



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101242779 B

(45) 授权公告日 2010. 12. 08

(21) 申请号 200680030418. 0

A61B 5/07(2006. 01)

(22) 申请日 2006. 08. 16

A61B 5/06(2006. 01)

(30) 优先权数据

242359/2005 2005. 08. 24 JP

(56) 对比文件

JP 特开平 6-285044 A, 1994. 10. 11, 说明书第 [0007], [0018] 段、图 1-5, 9.

(85) PCT 申请进入国家阶段日

2008. 02. 21

JP 特开 2001-27676 A, 2001. 01. 30, 说明书第 [0009]-[0022] 段、图 1-2.

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/JP2006/316082 2006. 08. 16

JP 特开 2005-103091 A, 2005. 04. 21, 说明书第 [0010]-[0018] 段、图 1-2.

(87) PCT 申请的公布数据

W02007/023716 JA 2007. 03. 01

审查员 王婷

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 木村敦志 内山昭夫 佐藤良次

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所 (普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

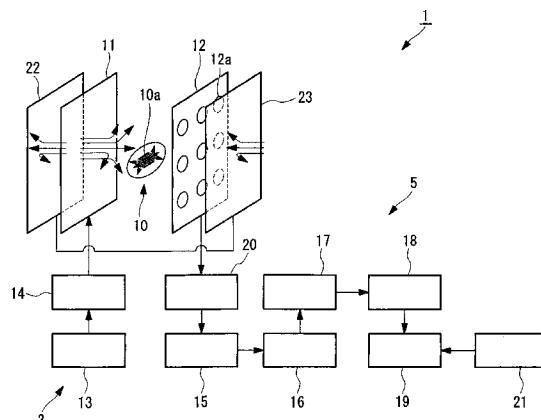
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 8 页

(54) 发明名称

位置检测装置及医疗装置位置检测系统

(57) 摘要

本发明提供位置检测装置及医疗装置位置检测系统。该位置检测装置及医疗装置位置检测系统可以将位置检测装置的放大度设定得较高, 谋求提高位置检测精度。其特征在于, 该位置检测装置包括电路、第 1 磁场产生部 (11)、磁场检测部 (5、12) 和第 2 磁场产生部 (23); 上述电路包括装配于检测体 (10) 内部、至少为 1 个的内置线圈 (10a); 上述第 1 磁场产生部 (11) 在内置线圈 (10a) 的配置区域形成第 1 磁场; 上述磁场检测部 (5、12) 对由内置线圈 (10a) 利用第 1 磁场产生的感应磁场进行检测; 上述第 2 磁场产生部 (23) 生成与第 1 磁场的相位大致相反的第 2 磁场。



1. 一种位置检测装置,其中,

该位置检测装置包括:

电路,包括装配于检测体内部、至少为1个的内置线圈;

第1磁场产生部,产生第1磁场;

磁场检测部,对由上述内置线圈利用上述第1磁场产生的感应磁场进行检测;

第2磁场产生部,产生相位与上述第1磁场的相位大致相反的第2磁场,

上述第2磁场产生部包括:

互感磁场产生线圈,配置于上述第1磁场产生部附近,并且利用上述第1磁场产生互感磁场;

第2磁场产生线圈,配置于上述磁场检测部附近;

上述互感磁场产生线圈与上述第2磁场产生线圈串联电连接。

2. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其中,

在上述第2磁场产生部设有移动机构,该移动机构使上述互感磁场产生线圈或者上述第2磁场产生线圈中的至少一方的配置位置移动。

3. 根据权利要求2所述的位置检测装置,其中,

上述移动机构使上述互感磁场产生线圈的配置位置移动,从而使自上述磁场检测部输出的、上述第1磁场与上述第2磁场的合成磁场的磁场强度信号的强度最小。

4. 根据权利要求2所述的位置检测装置,其中,

上述移动机构使上述第2磁场产生线圈的配置位置移动,从而使自上述磁场检测部输出的、上述第1磁场与上述第2磁场的合成磁场的磁场强度信号的强度最小。

5. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其中,

上述第2磁场产生部还具有相位调整部、第2磁场产生线圈驱动部;上述相位调整部利用磁场产生用信号生成与该磁场产生用信号相位大致相反的信号;上述第2磁场产生线圈驱动部将该上述相位调整部产生的信号放大;

上述第2磁场产生线圈利用放大后的信号产生第2磁场。

6. 根据权利要求5所述的位置检测装置,其中,

上述第2磁场产生线圈驱动部根据自上述磁场检测部输出的磁场强度信号来调整上述第2磁场的强度,从而使从上述磁场检测部输出的磁场强度信号强度最小。

7. 根据权利要求1~6中任一项所述的位置检测装置,其中,

设置有显示自上述磁场检测部输出的磁场强度信号的显示部。

8. 一种医疗装置位置检测系统,其中,

该医疗装置位置检测系统包括:

医疗装置,包括电路和磁铁,该电路包括至少1个内置线圈;

第1磁场产生部,产生第1磁场;

磁场检测部,对在上述内置线圈处利用上述第1磁场激励的感应磁场进行检测;

第2磁场产生部,产生相位与上述第1磁场的相位大致相反的第2磁场,

上述第2磁场产生部中还产生第3磁场,该第3磁场作用于上述磁铁而控制上述医疗装置的位置姿态。

9. 一种位置检测装置,其中,

该位置检测装置包括：

电路，包括装配于检测体内部、至少为 1 个的内置线圈；

第 1 磁场产生部，产生第 1 磁场；

磁场检测部，对由上述内置线圈利用上述第 1 磁场产生的感应磁场进行检测；

第 2 磁场产生部，产生相位与上述第 1 磁场的相位大致相反的第 2 磁场，

上述磁场检测部和上述第 2 磁场产生部配置于大致同一平面上，并且该磁场检测部位于上述第 2 磁场产生部的内侧，

或者，

上述互感磁场产生线圈和上述第 1 磁场产生部配置于大致同一平面上，并且该互感磁场产生线圈位于上述第 1 磁场产生部的内侧。

10. 根据权利要求 1 所述的位置检测装置，其中，

上述检测体是胶囊型医疗装置。

11. 根据权利要求 10 所述的位置检测装置，其中，

上述胶囊型医疗装置具有收容用于给被检者服用的药剂的容器。

12. 根据权利要求 1 所述的位置检测装置，其中，

上述检测体是管状医疗装置。

13. 根据权利要求 12 所述的位置检测装置，其中，

上述管状医疗装置是导管或内窥镜。

14. 根据权利要求 12 所述的位置检测装置，其中，

上述内置线圈设于上述管状医疗装置的大致前端。

15. 根据权利要求 12 所述的位置检测装置，其中，

上述内置线圈设于上述管状医疗装置的中段部位。

16. 根据权利要求 2 所述的位置检测装置，其中，

上述移动机构具有一对移动导轨、和配置成可在上述一对移动导轨上滑动的支承部。

17. 根据权利要求 16 所述的位置检测装置，其中，

上述移动导轨被配置成与磁场检测部的表面大致垂直。

18. 一种位置检测装置，其中，

该位置检测装置包括：

电路，包括装配于检测体内部、至少为 1 个的内置线圈；

第 1 磁场产生部，产生第 1 磁场；

磁场检测部，对由上述内置线圈利用上述第 1 磁场产生的感应磁场进行检测；

第 2 磁场产生部，产生相位与上述第 1 磁场的相位大致相反的第 2 磁场，

上述第 2 磁场产生部还具有相位调整部、第 2 磁场产生线圈驱动部；上述相位调整部利用磁场产生用信号生成与该磁场产生用信号相位大致相反的信号；上述第 2 磁场产生线圈驱动部将该上述相位调整部产生的信号放大；

上述相位调整部基于自上述磁场检测部输出的磁场强度信号来调整反相信号的相位，以使其信号强度最小，

上述相位调整部一边使上述反相信号的相位发生变化一边进行输出，具有使由上述磁场检测部检测出的信号强度与上述反相信号的相位相关联来存储该信号强度的存储器，基

于上述存储器所存储的信息来调整上述反相信号的相位，

上述第 2 磁场产生线圈驱动部一边使上述第 2 磁场强度发生变化一边进行输出，具有使由上述磁场检测部检测出的信号强度与上述第 2 磁场强度相关联来存储该信号强度的存储器，基于上述存储器所存储的信息来调整上述第 2 磁场强度。

19. 根据权利要求 10 所述的位置检测装置，其中，

上述胶囊型医疗装置具有摄像装置。

20. 根据权利要求 8 所述的医疗装置位置检测系统，其中，

上述医疗装置是管状医疗装置。

21. 根据权利要求 20 所述的医疗装置位置检测系统，其中，

上述管状医疗装置是导管或内窥镜。

22. 根据权利要求 20 所述的医疗装置位置检测系统，其中，

上述内置线圈设于上述管状医疗装置的大致前端。

23. 根据权利要求 20 所述的医疗装置位置检测系统，其中，

上述内置线圈设于上述管状医疗装置的中段部位。

位置检测装置及医疗装置位置检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及位置检测装置及医疗装置位置检测系统。

背景技术

[0002] 近年来,面向实用化,研究开发出一种以吞入型的胶囊型内窥镜等为代表的胶囊型医疗装置(检测体),该胶囊型内窥镜被被检者等被检体吞入而从体腔管路内通过,可获得目标位置的体腔管路内的图像。

[0003] 为了将这样的胶囊型医疗装置诱导至体腔管路内的规定位置,现在,需要一种检测胶囊型医疗装置处于体腔管路内的哪个位置、并诱导胶囊型医疗装置的方法。

[0004] 作为诱导胶囊型医疗装置的方法,公知有这样的方法:在胶囊型医疗装置内搭载磁铁,从外部施加磁场,从而控制胶囊型医疗装置的位置等。

[0005] 另一方面,作为检测胶囊型医疗装置的位置的方法,公知有磁性位置检测方法。作为磁性位置检测方法,公知有这样的技术:从外部对内置有线圈的检测体施加磁场,利用外部的磁性传感器检测因其感应电动势而产生的磁场,从而指定检测体的位置(例如,参照专利文献1及非专利文献1)。

[0006] 专利文献1:日本特开平6-285044号公报

[0007] 非专利文献1:德永、炉、薮上、河野、丰田、小泽、岡崎、荒井,“使用LC共振式磁标识别器的高精度位置检测系统”日本应用磁学会志,2005年,29, p. 153-156

[0008] 在上述专利文献1中,公开有这样的技术:在外部配置具有3个3根轴正交的磁场产生用线圈的大致长方体状的磁场源,并且,在医疗用胶囊内配置同样的具有3个3根轴正交的磁场接收用线圈的磁场检测线圈。采用该技术,可以利用由磁场源产生的交变磁场,在磁场检测线圈中产生感应电流,根据产生的感应电流检测磁场检测线圈的位置、即医疗用胶囊的位置。

[0009] 但是,在上述技术中,由磁场源产生的交变磁场的强度与在磁场检测线圈中产生的感应电流的强度成比例关系。因此存在这样的问题:为了提高检测效率,需要将交变磁场的强度提高相对应的量。

[0010] 另一方面,在非专利文献1中,公开有这样的位置检测系统,即,具有产生交变磁场的励磁线圈、受到交变磁场的影响而产生感应磁场的LC共振式磁标识别器、和检测感应磁场的检测线圈。采用该位置检测系统,由于LC共振式磁标识别器是利用附加电容、寄生电容等以规定频率产生共振,因此,通过使上述交变磁场的频率为上述规定频率,与除此之外的频率的情况相比,可以大幅度地增大感应磁场的强度,提高检测效率。

