



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103347431 A

(43) 申请公布日 2013. 10. 09

(21) 申请号 201280007049. 9

(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

(22) 申请日 2012. 02. 07

代理人 刘新宇

(30) 优先权数据

2011-045684 2011. 03. 02 JP

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 5/07(2006. 01)

2013. 07. 30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/052758 2012. 02. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02012/117815 JA 2012. 09. 07

(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 长谷川润

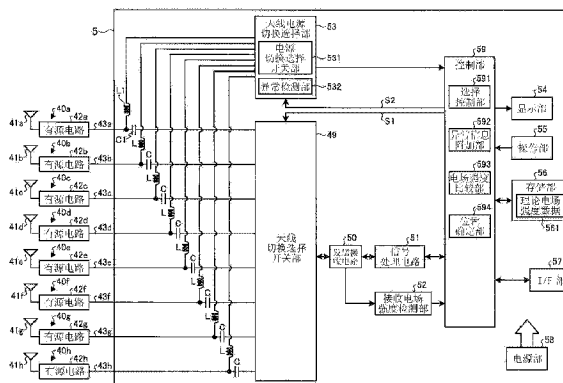
权利要求书2页 说明书15页 附图11页

(54) 发明名称

胶囊型内窥镜的位置检测装置、胶囊型内窥镜系统以及胶囊型内窥镜的位置确定程序

(57) 摘要

提供能够高速地进行体腔内的胶囊型内窥镜的位置和朝向的估计处理的位置检测装置以及胶囊型内窥镜系统。本发明的胶囊型内窥镜的位置检测装置具备:接收天线单元,其通过多个接收天线(40)接收从被检体内的胶囊型内窥镜发送的无线信号;存储部(56),其存储与上述胶囊型内窥镜在被检体内的位置或者位置和朝向相应的、由各接收天线(40)接收的上述无线信号的理论电场强度;电场强度比较部(593),其对使用由各接收天线(40)接收到的上述无线信号的接收电场强度与上述存储部中存储的理论电场强度之差计算出的规定值进行比较;以及位置确定部(594),其基于电场强度比较部(593)的比较结果来确定拍摄到图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。



1. 一种胶囊型内窥镜的位置检测装置,其特征在于,具备:

接收天线单元,其通过多个接收天线接收从被检体内的胶囊型内窥镜发送的无线信号;

存储单元,其存储与上述胶囊型内窥镜在被检体内的位置或者位置和朝向相应的、由各上述接收天线接收的上述无线信号的理论电场强度;

比较单元,其对使用由各上述接收天线接收到的上述无线信号的接收电场强度与上述存储单元中存储的理论电场强度之差计算出的规定值进行比较;以及

确定单元,其基于上述比较单元的比较结果来确定拍摄到图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜的位置检测装置,其特征在于,

上述存储单元按通过将上述胶囊型内窥镜可能存在的被检体内的区域进行分割而得到多个部分区域中的每个部分区域,存储与上述胶囊型内窥镜的朝向相应的理论电场强度。

3. 根据权利要求2所述的胶囊型内窥镜的位置检测装置,其特征在于,

上述比较单元按每个上述部分区域和上述朝向计算存储在上述存储单元中的理论电场强度与上述接收电场强度的残差平方和,来作为上述规定值,

上述确定单元根据上述残差平方和最小的区域和朝向的组合来确定拍摄到上述图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

4. 根据权利要求3所述的胶囊型内窥镜的位置检测装置,其特征在于,

上述比较单元按至少被分割为两个阶段以上的层级的每个层级来计算与进行分割得到的上述部分区域和上述朝向相应的上述残差平方和,

上述确定单元基于上述比较单元的比较结果,按每个层级限定上述胶囊型内窥镜所存在的区域来确定拍摄到上述图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置和朝向。

5. 根据权利要求3所述的胶囊型内窥镜的位置检测装置,其特征在于,

上述比较单元针对每个上述图像数据,从残差平方和最小的残差平方和起按顺序提取规定数量的区域和朝向,来作为上述胶囊型内窥镜的位置和朝向的候选,

上述确定单元根据时间上连续的上述图像数据的各候选位置间的距离和/或上述残差平方和,来确定拍摄到各图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

6. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜的位置检测装置,其特征在于,

上述接收天线单元形成为配置有上述多个接收天线的薄片状。

7. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜的位置检测装置,其特征在于,

还具备轨迹计算单元,该轨迹计算单元根据由上述确定单元确定出的胶囊型内窥镜的位置来计算胶囊型内窥镜的轨迹。

8. 一种胶囊型内窥镜系统,其特征在于,具备:

胶囊型内窥镜,其获取被检体内的图像数据;

根据权利要求1~7中的任一项所述的位置检测装置,其接收从上述胶囊型内窥镜发送的图像数据,估计拍摄到所接收到的图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置和朝向;以及

图像显示单元,其从上述接收天线获取图像数据和该图像数据的位置信息,显示所获取到的上述图像数据和上述位置信息。

9. 根据权利要求 8 所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,

上述图像显示单元显示上述图像数据,并且显示由上述轨迹计算单元计算出的胶囊型内窥镜在被检体内的移动轨迹。

10. 一种胶囊型内窥镜的位置确定程序,其特征在于,

使接收从被检体内的胶囊型内窥镜发送的图像数据、对拍摄到所接收到的图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置和朝向进行估计的位置检测装置执行以下步骤:

无线信号获取步骤,获取由接收天线单元的多个接收天线接收到的、上述胶囊型内窥镜发送的无线信号;

理论强度获取步骤,从存储单元获取与上述胶囊型内窥镜在被检体内的位置或者位置和朝向相应的、由各上述接收天线接收的上述无线信号的理论电场强度;

比较步骤,其使用由各上述接收天线接收到的上述无线信号的接收电场强度与上述存储单元中存储的理论电场强度之差计算出的规定值进行比较;以及

位置确定步骤,基于上述比较步骤的比较结果来确定拍摄到上述图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

胶囊型内窥镜的位置检测装置、胶囊型内窥镜系统以及胶囊型内窥镜的位置确定程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过被检体外的接收装置接收从被检体内的胶囊型内窥镜发送的无线信号、基于所接收到的无线信号来检测胶囊型内窥镜的位置的位置检测装置以及胶囊型内窥镜系统。

背景技术

[0002] 以往,在内窥镜的领域中已知一种在形成为能够导入患者等被检体的消化管内的大小的胶囊形状的壳体内内置有摄像功能、无线通信功能等的胶囊型内窥镜。该胶囊型内窥镜在从被检体的口被吞入之后,在消化管内等被检体内部随着蠕动运动等进行移动。而且,依次拍摄被检体内部来生成图像数据,并依次无线发送该图像数据。

[0003] 像这样地从胶囊型内窥镜无线发送的图像数据由设置于被检体的外部的接收装置接收。接收装置所接收到的图像数据被存储到内置于接收装置的存储器中。检查结束后,接收装置的存储器中存储的图像数据被取入图像显示装置。医生、护士等观察者观察图像显示装置所显示的脏器图像等进行被检体的诊断。

[0004] 该胶囊型内窥镜随着蠕动运动等在体腔内移动,因此需要正确地识别由胶囊型内窥镜发送的图像数据是在体腔内的哪个位置拍摄到的。

[0005] 因此,公开了如下一种胶囊型医疗装置(例如,参照专利文献1):通过体腔外的多个接收天线接收由胶囊型内窥镜发送的电磁波,根据接收到的多个无线信号的接收强度,使用高斯牛顿法来估计胶囊型内窥镜的位置和朝向。

[0006] 另外,公开了如下一种胶囊型内窥镜(例如,参照专利文献2):设置用于收集被检体内的信息的传感器,根据该传感器所收集到的信息来掌握胶囊型内窥镜在被检体内的位置等。

[0007] 专利文献1:日本特开2007-000608号公报

[0008] 专利文献2:日本特表2010-524557号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的问题

[0010] 然而,在通过专利文献1的高斯牛顿法、最速下降法、马奎特(Marquardt)法等来估计胶囊型内窥镜的位置和朝向的情况下,一边更新位置和朝向一边进行计算估计,因此计算量大,难以使位置估计处理高速化。

[0011] 另外,在如专利文献2那样在胶囊型内窥镜内设置传感器的情况下,胶囊型内窥镜内部的结构变得复杂,难以实现小型化,并且还存在着由于需要对传感器进行电力供给而增加电力消耗的问题。

[0012] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种能够实现胶囊型内窥镜的小型化并且高速地进行体腔内的胶囊型内窥镜的位置和朝向的估计处理的接收装置以及

胶囊型内窥镜系统。

[0013] 用于解决问题的方案

[0014] 为了解决上述问题、达成目的,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置检测装置的特征在于,具备:接收天线单元,其通过多个接收天线接收从被检体内的胶囊型内窥镜发送的无线信号;存储单元,其存储与上述胶囊型内窥镜在被检体内的位置或者位置和朝向相应的、由各上述接收天线接收的上述无线信号的理论电场强度;比较单元,其对使用由各上述接收天线接收到的上述无线信号的接收电场强度与上述存储单元中存储的理论电场强度之差计算出的规定值进行比较;以及确定单元,其基于上述比较单元的比较结果来确定拍摄到图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

[0015] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述存储单元按通过将上述胶囊型内窥镜可能存在的被检体内的区域进行分割而得到多个部分区域中的每个部分区域,存储与上述胶囊型内窥镜的朝向相应的理论电场强度。

[0016] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述比较单元按每个上述部分区域和上述朝向计算存储在上述存储单元中的理论电场强度与上述接收电场强度的残差平方和,来作为上述规定值,上述确定单元根据上述残差平方和最小的区域和朝向的组合来确定拍摄到上述图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

[0017] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述比较单元按至少被分割为两个阶段以上的层级的每个层级来计算与进行分割得到的上述部分区域和上述朝向相应的上述残差平方和,上述确定单元基于上述比较单元的比较结果,按每个层级限定上述胶囊型内窥镜所存在的区域来确定拍摄到上述图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置和朝向。

[0018] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述比较单元针对每个上述图像数据,从残差平方和最小的残差平方和起按顺序提取规定数量的区域和朝向,来作为上述胶囊型内窥镜的位置和朝向的候选,上述确定单元根据时间上连续的上述图像数据的各候选位置间的距离和/或上述残差平方和,来确定拍摄到各图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

[0019] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,上述接收天线单元形成为配置有上述多个接收天线的薄片状。

[0020] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置检测装置的特征在于,在上述发明中,还具备轨迹计算单元,该轨迹计算单元根据由上述确定单元确定出的胶囊型内窥镜的位置来计算胶囊型内窥镜的轨迹。

[0021] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,具备:胶囊型内窥镜,其获取被检体内的图像数据;上面记载的位置检测装置,其接收从上述胶囊型内窥镜发送的图像数据,估计拍摄到所接收到的图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置和朝向;以及图像显示单元,其从上述接收天线获取图像数据和该图像数据的位置信息,显示所获取到的上述图像数据和上述位置信息。

[0022] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,上述图像显示单元显示上述图像数据,并且显示由上述轨迹计算单元计算出的胶囊型内窥镜在被检体

内的移动轨迹。

[0023] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置确定程序的特征在于,在上述发明中,使接收从被检体内的胶囊型内窥镜发送的图像数据、对拍摄到所接收到的图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置和朝向进行估计的位置检测装置执行以下步骤:无线信号获取步骤,获取由接收天线单元的多个接收天线接收到的、上述胶囊型内窥镜发送的无线信号;理论强度获取步骤,从存储单元获取与上述胶囊型内窥镜在被检体内的位置或者位置和朝向相应的、由各上述接收天线接收的上述无线信号的理论电场强度;比较步骤,其使用由各上述接收天线接收到的上述无线信号接收的电场强度与上述存储单元中存储的理论电场强度之差计算出的规定值进行比较;以及位置确定步骤,基于上述比较步骤的比较结果来确定拍摄到上述图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

[0024] 发明的效果

[0025] 根据本发明,预先存储胶囊型内窥镜在被检体内可能存在的位置处的、被估计为各接收天线要接收的理论电场强度,基于实际由各接收天线接收到的无线信号的电场强度与所存储的理论电场强度之差来确定胶囊型内窥镜的位置和朝向,因此能够使位置估计处理高速化。

