

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780013842.9

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 5 月 6 日

[11] 公开号 CN 101426413A

[22] 申请日 2007.4.17

[21] 申请号 200780013842.9

[30] 优先权

[32] 2006.4.19 [33] JP [31] 115958/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/058355 2007.4.17

[87] 国际公布 WO2007/123130 日 2007.11.1

[85] 进入国家阶段日期 2008.10.17

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 长谷川润 野波徹绪

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

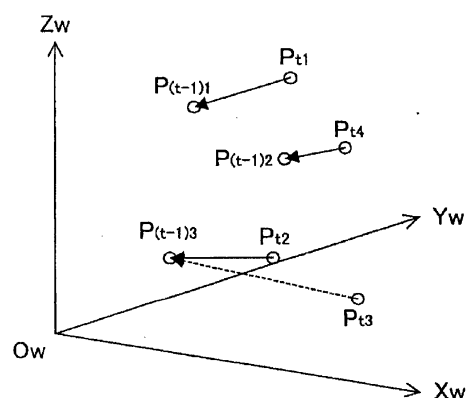
权利要求书 3 页 说明书 31 页 附图 15 页

[54] 发明名称

胶囊型医疗装置

[57] 摘要

本发明使用多根天线来估计内置于在体内移动的胶囊型内窥镜(3)中的天线的位置,在邻接的时刻估计出的2个位置(P_{ti} 、 $P_{(t-1)j}$)的距离(d_{ij})是规定值以内的情况下,使这些位置信息相关联,作为连接信息存储在存储器内。之后,根据存储在存储器内的连接信息进行路径检索,进行计算轨迹的处理。



1. 一种胶囊型医疗装置，其特征在于，该胶囊型医疗装置具有：
胶囊型体内装置，其被插入到生物体内，并具有天线；
无线发送单元，其从所述胶囊型体内装置的天线无线发送电磁波信号；

多根体外天线，其配置在所述生物体外；

估计单元，其根据在由所述多根体外天线接收到的时刻的所述电磁波信号来估计所述天线或胶囊型体内装置的位置；以及

轨迹计算单元，其按照针对由所述估计单元估计出的相互不同时刻的位置被估计出多个的情况而设定的条件，计算所述胶囊型体内装置的移动轨迹。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，所述估计单元在估计所述天线的位置的同时估计所述天线的方向，将由所述估计单元估计出的位置和方向的估计值与实际检测的检测值进行比较，校正所述估计单元估计出的位置和方向的估计值，使得根据该比较的值计算出的所述位置和方向的更新值为规定值以下。

3. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，所述轨迹计算单元将按时间在邻接的2个时刻分别估计出的2个位置间的距离为规定值以下作为所述条件，来计算所述轨迹。

4. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，所述轨迹计算单元将按时间在最初的时刻估计出的起点位置与在最终的时刻估计出的终点位置之间，对在起点与终点之间估计出的各位置进行连接的多个路径中为规定值以下作为所述条件，来计算所述轨迹。

5. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，所述轨迹计算单元将插入有所述胶囊型医疗装置的所述生物体分割为多个小区域，将按时间在邻接的2个时刻分别估计出的2个位置是否处于邻接关系的小区域内作为所述条件，来计算所述轨迹。

6. 根据权利要求4所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，所述轨迹

计算单元计算对在所述起点和终点之间估计出的各位置进行连接的多个路径的长度为最小的路径并将其作为所述轨迹。

7. 根据权利要求4所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述轨迹计算单元计算对在所述起点和终点之间估计出的各位置进行连接的多个路径内包含的所估计的位置为最大的路径并将其作为所述轨迹。

8. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述轨迹计算单元针对按时间邻接地估计出的2个位置, 定义包含所述2个位置间的距离信息和在估计2个位置时获得的估计信息的评价函数, 将该评价函数的值为规定值以下作为所述条件, 计算所述轨迹。

9. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述轨迹计算单元具有: 判定单元, 其按照所述条件判定在时间上邻接的2个时刻分别估计出的2个位置是否为处于成为所述轨迹的候选的连接关系的位置; 以及计算单元, 其通过使用被判定为处于所述连接关系的位置的信息调查连接关系的路径, 来计算所述轨迹。

10. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述胶囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

11. 根据权利要求2所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述胶囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

12. 根据权利要求3所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述胶囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

13. 根据权利要求4所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述胶囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

14. 根据权利要求5所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述胶囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

15. 根据权利要求6所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述胶囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

16. 根据权利要求7所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述胶囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

17. 根据权利要求8所述的胶囊型医疗装置, 其特征在于, 所述胶

囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

18. 根据权利要求 9 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，所述胶囊型体内装置具有用于拍摄所述生物体内的被摄体的摄像单元。

胶囊型医疗装置

技术领域

本发明涉及插入到生物体内进行摄像等的胶囊型医疗装置。

背景技术

通过将插入部插入到体腔内而能够对体腔内进行诊断或者根据需要进行处置的内窥镜在医疗领域及其他领域中被广泛普及。

并且，最近，一种具有采用胶囊形状的胶囊型体内装置（简称为胶囊）的胶囊型医疗装置也处在实用化的状况，通过从口吞入该胶囊型体内装置，于是该胶囊型体内装置能够拍摄体腔内来进行内窥镜检查。

胶囊在被插入到体腔内的情况下，通常通过蠕动运动等在体腔内移动，因而有时期望知道通过胶囊获得的信息是相当于体腔内的哪个位置的信息。

因此，例如在作为第1现有例的日本特表2003-524448号公报中，公开了这样的方案，即：用配置在体外的多根天线接收从体腔内的胶囊经由天线无线发送来的信号，利用该接收信号的强度等计算胶囊的位置。

另外，在作为第2现有例的日本特开2005-198789号公报中，公开了这样的方案，即：用配置在体外的多根天线接收经由体腔内的胶囊的天线无线发送来的信号，利用该接收信号的强度等计算胶囊的位置和方向。

另一方面，在估计胶囊位置的情况下，有可能由于噪声等而估计出多个位置。这样，在胶囊位置被估计出或检测出多个的情况下，在上述第1和第2现有例中却未公开适当计算轨迹的装置或方法。

这样，在估计出多个位置的情况下，若胶囊内的天线在各时刻的位置不确定，则也难以确定胶囊的移动轨迹，通过胶囊所获得的体内信息等的利用价值将降低。

发明内容

本发明是鉴于上述情况而完成的，本发明的目的是提供一种即使在胶囊型体内装置的位置被估计出多个的情况下也能计算出可靠性高的轨迹和位置的胶囊型医疗装置。

本发明的胶囊型医疗装置，其特征在于，该胶囊型医疗装置具有：胶囊型体内装置，其被插入到生物体内，并具有天线；无线发送单元，其从所述胶囊型体内装置的天线无线发送电磁波信号；多根体外天线，其配置在所述生物体外；估计单元，其根据在由所述多根体外天线接收到的时刻的所述电磁波信号，估计所述天线或胶囊型体内装置的位置；以及轨迹计算单元，其按照针对由所述估计单元估计出的相互不同的时刻的位置被估计出多个的情况而设定的条件，计算所述胶囊型体内装置的移动轨迹。

附图说明

图 1A 是示出本发明实施例 1 的胶囊型内窥镜装置等的结构的图。

图 1B 是示出图 1A 的体外装置与终端装置连接的状态的图。

图 2 是示出胶囊型内窥镜的内部结构的概略剖视图。

图 3 是示出构成天线单元的多根天线的配置例和设定在该天线上的坐标系的图。

图 4A 是示出胶囊型内窥镜中的与信号收发相关的电系统的概要结构的图。

图 4B 是示出体外装置中的与信号收发相关的电系统的概要结构的图。

图 5A 是示出从胶囊型内窥镜无线发送的图像信号等的一例的图。

图 5B 是示出从胶囊型内窥镜无线发送的图像信号等的与图 5A 不同的例子的图。

图 6A 是使用极坐标来表示从胶囊型内窥镜的由圆形线圈构成的天线发送的在任意位置上的电磁场分量等的图。

图 6B 是使用正交坐标来表示从胶囊型内窥镜的由圆形线圈构成的

天线发送的在任意位置上的电磁场分量等的图。

图 7 是示出在由天线单元的棒状天线接收到图 6 的天线产生的电场时所检测的电动势的图。

图 8 是示出随着时间在邻接的时刻估计出的位置的图。

图 9 是示出在邻接的时刻估计出的位置是否处于预先设定的半径 r 的球内的状况的图。

图 10 是利用在邻接的时刻估计出的位置来决定成为构成轨迹的路径的候选的连接关系的处理流程图。

图 11 是示出在图 10 的处理后计算轨迹的处理内容的流程图。

图 12A 是示出在一起显示通过胶囊型内窥镜所拍摄的图像和形成所计算出的轨迹的位置的情况下的显示状态的一例的图。

图 12B 是示出在一起显示通过胶囊型内窥镜所拍摄的图像和形成所计算出的轨迹的位置的情况下的显示状态的与图 12A 不同的例子的图。

图 13A 是示出以人体为基准的坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 的图。

图 13B 是示出将胶囊型内窥镜 3 所存在的空间分割为多个区域的状态的图。

图 14 是示出在邻接的时刻估计出的位置和小区域之间的关系的图。

图 15 是示出根据在邻接的时刻估计出的多个位置来决定成为计算轨迹的候选的连接关系的状况的图。

图 16 是根据在邻接的时刻估计出的多个位置来决定成为计算轨迹的候选的连接关系的处理内容流程图。

图 17 是示出通过图 16 的处理而存储在第 2 存储器内的二维排列信息的图。

图 18 是在图 16 的处理后计算轨迹的处理内容流程图。

图 19 是示出通过图 18 的处理而存储在第 3 存储器内的二维排列信息的图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施例。

（实施例 1）

图 1 至图 12B 涉及本发明的实施例 1。图 1A 是示出本发明实施例 1 的胶囊型内窥镜装置等的结构的图。图 1B 是示出图 1A 的体外装置与终端装置连接的状态的图。图 2 是示出胶囊型内窥镜的内部结构的图。图 3 是示出构成天线单元的多根天线的配置例和设定在该天线上的坐标系的图。图 4A 是示出胶囊型内窥镜中的与信号收发相关的电系统的概要结构的图。图 4B 是示出体外装置中的与信号收发相关的电系统的概要结构的图。

并且,图 5A 是示出从胶囊型内窥镜无线发送的图像信号等的一例的图。图 5B 是示出从胶囊型内窥镜无线发送的图像信号等的与图 5A 不同的例子的图。图 6A 是使用极坐标来表示从胶囊型内窥镜的由圆形线圈构成的天线发送的在任意位置上的电磁场分量等的图。图 6B 是使用正交坐标来表示从胶囊型内窥镜的由圆形线圈构成的天线发送的在任意位置上的电磁场分量等的图。图 7 是示出与接收由图 6 的天线产生的电场的、构成天线单元的棒状天线的方向 D_a 的关系的图。

并且,图 8 是示出随着时间在邻接的时刻估计出的多个位置的图。图 9 是示出在邻接的时刻估计出的位置是否处于预先设定的值的半径 r_d 的球内的状况的图。图 10 是示出利用在邻接的时刻估计出的位置来决定成为轨迹的候选的连接关系的处理内容的图。图 11 是示出在图 10 的处理后计算轨迹的处理内容的图。图 12A 是示出在一起显示通过胶囊型内窥镜所拍摄的图像和形成所计算出的轨迹的位置的情况下的显示状态的一例的图。图 12B 是示出在一起显示通过胶囊型内窥镜所拍摄的图像和形成所计算出的轨迹的位置的情况下的显示状态的、与图 12A 不同的例子的图。

如图 1A 所示,本发明实施例 1 的胶囊型内窥镜装置 1 具有以下主要部分,即:作为由患者 2 从口吞入而插入到体腔内的胶囊型体内装置,例如拍摄体腔内的胶囊型内窥镜 3,以及配置在该患者 2 的体外、并与无线接收由胶囊型内窥镜 3 拍摄的图像信息的天线单元 4 连接的体外装置(或外部装置)5。

如图 1B 所示,该体外装置 5 通过安装在支架 6 上,而与由个人计算机等构成的终端装置 7 电连接。并且,终端装置 7 能通过键盘 8a 和鼠标 8b 等的输入操作装置的操作,将存储在体外装置 5 内的图像取入到该终端装置 7 内,并能将所取入的图像显示在监视器部 8c 上等。

如图 1A 所示,在吞入胶囊型内窥镜 3 来进行内窥镜检查的情况下使用的患者 2 穿着的夹克 10 上,设置有安装了多根天线 11 的天线单元 4。

从内置于胶囊型内窥镜 3 中的天线 23 (参照图 2) 所发送的信号在天线单元 4 的多根天线 11 上被接收,该信号是基于胶囊型内窥镜 3 所拍摄的被摄体图像的信号。由此,与天线单元 4 连接的体外装置 5 能保存通过胶囊型内窥镜 3 拍摄的图像。

并且,该体外装置 5 例如是盒子形状,在其前表面设置有进行图像显示的液晶监视器 12 和进行指示操作等的操作部 13。

另外,可以构成为:在体外装置 5 上仅设置与电池剩余量相关的警告显示用的 LED 和作为操作部 13 的电源开关等。并且,作为第 2 体外装置,可以连接未作图示的便携型显示装置 (ビューワー: Viewer),该便携型显示装置用于对从胶囊型内窥镜 3 发送的图像信号进行处理,并显示所配备的液晶监视器图像。

如图 2 所示,胶囊型内窥镜 3 具有:外壳部件 14,其具有将圆筒的后端侧密封的形状;以及使大致半球形状形成得圆润的圆顶型盖 14a,其使用粘接剂与该圆筒的前端侧连接来进行密封。因此,在外壳部件 14 和盖部件 14a 连接的状态下,胶囊型内窥镜 3 的外部包装在整体上形成为胶囊形状和水密结构。

在该透明的圆顶型盖 14a 内,在圆筒的中央附近配置有使经由圆顶型盖 14a 入射的图像成像的物镜 15,该物镜 15 安装在透镜框 16 上。并且,在物镜 15 的成像位置上配置有摄像元件,这里摄像元件是 CCD 成像器 17。

并且,在物镜 15 的周围,在同一平面上配置有照明系统,这里照明系统是 4 个白色 LED 18。并且,例如在 CCD 成像器 17 的背面侧,在外壳部件 14 的内部配置有:处理电路 19,其驱动白色 LED 18 发光,并驱

动 CCD 成像器 17 来进行根据从 CCD 成像器 17 输入的摄像信号生成图像信号的信号处理；收发电路 20，其具有发送图像信号并接收来自体外装置 5 的信号的功能；以及按钮型电池 21，其将电源提供给处理电路 19 和收发电路 20。

并且，在按钮型电池 21 的后端侧即另一个半球形状内侧，配置有与收发电路 20 连接并收发电波的圆形线圈（圆形的环路线圈）状的天线 23。另外，CCD 成像器 17、白色 LED 18 和各电路设置在未作图示的基板上，各基板之间通过柔性基板连接。

胶囊型内窥镜 3 的处理电路 19 根据控制信号来控制 CCD 成像器 17 的摄像定时，在通常的摄像中在 1 秒钟内拍摄 2 帧的图像，在食道那样的胶囊型内窥镜 3 较高速地移动的部位例如拍摄 15 至 30 帧的图像。

