

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 5/06 (2006.01)

A61M 25/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680044809.8

[43] 公开日 2008 年 12 月 3 日

[11] 公开号 CN 101316545A

[22] 申请日 2006.12.4

[21] 申请号 200680044809.8

[30] 优先权

[32] 2005.12.2 [33] JP [31] 349178/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/324191 2006.12.4

[87] 国际公布 WO2007/064013 日 2007.6.7

[85] 进入国家阶段日期 2008.5.29

[71] 申请人 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
千葉淳

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

权利要求书 5 页 说明书 33 页 附图 26 页

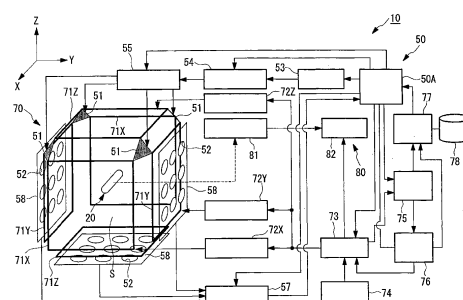
[54] 发明名称

医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统
及医疗装置的位置检测方法

[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。

30. 一种医疗装置的位置检测方法，该医疗装置被导入被检者体内，
其特征在于，该位置检测方法具有：

从搭载于上述医疗装置的具有磁体的磁感应线圈发生交变磁场的步骤；

检测由在上述医疗装置的工作空间的外部配置的上述磁感应线圈发生的交变磁场的步骤；

根据由检测该交变磁场的步骤检测出的交变磁场，算出包含上述磁感应线圈的位置和方向的至少一方的信息在内的位置信息的步骤；以及

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，设定由检测上述交变磁场的步骤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的步骤。

31. 一种医疗装置的位置检测方法，其使外部磁场作用于被导入被检者体内的、具有包含磁感应线圈并发生交变磁场信号的共振电路和感应用磁铁的医疗装置来进行引导时，检测医疗装置的位置，其特征在于，

在上述医疗装置的工作空间的外部，检测由上述磁感应线圈发生的交变磁场，根据检测出的交变磁场算出上述医疗装置的位置信息，根据算出的医疗装置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，根据算出的外部磁场的强度，设定要检测的交变磁场的频率。

医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统 及医疗装置的位置检测方法

技术领域

本发明涉及医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统及医疗装置的位置检测方法。

背景技术

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。

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。

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。

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。

专利文献1:国际公开第2004/014225号手册

专利文献2:日本特开2005-121573号公报

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

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及位置检测方法,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。

为了达到上述目的,本发明提供以下的单元。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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成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。

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。

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。

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。

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。

这样，可控制医疗装置以使其朝向外部磁场的方向，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。

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。

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。

本发明的第3方式是一种医疗装置的位置检测方法，使外部磁场作用于被导入被检者体内的、具有包含带磁芯的磁感应线圈并可发生交变磁场信号的共振电路和感应用磁铁的医疗装置来进行引导时，检测医疗装置的位置，其特征在于，在上述医疗装置的工作空间的外部，检测由上述磁感应线圈发生的交变磁场，根据检测出的交变磁场算出上述医疗装置的位置信息，根据算出的医疗装置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，根据算出的外部磁场的强度，设定要检测的交变磁场的频率。

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。

按照本发明的医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统及医疗装置的位置检测方法，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

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。

图2是图1的胶囊内窥镜引导系统的立体图。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

图9是表示图1的胶囊内窥镜引导系统的截面的概略图。

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。

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。

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。

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。

图13是表示激励线圈及磁感应线圈的配置关系的图。

图14是表示激励线圈及传感线圈的配置关系的图。

图15是表示激励线圈及传感线圈的其他配置关系的图。

图16是表示图11的胶囊内窥镜的变形例的概略图。

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。

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。

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。

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。

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。

图22是表示图20的医疗装置引导系统的变形例的概略图。

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。

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。

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。

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。

符号说明

M 外部磁场

S 工作空间(工作范围)

R 长轴

θ 磁场角

10, 100, 120 胶囊内窥镜引导系统(医疗装置引导系统)

20, 20' 胶囊内窥镜(医疗装置)

20" 插入部(医疗装置)

25 螺旋部(螺旋机构)

41, 41A 芯部(磁芯)

42A 磁感应线圈

43 共振电路
43' 自激振荡电路(共振电路)
45 永久磁铁(磁铁)
50, 50' 位置检测系统
50A 位置检测装置(位置信息计算部)
51 激励线圈(交变磁场发生装置)
52 传感线圈(交变磁场检测装置)
70 磁引导装置(磁场发生装置)
73 磁场控制电路(磁场控制装置)
75 磁场确定部(外部磁场信息计算部)
76 磁场角度确定部(磁场角度计算部)
77 频率设定部
78 存储部
110 医疗装置引导系统

具体实施方式
(胶囊内窥镜引导系统)

第1实施方式

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。

本实施方式中的医疗装置是胶囊内窥镜20。

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的概略示图。图2是胶囊内窥镜引导系统10的立体图。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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 。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

接着，以下说明该频率设定部77中的频率设定方法。

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。

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。

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。

[式1]

$$\begin{aligned}
 f(H) \big|_{\theta=0^\circ} &= A_0 \times H^4 + B_0 \times H^3 + C_0 \times H^2 + D_0 \times H + E_0 \\
 f(H) \big|_{\theta=5^\circ} &= A_5 \times H^4 + B_5 \times H^3 + C_5 \times H^2 + D_5 \times H + E_5 \\
 &\vdots \\
 f(H) \big|_{\theta=90^\circ} &= A_{90} \times H^4 + B_{90} \times H^3 + C_{90} \times H^2 + D_{90} \times H + E_{90}
 \end{aligned}$$

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。

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。

[式2]

$$f(\theta, H) = (A_\theta \times \theta^4 + B_\theta \times \theta^3 + C_\theta \times \theta^2 + D_\theta \times \theta + E_\theta) \times (A_H \times H^4 + B_H \times H^3 + C_H \times H^2 + D_H \times H + E_H)$$

这里， A_θ ， B_θ ， C_θ ， D_θ ， E_θ ， 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。

采用实验求出的磁场角度 θ_{mn} 、外部磁场M的强度 H_{mn} 、共振频率(或峰值频率) f_{mn} ，按照下式求出G。下标m表示测定，n表示测定次数(编号)。

[式3]

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

通过用 A_θ ， B_θ ， C_θ ， D_θ ， E_θ ， 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_θ ， B_θ ， C_θ ， D_θ ， E_θ ， A_H ， B_H ， C_H ， D_H ， E_H 。另外，也可以求出包含交叉项(cross term)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_θ ， B_θ ， C_θ ， D_θ ， E_θ ， A_H ， B_H ， C_H ， D_H ， E_H 。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

图9是表示胶囊内窥镜引导系统10的截面的概略图。

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。

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。

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。

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。

图10是表示传感线圈接收电路57的电路构成的概略图。

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。

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。

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。

另外，还可以另外设置可除去共模噪声的共模滤波器。

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。

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。

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。

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。

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。

图11是表示胶囊内窥镜20的结构的概念图。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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)。

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。

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。

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。

在基板36D的后端部24一侧的面配置有无线元件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。

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的电容器42B(图11未图示)形成。

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。

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。

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)。

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)。

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)。

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。

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。

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)。

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。

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。

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。

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)。

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19.9 kHz、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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

这里,更具体地说明切换激励线圈51的动作。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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在规定方向移动。

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。

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，进行使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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

[第2实施方式]

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。

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。

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。

图17是本实施方式的胶囊内窥镜引导系统100的概略示图。

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。

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。

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。

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。

[第3实施方式]

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

[第4实施方式]

