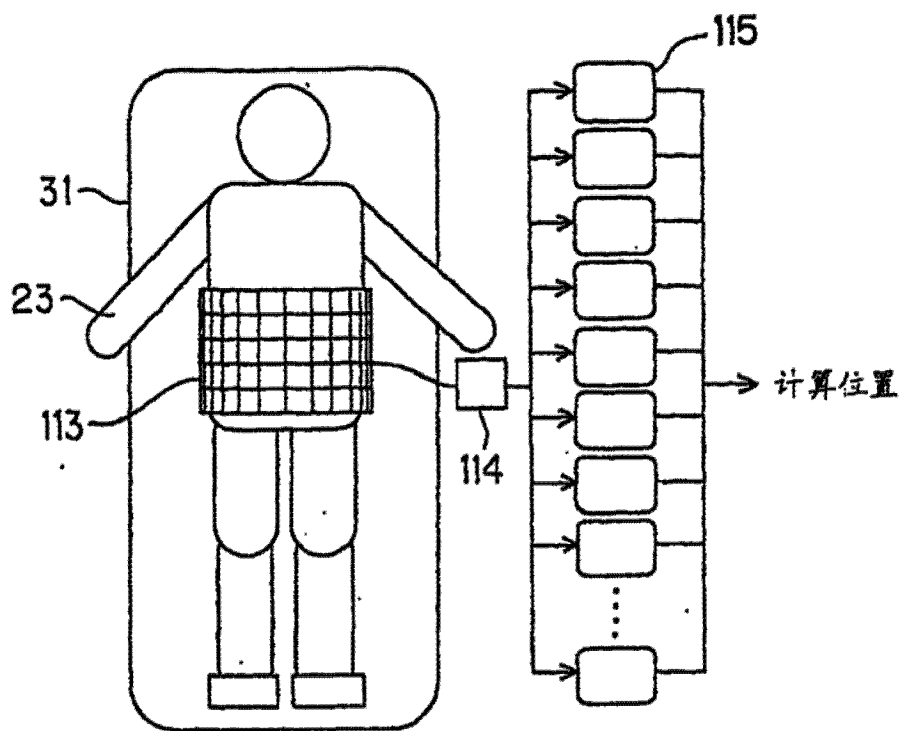


图 25

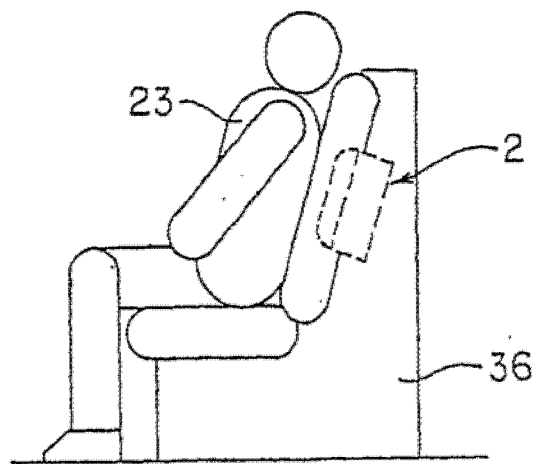


图 27

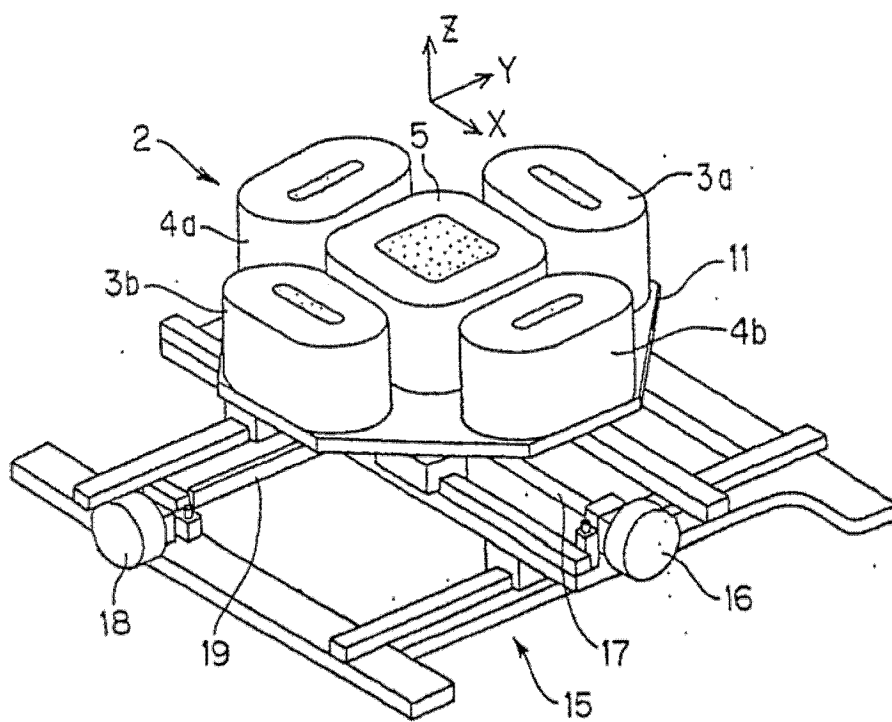


图 28

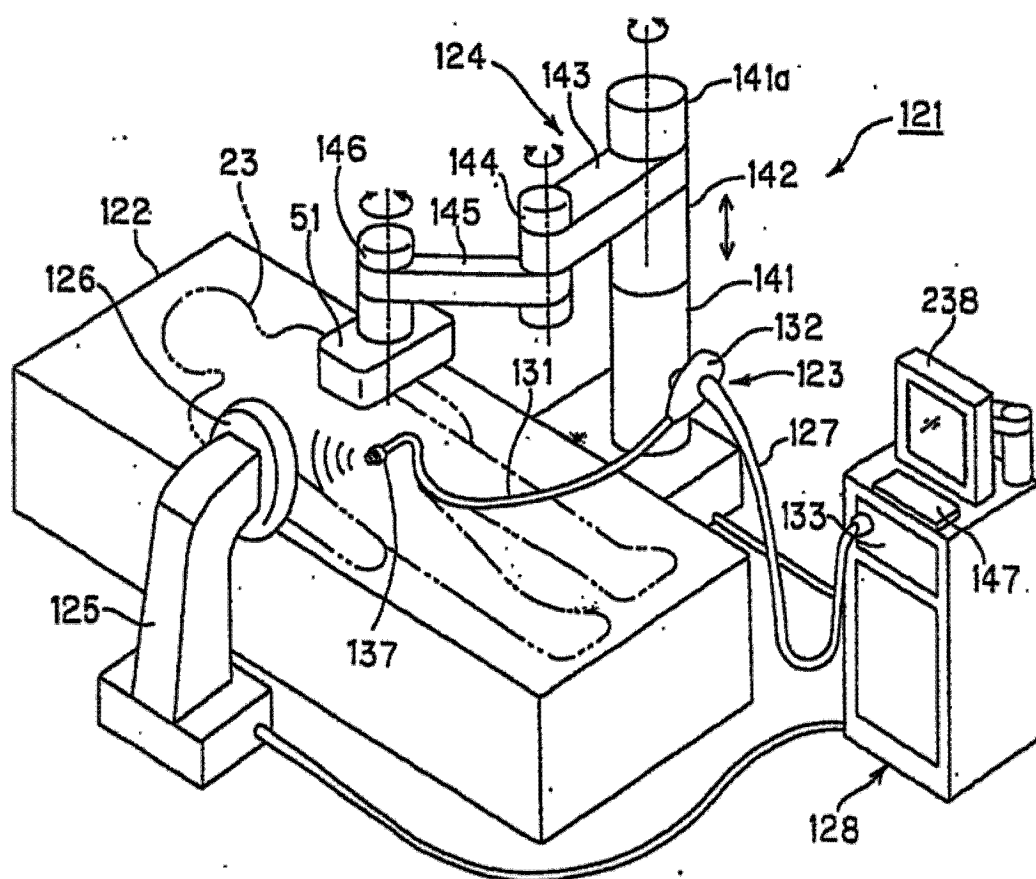


图 30

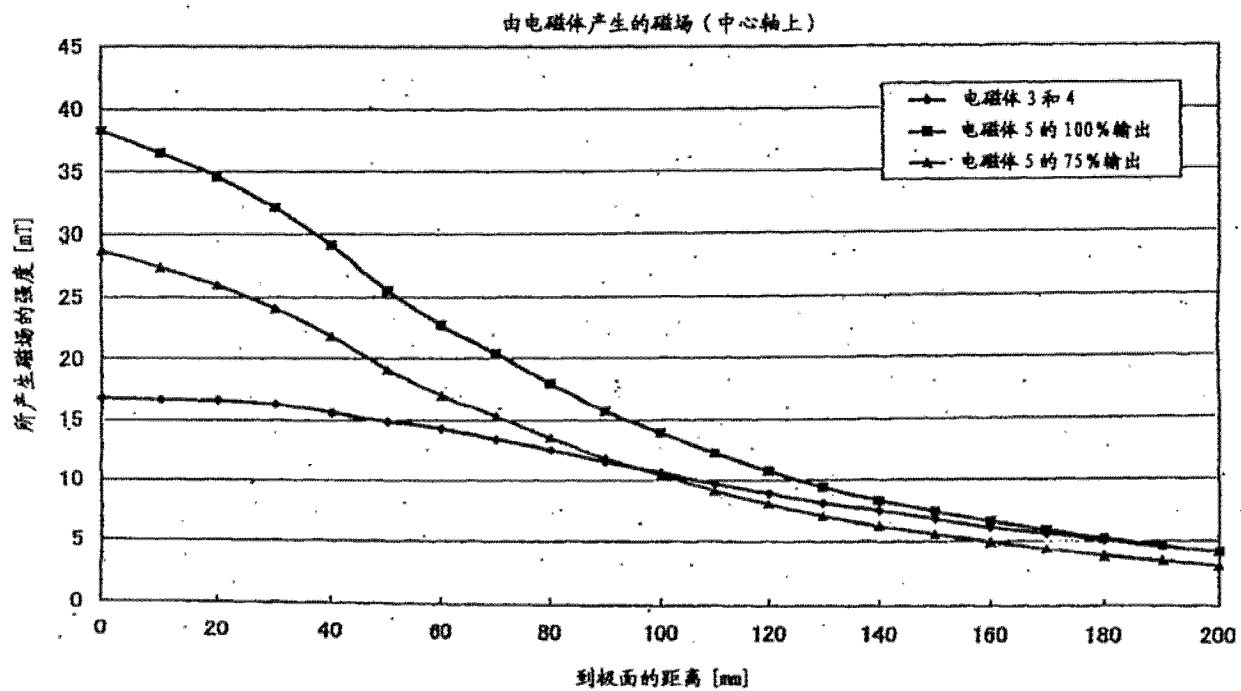


图 29

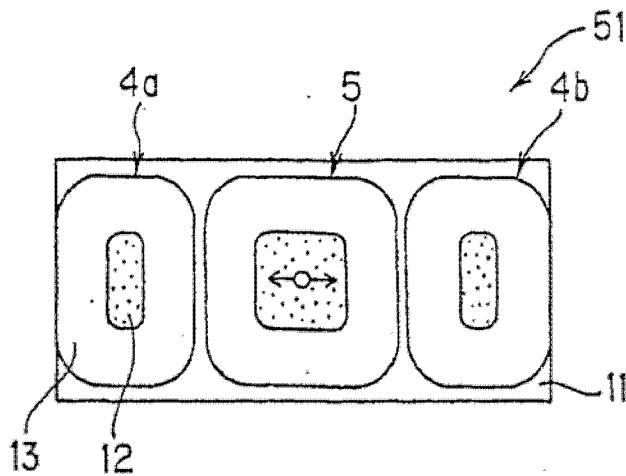


图 31A