[0011] 但是,在上述非专利文献1中的系统的情况下,检测线圈不仅捕捉LC共振式磁标识别器产生的感应磁场,也捕捉励磁线圈产生的交变磁场。

[0012] 可知,与上述交变磁场相比,原本想检测的感应磁场是微弱的磁场,因此在位置检测过程中,通过预先去除在无感应磁场的状态下测定的交变磁场,来检测感应磁场。

[0013] 例如,在利用模拟-数字转换器(以下,称作AD转换器)将检测的交变磁场等模

拟信号转换为数字信号之后进行该操作。检测线圈捕捉到的模拟信号经过放大过程,被输入到AD转换器中,如上所述,在自检测线圈输出的模拟信号中含有的上述交变磁场的信号多于感应磁场的信号。

[0014] 因此,在使感应磁场的信号放大至足够用于进行位置检测的程度时(要提高放大器的增益时),存在放大器饱和的隐患。结果,存在无法使感应磁场的信号放大至足够的程度这样的问题。

[0015] 通常,上述放大器的放大度的设定存在这样的问题:为了根据上述交变磁场的强度设定为使放大器不饱和,将感应磁场的信号的放大度抑制得较低,会牺牲LC共振式磁标识器的位置检测精度,即位置检测系统的位置检测精度。

发明内容

[0016] 本发明即是鉴于上述问题而做成的,其目的在于提供可以将位置检测装置的放大度设定得较高,谋求提高位置检测精度的位置检测装置及医疗装置位置检测系统。

[0017] 为了达到上述目的,本发明提供以下方案。

[0018] 本发明的第1方式提供的位置检测装置包括电路、第1磁场产生部、磁场检测部和第2磁场产生部;上述电路包括装配于检测体内部、至少为1个的内置线圈;上述第1磁场产生部在上述内置线圈的配置区域形成第1磁场;上述磁场检测部对由上述内置线圈利用上述第1磁场产生的感应磁场进行检测;上述第2磁场产生部生成与上述第1磁场的相位大致相反的第2磁场。

[0019] 采用本发明的第1方式,可以利用由第2磁场产生部产生的与第1磁场的相位大致相反的第2磁场,在磁场检测部的位置抵消第1磁场。即,可以使磁场检测部捕捉的第1磁场与第2磁场的合成磁场的强度最小(例如大致为零),磁场检测部可以仅捕捉上述感应磁场。

[0020] 因此,例如将来自磁场检测部的输出放大时,可以根据上述感应磁场的输出将放大度设定得较高,从而可以谋求提高检测体的位置检测精度。

[0021] 另外,通过将第2磁场产生部配置在磁场检测部附近,可以易于在磁场检测部的位置抵消第2磁场。

[0022] 在上述发明中,优选是,上述第2磁场产生部包括互感磁场产生线圈和第2磁场产生线圈;上述互感磁场产生线圈配置于上述第1磁场产生部附近,并且利用上述第1磁场产生互感磁场;上述第2磁场产生线圈配置于上述磁场检测部附近;上述互感磁场产生线圈与上述第2磁场产生线圈串联电连接。

[0023] 通过这样地构成,配置于第1磁场产生部附近的互感磁场产生线圈受到由第1磁场产生部产生的第1磁场的影响,产生作为第2磁场的互感磁场。该互感磁场成为与第1磁场的相位大致相反的磁场。此时,由于配置于磁场检测部附近的第2磁场产生线圈也与互感磁场产生线圈串联电连接,因此,在该第2磁场产生线圈上也产生与第1磁场的相位大致相反的第2磁场。结果,可以利用简单的构造产生与第1磁场的相位大致相反的第2磁场,并且,可以在磁场检测部的位置增大第2磁场的强度。因此,可以更加可靠地在磁场检测部的位置抵消第1磁场。

[0024] 在上述发明中,优选是这样的构造,即,在上述第2磁场产生部设有移动机构,该

移动机构使上述互感磁场产生线圈或者上述第 2 磁场产生线圈中的至少一方的配置位置移动。

[0025] 通过这样地构成,设置可使互感磁场产生线圈或者第 2 磁场产生线圈(以下,称作互感磁场产生线圈等)中的至少一方的配置位置移动的移动机构,调整互感磁场产生线圈等的配置位置,从而可以调整磁场检测部的位置处的第 2 磁场的强度。

[0026] 在上述发明中,优选是,上述移动机构使上述互感磁场产生线圈的配置位置移动,从而使自上述磁场检测部输出的上述第 1 磁场与上述第 2 磁场的合成磁场的磁场强度信号的强度最小。

[0027] 通过这样地构成,由于利用移动机构将互感磁场产生线圈的配置位置调整为使上述合成磁场的磁场强度信号的强度最小,因此,可以使磁场检测部的位置处的第 1 磁场与第 2 磁场的合成磁场的强度最小。

[0028] 在上述发明中,优选是,上述移动机构使上述第 2 磁场产生线圈的配置位置移动,从而使自上述磁场检测部输出的上述第 1 磁场与上述第 2 磁场的合成磁场的磁场强度信号的强度最小。

[0029] 通过这样地构成,由于利用移动机构将第 2 磁场产生线圈的配置位置调整为使上述合成磁场的磁场强度信号的强度最小,因此,可以使磁场检测部的位置处的第 1 磁场与第 2 磁场的合成磁场的强度最小。

[0030] 在上述发明中,优选是,上述第 2 磁场产生部由相位调整部、第 2 磁场产生线圈驱动部和第 2 磁场产生线圈构成;上述相位调整部利用磁场产生用信号生成与该磁场产生用信号相位大致相反的信号;上述第 2 磁场产生线圈驱动部将该相位调整部产生的信号放大;上述第 2 磁场产生线圈配置于上述磁场检测部附近,利用放大后的信号形成第 2 磁场。

[0031] 通过这样地构成,由于作为构成要素之一包括由磁场产生用信号生成与其相位大致相反的信号的相位调整部,因此可以更加可靠地产生与第 1 磁场的相位大致相反的第 2 磁场,由于作为构成要素之一包括将上述反相信号放大的第 2 磁场产生线圈驱动部,因此能以规定的磁场强度产生第 2 磁场。因此,可以产生可以更加可靠地抵消第 1 磁场的第 2 磁场。

[0032] 在上述发明中,优选是,上述第 2 磁场产生部由相位调整部、第 2 磁场产生线圈驱动部和第 2 磁场产生线圈构成;上述相位调整部由磁场产生用信号生成与其相位大致相反的信号;上述第 2 磁场产生线圈驱动部将该信号放大;上述第 2 磁场产生线圈配置于上述磁场传感器附近,利用放大后的信号形成第 2 磁场;上述第 2 磁场产生线圈驱动部根据自上述磁场检测部输出的磁场强度信号来调整上述第 2 磁场的强度,从而使从上述磁场检测部输出的磁场强度信号强度最小。

[0033] 通过这样地构成,由于根据上述磁场强度信号来调整第 2 磁场的强度,以使磁场强度信号最小,因此,可以使磁场检测部的位置处的第 1 磁场与第 2 磁场的合成磁场的强度最小。

[0034] 在上述发明中,优选是,设有显示自上述磁场检测部输出的磁场强度信号的显示部。

[0035] 通过这样地构成,可以通过显示部逐次确认自磁场传感器输出的磁场强度信号。

[0036] 本发明的第 2 方式提供的医疗装置位置检测系统包括医疗装置、第 1 磁场产生部、

磁场检测部和第 2 磁场产生部；上述医疗装置包括电路和磁铁，该电路包括至少 1 个内置线圈；上述第 1 磁场产生部在上述内置线圈的配置区域形成第 1 磁场；上述磁场检测部对在上述内置线圈处利用上述第 1 磁场激励的感应磁场进行检测；上述第 2 磁场产生部产生第 2 磁场和第 3 磁场，该第 2 磁场与上述第 1 磁场的相位大致相反，该第 3 磁场作用于上述磁铁而诱导上述医疗装置。

[0037] 采用本发明的第 2 方式，由于可以通过使第 3 磁场作用于磁铁来诱导医疗装置，因此，可以在确认医疗装置的位置的同时、向规定位置诱导医疗装置。

[0038] 并且，由于第 2 磁场的相位与第 1 磁场的相位大致相反，因此，可以在磁场检测部的位置处抵消第 1 磁场。即，可以使磁场检测部捕捉的第 1 磁场与第 2 磁场的合成磁场的强度最小（例如大致为零），磁场检测部可以仅捕捉上述感应磁场，从而可以谋求提高位置检测精度。

[0039] 采用本发明的位置检测装置及医疗装置位置检测系统，可以起到这样的效果：由于可以利用由反相磁场产生装置产生的与上述交变磁场的相位大致相反的反相磁场，在磁场传感器的位置处抵消上述交变磁场，因此，例如将来自磁场传感器的输出放大时，可以根据上述感应磁场的输出将放大度设定得较高，从而可以谋求提高检测体的位置检测精度。

[0040] 另外，通过将反相磁场产生装置配置在磁场传感器附近，可以易于在磁场传感器的位置处抵消上述交变磁场，因此，可以起到将位置检测装置的放大度设定得较高，易于谋求提高位置检测精度这样的效果。

附图说明

[0041] 图 1 是概略说明本发明的第 1 实施方式的位置检测装置的示意图。

[0042] 图 2 是对由图 1 的结合线圈和反相磁场线圈构成的电路构造进行说明的电路图。

[0043] 图 3 是对图 1 的结合线圈和磁场产生线圈的其他配置关系、以及反相磁场产生线圈与磁场传感器的其他配置关系进行说明的图。

[0044] 图 4 是从位置测定装置的侧面看图 1 中的磁场强度分布的图。

[0045] 图 5 是概略说明本发明的第 2 实施方式的位置检测装置的示意图。

[0046] 图 6 是概略说明本发明的第 3 实施方式的位置检测装置的示意图。

[0047] 图 7 是概略说明本发明的第 4 实施方式的位置检测装置的示意图。

[0048] 图 8 是表示本发明的第 5 实施方式的位置检测装置的概略构造的示意图。

[0049] 图 9 是说明图 8 的诱导用磁场产生线圈的概略构造的框图。

[0050] 图 10 是对图 9 的诱导用磁场产生线圈与诱导用磁场产生线圈驱动部的连接进行说明的电路图。

具体实施方式

[0051] 位置检测装置

[0052] 第 1 实施方式

[0053] 下面，参照图 1～图 4 说明本发明的位置检测装置的第 1 实施方式。

[0054] 图 1 是概略说明本实施方式的位置检测装置的示意图。

[0055] 如图 1 所示，位置检测装置 1 主要由磁场产生线圈（第 1 磁场产生部）11、磁场传

感器(磁场检测部)12、驱动部3、检测部(磁场检测部)5、反相磁场产生线圈(第2磁场产生部、第2磁场产生线圈)23和结合线圈(第2磁场产生部、互感磁场产生线圈)22构成；上述磁场产生线圈11产生交变磁场(第1磁场)；上述磁场传感器12对搭载于检测体10的内置线圈10a产生的感应磁场进行检测；上述驱动部3驱动控制磁场产生线圈11；上述检测部5对自磁场传感器12输出的信号进行处理；上述反相磁场产生线圈23产生反相磁场(第2磁场)；上述结合线圈22与反相磁场产生线圈23电结合。

[0056] 作为检测体10，可以例示出被投入到被检者等的体内来进行医疗行为的胶囊型医疗装置等。

[0057] 如图1所示，在检测体10内，构成具有内置线圈10a和规定容量的电容器(未图示)的检测体闭合电路(未图示)，设有以规定的频率产生共振的LC型共振电路。

