



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1929773 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 03

(21) 申请号 200580007142. X

A61B 5/07(2006. 01)

(22) 申请日 2005. 03. 07

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

064519/2004 2004. 03. 08 JP

123565/2004 2004. 04. 19 JP

EP 1374793 A1, 2004. 01. 02, 说明书第

【0024】-【0026】段以及附图 1 和 2.

W0 01/34049 A2, 2001. 05. 17, 说明书第 6 页
第 7 行至第 7 页第 5 行、第 14 页第 21 行至第 15
页第 7 行以及附图 1.

(85) PCT 申请进入国家阶段日

2006. 09. 05

US 5727552 A, 1998. 03. 17, 说明书第 4 栏第

34 行至第 6 栏第 31 行以及附图 1.

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/JP2005/003881 2005. 03. 07

审查员 周淑贤

(87) PCT 申请的公布数据

W02005/112733 JA 2005. 12. 01

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 青木勲 内山昭夫 荒井贤一

石山和志 薮上信

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限

公司 11127

代理人 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

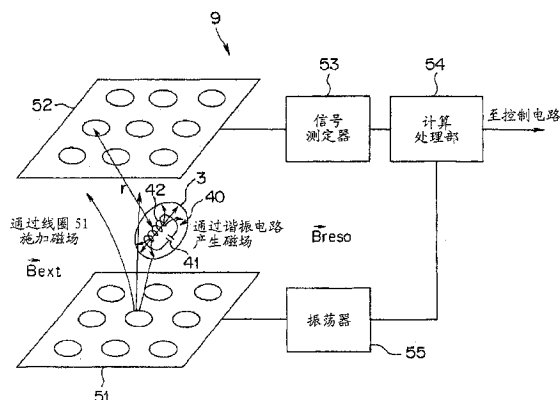
权利要求书 4 页 说明书 22 页 附图 36 页

(54) 发明名称

胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统

(57) 摘要

本发明提供一种胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 具有: 插入活体内的胶囊医疗装置主体; 设在所述胶囊医疗装置主体上, 构成谐振电路的胶囊内线圈; 磁场产生装置, 其配置在所述活体周围, 产生用于使所述胶囊内线圈产生感应磁场的交流磁场; 以及多个磁场检测装置, 其根据所述磁场产生装置产生的磁场, 检测所述胶囊内线圈产生的感应磁场的磁场强度。



1. 一种胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其具有:
插入活体内的胶囊医疗装置主体;
设在所述胶囊医疗装置主体上的磁铁;
在任意方向上产生磁场的第 1 磁场产生单元;
推力产生结构部, 其借助旋转, 对所述胶囊医疗装置主体产生推力;
胶囊内线圈, 其设在所述胶囊医疗装置主体上, 构成谐振电路;
第 2 磁场产生单元, 其配置在所述活体周围, 产生用于使所述谐振电路产生感应电动势的交流磁场;
多个磁场检测单元, 其根据所述第 2 磁场产生单元产生的磁场, 检测所述胶囊内线圈产生的感应磁场的磁场强度;
计算处理部, 其根据来自所述磁场检测单元的检测值, 计算所述胶囊医疗装置主体的方向和位置; 以及
控制电路, 其根据由所述计算处理部计算出的所述胶囊医疗装置主体的方向和位置的信息, 控制所述第 1 磁场产生单元, 使第 1 磁场产生单元在该方向产生磁场。
2. 根据权利要求 1 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述第 2 磁场产生单元是线圈。
3. 根据权利要求 1 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述磁场检测单元是线圈。
4. 根据权利要求 1 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述磁场检测单元是磁传感器。
5. 根据权利要求 1 ~ 4 中的任一项所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述谐振电路利用所述胶囊内线圈构成, 所述谐振电路的谐振频率是所述胶囊内线圈的自谐振频率, 所述第 2 磁场产生单元产生的磁场的频率在所述谐振电路的谐振频率附近。
6. 根据权利要求 1 ~ 4 中的任一项所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述谐振电路利用所述胶囊内线圈和电容器构成, 所述第 2 磁场产生单元产生的磁场的频率在所述谐振电路的谐振频率附近。
7. 根据权利要求 1 ~ 4 中的任一项所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 在具有所述活体能够插通的开口部的框架上配置有所述磁场检测单元。
8. 根据权利要求 7 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述框架大致为球体状。
9. 根据权利要求 7 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述框架大致为多面体状。
10. 根据权利要求 9 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述框架大致为立方体状。
11. 根据权利要求 1 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述多个磁场检测单元被配置成具有大致同一方向的检测方向。
12. 根据权利要求 11 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述多个磁场检测单元被配置在大致同一平面上。
13. 根据权利要求 1 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述多个磁场检

测单元被配置成使所述多个磁场检测单元中至少一个磁场检测单元具有与其他磁场检测单元不同的检测方向。

14. 根据权利要求13所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,所述磁场检测单元至少配置有三个,形成相互大致正交的三个检测方向。

15. 根据权利要求1所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,至少具有两个所述第2磁场产生单元。

16. 根据权利要求15所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,在配置了所述至少两个第2磁场产生单元的位置,所述至少两个第2磁场产生单元被配置成分别产生大致同一方向的磁场。

17. 根据权利要求16所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,所述至少两个第2磁场产生单元被配置在大致同一平面上。

18. 根据权利要求15所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,所述至少两个第2磁场产生单元被配置成,使配置了所述至少两个第2磁场产生单元中的、第1磁场产生单元的位置处的所述第1磁场产生单元的磁场的方向、与配置了第2磁场产生单元的位置处的所述第2磁场产生单元的磁场的方向不同。

19. 根据权利要求18所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,所述第2磁场产生单元至少配置有三个,形成相互大致正交的三个方向。

20. 根据权利要求1所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,所述多个磁场检测单元中至少一个配置在由非磁性体构成的板状基座上并被单元化。

21. 根据权利要求20所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,在所述基座上配置了至少两个所述磁场检测单元,所述至少两个磁场检测单元具有大致同一方向的检测方向。

22. 根据权利要求21所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,所述至少两个磁场检测单元被配置在大致同一平面上。

23. 根据权利要求20所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,至少两个所述磁场检测单元被配置在所述基座上,所述至少两个磁场检测单元具有相互不同的检测方向。

24. 根据权利要求23所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,至少三个所述磁场检测单元被配置在所述基座上,形成相互大致正交的三个检测方向。

25. 根据权利要求20所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,所述多个磁场检测单元中至少一个和所述第2磁场产生单元配置在所述基座上并被单元化。

26. 根据权利要求25所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,被配置于所述基座上的所述第2磁场产生单元的位置处的磁场的方向、与所述至少一个磁场检测单元的检测方向大致为同一方向。

27. 根据权利要求26所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,配置在所述基座上的所述第2磁场产生单元和所述至少一个磁场检测单元被配置在大致同一平面上。

28. 根据权利要求26所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,配置在所述基座上的具有对称性形状的所述第2磁场产生单元的对称中心轴、与具有对称性形状的所述磁场检测单元的对称中心轴,呈同轴配置。

29. 根据权利要求25所述的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统,其中,在所述基座上配

置了至少两个所述磁场检测单元,所述至少两个磁场检测单元具有相互不同的检测方向。

30. 根据权利要求 29 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,在所述基座上配置了至少三个所述磁场检测单元,形成相互大致正交的三个检测方向。

31. 根据权利要求 20 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,该胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统具有安装所述基座的框架,所述框架是从体外借助于旋转磁场引导所述胶囊医疗装置主体的朝向和 / 或位置的引导装置。

32. 根据权利要求 31 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,所述第 2 磁场产生单元配置在配置了所述多个磁场检测单元并单元化的基座上。

33. 根据权利要求 31 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,通过所述引导装置产生的旋转磁场的频率与所述谐振电路的谐振频率是分别不同的频率。

34. 根据权利要求 31 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,设有多个所述基座。

35. 根据权利要求 34 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,所述框架具有所述活体能够插通的开口部,在所述框架上将所述设有多个的基座中的至少三个基座配置成分别处于不同的朝向。

36. 根据权利要求 35 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其特征在于,所述框架具有所述活体能够落座的椅子。

37. 根据权利要求 35 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其特征在于,所述基座中的至少一个构成为能够对于所述框架自由移动或自由装卸。

38. 根据权利要求 35 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,所述框架大致为立方体形状,在所述框架的除去成为所述开口部的面中至少一面后剩余的面上,将所述基座配置成分别不同的朝向。

39. 根据权利要求 38 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,所述基座被配置成与所述大致立方体形状的框架的任意的面均不平行。

40. 根据权利要求 38 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,所述大致立方体形状的框架的成为所述开口部的面的法线方向、与所述磁场检测单元的检测方向为大致同一方向,在成为所述开口部的面和与所述开口部相反的面以外的面上配置所述磁场检测单元。

41. 根据权利要求 31 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,所述基座和所述第 2 磁场产生单元隔着所述胶囊医疗装置所在的空间相对配置,而且构成为在维持所述相对的状态的状态下自由移动。

42. 根据权利要求 41 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,所述基座和所述第 2 磁场产生单元被安装在自由移动和旋转的多自由度可动式装置上,所述胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统具有控制装置,其控制所述多自由度可动式装置的动作,使配置在所述基座上的所述磁场检测单元中的特定一个检测的磁场为最大。

43. 根据权利要求 41 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其中,具有:

安装了所述基座和所述第 2 磁场产生单元的至少两个可动装置;

具有所述活体能够插通的开口部、所述可动装置能够移动的所述框架;以及

控制装置,其控制所述可动装置的动作,使配置在所述基座上的所述磁场检测单元中

的特定一个检测的磁场为最大。

44. 根据权利要求 31 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 配置所述第 2 磁场产生单元并单元化的所述基座构成为, 面对着所述胶囊医疗装置所在的空间配置, 并且自由移动。

45. 根据权利要求 44 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述基座安装在自由移动和旋转的多自由度可动式装置上, 所述胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统具有控制装置, 其控制所述多自由度可动式装置的动作, 使配置在所述基座上的所述磁场检测单元中的特定一个检测的磁场为最大。

46. 根据权利要求 44 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 具有:

安装了所述基座的可动装置;

具有所述活体能够插通的开口部、所述可动装置能够移动的所述框架; 以及

控制装置, 其控制所述可动装置的动作, 使配置在所述基座上的所述磁场检测单元中的特定一个检测的磁场为最大。

47. 根据权利要求 1 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 该胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统具有安装所述磁场检测单元的框架, 所述框架是从体外借助于旋转磁场引导所述胶囊医疗装置主体的朝向和 / 或位置的引导装置。

48. 根据权利要求 47 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 通过所述引导装置产生的旋转磁场的频率与所述谐振电路的谐振频率是分别不同的频率。

49. 根据权利要求 47 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述框架具有所述活体能够插通的开口部, 在所述框架上将至少三个磁场检测单元配置成分别处于不同的检测方向。

50. 根据权利要求 49 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述框架具有所述活体能够落座的椅子。

51. 根据权利要求 49 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述磁场检测单元中的至少一个构成为能够对于所述框架自由移动或自由装卸。

52. 根据权利要求 49 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述框架大致为立方体形状, 在所述框架的除去成为所述开口部的面中至少一面后剩余的面上, 将所述至少三个磁场检测单元配置成具有分别不同的检测方向。

53. 根据权利要求 49 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 所述框架大致为立方体形状, 所述磁场检测单元具有与所述大致立方体形状的框架的任意的面的法线均不平行的检测方向。

54. 根据权利要求 49 所述的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统, 其中, 在大致立方体的所述框架的成为所述开口部的面和与所述开口部相反的面以外的面, 将所述磁场检测单元配置成成为所述开口部的面的法线方向与所述磁场检测单元的检测方向为大致同一方向。

胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及检测插入体腔内的胶囊医疗装置主体的方向和位置的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统。

背景技术

[0002] 作为借助于旋转磁场在被检体内行进的现有示例,例如有日本特开 2001 — 179700 号公报。在上述日本特开 2001 — 179700 号公报中公开了一种可以移动的微型设备的移动控制系统,其具有:产生旋转磁场的磁场产生部;接受该旋转磁场并旋转以获得推力的机器人主体;检测机器人主体的位置的位置检测部;和磁场变更单元,其根据该位置检测部检测出的机器人主体的位置,变更通过磁场产生部形成的旋转磁场的方向,以使机器人主体朝向到达目的地的方向。

[0003] 在上述微型设备的移动控制系统中使用的位置检测部,利用磁传感器检测由内置于微型设备的磁铁形成的磁场,推断上述微型设备的位置。

[0004] 另外,上述日本特开 2001 — 179700 号公报所记载的微型设备的移动控制系统,当在凝胶状物质即液体中的内部移动时,如果能够以位置信息为基础表示下一个移动方向,则微型设备可以在液体内部比较自由地改变方向。因此,上述日本特开 2001 — 179700 号公报所记载的微型设备的移动控制系统没有灵活地应用于控制朝向(方向)信息的情况。

[0005] 但是,在上述日本特开 2001 — 179700 号公报所记载的微型设备的移动控制系统中使用的位置检测部中,向上述微型设备提供旋转磁场的旋转磁场和基于上述磁铁的磁场产生干扰(相互影响),很难正确检测上述微型设备的朝向和位置。

[0006] 并且,上述日本特开 2001 — 179700 号公报所记载的微型设备的移动控制系统,在像体腔内管路那样管腔的宽度或直径变小、变狭窄、或管腔为波浪形时,有时产生不能顺畅引导微型设备等的现象。

[0007] 因此,上述日本特开 2001 — 179700 号公报所记载的微型设备的移动控制系统,在适用于引导控制在体腔内移动的胶囊医疗装置的情况时,胶囊医疗装置的方向变更被管腔所抑制,不能总在指定的方向上行进、转换方向。因此,不考虑上述情况就产生目标方向的磁场时,胶囊医疗装置有可能产生由于管腔的抑制而不能动作的状态。为了解决上述问题,需要进行考虑到胶囊医疗装置的朝向的控制。

[0008] 本发明就是鉴于上述情况而提出的,其目的在于,提供胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,其不影响磁引导胶囊医疗装置主体的旋转磁场,即可正确检测胶囊医疗装置主体的朝向和位置。

发明内容

[0009] 胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统具有:插入活体内的胶囊医疗装置主体;设在所述胶囊医疗装置主体上的磁铁;在任意方向上产生磁场的第 1 磁场产生单元;推力产生结构部,其借助由所述第 1 磁场产生单元产生的磁场和所述磁铁的作用,对所述胶囊医疗

装置主体产生推力;胶囊内线圈,其设在所述胶囊医疗装置主体上,构成谐振电路;第2磁场产生单元,其配置在所述活体周围,产生用于使所述谐振电路谐振而使所述谐振电路产生感应电动势的交流磁场;多个磁场检测单元,其根据所述第2磁场产生单元产生的磁场,检测所述胶囊内线圈产生的感应磁场的磁场强度;计算部,其根据来自所述磁场检测单元的检测值,计算所述胶囊医疗装置主体的方向和位置;以及控制电路,其根据由所述计算部计算出的所述胶囊医疗装置主体的方向和位置的信息,控制由所述第1磁场产生单元产生的磁场。

附图说明

- [0010] 图1是第1实施方式的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统的整体结构图。
- [0011] 图2是图1的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统的电路框图。
- [0012] 图3是胶囊主体的侧面说明图。
- [0013] 图4是表示所施加的旋转磁场和由该旋转磁场实现的胶囊主体的动作的概念图。
- [0014] 图5是表示对图4的旋转磁场施加的振动磁场(力偶产生用磁场)、和由该振动磁场(力偶产生用磁场)实现的胶囊主体的动作的概念图。
- [0015] 图6是通过位置/姿势检测装置对胶囊主体进行位置/姿势检测的说明图。
- [0016] 图7是表示旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的说明图。
- [0017] 图8是图7的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的放大立体图。
- [0018] 图9是图8的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置剖断图。
- [0019] 图10是表示图8的位置/姿势检测装置的变形例的立体图。
- [0020] 图11是图10的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置剖断图。
- [0021] 图12是表示图8的位置/姿势检测装置的第2变形例的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的立体图。
- [0022] 图13是表示构成为可以分割成两个的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的概要图。
- [0023] 图14是表示构成为可以开闭的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的概要图。
- [0024] 图15A和图15B是表示配置在位置/姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的配置模式例的说明图,图15A是表示配置在位置/姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的配置模式例的位置/姿势检测基板的立体图。
- [0025] 图15B是图15A的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的俯视图。
- [0026] 图16A~图16C是表示配置在位置/姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的其他配置模式例的说明图,图16A是表示配置在位置/姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的其他的第1配置模式例的位置/姿势检测基板的立体图。
- [0027] 图16B是表示配置在位置/姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的其他的第2配置模式例的位置/姿势检测基板的立体图。
- [0028] 图16C是表示配置在位置/姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的其他的第3配置模式例的位置/姿势检测基板的立体图。
- [0029] 图17A和图17B是图10的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的概要说明

图,图 17A 是表示图 10 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的外观的概要立体图。

[0030] 图 17B 是表示图 17A 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的概要剖面图。

[0031] 图 18 是表示图 12 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的外观的概要立体图。

[0032] 图 19A 和图 19B 是表示图 18 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的概要剖面图,图 19A 是表示图 18 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的 A 向视的概要剖面图。

[0033] 图 19B 是表示图 18 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的 B 向视的概要剖面图。

[0034] 图 20 是表示根据利用方向 / 位置检测装置检测的胶囊主体的朝向(方向)和位置信息,控制旋转磁场的方向等的动作的流程图。

[0035] 图 21 是表示图 2 所示的方向 / 位置检测装置的变形例的电路框图。

[0036] 图 22 是表示根据利用图 21 的方向 / 位置检测装置检测的胶囊主体的朝向(方向)和位置信息,控制旋转磁场的方向等的动作的流程图。

[0037] 图 23 是表示对图 20 或图 22 的流程图再追加的控制的流程图。

[0038] 图 24A ~ 图 24C 是表示构成谐振电路的线圈的变形例的胶囊主体的说明图,图 24A 是在覆盖内置物的覆盖部件上卷绕了线圈的胶囊主体的侧面说明图。

[0039] 图 24B 是表示图 24A 的覆盖部件的断面形状的说明图。

[0040] 图 24C 是在棒状部件上卷绕了线圈的胶囊主体的侧面说明图。

[0041] 图 25A ~ 图 25C 是表示使用利用图 24A ~ 图 24C 的线圈构成的谐振电路构成的电源供给电路的电路框图,图 25A 是表示第 1 电源供给电路的电路框图。

[0042] 图 25B 是表示第 2 电源供给电路的电路框图。

[0043] 图 25C 是表示第 3 电源供给电路的电路框图。

[0044] 图 26A 和图 26B 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 3 变形例的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要说明图,图 26A 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 3 变形例的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要立体图。

[0045] 图 26B 是表示图 26A 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的 A 向视的概要剖面图。

[0046] 图 27 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 4 变形例的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要立体图。

[0047] 图 28A 和图 28B 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 5 变形例的概要说明图,图 28A 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 5 变形例的概要立体图。

[0048] 图 28B 是表示图 28A 的位置 / 姿势检测装置的内部结构的概要剖面图。

[0049] 图 29A 和图 29B 是表示构成第 2 实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的说明图,图 29A 是表示构成第 2 实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要立体图。

[0050] 图 29B 是表示图 29A 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的概

要剖面图。

[0051] 图 30 是表示图 29A 和图 29B 的位置 / 姿势检测装置的变形例的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要立体图。

[0052] 图 31 是表示图 30 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的 A 向视的概要剖面图。

[0053] 图 32 是表示构成第 3 实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的说明图。

[0054] 图 33 是图 32 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的主要部分放大图。

[0055] 图 34 是表示第 3 实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统的整体结构图。

[0056] 图 35 是表示第 3 实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统的控制动作的流程图。

[0057] 图 36 是表示图 32 的位置 / 姿势检测装置的变形例的概要立体图。

[0058] 图 37 是图 36 的位置 / 姿势检测装置的概要说明图。

[0059] 图 38 表示图 37 的变形例,是通过将位置 / 姿势检测基板构成为平板状的位置 / 姿势检测装置对胶囊主体进行位置 / 姿势检测的说明图。

[0060] 图 39 是通过位置 / 姿势检测装置对设置振荡器来取代电容器而构成了谐振电路的胶囊主体进行位置 / 姿势检测的说明图。

[0061] 图 40A ~ 图 40C 是表示励磁用线圈和检测用线圈及胶囊内线圈的位置关系的概要说明图,图 40A 是表示连接励磁用线圈和检测用线圈的轴与胶囊内线圈处于同轴时的位置关系的概要说明图。

[0062] 图 40B 是表示连接励磁用线圈和检测用线圈的轴与胶囊内线圈的长度中心轴正交时的位置关系的概要说明图。

[0063] 图 40C 是表示胶囊内线圈处于脱离了连接励磁用线圈和检测用线圈的轴的位置时的位置关系的概要说明图。

具体实施方式

[0064] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0065] (第 1 实施方式)

[0066] 图 1 ~ 图 28B 涉及本发明的第 1 实施方式,图 1 是第 1 实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统的整体结构图,图 2 是图 1 的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统的电路框图,图 3 是胶囊主体的侧面说明图,图 4 是表示所施加的旋转磁场和由该旋转磁场实现的胶囊主体的动作的概念图,图 5 是表示对图 4 的旋转磁场施加的振动磁场(力偶产生用磁场)、和由该振动磁场(力偶产生用磁场)实现的胶囊主体的动作的概念图,图 6 是通过位置 / 姿势检测装置对胶囊主体进行位置 / 姿势检测的说明图,图 7 是表示旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的说明图,图 8 是图 7 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的放大立体图,图 9 是图 8 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的剖断图,图 10 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 1 变形例的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的立体图,图 11 是图 10 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的剖断图,图 12 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 2 变形例的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的立

体图,图 13 是表示构成为可以分割成两个的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要图,图 14 是表示构成为可以开闭的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要图,图 15A 和图 15B 是表示配置在位置 / 姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的配置模式例的说明图,图 15A 是表示配置在位置 / 姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的配置模式例的位置 / 姿势检测基板的立体图,图 15B 是图 15A 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的俯视图,图 16A ~ 图 16C 是表示配置在位置 / 姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的其他配置模式例的说明图,图 16A 是表示配置在位置 / 姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的其他的第 1 配置模式例的位置 / 姿势检测基板的立体图,图 16B 是表示配置在位置 / 姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的其他的第 2 配置模式例的位置 / 姿势检测基板的立体图,图 16C 是表示配置在位置 / 姿势检测基板上的检测用线圈和励磁用线圈的其他的第 3 配置模式例的位置 / 姿势检测基板的立体图,图 17A 和图 17B 是图 10 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要说明图,图 17A 是表示图 10 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的外观的概要立体图,图 17B 是表示图 17A 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的概要剖面图,图 18 是图 12 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要说明图,图 19A 和图 19B 是表示图 18 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的概要剖面图,图 19A 是表示图 18 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的 A 向视的概要剖面图,图 19B 是表示图 18 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的 B 向视的概要剖面图,图 20 是表示根据利用方向 / 位置检测装置检测的胶囊主体的朝向(方向)和位置信息,控制旋转磁场的方向等的动作的流程图,图 21 是表示图 2 的方向 / 位置检测装置的变形例的电路框图,图 22 是表示根据利用图 21 的方向 / 位置检测装置检测的胶囊主体的朝向(方向)和位置信息,控制旋转磁场的方向等的动作的流程图,图 23 是表示对图 20 或图 22 的流程图再追加的控制的流程图,图 24A ~ 图 24C 是表示构成谐振电路的线圈的变形例的胶囊主体的说明图,图 24A 是在覆盖内置物的覆盖部件上卷绕了线圈的胶囊主体的侧面说明图,图 24B 是表示图 24A 的覆盖部件的断面形状的说明图,图 24C 是在棒状部件上卷绕了线圈的胶囊主体的侧面说明图,图 25A ~ 图 25C 是表示使用利用图 24A ~ 图 24C 的线圈构成的谐振电路构成的电源供给电路的电路框图,图 25A 是表示第 1 电源供给电路的电路框图,图 25B 是表示第 2 电源供给电路的电路框图,图 25C 是表示第 3 电源供给电路的电路框图,图 26A 和图 26B 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 3 变形例的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要说明图,图 26A 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 3 变形例的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的概要立体图,图 26B 是表示图 26A 的旋转磁场产生装置和位置 / 姿势检测装置的内部结构的 A 向视的概要剖面图,图 27 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 4 变形例的概要立体图,图 28A 和图 28B 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 5 变形例的概要说明图,图 28A 是表示图 8 的位置 / 姿势检测装置的第 5 变形例的概要立体图,图 28B 是表示图 28A 的位置 / 姿势检测装置的内部结构的概要剖面图。

[0067] 如图 1 和图 2 所示,本发明的第 1 实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统 1 具有:胶囊医疗装置主体 3 (以下,简称为胶囊主体),其被插入未图示的患者的体腔内,作为拍摄体腔内的胶囊内窥镜发挥作用;作为引导装置的第 1 磁场产生装置即旋转磁场产生装置 4,其配置在患者周围即体外,对胶囊主体 3 施加旋转磁场,从体外引导该胶囊主体 3 的

