

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580002334.1

[43] 公开日 2007 年 2 月 7 日

[11] 公开号 CN 1909825A

[22] 申请日 2005.1.14

[21] 申请号 200580002334.1

[30] 优先权

[32] 2004.1.14 [33] JP [31] 007379/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/000342 2005.1.14

[87] 国际公布 WO2005/067781 日 2005.7.28

[85] 进入国家阶段日期 2006.7.13

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 长谷川润 西村博一 田中秀树
井上凉子

[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

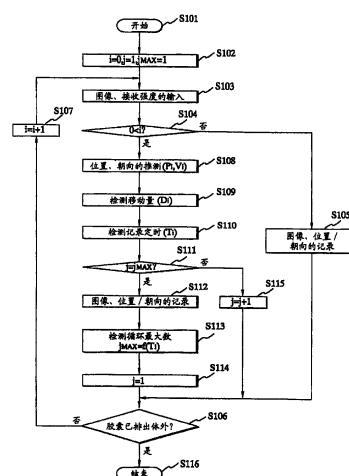
权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 8 页

[54] 发明名称

胶囊型内窥镜装置

[57] 摘要

外部装置的信号处理电路中包括未图示的 CPU 和存储器，装入有从各天线的接收强度信号推测胶囊型内窥镜的位置或朝向的至少一方的程序。胶囊型内窥镜中配置有用于产生磁场的单心线圈，通过配置在体外的多个线圈检测所产生的磁场，能够求出胶囊型内窥镜的正确移动量。通过该结构，控制图像的摄影定时，可靠地拍摄诊断所需的图像，同时抑制不需要图像的拍摄。



