



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101316545 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 10

(21) 申请号 200680044809. 8

(22) 申请日 2006. 12. 04

(30) 优先权数据

349178/2005 2005. 12. 02 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 05. 29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/324191 2006. 12. 04

(87) PCT申请的公布数据

W02007/064013 JA 2007. 06. 07

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 内山昭夫 木村敦志 佐藤良次

千叶淳

(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)

A61B 5/06 (2006. 01)

A61M 25/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2003/0229268 A1, 2003. 11. 11, 全文.

JP 特开 2005-304638 A, 2005. 11. 04, 全文.

US 2005/0216231 A1, 2005. 09. 29, 全文.

JP 特开 2005-245963 A, 2005. 09. 15, 全文.

审查员 伍新中

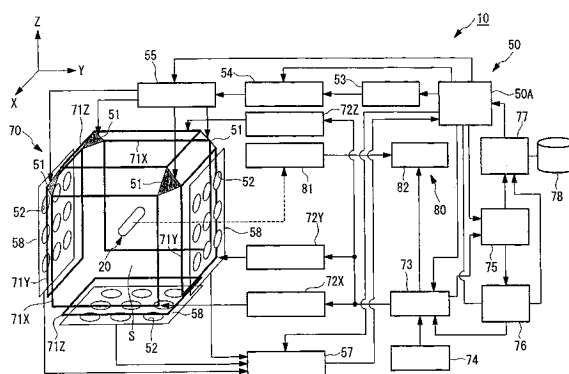
权利要求书 3 页 说明书 21 页 附图 26 页

(54) 发明名称

医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统

(57) 摘要

即使磁感应线圈的频率特性随着医疗装置引导用外部磁场的状态而变动,也可防止不能检测医疗装置的位置的情况发生。医疗装置位置检测系统(10)是被导入被检者体内并由外部磁场引导的医疗装置位置检测系统(50),具有:发生交变磁场的共振电路(43),其搭载于医疗装置(20),包含内部具备磁体的磁感应线圈(42A);交变磁场检测装置(52),其配置在医疗装置(20)的工作范围的外部,检测由磁感应线圈(42A)发生的交变磁场;位置信息计算部(50A),其根据由交变磁场检测装置检测出的交变磁场,算出医疗装置(20)的位置信息;以及频率设定部(77),其根据磁感应线圈(42A)的位置上的外部磁场的强度和方向的至少一方,设定由交变磁场检测装置(52)检测的交变磁场的频率和磁感应线圈(42A)发生的交变磁场的频率的至少一方。



1. 一种医疗装置的位置检测系统,该医疗装置被导入被检者体内并由外部磁场引导,其特征在于,该位置检测系统具有:

发生交变磁场的共振电路,其搭载于上述医疗装置,包含内部具备磁体的磁感应线圈;

交变磁场检测装置,其配置在上述医疗装置的工作范围的外部,检测由上述磁感应线圈发生的交变磁场;

位置信息计算部,其根据该交变磁场检测装置检测出的交变磁场,算出上述医疗装置的位置信息;以及

频率设定部,其根据上述磁感应线圈的位置上的外部磁场的强度和方向的至少一方,设定由上述交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率和上述磁感应线圈发生的交变磁场的频率的至少一方。

2. 根据权利要求1所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

该位置检测系统具有在上述医疗装置的工作空间发生外部磁场的外部磁场发生装置、和控制该外部磁场发生装置的磁场控制装置,

上述频率设定部根据来自上述磁场控制装置的信息,求出上述磁感应线圈的位置上的外部磁场的强度和方向的至少一方,设定由上述交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率和上述磁感应线圈发生的交变磁场的频率的至少一方。

3. 根据权利要求1所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述频率设定部具有算出上述磁感应线圈的位置上的上述外部磁场的强度和方向的至少一方的外部磁场信息计算部,

根据来自该外部磁场信息计算部的信息,求出上述磁感应线圈的位置上的外部磁场的强度和方向的至少一方,设定由上述交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率和上述磁感应线圈发生的交变磁场的频率的至少一方。

4. 根据权利要求3所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

该位置检测系统具有在上述医疗装置的工作空间发生外部磁场的外部磁场发生装置、和控制该外部磁场发生装置的磁场控制装置,

上述外部磁场信息计算部根据来自上述磁场控制装置的信息,求出上述磁感应线圈的位置上的外部磁场的强度和方向的至少一方。

5. 根据权利要求1至权利要求4的任意一项所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述频率设定部具有将上述外部磁场发生装置在上述医疗装置的位置发生的外部磁场的强度和检测频率对应起来存储的存储部,将上述交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率和上述磁感应线圈发生的交变磁场的频率的至少一方,根据上述外部磁场的强度设定成从上述存储部选择出的检测频率。

6. 根据权利要求1至权利要求4的任意一项所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述频率设定部具有算出上述磁感应线圈的位置上的外部磁场的方向与上述位置信息计算部算出的上述医疗装置的方向形成的角度即磁场角度的磁场角度计算部、和将上述磁场角度和检测频率对应起来存储的存储部,将由上述交变磁场检测部检测的交变磁场的

频率和上述磁感应线圈发生的交变磁场的频率的至少一方,根据上述磁场角度设定成从上述存储部选择出的检测频率。

7. 根据权利要求 1 所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

该位置检测系统具有在上述医疗装置的工作空间发生由上述频率设定部设定的频率附近的外部交变磁场的外部交变磁场发生装置,上述磁感应线圈接收上述外部交变磁场,感应上述交变磁场。

8. 根据权利要求 1 所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述共振电路由上述频率设定部设定的频率附近的交流信号驱动,上述磁感应线圈发生上述交变磁场。

9. 根据权利要求 1 所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述共振电路构成自激振荡电路,上述磁感应线圈发生上述交变磁场。

10. 根据权利要求 1 所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述磁体形成上述磁感应线圈的芯。

11. 根据权利要求 1 所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述磁体是在上述磁感应线圈的内部设置的上述医疗装置的电路的至少一部分。

12. 根据权利要求 11 所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述磁体是上述电路内部的电池。

13. 根据权利要求 1 所述的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,

上述医疗装置是胶囊型医疗装置、导管型医疗装置、内窥镜装置的任意一种。

14. 一种医疗装置引导系统,其特征在于,

该医疗装置引导系统具有权利要求 2 所述的位置检测系统、和作用于上述外部磁场发生装置发生的外部磁场的设置于上述医疗装置的磁铁,上述磁场控制装置进行上述医疗装置的位置和方向的至少一方的控制。

15. 一种医疗装置引导系统,其具有权利要求 4 所述的位置检测系统、和作用于上述外部磁场发生装置发生的外部磁场的设置于上述医疗装置的磁铁,上述磁场控制装置进行上述医疗装置的位置和方向的至少一方的控制,其特征在于,

上述频率设定部根据上述磁铁在上述磁感应线圈的位置生成的磁场和上述磁场发生装置在上述磁感应线圈的位置生成的外部磁场的合成磁场,设定由上述交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率和上述磁感应线圈发生的交变磁场的频率的至少一方。

16. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述外部磁场发生装置具有至少 1 组以夹持上述医疗装置的工作空间的方式相对配置的电磁铁,该电磁铁在上述医疗装置的工作范围发生平行磁场。

17. 根据权利要求 16 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

具有 3 组上述相对电磁铁,各组该相对电磁铁在各自不同的方向发生磁场。

18. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述磁场控制装置进行使上述外部磁场的方向旋转的控制。

19. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述医疗装置具有细长插入部和配置在该插入部的外周面、将绕长轴的旋转运动转换成沿长轴方向的推进运动的螺旋机构,

上述磁铁朝向与上述长轴正交的方向配置磁极。

20. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述磁场控制装置在上述医疗装置的方向和上述外部磁场的方向形成的角度比规定的角度小的情况下进行控制,以使上述外部磁场停止。

21. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述外部磁场发生装置发生任意方向的外部磁场,

上述医疗装置具有细长插入部,

上述磁铁朝向沿着插入部长轴的方向配置磁极。

22. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述磁场发生装置发生倾斜磁场。

23. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

该医疗装置引导系统具有在上述医疗装置的工作空间发生由上述频率设定部设定的频率附近的外部交变磁场的外部交变磁场发生装置,上述磁感应线圈接收上述外部交变磁场,感应上述交变磁场。

24. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述共振电路由上述频率设定部设定的频率附近的交流信号驱动,上述磁感应线圈发生上述交变磁场。

25. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述共振电路构成自激振荡电路,上述磁感应线圈发生上述交变磁场。

26. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述磁体形成上述磁感应线圈的芯。

27. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述磁体是在上述磁感应线圈的内部设置的上述医疗装置的电路的至少一部分。

28. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述磁体是上述电路内部的电池。

29. 根据权利要求 15 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

上述医疗装置是胶囊型医疗装置、导管型医疗装置、内窥镜装置的任意一种。

医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统。

背景技术

[0002] 近年来,以可使被检者等被检体吞入并从体腔管路内通过以获得目标位置的体腔管路内的图像的吞入型胶囊内窥镜等为代表的医疗装置正在朝向实用化进行研究开发。胶囊内窥镜等医疗装置构成为具有可进行上述医疗行为的、例如可获得图像的 CCD (Charge Coupled Device) 等摄像元件,在体腔管路内的目标部位获得图像。

[0003] 胶囊内窥镜为了可靠到达体腔管路内的目标部位或者留置在需要花费时间进行详细检查等的目标部位等,需要不借助体腔管路蠕动地进行引导控制。为了引导该胶囊内窥镜,需要检测胶囊内窥镜处于体腔管路内的哪一位置,提出了检测被引导到无法目视确认位置的部位(体腔管路内等)的胶囊内窥镜的位置的技术(例如,参照专利文献 1)。另外,专利文献 2 公开了无线磁场指示器的位置及方向的检测方法。

[0004] 专利文献 1 中公开了如下技术:由外部的多个检测装置检测从具有将交流电源与 LC 共振电路连接的磁场发生电路的胶囊内窥镜产生的电磁场,来检测胶囊内窥镜的位置。

[0005] 另外,作为无线磁场指示器,专利文献 2 公开了包含具有磁芯的磁感应线圈的共振电路。按照该专利文献 2 的方法,可利用预先施加的外部磁场由于无线磁场指示器中内置的包含磁感应线圈的共振电路的存在而变化的特性,检测无线磁场指示器的位置及方向。

[0006] 专利文献 1:国际公开第 2004/014225 号手册

[0007] 专利文献 2:日本特开 2005-121573 号公报

[0008] 但是,使用外部磁场进行医疗装置的引导时,产生在医疗装置内配置的位置检测用磁感应线圈的特性根据外部磁场的状态而变化的缺陷。结果,医疗装置的位置检测精度急剧降低,产生难以引导到正确方向的缺陷。

发明内容

[0009] 本发明正是鉴于上述问题而提出的,提供一种医疗装置的位置检测系统,即使胶囊内窥镜等医疗装置的位置检测中采用的磁感应线圈的频率特性随着医疗装置引导用外部磁场的状态而变动,也可防止由此导致不能检测医疗装置的位置。另外,本发明的目的是提供一种医疗装置引导系统,即使磁感应线圈的频率特性随着医疗装置引导用外部磁场的状态而变动,也可高精度地引导医疗装置。

[0010] 为了达到上述目的,本发明提供以下的单元。

[0011] 本发明的第 1 方式是被导入被检者体内并由外部磁场引导的医疗装置的位置检测系统,其特征在于,具有:可发生交变磁场的共振电路,其搭载于上述医疗装置,包含具备磁芯的磁感应线圈;交变磁场检测装置,其配置在上述医疗装置的工作范围的外部,检测由上述磁感应线圈发生的交变磁场;位置信息计算部,其根据该交变磁场检测装置检测出的

交变磁场,算出上述医疗装置的位置信息;外部磁场信息计算部,其根据该位置信息计算部算出的位置信息,算出上述医疗装置的位置上的外部磁场的强度;以及频率设定部,其根据该外部磁场信息计算部算出的外部磁场的强度,设定由上述交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率。

[0012] 按照本方式,将医疗装置导入被检者体内并由外部磁场引导时,通过医疗装置内具备的共振电路的磁感应线圈的工作而发生交变磁场时,该交变磁场通过在医疗装置的工作范围的外部配置的交变磁场检测装置的工作而被检测。检测交变磁场时,通过位置信息计算部的工作,进行医疗装置的位置检测。另外,通过外部磁场信息计算部的工作,算出医疗装置的位置上的外部磁场的强度,通过频率设定部的工作,根据外部磁场的强度,设定由交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率。

[0013] 作用于磁感应线圈的外部磁场的强度变化时,磁感应线圈的频率特性变化。因而,由于预先固定了交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率,因此,交变磁场的检测灵敏度急剧降低,结果,位置信息计算部算出的医疗装置的位置信息的精度降低。按照本发明,外部磁场的强度变化时,通过频率设定部的工作,设定由交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率,因此,可按照外部磁场的强度来设定适当的交变磁场的频率,可防止由于位置检测精度急剧降低而成为不能引导的状态。

[0014] 上述方式中,也可以具备在上述磁感应线圈的位置发生上述频率设定部设定的频率附近的交变磁场的交变磁场发生装置。

[0015] 这样,可使磁感应线圈发生的交变磁场的频率和交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率大致一致,可进一步提高检测灵敏度。

[0016] 另外,上述方式中,优选上述共振电路在上述频率设定部设定的频率附近被驱动。

[0017] 这样,除了向磁感应线圈的位置提供交变磁场,由包含磁感应线圈的共振电路的共振而发生大的交变磁场的情况外,通过以设定频率驱动共振电路自身,同样可使磁感应线圈发生的交变磁场的频率和交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率大致一致。

[0018] 另外,上述方式中,也可以是上述共振电路构成自激振荡电路。

[0019] 这样,共振电路发生由构成该共振电路的元件确定的共振频率的交变磁场,该共振频率因外部磁场的状态而变化,但是交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率由频率设定部设定,因此,可防止由于位置检测精度急剧降低而成为不能引导的状态。

[0020] 另外,上述方式中,也可以是上述频率设定部具备将在医疗装置的位置发生的外部磁场的强度和检测频率对应起来存储的存储部,将上述交变磁场检测部检测的交变磁场的频率,根据上述外部磁场的强度设定成从上述存储部选择出的检测频率。

[0021] 这样,从存储部读出与外部磁场对应的检测频率,迅速高灵敏度地检测交变磁场,可防止位置检测精度急剧降低。

[0022] 另外,上述方式中,也可以是由上述位置信息计算部算出的位置信息包含医疗装置的位置和方向,并具有根据上述医疗装置的位置上的外部磁场的方向和医疗装置的方向算出上述外部磁场的方向和上述磁感应线圈发生的交变磁场的方向形成的角度即磁场角度的磁场角度计算部,上述频率设定部具备将上述磁场角度和检测频率对应起来存储的存储部,将上述交变磁场检测部检测的交变磁场的频率,根据上述磁场角度设定成从上述存储部选择出的检测频率。

[0023] 这样,通过磁场角度计算部的工作,算出外部磁场的方向和磁感应线圈发生的交变磁场的方向形成的角度即磁场角度。

[0024] 磁场角度变化时,磁感应线圈的频率特性变化。因而,由于预先固定了由交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率,因此,交变磁场的检测灵敏度急剧降低,结果,位置信息计算部算出的医疗装置的位置信息的精度降低。按照本方式,磁场角度变化时,通过频率设定部的工作,将交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率设定成预先存储的检测频率,因此,可按照磁场角度迅速高灵敏度地检测交变磁场,可防止由于位置检测精度急剧降低而成为不能引导的状态。

[0025] 上述方式中,也可以是上述医疗装置是胶囊型医疗装置、导管型医疗装置、内窥镜装置的任意一种。

[0026] 另外,上述方式中,也可以是上述医疗装置内置有由外部磁场引导该医疗装置的磁铁,上述频率设定部根据上述磁铁在上述磁感应线圈的位置生成的磁场和上述磁场发生装置在上述磁感应线圈的位置生成的外部磁场的合成磁场,设定由上述交变磁场检测装置检测的交变磁场的频率。

[0027] 这样,可使外部磁场作用于磁铁,引导内置该磁铁的医疗装置。在该情况下,由于外部磁场和磁铁产生的磁场的两者作用于磁感应线圈,因此,可根据它们的合成磁场来设定作用于磁感应线圈的交变磁场的频率,从而更适当地设定交变磁场的频率。

[0028] 本发明的第2方式是医疗装置引导系统,具备:上述位置检测系统;配置在上述医疗装置的工作范围的外部,发生作用于上述医疗装置内的上述磁铁的外部磁场的磁场发生装置;以及控制由该磁场发生装置作用于上述磁铁的外部磁场的磁场控制装置。

[0029] 按照本方式,通过磁场发生装置的工作,在医疗装置的位置发生外部磁场,该外部磁场作用于医疗装置内的磁铁,从而医疗装置由外部磁场引导。由于磁场发生装置由磁场控制装置控制,因此,医疗装置按照由磁场控制装置控制的外部磁场的方向而被引导。在该情况下,即使医疗装置内的共振电路的共振频率随着在医疗装置的位置发生的外部磁场的状态而变动,通过上述位置检测系统的工作,交变磁场检测装置产生的交变磁场的检测频率被适当设定,因此,不会降低医疗装置的位置信息的检测精度,可引导到期望的位置及方向。

[0030] 上述方式中,也可以是上述磁场控制装置控制磁场发生装置,以使上述外部磁场的方向旋转。

[0031] 这样,借助磁场控制装置,外部磁场作为旋转磁场作用于医疗装置,旋转驱动医疗装置。

[0032] 另外,上述方式中,也可以是上述医疗装置具备细长插入部和配置在该插入部的外周面、将绕长轴的旋转运动转换成沿长轴方向的推进运动的螺旋机构,上述磁铁朝向与上述长轴正交的方向配置磁极。

[0033] 这样,通过绕长轴形成的旋转磁场的作用,医疗装置绕长轴旋转运动,通过螺旋机构的作用,将医疗装置的旋转运动转换成推进运动,可在长度方向上引导医疗装置。

[0034] 另外,上述方式中,也可以是上述磁场控制装置在上述医疗装置的方向和上述外部磁场的方向形成的角度比规定角度小的情况下进行控制,以停止上述外部磁场。

[0035] 医疗装置的方向和外部磁场的方向形成的角度比规定角度小的情况下,外部磁场

难以使医疗装置绕长轴旋转,因此,通过停止外部磁场,可防止进行不稳定的引导。另外,医疗装置的方向和外部磁场的方向形成的角度比规定角度小的情况下,磁感应线圈的频率特性显著变化。因而,通过暂时停止外部磁场,可更准确地检测医疗装置的位置及方向,可恢复到稳定的引导。

[0036] 另外,上述方式中,也可以是上述磁场发生装置发生任意方向的外部磁场,上述医疗装置具备细长插入部,上述磁铁朝向沿着插入部长轴的方向配置磁极。

[0037] 这样,可控制医疗装置以使其朝向外外部磁场的方向,此时,可防止进行由于位置检测精度急剧降低而不稳定的引导。

[0038] 另外,上述方式中,也可以是上述磁场发生装置发生倾斜磁场。

[0039] 配置于倾斜磁场内的磁感应线圈中,外部磁场的强度随着其配置位置而变化,因此频率特性随着外部磁场的强度而变动。按照本发明,由于根据外部磁场的强度适当设定交变磁场的检测频率,因此可防止医疗装置的位置信息的检测精度降低。

[0040] 作用于磁感应线圈的外部磁场的强度变化时,磁感应线圈的频率特性变化。因而,由于预先固定了检测的交变磁场的频率,因此,交变磁场的检测灵敏度急剧降低,结果,算出的医疗装置的位置信息的精度降低。按照本发明,根据外部磁场的强度变化来设定要检测的交变磁场的频率,因此,可按照外部磁场的强度来设定适当的交变磁场的频率,可防止由于位置检测精度急剧降低而成为不能引导的状态。

[0041] 按照本发明的医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统,即使医疗装置内的位置检测用磁感应线圈的频率特性随着外部磁场的状况而变动,也根据该变动来变更医疗装置的工作范围外的位置检测用频率,因此具有可在不降低检测精度的情况下检测准确的位置信息的效果。