朝向和位置；磁场控制装置(或电源控制装置)5,其进行使该旋转磁场产生装置4产生旋转磁场的驱动电流的供给控制；处理装置6,其配置在患者的体外,进行与胶囊主体3进行无线通信的处理,并且控制磁场控制装置5,进行控制施加给胶囊主体3的旋转磁场的方向和大小等处理；显示装置7,其与该处理装置6连接,显示通过胶囊主体3拍摄到的图像等；以及操作输入装置8,其与该处理装置6连接,通过手术医生等操作者的操作,指示输入对应于操作的指示信号。操作输入装置8例如包括：产生磁场方向的指示信号的方向输入装置8a；产生对应于操作的旋转频率的旋转磁场的指示信号的速度输入装置8b；以及功能按钮8c,其产生对应于操作而偏心的旋转磁场等、产生对应于所设定的功能的指示信号。

[0068] 另外,胶囊医疗装置的位置/姿势检测系统1设置磁传感器等作为磁场检测部的位置/姿势检测装置9,其产生用于使内置于胶囊主体3内的后述谐振电路40产生感应电动势的交流磁场,并且根据该交流磁场检测由产生了感应电动势的谐振电路40产生的磁场,检测胶囊主体3的长度方向的朝向(方向),同时也检测位置。该位置/姿势检测装置9的具体结构将在后面叙述。

[0069] 首先,说明胶囊主体3。

[0070] 如图3所示,胶囊主体3在胶囊形状的外装容器11的外周面设有成为推力产生结构部的螺旋状突起(或螺纹部)12,其借助于旋转产生推力。并且,在被该外装容器11密闭的内部,除物镜光学系统13及配置在其成像位置的摄像元件14、为进行拍摄而进行照明的照明元件15等之外,还收纳有磁铁16。

[0071] 所述物镜光学系统13的光轴与圆筒状的胶囊主体3的中心轴C一致,例如配置在外装容器11的形成为透明半球状的前端罩11a的内侧,前端罩11a的中央部分成为观察窗17。另外,在图3中没有示出,但照明元件15配置在物镜光学系统13的周围。

[0072] 因此,在该情况下,物镜光学系统13的视场方向成为物镜光学系统13的光轴方向,即沿着胶囊主体3的圆筒状中心轴C的方向。

[0073] 并且,胶囊主体3例如以下述状态在外装容器11的后端附近内部收纳构成谐振电路40的胶囊内线圈42,即,以规定的方向,具体讲胶囊内线圈42被卷绕成螺线管状,其朝向被设定为胶囊主体3的长度方向的朝向。

[0074] 另外,配置在胶囊主体3内的长度方向的中央附近的磁铁16在与中心轴C正交的方向配置有N极和S极。该情况时,磁铁16的中心被配置成与该胶囊主体3的重心位置一致,在从外部施加了磁场的情况下,作用于磁铁16的磁力的中心成为胶囊主体3的重心位置,形成为能够顺畅地以磁方式推进胶囊主体3的结构。并且,磁铁16被配置成与摄像元件14的特定配置方向一致。即,显示由摄像元件14拍摄到的图像时的上方向被设定为从磁铁16的S极至N极的方向。

[0075] 利用旋转磁场产生装置4对胶囊主体3施加旋转磁场,由此使磁铁16磁旋转,使内部固定有该磁铁16的胶囊主体3与磁铁16一起旋转,此时,设于胶囊主体13的外周面的螺旋状突起12接触体腔内壁并旋转,从而可以推进胶囊主体3。

[0076] 并且,这样利用外部磁场控制内置了磁铁16的胶囊主体3时,可以根据外部磁场的方向知道利用胶囊主体3拍摄到的图像的上方向为哪个方向。

[0077] 在胶囊主体3内除上述的物镜光学系统13、摄像元件14和磁铁16外,如图2所示,还收纳有：对由摄像元件14拍摄到的信号进行信号处理的信号处理电路20；临时存储

由该信号处理电路 20 生成的数字视频信号的存储器 21 ; 无线电路 22 , 其利用高频信号调制从该存储器 21 读出的视频信号, 并转换为无线发送的信号, 解调从处理装置 6 发送的控制信号等 ; 控制胶囊主体 3 内的信号处理电路 20 等的胶囊控制电路 23 ; 向胶囊主体 3 内部的信号处理电路 20 等电气系统提供动作电源的电池 24。

[0078] 另外, 在胶囊主体 3 内设有与所述胶囊内线圈 42 电连接的电容器 41, 并与所述胶囊内线圈 42 一起构成谐振电路 40。在该谐振电路 40 中构成为, 在通过所述位置 / 姿势检测装置 9 产生了交流磁场时, 借助该交流磁场而产生感应电动势, 流过电流。

[0079] 另外, 线圈 42 具有固有的自谐振频率, 在由所述位置 / 姿势检测装置 9 产生了接近该自谐振频率的交流磁场时, 即使没有电容器 41 也能够产生有效的感应电动势, 不需要电容器 41。这样, 可以省略电容器 41, 可以实现小型化, 并且可使结构变简单。

[0080] 并且, 与该胶囊主体 3 进行无线通信的处理装置 6 具有 : 与所述无线电路 22 进行无线通信的无线电路 25 ; 数据处理电路 26, 其与无线电路 25 连接, 对从胶囊主体 3 发送的图像数据进行图像显示等的数据处理等 ; 控制数据处理电路 26 和磁场控制装置 5 等的控制电路 27 ; 存储电路 28, 其存储通过所述磁场控制装置 5 由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的状态信息、和利用方向输入装置 8a 等设定的信息。

[0081] 在数据处理电路 26 上连接着显示装置 7, 显示由摄像元件 14 拍摄、经过无线电路 22、25 由数据处理电路 26 处理后的图像等。并且, 该数据处理电路 26 进行如下处理 : 由于胶囊主体 3 旋转的同时拍摄图像, 所以进行把显示于显示装置 7 时的图像朝向校正为固定方向的处理, 并进行图像处理以能够显示手术医生容易看清的图像 (例如, 参照日本特开 2003 - 299612 号所记载的技术)。

[0082] 对于控制电路 27, 从构成操作输入装置 8 的方向输入装置 8a、速度输入装置 8b 等输入对应于操作的指示信号, 控制电路 27 进行对应于指示信号的控制动作。

[0083] 并且, 控制电路 27 连接在存储电路 28 上, 总把通过磁场控制装置 5 由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的方向 (旋转磁场的磁场旋转平面的法线方向) 和磁场的方向信息存储在存储电路 28 中。然后, 即使在进行了改变旋转磁场的方向和磁场的方向的操作时, 仍可以使旋转磁场的方向和磁场的方向连续变化, 并且顺畅地变化。另外, 也可以把存储电路 28 设在控制电路 27 内部。

[0084] 并且, 与控制电路 27 连接的磁场控制装置 5 具有 : 由 3 个交流电流产生及控制电路构成的交流电流产生及控制部 31, 其产生交流电流, 并且控制其频率和相位 ; 以及由 3 个驱动器构成的驱动部 32, 其分别将各个交流电流放大, 3 个驱动器的输出电流分别提供给构成旋转磁场产生装置 4 的 3 个电磁铁 33a、33b、33c。

[0085] 该情况时, 电磁铁 33a、33b、33c 是为了产生正交的 3 轴方向的磁场而配置的。例如, 电磁铁 33a、33b、33c 分别是具有两个线圈的 1 组对峙线圈, 可以考虑各自的磁场产生方向正交的 3 轴对峙线圈等。作为对峙线圈的示例, 可以考虑将患者夹在中间配置的两个亥姆霍兹线圈 (Helmholtz Coil) 等。

[0086] 另外, 在本实施方式中, 如后面所述, 旋转磁场产生装置 4 具有旋转磁场产生用亥姆霍兹线圈 4A, 作为产生用于引导胶囊主体 3 的旋转磁场的线圈 (参照图 7)。

[0087] 胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统 1 通过操作构成操作输入装置 8 的方向输入装置 8a, 产生磁场方向的指示信号, 或通过操作速度输入装置 8b, 产生对应于操作的旋转频

率的旋转磁场的指示信号,或通过操作功能按钮 8c 产生所设定的(交流的或周期性的)振动磁场,从而可以对胶囊主体 3 的磁铁 16 产生力偶,以使胶囊主体 3 的中心轴 C 自身绕其长度方向的中心轴 C 的中心点旋转。该情况时,在使中心轴 C 自身完全旋转之前,交流或周期性地施加旋转磁场,以将振动磁场(作用为力偶)的方向变更为反方向,所以可使胶囊主体 3 倾斜或振动。另外,通过方向输入装置 8a,将未图示的操纵杆向想要行进的方向倾斜,由此产生了使胶囊主体 3 在该方向上移动的旋转磁场。

[0088] 图 4 表示例如施加旋转磁场时的状态,通过对胶囊主体 3 施加旋转磁场,可以使内置于胶囊主体 3 的磁铁 16 旋转,可以借助于该旋转使胶囊主体 3 前进或后退。

[0089] 如图 4 所示,施加在与胶囊主体 3 的长度方向的中心轴 C 的方向(在图 4 中为 y')垂直的旋转磁场平面内、该旋转磁场的极的方向变化的旋转磁场,使胶囊主体 3 与在胶囊主体 3 内被固定在与其长度方向垂直的方向的磁铁 16 一起绕其长度方向旋转,根据该旋转方向,通过图 3 所示的螺旋状突起 12 与体腔内壁卡合,从而可以前进或后退。

[0090] 并且,图 5 表示例如向旋转磁场施加振动磁场(力偶产生用磁场)时的状态,对胶囊主体 3 施加使磁铁 16 绕长度方向的中心轴 C 的方向(在图 5 中为 yz)摇动(振动)的振动磁场(力偶产生用磁场)。

[0091] 由此,胶囊主体 3 绕其长度方向的中心轴 C 旋转,并且偏心为使该旋转的中心轴 C 的方向倾斜。即,所旋转的陀螺的旋转力矩变小,可以形成借助于重力作用进行心轴摇摆的动作(以下,把该动作称为轴环动作)的状态。

[0092] 这样,在与胶囊主体 3 的直径大致相同程度的管腔内使该胶囊主体 3 沿该管腔的长度方向行进或后退时,通过对胶囊主体 3 施加使其绕其长度方向旋转的旋转磁场,可以使其顺畅地移动。

[0093] 相对于此,在管腔的弯曲的部分中,胶囊主体 3 接触弯曲部分,或只是绕长度方向旋转时,有时难以在弯曲的方向上顺畅地移动。

[0094] 在这种情况下,如上所述那样施加振动磁场,以便沿着胶囊主体 3 的长度方向的中心轴 C 作用力,由此使中心轴 C 绕其中心旋转,从而使胶囊主体 3 进行轴环动作,在轴环动作时的长度方向处于管腔的弯曲方向的状态下,可以使胶囊主体 3 在该方向上顺畅地移动。

[0095] 另外,通过倾斜操纵杆,始终掌握胶囊主体 3 的状态或旋转磁场的状态,以便可把旋转磁场的方向从当前行进方向控制为所期望的任意方向。在本实施方式中,始终把旋转磁场的状态(具体讲是旋转磁场的方向和磁场的方向)存储在存储电路 28 中。

[0096] 具体讲,图 2 中的操作输入装置 8 的操作指示信号被输入给控制电路 27,控制电路 27 向磁场控制装置 5 输出产生对应于指示信号的旋转磁场的控制信号,并且把该旋转磁场的方向和磁场的方向的信息存储在存储电路 28 中。

[0097] 因此,在存储电路 28 中始终存储有通过旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场、和形成该旋转磁场的周期性变化的磁场的方向的信息。

[0098] 另外,存储电路 28 不限于存储与来自控制电路 27 的旋转磁场的方向和磁场的方向的控制信号对应的信息的情况,也可以利用从控制电路 27 输出给磁场控制装置 5 的控制信号,把确定经过磁场控制装置 5 的交流电流产生及控制部 31 和驱动部 32 实际输出给旋转磁场产生装置 4 的旋转磁场的方向和磁场的方向的信息从磁场控制装置 5 侧发送给控制

电路 27,并存储在存储电路 28 中。

[0099] 并且,在本实施方式中,在变更旋转磁场的施加开始时间和施加停止时间及旋转磁场的方向(换言之,胶囊的行进方向的朝向)等时,进行控制使旋转磁场连续变化,使得对胶囊主体 3 不会作用急剧的力而是顺畅地作用。

[0100] 并且,在本实施方式中,通过胶囊主体 3 的旋转,由摄像元件 14 拍摄到的图像也旋转,所以如果将其直接显示于显示装置 7 上,则所显示的图像也成为旋转后的图像,由方向输入装置 8b 实现的向所期望方向的指示操作的操作性降低,所以优选使显示图像的旋转静止。

[0101] 因此,在本实施方式中,如日本特开 2003 - 299612 号说明书所公开的那样,通过数据处理电路 26 和控制电路 27 进行把旋转图像校正为旋转静止的图像的处理。

[0102] 另外,也可以以磁场的方向信息为基础,使图像旋转,取消胶囊主体 3 的旋转并显示(并且,也可以进行图像的相关处理等,显示规定方向的静止图像)。

[0103] 并且,如图 6 所示,所述位置/姿势检测装置 9 具有:作为第 2 磁场产生单元的励磁用线圈阵列 51,其产生用于使所述胶囊主体 3 的谐振电路 40 产生感应电动势的交流磁场;作为磁场检测单元的检测用线圈阵列 52,其检测由胶囊主体 3 的谐振电路 40 产生的磁场,检测胶囊主体 3 的长度方向的朝向(方向),并且也检测胶囊主体 3 的位置。

[0104] 所述励磁用线圈阵列 51 和所述检测用线圈阵列 52 构成为 1 组,在本实施方式中配置有 3 组,以产生正交的 3 轴方向的磁场。即,所述励磁用线圈阵列 51 和所述检测用线圈阵列 52 构成为 1 组,3 组分别具有彼此大致正交的产生方向和检测方向。

[0105] 并且,所述位置/姿势检测装置 9 具有:测定由所述检测用线圈阵列 52 检测的信号的信号测定器 53;计算处理部 54,其根据由该信号测定器 53 测定的数据,计算胶囊主体 3 的长度方向的朝向(方向),并且也计算位置;振荡器 55,其通过该计算处理部 54 的控制,使所述励磁用线圈阵列 51 以规定的振荡频率、例如 1kHz ~ 1MHz 振荡,以产生使所述谐振电路 40 相互感应所需要的交流磁场。

[0106] 此处,把由励磁用线圈阵列 51 产生的施加磁场设为 B_{ext} (向量),把由谐振电路 40 产生的磁场设为 B_{reso} (向量)时,由所述检测用线圈阵列 52 检测的测定磁场 B_{total} (向量)表示如下。

$$[0107] \quad \vec{B}_{\text{total}} = \vec{B}_{\text{ext}} + \vec{B}_{\text{reso}} \cdots (\text{式 } 1)$$

[0108] 另外,由谐振电路 40 产生的磁场 B_{reso} (向量)作为谐振电路 40 的位置、方向的函数,可以在三维坐标上(未图示)表示如下。

$$[0109] \quad \vec{B}_{\text{reso}}(x_0, y_0, z_0, \theta, \phi, M) = \frac{1}{4\pi\mu} \left(-\frac{\vec{M}}{r^3} + \frac{3(\vec{M} \cdot \vec{r}) \cdot \vec{r}}{r^5} \right) \cdots (\text{式 } 2)$$

[0110] 其中, x_0 :胶囊主体 3 的 x 坐标

[0111] y_0 :胶囊主体 3 的 y 坐标

[0112] z_0 :胶囊主体 3 的 z 坐标

[0113] θ :胶囊主体 3 的绕 z 轴旋转的角度

[0114] ϕ :胶囊主体 3 的绕 y 轴旋转的角度

[0115] r :从谐振电路 40 到检测用线圈阵列 52 的距离

[0116] M :谐振电路 40 生成的等效的磁力矩的强度

[0117] 即,计算处理部 54 从由检测用线圈阵列 52 检测的测定磁场 B_{total} 减去由励磁用线圈阵列 51 产生的施加磁场 B_{ext} ,求出由谐振电路 40 产生的磁场 B_{reso} ,根据该值计算胶囊主体 3 的位置(x 、 y 、 z)、胶囊主体 3 的方向(θ 、 ϕ)、和等效的磁力矩 M 。

[0118] 另外,基于旋转磁场产生用亥姆霍兹线圈 4A 生成的旋转磁场的磁引导的频率使胶囊主体 3 以物理方式移动,所以约为 10Hz。另一方面,基于谐振电路 40 的谐振的相互感应的频率,考虑到活体的吸收等,如上所述例如约为 1kHz ~ 1MHz。因此,这些基于旋转磁场的磁引导和基于谐振电路 40 的谐振的相互感应不会彼此影响。

[0119] 并且,所述励磁用线圈阵列 51 和所述检测用线圈阵列 52 构成为例如如图 7 ~ 图 9 所示,被组装在所述旋转磁场产生装置 4 内。

[0120] 如图 7 ~ 图 9 所示,所述励磁用线圈阵列 51 和所述检测用线圈阵列 52 构成为,例如对于将以患者身体能够进入的方式与头部和脚部的部分对应的开口部除外的 4 面,相同地配置励磁用线圈 62 和多个检测用线圈 61 而使其对峙。具体讲,大致立方体形状的框架的成为开口部的面的法线方向与多个检测用线圈 61 的一部分的检测方向为大致同一方向,在成为开口部的面和所述开口部的相反面以外的面上配置多个检测用线圈 61。

[0121] 所述励磁用线圈阵列 51 和所述检测用线圈阵列 52 例如可以兼用成,把跟前侧的面作为励磁侧时,对峙的相反侧的面为检测侧,如上所述构成为 1 组,配置 3 组以产生正交的 3 轴方向的磁场。另外,作为对于头部和脚部部分的 1 组,无法配置励磁用线圈阵列 51 和检测用线圈阵列 52,所以将方向(朝向)相差 90 度的励磁用线圈 62 和检测用线圈 61 分摊地形成于其他 4 面上。

[0122] 并且,作为励磁用线圈,设置有 3 组励磁用线圈 62 (优选亥姆霍兹结构),其构成为与所述旋转磁场产生装置 4 相同的立方体形状,各自的磁场产生方向正交并均匀地形成交流磁场。

[0123] 由此,位置 / 姿势检测装置 9 可以均匀地形成交流磁场,所以能够使谐振电路 40 极其细密地产生感应电动势,可以利用所述检测用线圈阵列 52 更加高精度地检测谐振电路 40 的磁场。

[0124] 另外,所述检测用线圈 61 和所述励磁用线圈 62 配置在位置 / 姿势检测基板上(参照图 15A、图 15B、图 16A、图 16B 和图 16C),但为了容易看清楚,省略了位置 / 姿势检测基板。

[0125] 另外,所述励磁用线圈阵列 51 和所述检测用线圈阵列 52 也可以如图 10 和图 11 所示,以规定的角度将两组配置成山型形状而形成,以产生正交的 3 轴方向的磁场。另外,在图 10 或图 11 中,所述检测用线圈 61 和所述励磁用线圈 62 也配置在位置 / 姿势检测基板上(参照图 15A、图 15B、图 16A、图 16B 和图 16C),但为了容易看清楚,省略了位置 / 姿势检测基板。配置了这些检测用线圈 61 和励磁用线圈 62 的位置 / 姿势检测基板 60 例如图 17A、图 17B 所示,被安装在具有活体可以插通的开口部的框体即作为框架的所述旋转磁场产生装置 4 上。该框体大致为多面体状,此处为大致立方体状的部件。

[0126] 并且,励磁用线圈 62 如图 12 所示,可以设在除了患者的头部和脚部部分以外的 4 面上。在图 12 中,多个励磁用线圈 63 中至少一个励磁用线圈 63 的磁场的方向与其他励磁用线圈 63 的磁场的方向不同。同样,多个检测用线圈 61 中至少一个检测用线圈 61 的检测

方向与其他检测用线圈 61 的检测方向不同。该励磁用线圈 62 优选采用亥姆霍兹结构。另外,在图 12 中,所述检测用线圈 61 和所述励磁用线圈 63 也配置在位置 / 姿势检测基板上(参照图 15A、图 15B、图 16A、图 16B 和图 16C),但为了容易看清楚,省略了位置 / 姿势检测基板。

[0127] 另外,图 12 所示的位置 / 姿势检测装置与其他示例在包括患者的头部和脚部部分的 3 轴上设置位置 / 姿势检测基板的情况相比,在除了患者的头部和脚部部分的两轴上设置位置 / 姿势检测基板而构成,所以虽然检测灵敏度有所下降,但相应地结构简单,容易实现。

[0128] 配置了这些励磁用线圈 62、检测用线圈 61 和励磁用线圈 63 的位置 / 姿势检测基板 60 例如图 18 和图 19A、图 19B 所示,被安装在作为框架的所述旋转磁场产生装置 4 上。

[0129] 这样构成的位置 / 姿势检测装置 9 可将通过所述计算处理部 54 计算的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置信息输入给所述处理装置 6 的控制电路 27。

[0130] 控制电路 27 在操作输入装置 8 进行了操作时,根据存储在存储电路 28 中的信息和由位置 / 姿势检测装置 9 检测的信息,产生旋转磁场,进行控制所产生的旋转磁场的方向等的动作。

[0131] 另外,所述旋转磁场产生装置 4 和被组装在该旋转磁场产生装置 4 上的位置 / 姿势检测装置 9 如图 13 所示可以构成可分割成两部分,以便患者容易插入身体,或者如图 14 所示可以构成能够开闭。并且,也可以在所述旋转磁场产生装置 4 和位置 / 姿势检测装置 9 中个别地构成上述结构。

[0132] 并且,所述位置 / 姿势检测装置 9 构成如图 15A、图 15B、图 16A、图 16B 和图 16C 所示,所述励磁用线圈 62、所述检测用线圈 61 配置在位置 / 姿势检测基板 60 的同一平面内。如图 15A、图 15B 所示,位置 / 姿势检测基板 60 通过下述方式形成了单元化结构:在由非磁性体构成的板状基座上的同一平面内,所述检测用线圈 61 相对于所述励磁用线圈 62 以相等间隔相同地水平配置,并且,对于头部和脚部部分的检测用线圈 61 以相等间隔相同地垂直配置。多个所述检测用线圈 61 的一部分分别具有大致同一方向的检测方向,但其他一部分具有不同方向的检测方向。具体讲,至少 3 个检测用线圈 61 具有相互正交的检测方向。并且,在图 15A 的情况下,励磁用线圈 62 和至少一个检测用线圈 61 配置在大致同一平面上,励磁用线圈 62 的磁场的方向和至少一个检测用线圈 61 的检测方向大致相同。

[0133] 另一方面,如图 16A 所示,位置 / 姿势检测基板 60 构成在同一平面内并列配置所述励磁用线圈 62 和所述检测用线圈 61。并且,如图 16B 所示,位置 / 姿势检测基板 60 构成在同一平面内,在所述励磁用线圈 62 中配置所述检测用线圈 61。在图 16B 中,配置在基座即位置 / 姿势检测基板 60 上的具有对称性形状的励磁用线圈 62 的对称中心轴与具有对称性形状的检测用线圈 61 的对称中心轴呈同轴配置。此处,位置 / 姿势检测基板 60 具有一个检测用线圈 61。如图 16C 所示,位置 / 姿势检测基板 60 构成在图 16B 所示结构的基础上,进一步在所述励磁用线圈 62 的周围相同地配置所述检测用线圈 61。多个所述检测用线圈 61 分别具有大致同一方向的检测方向。

[0134] 如利用上述 15A、图 15B、图 16A、图 16B 和图 16C 中说明的那样,所述位置 / 姿势检测基板 60 在同一平面内具有各种变化。由此,所述位置 / 姿势检测装置 9 可以有效产生用于使所述胶囊主体 3 的谐振电路 40 产生感应电动势的交流磁场,而且可以有效检测由胶囊

主体 3 的谐振电路 40 产生的磁场。

[0135] 另外,所述位置 / 姿势检测装置 9 在使两个所述位置 / 姿势检测基板 60 对峙时,优选励磁用线圈 62 采用亥姆霍兹结构。

[0136] 说明基于这样的结构的本实施方式的作用。

[0137] 在利用胶囊主体 3 检查体腔内时,患者吞入该胶囊主体 3。被插入体腔内的胶囊主体 3 在通过食道等时,利用照明元件 15 进行照明,把由摄像元件 14 拍摄到的图像经过无线电路 22 以无线方式发送给体外的处理装置 6。

[0138] 处理装置 6 把通过无线电路 25 接收并解调的图像数据存储在设于数据处理电路 26 内部等的(硬盘等的)图像存储装置中,并且进行显示用处理,并输出给显示装置 7 显示通过胶囊主体 3 依次拍摄到的图像。

[0139] 此处,处理装置 6 的控制电路 27 根据由位置 / 姿势检测装置 9 检测的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置信息,进行产生旋转磁场、控制所产生的旋转磁场的方向等的动作。图 20 是表示根据由方向 / 位置检测装置检测的胶囊主体的朝向(方向)和位置信息,控制旋转磁场的方向等的动作的流程图。使用图 20 说明其动作。

[0140] 首先,控制电路 27 控制驱动位置 / 姿势检测装置 9,测定胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置(步骤 S1 和 S2)。另外,在本实施方式中,作为励磁用线圈阵列 51 使用励磁用线圈 62,作为检测用线圈阵列 52 使用检测用线圈 61。