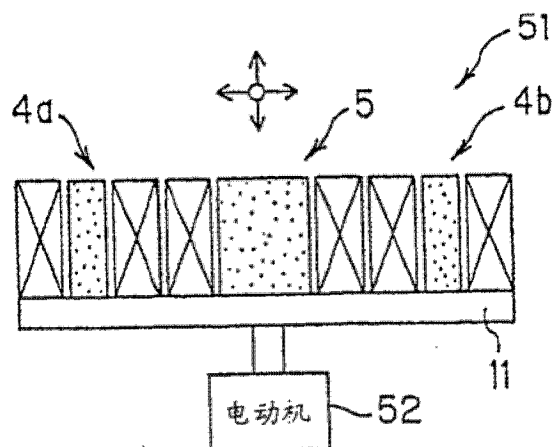


图 31B

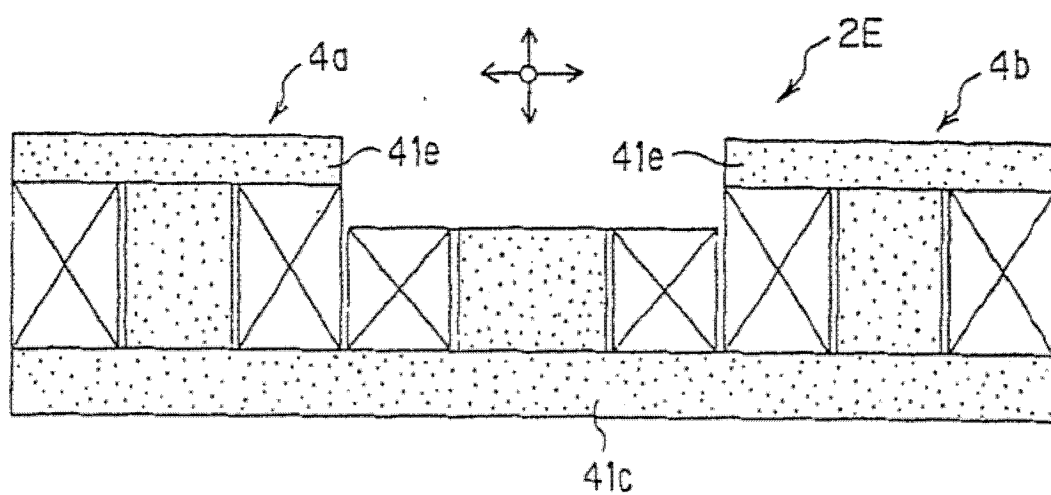


图 48

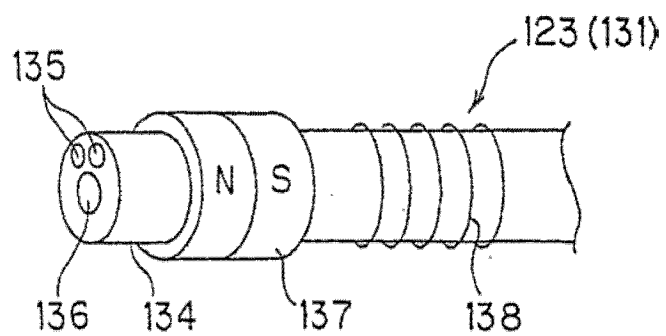


图 32A

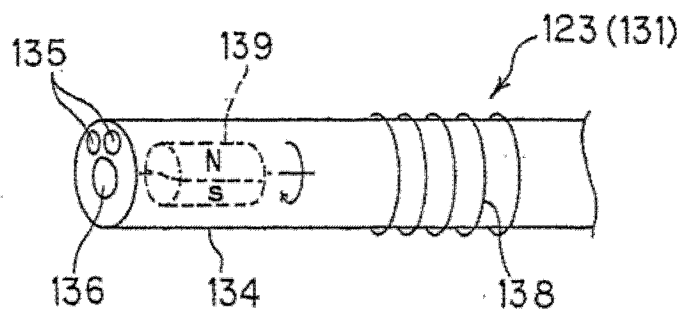


图 32B

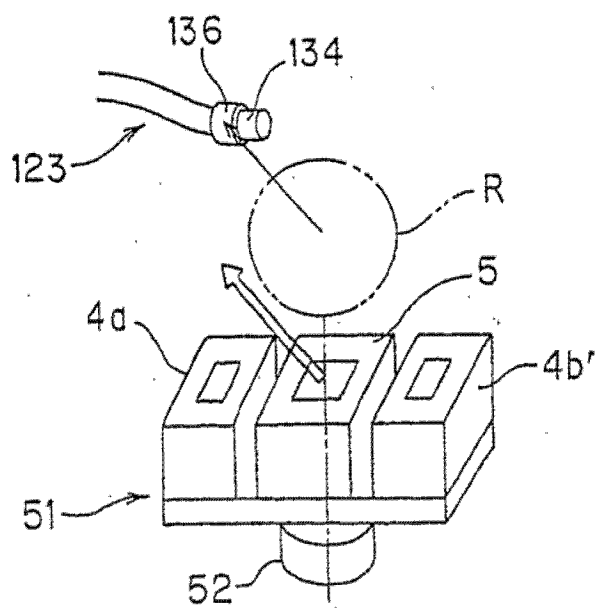


图 33

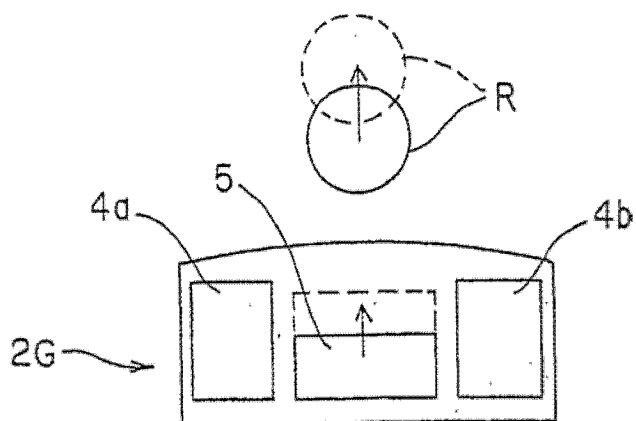


图 34

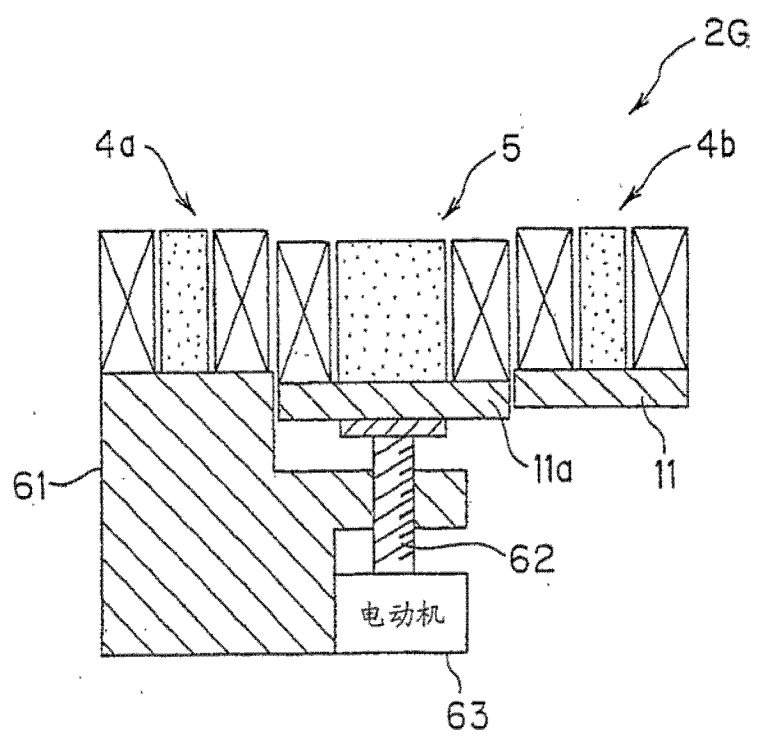


