



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102440779 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 09

(21) 申请号 201110306375. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 09. 25

A61B 5/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/04 (2006. 01)

2007-247922 2007. 09. 25 JP

(62) 分案原申请数据

200880108544. 2 2008. 09. 25

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 木村敦志 内山昭夫 千叶淳

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

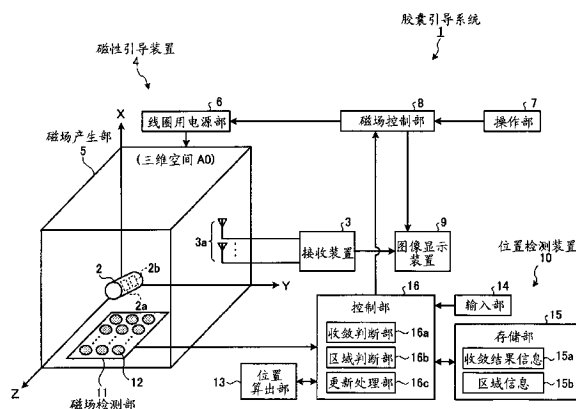
权利要求书 1 页 说明书 26 页 附图 11 页

(54) 发明名称

位置检测装置

(57) 摘要

本发明的目的在于在计算检测体的位置信息和方向信息的最优化收敛计算的误差值发散时,能够在短时间内恢复该最优化收敛计算的误差值的收敛状态。本发明所涉及的位置检测装置 (10) 具备:磁场检测部 (11),其对胶囊型内窥镜 (2) 内部的磁场产生部 (2b) 所产生的磁场进行检测;位置算出部 (13),其使用表示磁场检测部 (11) 所检测出的磁场信息的测量值与理论值之间的误差的评价函数执行最优化收敛计算,来计算胶囊型内窥镜 (2) 的位置方向信息;存储部 (15),其存储包含最优化收敛计算的最终收敛结果的收敛结果信息 (15a);以及控制部 (16),其对这些部件进行控制。控制部 (16) 判断最优化收敛计算的结果是否收敛,在不收敛的情况下使位置算出部 (13) 停止,在经过了规定的时间之后,使位置算出部 (13) 开始进行使用了最终收敛结果的最优化收敛计算。



1. 一种位置检测装置,其特征在于,具备:

位置算出部,其使用表示检测体的磁场信息的测量值与理论值之间的误差的评价函数执行最优化收敛计算,至少算出上述检测体的位置;

阈值存储部,其存储与上述磁场信息的测量值有关的阈值;以及

控制部,其将上述磁场信息的测量值与上述阈值进行比较来判断上述磁场信息的测量值与上述阈值之间的大小关系,在上述磁场信息的测量值大于等于上述阈值的情况下,允许进行上述位置算出部的最优化收敛计算,在上述磁场信息的测量值不足上述阈值的情况下,禁止进行上述位置算出部的最优化收敛计算。

2. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

上述控制部具备:

水平判断部,其判断上述磁场信息的测量值是否小于上述阈值;以及

输出部,其在由上述水平判断部判断为上述磁场信息的测量值小于上述阈值的情况下,向上述位置算出部输出使上述位置算出部的最优化收敛计算停止的控制信号。

3. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

具备磁场检测部,该磁场检测部通过多个磁场检测线圈检测从上述检测体产生的磁场,将上述多个磁场检测线圈所检测出的各检测结果作为上述磁场信息的测量值而输出到上述控制部。

4. 根据权利要求3所述的位置检测装置,其特征在于,

上述磁场信息的测量值是上述多个磁场检测线圈所检测出的各检测结果中的最大值。

5. 根据权利要求3所述的位置检测装置,其特征在于,具备:

多个磁场产生线圈,上述多个磁场产生线圈被配置在上述检测体的周围,对上述检测体施加磁场;以及

切换部,从上述多个磁场产生线圈中选择要产生磁场的至少一个磁场产生线圈,

其中,上述检测体受到由上述至少一个磁场产生线圈施加的磁场而产生谐振磁场,

上述磁场检测部通过上述多个磁场检测线圈检测从上述检测体产生的谐振磁场,将上述多个磁场检测线圈所检测出的上述谐振磁场的各检测结果作为上述磁场信息的测量值而输出到上述控制部。

6. 根据权利要求5所述的位置检测装置,其特征在于,

上述阈值存储部按上述多个磁场产生线圈的各轴方向存储与上述磁场信息的测量值有关的多个阈值,

上述控制部与上述多个磁场产生线圈中的对上述检测体施加磁场的磁场产生线圈相对应地从上述多个阈值中选择用于与上述磁场信息的测量值进行比较的上述阈值。

位置检测装置

[0001] 本申请是申请日为 2008 年 09 月 25 日、申请号为 200880108544.2 (国际申请号为 PCT/JP2008/067330)、发明名称为“位置检测装置”的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种根据从检测体放出的磁场的检测结果来检测检测体的位置的位置检测装置。

背景技术

[0003] 以往,在内窥镜的领域中出现了一种能够导入到患者等被检体的消化管内的胶囊型内窥镜。在从被检体的口中吞服胶囊型内窥镜之后,该胶囊型内窥镜通过蠕动运动等而在消化管内进行移动的同时获取被检体的脏器内部的图像(以下有时称为体内图像),将所获取的体内图像无线发送到被检体外部的接收装置。上述胶囊型内窥镜在从被导入到被检体的消化管内部起直到被自然排出到被检体外部为止的期间依次获取该被检体的体内图像。

[0004] 另外,提出一种利用磁力来引导(即,磁性引导)被导入到被检体内部的胶囊型内窥镜的系统(例如,参照专利文献 1)。在该系统中,将使用线圈和电容器而成的 LC 谐振电路(以下称为 LC 标记器(marker))与磁铁内置于胶囊型内窥镜中,根据从该 LC 标记器放出的感应磁场的检测结果来检测胶囊型内窥镜的位置,使在所检测出的该位置处形成的磁场作用于胶囊型内窥镜内部的磁铁,来对被检体内部的胶囊型内窥镜进行磁性引导。

[0005] 一般,对上述胶囊型内窥镜的位置进行检测的位置检测装置利用多个检测线圈来检测通过外部磁场的施加而从胶囊型内窥镜内部的 LC 标记器放出的感应磁场,根据该感应磁场的检测结果来计算胶囊型内窥镜的位置。在这种情况下,位置检测装置设定评价函数,该评价函数表示各检测线圈的磁场强度检测值(测量值)与各检测线圈的磁场强度理论值之间的误差。此外,该磁场强度理论值是由各检测线圈从在假定位置处朝向假定方向的状态下的胶囊型内窥镜内部的 LC 标记器检测出的感应磁场强度的理论值,通过规定的运算式算出该磁场强度理论值。位置检测装置执行基于上述评价函数的最优化收敛计算,计算该最优化收敛计算的误差值成为(即,收敛于)规定的阈值以下时的假定位置和假定方向来作为胶囊型内窥镜的位置信息和方向信息。上述位置检测装置像这样将最优化收敛计算的误差值收敛于规定的阈值以下时的最优化收敛计算的结果用作下一次的最优化收敛计算的计算起点,来重复执行最优化收敛计算,依次算出胶囊型内窥镜的位置信息和方向信息。

[0006] 专利文献 1:国际公开第 2005/112733 号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 另外,存在如下的情况:例如由于例示为上述胶囊型内窥镜的检测体的突然的位

移或检测线圈的噪声量,上述最优化收敛计算的误差值不收敛于规定的阈值以下(以下,将这种不收敛的现象称为“发散”)。在上述最优化收敛计算的误差值发散时计算得到的检测体的位置信息和方向信息与实际的检测体的位置信息和方向信息相比有很大偏差等,因此大多是没有价值的信息。

[0009] 然而,上述以往的位置检测装置在最优化收敛计算的误差值发散的情况下将发散时的该最优化收敛计算的结果用作下一次最优化收敛计算的计算起点,来重复执行最优化收敛计算,因此直到使最优化收敛计算的误差值再次收敛于规定的阈值以下(即,恢复误差值的收敛状态)为止花费大量的时间。此外,在对检测体的位置信息和方向信息进行检测的位置检测装置中,期望在最优化收敛计算的误差值发散时在短时间内恢复最优化收敛计算的误差值的收敛状态。

[0010] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种在计算检测体的位置信息和方向信息的最优化收敛计算的误差值发散时能够在短时间内恢复该最优化收敛计算的误差值的收敛状态的位置检测装置。

[0011] 用于解决问题的方案

[0012] 为了解决上述问题并达到目的,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,具备:位置算出部,其使用表示检测体的磁场信息的测量值与理论值之间的误差的评价函数执行最优化收敛计算,至少算出上述检测体的位置;存储部,其存储上述位置算出部所执行的最优化收敛计算的最终的收敛结果;以及控制部,其判断上述最优化收敛计算的结果是否收敛,在不收敛的情况下停止上述位置算出部的最优化收敛计算,在经过了规定的时间之后,根据上述最终的收敛结果,使上述位置算出部执行上述最优化收敛计算,来进行恢复最优化收敛计算的收敛状态的恢复处理。

[0013] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述控制部在上述检测体的位置检测空间内设定判断区域,判断上述检测体的位置是否处于上述判断区域内,在处于判断区域外的情况下,进行上述恢复处理,上述存储部在上述最优化收敛计算的结果收敛并且上述检测体的位置处于上述判断区域内的情况下,存储上述最优化收敛计算的最终的收敛结果。

[0014] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述控制部在上述判断区域内设定内侧区域,该内侧区域比上述判断区域至少小与上述检测体的位置波动范围相当的空间,上述控制部判断上述检测体的位置是否处于上述内侧区域内,在处于内侧区域外的情况下,将上述判断区域至少扩展与上述检测体的波动范围相当的空间,判断上述检测体的位置是否处于该扩展后的判断区域内,在处于扩展后的判断区域外的情况下,进行上述恢复处理。

[0015] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,具备:多个磁场产生线圈,上述多个磁场产生线圈被配置在上述检测体的周围,对上述检测体施加磁场;以及切换部,其从上述多个磁场产生线圈中选择要产生磁场的至少一个磁场产生线圈,其中,上述检测体具备谐振电路,该谐振电路受到由上述至少一个磁场产生线圈产生的磁场而发生谐振,新产生谐振磁场,上述控制部在上述恢复处理的最优化收敛计算的结果没有收敛的情况下,使上述切换部切换上述磁场产生线圈之后再次进行上述恢复处理。

[0016] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,具备:多个磁场

产生线圈,上述多个磁场产生线圈被配置在上述检测体的周围,对上述检测体施加磁场;以及切换部,其从上述多个磁场产生线圈中选择要产生磁场的至少一个磁场产生线圈,其中,上述检测体具备谐振电路,该谐振电路受到由上述至少一个磁场产生线圈产生的磁场而发生谐振,新产生谐振磁场,上述控制部在通过上述恢复处理的最优化收敛计算而算出的上述检测体的位置处于上述判断区域外的情况下,使上述切换部切换上述磁场产生线圈之后再次进行上述恢复处理。

[0017] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,具备:多个磁场产生线圈,上述多个磁场产生线圈被配置在上述检测体的周围,对上述检测体施加磁场;以及切换部,其从上述多个磁场产生线圈中选择要产生磁场的至少一个磁场产生线圈,其中,上述检测体具备谐振电路,该谐振电路受到由上述至少一个磁场产生线圈产生的磁场而发生谐振,新产生谐振磁场,上述控制部在通过上述恢复处理的最优化收敛计算而算出的上述检测体的位置处于上述扩展后的判断区域外的情况下,使上述切换部切换上述磁场产生线圈之后再次进行上述恢复处理。

[0018] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,具备:多个磁场产生线圈,上述多个磁场产生线圈被配置在上述检测体的周围,对上述检测体施加磁场;以及切换部,其从上述多个磁场产生线圈中选择要产生磁场的至少一个磁场产生线圈,其中,上述检测体具备磁场检测部,该磁场检测部检测由上述至少一个磁场产生线圈产生的磁场来作为上述磁场信息,上述控制部获取由上述磁场检测部检测出的上述磁场信息,使上述位置算出部执行使用了该获取的上述磁场信息的最优化收敛计算,在上述恢复处理的最优化收敛计算的结果没有收敛的情况下,使上述切换部切换上述磁场产生线圈之后再次进行上述恢复处理。

[0019] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,具备:多个磁场产生线圈,上述多个磁场产生线圈被配置在上述检测体的周围,对上述检测体施加磁场;以及切换部,其从上述多个磁场产生线圈中选择要产生磁场的至少一个磁场产生线圈,其中,上述检测体具备磁场检测部,该磁场检测部检测由上述至少一个磁场产生线圈产生的磁场来作为上述磁场信息,上述控制部获取由上述磁场检测部检测出的上述磁场信息,使上述位置算出部执行使用了该获取的上述磁场信息的最优化收敛计算,在通过上述恢复处理的最优化收敛计算而算出的上述检测体的位置处于上述判断区域外的情况下,使上述切换部切换上述磁场产生线圈之后再次进行上述恢复处理。

[0020] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,具备:多个磁场产生线圈,上述多个磁场产生线圈被配置在上述检测体的周围,对上述检测体施加磁场;以及切换部,其从上述多个磁场产生线圈中选择要产生磁场的至少一个磁场产生线圈,其中,上述检测体具备磁场检测部,该磁场检测部检测由上述至少一个磁场产生线圈产生的磁场来作为上述磁场信息,上述控制部获取由上述磁场检测部检测出的上述磁场信息,使上述位置算出部执行使用了该获取的上述磁场信息的最优化收敛计算,在通过上述恢复处理的最优化收敛计算而算出的上述检测体的位置处于上述扩展后的判断区域外的情况下,使上述切换部切换上述磁场产生线圈之后再次进行上述恢复处理。

[0021] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述控制部具备判断上述最优化收敛计算的结果是否收敛的收敛判断部,在由上述收敛判断部判断为上述

最优化收敛计算的结果没有收敛的情况下,停止上述位置算出部的最优化收敛计算,在经过规定的时间之后进行上述恢复处理。

[0022] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述控制部具备区域判断部,该区域判断部判断包含通过上述最优化收敛计算而算出的上述检测体的位置的区域,上述区域判断部判断上述检测体的位置是否处于上述判断区域内,上述控制部在由上述区域判断部判断为上述检测体的位置处于上述判断区域外的情况下,进行上述恢复处理,上述存储部在上述最优化收敛计算的结果收敛并且由上述区域判断部判断为上述检测体的位置处于上述判断区域内的情况下,存储上述最优化收敛计算的最终的收敛结果。

[0023] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述控制部在上述判断区域内设定内侧区域,该内侧区域比上述判断区域至少小与上述检测体的位置波动范围相当的空间,上述区域判断部判断上述检测体的位置是否处于上述内侧区域内,上述控制部在由上述区域判断部判断为上述检测体的位置处于上述内侧区域外的情况下,将上述判断区域至少扩展与上述检测体的波动范围相当的空间,上述区域判断部判断上述检测体的位置是否处于上述扩展后的判断区域内,上述控制部在由上述区域判断部判断为上述检测体的位置处于上述扩展后的判断区域外的情况下,进行上述恢复处理。

[0024] 另外,本发明所涉及的位置检测装置特征在于,具备:位置算出部,其使用表示检测体的磁场信息的测量值与理论值之间的误差的评价函数执行最优化收敛计算,至少算出上述检测体的位置;阈值存储部,其存储与上述磁场信息的测量值有关的阈值;以及控制部,其将上述磁场信息的测量值与上述阈值进行比较来判断上述磁场信息的测量值与上述阈值之间的大小关系,在上述磁场信息的测量值大于等于上述阈值的情况下,允许进行上述位置算出部的最优化收敛计算,在上述磁场信息的测量值不足上述阈值的情况下,禁止进行上述位置算出部的最优化收敛计算。

[0025] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述控制部具备:水平判断部,其判断上述磁场信息的测量值是否小于上述阈值;以及输出部,其在由上述水平判断部判断为上述磁场信息的测量值小于上述阈值的情况下,向上述位置算出部输出使上述位置算出部的最优化收敛计算停止的控制信号。

[0026] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,具备磁场检测部,该磁场检测部通过多个磁场检测线圈检测从上述检测体产生的磁场,将上述多个磁场检测线圈所检测出的各检测结果作为上述磁场信息的测量值而输出到上述控制部。

[0027] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述磁场信息的测量值是上述多个磁场检测线圈所检测出的各检测结果中的最大值。

[0028] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,具备:多个磁场产生线圈,上述多个磁场产生线圈被配置在上述检测体的周围,对上述检测体施加磁场;以及切换部,从上述多个磁场产生线圈中选择要产生磁场的至少一个磁场产生线圈,其中,上述检测体受到由上述至少一个磁场产生线圈施加的磁场而产生谐振磁场,上述磁场检测部通过上述多个磁场检测线圈检测从上述检测体产生的谐振磁场,将上述多个磁场检测线圈所检测出的上述谐振磁场的各检测结果作为上述磁场信息的测量值而输出到上述控制部。

[0029] 另外,本发明所涉及的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述阈值存储部按上述多个磁场产生线圈的各轴方向存储与上述磁场信息的测量值有关的多个阈值,上述

控制部与上述多个磁场产生线圈中的对上述检测体施加磁场的磁场产生线圈相对应地从上述多个阈值中选择用于与上述磁场信息的测量值进行比较的上述阈值。

[0030] 发明的效果

[0031] 本发明所涉及的位置检测装置构成为使运算处理部执行基于表示检测体的磁场信息的测量值与理论值之间的误差的评价函数的最优化收敛计算,判断该运算处理部的最优化收敛计算的误差值是否收敛,在最优化收敛计算的误差值收敛的情况下,根据该最优化收敛计算的收敛结果来计算检测体的位置方向信息,并且将该收敛结果设定为下一次最优化收敛计算的计算起点,在最优化收敛计算的误差值不收敛的情况下,直到经过规定的时间为止停止最优化收敛计算等运算处理部的运算处理,重新获取检测体的磁场信息的测量值,并且将以前的最优化收敛计算的最终的收敛结果作为计算起点来使运算处理部重新开始进行最优化收敛计算。因此,能够排除受到噪声等干扰的不良影响的磁场信息的测量值,并且能够防止将误差值发散时的最优化收敛计算的结果用作下一次最优化收敛计算的计算起点的情形。由此,即使在最优化收敛计算的误差值发散的情况下,也能够可靠地将最优化收敛计算的收敛结果用作下一次最优化收敛计算的计算起点,其结果,起到如下效果:在计算检测体的位置信息和方向信息的最优化收敛计算的误差值发散时,能够在短时间内恢复该最优化收敛计算的收敛状态。