附图说明

[0026] 图 1 是表示使用了本发明的实施方式 1 所涉及的接收装置的胶囊型内窥镜系统的概要结构的示意图。

[0027] 图 2 是表示胶囊型内窥镜的内部的概要结构的截面图。

[0028] 图 3 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的接收装置的概要结构的框图。

[0029] 图 4A 是用于说明胶囊型内窥镜的位置检测的示意图。

[0030] 图 4B 是将图 4A 的区域在 xyz 方向上各进行四分割而得到的示意图。

[0031] 图 5 是表示以胶囊型内窥镜的天线(使用圆形线圈)为基准的任意位置处的电磁场的成分的图。

[0032] 图 6 是表示电磁场在介质中传播时发生衰减的情形的图。

[0033] 图 7 是表示由胶囊型内窥镜产生的电场与接收天线单元的一个接收天线的朝向的关系的图。

[0034] 图 8A 是将胶囊型内窥镜所在的区域在 xyz 方向上各进行三分割而得到的示意图。

[0035] 图 8B 是将图 8A 的一个区域在 xyz 方向上进一步各进行三分割而得到的示意图。

[0036] 图 9 是表示本发明的实施方式 3 所涉及的接收装置的概要结构的框图。

[0037] 图 10 是表示由轨迹计算部进行的轨迹计算处理的概要的流程图。

[0038] 图 11 是表示对时间上连续的多个图像数据进行位置估计而得到的多个候选位置的图。

[0039] 图 12 是表示轨迹计算处理的流程的图。

[0040] 图 13A 是在图像显示装置中显示由实施方式 3 的接收装置计算出的胶囊型内窥镜在被检体内的轨迹的图的一例。

[0041] 图 13B 是在图像显示装置中显示由实施方式 3 的接收装置计算出的胶囊型内窥镜在被检体内的轨迹的图的一例。

具体实施方式

[0042] 下面,参照附图说明本发明的实施方式所涉及的位置检测装置以及胶囊型内窥镜系统。此外,在以下说明中,作为本发明所涉及的位置检测装置以及胶囊型内窥镜系统的一例,例示包括被导入被检体的体内来拍摄被检体的体内图像的胶囊型内窥镜的胶囊型内窥镜系统,但本发明并不限定于该实施方式。

[0043] (实施方式 1)

[0044] 图 1 是表示使用了本发明的实施方式 1 所涉及的位置检测装置的胶囊型内窥镜系统 1 的概要结构的示意图。如图 1 所示,胶囊型内窥镜系统 1 具备:胶囊型内窥镜 3,其拍摄被检体 2 内的体内图像;接收装置 5,其经由接收天线单元 4 接收由导入到被检体 2 内部的胶囊型内窥镜 3 无线发送的无线信号,并且接收由胶囊型内窥镜 3 拍摄到的被检体 2 内的图像数据的摄像位置;以及图像显示装置 6,其显示与由胶囊型内窥镜 3 拍摄到的被检体 2 内的图像数据对应的图像。

[0045] 图 2 是表示胶囊型内窥镜 3 的内部的概要结构的截面图。如图 2 所示,胶囊型内窥镜 3 被收容在由容器 30a 和半球形状的光学圆顶 30b 构成的胶囊型容器 30(壳体)内,其中,该容器 30a 是一端呈半球状的圆顶形状、另一端开口的大致圆筒形状或者半椭圆球状,该半球形状的光学圆顶 30b 通过嵌入容器 30a 的开口来将容器 30a 内密封为不透水。该胶囊型容器 30(30a、30b)例如是被检体 2 能够吞入这种程度的大小。另外,在本实施方式 1 中,至少光学圆顶 30b 由透明的材料形成。

[0046] 另外,胶囊型内窥镜 3 具备:物镜 32,其使经由光学圆顶 30b 入射的光成像;透镜框 33,其用于安装物镜 32;摄像部 34,其将通过物镜 32 入射的光信号转换为电信号来形成摄像信号;照明部 35,其在摄像时对被检体 2 内部进行照明;电路基板 36,其形成有处理电路等,该处理电路分别驱动摄像部 34 和照明部 35,并且根据从摄像部 34 输入的摄像信号来生成图像信号;发送接收电路 37,其发送图像信号,并且接收来自体腔外的接收装置 5 等的信号;以及多个纽扣型电池 38,用于对上述各功能部供给电源。

[0047] 胶囊型内窥镜 3 通过被吞入被检体 2 内而通过被检体 2 内的食道,在体腔内随着消化管腔的蠕动运动而进行移动。胶囊型内窥镜 3 一边在体腔内移动一边以微小的时间间隔、例如以 0.5 秒的间隔逐次拍摄被检体 2 的体腔内,生成所拍摄到的被检体 2 内的图像数据并依次发送到接收装置 5。在本实施方式 1 中,还能够根据由胶囊型内窥镜 3 的摄像部 34 拍摄到的图像数据的图像信号进行位置估计处理,从而优选生成包含所拍摄到的图像信号和胶囊型内窥镜 3 的位置检测用的接收强度检测信号的发送信号,根据易于检测接收强度的接收强度检测信号来进行位置检测处理。

[0048] 位置检测装置具备配置有多个接收天线 40(40a、40b、40c、40d、40e、40f、40g、40h)的薄片状的接收天线单元 4 和接收装置 5。利用天线线缆 43 将接收装置 5 与接收天线单元 4 连接。接收装置 5 经由各接收天线 40a~40h 接收从胶囊型内窥镜 3 发送的无线信号。接收装置 5 针对各个接收天线 40a~40h 检测从胶囊型内窥镜 3 接收到的无线信号的接收电场强度,并且基于所接收到的无线信号获取被检体 2 内的图像数据。接收装置 5 将各接收天线 40a~40h 的接收电场强度信息和表示时刻的时刻信息等与所接收到的图像数据相对应地存储到后述的存储部(参照图 3)。

[0049] 在通过胶囊型内窥镜 3 进行摄像的期间,例如从被检体 2 的口被导入、在通过消化管内之后直到从被检体 2 排出为止的期间,接收装置 5 由被检体 2 携带。在利用胶囊型内窥镜 3 进行的检查结束后,从被检体 2 卸下接收装置 5,为了传送从胶囊型内窥镜 3 接收到的图像数据等信息,将该接收装置 5 与图像显示装置 6 相连接。

[0050] 各接收天线 40a ~ 40h 被配置在薄片 44 的规定的位置处、例如当将接收天线单元 4 安装于被检体 2 时,各接收天线 40a ~ 40h 被配置在与作为胶囊型内窥镜 3 的通过路径的被检体 2 内的各脏器对应的位置处。此外,也可以与检查或者诊断等的目的相应地任意变更接收天线 40a ~ 40h 的配置。在本实施方式中,使用了 8 个接收天线,但不需要解释为接收天线的个数限定为 8 个,可以少于 8 个也可以多于 8 个。

[0051] 使用具备液晶显示器等监视器部 6c 的工作站或者个人计算机来构成图像显示装置 6。图像显示装置 6 显示与经由接收装置 5 获得的被检体 2 内的图像数据对应的图像。图像显示装置 6 上连接有用于从接收装置 5 的存储器读取图像数据的托架 6a 和键盘、鼠标等操作输入设备 6b。在安装接收装置 5 时,托架 6a 从接收装置 5 的存储器获取图像数据、与该图像数据相关联的接收电场强度信息、时刻信息以及胶囊型内窥镜 3 的识别信息等相关信息,并将获取到的各种信息传送到图像显示装置 6。操作输入设备 6b 接收用户的输入。由此,用户一边对操作输入设备 6b 进行操作一边观察由图像显示装置 6 依次显示的被检体 2 内的图像,并且观察被检体 2 内部的生物体部位、例如食道、胃、小肠以及大肠等来诊断被检体 2。

[0052] 接着,对图 1 所示的接收装置 5 的结构进行详细说明。图 3 是表示图 1 所示的接收装置 5 的结构框图。

[0053] 如图 3 所示,接收装置 5 具有:上述各接收天线 40a ~ 40h;天线切换选择开关部 49,其择一地切换接收天线 40a ~ 40h;发送接收电路 50,其对经由通过天线切换选择开关部 49 选择出的各接收天线 40a ~ 40h 中的某一个接收到的无线信号进行解调等处理;信号处理电路 51,其进行从由发送接收电路 50 输出的无线信号中提取图像数据等的信号处理;接收电场强度检测部 52,其基于从发送接收电路 50 输出的无线信号的强度检测接收电场强度;天线电源切换选择部 53,其择一地切换接收天线 40a ~ 40h 并对接收天线 40a ~ 40h 中的某一个供给电力;显示部 54,其显示与从胶囊型内窥镜 3 接收到的图像数据对应的图像;操作部 55,其进行指示操作;存储部 56,其对包含从胶囊型内窥镜 3 接收到的图像数据的各种信息进行存储;I/F 部 57,其经由托架 6a 与图像显示装置 6 进行双向发送接收;电源部 58,其对接收装置 5 的各部供给电力;以及控制部 59,其对接收装置 5 的动作进行控制。

[0054] 接收天线 40a 具有天线部 41a、有源电路 42a 以及天线线缆 43a。天线部 41a 例如使用开放型的天线、环状天线来构成,接收从胶囊型内窥镜 3 发送的无线信号。有源电路 42a 与天线部 41a 相连接,进行天线部 41a 的阻抗匹配以及所接收到的无线信号的放大、衰减等。天线线缆 43a 使用同轴线缆构成,其一端与有源电路 42a 相连接,另一端分别与接收装置 5 的天线切换选择开关部 49 和天线电源切换选择部 53 电连接。天线线缆 43a 将由天线部 41a 接收到的无线信号传送到接收装置 5,并且将从接收装置 5 供给的电力传送到有源电路 42a。此外,接收天线 40b ~ 40h 具有与接收天线 40a 相同的结构,因此省略说明。

[0055] 天线切换选择开关部 49 使用机械式开关或者半导体开关等构成。天线切换选择开关部 49 分别经由电容器 C1 与各接收天线 40a ~ 40h 电连接。在从控制部 59 输入了用于

对接收无线信号的接收天线 40a ~ 40h 进行切换的切换信号 S1 的情况下,天线切换选择开关部 49 选择切换信号 S1 所指示的接收天线 40,并将经由所选择出的接收天线 40a ~ 40h 接收到的无线信号输出到发送接收电路 50。此外,分别与各接收天线 40a ~ 40h 相连接的电容器的电容与电容器 C1 的电容相等。

[0056] 发送接收电路 50 对经由通过天线切换选择开关部 49 选择出的接收天线 40(40a ~ 40h) 接收到的无线信号进行规定的处理、例如解调、放大等处理后分别输出到信号处理电路 51 和接收电场强度检测部 52。

[0057] 信号处理电路 51 从由发送接收电路 50 输入的无线信号中提取图像数据,对提取出的图像数据进行规定的处理、例如各种图像处理、A/D 转换处理等并输出到控制部 59。

[0058] 接收电场强度检测部 52 检测与从发送接收电路 50 输入的无线信号的强度相应的接收电场强度,将与检测出的接收电场强度对应的接收电场强度信号 (RSSI :Received Signal Strength Indicator) 输出到控制部 59。

[0059] 天线电源切换选择部 53 分别经由线圈 L1 与各接收天线 40a ~ 40h 电连接。天线电源切换选择部 53 经由天线线缆 43(43a ~ 43h) 对由天线切换选择开关部 49 选择出的接收天线 40a ~ 40h 供给电力。天线电源切换选择部 53 具有电源切换选择开关部 531 和异常检测部 532。此外,分别与各接收天线 40a ~ 40h 相连接的线圈的电特性与线圈 L1 的电特性相同。

[0060] 电源切换选择开关部 531 使用机械式开关或者半导体开关等构成。在从控制部 59 输入了选择要供给电力的接收天线 40a ~ 40h 的选择信号 S2 的情况下,电源切换选择开关部 531 选择选择信号 S2 所指示的接收天线 40a ~ 40h,仅对选择出的该接收天线 40a ~ 40h 供给电力。

[0061] 在要供给电力的接收天线 40a ~ 40h 中发生异常的情况下,异常检测部 532 将表示在要供给电力的接收天线 40a ~ 40h 中发生异常的异常信号输出到控制部 59。

[0062] 显示部 54 使用包括液晶或者有机 EL(Electro Luminescence :电致发光) 等的显示面板构成。显示部 54 显示与由胶囊型内窥镜 3 拍摄到的图像数据对应的图像、接收装置 5 的动作状态、被检体 2 的患者信息以及检查日期和时间等各种信息。