[0058] 另外，既可以如上述那样地将LC型共振电路用作检测体闭合电路，也可在可以由内置线圈10a的寄生电容来实现规定的共振频率的情况下，仅利用两端开口的内置线圈10a形成检测体闭合电路。

[0059] 磁场产生线圈11由形成为大致平面状的线圈构成，与驱动部3电连接。

[0060] 驱动部3主要由信号产生部13和磁场产生线圈驱动部14构成；上述信号产生部13输出由磁场产生线圈11产生的交变磁场的频率的交流信号；上述磁场产生线圈驱动部14将自信号产生部13输入的交流信号放大，驱动磁场产生线圈11。

[0061] 磁场传感器12由配置于大致表面上的多个检测线圈12a构成，各检测线圈12a与检测部5电连接。另外，磁场传感器12与磁场产生线圈11相面对地配置，在磁场传感器12与磁场产生线圈11之间配置有检测体10。

[0062] 检测部5主要由滤波器15、放大器16、直流转换部17、AD转换器18和CPU19构成；上述滤波器15阻断来自检测线圈12a的输出信号(磁场强度信号)中含有的不需要的频率成分；上述放大器16将被阻断了不需要成分后的输出信号放大；上述直流转换部17将放大后的输出信号从交流信号转换为直流信号；上述AD转换器18将被转换为直流的输出信号从模拟信号转换为数字信号；上述CPU19根据被转换为数字信号的输出信号进行运算处理。

[0063] 另外，在检测体10的周围配置有多个磁场传感器12的情况下，在磁场传感器12与滤波器15之间设有从全部的检测线圈12a的输出信号中选择规定的检测线圈12a的输出信号的磁场传感器切换部20。通过设置磁场传感器切换部20，可以只选择位置检测所需要的检测线圈12a的输出信号，来降低对CPU19的运算负荷。作为位置检测所需要的输出信号，可以例示出信号强度强的输出信号、来自处于与检测体10距离较近的位置的检测线圈12a的输出信号等。

[0064] 保存有在未配置检测体10的状态下获得的输出信号的存储器21连接于CPU19。通过配置存储器21，易于从在配置有检测体10的状态下获得的输出信号中去除在未配置检测体10的状态下获得的输出信号。因此，可以容易地仅检测由检测体10的内置线圈10a产生的感应磁场中的输出信号。

[0065] 另外，作为直流转换部17，可以例示RMS转换器等，但并不限于此，可以使用公知的交流-直流转换器。

[0066] 图2是对由图1的结合线圈和反相磁场产生线圈构成的电路构造进行说明的电路

图。

[0067] 如图1及图2所示,结合线圈22由形成为大致平面状的线圈构成,并且,与反相磁场产生线圈23电连接而构成闭合电路。另外,如图1所示,结合线圈22与磁场产生线圈11相面对地配置,并且配置在其附近等,从而与磁场产生线圈11磁性结合。并且,结合线圈22以相对于磁场产生线圈11位于与检测体10相反一侧的方式配置。

[0068] 如图1及图2所示,反相磁场产生线圈23由形成为大致平面状的线圈构成,并且,与结合线圈22串联电连接而构成闭合电路。另外,如图1所示,反相磁场产生线圈23与磁场传感器12相面对地配置,并且配置在其附近。并且,反相磁场产生线圈23以在该反相磁场产生线圈23与检测体10之间相对于磁场传感器12位于与检测体10相反一侧的方式配置。

[0069] 另外,结合线圈22与磁场产生线圈11、或者反相磁场产生线圈23与磁场传感器12的位置关系也可以调换。另外,如图3所示,在结合线圈22为空心、且可在其内部配置磁场产生线圈11的形状的情况下,也可以将结合线圈22与磁场产生线圈11配置在大致同一平面上。另外,在反相磁场产生线圈23为空心、且可在其内部配置磁场传感器12的形状的情况下,也可以将反相磁场产生线圈23与磁场传感器12配置在大致同一平面上。

[0070] 接着,对由上述构造构成的位置检测装置1的作用进行说明。

[0071] 如图1所示,首先,在驱动部3中,信号产生部13生成规定频率的交流信号,交流信号被输出到磁场产生线圈驱动部14。磁场产生线圈驱动部14将输入的交流信号放大至规定的强度,放大后的交流信号被输出到磁场产生线圈11。磁场产生线圈11通过供给放大的交流信号,在其周围形成交变磁场。

[0072] 在上述交变磁场的磁通通过检测体10时,在具有搭载于检测体10内部的内置线圈10a的检测体闭合电路中诱发规定频率的共振电流。在检测体闭合电路中诱发共振电流时,内置线圈10a利用共振电流在其周围形成规定频率的感应磁场。

[0073] 由于在磁场传感器12的检测线圈12a中通过由上述交变磁场及感应磁场生成的磁通,因此,检测线圈12a捕捉会聚两磁场的磁通而成的磁通,产生根据通过的磁通的变化而变化的感应电流、即输出信号。检测线圈12a的输出信号被朝向检测部5输出。

[0074] 在检测部5中,输入的输出信号最初被输入到磁场传感器切换部20。磁场传感器切换部20仅使检测体10的位置检测所使用的输出信号通过,切断其他的输出信号。

[0075] 作为输出信号的选择方法,可以例示选择信号强度较强的输出信号、或来自位于与检测体10距离较近的位置的检测线圈12a的输出信号等的方法。

[0076] 另外,如上所述,也可以在磁场传感器12与滤波器15之间配置磁场传感器切换部20,只选择位置检测所使用的输出信号。也可以通过切换磁场传感器切换部20与多个检测线圈12a的连接,来分时段地向检测部5输入来自全部检测线圈12a的输出信号。另外,也可以将从滤波器15到AD转换器18的各个系统连接于多个检测线圈12a,从而不必使用磁场传感器切换部20,可以不进行选择输出信号,并没有特别的限定。

[0077] 将选出的输出信号输入到滤波器15,去除输出信号中位置检测不使用的频率成分、例如低频成分等。将去除了不需要成分后的输出信号输入到放大器16,使其放大为适合后级的AD转换器18的输入程度。

[0078] 将放大后的输出信号输入到直流转换部17,使作为交流信号的输出信号转换为直

流信号。之后,将输出信号输入到 AD 转换器 18,使作为模拟信号的输出信号转换为数字信号。

[0079] 将转换为数字信号后的输出信号输入到 CPU19。另一方面,从连接于 CPU19 的存储器 21 将在未配置检测体 10 的状态下获得的输出信号输入到 CPU19。

[0080] 在 CPU19 中,通过运算输入的两输出信号的差分,求得感应磁场的输出信号,根据得到的感应磁场的输出信号,来进行用于指定内置线圈 10a 的位置、即检测体 10 的位置的运算。用于指定位置的运算可以使用公知的运算方法,并没有特别的限定。

[0081] 接着,对本发明的特征部分、即结合线圈 22 及反相磁场产生线圈 23 的作用进行说明。

[0082] 由于结合线圈 22 以与磁场产生线圈 11 磁性结合的方式配置,因此,由磁场产生线圈 11 形成的交变磁场的磁通通过结合 线圈 22。在交变磁场的磁场强度发生变动时,在结合线圈 22 中产生抵消该磁场强度变动方向的磁场、即产生形成相位与上述交变磁场的相位相反的反相磁场的感应电动势。

[0083] 由于结合线圈 22 与反相磁场产生线圈 23 形成了串联电连接的闭合电路,因此,在反相磁场产生线圈 23 中也流通有基于由结合线圈 22 产生的感应电动势的感应电流。

[0084] 上述感应电流在反相磁场产生线圈 23 中流通时,在反相磁场产生线圈的周围形成上述反相磁场。

[0085] 在此,对磁场产生线圈 11、结合线圈 22 及反相磁场产生线圈 23 形成的磁场强度的分布进行说明。

[0086] 图 4 是从位置测定装置 1 的侧面看图 1 中的磁场强度分布的图。

[0087] 如图 4 中的虚线 A 所示,磁场产生线圈 11 形成的交变磁场的强度分布为,在磁场产生线圈 11 的位置 L11 处,磁场强度最高,随着远离 L11,磁场强度衰减。

[0088] 如图 4 中的点划线 B 所示,结合线圈 22 及反相磁场产生线圈 23 形成的反相磁场的强度分布为,在结合线圈 22 的位置 L22 与反相磁场产生线圈 23 的位置 L23 之间,磁场强度最高,随着远离 L22 及 L23(图 4 中 L22 的左侧及 L23 的右侧),磁场强度衰减。如图 4 所示,反相磁场的强度小于交变磁场的强度,其相位与交变磁场的相位大致相反。

[0089] 如图 4 中的实线 C 所示,上述交变磁场与反相磁场的合成磁场的强度分布为,在磁场产生线圈 11 的位置 L11 处,磁场强度最高,在相对于反相磁场产生线圈 23 的位置 L23 位于结合线圈 22 一侧的磁场传感器 12 的位置 L12 处,磁场强度大致为零。这是由于反相磁场的相位与交变磁场的相位相反而互相抵消。

[0090] 因此,在相对于位置 L12 靠近磁场产生线圈 11 的位置 L11 一侧,合成磁场的相位与交变磁场的相位相同,在靠近反相磁场产生线圈 23 的位置 L23 一侧,合成磁场的相位与交变磁场的相位相同。

[0091] 另外,结合线圈 22 的位置 L22 ~ 反相磁场产生线圈 23 的位置 L23,可以通过预先测定合成磁场强度而使磁场传感器 12 的输出最小或大致为零的方式决定,也可以通过观测磁场传感器 12 的输出而使该输出最小或为零的方式来决定,并没有特别的限定。

[0092] 采用上述构造,可以利用由结合线圈 22 及反相磁场产生线圈 23 产生的上述反相磁场,在磁场传感器 12 的位置抵消上述交变磁场。即,如图 4 所示,由于可以使磁场传感器 12 的检测线圈 12a 捕捉的上述交变磁场与上述反相磁场的合成磁场的强度最小或大致为

零,因此,检测线圈 12a 可以仅捕捉上述感应磁场。

[0093] 因此,在放大器 16 中,将来自检测线圈 12a 的输出信号放大时,可以根据上述感应磁场的输出信号将放大度设定得较高,从而可以谋求提高检测体 10 的位置检测精度。

[0094] 另外,通过将反相磁场产生线圈 23 配置在磁场传感器 12 附近,可以易于在磁场传感器 12 的位置抵消上述交变磁场。

[0095] 通过将结合线圈 22 配置在磁场产生线圈 11 附近,并且使结合线圈 22 与磁场产生线圈磁性结合,可以在结合线圈 22 中产生感应电动势,该感应电动势形成相位与上述交变磁场的相位大致相反的反相磁场。通过进一步使用与结合线圈 22 串联电连接的反相磁场产生线圈 23,可以更加可靠地在磁场传感器 12 的位置抵消交变磁场。

[0096] 另外,可以如上所述配置产生反相磁场的专用线圈、即反相磁场产生线圈 23 等,而例如在如下情况下,即,包括用于诱导检测体 10 的磁场产生线圈,利用由该磁场产生线圈形成的磁场(第 3 磁场)来控制搭载于检测体 10 的磁铁的位置姿态,由此来控制检测体 10 的位置姿态,若用于控制该姿态的磁场产生线圈为图 2 所示的接线构造,则也可以将用于控制姿态的磁场产生线圈兼用作反相磁场产生装置。

