

[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 200680015701.6

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)
G01S 5/02 (2006.01)
A61B 5/06 (2006.01)

[43] 公开日 2008年5月14日

[11] 公开号 CN 101179979A

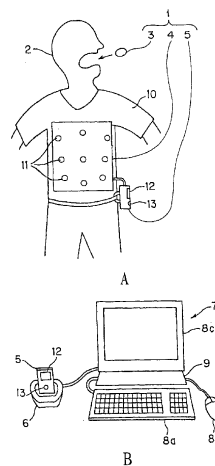
[22] 申请日 2006.4.20
[21] 申请号 200680015701.6
[30] 优先权
 [32] 2005. 5. 26 [33] JP [31] 154371/2005
 [32] 2006. 1. 24 [33] JP [31] 015612/2006
[86] 国际申请 PCT/JP2006/308346 2006. 4. 20
[87] 国际公布 WO2006/126350 日 2006. 11. 30
[85] 进入国家阶段日期 2007. 11. 8
[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社
 地址 日本东京
[72] 发明人 长谷川润 野波徹绪

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
 代理人 党晓林

权利要求书 1 页 说明书 22 页 附图 8 页

[54] 发明名称
 胶囊型医疗装置

[57] 摘要
 本发明提供能够高精度地对活体内通过摄像等获取到活体信息的位置进行检测的胶囊型医疗装置。内置于在体内移动的胶囊型内窥镜(3)中的圆形闭合的天线(23)发送高频信号,用配置在体表的多个天线(11a~11i)对其进行接收,CPU(36)对天线(23)的初始状态的位置和方向进行设定,并对其进行位置和方向的推断处理,算出新推断出的位置和方向,更新初始状态的位置和方向。对该更新过的位置和方向同样地进行推断处理。并且,通过反复进行该处理直到由推断处理所更新的位置的偏移量在充分小的值以下为止,从而进行高精度的位置推断。



- 1、一种胶囊型医疗装置，其特征在于，
该胶囊型医疗装置包括：
- 5 胶囊型体内装置，其插入活体内并具有天线；
无线发送部，其能够以无线方式从上述胶囊型体内装置的天线发送电磁波的信号；
多个体外天线，它们配置在上述活体外；
推断部，其根据由上述多个体外天线所接收到的上述电磁波的信号
10 推断上述天线的位置和/或方向；以及
更新校正部，其将根据由上述推断部所推断出的位置和/或方向的值计算的推断值和实际检测的检测值进行比较，对上述推断部得出的位置和/或方向反复进行更新校正，使得根据该比较后的值计算出的上述位置和/或方向的更新值在预定值以下。
- 15 2、根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，
上述胶囊型体内装置具有用于获取活体信息的活体信息获取部，上述无线发送部用上述信号发送由上述活体信息获取部所获取的活体信息。
- 20 3、根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，
该胶囊型医疗装置具有轨迹计算部，该轨迹计算部从由上述更新校正部推断出的上述天线的位置，计算上述胶囊型体内装置在上述活体内移动的轨迹。
- 4、根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，
上述推断部根据由上述多个体外天线所接收到的上述电磁波的信号
25 使用考虑了电磁波在上述活体内衰减的理论式来推断上述天线的位置。
- 5、根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，
上述多个体外天线是检测上述电磁波中的电场分量的电场检测用天线。

胶囊型医疗装置

5 技术领域

本发明涉及插入活体内进行摄像等的胶囊型医疗装置。

背景技术

10 通过将插入部插入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，在医疗用领域等中已广泛普及。

并且，近来，通过从口吞入而能够对体腔内摄像并进行内窥镜检查
的呈胶囊形状的胶囊型医疗装置，也显现出实用化的状况。

15 胶囊型医疗装置在插入到体腔内的情况下，通常通过蠕动运动等而
在体腔内移动。因此，有时使用者希望了解通过胶囊型医疗装置得到的
信息是相当于体腔内的哪个位置的信息。

因此，例如日本特开 2003-135389 号公报中已公开了这样的装置：
用配置在体外的多个天线接收从体腔内的胶囊通过天线无线发送出的信
号，并根据该接收信号的强度等计算出胶囊的位置。

20 并且，在日本专利第 3571675 号公报中公开了这样的装置以及方法：
在插入体腔内的内窥镜的插入部的长度方向上配置多个源线圈，使用使
用配置在体外的多个线圈，在由这些源线圈所产生的磁场中检测其位置
或/和方向。

25 但是，在日本特开 2003-135389 号公报中未公开具体地检测胶囊的
位置的方法，此外，也未再公开根据无线发送出的信号来检测胶囊或者
胶囊内的天线方向的方法。

并且，日本专利第 3571675 号公报中所公开的方法，被利用于在具
有插入体腔内的插入部的内窥镜中的该插入部的形状检测，而不是适用
于胶囊型医疗装置。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而完成的，其目的在于提供一种能够高精度地检测在活体内获取所摄像的被摄体的像等的活体信息的位置和/或方向的胶囊型医疗装置。

- 5 本发明的胶囊型医疗装置的特征在于，该胶囊型医疗装置包括：胶囊型体内装置，其插入活体内并具有天线；无线发送部，其能够以无线方式从上述胶囊型体内装置的天线发送电磁波的信号；多个体外天线，它们配置在上述活体外；推断部，其根据由上述多个体外天线所接收到的上述电磁波
- 10 的信号推断上述天线的位置和/或方向；以及更新校正部，其将根据由上述推断部所推断出的位置和/和方向的值计算的推断值和实际检测的检测值进行比较，对上述推断部得出的位置和/或方向反复进行更新校正，使得根据该比较后的值计算出的上述位置和/或方向的更新值在预定值以下。

- 15 根据上述结构，通过对内置于胶囊型体内装置中的天线的位置和/或方向反复进行更新上述推断值的校正，从而能够高精度地推断该天线的位置和/或方向。

附图说明

- 20 图 1A 是表示本发明的第一实施方式的胶囊型医疗装置所具有的主要部分的一个示例的图。

图 1B 是表示图 1A 的体外装置经由支座连接在终端装置上的状态的图。

图 2 是表示图 1A 的胶囊型内窥镜的内部结构的图。

- 25 图 3 是表示构成图 1A 的天线单元的多个天线的配置例和对该天线设定的坐标系的图。

图 4 是表示图 1A 的胶囊型内窥镜装置的概要内部结构的方框图。

图 5A 是表示在 1 帧（frame）期间中从图 1 的胶囊型内窥镜所发送的信号的一个示例的图。

图 5B 是表示在 1 帧期间中从图 1 的胶囊型内窥镜所发送的信号的和

图 5A 的不同的示例的图。

图 6 是表示以图 2 的天线所在的位置为原点时的、任意位置 P 的电磁场的分量的图。

图 7 是用正交坐标系的分量表示图 6 中的电场的分量的图。

5 图 8 是表示电磁波在介质中传输时衰减的状况的图。

图 9 是表示用安装在体表的杆状的天线接收到由图 6 的天线产生的电场时检测出的电动势的图。

图 10 是表示对图 2 的天线所在的位置和方向的推断处理的步骤的图。

10 图 11A 是表示将图 1A 的胶囊型内窥镜所摄像的图像和推断出的位置的轨迹合并来表示的情况下的一个表示例的图。

图 11B 是表示将图 1A 的胶囊型内窥镜所摄像的图像和推断出的位置的轨迹合并来表示的情况下的另一个表示例的图。

15 图 12 是表示本发明的第三实施方式中的天线单元所采用的天线的形状的图。

图 13 是表示第三实施方式的第二变形例中的胶囊型内窥镜的概要的内部结构的图。

图 14A 是表示从图 13 的胶囊型内窥镜所发送的信号的一个示例的图。

20 图 14B 是表示从图 13 的胶囊型内窥镜所发送的信号的和图 14A 不同的示例的图。

具体实施方式

下面，参照附图对本发明的实施方式进行说明。

25 (第一实施方式)

图 1 至图 11 是本发明的第一实施方式的图。图 1A 是表示本发明的第一实施方式的胶囊型医疗装置所具有的主要部分的一个示例的图。图 1B 是表示图 1A 的体外装置经由支座连接在终端装置上的状态的图。图 2 是表示胶囊型内窥镜的内部结构的图。图 3 是表示构成天线单元的多个

天线的配置例和对该天线设定的坐标系的图。图 4 是表示图 1A 的胶囊型内窥镜装置的概要内部结构的方框图。

图 5A 是表示在 1 帧期间中从图 1 的胶囊型内窥镜所发送的信号的一个示例的图。图 5B 是表示在 1 帧期间中从图 1 的胶囊型内窥镜所发送的信号的与图 5A 的不同示例的图。图 6 是表示以图 2 的天线所在的位置为原点时的、任意位置 P 的电磁场的分量的图。图 7 是用正交坐标系的分量来表示图 6 中的电场的分量的图。图 8 是表示电磁波在介质中传输时衰减的状况的图。图 9 是表示用安装在体表的杆状的天线接收到由图 6 的天线产生的电场时检测出的电动势的图。

图 10 是表示对图 2 的天线所在的位置和方向的推断处理的步骤的图。图 11A 是表示将图 1A 的胶囊型内窥镜摄像的图像和推断出的位置的轨迹合并来表示的情况下的一个表示例的图。图 11B 是表示将图 1A 的胶囊型内窥镜摄像的图像和推断出的位置的轨迹合并来表示的情况下的另一个表示例的图。

如图 1A 所示,本发明的第一实施方式的胶囊型内窥镜装置 1 的主要部分包括:作为胶囊型体内装置的胶囊型内窥镜 3,其通过患者 2 吞入口中来对体腔内进行检查;天线单元 4,其配置在该患者 2 的体外,以无线方式发送由胶囊型内窥镜 3 所摄像的图像信息;以及与天线单元 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 安装在支座(cradle)6 上,从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 能够将存储在体外装置 5 中的图像通过键盘 8a 和鼠标 8b 等输入/操作器件的操作而取入该终端装置 7 内,并能够使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 进行内窥镜检查的情况下所使用的、患者 2 穿着的外套 10 上,设有安装了多个天线 11 的天线单元 4。

