



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103347431 B

(45)授权公告日 2016.08.10

(21)申请号 201280007049.9

(22)申请日 2012.02.07

(30)优先权数据

2011-045684 2011.03.02 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.07.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/052758 2012.02.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/117815 JA 2012.09.07

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 长谷川润

(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

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 5/07(2006.01)

(56)对比文件

CN 101179979 A,2008.05.14,

CN 1679444 A,2005.10.12,

US 2007/0171279 A1,2007.07.26,

CN 101426413 A,2009.05.06,

US 2008/0242931 A1,2008.10.02,

US 2009/0192348 A1,2009.07.30,

审查员 张雯

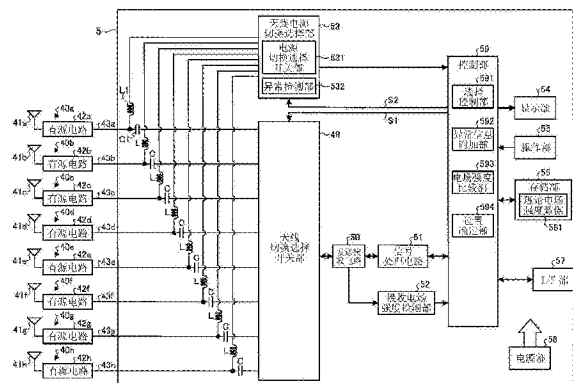
权利要求书2页 说明书15页 附图11页

(54)发明名称

胶囊型内窥镜的位置检测装置以及胶囊型内窥镜系统

(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;

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

电场强度比较部,其按上述胶囊型内窥镜在上述被检体内可能存在的每个位置和朝向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部中存储的理论电场强度之差计算出的值进行比较;以及

位置确定部,其基于上述电场强度比较部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,

上述存储部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位置和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,

上述电场强度比较部按每个上述部分区域和上述朝向计算存储在上述存储部中的理论电场强度与上述接收电场强度的残差平方和,

上述位置确定部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,

上述电场强度比较部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,

上述位置确定部基于上述电场强度比较部的比较结果,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,

上述电场强度比较部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,

上述位置确定部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,

还具备轨迹计算部,该轨迹计算部根据由上述位置确定部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

图像显示部,其从上述位置检测装置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,

上述位置检测装置还具备轨迹计算部,该轨迹计算部根据由上述位置确定部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,

其中,上述图像显示部显示上述图像数据,并且显示由上述轨迹计算部计算出的胶囊型内窥镜在被检体内的移动轨迹。

胶囊型内窥镜的位置检测装置以及胶囊型内窥镜系统

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,其通过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。

[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是表示轨迹估计处理的流程的图。

[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。

具体实施方式

[0041] 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。

[0042] (实施方式1)

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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)。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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}。

[0074] 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。

$$[0075] \quad H_r = (IS/2\pi)(jk/r^2 + 1/r^3)\exp(-jkr)\cos\theta$$

$$[0076] \quad H_\theta = (IS/4\pi)(-k^2/r + jk/r^2 + 1/r^3)\exp(-jkr)\sin\theta \dots (1)$$

$$[0077] \quad E_\phi = -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r + 1/r^2)\exp(-jkr)\sin\theta$$

[0078] 在此,H_r和H_θ表示磁场成分,E_φ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。

[0079] 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。

$$[0080] \quad H_r = 0$$

$$[0081] \quad H_\theta = (IS/4\pi)(-k^2/r)\exp(-jkr)\sin\theta \quad \dots (2)$$

$$[0082] \quad E_\phi = -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r)\exp(-jkr)\sin\theta$$

[0083] 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_φ。因而,通过使用交流理论,将式(2)的电场E_φ的两边乘以exp(jωt)并提取实部来求出电场E_φ的瞬时值。

$$[0084] \quad E_\phi \exp(j\omega t)$$

$$[0085] \quad = -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r)\exp(-jkr)\sin\theta \exp(j\omega t)$$

$$[0086] \quad = (\omega\mu ISk/4\pi r)(\cos U + j\sin U)\sin\theta \quad \dots (3)$$

[0087] 其中,U=ωt-kr。在此,当提取式(3)的实部时,电场的瞬时值E'_φ成为如下那样。

$$[0088] \quad E'_\phi = (\omega\mu ISk/4\pi r)\cos U \sin\theta \quad \dots (4)$$

[0089] 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

$$[0090] \quad E_{Lx} = E'_\phi \sin\phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2)\cos U \cdot (-y_L)$$

$$[0091] \quad E_{Ly} = E'_\phi \cos\phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2)\cos U \cdot x_L \dots (5)$$

$$[0092] \quad E_{Lz} = 0$$

[0093] 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。

$$[0094] \quad A_r = \exp(-\alpha_d x) \dots (6)$$

$$[0095] \quad \alpha_d = (\omega^2 \epsilon \mu / 2)^{1/2} [(1 + \kappa^2 / (\omega^2 \epsilon^2))^{1/2} - 1]^{1/2}$$

[0096] 其中, $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ (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。

[0097] 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。

[0098] $E_{Lx} = A_r E'_{\phi} \sin \phi = \exp(-\alpha dr) (\omega \mu I S \kappa / 4\pi r^2) \cos U \cdot (-y_L)$

[0099] $E_{Ly} = A_r E'_{\phi} \cos \phi = \exp(-\alpha dr) (\alpha \omega I S \kappa / 4\pi r^2) \cos U \cdot X_L \dots (7)$

[0100] $E_{Lz} = 0$

[0101] 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,

[0102] [数1]

[0103]

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

[0104] 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。

[0105] [数2]

[0106]

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

[0107] 其中, α 是绕Z轴的旋转角, β 是绕Y轴的旋转角。

[0108] 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,

[0109] [数3]

[0110] $E_W = \begin{pmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} \dots (10)$

通过将式(7)~(9)代入式(10)获得如下的电场 E_W 的式(11)。

[0111] [数4]