[0063] 操作部 55 能够输入变更胶囊型内窥镜 3 的摄像周期等的指示信号。当通过操作部 55 输入指示信号时,信号处理电路 51 向发送接收电路 50 发送指示信号,发送接收电路 50 调制指示信号并从接收天线 40a ~ 40h 发送出。从接收天线 40a ~ 40h 发送出的信号被天线 39 接收,并通过发送接收电路 37 进行解调,电路基板 36 与指示信号对应地例如进行变更摄像周期的动作等。

[0064] 存储部 56 使用在接收装置 5 的内部固定设置的快闪存储器、RAM(Random Access Memory :随机存取存储器) 等半导体存储器来构成。存储部 56 具有用于对已拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内的位置和朝向进行估计处理的理论电场强度数据 561。理论电场强度数据 561 是与胶囊型内窥镜 3 在被检体内 2 的位置和朝向相应的、由各接收天线 40a ~ 40h 接收的无线信号的接收电场强度的理论值数据。另外,存储部 56 对由胶囊型内窥镜 3 拍摄到的图像数据和与该图像数据相对应的各种信息、例如估计出的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向信息、接收电场强度信息以及识别接收到无线信号的接收天线的识别信息等进行存储。并且,存储部 56 存储由接收装置 5 执行的各种程序等。此外,还可以使

存储部 56 具备作为记录介质接口的功能,该记录介质接口用于从外部对存储卡等记录介质存储信息,另一方面,读出记录介质所存储的信息。

[0065] I/F 部 57 具有作为通信接口的功能,经由托架 6a 与图像显示装置 6 进行双向发送接收。

[0066] 电源部 58 使用相对于接收装置 5 装卸自如的电池和用于切换接通断开状态的开关部构成。电源部 58 在接通状态下对接收装置 5 的各结构部供给必要的驱动电力,在断开状态下停止对接收装置 5 的各结构部供给驱动电力。

[0067] 控制部 59 使用 CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)等构成。控制部 59 从存储部 56 读出程序并执行该程序,进行针对构成接收装置 5 的各部的指示、数据的传送等,统一控制接收装置 5 的动作。控制部 59 具有选择控制部 591、异常信息附加部 592、电场强度比较部 593 以及位置确定部 594。

[0068] 选择控制部 591 进行以下控制:选择用于接收从胶囊型内窥镜 3 发送的无线信号的一个接收天线 40,并且仅对所选择出的接收天线 40a ~ 40h 供给电力。具体地说,选择控制部 591 进行以下控制:基于由接收电场强度检测部 52 检测出的各接收天线 40a ~ 40h 的接收电场强度选择用于接收从胶囊型内窥镜 3 发送的无线信号的一个接收天线 40,并且仅对所选择出的接收天线 40a ~ 40h 供给电力。选择控制部 591 每隔规定的定时、例如每隔 100msec 驱动天线切换选择开关部 49,从各接收天线 40a ~ 40h 中依次选择用于接收无线信号的接收天线 40a ~ 40h 并使接收电场强度检测部 52 检测接收电场强度。

[0069] 在异常检测部 532 检测出在各接收天线 40a ~ 40h 中的某一个中发生异常的情况下,异常信息附加部 592 对由接收天线 40 接收到的无线信号附加表示在各接收天线 40a ~ 40h 中的某一个中发生异常的异常信息并输出到存储部 56。具体地说,异常信息附加部 592 对图像数据附加异常信息(标志)并输出到存储部 56,该图像数据是信号处理电路 51 对由接收天线 40a ~ 40h 接收到的无线信号进行信号处理而得到的。

[0070] 电场强度比较部 593 按胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内可能存在的在被检体 2 内的每个位置和朝向来计算由各接收天线 40a ~ 40h 接收到的无线信号的接收电场强度与存储部 56 中存储的理论电场强度的残差平方和。电场强度比较部 593 也可以代替残差平方和而计算接收电场强度与理论电场强度的绝对残差的和并进行比较。

[0071] 位置确定部 594 基于由电场强度比较部 593 计算出的残差平方和或者绝对残差的和来确定拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向。位置确定部 594 将残差平方和最小的区域和朝向确定为拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向。

[0072] 在本实施方式 1 中,接收装置 5 具备:存储部 56,其存储理论电场强度数据 561;电场强度比较部 593,其计算接收电场强度与理论电场强度的残差平方和;以及位置确定部 594,其基于由电场强度比较部 593 计算出的残差平方和来确定胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向,由此计算由胶囊型内窥镜 3 拍摄到的图像数据的位置和朝向。下面,对本实施方式 1 的接收装置 5 中的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向的估计处理进行详细说明。

[0073] 首先,对预先存储在存储部 56 中的理论电场强度数据 561 的计算方法进行说明。首先,在被导入了胶囊型内窥镜 3 的被检体 2 内,与检查或者诊断等的目的相应地设定胶囊型内窥镜 3 可能存在的规定的可能存在区域 T。该可能存在区域 T 与被检体 2 的身体的大小相应地设定、例如图 4A 所示是由 300mm×300mm×300mm 的立方体构成的区域。可能存在

区域 T 被设定为接收天线单元 4 的薄片状的表面与其中一个界面一致。在图 4A 所示的情况下,接收天线单元 4 被设置在作为可能存在区域 T 的一个界面的 XY 平面上。

[0074] 与期望的精度相应地将胶囊型内窥镜 3 的可能存在区域分割为多个部分区域。在图 4B 中示出了以下情况:针对以接收天线单元 4 所在的界面的中心为原点、具有与可能存在区域 T 的某一边平行且彼此正交的三个轴(X轴、Y轴、Z轴)的正交坐标系 XYZ,在各轴方向上进行四分割。在这种情况下,可能存在区域 T 被分割为 64(=4×4×4)个部分区域。各部分区域被附加了 P₁₁₁、P₁₁₂、P₁₁₃、P₁₁₄、P₁₂₁、P₁₂₂、...、P₁₄₄、P₂₁₁、P₂₁₂、...、P₄₄₄ 的标签。此外,在胶囊型内窥镜 3 存在于部分区域 P_{ijk} 的情况下,假设位于该部分区域 P_{ijk} 的中心 G_{xyz}。

[0075] 在以下说明中,如图 5 所示,考虑一种以配置在胶囊型内窥镜 3 内的形成为圆形环状的天线 39 的重心为原点(OL)、以圆形环的开口面的法线方向为 ZL 轴的正交坐标系 X_LY_LZ_L。在该正交坐标系 X_LY_LZ_L 中,流经天线 39 的电流在任意位置 P 处形成的电磁场的极坐标成分用下式表示。

$$[0076] \quad H_r = (IS/2\pi)(jk/r^2 + 1/r^3) \exp(-jkr) \cos \theta$$

$$[0077] \quad H_\theta = (IS/4\pi) - (k^2/r + jk/r^2 + 1/r^3) \exp(-jkr) \sin \theta \dots (1)$$

$$[0078] \quad E_\phi = -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r + 1/r^2) \exp(-jkr) \sin \theta$$

[0079] 在此,H_r 和 H_θ 表示磁场成分,E_ψ 表示电场成分,另外 I 和 S 是流经天线 39 的电流和构成该天线 39 的圆形环的开口面的面积。另外,k=ω(εμ)^{1/2}(ε 是介电常数,μ 是导磁率)是波数,j 是虚数单位。在此,式(1)中,r⁻¹项是放射电磁场的成分,r⁻²项是感应电磁场的成分,r⁻³项是静电磁场的成分。

[0080] 在由配置在胶囊型内窥镜 3 内的天线 39 产生的电磁场的频率高、如图 1 所示那样胶囊型内窥镜 3 与安装于被检体 2 的身体表面的各接收天线 40(40a~40h)的距离足够远的情况下,到达接收天线 40(40a~40h)的电磁场(电磁波)的放射电磁场的成分最大。因而,静电磁场和感应电磁场的成分比放射电磁场的成分小,能够忽略它们。由此,式(1)成为如下式(2)那样。

$$[0081] \quad H_r = 0$$

$$[0082] \quad H_\theta = (IS/4\pi)(-k^2/r) \exp(-jkr) \sin \theta \dots (2)$$

$$[0083] \quad E_\phi = -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r) \exp(-jkr) \sin \theta$$

[0084] 如果设为安装于被检体 2 的身体表面的接收天线 40 是用于检测电场的电场检测用的天线,则在式(2)中该检测所需的公式成为电场 E_ψ。因而,通过使用交流理论,将式(2)的电场 E_ψ 的两边乘以 exp(jωt) 并提取实部来求出电场 E_ψ 的瞬时值。

$$[0085] \quad E_\phi \exp(j\omega t)$$

$$[0086] \quad = -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r) \exp(-jkr) \sin \theta \exp(j\omega t)$$

$$[0087] \quad = (\omega\mu ISk/4\pi r)(\cos U + j\sin U) \sin \theta \dots (3)$$

[0088] 其中,U=ωt-kr。在此,当提取式(3)的实部时,电场的瞬时值 E'_ψ 成为如下那样。

$$[0089] \quad E'_\phi = (\omega\mu ISk/4\pi r) \cos U \sin \theta \dots (4)$$

[0090] 另外,当在正交坐标系 X_LY_LZ_L 中显示式(4)时,成分 E_{Lx}、E_{Ly}、E_{Lz} 成为

$$[0091] \quad E_{Lx} = E'_\phi \sin \phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2) \cos U \cdot (-y_L)$$

$$[0092] \quad E_{Ly} = E'_\phi \cos \phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2) \cos U \cdot X_L \dots (5)$$

[0093] $E_{Lz}=0$

[0094] 。

[0095] 当电磁波在介质中进行传播时,如图6所示,基于介质的特性(导电率等),电磁波的能量被传播介质吸收。例如随着在x方向上进行传播,电磁波以衰减因子 α_d 指数函数方式地衰减,能够用下面所示的式(6)来表示该电磁波。

[0096] $A_r = \exp(-\alpha_d x) \dots (6)$

[0097] $\alpha_d = (\omega^2 \epsilon \mu / 2)^{1/2} [(1 + \kappa^2 / (\omega^2 \epsilon^2))^{1/2} - 1]^{1/2}$

[0098] 其中, $\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r$ (ϵ_0 :真空的介电常数, ϵ_r :相对介电常数), $\mu = \mu_0 \mu_r$ (μ_0 :真空的导磁率, μ_r :相对导磁率), ω 是角频率, κ 是导电率。

[0099] 因而,考虑了生物体内的特性时的电场的瞬时值EL的正交坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 的各成分 E_{Lx} 、 E_{Ly} 、 E_{Lz} 成为如下那样。

[0100] $E_{Lx} = A_r E'_\phi \sin \phi = \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu I S \kappa / 4 \pi r^2) \cos U \cdot (-y_L)$

[0101] $E_{Ly} = A_r E'_\phi \cos \phi = \exp(-\alpha_d r) (\alpha \omega I S \kappa / 4 \pi r^2) \cos U \cdot X_L \dots (7)$

[0102] $E_{Lz}=0$

[0103] 。

[0104] 另外,在以胶囊型内窥镜3的天线39为基准的坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 中,将位置P(X_L 、 Y_L 、 Z_L)转换到以被粘贴于被检体2的接收天线单元4的中心(图4A的O)为原点的坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 的公式为,

[0105] [数1]

[0106]

$$\begin{pmatrix} X_{LP} \\ Y_{LP} \\ Z_{LP} \end{pmatrix} = R^{-1} \left[\begin{pmatrix} X_{WP} \\ Y_{WP} \\ Z_{WP} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} X_{WG} \\ Y_{WG} \\ Z_{WG} \end{pmatrix} \right] = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{pmatrix} \left[\begin{pmatrix} X_{WP} \\ Y_{WP} \\ Z_{WP} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} X_{WG} \\ Y_{WG} \\ Z_{WG} \end{pmatrix} \right] \dots (8)$$

[0107] 。

其中, (X_{WP} 、 Y_{WP} 、 Z_{WP}) 和 (X_{WG} 、 Y_{WG} 、 Z_{WG}) 分别表示坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 中的位置P和天线39的位置G。另外,式(8)的右边R表示坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 和坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 的旋转矩阵,用下式求出。

[0108] [数2]

[0109]

$$\begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cos \beta & -\sin \alpha & \cos \alpha \sin \beta \\ \sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha & \sin \alpha \sin \beta \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \dots (9)$$