1. 一种胶囊型内窥镜装置，包含：拍摄体内的图像并无线传送所述图像的摄像单元；以及接收并记录从所述摄像单元无线传送的图像的接收单元，其特征在于，具备：

推测单元，其通过在体外的不同位置所配置的多个天线接收从所述摄像单元无线传送的信号，并从所述天线所接收的信号推测所述摄像单元的位置或朝向的至少一方；以及

控制单元，其利用所述推测单元所推测的位置或朝向的至少一方的信息，控制所述摄像单元的拍摄。

2. 一种胶囊型内窥镜装置，包含：拍摄体内的图像并无线传送所述图像的摄像单元；以及接收并记录从所述摄像单元无线传送的图像的接收单元，其特征在于，具备：

发送单元，其在体外的不同位置配置多个第1天线，并发送特定大小的信号；

推测单元，其通过配置在所述摄像单元中的第2天线接收所述多个天线产生的信号，并从所述接收的信号推测所述摄像单元的位置或朝向的至少一方；以及

控制单元，其利用所述推测单元所得到的位置或朝向的至少一方的信息，控制所述摄像单元的拍摄。

3. 一种胶囊型内窥镜装置，包含：拍摄体内的图像并无线传送所述图像的摄像单元；以及接收并记录从所述摄像单元无线传送的图像的接收单元，其特征在于，具备：

推测单元，其通过在体外的不同位置所配置的多个天线接收从所述摄像单元无线传送的信号，并从所述天线所接收的信号推测所述摄像单元的位置或朝向的至少一方；以及

控制单元，其利用所述推测单元所得到的位置或朝向的至少一方的信息，控制所述接收单元的记录。

4. 一种胶囊型内窥镜装置，包含：拍摄体内的图像并无线传送所述

图像的摄像单元；以及接收并记录从所述摄像单元所无线传送的图像的接收单元，其特征在于，具备：

发送单元，其在体外的不同位置配置多个第 1 天线，并发送特定大小的信号；

推测单元，其通过配置在所述摄像单元中的第 2 天线接收所述多个第 1 天线产生的信号，并从所述接收的信号推测所述摄像单元的位置或朝向的至少一方；以及

控制单元，其利用所述推测单元所得到的位置或朝向的至少一方的信息，控制所述接收单元的记录。

5. 一种胶囊型内窥镜装置，其特征在于，具备：

摄像单元，其拍摄体内的图像并无线传送所述图像；

接收单元，其接收并记录从所述摄像单元无线传送的图像以及接收强度信号；

推测单元，其通过在体外的不同位置所配置的多个天线接收从所述摄像单元无线传送的信号，并从所述天线所接收的信号推测所述摄像单元的位置或朝向的至少一方；

控制单元，其利用所述推测单元所得到的位置或朝向的至少一方的信息，控制记录在所述接收单元中的图像的显示；以及

显示单元，其显示通过所述控制单元所控制的图像。

6. 一种胶囊型内窥镜装置，包含：拍摄体内的图像并无线传送所述图像的摄像单元；以及接收并记录从所述摄像单元无线传送的图像的接收单元，其特征在于，具备：

发送单元，其在体外的不同位置配置多个第 1 天线，并发送特定大小的信号；

推测单元，其通过配置在所述摄像单元中的第 2 天线接收所述多个第 1 天线产生的信号，并从所述接收的信号推测所述摄像单元的位置或朝向的至少一方；

控制单元，其利用所述推测单元所得到的位置或朝向的至少一方的信息，控制记录在所述接收单元中的图像的显示；以及

显示单元，其显示通过所述控制单元所控制的图像。

7. 根据权利要求1或2所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述控制单元包含：

移动量算出单元，其从所述推测单元所得到的多个摄像单元的位置算出移动量；以及

摄影控制单元，其从所述移动量控制所述摄像单元的拍摄。

8. 根据权利要求3或4所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述控制单元包含：

移动量算出单元，其从所述推测单元所得到的多个摄像单元的位置算出移动量；以及

记录控制单元，其从所述移动量控制所述接收单元的记录。

9. 根据权利要求5或6所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述控制单元包含：

移动量算出单元，其从所述推测单元所得到的多个摄像单元的位置算出移动量；以及

控制单元，其从所述移动量控制记录在所述接收单元中的图像的显示。

10. 根据权利要求7、8或9的任意一项所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述移动量算出单元包含从所述推测单元所得到的多个摄像单元的位置算出所预测的移动量的单元。

11. 根据权利要求10所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述所预测的移动量由如下的近似函数算出，该近似函数从所述推测单元所得到的多个摄像单元的位置而求出。

12. 根据权利要求7所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述控制单元包含：

朝向变化量算出单元，其算出所述推测单元所得到的多个摄像单元的朝向的变化量；以及

摄影控制单元，其从所述移动量和所述朝向的变化量控制所述摄像单元的拍摄。

13. 根据权利要求 8 所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述控制单元包含：

朝向变化量算出单元，其算出所述推测单元所得到的多个摄像单元的朝向的变化量；以及

记录控制单元，其从所述移动量和所述朝向的变化量控制所述接收单元的记录。

14. 根据权利要求 9 所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述控制单元包含：

朝向变化量算出单元，其算出所述推测单元所得到的多个摄像单元的朝向的变化量；以及

显示控制单元，其从所述移动量和所述朝向的变化量控制记录在所述接收单元中的图像的显示。

胶囊型内窥镜装置

技术领域

本发明涉及由吞服型的胶囊和接收从该胶囊所发送的活体信息的体外单元构成的胶囊型内窥镜装置。

背景技术

近年来，提出有向体腔内插入呈胶囊形状的胶囊主体，以进行检查等的胶囊型装置。

例如，在日本国专利公开平 7-111985 号公报所公开的装置中，通过分割为两半的球形的胶囊，借助通信单元向体外装置侧通信活体信息。

并且，专利 WO 01/87377 A2 公报提出了通过胶囊内所设置的加速度传感器等来检测胶囊的运动（速度），并根据检测值控制拍摄或显示速度的胶囊型内窥镜装置。

但是，在所述专利 WO 01/87377 A2 公报所记载的胶囊中，存在如下的问题：加速度传感器等在整个身体运动时，由于传感器检测该运动，因此无法正确检测胶囊的运动。例如，在体腔内的胶囊不动而身体运动的情况下，有可能多次拍摄或显示同一对象。并且，在身体相对于体腔内胶囊的运动而向反方向移动的情况下，有可能判断为胶囊未运动，而不拍摄或显示图像。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的在于，提供一种通过控制图像的摄影定时，能够准确拍摄诊断所需的图像，同时抑制不需要的图像的拍摄的胶囊型内窥镜装置。