图 35

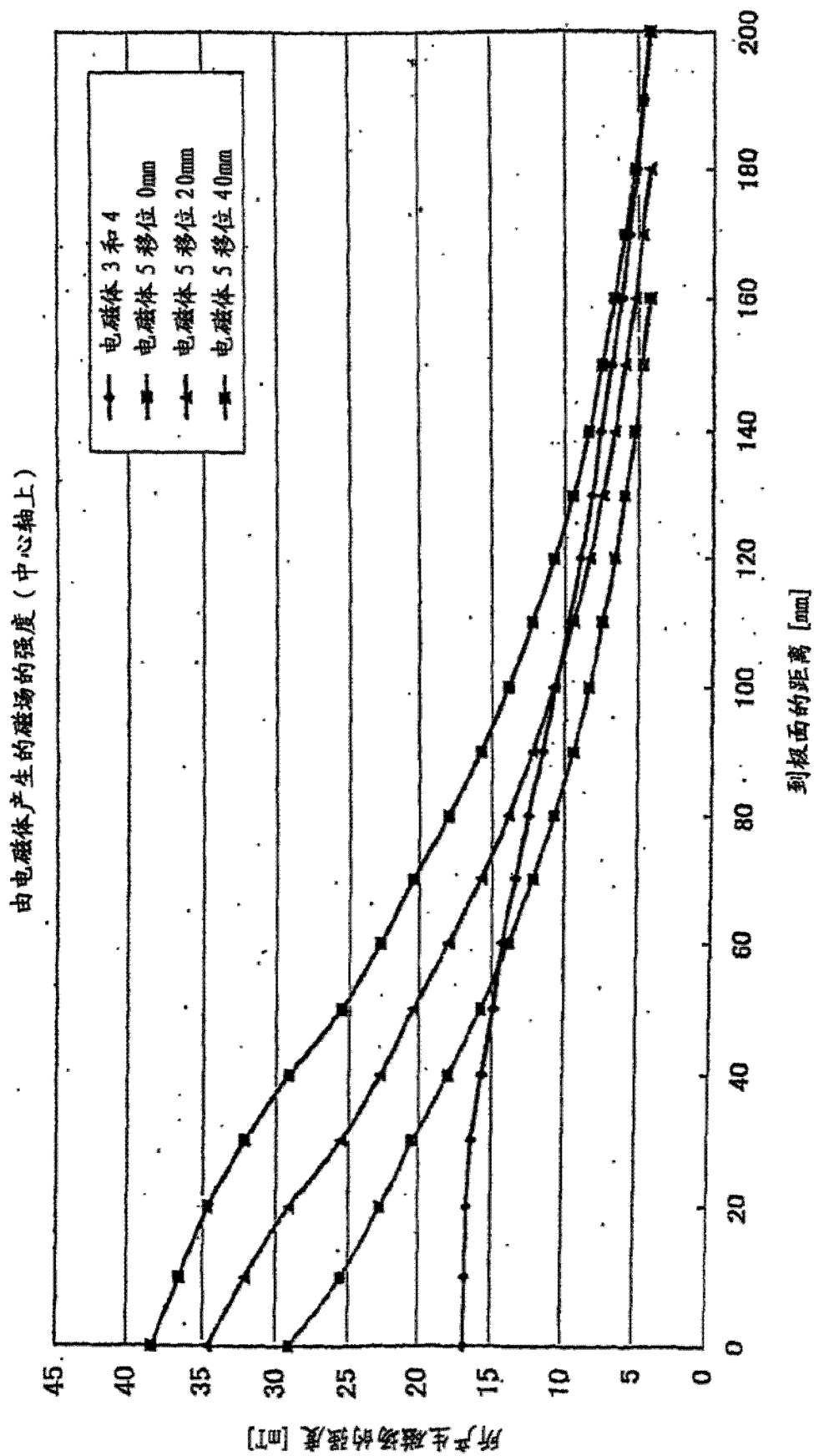


图 36

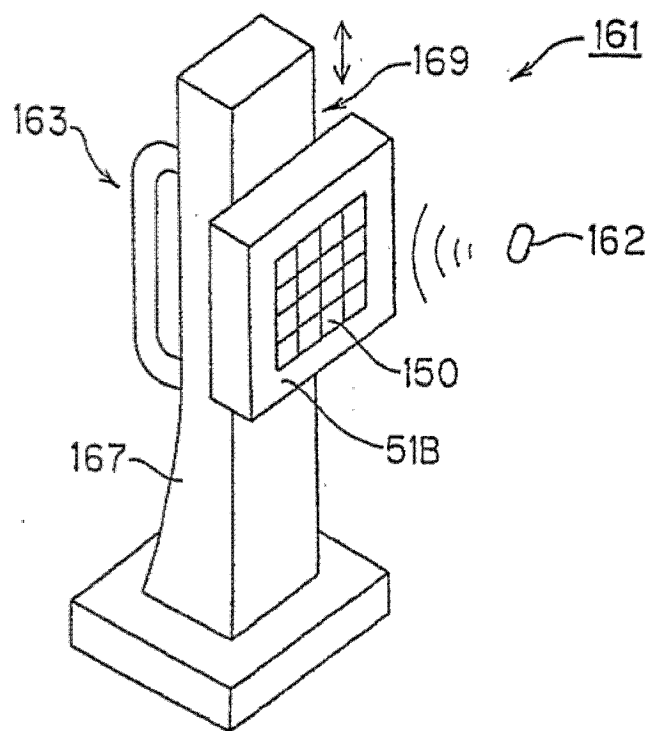


图 37

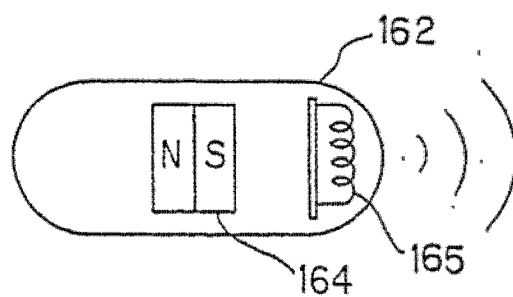


图 38A

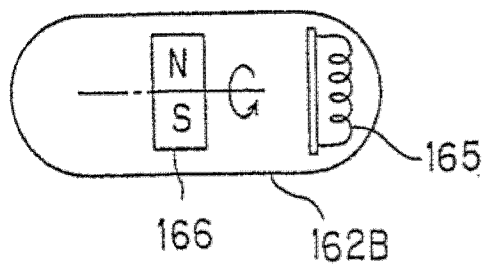


图 38B

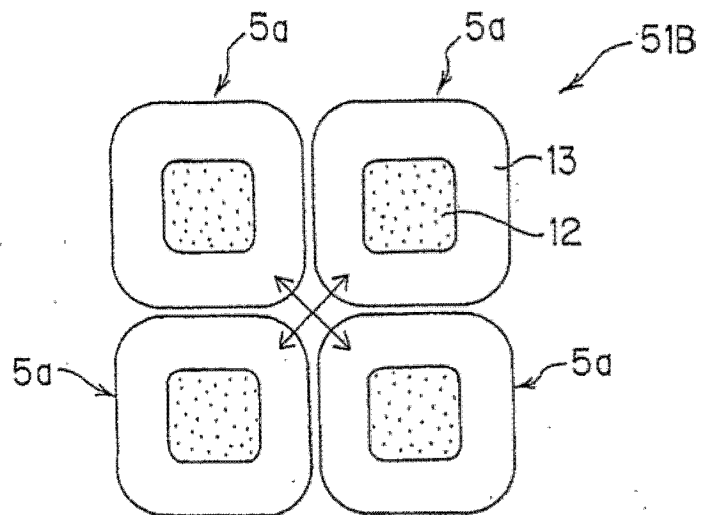


图 39

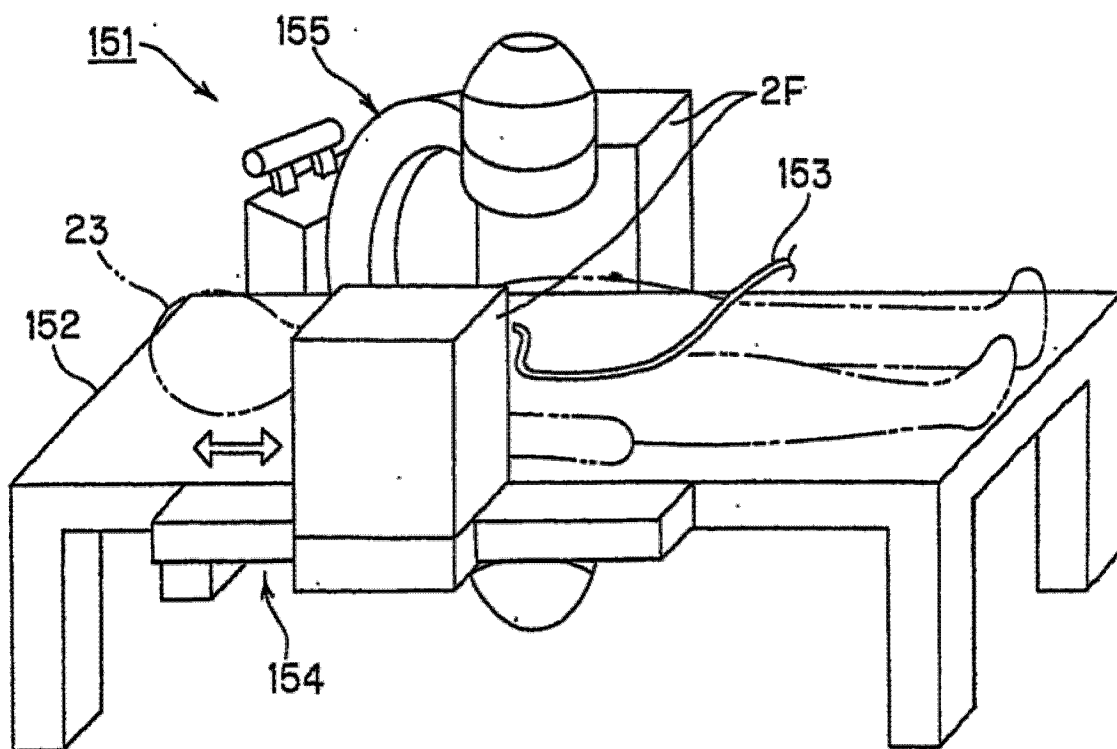