附图说明

[0042] 图 1 是表示本发明第 1 实施方式的胶囊内窥镜引导系统的概略图。

[0043] 图 2 是图 1 的胶囊内窥镜引导系统的立体图。

[0044] 图 3 是表示用于测定图 1 的胶囊内窥镜引导系统的胶囊内窥镜收纳的共振电路的频率特性的测定方法的一例的图。

[0045] 图 4 是表示以通过图 3 的测定方法测定出的外部磁场的强度为参数的频率特性的曲线图。

[0046] 图 5 是表示以通过图 3 的测定方法测定出的外部磁场的强度为参数的其他频率特性的曲线图。

[0047] 图 6 是表示以通过图 3 的测定方法测定出的磁场角度为参数的频率特性的曲线图。

[0048] 图 7 是标绘图 4 及图 5 的频率特性的峰值频率,用直线连接标绘点之间而成的曲线图。

[0049] 图 8 是标绘图 6 的频率特性的峰值频率,用直线连接标绘点之间而成的曲线图。

[0050] 图 9 是表示图 1 的胶囊内窥镜引导系统的截面的概略图。

[0051] 图 10 是表示图 1 的胶囊内窥镜引导系统的传感线圈接收电路的电路构成的概略图。

- [0052] 图 11 是表示图 1 的胶囊内窥镜引导系统的胶囊内窥镜的结构概略图。
- [0053] 图 12A 是说明本发明一个实施方式的胶囊内窥镜的位置检测方法的流程图。
- [0054] 图 12B 是说明本发明一个实施方式的胶囊内窥镜的位置检测方法的流程图。
- [0055] 图 13 是表示激励线圈及磁感应线圈的配置关系的图。
- [0056] 图 14 是表示激励线圈及传感线圈的配置关系的图。
- [0057] 图 15 是表示激励线圈及传感线圈的其他配置关系的图。
- [0058] 图 16 是表示图 11 的胶囊内窥镜的变形例的概略图。
- [0059] 图 17 是表示图 11 的胶囊内窥镜内的感应磁场发生部的结构的局部立体图。
- [0060] 图 18 是表示本发明第 2 实施方式的胶囊内窥镜引导系统的概略图。
- [0061] 图 19 是表示图 18 的胶囊内窥镜引导系统中采用的胶囊内窥镜内的共振电路的图。
- [0062] 图 20 是表示本发明第 3 实施方式的医疗装置引导系统的概略图。
- [0063] 图 21 是表示图 20 的医疗装置引导系统的内窥镜装置的插入部前端的构造的概略图。
- [0064] 图 22 是表示图 20 的医疗装置引导系统的变形例的概略图。
- [0065] 图 23 是表示图 22 的医疗装置引导系统的内窥镜装置的插入部前端的构造的概略图。
- [0066] 图 24 是表示本发明第 4 实施方式的胶囊内窥镜引导系统的概略图。
- [0067] 图 25 是表示说明本发明的其他变形例的共振电路的频率特性的曲线图。
- [0068] 图 26 是表示本发明的胶囊内窥镜引导系统中采用的胶囊内窥镜的其他变形例的图。
- [0069] 符号说明
- [0070] M 外部磁场
- [0071] S 工作空间（工作范围）
- [0072] R 长轴
- [0073] θ 磁场角
- [0074] 10, 100, 120 胶囊内窥镜引导系统（医疗装置引导系统）
- [0075] 20, 20' 胶囊内窥镜（医疗装置）
- [0076] 20'' 插入部（医疗装置）
- [0077] 25 螺旋部（螺旋机构）
- [0078] 41, 41A 芯部（磁芯）
- [0079] 42A 磁感应线圈
- [0080] 43 共振电路
- [0081] 43' 自激振荡电路（共振电路）
- [0082] 45 永久磁铁（磁铁）
- [0083] 50, 50' 位置检测系统
- [0084] 50A 位置检测装置（位置信息计算部）
- [0085] 51 激励线圈（交变磁场发生装置）
- [0086] 52 传感线圈（交变磁场检测装置）

- [0087] 70 磁引导装置（磁场发生装置）
- [0088] 73 磁场控制电路（磁场控制装置）
- [0089] 75 磁场确定部（外部磁场信息计算部）
- [0090] 76 磁场角度确定部（磁场角度计算部）
- [0091] 77 频率设定部
- [0092] 78 存储部
- [0093] 110 医疗装置引导系统

具体实施方式

[0094] （胶囊内窥镜引导系统）

[0095] 第 1 实施方式

[0096] 以下,参照图 1~图 14 说明本发明第 1 实施方式的医疗装置的位置检测系统、检测方法及医疗装置引导系统。

[0097] 本实施方式中的医疗装置是胶囊内窥镜 20。

[0098] 图 1 是本实施方式中的胶囊内窥镜引导系统（医疗装置引导系统）10 的概略示意图。图 2 是胶囊内窥镜引导系统 10 的立体图。

[0099] 如图 1 及图 2 所示,胶囊内窥镜引导系统 10 具备:从被检者 1 的口部或肛门投入体腔内,光学拍摄体腔内管路的内壁面并无线发送图像信号的胶囊内窥镜（胶囊型医疗装置）20;检测胶囊内窥镜 20 的位置的位置检测系统 50;根据检测到的胶囊内窥镜 20 的位置及施术者的指示,引导胶囊内窥镜 20 的磁引导装置 70;以及显示从胶囊内窥镜 20 发送来的图像信号的图像显示装置 80。

[0100] 如图 1 所示,磁引导装置 70 具备:发生驱动胶囊内窥镜 20 的平行外部磁场（旋转磁场）M 的三轴亥姆霍兹线圈单元（磁场发生装置或外部磁场发生装置）71;放大控制向三轴亥姆霍兹线圈单元 71 提供的电流的亥姆霍兹线圈驱动器 72;控制驱动胶囊内窥镜 20 的外部磁场 M 的方向的磁场控制电路（磁场控制装置或外部磁场发生装置）73;以及将施术者输入的胶囊内窥镜 20 的行进方向输出到磁场控制电路 73 的输入装置 74。

[0101] 本实施方式中,标记为三轴亥姆霍兹线圈单元 71,但是也可以不严格满足亥姆霍兹线圈的条件。例如,线圈也可以不是圆形而是图 1 所示的大致四边形,相对的线圈的间隔只要在满足本实施方式的功能的范围内,也可以不符合亥姆霍兹线圈的条件。

[0102] 三轴亥姆霍兹线圈单元 71 如图 1 及图 2 所示,形成大致矩形形状。另外,三轴亥姆霍兹线圈单元 71 具有相互相对的 3 对亥姆霍兹线圈（电磁铁）71X、71Y、71Z,并将各对亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 配置成相对于图 1 中的 X、Y、Z 轴大致垂直。将相对于 X、Y、Z 轴配置成大致垂直的亥姆霍兹线圈按照顺序分别标记成亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z。

[0103] 另外,亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 配置成在其内部形成大致直方体状的空间 S。如图 1 所示,空间 S 成为胶囊内窥镜 20 的工作空间（也称为工作空间 S）,并且如图 2 所示,成为配置被检者 1 的空间。

[0104] 亥姆霍兹线圈驱动器 72 具备分别控制亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z。

[0105] 从后述的位置检测装置 50A（位置信息计算部）将胶囊内窥镜 20 当前朝向的方向

(胶囊内窥镜 20 的长轴 R 的方向) 数据输入磁场控制电路 73, 并且, 输入由施术者从输入装置 74 输入的胶囊内窥镜 20 的行进方向指示。然后, 从磁场控制电路 73 输出控制亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z 的信号, 并且向图像显示装置 80 输出胶囊内窥镜 20 的旋转相位数据, 另外, 输出提供给各亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z 的电流数据。

[0106] 另外, 本实施方式中, 磁场控制电路 73 接收来自后述的磁场角度计算部 76 的磁场角度 θ , 在磁场角度 θ 小于规定的角度时, 设定成使发往亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z 的控制信号停止, 消除外部磁场 M。

[0107] 另外, 作为输入装置 74, 例如具备操纵杆 (图示省略), 通过推拉操纵杆, 指示胶囊内窥镜 20 的行进方向。

[0108] 输入装置 74 可以是上述采用操纵杆方式的装置, 也可以采用通过按压行进方向的按钮来指示行进方向的输入装置等其他方式的输入装置。

[0109] 如图 1 所示, 本实施方式的位置检测系统 50 具备 : 发生用于使胶囊内窥镜 20 内的后述磁感应线圈 42A (参照图 11) 发生感应磁场的外部交变磁场的激励线圈 51 (外部交变磁场发生装置); 检测磁感应线圈 42A 发生的感应磁场 (交变磁场) 的传感线圈 (交变磁场检测装置) 52 ; 以及根据传感线圈 52 检测到的感应磁场运算胶囊内窥镜 20 的位置信息 (位置及方向) 并控制由激励线圈 51 形成的交变磁场的位置检测装置 50A。

[0110] 位置检测系统 50 具备 : 根据从磁场控制电路 73 输出的发往亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z 的电流数据和从上述位置检测装置 50A 输出的胶囊内窥镜 20 的位置数据, 算出胶囊内窥镜 20 的位置上的外部磁场 M 的强度及方向的磁场确定部 75 (外部磁场信息计算部); 根据该磁场确定部 75 算出的胶囊内窥镜 20 的位置上的外部磁场 M 的方向和上述位置检测装置 50A 算出的胶囊内窥镜 20 的方向, 算出外部磁场 M 的方向和磁感应线圈 42A 的方向 (由磁感应线圈 42A 发生的交变磁场的方向) 形成的角度即磁场角度 θ 的磁场角度计算部 76 ; 以及根据该磁场角度计算部 76 算出的磁场角度 θ 和上述磁场确定部 75 算出的外部磁场 M 的强度, 推测胶囊内窥镜 20 内的共振电路 43 的共振频率并确定检测频率的频率设定部 77。从上述磁场角度计算部 76 向上述磁场控制电路 73 逐次输出磁场角度 θ 。

[0111] 另外, 本实施方式中, 在位置检测系统 50 中设置磁场确定部 75, 但是, 也可以构成为由位置检测系统 50 从磁场控制电路 73 直接接收胶囊内窥镜 20 的位置上的外部磁场 M 的强度及方向。采用这样的结构, 可省略磁场确定部。

[0112] 另外, 本实施方式中, 设置用于求出外部磁场 M 的方向和胶囊内窥镜 20 的方向即磁感应线圈 42A 的方向形成的角度即磁场角度 θ 的磁场角度计算部 76, 根据磁场角度和外部磁场 M 的强度, 确定从激励线圈 51 发生的外部交变磁场的频率, 但是, 也可以如下进行频率设定部 77 中的动作。作为变形例, 控制成使从三轴亥姆霍兹线圈单元 71 发生的磁场强度恒定。若进行这样的控制, 则可根据磁场角度确定从激励线圈 51 发生的外部交变磁场的频率。通过进行这样的控制, 可使频率设定部 77 的动作单一化。另外, 在胶囊内窥镜 20 受到活体的约束弱的情况下, 磁场角度始终维持在接近 90° 的值。这样的条件下, 可不使用磁场角度的信息而仅根据外部磁场 M 的强度来确定从激励线圈 51 发生的外部交变磁场的频率。通过进行这样的控制, 可使频率设定部 77 的动作单一化。

[0113] 在磁场确定部 75 中存储有按照比奥 - 萨伐尔定律计算上述各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 在空间 S 内的点 (X, Y, Z) 形成的磁场的强度和方向的公式, 当被输入流过各亥姆

霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的电流值和胶囊内窥镜 20 的坐标时,算出在胶囊内窥镜 20 的位置由各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 生成的磁场的强度及方向。然后,通过将各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 形成的磁场相加,可求出在胶囊内窥镜 20 的位置生成的外部磁场 M 的强度及方向。

[0114] 本实施方式中,由于各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 形成相对线圈,因此,在存在胶囊内窥镜 20 的空间 S 中形成强度大致均匀的大致平行的外部磁场 M。因而,也可以在磁场确定部 75 中预先仅存储表示流过各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的电流和各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 生成的磁场之间的关系的关系式,从磁场控制电路 73 取得流过各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的电流值,求出各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 生成的磁场的强度(由于是平行的外部磁场 M,因此各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 生成的磁场的方向恒定),并根据该值求出当前生成的外部磁场 M 的强度及方向。若将从磁场控制电路取得流过各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的电流值的定时作为位置检测装置 50A 进行位置检测的定时,则可求出更准确的外部磁场 M 的强度和方向。

[0115] 另外,磁场控制电路 73 中,根据胶囊内窥镜 20 的过去的位置信息,求出作用于胶囊内窥镜 20 的外部磁场 M 的强度及方向与时间的关系,控制各亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z,使各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 发生磁场。因而,虽然仅根据过去的的数据,但是保有在胶囊内窥镜 20 的位置生成的外部磁场 M 的强度和方向。通过将该方向信息从磁场控制电路 73 直接发送到磁场角度计算部 76,将外部磁场 M 的强度信息从磁场控制电路 73 直接发送到频率设定部 77,也可以构成为使磁场控制电路 73 具有磁场确定部 75 的功能。这样,虽然频率设定部 77 确定的频率的误差有可能稍微增加,但是可获得装置的小型化、计算的简略化等效果。

[0116] 这里,说明外部磁场 M 的状态与胶囊内窥镜 20 内的共振电路 43 的频率特性的变化之间的关系。

[0117] 如图 3 所示,使胶囊内窥镜 20 的方向(共振电路 43 的磁感应线圈 42A 的方向)定向成从激励线圈 51 朝向传感线圈 52 的方向,而且,使外部磁场 M 的方向配置在同一方向的状态(磁场角度 $\theta = 0^\circ$)下,改变外部磁场 M 的强度,通过网络分析器及放大器扫描频率,测定出使外部磁场 M 的强度变化时的传感线圈 52 的输出。结果如图 4 所示。

[0118] 同样,在使外部磁场 M 的方向正交的状态(磁场角度 $\theta = 90^\circ$)下进行同样测定时的传感线圈 52 的输出的测定结果如图 5 所示。

[0119] 另外,在与图 5 的测定相同的条件下,固定外部磁场 M 的强度(80A),使胶囊内窥镜 20 的角度向磁场角度 $\theta = 0^\circ$ 变化时的传感线圈 52 的输出的测定结果如图 6 所示。

[0120] 这些图 4~图 6 都是传感线圈 52 中检测到的共振电路 43 的频率特性。共振电路 43 的共振频率下传感线圈 52 的输出成为零,在其前后稍微偏离的频率(峰值频率)下输出成为峰值。而且可知,传感线圈 52 的输出成为零的共振电路 43 的共振频率根据外部磁场 M 的强度及磁场角度 θ 而移动。

[0121] 从这些结果可明白,即使将胶囊内窥镜 20 相对于外部磁场 M 的方向保持为恒定方向,由于外部磁场 M 的强度变动,也导致共振电路 43 的频率特性变动,其共振频率移动。另外,即使将外部磁场 M 的强度保持恒定,由于磁场角度 θ 变动,也导致共振电路 43 的频率特性变动,其共振频率移动。图 6 中输出急剧降低的原因是,磁感应线圈 42A 相对于激励线

圈 51 发生的交变磁场具有角度, 贯通磁感应线圈 42A 的磁通量减少, 磁感应线圈 42A 发生的感应磁场减少。

[0122] 图 7 表示标绘图 4 ~ 图 6 的频率特性中的峰值频率和外部磁场 M 的强度之间的关系而成的曲线图。另外, 图 8 表示标绘图 6 的频率特性的峰值频率和磁场角度 θ 之间的关系而成的曲线图。

[0123] 接着, 以下说明该频率设定部 77 中的频率设定方法。

[0124] 本实施方式中, 频率设定部 77 具有将图 4 ~ 图 6 所示的共振电路 43 的共振频率以及图 7 和图 8 所示的峰值频率 (检测频率) 与外部磁场 M 的强度及磁场角度 θ 对应起来存储的存储部 78。在被输入磁场确定部 75 确定的外部磁场 M 的强度以及磁场角度计算部 76 确定的磁场角度 θ 时, 根据外部磁场 M 的强度和磁场角度 θ , 参照存储部 78 存储的数据, 读出对应的共振频率及峰值频率。

[0125] 作为数据的存储方法, 首先, 例如有矩阵状存储的方法。即, 以外部磁场 M 的强度和磁场角度 θ 为 2 个参数, 存储与各参数对应的共振频率及峰值频率。从而, 在被输入外部磁场 M 的强度和磁场角度 θ 时, 选择与之对应的最接近的共振频率及峰值频率。该方法在可简单求出频率这一点上是有利的, 但是数据量增大。

[0126] 作为第 2 方法, 有每隔一定的磁场角度 θ 间隔将表示外部磁场 M 的强度和共振频率及峰值频率之间的关系的近似式作为数据存储的方法。例如, 如式 1 所示, 设磁场角度 θ 的间隔为 5° , 生成表示外部磁场 M 的强度和频率之间的关系的关系式。

[0127] [式 1]

$$[0128] \quad f(H) \big|_{\theta=0^\circ} = A_0 \times H^4 + B_0 \times H^3 + C_0 \times H^2 + D_0 \times H + E_0$$

$$[0129] \quad f(H) \big|_{\theta=5^\circ} = A_5 \times H^4 + B_5 \times H^3 + C_5 \times H^2 + D_5 \times H + E_5$$

$$[0130] \quad f(H) \big|_{\theta=90^\circ} = A_{90} \times H^4 + B_{90} \times H^3 + C_{90} \times H^2 + D_{90} \times H + E_{90}$$

[0131] 这里, $A_0, B_0, C_0, D_0, E_0, A_5, B_5, C_5, D_5, E_5, \dots, A_{90}, B_{90}, C_{90}, D_{90}, E_{90}$ 表示常数, 下标表示角度。H 表示外部磁场 M 的强度, f 表示共振频率或峰值频率。该近似式是使用最小二乘法生成的多项式近似式。将该式存储到存储部 78 的频率设定部 77, 确定采用在与输入的磁场角度 θ 最接近的角度下生成的近似式, 然后, 通过将输入的外部磁场 M 的强度代入选择出的式, 可求出共振频率及峰值频率。

[0132] 而且, 作为第 3 方法, 也可以生成以下的近似式, 作为表示共振频率或峰值频率和外部磁场 M 的强度及磁场角度 θ 之间的关系的近似式。

[0133] [式 2]

$$[0134] \quad f(\theta, H) = (A_\theta \times \theta^4 + B_\theta \times \theta^3 + C_\theta \times \theta^2 + D_\theta \times \theta + E_\theta) \times$$

$$[0135] \quad (A_H \times H^4 + B_H \times H^3 + C_H \times H^2 + D_H \times H + E_H)$$

[0136] 这里, $A_\theta, B_\theta, C_\theta, D_\theta, E_\theta, A_H, B_H, C_H, D_H, E_H$ 表示常数, 下标 θ 表示从磁场角度计算部获得的磁场角度 θ , 下标 H 表示从磁场确定部 75 获得的外部磁场 M 的强度。代入磁场角度 θ 及外部磁场 M 的强度 H, 可获得共振频率 (或峰值频率) f。该式的确定方法的一例如下所示。

[0137] 采用实验求出的磁场角度 θ_m 、外部磁场 M 的强度 H_m 、共振频率 (或峰值频率) f_m , 按照下式求出 G。下标 m 表示测定, n 表示测定次数 (编号)。

[0138] [式 3]

[0139] $G = \sum (f_{mn} - f(\theta_{mn}, H_{mn}))^2$

[0140] 通过用 $A_\theta, B_\theta, C_\theta, D_\theta, E_\theta, A_H, B_H, C_H, D_H, E_H$ 对该式进行偏微分, 求出微分方程式, 通过求解其联立方程式, 可确定这些常数 $A_\theta, B_\theta, C_\theta, D_\theta, E_\theta, A_H, B_H, C_H, D_H, E_H$ 。另外, 也可以求出包含交叉项 (crossterm) 的二次偏微分为止, 通过进行 Newton 法等的反复收敛计算, 确定各常数 $A_\theta, B_\theta, C_\theta, D_\theta, E_\theta, A_H, B_H, C_H, D_H, E_H$ 。

[0141] 如图 1 所示, 在位置检测装置 50A 到激励线圈 51 之间配置有: 根据来自位置检测装置 50A 的输出而发生交流电流的信号发生电路 53; 根据来自位置检测装置 50A 的输出, 放大从信号发生电路 53 输入的交流电流的激励线圈驱动器 54; 以及向根据来自位置检测装置 50A 的输出而选择出的激励线圈 51 提供交流电流的激励线圈选择器 55。

[0142] 信号发生电路 53 使设定频率的正弦波信号或设定的多个频率的正弦波信号叠加, 发生波形的信号。

[0143] 在传感线圈 52 到位置检测装置 50A 之间配置有传感线圈接收电路 57, 该传感线圈接收电路 57 根据来自位置检测装置 50A 的输出, 从来自传感线圈 52 的包含胶囊内窥镜 20 的位置信息等的交流电流中提取振幅值, 并向位置检测装置 50A 输出。

