



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103732115 B

(45)授权公告日 2016.08.17

(21)申请号 201280037991.X

(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 2012.06.25

代理人 刘新宇

(30)优先权数据

2011-167063 2011.07.29 JP

2011-228556 2011.10.18 JP

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 5/07(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.01.28

审查员 万语

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/066168 2012.06.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/018464 JA 2013.02.07

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 桧垣直哉 穗满政敏 长谷川润

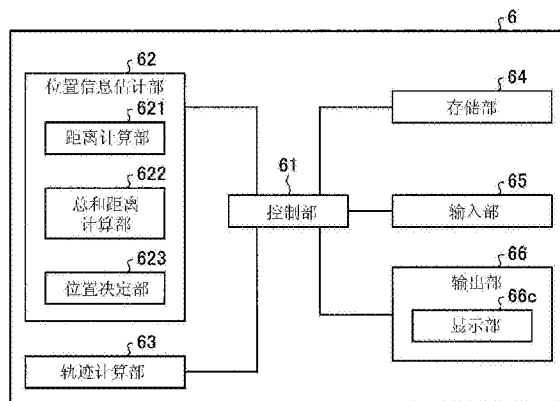
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54)发明名称

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

(57)摘要

提供一种抑制计算量并且具有一定的精度的胶囊型内窥镜的位置检测装置、具有该位置检测装置的胶囊型内窥镜系统以及胶囊型内窥镜的位置检测程序。信息处理装置(6)具备位置信息估计部(62),该位置信息估计部(62)根据由多个接收天线接收到的信号的各接收强度来求出作为各接收天线与胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离(rn),将在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的距离(rn)为半径的多个球重叠的区域内部距各球面的距离的总和为最小的位置估计为胶囊型内窥镜的位置。



1. 一种位置检测装置,根据从胶囊型内窥镜发送的信号在多个接收天线中的接收强度来检测上述胶囊型内窥镜在被检体内的位置,上述胶囊型内窥镜被导入到上述被检体并在该被检体的内部移动,该位置检测装置的特征在于,具备:

距离计算部,其根据由上述多个接收天线接收到的信号的各接收强度来求出作为各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离;

总和距离计算部,其求出在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的上述第一距离为半径的多个球中的至少三个以上的球重叠的区域内部距上述至少三个以上的球的各球面的距离的总和;以及

位置决定部,其将上述距上述至少三个以上的球的各球面的距离的总和为最小的位置检测为上述胶囊型内窥镜的位置,

其中,上述总和距离计算部对于通过对可能存在上述胶囊型内窥镜的上述被检体内的区域进行分割得到的多个部分区域中的各部分区域,判断上述部分区域的中心点是否位于上述至少三个以上的球重叠的区域内部,求出判断为位于上述至少三个以上的球重叠的区域内部的上述部分区域的中心点与上述至少三个以上的球的各球面之间的距离的总和,

上述位置决定部将上述总和距离计算部求出的总和为最小的上述部分区域的中心点检测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,

上述总和距离计算部对于判断为位于上述至少三个以上的球重叠的区域内部的上述部分区域的中心点,针对与上述至少三个以上的球分别对应的每个上述接收天线,求出对应于上述接收天线的上述第一距离与作为上述部分区域的中心点与上述接收天线之间的距离的第二距离之差,获取求出的各差的总和作为上述部分区域的中心点与上述至少三个以上的球的各球面之间的距离的总和。

3. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

上述总和距离计算部根据与上述第一距离对应的上述接收天线的接收强度偏差来校正上述第一距离。

4. 根据权利要求3所述的位置检测装置,其特征在于,

上述总和距离计算部在作为上述部分区域的中心点与上述接收天线之间的距离的第二距离大于对应于上述接收天线的上述第一距离的情况下,校正上述第一距离。

5. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

上述总和距离计算部对于上述多个部分区域中的各部分区域,判断上述部分区域的中心点是否位于与上述多个接收天线对应的所有球重叠的区域内部。

6. 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,该轨迹计算部根据由上述位置决定部检测出的上述胶囊型内窥镜的位置来计算上述胶囊型内窥镜的移动轨迹。

7. 根据权利要求1所述的位置检测装置,其特征在于,

还具备上述多个接收天线。

8. 根据权利要求7所述的位置检测装置,其特征在于,

上述多个接收天线被设置在一个片材上。

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而获取上述被检体内的图像信息;以及

位置检测装置,其具备:距离计算部,其根据接收从上述胶囊型内窥镜发送的包含图像信息的信号的多个接收天线所接收到的信号各接收强度来求出作为各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离;总和距离计算部,其求出在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的上述第一距离为半径的多个球中的至少三个以上的球重叠的区域内部距上述至少三个以上的球的各球面的距离的总和;位置决定部,其将上述距上述至少三个以上的球的各球面的距离的总和为最小的位置检测为上述胶囊型内窥镜的位置;以及图像显示单元,其获取由上述胶囊型内窥镜获取到的图像信息以及与该图像信息对应的上述胶囊型内窥镜的位置信息,显示获取到的上述图像信息和上述位置信息,

其中,上述总和距离计算部对于通过对可能存在上述胶囊型内窥镜的上述被检体内的区域进行分割得到的多个部分区域中的各部分区域,判断上述部分区域的中心点是否位于上述至少三个以上的球重叠的区域内部,求出判断为位于上述至少三个以上的球重叠的区域内部的上述部分区域的中心点与上述至少三个以上的球的各球面之间的距离的总和,

上述位置决定部将上述总和距离计算部求出的总和为最小的上述部分区域的中心点检测为上述胶囊型内窥镜的位置。

10. 根据权利要求9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决定部检测出的上述胶囊型内窥镜的位置来计算上述胶囊型内窥镜的移动轨迹,

上述图像显示单元显示上述图像信息,并且显示由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。

11. 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而获取上述被检体内的图像信息;

接收装置,其具备接收从上述胶囊型内窥镜发送的包含图像信息的信号的多个接收天线以及检测单元,该检测单元根据上述多个接收天线所接收到的信号各接收强度来求出作为各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离,将在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的上述第一距离为半径的多个球中的至少三个以上的球重叠的区域内部距上述至少三个以上的球的各球面的距离的总和为最小的位置检测为上述胶囊型内窥镜的位置;以及

图像显示单元,其从上述接收装置获取图像信息和与该图像信息对应的上述胶囊型内窥镜的位置信息,显示获取到的上述图像信息和上述位置信息,

其中,上述检测单元对于通过对可能存在上述胶囊型内窥镜的上述被检体内的区域进行分割得到的多个部分区域中的各部分区域,判断上述部分区域的中心点是否位于上述至少三个以上的球重叠的区域内部,求出判断为位于上述至少三个以上的球重叠的区域内部的上述部分区域的中心点与上述至少三个以上的球的各球面之间的距离的总和,并且将求出的总和为最小的上述部分区域的中心点检测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胶囊型内窥镜的位置检测程序

### 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、具有该位置检测装置的胶囊型内窥镜系统以及胶囊型内窥镜的位置检测程序。

### 背景技术

[0002] 以往,在内窥镜领域中,已知一种在形成为能够导入到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了摄像功能、无线通信功能等的胶囊型内窥镜。该胶囊型内窥镜在被从被检体的口中吞服之后,通过蠕动运动在消化管内等被检体内部移动。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] 设置于被检体外部的接收装置接收这样以无线方式从胶囊型内窥镜发送的图像数据。由接收装置接收到的图像数据被存储到内置于接收装置的存储器。在检查结束之后,存储于接收装置的存储器中的图像数据被取入到图像显示装置。医师、护士等观察者观察由图像显示装置显示的脏器图像等,从而进行被检体的诊断。

[0004] 该胶囊型内窥镜通过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得到的。

[0005] 因此,公开了以下一种胶囊型医疗装置:使用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,使用高斯牛顿法等从接收到的多个无线信号的接收强度估计胶囊型内窥镜的位置和朝向(例如,参照专利文献1)。

[0006] 另外,公开了以下一种胶囊型医疗装置的位置探测系统:使用体腔外的多个接收天线来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,针对每个接收天线求出能够估计为胶囊型内窥镜所处位置的区域,将各区域的交点探测为胶囊型内窥镜的位置(例如,参照专利文献2)。

[0007] 专利文献1:日本特开2007-000608号公报

[0008] 专利文献2:日本特开2006-271987号公报

### 发明内容

[0009] 发明要解决的问题

[0010] 然而,在如专利文献1那样进行高斯牛顿法等复杂的计算处理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计算估计,因此计算量大且难以使位置估计处理高速化。

[0011] 另外,在专利文献2所记载的位置探测系统中,不估计胶囊型内窥镜的朝向,仅将各区域的交点探测为胶囊型内窥镜的位置,因此存在胶囊型内窥镜的位置探测精度大大降低这种问题。

[0012] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种抑制计算量并且具有一定精度的胶囊型内窥镜的位置检测装置、具有该位置检测装置的胶囊型内窥镜系统以及胶囊型

内窥镜的位置检测程序。

[0013] 用于解决问题的方案

[0014] 为了解决上述问题、达成目的,本发明所涉及的位置检测装置根据从胶囊型内窥镜发送的信号在多个接收天线中的接收强度来检测上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的位置,上述胶囊型内窥镜被导入到被检体并在该被检体的内部移动,该位置检测装置的特征在于,具备检测单元,该检测单元根据由上述多个接收天线接收到的信号的各接收强度来求出作为各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离,将在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的上述第一距离为半径的多个球中的至少两个以上的球重叠的区域内部距各球面的距离的总和为最小的位置检测为上述胶囊型内窥镜的位置。

[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,上述检测单元对于通过对可能存在上述胶囊型内窥镜的上述被检体内的区域进行分割得到的多个部分区域中的各部分区域,判断上述部分区域的中心点是否位于上述至少两个以上的球重叠的区域内部,求出判断为位于上述两个以上的球重叠的区域内部的上述部分区域的中心点与各球面之间的距离的总和,将求出的总和为最小的上述部分区域的中心点检测为上述胶囊型内窥镜的位置。

[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,上述检测单元对于判断为位于上述至少两个以上的球重叠的区域内部的上述部分区域的中心点,针对与上述至少两个以上的球分别对应的每个上述接收天线,求出对应于上述接收天线的上述第一距离与作为上述部分区域的中心点与上述接收天线之间的距离的第二距离之差,获取求出的各差的总和作为上述部分区域的中心点与各球面之间的距离的总和。

[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,上述检测单元根据与上述第一距离对应的上述接收天线的接收强度偏差来校正上述第一距离。

[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,上述检测单元在作为上述部分区域的中心点与上述接收天线之间的距离的第二距离大于对应于上述接收天线的上述第一距离的情况下,校正上述第一距离。

[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,上述检测单元对于上述多个部分区域中的各部分区域,判断上述部分区域的中心点是否位于与上述多个接收天线对应的所有球重叠的区域内部。

[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,还具备轨迹计算单元,该轨迹计算单元根据由上述检测单元检测出的胶囊型内窥镜的位置来计算上述胶囊型内窥镜的移动轨迹。

[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,还具备上述多个接收天线。

[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,上述多个接收天线被设置在一个片材上。

[0023] 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,其被导入到被检体,在该被检体的内部移动而获取上述被检体内的图像信息;以及位置检测装置,其具备检测单元和图像显示单元,上述检测单元根据接收从上述胶囊型内窥镜发送的包含图像信息的信号的多个接收天线所接收到的信号各接收强度来求出作为各接收天