用胶囊型内窥镜 3 所摄像并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,由天线单元 4 的多个天线 11 接收。并且,使体外装置 5 在与天线单元 4 连接的状态下,能够保存由胶囊型内窥镜 3 所摄像的图像。

并且，该体外装置 5 是例如箱形状，在其前表面设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，在体外装置 5 上，也可以采取仅设有与电池剩余量有关的警告显示用的 LED（发光二极管）和作为操作部 13 的电源开关等的结构。

5 并且，作为第二体外装置，还可以连接有未图示的便携式显示装置（观察器），该便携式显示装置对从胶囊型内窥镜 3 发送来的图像信息进行处理，并用其具备的液晶监视器显示图像。

10 如图 2 所示，胶囊型内窥镜 3 具有：具有封闭圆筒后端侧的形状的外装部件 14；和大致呈半球形状地带圆的圆顶型盖 14a，其通过粘接剂与该圆筒的前端侧连接并将该前端侧封闭，整个胶囊型内窥镜 3 是胶囊形状并成为水密结构。

在该透明的圆顶型盖 14a 内，在圆筒的中央附近，物镜 15 安装并配置在透镜框 16 上，该物镜 15 对经由圆顶型盖 14a 入射的像进行成像。并且，在物镜 15 的成像位置上，作为摄像元件在本实施方式中配置有 15 CCD 成像器（电荷耦合器件）17。

另外，在物镜 15 的周围，作为照明系统在本实施方式中在同一平面上配置有 4 个白色 LED 18。并且，例如在 CCD 成像器 17 的背面侧，在外装部件 14 的内部配置有如下部件：处理电路 19，其驱动白色 LED 18 使其发光，并且驱动 CCD 成像器 17，从而进行根据 CCD 成像器 17 输入的摄像信号生成图像信号 20 的信号处理；收发电路 20，其具有在发送图像信号的同时接收来自体外装置 5 的信号的功能；以及纽扣型电池 21，其向处理电路 19 和收发电路 20 供电。

25 另外，在纽扣型电池 21 的后端侧，即另一方的半球形状内侧配置有圆形线圈（圆形的闭合线圈）状的天线 23，该天线 23 与收发电路 20 连接，收发电波。另外，CCD 成像器 17、白色 LED 18、处理电路 19 以及收发电路 20 各部分设在未图示的基板上，各基板由挠性基板连接。

胶囊型内窥镜 3 的处理电路 19 产生对 CCD 成像器 17 的摄像定时进行控制的控制信号，在通常的摄像中每秒钟摄像 2 帧图像。另外，对在像食道那样、胶囊型内窥镜 3 比较快速地移动的部位上，处理电路 19 例

如在每秒中摄像 15~30 帧的图像。

另外，天线 23 接收从体外装置 5 送来的信号。并且，天线 23 所接收到的信号通过收发电路 20 进行处理，并发送给处理电路 19。处理电路 19 根据送来的信号控制 CCD 成像器 17 摄像的定时和白色 LED 18 的点亮开/关等。也可以组装入当有磁铁等磁性体靠近胶囊型内窥镜 3 的处理电路 19 时胶囊型内窥镜 3 内的电源可实现开/关的电路，并在患者吞下胶囊型内窥镜 3 之前接通胶囊型内窥镜 3 的电源来对图像进行摄影。

如果图 1A 所示的患者 2 穿着的外套 10 上安装的天线单元 4 被放大来表示，则如图 3 所示由天线 11a、11b、…、11i 构成。

10 胶囊型内窥镜 3 和体外装置 5 中的收发部分的结构如图 4 所示。如图 4 所示，胶囊型内窥镜 3 具有由白色 LED 18 和 CCD 成像器 17 构成的摄像电路 31。并且，由摄像电路 31 摄像并由处理电路 19 处理的信号，经由收发电路 20 调制成高频，利用电波从由圆形闭合线圈构成的天线 23 进行发送。

15 由该天线 23 所发送的信号由构成体外的天线单元 4 的多个天线 11a、11b、…、11i 接收，通过与多个天线 11a、11b、…、11i 连接的收发电路 33 进行解调，并输入信号处理电路 34。输入到信号处理电路 34 中的信号，变换成图像信号并显示在液晶监视器 12 上。另外，基于输入到信号处理电路 34 中信号的图像数据等，存储在存储器 35 中。

20 另外，存储在存储器 35 中的图像数据，能够通过使用者对操作部 13 的指示操作发送到液晶监视器 12。由此，能够使过去的图像显示在液晶监视器 12 的显示面上。

另外，在本实施方式中，在体外装置 5 中设有例如使用 CPU 36 构成的天线位置和方向推断部。作为天线位置和方向推断部的 CPU 36，进行推断内置于胶囊型内窥镜 3 中的天线 23 的位置和方向的推断处理，算出其位置和方向。

25 如后述那样，该推断处理是，在初始状态下适当地设定位置和方向，并利用 Gauss-Newton（高斯-牛顿法）法对它们反复进行位置和方向的推断处理。此时，通过推断处理，反复推断直到推断值与推断前的值的偏

差量在充分小的值以下为止。

换言之，CPU 36 包括：进行推断处理的推断部；以及更新校正部，其将该推断部所推断的推断值（具体来说是位置和方向）与推断前的值进行比较，并更新校正推断值使其差分在预定值以下。另外，不限于
5 如后述那样算出位置和方向的实施方式，也可以仅算出位置或仅算出方向。

另外，当对设在体外装置 5 上的操作部 13 进行操作，从而将使摄像周期变更等的指示信号输入信号处理电路 34 时，该信号处理电路 34 向收发电路 33 发送指示信号，收发电路 33 调制指示信号，并从天线 11a、
10 11b、…、11i 发送出去。从天线 11a、11b、…、11i 发送的信号由天线 23 进行接收，并由收发电路 20 进行解调。并且，收发电路 20 与指示信号对应地进行例如变更摄像周期的动作等。

在本实施方式中，在从胶囊型内窥镜 3 的天线 23 向体外装置 5 发送利用摄像电路 31 摄像的图像信号的情况下，例如如图 5A 所示那样，与
15 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，在每 1 帧期间中设置发送强度检测信号的检测期间 T_a 和发送图像信号的图像信号期间 T_b ，在强度检测期间 T_a 中发送强度（振幅）恒定的接收强度检测用信号。另外，在本实施方式中，例如如图 5B 所示，摄像电路 31 也可以在每 1 帧期间中仅发送图像信号。

并且，该接收强度检测用信号由天线单元 4 的天线 11a、11b、…、
20 11i 进行接收，输入到接收电路 33 中。收发电路 33 对接收强度检测用信号进行解调并发送至信号处理电路 34。另外，信号处理电路 34 将由各天线 11s ($s=a、b、…、i$) 所接收的接收强度检测用信号的强度进行比较，从比较结果中选择适合用于接收胶囊型内窥镜 3 所发送的图像信号的天线
25 并进行接收。

另外，信号处理电路 34 将由适合进行接收的天线所得到的图像信号和各天线 s 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（注册商标，闪存）等的非易失性的存储器 35 中，并保存（存储）在存储器 35 中。

在该情况下，作为接收图像信号的天线，信号处理电路 34 也可以选择多个例如两个天线，同时将相同内容的图像信号在存储器 35 中记录两次。另外，此时，信号处理电路 34 也可以进行如下的处理：对所记录的图像信号的强度以 1 帧的量累计，并将该累计结果的较大一方留在存储器 35 中，删除另一方。

另外，信号处理电路 34 将由最适合接收的天线所得到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 上。由此，用胶囊型内窥镜 3 摄影的图像显示在液晶监视器 12 上。

在本实施方式中，如上述那样在体外装置 5 中设有作为天线位置和方向推断部的 CPU 36。并且，通过该天线位置和方向推断部，算出内置于胶囊型内窥镜 3 中的天线 23 的位置和方向。该天线位置和方向的推断部如后所述那样设定天线 23 的初始状态的位置和方向的初始值（例如将测量空间的中心位置和 XYZ 轴方向中的任一方向设定为初始值）。

并且，CPU 36 使用该初始值（第 0 次更新值）推断体外天线 11a、11b、…、11i 产生的电磁场的检测值，从其与实际检测（测定）到的检测值的差的平方和算出第 0 次的位置和方向的更新值。另外，CPU 36 从第 0 次的位置、方向的更新值算出第 1 次的位置和方向。CPU 36 对该第 1 次的位置和方向反复进行同样的推断处理，并进行将推断后的更新值成为了充分小的值以下（例如，在位置的更新值 $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ 的大小 $|\Delta d| = (\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2)^{1/2}$ 显示充分小的值的情况下）的更新值作为天线 23 的位置和方向的推断值校正处理。这样，CPU 36 算出高精度的位置和方向。

接着说明本实施方式的作用。

对本实施方式中的、根据用天线单元 4 的多个天线 11a、11b、…、11i 检测到的接收强度信号推断胶囊型内窥镜 3 的位置和方向的推断方法进行说明。

如图 6 所示，在以配置在胶囊型内窥镜 3 内的圆形线圈或者圆形闭合的天线 23 为基准的坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 中，任意的位置 $P(x_L, y_L, z_L)$ 中的电磁场（包括静电场、放射电磁场以及感应电磁场的分量） $H_r, H_\theta,$

E_{ϕ} 用下列各式表示。

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

这里， H_r 和 H_{θ} 表示磁场分量， E_{ψ} 表示电场分量，并且 I 是在天线 23 中流过的电流， S 是构成该天线 23 的圆形线圈的面积。另外， r 是天线 23 与任意位置之间的距离 $r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$ ， k 是 $k = \omega(\epsilon\mu)^{1/2}$ (ϵ 是介电常数， μ 是导磁率)， j 是虚数单位。