[0144] 上述频率设定部 77 设定的共振频率被发送到位置检测装置 50A, 使从信号发生电路 53 输出的交变磁场的频率与共振频率一致。由频率设定部 77 确定的峰值频率也被发送到传感线圈接收电路 57, 将由传感线圈 52 接收的交变磁场的频率设定成峰值频率。

[0145] 在共振电路 43 的磁感应线圈 42A 是一种且个体差异小的情况下, 作为预设数据预先存储到存储部 78 即可。另外, 在磁感应线圈 42A 存在多种且个体差异小的情况下, 作为预设数据, 也可以将多种数据预先存储到存储部 78, 通过手动或代码读取装置读取表示磁感应线圈 42A 的种类的识别数据, 选择适当的预设数据。

[0146] 另外, 在磁感应线圈 42A 的个体差异大时, 也可以将数据作为胶囊内窥镜的包装上记载的识别代码预先保持, 使用时由读取装置读取包装的代码。而且, 数据除了作为代码记录以外, 也可以预先记载在 RFID 或收纳于胶囊内窥镜中的存储器内。

[0147] 图 9 是表示胶囊内窥镜引导系统 10 的截面的概略图。

[0148] 这里, 如图 1 及图 9 所示, 激励线圈 51 倾斜配置在由亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 形成的大致直方体形状的工作空间上方 (Z 轴的正方向侧) 的四角。另外, 激励线圈 51 形成为连接矩形形状的亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的角部的大致三角形形状的线圈。这样, 通过在上方配置激励线圈 51, 可防止激励线圈 51 与被检者 1 的干扰。

[0149] 激励线圈 51 可以是上述的大致三角形形状的线圈, 也可以采用圆形等各种形状的线圈。

[0150] 另外, 传感线圈 52 形成为空心线圈, 处于亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的内侧, 经由胶囊内窥镜 20 的工作空间 S, 由在与激励线圈 51 相对的位置以及与 Y 轴方向相互相对的位置配置的 3 个平面形状的线圈支撑部 58 支撑。在 1 个线圈支撑部 58 上矩阵状配置有 9 个传感线圈 52, 整个位置检测系统 50 具备 27 个传感线圈 52。

[0151] 传感线圈 52 的位置可以处于与亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 同一平面上, 也可以处于外侧, 可以自由地进行配置。

[0152] 图 10 是表示传感线圈接收电路 57 的电路构成的概略图。

[0153] 如图 10 所示, 传感线圈接收电路 57 包括: 高通滤波器 (HPF) 59, 其去除被输入到

传感线圈 52 的、包含胶囊内窥镜 20 的位置信息的、基于感应磁场的交流电压的低频分量；放大上述交流电压的预放大器 60；带通滤波器 (BPF, 带限制部) 61, 其去除放大后的上述交流电压中包含的高频；放大去除了高频后的上述交流电压的放大器 (AMP) 62；有效值检测电路 (True RMS 转换器) 63, 其检测上述交流电压的振幅, 提取振幅值并输出；将振幅值转换成数字信号的 A/D 转换器 64；以及暂时存储数字化的振幅值的存储器 65。

[0154] 这里, 高通滤波器 (HPF) 59 兼起除去由亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 发生的旋转磁场在传感线圈 52 中感应的低频信号的作用。从而, 在使磁引导装置 70 动作的状态下, 使位置检测系统 50 处于可正常动作的状态。

[0155] 高通滤波器 59 包括：分别配置在从传感线圈 52 延伸的一对布线 66A 上的电阻 67；连接在一对布线 66A 之间并在其大致中央处接地的布线 66B；以及在布线 66B 上隔着接地点相对配置的一对电容 68。预放大器 60 分别配置在一对布线 66A 上, 从预放大器 60 输出的上述交流电压被输入到 1 个带通滤波器 61。存储器 65 暂时存储从 9 个传感线圈 52 获得的振幅值, 并将存储的振幅值向位置检测装置 50A 输出。

[0156] 另外, 还可以另外设置可除去共模噪声的共模滤波器。

[0157] 如上所述, 为了提取上述交流电压的振幅值, 可以采用有效值检测电路 63, 也可以通过用整流电路使磁信息平滑化后检测电压, 来检测振幅值。

[0158] 另外, 检测的交流电压的波形中, 根据磁感应线圈 42A 的有无、位置, 与施加到激励线圈 51 的波形对应的相位发生变化。该相位变化也可以由锁定放大器等进行检测。

[0159] 如图 1 所示, 图像显示装置 80 具备：接收从胶囊内窥镜 20 发送来的图像信息的图像接收电路 81；以及根据接收到的图像信息以及来自磁场控制电路 73 的信号显示图像的显示部 82。

[0160] 图像显示装置 80 中, 如图 1 所示, 图像接收电路 81 接收从胶囊内窥镜 20 发送来的压缩图像信号, 并将图像信号输出到显示部 82。压缩图像信号在图像接收电路 81 或显示部 82 中复原, 通过显示部 82 进行显示。

[0161] 另外, 显示部 82 根据从磁场控制电路 73 输入的胶囊内窥镜 20 的旋转相位数据, 将上述图像信号旋转处理到与胶囊内窥镜 20 的旋转方向相反的方向后进行显示。

[0162] 图 11 是表示胶囊内窥镜 20 的结构的概念图。

[0163] 如图 11 所示, 胶囊内窥镜 20 具备：在其内部收纳各种设备的外壳 21；拍摄被检者 1 的体腔内管路的内壁面的摄像部 30；驱动摄像部 30 的电池 39；通过前述的激励线圈 51 发生交变磁场的感应磁场发生部 40；以及接收由磁引导装置 70 发生的外部磁场 M 并驱动胶囊内窥镜 20 的永久磁铁 (磁铁) 45。

[0164] 外壳 21 由以胶囊内窥镜 20 的长轴 R 为中心轴的透射红外线的圆筒状胶囊主体 (以下简称为主体) 22、覆盖主体 22 前端的透明的半球状前端部 23 以及覆盖主体后端的半球状后端部 24 形成, 形成通过水密构造密闭的胶囊容器。

[0165] 另外, 在外壳 21 的主体的外周面, 具备以长轴 R 为中心将截面圆形的线材卷成螺旋状的螺旋部 (螺旋机构) 25。

[0166] 当接收由磁引导装置 70 发生的旋转外部磁场 M 并使永久磁铁 45 旋转时, 螺旋部 25 与主体 22 一起绕长轴 R 旋转, 结果, 通过螺旋部 25, 主体 22 绕长轴 R 的旋转运动被转换成沿着长轴 R 方向的直线运动, 在管腔内可沿长轴 R 方向引导胶囊内窥镜 20。

[0167] 摄像部 30 具备：相对于长轴 R 大致垂直配置的基板 36A；配置在基板 36A 的前端部 23 一侧的面上的图像传感器 31；使图像传感器 31 对被检者 1 的体腔内管路的内壁面的图像进行成像的透镜组 32；照明体腔内管路的内壁面的 LED (Light Emitting Diode：发光二极管) 33；配置在基板 36A 的后端部 24 一侧的面上的信号处理部 34；以及向图像显示装置 80 发送图像信号的无线元件 35。

[0168] 信号处理部 34 经由基板 36A、36B、36C、36D 以及挠性基板 37A、37B、37C 与电池 39 电连接，并经由基板 36A 与图像传感器 31 电连接，经由基板 36A、挠性基板 37A 以及支撑部件 38 与 LED33 电连接。另外，信号处理部 34 将图像传感器 31 取得的图像信号压缩并暂时存储 (memory)，将压缩后的图像信号从无线元件 35 向外部发送，并根据来自后述开关部 46 的信号，控制图像传感器 31 及 LED33 的接通 / 断开。

[0169] 图像传感器 31 将经由前端部 23 及透镜组 32 成像的图像转换成电信号 (图像信号)，向信号处理部 34 输出。该图像传感器 31 例如可采用 CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 和 CCD。

[0170] 在配置于基板 36A 的前端部 23 一侧的支撑部件 38 上，以长轴 R 为中心沿圆周方向空出间隔地配置有多个 LED33。

[0171] 永久磁铁 45 配置在信号处理部 34 的后端部 24 一侧。永久磁铁 45 配置成或励磁成具有与长轴 R 正交 (例如如图 5 中的上下方向) 的磁化方向 (磁极)。

[0172] 在永久磁铁 45 的后端部 24 一侧具备配置在基板 36B 上的开关部 46。开关部 46 具有红外线传感器 47，经由基板 36B 及挠性基板 37A 与信号处理部 34 电连接，并经由基板 36B、36C、36D 以及挠性基板 37B、37C 与电池 39 电连接。

[0173] 另外，开关部 46 以长轴 R 为中心沿圆周方向等间隔配置多个，并配置成使红外线传感器 47 面朝直径方向的外侧。本实施方式中，说明配置有 4 个开关部 46 的例子，但是开关部 46 的数目不限于 4 个，其个数可以是任意的。

[0174] 在开关部 46 的后端部 24 一侧，配置有由基板 36C、36D 夹持的电池 39。

[0175] 在基板 36D 的后端部 24 一侧的面上配置有无线元件 35。无线元件 35 经由基板 36A、36B、36C、36D 以及挠性基板 37A、37B、37C 与信号处理部 34 电连接。

[0176] 配置在无线元件 35 的后端部 24 一侧的感应磁场发生部 40，由形成为中心轴与长轴 R 大致一致的圆柱状的铁氧体组成的芯部 (磁芯) 41、配置在芯部 41 的外周部的磁感应线圈 42A、以及与磁感应线圈 42A 电连接而形成共振电路 43 的电容 42B (图 11 未图示) 形成。

[0177] 芯部 41 除了铁氧体以外，还可采用其他磁性材料，例如可采用铁、镍、坡莫合金、钴等。

[0178] 以下参照图 12A 及图 12B，说明这样构成的本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 10 的作用。

[0179] 为了用本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 10 在被检者的体腔内引导胶囊内窥镜 20，取得体腔内的图像，首先，如图 2 所示，将被检者 1 以横卧状态配置在位置检测系统 50 及磁引导装置 70 内部的空间 S (步骤 S1)。然后，由未图示的红外线发生装置对胶囊内窥镜 20 的红外线传感器 47 照射红外线，接入胶囊内窥镜 20 的电源 (图 12A 中省略)。然后，将胶囊内窥镜 20 从被检者 1 的口部或肛门投入体腔内 (步骤 S2)。

[0180] 该状态下,通过位置检测系统 50 的工作,检测投入的胶囊内窥镜 20 的位置及方向(步骤 S3)。然后,通过磁场控制电路 73 的工作,控制亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z,使得在与胶囊内窥镜 20 的长轴 R 正交的方向发生外部磁场 M(步骤 S4)。

[0181] 然后,判定施术者有无操作输入装置 74(步骤 S5),在无操作的情况下,重复上述步骤 S3 ~ S5。另一方面,在有输入操作的情况下,判定其是否为指示结束的输入后(步骤 S6),在不是结束指示的情况下,按照输入装置 74 的输入,变更胶囊内窥镜 20 的方向,或者,通过磁场控制电路 73 控制亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z,以发生使胶囊内窥镜 20 绕其长轴 R 旋转的外部磁场 M(步骤 S7)。

[0182] 通过磁引导装置 70,在被检者 1 的体腔内管路内被引导到患部附近的胶囊内窥镜 20,在引导到患部的过程中以及患部附近拍摄体腔内管路的内壁面。然后,将拍摄到的体腔内管路的内壁面的数据以及患部附近的数据发送到图像显示装置 80。图像显示装置 80 在显示部 82 显示发送来的图像。

[0183] 在该情况下,按照本实施方式,通过位置检测装置 50A 算出胶囊内窥镜 20 的位置及方向(步骤 S9),通过设置在位置检测系统 50 的磁场确定部 75,根据从位置检测装置 50A 发送来的胶囊内窥镜 20 的位置数据和从磁场控制电路 73 发送来的用于生成外部磁场 M 的流过各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的电流数据,确定外部磁场 M 的强度及方向。

[0184] 另外,根据从位置检测装置 50A 发送来的胶囊内窥镜 20 的方向数据和从磁场确定部 75 发送来的外部磁场 M 的方向数据,通过磁场角度计算部 76,算出外部磁场 M 和由磁感应线圈 42A 感应的交变磁场形成的角度即磁场角度 θ (步骤 S10)。

[0185] 在该情况下,判断磁场角度 θ 是否比规定的角度小(步骤 S11),在比规定的角度小的情况下,即,外部磁场 M 和交变磁场形成的角度从 90° 大幅度减小的情况下,停止外部磁场 M 的发生(步骤 S12)。从而,可防止在外部磁场 M 的旋转轴与胶囊内窥镜 20 的长轴 R 显著偏离的状态下旋转驱动胶囊内窥镜 20。

[0186] 即,通过停止外部磁场 M,共振电路 43 可根据本来的(无外部磁场 M 状态下的)共振频率或峰值频率进行位置检测,因此可进行正确的位置检测。因而,将再次从输入装置 74 输入时发生的外部磁场 M 的方向设定成与胶囊内窥镜的长轴 R 正交的方向(步骤 S4),在确认来自输入装置 74 的输入(步骤 S5、S6)后,使外部磁场 M 旋转(步骤 S8)。从而,由于在使外部磁场 M 的旋转轴和胶囊内窥镜 20 的长轴 R 大致一致的状态下旋转驱动,因此,可无晃动且稳定地旋转驱动胶囊内窥镜 20 并适当推进。

[0187] 然后,从输入装置 74 进行变更胶囊内窥镜 20 的方向的输入时,变更外部磁场 M 的方向。胶囊内窥镜 20 受到的约束弱时,变更胶囊内窥镜 20 的方向,使永久磁铁 45 的方向与外部磁场 M 的方向一致。体腔内壁等对胶囊内窥镜 20 的约束强时,外部磁场 M 的方向和胶囊内窥镜 20 的长轴 R 的方向从正交状态偏离,成为磁场角度 $\theta < 90^\circ$,因此,根据该偏离,产生使胶囊内窥镜 20 变更方向的转矩。而且,当转矩比约束力大时,胶囊内窥镜 20 变更方向。当约束力大到无法变更胶囊内窥镜 20 的方向时,磁场角度 θ 与规定角度相比变小,因此再次进入步骤 S11,再次重新设置动作。

[0188] 磁场角度 θ 比规定的角度大而接近 90° 的情况下,根据从磁场确定部 75 输出的外部磁场 M 的强度和从磁场角度计算部 76 输出的磁场角度 θ ,读出存储部 78 存储的共振频率和 / 或峰值频率,发送到位置检测装置 50A 及传感线圈接收电路 57(步骤 S13)。

[0189] 位置检测装置 50A 对信号发生电路 53 输出上述发送来的共振频率,作为应发生交流信号的频率。然后,信号发生电路 53 将与从位置检测装置 50A 发送来的共振频率一致的频率的交流信号输出到激励线圈驱动器 54。即使激励线圈驱动器 54 发生的交流信号与共振频率稍微偏离,也可获得某种程度的效果。例如,共振频率为 20.04kHz,信号发生电路 53 可发生的频率为 19.9kHz、20kHz、20.1kHz 这样的以 100Hz 为单位的频率时,将信号发生电路 53 发生的频率设定成 20kHz 即可。在该情况下,可获得与正确地匹配共振频率时大致相同的效果。

[0190] 交流信号在激励线圈驱动器 54 中放大,作为交流电流向激励线圈选择器 55 输出。放大的交流电流被提供给在激励线圈选择器 55 中由位置检测装置 50A 选择出的激励线圈 51。然后,被提供给激励线圈 51 的交流电流在胶囊内窥镜 20 的工作空间 S 形成交变磁场。

[0191] 形成的交变磁场使传感线圈 52 及胶囊内窥镜 20 内的磁感应线圈 42A 产生感应电动势。在该情况下,激励线圈 51 形成的交变磁场和在磁感应线圈 42A 感应的交变磁场的两者作用于传感线圈 52,在传感线圈 52 产生对应的交流电压。

[0192] 磁感应线圈 42A 与电容 42B 一起形成共振电路 43,因此,交变磁场的频率与共振电路 43 的共振频率一致时,在共振电路 43(磁感应线圈 42A)产生的感应电动势变大,形成的交变磁场也增强。而且,由于在磁感应线圈 42A 的中心配置由感应性铁氧体组成的芯部 41,因此磁场容易集中在芯部 41,感应的交变磁场进一步增强。

[0193] 传感线圈 52 中产生的交流电压被输入到传感线圈接收电路 57,提取交流电压的振幅值。

[0194] 被输入到传感线圈接收电路 57 的上述交流电压,首先通过高通滤波器 59 除去交流电压中包含的低频分量,由预放大器 60 放大。然后,通过带通滤波器 61 除去高频,由放大器 62 放大。

[0195] 在该情况下,在本实施方式中,带通滤波器 61 的通过频率被调节成从上述位置检测装置 50A 发送来的峰值频率。

[0196] 这样除去了不需要分量的交流电压通过有效值检测电路 63 提取交流电压的振幅值。提取出的振幅值由 A/D 转换器 64 数字信号化并存储到存储器 65 后,发送到位置检测装置 50A。

[0197] 然后,位置检测装置 50A 根据从传感线圈接收电路 57 发送来的各传感线圈 52 的输出,运算胶囊内窥镜 20 的位置及方向。

[0198] 具体地说,位置检测装置 50A 根据从选定的传感线圈 52 获得的交变磁场的振幅,求解与胶囊内窥镜 20 的位置、方向以及磁场强度有关的联立方程式,从而算出胶囊内窥镜 20 的位置及方向。

[0199] 然后,判定施术者是否从输入装置 74 输入了结束指示(步骤 S14),在未输入的情况下,重复上述步骤 S8 ~ S14,在输入了结束指示的情况下,中断动作,结束位置检测动作及引导动作。

[0200] 作为胶囊内窥镜 20 的位置及方向的信息,例如可列举 X、Y、Z 的位置坐标、胶囊内窥镜 20 的长轴方向(2 个角度)以及磁感应线圈 42A 形成的感应磁强度的 6 个信息。

[0201] 为了通过运算推测这 6 个信息,至少需要来自 6 个传感线圈 52 的输出。

[0202] 传感线圈 52 的个数在本实施方式中是 6 个以上即可,但是若达到 10 个到 15 个左

右,则可较小地抑制位置计算误差。另外,作为传感线圈 52 的选定方法,也可以根据胶囊内窥镜 20 的位置及方向,通过计算求出从磁感应线圈 42A 发生的交变磁场引起的所有传感线圈 52 的输出,选定必要数目的输出较大的传感线圈 52。

[0203] 另外,也可以将算出的胶囊内窥镜 20 的位置及方向的数据输出到其他装置或显示部 82。

[0204] 另外,位置检测装置 50A 与上述控制并行地选定形成交变磁场的激励线圈 51,对激励线圈选择器 55 输出向选定的激励线圈 51 提供交流电流的指示。如图 13 所示,该激励线圈 51 的选定方法进行如下选定:采用排除从激励线圈 51 连接磁感应线圈 42A 的直线(激励线圈 51 的方向)与磁感应线圈 42A 的中心轴线(胶囊内窥镜 20 的长轴 R)大致正交的激励线圈 51 的方法,并且,将磁感应线圈 42A 中作用的磁场的方向配置成线性独立,如图 14 所示,向 3 个激励线圈 51 的任意一个或多个提供交流电流。

[0205] 作为更好的方法,将激励线圈 51 形成的磁力线的方向和磁感应线圈 42A 的中心轴线大致正交的激励线圈 51 排除的方法是有效的。

[0206] 如上所述,可以用激励线圈选择器 55 限制形成交变磁场的激励线圈 51 的数目,也可以不用激励线圈选择器 55 而从最初开始就将激励线圈 51 的配置数设为 3 个。

[0207] 另外,如上所述,可以选择 3 个激励线圈 51 形成交变磁场,如图 15 所示,也可以通过所有激励线圈 51 发生交变磁场。

[0208] 这里,更具体地说明切换激励线圈 51 的动作。

[0209] 切换激励线圈 51 的动作是作为可能发生如下问题的对策而进行的,即,当激励线圈 51 发生的交变磁场的方向和磁感应线圈 42A 的方向在胶囊内窥镜 20 的位置垂直时,磁感应线圈 42A 感应的交变磁场变小,导致位置检测的精度降低等。

[0210] 磁感应线圈 42A 的方向、即胶囊内窥镜 20 的方向可根据位置检测装置 50A 的输出得知。另外,激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20 的位置发生的交变磁场的方向可通过计算求出。

[0211] 因此,胶囊内窥镜 20 的方向和激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20 的位置发生的交变磁场的方向形成的角度可通过计算求出。