[0097] 例如,若在亥姆霍兹条件下配置有对置线圈,连接有低阻抗的驱动装置,则可以发挥与第 1 实施方式同样的功能。

[0098] 另外,可以如上所述地在检测体 10 内仅搭载至少包含内置线圈 10a 的闭合电路,根据用途,也可以搭载由对被检者体腔内进行拍摄的 CCD、CMOS 构成的摄像部、收容有给被检者服用的药剂的容器等,来用作胶囊型医疗装置,并没有特别的限定。

[0099] 另外,也可以使检测体 10 为导管、内窥镜等管状医疗装置,在其大致前端、中段部位搭载包含内置线圈 10a 的闭合电路。

[0100] 第 2 实施方式

[0101] 接着,参照图 5 说明本发明的位置检测装置的第 2 实施方式。

[0102] 本实施方式的位置检测装置的基本构造与第 1 实施方式相同,但其反相磁场产生线圈周围的构造与第 1 实施方式的不同。因此,在本实施方式中,使用图 5 仅说明反相磁场产生线圈周围的构造,省略其他构成要件的说明。

[0103] 图 5 是概略说明本实施方式的位置检测装置的示意图。

[0104] 另外,对与第 1 实施方式相同的构成要件标注相同的附图标记,省略其说明。

[0105] 如图 5 所示,位置检测装置 101 主要由磁场产生线圈 11、磁场传感器 12、驱动部 3、检测部(磁场检测部)105、反相磁场产生线圈(第 2 磁场产生部、第 2 磁场产生线圈)123 和结合线圈(第 2 磁场产生部、互感磁场产生线圈)22 构成;上述磁场产生线圈 11 产生交变磁场;上述磁场传感器 12 对搭载于检测体 10 的内置线圈 10a 产生的感应磁场进行检测;上述驱动部 3 驱动控制磁场产生线圈 11;上述检测部 105 对自磁场传感器 12 输出的信号进行处理;上述反相磁场产生线圈 123 产生反相磁场;上述结合线圈 22 与反相磁场产生线圈 123 电结合。

[0106] 检测部 105 主要由滤波器 15、放大器 16、直流转换部 17、AD 转换器 18 和 CPU19 构成;上述滤波器 15 阻断来自检测线圈 12a 的输出信号中含有的不需要的频率成分;上述放大器 16 将被阻断了不需要成分后的输出信号放大;上述直流转换部 17 将放大后的输出信号从交流信号转换为直流信号;上述 AD 转换器 18 将被转换为直流的输出信号从模拟信号

转换为数字信号；上述 CPU19 根据被转换为数字信号的输出信号进行运算处理。

[0107] 另外，在检测体 10 的周围配置有多个磁场传感器 12 的情况下，在磁场传感器 12 与滤波器 15 之间设有从全部检测线圈 12a 的输出信号中选择规定的检测线圈 12a 的输出信号的磁场传感器切换部 20。

[0108] 保存有在未配置检测体 10 的状态下获得的输出信号的存储器 21、和以数值、图表等显示磁场传感器 12 所捕捉的磁场强度的显示部 124 连接于 CPU19。通过设置该显示部 124，可以逐次确认自磁场传感器 12 输出的磁场强度信号。

[0109] 如图 5 所示，反相磁场产生线圈 123 由形成为大致平面状的线圈构成，并且，与结合线圈 22 串联电连接而构成闭合电路。另外，如图 5 所示，反相磁场产生线圈 123 与磁场传感器 12 相面对地配置，并且，以使磁场传感器 12 位于其与检测体 10 之间的方式配置。

[0110] 另外，在反相磁场产生线圈 123 的下部配置有移动机构 125，该移动机构 125 以可使反相磁场产生线圈 123 接近、远离磁场传感器 12 的方式支承反相磁场产生线圈 123。移动机构 125 主要由一对移动导轨 125a 和支承部 125b 构成；上述移动导轨 125a 与磁场传感器 12 的面大致垂直地配置；上述支承部 125b 以可在移动导轨 125a 上滑动的方式配置。支承部 125b 通过把持反相磁场产生线圈 123 的下部来进行保持。

[0111] 另外，如上所述，将由移动导轨 125a 和支承部 125b 构成移动机构 125 的实施方式应用于本发明进行说明，但并不限定于移动导轨 125a 与支承部 125b 的组合，也可以使用其他的公知的可动机构。

[0112] 接着，对由上述构造构成的位置检测装置 101 的作用进行说明。

[0113] 由于从在检测体 10 的周围形成交变磁场、检测由内置线圈 10a 产生的感应磁场、到在 CPU19 中指定检测体 10 的位置为止与第 1 实施方式相同，因此省略其说明。

[0114] 将被输入到 CPU19 的合成磁场的输出信号输出到显示部 124。显示部 124 以数值、图表等显示输入的合成磁场的输出信号强度。

[0115] 反相磁场产生线圈 123 根据显示部 124 中显示的合成磁场的输出信号强度借助移动机构 125 调整位置，使该强度最小或大致为零。具体地讲，反相磁场产生线圈 123 与支承部 125b 一同在其中心轴线方向保持恒定的同时、在移动导轨 125a 上移动，从而使反相磁场产生线圈 123 接近、远离磁场传感器 12。

[0116] 采用上述构造，通过设置可以使反相磁场产生线圈 123 的配置位置移动的移动机构 125、调整反相磁场产生线圈 123 的配置位置，可以将磁场传感器 12 的位置处的合成磁场强度调整为最小或大致为零。

[0117] 由于根据显示部 124 中显示的合成磁场的输出信号来改变反相磁场产生线圈 123 的位置，使该输出信号最小或大致为零，因此，可以更加可靠地使磁场传感器 12 的位置上的合成磁场强度最小或大致为零。

[0118] 另外，可以如上所述地在反相磁场产生线圈 123 中具有移动机构 125，从而将反相磁场产生线圈 123 构成为可移动，也可以在结合线圈 22 中具有移动机构 125，从而将结合线圈 22 构成为可移动，也可以将结合线圈 22 及反相磁场产生线圈 123 两者构成为可移动，并没有特别的限定。

[0119] 第 3 实施方式

[0120] 接着，参照图 6 说明本发明的位置检测装置的第 3 实施方式。

[0121] 本实施方式的位置检测装置的基本构造与第 2 实施方式相同,但其反相磁场产生线圈周围的构造与第 2 实施方式的不同。因此,在本实施方式中,使用图 6 仅说明反相磁场产生线圈周围的构造,省略其他构成要件的说明。

[0122] 图 6 是概略说明本实施方式的位置检测装置的示意图。

[0123] 另外,对与第 2 实施方式相同的构成要件标注相同的附图标记,省略其说明。

[0124] 如图 6 所示,位置检测装置 201 主要由磁场产生线圈 11、磁场传感器 12、驱动部 3、检测部 105、反相磁场产生线圈(第 2 磁场产生部、第 2 磁场产生线圈)223 构成;上述磁场产生线圈 11 产生交变磁场;上述磁场传感器 12 对搭载于检测体 10 的内置线圈 10a 产生的感应磁场进行检测;上述驱动部 3 驱动控制磁场产生线圈 11;上述检测部 105 对自磁场传感器 12 输出的信号进行处理;上述反相磁场产生线圈 223 产生反相磁场。

[0125] 如图 6 所示,反相磁场产生线圈 223 由形成为大致平面状的线圈构成,并且,与控制部(第 2 磁场产生部)225 电连接。另外,如图 6 所示,反相磁场产生线圈 223 与磁场传感器 12 相面对地配置,并且,以使磁场传感器 12 位于其与检测体 10 之间的方式配置。

[0126] 控制部 225 主要由输入有信号产生部 13 的输出的相位调整部 226、和输入有相位调整部 226 的输出的反相磁场产生线圈驱动部(第 2 磁场产生线圈驱动部)227 构成。

[0127] 相位调整部 226 构成为,根据自信号产生部 13 输入的交流信号来生成相位大致反转的反相信号。反相磁场产生线圈驱动部 227 构成为可以使输入的反相信号放大、即放大度调整为规定的强度,放大后的反相信号被输出到反相磁场产生线圈 223。

[0128] 接着,对由上述构造构成的位置检测装置 201 的作用进行说明。

[0129] 由于从在检测体 10 的周围形成交变磁场、检测由内置线圈 10a 产生的感应磁场、到在 CPU19 中指定检测体 10 的位置为止与第 1 实施方式相同,因此省略其说明。

[0130] 将被输入到 CPU19 的合成磁场的输出信号输出到显示部 124。显示部 124 以数值、图表等显示输入的合成磁场的输出信号强度。

[0131] 反相磁场产生线圈驱动部 227 根据显示部 124 中显示的合成磁场的输出信号强度来调整放大度,使该强度最小或大致为零。在被供给到反相磁场产生线圈 223 的反相信号强度变化时,由反相磁场产生线圈 223 形成的反相磁场强度也会发生变化,因此,可以形成可抵消上述交变磁场的强度的反相磁场。

[0132] 采用上述构造,由于在相位调整部 226 中,由用于产生交变磁场的交流信号生成与其相位大致相反的反相信号,因此,可以更加可靠地产生与上述交变磁场的相位大致相反的反相磁场。另一方面,由于在反相磁场产生线圈驱动部 227 中以规定的放大度使上述反相信号放大,因此,可以在规定位置产生可抵消交变磁场的强度的反相磁场。因此,可以更加可靠地在磁场传感器 12 的位置产生抵消上述交变磁场的反相磁场。

[0133] 另外,通过将反相磁场产生线圈 223 配置在磁场传感器 12 附近,可以易于在磁场传感器 12 的位置抵消上述交变磁场。

[0134] 第 4 实施方式

[0135] 接着,参照图 7 说明本发明的位置检测装置的第 4 实施方式。

[0136] 本实施方式的位置检测装置的基本构造与第 3 实施方式相同,但其反相磁场产生线圈周围的构造与第 3 实施方式的不同。因此,在本实施方式中,使用图 7 仅说明反相磁场产生线圈周围的构造,省略其他构成要件的说明。

[0137] 图 7 是概略说明本实施方式的位置检测装置的示意图。

[0138] 另外,对与第 3 实施方式相同的构成要件标注相同的附图标记,省略其说明。

[0139] 如图 7 所示,位置检测装置 301 主要由磁场产生线圈 11、磁场传感器 12、驱动部 3、检测部(磁场检测部)305、反相磁场产生线圈(第 2 磁场产生部、第 2 磁场产生线圈)323 构成;上述磁场产生线圈 11 产生交变磁场;上述磁场传感器 12 对搭载于检测体 10 的内置线圈 10a 产生的感应磁场进行检测;上述驱动部 3 驱动控制磁场产生线圈 11;上述检测部 305 对自磁场传感器 12 输出的信号进行处理;上述反相磁场产生线圈 323 产生反相磁场。

[0140] 检测部 305 主要由滤波器 15、放大器 16、直流转换部 17、AD 转换器 18 和 CPU319 构成;上述滤波器 15 阻断来自检测线圈 12a 的输出信号中含有的不需要的频率成分;上述放大器 16 使被阻断了不需要成分后的输出信号放大;上述直流转换部 17 将放大后的输出信号从交流信号转换为直流信号;上述 AD 转换器 18 将被转换为直流的输出信号从模拟信号转换为数字信号;上述 CPU319 根据被转换为数字信号的输出信号进行运算处理。CPU319 构成为,可以对后述的相位调整部和反相磁场产生线圈驱动部输出控制信号。

[0141] 如图 7 所示,反相磁场产生线圈 323 由形成为大致平面状的线圈构成,并且,与控制部(第 2 磁场产生部)325 电连接。另外,如图 7 所示,反相磁场产生线圈 323 与磁场传感器 12 相面对地配置,并且,以使磁场传感器 12 位于其与检测体 10 之间的方式配置。