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，如图 1A 所示，在胶囊型内窥镜 3 和安装在患者 2 体表的天线 11s 之间的距离足够离开的情况下，到达天线 11s 的电磁场（电磁波）的放射电磁场的分量最大。因此，静电场和感应电磁场的分量比放射电磁场的分量小，能够将它们忽略。因此，式（1）的各式变为下式（2）。

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

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

如果取安装在患者 2 体表上的天线 11s 为检测电场的电场检测用的天线，则在式（2）的各式中，该检测所需的式子是电场 E_{ψ} 。

式（2）中的电场 E_{ψ} 表示放射电场，考虑是交流理论的结果。因此，电场 E_{ψ} 的瞬时值是通过在式（2）的电场 E_{ψ} 的两边乘以 $\exp(j\omega t)$ 后提取实部而求得的。

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

其中， $U = \omega t - kr$ 。

这里，如果提取式（3）的实部，则电场的瞬时值 E'_{ψ} 成为下面这样。

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

并且, 如果如图 7 所示, 将式 (4) 从极坐标系 (r, θ, Ψ) 变换为正交坐标系 (X_L, Y_L, Z_L) 时, 则其 X_L, Y_L, Z_L 的电场分量 E_{Lx}, E_{Ly}, E_{Lz} 成为下式 (5)。

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

5 如图 8 所示, 在电磁波在介质中传输的情况下, 因介质的特性 (电导率等), 电磁波的能量随着被传输而被介质吸收。随着电磁波沿例如 x 方向传输, 以衰减系数 α_d 成指数函数地衰减的情况可以由下式 (6) 表示。

$$A_r = \exp(-\alpha_d r) \quad (6)$$

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

其中, $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ (ε_0 : 真空中的介电常数、 ε_r : 介质的介电常数)、 $\mu =$
10 $\mu_0 \mu_r$ (μ_0 : 真空中的导磁率、 μ_r : 介质的导磁率)、 ω 是角频率、 κ 是电导率。

因此, 考虑了活体内的特性时的电场的瞬时值 E_L 如下。

$$\begin{aligned} E_{Lx} &= A_r E' \sin \phi = \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu I S k / 4 \pi r^2) \cos U \cdot (-y_L) \\ E_{Ly} &= A_r E' \cos \phi = \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu I S k / 4 \pi r^2) \cos U \cdot x_L \quad (7) \\ E_{Lz} &= 0 \end{aligned}$$

另外, 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,
15 将位置 P (x_L, y_L, z_L) 变换为以患者 2 的身体为基准的坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 的式子为式 (8)。

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

其中, (X_{WP}, Y_{WP}, Z_{WP}) 和 (X_{WG}, Y_{WG}, Z_{WG}) 分别表示在坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 中的位置 P 和天线 23 的位置。并且, 在式 (8) 中的右边第一项中使用的 R 表示坐标系 $X_W Y_W Z_W$ 和坐标系 $X_L Y_L Z_L$ 的转置矩阵, 由下式求得。
20

的参数，将其参数的初始值设为 $x^{(0)}$ 。

现在，通过反复改良可得到 k 次的推断值 $x^{(k)}$ ，如果将在天线 11s 的线圈中所产生的电动势的模函数 $V(x)$ 在 $x^{(k)}$ 的周围泰勒 (Taylor) 展开，其一次近似为式 (13)。

5

$$V(x) = V(x^{(k)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(k)}} (x - x^{(k)}) \quad (13)$$

此时，若将 V_m 设为通过天线 11s 的线圈所测量出的电动势，则观测方程式表示为式 (14)。

$$10 \quad V_m \cong V(x^{(k)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(k)}} (x - x^{(k)}) \text{ 误差 } \sigma \quad (14)$$

这里，近似等号包括误差 σ 。

如果将等式 (8) 的右边第一项移动到左边，则成为式 (15)。

$$\Delta V_m^{(k)} \cong A^{(k)} \Delta x^{(k)} \text{ 误差 } \sigma \quad (15)$$

15 其中

$$\Delta V_m^{(k)} = V_m - V(x^{(k)}) = V_m - V_m^{(k)} \quad (16)$$

$$\Delta x^{(k)} = x - x^{(k)} \quad (17)$$

$$A_{js} = \left[\frac{\partial V_j(x)}{\partial x_s} \right]_{x=x^{(k)}} \quad (j=1 \sim n, s=1 \sim i) \quad (18)$$

(行方向): 未知数的数量为 n , 列方向: 天线 11s 的线圈数为 i 。由式 (18) 解 $\Delta x^{(k)}$ 而表示为。

$$20 \quad \Delta x^{(k)} = \left(A^{t(k)} W A^{(k)} \right)^{-1} A^{t(k)} W \Delta V_m^{(k)} \quad (19)$$

其中， A^t 为 A 的转置行列， W 为权阵。

由此，由式 (14) 所改良的参数的推断值可求得为式 (20)。

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} + \Delta x^{(k)} \quad (20)$$

25 如图 3 所示，在将 9 个天线 11a、11b、…、11i 设置在患者 2 上时，矩阵 A 为式 (21)。

的参数，将其参数的初始值设为 $x^{(0)}$ 。

现在，通过反复改良可得到 k 次的推断值 $x^{(k)}$ ，如果将在天线 11s 的线圈中所产生的电动势的模函数 $V(x)$ 在 $x^{(k)}$ 的周围泰勒 (Taylor) 展开，其一次近似为式 (13)。

5

$$V(x) = V(x^{(k)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(k)}} (x - x^{(k)}) \quad (13)$$

此时，若将 V_m 设为通过天线 11s 的线圈所测量出的电动势，则观测方程式表示为式 (14)。

$$10 \quad V_m \cong V(x^{(k)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(k)}} (x - x^{(k)}) \text{ 误差 } \sigma \quad (14)$$

这里，近似等号包括误差 σ 。

如果将等式 (8) 的右边第一项移动到左边，则成为式 (15)。

$$\Delta V_m^{(k)} \cong A^{(k)} \Delta x^{(k)} \text{ 误差 } \sigma \quad (15)$$

15 其中

$$\Delta V_m^{(k)} = V_m - V(x^{(k)}) = V_m - V_m^{(k)} \quad (16)$$

$$\Delta x^{(k)} = x - x^{(k)} \quad (17)$$

$$A_{js} = \left[\partial V_j(x) / \partial x_s \right]_{x=x^{(k)}} (j=1 \sim n, s=1 \sim i) \quad (18)$$

(行方向): 未知数的数量为 n , 列方向: 天线 11s 的线圈数为 i 。由式 (18) 解 $\Delta x^{(k)}$ 而表示为。

20

$$\Delta x^{(k)} = (A^{t(k)} W A^{(k)})^{-1} A^{t(k)} W \Delta V_m^{(k)} \quad (19)$$

其中， A^t 为 A 的转置行列， W 为权阵。

由此，由式 (14) 所改良的参数的推断值可求得为式 (20)。

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} + \Delta x^{(k)} \quad (20)$$

25

如图 3 所示，在将 9 个天线 11a、11b、…、11i 设置在患者 2 上时，矩阵 A 为式 (21)。

$$A = \begin{bmatrix} \frac{\partial V_a}{\partial x_{wg}} & \frac{\partial V_a}{\partial y_{wg}} & \frac{\partial V_a}{\partial z_{wg}} & \frac{\partial V_a}{\partial g_x} & \frac{\partial V_a}{\partial g_y} & \frac{\partial V_a}{\partial g_z} \\ \frac{\partial V_b}{\partial x_{wg}} & \frac{\partial V_b}{\partial y_{wg}} & \frac{\partial V_b}{\partial z_{wg}} & \frac{\partial V_b}{\partial g_x} & \frac{\partial V_b}{\partial g_y} & \frac{\partial V_b}{\partial g_z} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial V_i}{\partial x_{wg}} & \frac{\partial V_i}{\partial y_{wg}} & \frac{\partial V_i}{\partial z_{wg}} & \frac{\partial V_i}{\partial g_x} & \frac{\partial V_i}{\partial g_y} & \frac{\partial V_i}{\partial g_z} \end{bmatrix} \quad (21)$$

权阵 W 表示为式 (22)。

$$W = \begin{bmatrix} \sigma_0^2 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \sigma_1^2 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_2^2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & \sigma_8^2 \end{bmatrix} \quad (22)$$

- 5 其中，权阵 W 的 σ_j ($j=0, 1, \dots, 8$) 是天线 11 的测量电压的变动量，例如环境噪声等。

另外，第 k 次 ΔV_m 为式 (23)，

$$\Delta V_m = \begin{bmatrix} V_{m_a} - V_a(x^{(k)}) \\ V_{m_b} - V_b(x^{(k)}) \\ V_{m_c} - V_c(x^{(k)}) \\ \vdots \\ V_{m_i} - V_i(x^{(k)}) \end{bmatrix} \quad (23)$$

- 10 所以胶囊型内窥镜 3 内的天线 23 的位置和方向由下面的步骤 (a) ~ (d) 求得。

(a)、当 $k=0$ 时，天线 23 的初始值为位置 $(x_{wg}^{(0)}, y_{wg}^{(0)}, z_{wg}^{(0)})$ ，方向 $(g_x^{(0)}, g_y^{(0)}, g_z^{(0)})$ (例如设为测量天线 23 的空间的中心位置和 Z 轴方向的矢量 $(0, 0, 1)$)。

(b)、通过式 (21)、(22) 和 (23) 计算第 k 个矩阵。

(c)、通过式 (19) 计算第 k 个更新量 $\Delta x^{(k)}$ 。

(d)、反复进行从 (b) 到 (d) 的处理直到更新量 $\Delta x^{(k)}$ 减小。

通过进行这样的推断处理，能够推断（算出）高精度的位置和方向。

5 该推断处理的流程如图 10 所示。

如步骤 S1 所示，CPU 36 进行天线 23 的初始值的位置和方向的设定。并且，CPU 36 将表示在进行天线 23 的位置和方向的推断处理时的第 k 次推断处理的参数 k 设定为 $k=0$ ，将通过胶囊型内窥镜 3 得到的图像的帧编号 Nf 设定为 $Nf=1$ 。另外，CPU 36 将构成可装卸地安装在患者 2
10 的体表上的天线单元 4 的多个天线 11a~11i 的位置信息也先存储在存储器 35 等中。