[0032] 另外,在本发明所涉及的位置检测装置中,位置算出部使用表示检测体的磁场信息的测量值与理论值之间的误差的评价函数执行最优化收敛计算,至少计算出上述检测体的位置,阈值存储部存储与上述磁场信息的测量值有关的阈值,控制部将上述磁场信息的测量值与上述阈值进行比较来判断上述磁场信息的测量值与上述阈值之间的大小关系,在上述磁场信息的测量值大于等于上述阈值的情况下,允许进行上述位置算出部的最优化收敛计算,在上述磁场信息的测量值不足上述阈值的情况下,禁止进行上述位置算出部的最优化收敛计算。因此,起到如下效果:在检测体不存在于能够进行位置检测的空间内的状态下能够停止位置算出部的最优化收敛计算,由此,能够减少执行最优化收敛计算所消耗的装置电力。另外,由于在胶囊型内窥镜不存在于能够进行位置检测的空间内的状态下不执行位置算出部的最优化收敛计算,因此起到如下效果:能够防止算出误差大的检测体的位置而最优化收敛计算的误差值发散的情形,由此,在下一次进行最优化收敛计算时,不会设定误差大的计算起点,其结果,能够防止在执行误差值收敛之后的正常的最优化收敛计算时错误地使误差值发散的情形。

附图说明

[0033] 图1是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的胶囊引导系统的一个结构例的框图。

[0034] 图2是例示由实施方式1所涉及的位置检测装置的控制部执行的处理过程的流程图。

[0035] 图3是例示直到实施方式1所涉及的位置检测装置的控制部完成最终收敛信息的更新处理为止的处理过程的流程图。

[0036] 图4是例示直到实施方式1所涉及的位置检测装置的控制部完成最优化收敛计算的收敛状态的恢复处理为止的处理过程的流程图。

[0037] 图 5 是用于具体说明最优化收敛计算的最终收敛信息的更新处理和收敛状态的恢复处理的示意图。

[0038] 图 6 是示意性地表示本发明的实施方式 2 所涉及的胶囊引导系统的一个结构例的框图。

[0039] 图 7 是例示直到实施方式 2 所涉及的位置检测装置的控制部完成最优化收敛计算的收敛状态的恢复处理为止的处理过程的流程图。

[0040] 图 8 是示意性地表示本发明的实施方式 3 所涉及的胶囊引导系统的一个结构例的框图。

[0041] 图 9 是示意性地表示本发明的实施方式 4 所涉及的胶囊引导系统的一个结构例的框图。

[0042] 图 10 是例示与磁场强度检测值和阈值之间的比较结果相应地允许或禁止进行最优化收敛计算时的位置检测装置的处理过程的流程图。

[0043] 图 11 是表示作为检测体的胶囊型内窥镜的一个结构例的示意图。

[0044] 图 12 是表示内置于胶囊型内窥镜的磁场产生部的电路结构的一例的示意图。

[0045] 附图标记说明

[0046] 1、21、31、41 : 胶囊引导系统 ; 2、22、32 : 胶囊型内窥镜 ; 2a : 磁铁 ; 2b : 磁场产生部 ; 2c : LC 标记器 ; 3 : 接收装置 ; 3a : 接收天线 ; 4 : 磁性引导装置 ; 5 : 磁场产生部 ; 6 : 线圈用电源部 ; 7 : 操作部 ; 8 : 磁场控制部 ; 9 : 图像显示装置 ; 10、23、34、43 : 位置检测装置 ; 11 : 磁场检测部 ; 12 : 检测线圈 ; 13 : 位置算出部 ; 14 : 输入部 ; 15 : 存储部 ; 15a : 收敛结果信息 ; 15b : 区域信息 ; 16、27、38、46 : 控制部 ; 16a : 收敛判断部 ; 16b : 区域判断部 ; 16c : 更新处理部 ; 24、35a、35b : 传动线圈组 ; 25、36 : 线圈选择部 ; 26、37 : 线圈用电源部 ; 32b : 检测线圈 ; 45 : 阈值存储部 ; 46d : 水平判断部 ; 46e : 输出部 ; 51 : 胶囊型壳体 ; 52a : 谐振用线圈 ; 52b : 谐振用电容器 ; 52c : 振荡驱动电路 ; 52d : 磁场产生部用电池 ; 52e : 开关元件 ; 52f : 晶体振荡电路 ; 53 : 摄像部 ; 54 : 信号处理部 ; 55 : 无线发送部 ; 56 : 天线线圈 ; 57 : 内窥镜用电池 ; A0 : 三维空间 ; A1、A4 : 判断区域 ; A2 : 内侧区域 ; A3 : 位置波动范围 ; P0、P1、P2 : 位置。

具体实施方式

[0047] 下面, 说明作为用于实施本发明的优选方式的位置检测装置。此外, 以下作为本发明所涉及的位置检测装置的一例, 例示使用于胶囊引导系统的位置检测装置, 该胶囊引导系统对拍摄被检体的体内图像的胶囊型内窥镜 (胶囊型医疗装置的一例) 进行磁性引导, 但是本发明并不限于该实施方式。

[0048] (实施方式 1)

[0049] 图 1 是示意性地表示本发明的实施方式 1 所涉及的胶囊引导系统 1 的一个结构例的框图。如图 1 所示, 本实施方式 1 所涉及的胶囊引导系统 1 具备: 胶囊型内窥镜 2, 其拍摄被检体的体内图像; 接收装置 3, 其从胶囊型内窥镜 2 接收体内图像; 磁性引导装置 4, 其对被导入到被检体内部的胶囊型内窥镜 2 进行磁性引导; 图像显示装置 9, 其显示由该被检体内部的胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的体内图像等; 以及位置检测装置 10, 其对胶囊型内窥镜 2 在该被检体内部的位置和方向进行检测。

[0050] 胶囊型内窥镜 2 是由位置检测装置 10 检测位置和方向的检测体的一例, 是获取被

检体的体内图像的胶囊型医疗装置。具体地说,胶囊型内窥镜 2 在胶囊型壳体的内部具有摄像功能和无线通信功能,被导入到患者等被检体(未图示)的消化管内部。上述胶囊型内窥镜 2 在该被检体的消化管内部移动的同时依次拍摄体内图像,将包含所获取的体内图像的图像信号依次无线发送到被检体外部的接收装置 3。另外,胶囊型内窥镜 2 在胶囊型壳体内部具备磁铁 2a 和磁场产生部 2b,通过该磁铁 2a,能够利用磁性引导装置 4 对胶囊型内窥镜 2 进行磁性引导,该磁场产生部 2b 产生在由位置检测装置 10 进行的位置和方向的检测处理中使用的磁场。利用永久磁铁等磁性体或电磁铁来实现磁铁 2a,该磁铁 2a 追随磁性引导装置 4 所形成的磁场进行动作。胶囊型内窥镜 2 通过上述磁铁 2a 的作用来进行动作,其结果,由磁性引导装置 4 对该胶囊型内窥镜 2 进行磁性引导。另一方面,使用线圈等来实现磁场产生部 2b,磁场产生部 2b 向胶囊型内窥镜 2 的外部产生磁场。通过后述的位置检测装置 10 的磁场检测部 11 来检测由上述磁场产生部 2b 产生的磁场。

[0051] 接收装置 3 具有多个接收天线 3a,通过这些多个接收天线 3a 从胶囊型内窥镜 2 接收被检体的体内图像。具体地说,多个接收天线 3a 被分散配置在将上述胶囊型内窥镜 2 导入到消化管内部的被检体的身体表面上,捕捉来自沿着该消化管移动(或者被磁性引导)的胶囊型内窥镜 2 的无线信号。接收装置 3 通过上述多个接收天线 3a 接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号,对所接收到的该无线信号进行规定的解调处理等,来抽取包含在该无线信号中的图像信号。此外,由上述接收装置 3 抽取出的图像信号是包含由上述胶囊型内窥镜 2 拍摄到的体内图像的信号。上述接收装置 3 将该体内图像的图像信号发送到图像显示装置 9。

[0052] 磁性引导装置 4 如上所述那样用于对胶囊型内窥镜 2 进行磁性引导,具备:磁场产生部 5,其产生用于对被检体内部的胶囊型内窥镜 2 进行引导的磁场;线圈用电源部 6,其对磁场产生部 5 的线圈(电磁铁)提供电流;操作部 7,其用于对胶囊型内窥镜 2 的磁性引导进行操作;以及磁场控制部 8,其控制磁场产生部 5 要产生的磁场的强度和方向。

[0053] 通过将多个亥姆霍兹(Helmholtz)线圈等电磁铁组合来实现磁场产生部 5,该磁场产生部 5 产生能够对被检体内部的胶囊型内窥镜 2 进行引导的磁场。具体地说,磁场产生部 5 规定由正交的三轴(X轴、Y轴、Z轴)形成的三轴正交坐标系(以下称为绝对坐标系),向上述绝对坐标系的各轴方向(X轴方向、Y轴方向、Z轴方向)分别产生期望强度的磁场。磁场产生部 5 在绝对坐标系的三维空间 A0 的内部(即,由磁场产生部 5 的多个电磁铁包围的空间内部)形成由该绝对坐标系的各轴方向的磁场所形成的三维磁场,对胶囊型内窥镜 2 内部的磁铁 2a 施加上述磁场,该胶囊型内窥镜 2 位于移动到该三维空间 A0 内部的床上的被检体(未图示)的内部。磁场产生部 5 利用上述磁场对胶囊型内窥镜 2 进行磁性引导。根据从线圈用电源部 6 提供的电流(来自线圈用电源部 6 的通电量)来控制上述磁场产生部 5 要产生的绝对坐标系的各轴方向的磁场(即,旋转磁场和梯度磁场)。

[0054] 此外,上述绝对坐标系既可以是如上述那样对于磁场产生部 5 规定的(即,固定于磁场产生部 5)三轴正交坐标系,但是也可以是对于在消化管内部包含胶囊型内窥镜 2 的被检体(未图示)固定的三轴正交坐标系,还可以是对于载置该被检体的床(未图示)固定的三轴正交坐标系。

[0055] 线圈用电源部 6 对磁场产生部 5 提供用于形成实现被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的磁性引导的磁场的电流。上述线圈用电源部 6 与形成磁场产生部 5 的多个线圈(未图

示) 相对地具有多个电源部, 根据磁场控制部 8 的控制, 对磁场产生部 5 的各线圈分别提供交流电流, 来产生上述绝对坐标系的各轴方向的磁场。

[0056] 使用杆和输入按钮等输入设备来实现操作部 7。操作部 7 与医生或护士等用户的输入操作相对地对应地对磁场控制部 8 输入对胶囊型内窥镜 2 的磁性引导进行指示的指示信息。

[0057] 磁场控制部 8 根据由操作部 7 输入的指示信息, 来控制线圈用电源部 6 对磁场产生部 5 的通电量, 通过进行该线圈用电源部 6 的控制, 来控制产生上述三维磁场的磁场产生部 5 的磁场产生动作。在这种情况下, 磁场控制部 8 从后述的位置检测装置 10 的控制部 16 获取包含被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的当前位置和当前方向各信息的位置方向信息, 根据所获取的该位置方向信息, 来决定要对胶囊型内窥镜 2 施加的磁场的强度和方向。上述磁场控制部 8 使磁场产生部 5 在被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的当前位置处形成用于实现根据来自上述操作部 7 的指示信息而指示的胶囊型内窥镜 2 的磁性引导的强度和方向的磁场。其结果, 磁场控制部 8 控制向被检体内部的所期望的位置或所期望的方向磁性引导胶囊型内窥镜 2。

[0058] 另外, 磁场控制部 8 将在对胶囊型内窥镜 2 的磁性引导进行控制时由磁场产生部 5 向三维空间 A0 内部 (具体地说是被检体内部) 的胶囊型内窥镜 2 施加的磁场的强度和方向作为磁场强度信息和磁场方向信息而存储。磁场控制部 8 在被指示向图像显示装置 9 进行发送时, 向图像显示装置 9 发送上述磁场强度信息和磁场方向信息以及从位置检测装置 10 获取的位置方向信息。

[0059] 图像显示装置 9 用于显示由胶囊型内窥镜 2 拍摄到的被检体的体内图像等的各种信息, 具有从上述接收装置 3 和磁性引导装置 4 取入各种信息并且存储并显示所取入的各种信息的如工作站等那样的结构。具体地说, 图像显示装置 9 从接收装置 3 取入被检体的体内图像等, 从磁场控制部 8 取入磁场强度信息、磁场方向信息以及位置方向信息。图像显示装置 9 将上述体内图像、磁场强度信息、磁场方向信息以及位置方向信息等各种信息显示在画面上。医生或护士等用户通过确认由上述图像显示装置 9 显示的各种信息, 来进行被检体的脏器内观察的同时, 使用操作部 7 进行胶囊型内窥镜 2 的磁性引导操作。

[0060] 位置检测装置 10 用于检测位于上述绝对坐标系的三维空间 A0 内部的被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的位置和方向, 具备: 磁场检测部 11, 其检测从胶囊型内窥镜 2 放出的磁场; 位置算出部 13, 其根据磁场检测部 11 的磁场检测结果, 计算胶囊型内窥镜 2 的位置和方向; 输入部 14, 其输入各种信息; 存储部 15, 其存储各种信息; 以及控制部 16, 其控制上述位置检测装置 10 的各结构部分。

[0061] 磁场检测部 11 具有多个检测线圈 12, 通过多个检测线圈 12 来检测由内置于胶囊型内窥镜 2 的磁场产生部 2b 所产生的磁场。具体地说, 多个检测线圈 12 例如排列成矩阵状, 将来自该磁场产生部 2b 的磁场 (交变磁场) 变换为电压来分别进行检测。磁场检测部 11 使用上述各检测线圈 12 的电压检测值 Vd_1 、 $\cdots$ 、 Vd_n (n 是检测线圈 12 的配置数量) 和比例系数来进行规定的运算处理, 获取由各检测线圈 12 检测出的磁场强度的测量值、即磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 。磁场检测部 11 将上述磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 作为各检测线圈的磁场检测结果 (检测体的磁场信息的一例) 而发送到控制部 16。

[0062] 此外, 在三维空间 A0 中的胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息 (详细地说, 是胶囊型

内窥镜 2 的位置坐标 $rc(x, y, z)$ 以及在位置坐标 $rc(x, y, z)$ 处的磁偶极矩 $M(mx, my, mz)$ 的合计 6 个变量) 的计算处理中使用上述各检测线圈 12 的磁场检测结果。因此, 希望检测线圈 12 的配置数量大于等于 6 个。

[0063] 位置算出部 13 作为运算处理部而发挥功能, 该运算处理部计算胶囊型内窥镜 2 在绝对坐标系的三维空间 A0 中的位置和方向。具体地说, 位置算出部 13 根据控制部 16 的控制来临时设定胶囊型内窥镜 2 的位置坐标 rc 和磁偶极矩 M , 使用临时设定的该位置坐标 rc 和磁偶极矩 M 来计算各检测线圈 12 的磁场检测结果的理论值 (以下称为磁场强度理论值)。另外, 位置算出部 13 经由控制部 16 获取各检测线圈 12 的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 。位置算出部 13 根据控制部 16 的控制, 制作表示上述各检测线圈 12 的磁场检测结果的测量值 (即, 磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n) 与磁场强度理论值之间的误差的评价函数, 执行基于所制作的该评价函数的最优化收敛计算, 来算出胶囊型内窥镜 2 的位置和方向。在这种情况下, 位置算出部 13 根据上述最优化收敛计算的误差值最小时的临时位置坐标 rc 和临时磁偶极矩 M 来计算胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息。之后, 位置算出部 13 将该误差值最小时的最优化收敛计算的结果、即胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息发送到控制部 16。在这种情况下, 位置算出部 13 将向量 $p(x, y, z, mx, my, mz)$ 的信息作为上述最优化收敛计算的结果、即胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息而发送给控制部 16, 该向量 p 中作为向量成分而包含位置坐标 rc 和磁偶极矩 M 的各成分。

[0064] 使用键盘以及鼠标等输入设备来实现输入部 14, 该输入部 14 根据医生或护士等用户的输入操作, 对控制部 16 输入各种信息。作为由上述输入部 14 对控制部 16 输入的各种信息, 例如列举出对控制部 16 进行指示的指示信息、胶囊型内窥镜 2 的临时的位置方向信息等。此外, 该临时的位置方向信息是在由上述位置算出部 13 计算磁场强度理论值时需要的位置坐标 rc 和磁偶极矩 M 的初始值, 具体地说是向量 $p(x, y, z, mx, my, mz)$ 的临时设定值。

[0065] 使用 RAM、EEPROM、快闪存储器或硬盘等可重写地保存信息的各种存储介质来实现存储部 15。存储部 15 存储由控制部 16 指示存储的各种信息, 向控制部 16 发送由控制部 16 指示从所存储的各种信息中读出的信息。具体地说, 存储部 15 存储上述最优化收敛计算的收敛结果信息 15a 以及与位置检测装置 10 的检测空间有关的区域信息 15b。