本发明的胶囊型内窥镜装置包含：拍摄体内的图像并无线传送所述图像的摄像单元；以及接收并记录从所述摄像单元无线传送的图像的接

收单元，其特征在于，具备：推测单元，其通过在体外的不同位置所配置的多个天线接收从所述摄像单元无线传送的信号，并从所述天线所接收的信号推测所述摄像单元的位置或朝向的至少一方；以及控制单元，其利用所述推测单元所推测的位置或朝向的至少一方的信息，控制所述摄像单元的拍摄。

附图说明

图1是表示本发明的实施例1的胶囊型内窥镜装置以及体外终端装置等体外装置的结构说明图，(A)是表示胶囊型内窥镜装置的说明图，(B)是表示体外终端装置等体外装置的结构说明图。

图2是表示图1的胶囊型内窥镜的内部结构的说明图。

图3是表示构成图1的天线单元的天线的单心线圈的说明图。

图4是表示图2的胶囊型内窥镜的天线以及图1的天线单元的天线之间的信号的收发结构的说明图。

图5是说明从图2的胶囊型内窥镜的天线所发送的信号的图。

图6是说明图4的信号处理电路的处理的第1说明图。

图7是说明图4的信号处理电路的处理的第2说明图。

图8是说明本发明的实施例2的信号处理电路的处理的图。

图9是说明本发明的实施例3的信号处理电路的处理的图。

图10是表示本发明的实施例4的胶囊型内窥镜3的摄像电路的结构方框图。

图11是表示本发明的实施例6的外部装置的信号处理电路的处理流程的流程图。

图12是表示本发明的实施例7的终端装置的处理流程的流程图。

图13是表示通过图12的处理显示在终端装置上的显示例的第1图。

图14是表示通过图12的处理显示在终端装置上的显示例的第2图。

具体实施方式

下面，参照附图说明本发明的实施例。

实施例 1

(结构)

图 1(A)是表示本实施例中的胶囊型内窥镜装置 1 的整体的说明图。在图 1 中, 胶囊型内窥镜装置 1 包括: 通过患者 2 从口吞服来对体腔内进行检查的胶囊型内窥镜 3; 以及配置在该患者 2 体外的外部装置 5, 该外部装置 5 是连接在无线接收胶囊型内窥镜 3 所拍摄的图像信息的天线单元 4 上的接收器。

并且, 通过体腔内检查时安装于外部装置 5 中的用于记录从胶囊型内窥镜 3 发送并由外部装置 5 接收的图像信息的、后述的 CompactFlash (注册商标) 存储器等可移动型的存储单元, 或者未图示的 USB 电缆等, 将所述的图像信息取入到个人计算机等的终端装置 7 中。并且, 该外部装置 5 通过安装于托架 6 上, 与终端装置 7 也能电连接。

图 1(B) 所示的终端装置 7 通过执行观察用浏览软件, 可以将积存在外部装置 5 中的图像通过键盘 8a 或鼠标 8b 等输入/操作装置的操作, 而取入到终端主体 9 中, 并能够在监视器部 8c 中显示所取入的图像。

如图 1(A) 所示, 在吞服胶囊型内窥镜 3 来进行内窥镜检查的情况下, 在患者 2 所穿的短上衣 10 上佩戴安装有多个天线 11 的天线单元 4, 由胶囊型内窥镜 3 进行摄像, 接收从内置在其中的天线 23 (参照图 2) 发送的信号, 并且能够将所拍摄的图像保存在与该天线单元 4 连接的外部装置 5 中。该外部装置 5 例如可通过自由装卸在患者 2 的腰带处的挂钩来佩戴。并且, 天线单元 4 可以直接贴附于患者的身体表面。

天线单元 4 的天线 11 由位置与朝向不同的单心线圈构成。例如, 可以考虑为如图 3 所示的与坐标系 XYZ 的坐标轴的方向一致的单心线圈 11aX、11aY、...11dY、11dZ。

外部装置 5 例如为箱状, 其前面设置有进行图像显示的液晶监视器 12 以及进行指示操作等的操作部 13。

并且, 外部装置 5 也可以构成为仅设置关于电池残留量警告显示用的 LED 或作为操作部 13 的电源开关等。并且, 作为第 2 外部装置, 连接有未图示的便携型的显示装置 (浏览器), 该装置处理从胶囊型内窥镜