并且，在下一步骤 S2 中，CPU 36 使用与由天线 11s 得到的最初的图像的帧 F1 对应的电动势 V_m ，如上述 (b) 那样进行如下的计算处理（第 k 次推断处理）：计算矩阵 A 、权阵 W 、电动势的更新量矩阵 ΔV_m ，
15 以及计算式 (19) 的更新量 $\Delta x^{(k)}$ 。

并且，在下一步骤 S3 中，CPU 36 对算出的例如更新量 $\Delta x^{(k)}$ 的绝对值是否在预先设定的小值 V_{th} 以下进行判定。另外，作为在该判定中使用的 V_{th} 也可以设定为针对位置和方向是不同的值。

并且，在不满足该条件的情况下，如步骤 S4 所示，CPU 36 将参数
20 k 加 1 并返回步骤 S2，反复进行推断处理直到满足步骤 S3 的条件为止。

这样，在得到了满足步骤 S3 的条件的更新量 $\Delta x^{(k)}$ 的情况下，如步骤 S5 所示，CPU 36 将在该参数 k 的情况下的天线 23 的位置和方向的信息（附图中天线的位置信息和略记）与帧编号 Nf 带关联地存储在存储器 35 中。

25 另外，胶囊型内窥镜 3 也可以将进行摄像的时刻的数据和帧编号 Nf 一起进行记录，并也将该数据发送。另外，体外装置 5 也可以将实际接收信号的时刻的数据存储于存储器中。在摄像的时刻和发送的时刻几乎相同的情况下，也可以仅存储一方的信息。也可以从该时刻的信息中检测胶囊型内窥镜 3 的概略的（局部的）移动速度，用于位置推断。

在下一步骤 S6 中, CPU 36 使帧编号 Nf 增大 1, 并且将步骤 S5 中所得到的天线 23 的位置和方向的信息设定为天线 23 的初始值的位置和方向, 然后返回步骤 S2, 使用与下一帧相当的情况下的电动势 V_m 来反复进行同样的处理。

5 这样, 该天线 23 的位置和方向的信息与由胶囊型内窥镜 3 摄像的图像数据和各图像数据的帧编号 Nf 一起, 顺次(历时地)存储在体外装置 5 的存储器 35 中。根据顺次被存储的天线 23 的位置, 能够推断(计算出)天线 23 在活体内的移动轨迹。该天线 23 的位置能够看作是胶囊型内窥镜 3 的位置, 用于推断胶囊型内窥镜 3 在活体内的移动轨迹的信息存储于存储器 35 中。

因此, 如图 1B 所示, 在体外装置 5 与支座 6 连接的状态下, 存储在该体外装置 5 的存储器 35 中的图像数据、帧编号 Nf 以及天线 23 的各位置和方向的信息的各种信息被转送到终端装置 7 中。由此, 终端装置 7 能够使上述各信息显示在监视器部 8c 上。

15 图 11A 和图 11B 表示监视器部 8c 上的显示例。在图 11A 中, 在监视器部 8c 的显示面的左侧, 显示在体腔内移动的胶囊型内窥镜 3 的轨迹, 作为由体外装置 5 所推断的、用直线将胶囊型内窥镜 3 在体腔内的各位置连接起来的状态。另一方面, 在监视器部 8c 的显示面的右侧, 显示在(例如在左侧通过光标等)所指定的推断位置 P_i 上摄像的图像。

20 另外, 显示面的左侧的、由所推断的位置形成的轨迹的右侧所示的符号 A、B 和 C, 表示体腔内的脏器的概略位置。具体来说, 符号 A 表示食道, B 表示小肠, C 表示大肠。

除了图 11A 所示的显示法之外, 也可以显示为例如图 11B 所示那样。在该情况下, 在邻接的各位置之间进行样条插补那样的插补处理, 显示为在各帧中所推断的胶囊型内窥镜 3 的各位置由平滑的曲线连接起来的状态。

如上所述, 在监视器部 8c 上显示有: 通过体外装置 5 推断的、胶囊型内窥镜 3 的体腔内的各位置; 以及在与该各位置对应的位置上所摄像的图像。因此, 无论胶囊型内窥镜 3 所摄像的图像是在体腔内的哪个

位置摄像的，使用者都能够容易地进行判断，其结果是，能够高效地进行诊断。

另外，所得到的图像中可能有病变部位，在需要对该部位进行更加详细的内窥镜检查的情况下，由于能够高精度地对该位置进行推断，也能够顺畅地在短时间内接近该部位，从而能够有效地进行再检查或处置等。

因此，本实施方式具有以下的效果。

根据本实施方式，能够正确地推断出存在于体腔内的胶囊型内窥镜3的位置。进而，在本实施方式中，在电磁波在活体内传输的情况下，由于将考虑了电磁波能量被吸收的影响的电场的式子变为固定的形式来推断位置和方向，所以能够以高精度推断或者计算出胶囊型内窥镜3的位置和方向。

另外，在本实施方式中，通过根据体外装置5所推断出的各位置来求出胶囊型内窥镜3的轨迹，并显示该轨迹，从而使用者容易判断是在体腔内的脏器内的哪个部位摄像的图像。其结果是，在使用者需要诊断病变部、进而更详细地检查的情况下，能够有效地进行该诊断或者该检查。

另外，在本实施方式中，由于使用仅对设在作为胶囊型体内装置的胶囊型内窥镜3中的天线23所产生的电磁场中的电场分量进行检测的杆状的天线，所以能够更加简单地进行推断天线23（或胶囊型内窥镜3）的位置和方向的处理（与使用用于检测电场和磁场的天线的情况相比）。

另外，胶囊型内窥镜3在进行摄像的同时在活体内脏器中移动，将该活体内脏器、具体来说食道、胃、大肠和小肠等的典型的形状数据，例如预先记录在存储器35中，并显示胶囊型内窥镜3的移动的轨迹，在该情况下也容易进行比较。

另外，上述的说明是在对天线23（或胶囊型内窥镜3）的位置和方向进行推断的情况下进行的，但也可以仅对位置和方向中的一方进行推断（计算）。也就是说，作为第一实施方式的变形例，也可以仅对天线23（或胶囊型内窥镜3）的位置或者方向进行推断（计算）。

在该情况下，通过上述的方法能够高精度地算出位置或方向。由于在该情况下比计算位置和方向时的运算量少，所以能够快速算出天线 23（或胶囊型内窥镜 3）的位置。因此，也可以包含第一实施方式和其变形例的情况，进行天线 23（或胶囊型内窥镜 3）的位置和/或方向的推断。在该情况下，图 4 所示的 CPU 36 作为天线位置和/或方向推断部发挥功能。

另外，在以下说明的其他实施方式中也是在推断位置和方向的情况下进行说明，不过也可以同样地对位置和/或方向进行推断。

（第二实施方式）

下面对本发明的第二实施方式进行说明。本实施方式的硬件方面的结构与第一实施方式相同。本实施方式是在第一实施方式中，进一步使用考虑了胶囊型内窥镜 3 与安装在患者 2 的体表上的天线 11s 的距离接近时的影响的电场的实施方式。

下面说明本实施方式的作用。

由配置在胶囊型内窥镜 3 内的天线 23 所产生的电磁场的频率高，而且如图 1A 所示，在胶囊型内窥镜 3 和安装在患者 2 体表上的天线 11s 的距离足够离开的情况下，到达天线 11s 的电磁场的放射电磁场的分量变得最大。但是，如果胶囊型内窥镜 3 与天线 11s 的距离接近（即距离变小），则会受到感应电磁场的影响，不能忽略该感应电磁场。

因此，在式（1）中，如果仅无视静电场的影响（即，保留放射电磁场和感应电磁场的分量），则式（1）中的各式如下式（24）所示。

$$\begin{aligned} H_r &= (IS/2\pi) (jk/r^2) \exp(-jkr) \cos \theta \\ H_\theta &= (IS/4\pi) (-k^2/r + jk/r^2) \exp(-jkr) \sin \theta \quad (24) \\ E_\phi &= -(j\omega\mu IS/4\pi) (jk/r + 1/r^2) \exp(-jkr) \sin \theta \end{aligned}$$

如果将安装在患者 2 体表上的天线 11s 设为是检测电场的天线，则在式（24）中，必要的式子是电场 E_ψ （由于不检测磁场分量）。该电场 E_ψ 表示感应电场和放射电场的各分量，看作是交流理论的结果。

因此，电场 E_ψ 的瞬时值通过在式（24）的电场 E_ψ 的两边乘以 $\exp(j\omega t)$ 取得实部的分量来求得。即：

$$\begin{aligned}
& E_{\phi} \exp(j\omega t) \\
& = -(j\omega \mu IS/4\pi)(jk/r + 1/r^2)\exp(-jkr)\sin\theta \exp(j\omega t) \\
& = (\omega \mu ISk/4\pi r^2) \{ \sin U + R\cos U - j(\cos U - R\sin U) \} \sin\theta \quad (25)
\end{aligned}$$

其中, $U = \omega t - kr$, $R = kr$ 。

这里, 若提取式 (25) 的实部, 则电场的瞬时值 E'_{ψ} 如下。

$$E'_{\phi} = (\omega \mu ISk/4\pi r^2) \{ \sin U + R\cos U \} \sin\theta \quad (26)$$