[0066] 收敛结果信息 15a 是由位置算出部 13 执行的最优化收敛计算的收敛结果, 至少包含最终收敛结果 (在时间序列上最新的收敛结果)。此外, 在此所说的收敛结果是由位置算出部 13 执行的最优化收敛计算中的、最优化收敛计算的误差值收敛于规定的阈值以下的最优化收敛计算的结果。另一方面, 区域信息 15b 是分别确定设定在位置检测装置 10 的检测空间内的判断区域和内侧区域的坐标信息。此外, 该检测空间是上述绝对坐标系的三维空间 A0 中的能够由位置检测装置 10 对检测体 (例如胶囊型内窥镜 2) 的位置和方向进行检测的范围的空间。另外, 该判断区域是在上述位置检测装置 10 的检测空间内设定的区域, 是上述收敛结果的可靠性高 (基于收敛结果的位置方向信息与胶囊型内窥镜 2 的实际的当前位置和当前方向之间的误差小) 的区域。该内侧区域是采纳位置检测装置 10 的位置检测精确度而在判断区域内设定的区域, 是将通过最优化收敛计算而算出的胶囊型内窥镜 2 的位置波动范围可靠地收容在判断区域内的区域。

[0067] 控制部 16 控制位置检测装置 10 的各结构部分 (磁场检测部 11、位置算出部 13、

输入部 14 以及存储部 15) 的动作, 并且控制上述各结构部分间的信号的输入和输出。具体地说, 控制部 16 根据由输入部 14 输入的指示信息来控制来自磁场检测部 11 的信息输入以及位置算出部 13 的位置方向信息的计算处理, 由此控制作为检测体的胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息的检测。

[0068] 另外, 控制部 16 具有: 收敛判断部 16a, 其判断位置算出部 13 的最优化收敛计算的结果是否收敛; 区域判断部 16b, 其判断胶囊型内窥镜 2 在三维空间 A0 内的存在区域; 以及更新处理部 16c, 其更新最优化收敛计算的收敛结果等的信息。

[0069] 收敛判断部 16a 获取由上述位置算出部 13 执行的最优化收敛计算的结果, 判断所获取的该最优化收敛计算的结果是否收敛。控制部 16 使存储部 15 将由上述收敛判断部 16a 判断为收敛状态的最优化收敛计算的结果 (即, 收敛结果) 作为收敛结果信息 15a 的一部分而存储。此外, 作为上述最优化收敛计算的收敛结果, 例如列举出包含上述胶囊型内窥镜 2 的位置坐标 rc 和磁偶极矩 M 的各向量成分的向量 $p(x, y, z, mx, my, mz)$ 的信息。

[0070] 区域判断部 16b 判断由位置算出部 13 通过最优化收敛计算而算出的胶囊型内窥镜 2 的位置是否处于判断区域内, 区域判断部 16b 进一步判断上述胶囊型内窥镜 2 的位置是否处于内侧区域内。在此, 控制部 16 在上述绝对坐标系的三维空间 A0 内设定作为用于检测胶囊型内窥镜 2 的位置和方向的的空间的位置检测装置 10 的检测空间, 并在所设定的该检测空间内设定上述判断区域。另外, 控制部 16 通过采纳位置检测装置 10 的位置检测精确度而在该判断区域内设定上述内侧区域。区域判断部 16b 根据上述判断区域或内侧区域的各坐标信息和位置方向信息, 来判断该位置方向信息 (具体地说是向量 p) 所表示的胶囊型内窥镜 2 的位置是否处于判断区域内或内侧区域内。此外, 控制部 16 使存储部 15 将规定上述判断区域的多个坐标信息以及规定内侧区域的多个坐标信息作为上述区域信息 15b 的一部分而存储。

[0071] 更新处理部 16c 更新上述最优化收敛计算的最终收敛结果。具体地说, 更新处理部 16c 将由收敛判断部 16a 判断为收敛状态的最优化收敛计算的结果 (收敛结果) 作为当前时刻的最终收敛结果, 在收敛判断部 16a 每次判断为收敛状态时, 将所得到的最新的收敛结果作为最终收敛结果依次进行更新。此外, 控制部 16 使存储部 15 将由上述更新处理部 16c 定义的最终收敛结果作为上述收敛结果信息 15a 的一部分而存储。另一方面, 更新处理部 16c 根据需要来扩展上述判断区域, 将该扩展后的判断区域作为最终的判断区域来进行更新。

[0072] 接着, 说明本发明的实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的动作。图 2 是例示由实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的控制部 16 执行的处理过程的流程图。在位置检测装置 10 检测被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息的情况下, 控制部 16 控制来自磁场检测部 11 的信息输入以及位置算出部 13 的各种运算处理, 从而控制胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息的检测。

[0073] 具体地说, 如图 2 所示, 控制部 16 获取由输入部 14 输入的初始的位置方向信息 (步骤 S101), 将位置算出部 13 的最优化收敛计算的收敛计算次数初始化为零值 (步骤 S102)。此外, 该初始的位置方向信息例如是参考胶囊型内窥镜 2 在三维空间 A0 内 (具体地说是被检体内部) 的初始的位置而临时设定的初始信息, 包含临时的向量 p 的信息。控制部 16 将上述初始的位置方向信息发送到位置算出部 13。

[0074] 接着,控制部 16 从磁场检测部 11 获取各检测线圈 12 的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} (步骤 S103)。在该步骤 S103 中,控制部 16 针对 n 个检测线圈 12 分别获取规定的平均次数的磁场强度检测值,将上述平均次数的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 按每个检测线圈进行移动平均处理。控制部 16 通过上述移动平均处理能够减少包含在磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 中的胶囊型内窥镜 2 的位置波动的要素。控制部 16 将进行了上述移动平均后的各检测线圈 12 的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 发送到位置算出部 13。

[0075] 此外,控制部 16 在执行上述移动平均处理时,也可以从 n 个检测线圈 12 的各磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 中选择要在位置算出部 13 的最优化收敛计算中使用的需要个数 (例如大于等于 6 个) 的各检测线圈 12 的磁场强度检测值,针对所选择的各磁场强度检测值分别执行移动平均处理。

[0076] 接着,控制部 16 使位置算出部 13 计算在最优化收敛计算中使用的与各磁场强度检测值相对应的各检测线圈 12 的磁场强度理论值 (步骤 S104)。在该步骤 S104 中,控制部 16 将表示胶囊型内窥镜 2 的临时的位置方向信息的临时的向量 $p(x, y, z, mx, my, mz)$ 和各检测线圈 12 的位置坐标 rs_i (i 是 $1 \sim n$ 的整数) 发送到位置算出部 13。此外,在位置算出部 13 的收敛计算次数是第一次的情况下,上述临时的向量 p 是在上述步骤 S101 中输入的初始的位置方向信息,在位置算出部 13 的收敛计算次数是第二次以后的情况下,上述临时的向量 p 是以前的最优化收敛计算的最终收敛结果。位置算出部 13 根据控制部 16 的控制,基于上述临时的向量 p 和各检测线圈 12 的位置坐标 rs_i 来计算各检测线圈 12 的磁场强度检测理论值。

[0077] 具体地说,位置算出部 13 根据从上述控制部 16 获取的临时的向量 p ,来临时设定胶囊型内窥镜 2 在三维空间 A0 的位置坐标 $rc(x, y, z)$ 和在该位置坐标处的磁偶极矩 $M(mx, my, mz)$ 。然后,位置算出部 13 计算该位置坐标 $rc(x, y, z)$ 与第 i 个检测线圈 12 的位置坐标 $rs_i(x_i, y_i, z_i)$ 之间的距离向量 $r_i(x_i - x, y_i - y, z_i - z)$ 。此外,该编号 i 是确定上述多个检测线圈 12 的各个检测线圈的编号,是 $1 \sim n$ 的整数。位置算出部 13 使用上述磁偶极矩 M 、位置坐标 rc 以及距离向量 r_i 来计算磁场强度理论值 B_i 。该磁场强度理论值 B_i 是第 i 个检测线圈 12 检测由磁偶极矩 M 形成的磁场 (具体地说是磁场产生部 2b 所形成的磁场) 的情况下的磁检测结果的理论值,根据下式 (1) 而算出该磁场强度理论值 B_i 。位置算出部 13 通过重复执行基于式 (1) 的运算处理来计算第 $1 \sim n$ 个各检测线圈 12 的磁场强度理论值 B_1 、 $\cdots$ 、 B_n 。

[0078] [式 1]

$$[0079] \quad B_i = \frac{1}{4\pi} \left\{ \frac{3(M \cdot r_i)}{r_i^5} r_i - \frac{M}{r_i^3} \right\} \quad \cdots(1)$$

[0080] 接着,控制部 16 使位置算出部 13 制作表示上述各检测线圈 12 的磁场强度检测值与磁场强度理论值之间的误差的评价函数 (步骤 S105),使位置算出部 13 执行基于所制作的该评价函数的最优化收敛计算 (步骤 S106)。在这种情况下,位置算出部 13 根据控制部 16 的控制,来制作表示各检测线圈 12 的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 与磁场强度理论值 B_1 、 $\cdots$ 、 B_n 之间的误差 (例如平方误差) 的评价函数。利用下式 (2) 表示上述位置算出部 13 所制作的评价函数。

[0081] [式 2]

$$[0082] \quad \sum_{i=1}^n (Bd_i - B_i(p))^2 = 0 \quad \dots(2)$$

[0083] 位置算出部 13 根据控制部 16 的控制, 执行基于由该式 (2) 表示的评价函数的最优化收敛计算, 来算出胶囊型内窥镜 2 的位置和方向。在这种情况下, 位置算出部 13 算出向量 $p(x, y, z, mx, my, mz)$ 来作为胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息, 该向量 p 中作为向量成分而包含上述最优化收敛计算的误差值最小时的临时的位置坐标 rc 和临时的磁偶极矩 M 。

[0084] 之后, 控制部 16 判断由上述位置算出部 13 进行的最优化收敛计算的结果是否收敛 (步骤 S107)。在该步骤 S107 中, 收敛判断部 16a 从位置算出部 13 获取最优化收敛计算的误差值, 并将该误差值与规定的阈值进行比较。收敛判断部 16a 在该误差值大于阈值的情况下, 判断为该最优化收敛计算的结果没有收敛 (即, 处于发散状态)。

[0085] 控制部 16 在由位置算出部 13 进行的最优化收敛计算的结果没有收敛的情况下 (步骤 S107: “否”), 判断该最优化收敛计算的执行次数是否超过规定的收敛计算次数 (步骤 S108)。控制部 16 在该最优化收敛计算的执行次数小于等于规定的收敛计算次数、即没有使位置算出部 13 执行规定的收敛计算次数的最优化收敛计算的情况下 (步骤 S108: “否”), 修改临时设定的位置方向信息 (步骤 S109)。在该步骤 S109 中, 控制部 16 修改表示上述临时的位置方向信息的临时的向量 p 的各变量 (即, 向量成分), 将该修改后的临时的向量 p 设为下一次最优化收敛计算的计算起点。之后, 控制部 16 将位置算出部 13 的收敛计算次数递增 (步骤 S110), 返回上述步骤 S104, 重复该步骤 S104 以后的处理过程。

[0086] 另一方面, 在上述步骤 S107 中, 在由位置算出部 13 进行的最优化收敛计算的误差值小于等于规定的阈值的情况下, 收敛判断部 16a 判断为该最优化收敛计算的结果收敛 (即, 最优化收敛计算的误差值处于收敛状态)。控制部 16 在最优化收敛计算的结果收敛的情况下 (步骤 S107: “是”), 判断该最优化收敛计算的结果是否收敛于判断区域内 (步骤 S111)。

[0087] 在该步骤 S111 中, 区域判断部 16b 判断由基于该最优化收敛计算的收敛结果的向量 p 表示的胶囊型内窥镜 2 的位置坐标是否为判断区域内的位置坐标, 在上述胶囊型内窥镜 2 的位置坐标处于判断区域内的情况下, 判断为该最优化收敛计算的结果收敛于判断区域内, 在处于判断区域外的情况下, 判断为该最优化收敛计算的结果拟收敛于判断区域外 (即, 最优化收敛计算的结果处于发散状态)。控制部 16 在该最优化收敛计算的结果收敛于判断区域内的情况下 (步骤 S111: “是”), 更新由位置算出部 13 进行的最优化收敛计算的最终收敛信息 (步骤 S112)。此外, 上述最优化收敛计算的最终收敛信息是基于收敛结果的向量 p (胶囊型内窥镜 2 的位置方向信息)、得到收敛结果时的判断区域等。另一方面, 控制部 16 在该最优化收敛计算的结果拟收敛于判断区域外的情况下, 执行将该最优化收敛计算的发散状态恢复为收敛状态的恢复处理 (步骤 S113)。

[0088] 上述控制部 16 在执行步骤 S112 或 S113 之后, 判断是否结束处理 (步骤 S114), 在不结束的情况下 (步骤 S114: “否”), 返回上述步骤 S102, 重复该步骤 S102 以后的处理过程。另一方面, 控制部 16 例如在由输入部 14 输入了指示处理结束的指示信息的情况下, 判断为处理结束 (步骤 S114: “是”), 结束本处理。

[0089] 另一方面, 在上述步骤 S108 中, 控制部 16 在最优化收敛计算的执行次数超过规定的收敛计算次数的情况下 (步骤 S108: “是”), 进入上述步骤 S111, 重复该步骤 S111 以后

的处理过程。在这种情况下,收敛判断部 16a 根据在该步骤 S108 中最优化收敛计算的执行次数超过规定的收敛计算次数的情形,判断为该最优化收敛计算的结果没有收敛(即,最优化收敛计算的误差值处于发散状态)。因此,控制部 16 在之后的步骤 S111 中判断为该最优化收敛计算的结果没有收敛于判断区域内(步骤 S111:“否”),进入步骤 S113,重复该步骤 S113 以后的处理过程。

[0090] 接着,说明上述最终收敛信息的更新处理(步骤 S112)。图 3 是例示直到实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的控制部 16 完成最终收敛信息的更新处理为止的处理过程的流程图。如图 3 所示,控制部 16 在由位置算出部 13 进行的最优化收敛计算的结果收敛于判断区域内的情况下,进一步判断由基于该最优化收敛计算的收敛结果的向量 p 表示的胶囊型内窥镜 2 的位置(以下称为收敛点)是否处于内侧区域内(步骤 S201)。在该步骤 S201 中,区域判断部 16b 从存储部 15 内的区域信息 15b 中读出规定内侧区域的多个(例如立方体的 8 个顶点)坐标信息,根据所读出的该内侧区域的坐标信息和向量 p 的向量成分,来判断该收敛点是否处于内侧区域内。

[0091] 控制部 16 在该收敛点处于内侧区域内的情况下(步骤 S201:“是”),维持设定在该内侧区域的外侧的判断区域(步骤 S202)。即,控制部 16 在通过最优化收敛计算而算出的胶囊型内窥镜 2 的位置坐标处于内侧区域内的情况下,维持当前时刻的判断区域的坐标信息,不变更该判断区域。

[0092] 另一方面,控制部 16 在基于最优化收敛计算的收敛结果的收敛点处于内侧区域外的情况下(步骤 S201:“否”),扩展该内侧区域外侧的判断区域(步骤 S203),来更新判断区域(步骤 S204)。在上述步骤 S203、S204 中,更新处理部 16c 与位置检测装置 10 的位置检测精确度(具体地说是胶囊型内窥镜 2 的收敛点的位置波动范围)相对应地扩展判断区域,设定将该收敛点的位置波动范围收容在区域内的状态的判断区域。更新处理部 16c 将上述扩展后的判断区域作为最终的判断区域来进行更新。规定上述更新后的最终的判断区域的坐标信息作为区域信息 15b 的一部分而被存储到存储部 15 中。

[0093] 执行了上述步骤 S202 或 S204 的处理过程的控制部 16 将算出了该收敛点的最优化收敛计算的收敛结果(具体地说是表示该收敛点的向量 p)作为最终收敛结果来进行更新(步骤 S205),返回上述步骤 S112。此外,上述更新后的最终收敛结果作为收敛结果信息 15a 的一部分而被存储到存储部 15 中。将与上述最终收敛结果相对应的向量 p 用作下一次最优化收敛计算的计算起点。

[0094] 接着,说明上述最优化收敛计算的收敛状态的恢复处理(步骤 S113)。图 4 是例示直到实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的控制部 16 完成最优化收敛计算的收敛状态的恢复处理为止的处理过程的流程图。

[0095] 如图 4 所示,控制部 16 在由位置算出部 13 进行的最优化收敛计算的结果没有收敛于判断区域内的情况下,首先重新获取在该最优化收敛计算中使用的各检测线圈 12 的磁场强度检测值,来更新在最优化收敛计算中使用的各磁场强度检测值(步骤 S301),如果在上述步骤 S103 中获取各检测线圈 12 的磁场强度检测值起没有经过规定的时间(步骤 S302:“否”),则重复该步骤 S301 的处理过程。控制部 16 重复上述步骤 S301、S302 直到经过规定的时间为止,由此在规定的时间停止上述最优化收敛计算等的位置算出部 13 的运算处理。

[0096] 在此,在上述最优化收敛计算的结果发散的情况下,在该最优化收敛计算中使用的各检测线圈 12 的磁场强度检测值有可能受到噪声等干扰所引起的不良影响。控制部 16 直到经过规定的时间、例如与通过上述移动平均处理得到的磁场强度检测值的平均次数和从各检测线圈 12 获取一个磁场强度检测值的采样时间的乘积值相当的时间为止停止位置算出部 13 的运算处理,并且按从旧到新的顺序使各检测线圈 12 的磁场强度检测值无效,由此,能够删除成为该最优化收敛计算的结果发散的原因的磁场强度检测值。

[0097] 控制部 16 在经过了上述规定的时间的情况下(步骤 S302:“是”),从存储部 15 的收敛结果信息 15a 中读出位置算出部 13 的最终收敛结果(步骤 S303),将所读出的该最终收敛结果和在步骤 S301 中更新后的各检测线圈 12 的磁场强度检测值(具体地说是按每个检测线圈进行了移动平均处理后的各磁场强度检测值)发送到位置算出部 13。控制部 16 使位置算出部 13 使用上述各检测线圈 12 的磁场强度检测值和最终收敛结果(表示最终的收敛点的向量 p)来执行最优化收敛计算(步骤 S304)。此外,在该步骤 S304 的最优化收敛计算中使用的最终收敛结果表示包含在上述判断区域(例如通过更新处理部 16c 进行扩展之前的判断区域)内的收敛点(向量 p)。