[0112]

$$\begin{pmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{pmatrix} = \frac{k_1}{r^2} e^{-\alpha dr} \begin{pmatrix} 0 & (z_{WP} - z_{WG}) & -(y_{WP} - y_{WG}) \\ -(z_{WP} - z_{WG}) & 0 & (x_{WP} - x_{WG}) \\ (y_{WP} - y_{WG}) & -(x_{WP} - x_{WG}) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{pmatrix} \dots (11)$$

[0113] 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。

[0114] 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。

$$[0115] \quad V_{ta}=k_2(E_{wx}D_{xa}+E_{wy}D_{ya}+E_{wz}D_{za}) \quad \dots(12)$$

[0116] 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} 。

[0117] 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。

[0118] 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 。

[0119] [数5]

$$[0120] \quad S = \sum_{i=a}^h (v_{ti} - v_{mi})^2$$

$$[0121] \quad = (V_{ta} - V_{ma})^2 + (V_{tb} - V_{mb})^2 + \dots + (V_{th} - V_{mh})^2 \quad \dots(13)$$

[0122] 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。

[0123] 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。

[0124] 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。

[0125] 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。

[0126] 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。

[0127] (实施方式2)

[0128] 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。

[0129] 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。

[0130] 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} 。

[0131] 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。

[0132] 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($300\text{mm} \times 300\text{mm} \times 300\text{mm}$)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。

[0133] 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。

[0134] 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。

[0135] 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 $P_{311}(111)$ 、 $P_{311}(112)$ 、 $P_{311}(113)$ 、 $P_{311}(121)$ 、 $P_{311}(122)$ 、...、 $P_{311}(133)$ 、 $P_{311}(211)$ 、 $P_{311}(212)$ 、...、 $P_{311}(333)$ 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。

[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 $S_{xyz(xyz)_n}$ 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。

[0137] 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。

[0138] 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。

[0139] 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。

[0140] (实施方式3)

[0141] 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。

[0142] 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)。

[0143] 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。

[0144] 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。

[0145] 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。

[0146] 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。

[0147] 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_{mi} 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。