5 并且, 如图 7 所示, 如果将式 (26) 从极坐标系 (r, θ, ψ) 变换为正交坐标系 (X_L, Y_L, Z_L) , 则该 X_L 、 Y_L 、 Z_L 的电场分量 E_{Lx} 、 E_{Ly} 、 E_{Lz} 成为

$$\begin{aligned}
E_{Lx} &= E'_{\phi} \sin\phi = (\omega \mu ISk/4\pi r^3) \{ \sin U + R\cos U \} (-y_L) \\
E_{Ly} &= E'_{\phi} \cos\phi = (\omega \mu ISk/4\pi r^3) \{ \sin U + R\cos U \} x_L \quad (27) \\
E_{Lz} &= 0
\end{aligned}$$

10 另外, 在像第一实施方式那样电磁波在活体介质中传输的情况下, 在考虑到电磁波在介质中的衰减时, 式 (27) 的各式成为下面的式 (28) 那样。

$$\begin{aligned}
E_{Lx} &= \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu ISk/4\pi r^3) \{ \sin U + R\cos U \} (-y_L) \\
E_{Ly} &= \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu ISk/4\pi r^3) \{ \sin U + R\cos U \} x_L \quad (28) \\
E_{Lz} &= 0
\end{aligned}$$

15 对于式 (27) 或者式 (28), 如在第一实施方式中说明的那样, 使用旋转矩阵 R 来求得以患者 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 的式子。

20 于是, 能够得到与第一实施方式的式 (11) 对应的电场 E_W 。另外, 用由图 9 所示的杆状的天线形成的天线 11a 来接收电场 E_W 时的电动势 V_a 由式 (12) 表示。通过使用在该式 (12) 中检测出的电动势 V_a 并与第一实施方式同样地应用 Gauss-Newton 法, 从而能够高精度地计算出胶囊型内窥镜 3 (或其内部的天线 23) 的位置和方向。

根据本实施方式, 即使在作为胶囊型体内装置的胶囊型内窥镜 3 和安装在患者 2 体表上的天线 11s 的距离接近的情况下, 由于将考虑了感应

电磁场的影响的电场的式子变为固定的形式，所以在该情况下也能够高精度地计算出推断胶囊型内窥镜 3 的位置和方向。

(第三实施方式)

根据图 12 说明本发明的第三实施方式。首先，说明本实施方式的结构。本实施方式的胶囊型内窥镜装置的结构与在第一实施方式中的天线单元 4 中使用的天线 11 的结构（形状）不同。

并且，因此，由天线 11 所检测的电场的式子不同。具体来说，用于本实施方式的天线 11 使用如图 12 所示的被切分开的圆形天线（非闭合圆形天线）11。其他结构与第一实施方式相同。

下面对本实施方式的作用进行说明。

在第一实施方式中由直线状的偶极天线 11 检测到了电场，而在本实施方式中如图 12 所示使用弯成圆形的天线，对内置于胶囊型内窥镜 3 中的天线 23 所产生的电场进行检测。

在使用图 12 所示的圆形的天线 11 的情况下，可以直接应用第一实施方式中的式（1）到式（11）。并且，作为通过第一实施方式中的天线 11a 所检测的电动势 V_a ，代替式（12）成为如下所示的式（29）。

$$V_a = k_3 E \sin \gamma = k_3 E |E \times D| / |E| |D| \quad (29)$$

这里， k_3 是相当于式（12）的 k_2 的常数。

通过进行顺着第一实施方式的式（13）～式（23）的处理，从而此后的处理能够高精度地对天线 23 的位置和方向进行推断。在本实施方式中，通过使第一实施方式中的直线状的天线 11 成为圆形，从而能够缓和其取向性。

因而，本实施方式具有以下效果。

在接收由天线 23 产生的电场的情况下，通过使天线成为圆形，能够使天线 23 的方向带来的影响比第二实施方式那样的直线状的天线小。

下面说明本实施方式的第一变形例。在上述说明中，根据成为接收侧的天线单元 4 的多个天线 11 感应的电动势，对内置于胶囊型内窥镜 3 中的天线 23 的位置和方向进行了推断。在本变形例中进行使用由天线 11 感应的、实际检测到的能量（电力）来推断天线 23 的位置和方向的处理。

使用本变形例的天线 11 所检测的能量如下所示。

$$\begin{aligned} V a^2 &= k_3^2 E^2 \sin^2 \gamma = k_3^2 E^2 |E \times D|^2 / |E|^2 |D|^2 \\ &= k_3^2 |E \times D|^2 \end{aligned} \quad (30)$$

该式 (30) 成为比使用式 (29) 时更简单的表达式。并且容易偏微分, 通过使用该式 (30) 进行位置推断, 从而具有能够更高速地进行位置推断的处理的效果。

另外, 下面对本实施方式的第二变形例进行说明。

图 13 示出了本实施方式的第二变形例中的胶囊型内窥镜 3B。本变形例的胶囊型内窥镜 3B 是在图 2 所示的胶囊型内窥镜 3 中, 除了构成天线 23 的圆形线圈 23a 之外, 例如还设置成为第二天线的圆形线圈 23b, 该圆形线圈 23b 的轴向设定在例如与该圆形线圈 23a 的轴向 (与圆形线圈面正交的方向) 的垂直方向上。另外, 圆形线圈 23a 的轴向配置为例如与胶囊型内窥镜 3B 的中心轴的方向大致一致。

上述圆形线圈 23b 的轴向在外装部件 14 内配置为例如与 CCD 成像器 17 的摄像面中预定的方向、具体来说上下方向 (在图 13 中将摄像面的上方向用 U_p 表示) 一致。

另外, 仅从圆形线圈 23b 的轴向的信息无法确定是 CCD 成像器 17 的摄像方向的上方向或者是相反的下方, 而通过参照两线圈 23a、23b 间的位置信息能够确定摄像方向。换言之, 通过参照两线圈 23a、23b 间的位置信息, 能够检测绕胶囊型内窥镜 3B 长度方向的轴的 (自基准角起的) 旋转量或者旋转角。在该情况下, 例如如图 14A 所示, 由圆形线圈 23b 和 23a 来发送位置和方向推断用的信号, 此后例如由圆形线圈 23a 发送图像信号。

另一方面, 体外装置 5 通过两个圆形线圈 23a、23b, 根据所接收的信号强度来选择适合接收图像信号的天线。

另外, 通过使用两个正交的圆形线圈 23a、23b, 体外装置 5 能够高精度地算出胶囊型内窥镜 3B 的位置和方向。另外, 圆形线圈 23a、23b 的各位置和方向的推断处理, 能够与算出一个圆形线圈 23a 的情况同样地进行。

另外，体外装置 5 能够根据本变形例中的两个圆形线圈 23a、23b 的位置、特别是圆形线圈 23b 的轴向的信息中，确定摄像面的上方向。体外装置 5 将该信息与图像联系起来进行记录。由此，在显示所摄像的图像的情况下，以将例如摄像面的上方向始终是上方向的方式显示为将所
5 摄像的图像的方向对齐在某个方向上的状态下。

例如，在相对于可装卸地安装在体表上的天线 11 的面，使胶囊型内窥镜 3B 在食道内等移动的情况下，假设胶囊型内窥镜 3B 绕轴向旋转的情况下，所摄像的图像也旋转。但是，在本变形例中，体外装置 5 能够检测摄像面的例如上方向。因此，即使通过胶囊型内窥镜 3B 所摄像的图
10 像存在上述那样的旋转，体外装置 5 也能够控制成当作是不存在该旋转的状态下那样来显示该图像。

换言之，在显示通过胶囊型内窥镜 3B 摄像的图像时，体外装置 5 控制成将该图像显示为绕胶囊型内窥镜 3B 的长度方向的轴的旋转角恒定的状态。如果像这样显示，则即使在如上述那样胶囊型内窥镜 3B 伴随
15 旋转在体内移动的情况下，由于图像的方向一致地进行地显示，所以会成为使用者易观察或者易诊断的图像。

这样，根据本变形例，使用者可以实现比诊断等更易进行的图像的显示。另外，如图 14B 所示，通过圆形线圈 23b 和 23a 交替地发送图像信号，或者也可以将相同的图像信号一回发送两次，从而可以代替如图
20 14A 那样在用圆形线圈 23b 和 23a 发送位置和方向推断用的信号之后通过例如圆形线圈 23a 发送图像信号，在此时进行位置和方向推断。

另外，本变形例也适用于第一实施方式或者第二实施方式。再有，将上述各实施方式部分地组合起来而构成的实施方式也属于本发明。另外，在上述实施方式中，作为活体内的活体信息，已在体腔内获取光
25 学地摄像的图像信息的情况进行了说明，但本发明不限于此，也适用于例如设置 pH 传感器并计算 pH 值那样的胶囊型医疗装置。除此之外，也可以设置药水和洒药水的装置来进行医疗行为。

另外，本发明不限于上述实施方式，当然，在不脱离发明的主旨的范围内可以进行各种变更和应用。

本申请是以 2005 年 5 月 26 日在日本国申请的特愿 2005-154371 号和 2006 年 1 月 24 日在日本国申请的特愿 2006-15612 号作为主张优先权的基础而申请的，上述的公开内容被引用到本申请的说明书、权利要求以及附图中。

5 产业上的可利用性

在通过从口吞入而在体内进行摄像等来获取活体信息的胶囊型医疗装置中，构成为通过从设在内部的天线利用电磁波向体外发送信号、使用设在体外的多个天线接收该信号，从而能够高精度地推断获取到的活体信息在体内的位置等，因此能够有效地用于诊断。