[0141] 位置 / 姿势检测装置 9 通过振荡器 55 使励磁用线圈阵列 51 (励磁用线圈 62) 以规定的振荡频率、例如 1kHz ~ 1MHz 振荡,产生交流磁场。

[0142] 胶囊主体 3 的谐振电路 40 借助于交流磁场相互感应并产生感应电动势,使电流流过胶囊内线圈 42 并产生磁场。通过该谐振电路 40 形成的磁场被检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61) 所检测。由该检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61) 检测的测定值通过信号测定器 53 被取入,并输入给计算处理部 54。

[0143] 计算处理部 54 根据所输入的测定值,由上述式 1 和式 2 计算谐振电路 40 的朝向(方向)和位置,把所计算的结果作为胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据输出给控制电路 27。

[0144] 控制电路 27 根据从位置 / 姿势检测装置 9 输入的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据,设定旋转磁场的方向,控制驱动旋转磁场产生装置 4 并使其向该朝向产生旋转磁场。

[0145] 控制电路 27 按照由手术医生操作进行的操作输入装置 8、例如方向输入装置 8a 的操纵杆的输入,控制驱动旋转磁场产生装置 4,以便把胶囊主体 3 控制到所期望的朝向(方向)和位置。

[0146] 即,控制电路 27 检测操作输入装置 8 (操纵杆)的输入(步骤 S3),在判断为有输入时(步骤 S4 为“是”时),按照该操作输入装置 8 的操作,计算由旋转磁场产生装置 4 生成的下一个旋转磁场的生成条件,以便把胶囊主体 3 控制在所期望的朝向(方向)和位置(步骤 S5),并生成(附加)旋转磁场(步骤 S6)。另外,控制电路 27 在没有操作输入装置 8 (操纵杆)的输入时,维持所设定的旋转磁场的状态直到有该输入为止。

[0147] 胶囊主体 3 按照所生成的旋转磁场,改变朝向(方向)和位置。此处,胶囊主体 3 根据管腔的状态、例如体液或腔衣的存在或脏器内的空间等状态,相对于操作输入装置 8 的

操作,移动过度或不易移动,从而朝向变化的难易程度发生变化,产生达不到所计算的胶囊主体 3 的朝向的误差。

[0148] 此处,胶囊主体 3 的谐振电路 40 的相互感应,以设置了励磁用线圈阵列 51 (励磁用线圈 62)的位置 / 姿势检测基板 60 的中心轴、及设置了检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61)的位置 / 姿势检测基板 60 的中心轴与胶囊内线圈 42 的轴一致时为最大,伴随位置的变化量、角度的变化量增大,通过胶囊内线圈 42 产生的磁场变小,难以进行正确的位置检测。

[0149] 而且,通过胶囊内线圈 42 产生的磁场的强度与距离的三次方成正比地变小,所以为了提高检测精度,需要将空间抑制为最小必要限度,在人体中进行检测时,不得不配置成只包围对象部位。

[0150] 如果是立方体,6 面中至少两面的励磁用线圈阵列 51 (励磁用线圈 62)、检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61) 与人体干扰,所以需要研究线圈的配置,以维持 3 轴配置,而且立方体的尺寸不会变大。

[0151] 在本实施方式中,如上所述,励磁用线圈阵列 51 (励磁用线圈 62)和检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61)构成为,例如对于旋转磁场产生装置 4 (旋转磁场产生用亥姆霍兹线圈 4A),将多个励磁用线圈 62 和检测用线圈 61 相同地配置在为了患者身体能够进入而将头部和脚部部分除外的 4 面上,使其对峙。

[0152] 另外,在本实施方式中,由励磁用线圈 62 或励磁用线圈 62、63 产生的交流磁场的谐振频率,例如以 1kHz ~ 1MHz 振荡,所以与由旋转磁场产生装置 4 (旋转磁场产生用亥姆霍兹线圈 4A) 产生的旋转磁场的驱动频率不同,不会干扰(相互影响)。

[0153] 因此,在本实施方式中,可以正确检测胶囊主体 3 的朝向和位置,而不会影响磁引导胶囊主体 3 的旋转磁场。

[0154] 因此,控制电路 27 再次测定胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置,进行以下控制,以校正上述误差。

[0155] 即,控制电路 27 再次控制驱动位置 / 姿势检测装置 9,测定胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据(步骤 S7)。

[0156] 控制电路 27 比较从位置 / 姿势检测装置 9 获得的胶囊主体 3 的朝向(方向)数据、和由旋转磁场产生装置 4 生成的旋转磁场的方向(旋转磁场的磁场旋转平面的法线方向)数据(步骤 S8),判断该比较的结果是否大于预先设定的设定值 α (步骤 S9)。

[0157] 控制电路 27 比较从位置 / 姿势检测装置 9 获得的胶囊主体 3 的朝向(方向)数据、和由旋转磁场产生装置 4 生成的旋转磁场的方向数据的结果为大于设定值 α 时,把旋转磁场的方向设定为所测定的胶囊主体 3 的朝向数据(步骤 S10),以后检测操作输入装置 8 (操纵杆)的输入,重复上述动作。

[0158] 其结果,胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统 1 可以正确检测胶囊主体 3 的朝向和位置,而不会影响磁引导胶囊主体 3 的旋转磁场。

[0159] 即,胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统 1 在每当操作了操作输入装置 8 时,更新胶囊主体 3 的朝向数据,所以不会产生对于操作输入装置 8 的操作的、因管腔的状态造成的误差。因此,本实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统 1 可以顺畅地磁引导胶囊主体 3 并使其动作。

[0160] 另外,胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统 1 也可以按图 21 和图 22 所示那样构成。

图 21 是表示图 2 的位置 / 姿势检测装置的变形例的电路框图, 图 22 是表示根据利用图 21 的位置 / 姿势检测装置检测的胶囊主体的朝向(方向)和位置信息, 控制旋转磁场的方向等的动作的流程图。

[0161] 如图 21 所示, 磁场控制装置 5B 构成为设有: 朝向计算部 71, 其根据由旋转磁场产生装置 4 生成的旋转磁场的方向数据, 计算胶囊主体 3 的朝向; 反馈率调整部 72, 其用于根据通过控制电路 27 计算的反馈率, 调整交流电流产生及控制部 31 生成的交流电流。

[0162] 并且, 控制电路 27 按照图 22 所示的流程图, 根据通过位置 / 姿势检测装置 9 检测的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置信息, 进行产生旋转磁场、控制所产生的旋转磁场的方向等的动作。另外, 图 22 所示的流程图中截止到判断为检测到了操作输入装置 8 的输入的 S14, 与上述第 1 实施方式的流程图的 S1 到 S4 的动作大致相同, 所以省略说明。

[0163] 并且, 在本变形例中, 产生旋转磁场的是旋转磁场产生装置 4 的 3 组对峙线圈(亥姆霍兹线圈)33a ~ 33c, 施加用于使胶囊内线圈 42 产生感应电动势的交流磁场的是励磁用对峙线圈(亥姆霍兹线圈)62a ~ 62c, 检测产生借助于胶囊内线圈 42 的感应电动势而流过的电流的磁场的是检测线圈阵列 52a ~ 52c。

[0164] 在判断为有操作输入装置 8 (操纵杆) 的输入(步骤 S14) 时, 控制电路 27 根据操作输入装置 8 的操作, 计算由旋转磁场产生装置 4 生成的下一个旋转磁场的生成条件, 以便把胶囊主体 3 控制在所期望的朝向(方向)和位置(步骤 S15), 并生成(附加)旋转磁场(步骤 S16)。

[0165] 并且, 胶囊主体 3 按照所生成的旋转磁场改变朝向(方向)和位置。此处, 胶囊主体 3 如上面所述那样根据管腔的状态、例如体液和腔衣的存在和脏器内的空间等状态, 对于操作输入装置 8 的操作, 移动过度或不易移动, 朝向的改变难易程度发生变化, 产生达不到所计算的胶囊主体 3 的朝向的误差。

[0166] 因此, 控制电路 27 再次测定胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置, 进行以下控制, 以校正上述误差。

[0167] 首先, 控制电路 27 再次控制驱动位置 / 姿势检测装置 9, 测定胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据, 检测胶囊主体 3 的朝向(方向)(步骤 S17)。

[0168] 然后, 控制电路 27 控制朝向计算部 71, 比较由旋转磁场产生装置 4 生成的旋转磁场的方向数据和胶囊主体 3 的朝向(方向)及位置数据。并且, 控制电路 27 计算从朝向计算部 71 得到的旋转磁场的方向数据、和从位置 / 姿势检测装置 9 得到的胶囊主体 3 的朝向(方向)数据的差分($\Delta \theta$, $\Delta \phi$)(步骤 S18)。

[0169] 然后, 控制电路 27 检测操作输入装置 8 (操纵杆) 的输入(步骤 S19), 计算对应于该操作输入装置 8 的操作的胶囊主体 3 的方向变化成分(θ' , ϕ')(步骤 S20)。

[0170] 并且, 控制电路 27 从所计算的胶囊主体 3 的方向变化成分(θ' , ϕ')减去乘上了反馈率 A 的差分($\Delta \theta$, $\Delta \phi$), 计算对应于操作输入装置 8 的操作的胶囊主体 3 的朝向(方向)的变化量(变化指示量)(步骤 S21)。

[0171] 此处, 所计算的对应于操作输入装置 8 的操作的胶囊主体 3 的朝向变化指示量(θ , ϕ)表示如下:

[0172] $(\theta, \phi) = (\theta' - A \Delta \theta, \phi' - A \Delta \phi)$

[0173] 其中, A: 反馈率。

[0174] 然后,控制电路 27 根据所计算的胶囊主体 3 的朝向变化指示量(θ , ϕ),计算由旋转磁场产生装置 4 生成的下一个旋转磁场的生成条件,以使成为对应于操作输入装置 8 的操作的朝向(方向)(步骤 S22)。

[0175] 并且,控制电路 27 根据所计算的旋转磁场的生成条件,生成(附加)旋转磁场(步骤 S16),以后进行重复。

[0176] 结果,变形例的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统 1 比上述第 1 实施方式,可以更稳定地控制胶囊主体 3 的动作。

[0177] 另外,图 22 所示的流程图预先把反馈率 A 设定为规定的设定值,但也可以构成为进行使反馈率 A 可变的控制。

[0178] 另外,在上述图 20 或图 22 的流程图中说明的控制中,在胶囊主体 3 的胶囊内线圈 42 的朝向、位置/姿势检测装置 9 的励磁用对峙线圈(亥姆霍兹线圈)62a ~ 62c 及检测用线圈阵列 52a ~ 52c 的朝向三者一致时,可以进行高精度的方向/位置检测,但在胶囊主体 3 具有角度时,上述方向/位置检测的精度下降。

[0179] 因此,为了确保上述方向/位置检测的精度为高精度,构成为在上述图 22 的流程图中说明的控制的基础上,还进行图 23 所示的流程图的控制。图 23 是表示对图 20 或图 22 的流程图再追加的控制的流程图。即,如图 23 所示,控制电路 27 首先作为初始值,输入预先判定的胶囊主体 3 的朝向(方向),并设定位置/姿势检测装置 9 的励磁用对峙线圈(亥姆霍兹线圈)62a ~ 62c 生成的交流磁场的方向,(步骤 S31、S32),控制驱动位置/姿势检测装置 9,实施位置/方向的检测(步骤 S33)。

[0180] 然后,控制电路 27 计算由励磁用对峙线圈(亥姆霍兹线圈)62a ~ 62c 生成的交流磁场的方向、与所计算的胶囊主体 3 的朝向形成的角度 β (步骤 S34)。

[0181] 并且,控制电路 27 将所计算的 β 与阈值 β_0 (例如 30° 或 45°) 进行比较(步骤 S35),在超过该阈值 β_0 时,根据所计算的 β ,设定由励磁用对峙线圈(亥姆霍兹线圈)62a ~ 62c 生成的交流磁场的方向,作为胶囊主体 3 的朝向(步骤 S36)。以后,重复 S33 ~ S36。

[0182] 其结果,通过追加上述控制,胶囊医疗装置位置/姿势检测系统 1 使胶囊主体 3 的胶囊内线圈 42 的方向、与通过位置/姿势检测装置 9 的励磁用对峙线圈(亥姆霍兹线圈)62a ~ 62c 生成的交流磁场的方向大致一致,其结果,胶囊主体 3 的胶囊内线圈 42 的方向、位置/姿势检测装置 9 的励磁用对峙线圈(亥姆霍兹线圈)62a ~ 62c 及检测用线圈阵列 52a ~ 52c 的朝向三者大致一致,因此可以进行更高精度的控制。

[0183] 并且,亥姆霍兹线圈 62 利用 3 组亥姆霍兹线圈 62a、62b、62c 构成,以产生 3 轴方向的磁场,所以能够任意设定交流磁场的方向。

[0184] 另外,胶囊主体 3 的构成谐振电路 40 的胶囊内线圈 42 例如可以按照图 24A ~ 图 24C 所示那样构成。图 24A ~ 图 24C 是表示构成谐振电路的线圈的变形例的胶囊主体的说明图,图 24A 是在覆盖内置物的覆盖部件上卷绕了线圈的胶囊主体的侧面说明图,图 24B 是表示图 24A 所示覆盖部件的断面形状的说明图,图 24C 是在棒状部件上卷绕了线圈的胶囊主体的侧面说明图。

[0185] 如图 24A 和图 24B 所示,胶囊内线圈 42 缠绕在覆盖胶囊主体 3 的内置物的覆盖部件 81 上,并利用树脂材料涂敷其外周。所述覆盖部件 81 利用坡莫合金、镍、铁等高导磁部件即高导磁箔形成,并且形成圆弧形,以防止涡电流。

[0186] 并且,如图 24C 所示,胶囊内线圈 42 也可以构成为缠绕在利用坡莫合金、镍、铁等高导磁部件形成的棒状部件 82 上。另外,在图 24A ~ 图 24C 中,省略了螺旋状突起(或螺纹部) 12。

[0187] 由此,胶囊主体 3 可以进一步增强利用上述胶囊内线圈 42 构成的谐振电路 40 产生的磁场,可以提高位置 / 姿势检测装置 9 的方向 / 位置精度。

[0188] 另外,也可以使用利用上述胶囊内线圈 42 构成的谐振电路 40,构成图 25A ~ 图 25C 所示的电源供给电路,进行供电。图 25A ~ 图 25C 是表示使用利用图 24A ~ 图 24C 的线圈构成的谐振电路构成的电源供给电路的电路框图,图 25A 是表示第 1 电源供给电路的电路框图,图 25B 是表示第 2 电源供给电路的电路框图,图 25C 是表示第 3 电源供给电路的电路框图。

[0189] 图 25A 所示的电源供给电路 90A 构成为在胶囊内线圈 42 的两端设置两个切换开关 91,在端子 a 侧连接电容器 41,在端子 b 侧连接电源电路 92。电源电路 92 的输出侧,一端连接在胶囊内部的各个电路上,另一端连接在充电电池或超级电容上。

[0190] 所述切换开关由控制电路 27 控制切换,在通过所述位置 / 姿势检测装置 9 进行方向 / 位置检测时,切换到端子 a 侧,形成谐振电路 40,在供给电源时,切换到端子 b 侧,连接到电源电路 92 上。

[0191] 并且,图 25B 所示的电源供给电路 90B 利用变压器 93 将谐振电路 40 和电源电路 92 连接到所述电源供给电路 90A 而构成。由此,电源供给电路 90B 与上述电源供给电路 90A 相比,可以减少电源供给对所述位置 / 姿势检测装置 9 的方向 / 位置检测的影响。

[0192] 并且,图 25C 所示的电源供给电路 90C 通过两个切换开关 94 将谐振电路 40 和电源电路 92 连接到所述电源供给电路 90B 而构成。通过构成上述电源供给电路,可以进行胶囊主体 3 的供电。

[0193] 另外,所述位置 / 姿势检测装置也可以按照图 26A 和图 26B 所示那样构成。

[0194] 如图 26A 和图 26B 所示,位置 / 姿势检测装置 9B 构成为,将对于脚部部分的位置 / 姿势检测基板 60 设置成以自由开闭为倾斜形状的方式可自由移动,且使对于头部部分的位置 / 姿势检测基板 60 形成头部可以插通的孔部。另外,位置 / 姿势检测基板 60 也可以与框架进行装卸。

[0195] 由此,位置 / 姿势检测装置 9B 在头部和脚部附近为止,可以有效地检测胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置。

[0196] 并且,所述位置 / 姿势检测装置也可以按照图 27 所示那样构成为正 8 面体形状。如图 27 所示,位置 / 姿势检测装置 9C 将位置 / 姿势检测基板 60 安装在框体即框架上,该框体形成为正 8 面体形状,具有活体可以插通的开口部。由此,位置 / 姿势检测装置 9C 在头部和脚部附近为止,可以有效地检测胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置。

[0197] 并且,所述位置 / 姿势检测装置也可以按照图 28A 和图 28B 所示那样构成为球面形状。

[0198] 如图 28A 和图 28B 所示,位置 / 姿势检测装置 9D 将位置 / 姿势检测基板 60 安装在框体即框架上,该框体形成球面形状,具有活体可以插通的开口部。由此,位置 / 姿势检测装置 9D 通过将位置 / 姿势检测基板 60 配置成球面状,可以具有与胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置无关地、与胶囊内线圈 42 的轴大致一致的轴,可以进一步提高检测精度。

[0199] 另外,位置/姿势检测装置 9C、9D 在与用于磁引导胶囊主体 3 的旋转磁场产生装置 4 相组合时,以把该旋转磁场产生装置 4 配置在外侧的方式进行组合。该情况时,组合的旋转磁场产生装置 4 将未图示的立方体形状的旋转磁场产生用亥姆霍兹线圈 4A 配置在外侧。

[0200] 并且,位置/姿势检测装置 9C、9D 构成为可以开闭,以便患者容易插入身体,并设有把手 71。并且,位置/姿势检测装置 9C 与形成为球面状的位置/姿势检测装置 9D 相比,没有将位置/姿势检测基板 60 配置成球面状,所以制作性提高。

[0201] (第 2 实施方式)

[0202] 图 29A ~ 图 31 涉及本发明的第 2 实施方式,图 29A 和图 29B 是表示构成第 2 实施方式的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的说明图,图 29A 是表示构成第 2 实施方式的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的概要立体图,图 29B 是表示图 29A 的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的内部结构的概要剖面图,图 30 是表示图 29A 和图 29B 的位置/姿势检测装置的变形例的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的概要立体图,图 31 是表示图 30 的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的内部结构的 A 向视的概要剖面图。

[0203] 上述第 1 实施方式构成为系统在患者躺下的状态下工作,但第 2 实施方式构成为系统在患者坐着的状态下工作。除此以外的结构与上述第 1 实施方式的结构相同,所以省略说明,对相同结构赋予相同标号进行说明。

[0204] 即,如图 29A 和图 29B 所示,第 2 实施方式的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统将位置/姿势检测装置 9E 构成为患者可以落座的椅子型。

[0205] 如果更加具体地说明,位置/姿势检测装置 9E 将位置/姿势检测基板 60 以患者可落座的方式安装在作为框体即框架的旋转磁场产生装置 4 上,该框体形成为立方体形状,具有活体可以插通的开口部。所述位置/姿势检测基板 60 配置在患者的臀部和靠背部,并且配置在与这些臀部和靠背部相对的患者的前面部。另外,位置/姿势检测基板 60 被配置成与患者的两腋相对。

[0206] 由此,在不需要患者躺下时,位置/姿势检测装置 9E 可以在患者坐着的状态下使系统动作。

[0207] 另外,如图 30 和图 31 所示,也可以构成为将位置/姿势检测装置 9F 设在椅子 72 上。更加具体地说明为,位置/姿势检测装置 9F 将作为框体即框架的旋转磁场产生装置 4 安装在椅子 72 上,该框体形成为立方体形状,具有活体可以插通的开口部,所述位置/姿势检测基板 60 配置在患者的臀部和靠背部,并且配置在与这些臀部和靠背部相对的患者的前面部。

[0208] 由此,位置/姿势检测装置 9F 与上述第 2 实施方式相比,可以在患者更舒适地坐着的状态下使系统动作。

[0209] 除此以外的结构与作用,和上述第 1 实施方式相同,所以省略说明。

[0210] (第 3 实施方式)

[0211] 图 32 ~ 图 40C 涉及本发明的第 3 实施方式,图 32 是表示构成第 3 实施方式的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的说明图,图 33 是图 32 的旋转磁场产生装置和位置/姿势检测装置的主要部分放大图,图 34 是表示构

成第3实施方式的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统的整体结构图,图35是表示第3实施方式的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统的控制动作的流程图,图36是表示图32的位置/姿势检测装置的变形例的概要立体图,图37是图36的位置/姿势检测装置的概要说明图,图38表示图37的变形例,是将位置/姿势检测基板构成为平板状的位置/姿势检测装置对于胶囊主体进行位置/姿势检测的说明图,图39是通过位置/姿势检测装置对设置振荡器来取代电容器而构成了谐振电路的胶囊主体进行位置/姿势检测的说明图,图40A~图40C是表示励磁用线圈和检测用线圈及胶囊内线圈的位置关系的概要说明图,图40A是表示连接励磁用线圈和检测用线圈的轴与胶囊内线圈处于同轴时的位置关系的概要说明图,图40B是表示连接励磁用线圈和检测用线圈的轴与胶囊内线圈的长度中心轴正交时的位置关系的概要说明图,图40C是表示胶囊内线圈处于脱离了连接励磁用线圈和检测用线圈的轴的位置时的位置关系的概要说明图。

[0212] 上述第1、第2实施方式构成为将所述位置/姿势检测基板60固定配置,但第3实施方式构成为所述位置/姿势检测基板60可以在检查中移动到最佳位置。除此以外的结构与上述第1实施方式相同,所以省略说明,对相同结构赋予相同标号进行说明。

[0213] 即,如图32~图34所示,第3实施方式的胶囊医疗装置位置/姿势检测系统1G将位置/姿势检测装置9G构成为,在作为框体的框架即旋转磁场产生装置4G内部,内置了所述位置/姿势检测基板60的两个可动单元180a、180b可以移动到规定的位置,该框体形成成为球面形状、并具有活体可以插通的开口部。另外,在位置/姿势检测基板60配置有前述的多个检测用线圈61和励磁用线圈62。

[0214] 所述旋转磁场产生装置4G可以分离为大致球体状部件的半球。

[0215] 所述可动单元180a、180b在所述旋转磁场产生装置4G的半球部分各配置有一个。所述可动单元180a、180b中一方产生用于使胶囊主体3的谐振电路40相互感应的交流磁场时,另一方检测胶囊主体3的谐振电路40产生的磁场。

[0216] 另外,在图32中,把配置在所述旋转磁场产生装置4G的上侧半球部分的一方设为励磁用可动单元180a,把配置在所述旋转磁场产生装置4G的下侧半球部分的一方设为检测用可动单元180b。

[0217] 这些可动单元180a、180b构成为可以转换180度方向的驱动轮181连接电机182,可以移动到规定的位置。具体讲,两个位置/姿势检测基板60隔着所述胶囊医疗装置所在的空间相对配置,而且配置成在维持相对状态的状态下自由移动。另外,在面对着配置的所述可动单元180a、180b,例如可以转动地设有4个根据所述驱动轮181的旋转而从动的从动轮183。

[0218] 所述电机182通过电机驱动电路184来进行控制驱动,所述电机驱动电路184通过挠性基板185连接在驱动控制装置86和在上述第1实施方式中说明的信号测定器53上。所述驱动控制装置86控制所述电机驱动电路184,使所述可动单元180a、180b移动到规定的位置。

[0219] 所述驱动控制装置86连接在所述处理装置6的控制电路27G上。该控制电路27G除了在上述第1实施方式中说明的控制外,还控制所述驱动控制装置86,使所述可动单元180a、180b移动到规定的位置。

[0220] 更加具体地说明为,例如所检测的磁场在胶囊内线圈42与励磁用线圈62、检测用

线圈 61 为等距离时,有以下所示的三种模式。

[0221] 如图 40A 所示,所检测的磁场在连接励磁用线圈 62 和检测用线圈 61 的轴与胶囊内线圈 42 处于同轴时达到最大。

[0222] 并且,如图 40B 所示,所检测的磁场在连接励磁用线圈 62 和检测用线圈 61 的轴与胶囊内线圈 42 的长度中心轴正交时,来自励磁用线圈 62 的磁通不进入胶囊内线圈 42。因此,不在胶囊内线圈 42 (谐振电路 40) 产生感应磁场,很难利用检测用线圈 61 检测胶囊内线圈 42 的磁场。

[0223] 并且,如图 40C 所示,所检测的磁场在胶囊内线圈 42 位于脱离了连接励磁用线圈 62 和检测用线圈 61 的轴的位置时,来自励磁用线圈 62 的磁通进入胶囊内线圈 42,如果在使胶囊内线圈 42 产生感应磁场的位置,则可以利用检测用线圈 61 检测磁场。但是,该情况时,检测用线圈 61 检测的磁场的强度,根据此时产生的感应磁场的方向和检测用线圈 61 的朝向的关系、以及胶囊内线圈 42 和检测用线圈 61 的距离而变化。