[0148] 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)。

[0149] 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)。

[0150] 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)。

[0151] 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)。

[0152] 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)。

[0153] 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)。

[0154] 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。

[0155] 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)。

[0156] 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。

[0157] 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。

[0158] 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。

[0159] 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。

[0160] 产业上的可利用性

[0161] 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。

[0162] 附图标记说明

[0163] 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。

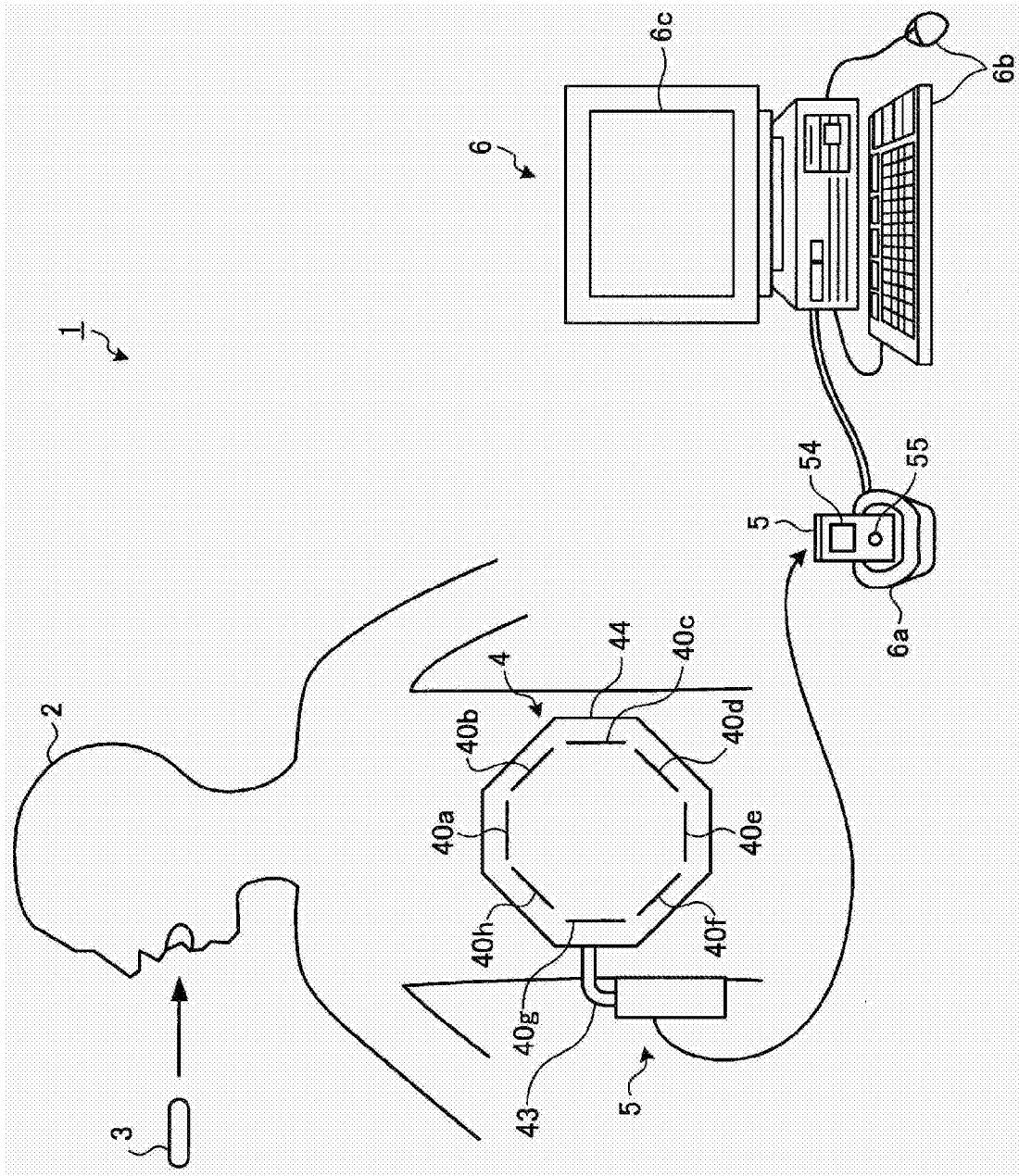


图1