3 发送的图像信号，并且将图像显示于所配备的液晶监视器上。

如图 2 所示，胶囊型内窥镜 3 以封装部件 14 和大致半球形状成弧型的圆顶型罩 14a 作为整体，形成胶囊形状并且为水密结构，其中，封装部件 14 具有对圆筒的后端侧进行封闭的形状，圆顶型罩 14a 通过粘接剂连接在该圆筒的前端侧并对其进行封闭。

在该透明的圆顶型罩 14a 内，在圆筒的中央部分，配置成将使通过圆顶型罩 14a 入射的像成像的物镜 15 安装在透镜框 16 上，这里，在该成像位置上配置有 CCD 成像器 17 作为摄像单元。

并且，这里，在物镜 15 的周围，在同一平面上配置有 4 个白色 LED 18 作为照明系统。

另外，例如在 CCD 成像器 17 的背面侧，在封装部件 14 的内部配置有：处理电路 19，其驱动白色 LED 18 发光，并且驱动 CCD 成像器 17 进行从 CCD 成像器 17 的摄像信号生成图像信号的处理；发送图像信号的通信处理电路 20；以及向这些电路 19、20 供给电源的钮扣型电池 21。

并且，在钮扣型电池 21 的后端侧，即另一方的半球形状的内侧，配置有与通信处理电路 20 连接且收发电波的天线 23。另外，CCD 成像器 17、白色 LED 18 和各电路设置在未图示的基板上，各基板由可挠性基板连接。

胶囊型内窥镜 3 的处理电路 19 产生控制 CCD 成像器 17 的摄影定时的控制信号，在通常的摄影中 1 秒拍摄 2 帧图像，在如食道那样胶囊型内窥镜比较高速移动的部位，例如 1 秒拍摄 15 至 30 帧的图像。并且，天线 23 接收从外部装置 5 发送来的信号，所接收的信号由通信处理电路 20 处理并向处理电路 19 发送。处理电路 19 根据发送来的信号，控制 CCD 成像器 17 的摄影定时和白色 LED 18 的点灯的 ON/OFF 等。

（作用）

如图 4 所示，在胶囊型内窥镜 3 中，从处理电路 19 输出的如图 5 所示的图像信号以及接收强度信号，经由天线 23 以一定的电波强度被通信处理电路 20 向外部装置 5 发送，经由天线单元 4 的天线 11aX、11aY、...11dY、11dZ，被外部装置 5 的发送接收电路 33 接收。

收发电路 33 向信号处理电路 35 发送图像信号以及接收强度信号，信号处理电路 35 比较各天线 11ij 接收强度信号的强度，从比较结果检测出最适合用于接收胶囊型内窥镜 3 发送的图像信号的天线。信号处理电路 35 将通过最适合的天线得到的图像信号发送并存储至与信号处理电路 35 连接的 CompactFlash（注册商标）存储器（CF 存储器）、硬盘等的存储单元 47 中。并且，信号处理电路 35 将通过最适合的天线得到的图像信号发送至与信号处理电路 35 连接的液晶监视器 12 中，显示胶囊型内窥镜拍摄的图像。

外部装置 5 的信号处理电路 35 中包括未图示的 CPU 和存储器，装入有从各天线 11ij 的接收强度信号推测胶囊型内窥镜 3 的位置或朝向的程序。通过采用日本国专利公开平 11-325810 号公报所记载的求解多个非线性方程式的方法能够推测该位置或朝向。所述信号处理电路 35 根据天线 11aX、11aY、...11dY、11dZ 所接收的接收信号强度，求解以胶囊型内窥镜 3 中设置的单心线圈的位置和朝向作为未知数的 12 个非线性方程式。采用高斯—牛顿（Gauss-Newton）法等反复改良求解 12 个非线性方程式，可以推测胶囊型内窥镜 3 的位置和朝向。所推测出的位置与朝向用如图 3 所示的以天线单元 4 为基准的坐标系的数值来赋值，与图像信号一同存储在存储单元 47 中。并且，不必推测位置和朝向的双方，可以只推测一方。

如图 6 所示，如果将胶囊型内窥镜 3 的位置设为 $P_i (X_i, Y_i, Z_i)$ ，则胶囊型内窥镜 3 的移动量 D_i 由下式求得。

$$D_i = \{(X_{i-1} - X_i)^2 + (Y_{i-1} - Y_i)^2 + (Z_{i-1} - Z_i)^2\}^{1/2} \quad (1)$$