[0212] 同样,配置在不同位置及方向的各个激励线圈 51 发生的交变磁场在胶囊内窥镜 20 的位置上的方向也可分别通过计算求出,同样,胶囊内窥镜 20 的方向和各个激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20 的位置发生的交变磁场的方向形成的角度可通过计算求出。

[0213] 从而,通过选择胶囊内窥镜 20 的方向和激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20 的位置发生的交变磁场的方向形成的角度处于锐角关系的激励线圈 51,可较大地保持磁感应线圈 42A 发生的交变磁场,可在进行位置检测时保持良好的状态。

[0214] 为了选择激励线圈 51,首先,通过计算求出激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20 的位置发生的交变磁场的方向。接着,计算胶囊内窥镜 20 的方向和激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20 的位置发生的交变磁场的方向形成的角度。

[0215] 同样,分别计算在不同位置及方向配置的各个激励线圈 51 发生的交变磁场在胶囊内窥镜 20 的位置上的方向。同样,计算胶囊内窥镜 20 的方向和各个激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20 的位置发生的交变磁场的方向形成的角度。

[0216] 根据这些计算结果,选择胶囊内窥镜 20 的方向和激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20 的位置发生的交变磁场的方向形成的角度处于最小锐角关系的激励线圈 51。这样,通过选择

激励线圈 51,可较大地保持磁感应线圈 42A 发生的交变磁场,可在进行位置检测时保持良好的状态。

[0217] 如上所述,通过选择激励线圈 51,可总是在由磁感应线圈 42A 发生尽可能大的交变磁场的条件下,用传感线圈 52 高效地检测磁感应线圈 42A 发生的交变磁场,因此,可在不损害精度的情况下减少在胶囊内窥镜 20(磁感应线圈 42A)的位置计算中使用的数据量。因此,可以减少计算量,可廉价地构成系统。具有可使系统高速化等效果。

[0218] 另外,在选择激励线圈 51 时,也可以选择 2 个以上的激励线圈 51。在该情况下,计算选择出的所有激励线圈 51 在胶囊内窥镜 20(磁感应线圈 42A)的位置发生的交变磁场,并调节各个激励线圈 51 的输出,使得其合成的交变磁场的方向和胶囊内窥镜 20(磁感应线圈 42A)的方向成为锐角的关系。

[0219] 另外,也可以调节激励线圈 51 的输出,使得激励线圈 51 发生的胶囊内窥镜 20(磁感应线圈 42A)的位置的交变磁场的强度恒定或收敛于某个范围。

[0220] 这样,可更稳定地输出磁感应线圈 42A 发生的交变磁场。从而,可更准确、更有效地实现位置检测。

[0221] 另外,如图 1 所示,磁引导装置 70 中,首先,由施术者经由输入装置 74 向磁场控制电路 73 输入对胶囊内窥镜 20 的引导方向。磁场控制电路 73 中,根据输入的引导方向以及从位置检测装置 50A 输入的胶囊内窥镜 20 的方向(长轴方向),确定胶囊内窥镜 20 中外部磁场 M 的方向及旋转方向。

[0222] 然后,算出形成上述平行磁场的方向所需的各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的发生磁场强度,算出发生这些磁场所需的电流值。

[0223] 提供给各亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的电流值的数据分别向对应的亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z 输出,各亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z 根据输入的数据对电流进行放大控制,将电流分别提供给对应的亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z。

[0224] 被提供电流的亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 分别发生与电流值相应的磁场,通过将这些磁场合成,形成磁场控制电路 73 确定的具有平行磁场方向的外部磁场 M。

[0225] 永久磁铁 45 搭载于胶囊内窥镜 20,通过外部磁场 M 作用于该永久磁铁 45 而产生的力及转矩,控制胶囊内窥镜 20 的姿势(长轴 R 方向)。另外,外部磁场 M 的旋转周期控制在 0Hz 到数 Hz 左右,并控制外部磁场 M 的旋转方向,从而控制胶囊内窥镜 20 绕长轴 R 的旋转方向,控制胶囊内窥镜 20 的行进方向及行进速度。

[0226] 胶囊内窥镜 20 中,如图 11 所示,首先,向开关部 46 的红外线传感器 47 照射红外线,开关部 46 向信号处理部 34 输出信号。信号处理部 34 在接收到来自开关部 46 的信号时,从电池 39 向胶囊内窥镜 20 上搭载的图像传感器 31、LED33、无线元件 35 以及信号处理部 34 自身提供电流,成为接通状态。

[0227] 图像传感器 31 拍摄由 LED33 照明的被检者 1 的体腔内管路内的壁面,将该图像转换成电信号后向信号处理部 34 输出。信号处理部 34 压缩输入的图像信号并暂时存储,向无线元件 35 输出。被输入到无线元件 35 的压缩图像信号作为电波发送到图像显示装置 80。

[0228] 另外,胶囊内窥镜 20 可借助在外壳 21 的外周配置的螺旋部 25 绕长轴 R 旋转而向前端部 23 侧或后端部 24 侧移动。移动的方向由绕长轴 R 的旋转方向及螺旋部 25 的旋转方向确定。从而,通过控制胶囊内窥镜 20 绕长轴 R 的旋转方向,可控制作用于胶囊内窥镜

20 的推进力的方向。

[0229] 这样,按照本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 10,伴随作用于胶囊内窥镜 20 的外部磁场 M 即旋转磁场的强度及方向的变化,即使胶囊内窥镜 20 内的共振电路 43 的频率特性变动,由于根据外部磁场 M 的强度及磁场角度 θ 逐次调用预先存储在存储部 78 的共振频率及峰值频率,将调用的峰值频率设定成由传感线圈 52 检测的频率,因此可防止检测灵敏度的降低。另外,由于由激励线圈 51 发生的交变磁场的频率也设定成上述调用的共振频率,因此,与外部磁场 M 的强度等的状态无关,可将胶囊内窥镜 20 内的共振电路 43 维持在共振状态,可发生更大的交变磁场,提高检测灵敏度。

[0230] 结果,不必搭载调节胶囊磁感应线圈 42A 的共振频率的元件等,可使胶囊型医疗装置 20 小型化。或者,不必为了调节共振频率而选择或调节与磁感应线圈 42A 一起构成共振电路 43 的电容 42B 等元件,可防止胶囊型医疗装置 20 的生产成本的增大。

[0231] 另外,带通滤波器 61 可根据从位置检测装置 50A 发送来的峰值频率来限制传感线圈 52 的输出频带,因此,可根据共振频带的传感线圈 52 的输出,算出胶囊型医疗装置 20 的位置及方向,可缩短算出所需的时间。

[0232] 相对于胶囊内窥镜 20 的磁感应线圈 42A,从线性独立且不同的 3 个方向以上的方向使交变磁场作用。因此,不管磁感应线圈 42A 的方向如何,可通过至少 1 个方向的交变磁场在磁感应线圈 42A 中感应交变磁场。

[0233] 结果,不管胶囊内窥镜 20 的方向(长轴 R 方向)如何,可总是使磁感应线圈 42A 发生交变磁场,可总是通过传感线圈 52 检测交变磁场,具有可准确检测其位置的效果。

[0234] 另外,传感线圈 52 相对于胶囊内窥镜 20 配置在不同的 3 个方向,因此,与胶囊内窥镜 20 的配置位置无关,检测强度的交变磁场作用于在 3 个方向配置的传感线圈 52 的至少 1 个方向配置的传感线圈 52,可总是由传感线圈 52 检测交变磁场。

[0235] 而且,上述 1 个方向配置的传感线圈 52 的数目是 9 个,因此,可获得足够通过运算求出胶囊内窥镜 20 的 X、Y、Z 坐标、与胶囊内窥镜 20 的长轴 R 正交且相互正交的绕 2 个轴的旋转相位、以及感应磁强度的合计 6 个信息的输入。

[0236] 激励线圈 51 和传感线圈 52 配置在夹持胶囊内窥镜 20 的工作范围而相对的位置,因此激励线圈 51 和传感线圈 52 可配置成构造上互不干扰。

[0237] 通过控制作用于胶囊内窥镜 20 上搭载的永久磁铁 45 的外部磁场 M 的方向,可控制作用于永久磁铁 45 的力的方向,可控制胶囊内窥镜 20 的移动方向。同时,可检测胶囊内窥镜 20 的位置,可将胶囊内窥镜 20 引导到规定的位置。从而,具有可根据检测出的胶囊内窥镜 20 的位置准确引导胶囊内窥镜 20 的效果。

[0238] 通过分别控制从在相互正交的方向相对配置的 3 对亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 发生的外部磁场 M 的强度,可将在亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的内侧发生的外部磁场 M 的方向控制在规定的方向。因此,可使规定方向的平行外部磁场 M 作用于胶囊内窥镜 20,使胶囊内窥镜 20 在规定的方向移动。

[0239] 另外,亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的内侧的空间 S 是可配置被检者 1 的空间,在该空间 S 的周围配置激励线圈 51 及传感线圈 52,因此,可将胶囊内窥镜 20 引导到被检者 1 体内的规定位置。

[0240] 另外,图像显示装置 80 根据胶囊内窥镜 20 绕长轴 R 的旋转相位信息,进行显示

图像在与胶囊内窥镜 20 的旋转方向相反的方向旋转的处理,因此,与胶囊内窥镜 20 的旋转相位无关,可总是在显示部 82 显示在规定的旋转相位静止的图像,即,好像胶囊内窥镜 20 没有绕长轴 R 旋转而在沿着长轴 R 的方向行进那样的图像。

[0241] 因此,施术者一边目视显示部 82 显示的图像一边引导胶囊内窥镜 20 时,与显示图像是随着胶囊内窥镜 20 旋转而旋转的图像的情况相比,将上述显示的图像显示成规定旋转相位的图像对于施术者来说更容易观看,并易于将胶囊内窥镜 20 引导到规定位置。

[0242] 本实施方式中,例示了图 11 所示构造的胶囊内窥镜装置,但是也可以取而代之地如图 16 及图 17 所示,在胶囊内窥镜 20A 的外壳 21 内部,从前端部 23 一侧按照顺序配置透镜组 32、LED33、图像传感器 31、信号处理部 34、电池 39、开关部 46、无线元件 35 以及永久磁铁 45。

[0243] 在图 16 中,感应磁场发生部 43A 配置在外壳 21 和电池 39 等之间,并配置成覆盖从 LED33 的支撑部件 38 到电池 39。

[0244] 感应磁场发生部 43A 如图 16 及图 17 所示,由形成为中心轴与旋转轴 R 大致一致的圆筒状的芯部 41A、在芯部 41A 的外周部配置的磁感应线圈 42A、在芯部 41A 及磁感应线圈 42A 之间配置的坡莫合金膜 41B 以及与磁感应线圈 42A 电连接而形成共振电路 43 的电容 42B(未图示)形成。

[0245] 坡莫合金膜 41B 如图 16 所示,将磁体材料形成为片状膜。另外,在将坡莫合金膜 41B 卷到芯部 41A 时,形成间隙 t。

[0246] 这样,通过在芯部 41A 和磁感应线圈 42A 之间配置坡莫合金膜 41B,可提高感应磁场发生部 43A 中发生的交变磁场的强度。

[0247] 另外,本实施方式中,在存储部 78 存储共振电路 43 的共振频率及峰值频率,但是也可以取而代之地仅存储共振频率,而峰值频率根据共振频率求出。

[0248] 而且,本实施方式中,说明了磁感应线圈 42A 采用磁芯 41 的实施方式。共振电路 43 的共振频率的变化是磁芯 41 的外部磁场引起的特性变化的一个原因,但是,在不采用磁芯 41 而采用空心线圈的情况下,也同样可能出现共振频率变化的现象。这是因为,由于存在胶囊型医疗装置 20 的电路且其中包含的磁体受到外部磁场的影响,从而共振电路的共振频率变化。即使在这样的情况下,如本实施方式所示,只要根据磁场角度和外部磁场 M 的强度,利用频率设定部 77 确定位置检测系统 50 中使用的频率,就可获得同样的效果。另外,在胶囊内窥镜 20 的部件中,作为磁体,可以以电池为例。

[0249] 另外,本实施方式中,示出了胶囊内窥镜 20 搭载磁铁而通过外部磁场进行引导的例子,但是,即使采用胶囊内窥镜 20 中不搭载磁铁而由第 2 胶囊内窥镜搭载磁铁并仅引导第 2 胶囊内窥镜的结构,也可根据胶囊内窥镜的共振电路的共振频率,由频率设定部 77 确定位置检测系统 50 中使用的频率,因此本实施方式可动作。即使在该情况下,也可同样获得可准确检测胶囊内窥镜的位置的效果。此时,本系统作为医疗装置的位置检测系统而动作。

[0250] [第 2 实施方式]

[0251] 接着,参照图 18 及图 19 说明本发明第 2 实施方式的胶囊内窥镜引导系统 100。

[0252] 本实施方式的说明中,对与上述第 1 实施方式的胶囊内窥镜引导系统 10 结构相同的部分附上同一符号,说明省略。

[0253] 本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 100 的基本结构与第 1 实施方式的胶囊内窥镜引导系统 10 相同,不同点在于胶囊内窥镜 20' 内的共振电路 43' 及位置检测系统 50' 的结构。

[0254] 图 17 是本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 100 的概略示图。

[0255] 本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 100 中,如图 18 所示,胶囊内窥镜 20' 内具备的共振电路 43' 构成具有与电源连接的放大器 42C 的自激振荡电路。从而,本实施方式中,共振电路 43' 使用电源的能量,以由磁感应线圈 42A 的电感及电容 42B 的电容确定的共振频率自发发生交变磁场。

[0256] 另外,如上所述,本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 100 中,胶囊内窥镜的共振电路 43' 由自激振荡电路构成,因此,不必像第 1 实施方式那样从外部提供使共振电路 43' 共振的交变磁场。从而,如图 17 所示,位置检测系统 50' 不具备与位置检测装置 50A 连接的激励线圈 51、信号发生电路 53、激励线圈驱动器 54 以及激励线圈选择器 55。

[0257] 按照本实施方式的胶囊内窥镜的位置检测系统 50', 根据胶囊内窥镜 20' 的位置上的外部磁场 M 的强度及磁场角度 θ , 读出预先存储的频率,从位置检测装置 50A 反馈到传感线圈接收电路 57,因此,即使胶囊内窥镜 20' 内的自激振荡电路的共振频率随着外部磁场 M 的强度及磁场角度 θ 而变动,也可检测共振电路 43' 以该变动后的共振频率共振而发生的交变磁场。从而,可防止检测灵敏度的降低。而且,按照具有这样的位置检测系统 50' 的胶囊内窥镜引导系统 100,可高精度检测胶囊内窥镜 20' 的位置及方向,从而,不会使胶囊内窥镜 20' 的动作不稳定,可适当地进行引导。

[0258] 另外,按照本实施方式,共振电路 43' 发生的交变磁场依赖于磁感应线圈 42A 的电感及电容 42B 的电容,因此与第 1 实施方式相比,检测灵敏度较差,但是可不设置激励线圈 51 等,因此具有可简易构筑引导系统 100 的优点。

[0259] [第 3 实施方式]

[0260] 接着,参照图 20 及图 21 说明本发明第 3 实施方式的医疗装置引导系统 110。

[0261] 如图 20 所示,本实施方式的医疗装置引导系统 110 是取代第 1 实施方式的胶囊内窥镜引导系统 10 的胶囊内窥镜 20 而引导被导入体腔内的具有细长插入部 20'' 的内窥镜装置的系统。

[0262] 如图 21 所示,在内窥镜装置的插入部 20'' 前端,配置有与第 1 实施方式同样的构成共振电路 43 的磁感应线圈 42A、电容 42B 以及永久磁铁 45。在磁感应线圈 42A 的内侧配置磁芯 41。另外,永久磁铁 45 在沿着插入部 20'' 长轴的方向上配置磁极。

[0263] 本实施方式的医疗装置引导系统 110 具有与第 1 实施方式的引导系统 10 大致同样的结构,不同点在于具备取代磁场控制电路 73 的磁场控制电路 73', 其进行控制以根据来自输入装置 74 的输入而形成朝向期望方向的外部磁场 M。另外,配置在插入部 20'' 前端的由未图示的图像传感器取得的图像信息以有线方式发送到图像接收电路 81。

[0264] 按照这样构成的本实施方式的医疗装置引导系统 110,操作输入装置 74,通过磁场控制电路 73', 在内窥镜装置的插入部 20'' 前端的位置发生朝向期望方向的外部磁场 M 时,发生的外部磁场 M 作用于配置在插入部 20'' 前端的永久磁铁 45,将插入部 20'' 前端引导到沿着外部磁场 M 的方向。从而,可使内窥镜装置的插入部 20'' 前端朝向期望方向。

[0265] 另外,经由激励线圈 51 在内窥镜装置的插入部 20'' 前端的位置发生交变磁场时,

交变磁场作用于配置在插入部 20'' 前端的磁感应线圈 42A, 共振电路 43 成为共振状态, 由磁感应线圈 42A 发生较强的交变磁场。此时, 依存于贯穿磁感应线圈 42A 的外部磁场 M 的强度及方向, 磁感应线圈 42A 的频率特性变动, 但是, 根据本实施方式, 由激励线圈 51 发生根据外部磁场 M 的强度及磁场角度 θ 读出的共振频率的交变磁场, 且由传感线圈 52 检测同样读出的峰值频率的交变磁场, 因此, 可在不会降低检测灵敏度的情况下检测插入部 20'' 前端的位置。

[0266] 本实施方式中, 作为医疗装置例示了内窥镜装置, 但是也可以用导管来取代。

[0267] 另外, 上述实施方式中示出了在内窥镜装置的插入部 20'' 前端配置闭环的共振电路 43 的例子, 但是也可以取而代之地如图 22 及图 23 所示, 采用在沿着插入部 20'' 导引的布线 42D 上并联连接磁感应线圈 42A 及电容 42B 的共振电路 43。在该情况下, 可不需要激励线圈选择器 55 及激励线圈 51。符号 54' 表示驱动共振电路 43 的线圈驱动器。另外, 通过在插入部 20'' 前端配置的共振电路 43, 可不借助磁感应而可靠地发生检测频率的交变磁场。

[0268] [第 4 实施方式]

[0269] 接着, 以下参照图 24 说明本发明第 4 实施方式的胶囊内窥镜引导系统 120。

[0270] 本实施方式的说明中, 对与上述第 1 实施方式的胶囊内窥镜引导系统 10 结构相同的部分附上同一符号, 说明省略。

[0271] 本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 120 具有由平面配置的多个感应线圈 121 ~ 125 组成的平面型磁场发生装置 71', 以取代亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 组成的磁场发生装置 71。另外, 在夹持胶囊内窥镜 20 而与感应线圈 121 ~ 125 相对的位置上, 配置激励线圈 51 和传感线圈 52。

[0272] 按照这样构成的本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 120, 通过平面型磁场发生装置 71' 的工作, 与第 1 实施方式同样, 可在胶囊内窥镜 20 的位置发生期望的强度及方向的外部磁场 M。但是, 相对于由亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 组成的磁场发生装置 71 在空间 S 内的任何位置都形成一样的外部磁场 M, 平面型磁场发生装置 71' 形成强度及方向根据离开感应线圈 121 ~ 125 的距离而变化的倾斜磁场 (外部磁场) M。

[0273] 从而, 本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 120 中, 与第 1 实施方式相比, 更依赖于胶囊内窥镜 20 的位置, 共振电路 43 更容易受到频率特性的变动。但是, 按照本实施方式的胶囊内窥镜引导系统 120, 即使共振电路 43 的频率特性变动, 由于将由传感线圈 52 检测的交变磁场的频率设定成与峰值频率一致, 因此, 可防止检测灵敏度的降低, 高精度地检测胶囊内窥镜 20 的位置, 可对体腔内的胶囊内窥镜 20 进行稳定的引导。