[0110] 其中, α 是绕Z轴的旋转角, β 是绕Y轴的旋转角。

[0111] 因而,以被粘贴于被检体2的接收天线单元4的中心(图4A的O)为原点的坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 中的任意位置P(X_{WP} 、 Y_{WP} 、 Z_{WP})的电场 E_W 为,

[0112] [数3]

$$[0113] \quad \mathbf{E}_w = \begin{pmatrix} E_{wx} \\ E_{wy} \\ E_{wz} \end{pmatrix} = \mathbf{R} \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} \quad \dots (10) \quad \text{通过将}$$

式 (7) ~ (9) 代入式 (10) 获得如下的电场 E_w 的式 (11)。

[0114] [数 4]

[0115]

$$\begin{pmatrix} E_{wx} \\ E_{wy} \\ E_{wz} \end{pmatrix} = \frac{k_1}{r^2} e^{-\alpha_d r} \begin{pmatrix} 0 & (z_{WP} - z_{WG}) & -(y_{WP} - y_{WG}) \\ -(z_{WP} - z_{WG}) & 0 & (x_{WP} - x_{WG}) \\ (y_{WP} - y_{WG}) & -(x_{WP} - x_{WG}) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{pmatrix} \quad \dots (11)$$

[0116] 其中, k_1 表示常数, 向量 (g_x, g_y, g_z) 表示天线 39 的朝向 g 。在本实施方式 1 中, 也将天线 39 的朝向 (g_x, g_y, g_z) 与胶囊型内窥镜 3 的位置一起进行预先设定, 计算胶囊型内窥镜 3 位于规定的区域、取规定的朝向时的各接收天线 40 的理论电场强度。与期望的精度相应地例如从水平轴和铅垂轴起以 1° 步长设定天线 39 的朝向即可。

[0117] 另外, 关于利用构成接收天线单元 4 的接收天线 40a 接收到由天线 39 产生的电场 E_w 时检测出的电动势 V_{ta} , 能够使用电场 E_w 与表示以被检体 2 为基准的坐标系中的接收天线单元 4 的接收天线 40a (天线部 41a) 的朝向的向量 $D_a = (D_{xa}, D_{ya}, D_{za})$ (参照图 7) 的内积, 用下面的公式来计算出。

$$[0118] \quad V_{ta} = k_2 (E_{wx} D_{xa} + E_{wy} D_{ya} + E_{wz} D_{za}) \quad \dots (12)$$

[0119] 其中, k_2 是常数。同样地, 对于配置于被检体 2 的身体上的多个接收天线单元 4 的各接收天线, 也能够求出用接收天线 40b ~ 接收天线 40h 接收到由天线 39 产生的电场时的电动势 V_{tb} 、 \dots 、 V_{th} 。

[0120] 如上述那样计算由各接收天线 40 接收的理论电场强度 V_{ti} , 按每个分割区域的中心位置 G 将该理论电场强度 V_{ti} 作为理论电场强度数据 561 存储到存储部 56。

[0121] 对于胶囊型内窥镜 3 可能存在的各区域的中心位置 G , 电场强度比较部 593 按天线 39 的每个朝向 g 计算由各接收天线 40 接收到的接收电场强度与如上述那样计算并作为理论电场强度数据 561 存储到存储部 56 的理论电场强度的残差平方和。当将由接收天线 40 接收到的电场强度设为 V_{mi} (i 是接收天线的编号, 在本实施方式中为 $i=a \sim h$) 时, 能够用下面的公式来计算残差平方和 S 。

[0122] [数 5]

$$[0123] \quad S = \sum_{i=a}^h (V_{ti} - V_{mi})^2$$

$$[0124] \quad = (V_{ta} - V_{ma})^2 + (V_{tb} - V_{mb})^2 + \dots + (V_{th} - V_{mh})^2 \quad \dots (13)$$

[0125] 在本实施方式 1 中, 如上所述, 对于胶囊型内窥镜 3 可能存在的各区域的中心位置 G , 电场强度比较部 593 按天线 39 的每个朝向 g 来计算由各接收天线 40 接收到的接收电场强度 V_{mi} 与如上述那样计算并作为理论电场强度数据 561 存储到存储部 56 的理论电场强度 V_{ti} 的残差平方和, 因此通过例如将与要估计的中心位置 G 的总数相同数量 (或者也可以是要估计的中心位置 G 的总数的因数或者因数以下的数量) 的 CPU 作为电场强度比较部 593

来同时用于估计处理,能够实现胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向的估计处理的高速化。

[0126] 位置确定部 594 将电场强度比较部 593 如上述那样计算出的残差平方和 S 中的残差平方和最小的胶囊型内窥镜 3 的中心位置 G 和天线 39 的朝向 g 确定为胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向。

[0127] 在本实施方式 1 中,将胶囊型内窥镜 3 可能存在的区域分割为多个小区域,按分割出的每个区域预先存储与胶囊型内窥镜 3 的朝向相应的理论电场强度 V_{ti} ,因此能够减轻用于计算理论电场强度 V_{ti} 的处理负担。另外,基于通过计算所存储的理论电场强度 V_{ti} 与各接收天线 40 实际接收到的接收电场强度 V_{mi} 的残差平方和这样的简单的运算处理而获得的数值,来确定拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向,因此能够使位置估计处理高速化。

[0128] 并且,在本实施方式 1 中,使用了配置有多个接收天线 40 的薄片状的接收天线单元 4,因此不需要在每次检查时调整各接收天线 40 的配置位置,并且,使用预先决定了各接收天线 40 的配置位置的接收天线单元 4,因此发挥以下效果:还能够避免伴随各接收天线 40 的配置偏差而引起的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向的估计处理的精度下降之类的问题。

[0129] 在本实施方式 1 中,对进行胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向的估计处理的位置检测装置进行了说明,但也可以设为仅估计胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向中的某一方的装置。另外,在本实施方式 1 中,接收装置 5 具备存储理论电场强度数据 561 的存储部 56、电场强度比较部 593 以及位置确定部 594,在接收装置 5 内估计拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向,但也可以设为以下结构:胶囊型内窥镜系统 1 的图像显示装置 6 存储理论电场强度数据 561,并且具备电场强度比较部和位置确定部,接收从接收装置发送的图像数据并通过与上述同样地进行运算来估计拍摄到该图像数据的胶囊型内窥镜的位置和朝向。

[0130] (实施方式 2)

[0131] 在实施方式 1 中,在作为胶囊型内窥镜可能存在的位置 P 而分割出的整个区域(或者是为了简化而进行了间隔剔除后的区域)中,针对所设定的所有方向(或者间隔剔除后的方向)同时计算理论电场强度与接收电场强度的残差平方和,从而对胶囊型内窥镜的位置和朝向进行估计处理。与此相对地,在实施方式 2 中,分成两个阶段以上的层级来确定拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜的位置和朝向。

[0132] 下面,在实施方式 2 中,说明分两个阶段进行胶囊型内窥镜的位置和朝向的估计的情况。首先,与实施方式 1 同样地,在被导入了胶囊型内窥镜 3 的被检体 2 内,与检查或者诊断等的目的相应地设定胶囊型内窥镜 3 可能存在的规定的可能存在区域 T 。例如图 4A 所示是由 $300\text{mm} \times 300\text{mm} \times 300\text{mm}$ 的立方体构成的区域。可能存在区域 T 被设定为接收天线单元 4 的薄片状的表面与其中一个界面一致。在图 4A 所示的情况下,接收天线单元 4 被设置在作为可能存在区域 T 的一个界面的 XY 平面上。

[0133] 与所期望的精度相应地将胶囊型内窥镜 3 的可能存在区域 T 分割为多个部分区域。在图 8A 中示出了以下情况:针对以接收天线单元 4 所在的界面的中心为原点、具有与可能存在区域 T 的某一边平行且彼此正交的三个轴(X 轴、 Y 轴、 Z 轴)的正交坐标系 XYZ ,在各轴方向上进行三分割。在这种情况下,可能存在区域 T 被分割为 $27 (=3 \times 3 \times 3)$ 个部分区域。各部分区域被附加 P_{111} 、 P_{112} 、 P_{113} 、 P_{121} 、 P_{122} 、 \dots 、 P_{133} 、 P_{211} 、 P_{212} 、 \dots 、 P_{333} 的标签。此外,在胶囊型内窥镜 3 存在于部分区域 P_{ijk} 的情况下,假设位于该部分区域 P_{ijk} 的中心 G_{xyz} 。

[0134] 图 8A 是将胶囊型内窥镜 3 的可能存在区域 T 在 xyz 轴方向上各进行三分割而得到的示意图。图 8B 是将图 8A 的一个分割区域进一步在 xyz 轴方向上各进行三分割而得到的示意图。

[0135] 作为第一估计阶段,位置检测装置针对胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内可能存在的、将可能存在区域 T(300mm×300mm×300mm) 在 xyz 轴方向上各进行三分割而得到的区域,进行位置和朝向的估计处理。如图 8A 所示,针对附加了 P_{111} 、 P_{112} 、 P_{113} 、 P_{121} 、 P_{122} 、 \dots 、 P_{133} 、 P_{211} 、 P_{212} 、 \dots 、 P_{333} 的标签的各区域的中心位置 G,电场强度比较部 593 按天线 39 的每个朝向 g 计算由各接收天线 40 接收到的接收电场强度与作为理论电场强度数据 561 而存储到存储部 56 的理论电场强度的残差平方和。在第一阶段的估计处理中,以粗略地限定位置和朝向为目的,因此将要进行估计处理的天线 39 的朝向 g 限定为 1 或者进行大幅限定(例如从水平轴和铅垂轴起以 10° 步长)来进行估计处理。

[0136] 位置确定部 594 将由电场强度比较部 593 计算出的残差平方和 S 中的残差平方和最小的胶囊型内窥镜 3 的区域的中心位置 G 和天线 39 的朝向 g 确定为胶囊型内窥镜 3 的第一阶段的位置和朝向。

[0137] 作为第二估计阶段,针对包括在第一估计阶段由位置确定部 594 确定出的胶囊型内窥镜 3 的位置 G 的区域,在 xyz 轴方向上进一步各进行三分割,在得到的区域(总共 27 个区域)中进行位置和朝向的估计处理。

[0138] 例如,设为作为第一估计阶段,位置确定部 594 选择图 8A 所示的位置 P_{311} 作为胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向。在图 8B 中示出了以下情况:针对具有与位置 P_{311} 的某一个边平行且彼此正交的三个轴(X轴、Y轴、Z轴)的正交坐标系 XYZ,将位置 P_{311} 在各轴方向上进行三分割。在这种情况下,位置 P_{311} 被进一步分割为 $27(=3 \times 3 \times 3)$ 个部分区域。各部分区域被附加 $P_{311(111)}$ 、 $P_{311(112)}$ 、 $P_{311(113)}$ 、 $P_{311(121)}$ 、 $P_{311(122)}$ 、 \dots 、 $P_{311(133)}$ 、 $P_{311(211)}$ 、 $P_{311(212)}$ 、 \dots 、 $P_{311(333)}$ 的标签。对于各中心位置 G,电场强度比较部 593 按天线 39 的每个朝向 g 计算由各接收天线 40 接收到的接收电场强度与作为理论电场强度数据 561 而存储到存储部 56 的理论电场强度的残差平方和。关于在第二估计阶段要进行估计处理的天线 39 的朝向 g,与期望的精度相应地进行估计处理。例如,从水平轴和铅垂轴起以 1° 步长在所有方向上进行估计处理。

[0139] 位置确定部 594 将由电场强度比较部 593 计算出的残差平方和 $S_{xyz(xyz)_n}$ 中的残差平方和最小的胶囊型内窥镜 3 的位置 $P_{xyz(xyz)}$ 和天线 39 的朝向 $g_n(g_{nx}$ 、 g_{ny} 、 $g_{nz})$ 确定为拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜 3 的最终位置和朝向。

[0140] 此外,如上所述,即使在分成两个阶段进行估计处理的情况下,存储部 56 也需要对将胶囊型内窥镜 3 可能存在的可能存在区域 T(例如 $300\text{mm} \times 300\text{mm} \times 300\text{mm}$) 在 xyz 轴方向上各进行九分割而得到的区域位置 $P_{xyz(xyz)}$,按天线 39 的每个朝向 g(从水平轴和铅垂轴起以 1° 步长)存储由各接收天线 40 要接收的理论电场强度数据 561。

