



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104168811 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201380012755. 7

(22) 申请日 2013. 04. 26

(30) 优先权数据

2012-101447 2012. 04. 26 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 05

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/062505 2013. 04. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/162033 JA 2013. 10. 31

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 桧垣直哉 穗满政敏 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 5/06(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 2006212051 A, 2006. 08. 17,

US 6757557 B1, 2004. 06. 29,

US 2006183993 A1, 2006. 08. 17,

WO 2012042987 A1, 2012. 04. 05,

CN 101179979 A, 2008. 05. 14,

US 2002193685 A1, 2002. 12. 19,

CN 101426413 A, 2009. 05. 06,

审查员 李坤

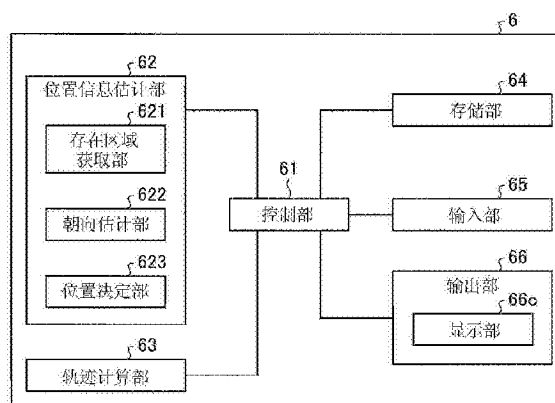
权利要求书2页 说明书14页 附图13页

(54) 发明名称

位置检测装置、胶囊型内窥镜系统以及位置检测方法

(57) 摘要

提供一种能够抑制计算量且以比以往高的精度进行胶囊型内窥镜的位置检测的位置检测装置等。信息处理装置(6)具备:存在区域获取部(621),其根据多个接收天线接收到的信号的各接收强度,求出各接收天线与胶囊型内窥镜之间的距离,获取以各接收天线为中心将与各接收天线对应的距离设为半径的多个球中的至少两个球重叠的区域;朝向估计部(622),其根据区域内的多个点的各点与各接收天线之间的位置关系以及各接收天线接收到的信号的接收强度,对胶囊型内窥镜在各点的朝向进行估计;以及位置决定部(623),其根据上述各点的位置和胶囊型内窥镜的朝向,决定胶囊型内窥镜在被检体内的位置。



1. 一种位置检测装置,根据从被导入到被检体而在该被检体的内部移动的胶囊型内窥镜发送的信号的多接收天线中的接收强度,对上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置进行检测,该位置检测装置的特征在于,具备:

区域获取部,其根据上述多个接收天线接收到的信号各接收强度,来求出各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离,获取以各接收天线为中心将与各接收天线对应的上述距离设为半径的多个球中的至少两个球重叠的区域;

朝向估计部,其根据上述区域内的多个点中的各点与上述各接收天线之间的位置关系以及上述各接收天线接收到的信号的接收强度,来对上述胶囊型内窥镜在各点处的朝向进行估计;以及

位置决定部,其根据上述各点的位置与上述胶囊型内窥镜的朝向,来决定上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置,

上述位置决定部根据上述各点的位置与上述胶囊型内窥镜的朝向,在假设为在上述各点处存在上述胶囊型内窥镜的情况下计算上述多个接收天线接收的信号接收强度的理论值,并且获取上述多个接收天线中的接收强度的测量值,从上述多个点内检测使上述理论值与上述测量值之间的误差最小的点作为上述胶囊型内窥镜的位置。

2. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

上述朝向估计部根据上述各接收天线的方向、从上述各点朝向上述各接收天线的方向以及上述各接收天线中的上述接收强度,获取表示上述胶囊型内窥镜的朝向的向量通过的点的候选区域,将针对上述多个接收天线分别获取到的上述向量通过的点的候选区域彼此重叠的位置决定为上述向量通过的点。

3. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

上述误差为上述各接收天线的上述理论值与上述测量值之间的差的绝对值之和或者残差平方和。

4. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

还具备轨迹计算部,该轨迹计算部根据上述位置决定部决定的胶囊型内窥镜的位置,计算上述胶囊型内窥镜的移动轨迹。

5. 根据权利要求4所述的位置检测装置,其特征在于,

还具备图像显示部,该图像显示部显示上述轨迹计算部计算出的上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的移动轨迹。

6. 一种胶囊型内窥镜系统,其特征在于,具备:

胶囊型内窥镜,其被导入到被检体,在该被检体的内部移动并获取上述被检体内的图像信息;以及

根据权利要求1所述的位置检测装置。

7. 根据权利要求6所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,

上述接收天线为仅利用主极化波的天线。

8. 根据权利要求7所述的胶囊型内窥镜系统,其特征在于,

上述接收天线为偶极天线。

9. 一种胶囊型内窥镜系统,其特征在于,具备:

胶囊型内窥镜,其被导入到被检体,在该被检体的内部移动并获取上述被检体内的图

像信息;

接收装置,该接收装置具有:多个接收天线,其接收从上述胶囊型内窥镜发送的包含图像信息的信号;区域获取部,其根据上述多个接收天线接收到的信号的各接收强度,求出各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离,获取以各接收天线为中心将与各接收天线对应的上述距离设为半径的多个球中的至少两个球重叠的区域;朝向估计部,其根据上述区域内的多个点中的各点与上述各接收天线之间的位置关系以及上述各接收天线接收到的信号的接收强度,来对上述胶囊型内窥镜在各点处的朝向进行估计;以及位置决定部,其根据上述各点的位置与上述胶囊型内窥镜的朝向,决定上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置;以及

图像显示部,其从上述接收装置获取上述图像信息以及与该图像信息对应的表示上述胶囊型内窥镜的位置的位置信息,显示与上述图像信息对应的图像以及上述胶囊型内窥镜的位置,

上述位置决定部根据上述各点的位置与上述胶囊型内窥镜的朝向,在假设为在上述各点处存在上述胶囊型内窥镜的情况下计算上述多个接收天线接收的信号的接收强度的理论值,并且获取上述多个接收天线中的接收强度的测量值,从上述多个点内检测使上述理论值与上述测量值之间的误差最小的点作为上述胶囊型内窥镜的位置。

位置检测装置、胶囊型内窥镜系统以及位置检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对胶囊型内窥镜在被检体内的位置进行检测的位置检测装置、具备该位置检测装置的胶囊型内窥镜系统以及位置检测程序。

背景技术

[0002] 以往,在内窥镜的领域中,已知一种在大小形成为能够导入到患者等被检体的消化管内的胶囊形状的壳体内内置了摄像功能、无线通信功能等的胶囊型内窥镜。胶囊型内窥镜被从被检体的口中吞服之后,通过蠕动运动等在消化管内等被检体内部进行移动。而且,依次拍摄被检体内部而生成图像数据,以无线方式依次发送该图像数据。

[0003] 从胶囊型内窥镜以无线方式发送的图像数据被设置于被检体的外部的接收装置接收,被存储到内置于接收装置的存储器。在检查结束之后,存储在接收装置的存储器内的图像数据被取入到图像显示装置。医生等观察者对图像显示装置所显示的脏器图像等进行观察而进行被检体的诊断。

[0004] 另外,胶囊型内窥镜通过蠕动运动等在体腔内进行移动,因此需要正确地识别从胶囊型内窥镜以无线方式发送的图像数据是在体腔内的哪一个位置拍摄得到的。因此,已知以下一种医疗系统:使用设置于体腔外的多个接收天线来接收胶囊型内窥镜发送的电磁波,使用接收到的多个无线信号的接收强度等来对胶囊型内窥镜的位置进行估计等(例如参照专利文献1~3)。

[0005] 例如在专利文献1中公开了以下技术:根据天线的接收强度来估计胶囊型内窥镜的位置,在接收状况差等规定的状况下,对胶囊型内窥镜的移动速度和移动方向进行估计,根据这些移动速度和移动方向以及接收强度对胶囊型内窥镜的位置进行估计。

[0006] 另外,在专利文献2中公开了一种通过磁场对胶囊型医疗装置在体内的位置、姿势进行控制的磁引导医疗系统。在该磁引导医疗系统中,根据从胶囊型医疗装置发送的无线信号的接收强度,应用三角法来计算胶囊型医疗装置的三维位置。

[0007] 另外,在专利文献3中公开了一种对胶囊型内窥镜在体内的位置进行估计而计算轨迹的胶囊型医疗装置。在该胶囊型医疗装置中,通过高斯-牛顿法来反复对内置于胶囊型内窥镜的天线的位置和朝向进行估计。

[0008] 专利文献1:日本特开2008-99734号公报

[0009] 专利文献2:日本特开2006-68501号公报

[0010] 专利文献3:日本特开2007-283001号公报

发明内容

[0011] 发明要解决的问题

[0012] 然而,内置于胶囊型内窥镜而发送无线信号的发送天线通常具有指向性,因此为了进行高精度的位置估计,需要考虑发送天线的朝向、即胶囊型内窥镜的朝向。

[0013] 关于这一点,在专利文献3中记载了除了胶囊型内窥镜的天线的位置信息以外还

能够将朝向信息利用于轨迹计算处理这种意思。然而,在专利文献3中没有公开如何利用朝向信息。

[0014] 另外,通常,在进行高精度的运算的情况下计算量增加,因此难以高速地进行位置估计的运算。

[0015] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种能够抑制计算量且以比以往高的精度进行胶囊型内窥镜的位置检测的位置检测装置、胶囊型内窥镜系统以及位置检测程序。

[0016] 用于解决问题的方案

[0017] 为了解决上述问题而达到目的,本发明所涉及的位置检测装置根据从被导入到被检体而在该被检体的内部移动的胶囊型内窥镜发送的信号多个接收天线中的接收强度,对上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置进行检测,该位置检测装置的特征在于,具备:区域获取部,其根据上述多个接收天线接收到的信号的各接收强度,来求出各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离,获取以各接收天线为中心将与各接收天线对应的上述距离设为半径的多个球中的至少两个球重叠的区域;朝向估计部,其根据上述区域内的多个点中的各点与上述各接收天线之间的位置关系以及上述各接收天线接收到的信号的接收强度,来对上述胶囊型内窥镜在各点处的朝向进行估计;以及位置决定部,其根据上述各点的位置与上述胶囊型内窥镜的朝向,来决定上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置。

[0018] 特征在于,在上述位置检测装置中,上述朝向估计部根据上述各接收天线的方向、从上述各点朝向上述各接收天线的方向以及上述各接收天线中的上述接收强度,获取表示上述胶囊型内窥镜的朝向的向量通过的点的候选区域,将针对上述多个接收天线分别获取到的上述向量通过的点的候选区域彼此重叠的位置决定为上述向量通过的点。

[0019] 特征在于,在上述位置检测装置中,上述位置决定部对上述多个点中的各点,根据各点的位置与上述胶囊型内窥镜的朝向,在假设为在各点处存在上述胶囊型内窥镜的情况下对上述各点计算上述多个接收天线接收的信号接收强度的理论值,并且获取上述多个接收天线中的接收强度的测量值,从上述多个点内检测使上述理论值与上述测量值之间的误差最小的点。

[0020] 特征在于,在上述位置检测装置中,上述误差为上述理论值与上述测量值之间的差的绝对值之和或者残差平方和。

[0021] 特征在于,上述位置检测装置还具备轨迹计算部,该轨迹计算部根据上述位置决定部决定的胶囊型内窥镜的位置,计算上述胶囊型内窥镜的移动轨迹。

[0022] 特征在于,上述位置检测装置还具备图像显示部,该图像显示部显示上述轨迹计算部计算出的上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的移动轨迹。

[0023] 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,其被导入到被检体,在该被检体的内部移动并获取上述被检体内的图像信息;以及上述位置检测装置。

[0024] 特征在于,在上述胶囊型内窥镜系统中,上述接收天线为仅利用主极化波的天线。

[0025] 特征在于,在上述胶囊型内窥镜系统中,上述接收天线为偶极天线。

[0026] 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,其被导入到被检体,在该被检体的内部移动并获取上述被检体内的图像信息;接收装置,该接收装置具有:多个天线,其接收从上述胶囊型内窥镜发送的包含图像信息的信号;区域获取部,其根