[0224] 因此,控制电路 27G 根据由所述计算处理部 54 利用来自所述信号测定器 53 的测定数据计算的过去的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置信息,将所述驱动控制装置 86 控制到所述位置/姿势检测基板 60 检测的所述胶囊主体 3 的所述谐振电路 40 生成的磁场不会变小的合适位置。

[0225] 说明这样的结构所实现的第 3 实施方式的作用。

[0226] 在利用胶囊主体 3 检查体腔内时,患者吞入该胶囊主体 3。被插入体腔内的胶囊主体 3 在通过食道等时,利用照明元件 15 进行照明,把由摄像元件 14 拍摄到的图像经过无线电路 22 无线发送给体外的处理装置 6。

[0227] 处理装置 6 把通过无线电路 25 接收并解调的图像数据存储在设于数据处理电路 26 内部等的(硬盘等的)图像存储装置中,并且进行显示用处理,并输出给显示装置 7 显示通过胶囊主体 3 依次拍摄到的图像。

[0228] 此处,在本实施方式中,按照图 35 所示的流程图,控制电路 27G 根据由位置/姿势检测装置 9G 检测的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置信息,进行产生旋转磁场、控制所产生的旋转磁场的方向等的动作,并且进行控制动作,使所述可动单元 180a、180b 移动到合适位置。

[0229] 首先,控制电路 27G 进行胶囊主体 3 的位置检测。

[0230] 控制电路 27G 控制驱动位置/姿势检测装置 9G,测定胶囊主体 3 的位置和朝向(方向)(步骤 S41)。

[0231] 位置/姿势检测装置 9G 通过振荡器 55,使内置于励磁用可动单元 180a 的所述位置/姿势检测基板 60 (的励磁用线圈阵列 51)以规定的振荡频率、例如 1kHz ~ 1MHz 振荡,产生交流磁场。

[0232] 胶囊主体 3 的谐振电路 40 借助于交流磁场相互感应并产生感应电动势,并产生磁场。通过该谐振电路 40 形成的磁场被内置于检测用可动单元 180b 的所述位置/姿势检测基板 60 (的检测用线圈阵列 52)所检测。由该检测用可动单元 180b 检测的测定值通过所述信号测定器 53 取入,并输入给计算处理部 54。

[0233] 计算处理部 54 根据所输入的测定值,根据上述式 1 和式 2 计算谐振电路 40 的朝向(方向)和位置,把测定值和所计算的结果作为胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据及磁

场强度,输出给控制电路 27G。

[0234] 控制电路 27G 根据从位置 / 姿势检测装置 9G 输入的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据及磁场强度,使可动单元 180a、180b 向谐振电路 40 生成的磁场不变小的合适位置移动,进行再测定,所述谐振电路 40 生成的磁场是根据可动单元 180a、180b 的位置数据、所求出的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据及磁场强度生成的(步骤 S42)。

[0235] 控制电路 27G 比较前一个测定值和再测定值(步骤 S43),在前一个测定值较大时,重复 S41 ~ S43 直到再测定值大。

[0236] 可动单元 180a、180b 通过电机驱动电路 184 根据来自所述驱动控制装置 86 的驱动信号驱动电机 182,使驱动轮 181 和从动轮 183 转动,移动到规定的位置。

[0237] 另一方面,在再测定值大于前一个测定值时,控制电路 27G 结束位置检测(步骤 S44),进行下一个旋转磁场所实现的磁引导的控制。

[0238] 此处,胶囊主体 3 根据管腔的状态、例如体液和腔衣的存在和脏器内的空间等状态,对于操作输入装置 8 的操作,移动过度或不易移动,朝向的改变难易程度发生变化,产生达不到所计算的胶囊主体 3 的朝向的误差。

[0239] 因此,控制电路 27G 进行控制,使得以一定(时间)间隔进行再测定,重复胶囊主体 3 的位置检测(S41 ~ S44)。

[0240] 然后,控制电路 27G 进行基于旋转磁场的胶囊主体 3 的磁引导。

[0241] 控制电路 27G 从位置 / 姿势检测装置 9G 输出胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据(步骤 S45),设定根据由计算处理部 54 求出的胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置数据附加的旋转磁场(用于磁引导胶囊主体 3 的)方向(步骤 S46)。

[0242] 控制电路 27G 按照通过手术医生的操作进行的操作输入装置 8、例如方向输入装置 8a 的操纵杆的输入,控制驱动旋转磁场产生装置 4,以使胶囊主体 3 控制到所期望的朝向(方向)和位置。即,控制电路 27G 检测操作输入装置 8(操纵杆)的输入(步骤 S47),判断是否有输入(步骤 S48),在有操作输入装置 8 的输入时,计算该操作输入装置 8 的输入量,附加上述旋转磁场产生装置 4 生成的旋转磁场直到达到设定值(步骤 S49)。另外,控制电路 27G 在没有操作输入装置 8 的输入时,维持所设定的旋转磁场的状态直到有该输入。

[0243] 控制电路 27G 判断所附加的旋转磁场是否已达到设定值(步骤 S50),持续附加旋转磁场直到旋转磁场达到设定值,在旋转磁场已达到设定值时,结束引导(步骤 S51),重复基于旋转磁场的磁引导的控制(S46 ~ S51)。

[0244] 其结果,胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统 1G 除可以获得与上述第 1 实施方式相同的效果外,可以使位置 / 姿势检测基板 60 的位置移动到最佳位置,可以始终正确测定胶囊主体 3 的朝向(方向)和位置。

[0245] 另外,图 35 的流程图说明了构成可以移动的位置 / 姿势检测基板 60 的情况,但若除去移动可动单元的部分,还可应用于固定配置了位置 / 姿势检测基板 60 的情况。

[0246] 如上所述,说明了第 3 实施方式,但在本实施方式中可以考虑如下的变形示例。

[0247] 胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统也可以如图 36 和图 37 所示,使用多自由度可动式臂 190 代替可动单元 180a、180b,构成位置 / 姿势检测装置。

[0248] 如图 36 和图 37 所示,位置 / 姿势检测装置 9H 构成为设置多自由度可动式臂 190。控制装置控制多自由度可动式装置的动作,使位置 / 姿势检测基板 60 中的特定的一个检测的

磁场为最大。

[0249] 作为可动装置的所述多自由度可动式臂 190 使前端侧分支成两股,在它们的前端部分别设置所述位置 / 姿势检基板 60。这些位置 / 姿势检基板 60 中,如果某一方为励磁侧,则另一方就为检测侧。或者,位置 / 姿势检基板 60 也可以周期切换,或者还可以把同一基板上的一部分线圈作为励磁用、把另一部分作为检测用而同时使用。

[0250] 所述多自由度可动式臂 190 在关节部内置未图示的电机。这些电机与在上述第 3 实施方式中说明的可动单元 180a、180b 相同,通过控制电路 27G 由驱动控制装置 86 控制驱动。

[0251] 除此以外的结构和作用相同,所以省略说明。

[0252] 由此,本变形例的位置 / 姿势检测装置 9H 不需要患者潜入,非常舒适轻松,并且可以使装置小型化。

[0253] 另外,安装在多自由度可动式臂 190 上的位置 / 姿势检基板 60 如图 38 所示,也可以构成一个。该情况时,所述位置 / 姿势检基板 60 在基板中心配置所述励磁用线圈 62,在该励磁用线圈 62 的周围配置所述检测用线圈 61。另外,图 38 中的磁力线从基板中心的励磁用线圈 62 输出,并返回周围的检测用线圈 61。

[0254] 所述位置 / 姿势检测基板 60 构成为,所述励磁用线圈 62 产生用于使所述胶囊内线圈 42 产生感应磁场的交流磁场,所述检测用线圈 61 检测借助于该交流磁场产生的所述胶囊内线圈 42 的感应磁场。此处,多个检测用线圈 61 被配置成具有大致同一方向的检测方向,还被配置在所述位置 / 姿势检测基板 60 上的大致同一平面上。

[0255] 因此,所述多自由度可动式臂 190 可以只用一个所述位置 / 姿势检测基板 60 构成下述两个单元的作用:产生用于使所述胶囊内线圈 42 产生感应磁场的交流磁场的磁场产生单元、和检测所述胶囊内线圈 42 产生的感应磁场的磁场强度的磁场检测单元,所以与设置两个构成时相比,控制变简单,且可以进一步小型化。

[0256] 另外,胶囊主体 3 也可以构成为如图 39 所示,除了利用所述励磁用线圈阵列 51 的交流磁场产生感应磁场外,自发地产生感应磁场。

[0257] 该情况时,胶囊主体 3 具有代替电容器 41 而将振荡器 55B 连接到胶囊内线圈 42 上构成的谐振电路 40B。另外,所述振荡器 55B 例如以 1kHz ~ 1MHz 的振荡频率振荡,以产生使所述谐振电路 40B 相互感应所需要的交流磁场。

[0258] 另一方面,位置 / 姿势检测装置 9B 构成为,所述检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61) 检测由胶囊主体 3B 的谐振电路 40B 自发产生的磁场,具有:测定利用该检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61) 检测的信号的信号测定器 53;计算处理部 54,其根据利用该信号测定器 53 测定的数据,计算胶囊主体 3B 的长度方向的朝向(方向),同时还计算位置。

[0259] 此处,把谐振电路 40B 产生的磁场设为 B'_{reso} (向量)时,通过所述检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61) 检测的测定磁场 B'_{total} (向量)为

[0260] $\vec{B}'_{total} = \vec{B}'_{reso} \cdots$ (式 3)。

[0261] 另外,由谐振电路 40B 产生的磁场 B'_{reso} (向量)与在上述第 1 实施方式中说明的式 2 大致相同,所以省略。

[0262] 由此,计算处理部 54 把由检测用线圈阵列 52 (检测用线圈 61) 检测的测定磁场 B'_{total} 作为由谐振电路 40B 产生的磁场 B'_{reso} ,可以计算胶囊主体 3B 的位置(x、y、z)、胶囊

主体 3B 的朝向 (θ 、 ϕ)、和等效的磁力矩 M 。

[0263] 因此,位置 / 姿势检测装置 9B 由于胶囊主体 3B 可以通过谐振电路 40B 自发地产生磁场,所以不需要产生用于使该谐振电路 40B 产生感应电动势的交流磁场的励磁单元,可以进一步小型化。

[0264] 另外,把上述的各个实施方式等进行部分组合等构成的实施方式等也属于本发明。

[0265] 上述的本发明的实施方式的胶囊医疗装置位置 / 姿势检测系统,具有可以正确检测胶囊医疗装置主体的朝向和位置而不会影响磁引导胶囊医疗装置主体的旋转磁场的效果。

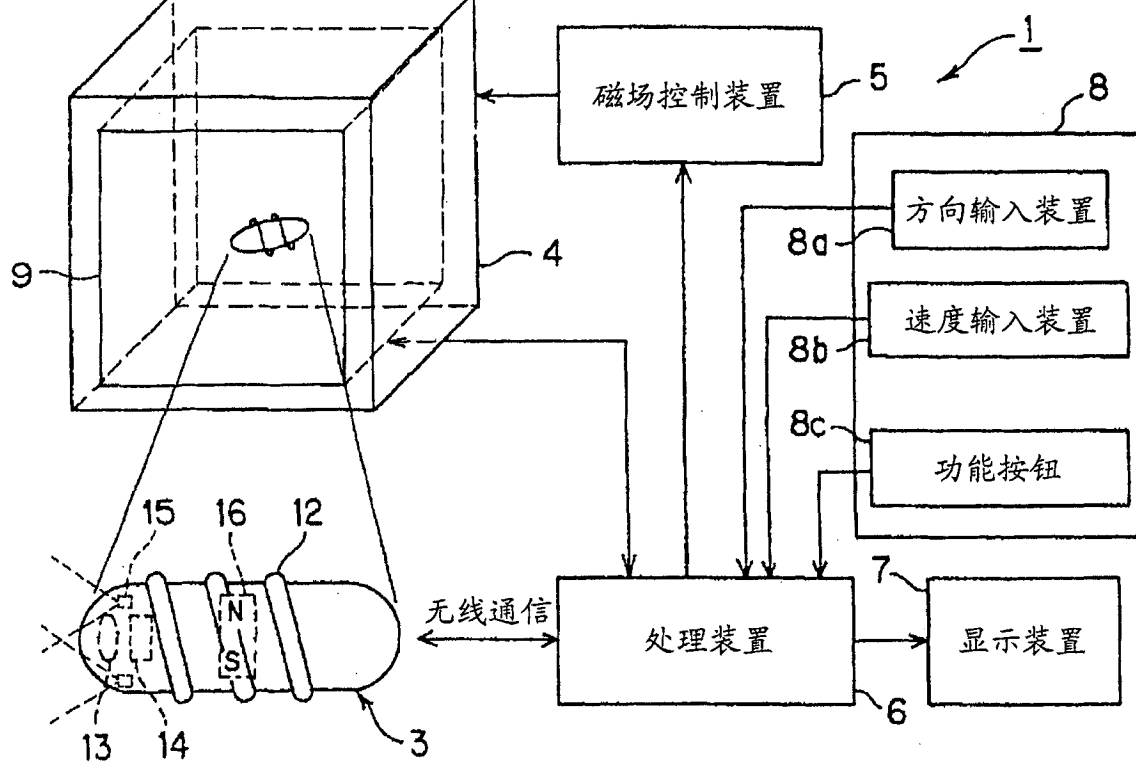
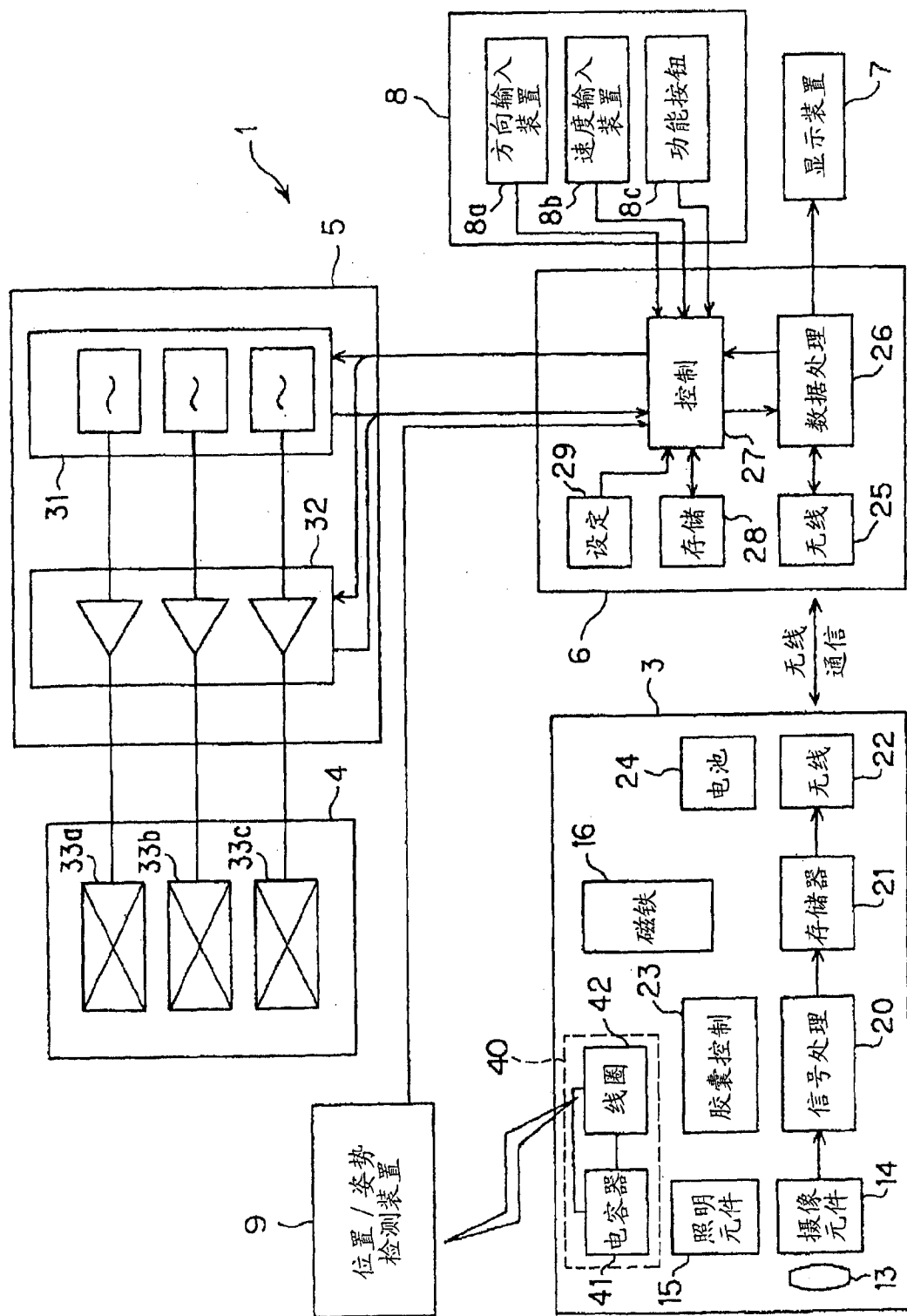