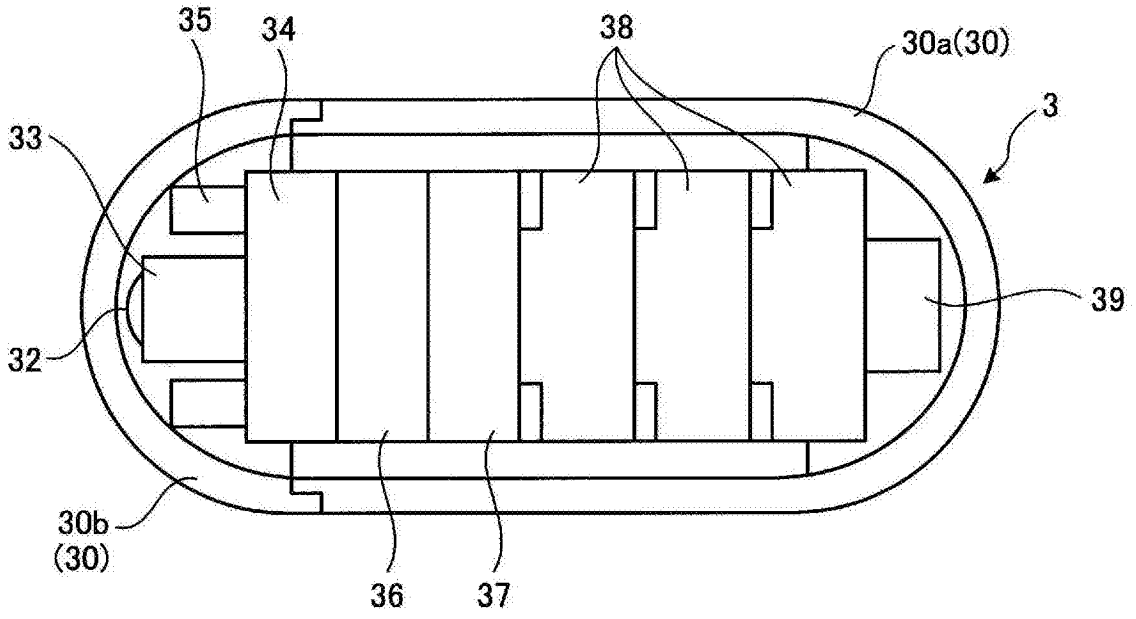


图2

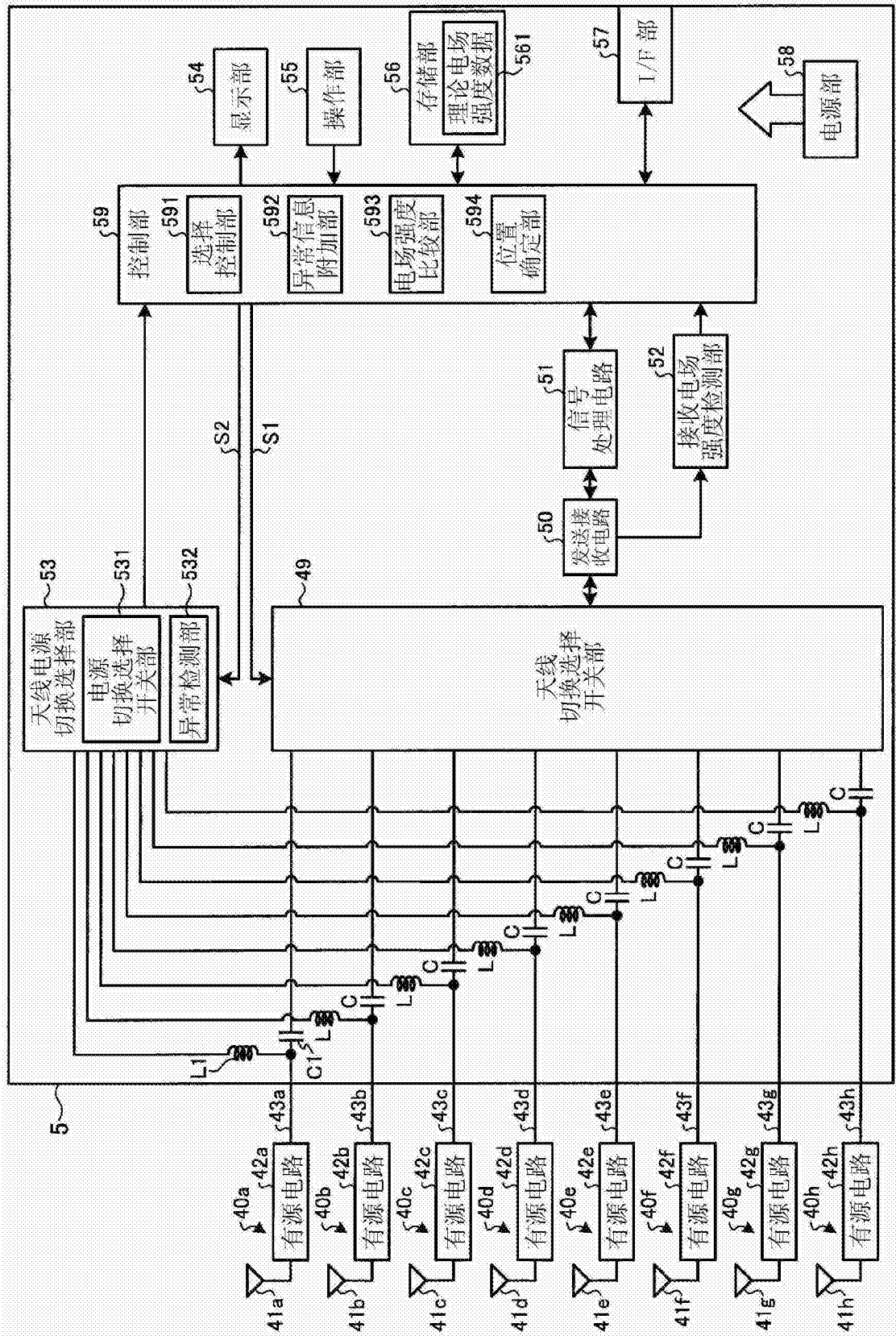


图3

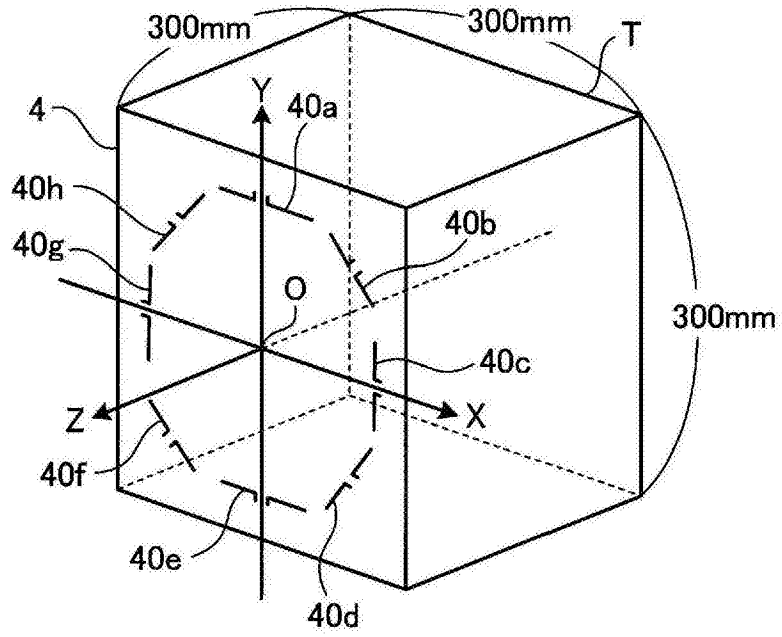


图4A

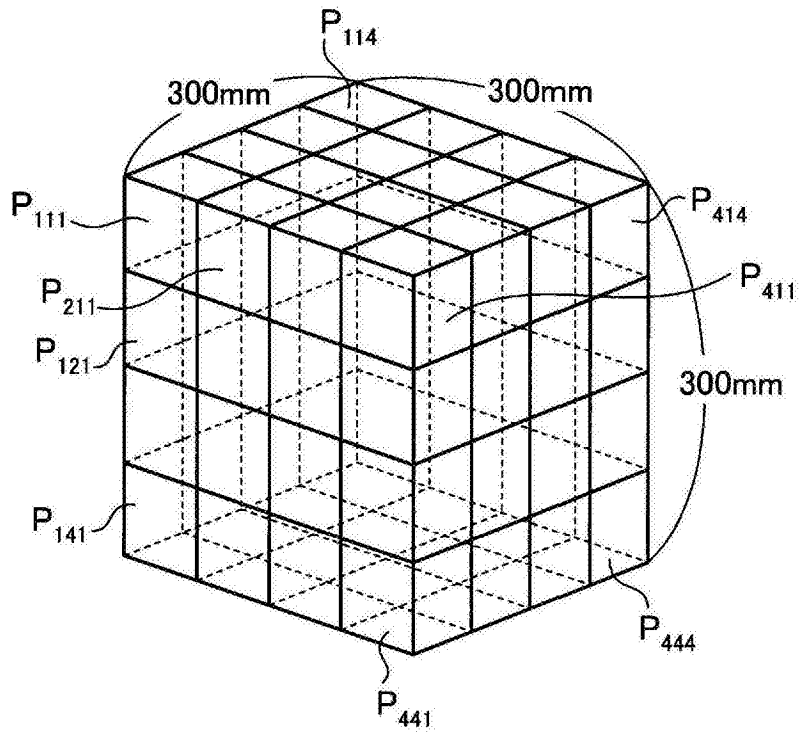


图4B

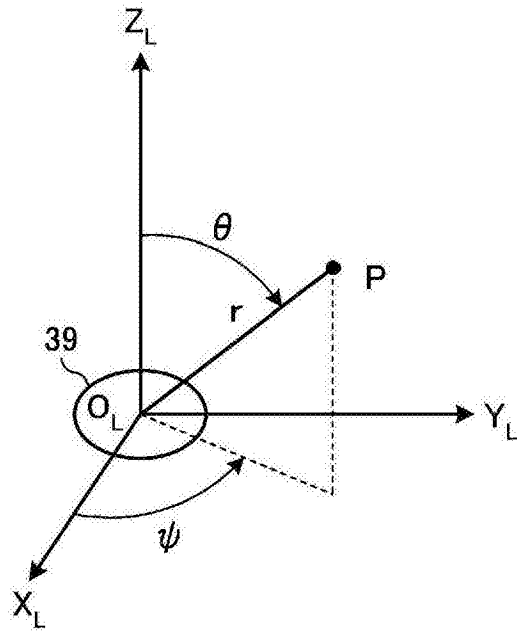


图5

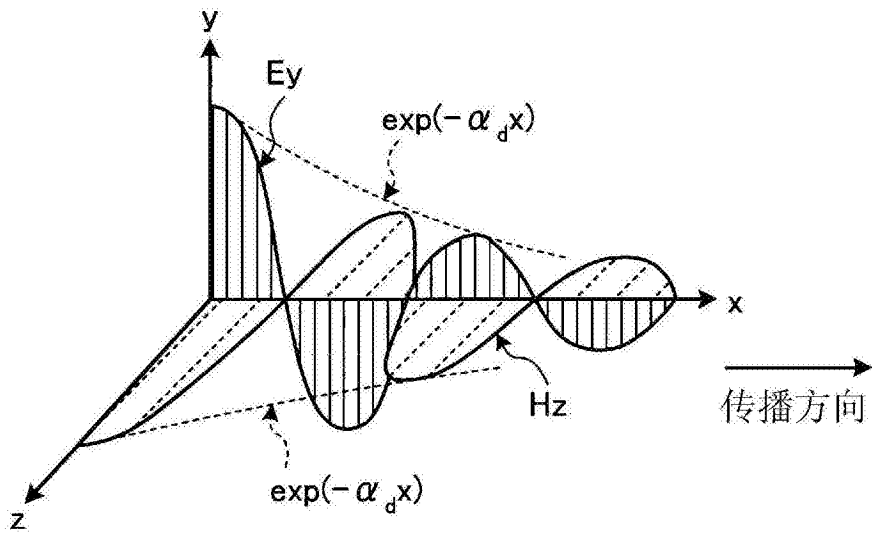


图6

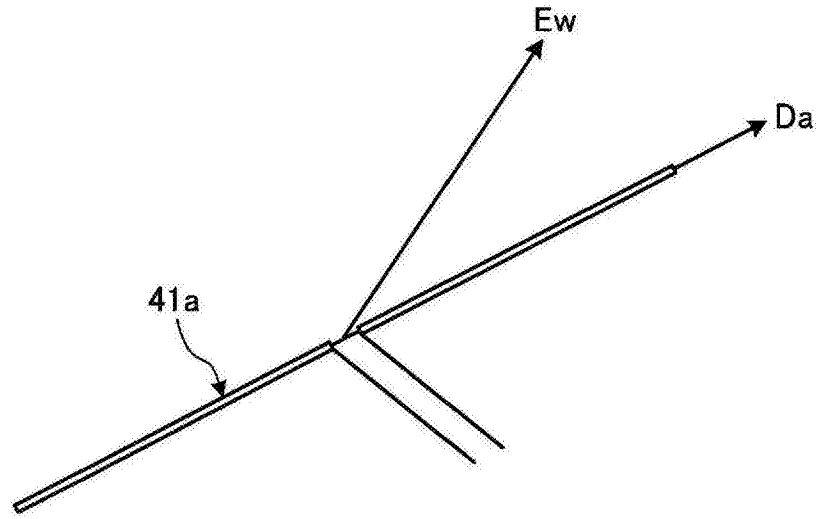


图7