线与上述胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离,将在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的上述第一距离为半径的多个球中的至少两个以上的球重叠的区域内部距各球面的距离的总和为最小的位置检测为上述胶囊型内窥镜的位置,上述图像显示单元获取由上述胶囊型内窥镜获取到的图像信息以及与该图像信息对应的上述胶囊型内窥镜的位置信息,显示获取到的上述图像信息和上述位置信息。

[0024] 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,上述位置检测装置还具备轨迹计算单元,该轨迹计算单元根据由上述检测单元检测出的胶囊型内窥镜的位置来计算上述胶囊型内窥镜的移动轨迹,上述图像显示单元显示上述图像信息,并且显示由上述轨迹计算单元计算出的上述胶囊型内窥镜在上述被检体内的移动轨迹。

[0025] 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,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而获取上述被检体内的图像信息;接收装置,其具备接收从上述胶囊型内窥镜发送的包含图像信息的信号的多个接收天线以及检测单元,该检测单元根据上述多个接收天线所接收到的信号各接收强度来求出作为各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离,将在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的上述第一距离为半径的多个球中的至少两个以上的球重叠的区域内部距各球面的距离的总和为最小的位置检测为上述胶囊型内窥镜的位置;以及图像显示单元,其从上述接收装置获取图像信息和与该图像信息对应的上述胶囊型内窥镜的位置信息,显示获取到的上述图像信息和上述位置信息。

[0026] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜的位置检测程序的特征在于,使位置检测装置执行检测过程,上述位置检测装置是根据从胶囊型内窥镜发送的信号的接收强度来检测上述胶囊型内窥镜在被检体内的位置的位置检测装置,上述胶囊型内窥镜被导入到上述被检体并在该被检体的内部移动,上述检测过程为以下过程:根据由上述多个接收天线接收到的信号各接收强度来求出作为各接收天线与上述胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离,将在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的上述第一距离为半径的多个球中的至少两个以上的球重叠的区域内部距各球面的距离的总和为最小的位置检测为上述胶囊型内窥镜的位置。

[0027] 另外,本发明所涉及的胶囊型内窥镜系统的位置检测程序的特征在于,在上述发明中,在上述检测过程中,对于通过对可能存在上述胶囊型内窥镜的上述被检体内的区域进行分割得到的多个部分区域中的各部分区域,判断上述部分区域的中心点是否位于上述至少两个以上的球重叠的区域内部,求出判断为位于上述两个以上的球重叠的区域内部的上述部分区域的中心点与各球面之间的距离的总和,将求出的总和为最小的上述部分区域的中心点检测为上述胶囊型内窥镜的位置。

[0028] 发明的效果

[0029] 根据本发明,没有检测胶囊型内窥镜的朝向,因此能够抑制计算量,并且在根据由多个接收天线中的各接收天线接收到的信号各接收强度而求出的作为各接收天线与胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离为半径并且各接收天线为中心的多个球中的至少两个以上的球重叠的区域内部,将距各球面的距离的总和为最小的位置检测为胶囊型内窥镜的位置,因此起到能够确保一定的位置检测精度这种效果。

## 附图说明

- [0030] 图1是表示使用了本发明的一个实施方式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。
- [0031] 图2是表示图1所示的胶囊型内窥镜的内部的概要结构的截面图。
- [0032] 图3是表示图1所示的接收装置的概要结构的框图。
- [0033] 图4是表示图3所示的位置信息估计部中的与位置检测处理有关的处理过程的流程图。
- [0034] 图5是表示图4所示的位置决定处理的处理过程的流程图。
- [0035] 图6A是用于说明胶囊型内窥镜的位置检测的示意图。
- [0036] 图6B是将图6A的区域在x方向、y方向以及z方向上各进行四分割的示意图。
- [0037] 图7是表示用xz平面切断以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的第一距离为半径的各球的情况的图。
- [0038] 图8是表示图5所示的总和距离计算处理的处理过程的流程图。
- [0039] 图9是说明由图3所示的轨迹计算部进行的胶囊型内窥镜在被检体内的移动轨迹计算处理的图。
- [0040] 图10是说明由图3所示的轨迹计算部进行的胶囊型内窥镜在被检体内的移动轨迹计算处理的图。
- [0041] 图11是表示图5所示的总和距离计算处理的处理过程的其它例的流程图。
- [0042] 图12是用于说明图5所示的总和距离计算处理的其它例的图。
- [0043] 图13是用于说明图5所示的总和距离运算处理的其它例的图。
- [0044] 图14是表示使用了本发明的一个实施方式所涉及的接收装置的胶囊型内窥镜系统的其它概要结构的示意图。
- [0045] 图15是表示图1所示的接收装置的其它结构的框图。

## 具体实施方式

- [0046] 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,例示包括被导入到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,但是本发明并不限定于该实施方式。
- [0047] 图1是表示使用了本发明的一个实施方式所涉及的接收装置5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,其经由接收天线部件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,并且估计由胶囊型内窥镜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。
- [0048] 图2是表示胶囊型内窥镜3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,在本实施方式中,至少光学圆顶30b由透明的材料形成。

[0049] 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;多个纽扣型电池38,用于对各功能部供给电源;以及天线39。

[0050] 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。

[0051] 接收装置5通过天线线缆43与配置有多个接收天线40(40a、40b、40c)的片状的接收天线部件4进行连接。接收装置5经由各第一接收天线40a~第三接收天线40c来接收从胶囊型内窥镜3发送的无线信号。接收装置5针对第一接收天线40a~第三接收天线40c中的每个天线来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将各第一接收天线40a~第三接收天线40c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相对应地存储到后述的存储部(参照图15)。

[0052] 在由胶囊型内窥镜3进行拍摄期间、例如从被检体2的口中被导入而通过消化管内并从被检体2排出的期间,接收装置5被被检体2携带。在胶囊型内窥镜3的检查结束之后,将接收装置5从被检体2取下,为了传输从胶囊型内窥镜3接收到的图像数据等信息,将接收装置5与信息处理装置6连接。

[0053] 将各第一接收天线40a~第三接收天线40c配置在片材44的规定位置,例如在将接收天线部件4安装到被检体2时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。此外,也可以根据检查或者诊断等的目的来任意地变更第一接收天线40a~第三接收天线40c的配置。在本实施方式中,使用三个接收天线,但不需要解释为接收天线的个数限定为三个,可以少于三个也可以多于三个。

[0054] 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来构成信息处理装置6。信息处理装置6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。另外,信息处理装置6具有从接收装置5的存储部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。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,用户一边对操作输入设备6b进行操作一边观察由信息处理装置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。

[0055] 接着,详细说明图1所示的信息处理装置6的结构。图3是表示图1所示的信息处理装置6的结构的框图。

[0056] 如图3所示,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来构成信息处理装置6。信息处理装置6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。信息处理装置6上连接有从接收装置5的存储器读取图像数据的托架6a以及键盘、鼠标等操作输入设备6b。

[0057] 另外,如图3所示,信息处理装置6具备:控制部61,其控制信息处理装置6整体;位置信息估计部62,其估计胶囊型内窥镜3的位置信息;轨迹计算部63,其根据由位置信息估计部62针对每个图像数据估计出的胶囊型内窥镜3的位置信息,来计算胶囊型内窥镜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。此外,存储部64使用硬盘和存储器构成,该硬盘磁存储信息,该存储器在由胶囊型内窥镜系统1执行处理时从硬盘载入与该处理有关的各种程序而进行电存储。

[0058] 位置信息估计部62获取由接收天线部件4的各接收天线接收到的信号强度中的最大信号强度,从该信号强度导出胶囊型内窥镜3的位置信息(天线位置)而估计胶囊型内窥镜3的位置。位置信息估计部62具备距离计算部621、总和距离计算部622以及位置决定部623。

[0059] 距离计算部621在位置检测用定时时,根据由第一接收天线40a~第三接收天线40c分别接收到的信号各接收电场强度来求出作为各第一接收天线40a~第三接收天线40c与胶囊型内窥镜3之间的距离的第一距离。

[0060] 总和距离计算部622在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的第一距离为半径的多个球中的至少两个以上的球重叠的区域内部,对各规定的单位区域求出距各球面的距离的总和。

[0061] 位置决定部623将由总和距离计算部622求出的各单位区域距各球面的距离的总和中的、距各球面的距离的总和为最小的单位区域的规定位置决定为胶囊型内窥镜3的位置。

[0062] 在本实施方式中,信息处理装置6具备距离计算部621、总和距离计算部622以及位置决定部623,并进行以下位置检测处理:根据由多个第一接收天线40a~第三接收天线40c接收到的信号各接收强度来求出作为各第一接收天线40a~第三接收天线40c与胶囊型内窥镜3之间的距离的第一距离,将在以各第一接收天线40a~第三接收天线40c为中心、以与各个第一接收天线40a~第三接收天线40c对应的第一距离为半径的多个球中的至少两个以上的球重叠的区域内部距各球面的距离的总和为最小的位置检测为胶囊型内窥镜3的位置。下面,详细说明本实施方式的信息处理装置6中的胶囊型内窥镜3的位置的检测处理。

[0063] 说明与位置信息估计部62中的位置检测处理有关的处理过程。图4是表示与图3所示的位置信息估计部62中的位置检测处理有关的处理过程的流程图。

[0064] 如图4所示,位置信息估计部62获取位置检测定时时的各第一接收天线40a~第三接收天线40c的接收信号的信号强度(步骤S1)。接着,位置信息估计部62进行决定胶囊型内

窥镜3的位置的位置决定处理(步骤S2)。之后,轨迹计算部63进行移动轨迹计算处理(步骤S3),根据由位置信息估计部62决定的胶囊型内窥镜3的位置信息以及目前为止检测出的胶囊型内窥镜3的位置,来计算胶囊型内窥镜3在被检体2内的移动轨迹。

[0065] 接着,说明图4所示的位置决定处理的处理过程。图5是表示图4所示的位置决定处理的处理过程的流程图。

[0066] 如图5所示,距离计算部621根据各第一接收天线40a~第三接收天线40c的接收信号的信号强度,获取各第一接收天线40a~第三接收天线40c与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_n$ 作为第一距离(步骤S11)。距离计算部621根据针对每个第一接收天线40a~第三接收天线40c获取到的接收信号的接收电场强度来求出接收信号的电压 $V_n$ ,针对每个第一接收天线40a~第三接收天线40c使用以下式(1)来分别获取各第一接收天线40a~第三接收天线40c与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_n$ 。

[0067] [式1]

$$[0068] \quad V_n = K \frac{1}{r_n} e^{-\alpha r_n} \quad \dots (1)$$

[0069] 在式(1)中,K由各第一接收天线40a~第三接收天线40c的特性决定的常数, $\alpha$ 为生物体组织的衰减系数。在式(1)中,从预先测量的预测值导出常数K和衰减系数 $\alpha$ 。常数K和衰减系数 $\alpha$ 根据频率发生变化,因此在接收频率发生变化的情况下,在进行位置决定处理之前判断接收频率,之后进行计算。在判断接收频率的情况下,将包括频率信息、产品种类、版本信息等的识别信息保存到接收天线部件4的存储部,接收装置5获取在接收天线部件4的存储部中保存的识别信息,与图像数据相对应地存储到接收装置5内的存储部(未图示)。位置信息估计部62在计算常数K和衰减系数 $\alpha$ 时,根据与图像数据对应的识别信息来变更接收频率。另外,在式(1)中, $n$ 为用于识别接收天线的识别系数,在本实施方式中,作为接收天线设定有第一接收天线40a~第三接收天线40c,因此 $n$ 为1~3。