[0142] 控制部 325 主要由输入有信号产生部 13 的输出的相位调整部 326、和输入有相位调整部 326 的输出的反相磁场产生线圈驱动部(第 2 磁场产生线圈驱动部)327 构成。

[0143] 相位调整部 326 构成为,根据自信号产生部 13 输入的交流信号和自 CPU319 输入的控制信号来生成自上述交流信号的相位错开规定相位的反相信号。反相磁场产生线圈驱动部 327 构成为,可以根据自 CPU319 输入的控制信号使输入的反相信号放大、即放大度调整为规定的强度,放大后的反相信号向反相磁场产生线圈 323 输入。

[0144] 接着,对由上述构造构成的位置检测装置 301 的作用进行说明。

[0145] 在本实施方式中,首先,CPU319 对相位调整部 326 输出使生成的反相信号的相位错开大致 180° 的控制信号。另一方面,对反相磁场产生线圈驱动部 327 输出在每次测定时改变反相信号的放大度的控制信号。即,在改变反相磁场强度的同时,获得交变磁场与反相磁场的合成磁场的输出信号,存储于存储器 21。

[0146] CPU319 从通过改变放大度而获得的一连串的上述输出信号中选出信号强度最小的放大度,对反相磁场产生线圈驱动部 327 输出使反相信号以该放大度放大的控制信号。另一方面,对相位调整部 326 输出在每次测定时使反相信号的相位错位自 180° 稍稍产生变化的控制信号。即,在改变反相磁场相位的同时,获得上述合成磁场的输出信号,存储于存储器 21。

[0147] 然后,CPU319 从存储于存储器 21 的上述输出信号中选出信号强度最小的相位。

[0148] 之后,位置检测装置 301 使用这样的反相磁场,即,使具有利用上述程序求得的相位的反相信号以上述放大度放大,由该放大后的反相信号形成的反相磁场。

[0149] 另外,由于从在检测体 10 的周围形成交变磁场、检测由内置线圈 10a 产生的感应磁场、到将上述合成磁场的输出信号输入到 CPU319 中为止与第 1 实施方式相同,因此省略其说明。

[0150] 采用上述构造,利用 CPU319,可以实现对使磁场传感器 12 捕捉的上述合成磁场强

度最小或为零的相位调整部 326 及反相磁场产生线圈驱动部 327 进行设定。因此,与通过手动实现上述设定的情况相比,可以在更短的时间内实现上述设定。

[0151] 第 5 实施方式

[0152] 接着,参照图 8 ~ 图 10 说明本发明的位置检测装置的第 5 实施方式。

[0153] 本实施方式的医疗用磁性诱导、位置检测系统的基本构造与第 1 实施方式相同,但其感应磁场产生线圈周围的构造与第 1 实施方式的不同。因此,在本实施方式中,使用图 8 ~ 图 10 仅说明感应磁场产生线圈周围的构造,省略其他构成要件的说明。

[0154] 图 8 是表示本实施方式的位置检测装置的概略构造的示意 图。

[0155] 另外,对与第 1 实施方式相同的构成要件标注相同的附图标记,省略其说明。

[0156] 如图 8 所示,位置检测装置 401 主要由磁场产生线圈 11、磁场传感器 12 和诱导用磁场产生线圈 413A、413B、414A、414B、415A、415B 构成;上述磁场产生线圈 11 产生交变磁场;上述磁场传感器 12 对搭载于检测体 10 的内置线圈 10a 产生的感应磁场进行检测;上述诱导用磁场产生线圈 413A、413B、414A、414B、415A、415B 产生用于将检测体 10 诱导至体腔内的规定位置的诱导用磁场。

[0157] 在磁场产生线圈 11 上设有驱动控制磁场产生线圈 11 的驱动部 403,在磁场传感器 12 上设有对自磁场传感器 12 输出的信号进行处理的检测部 405。

[0158] 驱动部 403 主要由信号产生部 423 和磁场产生线圈驱动部 424 构成;上述信号产生部 423 输出由磁场产生线圈 11 产生的交变磁场的频率的交流信号;上述磁场产生线圈驱动部 424 使自信号产生部 423 输入的交流信号放大,驱动磁场产生线圈 11。

[0159] 检测部 405 主要由滤波器 425、放大器 426、直流转换部 427、AD 转换器 428、CPU429 和磁场传感器切换部 430 构成;上述滤波器 425 阻断来自检测线圈 12a 的输出信号中含有的不需要的频率成分;上述放大器 426 使被阻断了不需要成分后的输出信号放大;上述直流转换部 427 将放大后的输出信号从交流信号转换为直流信号;上述 AD 转换器 428 将被转换为直流的输出信号从模拟信号转换为数字信号;上述 CPU429 根据被转换为数字信号的输出信号进行运算处理;上述磁场传感器切换部 430 从全部的磁场传感器 12 的输出信号中选择规定的磁场传感器 12 的输出信号。

[0160] 保存有在未配置检测体 10 的状态下获得的输出信号的存储器 431 连接于 CPU429。通过配置存储器 431,易于从在配置有检测体 10 的状态下获得的输出信号中去除在未配置检测体 10 的状态下获得的输出信号。因此,可以容易地仅检测由检测体 10 的内置线圈 10a 产生的感应磁场的输出信号。

[0161] 另外,作为直流转换部 427,可以例示 RMS 转换器等,但并不限定于此,可以使用公知的交流 - 直流转换器。

[0162] 诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 相面对地配置,从而满足亥姆霍兹条件。因此,由诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 产生的磁场不存在空间的强度梯度,在感应范围内成为均匀的磁场。

[0163] 另外,诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 的各自中心轴线互相正交地配置,从而配置为在其内部形成长方体状的空间。如图 8 所示,长方体状的空间成为检测体 10 的工作空间。

[0164] 图 9 是说明图 8 的诱导用磁场产生线圈概略构造的框图。图 10 是对图 9 的诱导用磁场产生线圈与诱导用磁场产生线圈驱动部的连接进行说明的电路图。

[0165] 诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 各自串联电连接。

[0166] 另外,如图 9 及图 10 所示,诱导用磁场产生线圈驱动部 413C、414C、415C 分别电连接于诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B,从而可将来自诱导用磁场产生线圈驱动部 413C、414C、415C 分别输入到诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B。信号产生器 413D、414D、415D 分别电连接于诱导用磁场产生线圈驱动部 413C、414C、415C,从而可将来自信号产生器 413D、414D、415D 的信号输入到诱导用磁场产生线圈驱动部 413C、414C、415C,诱导控制部 416 电连接于信号产生器 413D、414D、415D,从而可将来自诱导控制部 416 的控制信号输入到信号产生器 413D、414D、415D。输入装置 417 电连接于诱导控制部 416,从而可将来自输入装置 417 的信号输入到诱导控制部 416。自外部向该输入装置 417 中输入有检测体 10 的诱导方向的指示。

[0167] 接着,对由上述构造构成的医疗用磁性诱导、位置检测系统 401 的作用进行说明。

[0168] 首先,对医疗用磁性诱导、位置检测系统 401 中的检测体 10 的位置检测的作用进行说明。

[0169] 如图 11 所示,在驱动部 403 中,信号产生部 423 生成规定频率的交流信号,交流信号被输出到磁场产生线圈驱动部 424。磁场产生线圈驱动部 424 使输入的交流信号放大至规定的强度,放大后的交流信号被输出到磁场产生线圈 11。磁场产生线圈 11 通过供给放大的交流信号,在其周围形成交变磁场。

[0170] 在上述交变磁场的磁通通过检测体 10 时,在具有搭载于检测体 10 内部的内置线圈 10a 的检测体闭合电路中诱发规定频率的共振电流。在检测体 10 的闭合电路中诱发共振电流时,内置线圈 10a 利用共振电流在其周围形成规定频率的感应磁场。

[0171] 由于在磁场传感器 12 中通过由上述交变磁场及感应磁场生成的磁通,因此,磁场传感器 12 捕捉会聚两磁场的磁通而成的磁通,产生根据通过的磁通的变化而变化的感应电流、即输出信号。磁场传感器 12 的输出信号被朝向检测部 405 输出。

[0172] 在检测部 405 中,输入的输出信号最初被输入到磁场传感器切换部 430。磁场传感器切换部 430 仅使检测体 10 的位置检测所使用的输出信号通过,切断其他的输出信号。

[0173] 作为输出信号的选择方法,可以例示选择信号强度较强的输出信号、或来自位于与检测体 10 距离较近的位置的磁场传感器 12 的输出信号等的方法。

[0174] 另外,如上所述,也可以在磁场传感器 12 与滤波器 425 之间配置磁场传感器切换部 430,只选择位置检测所使用的输出信号。也可以通过切换磁场传感器切换部 430 与多个磁场传感器 12 的连接,来分时段地向检测部 405 输入全部的来自磁场传感器 12 的输出信号。另外,也可以将从检测部 425 到 AD 转换器 428 的各个系统连接于多个磁场传感器 12,从而可以不必使用磁场传感器切换部 430,不必选择输出信号,并没有特别的限定。

[0175] 将选出的输出信号输入到滤波器 425,去除输出信号中位置检测不使用的频率成分、例如低频成分等。将去除了不需要成分后的输出信号输入到放大器 426,使其放大为适合后段的 AD 转换器 428 的输入程度。

[0176] 将放大后的输出信号输入到直流转换部 427, 使作为交流信号的输出信号转换为直流信号。之后, 将输出信号输入到AD转换器 428, 使作为模拟信号的输出信号转换为数字信号。

[0177] 将转换为数字信号后的输出信号输入到CPU429。另一方面, 将在未配置检测体 10 的状态下获得的输出信号从连接于CPU429 的存储器 431 输入到CPU429。

[0178] 在CPU429 中, 通过运算输入的两输出信号的差分, 求得 感应磁场的输出信号, 根据得到的感应磁场的输出信号, 来进行用于指定内置线圈 10a 的位置、即检测体 10 的位置的运算。用于指定位置的运算可以使用公知的运算方法, 并没有特别的限定。

[0179] 接着, 对胶囊型医疗装置的诱导作用进行说明。

[0180] 首先, 为了远程操作检测体 10 而向输入装置 417 输入欲使检测体 10 动作的举动。输入装置 417 根据输入的信息向诱导控制部 416 输出信号。诱导控制部 416 根据输入的信号生成用于产生后述的磁场的控制信号, 并向信号产生器 413D、414D、415D 输出该控制信号。前述的磁场用于使检测体 10 实际上产生运动。

[0181] 信号产生器 413D、414D、415D 根据输入的控制信号生成向诱导用磁场产生线圈驱动部 413C、414C、415C 输出的信号。诱导用磁场产生线圈驱动部 413C、414C、415C 使输入的信号放大成为电流, 在诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 中分别流通有该电流。

[0182] 通过如上述那样地使电流在诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 中流通, 可以在检测体 10 的附近区域生成诱导用磁场。通过该生成的磁场, 可以使检测体 10 内的磁铁移动, 通过使该磁铁移动, 可以使检测体 10 移动。

[0183] 接着, 对本发明的特征、即由诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 产生互感磁场时的作用进行说明。

[0184] 诱导用磁场产生线圈 413A 与诱导用磁场产生线圈 413B、诱导用磁场产生线圈 414A 与诱导用磁场产生线圈 414B、诱导 用磁场产生线圈 415A 与诱导用磁场产生线圈 415B 串联电连接。因此, 在磁场强度变动的交变磁场的磁通通过诱导用磁场产生线圈 413A、413B 的一方、诱导用磁场产生线圈 414A、414B 的一方、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 的一方时, 在该磁通通过的线圈中产生抵消该磁场强度变动的方向的磁场、即产生形成与上述交变磁场的相位相反的反相磁场的感应电动势。