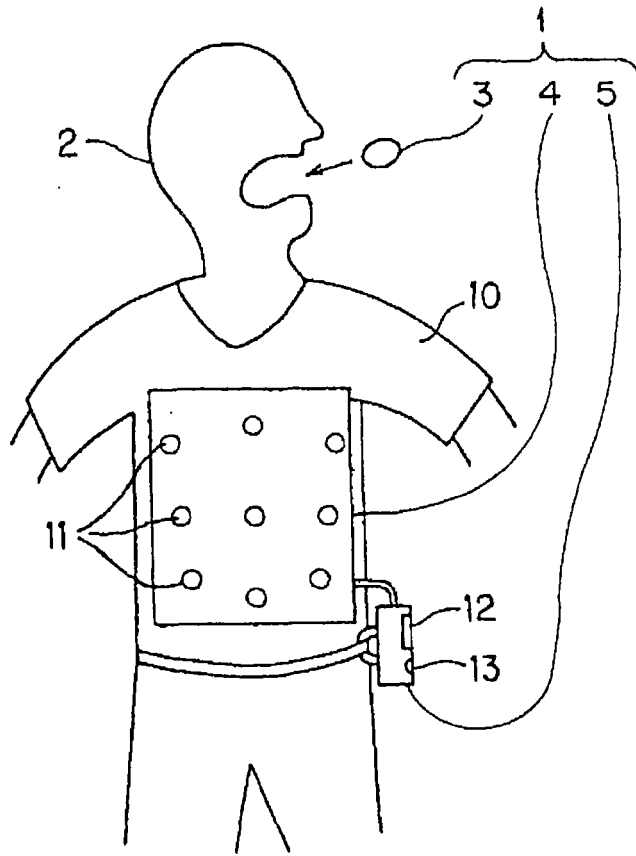


图 1A

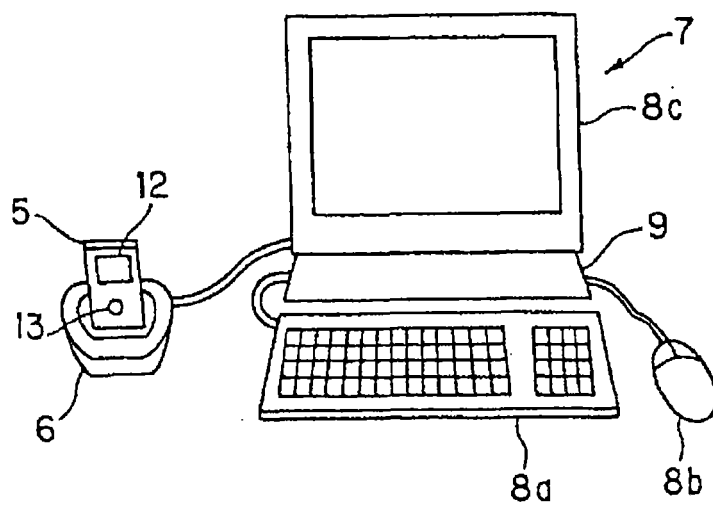


图 1B

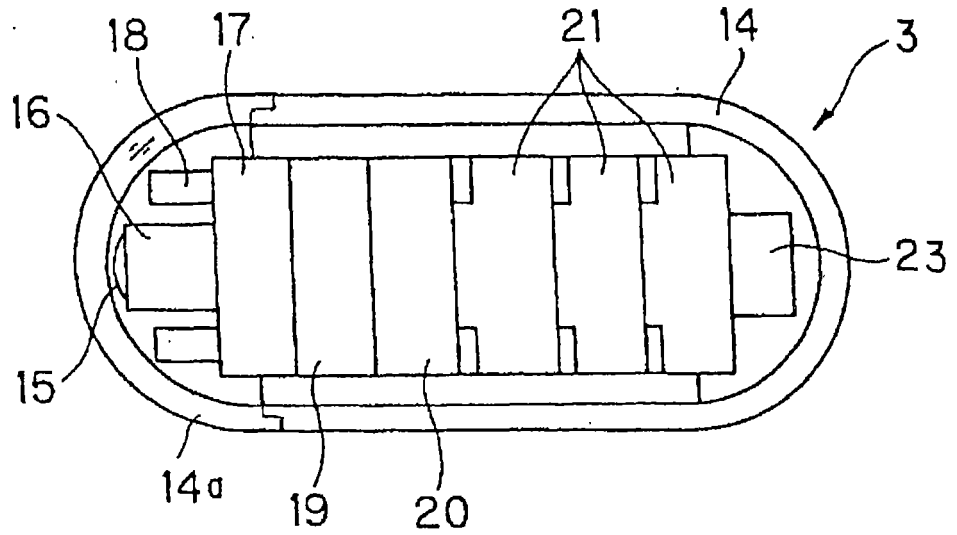


图 2

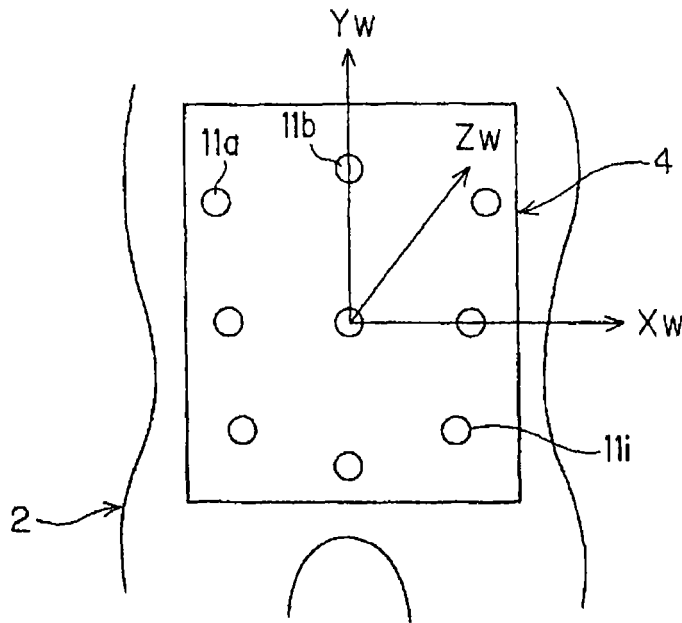


图 3

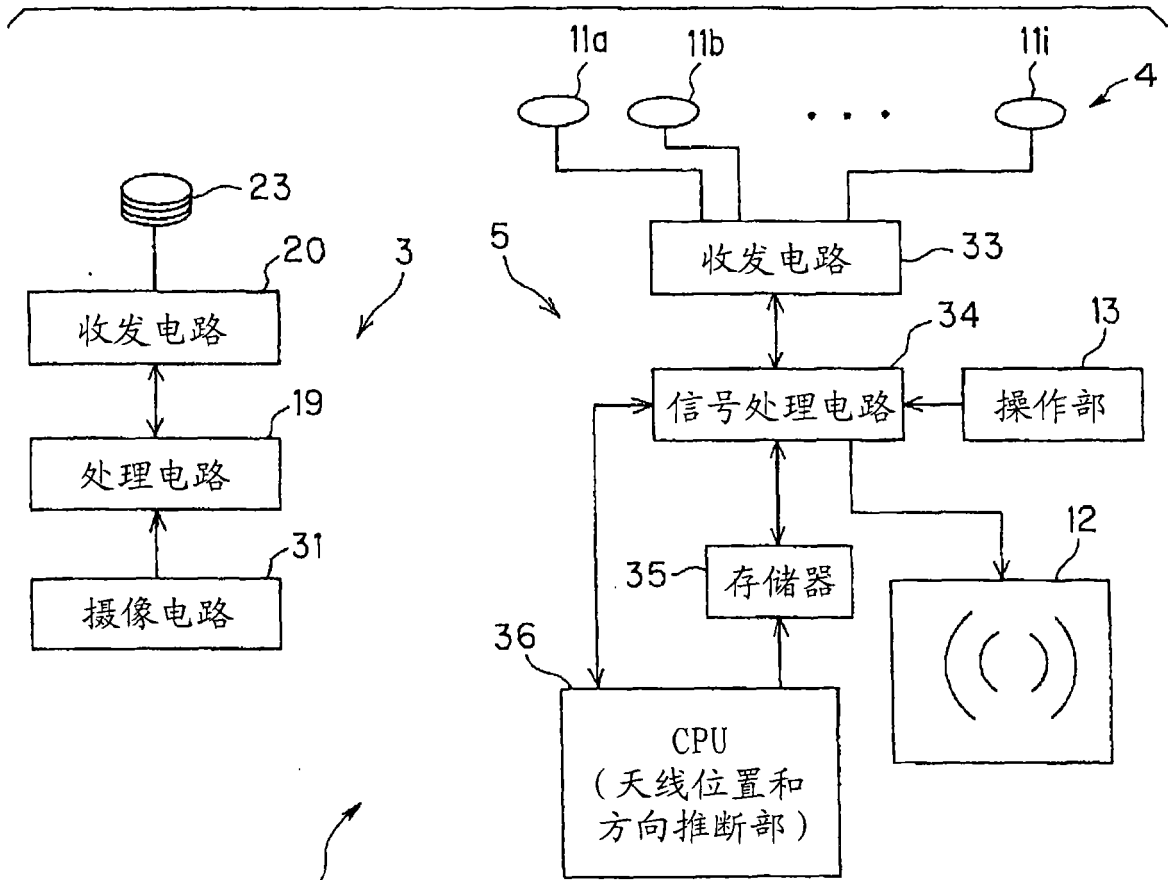


图 4

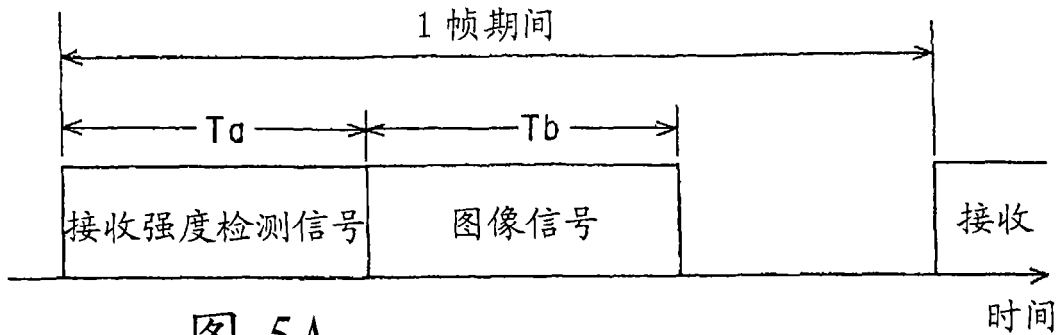


图 5A

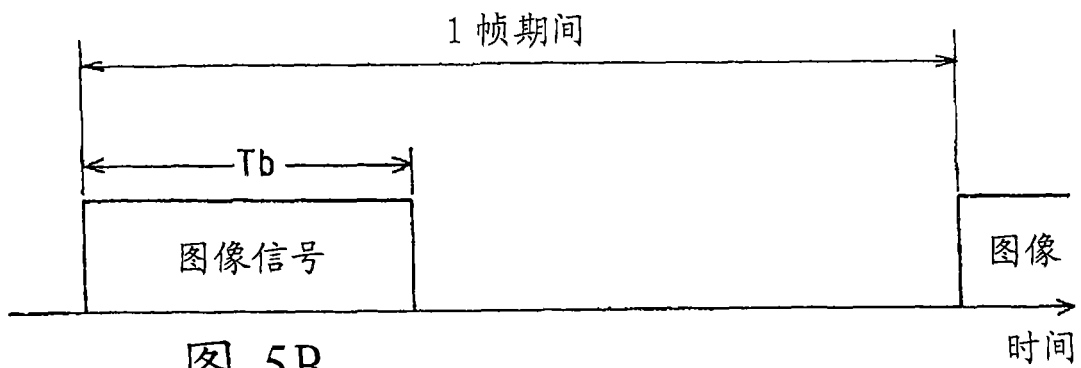


图 5B

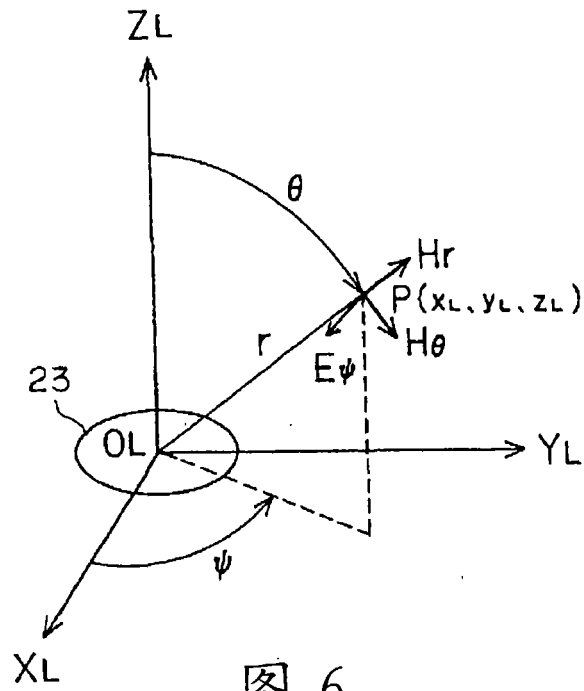


图 6

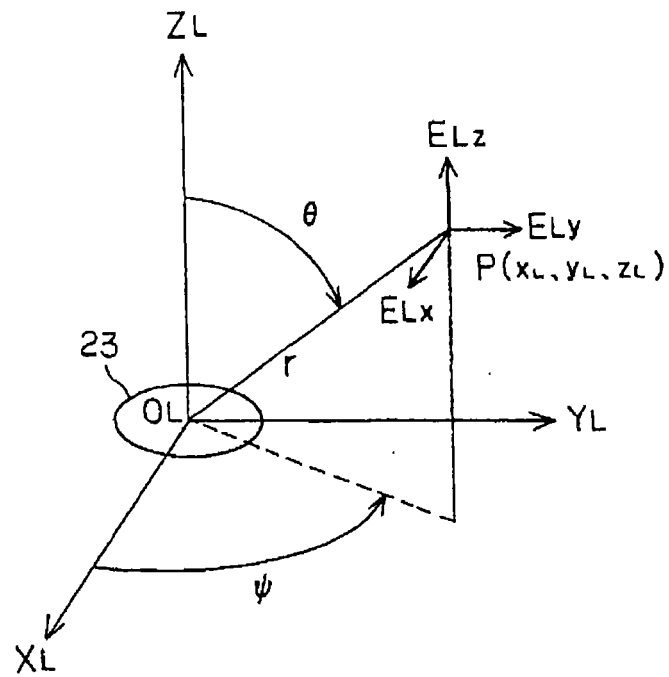


图 7

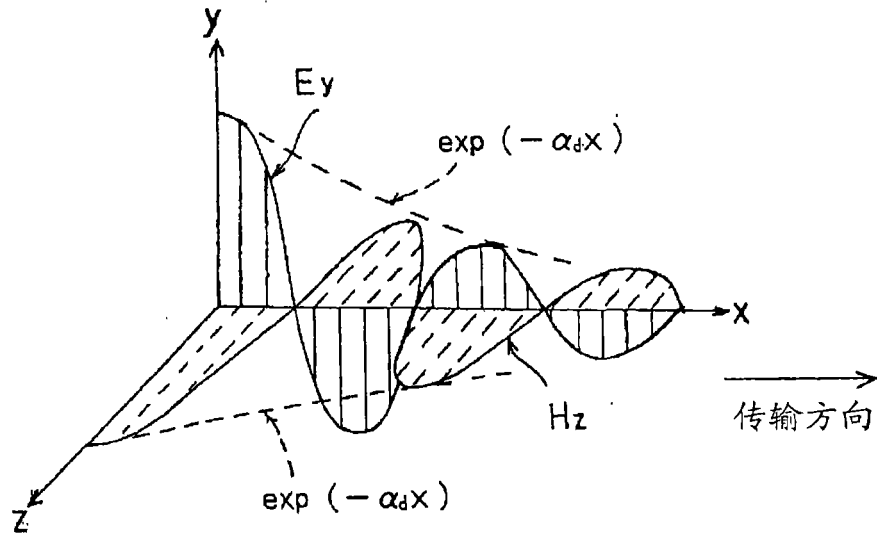


图 8

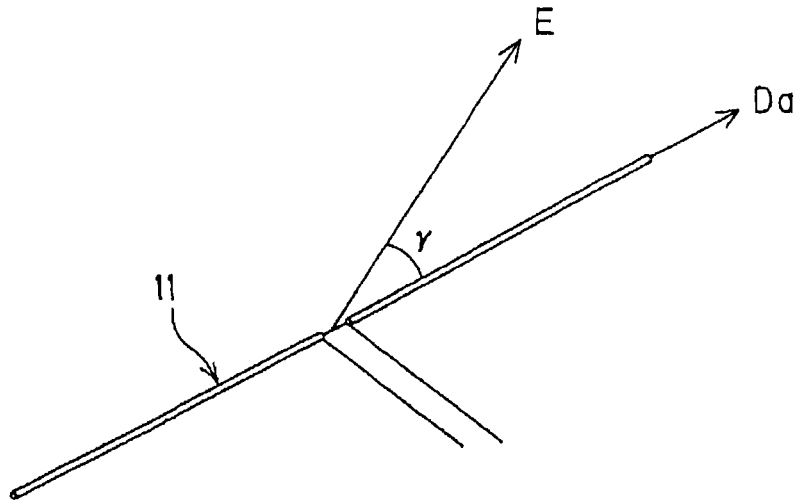