在胶囊型内窥镜 3 的移动量 D_i 小的情况下，拍摄同一视野的图像的可能性高，因此设定成使胶囊型内窥镜 3 的 CCD 成像器 17 的摄影定时变慢。例如，在通常 1 秒内拍摄 2 帧（ $T_i = 1/2[s]$ ）图像的情况下，变更为 1 秒内拍摄 1 帧（ $T_i = 1/1[s]$ ）图像的定时。摄影的定时 $T_i[s]$ 能够利用移动量 D_i 由下式算出。

$$T_i = \alpha / D_i [s] \quad (2)$$

其中， α 为常数。

通过外部装置 5 的信号处理电路 35 内的 CPU 求解摄影的定时 $Ti[s]$ ，并向收发电路 33 发送所求出的摄影定时，收发电路 33 从适当的天线 11ij 向胶囊型内窥镜 3 发送（从所述求出的最适合接收图像信号的天线发送摄影定时）。

胶囊型内窥镜 3 利用天线 23 接收从与外部装置 5 连接的天线 11ij 发送的摄影定时信号，并通过通信处理电路 20 向处理电路 19 发送。处理电路 19 根据发送来的摄影定时，向 CCD 成像器 17 发送控制摄影的信号。

收集多个患者的图像和位置信息，从所收集的图像与图像间的胶囊型内窥镜 3 的移动量求出用于求解摄影定时的式 (2) 中的常数 α 。例如，如图 7 所示，从所收集的图像中检测同一对象从图像的中心 $Pi-1$ 移动至周边 $Pi+1$ 的图像，求出此时的胶囊型内窥镜 3 的移动量 $D=Di+Di+1$ 。在胶囊型内窥镜 3 的移动比移动量 D 大的情况下，由于考虑图像间存在未被拍摄的部位，所以设定 α 的系数，使得在移动量 D 下至少拍摄 1 帧图像。移动量 D 也可以通过多个采样的平均 D_{avr} 求得。

（效果）

胶囊型内窥镜 3 内配置有产生磁场用的单心线圈，所产生的磁场由配置在体外的多个线圈检测，由此可以求得胶囊型内窥镜 3 的正确的移动量。根据正确的移动量，能够变更 CCD 成像器 17 的摄影定时，因此用户能够高效率地进行图像诊断。

实施例 2

图 8 是说明本发明的实施例 2 的信号处理电路的处理的图。

（结构）

在实施例 2 中，装置的结构与实施例 1 相同，外部装置 5 的 CPU 中所装入的用于求解摄影定时 $Ti[s]$ 的程序不同。

（作用）

从所预测的胶囊型内窥镜 3 的移动量求解向胶囊型内窥镜 3 发送的摄影定时 $Ti[s]$ 。

一般 $n-1$ 次的多项式 $P(t)$ 用下面这样的式子表示。

$$P(t)=a_0+a_1t+a_2t^2+\dots+a_{n-1}t^{n-1} \quad (3)$$

在采用 3 处胶囊型内窥镜 3 的推定位置 P_{i-2} 、 P_{i-1} 和 P_i 的情况下，能够求出式 (3) 的三个系数 a_0 、 a_1 和 a_2 。例如，关于 X 方向从式 (3) 得到以下的 3 个式子。

$$\begin{aligned} X_{i-2}(t_0) &= aX_0 + aX_1t_0 + aX_2t_0^2 \\ X_{i-1}(t_1) &= aX_0 + aX_1t_1 + aX_2t_1^2 \\ X_i(t_2) &= aX_0 + aX_1t_2 + aX_2t_2^2 \end{aligned} \quad (4)$$

通过求解这 3 个联立方程式，能够确定关于 X 方向的系数。其中，t 是根据摄影定时所求得的时间。

同样，关于 Y、Z 也可以通过求出系数，利用下面这样的式子算出图 8 中示出的所预测的胶囊型内窥镜 3 的位置 \hat{P}^{i+1} （预测位置 \hat{P}^{i+1} 为 t_3 时间后的位置）。

$$\begin{aligned} \hat{X}^{i+1}(t_3) &= aX_0 + aX_1t_3 + aX_2t_3^2 \\ \hat{Y}^{i+1}(t_3) &= aY_0 + aY_1t_3 + aY_2t_3^2 \\ \hat{Z}^{i+1}(t_3) &= aZ_0 + aZ_1t_3 + aZ_2t_3^2 \end{aligned} \quad (5)$$