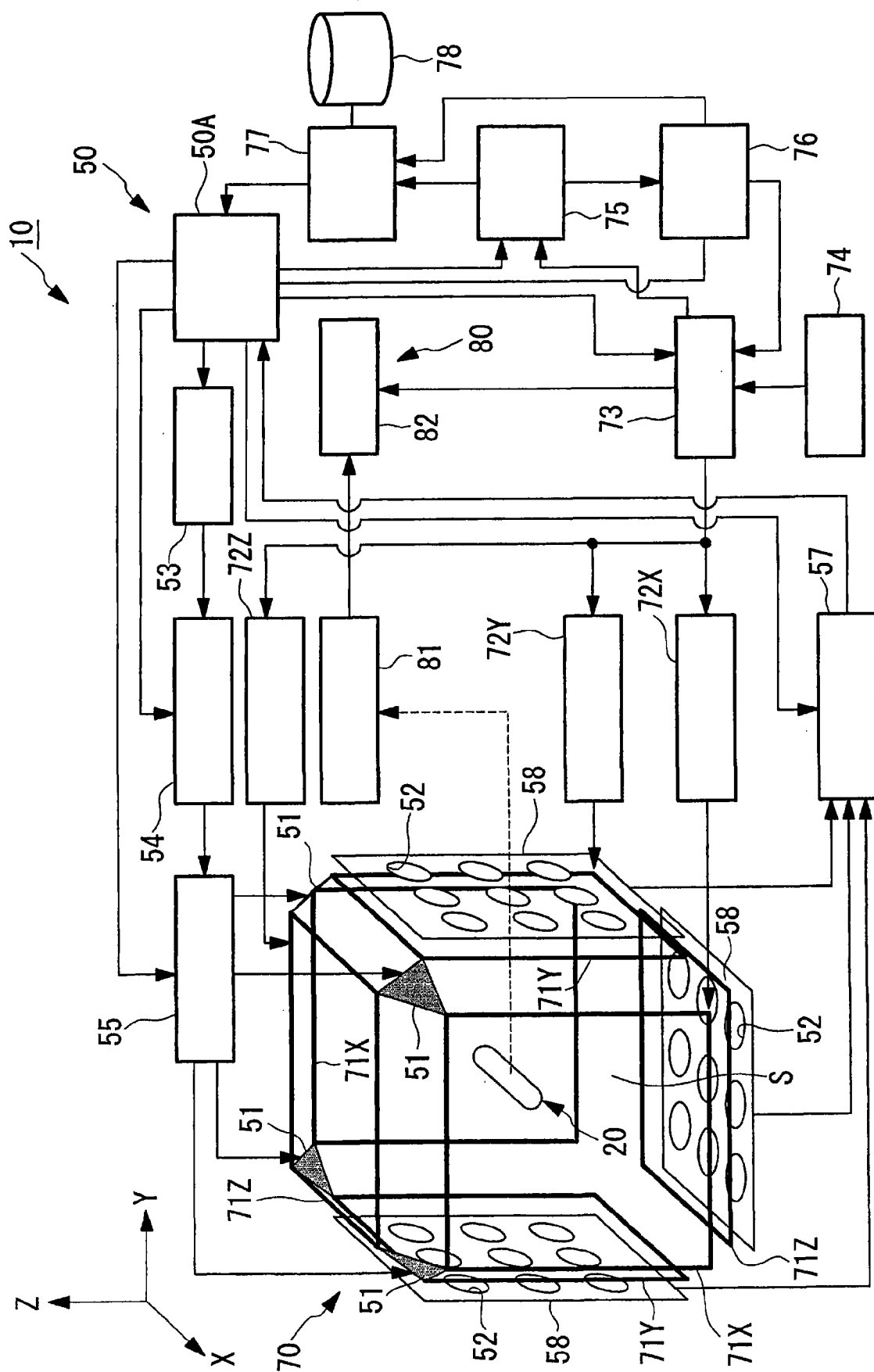
[0274] 上述各实施方式的医疗装置的位置检测系统 50、50' 中, 通过总是追随根据外部磁场 M 的状态而变化的频率特性, 可防止检测灵敏度的降低, 但是也可以取而代之地, 按照图 25 所示的频率特性, 将预先设定的检测频率设定成位置检测用的频率。

[0275] 即, 如图 25 所示, 将外部磁场 M 未作用时的共振电路 43 的频率特性设为 A, 外部磁场 M 设为最大, 将磁场角度 $\theta = 90^\circ$ 时的频率特性设为 B, 外部磁场 M 设为最大, 将磁场角度 $\theta = \theta_a < 90^\circ$ 时的频率特性设为 C。 θ_a 例如是图 12B 的步骤 S10 中用于判断外部磁场 M 停止发生的规定角度。

[0276] 在该情况下, 例如, 将频率特性 A 的输出变化成为峰值的 2 个频率内、低频率侧的

频率附近设为第 1 测定频率 f_1 , 将频率特性 C 的输出变化成为峰值的 2 个频率内、高频率侧的频率附近设为第 2 测定频率 f_2 。这样, 即使在监视外部磁场 M 的状态来变更检测用频率的同时不进行测定, 也可比较稳定地检测共振电路 43 发生的交变磁场, 直到磁场角度 $\theta = \theta_a$ 。共振频率移动到比频率特性 C 的条件更高的高频率侧时 (例如, 频率特性 D 的情况下), 由于由传感线圈 52 检测的输出急剧降低, 因此进入图 12B 的流程图的步骤 S11 即可。

[0277] 另外, 上述实施方式中, 作为胶囊内窥镜 20、20', 采用永久磁铁 45 在与其长轴 R 正交的方向上配置磁极的结构, 并采用使永久磁铁 45 沿着旋转的外部磁场 M 移动, 从而使胶囊内窥镜 20、20' 绕长轴 R 旋转的方式。但是, 也可以取而代之地, 采用在长轴方向上配置永久磁铁 45 的磁极的胶囊内窥镜 20A。这样, 可使胶囊内窥镜 20A 的长轴 R 在沿着外部磁场 M 的方向上移动, 从而, 可将外部磁场 M 用于胶囊内窥镜 20A 的方向转换。此时, 不进行胶囊内窥镜 20A 的推进而借助活体的蠕动等。



一
方

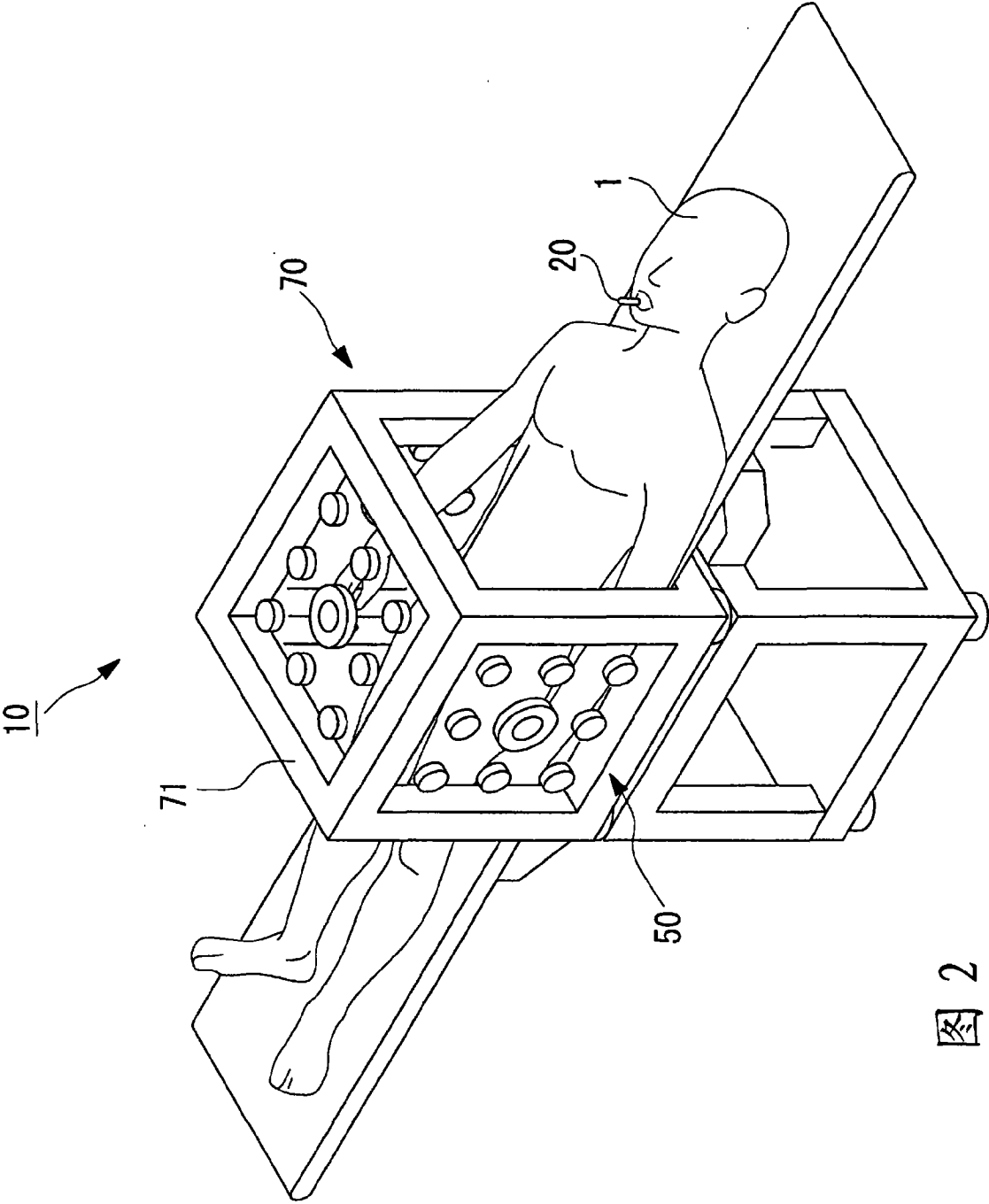


图 2

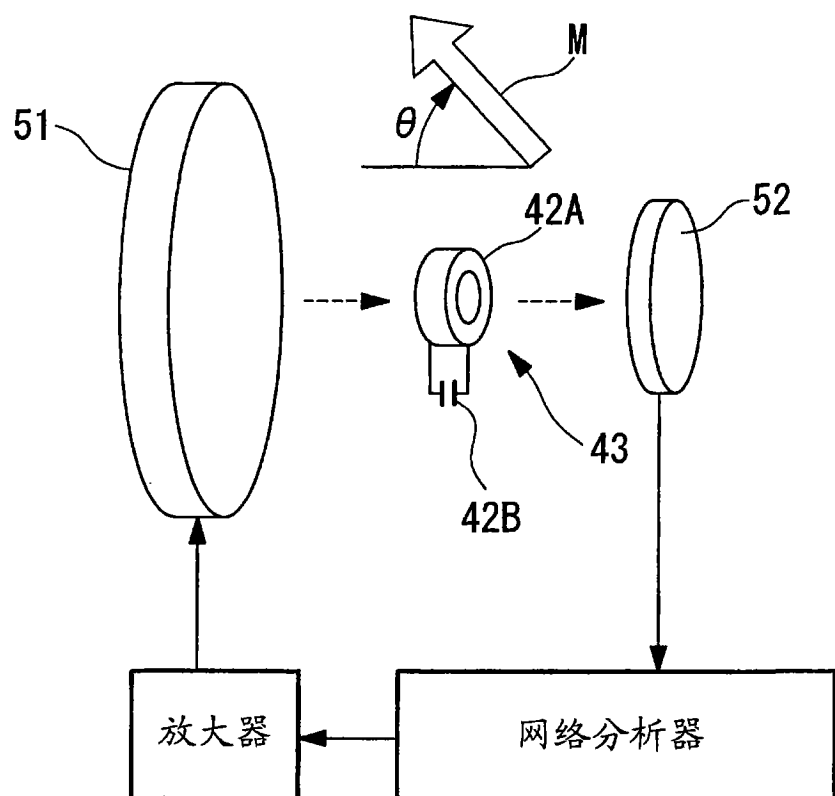
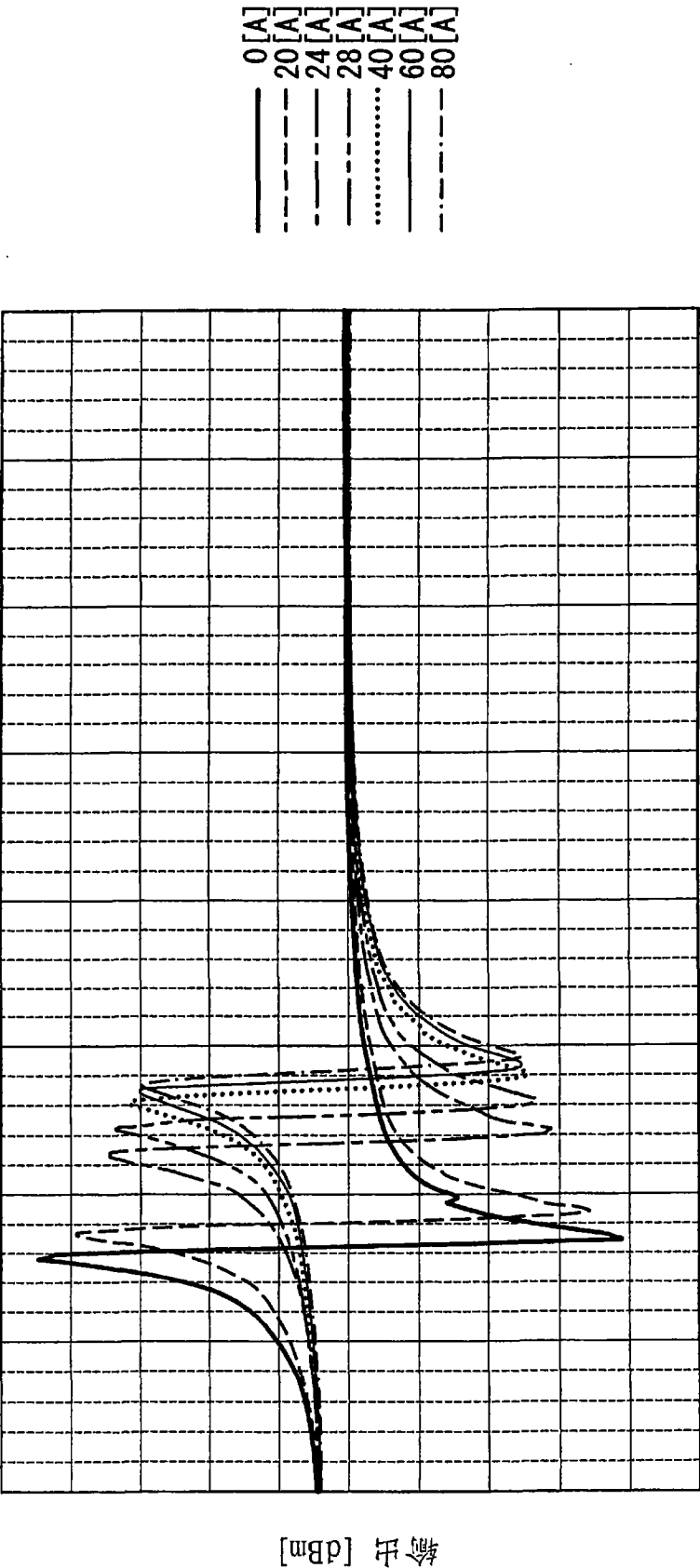
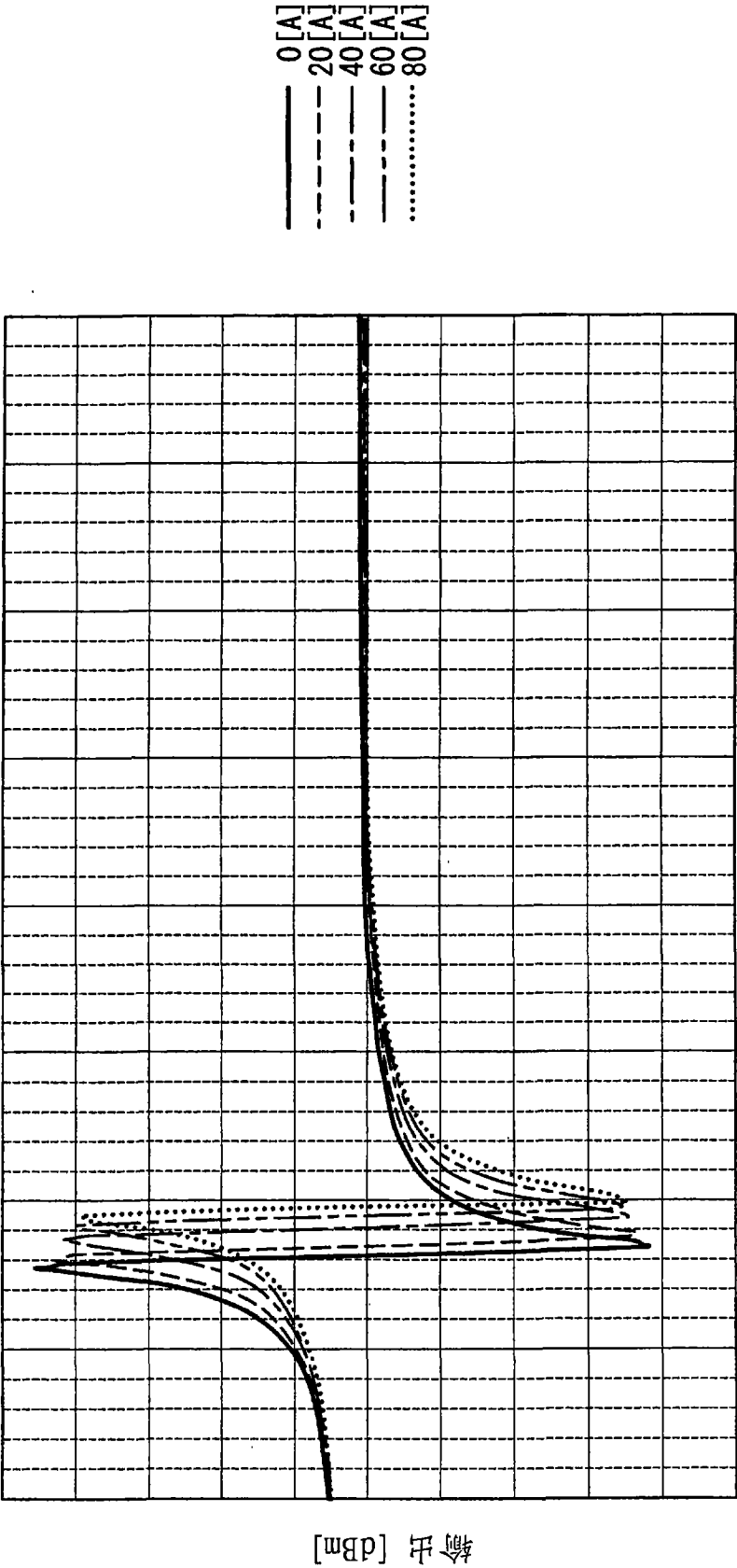


图 3



频率 [Hz]

图 4



频率 [Hz]