图 9

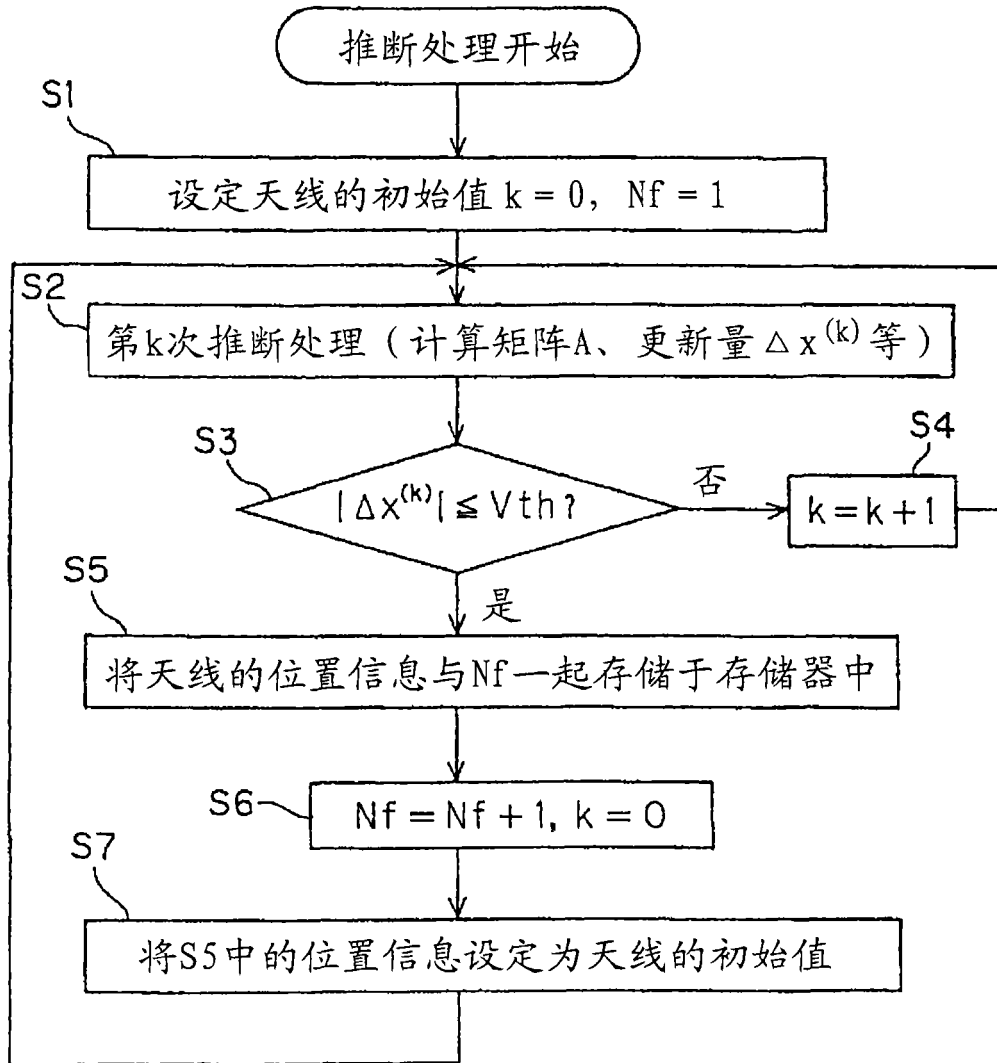


图 10

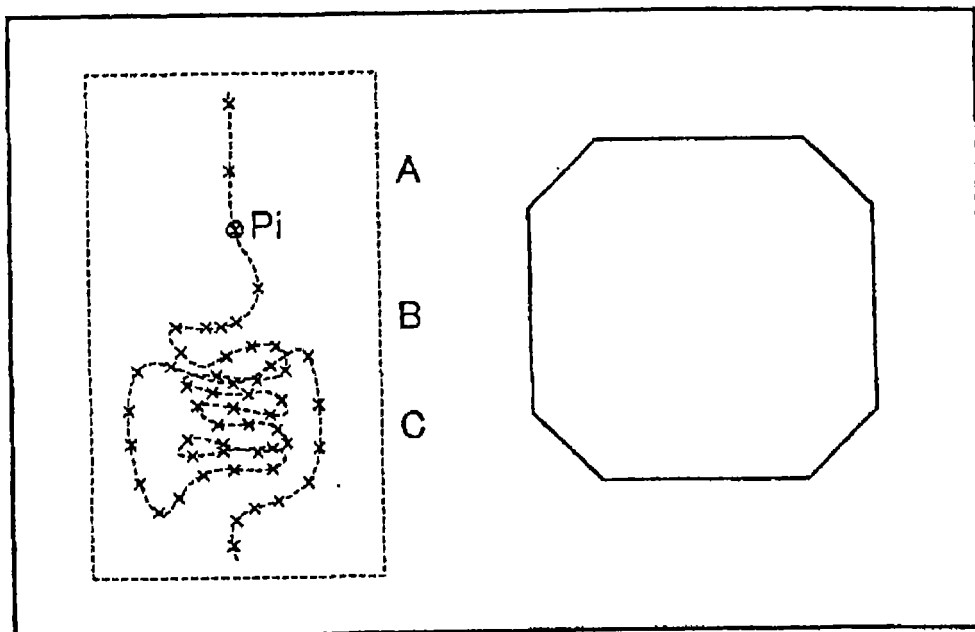


图 11A

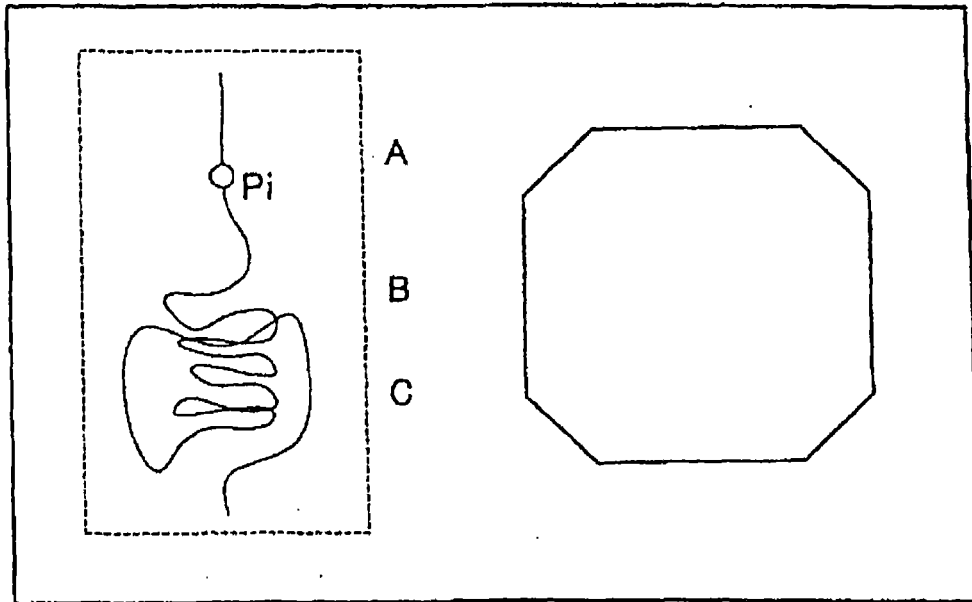


图 11B

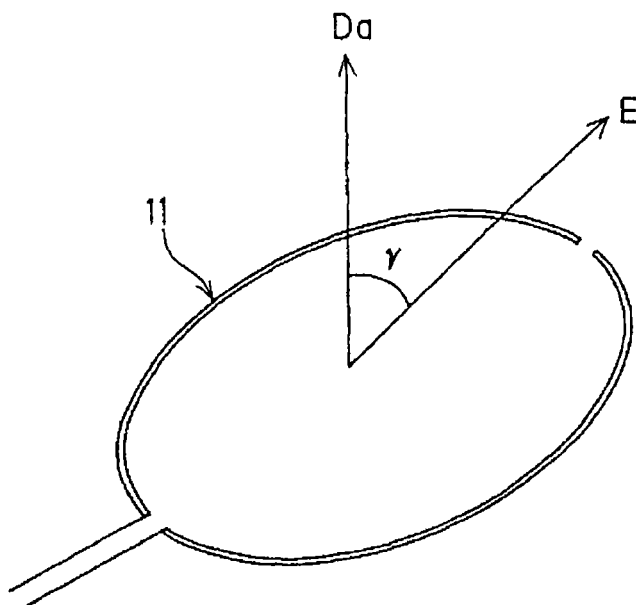


图 12

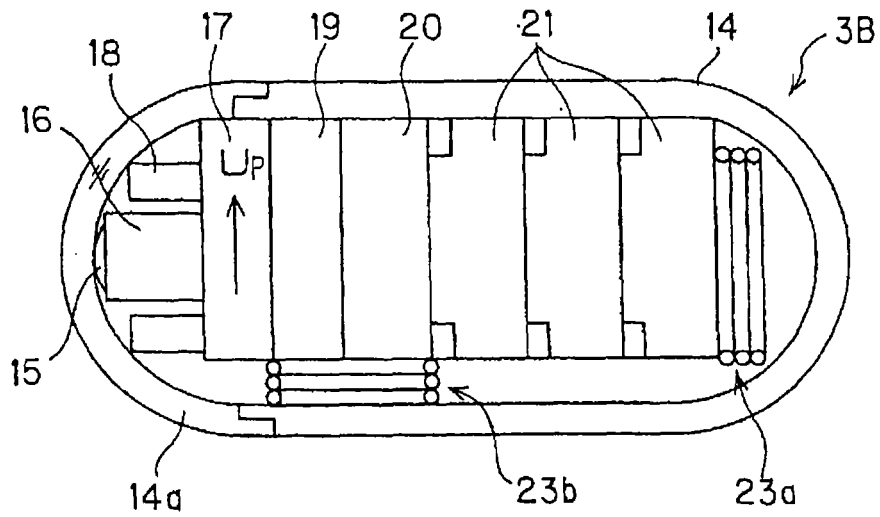


图 13

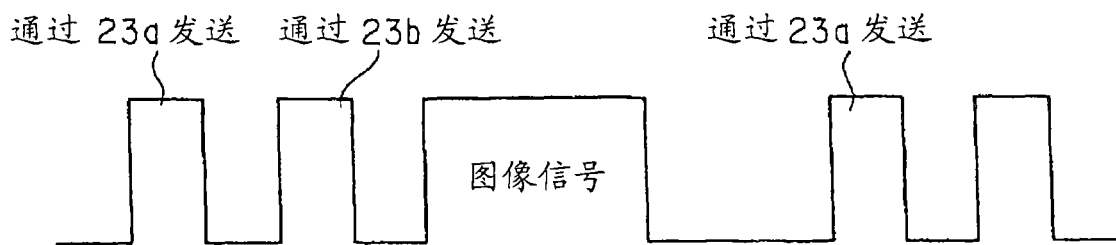


图 14A

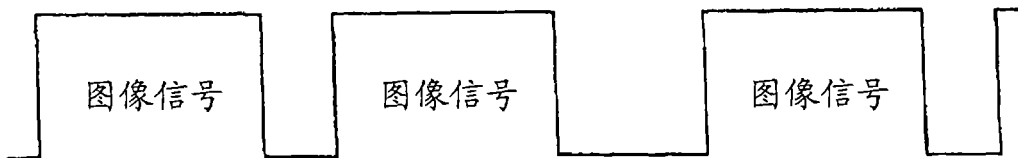


图 14B

专利名称(译)	胶囊型医疗装置		
公开(公告)号	CN101179979A	公开(公告)日	2008-05-14
申请号	CN200680015701.6	申请日	2006-04-20
[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 G01S5/02 A61B5/06		
CPC分类号	A61B5/07 A61B1/00016 A61B1/041 A61B5/06 G01S5/0252 A61B5/6805 A61B1/0005 G01S5/02 A61B2560/0456 A61B5/062		
优先权	2005154371 2005-05-26 JP 2006015612 2006-01-24 JP		
其他公开文献	CN101179979B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供能够高精度地对活体内通过摄像等获取到活体信息的位置进行检测的胶囊型医疗装置。内置于在体内移动的胶囊型内窥镜(3)中的圆形闭合的天线(23)发送高频信号，用配置在体表的多个天线(11a~11i)对其进行接收，CPU(36)对天线(23)的初始状态的位置和方向进行设定，并对其进行位置和方向的推断处理，算出新推断出的位置和方向，更新初始状态的位置和方向。对该更新过的位置和方向同样地进行推断处理。并且，通过反复进行该处理直到由推断处理所更新的位置的偏移量在充分小的值以下为止，从而进行高精度的位置推断。