并且，天线 23 接收从体外装置 5 发送来的信号。然后，天线 23 接收到的信号由收发电路 20 处理，之后被发送到处理电路 19。处理电路 19 根据发送来的信号来控制 CCD 成像器 17 的摄像定时和白色 LED 18 的亮灯的接通/断开等。另外，可以在胶囊型内窥镜 3 的处理电路 19 内装入当使磁铁等磁体接近处理电路 19 时能使胶囊型内窥镜 3 内的电源接通/断开的电路，可以在患者吞入胶囊型内窥镜 3 之前接通胶囊型内窥镜 3 的电源以取得图像。

图 1A 所示的患者 2 穿着的夹克 10 上安装的天线单元 4 在放大图示时，如图 3 所示，由天线 11a、11b、…、11i 构成。

胶囊型内窥镜 3 和体外装置 5 中的收发部分的结构如图 4A 和图 4B 所示。如图 4A 所示，胶囊型内窥镜 3 在处理电路 19 中对基于在（由白色 LED 18 和 CCD 成像器 17 构成的）摄像电路 31 中所拍摄的被摄体图像的信号进行处理，在收发电路 20 中实施向高频的调制，之后从由圆形的环路线圈构成的天线 23 通过电波进行发送。

从该天线 23 发送的信号由构成体外的天线单元 4 的多根天线 11a、11b、…、11i 接收。然后，所述信号由与多根天线 11a、11b、…、11i 连接的收发电路 33 解调，被输入到信号处理电路 34，之后由该信号处理电路 34 转换成图像信号，从而在液晶监视器 12 上显示被摄体图像，并且

与该被摄体图像对应的图像数据等被存储在存储器 35 内。

并且，通过来自操作部 13 的用户的指示操作，存储在存储器 35 内的图像数据能发送到液晶监视器 12。由此，用户还能够使液晶监视器 12 的显示面上显示在过去的观察等中所取得的图像。

并且，在本实施例中，在体外装置 5 上设置有例如使用 CPU 36 构成的天线位置和方向估计部 36a。然后，该天线位置和方向估计部 36a 通过进行估计处理来估计内置于胶囊型内窥镜 3 中的天线 23 的位置和方向，由此计算该天线 23 的位置和方向。

如后所述，该估计处理是在初始状态下适当地设定位置和方向，针对这些设定，使用高斯—牛顿法反复进行位置和方向的估计处理。此时，通过估计处理进行反复估计，直到与估计前的值之间的偏差量为比较小的值以下。换句话说，本实施方式的体外装置 5 具有估计单元和更新校正单元，估计单元进行估计处理，更新校正单元对估计值进行更新校正，使得由该估计单元估计出的估计值（具体地说是位置和方向）与估计前的值相比较其差值为规定值以下。

并且，当通过操作设置在体外装置 5 上的操作部 13 而将变更摄像周期等的指示信号输入到信号处理电路 34 时，该信号处理电路 34 将指示信号发送到收发电路 33。然后，收发电路 33 对所述指示信号进行调制并从天线 11a、11b、…、11i 发送。

从天线 11a、11b、…、11i 发送的所述指示信号由天线 23 接收，并由收发电路 20 解调。然后，收发电路 20 对应于解调后的所述指示信号，进行例如变更摄像周期的动作等。

在本实施例中，在从胶囊型内窥镜 3 的天线 23 向体外装置 5 发送通过摄像电路 31 拍摄的图像信号的情况下，例如，如图 5A 所示，与图像信号一起发送容易检测接收强度的接收强度检测信号。

即，在各 1 帧期间中设定有：发送接收强度检测用信号的检测期间 T_a ，以及发送图像信号的图像信号期间 T_b 。并且，在强度检测期间 T_a 中发送一定强度（振幅）的接收强度检测用信号。

然后，该接收强度检测用信号由天线单元 4 的天线 11a、11b、…、

11i 接收，之后被输入到收发电路 33。收发电路 33 对接收强度检测用信号进行解调并发送到信号处理电路 34。信号处理电路 34 将由各天线 11s ($s=a、b、\dots、i$) 接收到的接收强度检测用信号的强度进行比较，根据比较结果选择适合于接收由胶囊型内窥镜 3 发送的图像信号的天线来接收。另外，如图 5B 所示，可以省去接收强度检测信号，而仅使用图像信号来进行相同的比较处理。

并且，信号处理电路 34 将通过适合于接收的天线所获得的图像信号和各天线 11s 的接收强度检测用信号，发送到与信号处理电路 34 连接的 Compact Flash（コンパクトフラッシュ，注册商标）等非易失性存储器 35，由此将各信号保存（存储）在存储器 35 内。

在该情况下，作为接收图像信号的天线，可以选择多根例如 2 根天线，并同时记录相同内容的 2 个图像信号。并且，此时，信号处理电路 34 可以累积 1 帧程度的要记录的图像信号的强度，将该累积结果大的一方保留在存储器 35 内，并删除另一方。

并且，信号处理电路 34 通过将由最适合于接收的天线所获得的图像信号发送到与信号处理电路 34 连接的液晶监视器 12，从而显示在胶囊型内窥镜 3 中所拍摄的被摄体图像的图像。

在本实施例中，如上所述，在体外装置 5 上设置有例如由 CPU 36 构成的天线位置和方向估计部 36a。并且，利用该天线位置和方向估计部 36a 计算内置于胶囊型内窥镜 3 中的天线 23 的位置和方向。

并且，在本实施例中，CPU 36 还具有如下的轨迹估计部（轨迹计算部）36b 的功能，即：将通过天线位置和方向估计部 36a 的处理功能计算出的以时间序列方式（随着时间）所获得的天线 23 的各位置作为胶囊型内窥镜 3 的位置，针对这些位置，判定是否满足邻接位置间的距离为规定值以下的条件，使用满足条件的位置来计算精度更高的轨迹（路径）。

如后所述，该天线位置和方向估计部 36a 设定天线 23 的初始状态的位置和方向的初始值（例如，测定空间的中心位置和 XYZ 轴方向中的任一方向）。

然后，CPU 36 使用该第 0 个更新值来估计在体外天线 11a、11b、 \dots 、

11i 产生的电磁场的检测值, 根据与实际检测 (测定) 的检测值的差的平方和, 计算相对于第 0 个位置和方向的更新量。然后, CPU 36 根据第 0 个位置和方向以及第 0 个位置和方向的更新值来计算第 1 个位置和方向。

CPU 36 针对该第 1 个位置和方向重复进行相同的估计处理, 并进行估计值校正处理, 该估计值校正处理是将各估计前后的更新值的变化量成为充分小的值以下的更新值作为天线 23 的位置和方向。这样, CPU 36 计算精度高的位置和方向。另外, 由 CPU 36 计算出的位置和方向的信息例如被存储在存储器 35 内。

下面, 对在本实施例中, 根据使用天线单元 4 的多根天线 11a、11b、…、11i 检测出的接收强度信号来估计胶囊型内窥镜 3 的位置和方向的估计方法进行说明。

如图 6A 所示, 在以配置在胶囊型内窥镜 3 内的由圆形线圈或圆形环路构成的天线 23 为基准的坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 中, 在任意位置 $P(x_L, y_L, z_L)$ 上的电磁场 (静电场、放射电磁场、感应电磁场的分量) H_r 、 H_θ 、 E_ϕ 用下式表示。

$$\begin{aligned} H_r &= (IS/2\pi)(jk/r^2 + 1/r^3)\exp(-jkr)\cos\theta \\ H_\theta &= (IS/4\pi)(-k^2/r + jk/r^2 + 1/r^3)\exp(-jkr)\sin\theta \\ E_\phi &= -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r + 1/r^2)\exp(-jkr)\sin\theta \end{aligned} \quad (1)$$

这里, H_r 和 H_θ 表示磁场分量, E_ϕ 表示电场分量。并且, I 和 S 表示流入天线 23 的电流和构成该天线 23 的圆形线圈的面积。并且, r 表示天线 23 与任意位置之间的距离 $r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$, k 表示 $k = \omega(\epsilon\mu)^{1/2}$ (ϵ 是介电常数, μ 是导磁率), j 表示虚数单元。

在由配置在胶囊型内窥镜 3 内的天线 23 产生的电磁场的频率高、而且如图 1A 所示那样胶囊型内窥镜 3 与安装在患者 2 的体表上的天线 11s 之间的距离充分隔开的情况下, 在到达天线 11s 的电磁场中, 放射电磁场的分量变得最大 (因此, 静电场和感应电磁场的分量小于放射电磁场的分量, 可忽略不计)。因此, 式 (1) 变为下式 (2)。

$$\begin{aligned} H_r &= 0 \\ H_\theta &= (IS/4\pi)(-k^2/r)\exp(-jkr)\sin\theta \end{aligned} \quad (2)$$

$$E_{\phi} = -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r)\exp(-jkr)\sin\theta$$

假定安装在患者 2 的体表上的天线 11s 是检测电场的天线，则在式 (2) 中该检测所需要的式子为电场 E_{ϕ} 。

式 (2) 的电场 E_{ϕ} 表示放射电场，可认为是交流理论的结果。因此，电场 E_{ϕ} 的瞬时值能通过使式 (2) 的电场 E_{ϕ} 两边乘以 $\exp(j\omega t)$ 并提取实部来求出。

$$\begin{aligned} E_{\phi} \exp(j\omega t) &= -(j\omega\mu IS/4\pi)(jk/r)\exp(-jkr)\sin\theta\exp(j\omega t) \\ &= (\omega\mu ISk/4\pi r)(\cos U + j\sin U)\sin\theta \end{aligned} \quad (3)$$

式中， $U = \omega t - kr$ 。

这里，当提取出式 (3) 的实部时，电场 E'_{ϕ} 的瞬时值如下。

$$E'_{\phi} = (\omega\mu ISk/4\pi r)\cos U\sin\theta \quad (4)$$

并且，在将式 (4) 如图 6B 所示那样从极坐标系 (r, θ, ϕ) 变换成正交坐标系 (X_L, Y_L, Z_L) 时，该 X_L, Y_L, Z_L 的电场分量 E_{Lx}, E_{Ly}, E_{Lz} 为：

$$\begin{aligned} E_{Lx} &= E'_{\phi} \sin\phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2)\cos U \cdot (-y_L) \\ E_{Ly} &= E'_{\phi} \cos\phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2)\cos U \cdot x_L \\ E_{Lz} &= 0 \end{aligned} \quad (5)$$

并且，在以胶囊型内窥镜 3 的天线 23 为基准的坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 中，将位置 P (x_L, y_L, z_L) 变换成以患者 2 的身体为基准的坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 的算式为：

$$\begin{bmatrix} X_{Lp} \\ Y_{Lp} \\ Z_{Lp} \end{bmatrix} = R^{-1} \left[\begin{bmatrix} X_{Wp} \\ Y_{Wp} \\ Z_{Wp} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} X_{WG} \\ Y_{WG} \\ Z_{WG} \end{bmatrix} \right] = \begin{bmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{bmatrix} \left[\begin{bmatrix} X_{Wp} \\ Y_{Wp} \\ Z_{Wp} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} X_{WG} \\ Y_{WG} \\ Z_{WG} \end{bmatrix} \right] \quad (6)$$

式中，(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 23 的位置。并且，使用于式 (6) 中的右边第 1 项的 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，可根据下式求出。

$$\begin{bmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\alpha \cos\beta & -\sin\alpha & \cos\alpha \sin\beta \\ \sin\alpha \cos\beta & \cos\alpha & \sin\alpha \sin\beta \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \quad (7)$$

算式中, α 、 β 是极坐标系的旋转量。

因此, 以患者 2 的身体为基准的坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 中的任意位置 P (x_{wp} 、 y_{wp} 、 z_{wp}) 的电场 E_W 为:

$$\begin{bmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{bmatrix} \quad (8)$$

通过将式 (5)、(6)、(7) 代入式 (8), 得到以下的电场 E_W 的式 (9)。

$$\begin{bmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{bmatrix} = \frac{k_1}{r^2} \begin{bmatrix} 0 & (z_{wp} - z_{wg}) & -(y_{wp} - y_{wg}) \\ -(z_{wp} - z_{wg}) & 0 & (x_{wp} - x_{wg}) \\ (y_{wp} - y_{wg}) & -(x_{wp} - x_{wg}) & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{bmatrix} \quad (9)$$

算式中, k_1 是常数, (g_x 、 g_y 、 g_z) 表示天线 23 的方向。

在由构成天线单元 4 的例如天线 11a、例如图 7 所示的棒状天线即偶极天线接收到上述天线 23 产生的电场 E_W 的情况下所检测的电动势 V_a 可根据下式计算。

$$V_a = k_2 E_W \cos\gamma = k_2 (E_{Wx} D_{xa} + E_{Wy} D_{ya} + E_{Wz} D_{za}) \quad (10)$$

式中, k_2 表示常数, D_a (参照图 7) 表示以患者为基准的坐标系中的天线单元 4 的天线 11a 的方向 (D_{xa} 、 D_{ya} 、 D_{za})。

然后, CPU 36 根据例如作为图 3 的配置状态而表示的、多根配置在患者 2 的身体上的天线单元 4 的各天线 11s 的配置状态, 通过反复改进来求出天线 23 的位置和方向 (使用高斯-牛顿法)。

将 x 设定为天线 23 的位置 (x_{wg} 、 y_{wg} 、 z_{wg}) 和方向 (g_x 、 g_y 、 g_z)

的参数，并将该参数的初始值设定为 $x^{(0)}$ 。

现在，通过反复改进而得到 k 次的估计值 $x^{(k)}$ ，在将天线 11s 的线圈产生的电动势的模型函数 $V(x)$ 围绕 $x^{(k)}$ 进行泰勒 (Taylor) 展开时，其一次近似为：

$$V(x) = V(x^{(0)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(0)}} (x - x^{(0)}) \quad (11)$$

此时，在将 V_m 设定为由天线 11s 的线圈所测定的电动势时，观测方程式表示为：

$$V_m \cong V(x^{(k)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(k)}} (x - x^{(k)}) \quad \text{误差} \sigma \quad (12)$$

这里，近似等号包含误差 σ 。

并且，在将等式 (11) 的右边第 1 项移动到左边时，得到：

$$\Delta V_m^{(k)} \cong A^{(k)} \Delta x^{(k)} \quad \text{误差} \sigma \quad (13)$$

式中，设：

$$\Delta V_m^{(k)} = V_m - V(x^{(k)}) = V_m - V_m^{(k)} \quad (14)$$

$$\Delta x^{(k)} = x - x^{(k)} \quad (15)$$

$$A_{js} = [\partial V_j(x) / \partial x_s]_{x=x^{(k)}} \quad (j=1 \sim n, s=1 \sim i) \quad (16)$$

(行方向：未知数的数目 n ，列方向：天线 11s 的线圈数目 i)。解 $\Delta x^{(k)}$ 由式 (15) 表示为：

$$\Delta x^{(k)} = (A^{t(k)} W A^{(k)})^{-1} A^{t(k)} W \Delta V_m^{(k)} \quad (17)$$

式中， A^t 是 A 的转置矩阵， W 是权重矩阵。

因此，根据式 (14) 改进后的参数的估计值求得为：

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} + \Delta x^{(k)} \quad (18)$$