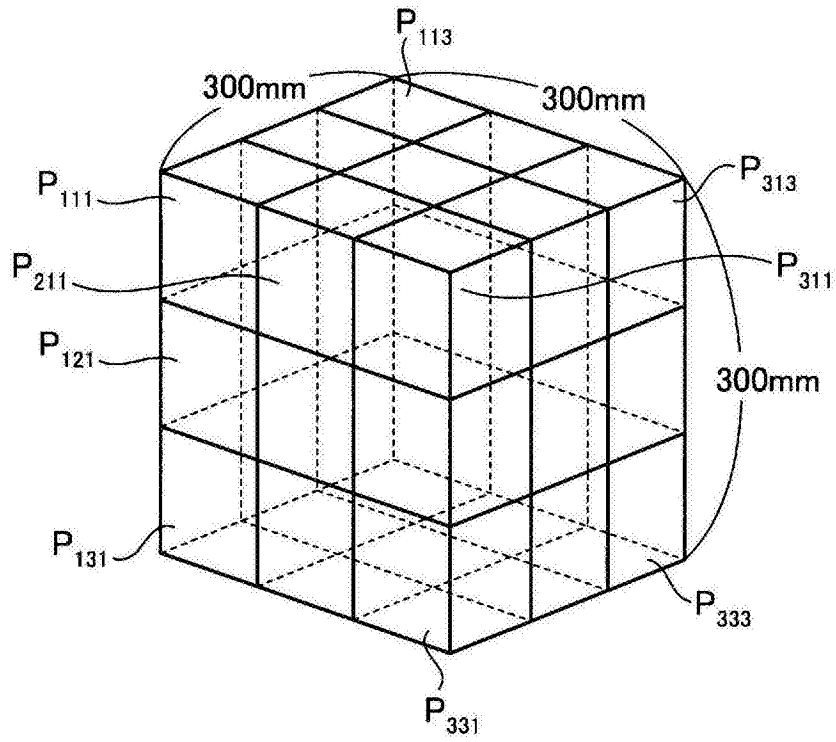


图8A

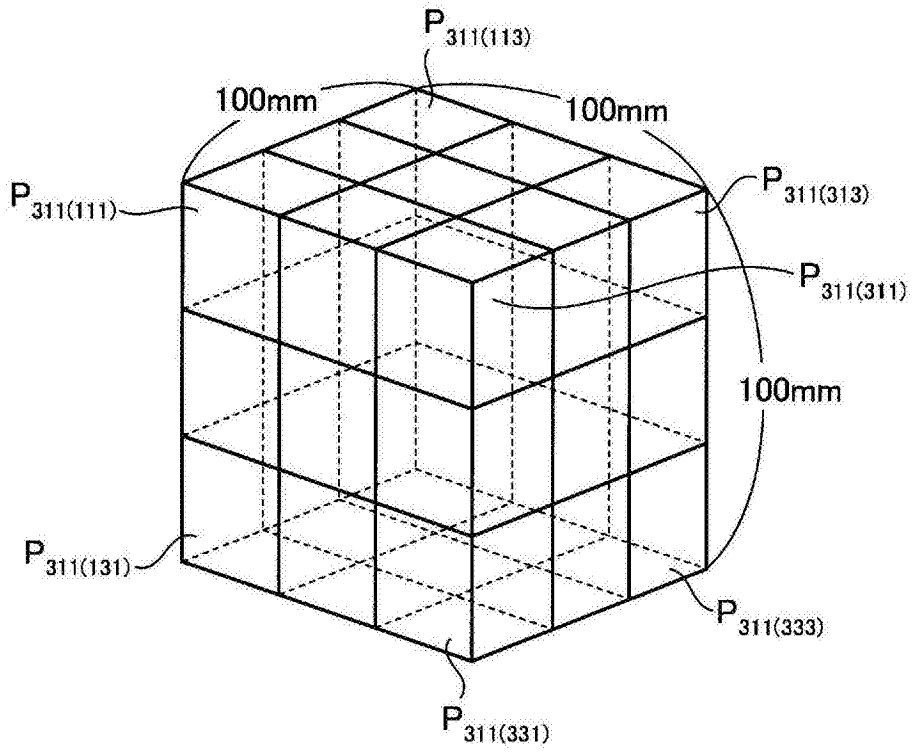


图8B

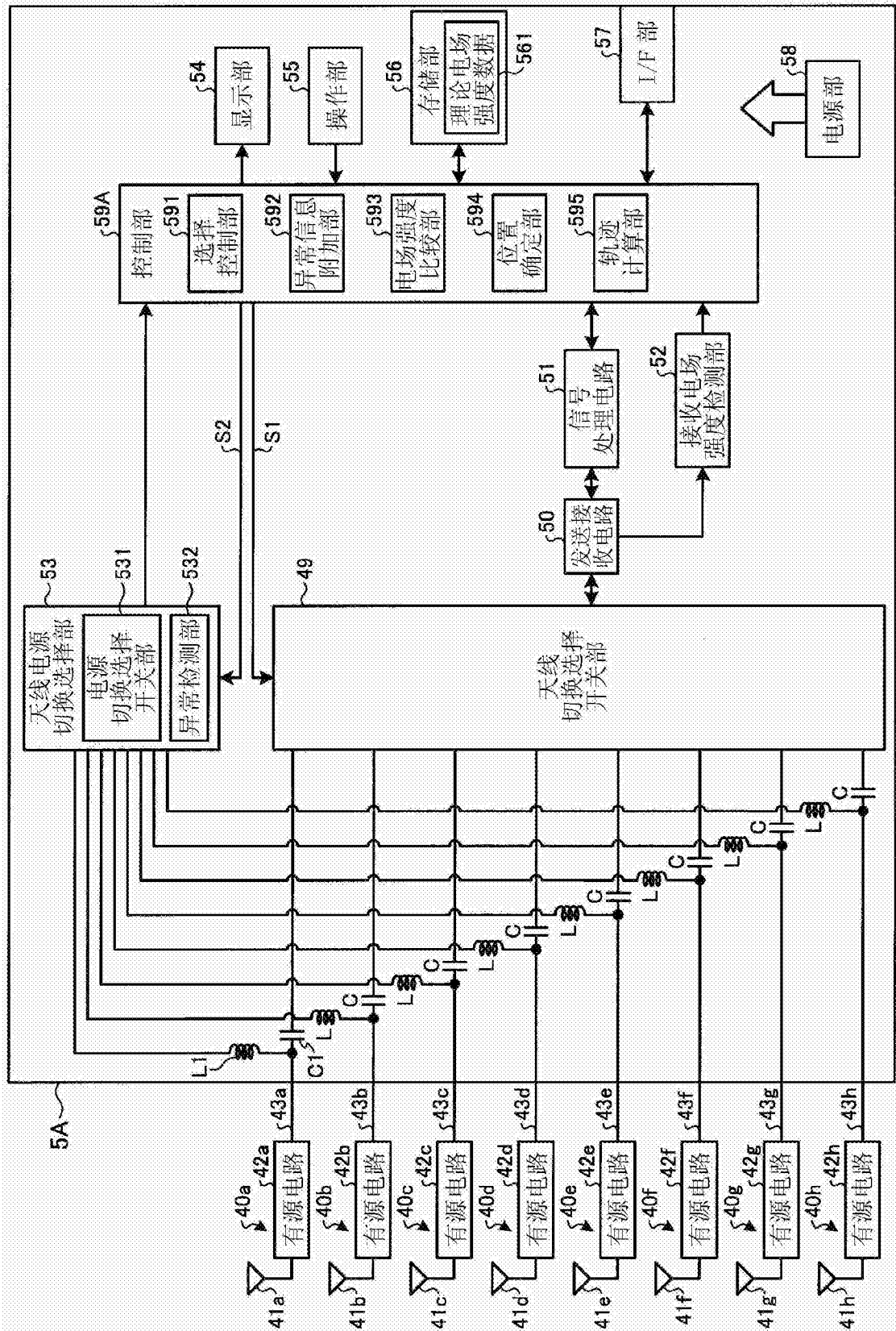


图9

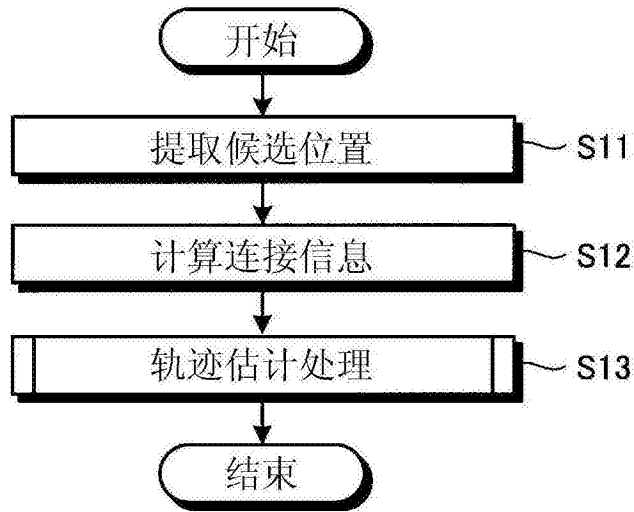


图10

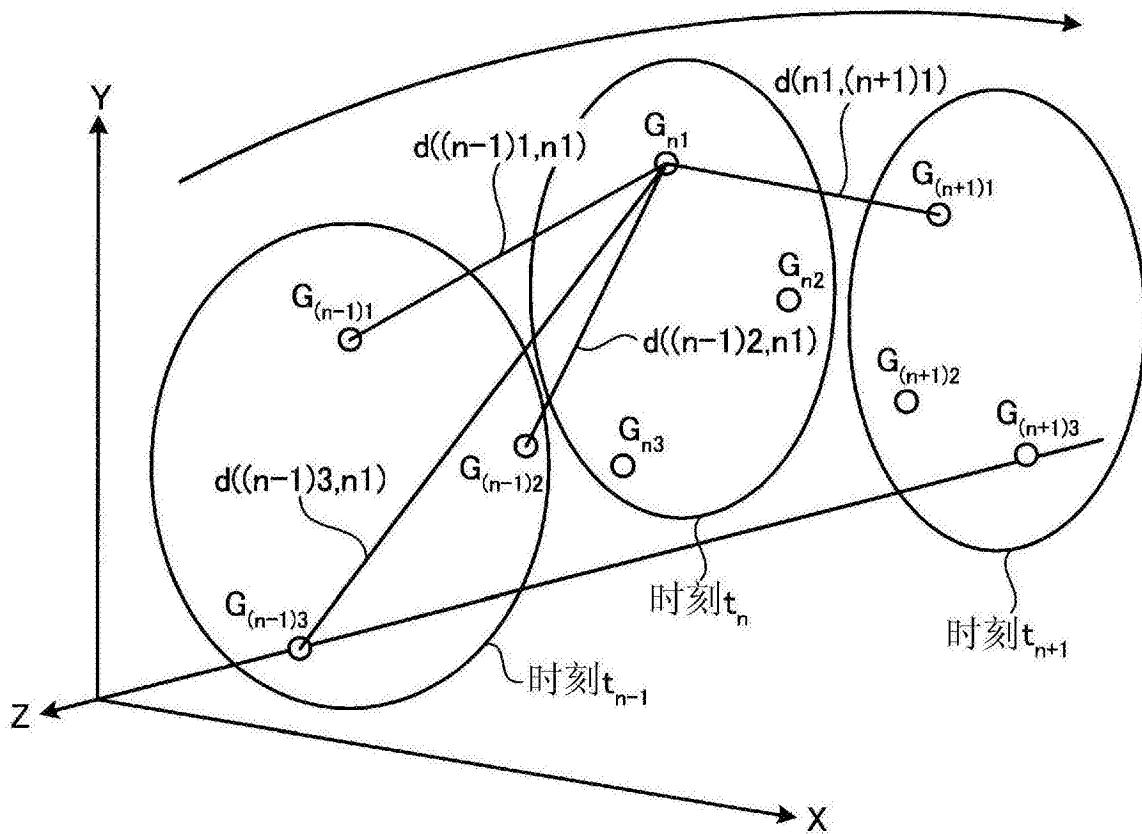


图11

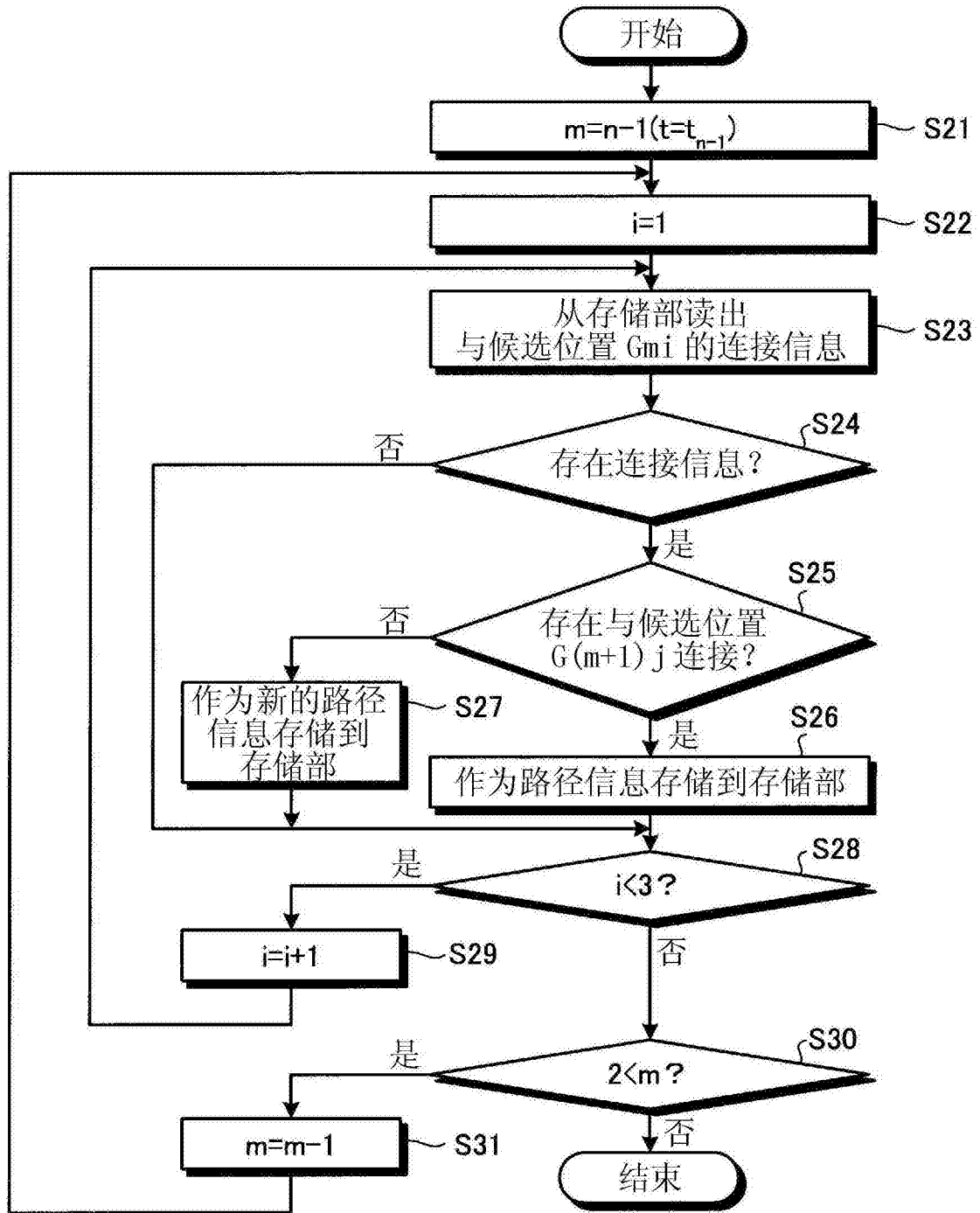


图12

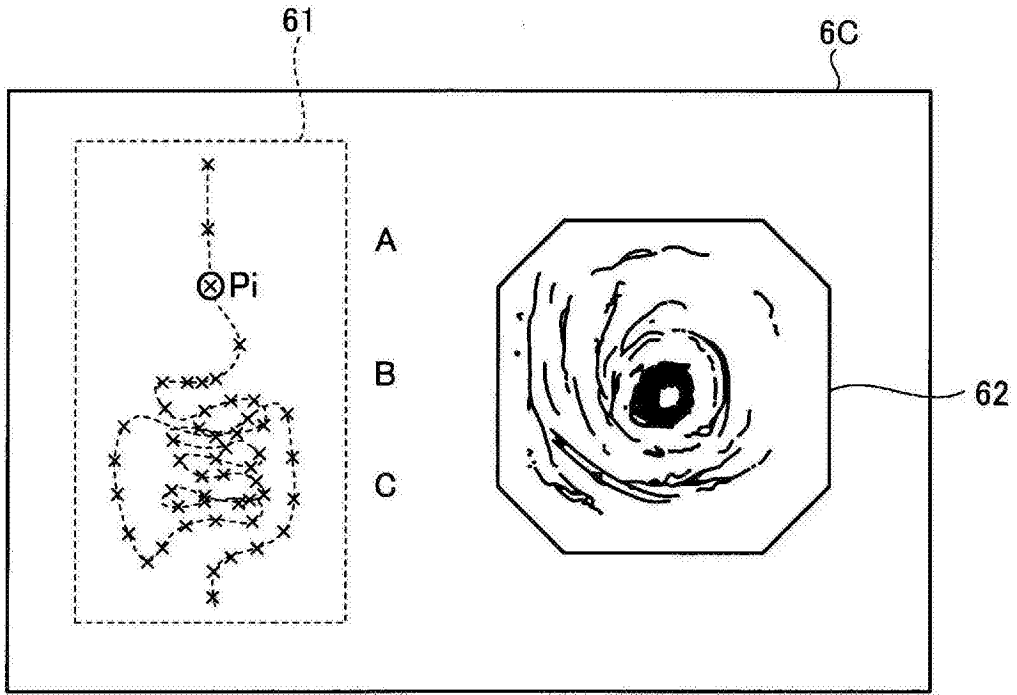


图13A