[0185] 由于诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 形成了串联电连接的闭合电路, 因此, 在诱导用磁场产生线圈 413A、413B 的另一方、诱导用磁场产生线圈 414A、414B 的另一方、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 的另一方也流通有基于由上述一方的线圈产生的感应电动势的感应电流。

[0186] 上述感应电流在上述另一方的线圈中流通时, 在上述另一方的线圈周围形成上述反相磁场。

[0187] 由于诱导用磁场产生线圈 413A、413B、414A、414B、415A、415B 通常设定为低输出阻抗, 因此, 流通有基于之前的电动势的电流, 可以产生与位置检测用磁场的相位大致相反的磁场。

[0188] 由于诱导用磁场产生线圈 413A、413B、414A、414B、415A、415B 的相面对的 2 个诱导

用磁场产生线圈 413A、413B 串联电连接,因此,与第 1 实施方式同样地在磁场传感器 12 附近也存在抵消作用。例如在图 8 中,诱导用磁场产生线圈 413A 起到第 1 实施方式中的结合线圈的作用,自与其串联连接的诱导用磁场产生线圈 413B 也能产生与位置检测磁场反相的磁场。即,不特别设置结合线圈与反相磁场产生线圈,也可以通过调整为该配置来抵消磁场传感器 12 附近的位置检测用磁场。

[0189] 另外,位置检测用的线圈对也可以与诱导用磁场产生线圈 对 B、C 相组合。

[0190] 另外,也可以配置为,位置检测线圈对与诱导用磁场产生线圈对同样有 3 对,这些线圈对抵消磁场传感器部的位置检测用磁场。

[0191] 采用上述构造,磁场产生线圈 11 产生在检测体 10 所具有的内置线圈 10a 中诱发感应磁场的位置检测用磁场。由内置线圈 10a 产生的感应磁场被磁场传感器 12 检测,用于检测具有内置线圈 10a 的检测体 10 的位置或姿态。

[0192] 另外,在 3 组诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 中产生的诱导用磁场作用于检测体 10 所具有的磁铁,控制检测体 10 的位置、姿态。在此,由于 3 组诱导用磁场产生线圈 413A、413B、诱导用磁场产生线圈 414A、414B、诱导用磁场产生线圈 415A、415B 的中心轴线方向互相正交地配置,因此,可以使诱导用磁场的磁力线三维地朝向任意方向。由此,可以立体地控制具有磁铁的检测体 10 的位置、姿态。

[0193] 另外,本发明的技术领域并不限定于上述实施方式,可以在不脱离本发明主旨的范围内追加各种变更。

[0194] 例如,在上述实施方式中,应用了如下构造进行了说明,即磁场产生线圈、磁场传感器、反相磁场产生线圈等的每种只包括一个、且它们配置于大致同一直线上,但并不限定于该构造,也可以构成为包括多个磁场产生线圈等、且将它们配置在多条直线上,其配置个数及配置位置并没有特别限定。