如图 3 所示，在患者上设置了 9 根天线 11a、11b、…、11i 的情况下，矩阵 A 为：

$$A = \begin{bmatrix} \frac{\delta V_a}{x_{wg}} & \frac{\delta V_a}{y_{wg}} & \frac{\delta V_a}{z_{wg}} & \frac{\delta V_a}{g_x} & \frac{\delta V_a}{g_y} & \frac{\delta V_a}{g_z} \\ \frac{\delta V_b}{x_{wg}} & \frac{\delta V_b}{y_{wg}} & \frac{\delta V_b}{z_{wg}} & \frac{\delta V_b}{g_x} & \frac{\delta V_b}{g_y} & \frac{\delta V_b}{g_z} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\delta V_l}{x_{wg}} & \frac{\delta V_l}{y_{wg}} & \frac{\delta V_l}{z_{wg}} & \frac{\delta V_l}{g_x} & \frac{\delta V_l}{g_y} & \frac{\delta V_l}{g_z} \end{bmatrix} \quad (19)$$

权重矩阵 W 可表示为:

$$W = \begin{bmatrix} \sigma_0^2 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \sigma_1^2 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_2^2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & \sigma_8^2 \end{bmatrix} \quad (20)$$

式中, 权重矩阵 W 的 σ_j ($j=0, 1, \dots, 8$) 是天线 11j 的测定电压的变量, 例如是环境噪声等。

并且, 由于第 k 个 ΔV_m 为:

$$\Delta V_m = \begin{bmatrix} V_{m_a} - V_a(x^{(k)}) \\ V_{m_b} - V_b(x^{(k)}) \\ V_{m_c} - V_c(x^{(k)}) \\ \vdots \\ V_{m_l} - V_l(x^{(k)}) \end{bmatrix} \quad (21)$$

因而胶囊型内窥镜 3 内的天线 23 的位置和方向能通过下面的步骤 (a) ~ (d) 求出。

(a) 设 $k=0$, 将天线 23 的初始值设定为位置 $(x_{wg}^{(0)}, y_{wg}^{(0)}, z_{wg}^{(0)})$ 和方向 $(g_x^{(0)}, g_y^{(0)}, g_z^{(0)})$ (例如设定为测定天线 23 的空间的中心位置和 Z 轴方向的矢量 $(0, 0, 1)$)。

(b) 根据式 (19)、(20)、(21) 计算第 k 个矩阵。

(c) 根据式 (18) 计算第 k 个更新量 $\Delta x^{(k)}$ 。

(d) 重复进行处理 (b) ~ (d) 直至更新量 $\Delta x^{(k)}$ 减小。

通过进行这种估计处理, 能进行精度高的位置和方向的估计(计算)。

并且, 在本实施例中如以下说明那样, 通过针对按时间序列估计并计算出的位置, 在轨迹估计部 36b 中进行轨迹估计处理, 即使在估计出多个位置的情况下, 也能计算出精度高或可靠性高的轨迹。

在上述位置和方向的估计处理步骤中, 有时由于进行接收的天线 11 的根数、配置位置、天线 23 的初始值的位置 (x_{wg} 、 y_{wg} 、 z_{wg}) ⁽⁰⁾ 的提供方法、以及噪声等而估计出天线 23 或胶囊型内窥镜 3 的多个位置。另外, 由于天线 23 固定在胶囊型内窥镜 3 内, 因而在估计出天线 23 的位置的情况下, 也决定胶囊型内窥镜 3 的位置。

由于体腔内的胶囊型内窥镜 3 的运动较小、而且取得图像的间隔短, 因而认为在特定的时刻估计出的位置和在时间前后时刻估计出的位置存在于大致相同位置或接近的位置。

因此, 只要通过从在时间前后时刻估计出的多个位置中提取出满足条件的接近位置来求出在各时刻估计出的位置的连接关系, 并且计算出整体的连接关系的路径为最小的路径, 就能计算出最终的轨迹和各时刻的正确的胶囊型内窥镜 3 的位置。

如图 8 所示, 将在时刻 $t-1$ 估计出的各位置设定为 $P(t-1)1$ 、 $P(t-1)2$ 等, 并将在时刻 t 估计出的各位置设定为 P_t1 、 P_t2 等。

此时, 如图 9 所示, CPU 36 针对在时刻 t 估计出的各位置 P_{ti} ($i=1$ 、 2 、 3 等), 对应于在进行胶囊型内窥镜 3 的位置估计的时间间隔期间胶囊型内窥镜 3 可移动的距离, 设定该值被预先设定的半径 r_d 的球。

然后, CPU 36 检测在该球中存在的时刻 $t-1$ 的估计位置 $P(t-1)j$ ($j=1$ 、 2 、 3 等)。并且, CPU 36 计算在时刻 t 估计出的位置 P_{ti} 与检测出的时刻 $t-1$ 的估计位置 $P(t-1)j$ 之间的距离 d_{ij} , 之后求出该距离 d_{ij} 为最小的时刻 $t-1$ 的估计位置 $P(t-1)j$ 。

CPU 36 求出与时刻 t 的各估计位置 P_{ti} ($i=1$ 、 2 、 3 等) 最接近的时

刻 $t-1$ 的估计位置, 并存储该连接关系。例如, CPU 36 将存储有时刻 $t-1$ 的估计位置的地址信息等相关联, 并作为连接信息进行存储。

在图 8 中, 最接近估计位置 $Pt3$ 的时刻 $t-1$ 的估计位置是 $P(t-1)3$ 。然而, 在该 2 点间的距离大于 r_d 的情况下, CPU 36 将与估计位置 $Pt3$ 连接的时刻 $t-1$ 的估计位置判断为是由噪声等引起的位置, 不作为在估计位置 $Pt3$ 的连接关系中使用的信息来保存。

这样, CPU 36 通过针对所记录的全部数据进行位置估计, 从而求出连接关系。然后, CPU 36 将最后存储的估计位置作为起点, 将最初存储的估计位置作为终点, 使用与各估计位置一起存储的连接信息来检索从起点到终点的连接关系的路径。然后, CPU 36 将获得的路径为最小的路径作为轨迹而计算出, 并根据该轨迹决定各时刻的估计位置。

另外, 作为变形例可以是, CPU 36 求出所获得的路径内包含的点(估计位置)数目为最大的路径, 将其作为轨迹, 并根据该轨迹决定各时刻的估计位置。此时, 在计算出路径内包含的点数量为最大的多个路径的情况下, CPU 36 可以将整个路径的距离为最小的路径作为轨迹。

下面说明轨迹估计动作。作为进行轨迹估计的预处理, CPU 36 进行如下处理, 即: 计算(判定)邻接的 2 个位置是否为满足形成轨迹时的条件的连接关系的位置。按照图 10 说明计算该连接关系的处理。另外, 在图 10 中, 示出还包含按时间序列拍摄的动作的内容。

开始用于计算连接关系的处理, 如图 10 的步骤 S1 所示, 体外装置 5 的 CPU 36 将时刻 t 设定为其初始值 1, 即 $t=1$ 。这样, 在与图 10 和图 11 相关的说明中, 使用将时刻 t 化整后的参数来进行简化和说明。

然后, 如图 10 的步骤 S2 所示, CPU 36 利用体外装置 5 侧的天线 11, 取得在该时刻 t 所获得的电动势 V_{mt} (记载成在上述的电动势 V_m 中明确表示是时刻 t 的值), 并将该电动势 V_{mt} 的值存储在作为存储单元的存储器 35 内。

并且, 如图 10 的步骤 S3 所示, CPU 36 使用存储在存储器 35 内的(通过多根天线 11 在时刻 t 所取得的)电动势 V_{mt} 的值来估计胶囊型内窥镜 3 在时刻 t 的位置 P_{ti} , 并将该位置 P_{ti} 存储在存储器 35 内。

另外，如以下说明那样，有时估计出在时刻 t 的多个位置 P_{ti} ，在该情况下，多个位置 P_{ti} 被存储在存储器 35 内。并且，当时刻 t 不同时，获得的位置 P_{ti} 的个数一般也不同。因此，将在时刻 t 的情况下获得的位置的个数设定为 N_i ，并将在时刻 $t-1$ 的情况下获得的位置的个数设定为 N_j 。

然后，在下一步骤 S4 中，CPU 36 判定时刻 t 的参数值是否是初始值 1。

在该情况下，由于时刻 t 的参数值是 1，因而进入步骤 S5，使参数值增大 1，之后进行步骤 S1 和步骤 S2 的处理，通过步骤 S4 的判定处理进入步骤 S6。然后，在步骤 S6 以后的处理中，针对在各时刻 t 估计出（计算出）的包含噪声影响的位置的位置 P_{ti} ，进行将在该时刻 t 的前 1 个时刻 $t-1$ 估计出的位置 $P(t-1)_j$ 作为路径来连接的处理。

在步骤 S6 中，在时刻 t 估计出的各位置 P_t 的整体、即多个 N_i 的位置 P_{ti} ($i=1\sim N_i$) 中，将表示该位置的参数 i 设定为初始值 1，即 $i=1$ 。

然后，在下一步骤 S7 中，如图 9 所示，CPU 36 设定规定的半径 r_d 作为最小距离 d_{min} 的值。然后，在下一步骤 S8 中，CPU 36 将在时刻 $t-1$ 估计出的位置 $P(t-1)_j$ 、即表示多个 N_j 的位置 $P(t-1)_j$ ($j=1\sim N_j$) 的各位置的参数 j 设定为初始值 1，即 $j=1$ 。

然后，在下一步骤 S9 中，CPU 36 计算在时刻 t 估计出的胶囊型内窥镜 3 的位置 P_{ti} 与在时刻 $t-1$ 估计出的位置 $P(t-1)_j$ 之间的距离 d_{ij} 。

然后，在下一步骤 S10 中，CPU 36 判定所计算出的距离 d_{ij} 是否小于在步骤 S7 中预先设定的值的最小距离 d_{min} 。然后，在该判定结果是不满足 $d_{ij} < d_{min}$ 的条件下，在步骤 S14 中，CPU 36 判定参数 j 是否不足在时刻 $t-1$ 估计出的位置 $P(t-1)_j$ 的个数 N_j 。在符合该条件的情况下，CPU 36 如步骤 S11 所示那样使参数 j 的值增大 1，回到步骤 S9，重复相同处理。另外，不满足步骤 S10 的条件的，从以下步骤可知，不用于胶囊型内窥镜 3 的移动轨迹的计算处理。

另一方面，在判定为满足步骤 S10 的条件的情况下，如步骤 S12 所示，CPU 36 使用距离 d_{ij} 来更新最小距离 d_{min} 的值。然后，在下一步骤

S13 中, CPU 36 使胶囊型内窥镜 3 在时刻 t 估计出的位置 P_{ti} 与在该时刻 t 的前一个时刻 $t-1$ 估计出的位置 $P_{(t-1)j}$ 的位置信息相关联, 同时将该位置信息作为连接信息存储在存储器 35 内。另外, 在图 10 中 (图 11 等中也一样), 将胶囊型内窥镜简称为胶囊。

在下一步骤 S14 中, CPU 36 判定参数 j 是否不足在时刻 $t-1$ 估计出的位置 $P_{(t-1)j}$ 的个数 N_j 。并且, 在符合图 10 的步骤 S14 的条件的情況下, CPU 36 经过步骤 S11 使 j 的值增大 1, 回到步骤 S9, 重复相同处理。

然后, 在该 j 的值与数 N_j 一致的情况下, CPU 36 进入下一步骤 S15, 判定参数 i 是否不足在时刻 t 估计出的位置 P_{ti} 的个数 N_i 。然后, 在符合图 10 的步骤 S15 的条件的情況下, CPU 36 进入步骤 S16, 使 i 的值增大 1, 回到步骤 S7, 之后重复相同处理。

之后, 在该 i 的值与个数 N_i 一致的情况下, 进入步骤 S17, CPU 36 判定参数 t 是否不足最后测定的时刻 t_{end} 。然后, 在符合该参数 t 不足 t_{end} 的条件的情況下, CPU 36 回到步骤 S5, 使 t 的值增大 1, 回到步骤 S2, 之后重复相同处理。

这样, 当时刻 t 与最后的时刻 t_{end} 一致时, CPU 36 结束该处理, 如图 11 所示, 通过进行 (在图 10 的处理中判定的) 满足连接关系的位置的检索、即路径检索 (轨迹计算) 的处理, 从而计算 (估计) 轨迹。

开始图 11 所示的路径检索处理, CPU 36 在最初的步骤 S21 中, 将进行处理的时刻 t 设定为在图 10 所示的处理中使用的最后时刻 t_{end} 的前一个时刻, 即 $t_{end}-1$ 。然后, CPU 36 在下一步骤 S22 中, 将表示在时刻 t 估计出的位置 P_{ti} 之一的参数 i 设定为初始值 1。

在下一步骤 S23 中, CPU 36 从存储器 35 中读出胶囊型内窥镜 3 的位置 P_{ti} 和连接信息。然后, 在下一步骤 S24 中, CPU 36 判定在所读出的信息中是否存在连接信息。

在不存在连接信息的情况下, 在步骤 S29 中, CPU 36 判定位置的参数 i 是否不足 N_i 。在符合该条件的情况下, 如步骤 S25 所示, CPU 36 使位置的参数 i 增大 1, 在该参数 $i+1$ 中进行步骤 S23、S24 的处理。并且, CPU 36 在步骤 S24 的判定处理中, 在存在连接信息的情况下, 进入步骤

S26 的处理。

在步骤 S26 中, CPU 36 判定与时刻 t 的下一时刻 $t+1$ (在时刻 $t=tend-1$ 时, $t+1=tend$) 的胶囊型内窥镜 3 的位置 P_{t+1} 是否有连接。然后, 在不存在连接的情况下, CPU 36 转移到步骤 S27。在该步骤 S27 中, CPU 36 将新的路径信息 (例如连接中断的路径信息) 存储在存储器 35 内, 之后根据步骤 S29 的条件经过步骤 S25 回到步骤 S23 的处理。

另一方面, 在步骤 S26 的判定处理中, 在由 CPU 36 判定为与下一时刻 $t+1$ 的胶囊型内窥镜 3 的位置 P_{t+1} 有连接的情况下, 进入步骤 S28。然后, 在该步骤 S28 中, CPU 36 将在该情况下成为连接关系的信息作为路径信息存储在存储器 35 内。

在下一步骤 S29 中, CPU 36 判定位置的参数 i 是否不足 N_i 。然后, 在位置的参数 i 不足 N_i 的情况下, CPU 36 经过步骤 S25 来使该位置的参数 i 的值增大 1, 之后回到步骤 S22 的处理。

这样, CPU 36 在使参数 i 的值每增大 1 的同时, 重复进行步骤 S22~S29 的处理。然后, 当参数 i 与 N_i 一致时, 进入步骤 S30。在该步骤 S30 中, CPU 36 判定时刻 t 是否是初始值 2 以下。

在时刻 t 不是 2 以下的情况下 (即是 3 以上的情况下), 如步骤 S31 所示, CPU 36 使该时刻 t 的值减小 1, 之后回到步骤 S22 的处理。然后, CPU 36 设定为前一个时刻 $t-1$, 重复相同处理。这样, 在时刻 t 为初始值 2 的情况下, CPU 36 结束该处理。

通过这种一系列的处理, 计算出从时刻 t 是初始值 1 的胶囊型内窥镜 3 的位置 P_t 到最后时刻 $tend$ 的胶囊型内窥镜 3 的位置 P_{tend} 的路径。