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

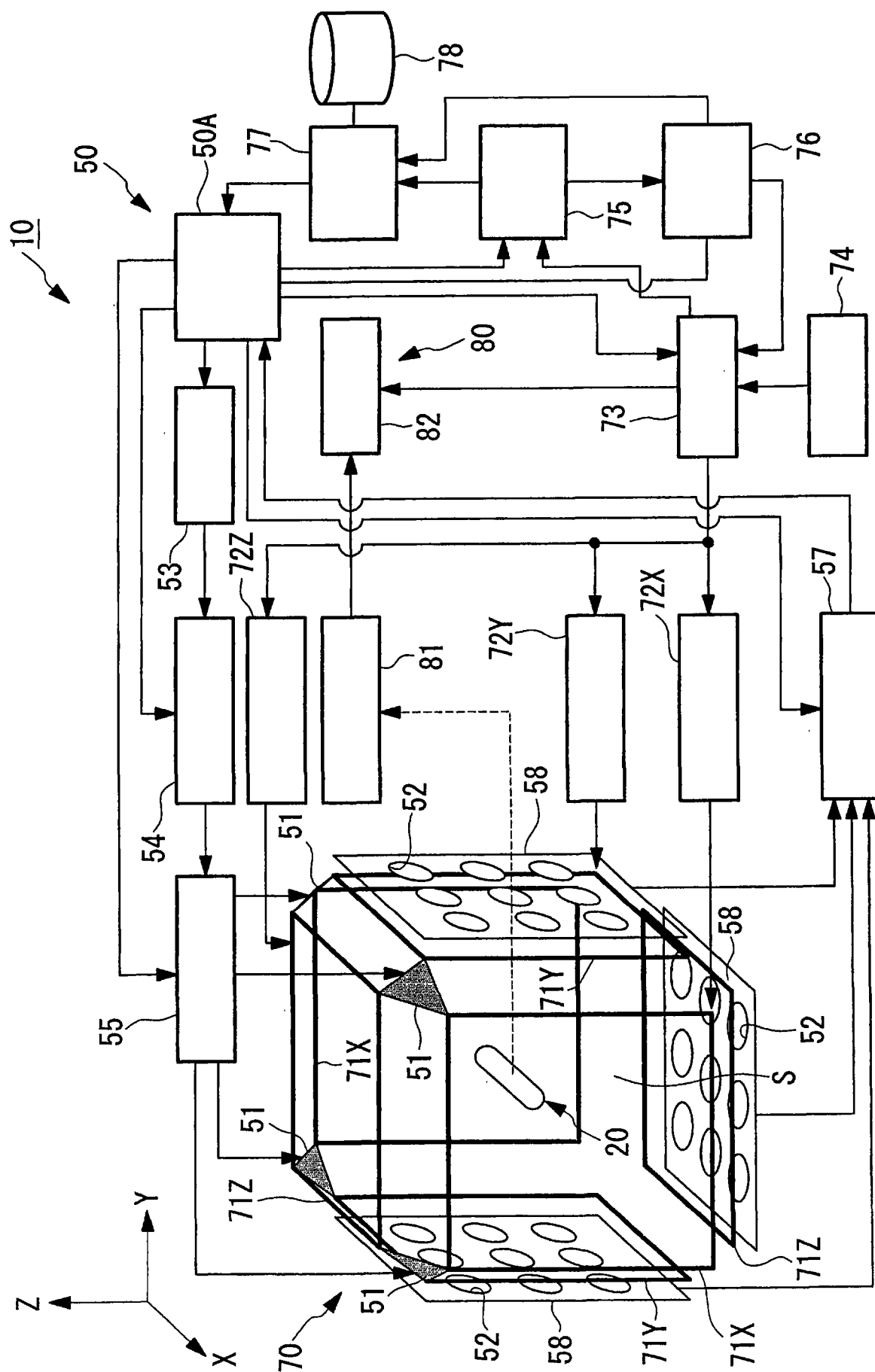


图1

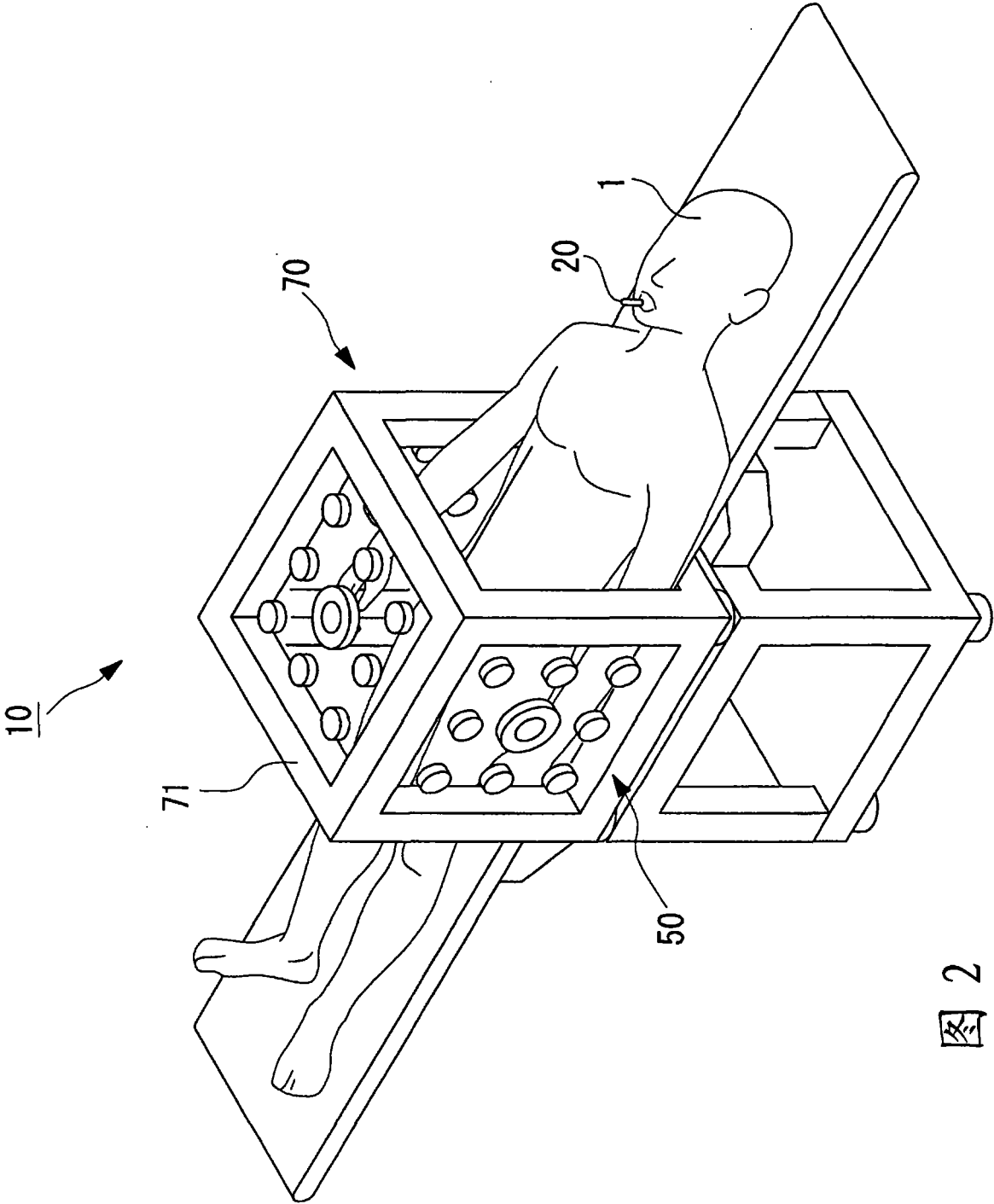


图 2

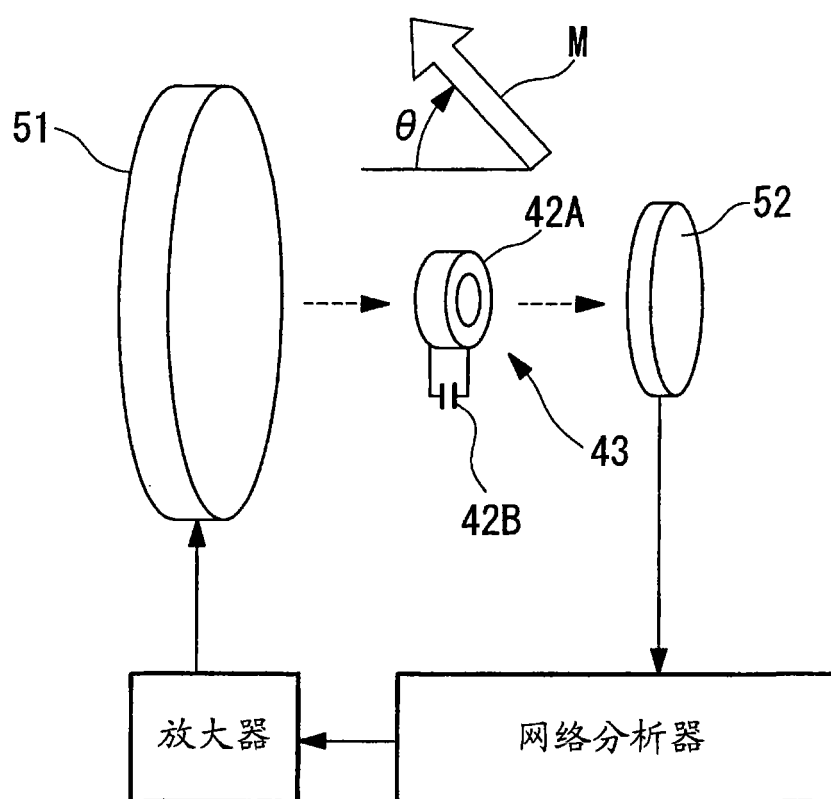