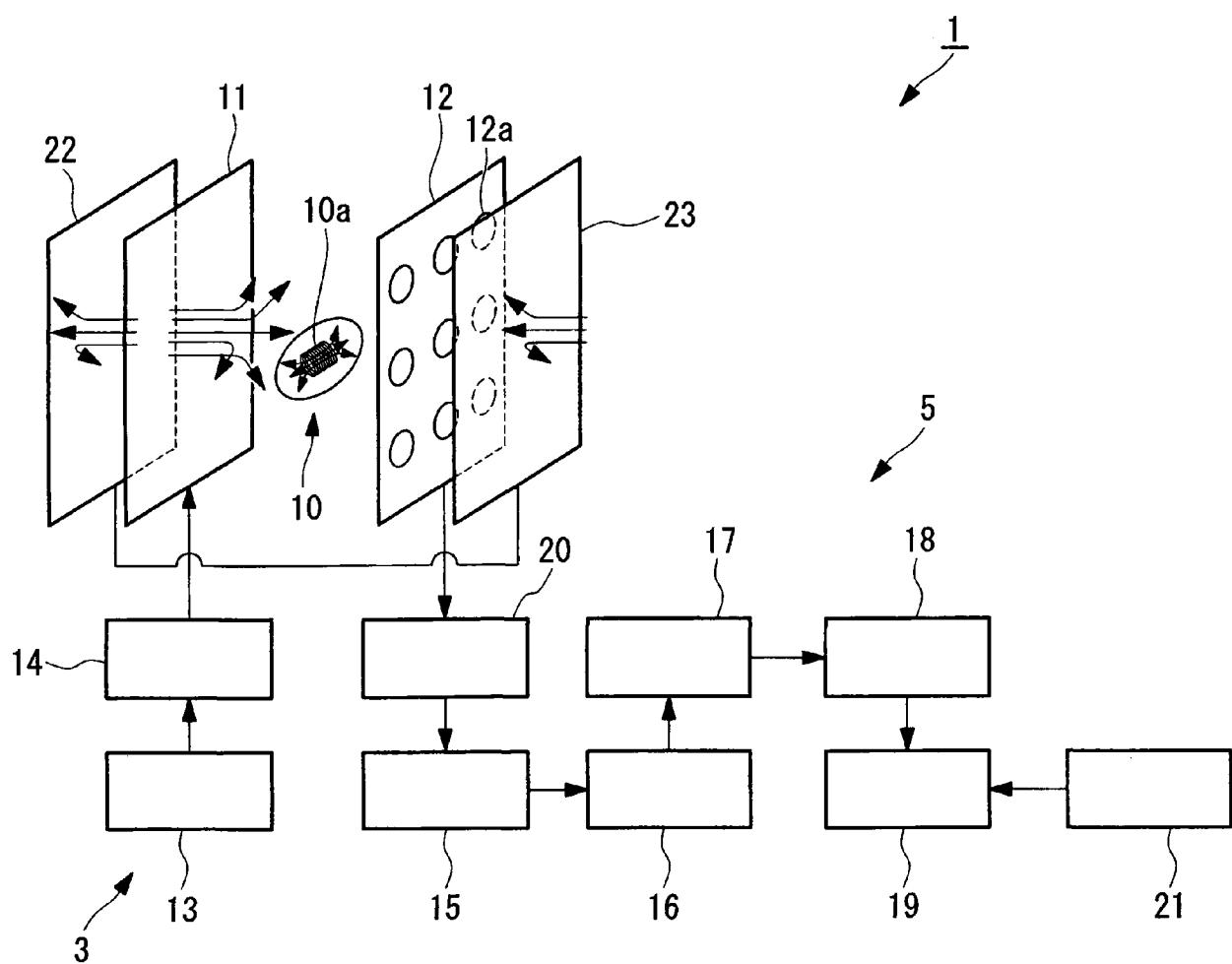


图 1

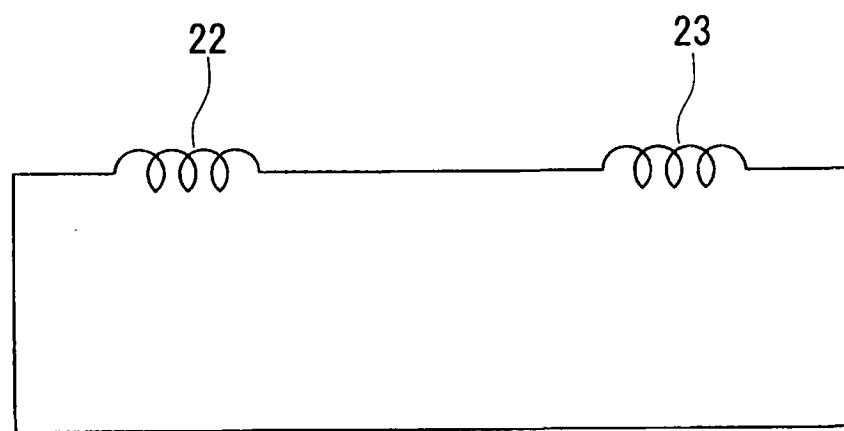


图 2

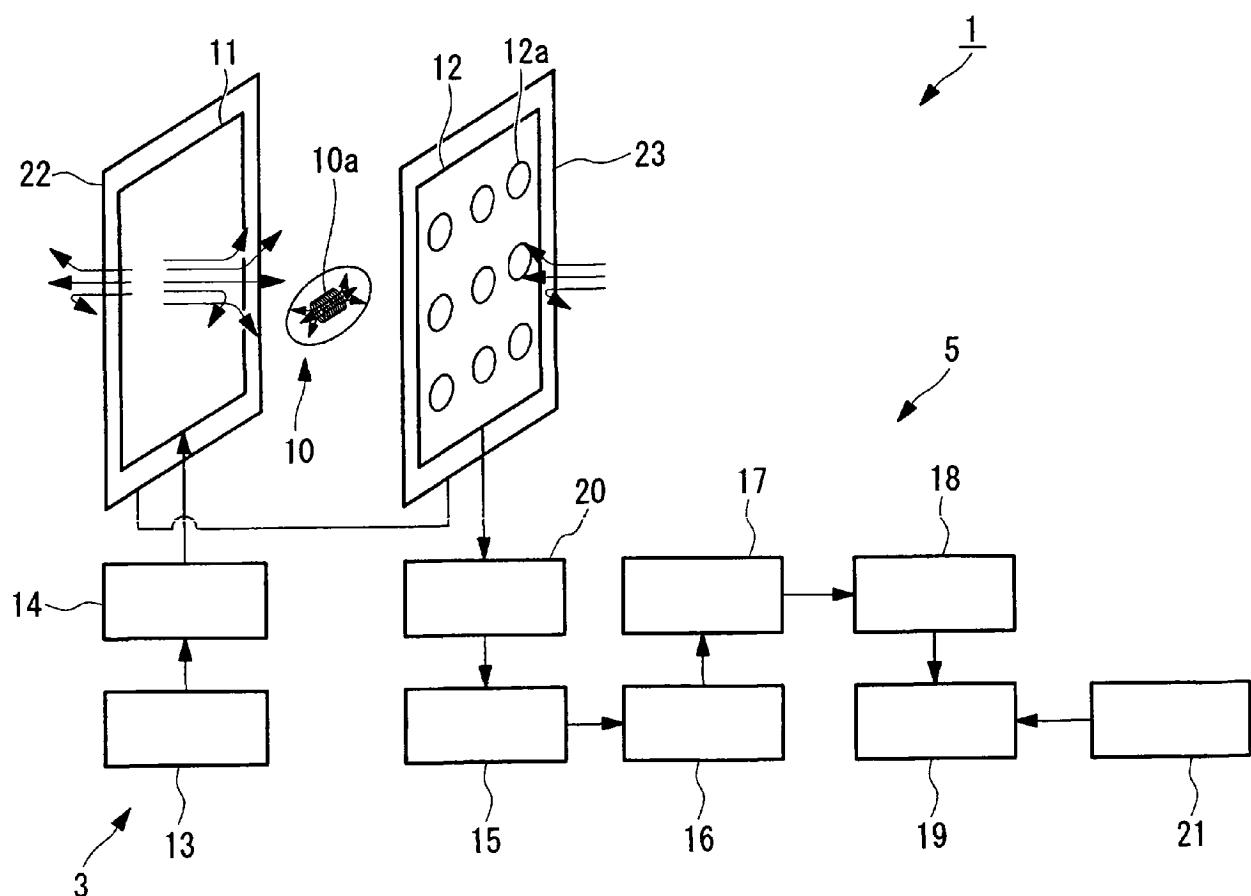


图 3

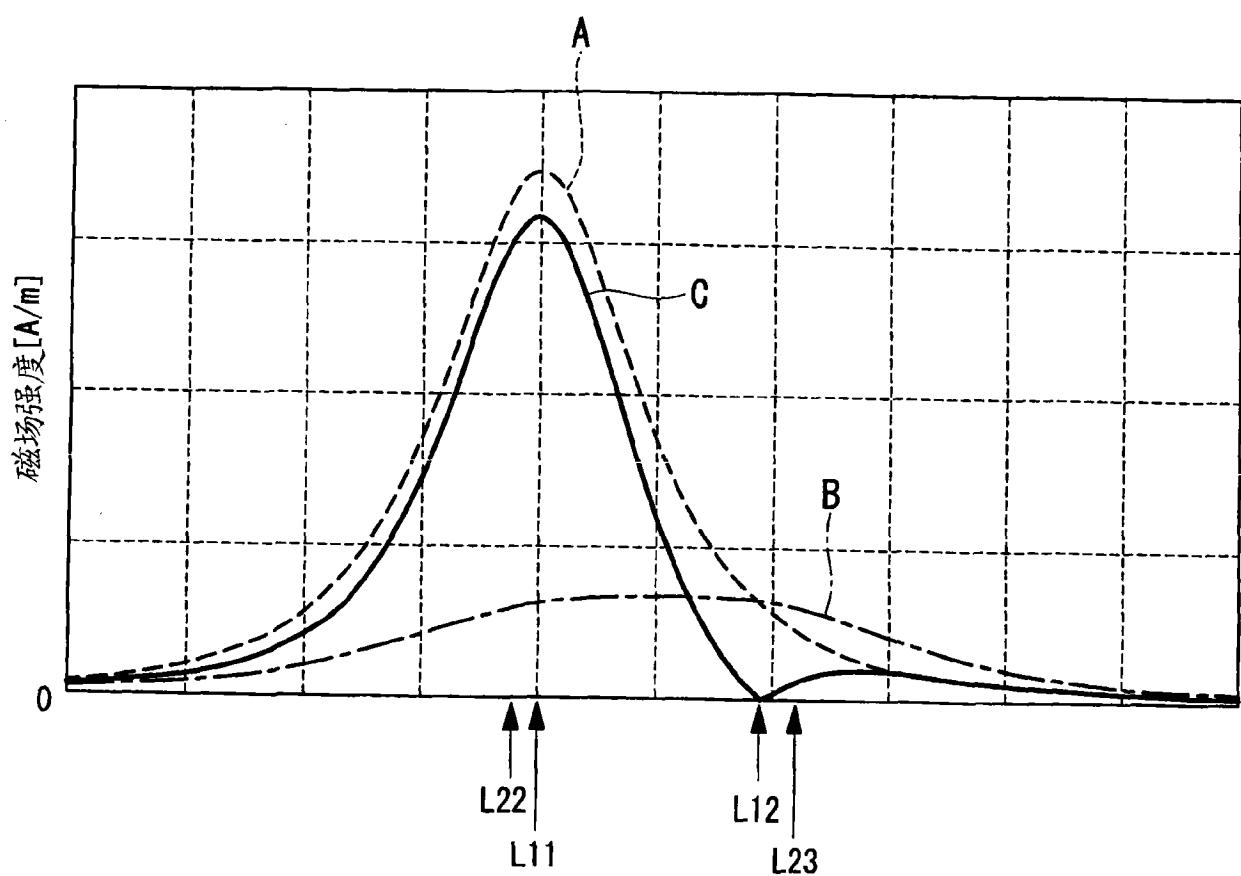


图 4

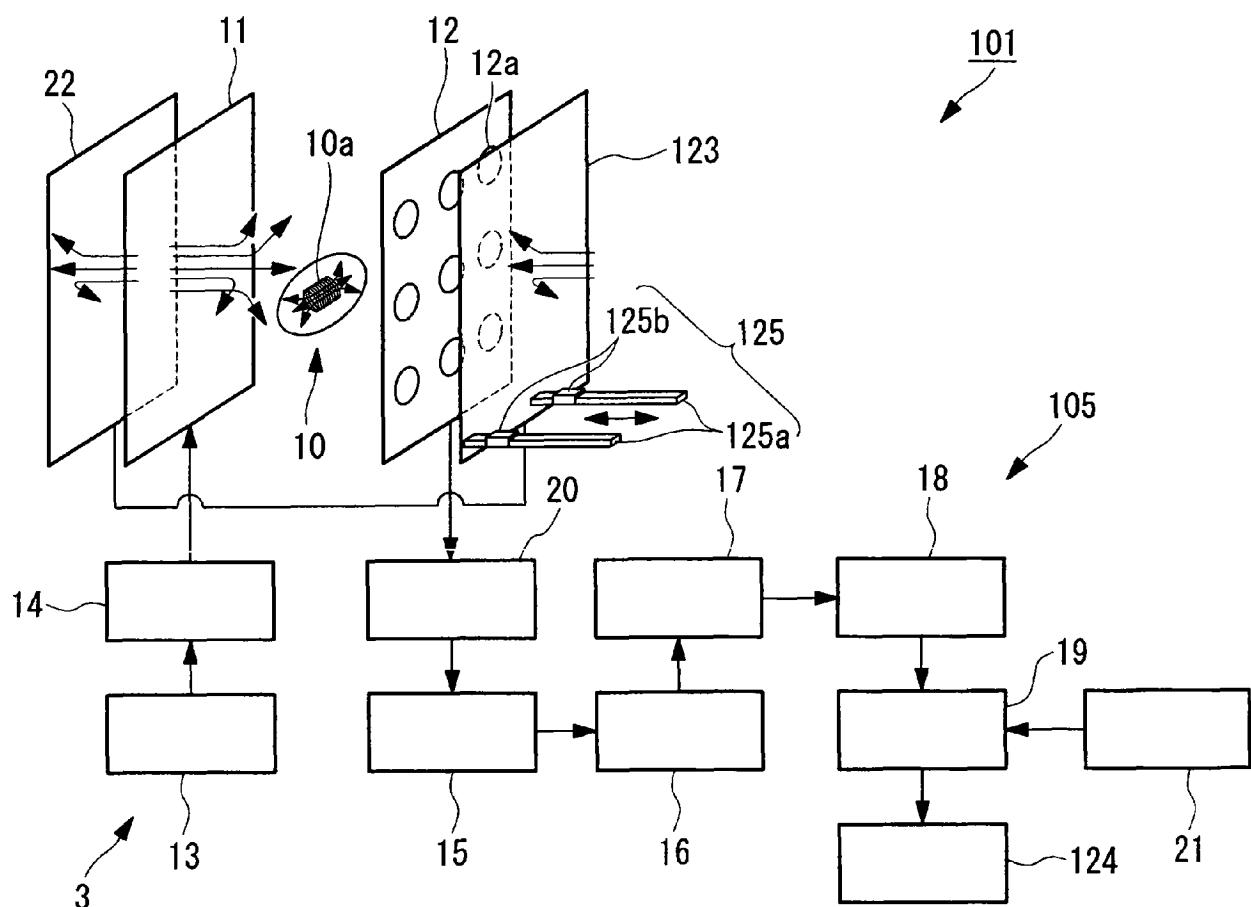


图 5

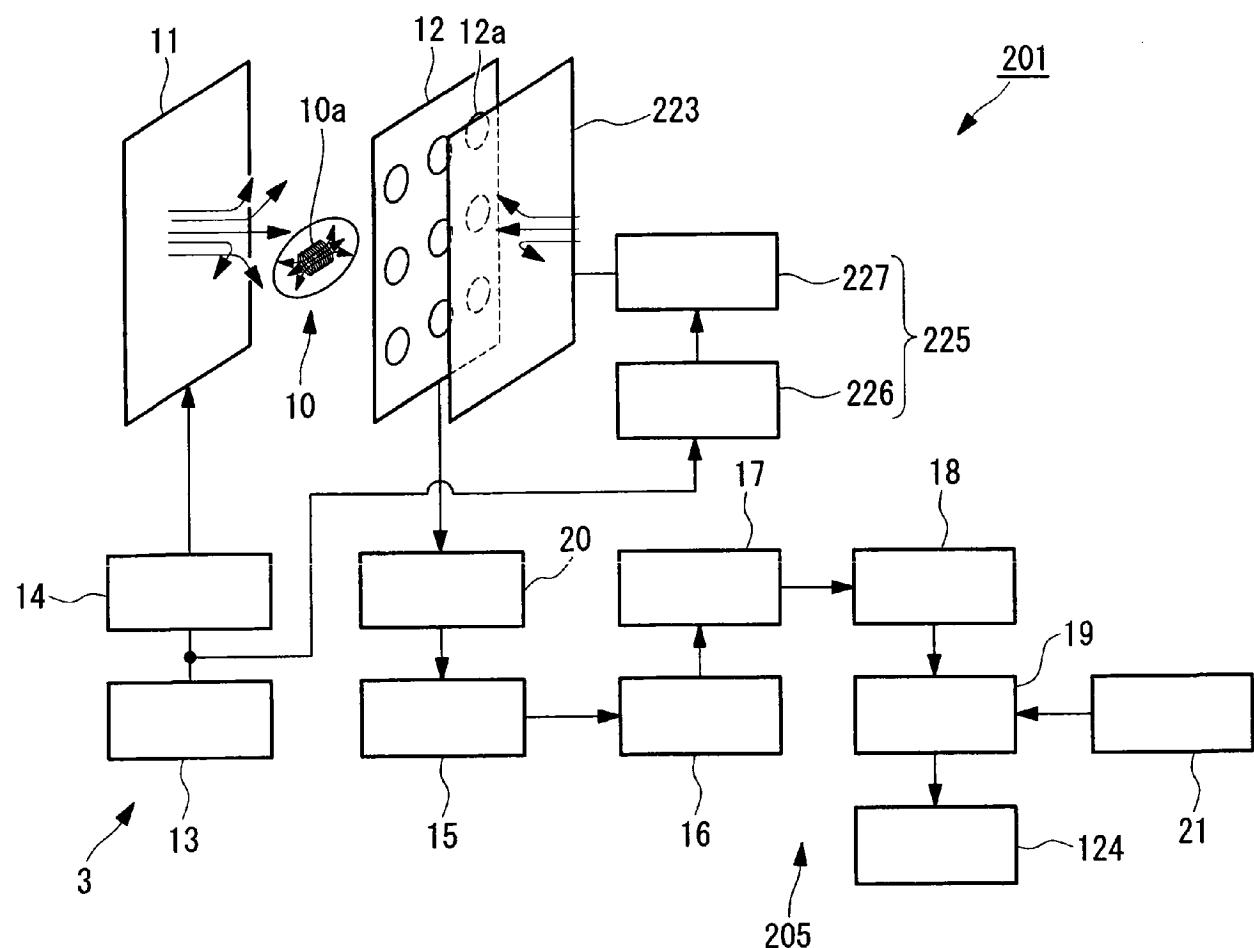
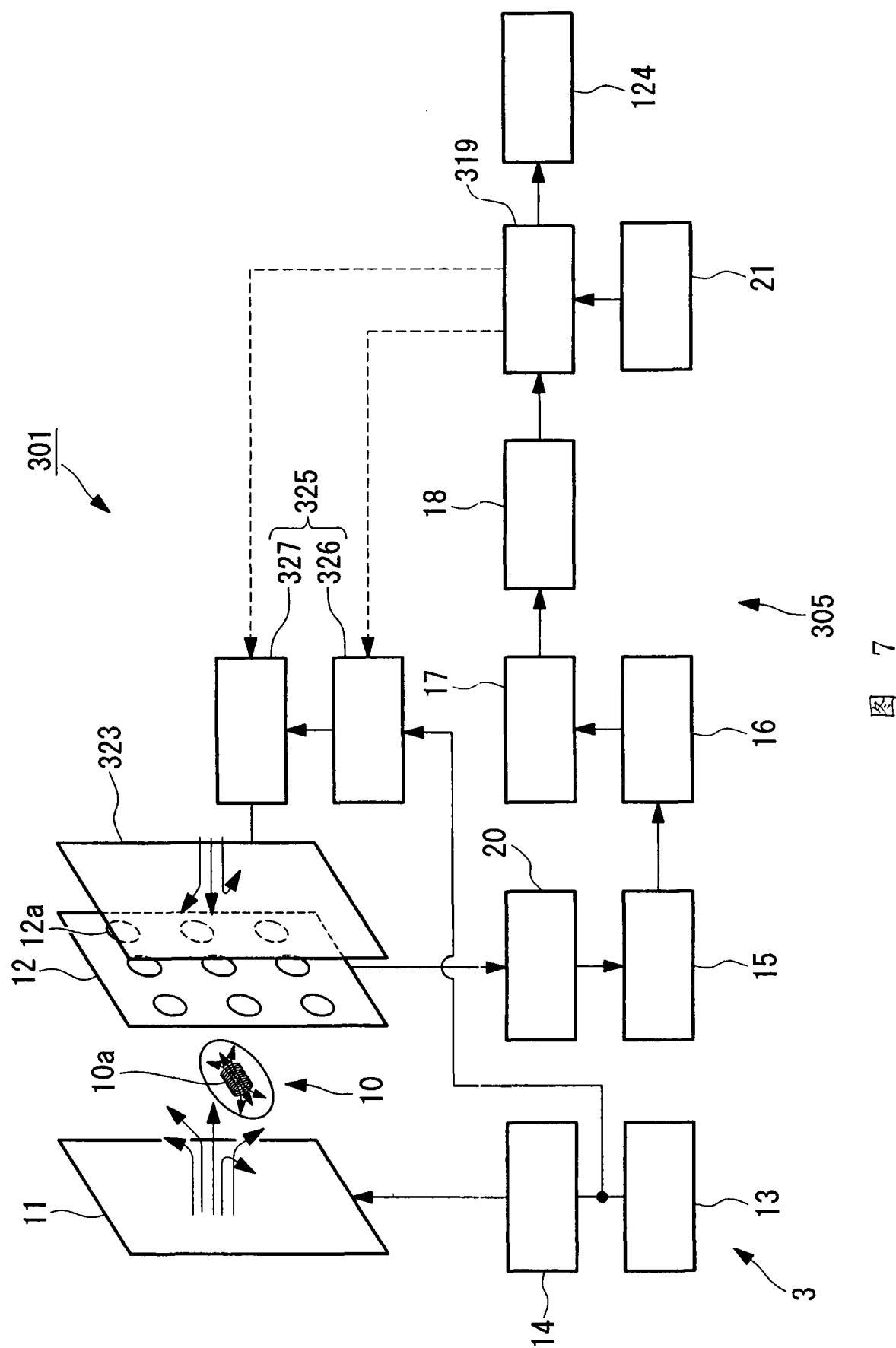