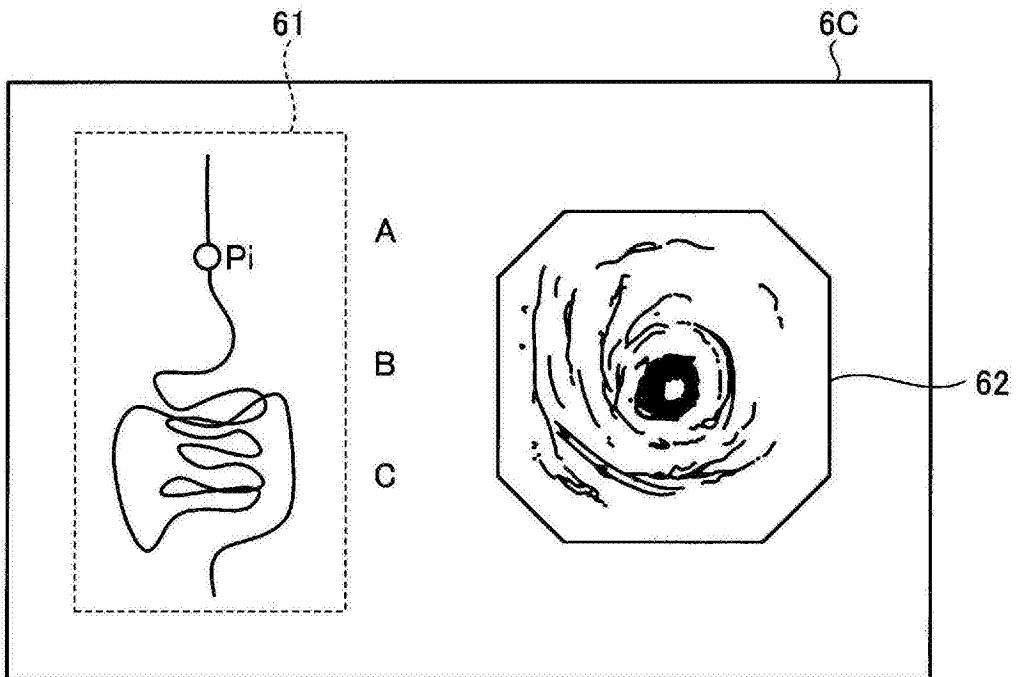


图13B

专利名称(译)	胶囊型内窥镜的位置检测装置以及胶囊型内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103347431B	公开(公告)日	2016-08-10
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		
审查员(译)	张雯		
优先权	2011045684 2011-03-02 JP		
其他公开文献	CN103347431A		
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。