然后, 如上所述, CPU 36 求出在这样从起点到终点所获得的路径中的最小路径, 将其作为轨迹, 并根据该轨迹决定各时刻的估计位置。

另外, 作为本实施例的变形例, CPU 36 可以将从起点到终点所获得的路径内包含的估计位置的个数为最大的路径设定为轨迹。并且, 在根据预先设定的距离 r_d 的值等计算出路径内包含的点数量为最大的多个路径的情况下, CPU 36 可以将整个路径的距离为最小的路径作为轨迹。并且, CPU 36 可以在该情况下根据最小的路径即轨迹决定各时刻的估计位

置。

或者, CPU 36 可以根据路径内包含的点数量进行路径的排位, 仅针对成为排位的上位侧的若干路径求出整个路径的距离, 将整个路径的距离为最小的路径决定为轨迹。并且, CPU 36 可以根据该情况下的轨迹决定在各时刻的估计位置。

或者, CPU 36 可以针对在根据路径内包含的点数量进行了路径排位的情况下成为上位侧的若干路径, 求出在进行了位置估计时所获得的费用值(测定值与计算值的残差的平方和等)的总和, 将整个路径的费用值的总和为最小的路径作为轨迹, 根据该轨迹决定各时刻的估计位置。

这样, 在求出了 1 个轨迹的情况下, 在图 1B 所示的监视器部 8c 等中显示该轨迹。

图 12A 和图 12B 示出监视器部 8c 中的显示例。在图 12A 中, 在显示面的左侧, 示出在体腔内的胶囊型内窥镜 3 中估计出的各位置由直线连接、在体腔内移动的胶囊型内窥镜 3 的轨迹, 在该显示面的右侧, 显示在(例如在左侧使用光标等)所指定的估计位置 P_{ti} 所拍摄的图像。

并且, 由显示面左侧的估计位置构成的轨迹的右侧所示的标号 A、B 和 C 表示体腔内的脏器的大致位置, 具体地说, 标号 A 表示食道、B 表示小肠, C 表示大肠。

除了图 12A 所示的显示法以外, 例如还可以如图 12B 所示那样来显示。

在该情况下, 对邻接的各位置间进行样条插值那样的插值处理, 将在各帧中估计出的胶囊型内窥镜 3 的各位置以使用平滑曲线连接的方式来显示。

由于这样能显示体腔内的估计出的各位置和与该各位置对应地拍摄的图像, 因而可容易判断所拍摄的图像是在体腔内的哪个位置被拍摄, 可效率良好地进行诊断。

并且, 在根据所获得的图像有病变部的可能性、而且有必要对该部位进行更详细的内窥镜检查的情况下, 由于能精度良好地估计该位置, 因而可顺利且在短时间内接近该部位, 能效率良好地进行再检查和处置

等。

本实施例具有以下效果。

即使在由于天线单元 4 具有的天线的根数、天线单元 4 具有的天线的配置位置、天线 23 的初始值的位置 (x_{wg} 、 y_{wg} 、 z_{wg}) ⁽⁰⁾ 的提供方法、以及噪声等而估计出胶囊型内窥镜 3 的位置有多个的情况下, 也能使用适当的方法唯一决定胶囊型内窥镜 3 的位置, 能计算轨迹。

并且, 由于选择满足规定条件的位置来计算轨迹, 因而计算出的轨迹和轨迹中的各位置的可靠性高, 可有效地用于诊断等。

(实施例 2)

下面, 参照图 13A 至图 15 说明本发明的实施例 2。本实施例的结构与实施例 1 相同, 与实施例 1 不同的是轨迹估计部的估计轨迹的程序的处理内容。

在本实施例中, 如以下说明那样, 将进行针对胶囊型内窥镜 3 的位置估计的生物体分割为多个区域, 按时间序列求出胶囊型内窥镜 3 的估计出的各位置所属的区域。然后, 针对估计出的各位置, 求出从起点到终点的路径, 进行将所获得的路径内包含的区域数目为最大的路径作为轨迹的处理。

下面, 参照图 13A 以后来说明本实施例的作用。

图 13A 是示出以人体为基准的坐标系 $X_wY_wZ_w$ 的图。图 13B 是示出将胶囊型内窥镜 3 所存在的空间分割为多个区域 ($x=1、2、3$ 等, $y=1、2、3$ 等, $z=1、2、3$ 等) (例如一边是 2 cm 的立方体) 的状态的图。

在实施例 1 中, 如图 9 所示, 提取满足在邻接的时刻 t 和 $t-1$ 的位置 P_{ti} 和 $P_{(t-1)j}$ 之间的距离 d_{ij} 是距离 r_d 以下的条件的位置, 将其作为决定路径或轨迹的连接信息。

与此相对, 在本实施例中, 为了进一步使运算处理高速化, 进一步缩小作为连接信息而保留的连接区域。CPU 36 将胶囊型内窥镜 3 存在的空间分割为多个区域 R_{xyz} , 调查在时刻 t 估计出的位置 P_{ti} 所属的区域 R_{xyz} , 将估计位置包含得多的区域作为在路径检索 (或轨迹估计) 中使用的连接区域。

在该情况下,在时刻 t 估计出的位置 P_{ti} 分散在多个区域内的情况下, CPU 36 将位置 P_{ti} 存在得最多的区域作为连接区域,属于与该区域不同的区域中的位置不在路径检索中使用。这样,即使在由于噪声等而使估计出的位置数目增多的情况下,也能通过削减在路径检索中使用的位置数目,在短时间内计算出轨迹。

并且, CPU 36 根据在时刻 t 和 $t-1$ 估计出的位置 P_{ti} 和 $P(t-1)_j$ 各自所属的区域 R_{xyz} 的位置关系,判定是否是连接区域。

具体地说,在时刻 t 和 $t-1$ 估计出的位置 P_{ti} 和 $P(t-1)_j$ 各自所属的 2 个区域不存在于相同区域内的情况下, CPU 36 仅将满足邻接区域的关系的区域,换句话说满足在接近的小距离以内的特定区域关系条件的区域作为胶囊型内窥镜 3 的运动的连接区域。然后, CPU 36 针对不具有邻接关系例如分离关系的区域间不设定连接区域。

图 14 是根据在时刻 $t-1$ 和时刻 t 所获得的天线 11 的多个输出值估计为胶囊型内窥镜 3 的位置的各位置 $P(t-1)_j$ ($j=1、2、3$ 等) 和 P_{ti} ($i=1、2、3$ 等) 的图。

体外装置 5 的 CPU 36 求出包含有估计出的各位置 P_{ti} ($i=1、2、3$ 等) 的区域 R_{xyz} 。

在图 14 中,在时刻 t 估计出的位置为 $P_{t1} \sim P_{t4}$,在时刻 $t-1$ 估计出的位置为 $P(t-1)_1 \sim P(t-1)_3$ 。在该情况下,位置 P_{t1} 和 P_{t4} 包含在区域 R_{122} 内,位置 P_{t2} 包含在区域 R_{121} 内,位置 P_{t3} 包含在区域 R_{211} 内。并且,位置 $P(t-1)_1$ 和 $P(t-1)_2$ 包含在区域 R_{112} 内,位置 $P(t-1)_3$ 包含在区域 R_{111} 内。

并且, CPU 36 判定时刻 $t-1$ 和时刻 t 的估计位置的空间关系是否满足作为连接信息而保留的连接区域的连接关系的条件。在该情况下,根据是否是邻接区域来决定是否是连接区域。

然后, CPU 36 针对在时刻 t 所获得的区域和在时刻 $t-1$ 所获得的区域,将所连接的连接区域的信息存储在存储器 35 内。并且, CPU 36 记录针对所存储的全部数据而提取的区域和连接信息。

CPU 36 将最后存储的区域作为起点,将最初存储的区域作为终点,

使用与所提取的区域一起存储的连接信息,进行与在实施例 1 中所说明的轨迹估计处理类似的处理,从而求出从起点到终点的路径。

CPU 36 求出所获得的路径内包含的区域数目为最大的路径,根据所获得的该路径决定各时刻的估计位置。另外,将该情况下的估计位置作为区域的中心位置(重心位置)。

在图 14 的具体例中,如上所述,在时刻 t ,位置 P_{t1} 和 P_{t4} 在区域 R_{122} 内存在最多,而且在时刻 $t-1$, $P(t-1)_1$ 和 $P(t-1)_2$ 在与区域 R_{122} 邻接的区域 R_{112} 内存在最多。

然后,这些区域 R_{122} 、 R_{112} 可视为连接区域。属于其他区域的位置 P_{t2} 、 P_{t3} 和 $P(t-1)_3$ 不在路径检索中使用。

并且,这些区域 R_{122} 和 R_{112} 由于相互邻接,因而成为在路径检索中使用的连接区域。

图 15 示出针对图 14 的状态具体地决定连接区域的状况。即,图 15 是示出根据时刻 t 所获得的区域来决定与时刻 $t-1$ 的区域之间的连接关系的状况的图。

在图 15 中估计出的位置为最大数目,在相互邻接的连接区域 R_{122} 、 R_{112} 的情况下,在时刻 t 的估计位置为区域 R_{122} 的中心位置(重心位置) Q_{t1} ,并且在时刻 $t-1$ 的估计位置为区域 R_{112} 的中心位置(重心位置) $Q(t-1)_1$ 。另外,在图 15 中用实线表示这 2 个连接区域 R_{112} 、 R_{122} 。

这样,CPU 36 进行从起点到终点的路径检索,最终计算出 1 个轨迹。

下面参照图 16 说明决定连接区域的处理。当动作开始时,在最初的步骤 S41 中,CPU 36 进行将胶囊型内窥镜存在的空间分割为多个区域 R_{xyz} 的处理。

然后,在下一步骤 S42 中,CPU 36 将时刻 t 设定为初始值 1,之后在下一步骤 S43 中,通过天线 11 取得在该时刻 t 获得的电动势 V_{mt} 。

在下一步骤 S44 中,CPU 36 使用在时刻 t 的电动势 V_{mt} 的值来估计胶囊型内窥镜 3 的位置 P_{ti} ,并将其存储在存储器 35 内。另外,由于有时存在多个位置 P_{ti} ,因而通过给该位置赋予下标 i 来将其区别表示。

在下一步骤 S45 中,CPU 36 检测所估计出的胶囊型内窥镜 3 的位置

P_{ti} 包含得最多的区域 R_{xyzt_k} ，并将其存储在存储器 35 内的例如第 1 存储器内。在该情况下，有存在多个区域 R_{xyzt_k} 的可能性。这里，下标 t 表示时刻， k 表示对在时刻 t 检测出的多个区域 R_{xyzt} 加以区分的参数 k ($k=1, 2 \sim N_k$)。

在下一步骤 S46 中，CPU 36 判定时刻 t 是否是初始值，即是否是 $t=1$ 。然后，在 $t=1$ 的情况下，在步骤 S47 中，CPU 36 将存储在存储器 35 的第 1 存储器内的区域 R_{xyzt_k} 的信息存储在第 2 存储器内，在下一步骤 S48 中将时刻 t 设定为 $t+1$ ，之后回到步骤 S43。

然后，CPU 36 进行步骤 S43 至 S46 的处理。在该情况下，CPU 36 在步骤 S46 的判定处理中判定为不是 $t=1$ ，进入步骤 S49 的处理。

在步骤 S49 中，CPU 36 将上述参数 k 设定为初始值，即 $k=1$ 。之后，在下一步骤 S50 中，CPU 36 进一步将参数 j 设定为初始值，即 $j=1$ 。

然后，在下一步骤 S51 中，CPU 36 判定区域 R_{xyzt_k} 与区域 R_{xyzt-l_j} 是否邻接。这里，区域 R_{xyzt-l_j} 表示对多个区域 R_{xyzt-l} 加以区分的参数 j ($j=1, 2, \dots, N_j$)，多个区域 R_{xyzt-l} 被估计为在时刻 $t-1$ 检测出的胶囊型内窥镜 3 的位置 P_{t-1_j} 包含得最多。

CPU 36 在步骤 S51 中判定为区域 R_{xyzt_k} 与区域 R_{xyzt-l_j} 不邻接的情况下，进一步在步骤 S54 中判定是否是 $j < N_j$ 。在符合该条件的情况下，CPU 36 在步骤 S52 中使 j 增大 1，之后进行步骤 S51 的处理。

然后，在判定为区域 R_{xyzt_k} 与区域 R_{xyzt-l_j} 邻接的情况下，在步骤 S53 中，CPU 36 将区域 R_{xyzt_k} 与区域 R_{xyzt-l_j} 邻接的情况下的连接关系存储在存储器 35 的第 2 存储器内。图 17 是示出在通过二维排列将区域 R_{xyzt_k} 与区域 R_{xyzt-l_j} 的连接关系存储在第 2 存储器内的情况下的一例的图。

在图 17 中，通过对区域 R_{xyz} 、时刻 t 以及参数 k 之间的关系进行二维排列，能简单知道在时刻 t 和 $t-1$ 的 2 个区域 R_{xyzt_k} 与区域 R_{xyzt-l_j} 是否邻接的连接关系。在图 17 中，在时间轴（成为时间排列方向的纵轴）方向呈行状排列的情况下，该 2 个区域为邻接区域。

在步骤 S53 中进行了这种处理之后，在下一步骤 S54 中，CPU 36 判定是否是 $j < N_j$ 。然后，CPU 36 在判定为符合该条件的情况下，进行步骤

S52 的处理, 之后回到步骤 S51。

这样, 在重复进行了在 $j \leq N_j$ 之前的处理之后, 得到 $j > N_j$, 因而经过步骤 S54 的判定处理进入下一步骤 S55。CPU 36 在步骤 S55 中进行是否是 $k < N_k$ 的判定处理, 在符合该条件的情况下, 在下一步骤 S56 中使 k 增大 1, 之后回到步骤 S50 的处理。

这样, CPU 36 重复进行从步骤 S50 到步骤 S56 的处理。然后, 当通过重复进行从步骤 S50 到步骤 S56 的处理而得到 $k > N_k$ 时, CPU 36 经过步骤 S55 的判定处理, 进入步骤 S57。

在该步骤 S57 中, CPU 36 判定是否是 $t < t_{end}$, 在符合该条件的情况下, 回到步骤 S48, 在该步骤 S48 中将 t 设定为 $t+1$, 回到步骤 S43。

这样, CPU 36 重复步骤 S43 至步骤 S57 的处理。然后, 当到达不符合 $t < t_{end}$ 的条件的时刻时, 结束该处理。

通过上述的一系列处理, 在邻接时刻的所有连接关系的信息被存储在存储器 35 的第 2 存储器内。然后, 如图 18 所示, CPU 36 根据连接关系的信息进入轨迹检索处理。当该处理开始时, 在最初的步骤 S61 中, CPU 36 将进行处理的时刻 t 设定为最后的时刻 t_{end} , 即 $t = t_{end}$ 。

CPU 36 在步骤 S62 中判定是否满足 $t = t_{end}$ 的条件。然后, 在满足该条件的情况下, CPU 36 在步骤 S63 中将在该时刻 t_{end} 的连接关系的信息作为新的路径信息, 将存储在存储器 35 的第 2 存储器内的所有区域 $R_{xyzt_{end}k}$ ($k=1, 2, 3$ 等) 存储在存储器 35 的第 3 存储器内。之后, CPU 36 在步骤 S64 中将时刻 t 设定为前一个时刻, 即 $t = t - 1$, 回到步骤 S62 的处理。

在该步骤 S62 中, CPU 36 判定出不满足 $t = t_{end}$ 的条件, 进入步骤 S65, 将参数 k 设定为 $k=1$, 之后进入下一步骤 S66。