[0070] 接着,总和距离计算部622对各规定的单位区域进行求出距各球面的距离的总和的总和距离计算处理,上述规定的单位区域位于以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的第一距离为半径的多个球中的至少两个以上的球重叠的区域内部(步骤S12)。

[0071] 位置决定部623获取由总和距离计算部622求出的各单位区域距各球面的距离的总和中的、距各球面的总和距离为最小的单位区域的规定位置(步骤S13),将获取到的位置决定为胶囊型内窥镜3的位置(步骤S14)。此外,在图像中噪声多而保存了不显示的图像的情况下,还能够追加以下处理:判断是否为不显示之类的图像,对不显示的图像不进行位置决定处理。在该情况下,接收装置5或者信息处理装置6进行不显示的图像的检测,对该不显示的图像附加非显示信息(标识)。由此,位置信息估计部62根据附加到图像的非显示信息来判断是否执行位置决定处理。

[0072] 接着,说明由总和距离计算部622进行的总和距离计算处理。首先,说明总和距离计算处理中的作为计算对象的规定的单位区域。首先,在被导入胶囊型内窥镜3的被检体2内,根据检查或者诊断等的目的来设定可能存在胶囊型内窥镜3的规定的可能存在区域T。该可能存在区域T是根据被检体2的身体大小来设定的,例如图6A所示那样是由300mm×300mm×300mm的立方体构成的区域。将可能存在区域T设定为一个边界面与接收天线部件4

的片状的表面一致。在图6A所示的情况下,将接收天线部件4设置于作为可能存在区域T的一个边界面的XY平面上。

[0073] 胶囊型内窥镜3的可能存在区域T根据期望的精度被分割为多个部分区域。在图6B中,为了便于说明,例示了对以接收天线部件4所处的边界面的中心为原点并具有与可能存在区域T的某一边平行且相互正交的三个轴(X轴、Y轴、Z轴)的正交坐标系XYZ、在各轴方向上进行四分割的情况。在该情况下,可能存在区域T被分割为64( $=4 \times 4 \times 4$ )个部分区域。以能够识别的方式对各部分区域附加标签。将该各部分区域P设为规定的单位区域,对各部分区域P的中心进行总和距离计算处理。此外,实际的部分区域P是根据胶囊型内窥镜3的大小、位置检测定时的间隔来设定的,除了如上所述那样分割为64个部分区域以外,例如也可以分割为 $10\text{mm} \times 10\text{mm} \times 10\text{mm}$ 的27000个部分区域。

[0074] 总和距离计算部622对于该多个部分区域P中的各部分区域P,判断部分区域P的中心点是否位于以各接收天线为中心、以作为与各接收天线对应的第一距离的距离 $r_n$ 为半径的各球重叠的区域内部,之后求出判断为位于各球重叠的区域内部的部分区域P的中心点距各球面的距离的总和。

[0075] 首先,参照图7来具体地说明总和距离计算部622判断各部分区域P的中心点是否位于各球重叠的区域内部的判断处理。为了便于说明,图7示出用xz平面切断以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的第一距离 $r_n$ 为半径的各球的情况。另外,在图7中示出第一接收天线40a的基准位置 $Q_1$ 和第二接收天线40b的基准位置 $Q_2$ 。

[0076] 总和距离计算部622为了判断各部分区域P的中心点是否位于各球重叠的区域内部,首先,判断作为判断对象的部分区域P的中心点是否分别位于各球 $C_1$ 、 $C_2$ 的内部。在将作为第一接收天线40a与胶囊型内窥镜3之间的距离的第一距离设为 $r_1$ 的情况下,估计为胶囊型内窥镜3位于以第一接收天线40a的基准位置 $Q_1$ 为中心、以 $r_1$ 为半径的球 $C_1$ 内部的某一位置。另外,在将作为第二接收天线40b与胶囊型内窥镜3之间的距离的第一距离设为 $r_2$ 的情况下,估计为胶囊型内窥镜3位于以第二接收天线40b的基准位置 $Q_2$ 为中心、以 $r_2$ 为半径的球 $C_2$ 内部的某一位置。因此,总和距离计算部622针对每个接收天线将判断对象的部分区域P的中心点与各接收天线之间的距离 $d_{a1}$ 同作为接收天线与胶囊型内窥镜3之间的距离的第一距离进行比较,由此判断作为判断对象的部分区域P的中心点是否位于与接收天线对应的球内部。

[0077] 例如,举例说明判断对象的部分区域P的中心点为图7所示的点 $P_a$ 的情况。首先,总和距离计算部622判断点 $P_a$ 是否位于以第一接收天线40a的基准位置 $Q_1$ 为中心、以距离 $r_1$ 为半径的球 $C_1$ 内。点 $P_a$ 与第一接收天线40a的基准点 $Q_1$ 之间的距离 $d_{a1}$ 小于第一接收天线40a与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_1$ ,因此总和距离计算部622判断为点 $P_a$ 位于以第一接收天线40a的基准位置 $Q_1$ 为中心、以 $r_1$ 为半径的球 $C_1$ 内。接着,总和距离计算部622判断点 $P_a$ 是否位于以第二接收天线40b的基准位置 $Q_2$ 为中心、以 $r_2$ 为半径的球 $C_2$ 内。点 $P_a$ 与第二接收天线40b的基准点 $Q_2$ 之间的距离 $d_{a2}$ 小于第二接收天线40b与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_2$ ,因此总和距离计算部622判断为点 $P_a$ 位于以第二接收天线40b的基准位置 $Q_2$ 为中心、以距离 $r_2$ 为半径的球 $C_2$ 内。而且,总和距离计算部622在判断为点 $P_a$ 与第三接收天线40c的基准点之间的距离小于第三接收天线40c与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_3$ 的情况下,判断为该部分区域的中心点 $P_a$ 位于以各接收天线为中心、以作为与各接收天线对应的第一距离的 $r_n$ 为半径的各球重叠的

区域内部。

[0078] 接着,举例说明判断对象的部分区域P的中心点为图7所示的点 $P_b$ 的情况。总和距离计算部622判断点 $P_b$ 是否位于以第一接收天线40a的基准位置 $Q_1$ 为中心、以 $r_1$ 为半径的球 $C_1$ 内。如图7所示,点 $P_b$ 与第一接收天线40a的基准点 $Q_1$ 之间的距离 $d_{b1}$ 大于第一接收天线40a与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_1$ 。

[0079] 在该情况下,总和距离计算部622为了继续进行计算处理,根据第一接收天线40a的接收强度偏差来校正与第一接收天线40a对应的第一距离 $r_1$ ,将校正后的第一距离 $r_1'$ 与距离 $d_{b1}$ 进行比较。此外,总和距离计算部622除了仅校正与比较对象的第一接收天线40a对应的第一距离 $r_1$ 以外,也可以根据各接收天线的接收强度偏差来分别校正包括第一接收天线40a在内的所有接收天线的第一距离 $r_n$ 。

[0080] 在图7所示的例子中,在点 $P_b$ ,距离 $d_{b1}$ 为校正后的第一距离 $r_1'$ 以下的大小,因此总和距离计算部622判断为点 $P_b$ 位于以第一接收天线40a的基准位置 $Q_1$ 为中心、以校正后的第一距离 $r_1'$ 为半径的球 $C_1'$ 内。而且,总和距离计算部622判断点 $P_b$ 是否位于以第二接收天线40b的基准位置 $Q_2$ 为中心、以 $r_2$ 为半径的球 $C_2$ 内。在该情况下,点 $P_b$ 与第二接收天线40b的基准点 $Q_2$ 之间的距离 $d_{b2}$ 小于第二接收天线40b与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_2$ ,因此总和距离计算部622判断为点 $P_b$ 位于以第二接收天线40b的基准位置 $Q_2$ 为中心、以 $r_2$ 为半径的球 $C_2$ 内。同样地,总和距离计算部622在判断为点 $P_b$ 与第三接收天线40c的基准点之间的距离小于第三接收天线40c与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_3$ 的情况下,判断为该部分区域的中心点 $P_b$ 位于以各接收天线为中心、以作为与各接收天线对应的第一距离的 $r_n$ 为半径的各球重叠的区域内部。

[0081] 而且,举例说明判断对象的部分区域P的中心点为图7所示的点 $P_c$ 的情况。总和距离计算部622判断点 $P_c$ 是否位于以第一接收天线40a的基准位置 $Q_1$ 为中心、以 $r_1$ 为半径的球 $C_1$ 内。如图7所示,点 $P_c$ 与第一接收天线40a之间的基准点 $Q_1$ 的距离 $d_{c1}$ 大于第一接收天线40a与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_1$ 。另外,距离 $d_{c1}$ 大于校正后的第一距离 $r_1'$ ,因此总和距离计算部622判断为点 $P_c$ 不位于以第一接收天线40a的基准位置 $Q_1$ 为中心、以校正后的第一距离 $r_1'$ 为半径的球 $C_1'$ 内。即,点 $P_c$ 不位于作为各球之一的球 $C_1$ 内,并且也不位于校正后的球 $C_1'$ 内,因此能够判断为不位于以各接收天线为中心、以作为与各接收天线对应的第一距离的 $r_n$ 为半径的各球重叠的区域内部,从胶囊型内窥镜3的估计位置中排除该点 $P_c$ 。

[0082] 这样,总和距离计算部622对于通过对可能存在胶囊型内窥镜3的被检体2内的区域进行分割得到的多个部分区域P中的各部分区域,在判断为针对所有接收天线作为判断对象的部分区域P的中心点与接收天线之间的距离的第二距离小于与接收天线对应的距离 $r_n$ 的情况下,判断为该部分区域P的中心点位于与各接收天线对应的所有球重叠的区域内部。另外,总和距离计算部622在作为判断对象的部分区域P的中心点与接收天线之间的距离的第二距离 $d$ 大于与接收天线对应的距离 $r_n$ 的情况下,根据接收天线的接收强度偏差来校正该距离 $r_n$ ,从而能够继续进行正确的计算处理。然后,总和距离计算部622求出判断为位于与各接收天线分别对应的所有球重叠的区域内部的部分区域P的中心点与各球面之间的距离的总和。

[0083] 接着,详细说明由总和距离计算部622进行的总和距离计算处理的处理过程。图8是表示图5所示的总和距离计算处理的处理过程的流程图。

[0084] 如图8所示,首先,总和距离计算部622使作为各部分区域的识别系数的 $m$ 初始化而设为 $m=1$ (步骤S21),对总和距离运算对象的部分区域 $P_1$ 进行总和距离计算处理。首先,总和距离计算部622为了获取计算对象的部分区域 $P_1$ 与各接收天线之间的距离,因此使作为接收天线的识别系数的 $n$ 初始化而设为 $n=1$ (步骤S22)。接着,获取第 $n$ 接收天线(在该情况下,第一接收天线40a)与部分区域 $P_m$ (在该情况下,部分区域 $P_1$ )的中心点之间的距离 $d_{mn}$ (步骤S23)。

[0085] 接着,总和距离计算部622将获取到的距离 $d_{mn}$ 与作为对应于第 $n$ 接收天线的第一距离的 $r_n$ 进行比较,判断距离 $d_{mn}$ 是否为作为对应于第 $n$ 接收天线的第一距离的距离 $r_n$ 以下(步骤S24)。