[0098] 在该步骤 S304 中,位置算出部 13 根据作为最终收敛结果而获取的向量 p ,来临时设定胶囊型内窥镜 2 的位置坐标 $rc(x, y, z)$ 和磁偶极矩 $M(mx, my, mz)$,使用临时设定的该位置坐标 rc 和磁偶极矩 M 根据上述式(1)重新计算磁场强度理论值 $B_1、\dots、B_n$ 。然后,位置算出部 13 制作表示上述重新算出的磁场强度理论值 $B_1、\dots、B_n$ 与在上述步骤 S301、S302 中重新获取的磁场强度检测值 $Bd_1、\dots、Bd_n$ 之间的误差的评价函数(参照式(2)),根据所制作的该评价函数执行一次最优化收敛计算。位置算出部 13 将这一次的最优化收敛计算的结果发送到控制部 16。

[0099] 控制部 16 获取在步骤 S304 中由位置算出部 13 执行的最优化收敛计算的结果,判断所获取的该最优化收敛计算的结果是否收敛于判断区域内(步骤 S305)。在该步骤 S305 中,收敛判断部 16a 判断这一次的最优化收敛计算的误差值是否收敛于规定的阈值以下,区域判断部 16b 判断由通过这一次的最优化收敛计算而算出的向量 p 表示的胶囊型内窥镜 2 的位置是否处于判断区域内。控制部 16 在这一次的最优化收敛计算的结果收敛于判断区域内的情况下(步骤 S305:“是”),能够将由位置算出部 13 进行的最优化收敛计算的发散状态恢复为收敛状态,返回上述步骤 S113。

[0100] 另一方面,控制部 16 在这一次的最优化收敛计算的结果没有收敛于判断区域内的情况下(步骤 S305:“否”),返回上述步骤 S301,重复该步骤 S301 以后的处理过程。

[0101] 此外,在这一次的最优化收敛计算的误差值收敛于规定的阈值以下并且由通过这一次的最优化收敛计算而算出的向量 p 表示的胶囊型内窥镜 2 的位置处于判断区域内的情况下,判断为这一次的最优化收敛计算的结果收敛于判断区域内,在这一次的最优化收敛计算的误差值大于规定的阈值的情况下或者在由通过这一次的最优化收敛计算而算出的向量 p 表示的胶囊型内窥镜 2 的位置处于判断区域外的情况下,判断为这一次的最优化收敛计算的结果没有收敛于判断区域内。

[0102] 接着,具体说明包含上述最优化收敛计算的最终收敛结果和判断区域的最终收敛信息的更新处理(步骤 S112)以及收敛状态的恢复处理(步骤 S113)。图 5 是用于具体说明最优化收敛计算的最终收敛信息的更新处理和收敛状态的恢复处理的示意图。在图 5

中,位置 P0、P1、P2 是通过位置算出部 13 的最优化收敛计算依次算出的胶囊型内窥镜 2 的位置,位置 P2 是在位置 P1 之后算出的位置坐标,位置 P0 是在位置 P1 之前算出的收敛点。

[0103] 如图 5 所示,控制部 16 在能够由磁场检测部 11 的多个检测线圈 12 正常地检测磁场的三维空间内设定判断区域 A1,考虑胶囊型内窥镜 2 的位置波动范围 A3 而在该判断区域 A1 内(例如包含判断区域 A1 的中央部的区域)设定内侧区域 A2。在这种情况下,内侧区域 A2 是能够将上述胶囊型内窥镜 2 的位置波动范围 A3 可靠地收容在判断区域 A1 内的区域。即,内侧区域 A2 内的胶囊型内窥镜 2 的位置(例如位置 P1)包括位置波动范围 A3 在内而可靠地收容在判断区域 A1 内。这意味着突然无法检测到内侧区域 A2 内的胶囊型内窥镜 2 的位置的可能性较低。

[0104] 在此,控制部 16 判断算出胶囊型内窥镜 2 的位置 P1 时的最优化收敛计算的结果是否收敛于判断区域 A1 内。在这种情况下,收敛判断部 16a 判断与该位置 P1 相对应的最优化收敛计算的误差值是否收敛于规定的阈值以下,区域判断部 16b 判断该位置 P1 是否处于判断区域 A1 内。在由上述收敛判断部 16a 和区域判断部 16b 判断为该最优化收敛计算的结果收敛并且判断为该位置 P1 处于判断区域 A1 内的情况下,控制部 16 判断为与该位置 P1 相对应的最优化收敛计算收敛于判断区域 A1 内,获取该位置 P1 来作为胶囊型内窥镜 2 的收敛点。

[0105] 在该位置 P1 是判断区域 A1 内的收敛点的情况下,区域判断部 16b 进一步判断该位置 P1 是否为内侧区域 A2 内的收敛点。在此,在该位置 P1 如图 5 所示那样是内侧区域 A2 内的位置坐标的情况下,区域判断部 16b 将该位置 P1 判断为内侧区域 A2 内的收敛点。在这种情况下,控制部 16 维持该判断区域 A1,更新处理部 16c 将表示该位置 P1 的向量 $p(x, y, z, m_x, m_y, m_z)$ 作为最终收敛结果来进行更新。

[0106] 控制部 16 在使位置算出部 13 算出上述位置 P1 之后的位置 P2 时,将与该位置 P1 相对应的最终收敛结果(向量 p)设为下一次的最优化收敛计算的计算起点。位置算出部 13 使用与上述位置 P1 相对应的最终收敛结果来临时设定胶囊型内窥镜 2 的位置坐标 r_c 和磁偶极矩 M ,根据上述式(1)来计算磁场强度理论值 B_1 、 $\dots$ 、 B_n 。另外,位置算出部 13 使用所算出的该磁场强度理论值 B_1 、 $\dots$ 、 B_n 和各检测线圈 12 的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\dots$ 、 B_{dn} 来制作评价函数(参照式(2)),执行基于所制作的该评价函数的最优化收敛计算,从而算出表示胶囊型内窥镜 2 的位置 P2 的向量 p 。

[0107] 在此,控制部 16 针对胶囊型内窥镜 2 的位置 P2 也与上述位置 P1 的情况同样地判断最优化收敛计算的结果是否收敛于判断区域 A1 内。具体地说,控制部 16 在由收敛判断部 16a 判断为本次的最优化收敛计算的结果收敛并且由区域判断部 16b 判断为该位置 P2 处于判断区域 A1 内的情况下,判断为与该位置 P2 相对应的最优化收敛计算收敛于判断区域 A1 内,获取该位置 P2 来作为胶囊型内窥镜 2 的收敛点。

[0108] 在该位置 P2 是判断区域 A1 内的收敛点的情况下,区域判断部 16b 进一步判断该位置 P2 是否为内侧区域 A2 内的收敛点。此外,内侧区域 A2 是比该判断区域 A1 至少小与胶囊型内窥镜 2 的位置波动范围相当的空间的区域,通过控制部 16 将内侧区域 A2 设定在判断区域 A1 的内侧。在此,在该位置 P2 如图 5 所示那样是内侧区域 A2 外的位置坐标的情况下,区域判断部 16b 将该位置 P2 判断为内侧区域 A2 外的收敛点。在这种情况下,更新处理部 16c 与该位置 P2 的位置波动范围 A3 相对应地将判断区域 A1 扩展为判断区域 A4(即,

设定将判断区域 A1 扩展了与位置波动范围 A3 相当的空间得到的判断区域 A4), 将该扩展后的判断区域 A4 作为最终的判断区域来进行更新。在这种情况下, 位置 P2 的位置波动范围 A3 收容在上述扩展后的判断区域 A4 内。另外, 更新处理部 16c 将表示该位置 P2 的向量 $p(x, y, z, mx, my, mz)$ 作为最终收敛结果来进行更新。

[0109] 另一方面, 控制部 16 在算出胶囊型内窥镜 2 的位置 P1 时的最优化收敛计算的结果没有收敛于判断区域 A1 内的情况下, 直到经过规定的时间 (与上述移动平均处理的平均次数和磁场强度检测值的采样时间的乘积值相当的时间) 为止按从旧到新的顺序使各检测线圈 12 的磁场强度检测值无效, 并且停止位置算出部 13 的运算处理, 由此, 更新与各检测线圈 12 的移动平均次数相当的磁场强度检测值。另外, 控制部 16 在位置 P1 不是收敛点的情况下, 将与作为在该位置 P1 之前算出的收敛点中的最新的收敛点的位置 P0 相对应的最终收敛结果设为下一次的最优化收敛计算的计算起点, 从而使位置算出部 13 执行最优化收敛计算。此外, 与该最终收敛结果相对应的位置 P0 是扩展前的判断区域 A1 内的收敛点。

[0110] 位置算出部 13 根据上述控制部 16 的控制, 执行将与该位置 P0 相对应的最终收敛结果 (向量 p) 设为计算起点的最优化收敛计算, 来计算向量 p 。在此, 在该最优化收敛计算收敛于判断区域内的情况下, 控制部 16 能够将前一次处于发散状态的最优化收敛计算的结果在短时间内恢复为收敛状态。之后, 控制部 16 将上述最优化收敛计算的收敛结果设为下一次最优化收敛计算的计算起点来使位置算出部 13 执行最优化收敛计算。

[0111] 如以上所说明的那样, 在本发明的实施方式 1 中, 构成为由多个检测线圈检测来自被内置于胶囊型内窥镜等检测体的磁场产生部的磁场, 使运算处理部执行基于表示这些多个检测线圈的各磁场检测结果的测量值 (检测值) 与理论值之间的误差的评价函数的最优化收敛计算, 判断由该运算处理部进行的最优化收敛计算的误差值是否收敛, 在最优化收敛计算的误差值收敛的情况下, 计算基于该最优化收敛计算的收敛结果的检测体的位置方向信息, 并且将该收敛结果设定为下一次的最优化收敛计算的计算起点, 另一方面, 在最优化收敛计算的误差值不收敛 (发散) 的情况下, 直到经过规定的时间为止停止最优化收敛计算等的运算处理部的运算处理, 重新获取这些多个检测线圈的各磁场检测结果的测量值, 并且将以前的最优化收敛计算的最终收敛结果作为计算起点来使运算处理部重新开始最优化收敛计算。因此, 能够排除当由多个检测线圈检测来自磁场产生部的磁场时受到噪声等干扰的不良影响的磁场检测结果的测量值, 并且能够防止将误差值发散时的最优化收敛计算的结果 (不准确的运算结果) 用作下一次最优化收敛计算的计算起点。由此, 能够实现如下的位置检测装置: 即使在最优化收敛计算的误差值发散的情况下, 也能够可靠地将最优化收敛计算的收敛结果用作下一次的最优化收敛计算的计算起点, 其结果, 在计算检测体的位置信息和方向信息的最优化收敛计算的误差值发散时, 能够在短时间内恢复该最优化收敛计算的收敛状态。

[0112] 另外, 构成为在检测体的位置和方向的检测空间内设定判断区域, 判断基于最优化收敛计算的收敛结果的检测体的位置坐标是否处于判断区域内, 在处于判断区域内的情况下, 将算出该判断区域内的位置坐标的最优化收敛计算的收敛结果设为下一次的最优化收敛计算的计算起点, 在处于判断区域外的情况下, 判断为算出该判断区域外的位置坐标的最优化收敛计算处于发散状态, 如上所述那样直到经过规定的时间为止停止最优化收敛

计算等的运算处理部的运算处理,重新获取各磁场检测结果的测量值,并且将以前的最优化收敛计算的最终收敛结果作为计算起点来使运算处理部重新开始最优化收敛计算。因此,能够防止将误差值拟收敛时的最优化收敛计算的结果等的不准确的最优化收敛计算的结果用作下一次的优化收敛计算的计算起点,由此能够更高精确度地计算检测体的位置和方向,并且能够容易地维持最优化收敛计算的收敛状态。

[0113] 并且,在上述判断区域内设定将检测体的位置波动范围收容在判断区域内的内侧区域,判断基于最优化收敛计算的收敛结果的检测体的位置坐标是否处于收敛判断稳定区域内,在处于内侧区域内的情况下,维持当前的判断区域,在处于判断区域外的情况下,与检测体的位置波动范围相对应地扩展判断区域,并将该扩展后的判断区域作为下一次执行最优化收敛计算时的判断区域来进行更新。因此,能够容易地与该位置检测装置的检测精确度相应地扩展判断区域,由此,能够抑制将误差值实际收敛的最优化收敛计算错误地判断为发散状态的情形,并且能够防止最优化收敛计算频繁发散,其结果,能够促进缩短计算检测体的位置方向信息的最优化收敛计算等的运算处理时间。

[0114] (实施方式 2)

[0115] 接着说明本发明的实施方式 2。在上述实施方式 1 中,由多个检测线圈 12 对被内置于作为检测体的胶囊型内窥镜 2 的磁场产生部 2b 所形成的磁场进行了检测,但是在本实施方式 2 中,对被内置于作为检测体的胶囊型内窥镜的 LC 标记器施加磁场,由多个检测线圈 12 检测由此产生的 LC 标记器的感应磁场。

[0116] 图 6 是示意性地表示本发明的实施方式 2 所涉及的胶囊引导系统的一个结构例的框图。如图 6 所示,本实施方式 2 所涉及的胶囊引导系统 21 具备胶囊型内窥镜 22 来代替上述实施方式 1 所涉及的胶囊引导系统 1 的胶囊型内窥镜 2,具备位置检测装置 23 来代替位置检测装置 10。胶囊型内窥镜 22 具备 LC 标记器 2c 来代替上述磁场产生部 2b。位置检测装置 23 具备对该 LC 标记器 2c 施加磁场的传动线圈组 24、从传动线圈组 24 中选择要产生磁场的传动线圈的线圈选择部 25 以及对传动线圈组 24 提供用于产生磁场的电流的线圈用电源部 26,具备控制部 27 来代替上述控制部 16。其它结构与实施方式 1 相同,对同一结构部分附加同一附图标记。

[0117] 胶囊型内窥镜 22 除了具备 LC 标记器 2c 来代替上述磁场产生部 2b 以外,与实施方式 1 的胶囊型内窥镜 2 相同。LC 标记器 2c 通过由位置检测装置 23 的传动线圈组 24 施加的磁场的作用来放出感应磁场。因而,根据 LC 标记器 2c 的方向的不同,存在更适合的传动线圈。由磁场检测部 11 的多个检测线圈 12 检测由上述 LC 标记器 2c 形成的感应磁场。在这种情况下,由上述磁场检测部 11 的多个检测线圈 12 检测出的感应磁场的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\dots$ 、 Bd_n 是检测体的磁场信息的一例,由控制部 27 获取该感应磁场的磁场强度检测值。

[0118] 利用多个磁场产生线圈(传动线圈)来实现传动线圈组 24,该多个磁场产生线圈产生用于检测被检体内部的胶囊型内窥镜 22 的位置方向信息的磁场。上述传动线圈组 24 对 LC 标记器 2c 施加在三维空间 A0 中的 LC 标记器 2c 的当前位置处以及线圈轴方向上具有最佳的强度和方向的磁场,通过所施加的该磁场的作用,使该 LC 标记器 2c 放出感应磁场。

[0119] 线圈选择部 25 作为传动线圈的切换部而发挥功能,根据控制部 27 的控制来从传动线圈组 24 中选择要产生磁场的大于等于一个的传动线圈。由上述线圈选择部 25 选择的

大于等于一个的传动线圈在三维空间 A0 中的 LC 标记器 2c 的当前位置处产生作为沿线圈轴方向贯穿该 LC 标记器 2c 的磁场的、具有最佳的强度和方向的磁场。

[0120] 线圈用电源部 26 与包含在传动线圈组 24 中的传动线圈的数量相对应地具有多个电源部,根据控制部 27 的控制,对由线圈选择部 25 从传动线圈组 24 中选择的大于等于一个的传动线圈提供交流电流。在这种情况下,上述线圈用电源部 26 所生成的交流信号被施加到通过线圈选择部 25 选择的传动线圈组 24 中的大于等于一个的传动线圈,使该大于等于一个的传动线圈产生磁场。

[0121] 控制部 27 控制上述传动线圈组 24、线圈选择部 25 以及线圈用电源部 26。具体地说,控制部 27 使线圈选择部 25 选择传动线圈群 24 中的大于等于一个的传动线圈,并控制线圈用电源部 26 对于使该线圈选择部 25 选择的大于等于一个的传动线圈的通电量,通过进行该通电量的控制来控制传动线圈组 24 的磁场产生动作。另外,控制部 27 从磁场检测部 11 获取由多个检测线圈 12 检测出的 LC 标记器 2c 的感应磁场的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 。控制部 27 根据上述式 (1) 计算上述感应磁场的各磁场强度理论值 B_1 、 $\cdots$ 、 B_n ,使位置算出部 13 执行基于评价函数(参照式 (2))的最优化收敛计算,该评价函数表示上述感应磁场的各磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 与各磁场强度理论值 B_1 、 $\cdots$ 、 B_n 之间的误差。另外,控制部 27 在恢复最优化收敛计算的收敛状态的恢复处理中除了进行直到经过规定的时间为止停止位置算出部 13 的运算处理的控制之外,还控制传动线圈组 24 的切换动作。上述控制部 27 所具有的其它功能与上述实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的控制部 16 相同。

[0122] 接着,说明本发明的实施方式 2 所涉及的位置检测装置 23 的动作。在位置检测装置 23 检测到被检体内部的胶囊型内窥镜 22 的位置方向信息的情况下,控制部 27 重复执行与上述实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的控制部 16 的处理过程(参照步骤 S101 ~ S114、图 2)大致相同的处理过程。在这种情况下,控制部 27 执行如下的恢复处理来代替上述步骤 S113 的收敛状态的恢复处理:在进行停止位置算出部 13 的运算处理的控制之后,进行切换传动线圈组 24 的控制,来恢复最优化收敛计算的收敛状态。