据上述多个接收天线接收到的信号的各接收强度,求出各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离,获取以各接收天线为中心将与各接收天线对应的上述距离设为半径的多个球中的至少两个球重叠的区域;朝向估计部,其根据上述区域内的多个点中的各点与上述各接收天线之间的位置关系以及上述各接收天线接收到的信号的接收强度,来对上述胶囊型内窥镜在各点处的朝向进行估计;以及位置决定部,其根据上述各点的位置与上述胶囊型内窥镜的朝向,决定上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置;以及图像显示部,其从上述接收装置获取上述图像信息以及与该图像信息对应的表示上述胶囊型内窥镜的位置的位置信息,显示与上述图像信息对应的图像以及上述胶囊型内窥镜的位置。

[0027] 本发明所涉及的位置检测程序使根据从被导入到被检体并在该被检体的内部移动的胶囊型内窥镜发送的信号的多接收天线中的接收强度来对上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置进行检测的位置检测装置执行以下步骤:区域获取步骤,根据上述多个接收天线接收到的信号的各接收强度,求出各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离,获取以各接收天线为中心将与各接收天线对应的上述距离设为半径的多个球中的至少两个球重叠的区域;朝向估计步骤,根据上述区域内的多个点中的各点与上述各接收天线之间的位置关系以及上述各接收天线接收到的信号的接收强度,来对上述胶囊型内窥镜在各点处的朝向进行估计;以及位置决定步骤,根据上述各点的位置与上述胶囊型内窥镜的朝向,来决定上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置。

[0028] 发明的效果

[0029] 根据本发明,对胶囊型内窥镜的朝向进行估计,使用该朝向,从根据各接收天线中的接收强度而获取到的区域中进一步锁定胶囊型内窥镜的位置,因此能够抑制计算量并以比以往高的精度对胶囊型内窥镜的位置进行检测。

附图说明

[0030] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的胶囊型内窥镜系统的概要结构的示意图。

[0031] 图2是表示图1示出的胶囊型内窥镜内部的概要结构的示意图。

[0032] 图3是表示图1示出的信息处理装置的概要结构的框图。

[0033] 图4是表示图1示出的信息处理装置的动作的流程图。

[0034] 图5是表示图4示出的位置决定处理的详细的流程图。

[0035] 图6是用于说明存在区域的获取处理的示意图。

[0036] 图7是图6示出的存在区域的放大图。

[0037] 图8是表示胶囊型内窥镜的朝向估计处理的详细的流程图。

[0038] 图9是用于说明胶囊型内窥镜的朝向估计处理的示意图。

[0039] 图10是用于说明胶囊型内窥镜的朝向估计处理的示意图。

[0040] 图11是用于说明各接收天线中的接收强度的理论值的计算原理的图。

[0041] 图12是用于说明各接收天线中的接收强度的理论值的计算原理的图。

[0042] 图13是用于说明各接收天线中的接收强度的理论值的计算原理的图。

[0043] 图14是用于说明各接收天线中的接收强度的理论值的计算原理的图。

[0044] 图15是用于说明胶囊型内窥镜的移动轨迹的校正处理的图。

[0045] 图16是用于说明胶囊型内窥镜的移动轨迹的校正处理的图。

[0046] 图17是用于说明获取胶囊型内窥镜的存在区域的另一方法的示意图。

[0047] 图18是表示本发明的实施方式1所涉及的胶囊型内窥镜系统的其它结构例的示意图。

[0048] 图19是表示本发明的实施方式2所涉及的胶囊型内窥镜系统所具备的接收装置的结构例的框图。

具体实施方式

[0049] 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、胶囊型内窥镜系统以及胶囊型内窥镜的位置检测程序。此外,在以下说明中,作为本发明所涉及的位置检测装置和胶囊型内窥镜系统的一例,例示包含被导入到被检体的体内而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,但是本发明并不限于该实施方式。

[0050] (实施方式1)

[0051] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及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,其对被检体2内的体内图像进行拍摄;接收装置5,其经由接收天线单元4接收从被导入到被检体2的内部的胶囊型内窥镜3以无线方式发送的无线信号;以及信息处理装置6,其对由胶囊型内窥镜3对被检体2内进行拍摄而得到的图像的摄像位置进行估计,并且根据由胶囊型内窥镜3拍摄而得到的图像数据来显示被检体2内的图像。

[0052] 图2是表示胶囊型内窥镜3内部的概要结构的示意图。如图2所示,胶囊型内窥镜3被收容在胶囊型容器30(壳体)内,该胶囊型容器30(壳体)包含:一端呈半球状的圆顶罩形状、另一端打开开口的大致圆筒形状或者半椭圆球状的容器30a;以及半球形状的光学圆顶罩30b,其通过嵌入容器30a的开口来不透水地密封容器30a内。该胶囊型容器30(30a、30b)例如具有被检体2能够吞服程度的大小。另外,在实施方式1中,至少光学圆顶罩30b由透明的材料形成。

[0053] 胶囊型内窥镜3具备:物镜32,其使经由光学圆顶罩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入射的光信号变换为电信号而形成摄像信号;照明部35,其在摄像时照明被检体2的内部;电路基板36,其分别驱动摄像部34和照明部35,并且形成有根据从摄像部34输入的摄像信号来生成图像信号的处理电路等;发送和接收电路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,其将电源提供给这些各功能部;以及例如圆形线圈状或者圆形环状的天线39。

[0054] 胶囊型内窥镜3在被吞服到被检体2之后,通过被检体2内的食道,通过消化管腔的蠕动运动在体腔内进行移动。胶囊型内窥镜3一边在体腔内进行移动一边以微小的时间间隔、例如0.5秒钟间隔在被检体2的体腔内依次进行拍摄而生成图像数据,依次发送到接收装置5。在实施方式1中,还能够根据胶囊型内窥镜3的摄像部34进行拍摄而生成的图像数据的图像信号来执行位置估计处理,但是更优选生成包含所生成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,根据容易检测接收强度的接收强度检测信号来执行位置检测处理。

[0055] 接收装置5通过天线线缆43与配置了多个(在图1中三个)接收天线40(1)~40(3)的片状的接收天线单元4进行连接。接收装置5经由各接收天线40(1)~40(3)来接收从胶囊

型内窥镜3发送的无线信号,针对每个接收天线40(1)~40(3)来检测无线信号的接收电场强度,并且根据接收到的无线信号来获取被检体2内的图像数据。接收装置5将各接收天线40(1)~40(3)的接收电场强度信息和表示时刻的时刻信息等与接收到的图像数据对应地存储到后述的存储部。另外,接收装置5也可以具备显示部54和操作部55,该显示部54显示与从胶囊型内窥镜3接收到的图像数据对应的图像,该操作部55在对该接收装置5输入指示操作时使用。

[0056] 作为各接收天线40(1)~40(3),优选为仅使用主极化波(即不使用交叉极化波)的天线。在本实施方式中,作为接收天线40(1)~40(3)使用偶极天线。以下,还将这些接收天线40(1)~40(3)记载为接收天线40(n)($n=1\sim N$,在图1中 $N=3$)。

[0057] 接收装置5在由胶囊型内窥镜3进行拍摄期间、换言之例如被从被检体2的口中导入而通过消化管内直到从被检体2排出期间由被检体2携带。接收装置5在胶囊型内窥镜3的检查结束之后被从被检体2取下,为了传送从胶囊型内窥镜3接收到的图像数据等信息而将其与信息处理装置6相连接。

[0058] 各接收天线40(n)被配置在薄片44的规定的位置、例如在将接收天线单元4安装到被检体2时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。此外,各接收天线40(n)的配置也可以根据检查或者诊断等目的而任意地变更。

[0059] 信息处理装置6使用具备液晶显示器等显示部66c的工作站或者个人计算机构成。信息处理装置6为显示与经由接收装置5获取到的被检体2内的图像数据对应的图像的图像显示装置,并且为对拍摄该图像时的胶囊型内窥镜3的位置进行检测的位置检测装置。

[0060] 在信息处理装置6上连接有从接收装置5的存储部中读取图像数据等的托架6a以及键盘、鼠标等操作输入设备6b。托架6a在安装接收装置5时从接收装置5的存储器中获取图像数据、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的识别信息等关联信息,将获取到的各种信息传送到信息处理装置6。操作输入设备6b接收用户的输入。由此,用户一边操作操作输入设备6b一边查看信息处理装置6依次显示的被检体2内的图像,来观察被检体2内部的生物体部位、例如食道、胃部、小肠和大肠等并诊断被检体2。

[0061] 接着,详细说明图1示出的信息处理装置6的结构。图3是表示图1示出的信息处理装置6的结构的框图。如图3所示,信息处理装置6具备:控制部61,其统一控制信息处理装置6整体;位置信息估计部62,其对接收到包含图像数据的无线信号的定时的胶囊型内窥镜3的位置进行估计来生成位置信息;轨迹计算部63,其根据位置信息估计部62针对每个图像数据生成的胶囊型内窥镜3的位置信息,计算胶囊型内窥镜3在被检体2内的移动轨迹;存储部64,其用于存储从胶囊型内窥镜3接收到的图像数据和信号强度;输入部65,其获取来自键盘、鼠标等操作输入设备6b等的信息;以及输出部66,其具有由显示器构成的显示部66c,并且使用打印机、扬声器等构成。存储部64使用硬盘和存储器构成,该硬盘对信息进行磁存储,该存储器在胶囊型内窥镜系统1执行处理时从硬盘下载与该处理有关的各种程序、参数等并进行电存储。

[0062] 位置信息估计部62分别获取接收天线单元4的多个接收天线40(n)接收到的信号的强度(接收电场强度,以下还简称为接收强度),根据这些信号的强度对胶囊型内窥镜3的位置(内置的天线39的位置)进行估计。位置信息估计部62具备存在区域获取部621、朝向估

计部622以及位置决定部623。

[0063] 存在区域获取部621根据各接收天线40(n)中的接收强度对胶囊型内窥镜3在位置检测定时时的存在区域进行估计。

[0064] 朝向估计部622根据存在区域内的多个点与各接收天线40(n)的位置关系以及各接收天线40(n)中的接收强度,对假设为胶囊型内窥镜3存在于上述多个点的各点的情况下的胶囊型内窥镜3的朝向、即胶囊型内窥镜3内置的天线39的朝向进行估计。

[0065] 位置决定部623根据上述存在区域内的各点的位置以及朝向估计部622估计出的胶囊型内窥镜3的朝向,来对胶囊型内窥镜3在存在区域内的更详细的位置进行检测。

[0066] 接着,说明图1示出的信息处理装置6的动作。图4是表示信息处理装置6的动作的流程图。

[0067] 首先,在步骤S1中,位置信息估计部62从存储部64获取使用于胶囊型内窥镜3的位置估计的参数。后述参数的内容。

[0068] 在后续步骤S2中,信息处理装置6获取在位置检测定时各接收天线40(n)接收到的信号的信号强度。

[0069] 在后续步骤S3中,位置信息估计部62根据各接收天线40(n)中的接收强度,决定胶囊型内窥镜3在被检体2内的位置,制作位置信息。

[0070] 图5是表示位置信息估计部62所执行的位置决定处理的详细的流程图。

[0071] 首先,在步骤S11中,位置信息估计部62判断与输入到信息处理装置6的图像数据对应的图像是否为要显示在显示部66c中的图像。例如,在图像数据内包含的噪声的比率大于规定阈值的情况下,判断为与该图像数据对应的图像并非是要显示在显示部66c中的图像。在与所输入的图像数据对应的图像并非是要显示在显示部66c中的图像的情况下(步骤S11:“否”),处理返回到主例程。这是由于,这种图像被判断为不适合于用户观察的图像。

[0072] 在与所输入的图像数据对应的图像为要显示在显示部66c中的图像的情况下(步骤S11:“是”),存在区域获取部621根据各接收天线40(n)中的接收强度来获取各接收天线40(n)与胶囊型内窥镜3之间的距离 r_n (步骤S12)。