在该步骤 S66 中, CPU 36 判定在第 2 存储器内是否存在与区域 R_{xyzt_k} 邻接的区域 $R_{xyzt-1j}$ 。

然后, CPU 36 在判定为不邻接的情况下进入步骤 S73, 进一步判定在第 2 存储器内是否存在与区域 R_{xyzt_k} 邻接的区域 $R_{xyzt+1m}$ 。这里, m 表示在时刻 $t+1$ 时存在多个区域 R_{xyzt+1} 的情况下对这些区域加以区分的参数。

然后, CPU 36 在判定为不邻接的情况下进入步骤 S71。另一方面, CPU 36 在步骤 S73 中判定为存在邻接的区域 $R_{xyzt+1m}$ 的情况下进入步骤 S70, 将该信息作为路径信息存储在第 3 存储器内, 之后进入下一步骤 S71。

另一方面, CPU 36 在步骤 S66 中判定为存在邻接的区域 $R_{xyzt-1j}$ 的情况下进入步骤 S68, 进一步判定在第 2 存储器内是否存在与区域 R_{xyzt} 邻接的区域 $R_{xyzt+1m}$ 。这里, m 表示在时刻 $t+1$ 时存在多个区域 R_{xyzt+1} 的情况下对这些区域加以区分的参数。

然后, CPU 36 在判定为不邻接的情况下, 在步骤 S69 中将该信息作为新的路径信息存储在第 3 存储器内, 之后经过步骤 S67 的处理回到步骤 S66。

另一方面, CPU 36 在步骤 S68 中判定为存在邻接的区域 $R_{xyzt+1m}$ 的情况下进入步骤 S70, 将该信息作为路径信息存储在第 3 存储器内, 之后进入下一步骤 S71。

然后, 在步骤 S71 中, CPU 36 判定是否满足 $k < N_k$ 的条件, 在满足该条件的情况下, 经过步骤 S67 回到步骤 S66。

另一方面, CPU 36 在判定为不满足 $k < N_k$ 的条件的情况下进入下一步骤 S72, 进一步判定是否满足 $2 < t$ 的条件。然后, 在满足该条件的情况下, CPU 36 经过步骤 S64 回到步骤 S62。

然后, CPU 36 设定为前一个时刻 $t-1$, 重复相同处理。这样, 在时刻 t 为最初的时刻 $t=1$ 的情况下, CPU 36 结束该处理。

通过进行这种处理, 在第 3 存储器内例如存储图 19 所示的路径信息。在图 19 中, 提取在各行记载的区域最多的行, 将区域作为各时刻连接(连结)后的结果成为胶囊型内窥镜 3 的时间路径, 即轨迹。

此外, CPU 36 还可以按以下计算路径(轨迹)。

在存在多个邻接区域的情况下, CPU 36 求出各区域内包含的估计位置的费用值(测定值与计算值的残差的平方和等)的最小值, 将所提取的区域的费用值最小的区域作为连接区域。

CPU 36 将各区域的费用值最小的估计位置的信息同所提取的区域

和连接信息一起记录。然后，CPU 36 根据路径内包含的区域数目进行路径的排位，针对上位的若干路径求出整个路径的距离，将整个路径的距离为最小的路径作为轨迹而求出。并且，CPU 36 可以求出费用值的总和为最小的路径，并将其作为轨迹。

本实施例具有以下效果。

根据本实施例，通过设定区域，所估计的位置数目减少，与实施例 1 相比能进行高速的路径检索。此外，与实施例 1 一样，能精度良好地估计胶囊型内窥镜 3 的位置和轨迹。

（实施例 3）

下面说明本发明的实施例 3。本实施例的结构与实施例 1 相同，轨迹估计部的程序处理内容不同。在本实施例中，CPU 36 按以下说明那样使用迪杰斯特（Dijkstra）法进行轨迹估计处理。

下面说明本实施例的作用。在求出估计位置或者区域和连接信息并记录之前，与实施例 1 或 2 相同。在本实施例中，作为决定路径的方法应用迪杰斯特法。该迪杰斯特法例如被记载在《数据结构和算法》（データ構造とアルゴリズム，コロナ社（株），斎藤、西原共著，p124—p129）中。

在该迪杰斯特法中，进行这样的处理，即：例如在实施例 1 中，将在从时刻 $t=1$ 到 t_{end} 期间在邻接的时刻 t 、 $t-1$ 分别估计出的各位置作为节点来设定使用线 L 连接这些位置的多个路径。

然后，CPU 36 对这些路径中的线 L 的长度等适当地进行加权（当然，可以如 1 那样进行相同加权），将针对可能的全部路径分别使途中的路径的值相加而得到的累计值（费用值）为最小的路径作为最终路径，即轨迹。

在本实施例中，CPU 36 在估计出位置的情况下，针对这些位置计算费用值，并进行对计算出的各个费用值加以比较的处理，从而能计算出最终路径。因此，本实施例具有以下效果。

本实施例通过使用迪杰斯特法，可比实施例 1 或实施例 2 更高速地进行路径检索。

（实施例 4）

下面说明本发明的实施例 4。本实施例的结构与实施例 1 相同，轨迹估计部的程序处理内容不同。

作为本实施例的作用，CPU 36 在从起点到终点的路径在中途中断的情况下，连接路径使得一个路径的终点与另一个路径的起点之间的距离为最小。

作为本实施例的效果，即使在路径中途中断的情况下也能从起点到终点检索路径。

（实施例 5）

下面说明本发明的实施例 5。本实施例的结构与实施例 1 相同，轨迹估计部的程序处理内容不同。

作为本实施例的作用，CPU 36 根据与生物体的部位相关的预见信息来约束估计位置/区域。例如，在食道那样的部位中，由于认为胶囊型内窥镜 3 从口大致线性地移动到胃，因而能大致预测所估计的位置，估计出在预测范围外的位置从 CPU 36 的处理对象中排除。

并且，由于能预测胶囊型内窥镜的移动方向（从口向胃的方向），因而在连接估计位置或区域的情况下，在从胃向口的方向连接的估计位置或区域从 CPU 36 的处理对象中排除。

作为本实施例的效果，能高速地进行路径检索。

（实施例 6）

下面说明本发明的实施例 6。本实施例的结构与实施例 1 相同，轨迹估计部的程序处理内容不同。

下面说明本实施例的作用。

由于进行接收的天线 11 的根数、配置位置、天线 23 的位置（ x_{wg} 、 y_{wg} 、 z_{wg} ）⁽⁰⁾的初始值的提供方法、以及噪声等而估计出多个胶囊型内窥镜 3 的位置。由于在体腔内拍摄图像的间隔时间短且胶囊型内窥镜 3 的运动较小，因而能考虑将在特定时刻估计出的胶囊型内窥镜 3 的位置与在时间前后的时刻估计出的胶囊型内窥镜 3 的位置作为大致相同位置或接近位置来求出。

因此, CPU 36 将在时间前后的时刻估计出的多个胶囊型内窥镜 3 的位置、与以距离和估计时的费用值等作为条件在各时刻估计出的胶囊型内窥镜 3 的位置相连接, 根据整体的连接状态求出各时刻的胶囊型内窥镜 3 的位置。

如图 8 所示, CPU 36 将在时刻 $t-1$ 估计出的位置设定为 $P(t-1)_j$ ($j=1, 2, \dots, N_j$), 并将在时刻 t 估计出的位置设定为 P_{ti} ($i=1, 2, \dots, N_i$)。并且, CPU 36 针对在时刻 $t-1$ 和时刻 t 估计出的位置 $P(t-1)_j$ 和 P_{ti} , 按以下设定评价函数 $h_{(t-1)_j, ti}$ 。

$$h_{(t-1)_j, ti} = d_{(t-1)_j, ti} + w(\text{cost}_{(t-1)_j} + \text{cost}_{ti})$$

$$h_{(t-1)_j, ti} = [(P_{xti} - P_{x(t-1)_j})^2 + (P_{yti} - P_{y(t-1)_j})^2 + (P_{zti} - P_{z(t-1)_j})^2]^{1/2}$$

式中, $d_{(t-1)_j, ti}$ 表示分别估计出的位置的距离, $\text{cost}_{(t-1)_j}$ 和 cost_{ti} 表示在估计位置时得到的费用值, w 表示加权系数。该 w 是使用例如距离 3 cm 和位置估计时的最小费用 cost_{\min} 的 3 倍的值来求出的。

即, 设定为

$$w = 0.03 / (3 \text{cost}_{\min})。$$

CPU 36 针对在时刻 $t-1$ 和时刻 t 估计出的位置 $P(t-1)_j$ 和 P_{ti} 的全部组合求出评价函数的值。然后, CPU 36 按评价函数的值减小的顺序排列, 从该情况下的最小值的位置中提取上位的若干个并进行存储。

例如, CPU 36 针对评价函数评定阈值, 在评价函数的值是阈值以上的情况下, 不存储连接信息和评价函数的值。并且, CPU 36 在 2 点间的距离大的情况下, 例如在 5 cm 以上的情况下中止评价函数的计算, 不进行连接信息等的存储。

最后, CPU 36 将与连接信息一起存储的胶囊型内窥镜 3 的位置作为起点, 根据连接信息连接各时刻的估计位置, 计算评价函数的值的合计。CPU 36 通过提取连接为最长的路径来求出轨迹, 将该轨迹作为各时刻的胶囊型内窥镜 3 的位置。并且, CPU 36 在求出多个路径的情况下, 根据评价函数的合计小的路径来估计各时刻的胶囊型内窥镜 3 的位置。在路径全部在中途中断的情况下(评价函数全部为阈值以上, 或者距离为 5 cm 以上等), CPU 36 将中断的时刻作为起点进行与上述相同的处理, 中断

部分间的连接与实施例 4 一样, 连接成使一个路径的终点与另一个起点之间的距离为最短。

CPU 36 针对在时刻 $t-1$ 和时刻 t 估计出的位置 $P(t-1)_j$ 和 P_{ti} 的全部组合求出评价函数的值。然后, CPU 36 按评价函数的值减小的顺序排列, 从该情况下的最小值的位置中提取上位的若干个并进行存储。

例如, CPU 36 针对评价函数评定阈值, 在评价函数的值是阈值以上的情况下, 不存储连接信息和评价函数的值。并且, CPU 36 在 2 点间的距离大的情况下, 例如在 5 cm 以上的情况下中止评价函数的计算, 不进行连接信息等的存储。

本实施例具有以下效果。

根据本实施例, 即使在由于进行接收的天线 11 的根数、配置位置、天线 23 的初始位置 $(x_{wg}, y_{wg}, z_{wg})^{(0)}$ 的提供方法、以及噪声等而估计出多个胶囊型内窥镜 3 的位置的情况下, 也能唯一决定胶囊型内窥镜 3 的位置。并且, 根据本实施例, 由于使用 2 点间的距离和费用值来设定评价函数, 因而能使用该评价函数来估计准确的胶囊型内窥镜 3 的位置。

(实施例 7)

下面说明本发明的实施例 7。本实施例的结构与实施例 1 相同, 轨迹估计部的处理内容不同。

下面说明本实施例的作用。

如上所述, 图 13B 是示出将胶囊型内窥镜 3 存在的空间分割为多个区域 R_{xyz} ($x=1, 2, 3$ 等, $y=1, 2, 3$ 等, $z=1, 2, 3$ 等) 的状态的图。并且, 图 14 是根据在时刻 $t-1$ 和时刻 t 所获得的天线 11 的多个输出值估计出胶囊型内窥镜 3 的各位置 $P(t-1)_j$ ($j=1, 2, 3$ 等)、 P_{ti} ($i=1, 2, 3$ 等) 的图。

CPU 36 求出包含有在时刻 t 估计出的位置 P_{ti} ($i=1, 2, 3$ 等) 的区域 R_{xyz} 。并且, 在与在时刻 $t-1$ 所获得的区域连接的情况下, CPU 36 计算以下评价函数。

$$h_{(t-1)_j, ti} = d_{(t-1)_j, ti} + w_1(\text{cost}_{(t-1)_j} + \text{cost}_{ti} + w_2/(n_{Q_{lmn}} + n_{Q_{lm+ln}}))$$

$$d_{(t-1)_j, ti} = [(Q_{xlmn} - Q_{xlm+ln})^2 + (Q_{ylmn} - Q_{ylm+ln})^2 + (Q_{zlmn} - Q_{zlm+ln})^2]^{1/2}$$

式中, $d_{(t-1)j,ti}$ 表示包含有各估计出的位置的区域 R_{xyz} 的重心位置 Q_{t-1} 与 Q_{ti} 之间的距离, 并且, $cost_{(t-1)j}$ 和 $cost_{ti}$ 表示在估计位置时得到的费用值, 而且, w_1 和 w_2 表示加权系数。例如, w_1 是使用距离 3 cm 和位置估计时的最小费用的 3 倍的值而求出的值, w_2 是使用分割后的区域的数目和各区域内包含的估计位置的数目 (n_{Q1mn} 、 n_{Q1m+1n}) 而求出的值。

即, 加权系数 w_1 和 w_2 是表示为如下的值。

$$w_1 = 0.03 / (3 \text{cost}_{\min})$$

$$w_2 = 1000.0$$

CPU 36 在分割后的区域间决定使用上述评价函数所提取的时刻 $t-1$ 和时刻 t 的估计位置的连接关系。另外, 假定连接仅是邻接区域间的移动。并且, 在存在多个邻接区域的情况下, 将区域内包含的估计位置数目多的区域作为连接区域。图 15 示出从在时刻 t 获得的区域起时刻 $t-1$ 的连接状态。CPU 36 记录在时刻 t 获得的区域和在时刻 $t-1$ 连接的区域的信息。而且, CPU 36 记录针对所记录的全部数据而提取的区域和连接信息。

与实施例 2 一样, CPU 36 将最后存储的区域作为起点, 将最初存储的区域作为终点, 使用与所提取的区域一起存储的连接信息来求出从起点到终点的路径。CPU 36 求出所获得的路径内包含的区域数目为最大的路径, 根据所获得的路径决定各时刻的估计位置。另外, 将该情况下的估计位置作为区域的中心位置 (重心位置)。

在存在多个邻接区域的情况下, CPU 36 求出各区域内包含的估计位置的费用值 (测定值的计算值的残差的平方和等) 的最小值, 并将所提取的区域的费用值最小的区域作为连接区域。

然后, CPU 36 将各区域的费用值最小的估计位置的信息同所提取的区域和连接信息一起记录。而且, CPU 36 根据路径内包含的区域数目进行路径的排位, 针对上位的若干路径求出整个路径的距离, 并求出整个路径的距离为最小的路径。并且, CPU 36 可以求出费用值的总和为最小的路径。

本实施例具有以下效果。

根据本实施例, 由于通过设定区域而使估计位置数目减少, 因而能

比实施例 1 更高速地进行路径检索。

另外，在上述各实施例等中，除了使用所估计出的天线 23（或胶囊型内窥镜 3）的位置以外，还可以使用方向信息来用于计算轨迹的处理。这样，在还使用方向信息时，与仅使用位置的情况相比能进行精度更高或可靠性更高的轨迹和位置的计算。

另外，在上述各实施例中，将不同的实施例的一部分组合等而构成的实施例也属于本发明。并且，在不变更本发明主旨的情况下对一部分进行变形也属于本发明。

另外，在上述例子中，以取得光学拍摄体腔内而得到的图像信息作为生物体内的生物体信息的情况作了说明，然而本发明不限于此，例如也能应用于设置 pH 传感器来计算 pH 的胶囊型医疗装置。此外，可以设置药液和分散该药液的单元来进行医疗行为。