图 49

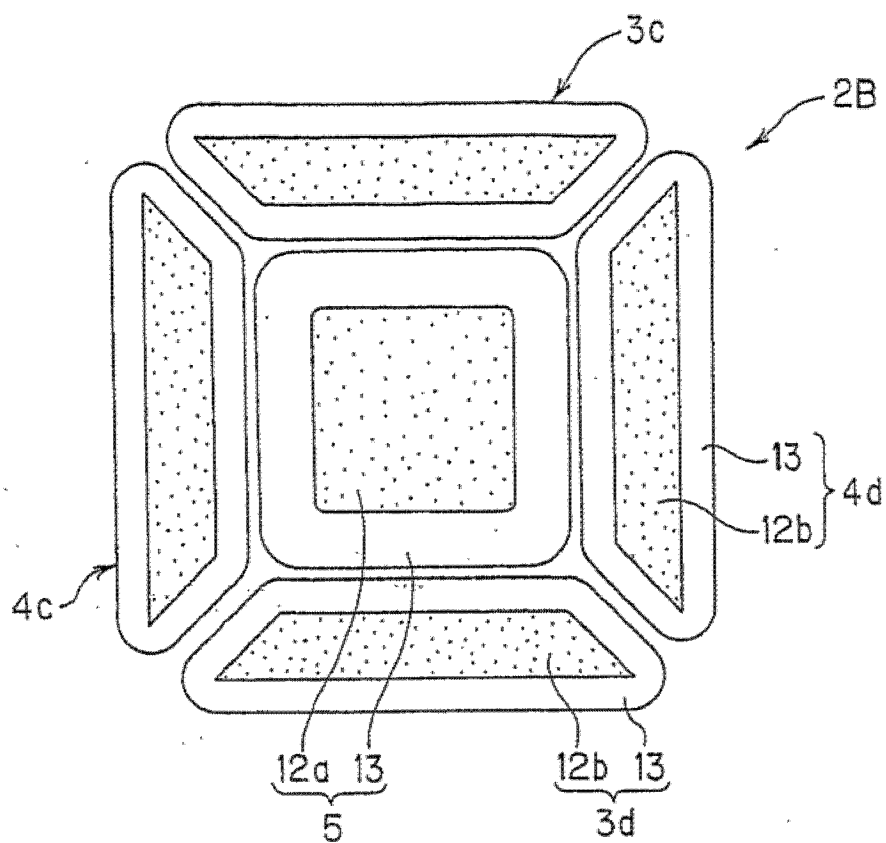


图 40

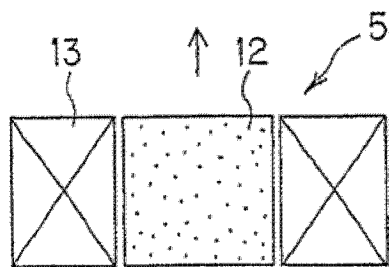


图 41A

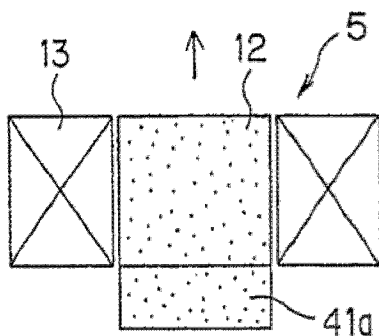


图 41B

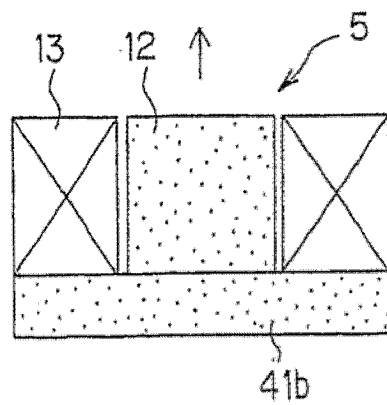


图 41C

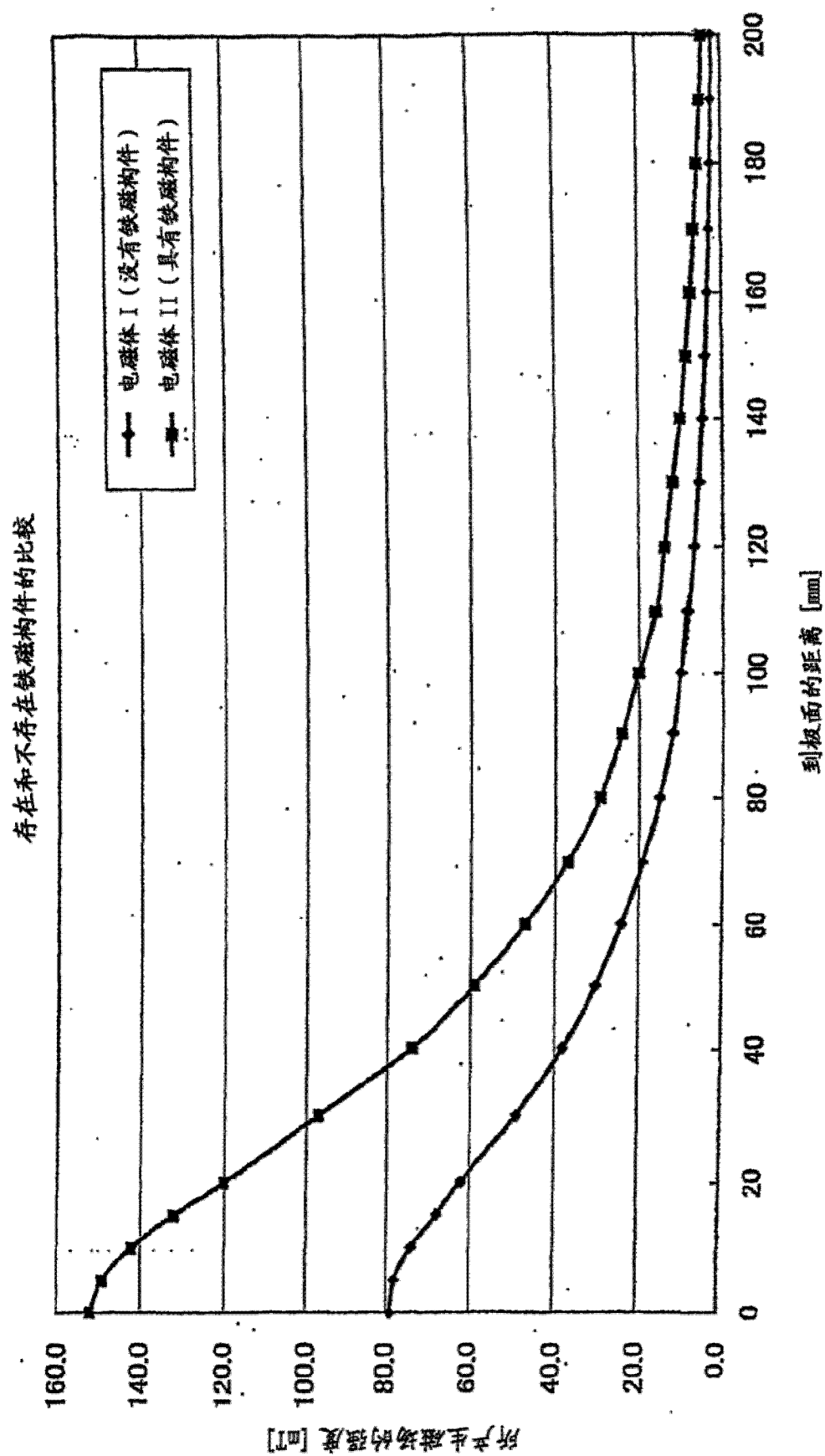


图 42

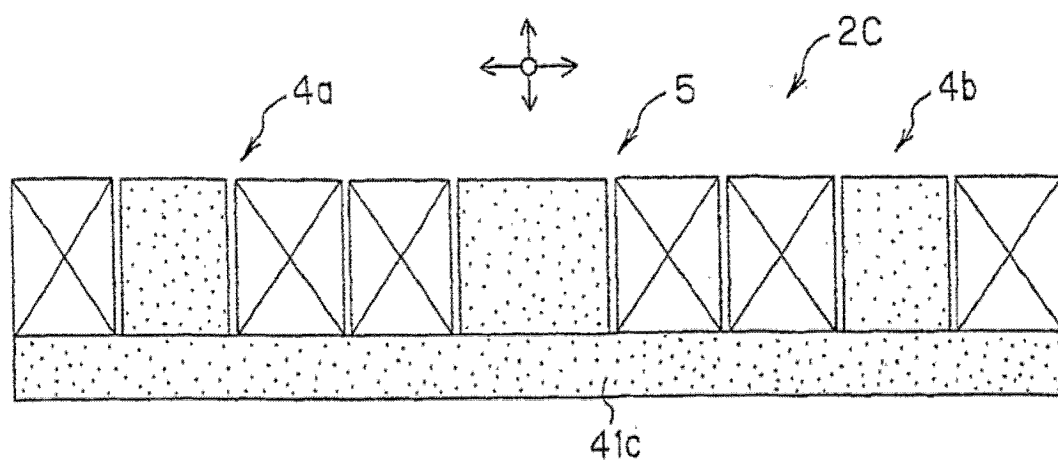


图 43