[0123] 图 7 是例示直到实施方式 2 所涉及的位置检测装置 23 的控制部 27 完成最优化收敛计算的收敛状态的恢复处理为止的处理过程的流程图。如图 7 所示,控制部 27 与上述步骤 S301、S302(参照图 4)同样地,更新在最优化收敛计算中使用的各磁场强度检测值(步骤 S401),如果没有经过规定的时间(步骤 S402:“否”),则重复该步骤 S401、S402,由此在规定的时间内停止最优化收敛计算等的位置算出部 13 的运算处理。

[0124] 另外,控制部 27 在经过了规定的时间的情况下(步骤 S402:“是”),与上述步骤 S303、S304(参照图 4)同样地从存储部 15 的收敛结果信息 15a 中读出位置算出部 13 的最终收敛结果(步骤 S403),将所读出的该最终收敛结果和在步骤 S401 中更新后的各检测线圈 12 的磁场强度检测值发送到位置算出部 13,使位置算出部 13 执行使用了上述各检测线圈 12 的磁场强度检测值和最终收敛结果(表示最终的收敛点的向量 p)的最优化收敛计算(步骤 S404)。之后,控制部 27 与上述步骤 S305(参照图 4)同样地判断位置算出部 13 所执行的最优化收敛计算的结果是否收敛于判断区域内(步骤 S405)。

[0125] 在此,在步骤 S404 中使位置算出部 13 执行了一次的最优化收敛计算的结果没有收敛于判断区域内的情况下(步骤 S405:“否”),控制部 27 控制线圈选择部 25 使其从传动

线圈组 24 中切换要产生磁场的大于等于一个的传动线圈（步骤 S406）。在该步骤 S406 中，线圈选择部 25 根据上述控制部 27 的控制，从传动线圈组 24 中按规定的顺序对大于等于一个的传动线圈进行切换，由此，对胶囊型内窥镜 22 内部的 LC 标记器 2c 依次施加不同磁化方向的磁场。在这种情况下，由上述线圈选择部 25 切换的传动线圈组 24 例如依次对 LC 标记器 2c 施加绝对坐标系的 X 轴方向的磁场、Y 轴方向的磁场、Z 轴方向的磁场。

[0126] 接着，控制部 27 重新获取通过在该步骤 S406 中使线圈选择部 25 选择的大于等于一个的传动线圈的磁场的作用而由 LC 标记器 2c 放出的感应磁场的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n ，更新在最优化收敛计算中使用的各检测线圈 12 的磁场强度检测值（步骤 S407）。之后，控制部 27 返回上述步骤 S404，重复该步骤 S404 以后的处理过程。

[0127] 另一方面，在步骤 S404 中使位置算出部 13 执行了一次的最优化收敛计算的结果收敛于判断区域内的情况下（步骤 S405：“是”），控制部 27 能够将由位置算出部 13 进行的最优化收敛计算的发散状态恢复为收敛状态，返回上述步骤 S113。

[0128] 如以上所说明的那样，在本发明的实施方式 2 中，通过从传动线圈组中选择的大于等于一个的传动线圈来对被内置于胶囊型内窥镜等检测体的 LC 标记器施加磁场，由此，从该 LC 标记器产生感应磁场，由多个检测线圈检测所产生的该感应磁场，使运算处理部执行基于表示这些多个检测线圈的各磁场检测结果的测量值（检测值）与理论值之间的误差的评价函数的最优化收敛计算，在最优化收敛计算的误差值发散的情况下，从传动线圈组中依次切换对 LC 标记器施加磁场的大于等于一个的传动线圈，来对该 LC 标记器依次施加不同方向的磁场，重新获取来自该 LC 标记器的感应磁场的磁场强度检测值，并且将以前的最优化收敛计算的最终收敛结果作为计算起点来使运算处理部重新开始最优化收敛计算，将其它处理设为与上述实施方式 1 相同。因此，能够享受与上述实施方式 1 的情况相同的作用效果，并且在检测体突然转换方向的情况下也能够容易地维持或恢复最优化收敛计算的收敛状态。

[0129] 另外，通过对被内置于检测体的 LC 标记器施加磁场而从该 LC 标记器产生感应磁场，因此能够节省该检测体（例如胶囊型内窥镜等医疗装置）的功耗。

[0130] （实施方式 3）

[0131] 接着，说明本发明的实施方式 3。在上述实施方式 2 中，由多个检测线圈 12 检测被内置于作为检测体的胶囊型内窥镜 2 的 LC 标记器 2c 的感应磁场，但是在本实施方式 3 中，在作为检测体的胶囊型内窥镜中内置检测磁场的检测线圈，由该检测体内部的检测线圈检测由被配置在检测体外部的传动线圈组产生的磁场，通过图像信号的接收装置来获取该检测线圈的磁场检测结果。

[0132] 图 8 是示意性地表示本发明的实施方式 3 所涉及的胶囊引导系统的一个结构例的框图。如图 8 所示，本实施方式 3 所涉及的胶囊引导系统 31 具备胶囊型内窥镜 32 来代替上述实施方式 2 所涉及的胶囊引导系统 21 的胶囊型内窥镜 22，具备接收装置 33 来代替接收装置 3，具备位置检测装置 34 来代替位置检测装置 23。胶囊型内窥镜 32 具备检测线圈 32b 来代替上述 LC 标记器 2c，将该检测线圈 32b 的磁场强度检测值和被检体的体内图像无线发送到接收装置 33。位置检测装置 34 具备传动线圈组 35a、35b 来代替上述位置检测装置 23 的传动线圈组 24，具备线圈选择部 36 来代替线圈选择部 25，具备线圈用电源部 37 来代替线圈用电源部 26，具备控制部 38 来代替控制部 27。另外，位置检测装置 34 不具备上

述磁场检测部 11, 而从接收装置 33 获取磁场强度检测值。其它结构与实施方式 2 相同, 对同一结构部分附加同一附图标记。

[0133] 胶囊型内窥镜 32 与上述实施方式 2 的胶囊型内窥镜 22 同样地在胶囊型壳体的内部具备摄像功能和无线通信功能, 被导入被检体的脏器内部来通过摄像功能依次拍摄被检体的体内图像。另外, 胶囊型内窥镜 32 在胶囊型壳体的内部具备检测线圈 32b 来代替上述 LC 标记器 2c。检测线圈 32b 依次检测由外部的传动线圈组 35a、35b 中的多个传动线圈产生的多个磁场。上述胶囊型内窥镜 32 将通过摄像功能拍摄到的被检体的体内图像和由检测线圈 32b 检测出的各磁场的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 无线发送到接收装置 33。此外, 由上述检测线圈 32b 检测出的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 是检测体的磁场信息的一例, 控制部 38 经由接收装置 33 获取该磁场强度检测值。

[0134] 接收装置 33 接收由胶囊型内窥镜 32 无线发送的被检体的体内图像组和检测线圈 32b 的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 。具体地说, 接收装置 33 通过多个接收天线 3a 接收来自胶囊型内窥镜 32 的无线信号, 对所接收到的该无线信号进行规定的解调处理等, 从而抽取包含在该无线信号中的体内图像和磁场强度检测值 Bd_i (i 是 $1 \sim n$ 的整数)。上述接收装置 33 将所获取的该体内图像的图像信号依次发送到图像显示装置 9, 并且将表示所获取的该磁场强度检测值 Bd_i 的磁场强度信号依次发送到控制部 38。其结果, 接收装置 33 将胶囊型内窥镜 32 所拍摄到的被检体的体内图像群发送到图像显示装置 9, 并且将胶囊型内窥镜 32 内部的检测线圈 32b 的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 发送到控制部 38。

[0135] 利用多个传动线圈来实现传动线圈组 35a、35b, 该多个传动线圈产生用于检测被检体内部的胶囊型内窥镜 32 的位置方向信息的磁场。传动线圈组 35a、35b 在三维空间 A0 内形成对胶囊型内窥镜 32 施加的多个磁场。上述传动线圈组 35a、35b 所形成的多个磁场由上述胶囊型内窥镜 32 内部的检测线圈 32b 依次进行检测。在此, 在三维空间 A0 中的胶囊型内窥镜 32 的位置方向信息 (详细地说是胶囊型内窥镜 32 的位置坐标 $rc(x, y, z)$ 和磁偶极矩 $M(mx, my, mz)$ 的合计 6 个变量) 的计算处理中使用上述检测线圈 32b 的磁场检测结果。因此, 希望包含在对上述检测线圈 32b 依次施加磁场的传动线圈组 35a、35b 中的传动线圈的配置数量对于一个检测线圈 32b 是大于等于 6 个, 进一步考虑传动线圈组的切换而希望是大于等于 7 个。

[0136] 线圈选择部 36 作为传动线圈的切换部而发挥功能, 根据控制部 38 的控制, 从传动线圈组 35a、35b 中选择要产生磁场的多个 (例如大于等于 6 个) 传动线圈的组合。由上述线圈选择部 36 选择的多个传动线圈在三维空间 A0 中的胶囊型内窥镜 32 的当前位置处产生作为沿线圈轴方向贯穿检测线圈 32b 的磁场的具有最佳的强度和方向的多个磁场。

[0137] 线圈用电源部 37 与包含在传动线圈组 35a、35b 中的传动线圈的数量相对应地具有多个电源部, 根据控制部 38 的控制, 对由线圈选择部 36 从传动线圈组 35a、35b 中选择的多个传动线圈提供交流电流。在这种情况下, 上述线圈用电源部 37 所生成的交流信号经由线圈选择部 36 被施加到传动线圈组 35a、35b 中的被选择的多个 (例如大于等于 6 个) 传动线圈, 使这些多个传动线圈产生多个磁场。

[0138] 控制部 38 控制上述传动线圈组 35a、35b、线圈选择部 36、线圈用电源部 37。具体地说, 控制部 38 使线圈选择部 36 选择传动线圈组 35a、35b 中的多个传动线圈, 控制线圈用电源部 37 对于使该线圈选择部 36 选择的多个 (例如大于等于 6 个) 传动线圈的通电量, 通

过进行该通电量的控制来控制传动线圈组 35a、35b 的磁场产生动作。另外,控制部 38 经由接收装置 33 获取胶囊型内窥镜 32 内部的检测线圈 32b 所检测出的多个磁场的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 。控制部 38 根据上述式 (1) 计算上述多个磁场的磁场强度理论值 B_1 、 $\cdots$ 、 B_n ,使位置算出部 13 执行基于评价函数(参照式(2))的最优化收敛计算,该评价函数表示上述多个磁场的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 与磁场强度理论值 B_1 、 $\cdots$ 、 B_n 之间的误差。另外,控制部 38 在恢复最优化收敛计算的收敛状态的恢复处理中,除了进行直到经过规定的时间为止停止位置算出部 13 的运算处理的控制之外,还对从传动线圈组 35a、35b 中依次切换多个(例如大于等于 6 个)传动线圈的組合的线圈选择部 36 的切换动作进行控制。上述控制部 38 所具有的其它功能与上述实施方式 2 所涉及的位置检测装置 23 的控制部 27 相同。

[0139] 在具有上述控制部 38 的位置检测装置 34 检测被检体内部的胶囊型内窥镜 32 的位置方向信息的情况下,控制部 38 重复执行与上述实施方式 2 所涉及的位置检测装置 23 的控制部 27 大致相同的处理过程。在这种情况下,控制部 38 在上述步骤 S406 中控制线圈选择部 36 使其从传动线圈组 35a、35b 中依次切换多个(例如大于等于 6 个)传动线圈的組合。

[0140] 如以上所说明的那样,在本发明的实施方式 3 中,在胶囊型内窥镜等检测体中内置检测磁场的检测线圈,对检测体施加从检测体外部的传动线圈组中选择的多个传动线圈所形成的多个磁场,通过该检测体内部的检测线圈检测这些多个磁场,并通过接收被检体的体内图像的接收装置依次获取该检测线圈的磁场检测结果,使运算处理部执行基于表示所获取的各磁场检测结果的测量值(检测值)与理论值之间的误差的评价函数的最优化收敛计算,在最优化收敛计算的误差值发散的情况下,从传动线圈组中依次切换要产生多个磁场的多个传动线圈的組合,重新获取该检测体内部的检测线圈的各磁场强度检测值,并且将以前的最优化收敛计算的最终收敛结果作为计算起点来使运算处理部重新开始最优化收敛计算,将其它处理设为与上述实施方式 2 相同。因此,能够享受与上述实施方式 2 的情况相同的作用效果,并且更容易地恢复最优化收敛计算的收敛状态。

[0141] (实施方式 4)

[0142] 接着,说明本发明的实施方式 4。在上述实施方式 1 中,在每次从磁场检测部 11 获取各检测线圈 12 的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 时,执行位置算出部 13 的最优化收敛计算,但是在本实施方式 4 中,在每次获取上述各检测线圈 12 的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 时,将所获取的磁场强度检测值 B_{d1} 、 $\cdots$ 、 B_{dn} 之一与设定阈值进行比较,根据该比较结果来允许或禁止执行最优化收敛计算。

[0143] 图 9 是示意性地表示本发明的实施方式 4 所涉及的胶囊引导系统的一个结构例的框图。如图 9 所示,本实施方式 4 所涉及的胶囊引导系统 41 具备位置检测装置 43 来代替上述实施方式 1 所涉及的胶囊引导系统 1 的位置检测装置 10。该位置检测装置 43 具备控制部 46 来代替上述实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的控制部 16,还具备阈值存储部 45。其它结构与实施方式 1 相同,对同一结构部分附加同一附图标记。

[0144] 阈值存储部 45 存储与胶囊型内窥镜 2 的磁场信息有关的阈值。具体地说,阈值存储部 45 存储与由磁场检测部 11 的多个检测线圈 12 检测出的来自胶囊型内窥镜 2 的磁场(详细地说是来自磁场产生部 2b 的交变磁场)的磁场强度测量值、即上述各磁场强度检测

值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 有关的阈值。

[0145] 在此,根据在三维空间 A0 内的各坐标位置处配置磁场产生部时的磁场检测部 11 的各检测线圈所检测出的磁场强度检测值,来计算上述阈值存储部 45 所存储的阈值。例如,在三维空间 A0 内以相等的间隔设定网格 (mesh),在该网格上的各点处配置磁场产生部。在这种情况下,上述各点处的磁场产生部的方向例如也可以设定为以 XYZ 坐标系的向量成分 (1,1,1) 为代表的规定的向量方向或者以 45 度为间距旋转 XY 平面、YZ 平面、ZX 平面的情况下规定的各方向等的规定的方向,还可以是精细地假定多个方向的方向。在按上述各点处和各方向依次配置磁场产生部的情况下,磁场检测部 11 通过多个检测线圈 12 按上述磁场产生部的各位置和各方向来检测磁场强度。即,磁场检测部 11 对三维空间 A0 内的任意位置和方向的每个磁场产生部获取与检测线圈 12 的个数相应个数的磁场强度检测值。按上述磁场产生部的每个位置和每个方向依次记录所获取的该多个磁场强度检测值中的最大值。然后,从按上述磁场产生部的每个位置和每个方向记录的各最大值中选择最小值。在此,由于所选择的该最小值是上述磁场产生部的磁场强度,因此成为根据线圈的直径或匝数以及所连接的电路而不同的值。因此,将与胶囊型内窥镜 2 的磁场产生部 2b 所固有的线圈直径、线圈匝数以及连接电路有关的系数和上述最小值相乘。由此,将上述最小值变换为与磁场产生部 2b 相对应的磁场强度检测值。该变换后的磁场强度检测值作为与上述胶囊型内窥镜 2 的磁场信息有关的阈值而被存储到阈值存储部 45 中。

[0146] 控制部 46 除了具有上述实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的控制部 16 的控制功能以外,还具有控制阈值存储部 45 的信息写入动作和信息读出动作的控制功能。另外,控制部 46 具备上述收敛判断部 16a、区域判断部 16b 以及更新处理部 16c,还具备水平判断部 46d 和输出部 46e。上述控制部 46 将三维空间 A0 内的胶囊型内窥镜 2 的磁场信息的测量值与阈值存储部 45 内的阈值进行比较,来判断该磁场信息的测量值与阈值之间的大小关系,根据该判断结果来控制位置算出部 13 的最优化收敛计算。具体地说,控制部 46 在上述磁场信息的测量值大于等于阈值的情况下,允许进行位置算出部 13 的最优化收敛计算,在上述磁场信息的测量值不足阈值的情况下,禁止进行位置算出部 13 的最优化收敛计算。此外,上述控制部 46 所具有的其它功能与上述实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 的控制部 16 相同。

[0147] 水平判断部 46d 用于判断与三维空间 A0 内的胶囊型内窥镜 2 有关的磁场信息的测量值是否小于阈值存储部 45 内的阈值。具体地说,水平判断部 46d 从磁场检测部 11 获取各检测线圈 12 所检测出的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n ,在每次获取到磁场强度检测值时从阈值存储部 45 读出阈值。水平判断部 46d 将上述磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大值与阈值进行比较,判断该最大值是否不足阈值。

[0148] 输出部 46e 用于对上述位置算出部 13 输出用于停止最优化收敛计算的控制信号。具体地说,在由上述水平判断部 46d 判断出与胶囊型内窥镜 2 有关的磁场信息的测量值 (即,磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n) 不足阈值的情况下,输出部 46e 根据该判断结果来将使上述最优化收敛计算停止的控制信号输出到位置算出部 13。

[0149] 接着,说明本发明的实施方式 4 所涉及的位置检测装置 43 的动作。图 10 是例示根据磁场强度检测值与阈值之间的比较结果来允许或禁止进行最优化收敛计算时的位置检测装置的处理过程的流程图。此外,本实施方式 4 所涉及的位置检测装置 43 的动作除了

根据磁场强度检测值与阈值之间的比较结果来允许或禁止进行最优化收敛计算时的动作以外,与上述实施方式 1 所涉及的位置检测装置 10 相同。下面,参照图 10 说明根据各检测线圈 12 所检测出的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 与预先设定的阈值之间的比较结果来允许或禁止进行位置算出部 13 的最优化收敛计算时的位置检测装置 43 的动作。