图 5

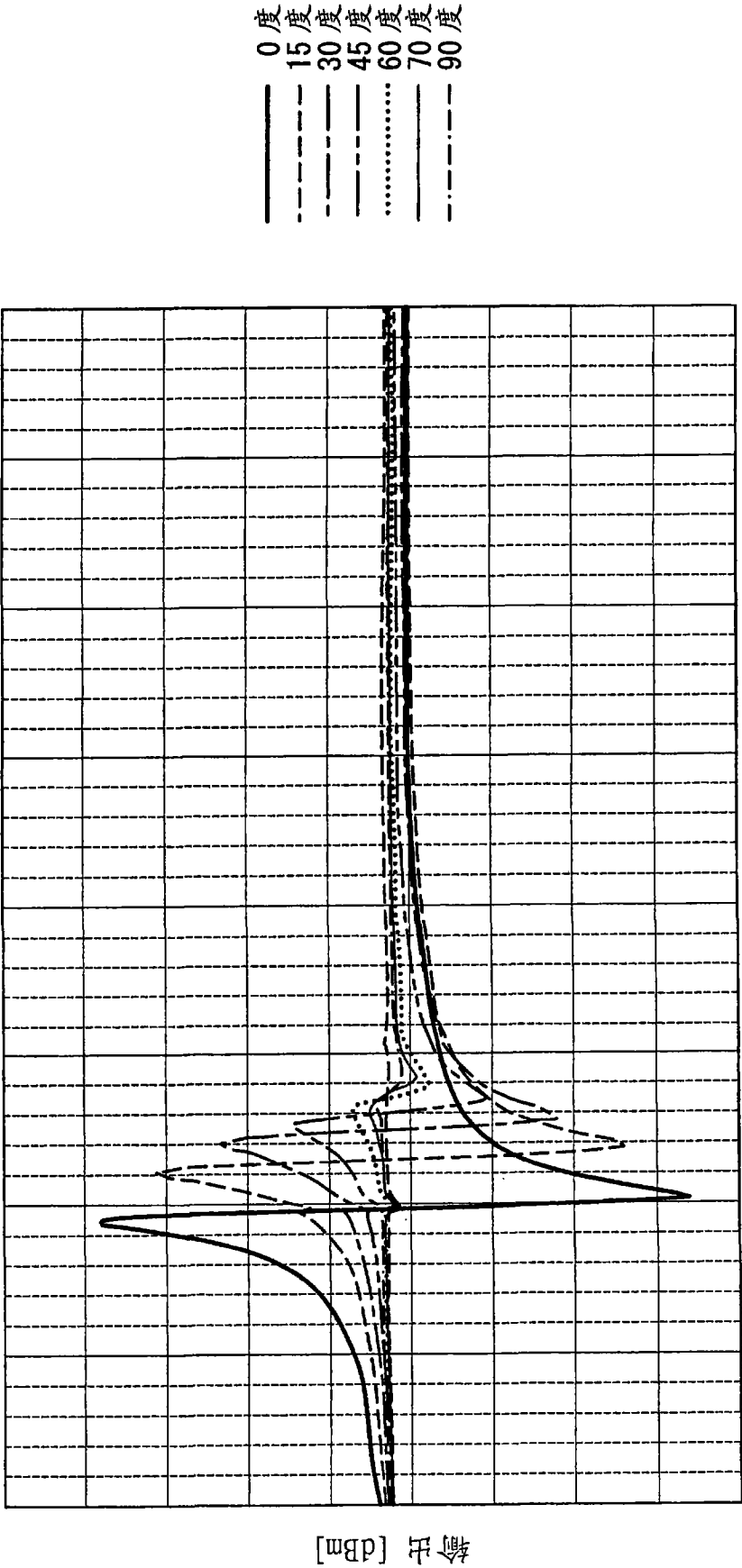
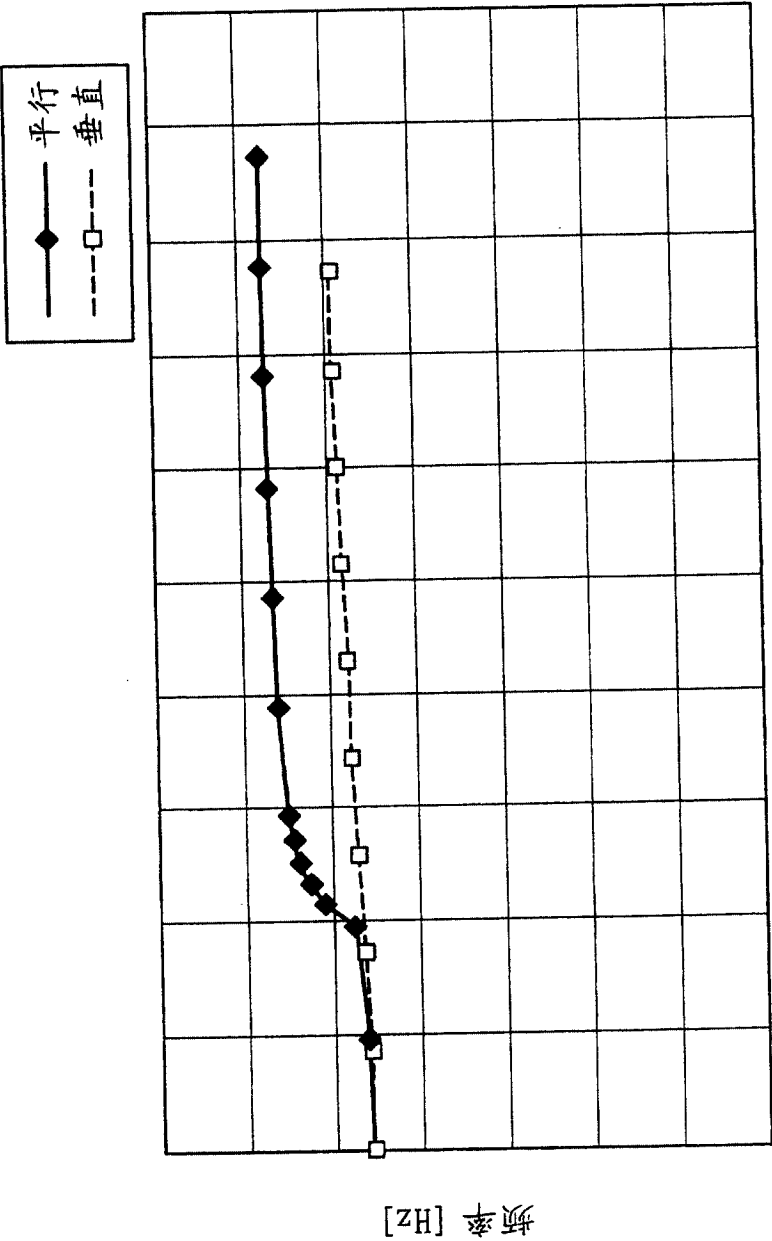


图 6

图 6



外部磁场 [Oe]

图 7

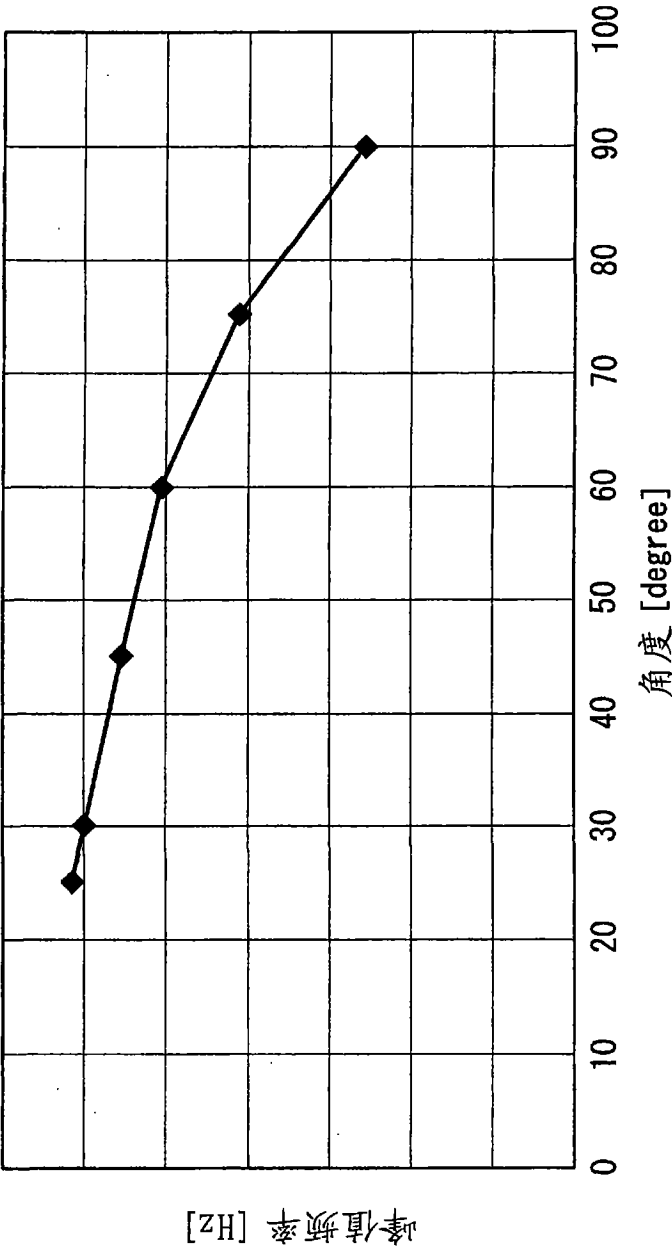


图 8

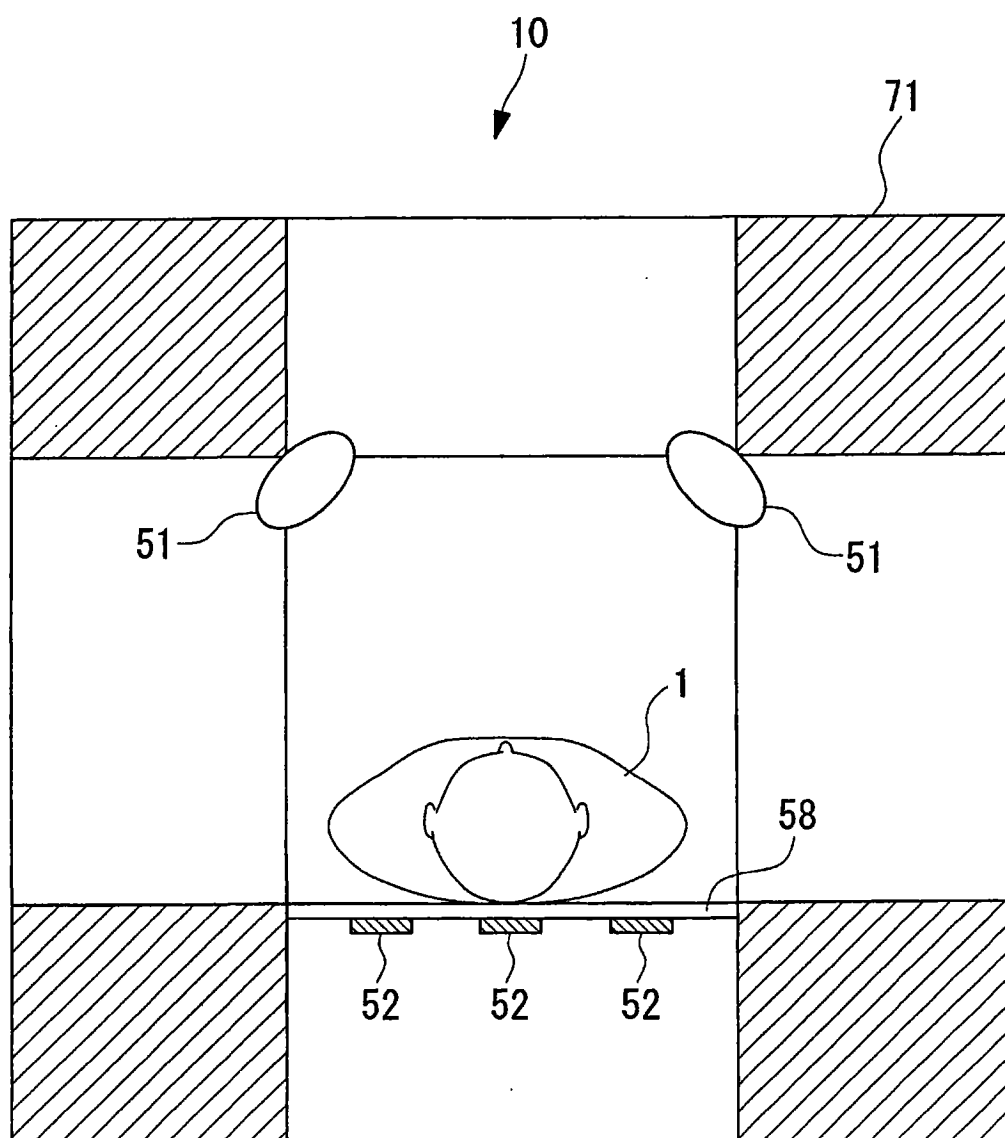


图 9

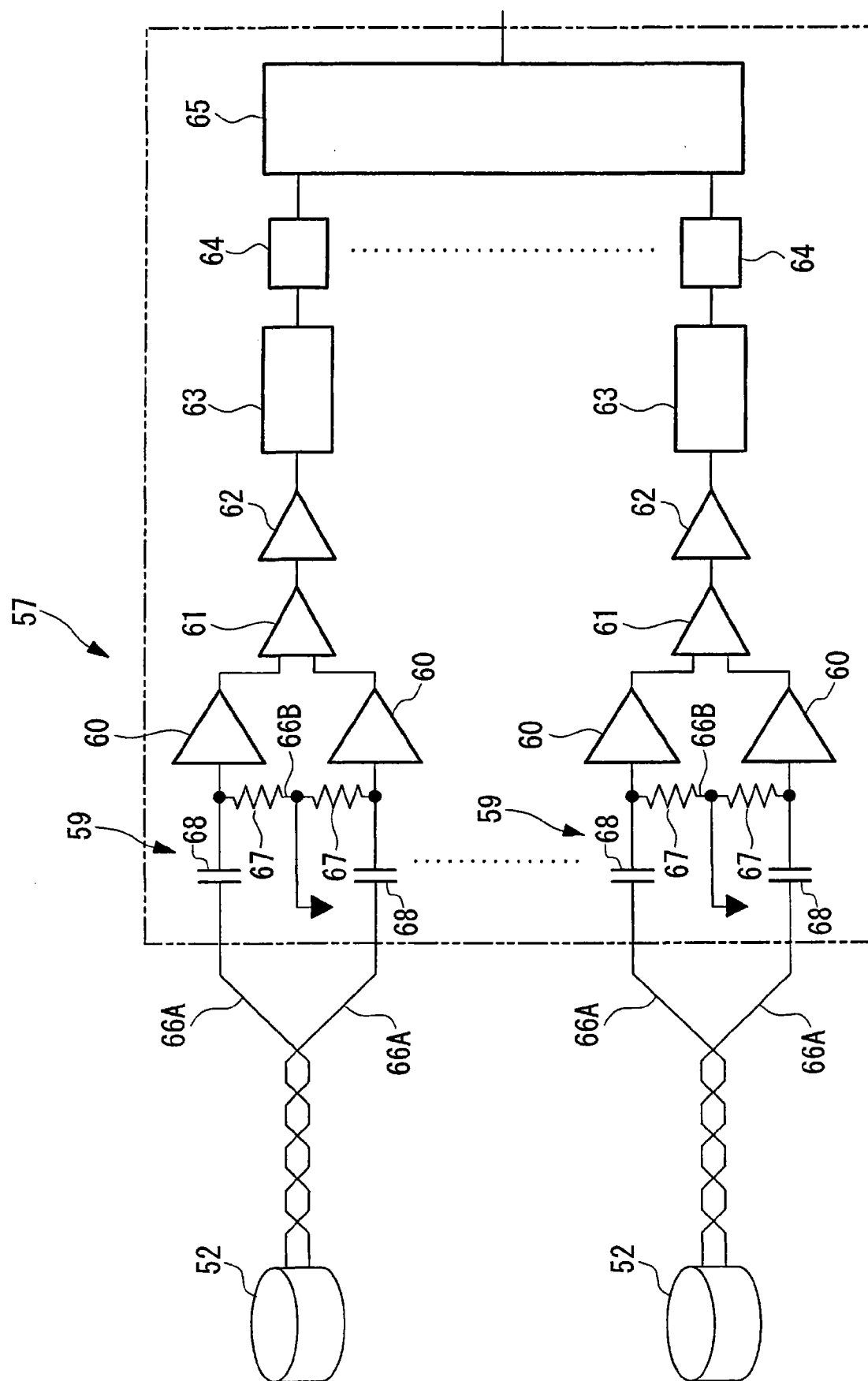
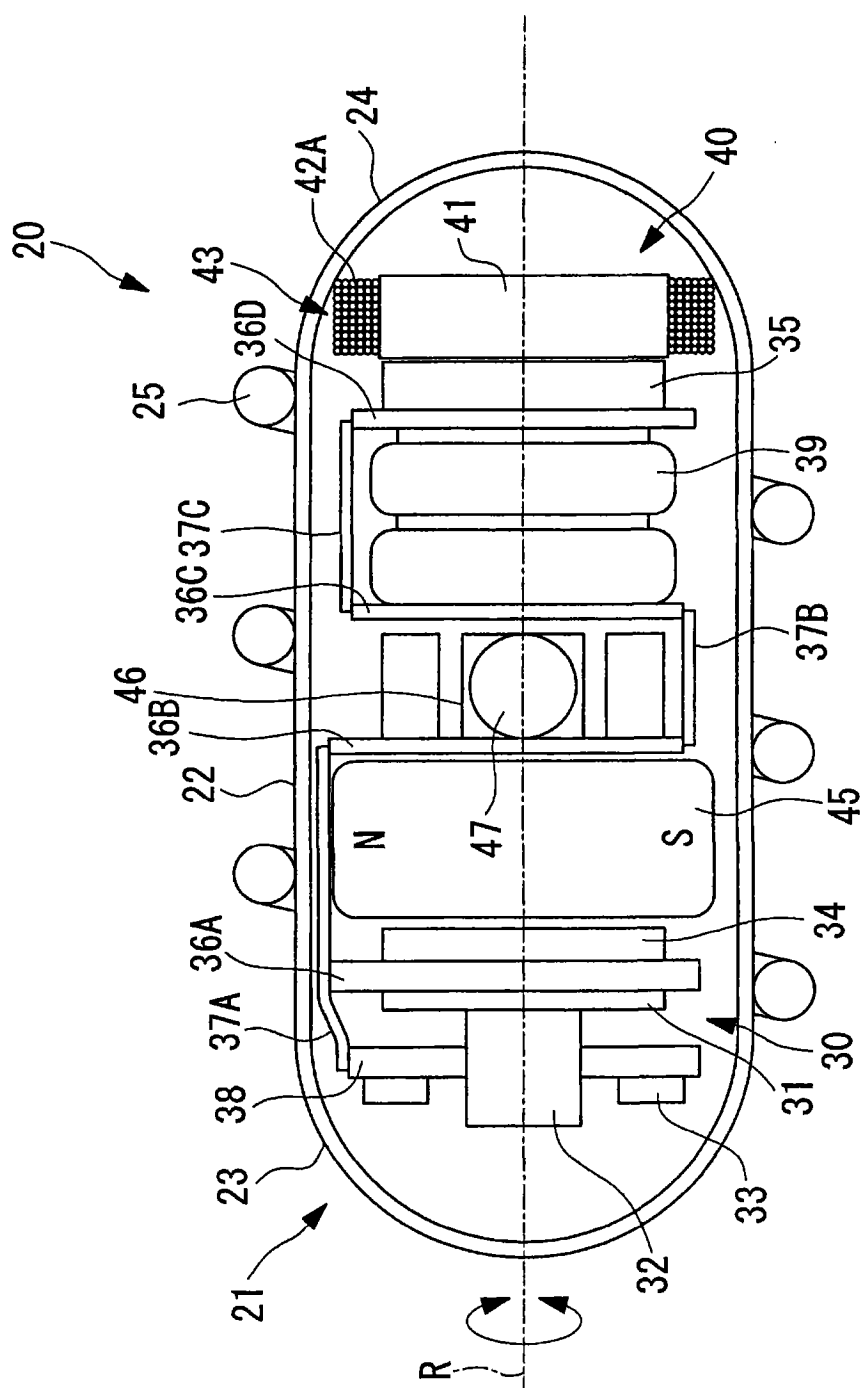