[0073] 更详细地说,存在区域获取部621根据接收天线40(n)中的接收电场强度来求出接收信号的电压 V_n ,使用以下式(1)来计算距离 r_n 。

[0074] [数1]

$$[0075] \quad V_n = K \frac{1}{r_n} e^{-\alpha r_n} \quad \cdots (1)$$

[0076] 在式(1)中,参数K为根据接收天线40(n)的特性来决定的常数,参数 α 为生物体组织的衰减系数。这些参数K和 α 是从预先测量出的实测值导出的,在步骤S1中从存储部64获取。

[0077] 在后续步骤S13中,存在区域获取部621根据各接收天线40(n)与胶囊型内窥镜3之间的距离 r_n ,获取存在胶囊型内窥镜3的区域(存在区域)T。更详细地说,作为存在区域T而获取以各接收天线40(n)为中心将距离 r_n 设为半径的多个球中至少两个以上的球重叠的区域。例如在接收天线40(1)~40(3)的情况下,如图6所示,作为胶囊型内窥镜3的存在区域T而获取以接收天线40(1)为中心将距离 r_1 设为半径的球B1、以接收天线40(2)为中心将距离

r_2 设为半径的球B2以及以接收天线40(3)为中心将距离 r_3 设为半径的球B3重叠的区域。此外,在图6示出的XY平面上取接收天线40(1)~40(3)的坐标的情况下,也可以将估计为胶囊型内窥镜3所处的球B1~B3例如考虑为 $Z \leq 0$ 侧(被检体2侧)的半球。

[0078] 图7是图6示出的存在区域T的放大图。接在步骤S13之后,位置信息估计部62对将存在区域T分割为格子状而得到的多个局部区域内的点(例如中心点。以下称为格子点) P_i 分别执行环A的处理。

[0079] 在步骤S14中,朝向估计部622进行假设为胶囊型内窥镜3存在于格子点 P_i 的情况下的胶囊型内窥镜3的朝向估计处理。

[0080] 图8是表示朝向估计部622所执行的胶囊型内窥镜3的朝向估计处理的详细的流程图。另外,图9和图10是用于说明胶囊型内窥镜3的朝向估计处理的示意图。

[0081] 如图8所示,朝向估计部622对接收天线40(n)($n=1 \sim N$, n 为自然数)分别执行环B的处理。

[0082] 首先,在步骤S21中,如图9所示,朝向估计部622获取表示处理对象的接收天线40(n)的朝向的向量 a 。此外,在图9中,将使向量 a 平行移动到胶囊型内窥镜3的中心(即格子点 P_i)的向量作为向量 a' 而一并示出。

[0083] 在后续步骤S22中,朝向估计部622根据胶囊型内窥镜3与接收天线40(n)的位置关系来获取从胶囊型内窥镜3(格子点 P_i)朝向接收天线40(n)的向量 b 。

[0084] 在后续步骤S23中,朝向估计部622获取作为向量 a (即向量 a')与向量 b 的外积的向量 $c(c=a \times b)$ 。

[0085] 并且,在步骤S24中,朝向估计部622根据接收天线40(n)中的接收强度,从将向量 c 设为半径的球面SP获取与向量 c 正交的圆的圆周 C_n 。在此,如图10所示,胶囊型内窥镜3的朝向(即内置于胶囊型内窥镜3的天线39的朝向)能够以从与向量 c 同一起点(格子点 P_i)起始且将球面SP上的任一点作为终点的向量(以下设为向量 x)来表示。此时,在与向量 c 正交的圆的圆周(例如圆周 R_1 、 R_2 、...等)中,向量 x 通过一个圆周上的任一位置,天线40(n)中的接收强度的理论值也不改变。因此,朝向估计部622根据天线40(n)的接收强度,获取与向量 c 正交的一个圆周 C_n 作为向量 x 的终点候选的集合。

[0086] 在针对全部(N 个)接收天线40(n)获取圆周 C_n 之后,在步骤S25中,朝向估计部622求出 N 个圆周 C_n 的交叉点,从该交叉点获取胶囊型内窥镜3(天线39)的朝向 V_c 。之后,处理返回到主例程。

[0087] 在接在步骤S14之后的步骤S15(参照图5)中,位置决定部623根据格子点 P_i 的位置和胶囊型内窥镜3的朝向 V_c 来计算各接收天线40(n)中的接收强度的理论值 $V_{tn}(i)$ 。

[0088] 在此,如图11所示,用以下式(2-1)~(2-3)表示在以内置于胶囊型内窥镜3内的圆形线圈或者圆形环状的天线39为基准的坐标系 $X_L Y_L Z_L$ (原点 P)中任意的位置 $Q(x_L, y_L, z_L)$ 处的电磁场(包含静电场、放射电磁场、感应电磁场的成分)的磁场成分 H_r 和 H_θ 以及电场成分 E_ϕ 。

[0089] [数2]

$$[0090] \quad H_r = \frac{IS}{2\pi} \left(\frac{jk}{r^2} + \frac{1}{r^3} \right) \cdot e^{-jk r} \cdot \cos \theta \quad \cdots (2-1)$$

$$[0091] \quad H_{\theta} = \frac{IS}{4\pi} \left(-\frac{k^2}{r} + \frac{jk}{r^2} + \frac{1}{r^3} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \sin\theta \quad \cdots(2-2)$$

$$[0092] \quad E_{\phi} = -\frac{j\omega\mu IS}{4\pi} \left(\frac{jk}{r} + \frac{1}{r^2} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \sin\theta \quad \cdots(2-3)$$

[0093] 在式(2-1)~(2-3)中,标记I表示流过天线39的电流,标记S表示构成天线39的圆形线圈的面积。标记r表示天线39到任意位置为止的距离($r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$)。另外, $k = \omega(\epsilon\mu)^{1/2}$ (ϵ 为介电常数、 μ 为磁导率),标记j表示虚数单位。

[0094] 在由配置于胶囊型内窥镜3内的天线39产生的电磁场的频率高、胶囊型内窥镜3与安装于被检体2的体表的接收天线40(n)之间的距离充分分离的情况下,在到达各接收天线40(n)的电磁场(电磁波)中,放射电磁场的成分最大。因而,静电场和感应电磁场的成分小于放射电磁场的成分,从而能够忽略这些。因此,式(2-1)~(2-3)能够变形为以下式(3-1)~(3-3)。

[0095] [数3]

$$[0096] \quad H_r = 0 \cdots (3-1)$$

$$[0097] \quad H_{\theta} = \frac{IS}{4\pi} \left(-\frac{k^2}{r} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \sin\theta \quad \cdots(3-2)$$

$$[0098] \quad E_{\phi} = -\frac{j\omega\mu IS}{4\pi} \left(\frac{jk}{r} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \sin\theta \quad \cdots(3-3)$$

[0099] 当设为安装于被检体2的体表的各接收天线40(n)为用于检测电场的电场检测用天线时,其检测所需的式为式(3-3)。用式(3-3)提供的电场成分 E_{ϕ} 表示放射电场,考虑为交流理论的结果。因而,如以下式(4)所示,通过将式(3-3)的两边乘以 $\exp(j\omega t)$ 而提取实部来求出电场成分 E_{ϕ} 的瞬时值。

[0100] [数4]

$$[0101] \quad \begin{aligned} E_{\phi} e^{j\omega t} &= -\frac{j\omega\mu IS}{4\pi} \cdot \frac{jk}{r} \cdot e^{-jkr} \cdot \sin\theta \cdot e^{j\omega t} \\ &= \frac{\omega\mu ISk}{4\pi r} (\cos U + j \sin U) \cdot \sin\theta \end{aligned} \quad \cdots(4)$$

[0102] 在式(4)中, $U = \omega t - kr$ 。

[0103] 当提取式(4)的实部时,用以下式(5)提供电场的瞬时值 E'_{ϕ} 。

[0104] [数5]

$$[0105] \quad E'_{\phi} = \frac{\omega\mu ISk}{4\pi r} \cos U \cdot \sin\theta \quad \cdots(5)$$

[0106] 另外,如图12所示,当将式(4)从极坐标系(r, θ, ϕ)变换为正交坐标系(X_L, Y_L, Z_L)时,用以下式(6-1)~(6-3)提供电场的瞬时值 E'_{ϕ} 的各坐标成分(E_{Lx}, E_{Ly}, E_{Lz})。

[0107] [数6]

$$[0108] \quad E_{Lx} = E'_\phi \cdot \sin \phi = \frac{\omega \mu I S k}{4 \pi r^2} \cdot \cos U \cdot (-y_L) \quad \cdots (6-1)$$

$$[0109] \quad E_{Ly} = E'_\phi \cdot \cos \phi = \frac{\omega \mu I S k}{4 \pi r^2} \cdot \cos U \cdot x_L \quad \cdots (6-2)$$

$$[0110] \quad E_{Lz} = 0 \cdots (6-3)$$

[0111] 如图13所示,在电磁波 E_y 、 H_z 在介质中传播的情况下,根据导电率等介质的特性,电磁波的能量被介质吸收。例如,如以下式(7)和(8)所示,在x方向上传播的电磁波 E_y 、 H_z 的能量 A_r 以衰减因子 α_d 呈指数函数地衰减。

[0112] [数7]

$$[0113] \quad A_r = e^{-\alpha_d x} \quad \cdots (7)$$

$$[0114] \quad \alpha_d = \left(\frac{\omega^2 \epsilon \mu}{2} \right)^{\frac{1}{2}} \left\{ \left(1 + \frac{k^2}{\omega^2 \epsilon^2} \right)^{\frac{1}{2}} - 1 \right\}^{\frac{1}{2}} \quad \cdots (8)$$

[0115] 在式(8)中, $\epsilon = \epsilon_o \epsilon_r$ (ϵ_o :真空的介电常数、 ϵ_r :介质的介电常数), $\mu = \mu_o \mu_r$ (μ_o :真空的磁导率、 μ_r :介质的磁导率), ω 为角频率, k 为导电率。

[0116] 因而,用以下式(9-1)~(9-3)提供考虑了生物体内的特性的情况下的电场的瞬时值 E_L 。

[0117] [数8]

$$[0118] \quad E_{Lx} = A_r E'_\phi \sin \phi = e^{-\alpha_d r} \cdot \frac{\omega \mu I S k}{4 \pi r^2} \cdot \cos U \cdot (-y_L) \quad \cdots (9-1)$$

$$[0119] \quad E_{Ly} = A_r E'_\phi \cos \phi = e^{-\alpha_d r} \cdot \frac{\omega \mu I S k}{4 \pi r^2} \cdot \cos U \cdot x_L \quad \cdots (9-2)$$

$$[0120] \quad E_{Lz} = 0 \cdots (9-3)$$

[0121] 另外,将以胶囊型内窥镜3的天线39为基准的坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 中的位置 $Q(x_L, y_L, z_L)$ 变换为以被检体2为基准的坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 的式如以下式(10)那样。

[0122] [数9]

[0123]

$$\begin{pmatrix} x_{LP} \\ y_{LP} \\ z_{LP} \end{pmatrix} = R^{-1} \left[\begin{pmatrix} x_{WP} \\ y_{WP} \\ z_{WP} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{WG} \\ y_{WG} \\ z_{WG} \end{pmatrix} \right] = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{pmatrix} \left[\begin{pmatrix} x_{WP} \\ y_{WP} \\ z_{WP} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{WG} \\ y_{WG} \\ z_{WG} \end{pmatrix} \right] \quad \cdots (10)$$

[0124] 在式(10)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 Q 和天线39的位置。

[0125] 式(10)的右边示出的以 $R_{00} \sim R_{22}$ 为成分的矩阵表示坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 和坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 的旋转矩阵,用以下式(11)提供。

[0126] [数10]

$$[0127] \quad \begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\alpha \cos\beta & -\sin\alpha & \cos\alpha \sin\beta \\ \sin\alpha \cos\beta & \cos\alpha & \sin\alpha \sin\beta \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \quad \cdots(11)$$

[0128] 在式(11)中, α 和 β 分别表示极坐标系中的旋转量。

[0129] 由此,用以下式(12)提供以被检体2为基准的坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 内的位置 $Q(x_{WP}, y_{WP}, z_{WP})$ 处的电场 E_W 。