图 1



2
圖

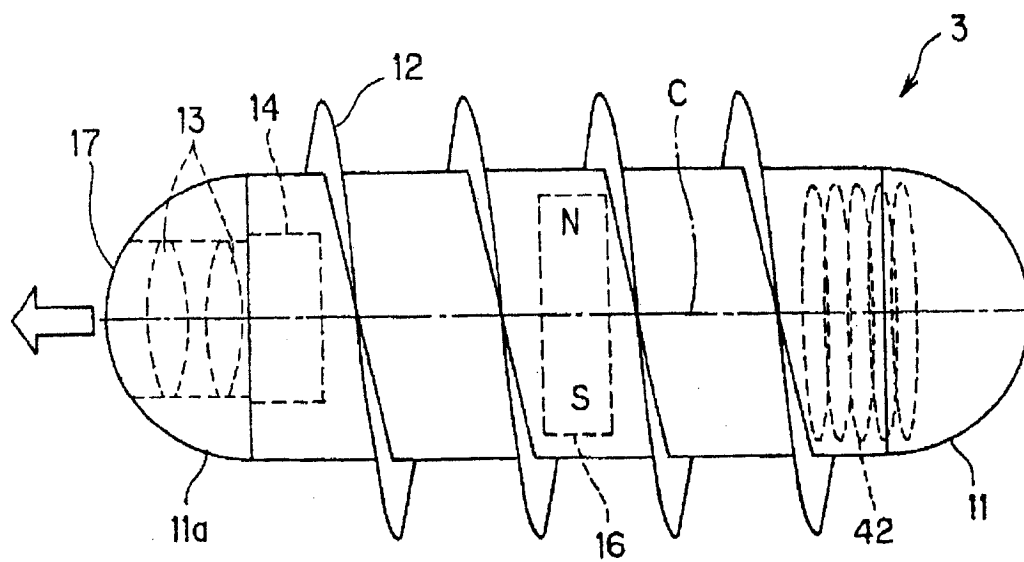


图 3

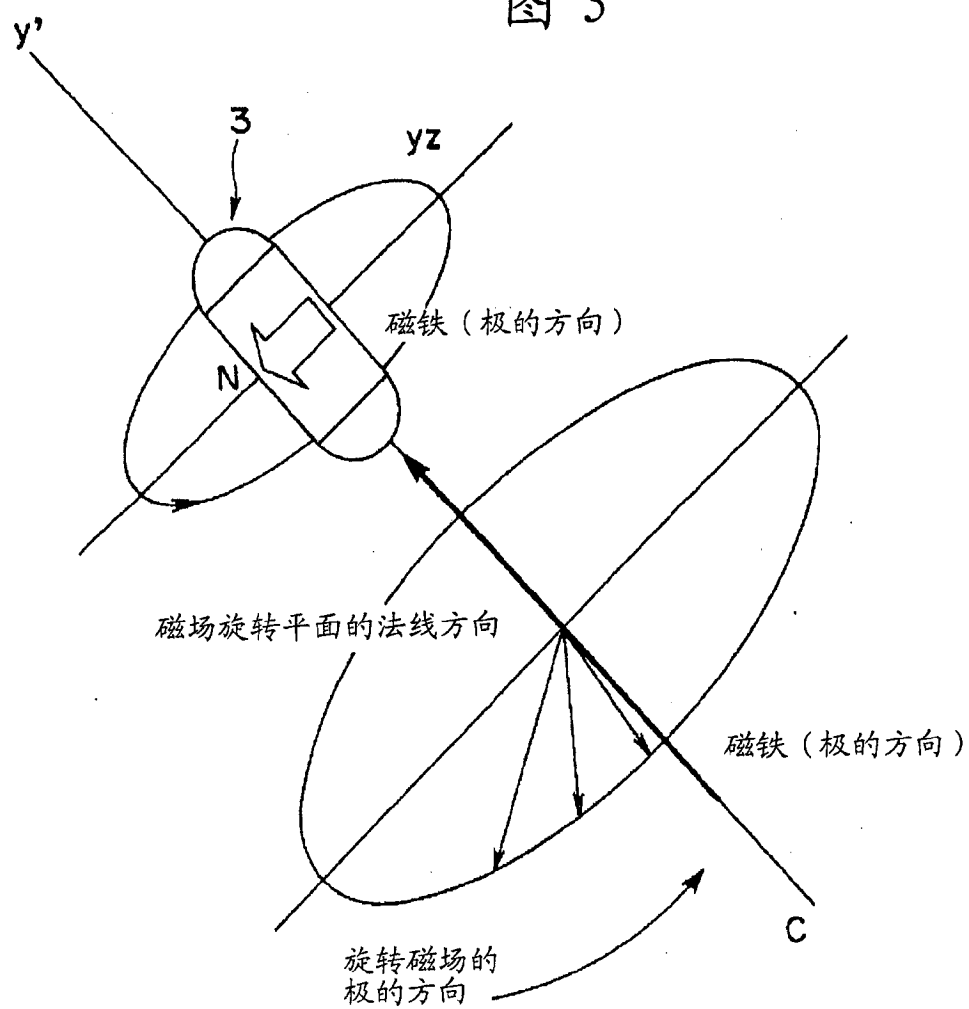


图 4

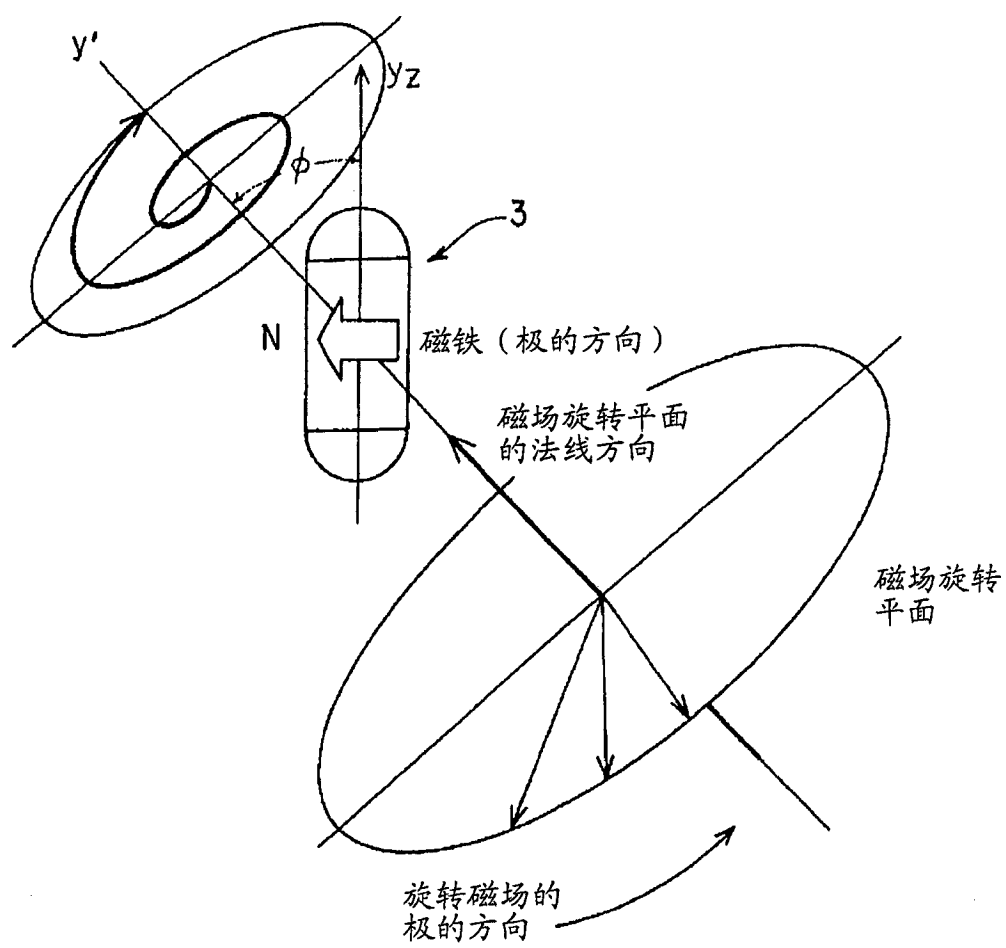


图 5

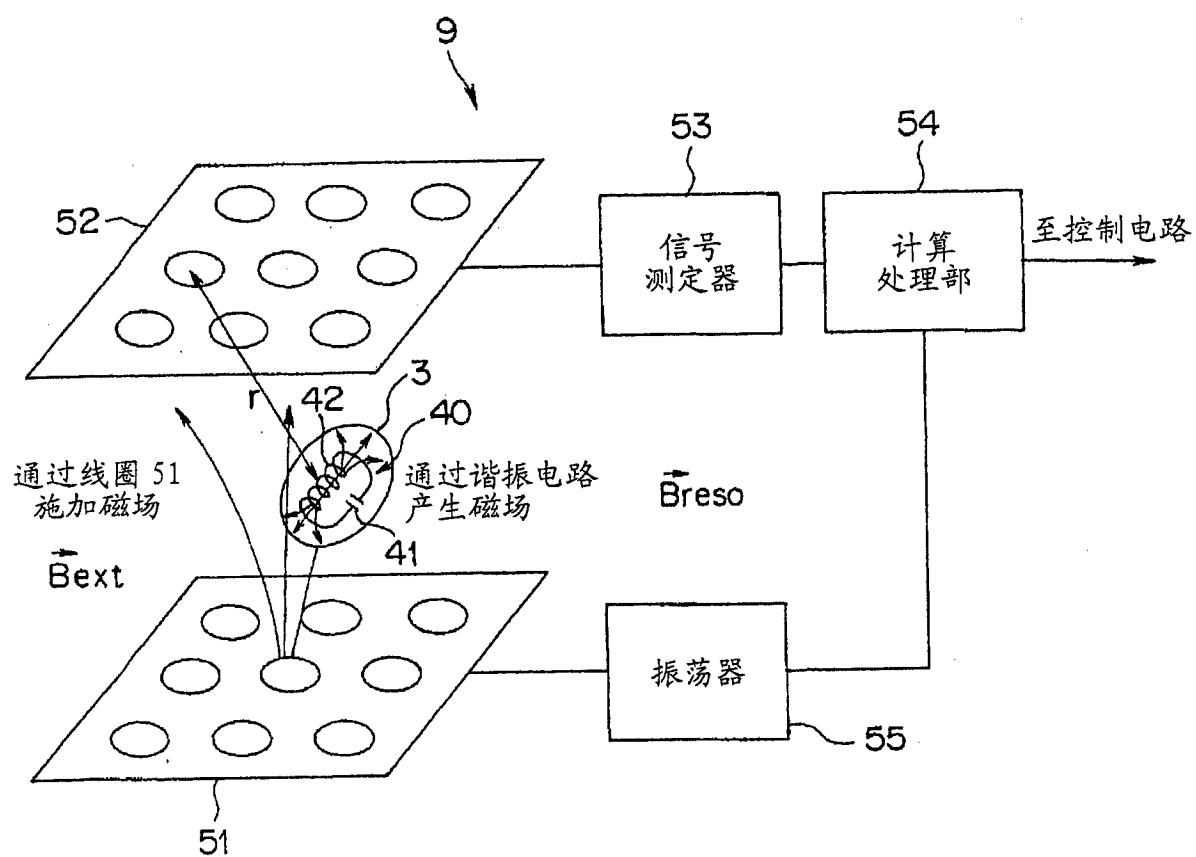


图 6

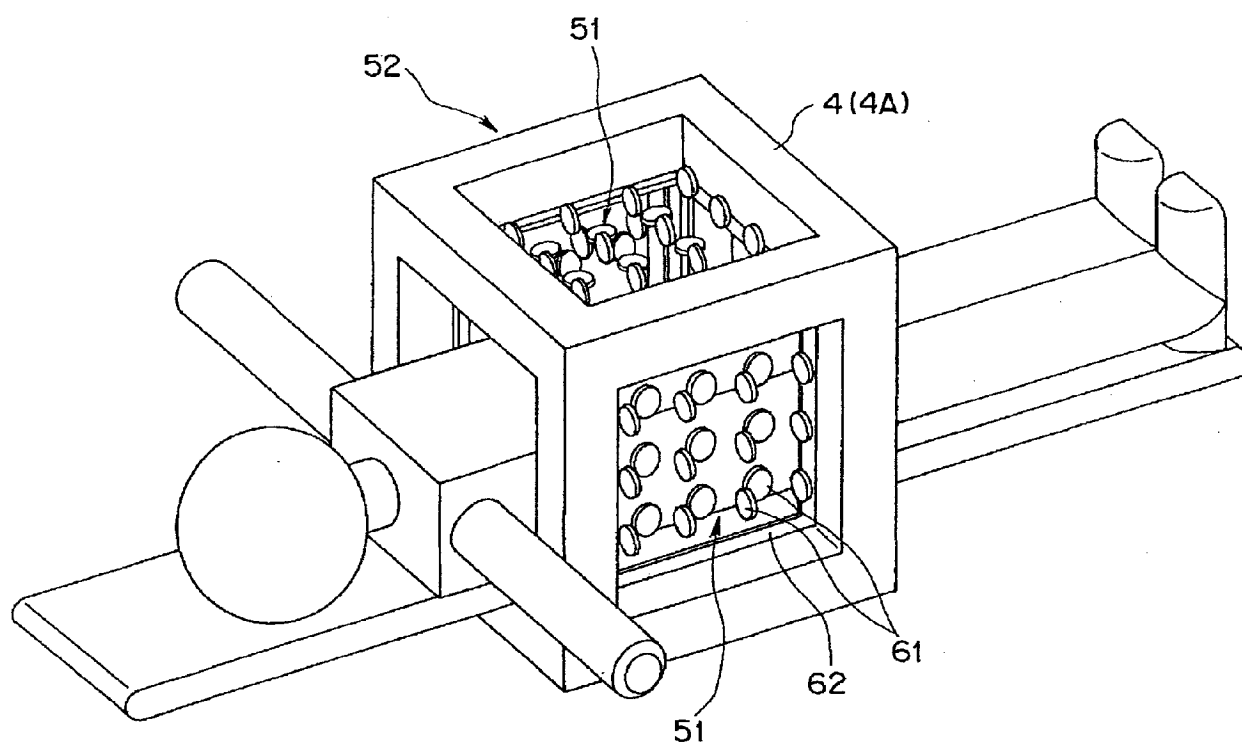


图 7

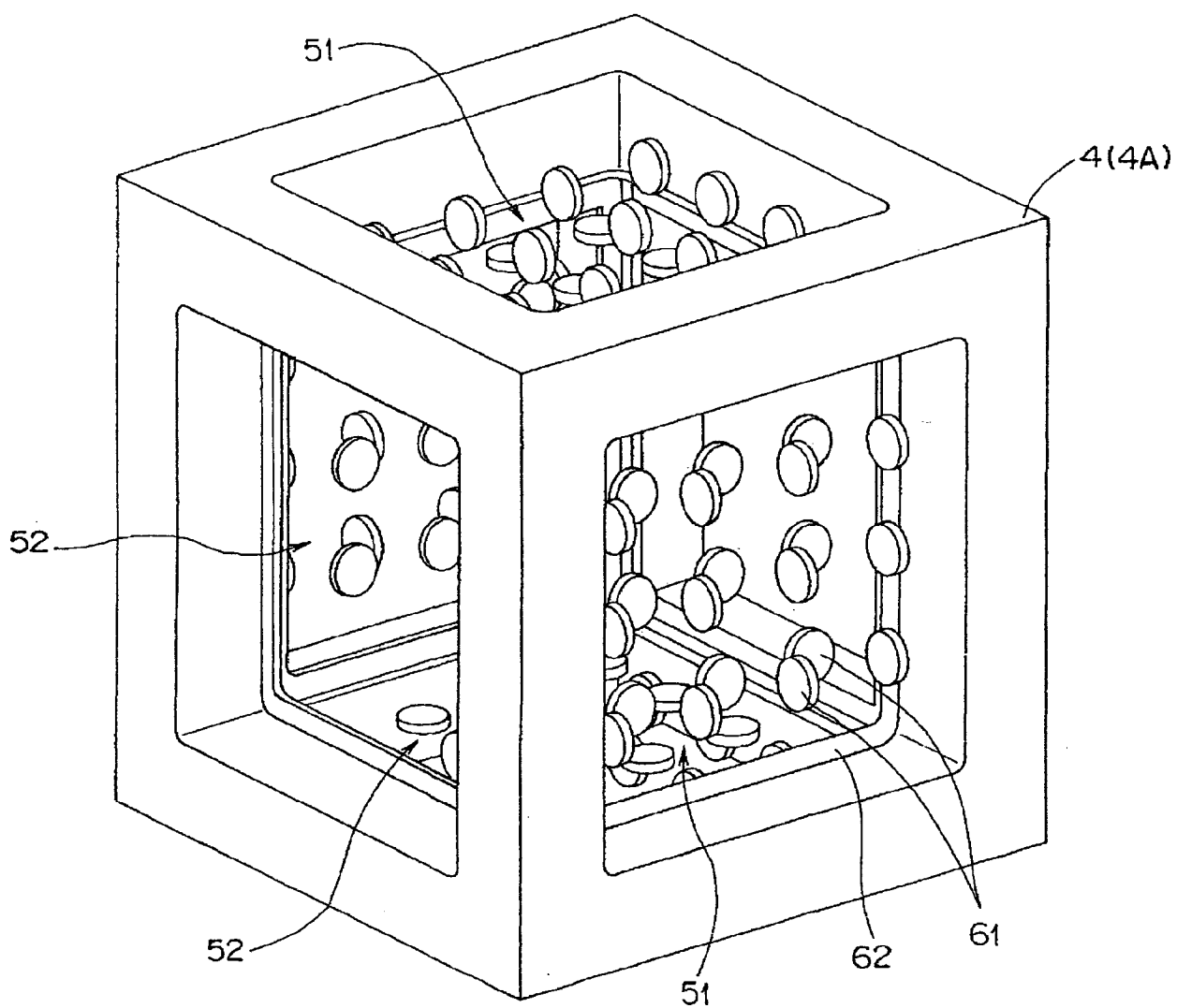


图 8

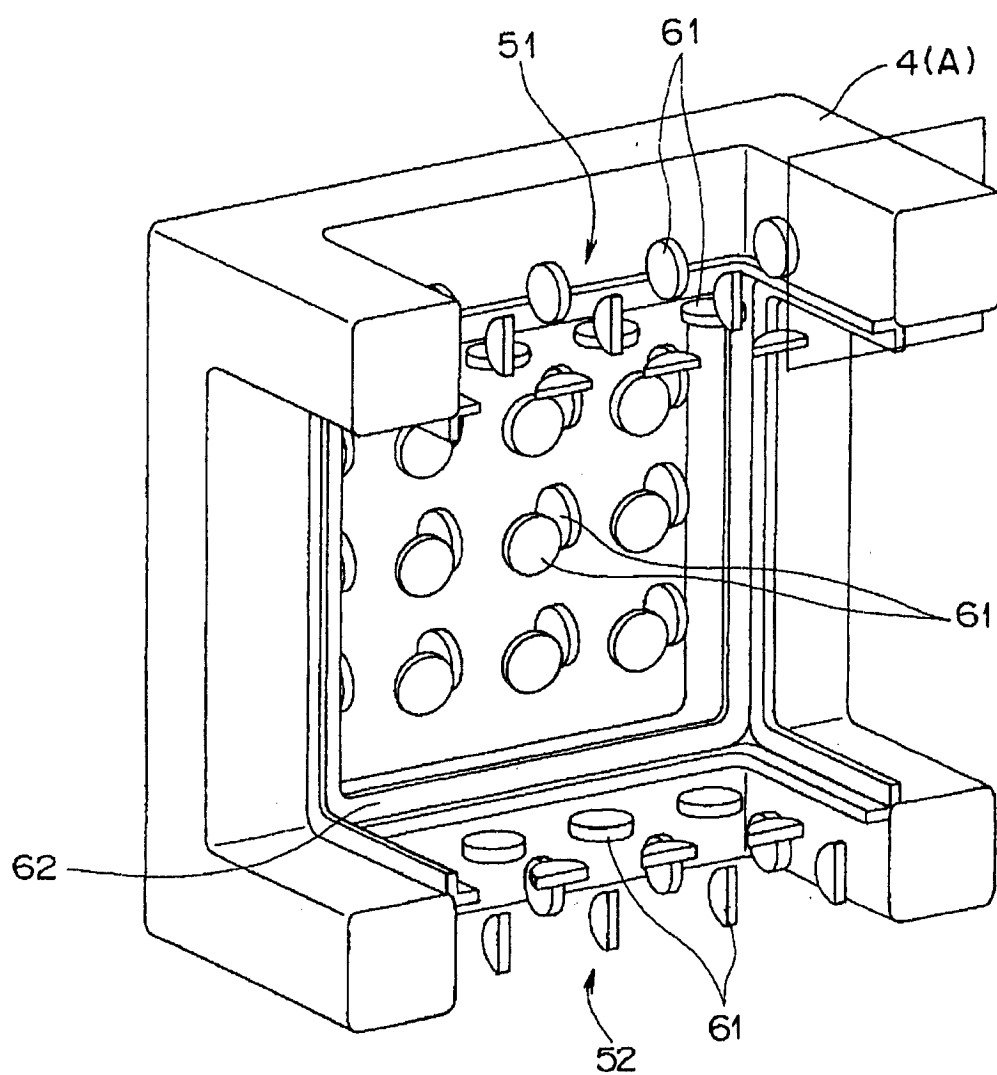


图 9

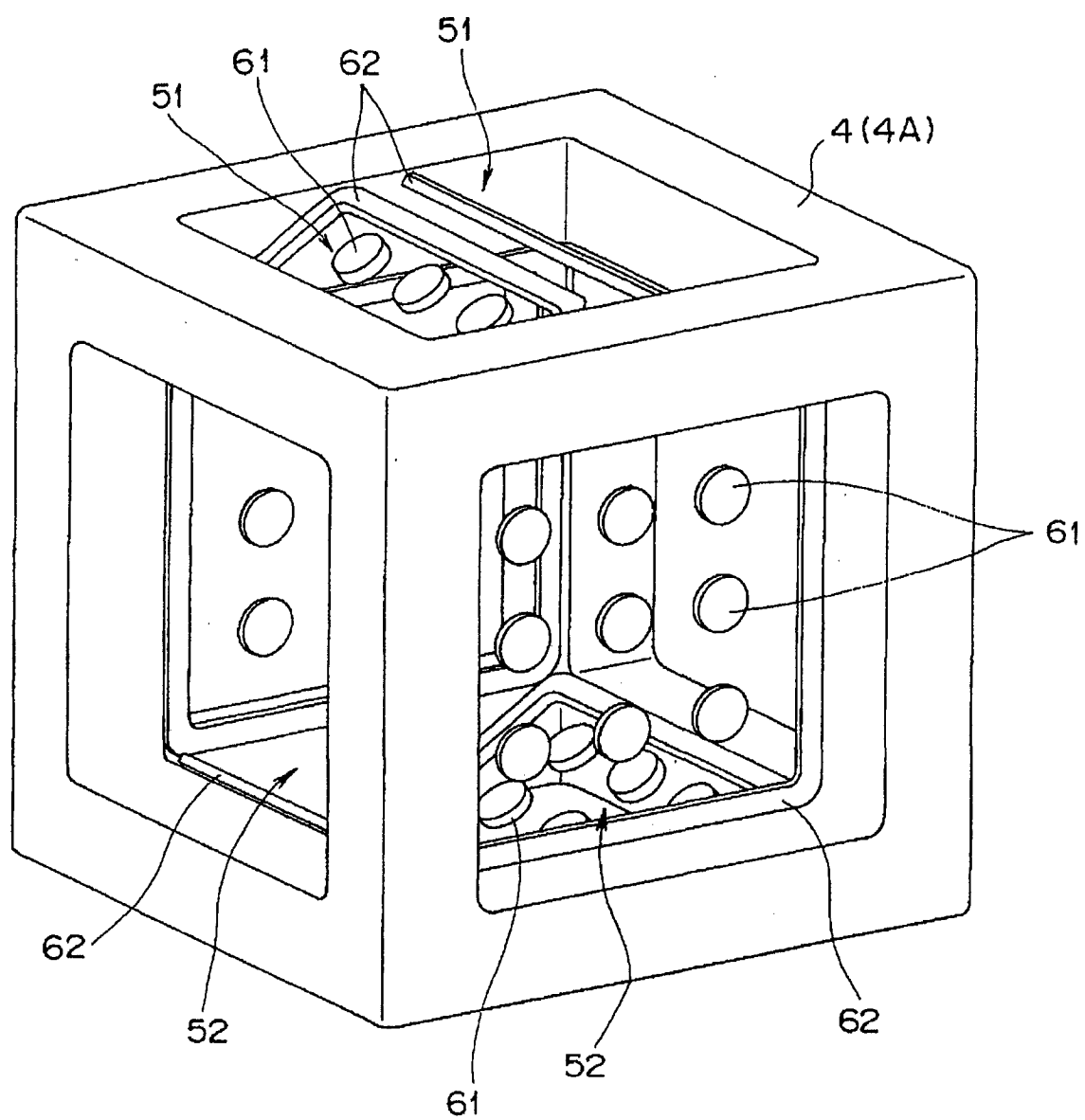


图 10