图 10



11

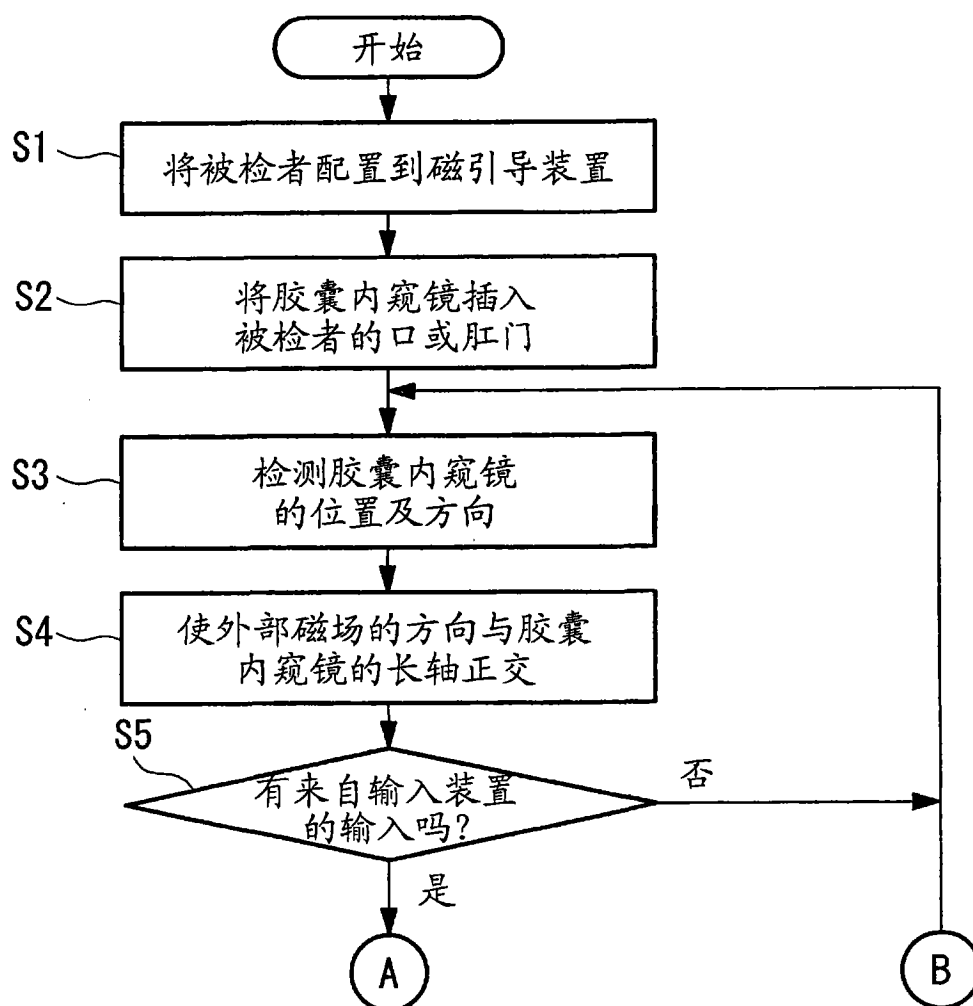


图 12A

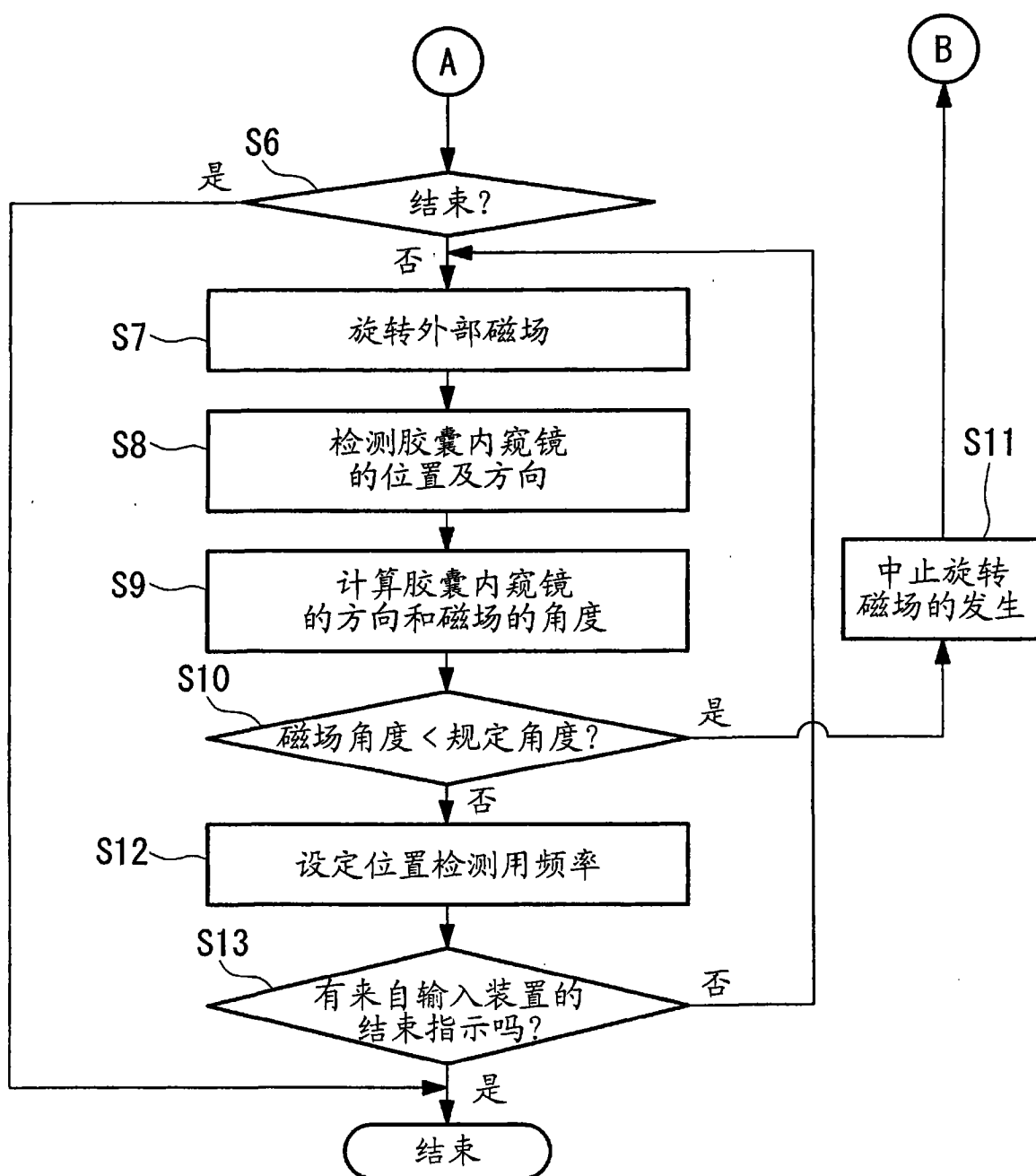


图 12B

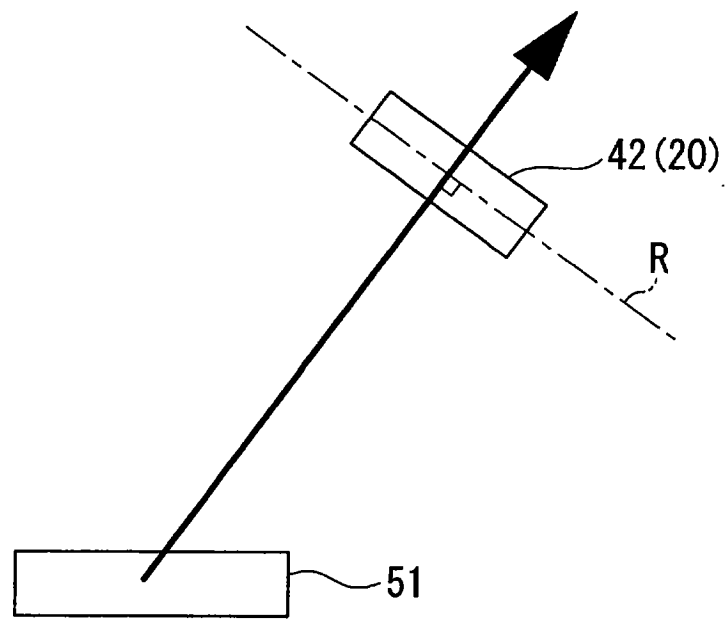


图 13

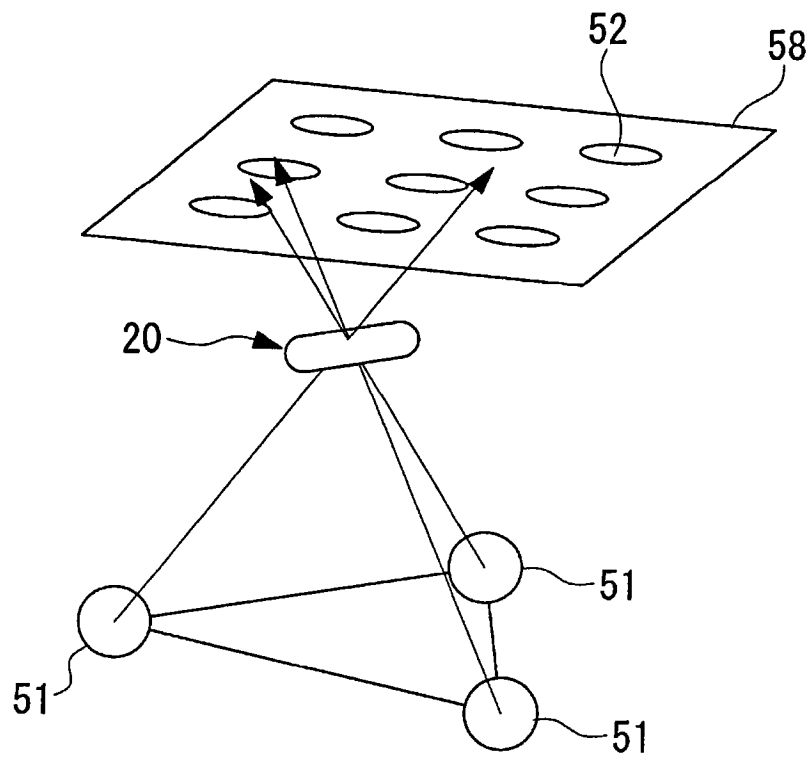


图 14

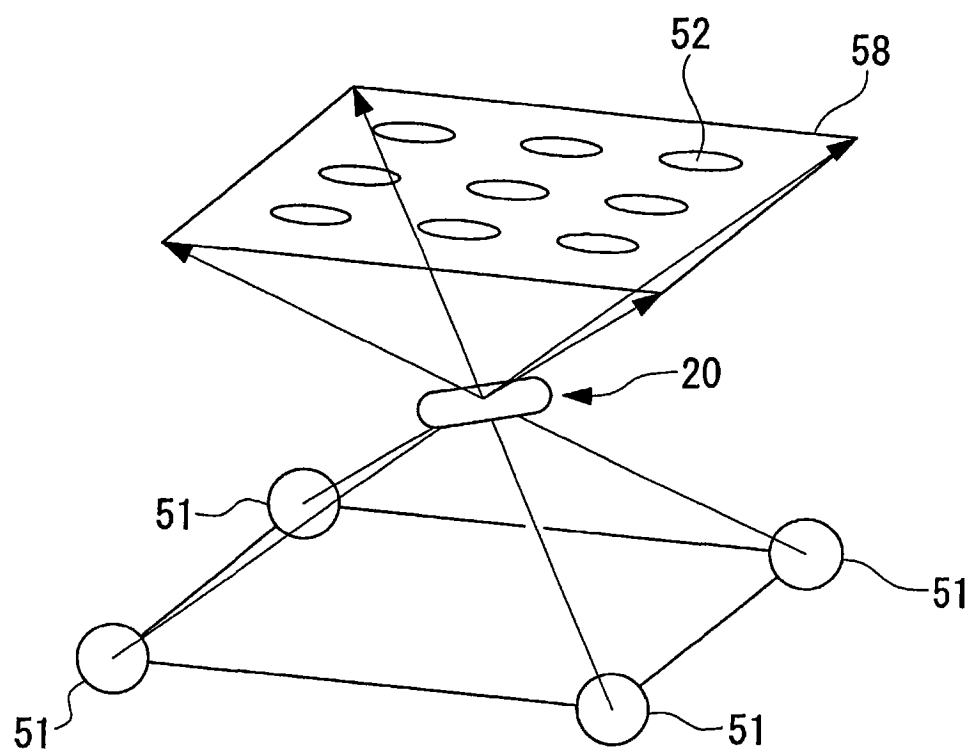


图 15

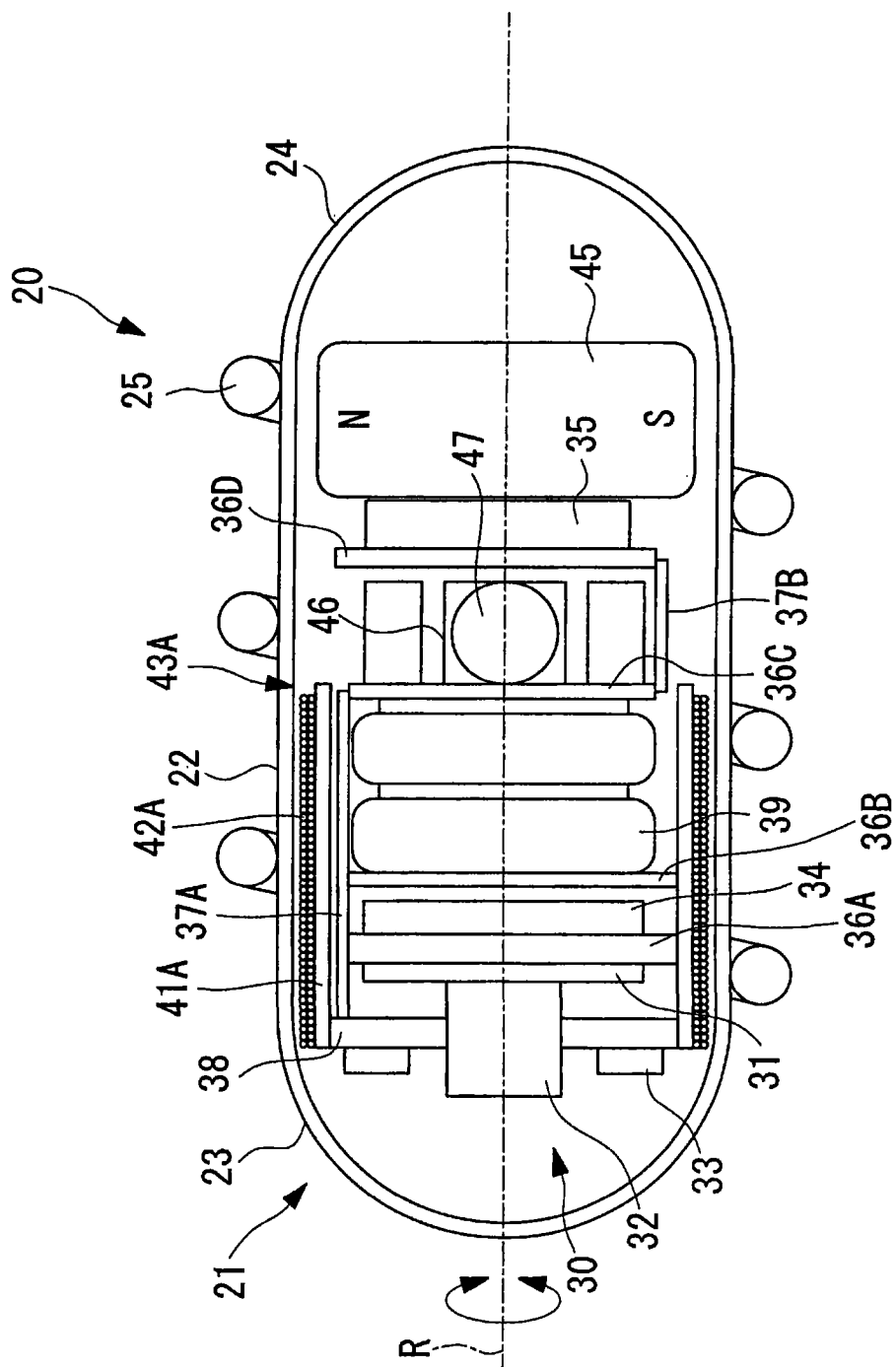


图 16

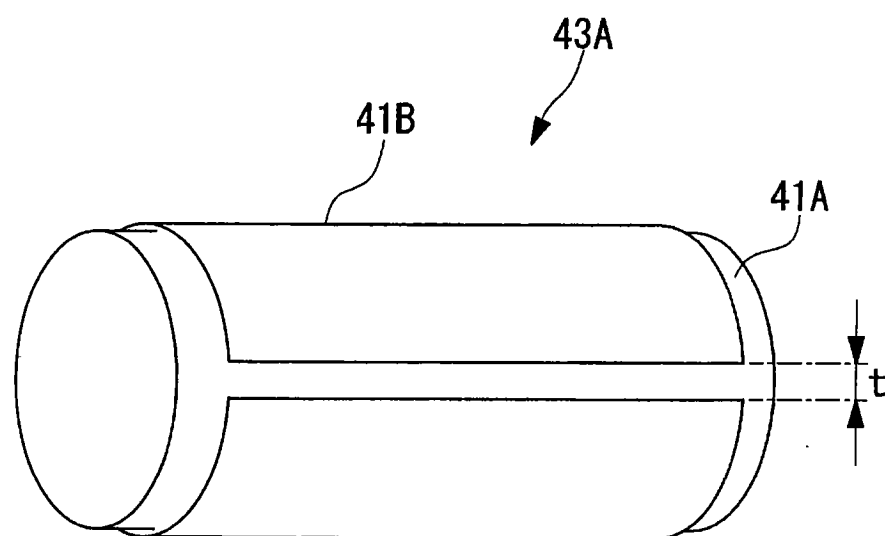


图 17

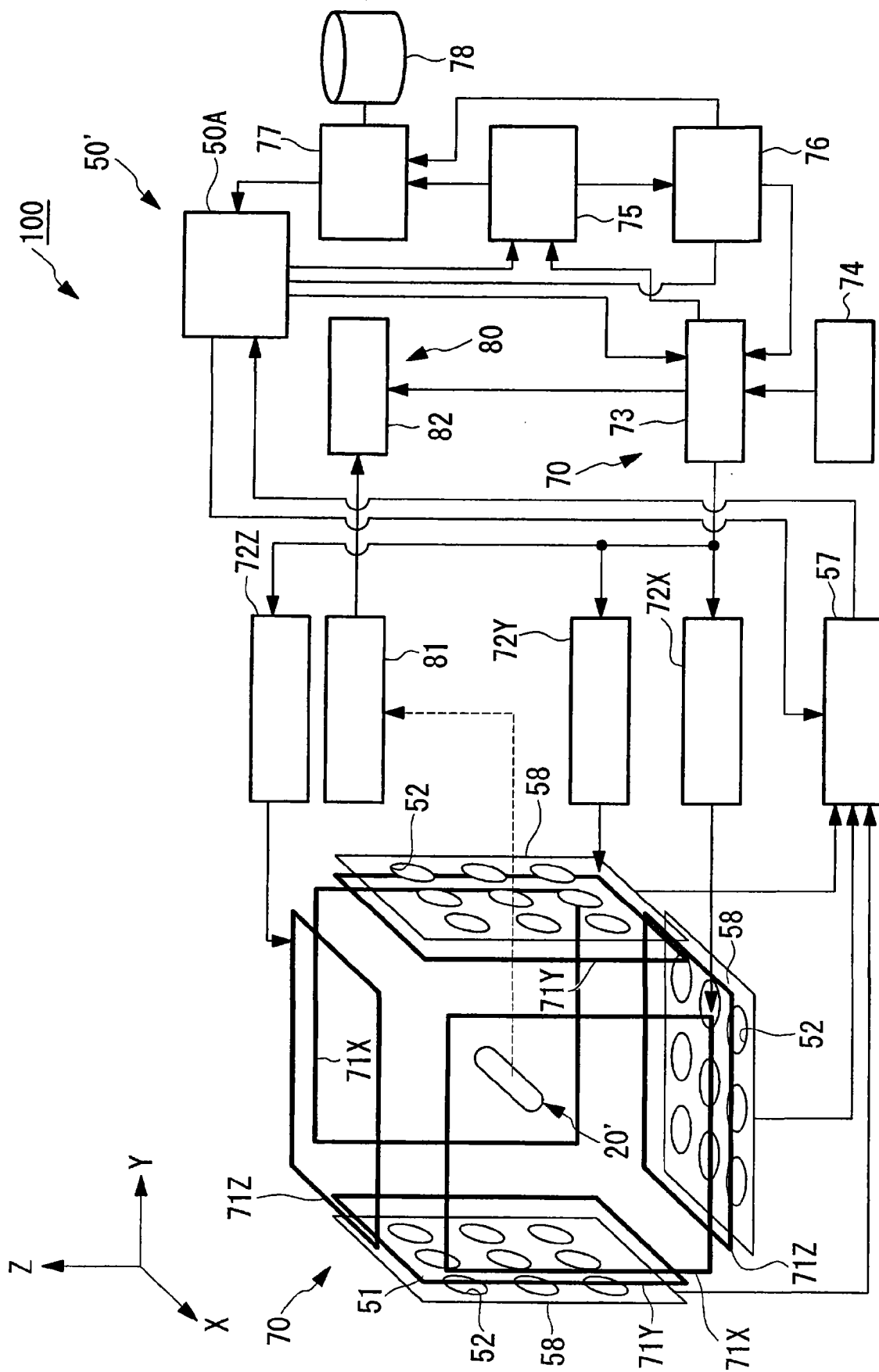


图 18

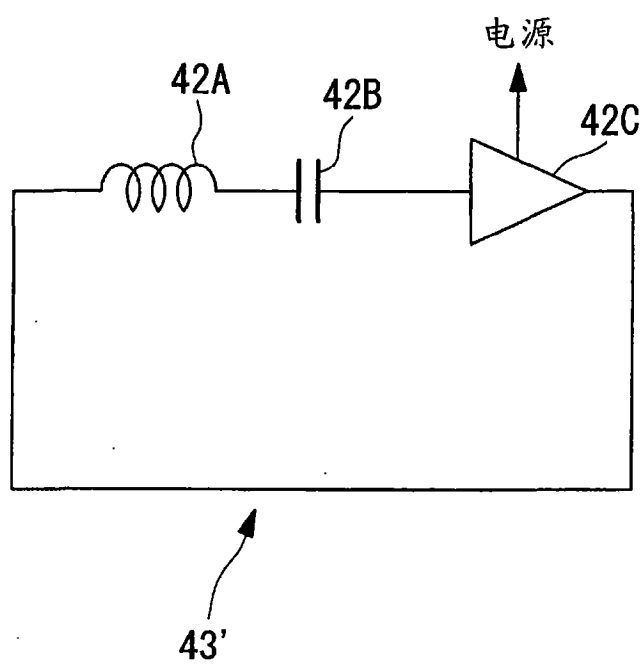


图 19

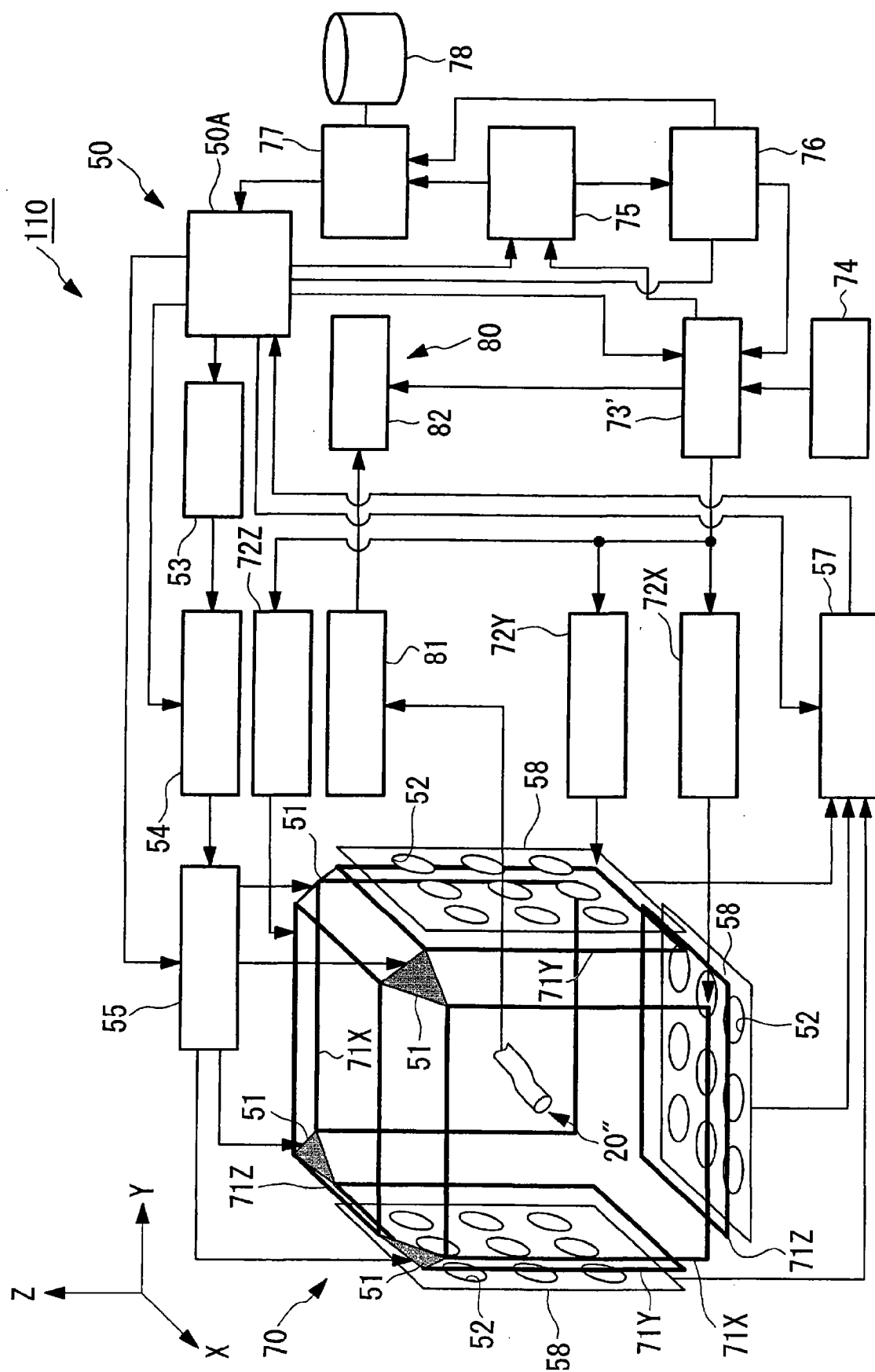


图 20

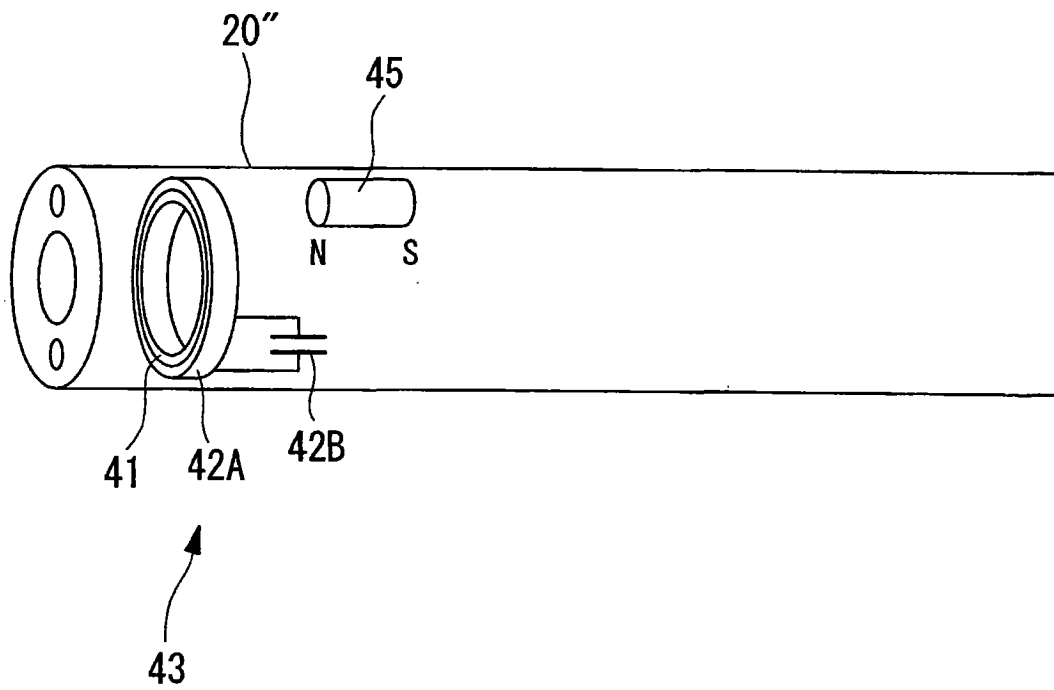


图 21

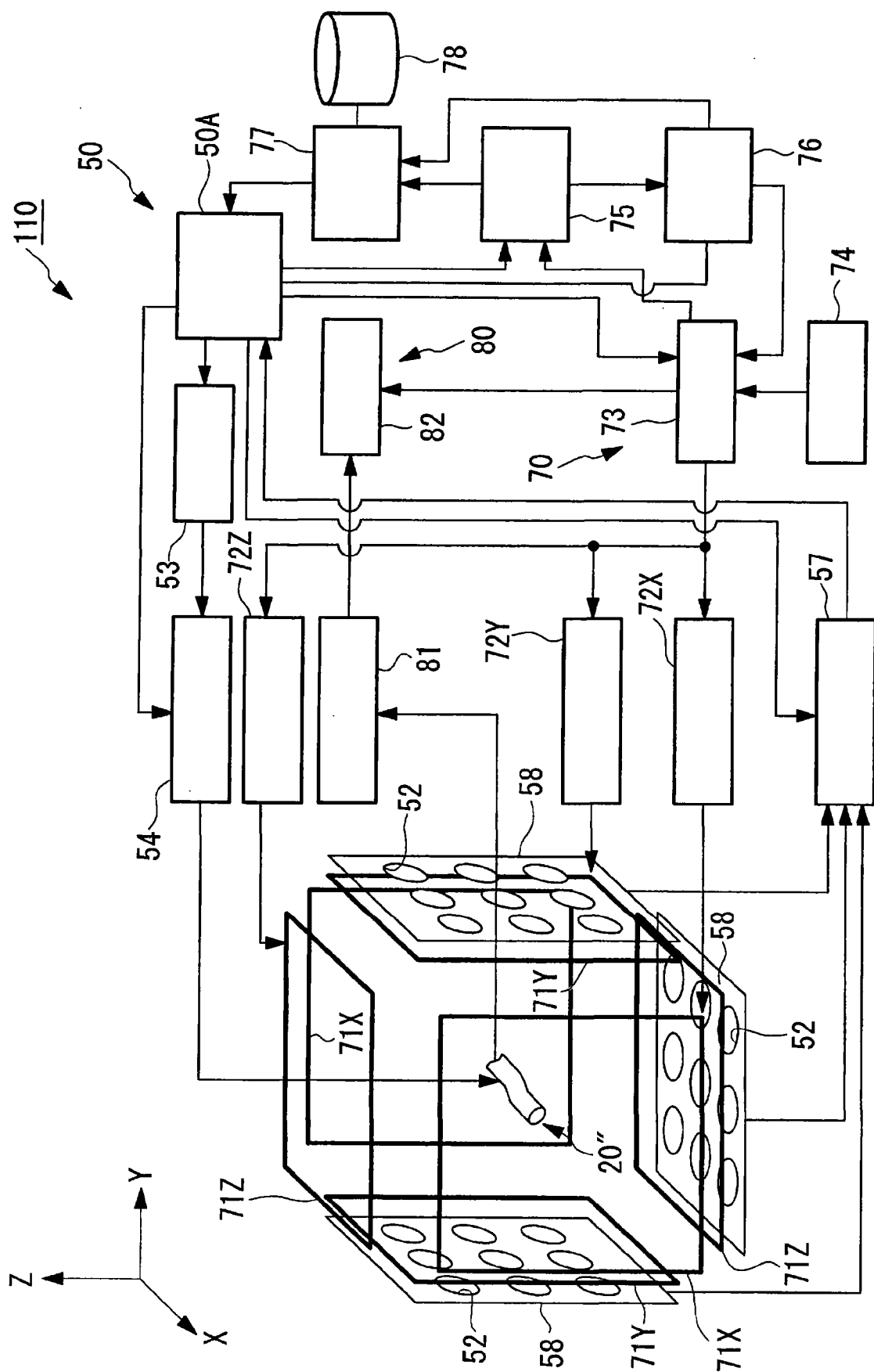


图 22

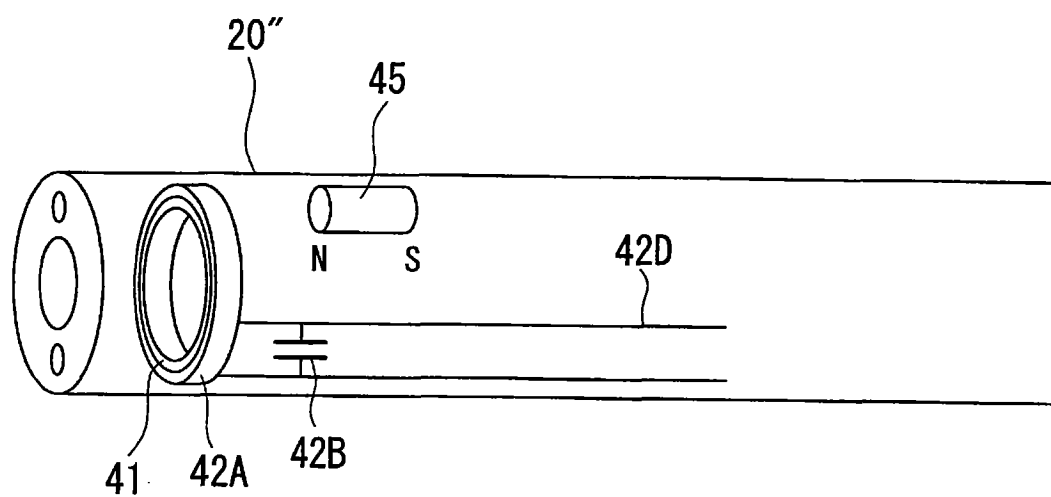


图 23

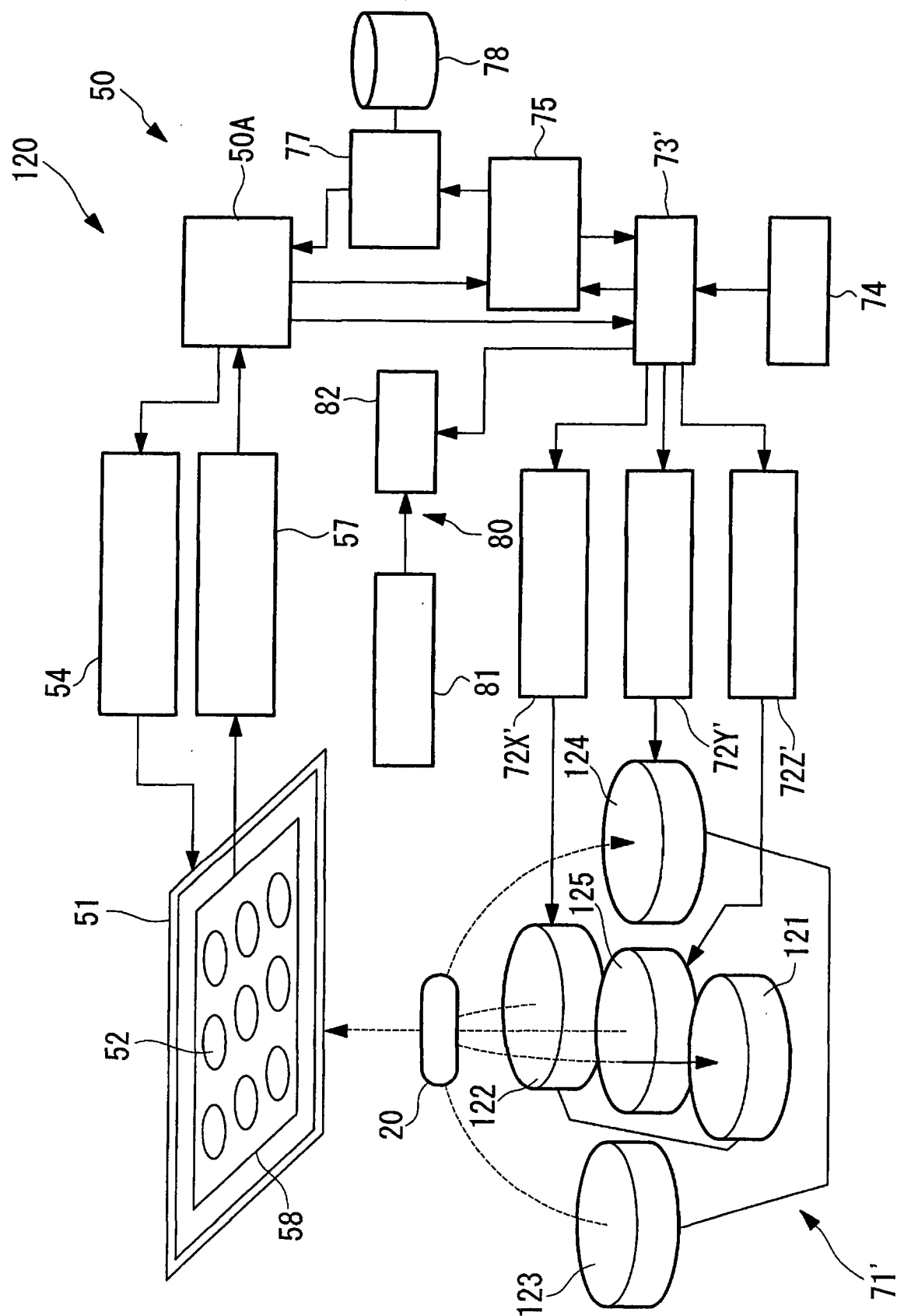


图 24

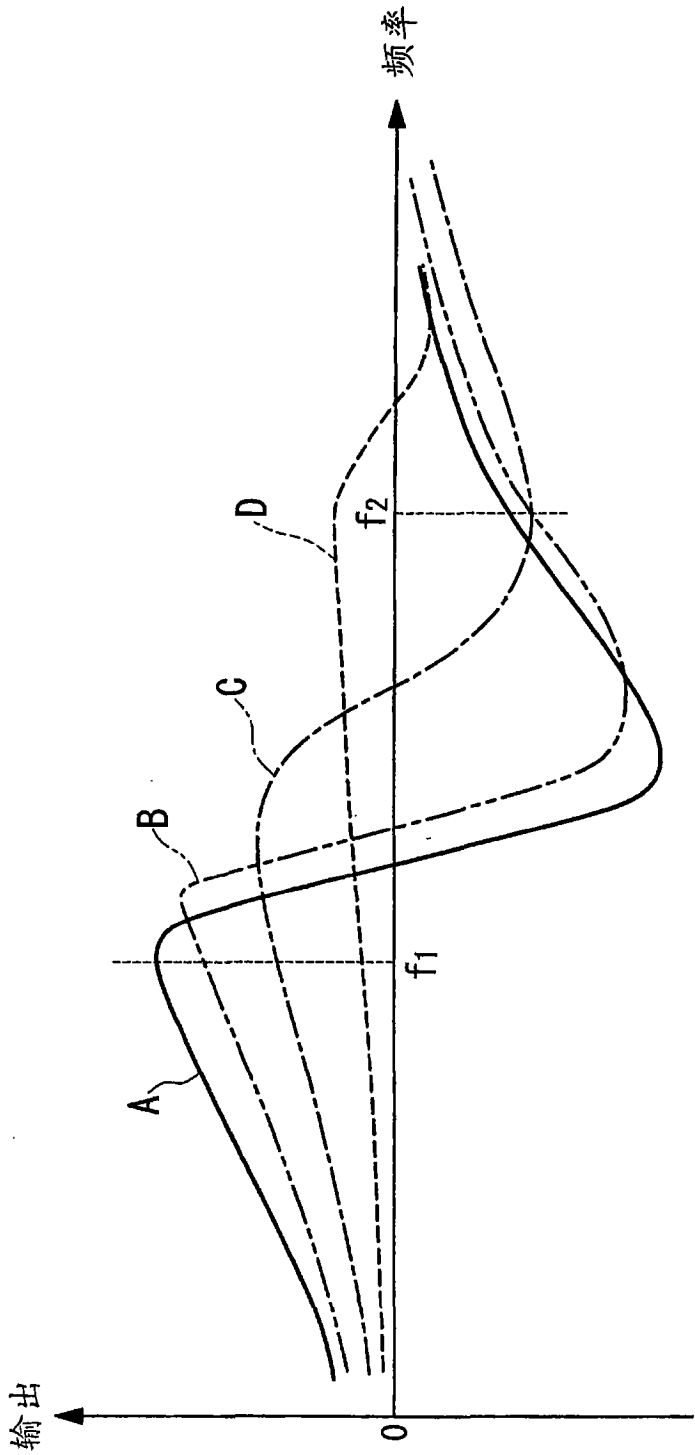


图 25

专利名称(译)	医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统		