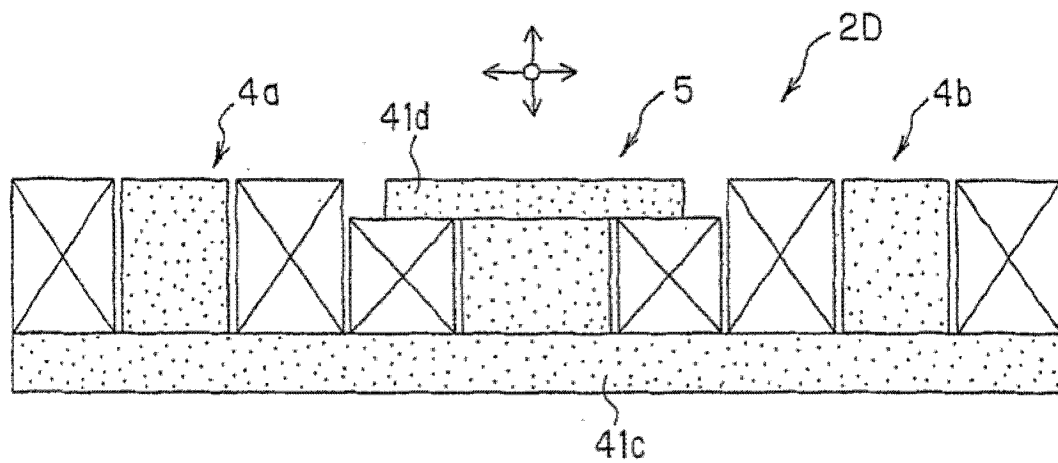


图 44

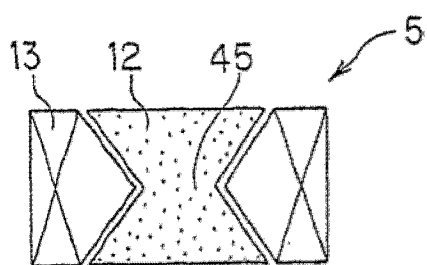


图 46

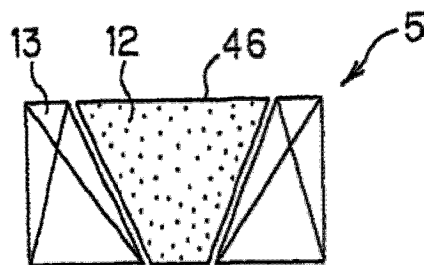


图 47

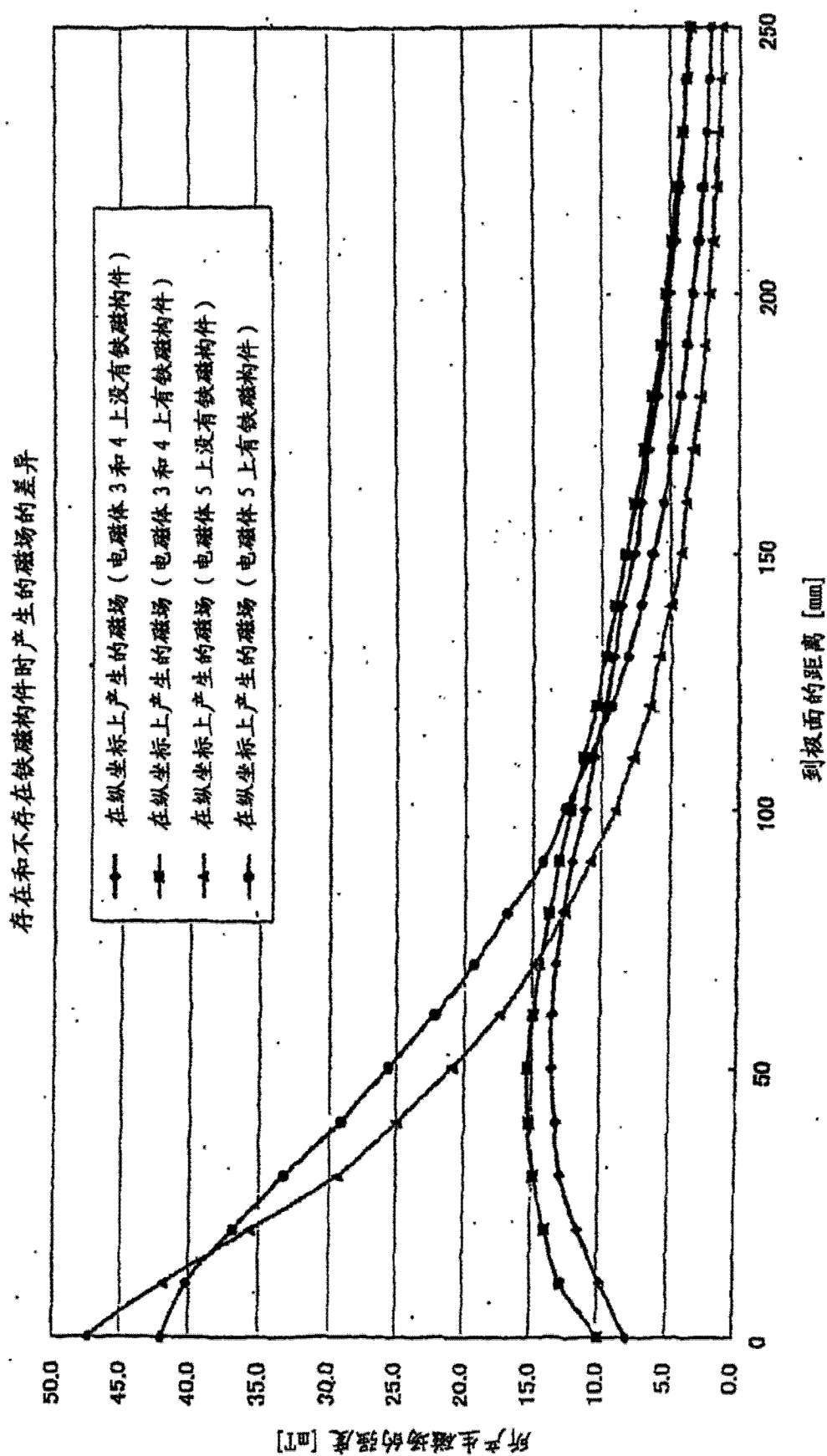


图 45

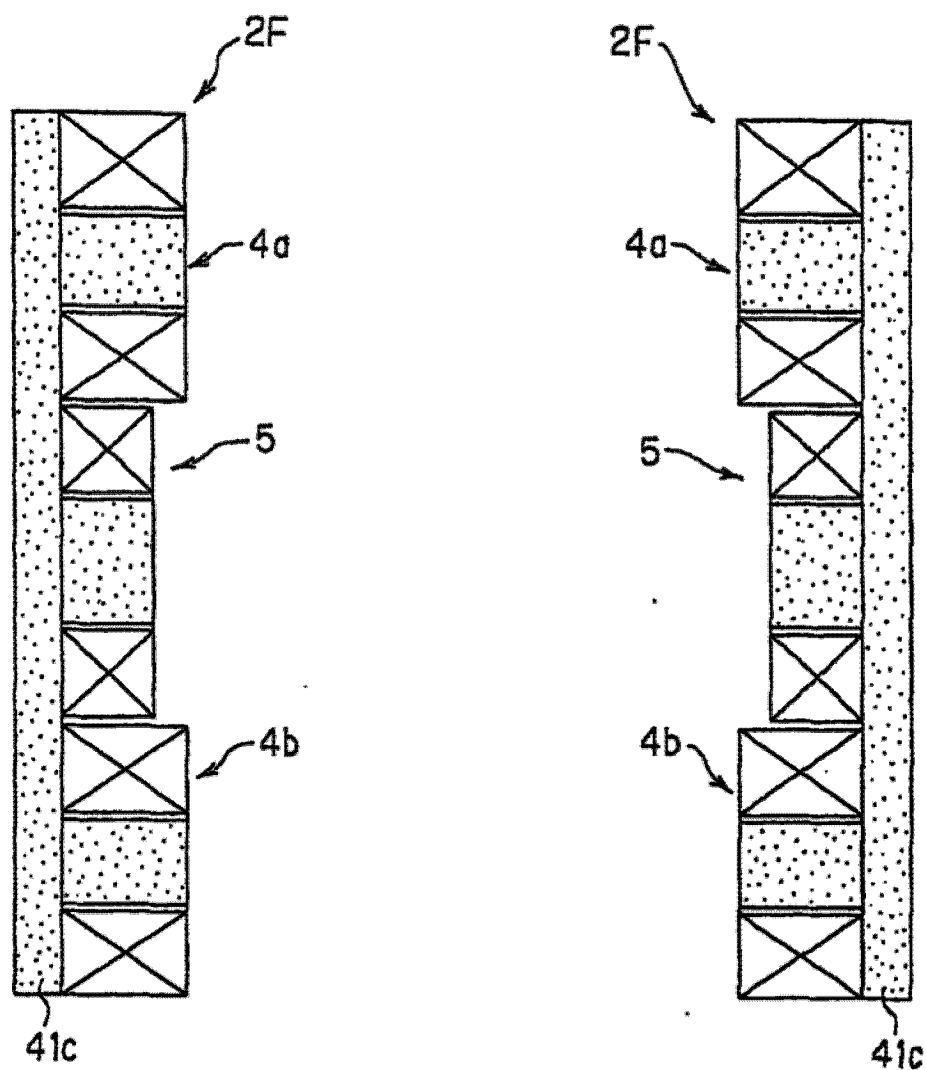


图 50

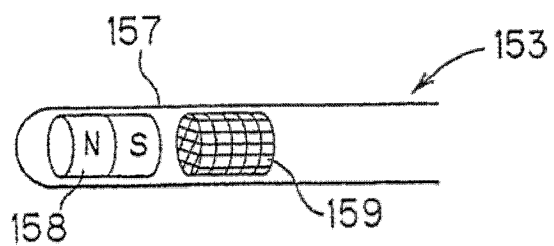


图 54A