[0150] 如图 10 所示,本实施方式 4 所涉及的位置检测装置 43 的控制部 46 与上述步骤 S103 同样地从磁场检测部 11 获取各检测线圈 12 的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n (步骤 S501),保持作为所获取的该磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大值的最大检测值 (步骤 S502)。在这种情况下,水平判断部 46d 在每次从磁场检测部 11 获取各检测线圈 12 的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 时,获取并保持所获取的该磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大检测值。

[0151] 接着,控制部 46 从阈值存储部 45 读出阈值 (步骤 S503),将所读出的该阈值与在步骤 S502 中保持的最大检测值进行比较 (步骤 S504),判断上述最大检测值与阈值之间的大小关系 (步骤 S505)。即,在这种情况下,水平判断部 46d 从阈值存储部 45 读出作为与胶囊型内窥镜 2 有关的磁场信息的测量值的阈值的预先存储在阈值存储部 45 中的阈值。接着,水平判断部 46d 将所读出的该阈值与在步骤 S502 中保持的最大检测值进行比较,来判断该最大检测值是否不足阈值。

[0152] 控制部 46 在步骤 S505 中判断为最大检测值不足阈值的情况下 (步骤 S505: “是”),禁止进行上述位置算出部 13 的最优化收敛计算 (步骤 S506),之后,返回步骤 S501,重复该步骤 S501 以后的处理过程。

[0153] 在该步骤 S505、S506 中,水平判断部 46d 判断为步骤 S504 中的比较处理的结果为磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大检测值不足阈值。输出部 46e 根据上述水平判断部 46d 的判断结果,生成用于禁止执行最优化收敛计算的控制信号,并将所生成的该控制信号输出到位置算出部 13。

[0154] 在此,上述阈值存储部 45 内的阈值表示在三维空间 A0 内的每个位置和每个方向上能够检测到的磁场检测值的各最大值中的最小的值。因此,在各检测线圈所检测出的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大检测值不足上述阈值的情况下,作为检测体的胶囊型内窥镜 2 的存在位置处于三维空间 A0 外侧、至少处于位置检测装置 43 的检测空间外侧的可能性较高。根据该情形,水平判断部 46d 在上述最大检测值不足阈值的情况下,判断为现状不是执行胶囊型内窥镜 2 的位置计算的状态,输出部 46e 将用于禁止执行最优化收敛计算的控制信号发送到位置算出部 13。

[0155] 接收到上述用于禁止执行最优化收敛计算的控制信号的位置算出部 13 停止图 2 所示的步骤 S106 的最优化收敛计算。其结果,位置算出部 13 在作为检测体的胶囊型内窥镜 2 不存在于三维空间 A0 (至少是位置检测装置 43 的检测空间) 的内部的状态下,可以不执行达到上述发散状态的可能性高的无意义的最优化收敛计算。

[0156] 此外,实际上由于胶囊型内窥镜 2 的周围温度等而磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 的获取信号的电平有可能发生漂移 (drift)。因此,希望预先存储在上述阈值存储部 45 中的阈值在考虑到上述磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 的信号电平的漂移而被设定为比计算值稍大的值。

[0157] 另一方面,控制部 46 在步骤 S505 中判断为最大检测值不是不足阈值、即大于等于

阈值的情况下（步骤 S505：“否”），允许进行上述位置算出部 13 的最优化收敛计算（步骤 S507），之后，返回步骤 S501，重复该步骤 S501 以后的处理过程。

[0158] 在该步骤 S505、S506 中，水平判断部 46d 判断为步骤 S504 中的比较处理的结果是磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大检测值大于等于阈值。在这种情况下，输出部 46e 不向位置算出部 13 输出上述用于禁止执行最优化收敛计算的控制信号。其结果，位置算出部 13 允许进行最优化收敛计算，开始或继续进行图 2 所示的步骤 S104 的最优化收敛计算。

[0159] 此外，控制部 46 也可以与图 2 所示的步骤 S103～S106 的处理过程并行地执行步骤 S501～S507 的处理过程。或者，控制部 46 也可以在执行上述步骤 S102 之后执行步骤 S501～S505 的处理过程，之后，在执行步骤 S506 之后重复步骤 S104 以后的处理过程，还可以在执行步骤 S507 之后重复步骤 S102 以后的处理过程。

[0160] 接着，详细说明作为检测体的胶囊型内窥镜 2 的结构。图 11 是表示作为检测体的胶囊型内窥镜的一个结构例的示意图。图 12 是表示被内置于该胶囊型内窥镜的磁场产生部的电路结构的一例的示意图。此外，在图 12 中图示了胶囊型内窥镜 2 的内部结构。

[0161] 如图 11 所示，胶囊型内窥镜 2 具备能够导入到患者等被检体的脏器内部的大小的胶囊型壳体 51，在该胶囊型壳体 51 的内部具备上述磁铁 2a 和磁场产生部 2b。另外，胶囊型内窥镜 2 在胶囊型壳体 51 的内部具备摄像部 53、信号处理部 54、无线发送部 55、天线线圈 (antenna coil) 56 以及内窥镜用电池 57。

[0162] 使用 LED 等发光部、CCD 等固体摄像元件以及聚光透镜等光学系统来实现摄像部 53。上述摄像部 53 经过胶囊型壳体 51 的光学圆顶来照明被摄体，对来自被照明的该被摄体的反射光进行受光，来拍摄该被摄体的图像（例如被检体的体内图像）。

[0163] 信号处理部 54 获取由摄像部 53 拍摄的图像的信号，对所获取的信号进行规定的信号处理，生成包含上述摄像部 53 拍摄得到的图像数据的图像信号。无线发送部 55 对由上述信号处理部 54 生成的图像信号进行调制处理等规定的通信处理，来生成包含该图像信号的无线信号。无线发送部 55 与天线线圈 56 相连接，将所生成的该无线信号通过天线线圈 56 发送到外部的接收装置（未图示）。

[0164] 内窥镜用电池 57 例如是纽扣型电池，对上述摄像部 53、信号处理部 54 以及无线发送部 55 提供驱动电力。此外，上述内窥镜用电池 57 只要能够在大于等于规定时间的时间内提供上述摄像部 53、信号处理部 54 以及无线发送部 55 所需的电力即可，其配置数量并不特别限定于两个，也可以是大于等于一个。

[0165] 磁铁 2a 如上述那样用于能够利用磁性引导装置 4 进行胶囊型内窥镜 2 的磁性引导，如图 11 所示那样被配置在胶囊型壳体 51 的后端部。由此，尽可能远离天线线圈 56 而配置磁铁 2a，其结果，防止天线线圈 56 的天线特性劣化。另外，磁铁 2a 被配置成其磁化方向与天线线圈 56 的开口方向垂直使得从磁铁 2a 产生的磁场尽可能不通过天线线圈 56。另一方面，在上述磁铁 2a 与磁场产生部 2b 的专用电池（磁场产生部用电池 52d）之间设置作为胶囊型壳体 51 的一部分的隔壁，以能够取得规定的间隔。这是为了防止磁铁 2a 的磁力由于磁场产生部用电池 52d 的磁性体而被减弱由此在进行磁性引导时作用于胶囊型内窥镜 2 的力降低。此外，能够安装和拆卸内置上述磁铁 2a 的胶囊型壳体 51 的后端部，由此能够容易地内置或拆卸磁铁 2a。

[0166] 如上所述，磁场产生部 2b 用于产生在胶囊型内窥镜 2 的位置和方向的检测中使用

的磁场,如图 11、12 所示,具备谐振线圈 52a、谐振用电容器 52b、振荡驱动电路 52c 以及磁场产生部用电池 52d。

[0167] 磁场产生部用电池 52d 是磁场产生部 2b 的专用电池,例如利用纽扣型电池等来实现该磁场产生部用电池 52d。尽可能远离天线线圈 56 而配置磁场产生部用电池 52d,由此防止天线线圈 56 的天线特性劣化。另外,能够安装和拆卸胶囊型壳体 51 中的磁场产生部用电池 52d 的内置部分,由此能够容易地更换磁场产生部用电池 52d。上述磁场产生部用电池 52d 的电力被提供给振荡驱动电路 52c。

[0168] 如图 12 所示,振荡驱动电路 52c 使用开关元件 52e 和晶体振荡电路 52f 来形成电路。振荡驱动电路 52c 在由磁场产生部用电池 52d 被提供电力的情况下,由晶体振荡电路 52f 生成信号,将所生成的该信号通过开关元件 52e 输出到谐振用线圈 52a 和谐振用电容器 52b。

[0169] 谐振用线圈 52a 和谐振用电容器 52b 如图 12 所示那样形成谐振电路,接收来自振荡驱动电路 52c 的信号来产生磁场。由上述谐振用线圈 52a 和谐振用电容器 52b 产生的磁场被输出到胶囊型内窥镜 2 的外部,之后被上述磁场检测部 11 所检测。

[0170] 此外,上述磁场产生部用电池 52d 只要能够在大于等于规定时间的时间内提供上述谐振用线圈 52a 和谐振用电容器 52b 产生磁场所需的电力即可,其配置数量不特别地限定于两个,也可以是大于等于一个。另外,上述磁场产生部 2b 也可以共用上述内窥镜用电池 57 的电力,在这种情况下,也可以不具备磁场产生部用电池 52d。

[0171] 如以上所说明的那样,在本发明的实施方式 4 中,将与三维空间内的胶囊型内窥镜有关的磁场信息的测量值的阈值预先存储在阈值存储部中,在磁场检测部每次检测来自该胶囊型内窥镜的磁场的强度时,将该磁场检测部的磁场强度检测值与阈值存储部内的阈值进行比较来判断磁场强度检测值与阈值之间的大小关系,在该磁场强度检测值不足阈值的情况下,禁止进行位置算出部的最优化收敛计算,在该磁场强度检测值大于等于阈值的情况下,允许进行位置算出部的最优化收敛计算,其它结构与实施方式 1 相同。因此,能够实现如下的位置检测装置:能够享受与上述实施方式 1 的情况同样的作用效果,并且能够在胶囊型内窥镜不存在于能够进行位置检测的空间内的状态下停止位置算出部的最优化收敛计算,由此能够减少执行最优化收敛计算时所消耗的装置电力。

[0172] 另外,由于在胶囊型内窥镜不存在于能够进行位置检测的空间内的状态下不执行位置算出部的最优化收敛计算,因此能够防止算出误差较大的胶囊型内窥镜的位置从而最优化收敛计算的误差值发散。由此,在下次进行最优化收敛计算时,不会设定误差大的计算起点,其结果,能够防止当执行误差值收敛后的正常的最优化收敛计算时错误地使误差值发散。

[0173] 此外,在上述本发明的实施方式 3 中,在胶囊型内窥镜 32 中内置有一个检测线圈 32b,但是并不限于此,也可以在胶囊型内窥镜 32 中内置多个检测线圈。在这种情况下,希望包含在对上述多个检测线圈施加多个磁场的传动线圈组 35a、35b 中的传动线圈的配置数量与这些多个检测线圈的配置数之积为大于等于 6。

[0174] 另外,在上述本发明的实施方式 1~4 中,例示了被嵌入在对导入到被检体内部的胶囊型内窥镜进行磁性引导的胶囊引导系统中来检测被检体内部的胶囊型内窥镜的位置信息的位置检测装置,但是并不限于此,本发明所涉及的位置检测装置只要是执行基于表

示检测体的磁场信息的测量值与理论值之间的误差的评价函数的最优化收敛计算来检测位置信息的装置即可,并不特别地限定于与胶囊引导系统组合的位置检测装置。

[0175] 并且,通过本发明所涉及的位置检测装置检测位置信息的检测体不限于上述胶囊型内窥镜等医疗装置。另外,作为上述检测体而被检测位置信息的胶囊型医疗装置不限于上述胶囊型内窥镜,也可以是测量生物体内的 pH 的胶囊型 pH 测量装置,也可以是具备向生物体内撒播或注射药剂的功能的胶囊型药剂投放装置,还可以是提取生物体内的物质的胶囊型提取装置。

[0176] 另外,在上述实施方式 2、3 中,在每次从磁场检测部 11 获取各检测线圈 12 的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 时,执行位置算出部 13 的最优化收敛计算,但是并不限于此,也可以与实施方式 4 的情况同样地,在每次获取上述各检测线圈 12 的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 时,将所获取的磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大值与所设定的阈值进行比较,根据该比较结果来允许或禁止执行最优化收敛计算。即,实施方式 2、3 所涉及的位置检测装置 23、34 也可以还具备上述阈值存储部 45,并且位置检测装置 23、34 的控制部 27、38 也可以还具备上述水平判断部 46d 和输出部 46e。

[0177] 在这种情况下,实施方式 2、3 所涉及的位置检测装置 23、34 的阈值存储部 45 按包含在传动线圈组内的多个磁场产生线圈的每个轴方向(开口方向)存储多个与胶囊型内窥镜有关的磁场信息的阈值。控制部 27、38 与这些多个磁场产生线圈中的对胶囊型内窥镜施加磁场的磁场产生线圈相对应地从阈值存储部 45 内的多个阈值中选择用于与该磁场信息的测量值(即,磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大值)进行比较的阈值。

[0178] 在上述控制部 27、38 中,水平判断部 46d 根据对线圈选择部的控制信号,从传动线圈组中识别正在驱动中的磁场产生线圈,从阈值存储部 45 内的多个阈值中选择与所识别出的该磁场产生线圈相对应的阈值。然后,水平判断部 46d 从阈值存储部 45 读出所选择的该阈值,与实施方式 4 的情况同样地将该阈值与磁场强度检测值 Bd_1 、 $\cdots$ 、 Bd_n 中的最大检测值进行比较,判断该最大检测值与阈值之间的大小关系。输出部 46e 与实施方式 4 的情况同样地只要在该最大检测值不足阈值的情况下将用于禁止执行最优化收敛计算的控制信号输出到位置算出部 13 即可。

[0179] 产业上的可利用性

[0180] 如上所述,本发明所涉及的位置检测装置用于检测三维空间内的检测体的位置,特别是适于如下的位置检测装置:在计算被导入到被检体内部的胶囊型内窥镜的位置信息和方向信息的最优化收敛计算的误差值发散时,能够在短时间内恢复该最优化收敛计算的误差值的收敛状态。