图 3

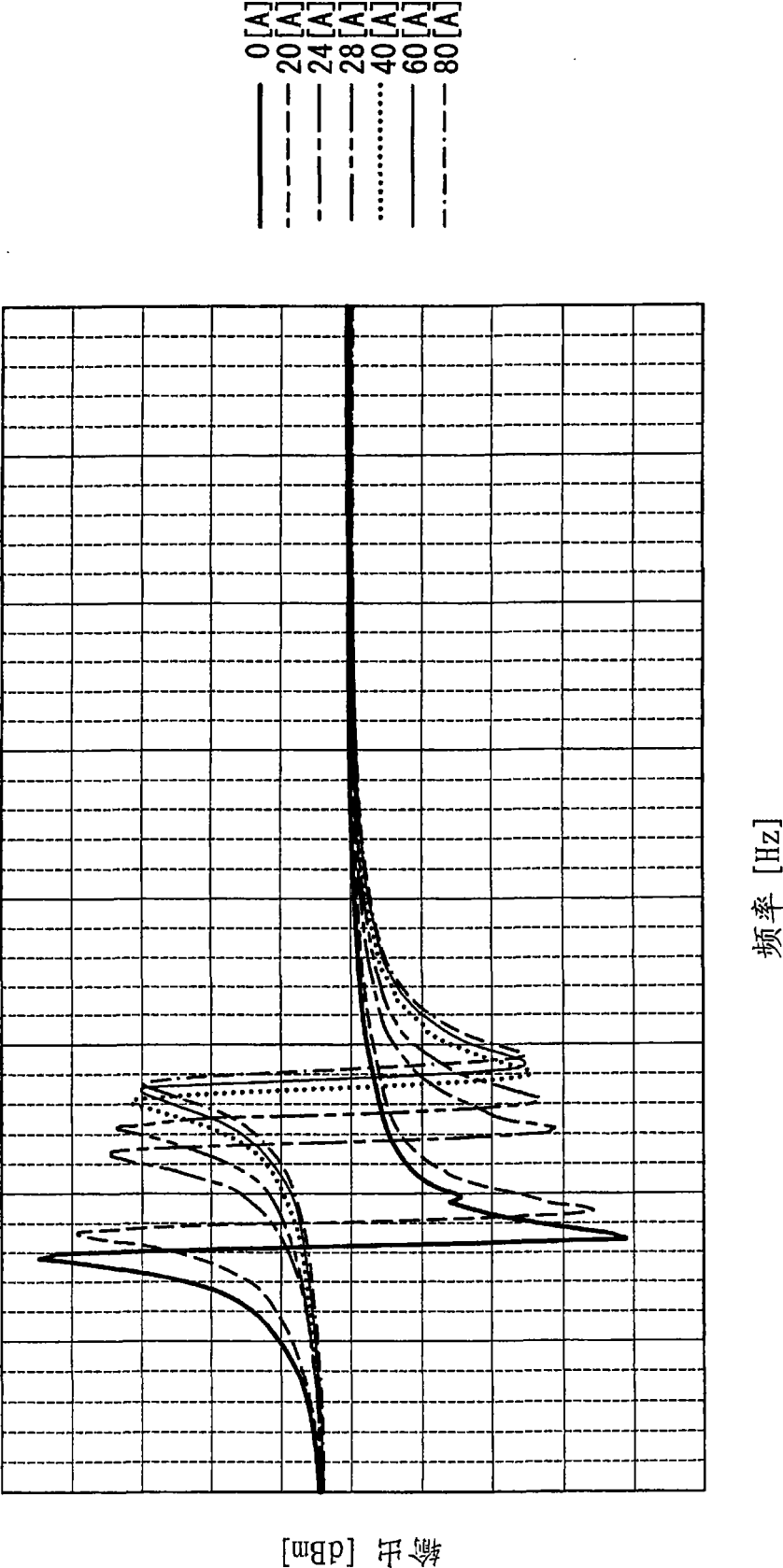


图 4

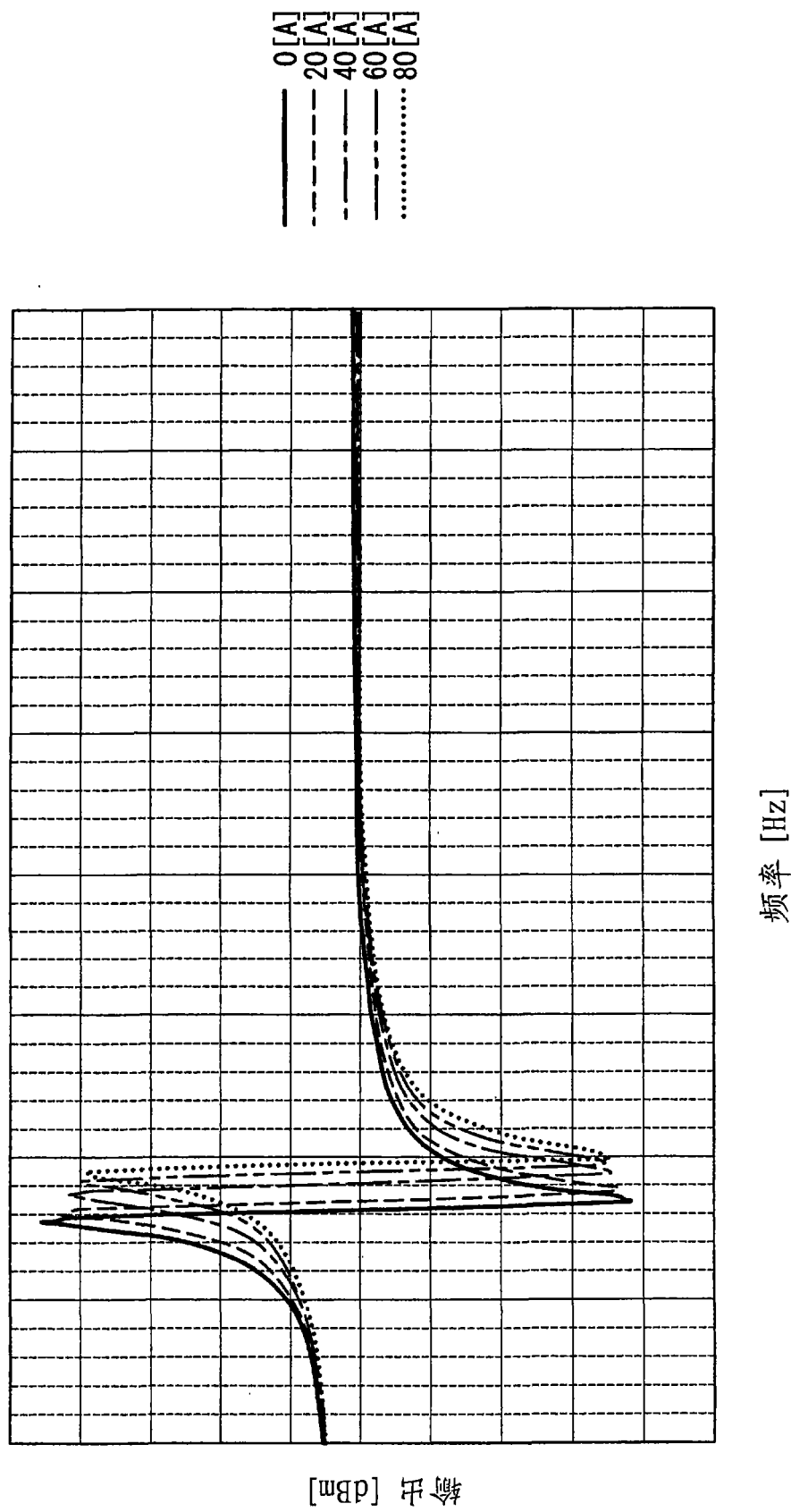
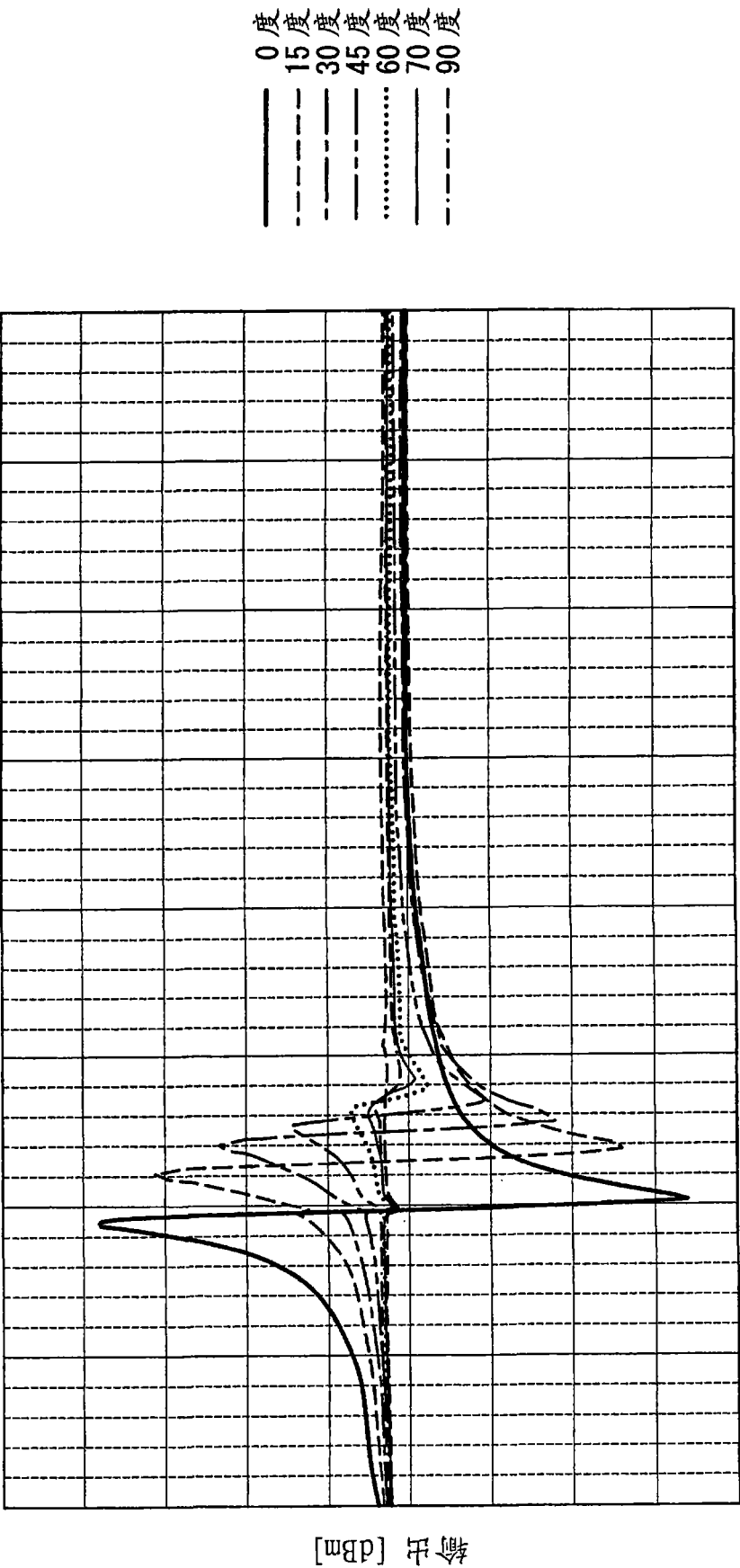


图 5



频率 [Hz]