[0086] 总和距离计算部622在判断为距离 $d_{mn}$ 不在对应于第 $n$ 接收天线的距离 $r_n$ 以下的情况下(步骤S24:“否”)、即距离 $d_{mn}$ 大于对应于第 $n$ 接收天线的距离 $r_n$ 的情况下,判断本次的部分区域 $P_m$ 是否已完成校正处理(步骤S25)。

[0087] 总和距离计算部622在判断为在本次的部分区域 $P_m$ 中校正处理并没有结束的情况下(步骤S25:“否”),在进行与第 $n$ 接收天线的接收强度偏差对应地校正距离 $r_n$ 的校正处理(步骤S26)之后,返回到步骤S24,将校正后的距离 $r_n$ 与距离 $d_{mn}$ 进行比较,判断距离 $d_{mn}$ 是否在校正后的距离 $r_n$ 以下。

[0088] 另一方面,总和距离计算部622在判断为在本次的部分区域 $P_m$ 中校正处理已完成的情况下(步骤S25:“是”),对于该部分区域 $P_m$ 的中心点,能够判断为与胶囊型内窥镜3相比位于距该第 $n$ 接收天线更远的位置处,能够判断为不位于以该第 $n$ 接收天线为中心、以距离 $r_n$ 为半径的球的内部,因此能够从估计为存在胶囊型内窥镜3的区域排除该中心点。因而,总和距离计算部622判断为不采用该部分区域 $P_m$ 的中心点作为胶囊型内窥镜3的估计位置(步骤S27)而从胶囊型内窥镜3的估计位置中排除。

[0089] 另外,总和距离计算部622在判断为距离 $d_{mn}$ 为距离 $r_n$ 以下的情况下(步骤S24:“是”),能够判断为位于以该第 $n$ 接收天线为中心、以距离 $r_n$ 为半径的球的内部。接着,总和距离计算部622将作为接收天线的识别系数的 $n$ 与接收天线的识别系数的最大值 $N$ 进行比较,判断是否为 $n=N$ (步骤S28)。总和距离计算部622在判断为并非 $n=N$ 的情况下(步骤S28:“否”),对作为接收天线的识别系数的 $n$ 加上1而设为 $n=n+1$ (步骤S29),对于下一个接收天线,判断作为判断对象的部分区域 $P_m$ 的中心点是否位于以第 $n$ 接收天线为中心、以 $r_n$ 为半径的球的内部。在该情况下,判断作为判断对象的部分区域 $P_m$ 的中心点是否位于以第二接收天线为中心、以 $r_2$ 为半径的球的内部。

[0090] 在总和距离计算部622判断为 $n=N$ 的情况下(步骤S28:“是”),能够判断为作为判断对象的部分区域 $P_m$ 的中心点位于所有接收天线的、以各接收天线为中心并以各距离 $r_n$ 为半径的球的内部。即,能够判断为作为判断对象的部分区域 $P_m$ 的中心点位于以各接收天线为中心、以各距离 $r_n$ 为半径的所有球重叠的区域内部。

[0091] 因此,总和距离计算部622计算作为该部分区域 $P_m$ 的中心点与各球面之间距离( $r_n-d_{mn}$ )的针对 $n$ 的总和的总和距离 $D_m$ (步骤S30)。具体地说,总和距离计算部622使用以下式(2)来计算总和距离 $D_m$ 。

[0092] [式2]

$$[0093] \quad D_m = \sum_{n=1}^N (r_n - d_{mn}) \quad \dots (2)$$

[0094] 接着,将作为部分区域的识别系数的 $m$ 与作为部分区域的识别系数的 $m$ 的最大值 $M$ 进行比较,判断是否为 $m=M$ (步骤S31)。总和距离计算部622在判断为并非 $m=M$ 的情况下(步骤S31:“否”),在对作为部分区域的识别系数的 $m$ 加上1而设为 $m=m+1$ 之后(步骤S32),返回到步骤S22,对于下一个部分区域 $P_m$ ,在判断是否位于以各接收天线为中心、以各距离 $r_n$ 为半径的所有球重叠的区域内部之后,计算作为部分区域 $P_m$ 的中心点与各球面之间的距离的总和的总和距离 $D_m$ 。在该情况下,对于下一个部分区域 $P_2$ ,判断是否位于以各接收天线为中心、以各距离 $r_n$ 为半径的所有球重叠的区域内部。

[0095] 另外,总和距离计算部622在判断为 $m=M$ 的情况下(步骤S31:“是”),将对各部分区域计算出的各总和距离 $D_m$ 输出到位置决定部623(步骤S33),结束总和距离计算处理。此外,在根据接收天线部件4的种类不同而各接收天线的位置发生变化的情况下,将包括频率信息、产品种类、版本信息等识别信息保存到接收天线部件4的存储部,接收装置5获取在接收天线部件4的存储部中保存的识别信息,与图像数据相对应地存储到接收装置5内的存储部(未图示)。总和距离计算部622也可以使用与图像数据对应的识别信息来变更使用于总和距离计算的接收天线的位置的参数。

[0096] 如上所述,由位置信息估计部62检测出的胶囊型内窥镜3的位置被依次存储到存储部64,与到目前为止检测出的胶囊型内窥镜3的位置一起,在轨迹计算部63计算胶囊型内窥镜3在被检体2内的移动轨迹中使用。另外,由于各接收天线的配置误差、噪声等,在胶囊型内窥镜3的检测位置中包含误差,如图9例示,使用这些各检测位置求出的胶囊型内窥镜3的移动轨迹 $L_p$ 有时与实际的胶囊型内窥镜3的移动轨迹 $L_c$ 偏离。胶囊型内窥镜3在被检体2内的脏器内部移动,因此认为实际上在短时间内不会大幅移动。

[0097] 因此,轨迹计算部63一边执行中值滤波处理等校正处理一边进行轨迹计算,该校正处理是在时间上处于前后的坐标中、例如从前后包含一个的三个坐标中求出中央值。其结果,如图10所示,轨迹计算部63能够获取与实际的移动轨迹 $L_p$ 更接近的移动轨迹 $L_c$ 。该移动轨迹 $L_c$ 为由各接收天线的配置误差、噪声等引起的位置、即与实际的移动轨迹 $L_p$ 大幅偏离的检测位置 $A_2$ 的影响被降低的移动轨迹。另外,轨迹计算部63并不限于中值滤波处理,例如也可以一边执行求出前后包含两个的五个坐标的平均值的移动平均处理一边进行轨迹计算,从而求出降低了各接收天线的配置误差、噪声等影响的胶囊型内窥镜3的移动轨迹。另外,也可以使用低通滤波处理。并且,也可以从时间的正方向与反方向执行低通滤波处理,求出没有时间延迟的移动轨迹。计算出的移动轨迹与图像数据一起显示在信息处理装置6中。

[0098] 根据如上所述的本发明的一个实施方式,仅检测胶囊型内窥镜的位置,与求出胶囊型内窥镜的位置和朝向两者的情况相比进行简单的运算处理即可,因此能够抑制计算量,能够使位置估计处理高速化。

[0099] 另外,根据本实施方式,在以根据由多个接收天线中的各个接收天线接收到的信号各接收强度而求出的各接收天线与胶囊型内窥镜3之间的距离即第一距离为半径的多个球均重叠的区域内部,将距各球面的距离的总和为最小的位置检测为胶囊型内窥镜3的

位置。胶囊型内窥镜3显然位于以作为各接收天线与胶囊型内窥镜3之间的距离的第一距离为半径的多个球均重叠的区域内部,并且,在本实施方式中,将多个球重叠的区域内部的、距各球面的距离的总和为最小的位置估计为胶囊型内窥镜3的位置,因此能够确保一定的位置检测精度,并且能够使胶囊型内窥镜3在被检体2内的移动轨迹的估计更正确。

[0100] 并且,根据本实施方式,由于使用配置有多个接收天线40的片状的接收天线部件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部件4,因此还能够避免随着各接收天线40的配置偏差而胶囊型内窥镜3的位置估计处理中的精度下降这种问题。

[0101] 此外,在本实施方式中,作为总和距离计算处理,总和距离计算部622判断部分区域P的中心点是否位于以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的距离 $r_n$ 为半径的多个球均重叠的区域内部,但是当然并不限于此。胶囊型内窥镜3可靠地位于至少两个以上的球重叠的区域内部,因此总和距离计算部622也可以并不必须判断是否位于所有球重叠的区域内部,例如,判断部分区域P的中心点是否位于与三个接收天线中的两个接收天线对应的两个球重叠的区域内部。另外,即使在部分区域P的中心点不位于与所有接收天线对应的球均重叠的区域内部的情况下,如果位于与多个接收天线中的规定数以上的接收天线对应的各球重叠的区域内部,则总和距离计算部622也可以不将该中心点设为不采用而进入到求出距各球面的距离的总和的处理。

[0102] 另外,在本实施方式中的总和距离计算处理中,对所有部分区域 $P_m$ 运算总和距离,在判断为部分区域不位于任一球重叠的区域内部的情况下,也可以进行与所有接收天线的接收强度偏差对应地校正第一距离的校正处理。详细说明该情况下的总和距离计算处理的处理过程。图11是表示图5所示的总和距离计算处理的处理过程的其它例的流程图。

[0103] 首先,如图11所示,总和距离计算部622使作为各部分区域P的识别系数的 $m$ 初始化而设为 $m=1$ ,并且使表示位于与各接收天线对应的半球均重叠的区域内部的部分区域P的个数的 $q$ 初始化而设为 $q=0$ (步骤S41),对总和距离运算对象的部分区域 $P_1$ 进行总和距离计算处理。首先,总和距离计算部622将作为接收天线的识别系数的 $n$ 初始化而设为 $n=1$ ,并且将用于识别部分区域 $P_n$ 位于几个半球重叠的区域的系数 $p$ 初始化而设为 $p=0$ ,获取计算对象的部分区域 $P_1$ 与各接收天线之间的距离(步骤S42)。例如,在 $p$ 为2的情况下,部分区域 $P_n$ 位于与两个接收天线对应的两个半球重叠的区域。

[0104] 接着,获取第 $n$ 接收天线(在该情况下,第一接收天线40a)与部分区域 $P_m$ (在该情况下,部分区域 $P_1$ )的中心点之间的距离 $d_{mn}$ (步骤S43)。

[0105] 接着,总和距离计算部622将获取到的距离 $d_{mn}$ 与作为对应于第 $n$ 接收天线的第一距离的 $r_n$ 进行比较,判断距离 $d_{mn}$ 是否为作为与第 $n$ 接收天线对应的第一距离的距离 $r_n$ 以下(步骤S44)。

[0106] 总和距离计算部622在判断为距离 $d_{mn}$ 为距离 $r_n$ 以下的情况下(步骤S44:“是”),能够判断为位于以该第 $n$ 接收天线为中心、以距离 $r_n$ 为半径的球的内部。因而,对用于识别部分区域 $P_n$ 位于几个半球重叠的区域的系数 $p$ 加上1而设为 $p=p+1$ (步骤S45)。

[0107] 总和距离计算部622在步骤S45结束之后或者判断为距离 $d_{mn}$ 并非与第 $n$ 接收天线对应的距离 $r_n$ 以下的情况下(步骤S44:“否”),将作为接收天线的识别系数的 $n$ 与接收天线的识别系数的最大值 $N$ 进行比较,判断是否为 $n=N$ (步骤S46)。总和距离计算部622在判断为并

非 $n=N$ 的情况下(步骤S46:“否”),对作为接收天线的识别系数的 $n$ 加上1而设为 $n=n+1$ (步骤S47),对下一个接收天线,判断作为判断对象的部分区域 $P_m$ 的中心点是否位于以第 $n$ 接收天线为中心、以 $r_n$ 为半径的球的内部。在该情况下,判断作为判断对象的部分区域 $P_m$ 的中心点是否位于以第二接收天线为中心、以 $r_2$ 为半径的球的内部。