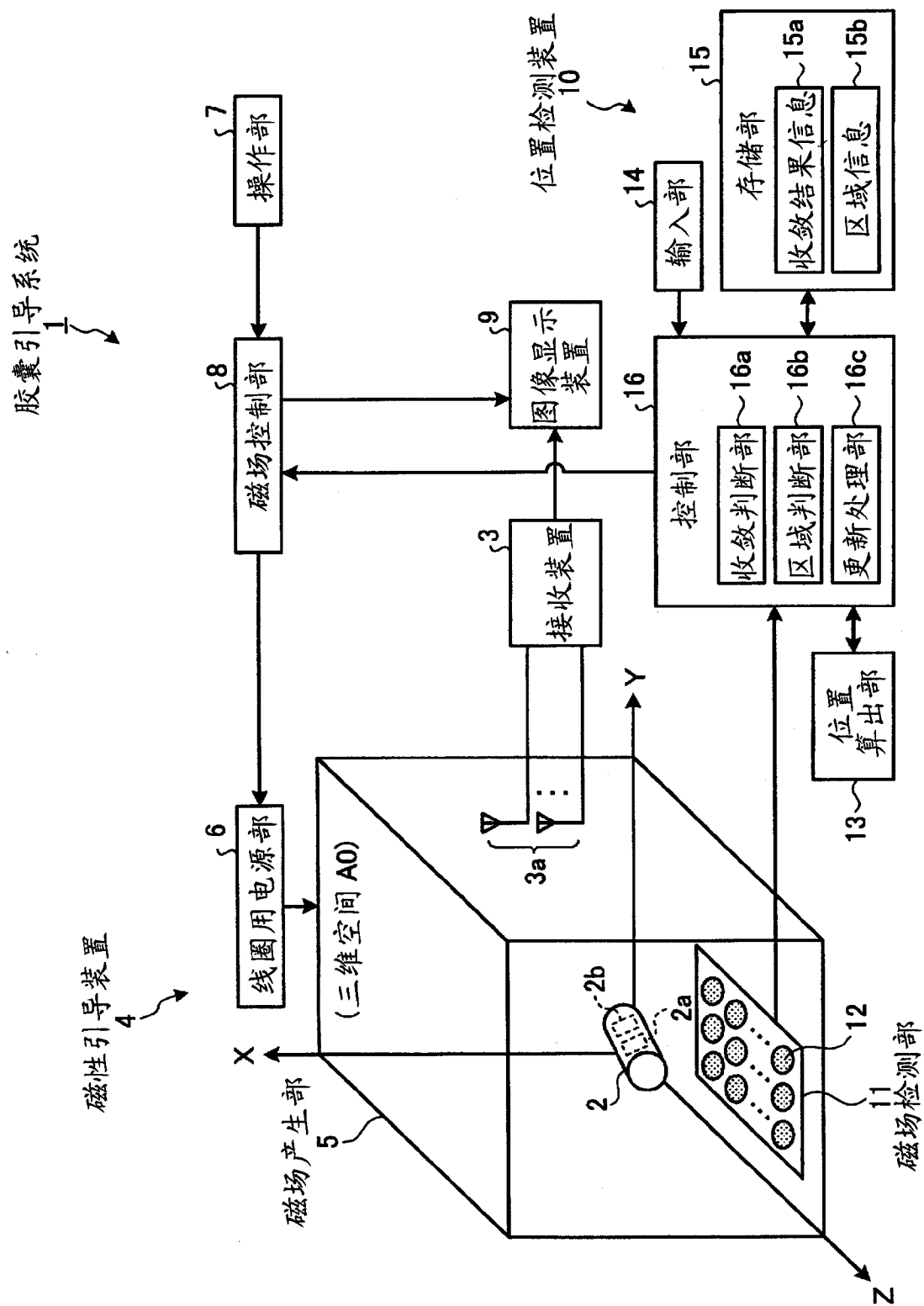


图 1

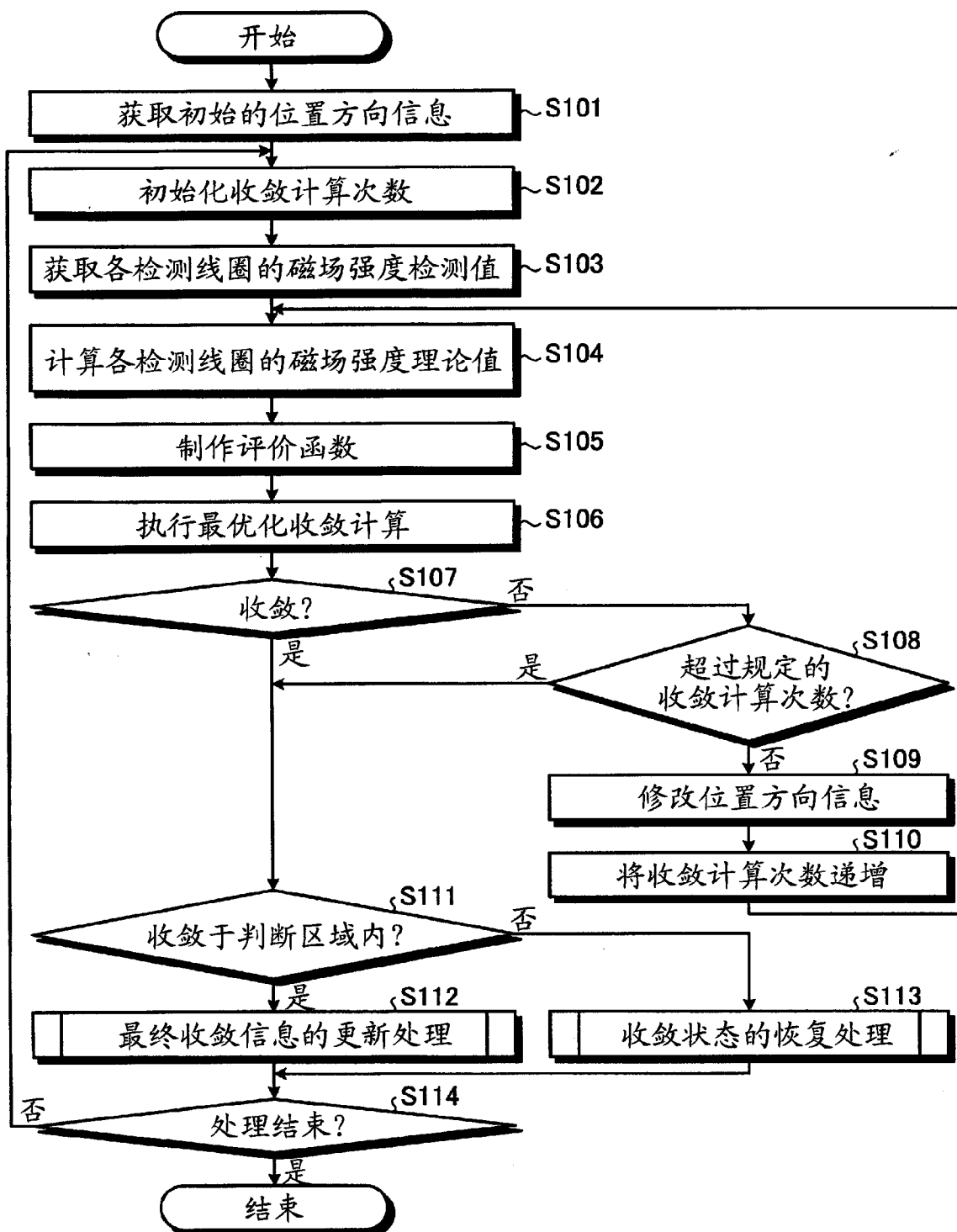


图 2

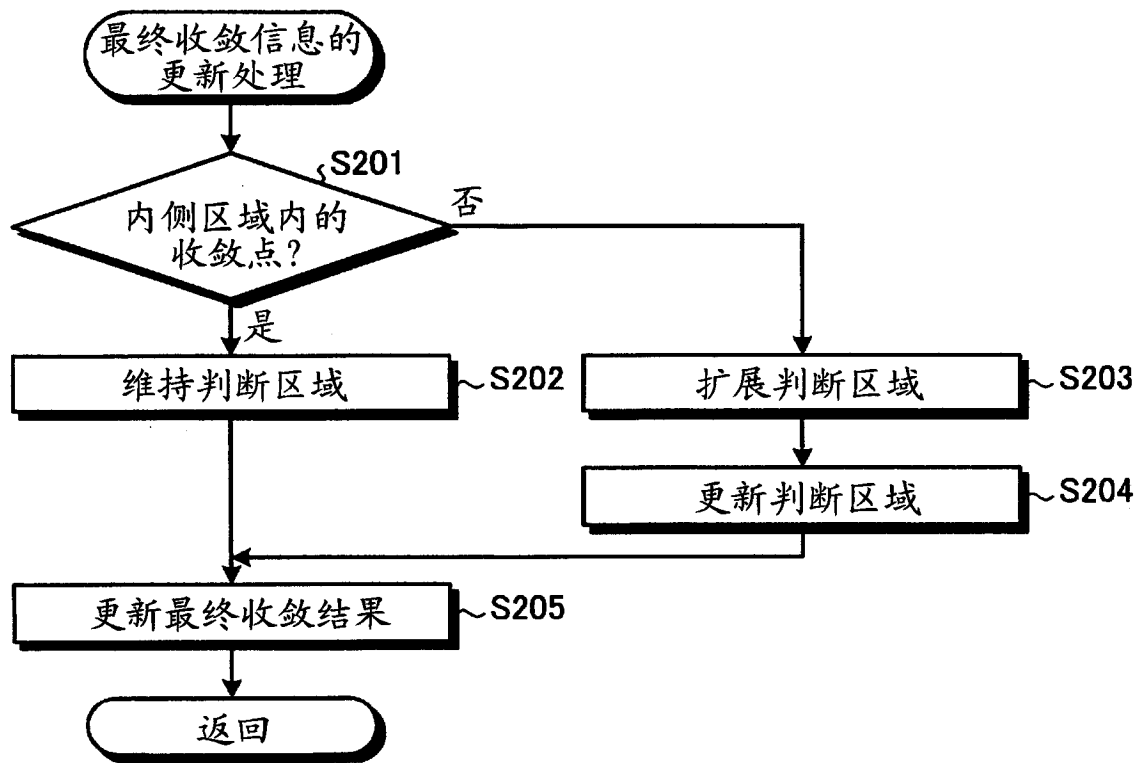


图 3

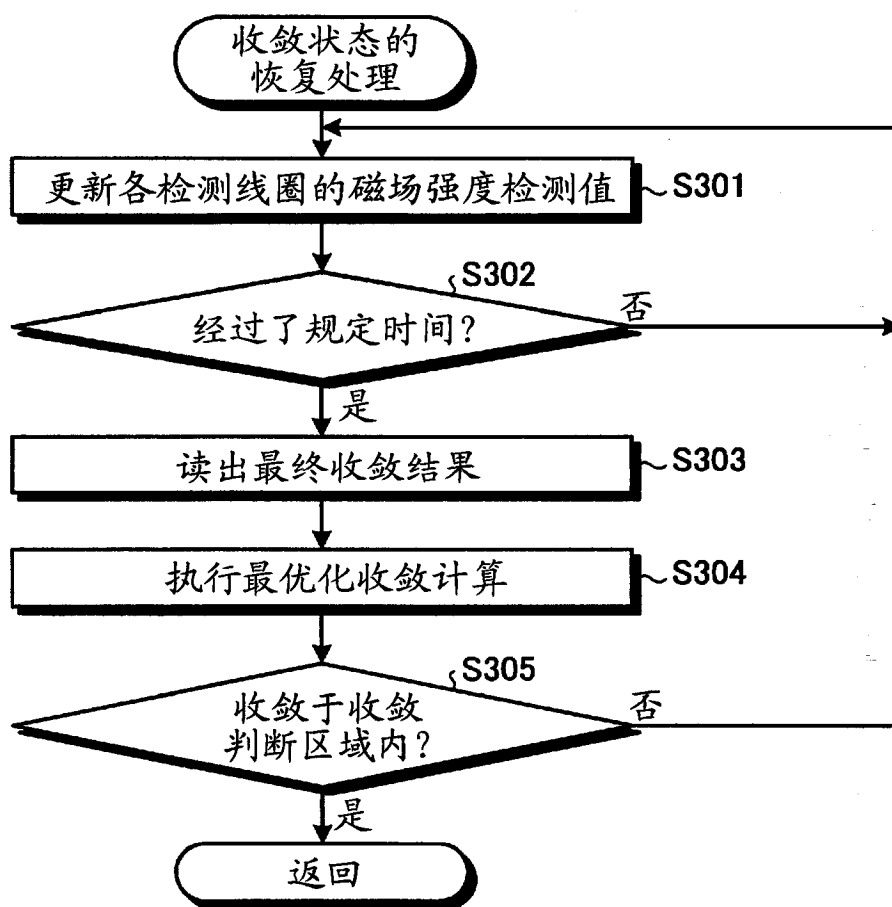


图 4

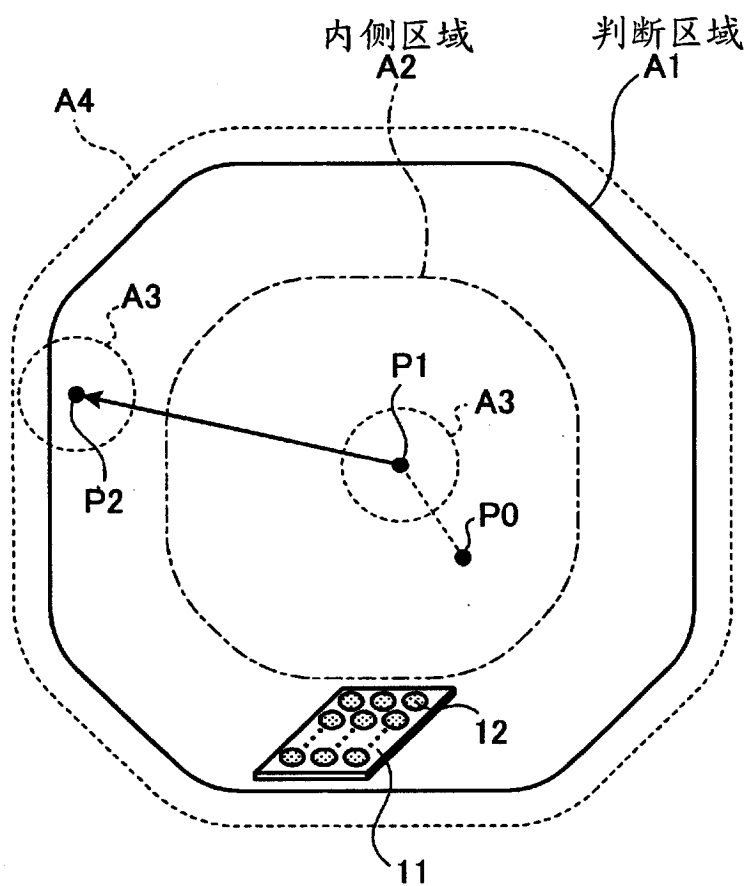


图 5

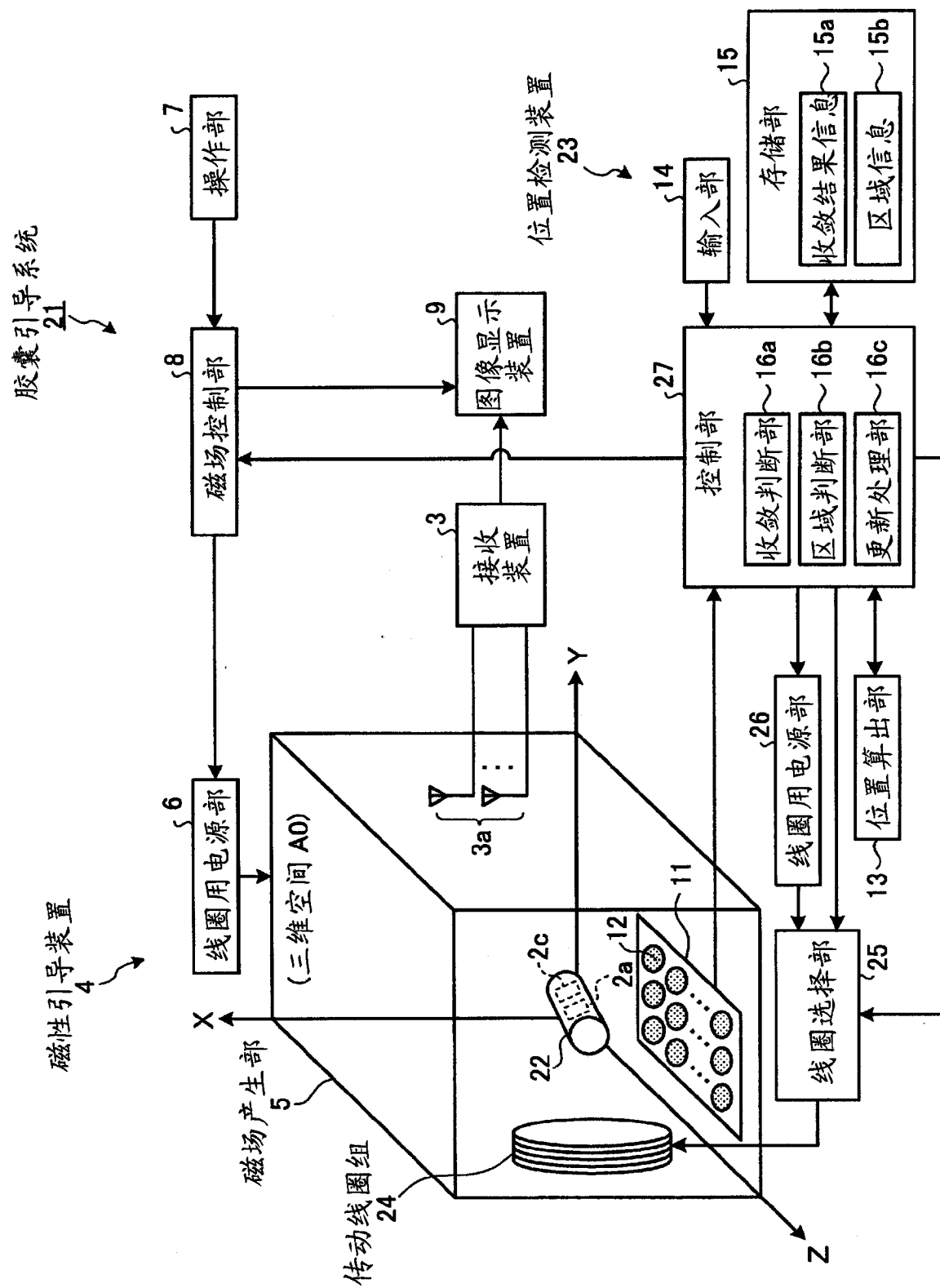


图 6

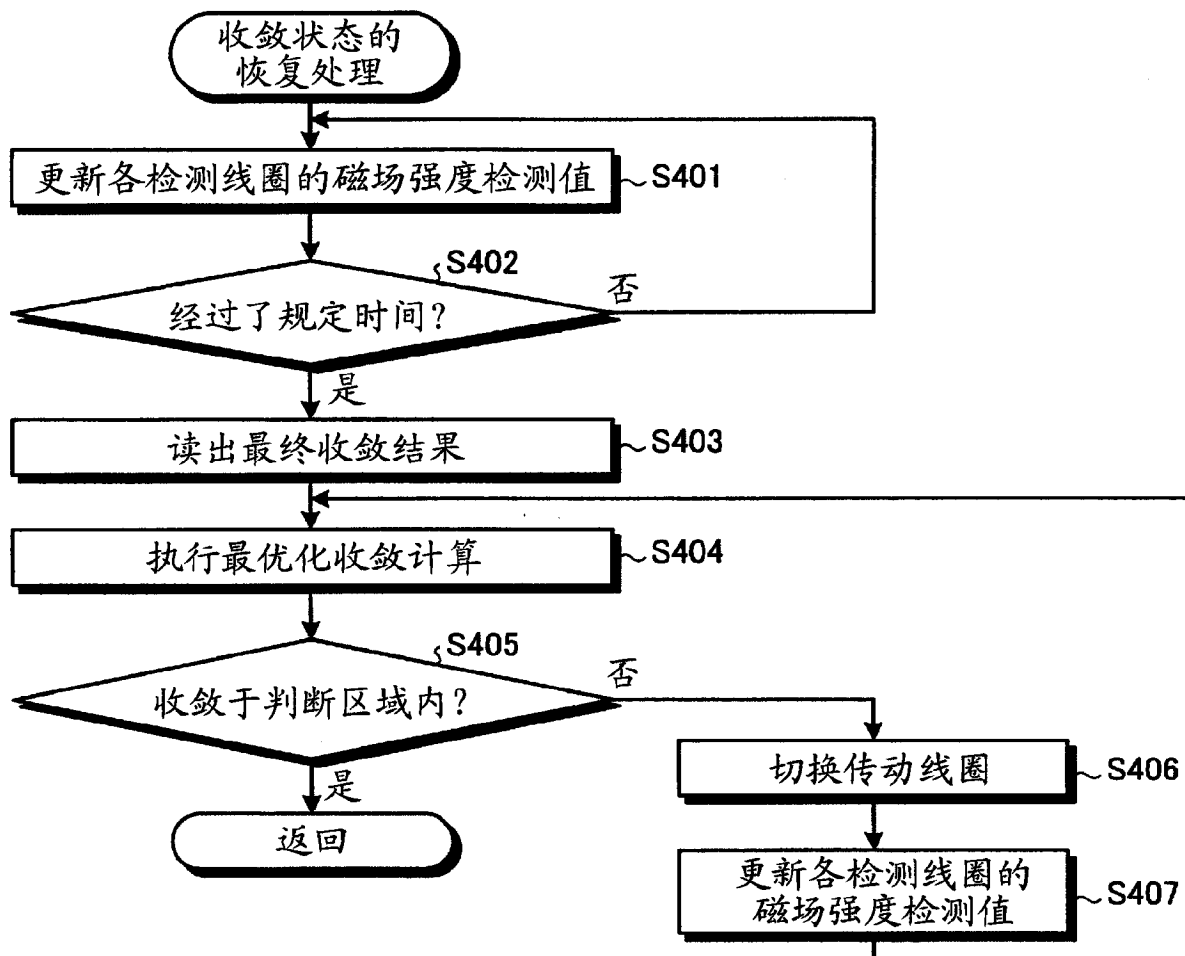


图 7

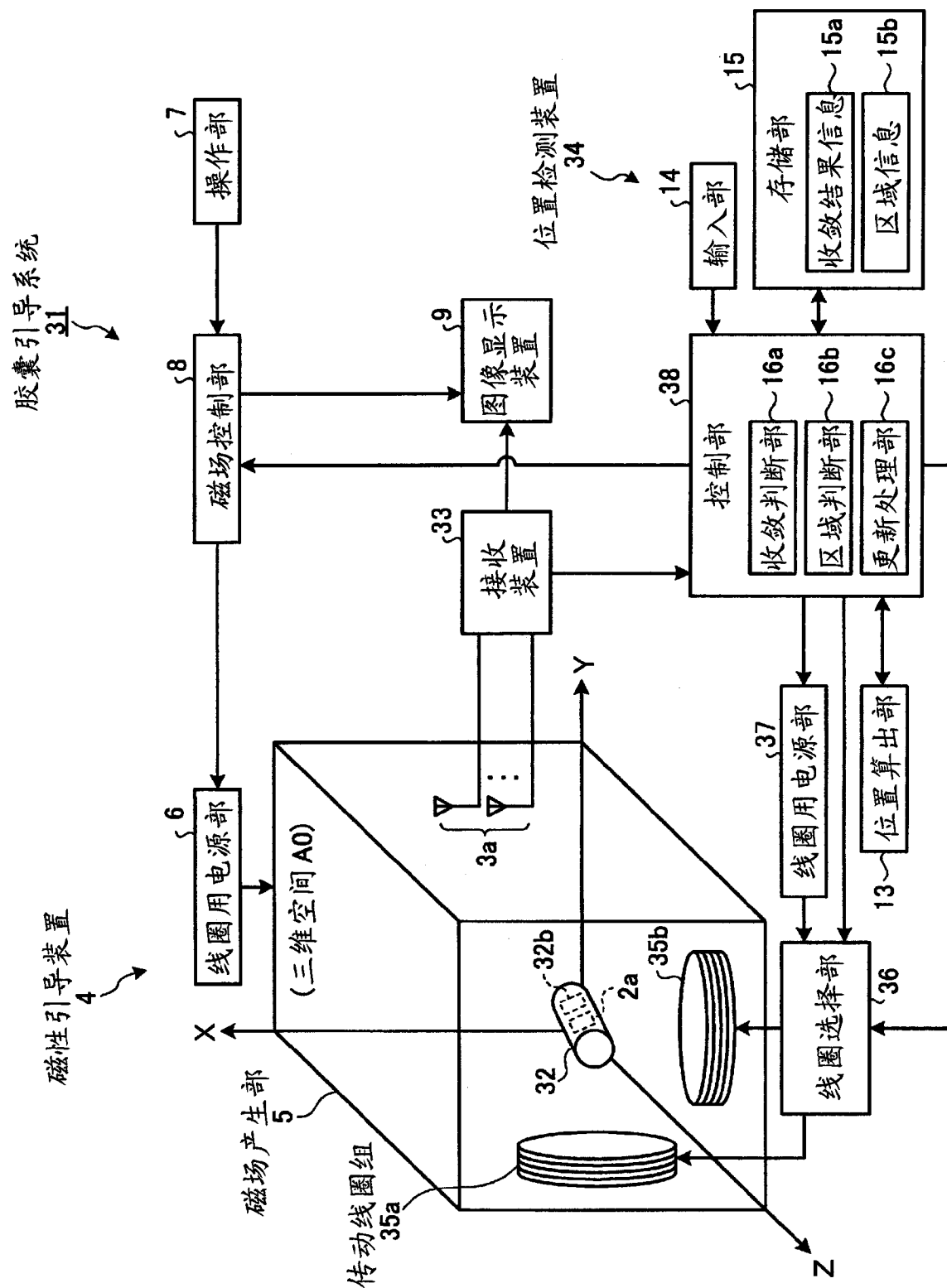


图 8

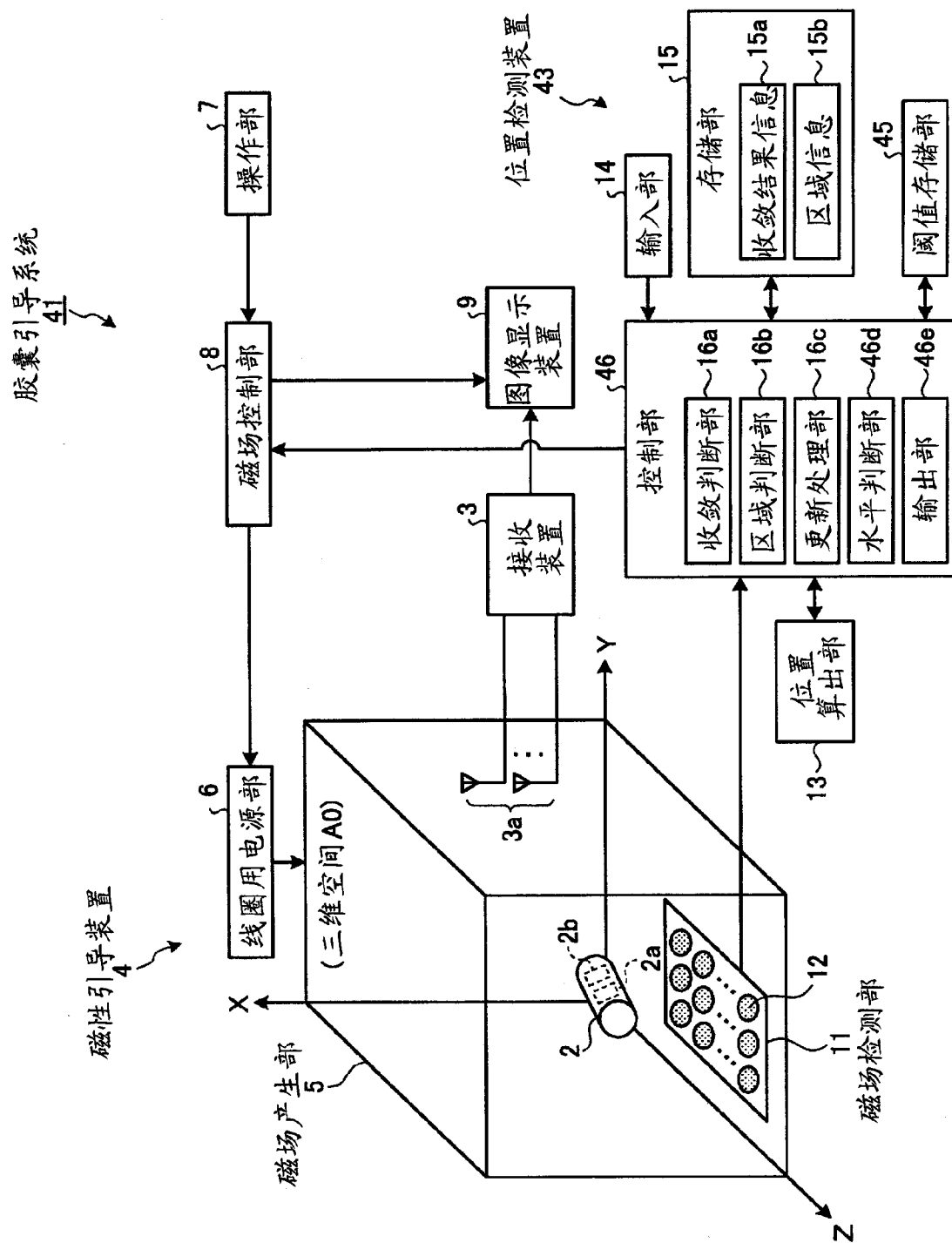


图 9

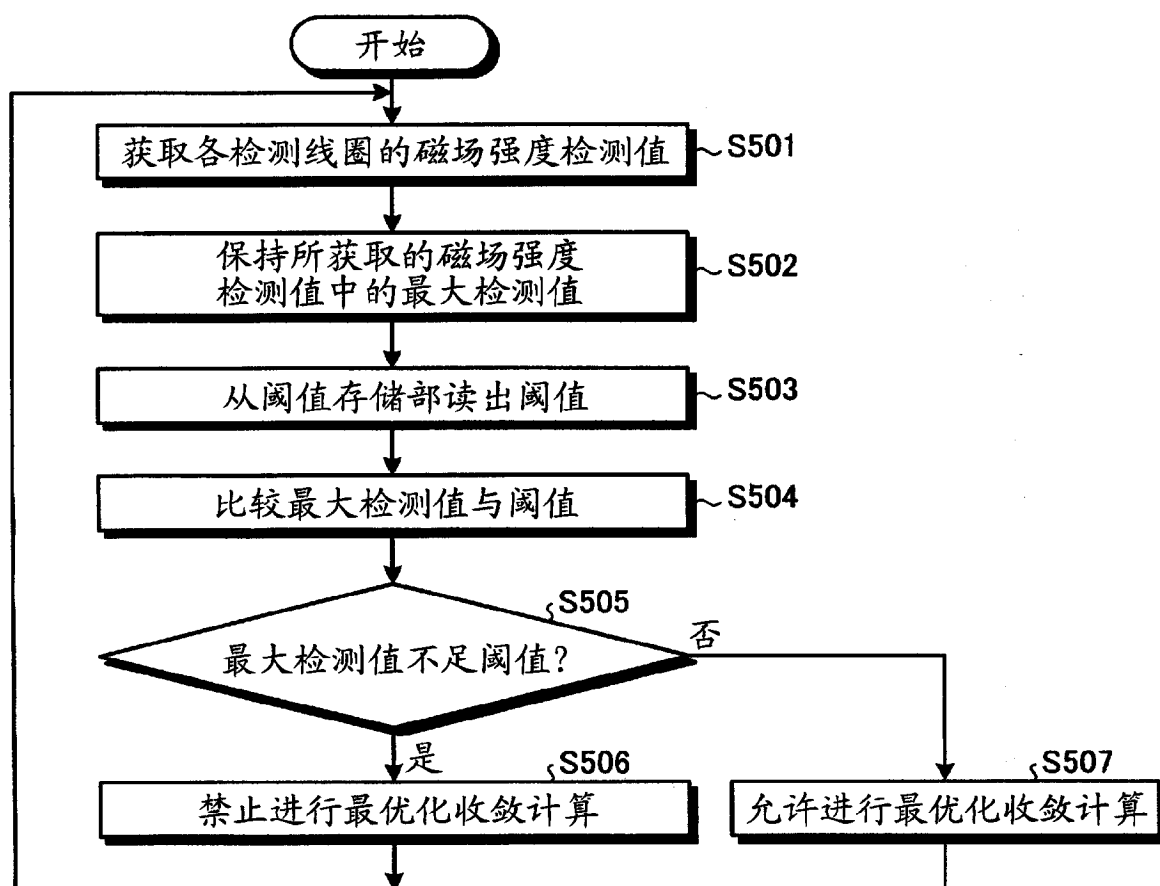


图 10

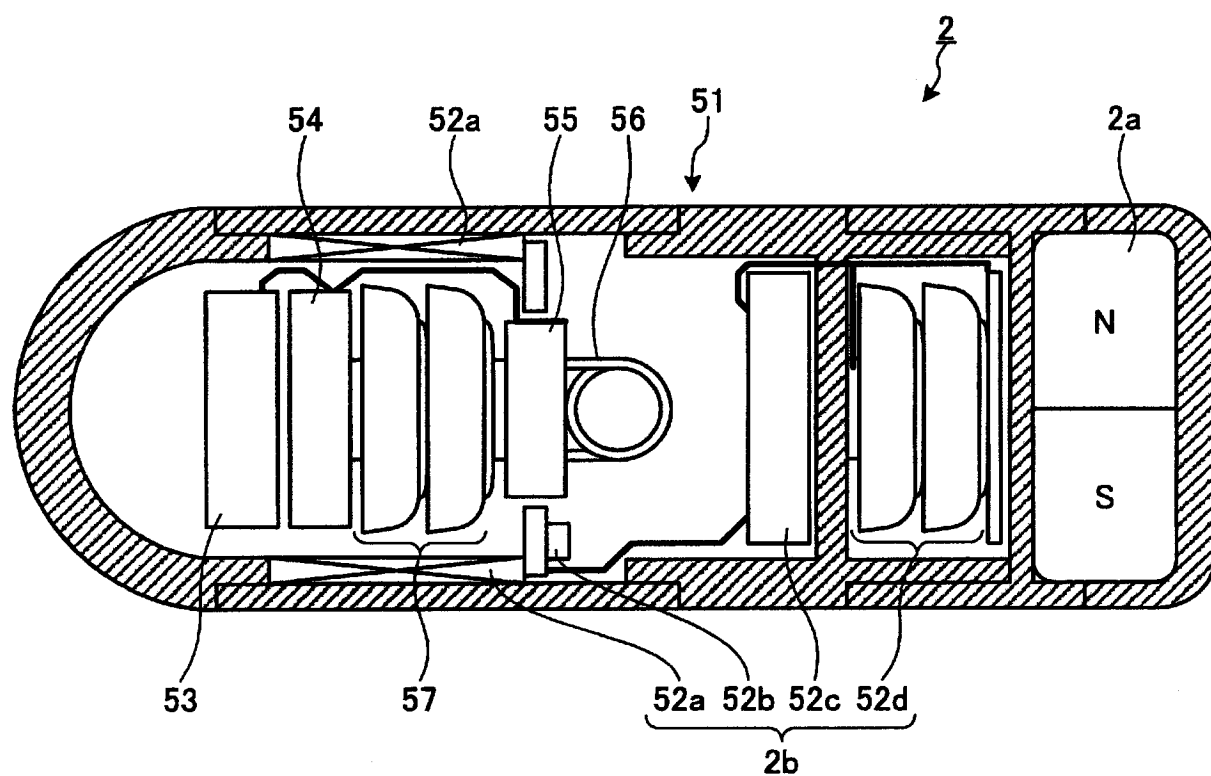


图 11

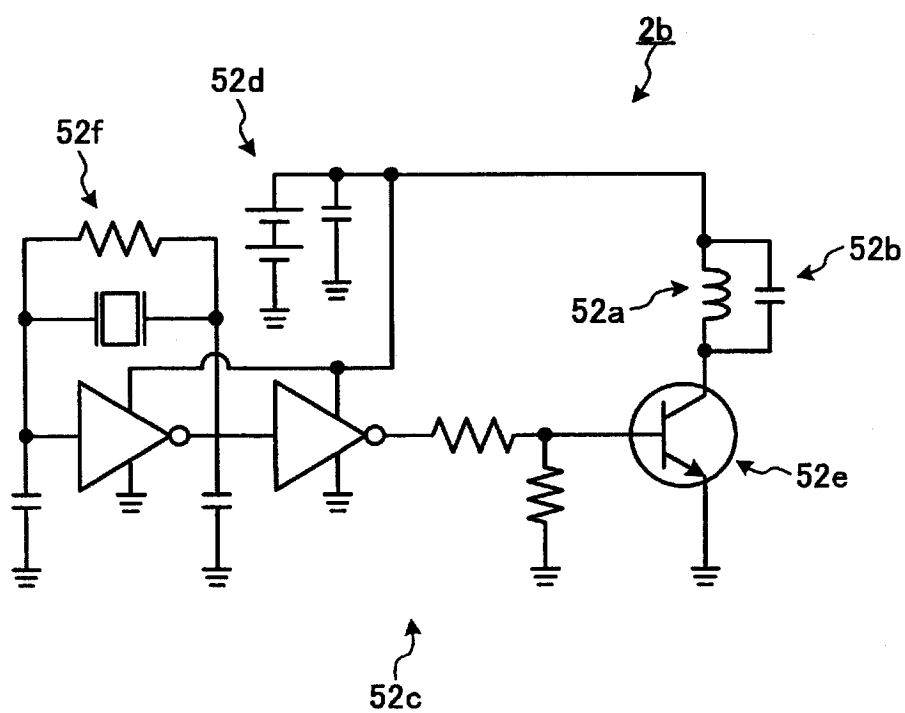


图 12

专利名称(译)	位置检测装置		
公开(公告)号	CN102440779A	公开(公告)日	2012-05-09
申请号	CN201110306375.7	申请日	2008-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	木村敦志 内山昭夫 千叶淳 佐藤良次		