[0141] 在本实施方式 2 中,分成两个阶段来对拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向进行估计处理,在第一估计阶段确定胶囊型内窥镜 3 的大致位置和朝向,对所限定的区域进一步进行第二估计处理,因此与对相同程度的区域同时进行估计处理的情况相比,能够减少处理量。由此,能够进一步实现估计处理的高速化。

[0142] 此外,在实施方式 2 中,说明了分两个阶段的层级对胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向进行估计处理的例子,但如果是两个阶段以上则能够减少估计处理量,因此也可以分成三

个阶段以上的层级来进行估计处理。此外,也可以从第一阶段起以期望的精度例如从水平轴和铅垂轴起以 1° 步长在所有方向上对胶囊型内窥镜 3 的朝向(天线 39 的朝向)进行估计处理。

[0143] (实施方式 3)

[0144] 当如实施方式 1 和 2 那样以拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向进行确定时,存在由于接收天线的配置误差、噪声等的影响而不能估计正确的位置和朝向的情况。在实施方式 3 中,基于时间上连续拍摄到的图像数据的估计位置信息来估计胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向。

[0145] 图 9 是表示实施方式 3 所涉及的接收装置 5A 的结构框图。接收装置 5A 具备轨迹计算部 595,该轨迹计算部 595 针对由位置确定部 594 选择为胶囊型内窥镜 3 的位置的多个候选位置,计算其与时间上连续的候选位置之间的距离,判断该距离是否为规定值以下,使用满足条件的候选位置来计算胶囊型内窥镜在被检体 2 内的移动轨迹(路径)。

[0146] 一般地,胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内的运动比较小,另外摄像间隔也非常短。因此,关于在特定的时刻拍摄到的图像数据的摄像位置,与在拍摄到该图像数据的时刻前后拍摄到的图像数据的摄像位置大致相同或者接近。

[0147] 在实施方式 3 中,与实施方式 1 和 2 同样地,电场强度计算部 593 计算理论电场强度与接收电场强度的残差平方和。位置确定部 594 在该残差平方和中从最小的残差平方和起选出 i 个(i 为任意的整数,在本实施方式中设为 $i=3$ 来进行说明)残差平方和,作为拍摄到图像数据的胶囊型内窥镜的位置和朝向的候选并存储到存储部 56。轨迹计算部 595 考虑其与时间上连续拍摄到的图像数据的估计出的多个候选位置之间的距离,来计算胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内的移动轨迹。位置确定部 594 基于由轨迹计算部 595 计算出的轨迹来确定最佳的胶囊型内窥镜的位置和朝向。

[0148] 图 10 是表示由轨迹计算部 595 进行的轨迹计算处理的概要的流程图。位置确定部 594 提取由电场强度比较部 593 计算出的各时刻的摄像位置的候选位置(步骤 S11)。具体地说,作为各时刻拍摄到的图像数据的摄像位置,位置确定部 594 从各位置和朝向处的理论电场强度与接收电场强度的残差平方和小的残差平方和起提取出三个。下面,将在时刻 $t_m(m=1,2,\dots,n,\dots,N)$ 拍摄到的图像数据 D_m 的摄像位置的候选位置设为 $G_{mi}(i=1,2,3)$ 。图 11 是示意性地表示在 $m=n-1, n, n+1$ 时提取出的候选位置的图。

[0149] 接着,轨迹计算部 595 针对提取出的候选位置 G_{mi} ,计算与时间上连续的图像数据的候选位置之间的连接信息(步骤 S12)。在此,设为接收装置 5A 与进行胶囊型内窥镜 3 的位置估计的时间间隔相应地,将胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内一个时间间隔所能移动的距离 r_d 预先存储到存储部 56。

[0150] 轨迹计算部 595 针对所有组合($m=2,\dots,N; i, j=1,2,3$)计算相邻的时间间隔 t_{m-1}, t_m 的图像数据 D_{m-1}, D_m 的候选位置 $G_{(m-1)i}$ 与 G_{mj} 之间的距离 $d((m-1)i, mj)$,将计算出的距离与可移动距离 r_d 进行比较。进行该比较的结果是,将提供比可移动距离 r_d 小且距离 $d((m-1)i, mj)$ 最小的候选位置 $G_{(m-1)j}$ 作为候选位置 G_{mi} 的连接信息存储到存储部 56。此外,在针对某个 m ,所有距离 $d((m-1)i, mj)$ 均比可移动距离 r_d 大的情况下,轨迹计算部 595 不存储该候选位置 G_{mi} 的连接信息。

[0151] 接着,轨迹计算部 595 使用各候选位置 G_{mi} 和该候选位置的连接信息来估计胶囊型

内窥镜 3 的轨迹 (步骤 S13)。

[0152] 图 12 是表示轨迹估计处理的概要的流程图。在图 12 中,轨迹计算部 595 对最后时刻 t_m 的前一个时刻 t_{m-1} 进行设定 (步骤 S21)。

[0153] 之后,轨迹计算部 595 将表示时刻 t_m 时的候选位置的标签的参数 i 设置为初始值 1 (步骤 S22)。

[0154] 接着,轨迹计算部 595 从存储部 56 读出时刻 t_m 时的候选位置 G_{mi} 的连接信息 (步骤 S23)。

[0155] 在存在候选位置 G_{mi} 的连接信息 $G_{(m-1)j}$ 的情况下 (步骤 S24 :是),轨迹计算部 595 判断候选位置 G_{mi} 是否与时刻 t_{m+1} 时的候选位置 $G_{(m+1)j}$ 相连接 (步骤 S25)。在候选位置 G_{mi} 与时刻 t_{m+1} 时的候选位置 $G_{(m+1)j}$ 中的某一个相连接的情况下 (步骤 S25 :是),换句话说在候选位置 G_{mi} 是时刻 t_{m+1} 时的候选位置 $G_{(m+1)j}$ 中的某一个的连接信息的情况下,轨迹计算部 595 将所连接的路径信息存储到存储部 56 (步骤 S26)。

[0156] 另一方面,在候选位置 G_{mi} 与时刻 t_{m+1} 时的候选位置 $G_{(m+1)j}$ 均不连接的情况下 (步骤 S25 :否),换句话说在候选位置 G_{mi} 不是时刻 t_{m+1} 时的候选位置 $G_{(m+1)j}$ 中的某一个的连接信息的情况下,轨迹计算部 595 将新的路径信息 (时刻 t_m 与时刻 t_{m+1} 之间的路径被中断的信息) 存储到存储部 56 (步骤 S27)。

[0157] 在步骤 S26 或者 S27 之后,在参数 i 小于 3 的情况下 (步骤 S28 :是),轨迹计算部 595 将 i 增加 1 而变为 $i+1$ (步骤 S29),返回到步骤 S23。

[0158] 在步骤 S26 或者 S27 之后,在参数 i 不小于 3 的情况下 (步骤 S28 :否),如果时刻的参数 m 为 $m>2$ (步骤 S30 :是),则轨迹计算部 595 使 m 减小 1 而变为 $m-1$ (步骤 S31),返回到步骤 S22。另一方面,如果 $m \leq 2$ (步骤 S30 :否),则轨迹计算部 595 结束轨迹估计处理 (图 10 的步骤 S13)。

[0159] 通过这样,轨迹计算部 595 计算轨迹,并估计各时刻的胶囊内窥镜 3 的位置。

[0160] 图 13A 和图 13B 是在图像显示装置 6 的监视器部 6c 中显示由实施方式 3 的接收装置 5A 计算出的胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内的轨迹的例子。如图 13A 所示,监视器部 6c 具备 :副图像区域 61,在该副图像区域 61 中,用直线将被检体 2 内的胶囊型内窥镜 3 的摄像位置进行连接来表示胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内的移动轨迹;以及主图像显示区域 62,在该主图像显示区域 62 中显示胶囊型内窥镜 3 拍摄到的图像数据。

[0161] 另外,副图像区域 61 的右侧所示的符号 A、B、C 表示体腔内的脏器的概要位置,具体地说,符号 A 表示食道,B 表示小肠,C 表示大肠。另外,位置 P_i 示出了被估计为主图像显示区域 62 中显示的图像数据的摄像位置的位置。除了用直线将估计出的摄像位置 P_i 相连接、将其作为轨迹而示出的图 13A 之外,也可以例如图 13B 所示那样,对相邻的各摄像位置之间进行样条插值那样的插值处理,以用平滑的曲线将估计出的胶囊型内窥镜 3 的摄像位置相连接的方式进行显示。

[0162] 在本实施方式 3 中,能够不受噪声等的影响地估计胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向,因此能够求出更为准确的胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向。另外,对胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向进行估计并且在图像显示装置 6 中显示胶囊型内窥镜 3 在被检体 2 内的移动轨迹,因此能够容易地判断所拍摄到的图像是在体腔内的哪个位置拍摄到的,能够高效地进行诊断。另外,在基于图像而可能存在病变部位、需要对该部位进行更为详细的内窥镜检查的情

况下,也能够高效地估计该病变部位的位置,因此能够顺利且短接近该部位,能够高效地进行再检查、处置等。

[0163] 产业上的可利用性

[0164] 本发明的接收装置以及胶囊型内窥镜系统对于导入到被检体内的胶囊型内窥镜的位置检测有用,特别适用于在图像处理装置中对由该胶囊型内窥镜拍摄到的图像数据进行诊断处理的情况。

[0165] 附图标记说明

[0166] 1:胶囊型内窥镜系统;2:被检体;3:胶囊型内窥镜;4:接收天线单元;5、5A:接收装置;6:图像显示装置;6a:托架;6b:操作输入设备;6c:监视器部;40a~40h:接收天线;41a~41h:天线部;42a~42h:有源电路;43a~43h:天线线缆;44:薄片;49:天线切换选择开关部;50:发送接收电路;51:信号处理电路;52:接收电场强度检测部;53:天线电源切换选择部;54:显示部;55:操作部;56:存储部;57:I/F部;58:电源部;59:控制部;531:电源切换选择开关部;532:异常检测部;591:选择控制部;592:异常信息附加部;593:电场强度比较部;594:位置确定部;595:轨迹计算部。