[0108] 在总和距离计算部622判断为 $n=N$ 的情况下(步骤S46:“是”),进行与图8的步骤S30相同的处理过程,计算作为该部分区域 $P_m$ 的中心点与各球面之间的距离( $r_n-d_{mn}$ )的针对 $n$ 的总和的总和距离 $D_m$ (步骤S48)。

[0109] 接着,总和距离计算部622对用于识别部分区域 $P_n$ 位于几个半球重叠的区域的系数 $p$ 与接收天线的识别系数的最大值 $N$ 进行比较,判断是否为 $p=N$ (步骤S49)。在总和距离计算部622判断为 $p=N$ 的情况下(步骤S49:“是”),该部分区域 $P_m$ 位于与各接收天线对应的半球均重叠的区域内,因此对位于与各接收天线对应的半球均重叠的区域内的一部分区域 $P$ 的个数 $q$ 加上1而设为 $q=q+1$ (步骤S50)。

[0110] 总和距离计算部622在步骤S50结束之后或者在判断为并非 $p=N$ 的情况下(步骤S49:“否”),对作为部分区域的识别系数的 $m$ 与作为部分区域的识别系数的 $m$ 的最大值 $M$ 进行比较,判断是否为 $m=M$ (步骤S51)。总和距离计算部622在判断为并非 $m=M$ 的情况下(步骤S51:“否”),对作为部分区域的识别系数的 $m$ 加上1而设为 $m=m+1$ (步骤S52),对下一个部分区域 $P_m$ ,计算作为部分区域 $P_m$ 的中心点与各球面之间的距离的总和的总和距离 $D_m$ 。

[0111] 另外,总和距离计算部622在判断为 $m=M$ 的情况下(步骤S51:“是”),判断位于与各接收天线对应的半球均重叠的区域内的一部分区域 $P$ 的个数 $q$ 是否大于0(步骤S53)。

[0112] 总和距离计算部622在判断为 $q$ 不大于0的情况下(步骤S53:“否”)、即在判断为在与各接收天线对应的半球均重叠的区域内一个部分区域 $P$ 也不存在的条件下,在对所有接收天线进行与各接收天线的接收强度偏差对应地校正距离 $r_n$ 的校正处理之后(步骤S54),返回到步骤S41,再次对各部分区域 $P_i$ 进行总和距离计算处理。

[0113] 另一方面,总和距离计算部622在判断为 $q$ 大于0的情况下(步骤S53:“是”),在与各接收天线对应的半球均重叠的区域内存在一个以上的部分区域 $P$ ,因此将对各部分区域计算出的各总和距离 $D_m$ 直接输出到位置决定部623(步骤S55),结束总和距离计算处理。

[0114] 这样,在本实施方式中的总和距离计算处理中,也可以对所有部分区域 $P_m$ 运算总和距离,仅在判断为部分区域不位于任一个球重叠的区域内部的情况下,进行与所有接收天线的接收强度偏差对应地校正第一距离的校正处理。

[0115] 另外,在总和距离计算处理中,对于所有部分区域,判断是否位于所有球重叠的区域内部,但是认为胶囊型内窥镜3实际上在短时间内不会大幅移动,因此也可以不是所有的部分区域,而是与上一次估计出的胶囊型内窥镜3的位置相对照地限定判断对象的部分区域。在上一次的总和距离计算处理中作为所有球重叠的区域而求出图12所示的区域 $S_e$ 的情况下,也可以对以该区域 $S_e$ 为中心添加胶囊型内窥镜3能够移动的范围所得到的区域 $B_e$ 的部分区域执行总和距离计算处理的各处理,从而实现计算量的减少。另外,当然,也可以针对每次总和距离计算处理,与在上一次的总和距离计算处理中求出的所有球重叠的区域对应地变更所分割的部分区域的大小。

[0116] 另外,在实施方式中,举例说明了在求出各第一接收天线40a~第三接收天线40c与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_n$ 之后、作为总和距离计算处理将胶囊型内窥镜3的可能存在

区域分割为多个部分区域而对各部分区域进行各处理来决定胶囊型内窥镜3的位置的情况,但是当然并不限于此。例如,求出各第一接收天线40a~第三接收天线40c与胶囊型内窥镜3之间的距离 $r_n$ ,如图13所示,求出以各第一接收天线40a~第三接收天线40c为中心、以与各接收天线对应的距离 $r_n$ 为半径的多个球 $Ca\sim Cc$ 均重叠的区域 $Sd$ 。此外,接收天线部件4被设置于作为胶囊型内窥镜3的可能存在区域的一个边界面的XY平面上,因此实际的能够估计为胶囊型内窥镜3所处的球 $Ca\sim Cc$ 如图13所示那样考虑为半球即可。之后,使用最速下降法、高斯牛顿法等来计算区域 $Sd$ 中的与各球面之间的距离的总和为最小的位置 $Dc$ 。

[0117] [式3]

$$[0118] \quad S(x, y, z) = \sum_{n=1}^N (r_n - d_n(x, y, z)) \quad \dots (3)$$

[0119] 在式(3)中, $r_n$ 表示第 $n$ 接收天线的基准位置与胶囊型内窥镜3之间的距离, $d_n(x, y, z)$ 表示第 $n$ 接收天线的基准位置与作为计算对象的位置之间的距离。此外,胶囊型内窥镜3所处的区域为各球 $Ca\sim Cc$ 的内部,因此对作为 $r_n - d_n(x, y, z) \geq 0$ 的 $d_n(x, y, z)$ 进行计算处理即可。

[0120] 另外,在本实施方式中,举例说明了使用三个接收天线的情况,但是并不需要限定地解释为接收天线的个数为三个,例如与图14的胶囊型内窥镜系统1A的接收装置5A相连接的接收天线部件4A所示,也可以使用配置了八个接收天线40a~40h的片材44A。另外,也可以根据检查或者诊断等的目的任意地变更多个接收天线的配置。

[0121] 另外,在本实施方式中,信息处理装置6具备位置信息估计部62和轨迹计算部63,估计胶囊型内窥镜3的位置并计算轨迹,但是也可以构成为胶囊型内窥镜系统1的接收装置具备估计位置信息的估计部和轨迹计算部,对拍摄该图像数据的胶囊型内窥镜3的位置进行估计。

[0122] 说明该情况下的接收装置的结构。图15是表示图1所示的接收装置的其它结构的框图。

[0123] 图15所示的接收装置5B具有:上述各第一接收天线40a~第三接收天线40c;天线切换选择开关部49,其择一地切换第一接收天线40a~第三接收天线40c;发送接收电路50,其对经过由天线切换选择开关部49选择出的各第一接收天线40a~第三接收天线40c中的任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,其择一地切换第一接收天线40a~第三接收天线40c来对第一接收天线40a~第三接收天线40c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与信息处理装置进行双向发送接收;电源部58,其对接收装置5B的各部供给电力;以及控制部59,其对接收装置5B的动作进行控制。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所示的位置信息估计部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。

[0124] 而且,第一接收天线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分别电连接。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,第二接收天线40b和第三接收天线40c具有与第一接收天线40a相同的结构,因此省略说明。

[0125] 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与各第一接收天线40a~第三接收天线40c分别经由电容器C1电连接。在从控制部59输入了用于对接收无线信号的第一接收天线40a~第三接收天线40c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,并将经由所选择的该第一接收天线40a~第三接收天线40c接收到的无线信号输出到发送接收电路50。此外,与各第一接收天线40a~第三接收天线40c分别相连接的电容器的电容与电容器C1的电容相等。

[0126] 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(第一接收天线40a~第三接收天线40c)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。

[0127] 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。

[0128] 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。

[0129] 天线电源切换选择部53与各第一接收天线40a~第三接收天线40c分别经由线圈L1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选择出的第一接收天线40a~第三接收天线40c经由天线线缆43(43a~43c)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,与各第一接收天线40a~第三接收天线40c分别相连接的线圈的电特性与线圈L1的电特性相同。

[0130] 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第一接收天线40a~第三接收天线40c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所指示的第一接收天线40a~第三接收天线40c,仅对所选择的该第一接收天线40a~第三接收天线40c供给电力。

[0131] 在要供给电力的第一接收天线40a~第三接收天线40c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第一接收天线40a~第三接收天线40c中发生异常的异常信号输出到控制部59。

[0132] 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。

[0133] 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对指示信号进行调制并从第一接收天线40a~第三接收天线40c发送出。从第一接收天线40a

~第三接收天线40c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,电路板36与指示信号对应地例如进行变更摄像周期的动作等。

[0134] 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。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的位置信息、接收电场强度信息以及用于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。

[0135] 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。

[0136] 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的各结构部供给的驱动电力。

[0137] 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、数据的传送等来统一控制接收装置5的动作。控制部59具有选择控制部591、异常信息附加部592、位置信息估计部593以及轨迹计算部597。

[0138] 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第一接收天线40a~第三接收天线40c,并且仅对所选择的第一接收天线40a~第三接收天线40c供给电力。具体地说,选择控制部591进行以下控制:在天线选择定时时,基于由接收电场强度检测部52检测出的各第一接收天线40a~第三接收天线40c的接收电场强度,选择在图像信号接收定时时接收从胶囊型内窥镜3发送的包含图像信号的无线信号的一个接收天线40,并且在图像信号接收定时时仅对所选择的第一接收天线40a~第三接收天线40c供给电力。选择控制部591为了在作为天线选择的定时例如每隔100msec从各第一接收天线40a~第三接收天线40c中依次选择用于接收包含图像信号的无线信号的第一接收天线40a~第三接收天线40c,在使接收电场强度检测部52检测各接收天线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第一接收天线40a~第三接收天线40c供给电力。

[0139] 在异常检测部532检测出在各第一接收天线40a~第三接收天线40c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第一接收天线40a~第三接收天线40c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对由第一接收天线40a~第三接收天线40c接收到的无线信号进行信号处理而得到的。此外,位置信息估计部593具备:距离计算部594,其具有与图3所示的距离计算部621相同的功能;总和距离计算部595,其具有与总和距离计算部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。

[0140] 产业上的可利用性

[0141] 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,特别适用于利用图像处理装置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。

[0142] 附图标记说明

[0143] 1:胶囊型内窥镜系统;2:被检体;3:胶囊型内窥镜;4:接收天线部件;5:接收装置;6:信息处理装置;6a:托架;6b:操作输入设备;40a~40h:接收天线;41a~41c:天线部;42a~42c:有源电路;43a~43c:天线线缆;44:片材;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、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;621、594:距离计算部;622、595:总和距离计算部;623、596:位置决定部。