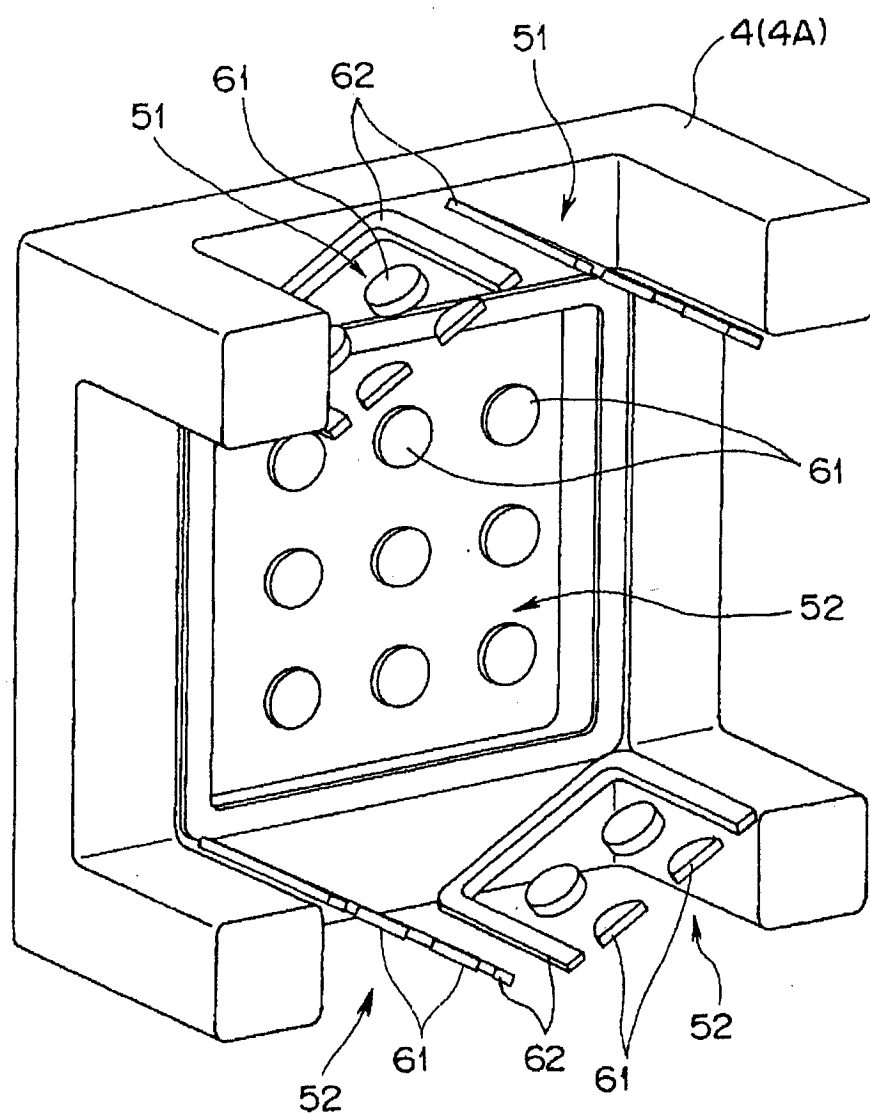


图 11

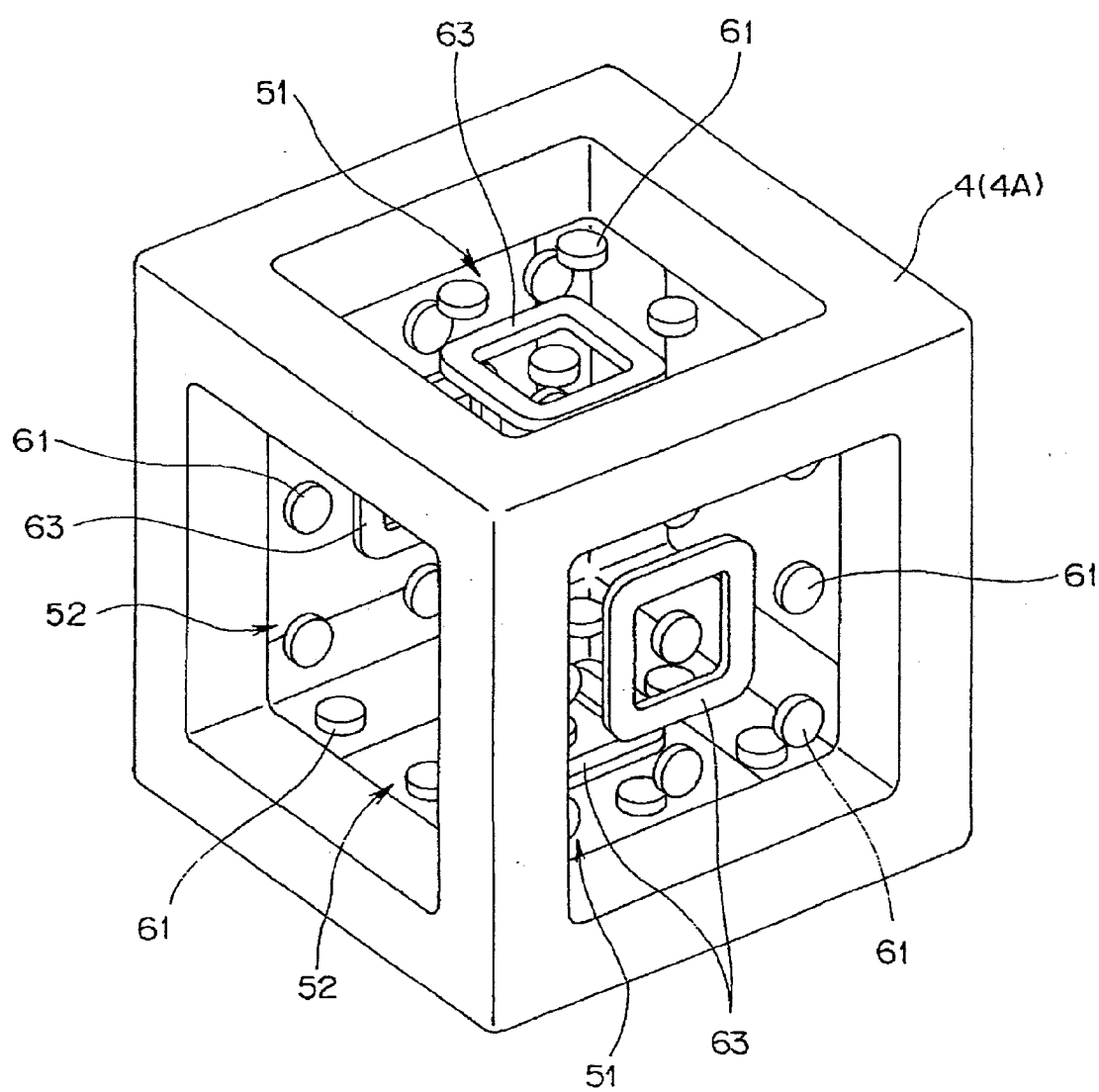


图 12

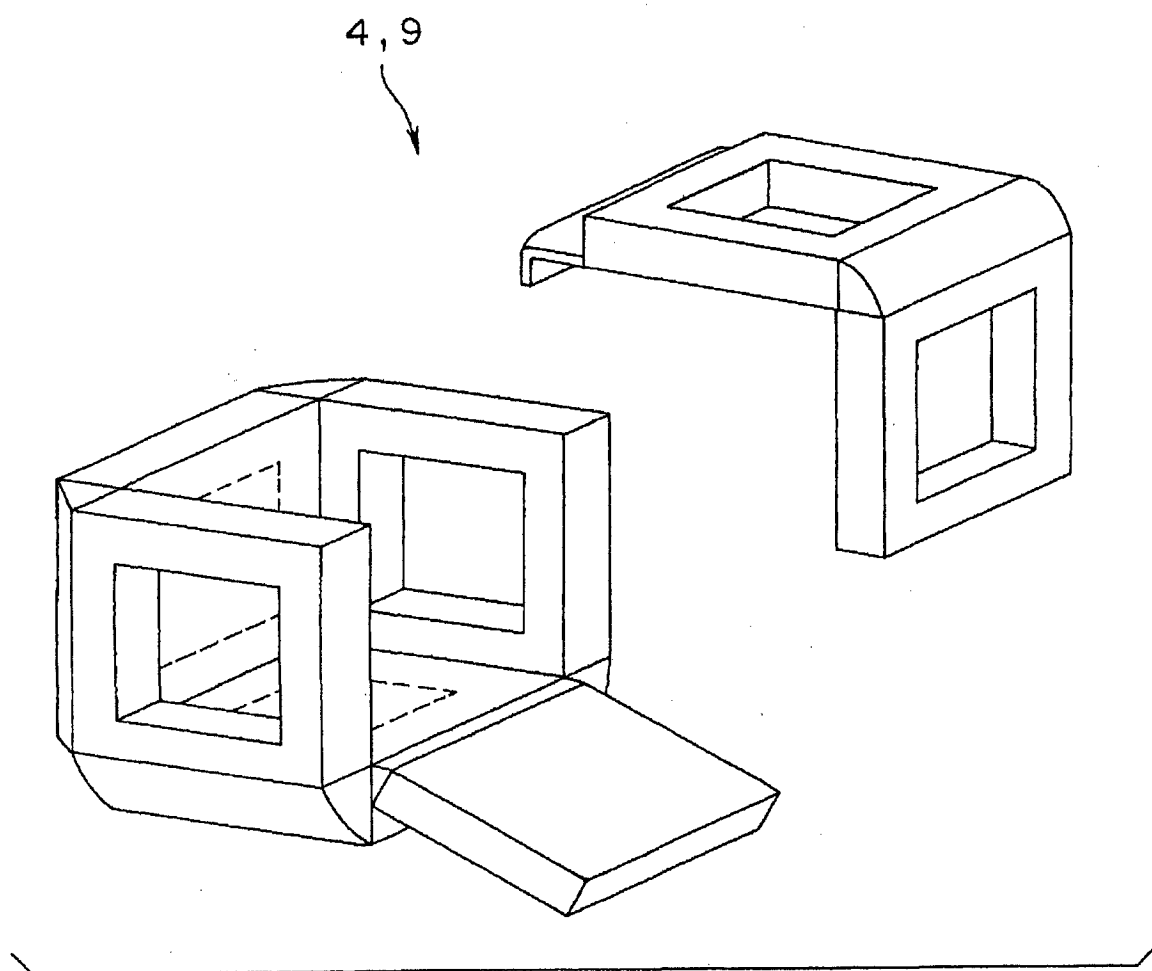


图 13

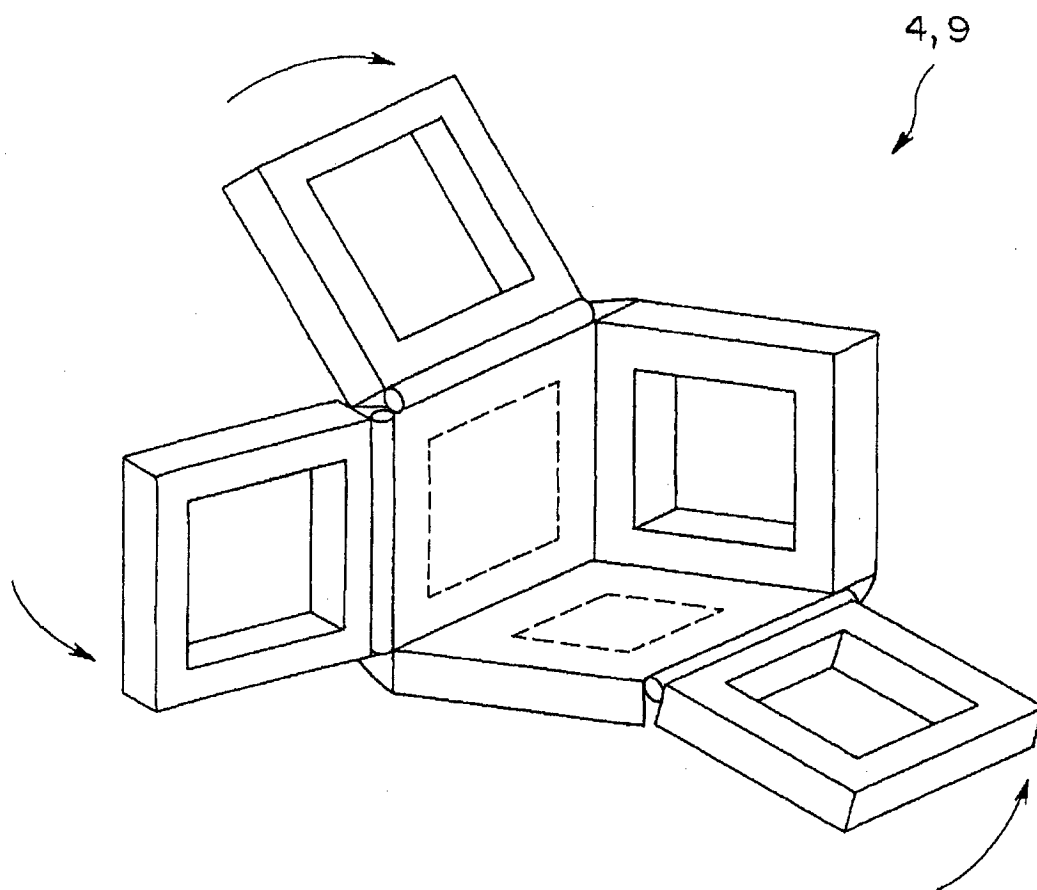


图 14

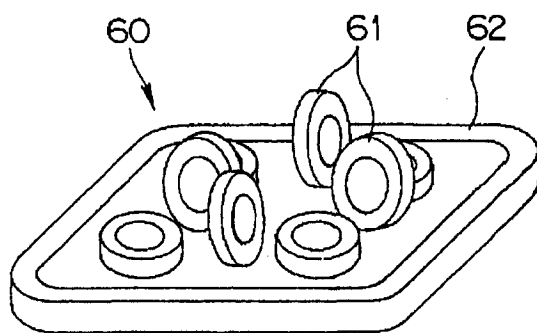


图 15A

图 15B

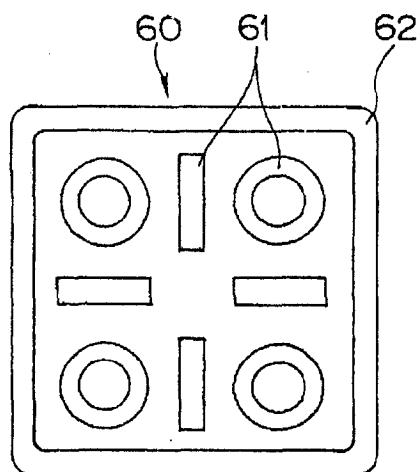


图 16A

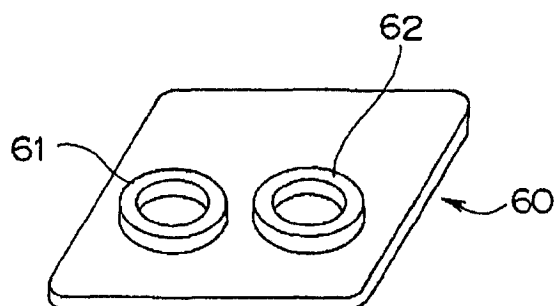


图 16B

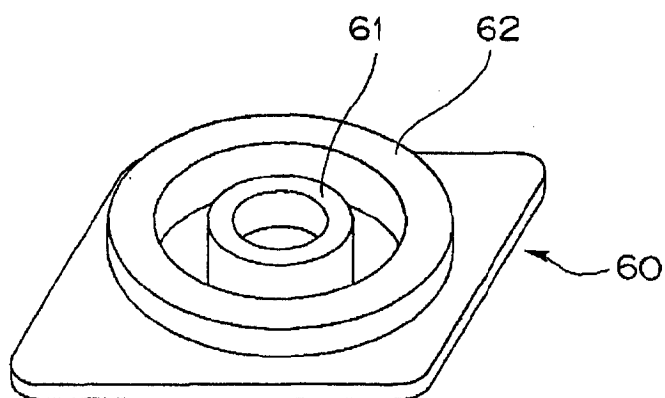
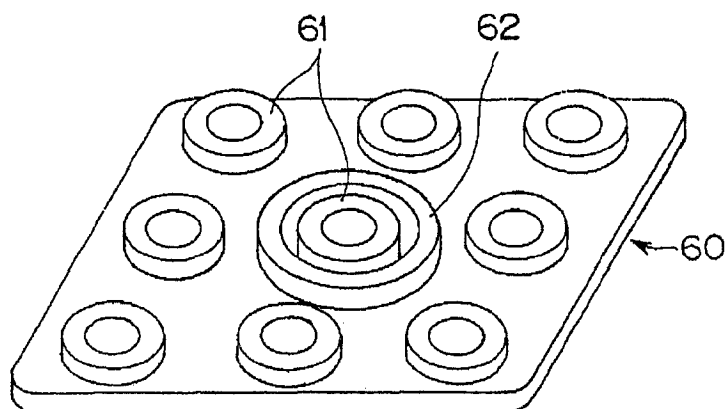