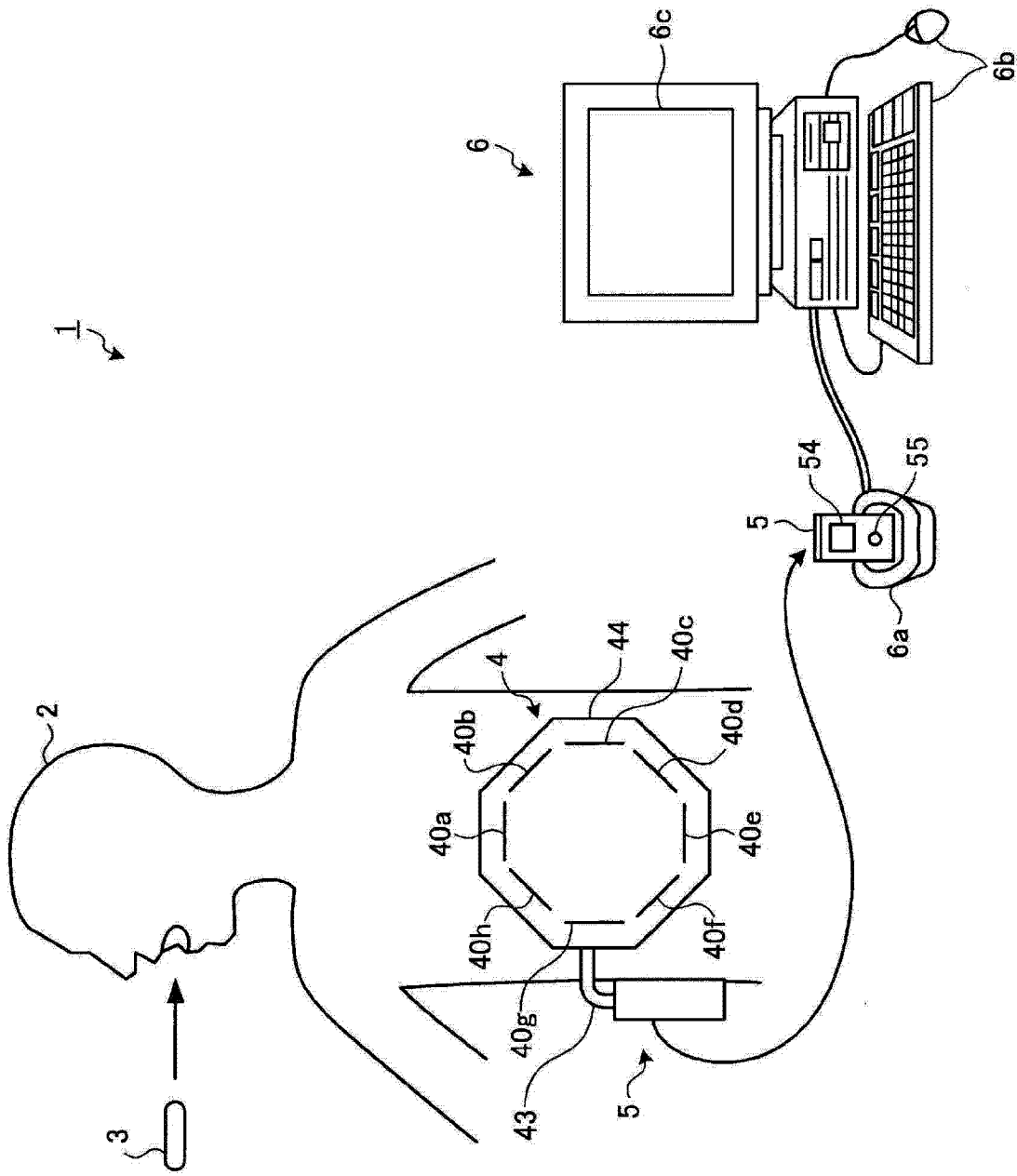


图 1

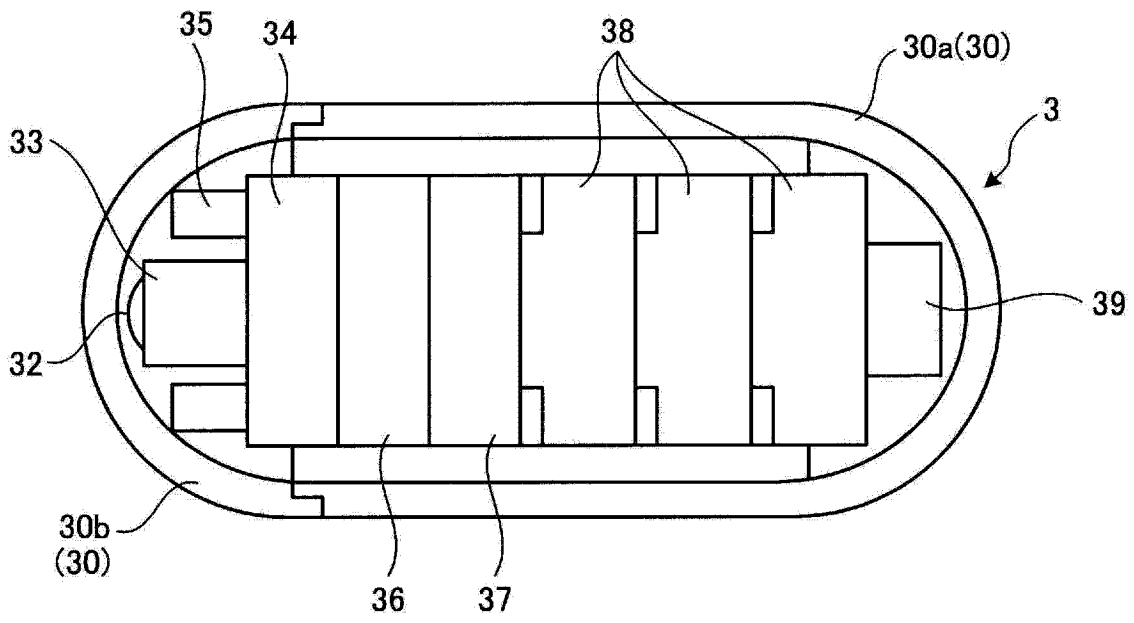


图 2

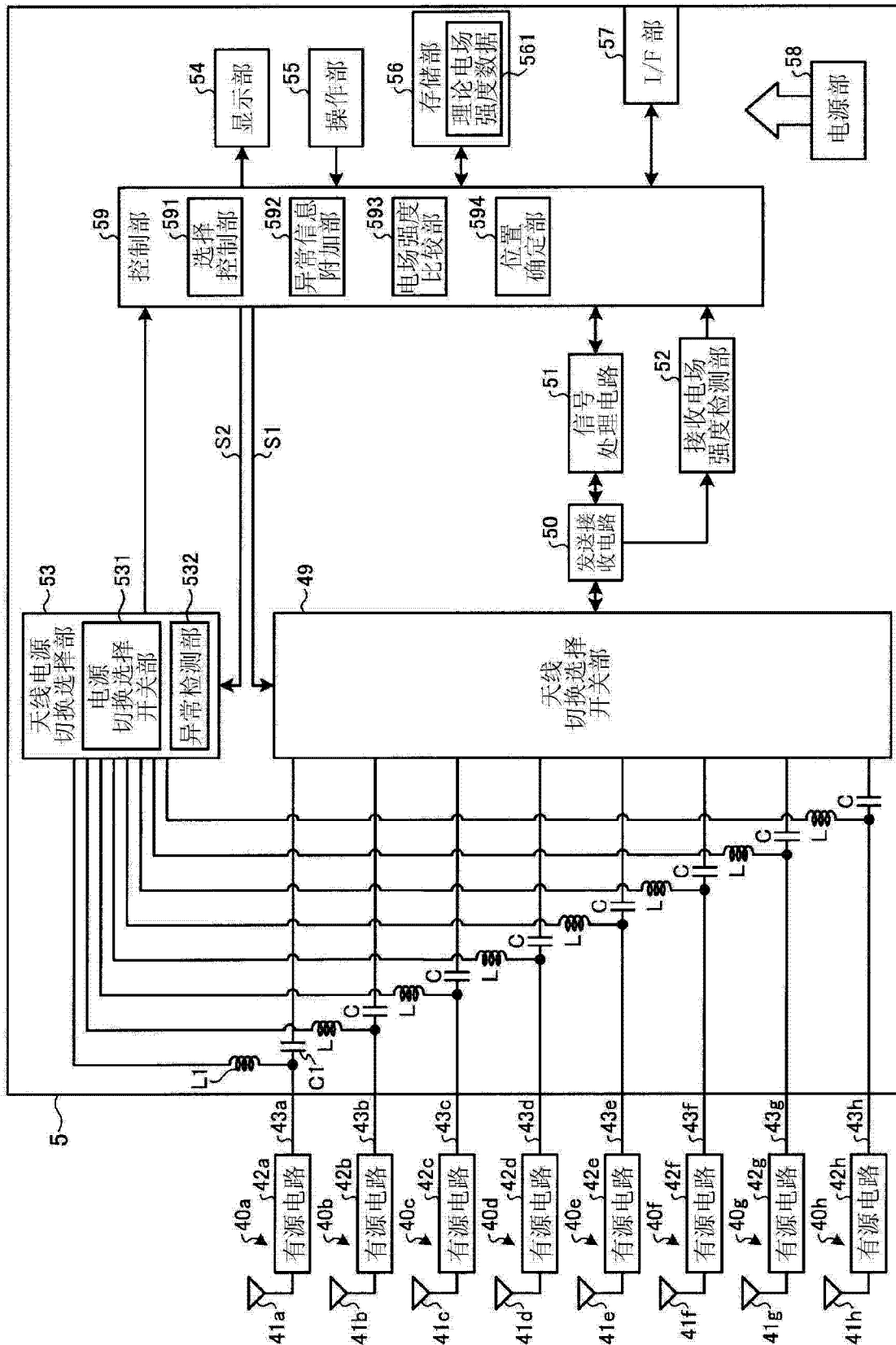


图 3

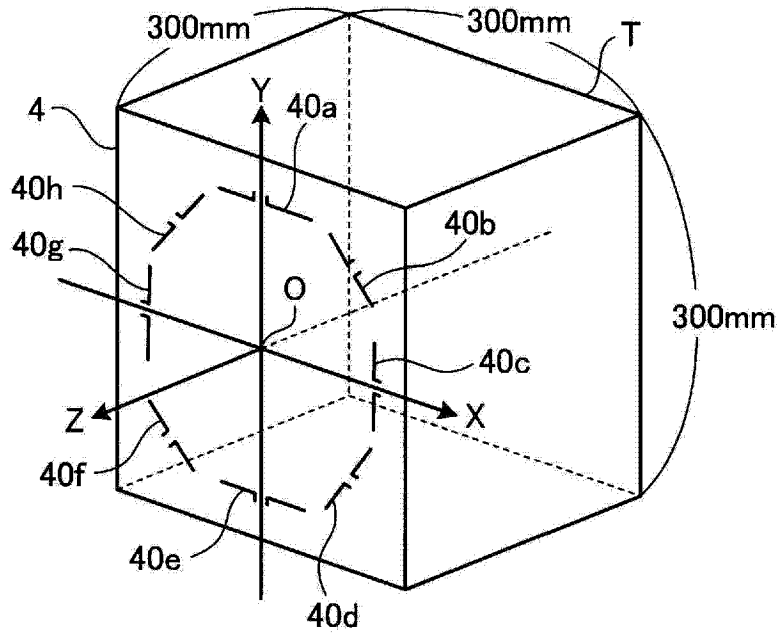


图 4A

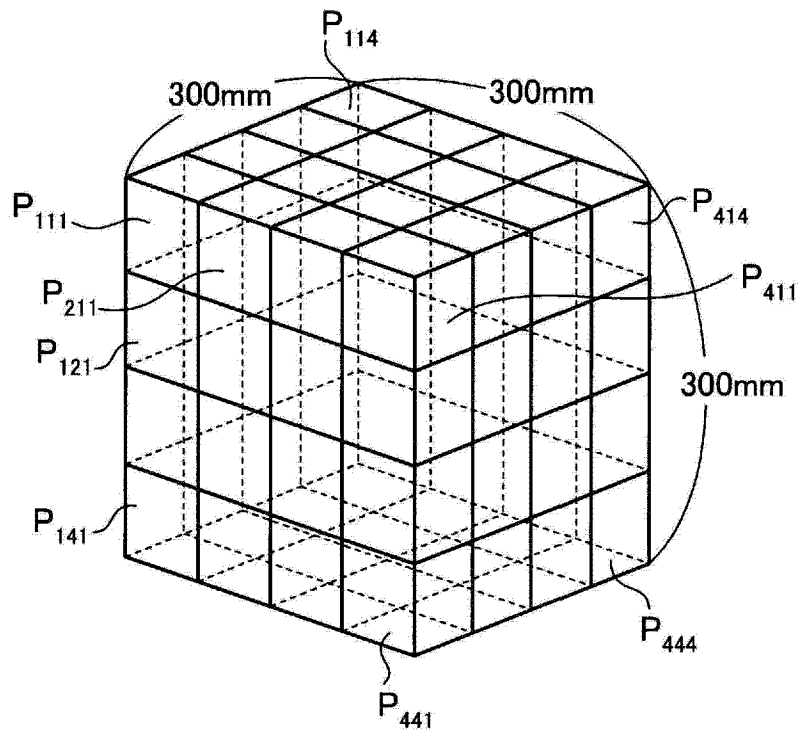


图 4B

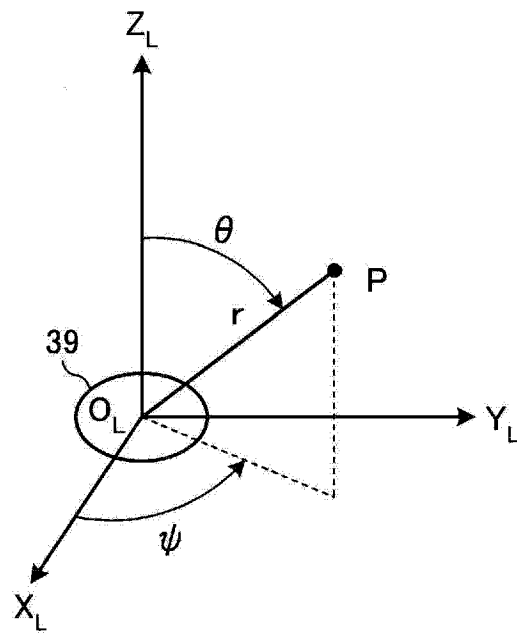


图 5

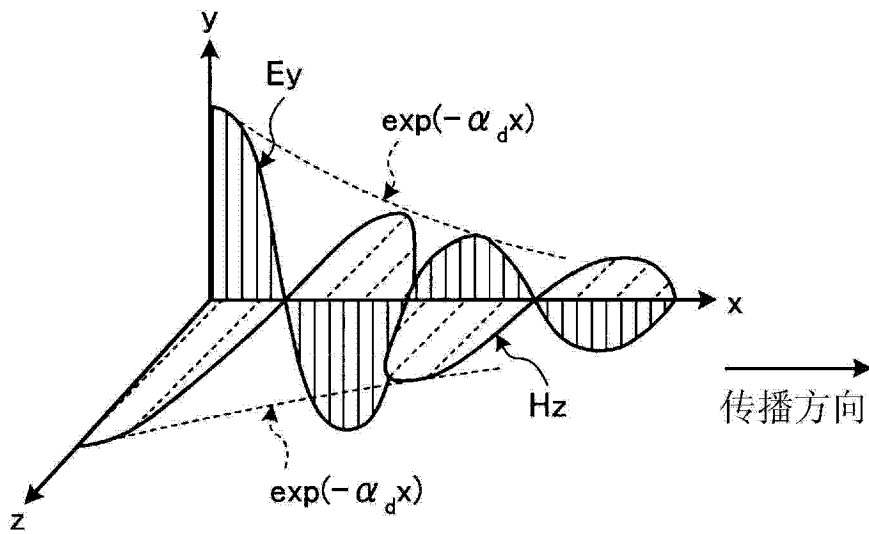


图 6

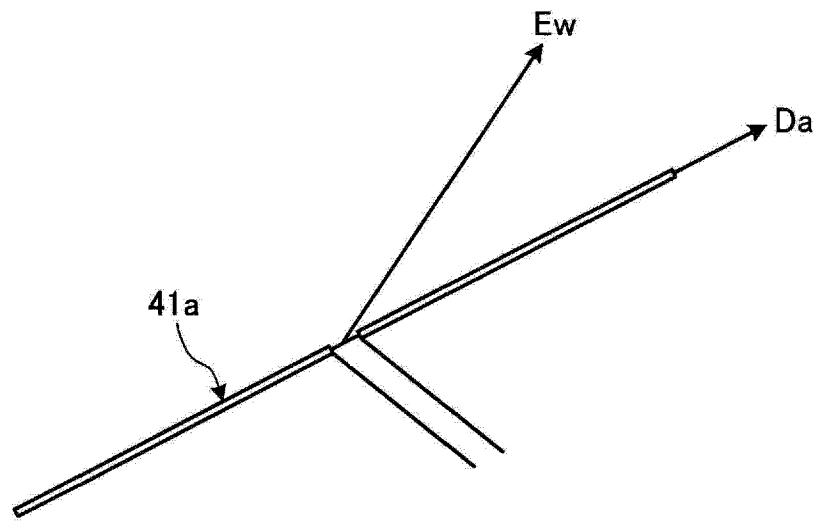


图 7

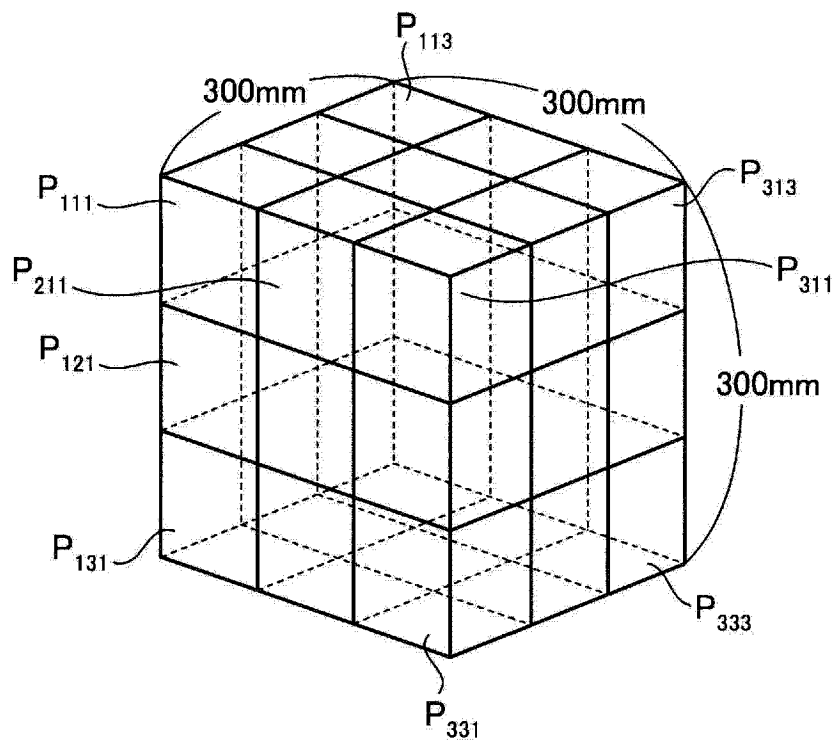


图 8A

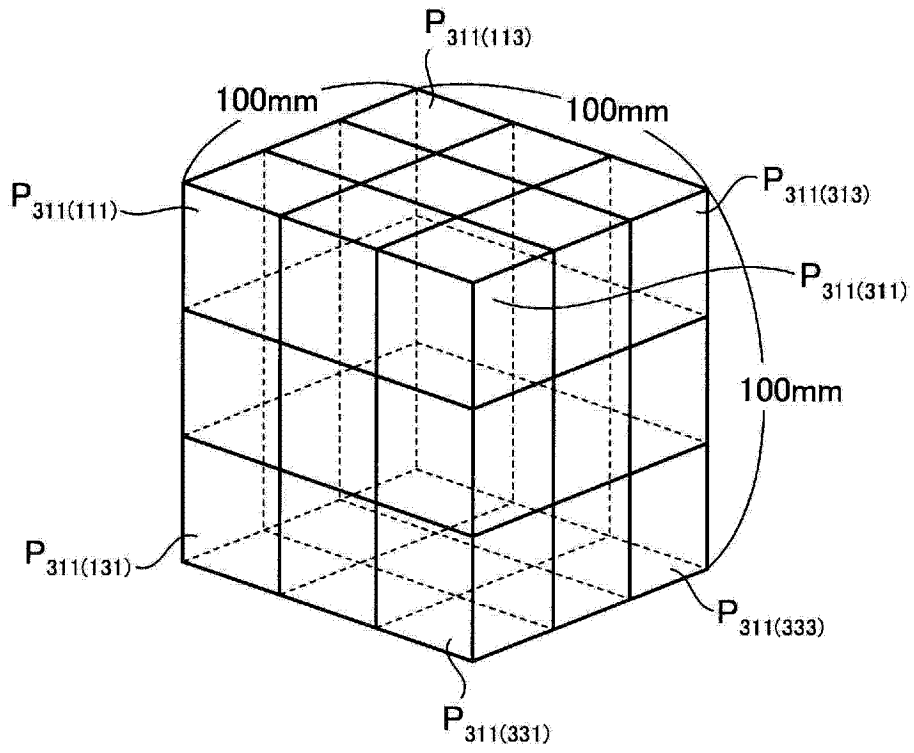


图 8B

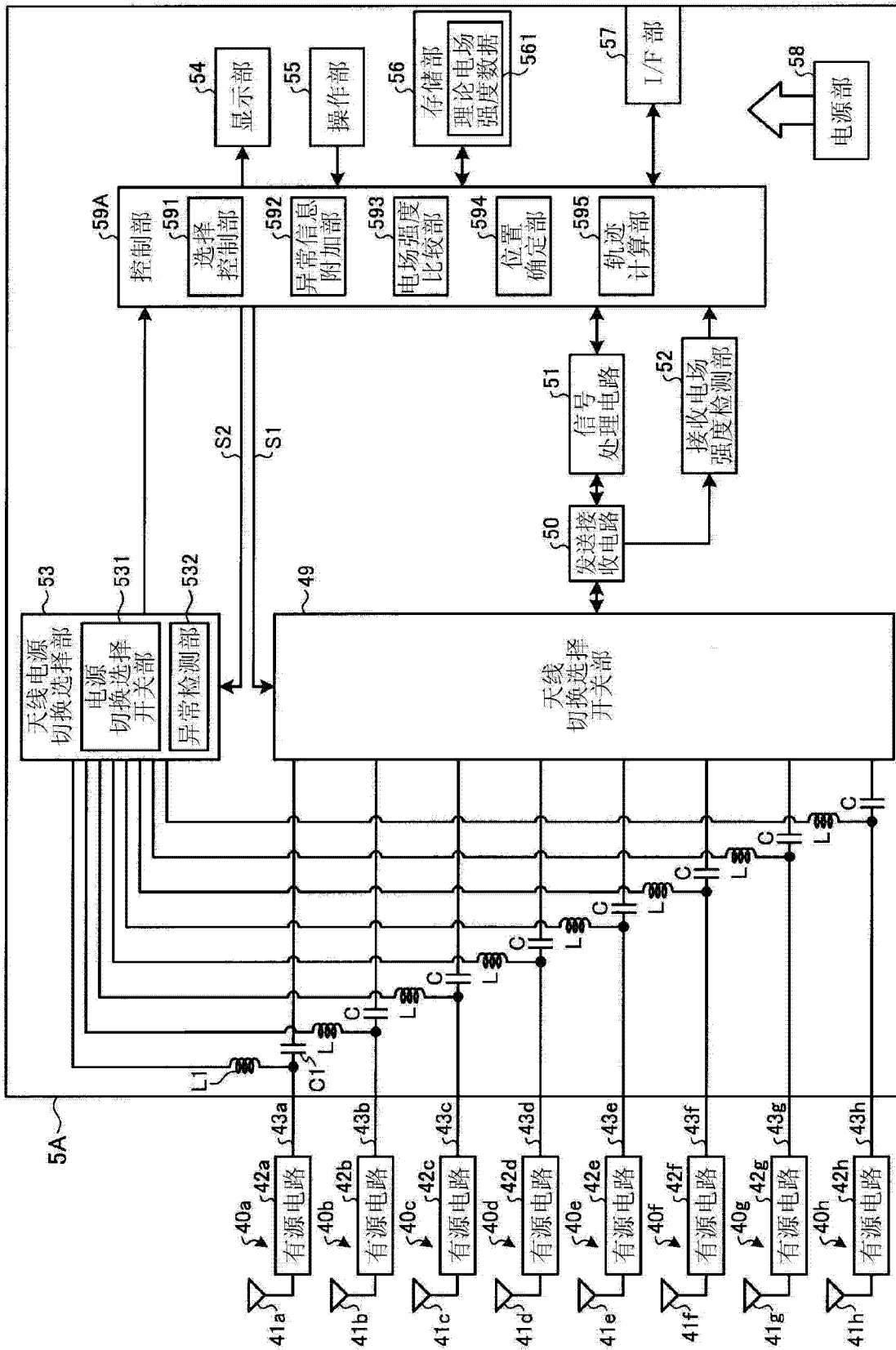


图 9

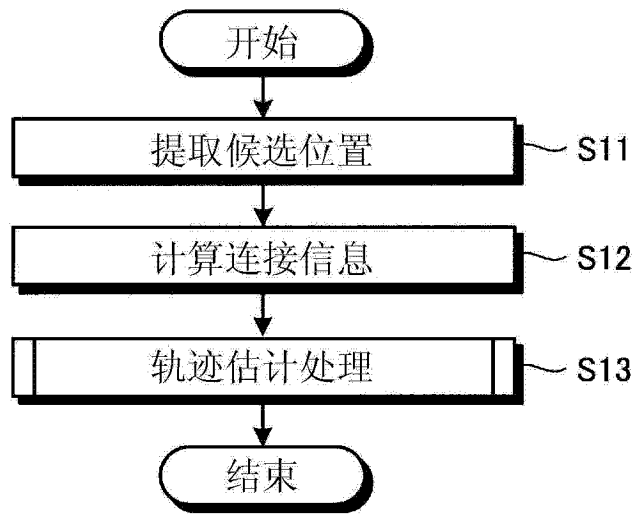