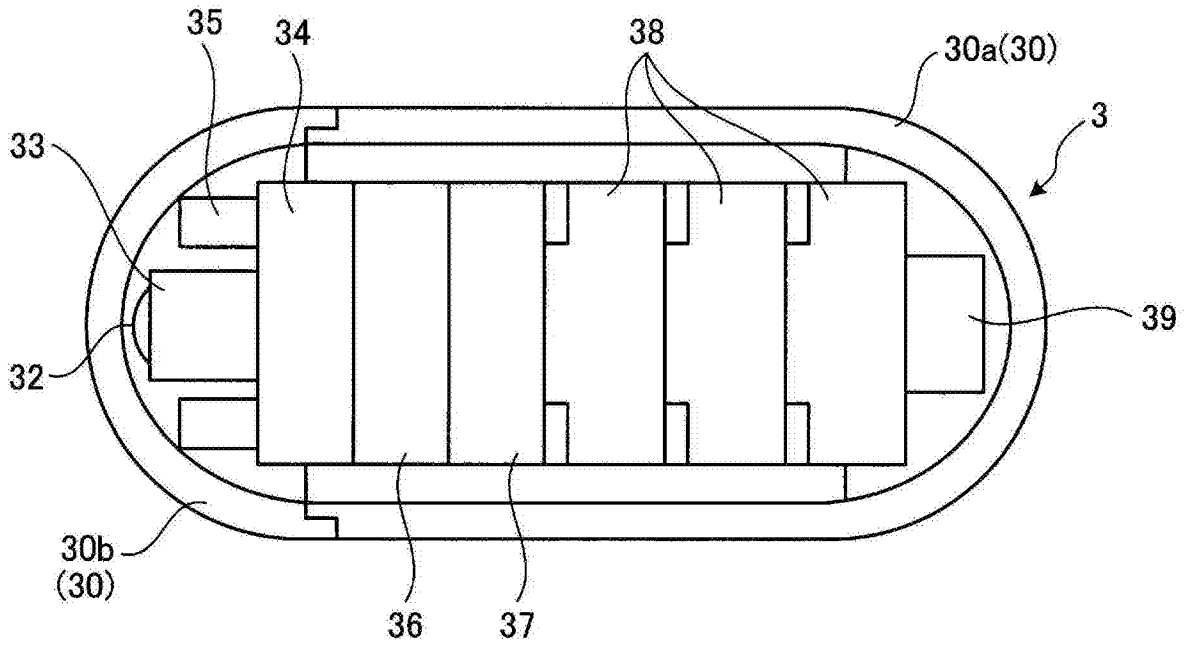


图2

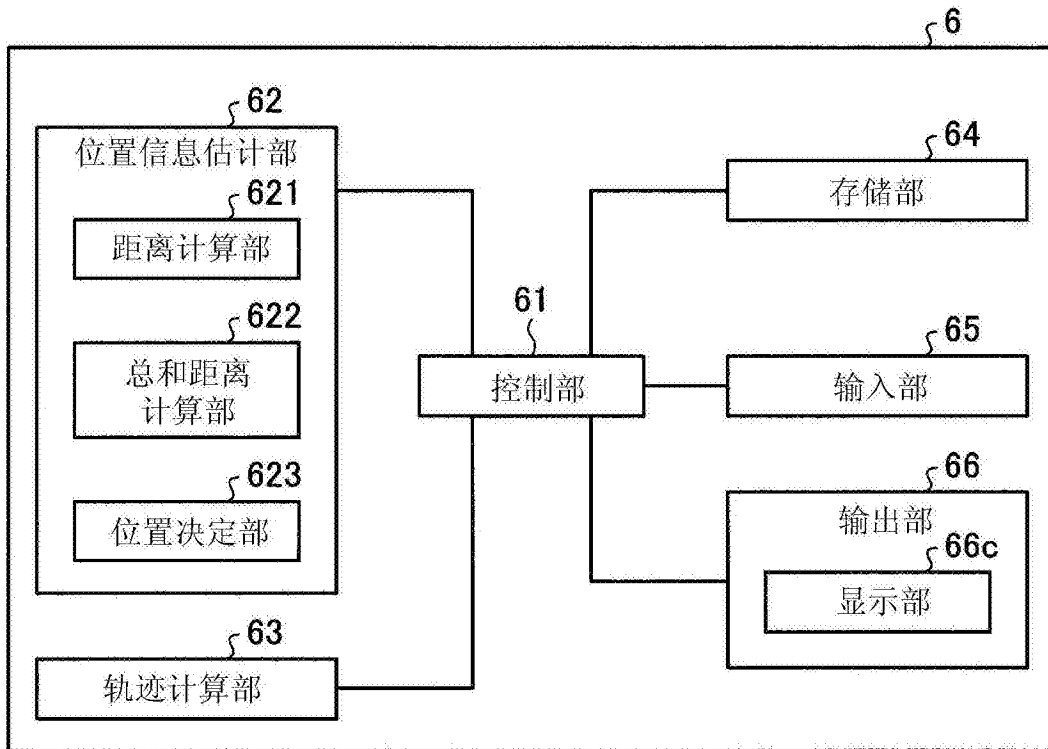


图3

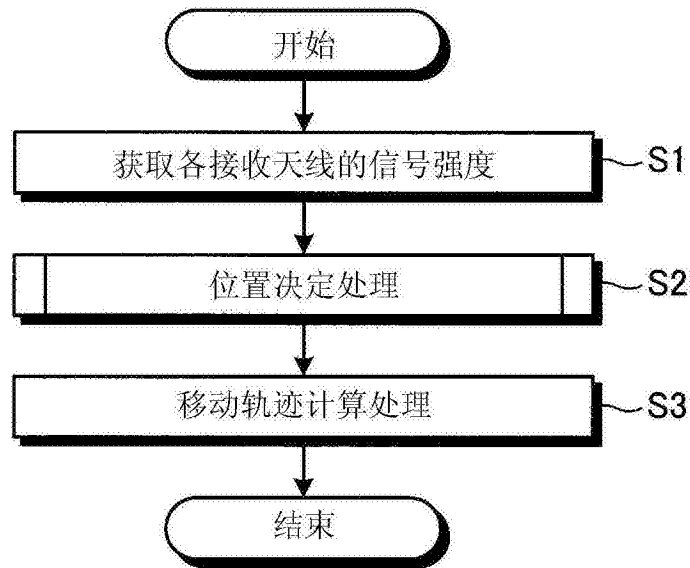


图4

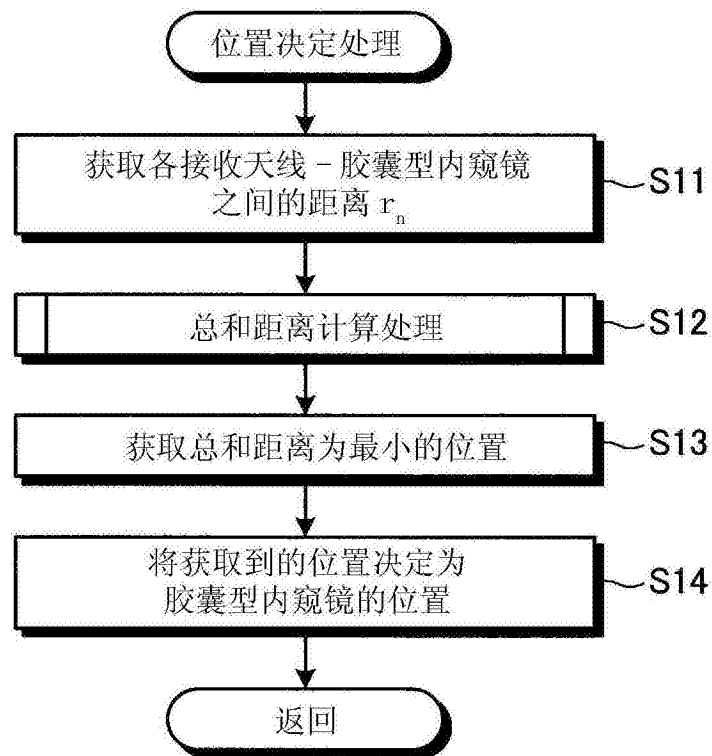


图5

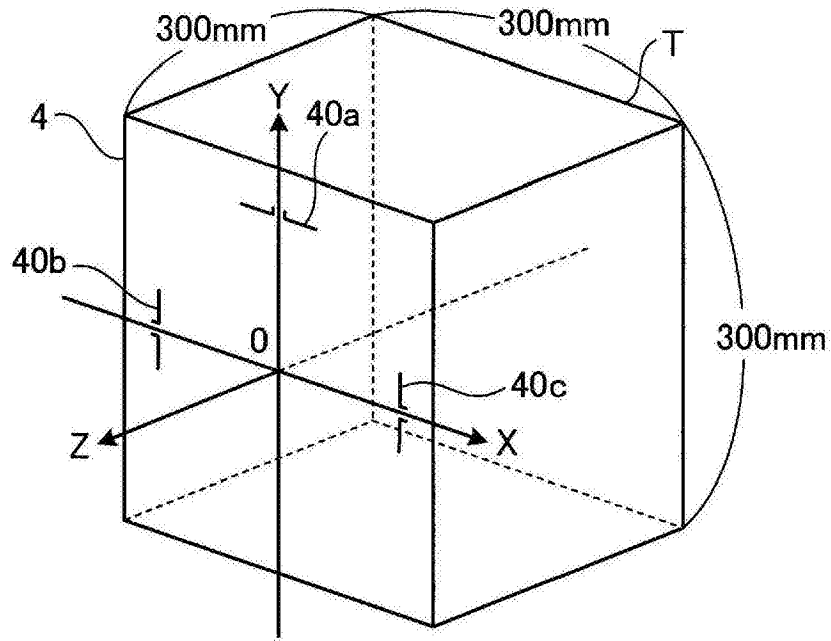


图6A

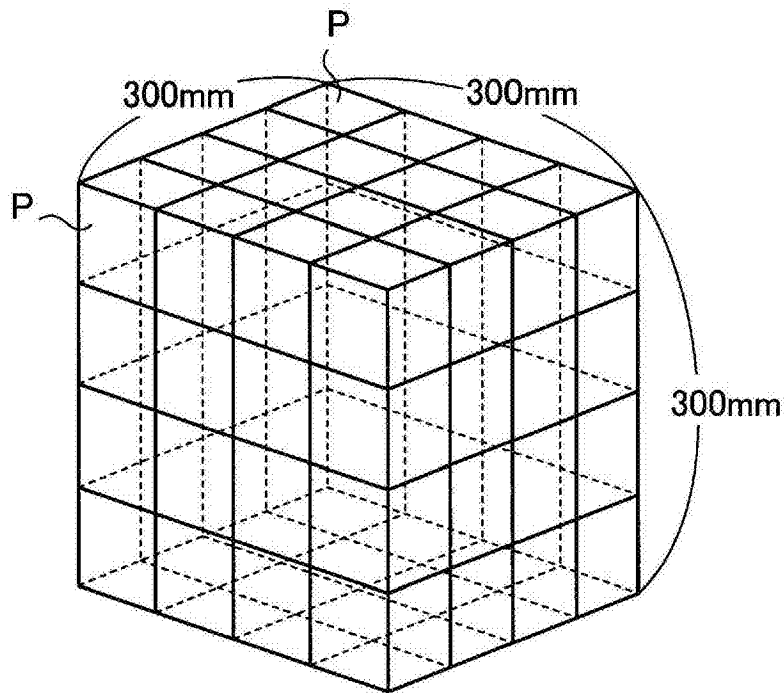


图6B

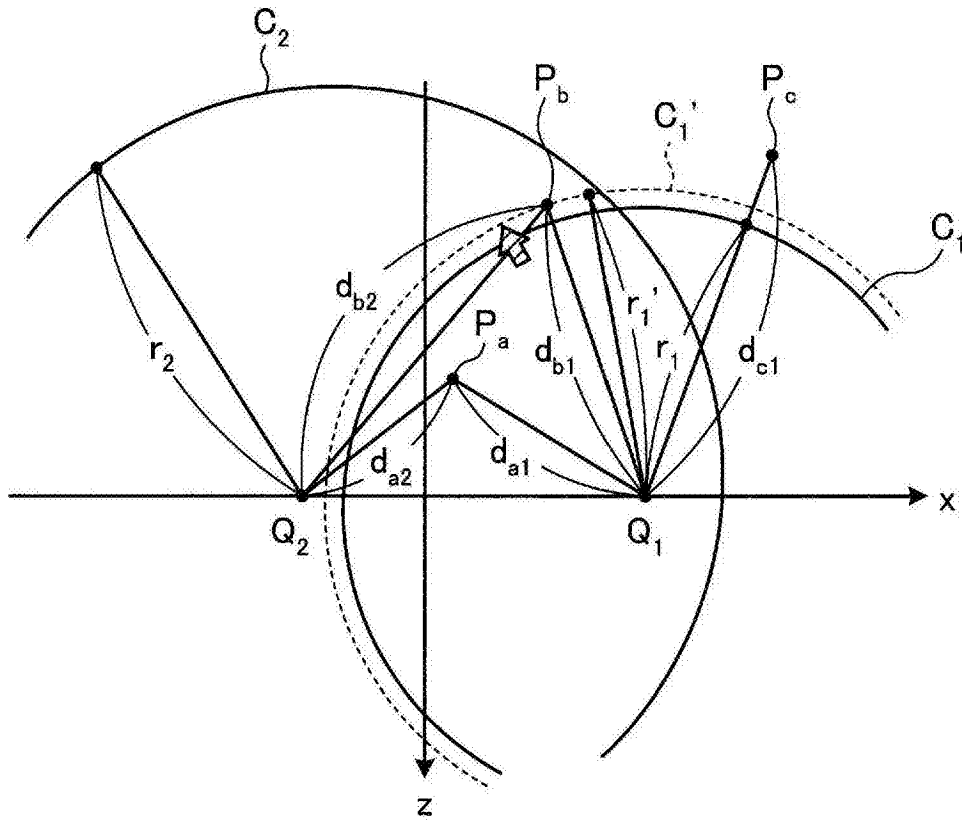


图7

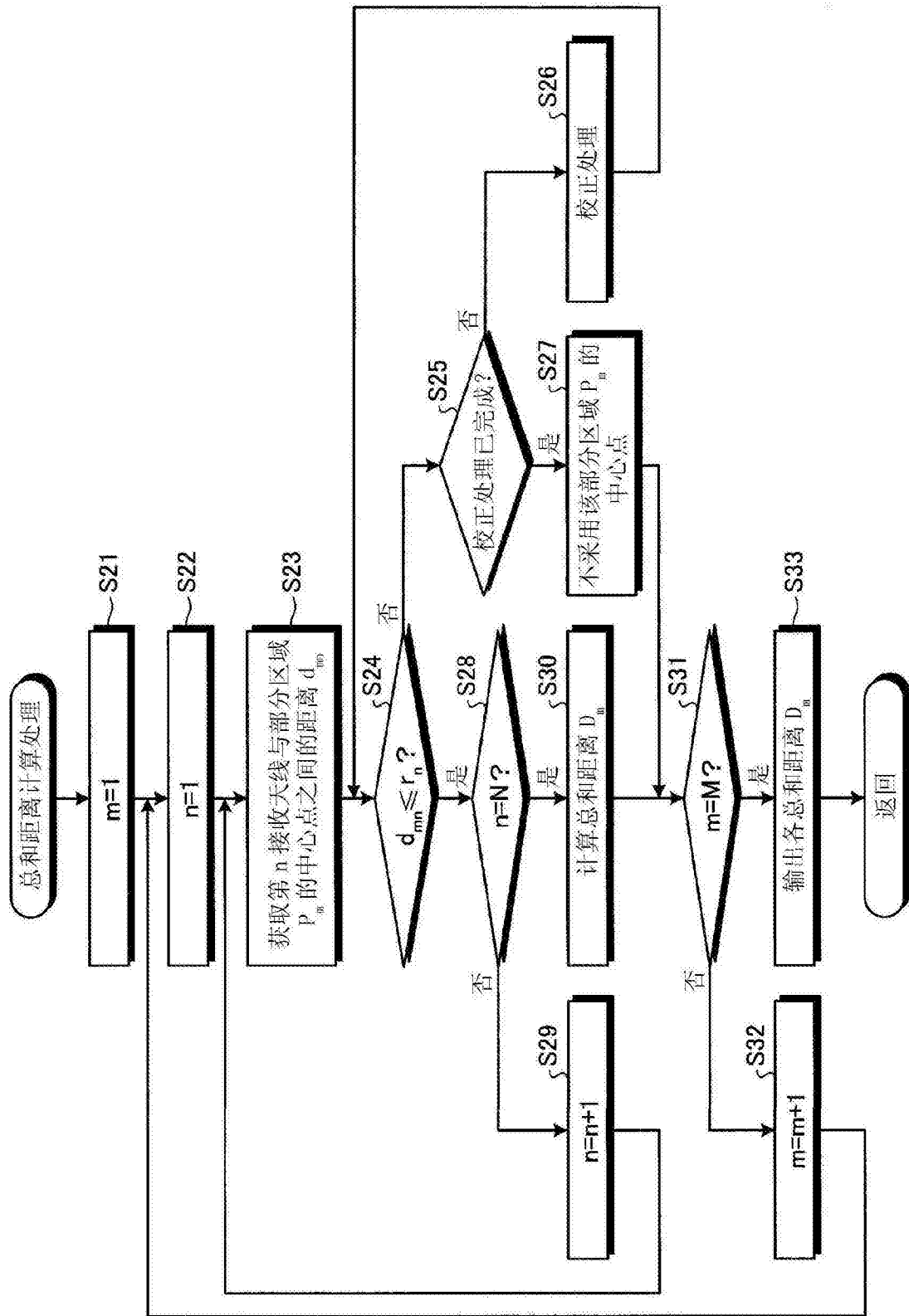


图8

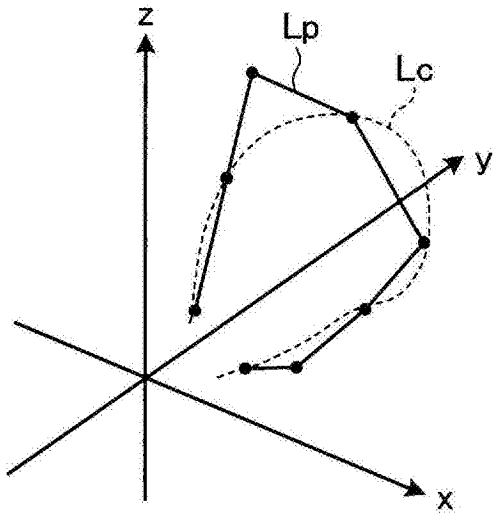


图9

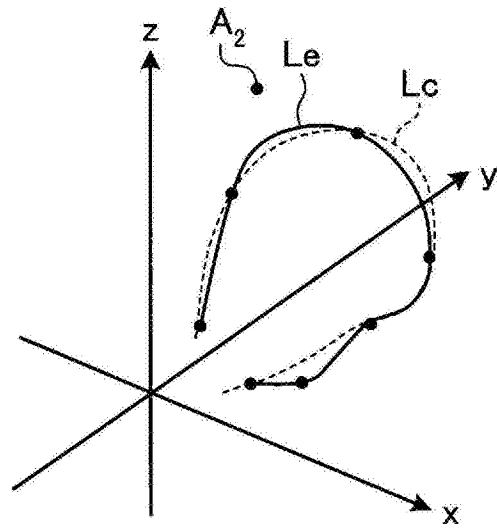


图10