图 6



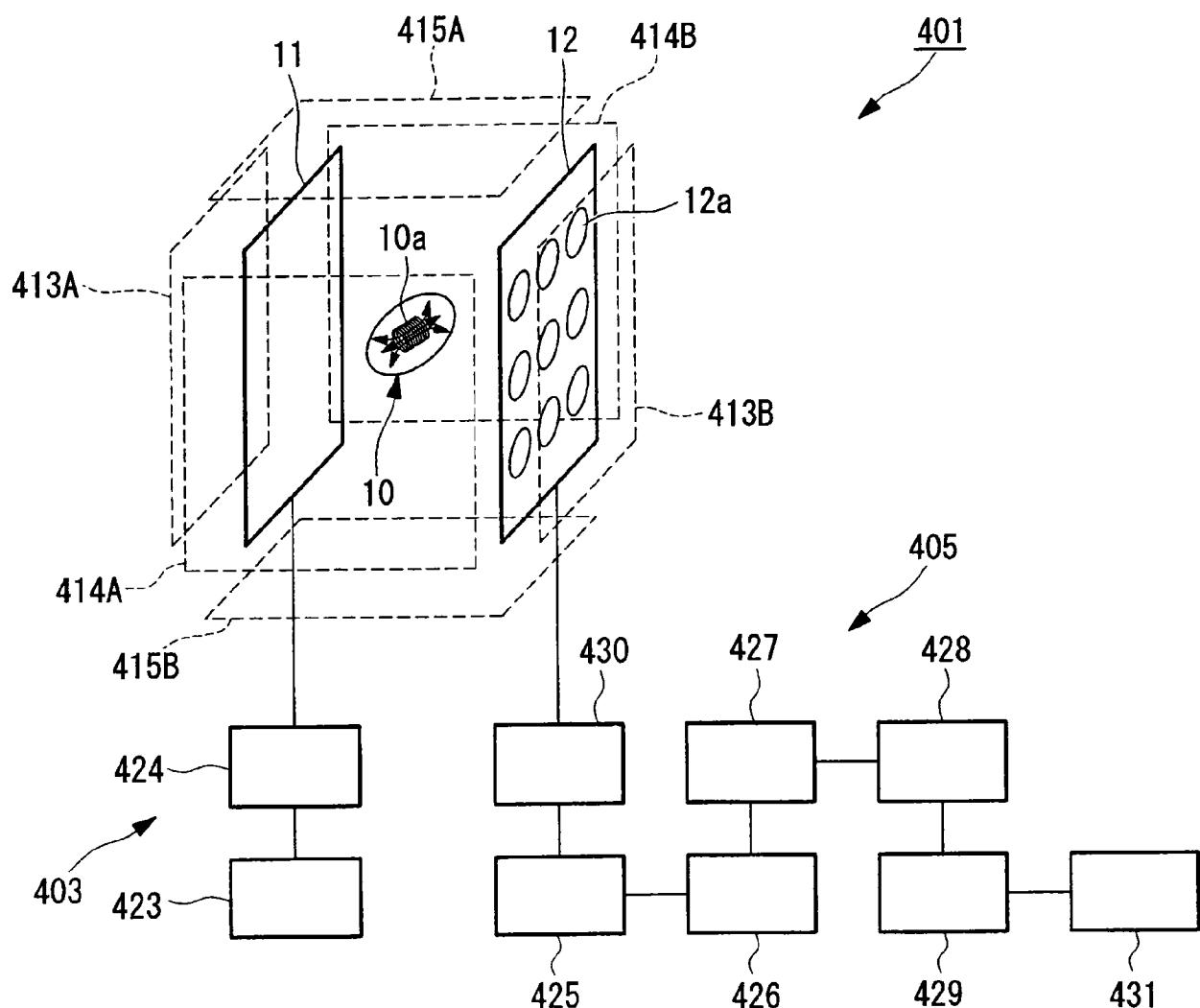


图 8

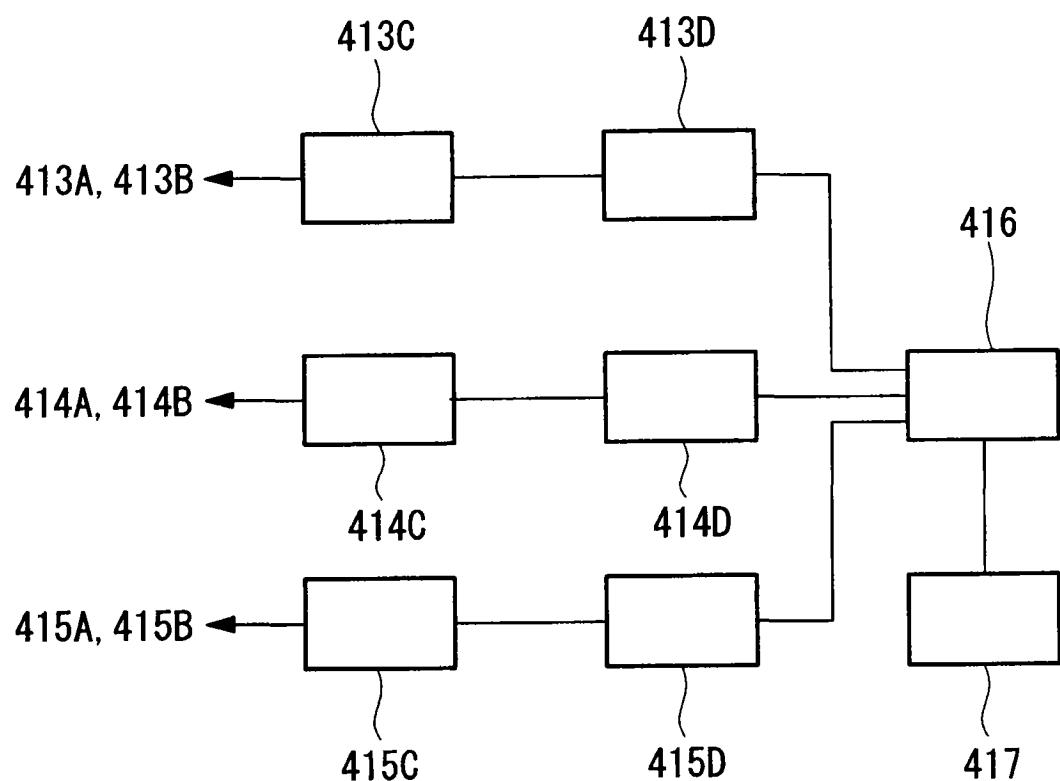


图 9

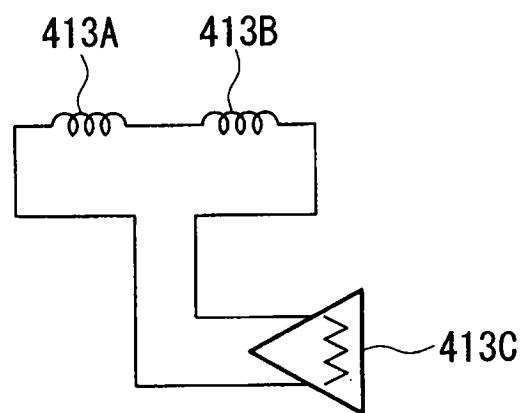


图 10

专利名称(译)	位置检测装置及医疗装置位置检测系统		
公开(公告)号	CN101242779B	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200680030418.0	申请日	2006-08-16
[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	木村敦志 内山昭夫 佐藤良次		
发明人	木村敦志 内山昭夫 佐藤良次		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B5/06		
CPC分类号	A61B1/041 G01V3/105 A61B1/00158 A61B5/062		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	王婷		
优先权	2005242359 2005-08-24 JP		
其他公开文献	CN101242779A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供位置检测装置及医疗装置位置检测系统。该位置检测装置及医疗装置位置检测系统可以将位置检测装置的放大度设定得较高，谋求提高位置检测精度。其特征在于，该位置检测装置包括电路、第1磁场产生部(11)、磁场检测部(5、12)和第2磁场产生部(23)；上述电路包括装配于检测体(10)内部、至少为1个的内置线圈(10a)；上述第1磁场产生部(11)在内置线圈(10a)的配置区域形成第1磁场；上述磁场检测部(5、12)对由内置线圈(10a)利用第1磁场产生的感应磁场进行检测；上述第2磁场产生部(23)生成与第1磁场的相位大致相反的第2磁场。