[0130] [数11]

$$[0131] \quad \begin{pmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} \quad \cdots(12)$$

[0132] 通过将式(9-1)~(11)代入到式(12),得到提供电场 E_W 的式(13)。

[0133] [数12]

[0134]

$$\begin{pmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{pmatrix} = \frac{k_1}{r^2} e^{-\alpha r} \begin{pmatrix} 0 & (z_{WP} - z_{WG}) & -(y_{WP} - y_{WG}) \\ (z_{WP} - z_{WG}) & 0 & (x_{WP} - x_{WG}) \\ (y_{WP} - y_{WG}) & -(x_{WP} - x_{WG}) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{pmatrix} \quad \cdots(13)$$

[0135] 在式(13)中, k_1 为常数。另外, (g_x, g_y, g_z) 表示在步骤S14中获取到的天线39的朝向。

[0136] 因而,用以下式(14)提供在通过如图14所示那样由偶极天线构成的接收天线40(n)接收从天线39产生的电场 E_W 时检测出的接收强度的理论值 $V_{tn}(i)$ 。

$$[0137] \quad V_{tn}(i) = k_2 E_W \cos \gamma$$

$$[0138] \quad = k_2 (E_{Wx} D_{xa} + E_{Wy} D_{ya} + E_{Wz} D_{za}) \quad \cdots(14)$$

[0139] 在式(14)中, k_2 为常数。另外, (D_{xa}, D_{ya}, D_{za}) 表示以被检体2为基准的坐标系中的接收天线40(n)的朝向。

[0140] 在后续步骤S16中,位置决定部623用以下式(15)计算在步骤S15中计算出的各接收天线40(n)的接收强度的理论值 $V_{tn}(i)$ 与各天线40(n)中的现实的接收强度(测量值) V_n 的差的绝对值之和 $M(i)$ 。

[0141] [数13]

$$[0142] \quad M(i) = \sum_{n=1}^N |V_{tn}(i) - V_n| \quad \cdots(15)$$

[0143] 此外,在实施方式1中 $N=3$ 。

[0144] 在对全部格子点 P_i 反复进行环A的处理之后,在步骤S17中,位置决定部623获取存在区域T内使差的绝对值之和 $M(i)$ 为最小的格子点 P_i 以及此时的胶囊型内窥镜3的朝向 V_c 。

[0145] 并且,在步骤S18中,位置决定部623将获取到的格子点 P_i 的位置决定为胶囊型内窥镜3的位置。此时,位置决定部623制作表示所决定的位置的位置信息,存储到存储部64。

之后,处理返回到主例程。

[0146] 在接在步骤S3之后的步骤S4(参照图4)中,轨迹计算部63根据位置信息估计部62制作出的胶囊型内窥镜3的位置信息以及目前存储到存储部64中的胶囊型内窥镜3的位置信息,对时间上处于前后的胶囊型内窥镜3的位置进行连接,由此执行计算胶囊型内窥镜3在被检体2内的移动轨迹的移动轨迹计算处理。

[0147] 在此,由于各接收天线40(n)的配置误差、噪声等,在胶囊型内窥镜3的检测位置中包含误差。例如图15所示,连接胶囊型内窥镜3的检测位置的移动轨迹 L_p 有时从实际的胶囊型内窥镜3的移动轨迹 L_c 偏离。然而,胶囊型内窥镜3在被检体2内的脏器内部进行移动,因此,认为实际在短时间内不会大移动。

[0148] 因此,轨迹计算部63一边通过根据时间上处于前后的坐标(例如包含前后各一个的三个坐标)求出中央值的中值滤波处理等来进行校正处理一边计算轨迹。其结果,如图16所示,能够获取更接近实际的移动轨迹 L_p 的移动轨迹 L_c 。该移动轨迹 L_c 为使由于各接收天线40(n)的配置误差、噪声等而从实际的移动轨迹 L_p 大幅偏离的检测位置 A_1 的影响降低的轨迹。另外,作为校正处理,并不仅限于中值滤波处理,例如也可以使用求出包含前后两个的五个坐标的平均值的移动平均处理。计算出的移动轨迹与可看见被检体2内部的图像一起被显示在显示部66c中,并且被存储到存储部64。

[0149] 如上所述,根据实施方式1,对胶囊型内窥镜3的朝向进行估计,使用该朝向,从根据各接收天线40(n)中的接收强度获取到的存在区域中进一步锁定胶囊型内窥镜3的位置,因此能够进行比以往更高精度的位置检测。

[0150] 另外,根据实施方式1,不需要进行复杂的计算处理,因此能够使位置决定处理和移动轨迹计算处理高速化。

[0151] 另外,根据实施方式1,使用配置了多个接收天线40(n)的片状的接收天线单元4,因此在每次检查时不需要调整各接收天线40(n)的配置,并且使用预先决定了各接收天线40(n)的配置的接收天线单元4,因此还能够避免随着各接收天线40(n)的配置偏离而对胶囊型内窥镜3的位置进行估计处理的精度下降这种问题。

[0152] 此外,在上述实施方式1中,在决定胶囊型内窥镜3的位置时,计算接收天线40(n)中的接收强度的理论值与测量值的差的绝对值之和,但是如果能够搜索理论值与测量值的误差的最小值,则也可以使用其它运算方法。例如,也可以计算理论值与测量值的残差平方和,检测使该残差平方和变为最小时的格子点 P_i 。

[0153] 另外,在上述实施方式1中,作为胶囊型内窥镜3的存在区域,获取以三个接收天线40(n)各自为中心将与各接收天线40(n)对应的距离 r_n 设为半径的全部球重叠的区域(参照图7)。然而,胶囊型内窥镜3位于至少两个以上的球重叠的区域的内部是可靠的。因此,存在区域获取部621例如也可以获取与三个接收天线40(n)中的两个接收天线40(n)对应的两个球重叠的区域作为胶囊型内窥镜3的存在区域。

[0154] 另外,在上述实施方式1中,针对每个位置检测定时,根据各接收天线40(n)来获取存在区域 T ,但是认为胶囊型内窥镜3实际在短时间内不会大幅移动,因此也可以根据上一次获取到的存在区域 T 来估计本次的存在区域 T 。例如图17所示,在上一次的位置决定处理中获取到胶囊型内窥镜3的存在区域 T 的情况下,在其下一次中,也可以在对存在区域 T 加上胶囊型内窥镜3能够进行移动的范围而得到的区域 T' 内执行环A(参照图5)的处理。

[0155] 另外,在上述实施方式1中,说明了对接收天线单元4设置三个接收天线40(n)的例子,但是接收天线的数量不需要限定解释为三个。例如图18示出的胶囊型内窥镜系统1A的与接收装置5A相连接的接收天线单元4A那样,也可以使用配置了八个接收天线40(1)~40(8)的薄片44A。另外,多个接收天线40(n)的配置也可以根据检查或者诊断等目的而任意地变更。

[0156] (实施方式2)

[0157] 接着,说明本发明的实施方式2。

[0158] 在上述实施方式1中,具备位置信息估计部62和轨迹计算部63的信息处理装置6对胶囊型内窥镜3的位置进行估计并计算轨迹,但是也可以设为以下结构:在接收装置侧设置用于估计位置信息的估计部以及轨迹计算部,在接收装置侧对拍摄被检体2内的定时的胶囊型内窥镜3的位置进行估计。在该情况下,接收装置作为位置检测装置而发挥功能。在实施方式2中,说明该情况下的接收装置的结构。

[0159] 图19是表示实施方式2所涉及的胶囊型内窥镜系统所具备的接收装置的结构例的框图。如图19所示,接收装置5B具备:上述接收天线40(n)($n=1\sim 3$);天线切换选择开关部49,其择一地切换接收天线40(n);发送和接收电路50,其对经由使用天线切换选择开关部49选择的接收天线40(n)接收到的无线信号执行解调等处理;信号处理电路51,其执行信号处理来从由发送和接收电路50输出的无线信号中提取图像数据等;接收电场强度检测部52,其根据从发送和接收电路50输出的无线信号的强度来检测接收电场强度;天线电源切换选择部53,其择一地切换接收天线40(1)~40(3)而将电力提供给接收天线40(1)~40(3)中的某一个;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,其在该接收装置5B输入指示操作时使用;存储部56,其存储包含从胶囊型内窥镜3接收到的图像数据的各种信息;I/F部57,其经由托架6a与信息处理装置之间在相互方向上进行发送和接收;电源部58,其将电力提供给接收装置5B的各部;以及控制部59,其控制接收装置5B的动作。其中,控制部59具有位置信息估计部593和轨迹计算部597,该位置信息估计部593具有与图3示出的位置信息估计部62相同的功能,该轨迹计算部597具有与轨迹计算部63相同的功能。

[0160] 接收天线40(1)具有天线部41a、有源电路42a以及天线线缆43a。天线部41a例如使用偶极天线构成,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的阻抗匹配和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,一端与有源电路42a相连接,另一端与接收装置5B的天线切换选择开关部49和天线电源切换选择部53各自进行电连接。天线线缆43a将天线部41a接收到的无线信号传送到接收装置5B,并且将从接收装置5B提供的电力传送到有源电路42a。此外,接收天线40(2)、40(3)具有与接收天线40(1)相同的结构,因此省略说明。

[0161] 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。各接收天线40(n)经由电容器C1与天线切换选择开关部49电连接。天线切换选择开关部49在被控制部59输入了用于接收无线信号的接收天线40(n)进行切换的切换信号Sg1的情况下,选择切换信号Sg1所指示的接收天线40(n),将所选择的接收天线40(n)接收到的无线信号输出到发送和接收电路50。此外,与各接收天线40(n)相连接的电容器的容量与电容器C1的容量相同。

[0162] 发送和接收电路50对由天线切换选择开关部49选择的接收天线40(n)接收到的无线信号进行规定的处理、例如解调、放大等处理而输出到信号处理电路51和接收电场强度检测部52。

[0163] 信号处理电路51从由发送和接收电路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变换处理等而输出到控制部59。

[0164] 接收电场强度检测部52对与从发送和接收电路50输入的无线信号的强度相应的接收电场强度进行检测,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。

[0165] 各接收天线40(n)经由线圈L1与天线电源切换选择部53电连接。天线电源切换选择部53对由天线切换选择开关部49选择的接收天线40(n)经由天线线缆43(43a~43c)提供电力。此外,与各接收天线40(n)相连接的线圈的电特性与线圈L1的电特性相同。

[0166] 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。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。电源切换选择开关部531在被控制部59输入对要提供电力的接收天线40(n)进行选择的选择信号Sg2的情况下,选择选择信号Sg2所指示的接收天线40(n),仅对所选择的接收天线40(n)提供电力。

[0167] 异常检测部532在作为电力的提供目的地的接收天线40(n)发生异常的情况下,将表示电力的提供目的地的接收天线40(n)发生异常的异常信号输出到控制部59。

[0168] 显示部54使用由液晶或者有机EL(Electro Luminescence:电致发光)等构成的显示面板构成。显示部54显示与胶囊型内窥镜3拍摄得到的图像数据对应的图像、接收装置5B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。

[0169] 操作部55在输入改变胶囊型内窥镜3的摄像周期等指示信号时使用。当经由操作部55输入指示信号时,信号处理电路51将指示信号发送到发送和接收电路50,发送和接收电路50对指示信号进行调制而从接收天线40(1)~40(3)发送。从接收天线40(1)~40(3)发送的信号由胶囊型内窥镜3(参照图2)的天线39接收,由发送和接收电路37进行解调,电路基板36与指示信号对应地,例如进行改变摄像周期的动作等。

[0170] 存储部56使用以固定设置于接收装置5B内部的快闪存储器、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等半导体存储器构成。另外,存储部56存储胶囊型内窥镜3拍摄得到的图像数据、与该图像数据对应的各种信息、例如估计出的胶囊型内窥镜3的位置信息、接收电场强度信息以及用于对接收到无线信号的接收天线进行识别的识别信息等。并且,存储部56存储接收装置5B所执行的各种程序等。此外,也可以使存储卡等外部记录介质存储信息,并且对存储部56设置作为读出该记录介质所存储的信息的记录介质接口的功能。