本申请是以于 2006 年 4 月 19 日在日本申请的日本特愿 2006-115958 号作为优先权主张基础而提交申请的，上述公开内容在本发明说明书、权利要求书和附图中被引用。

在通过从口吞入而对体内进行拍摄等来取得生物体信息的胶囊型医疗装置中，借助电磁波从设置在内部的天线将信号发送到体外，并使用设置在体外的多根天线来接收该信号，从而取得生物体信息来估计在体内的位置，在估计出多个位置的情况下进一步提取满足规定条件的位置等，从而能计算出可靠性高的轨迹和位置。

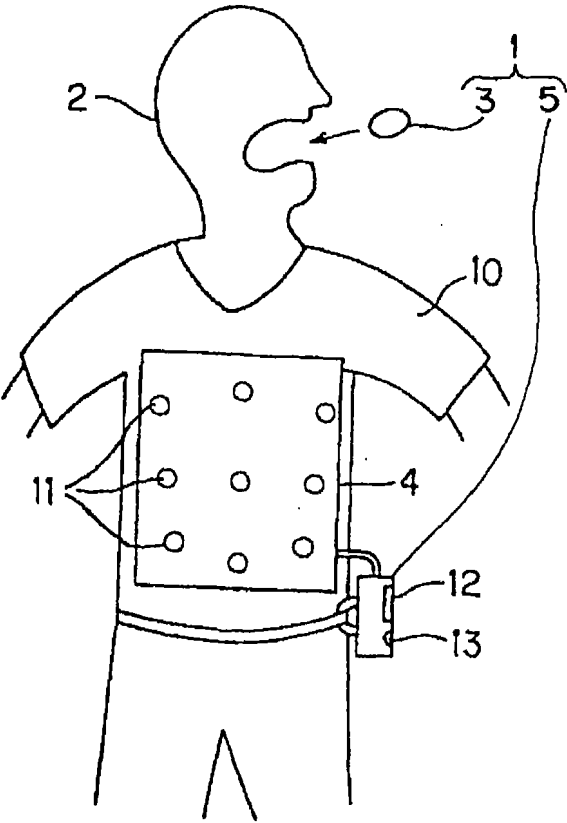


图 1A

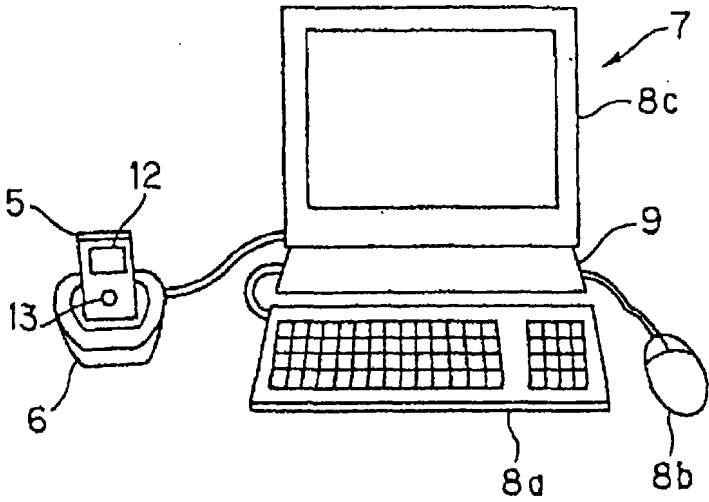


图 1B

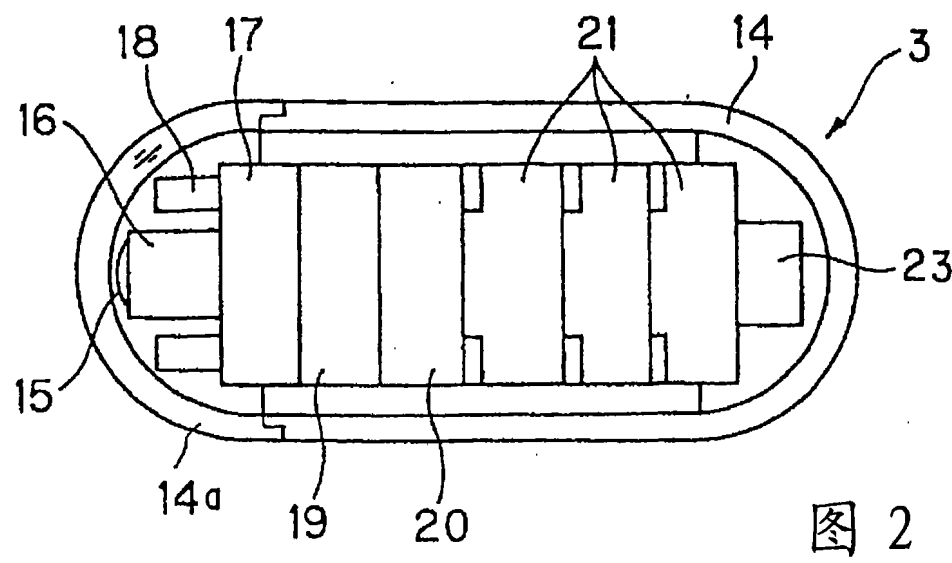


图 2

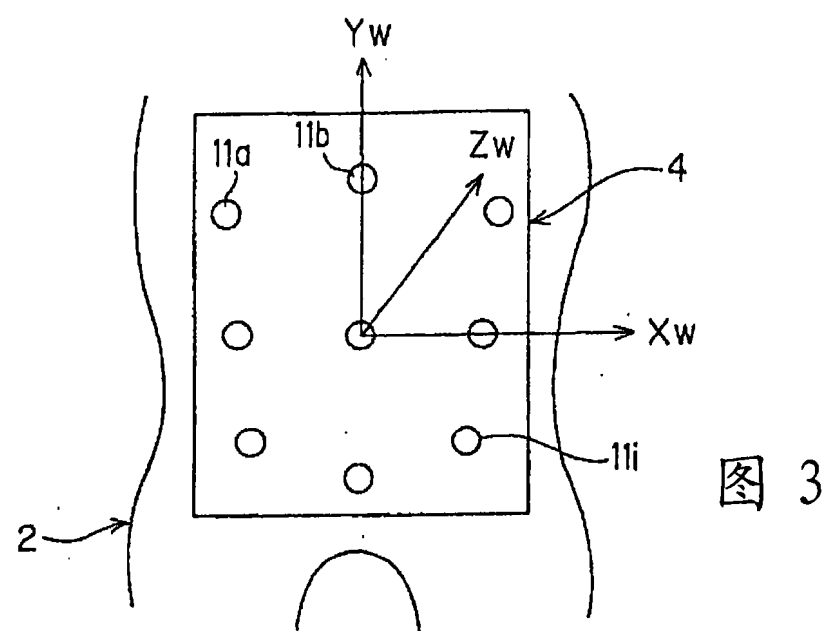


图 3

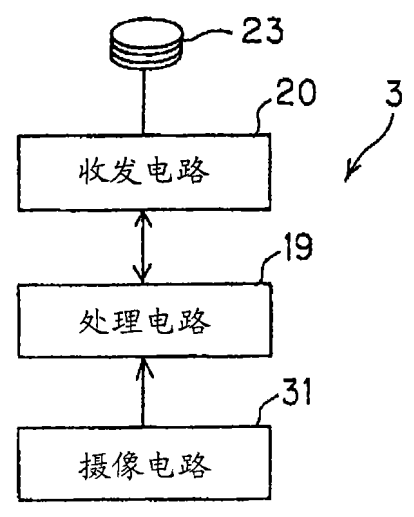


图 4A

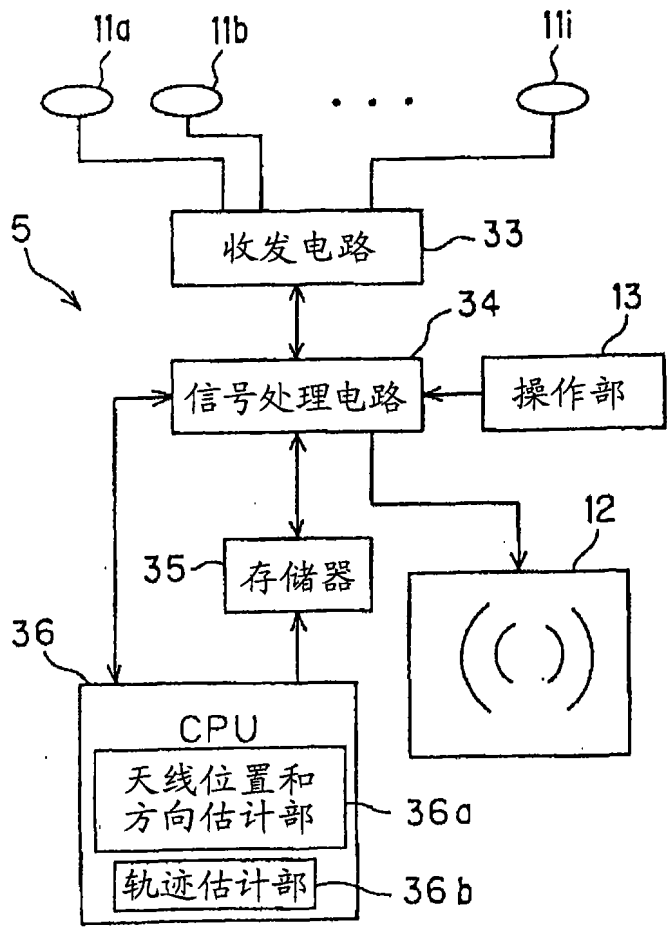


图 4B

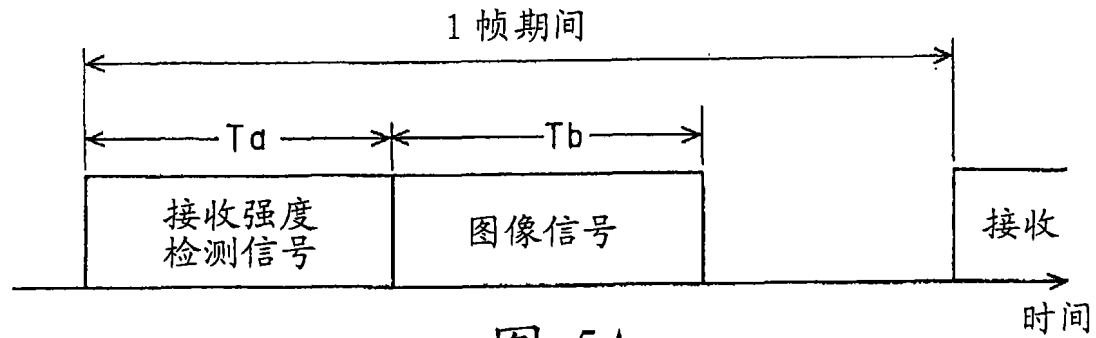


图 5A

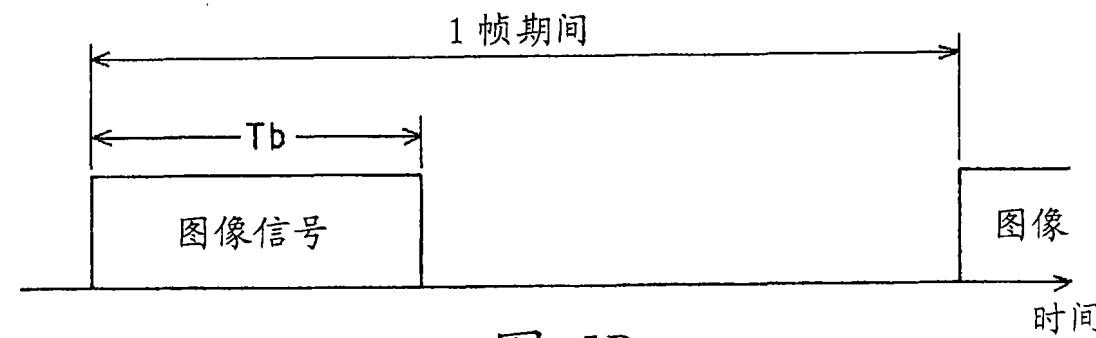


图 5B

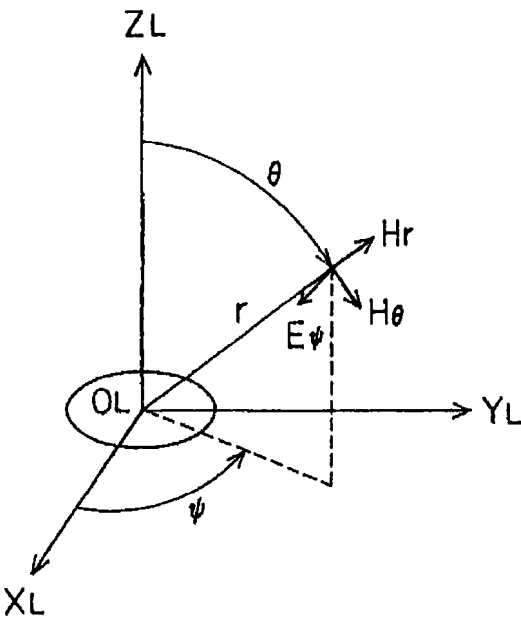


图 6A

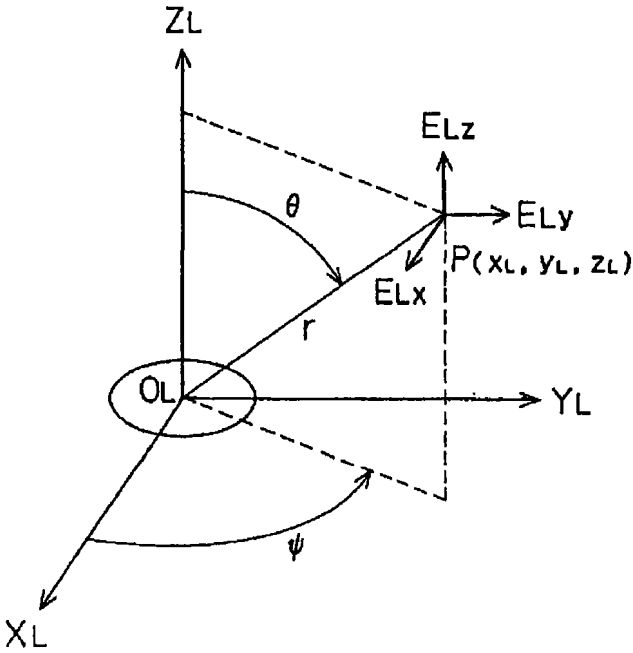


图 6B

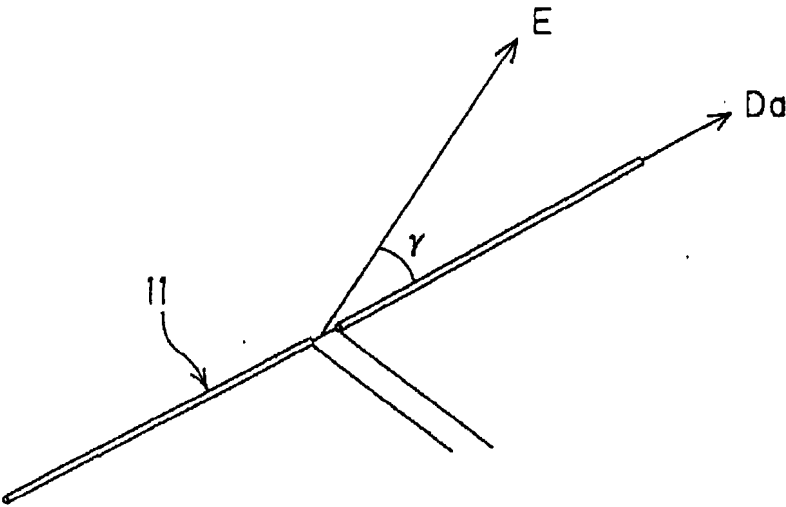


图 7

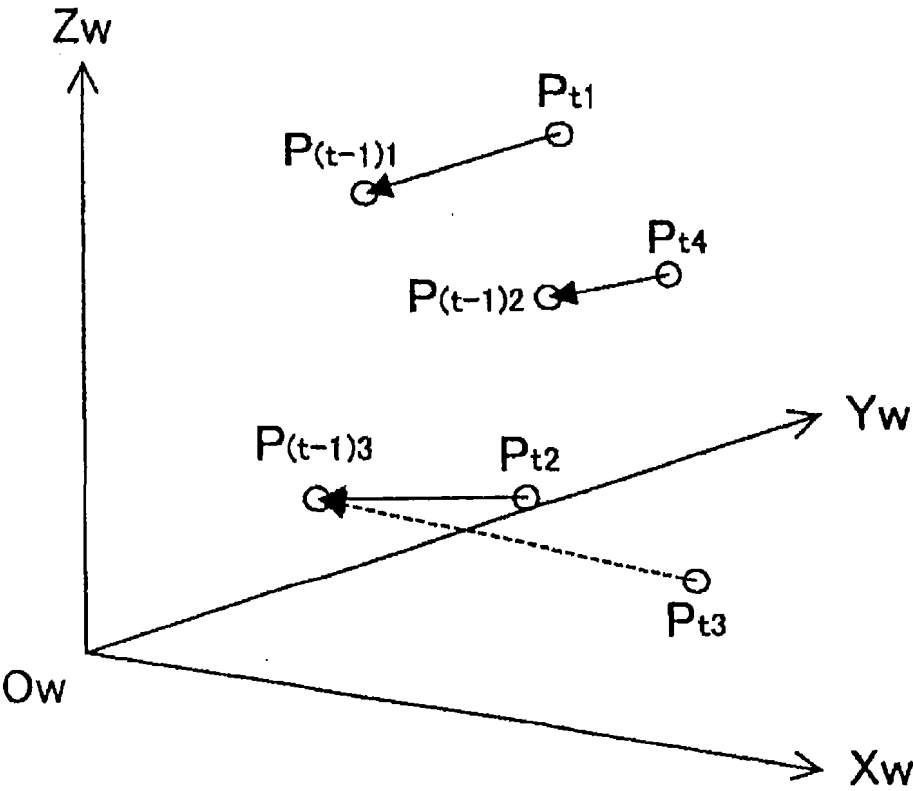


图 8