发明人	木村敦志 内山昭夫 千叶淳 佐藤良次		
IPC分类号	A61B5/06 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B2019/5251 A61M25/0127 A61B5/06 A61B2019/2253 A61B1/05 A61B34/73 A61B5/062 A61B2034/2051		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2007247922 2007-09-25 JP		
其他公开文献	CN102440779B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的在于在计算检测体的位置信息和方向信息的最优化收敛计算的误差值发散时，能够在短时间内恢复该最优化收敛计算的误差值的收敛状态。本发明所涉及的位置检测装置(10)具备：磁场检测部(11)，其对胶囊型内窥镜(2)内部的磁场产生部(2b)所产生的磁场进行检测；位置算出部(13)，其使用表示磁场检测部(11)所检测出的磁场信息的测量值与理论值之间的误差的评价函数执行最优化收敛计算，来计算胶囊型内窥镜(2)的位置方向信息；存储部(15)，其存储包含最优化收敛计算的最终收敛结果的收敛结果信息(15a)；以及控制部(16)，其对这些部件进行控制。控制部(16)判断最优化收敛计算的结果是否收敛，在不收敛的情况下使位置算出部(13)停止，在经过了规定的时间之后，使位置算出部(13)开始进行使用了最终收敛结果的最优化收敛计算。