[0171] I/F部57具有作为通信接口的功能,经由托架6a与信息处理装置在相互方向上进行发送和接收。

[0172] 电源部58使用对于接收装置5B安装和拆卸自由的电池以及切换接通断开状态的开关部构成。电源部58在接通状态下提供接收装置5B的各结构部所需的驱动电力,在断开状态下使提供给接收装置5B的各结构部的驱动电力停止。

[0173] 控制部59使用CPU(Central Processing Unit:中央处理器)等构成。控制部59从存储部56读出程序并执行程序,对构成接收装置5B的各部进行指示、数据的传送等而统一地控制接收装置5B的动作。控制部59具有选择控制部591、异常信息附加部592、位置信息估

计部593以及轨迹计算部597。

[0174] 选择控制部591执行控制,来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(n),并且仅对所选择的接收天线40(n)提供电力。具体地说,选择控制部591在天线选择的定时,根据接收电场强度检测部52检测出的各接收天线40(n)的接收电场强度,选择在图像信号接收定时接收包含从胶囊型内窥镜3发送的图像信号的无线信号的一个接收天线40(n)。另外,选择控制部591执行控制来在图像信号接收定时仅对所选择的接收天线40(n)提供电力。选择控制部591为了作为天线选择定时,从多个接收天线40(n)中例如每隔100msec依次选择用于接收包含图像信号的无线信号的接收天线40(n),在使接收电场强度检测部52检测各接收天线40(n)的接收电场强度之后,驱动天线切换选择开关部49以仅对所选择的一个接收天线40(n)提供电力。

[0175] 异常信息附加部592在异常检测部532检测出三个接收天线40(n)中的某一个异常的情况下,对接收天线40(n)接收到的无线信号附加表示接收天线40(n)中的某一个发生异常的异常信息。具体地说,异常信息附加部592对信号处理电路51对接收天线40(n)接收到的无线信号进行信号处理而生成的图像数据附加异常信息(标志)并输出,并存储到存储部56。

[0176] 位置信息估计部593具备:存在区域获取部594,其具有与图3示出的存在区域获取部621相同的功能;朝向估计部595,其具有与朝向估计部622相同的功能;以及位置决定部596,其具有与位置决定部623相同的功能。

[0177] 如上所述,根据实施方式2,在接收装置5B中设置位置信息估计部593,因此能够高精度且实时地检测被检体2内的胶囊型内窥镜3的位置。另外,根据实施方式2,能够抑制位置信息估计部593中的计算量,因此不对接收装置5B增加大负荷而能够进行胶囊型内窥镜3的位置检测。

[0178] 附图标记说明

[0179] 1、1A:胶囊型内窥镜系统;2:被检体;3:胶囊型内窥镜;4、4A:接收天线单元;5、5A、5B:接收装置;6:信息处理装置;6a:托架;6b:操作输入设备;30:胶囊型容器;30a:容器;30b:光学圆顶罩;32:物镜;33:透镜框;34:摄像部;35:照明部;36:电路基板;37:发送和接收电路;38:纽扣型电池;39:天线;40(1)~40(8):接收天线;41a~41c:天线部;42a~42c:有源电路;43、43a~43c:天线线缆;44、44A:薄片;49:天线切换选择开关部;50:发送和接收电路;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、64:存储部;57:I/F部;58:电源部;59、61:控制部;62、593:位置信息估计部;63、597:轨迹计算部;65:输入部;66:输出部;66c:显示部;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;594、621:存在区域获取部;595、622:朝向估计部;596、623:位置决定部。