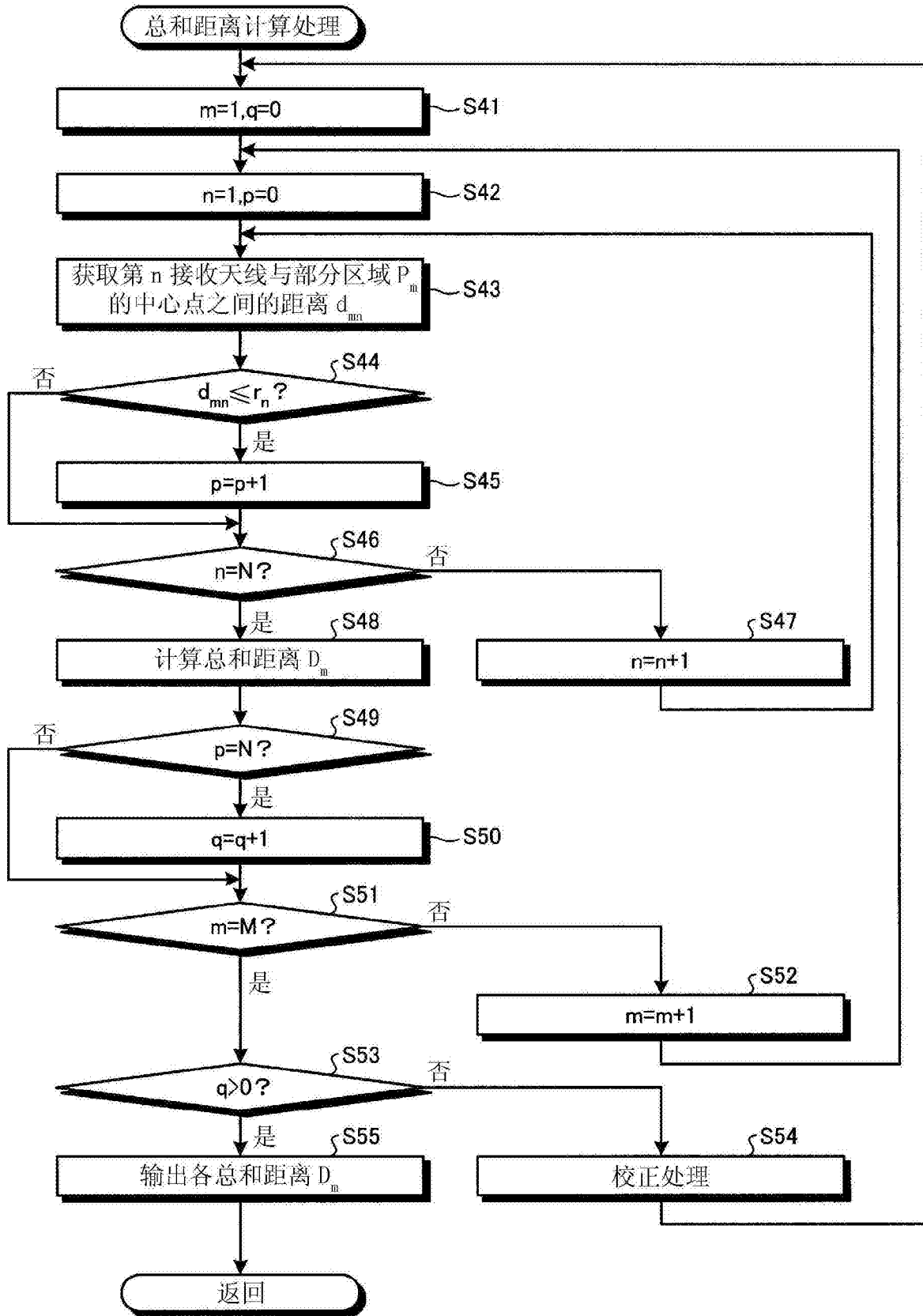


图11

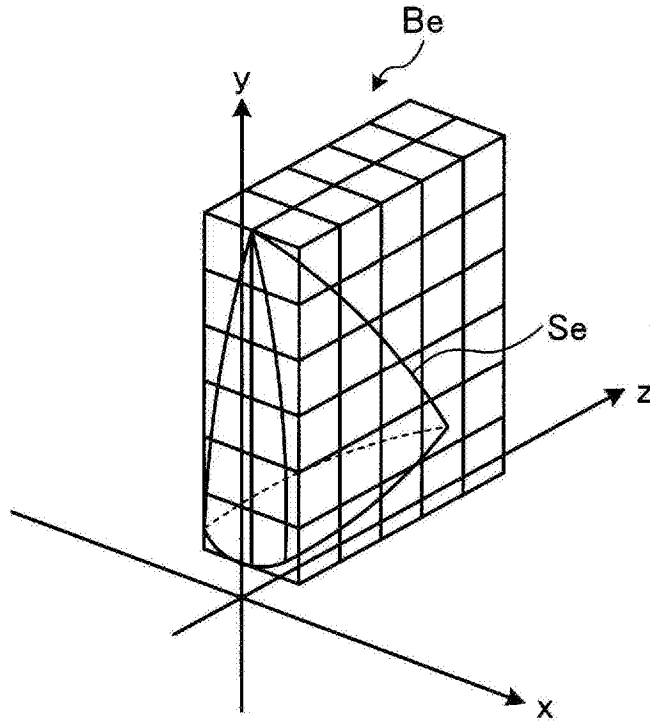


图12

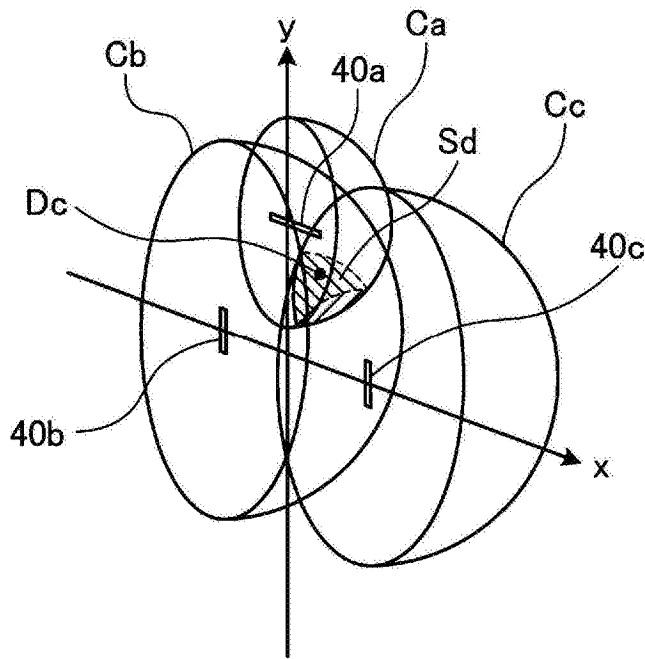


图13

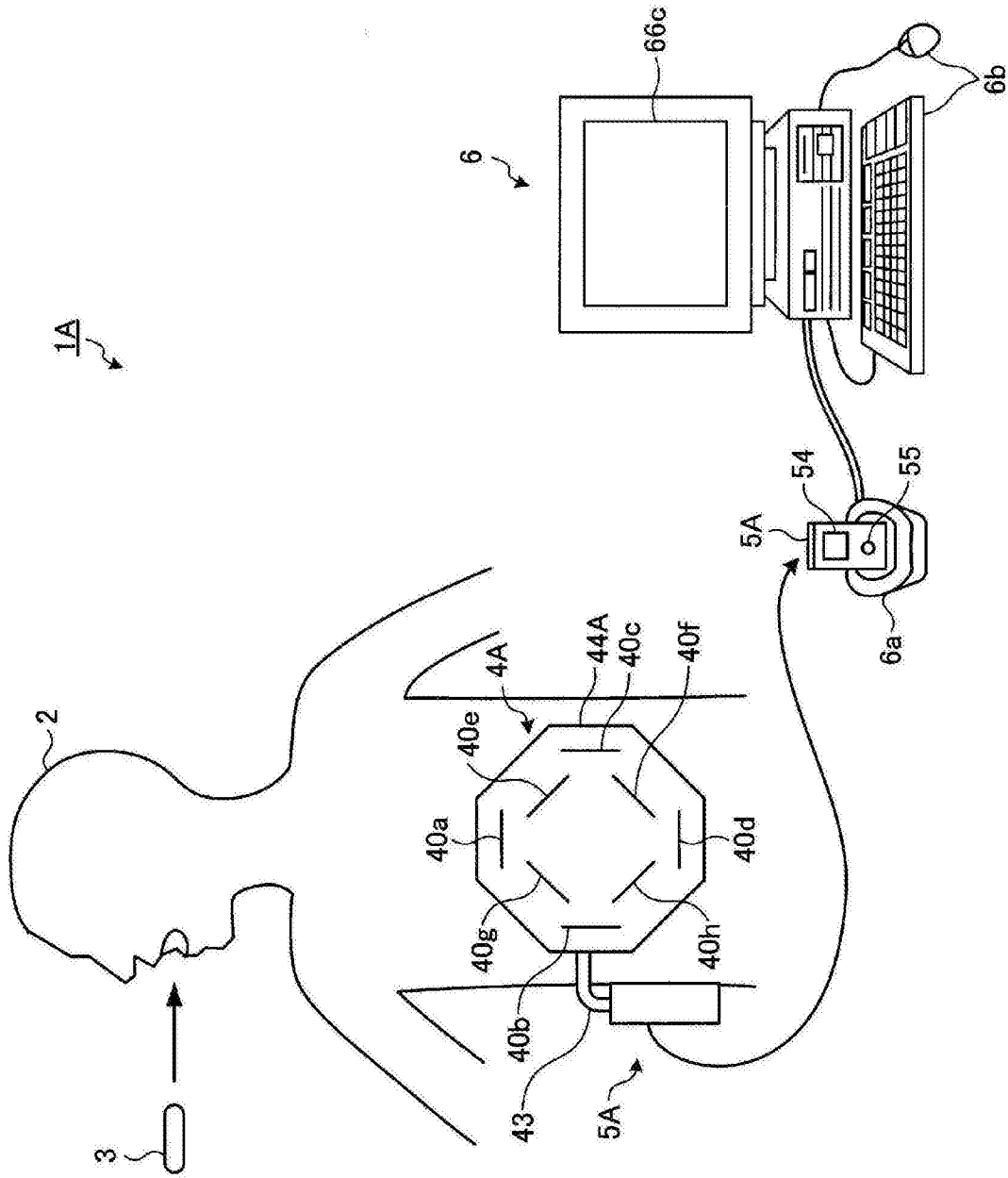


图14

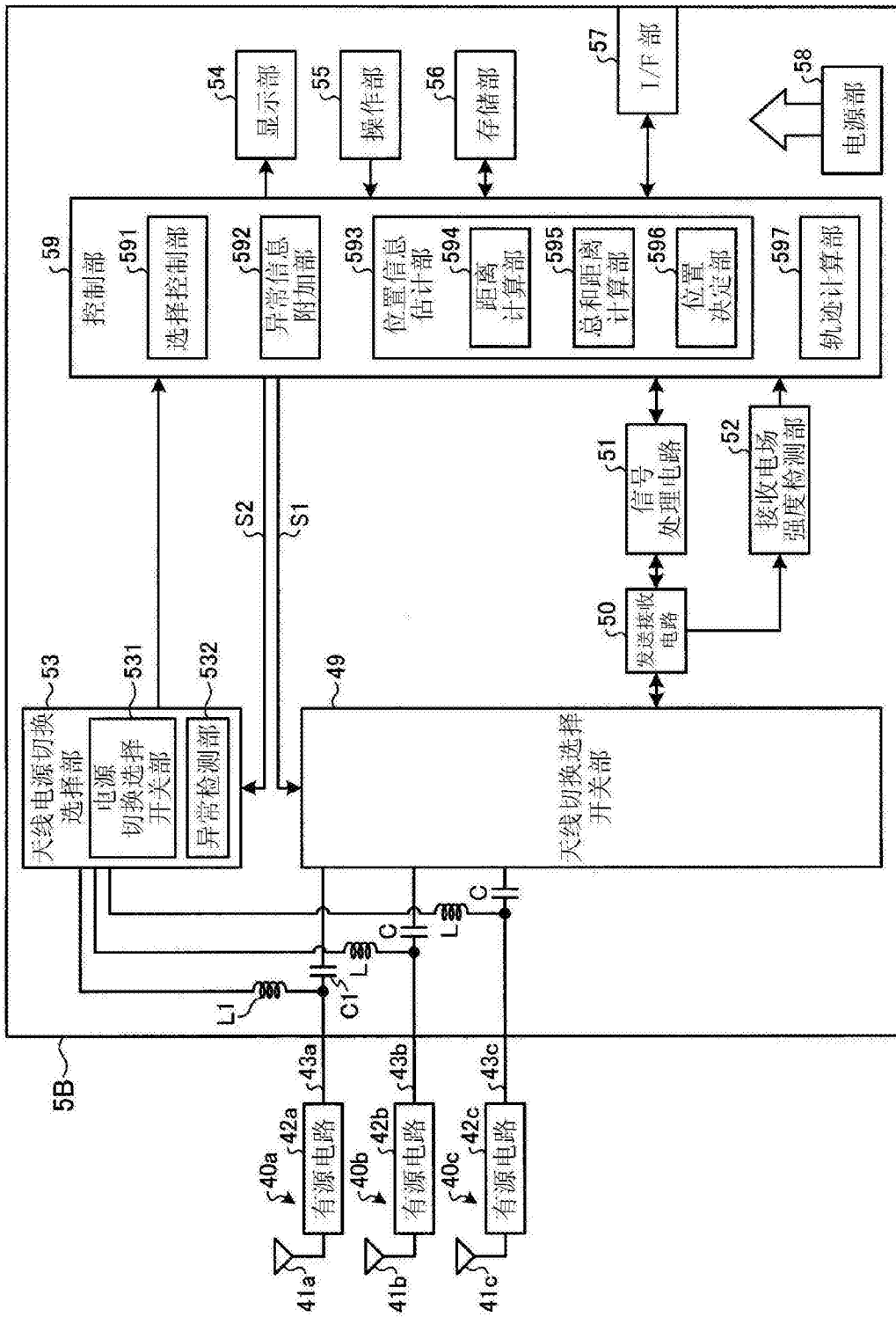


图15

专利名称(译)	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		
公开(公告)号	<a href="#">CN103732115B</a>	公开(公告)日	2016-08-17
申请号	CN201280037991.X	申请日	2012-06-25
[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 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B5/061 A61B5/07 A61B5/42 G01S5/02 G01S5/0221 G01S5/0226 G01S5/14		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2011228556 2011-10-18 JP 2011167063 2011-07-29 JP		
其他公开文献	CN103732115A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种抑制计算量并且具有一定的精度的胶囊型内窥镜的位置检测装置、具有该位置检测装置的胶囊型内窥镜系统以及胶囊型内窥镜的位置检测程序。信息处理装置(6)具备位置信息估计部(62)，该位置信息估计部(62)根据由多个接收天线接收到的信号的各接收强度来求出作为各接收天线与胶囊型内窥镜之间的距离的第一距离(r)，将在以各接收天线为中心、以与各接收天线对应的距离(r)为半径的多个球重叠的区域内部距各球面的距离的总和为最小的位置估计为胶囊型内窥镜的位置。