图 16C



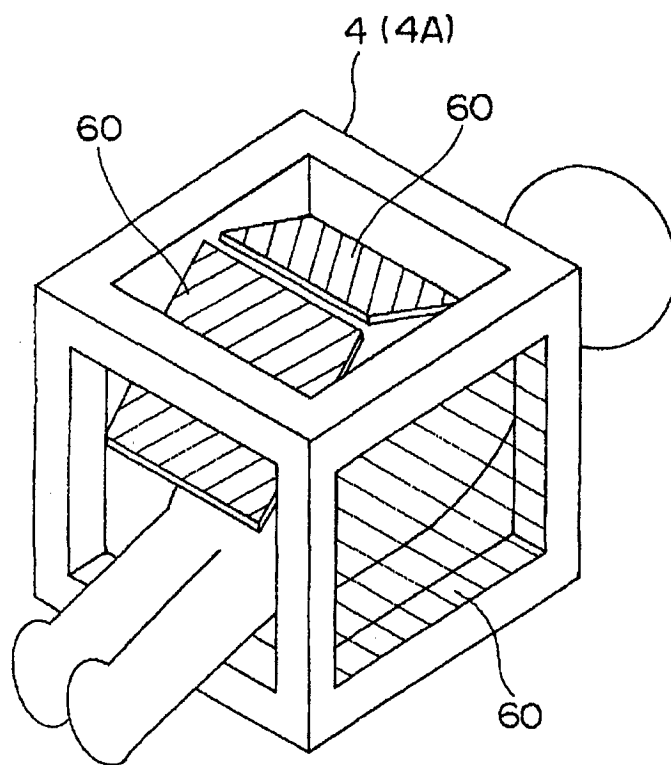


图 17A

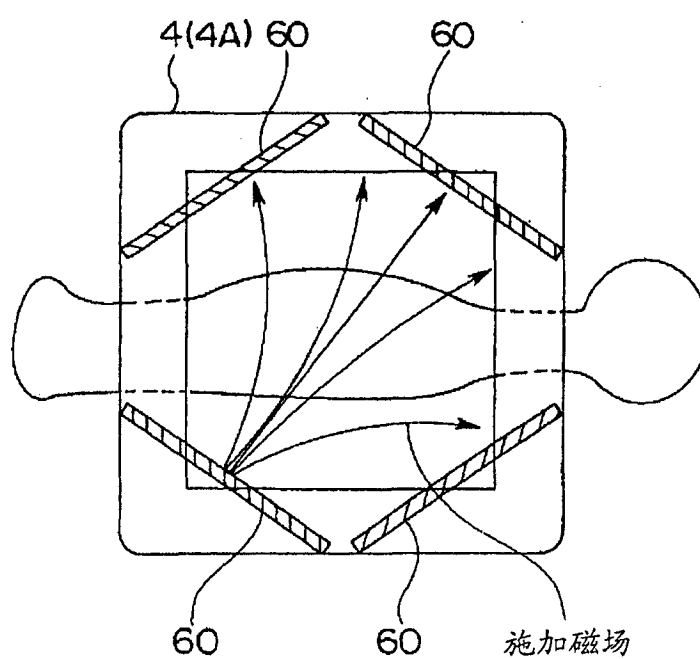


图 17B

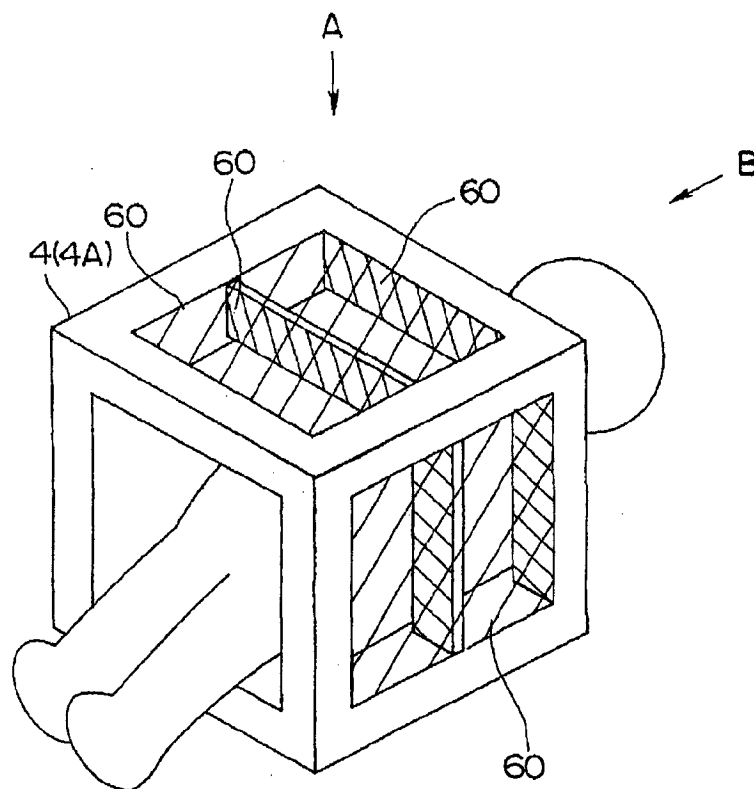


图 18

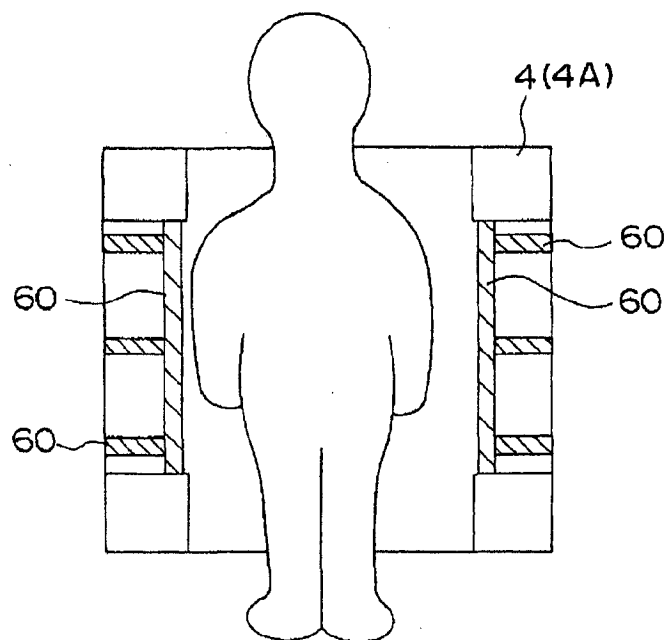


图 19A

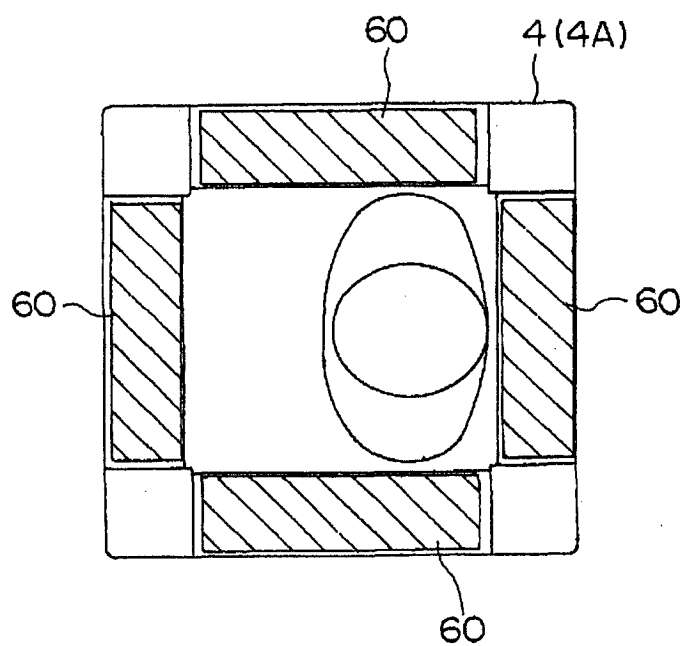


图 19B

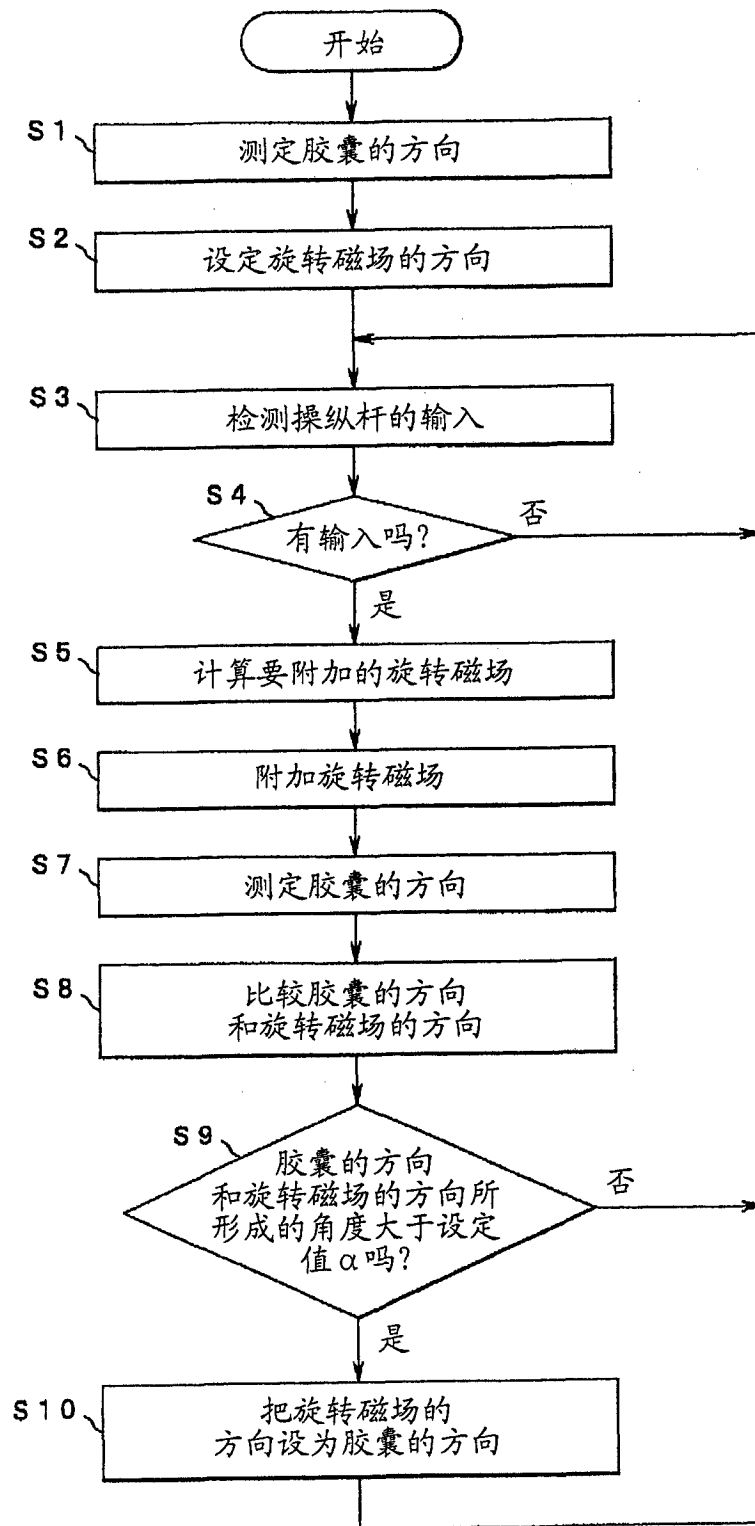


图 20

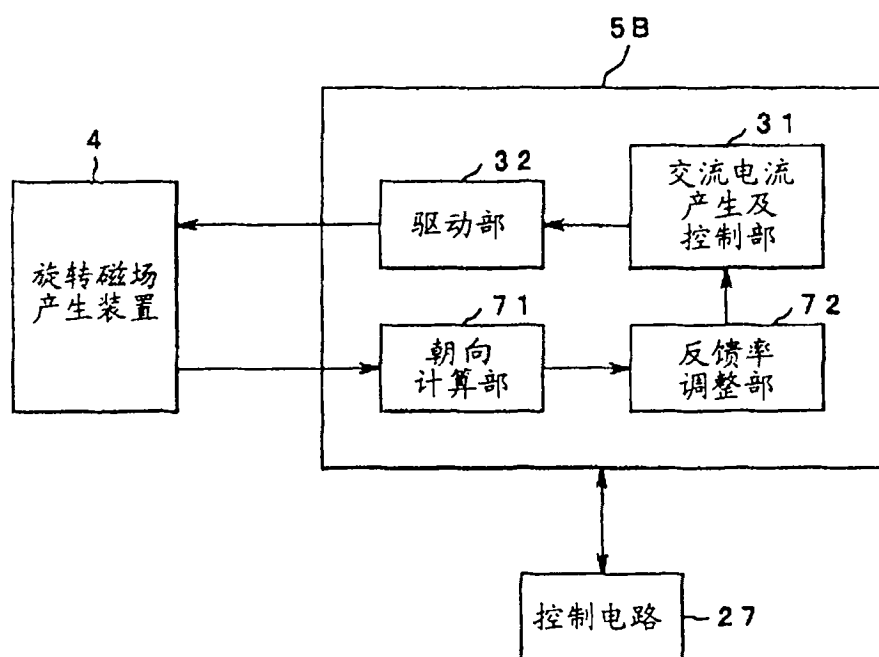


图 21

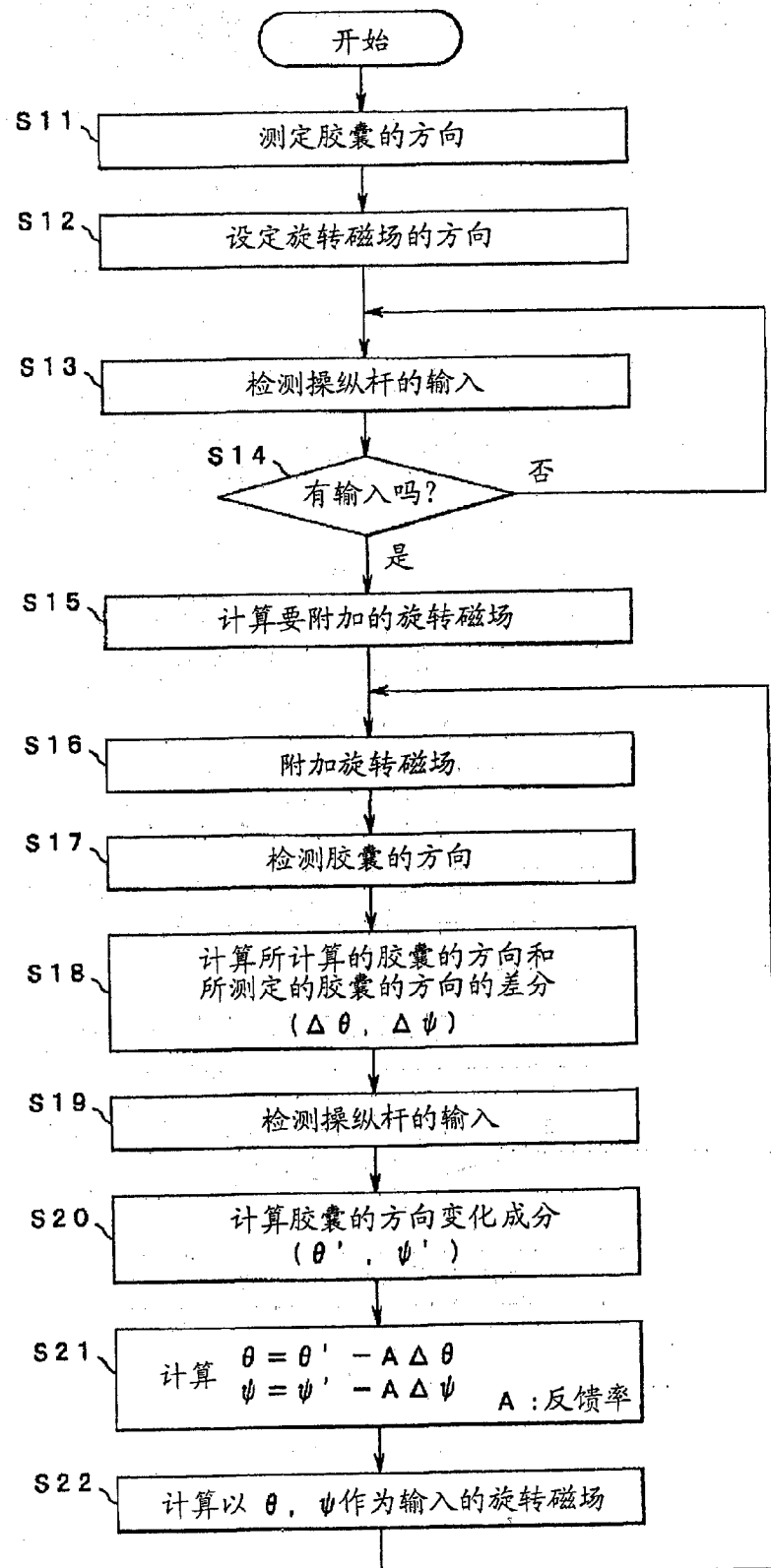


图 22

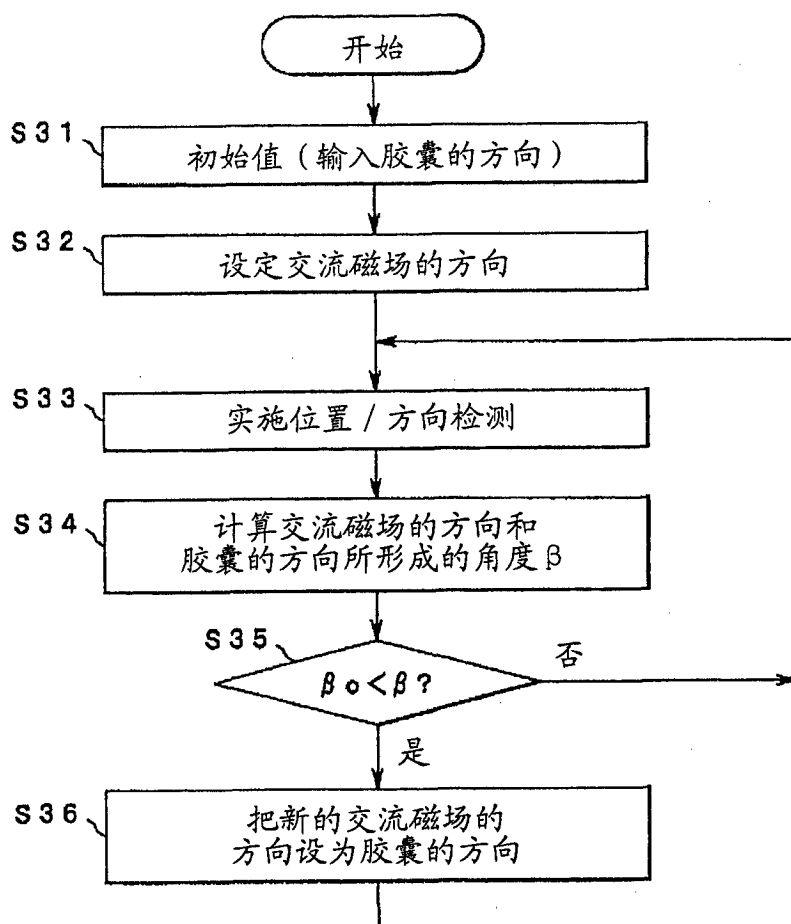


图 23

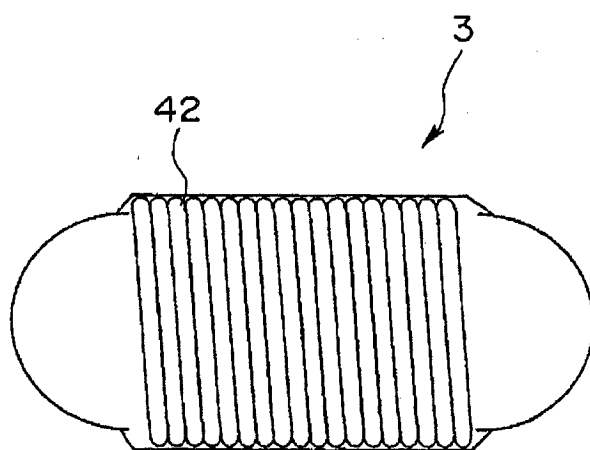


图 24A

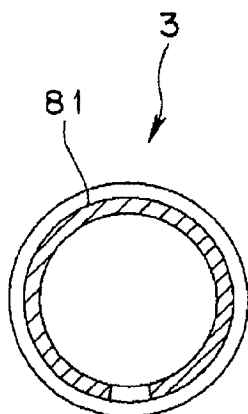


图 24B

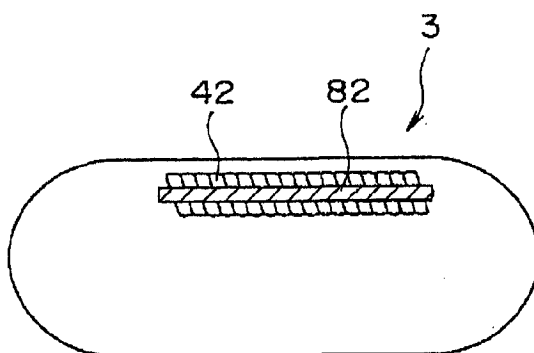


图 24C

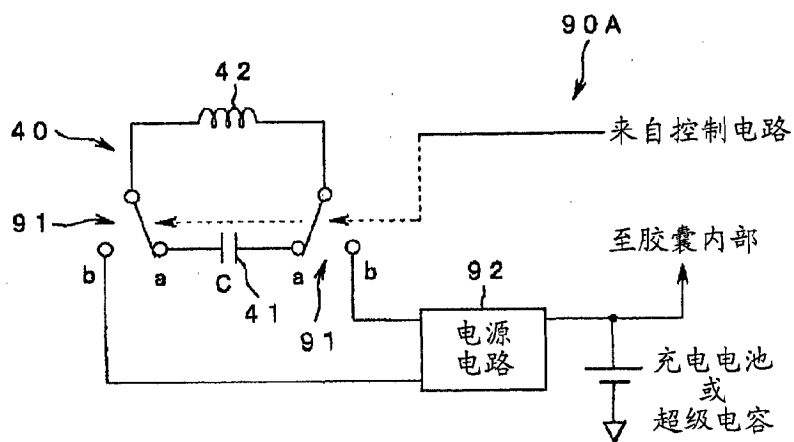


图 25A

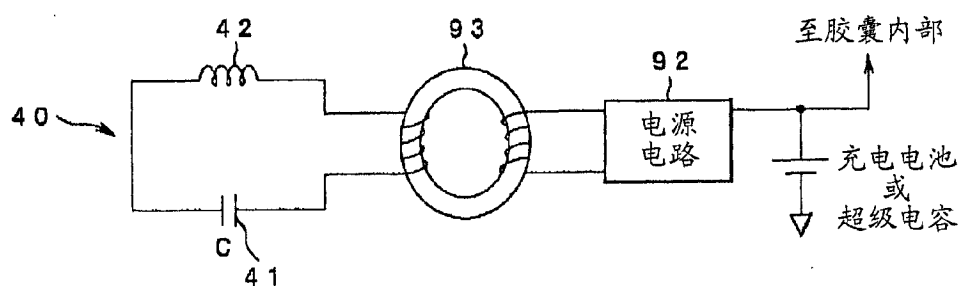


图 25B

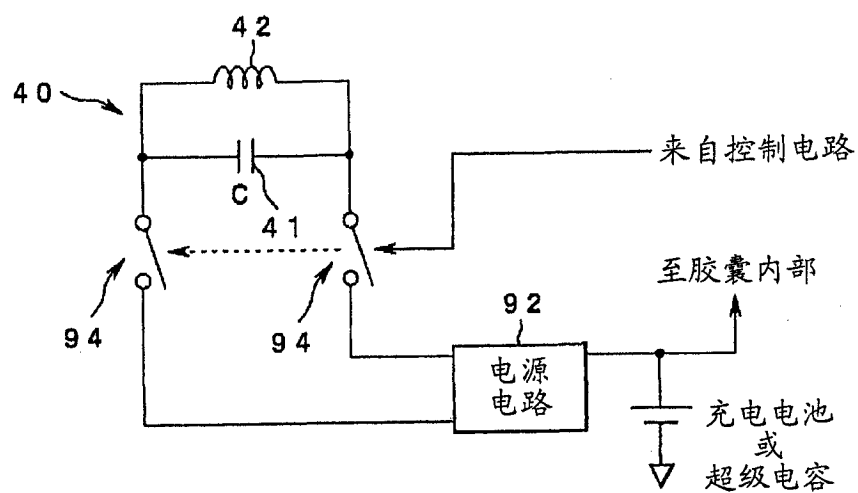


图 25C

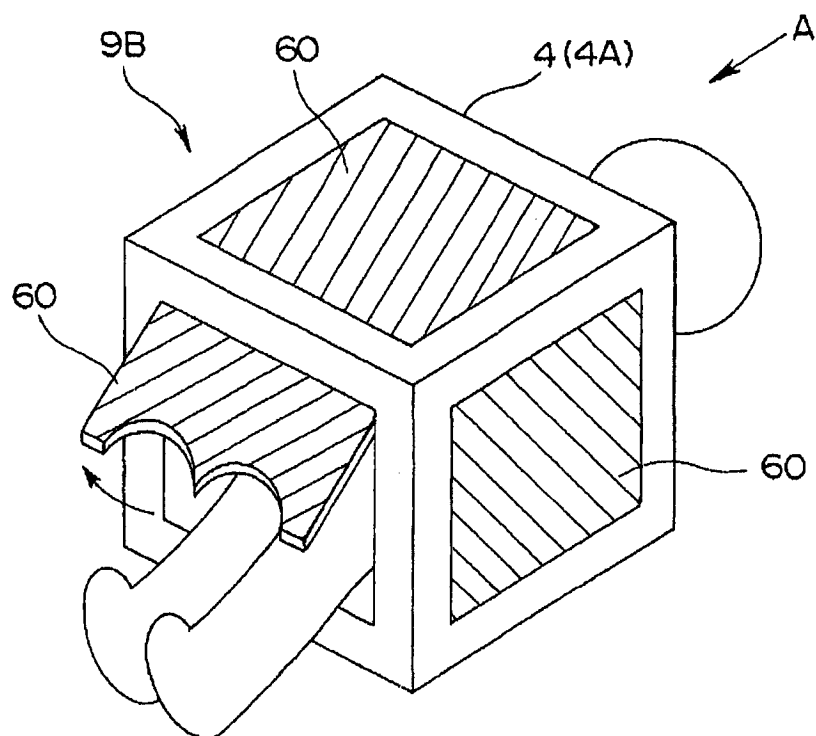


图 26A

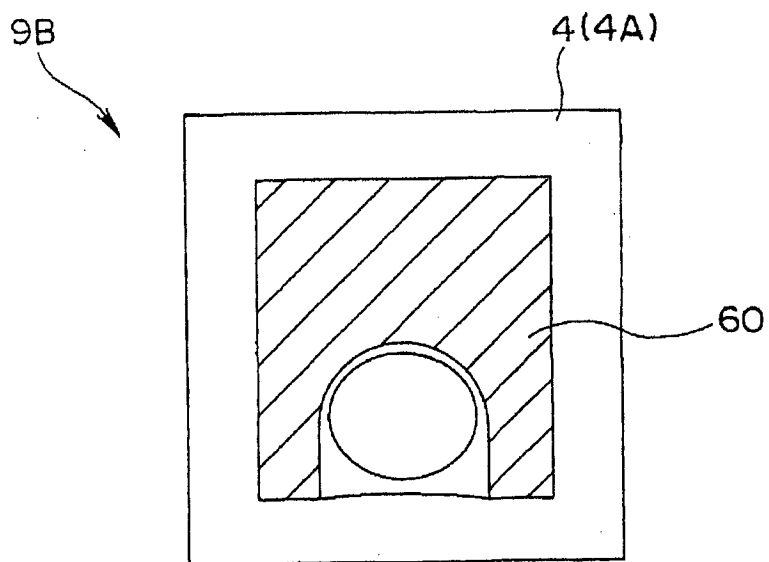


图 26B