图 6

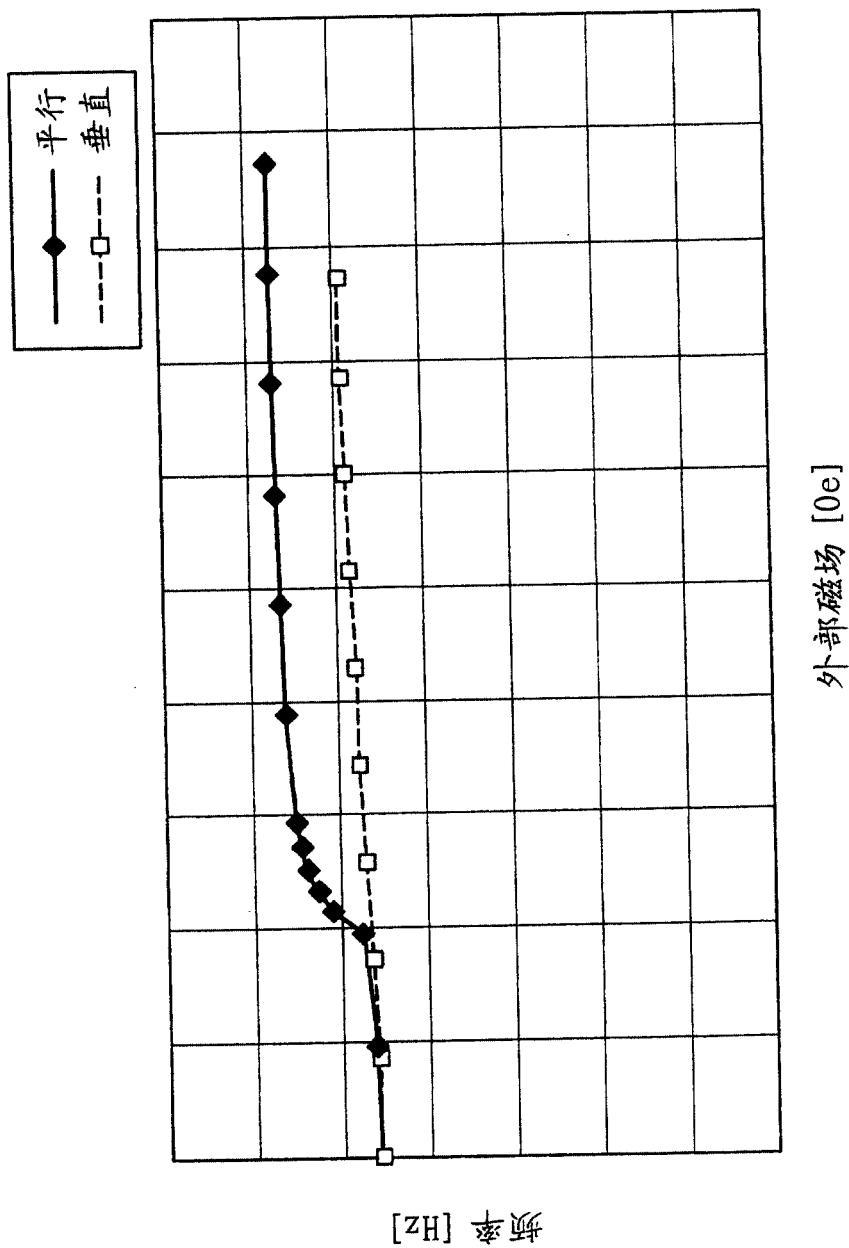


图 7

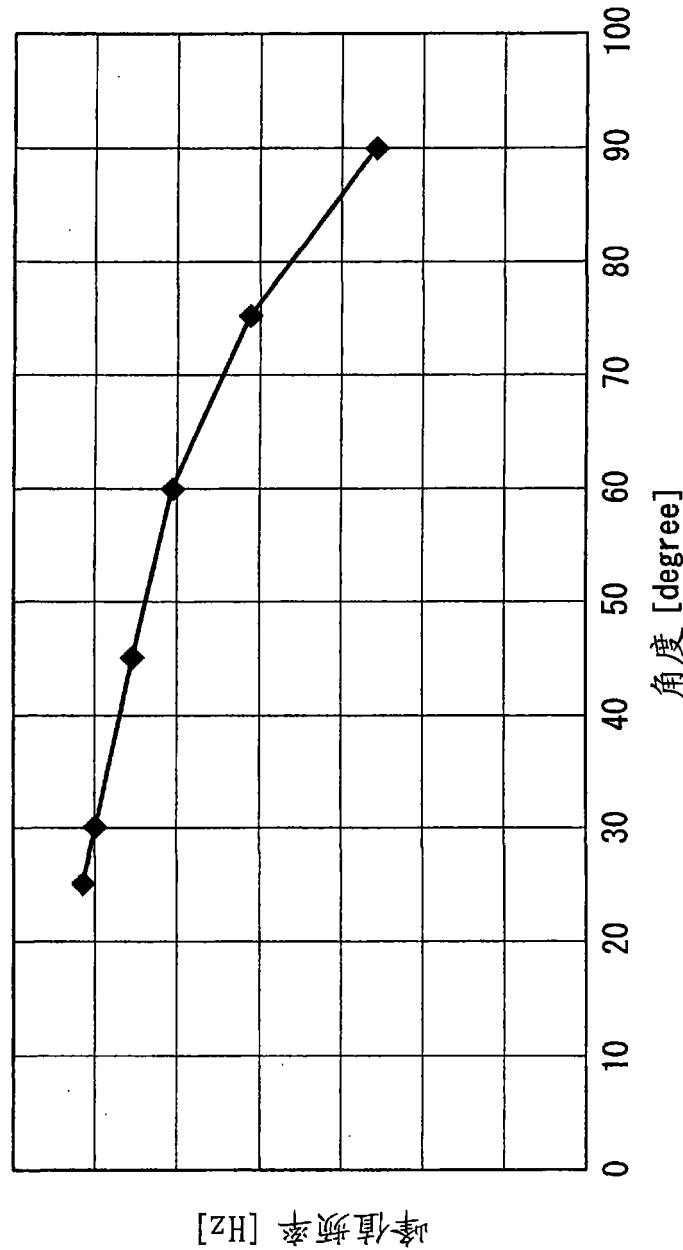


图 8

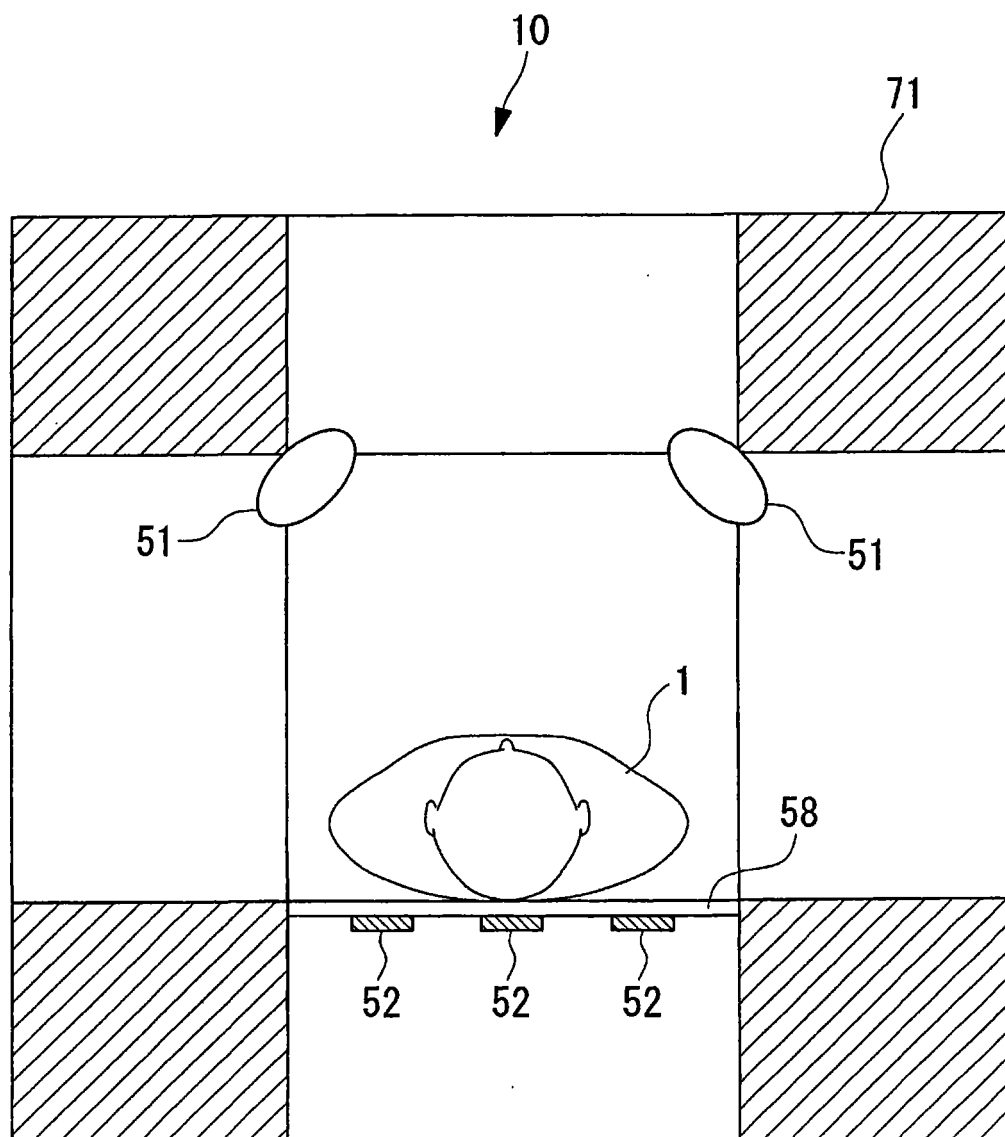


图 9

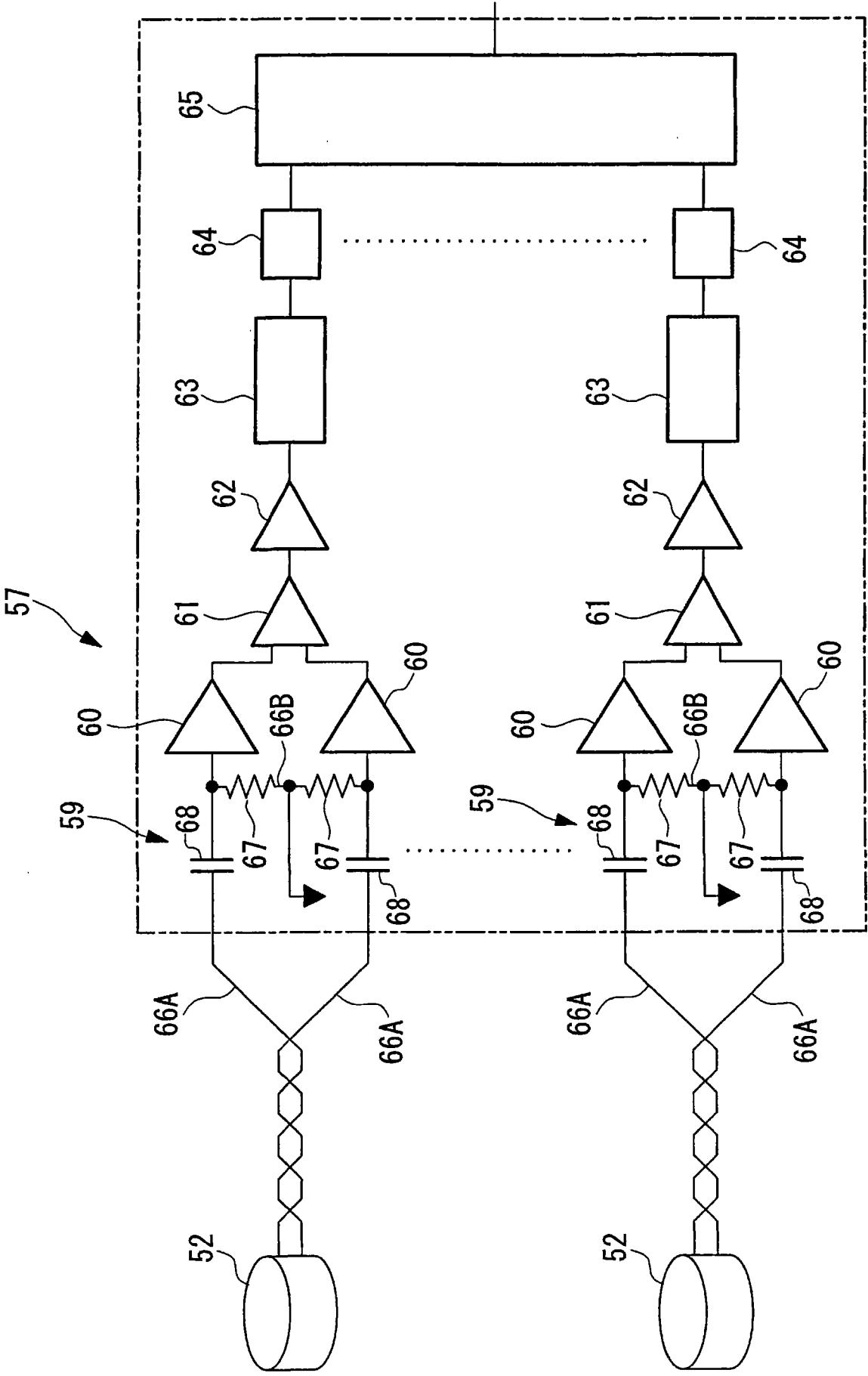
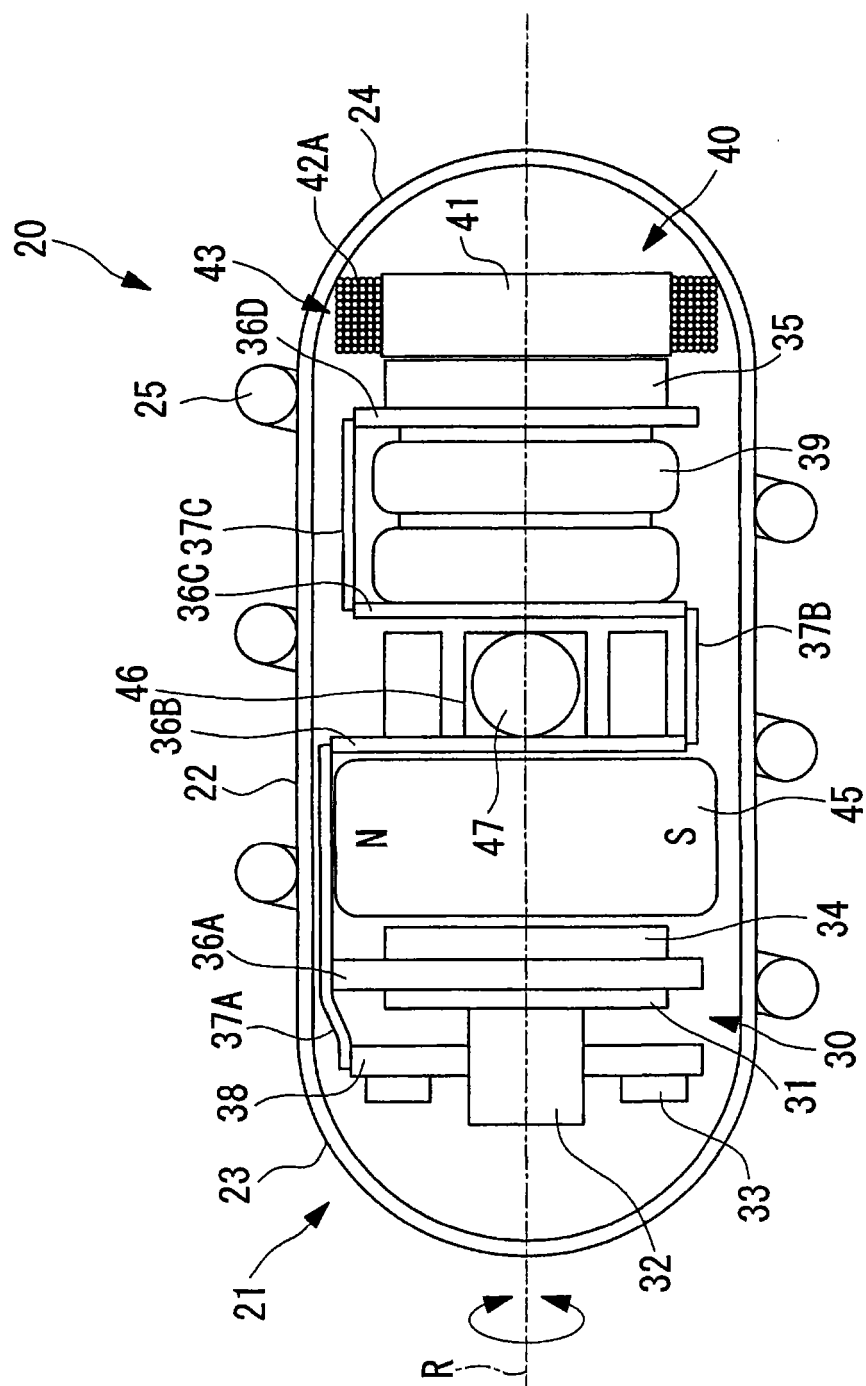