图 10

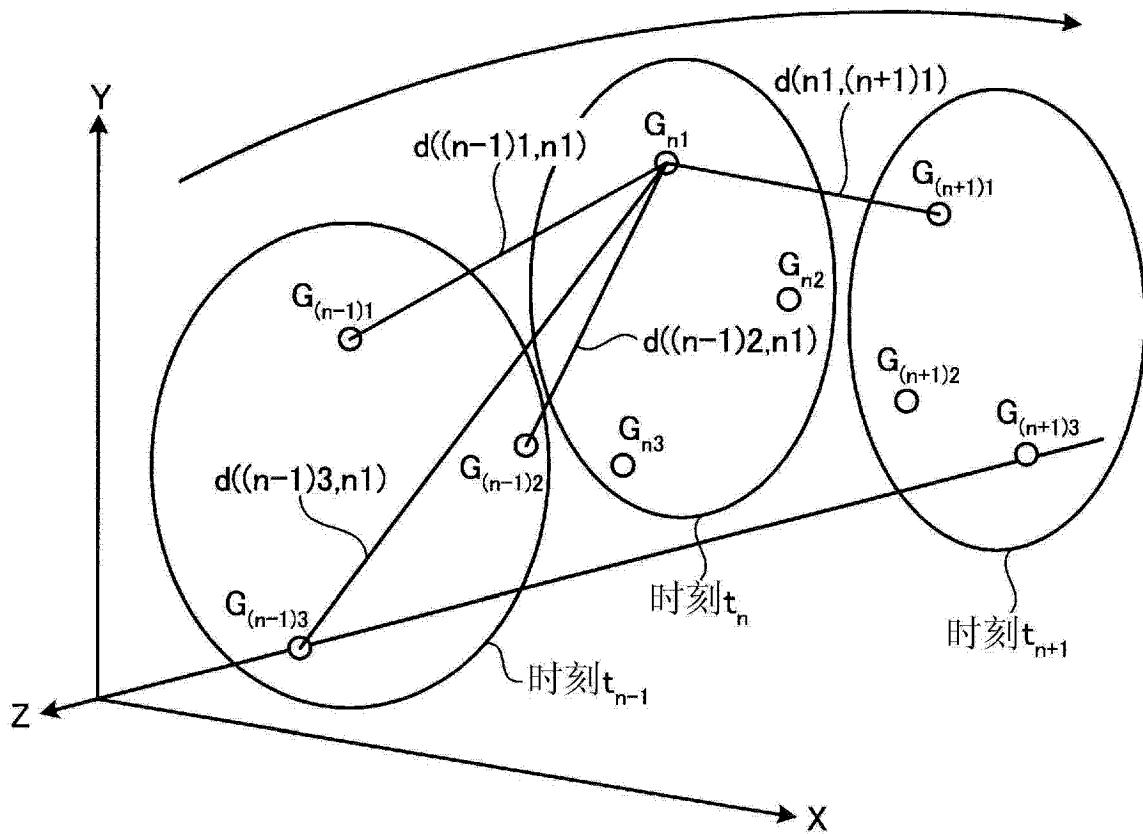


图 11

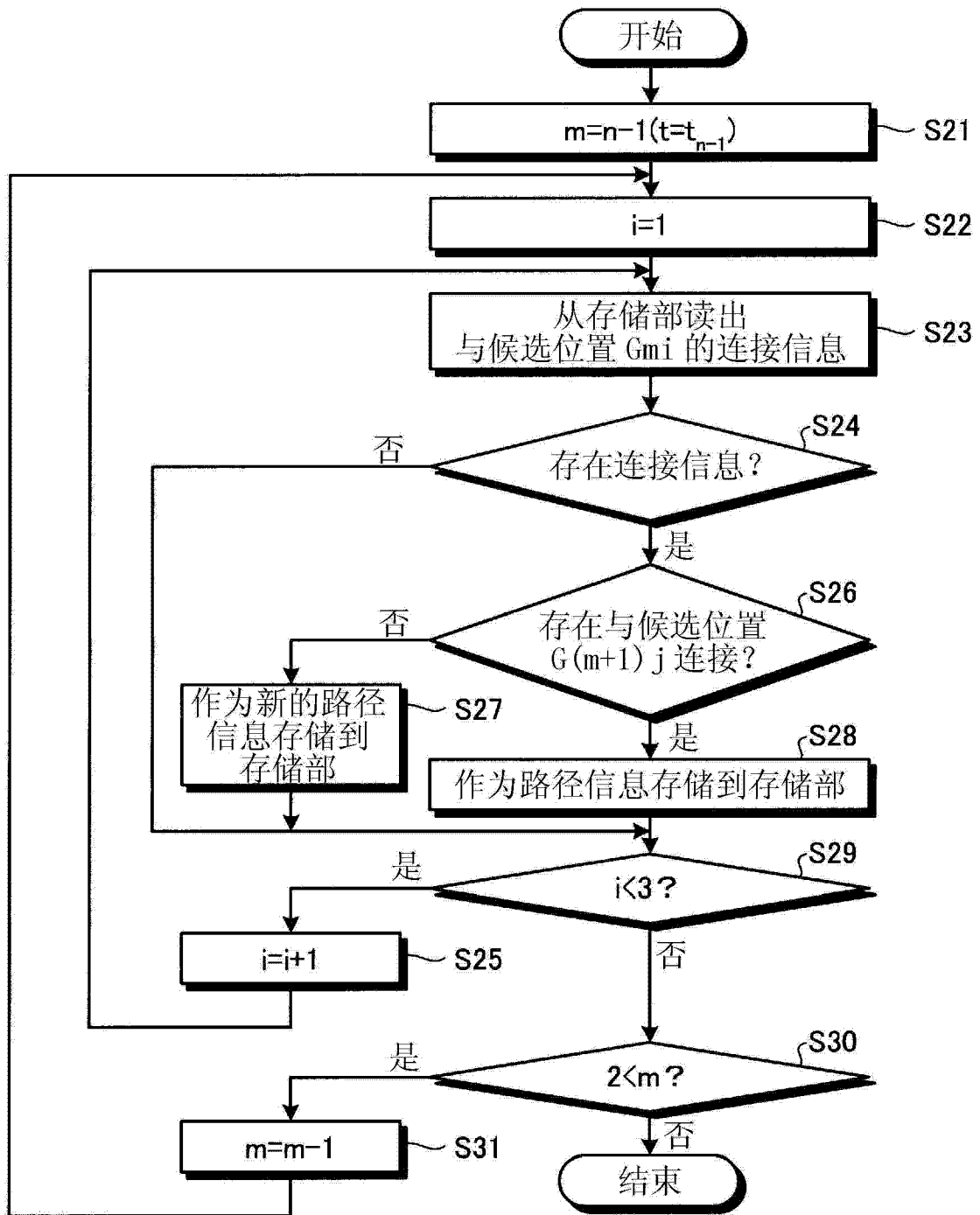


图 12

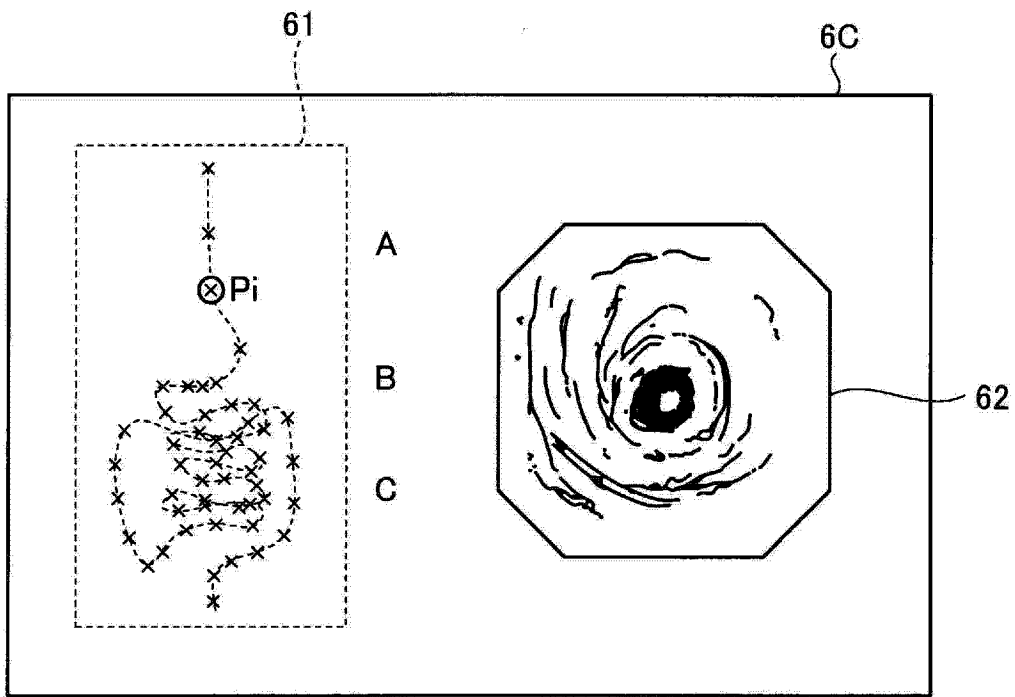


图 13A

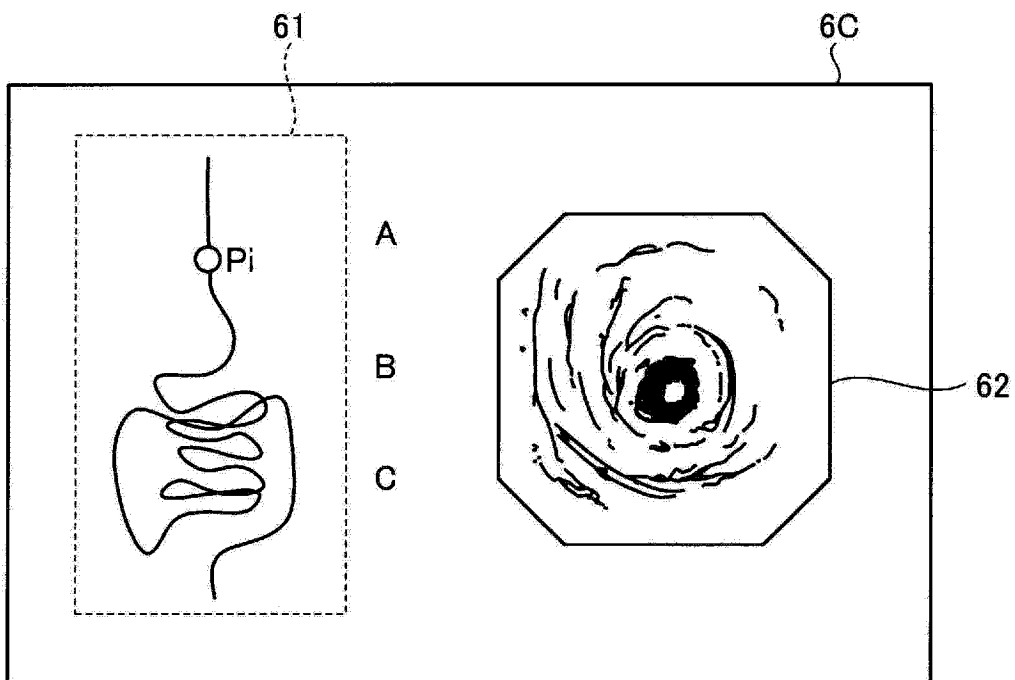


图 13B

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 胶囊型内窥镜的位置检测装置、胶囊型内窥镜系统以及胶囊型内窥镜的位置确定程序 | | |
| 公开(公告)号 | CN103347431A | 公开(公告)日 | 2013-10-09 |
| 申请号 | CN201280007049.9 | 申请日 | 2012-02-07 |
| [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) | 奥林巴斯株式会社 | | |
| [标]发明人 | 长谷川润 | | |
| 发明人 | 长谷川润 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B5/07 | | |
| CPC分类号 | A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/0005 A61B5/061 A61B5/073 A61B5/72 A61B5/742 | | |
| 代理人(译) | 刘新宇 | | |
| 优先权 | 2011045684 2011-03-02 JP | | |
| 其他公开文献 | CN103347431B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

提供能够高速地进行体腔内的胶囊型内窥镜的位置和朝向的估计处理的位置检测装置以及胶囊型内窥镜系统。本发明的胶囊型内窥镜的位置检测装置具备：接收天线单元，其通过多个接收天线(40)接收从被检体内的胶囊型内窥镜发送的无线信号；存储部(56)，其存储与上述胶囊型内窥镜在被检体内的位置或者位置和朝向相应的、由各接收天线(40)接收的上述无线信号的理论电场强度；电场强度比较部(593)，其对使用由各接收天线(40)接收到的上述无线信号的接收电场强度与上述存储部中存储的理论电场强度之差计算出的规定值进行比较；以及位置确定部(594)，其基于电场强度比较部(593)的比较结果来确定拍摄到图像数据的上述胶囊型内窥镜的位置或者位置和朝向。