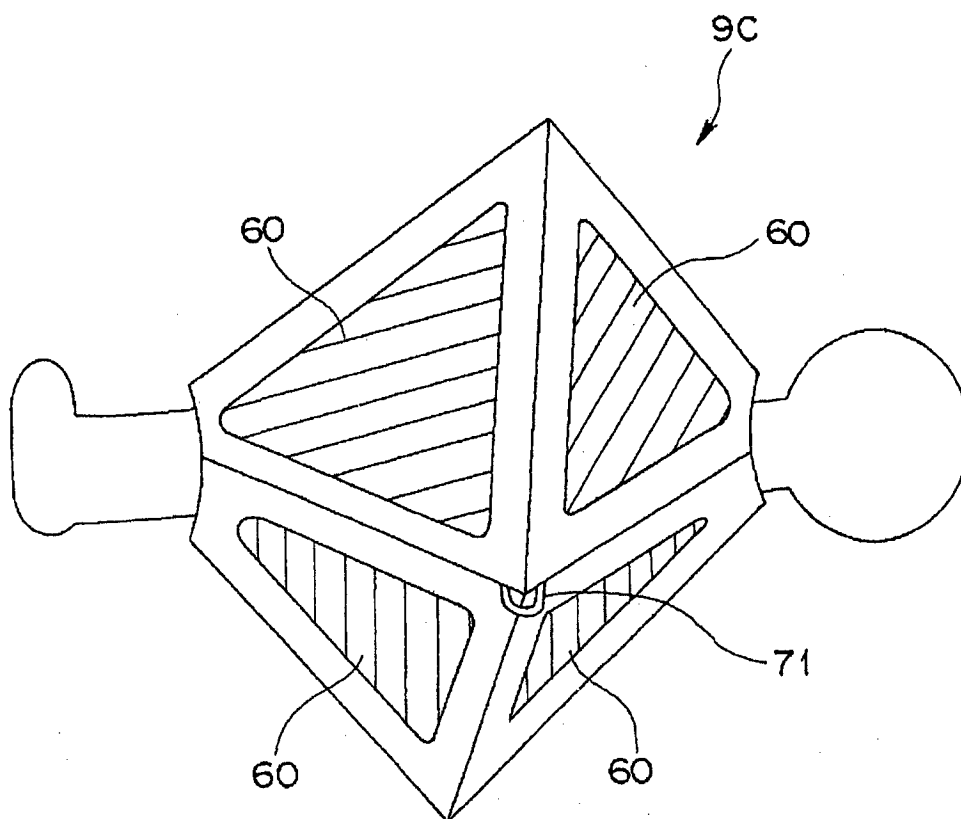


图 27

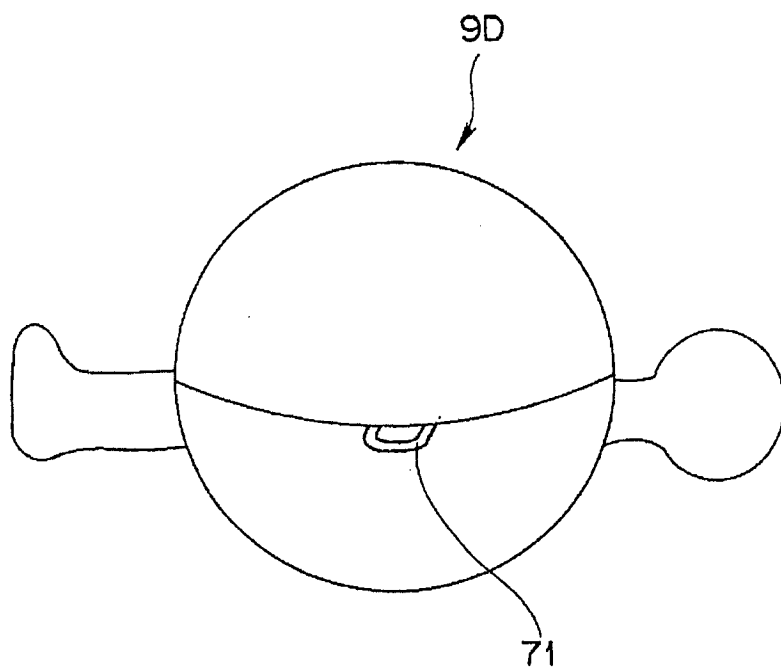


图 28A

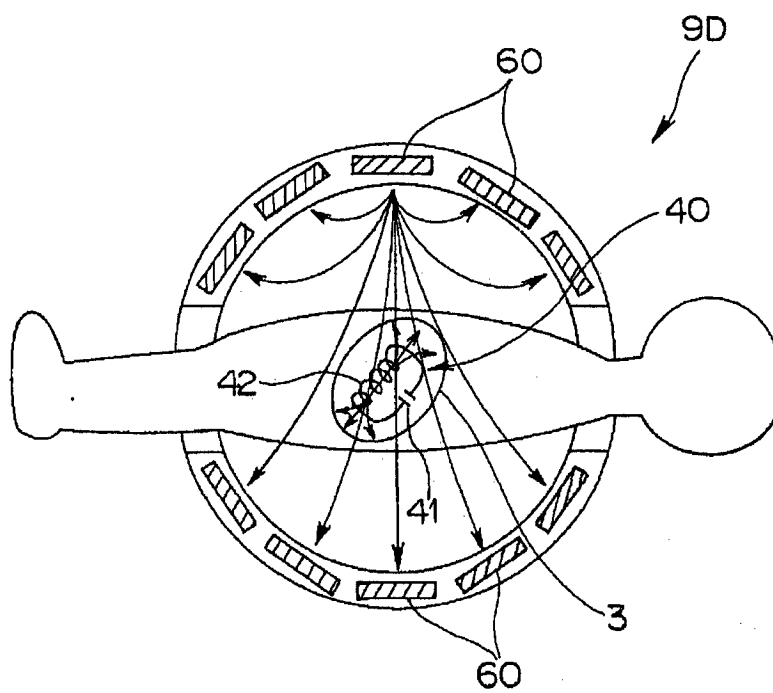


图 28B

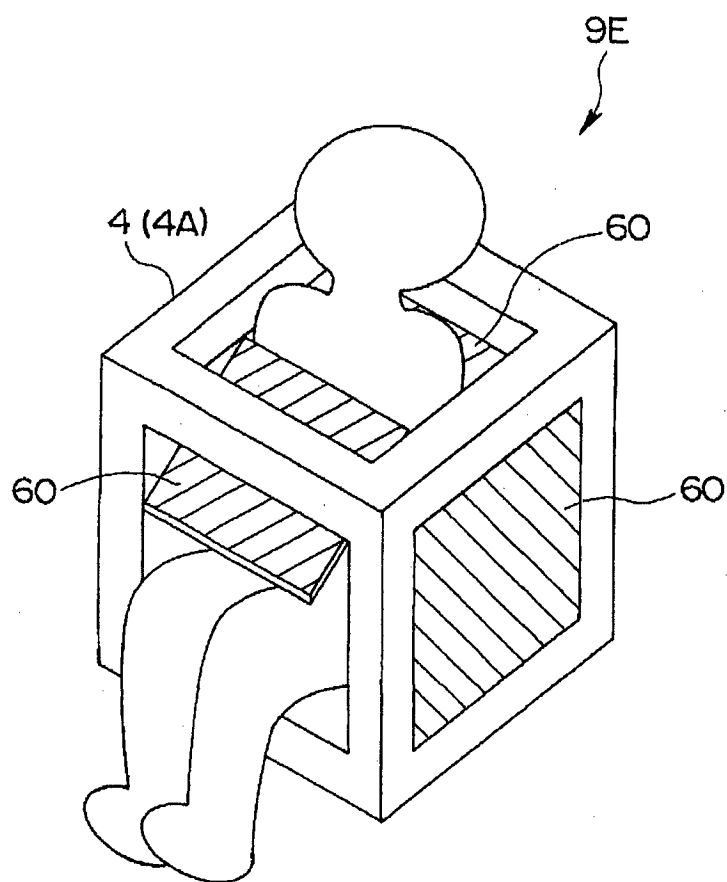


图 29A

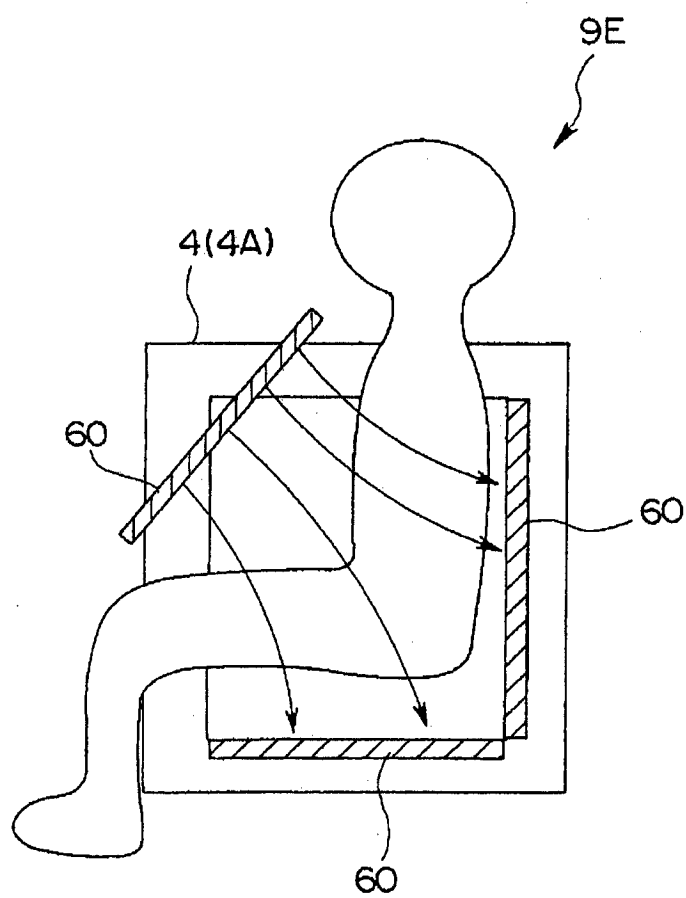


图 29B

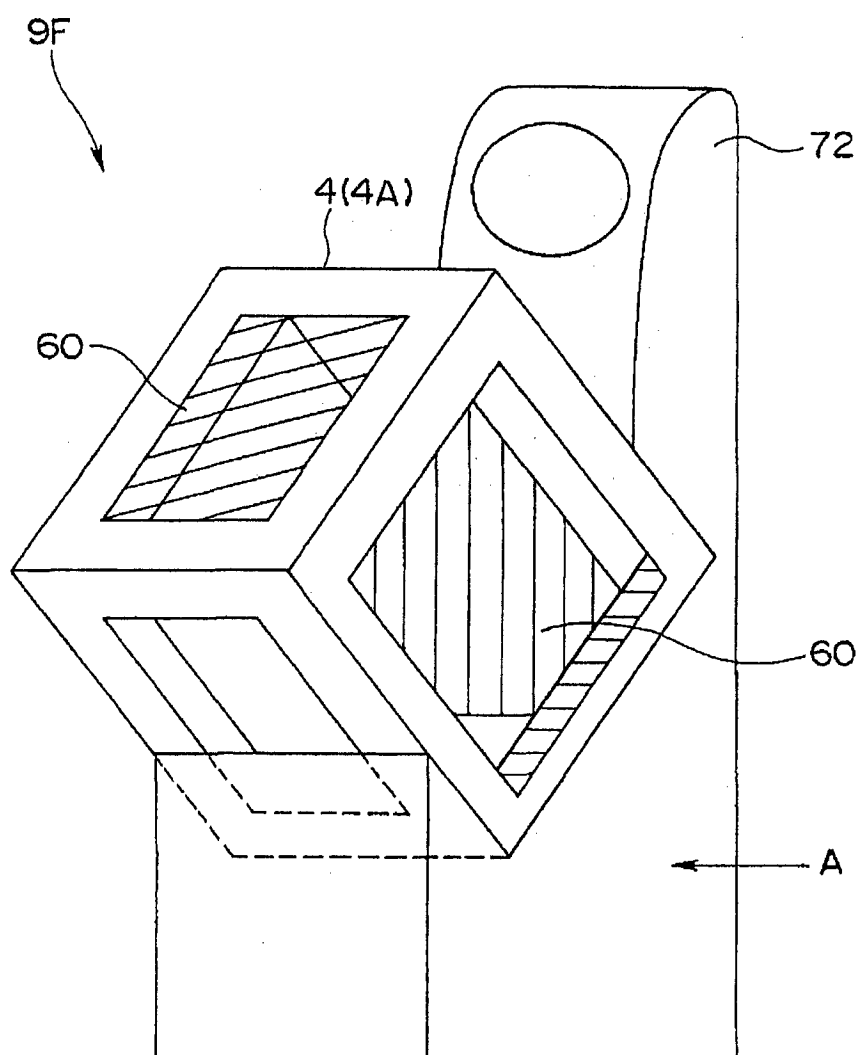


图 30

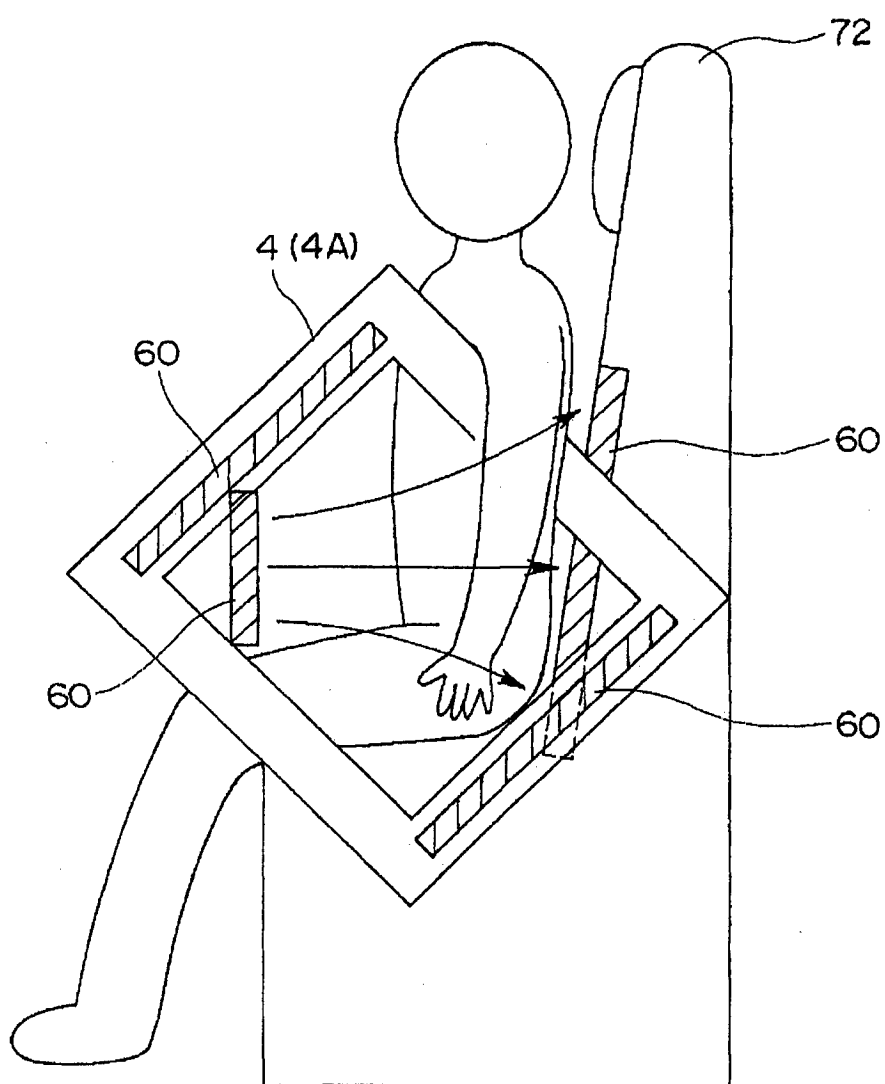


图 31

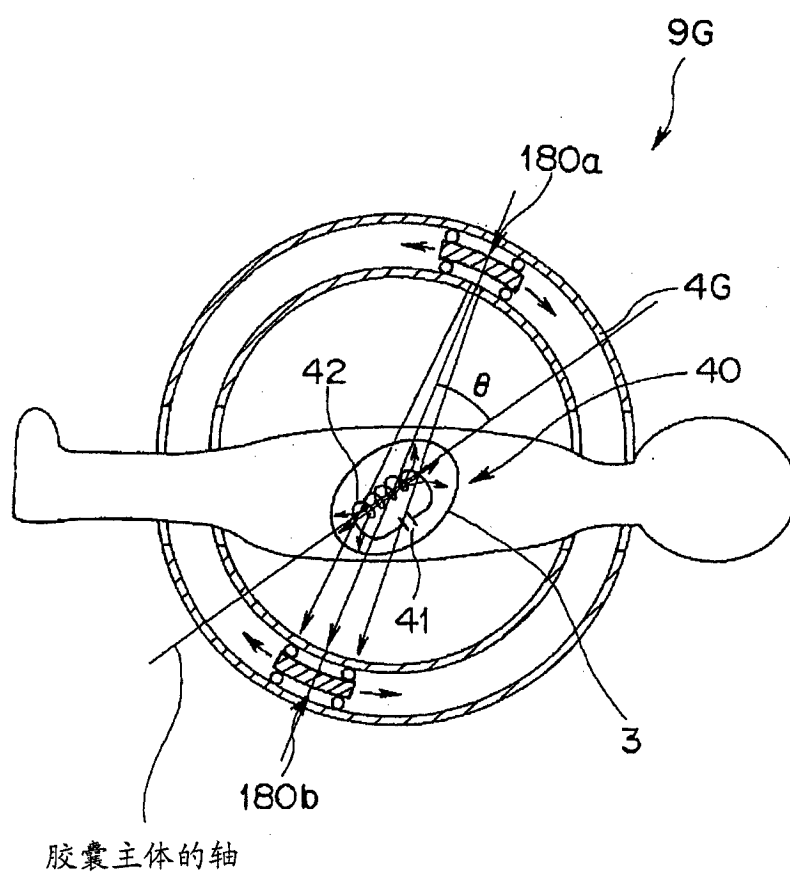


图 32

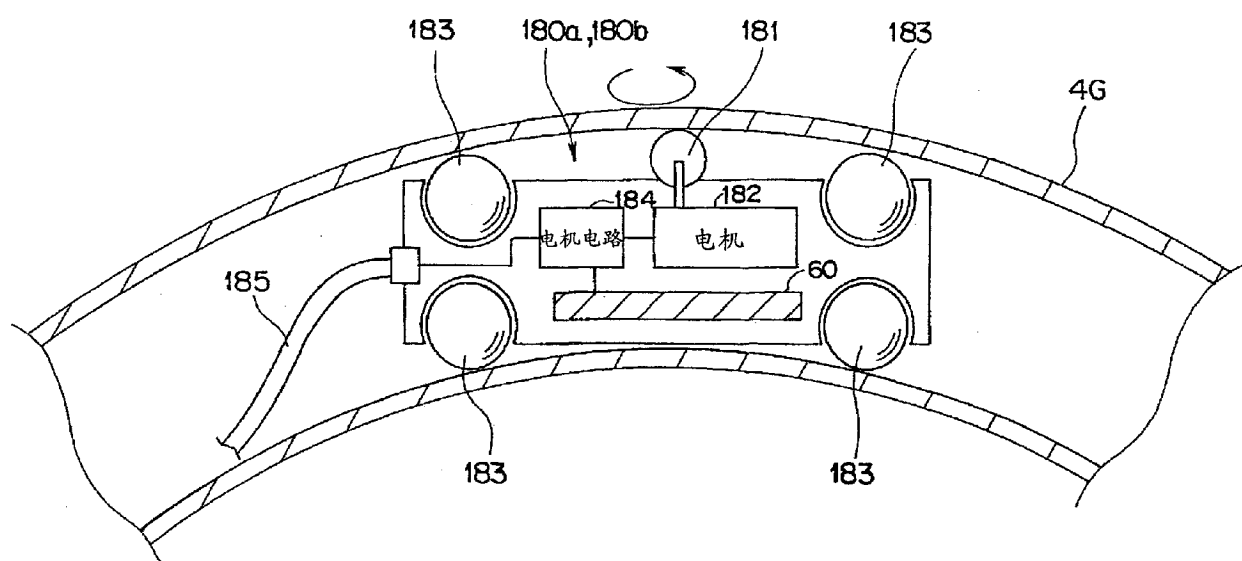


图 33

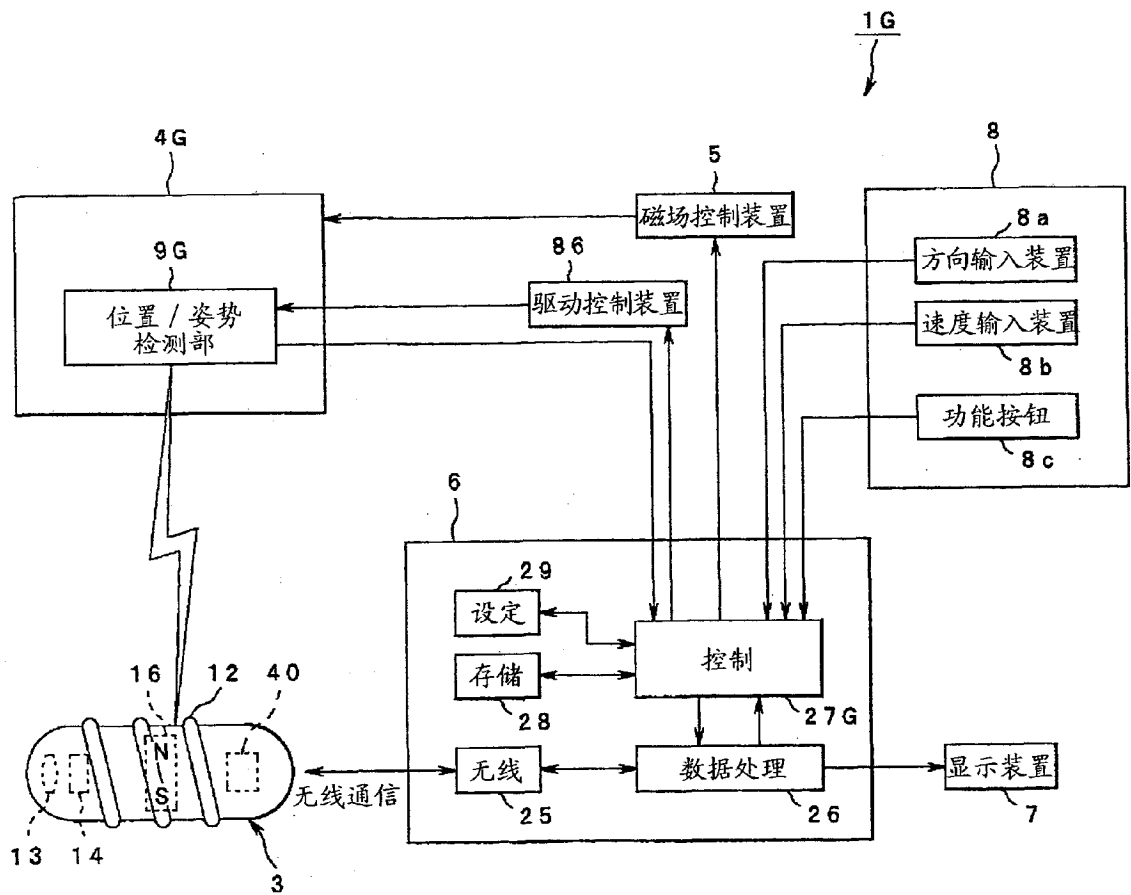


图 34

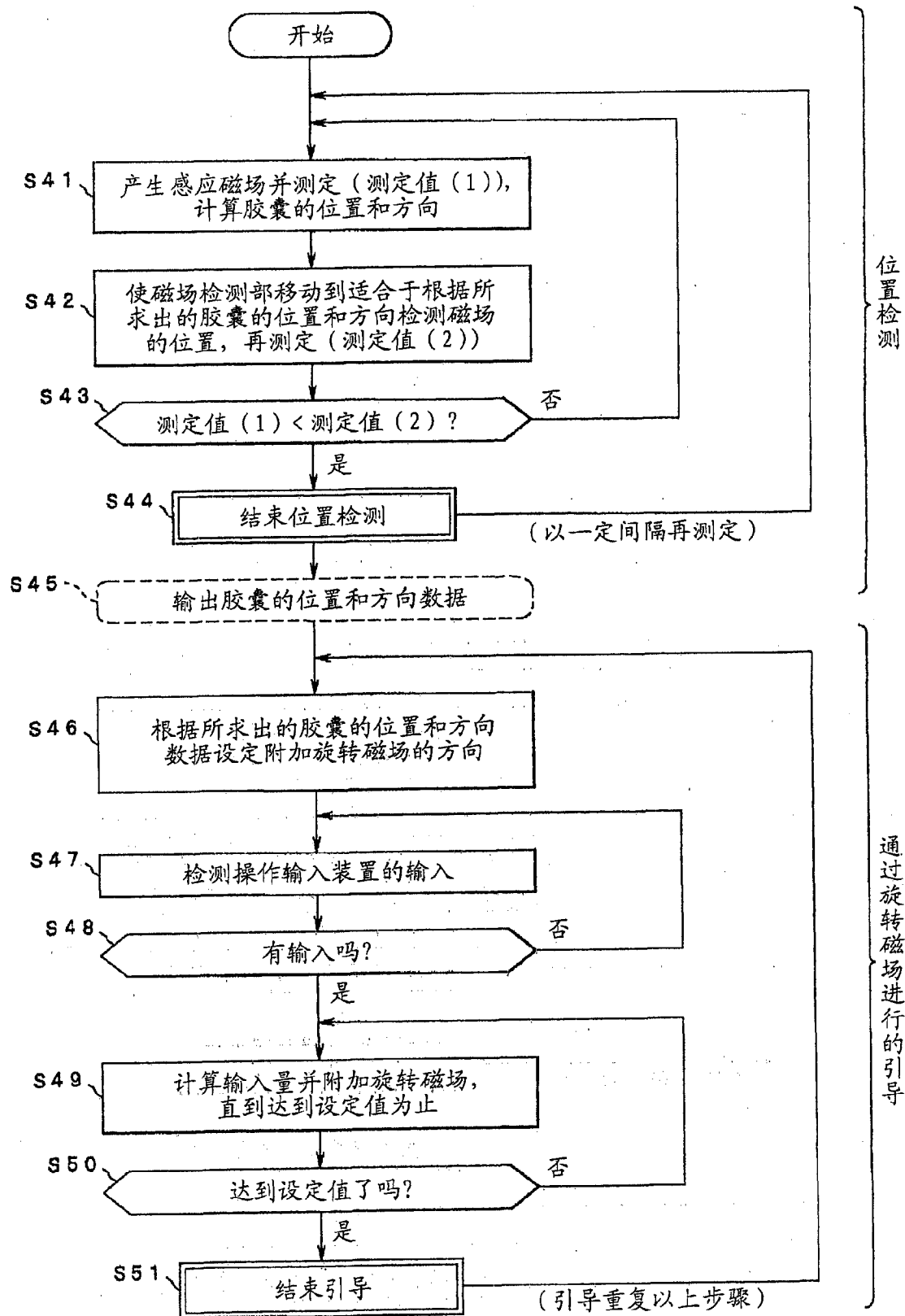


图 35

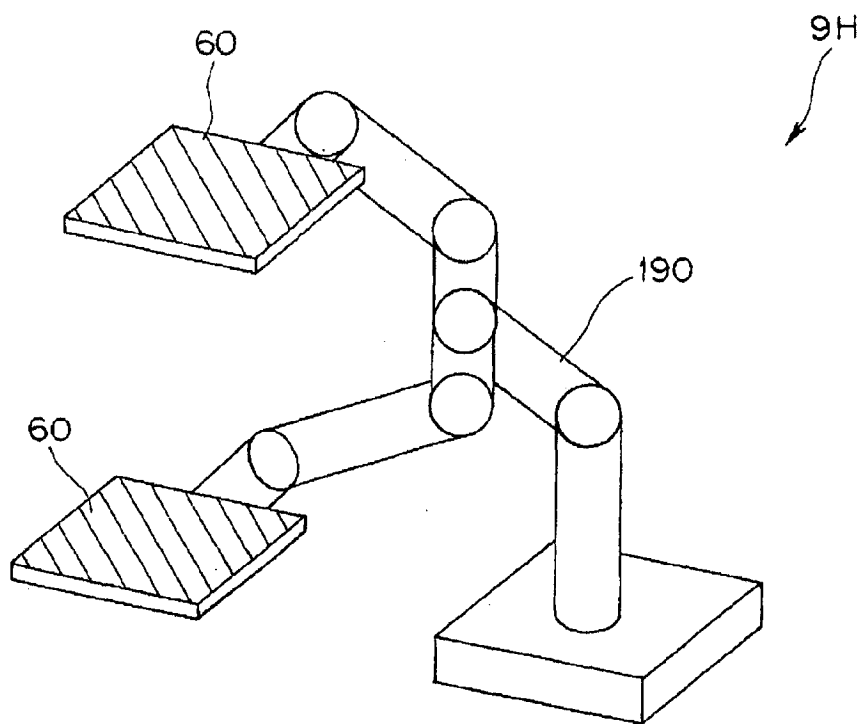


图 36

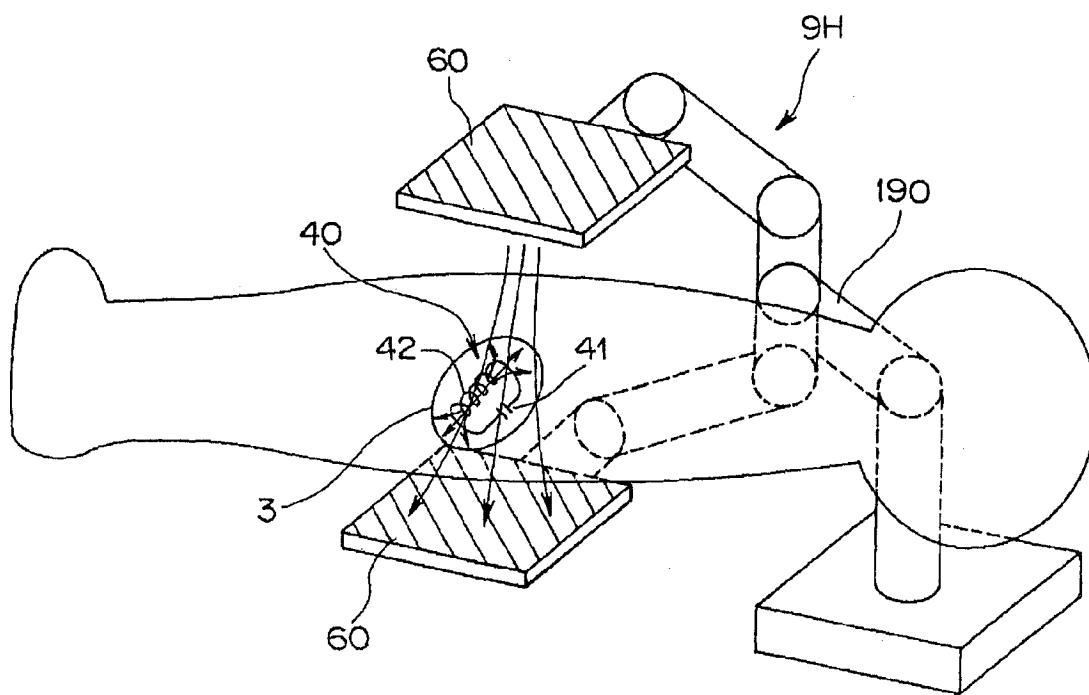


图 37

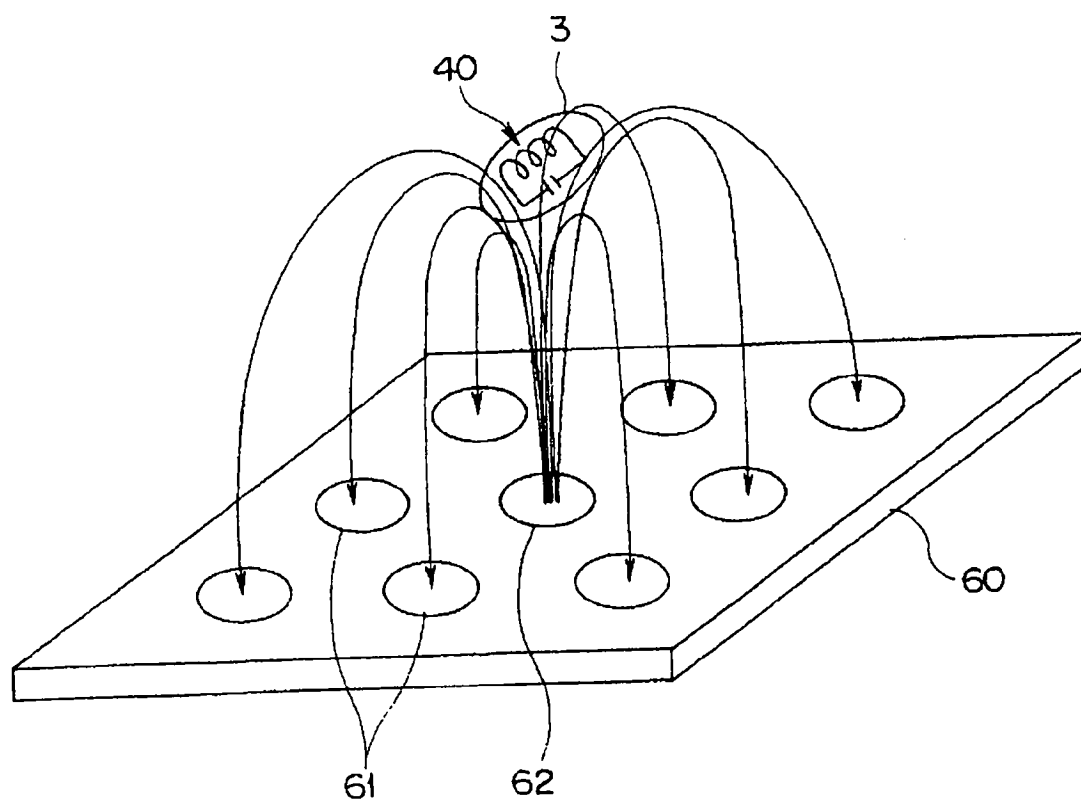


图 38

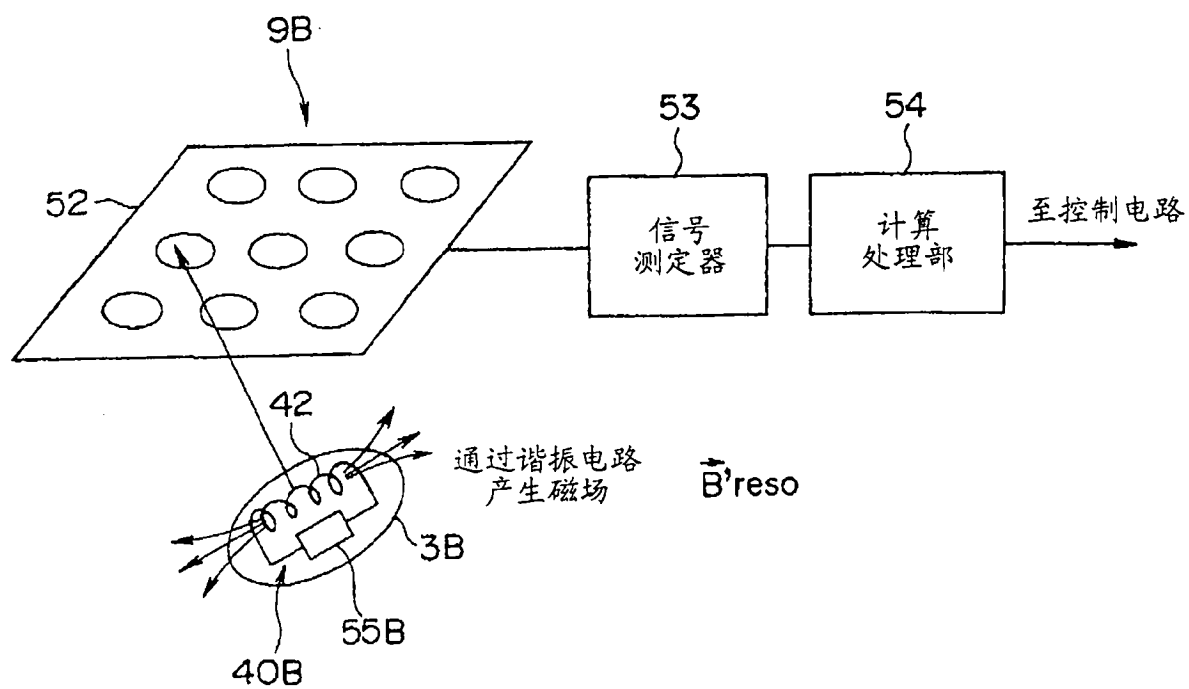


图 39

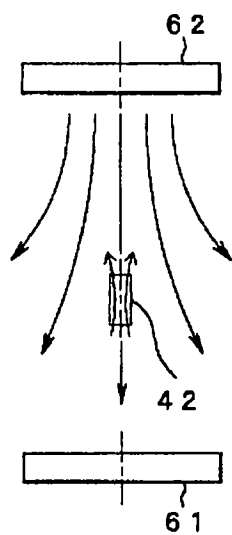


图 40A

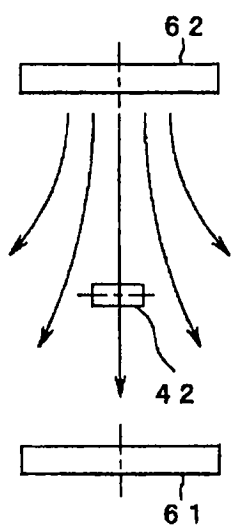


图 40B

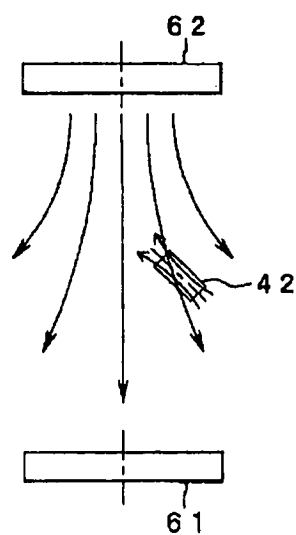


图 40C