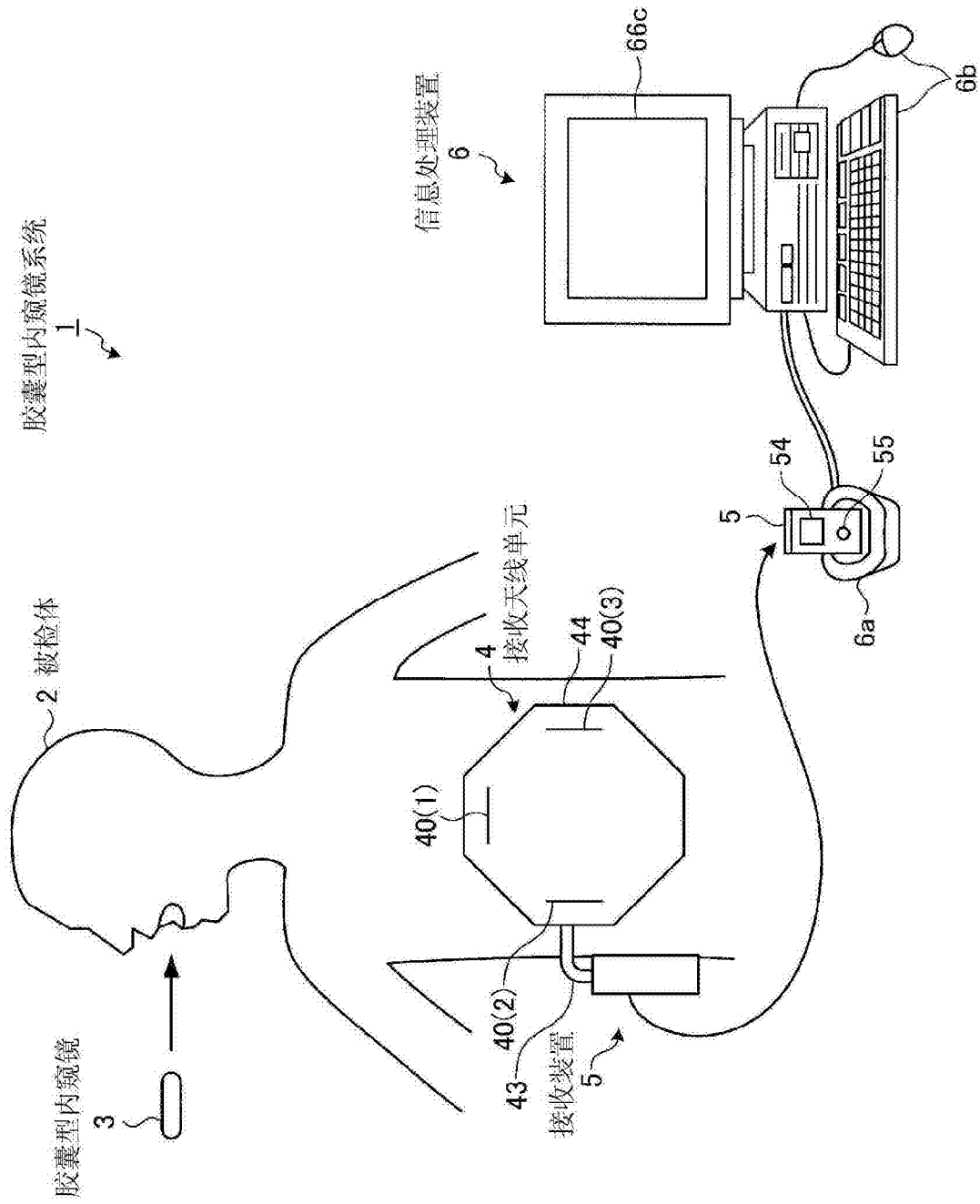


图1

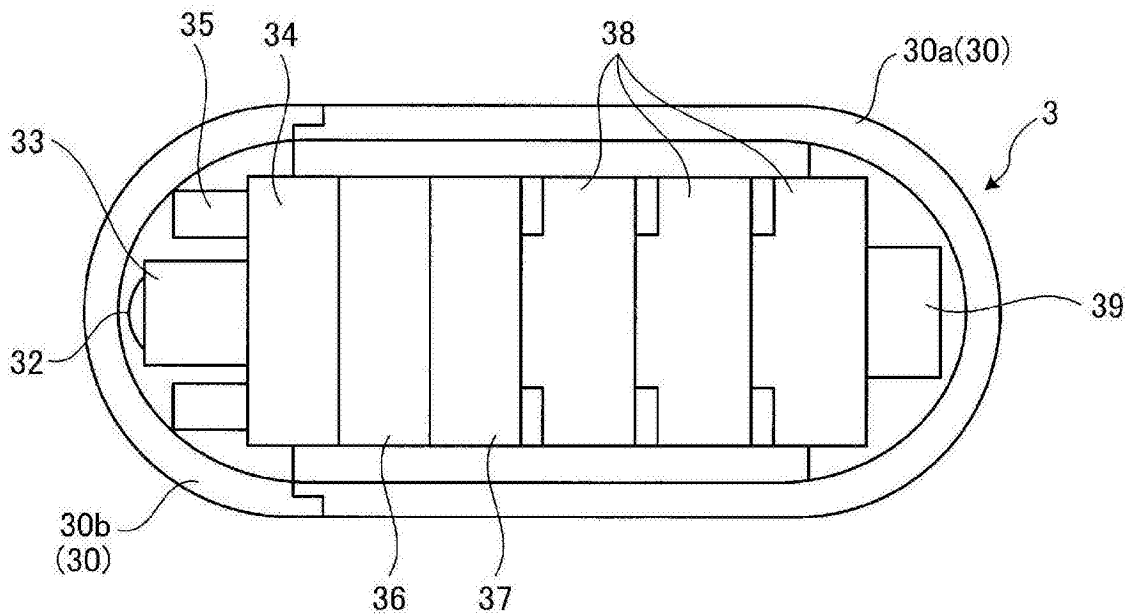


图2

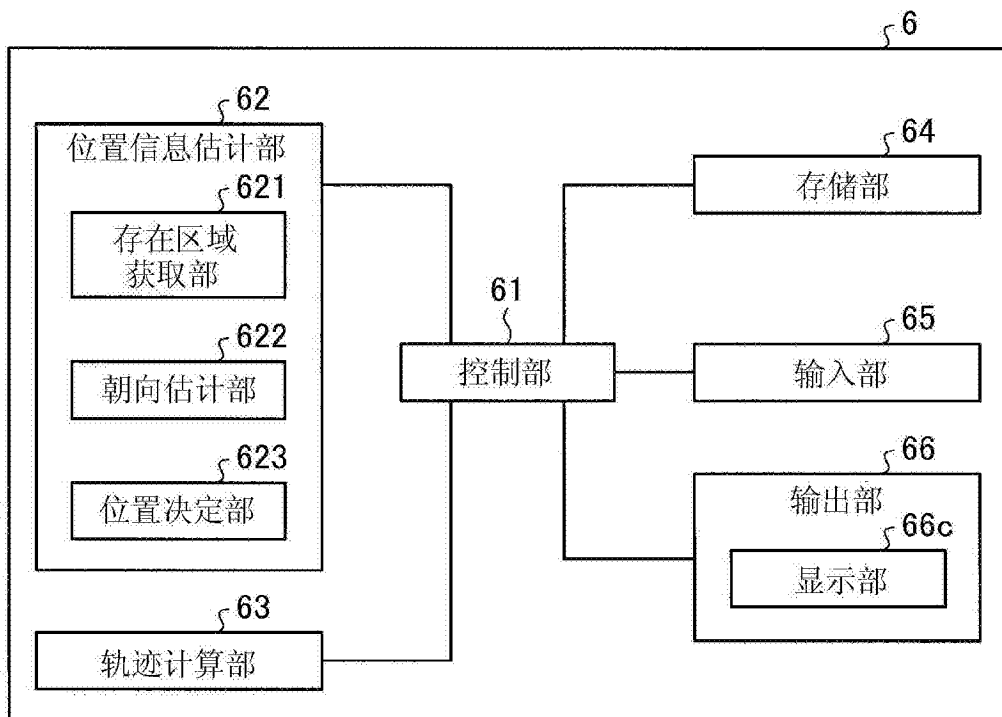


图3

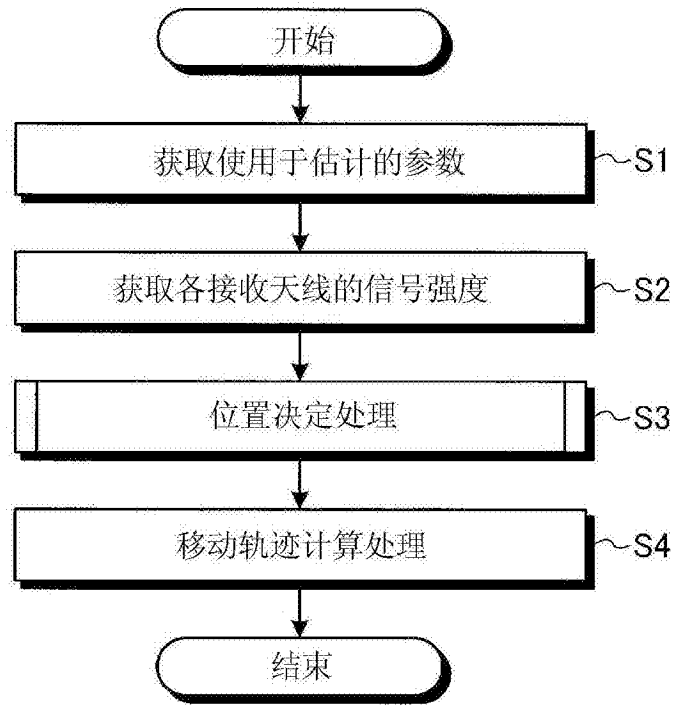


图4

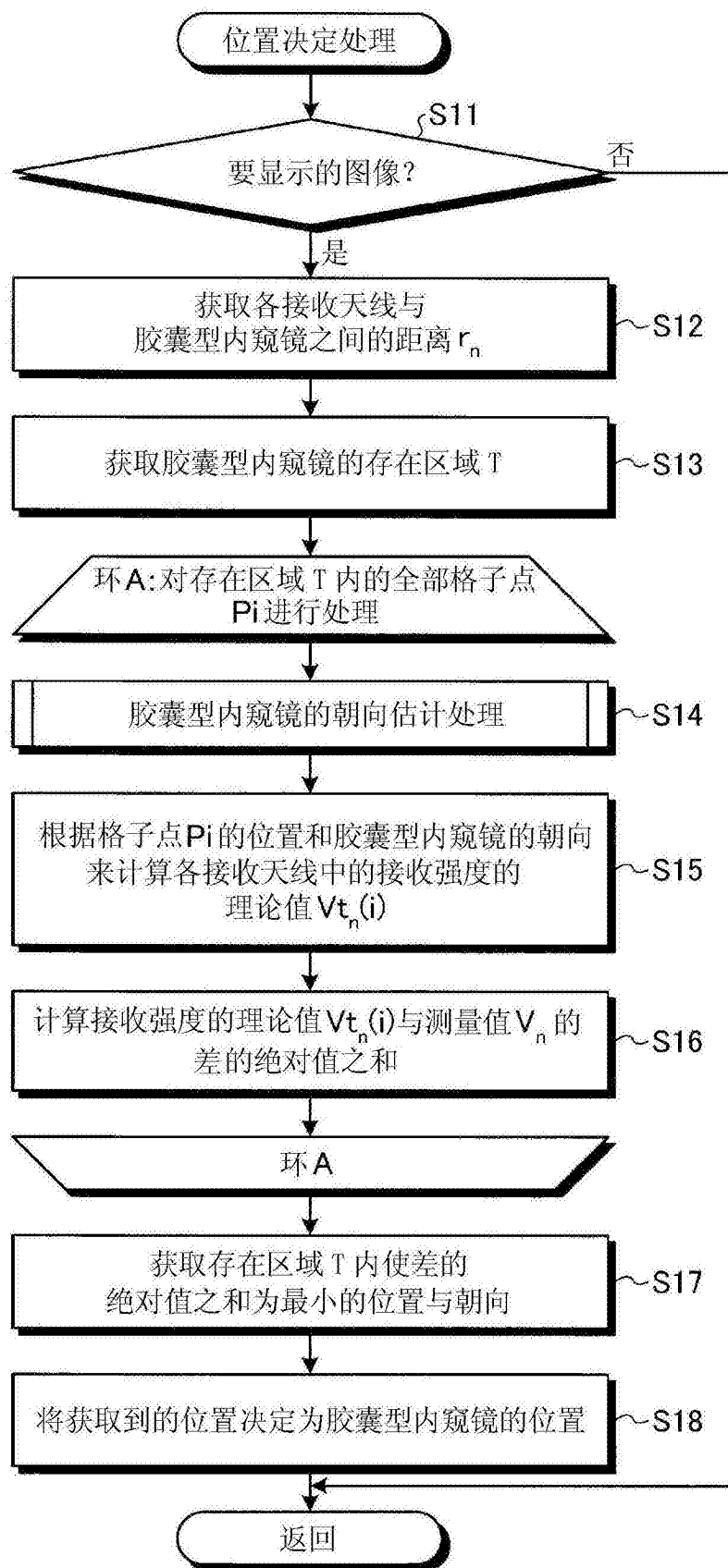


图5

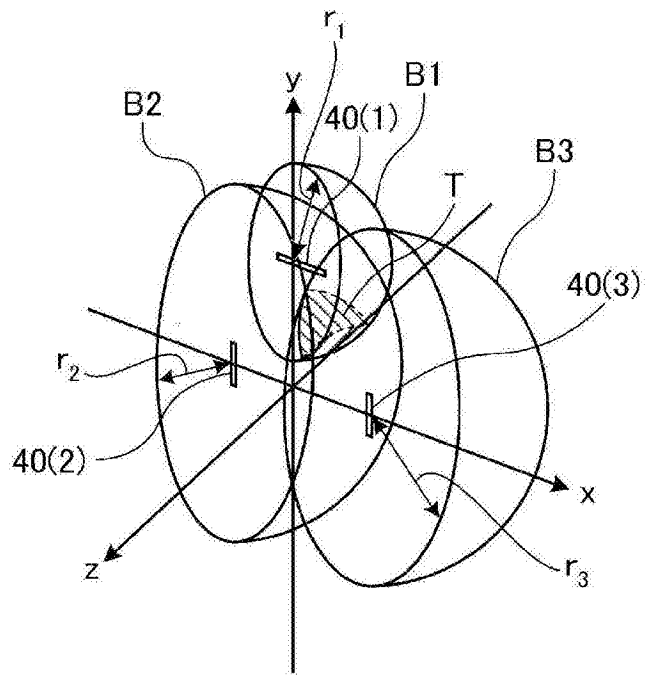


图6

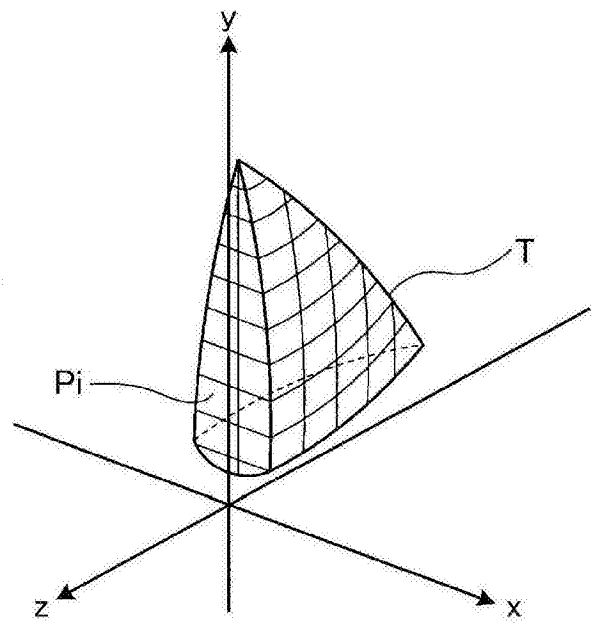


图7

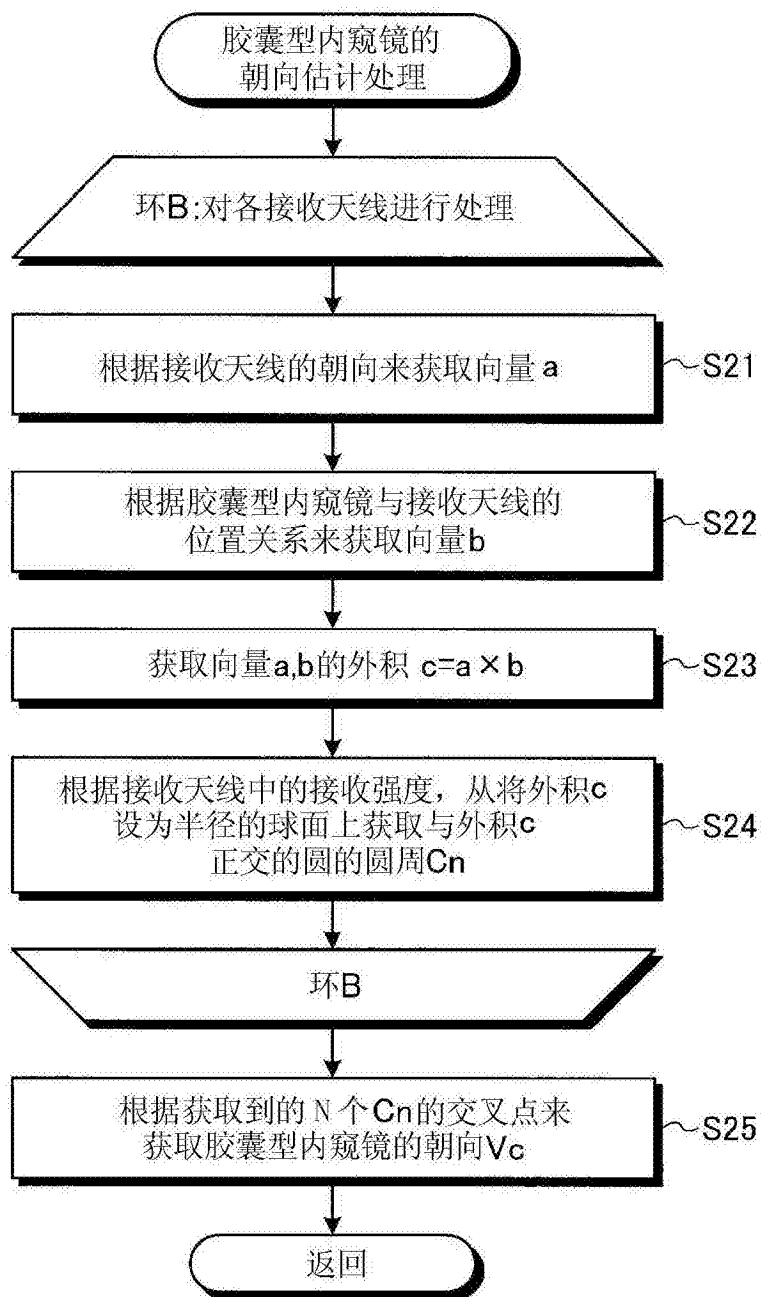


图8

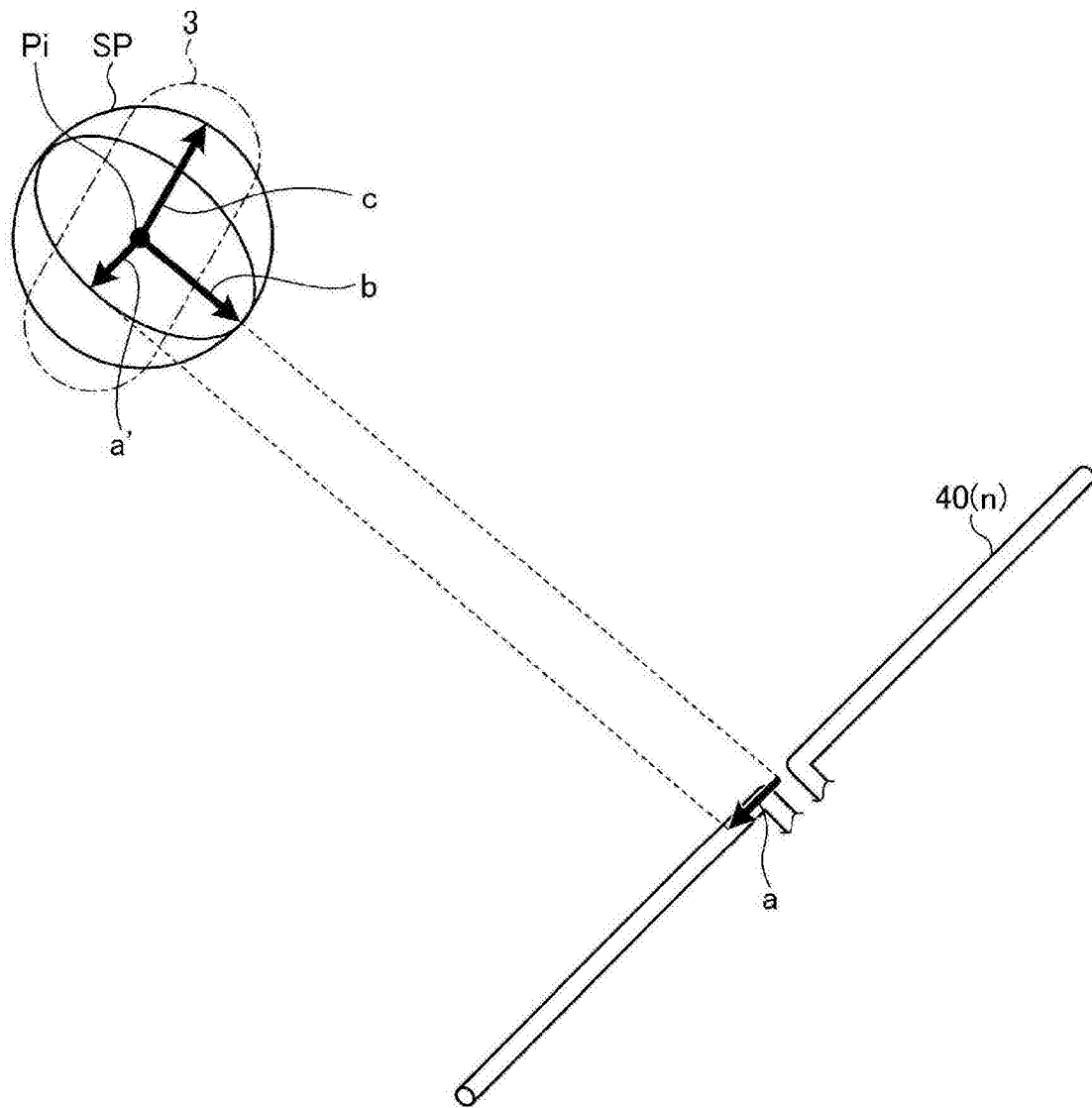


图9

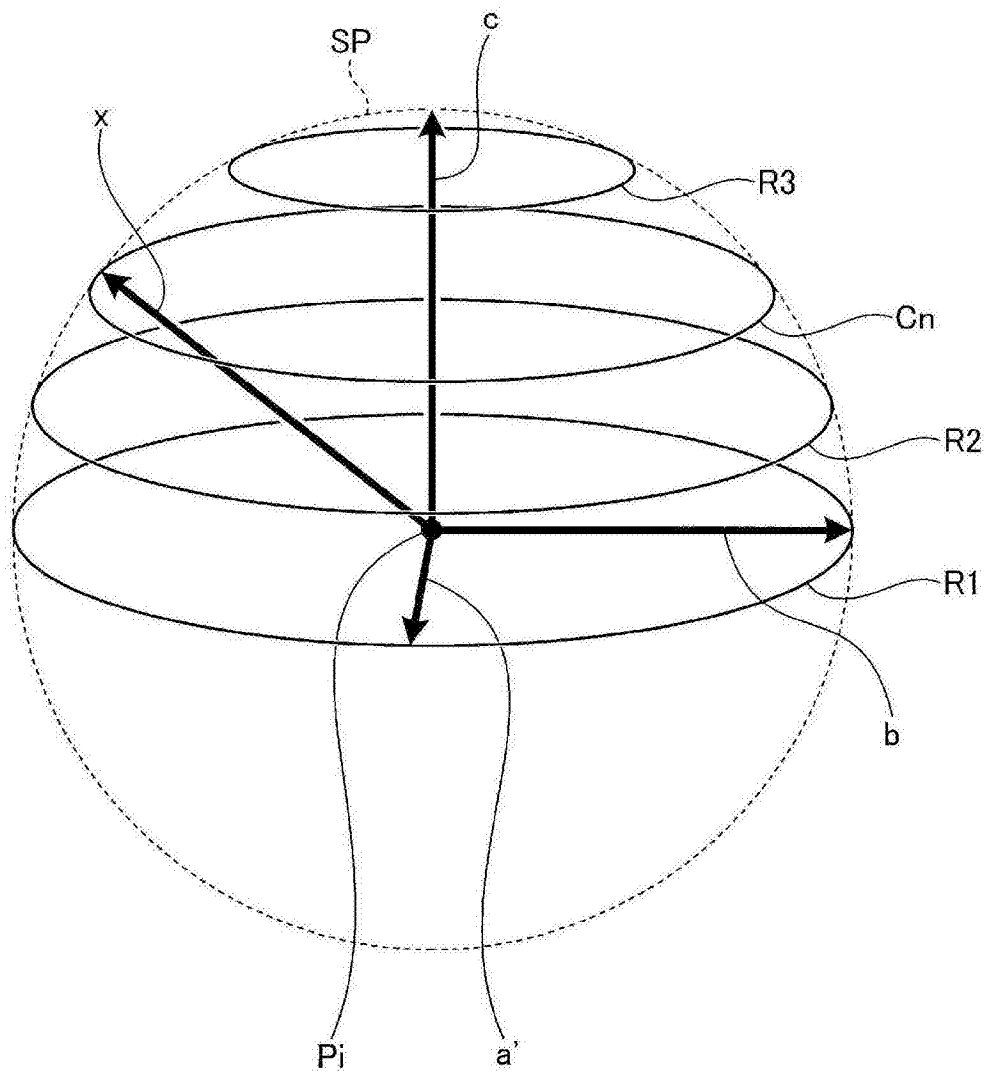


图10

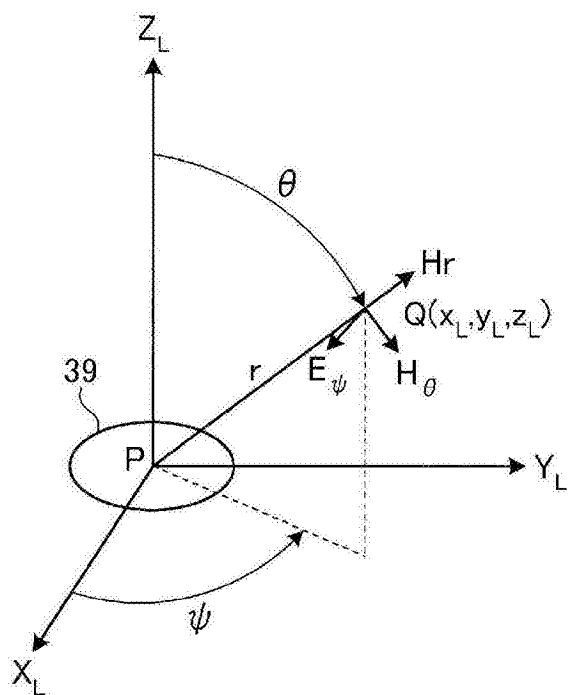


图11

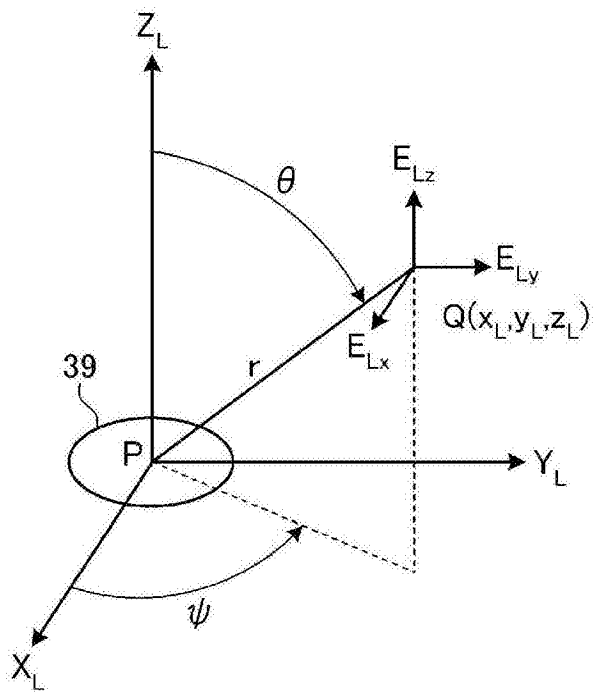