图 10



冬 11

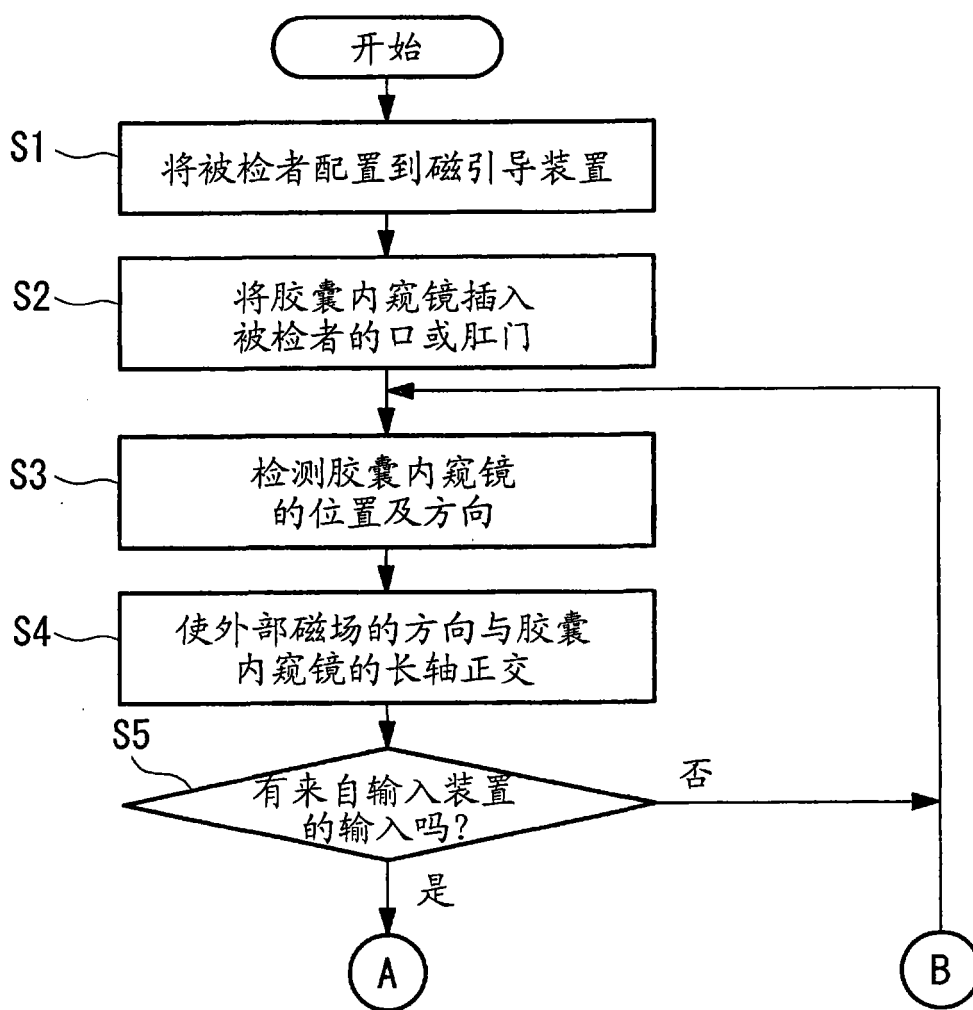


图 12A

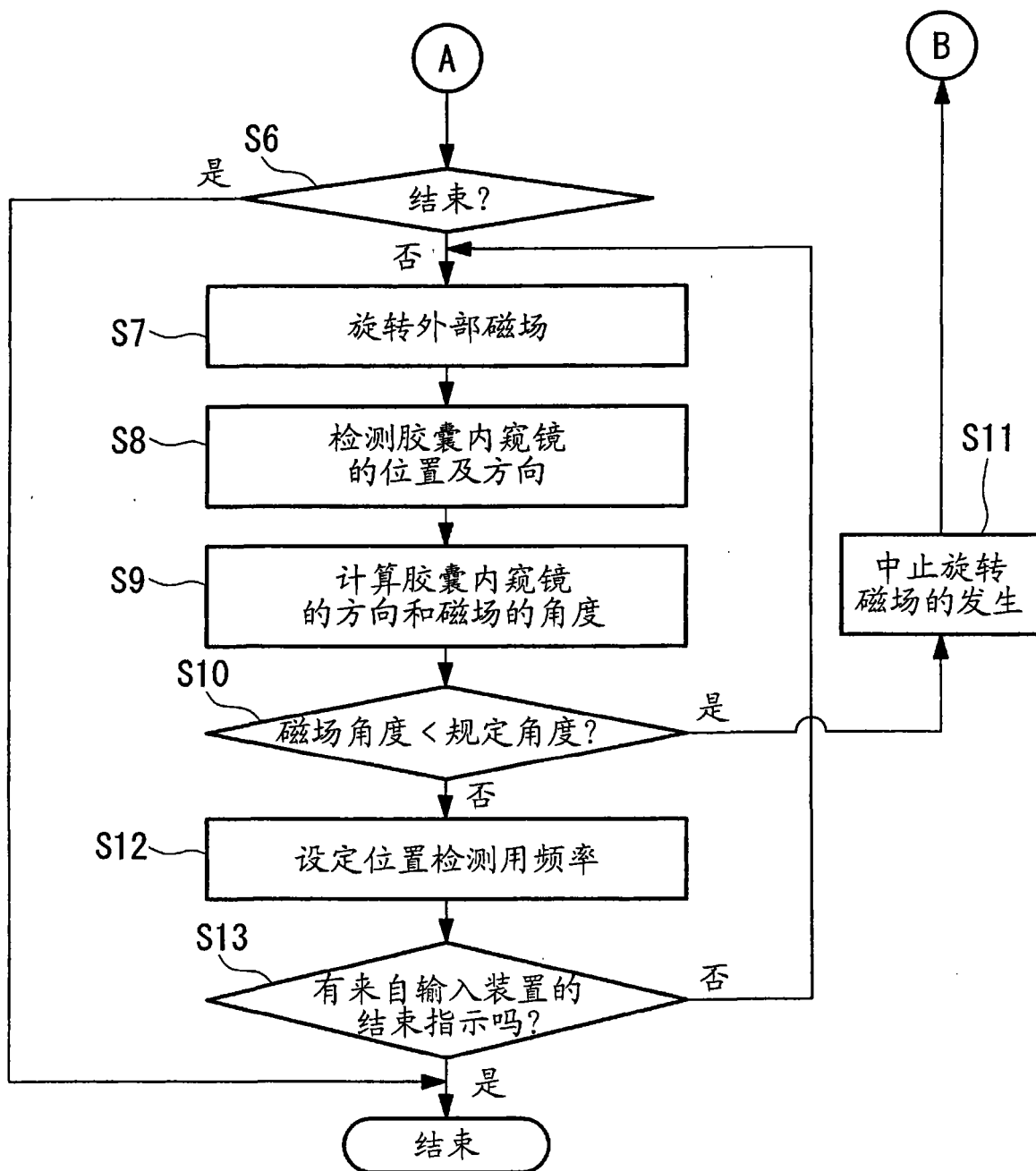


图 12B

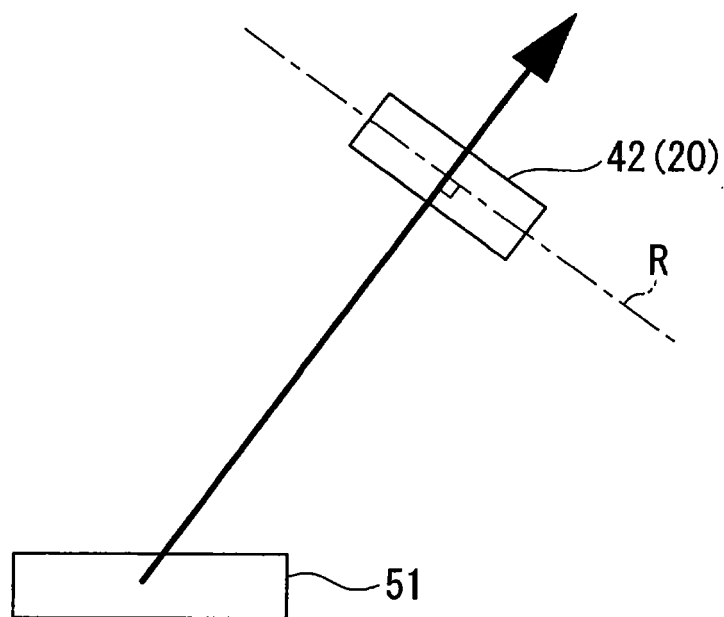


图 13

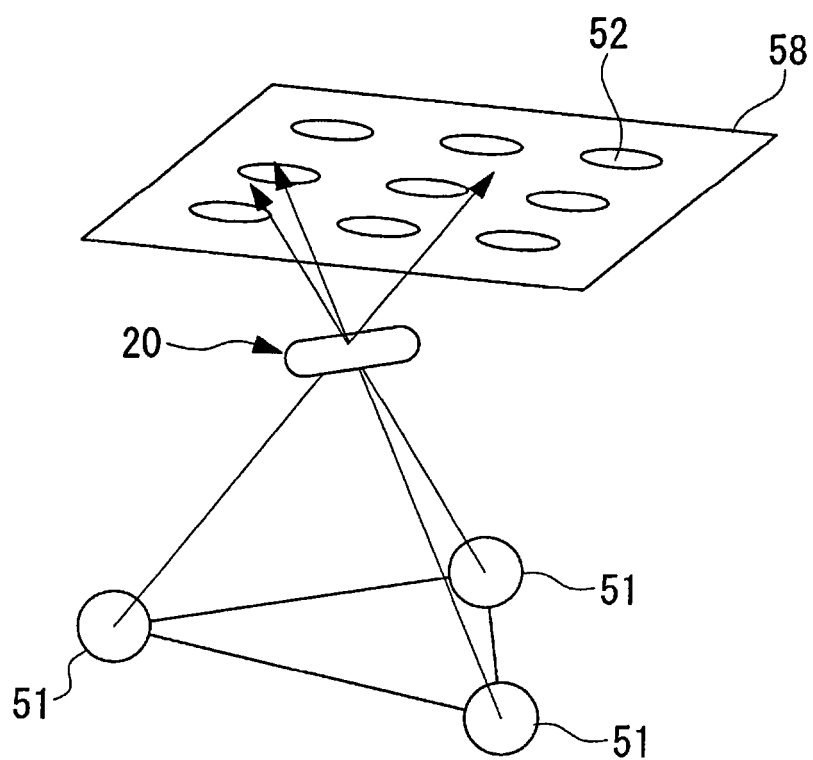


图 14

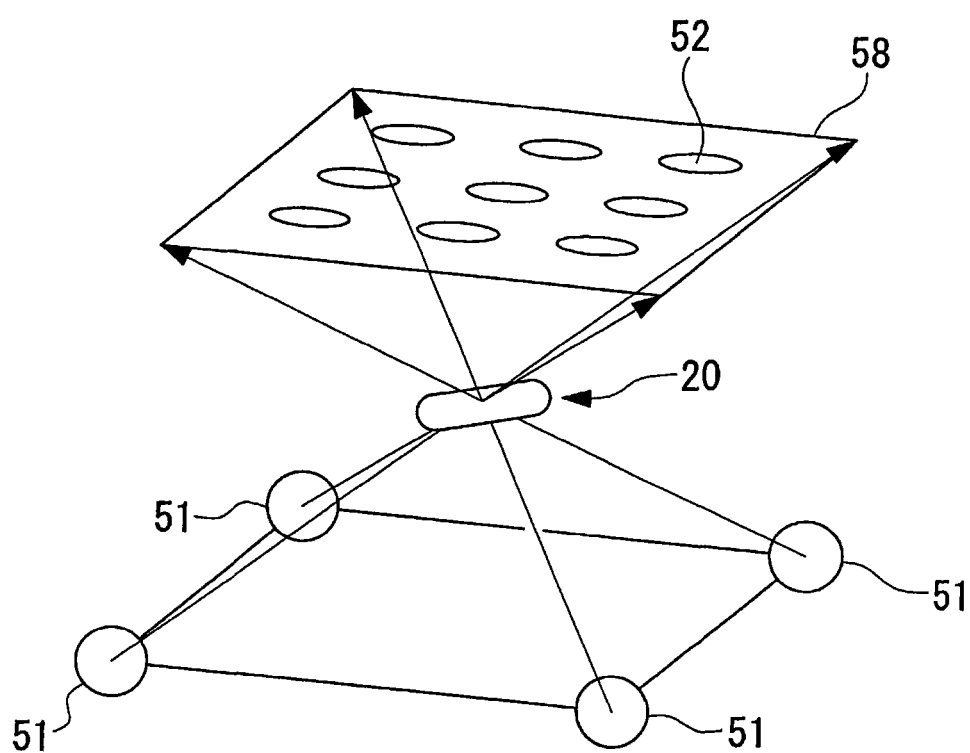