公开(公告)号	CN101316545B	公开(公告)日	2010-11-10
申请号	CN200680044809.8	申请日	2006-12-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	内山昭夫 木村敦志 佐藤良次 千叶淳		
发明人	内山昭夫 木村敦志 佐藤良次 千叶淳		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61M25/00		
CPC分类号	A61B5/06 A61B1/041 A61B2019/2261 A61B1/00158 A61B5/7232 A61B5/062 A61B2034/732		
优先权	2005349178 2005-12-02 JP		
其他公开文献	CN101316545A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

即使磁感应线圈的频率特性随着医疗装置引导用外部磁场的状态而变动，也可防止不能检测医疗装置的位置的情况发生。医疗装置位置检测系统(10)是被导入被检者体内并由外部磁场引导的医疗装置位置检测系统(50)，具有：发生交变磁场的共振电路(43)，其搭载于医疗装置(20)，包含内部具备磁体的磁感应线圈(42A)；交变磁场检测装置(52)，其配置在医疗装置(20)的工作范围的外部，检测由磁感应线圈(42A)发生的交变磁场；位置信息计算部(50A)，其根据由交变磁场检测装置检测出的交变磁场，算出医疗装置(20)的位置信息；以及频率设定部(77)，其根据磁感应线圈(42A)的位置上的外部磁场的强度和方向的至少一方，设定由交变磁场检测装置(52)检测的交变磁场的频率和磁感应线圈(42A)发生的交变磁场的频率的至少一方。