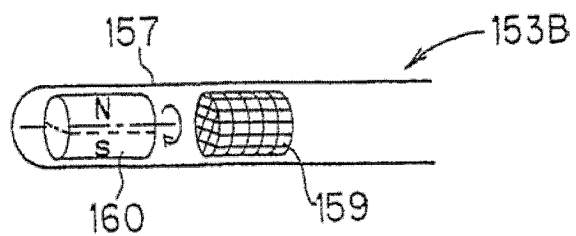


图 54B

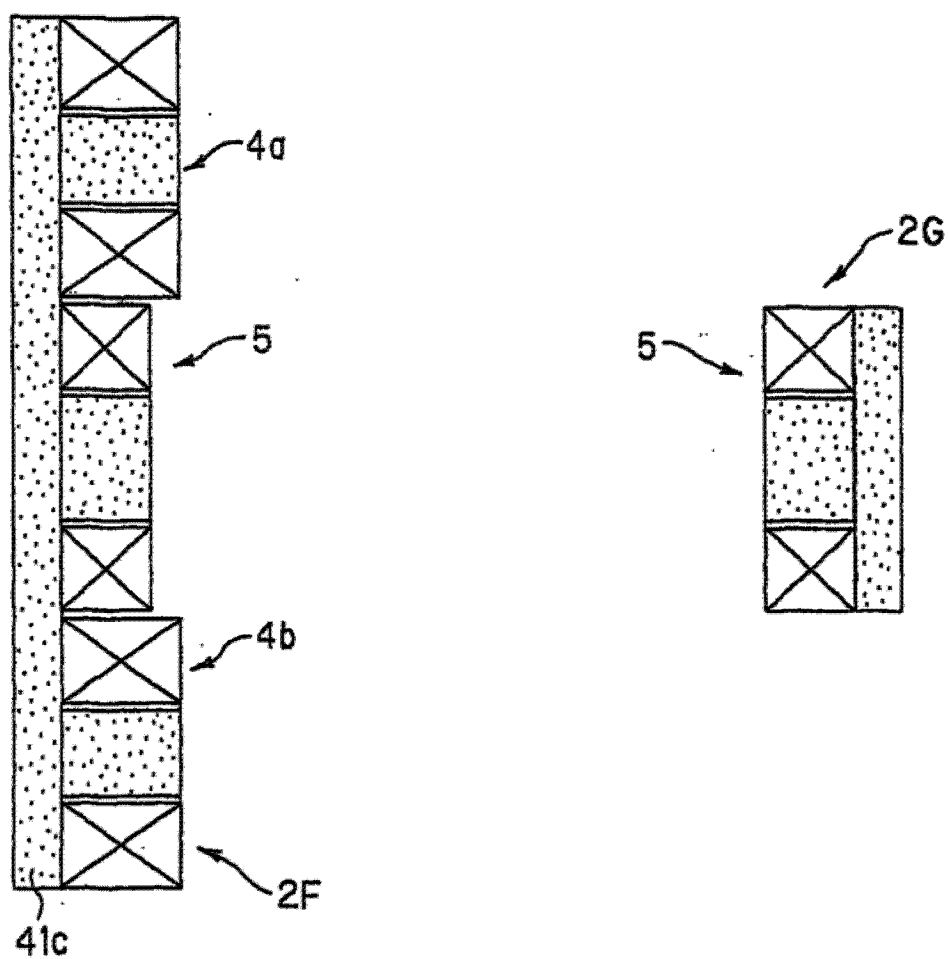


图 51

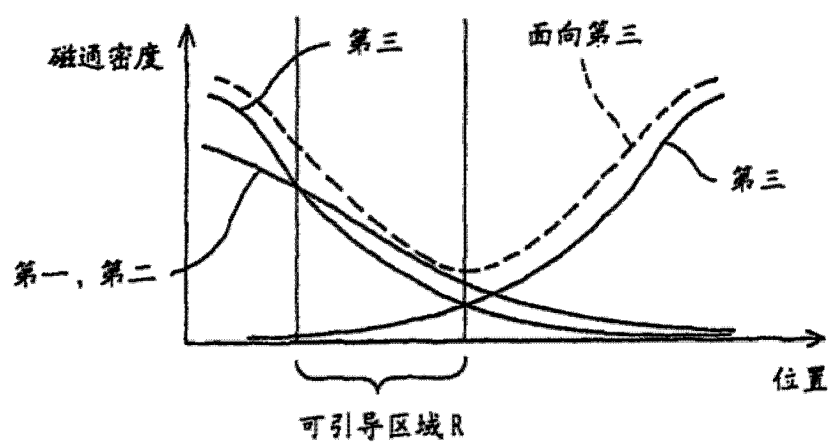


图 52

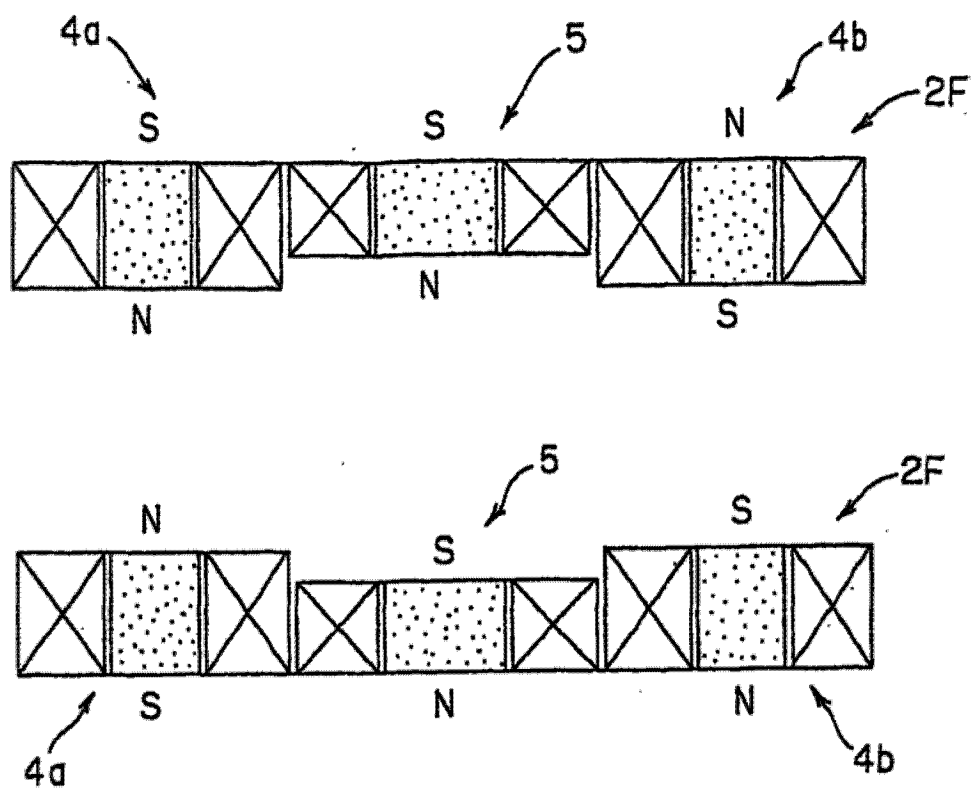


图 53A

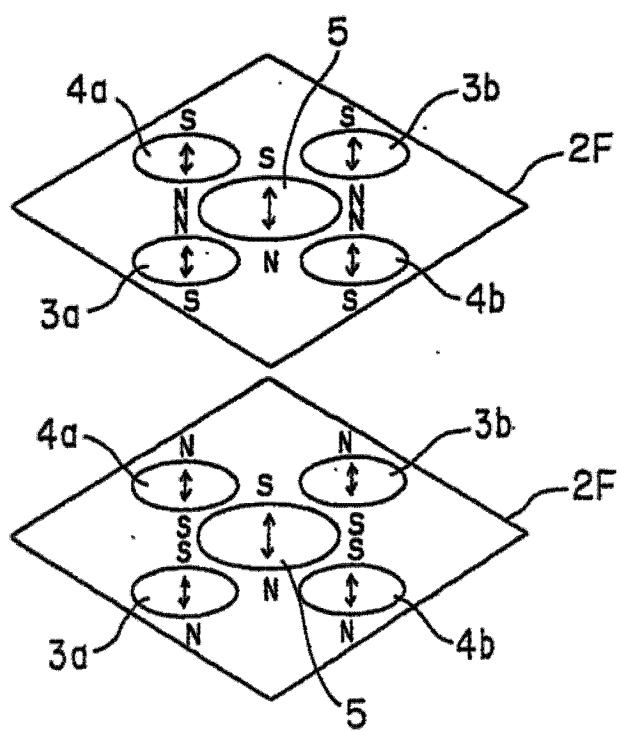


图 53B

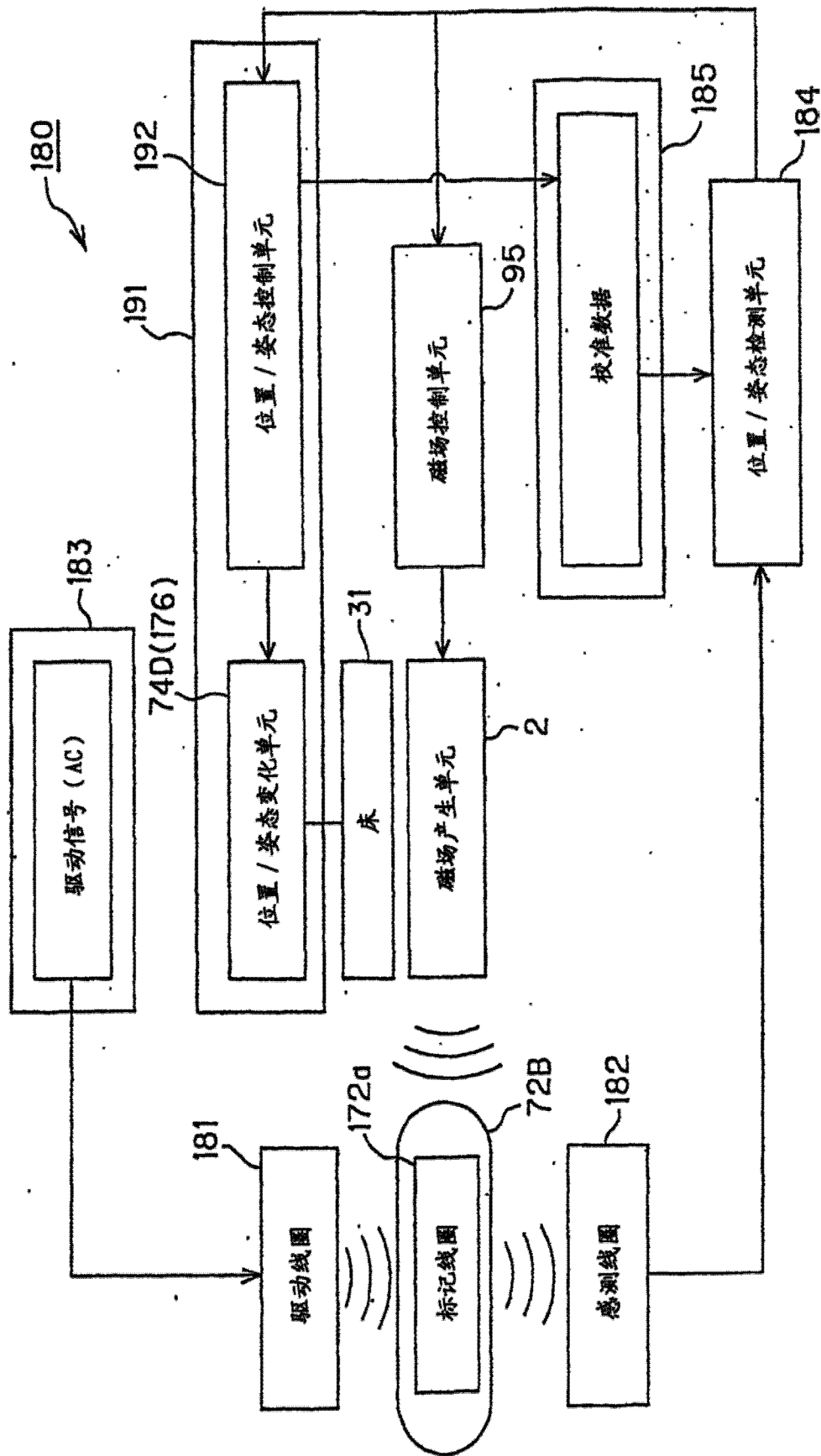


图 55

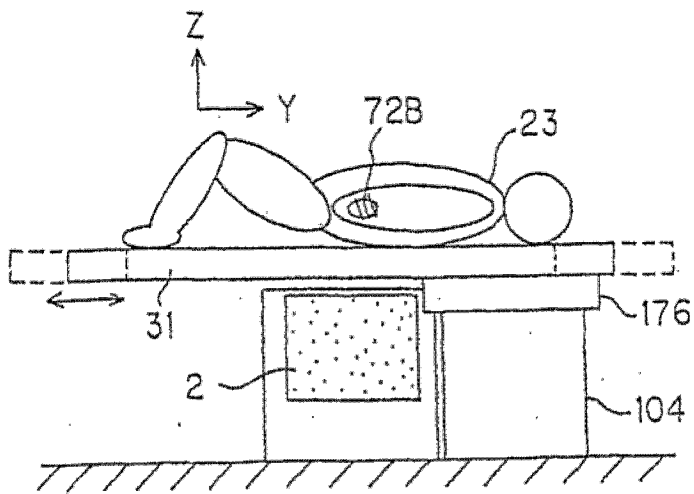