图 15

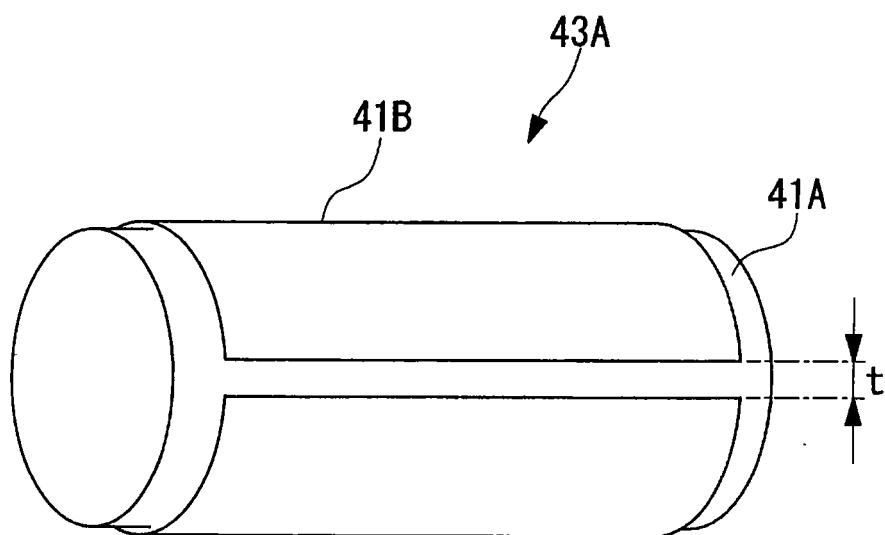


图 17

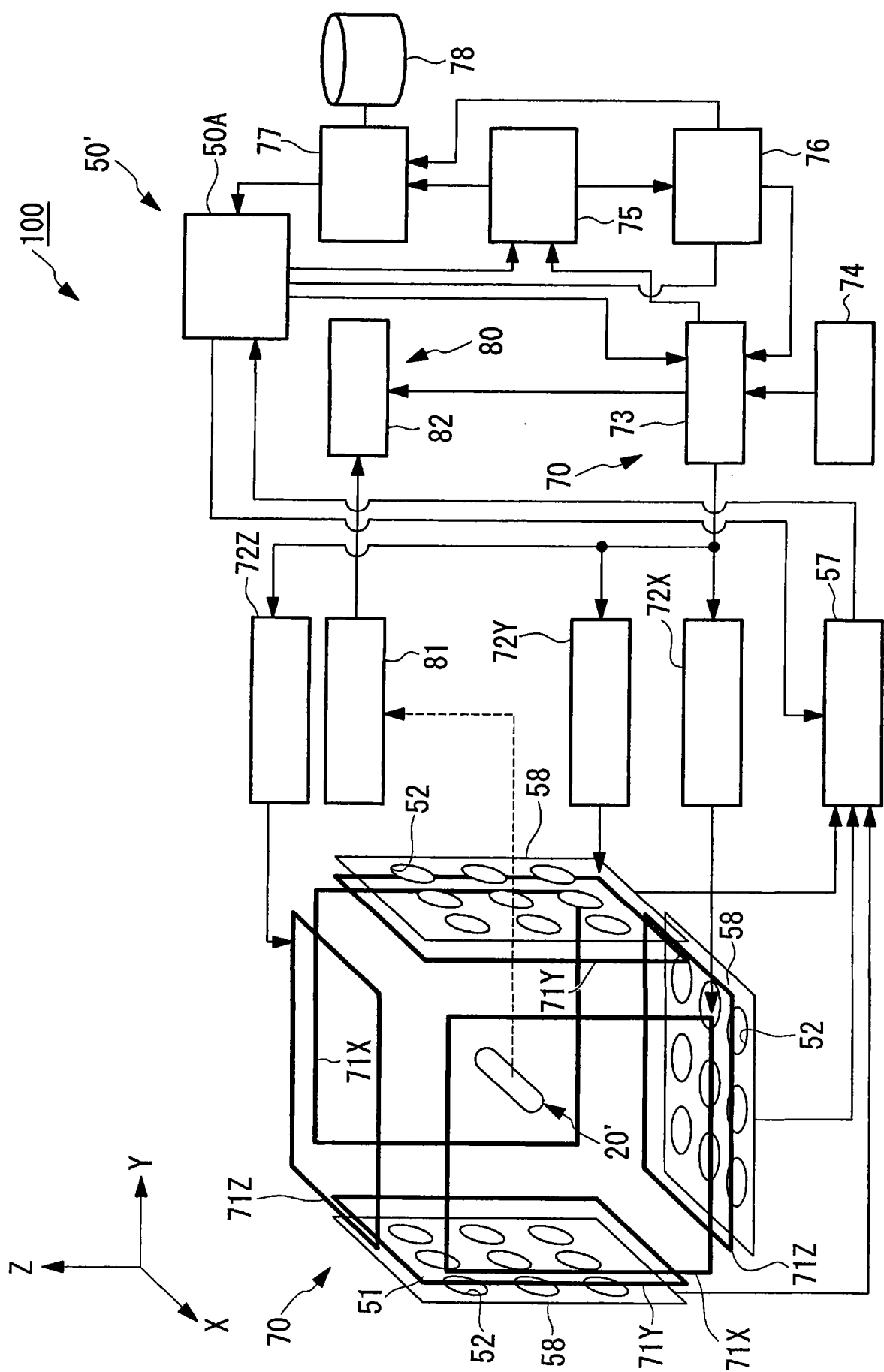


图 18

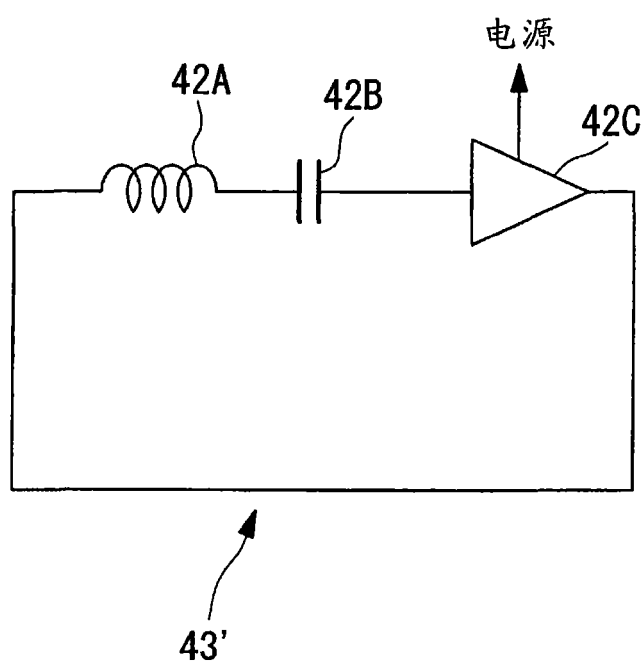


图 19

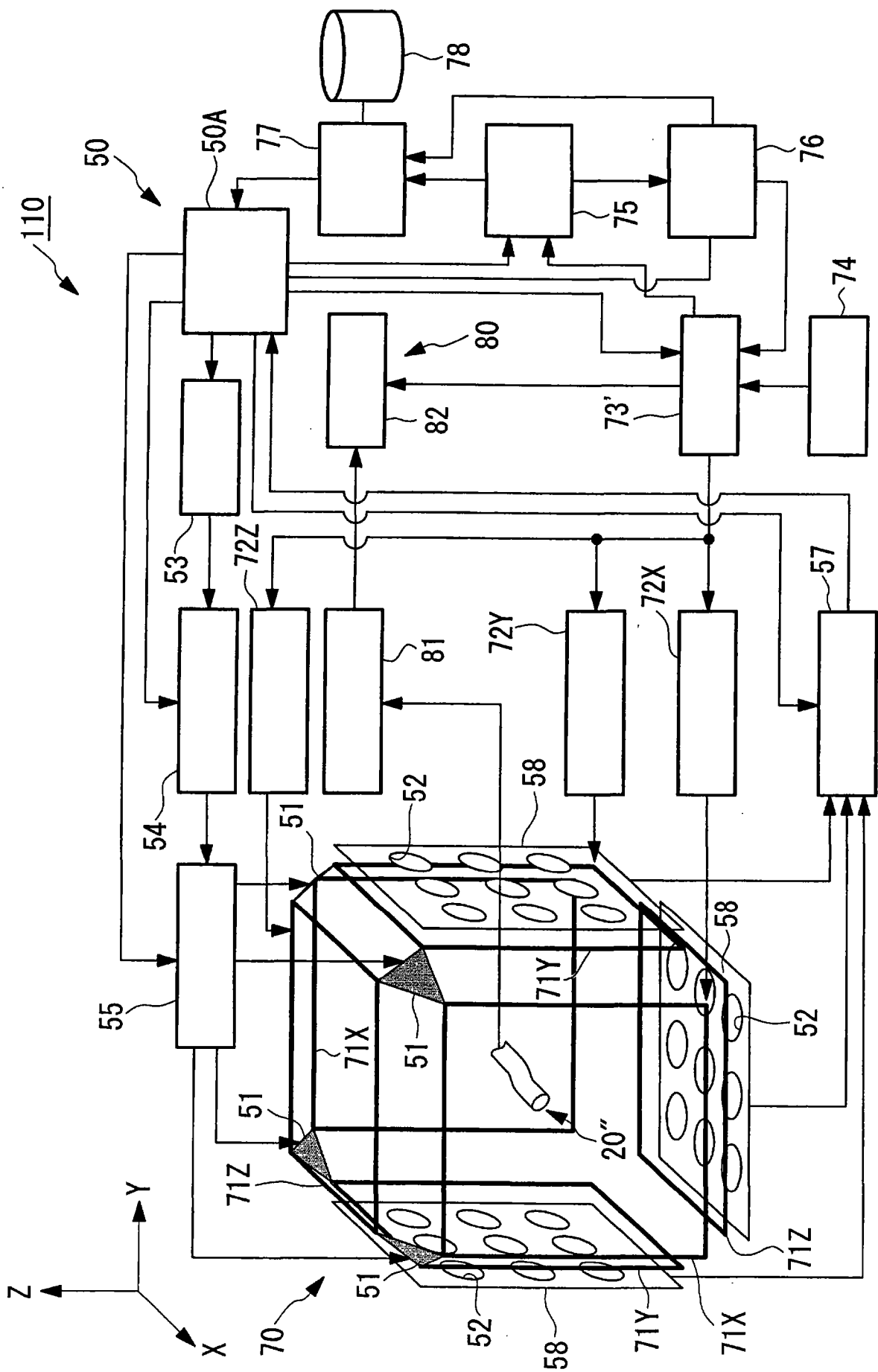


图 20

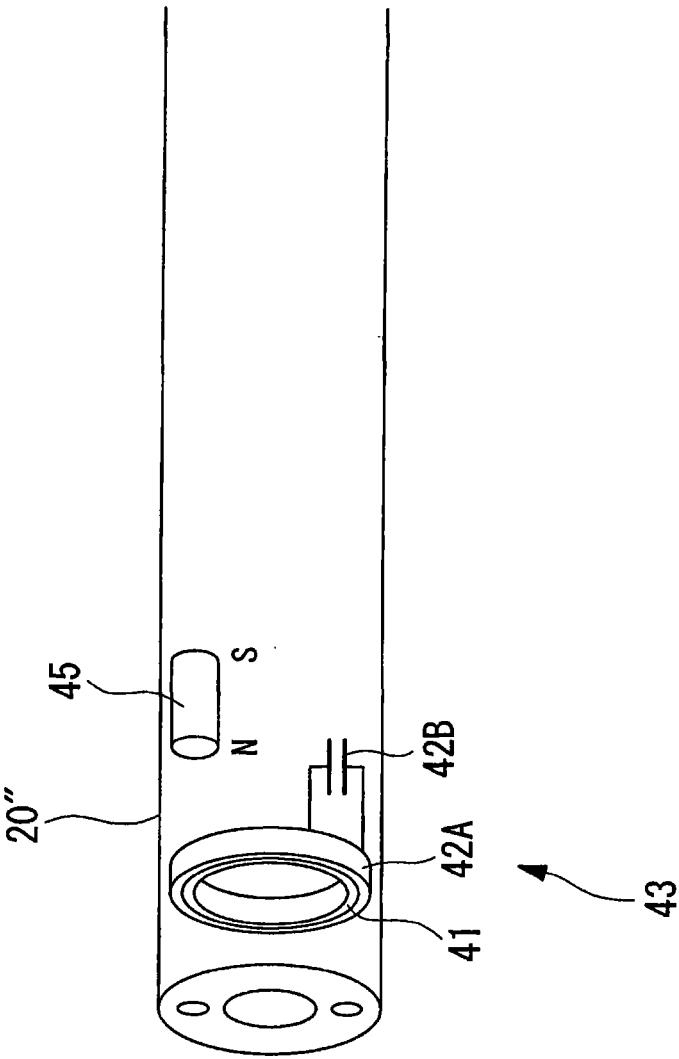


图 21