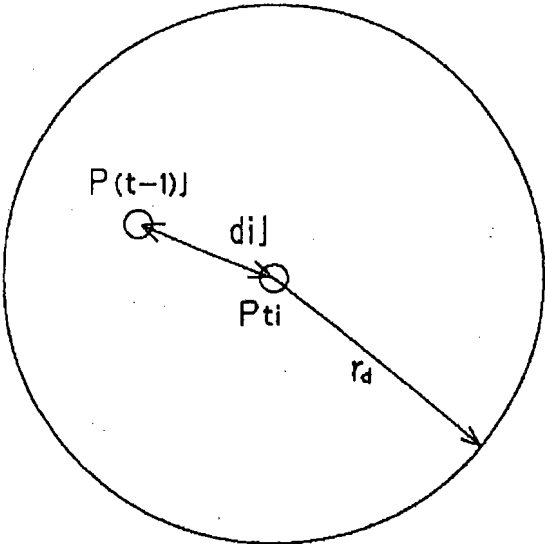


图 9

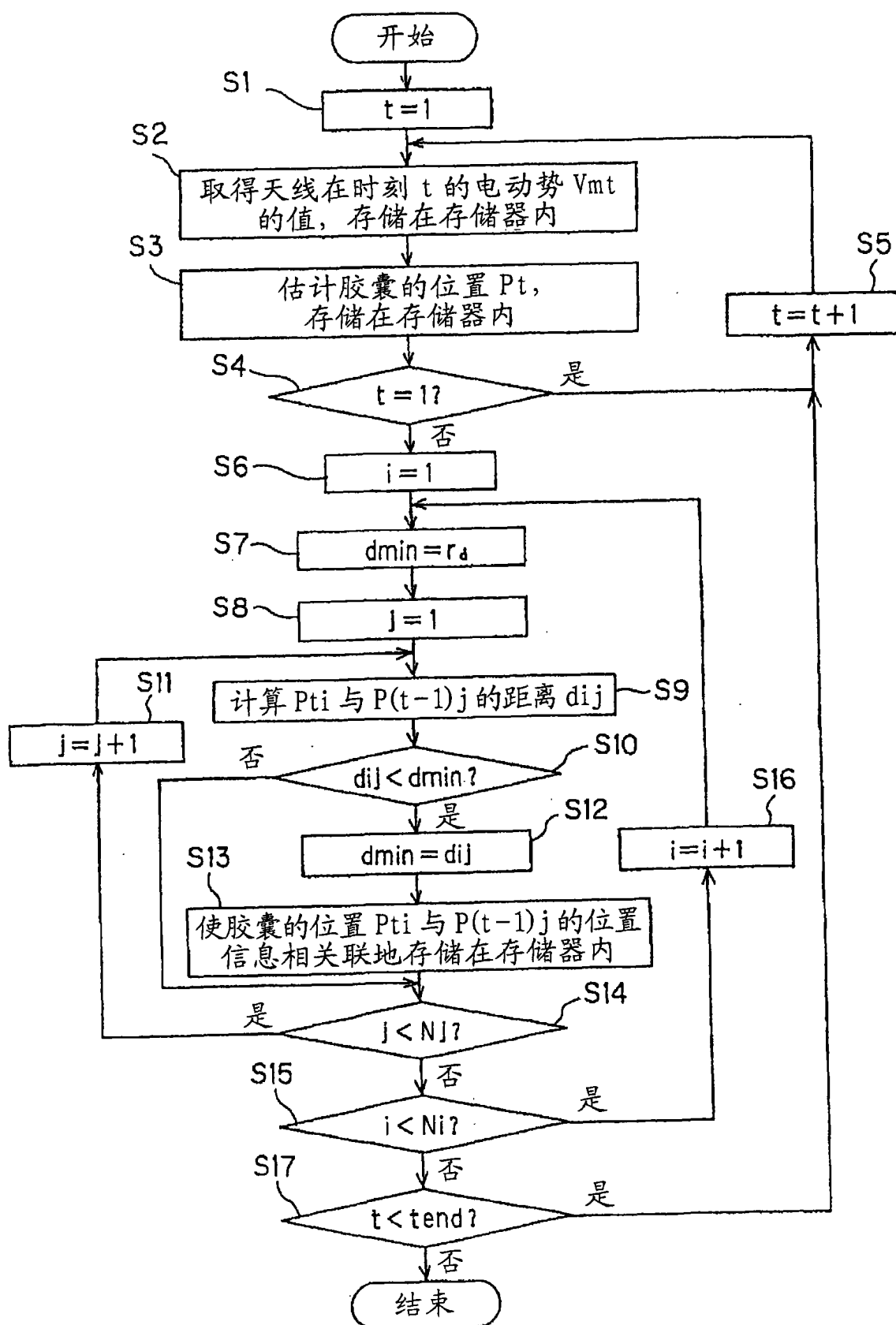


图 10

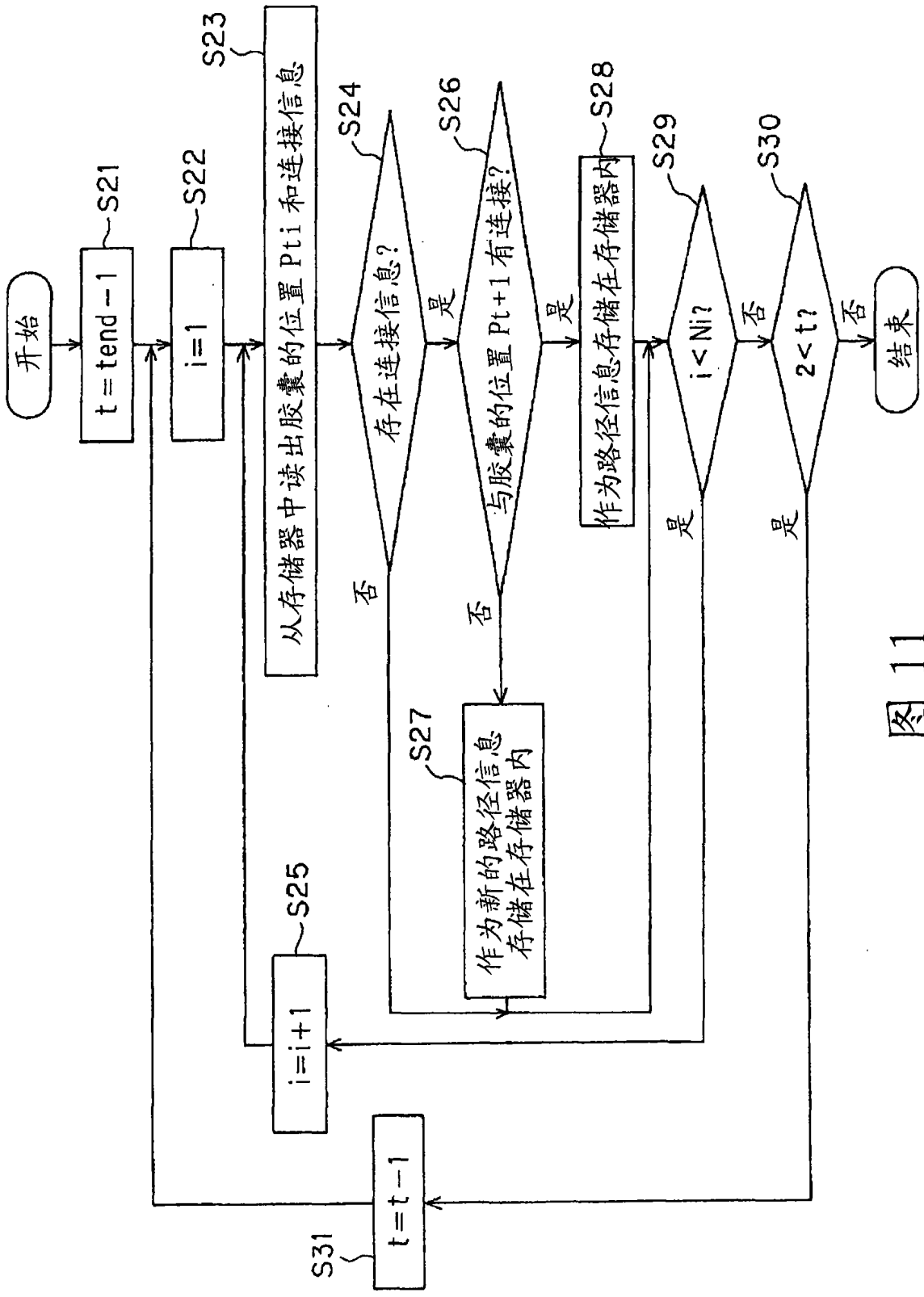


图 11

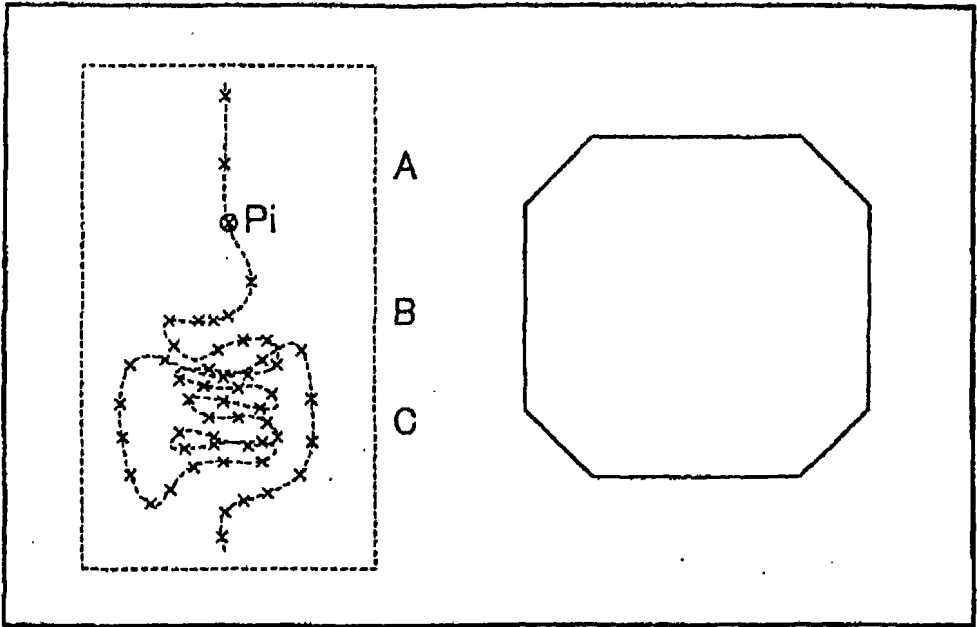


图 12A

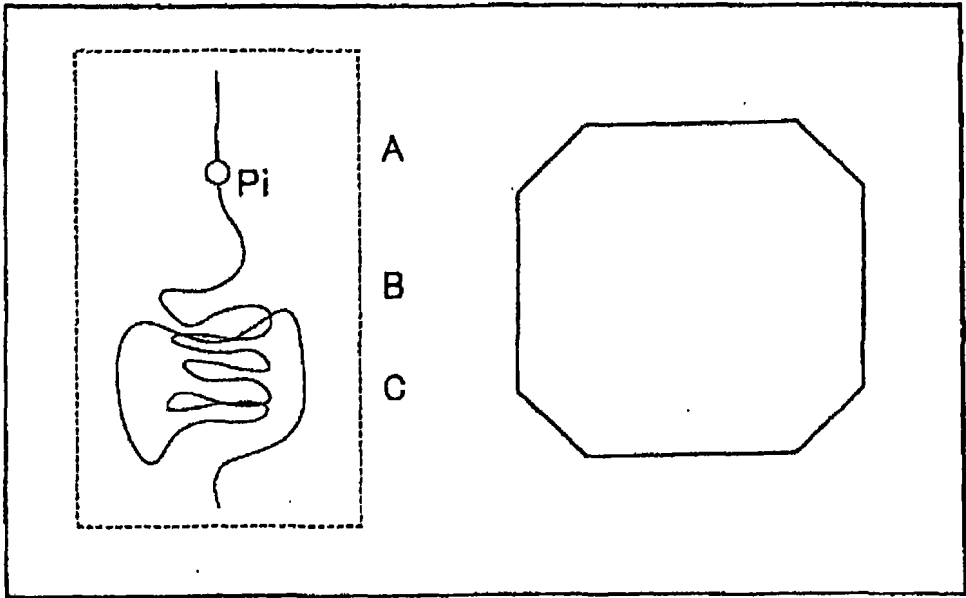


图 12B

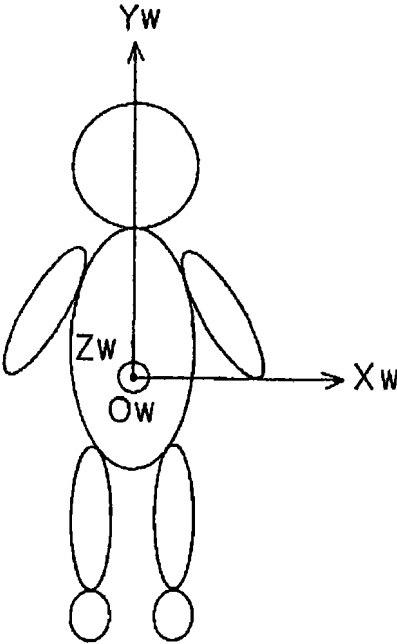


图 13A

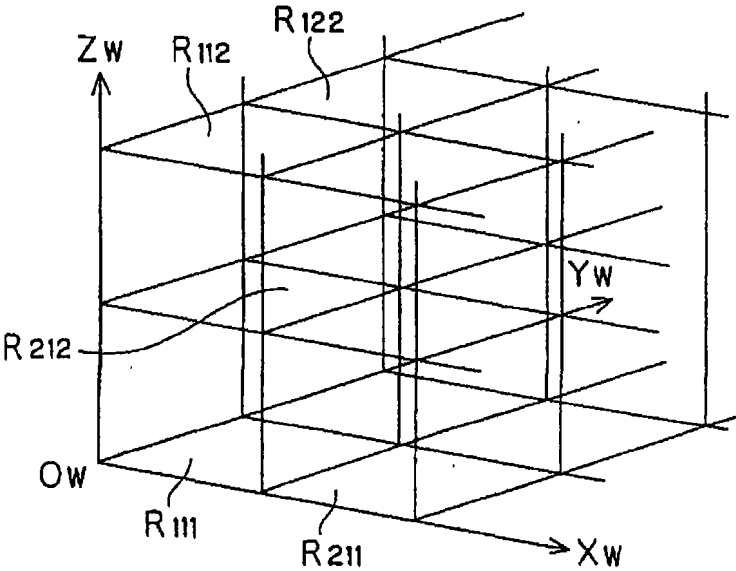


图 13B

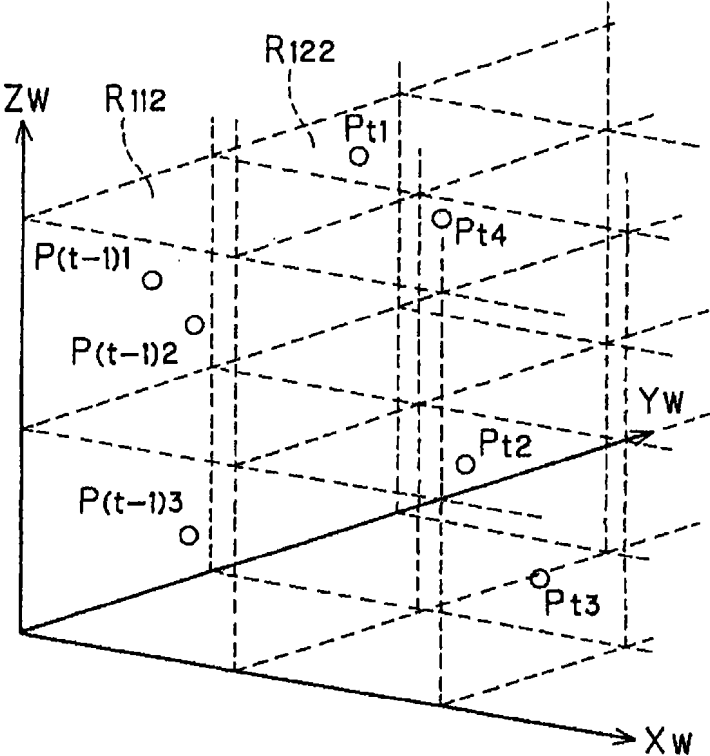


图 14

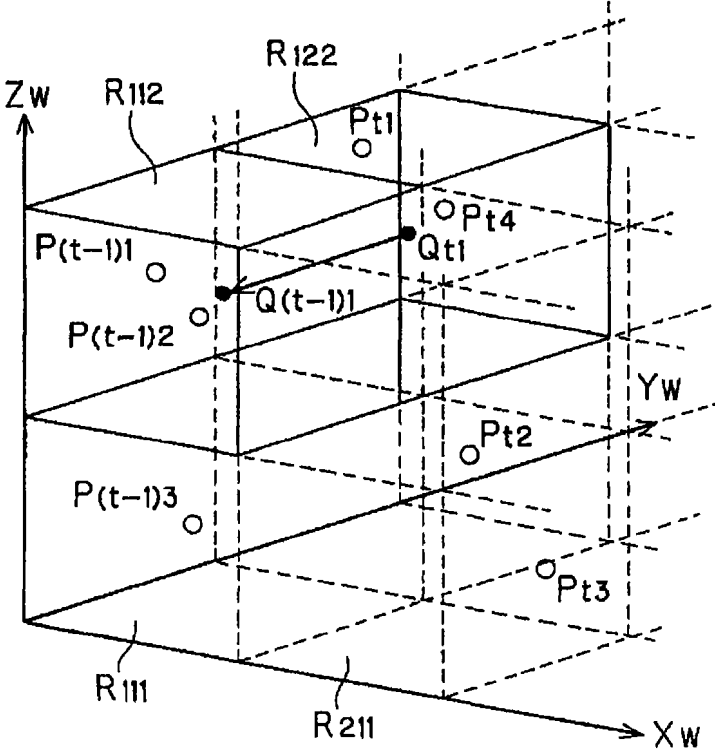


图 15

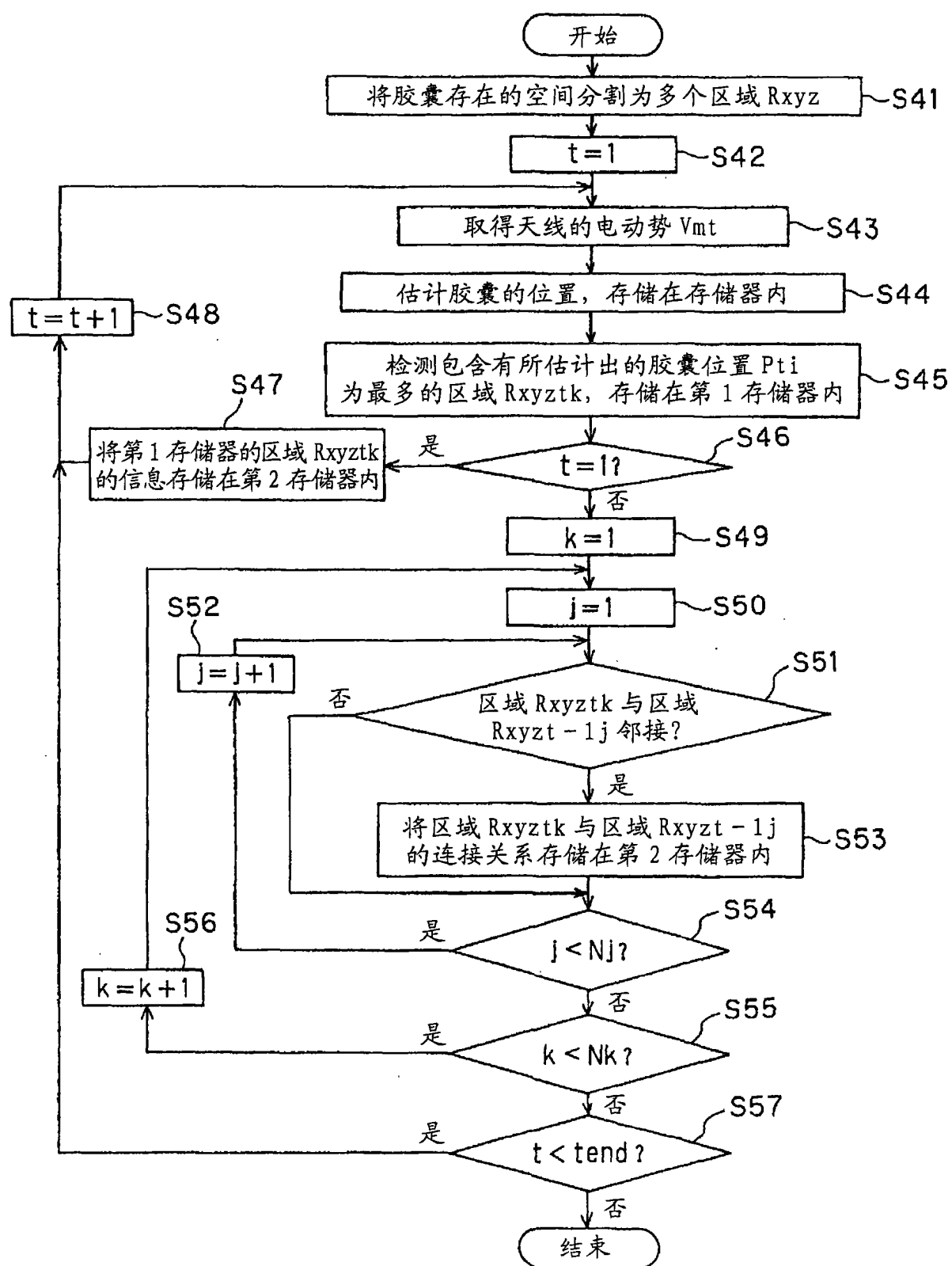


图 16

$\begin{matrix} k \\ t \end{matrix}$	1	2	3	4	5	6	...
1	Rxyz11	Rxyz12					
2	Rxyz21		Rxyz22				
3	Rxyz31		Rxyz32	Rxyz33			
4	Rxyz41		Rxyz42				
\vdots							
tend	Rxyztend1		Rxyztend2			Rxyztend3	

图 17

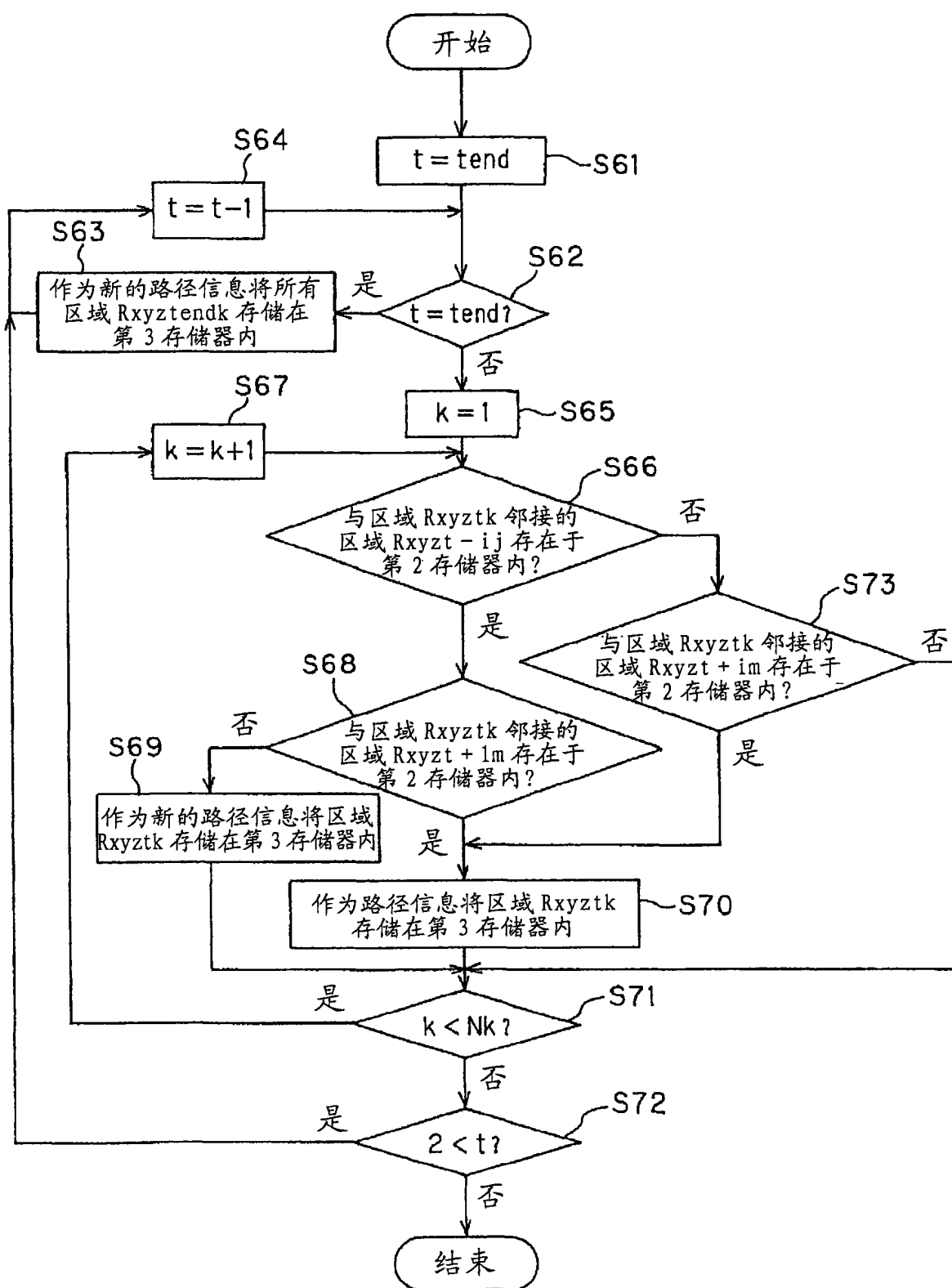


图 18

<div><div>t</div><div></div></div>	tend	tend-1	tend-2	...	3	2	1