图 56A

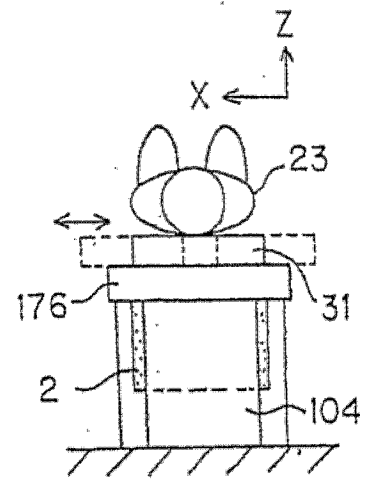


图 56B

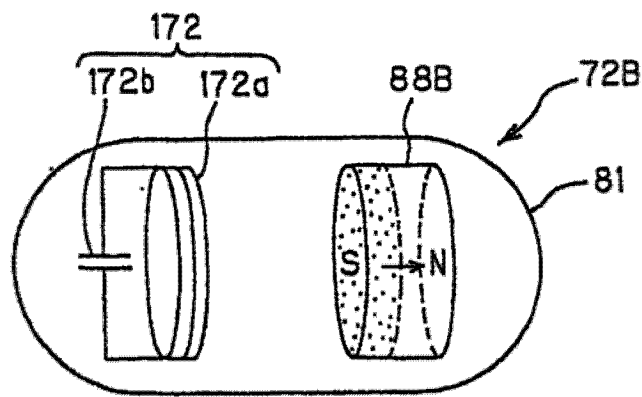


图 57

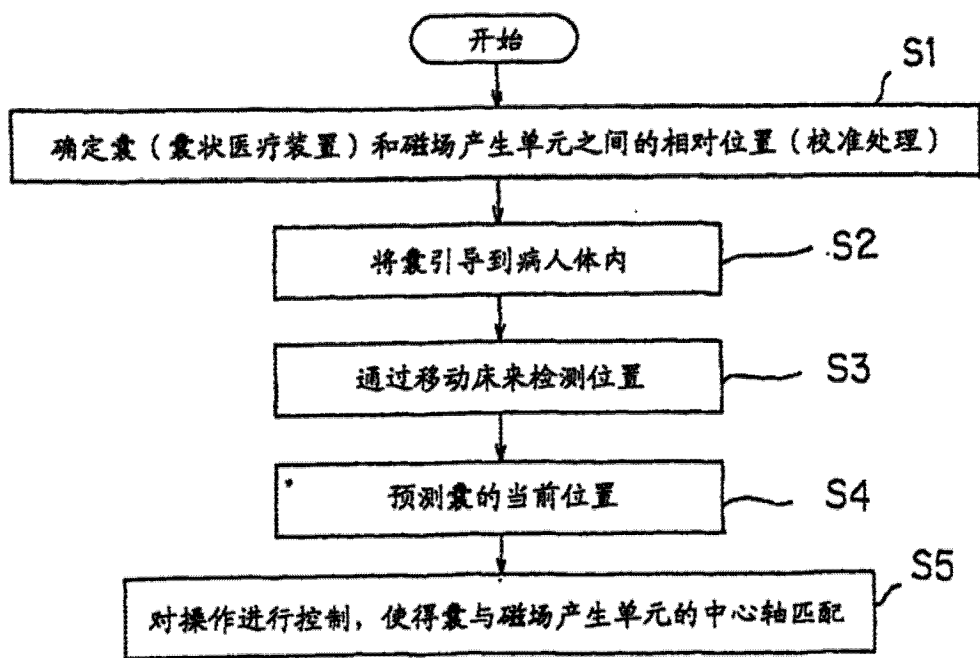


图 61

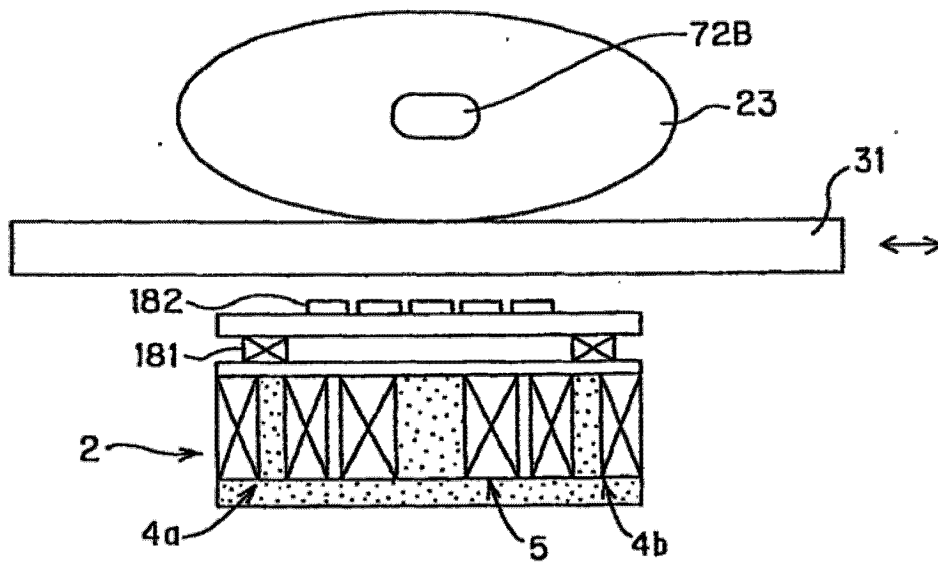


图 58

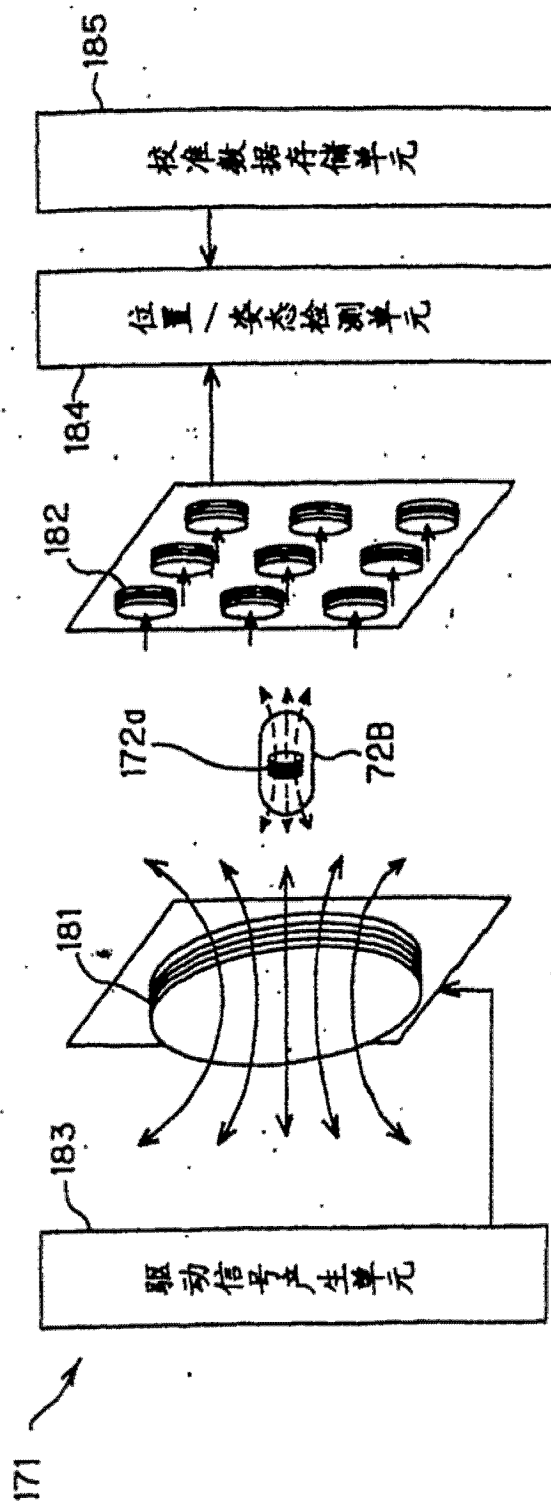


图 59

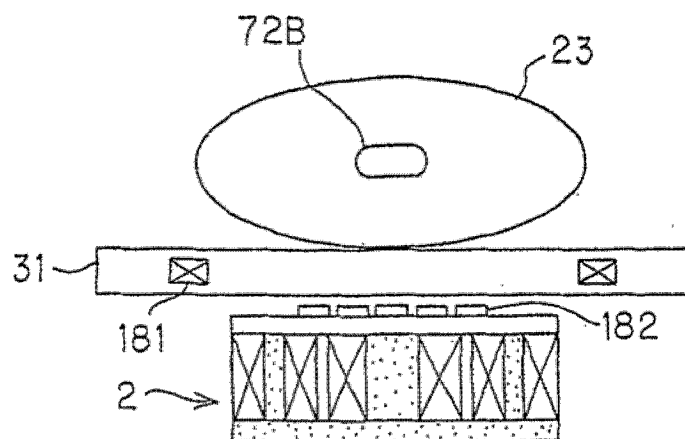