图12

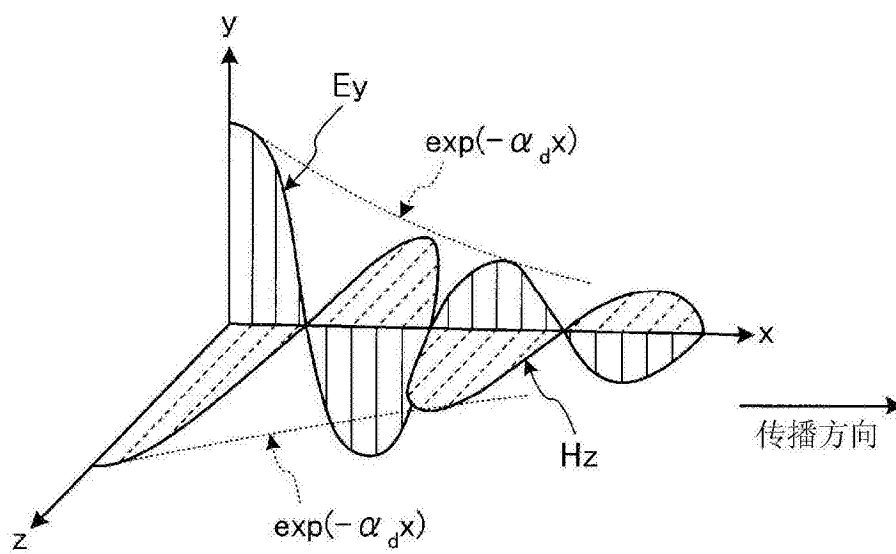


图13

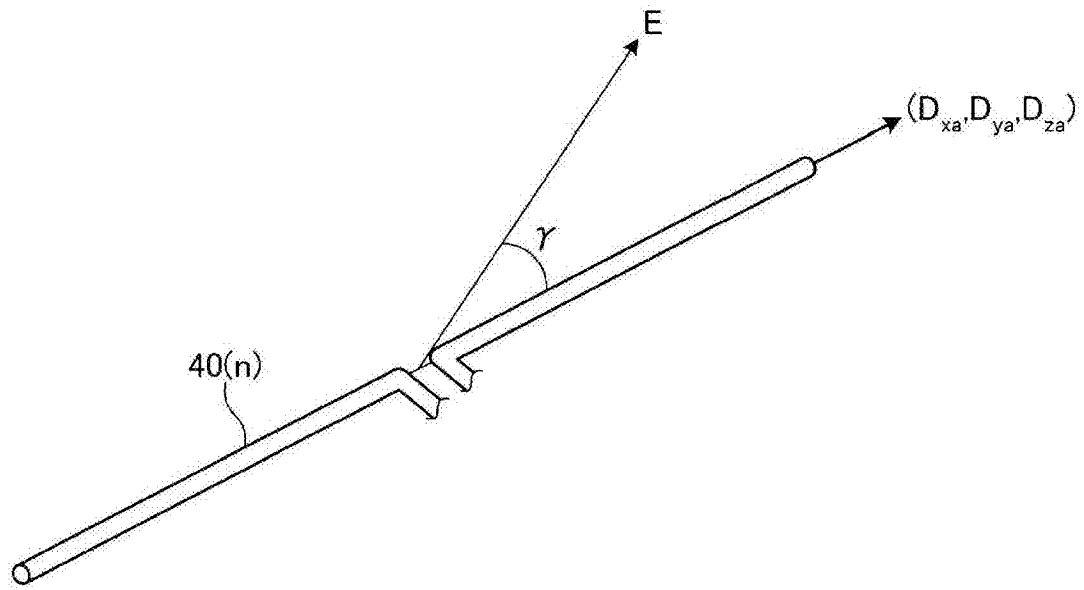


图14

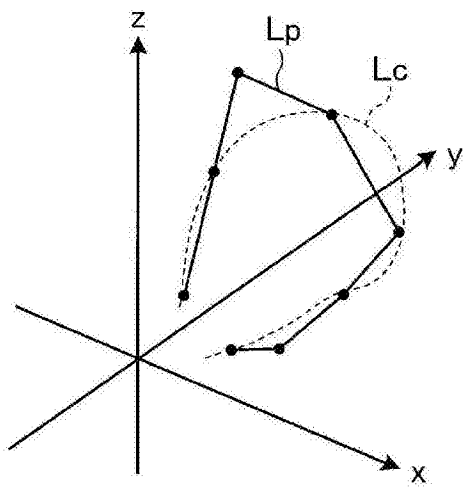


图15

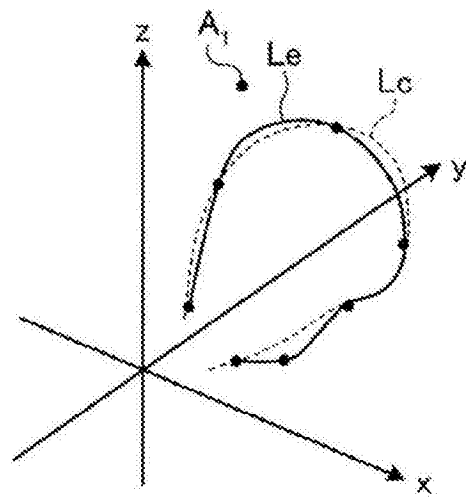


图16

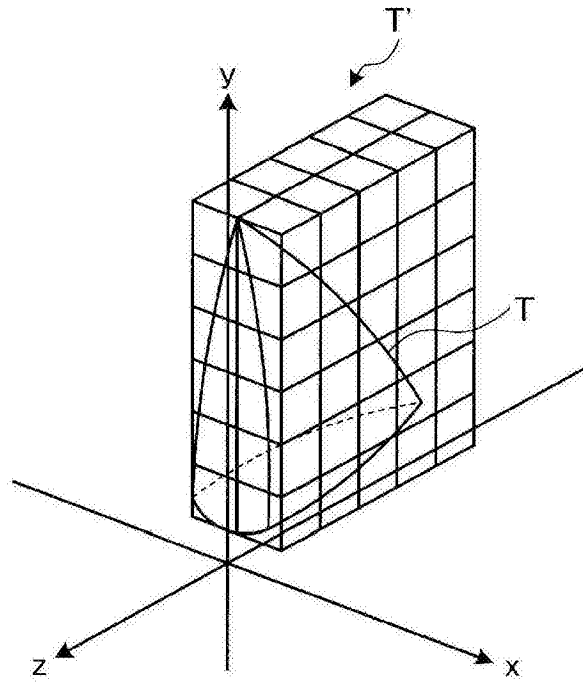


图17

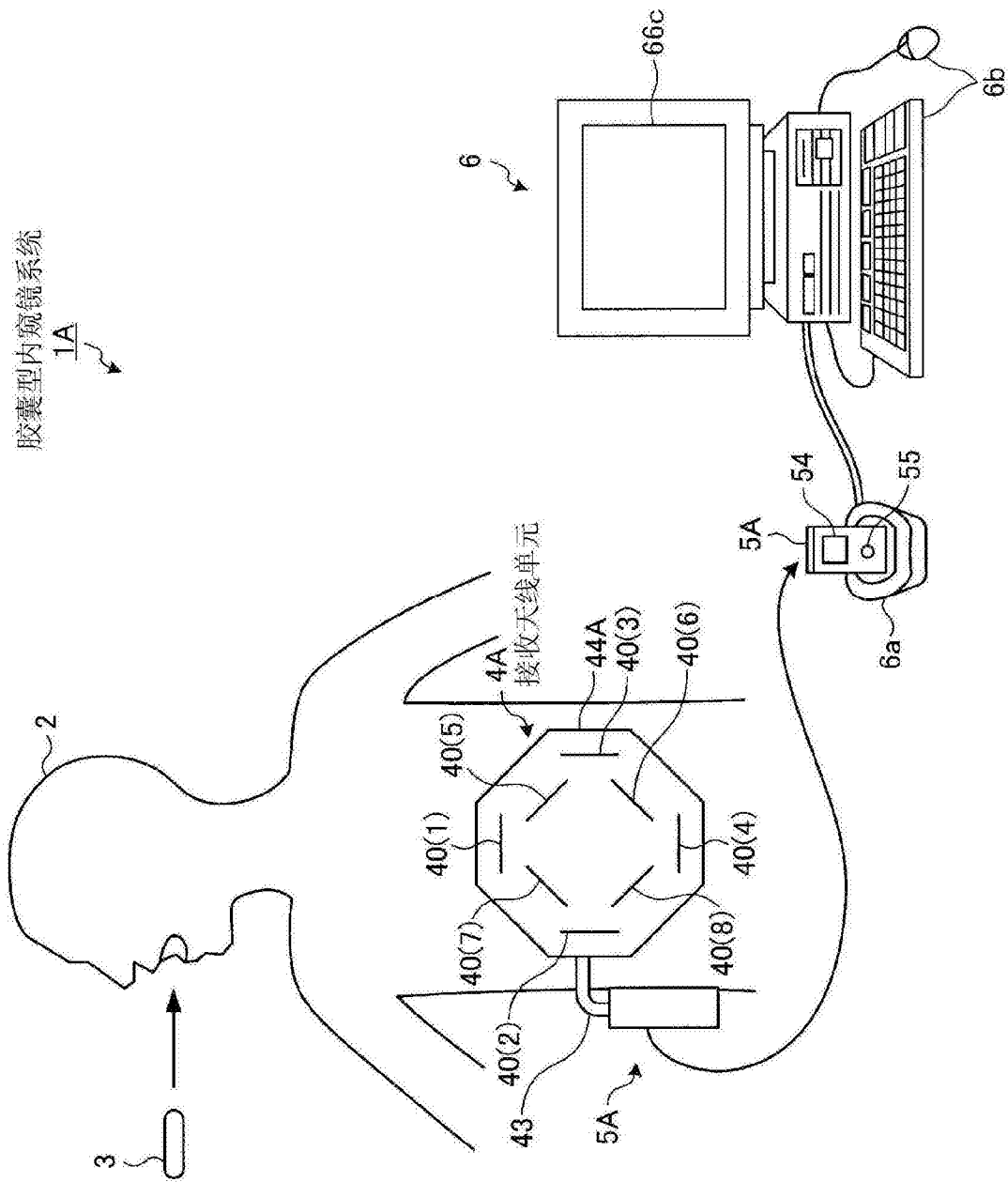


图18

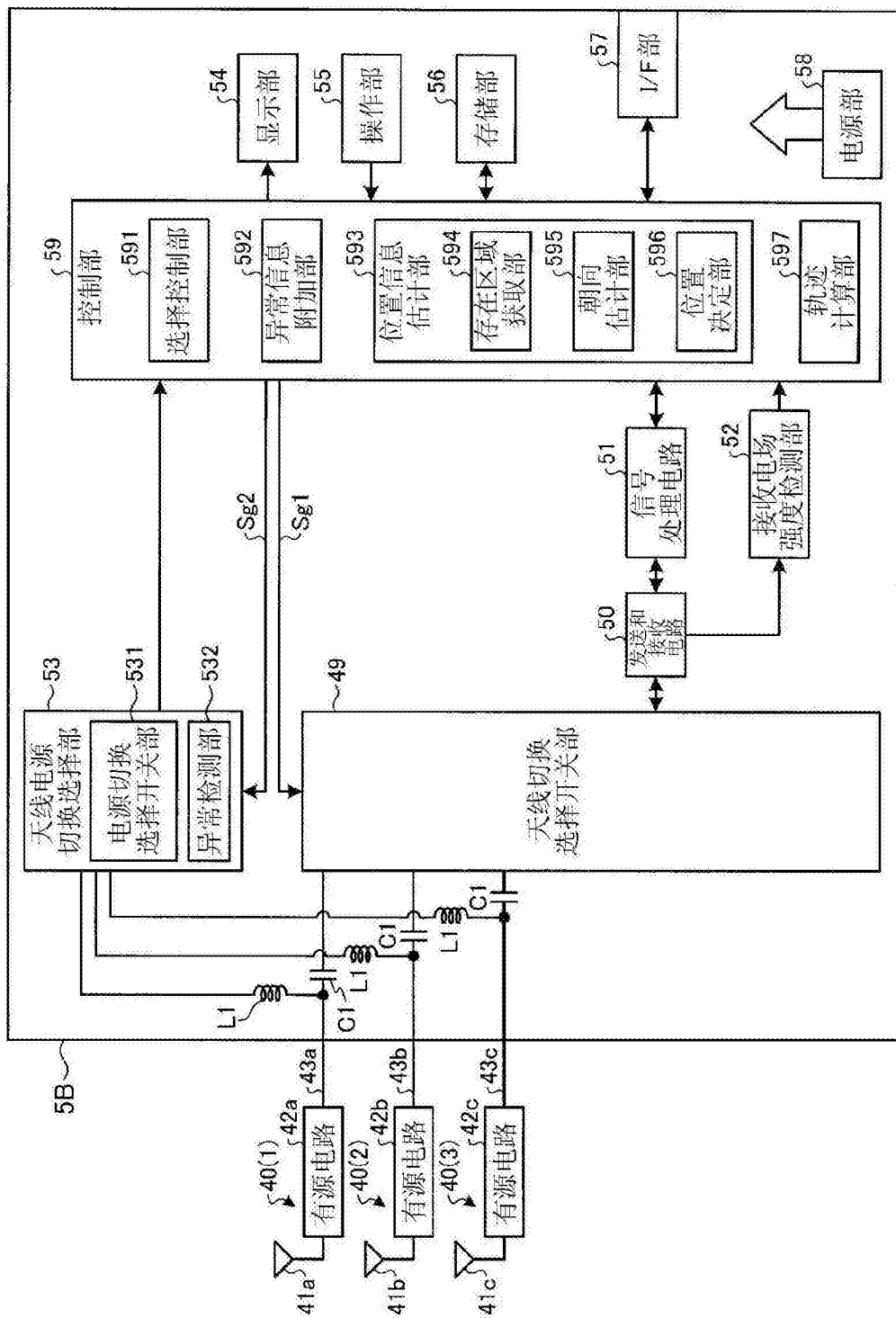


图19

专利名称(译)	位置检测装置、胶囊型内窥镜系统以及位置检测方法		
公开(公告)号	CN104168811B	公开(公告)日	2016-04-27
申请号	CN201380012755.7	申请日	2013-04-26
[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	桧垣直哉 穗满政敏 长谷川润		
发明人	桧垣直哉 穗满政敏 长谷川润		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00045 A61B5/061 A61B5/062 A61B5/073		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	李坤		
优先权	2012101447 2012-04-26 JP		
其他公开文献	CN104168811A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能够抑制计算量且以比以往高的精度进行胶囊型内窥镜的位置检测的位置检测装置等。信息处理装置(6)具备：存在区域获取部(621)，其根据多个接收天线接收到的信号的各接收强度，求出各接收天线与胶囊型内窥镜之间的距离，获取以各接收天线为中心将与各接收天线对应的距离设为半径的多个球中的至少两个球重叠的区域；朝向估计部(622)，其根据区域内的多个点的各点与各接收天线之间的位置关系以及各接收天线接收到的信号的接收强度，对胶囊型内窥镜在各点的朝向进行估计；以及位置决定部(623)，其根据上述各点的位置和胶囊型内窥镜的朝向，决定胶囊型内窥镜在被检体内的位置。