1	Rxyztend 1	Rxyztend-11	Rxyztend-21	...	Rxyz3 1	Rxyz2 1	Rxyz1 1
2	Rxyztend 2	Rxyztend-12	Rxyztend-22	...	Rxyz3 2	Rxyz2 2	
3	Rxyztend 3	Rxyztend-13		...			
4			Rxyztend-23	...			
⋮				...			
N-1				...	Rxyz3 3		
N				...			Rxyz1 2

图 19

专利名称(译)	胶囊型医疗装置		
公开(公告)号	CN101426413A	公开(公告)日	2009-05-06
申请号	CN200780013842.9	申请日	2007-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	长谷川润 野波徹绪		
发明人	长谷川润 野波徹绪		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00002 A61B5/073 A61B1/00016 A61B1/041 A61B5/06 A61B5/6805 A61B1/0005 A61B2560/0456 G02B23/2461 A61B5/062		
优先权	2006115958 2006-04-19 JP		
其他公开文献	CN101426413B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明使用多根天线来估计内置于在体内移动的胶囊型内窥镜(3)中的天线的位置，在邻接的时刻估计出的2个位置(P_{ti} 、 $P_{(t-1)j}$)的距离(d_{ij})是规定值以内的情况下，使这些位置信息相关联，作为连接信息存储在存储器内。之后，根据存储在存储器内的连接信息进行路径检索，进行计算轨迹的处理。