图 60A

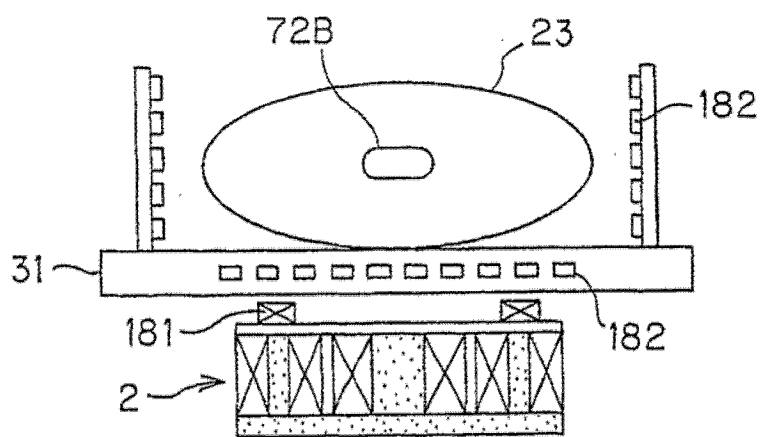


图 60B

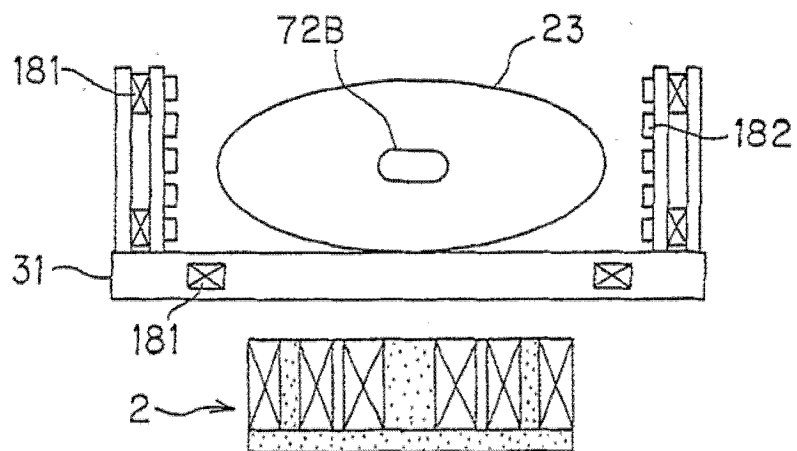


图 60C

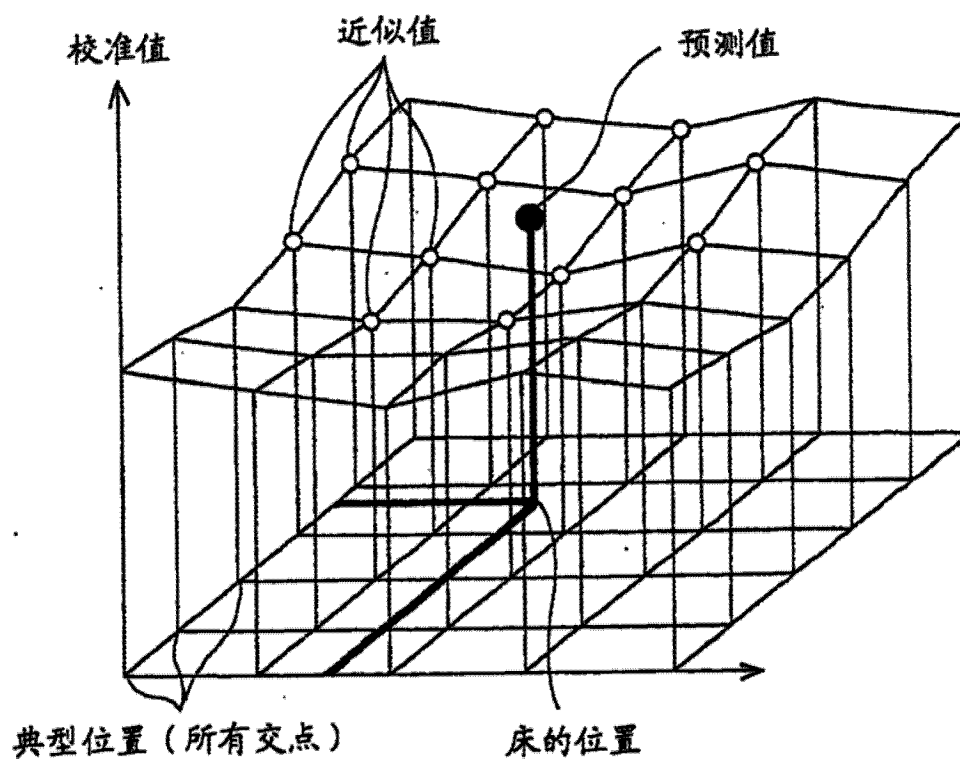


图 62

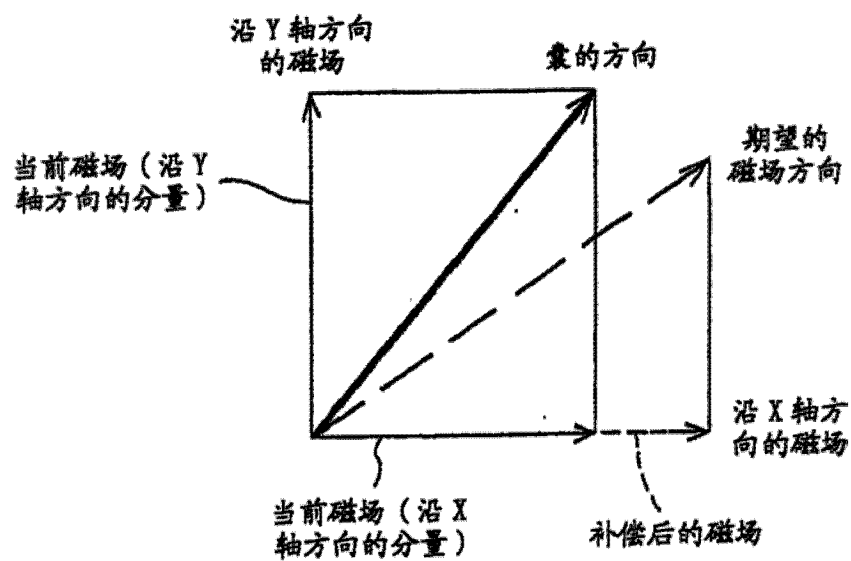


图 63

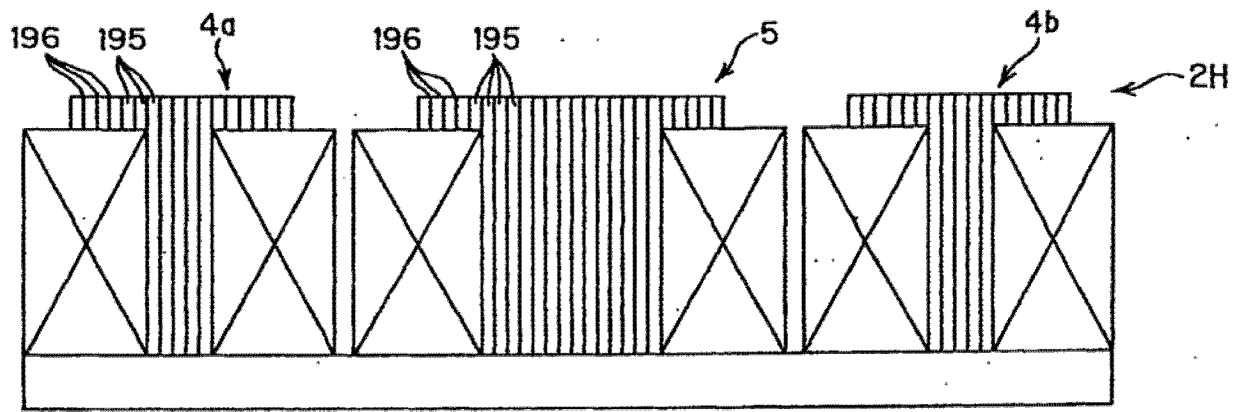


图 64A

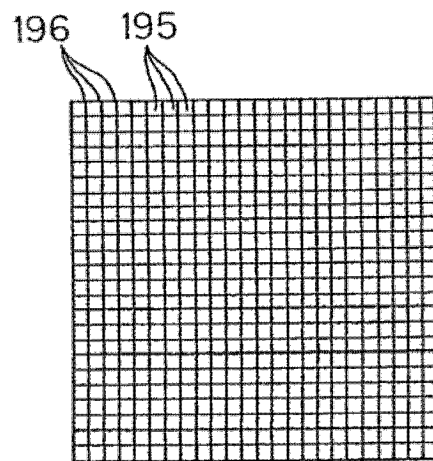


图 64B