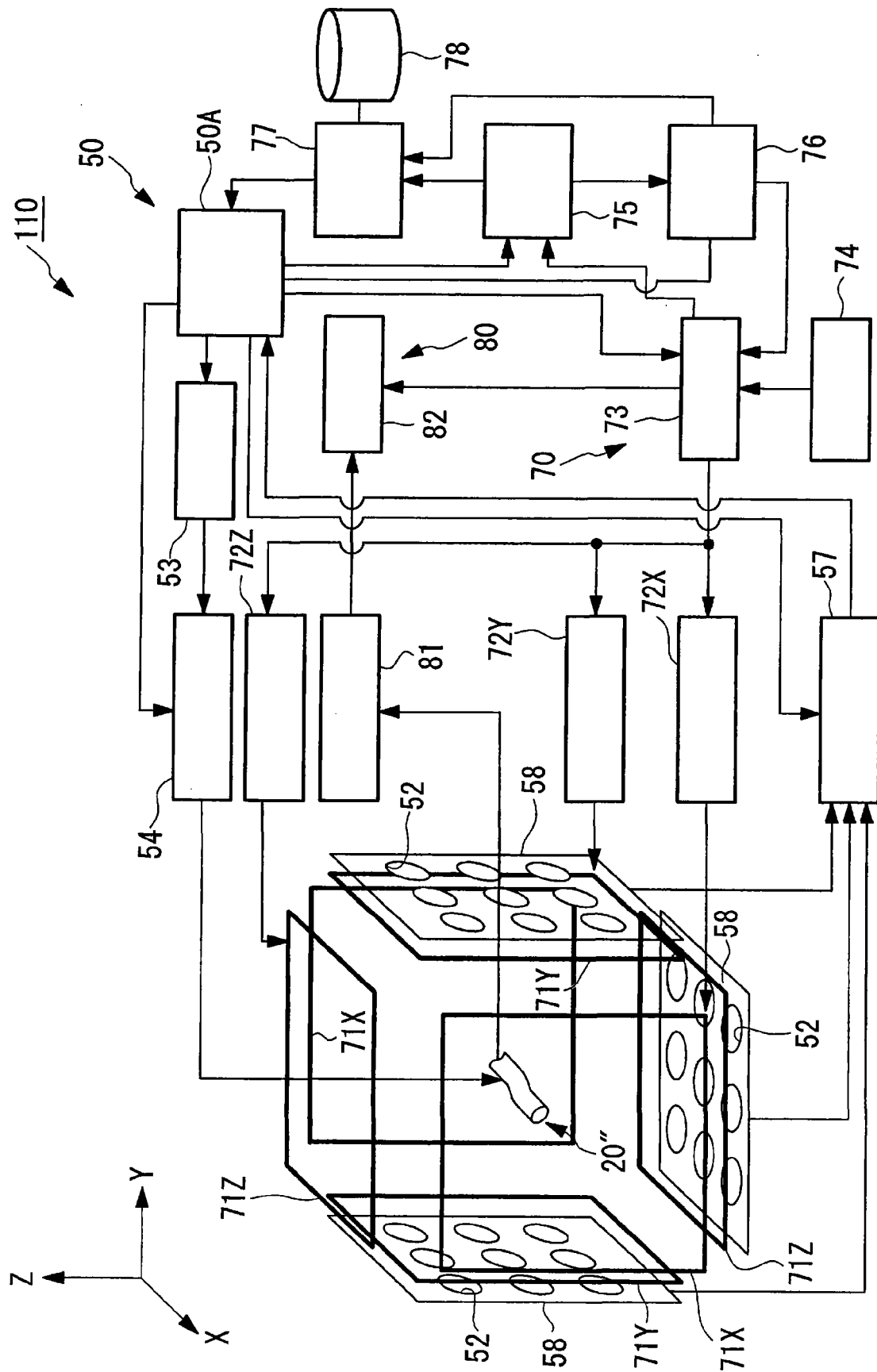


图 22

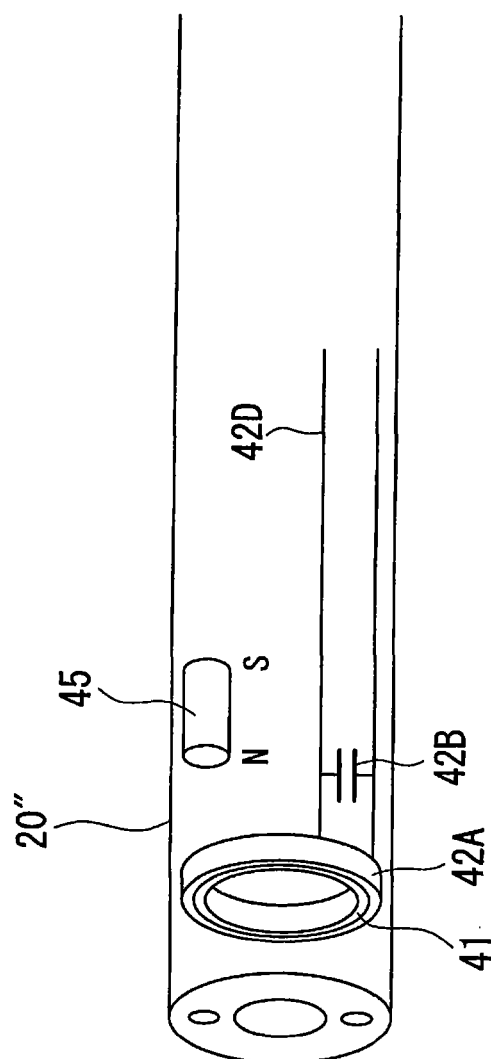
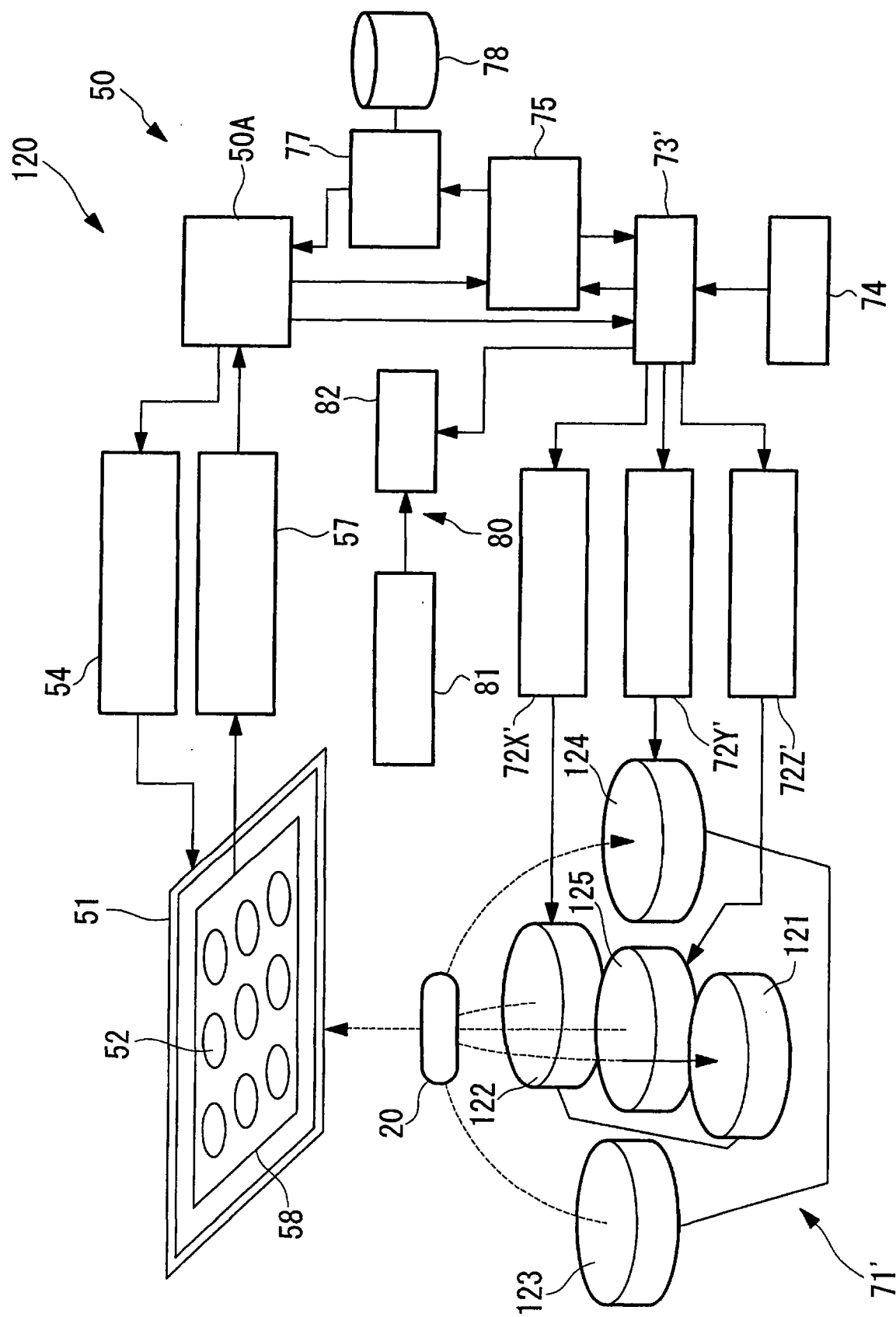


图 23



24 圖

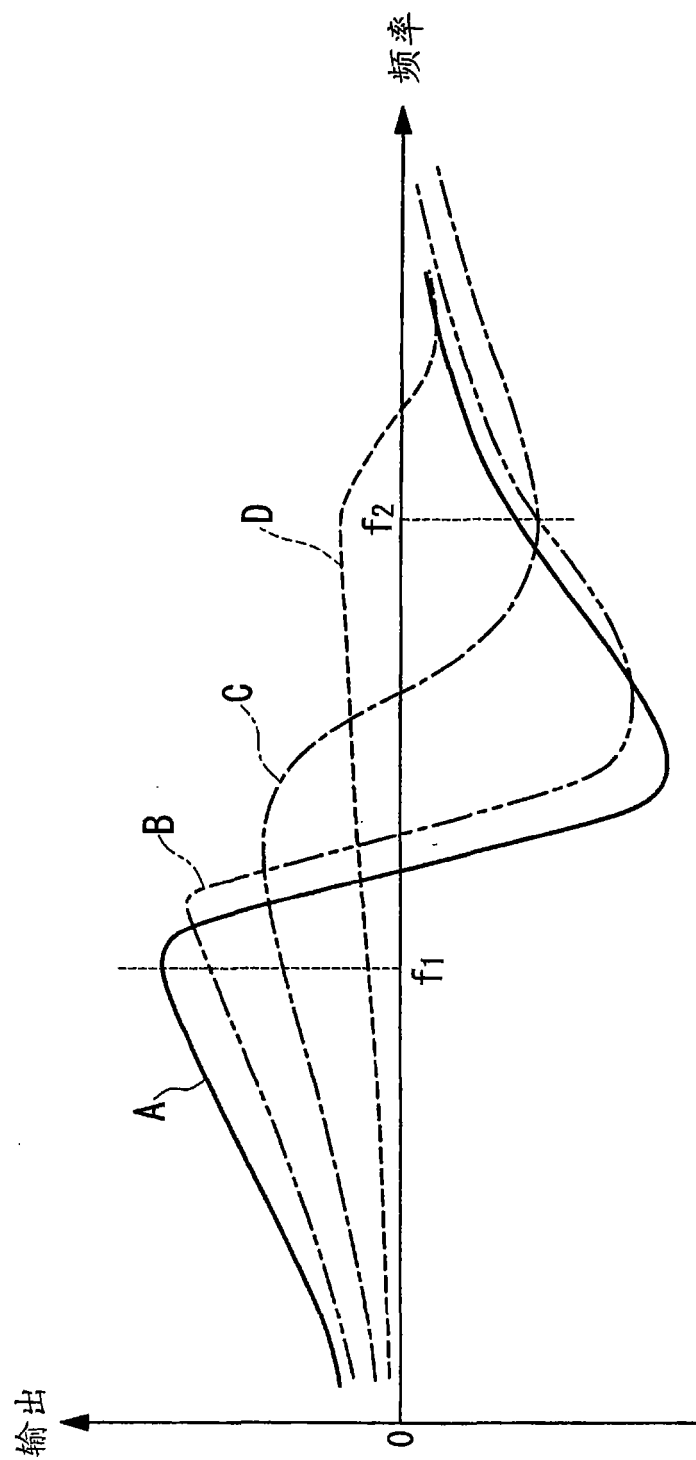


图 25

专利名称(译)	医疗装置的位置检测系统、医疗装置引导系统及医疗装置的位置检测方法		
公开(公告)号	CN101316545A	公开(公告)日	2008-12-03
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	A61B1/00158 A61B1/041 A61B2019/2261 A61B5/7232 A61B5/06 A61B5/062 A61B2034/732		
优先权	2005349178 2005-12-02 JP		
其他公开文献	CN101316545B		
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。