根据式 (5) 求解胶囊型内窥镜 3 的预测位置，通过式 (1) 算出图 8 中示出的所预测的移动量 \hat{D}^{i+1} 。通过将所算出的移动量 \hat{D}^{i+1} 代入式 (2) 能够求出摄影定时 $T_i[s]$ 。

将在外部装置 5 中求得的摄影定时发送到胶囊型内窥镜 3 中，胶囊型内窥镜 3 生成 CCD 成像器 17 的控制信号并且变更摄影的定时。

在本实施例中，通过 2 次的多项式求出了胶囊型内窥镜 3 的预测位置，但通过采用多个所推测的胶囊型内窥镜 3 的位置，能够预测更加准确的胶囊型内窥镜 3 的位置。并且，也可以采用样条函数等预测胶囊型内窥镜 3 的位置。

（效果）

除了实施例 1 的效果，还通过预测胶囊型内窥镜 3 的位置，能够正确地设定所预测的位置上的摄影定时。

实施例 3

图 9 是说明本发明的实施例 3 的信号处理电路的处理的图。

(结构)

实施例3的装置结构与实施例1相同,但外部装置5的CPU进行处理,使得采用所推测的胶囊型内窥镜的朝向信息来控制摄影的定时。

(作用)

如实施例1中记载的那样,根据从天线11ij得到的接收强度信号能够推测胶囊型内窥镜3的位置与朝向。如图9所示,胶囊型内窥镜3的移动方向有可能与朝向不一致,在胶囊型内窥镜3的移动量差异小,朝向差异大的情况下,有时候即使移动量小,所拍摄的图像也不同。

在实施例1中求出的胶囊型内窥镜3的移动量 D_i 能够通过位置 $P_i=(X_i, Y_i, Z_i)$ 与 $P_{i-1}=(X_{i-1}, Y_{i-1}, Z_{i-1})$ 的距离求得。设各自位置上的朝向为 V_i 、 V_{i-1} ,则朝向的变化量 $\Delta\theta$ 为

$$\Delta\theta = \cos^{-1} \{ V_i \cdot V_{i-1} / (|V_i| \times |V_{i-1}|) \} \quad (6)$$

其中,运算 $[\cdot]$ 为 V_i 与 V_{i-1} 的内积, $|V_i|$ 以及 $|V_{i-1}|$ 为各自的向量大小。

在胶囊型内窥镜3的朝向变化量 $\Delta\theta$ 大的情况下,同一视野的图像被拍摄的可能性变低,因此胶囊型内窥镜3的CCD成像器17的摄影定时被设定得较快。摄影定时 $T_i[s]$ 可以利用移动量 D_i 与朝向的变化量 $\Delta\theta$ 由下式算出。

$$T_i = \alpha / D_i + \beta \Delta\theta^{[s]} \quad (7)$$

其中, α 、 β 为常数。

(效果)

除了实施例1的效果,即使在胶囊型内窥镜的移动量小、朝向变化大的情况下,通过检测朝向的变化量能够设定适当的摄影定时。

实施例4

图10是表示本发明的实施例4的胶囊型内窥镜3的处理电路的结构图。

(结构)

实施例4的装置结构与实施例1相同,但如图10所示,胶囊型内窥镜3的处理电路19通过装入CPU50和存储器51等的运算功能而构成。

（作用）

如图 10 所示，胶囊型内窥镜 3 在处理电路 19 中装入 CPU 50 和存储器 51 的运算功能，使得实施例 1 的装入到外部装置 5 的信号处理电路 35 中的 CPU 和存储器的程序在胶囊型内窥镜 3 的内部执行。

胶囊型内窥镜 3 通过通信处理电路 20 经由天线 23 以一定的电波强度发送图 5 所示的图像信号以及接收强度信号，经由天线单元 4 的天线 11aX、11aY、...11dY、11dZ，被外部装置 5 的收发电路 33 接收。

收发电路 33 向信号处理电路 35 发送图像信号以及接收强度信号，并存储在与信号处理电路 35 连接的 CompactFlash(注册商标)存储器(CF 存储器)、硬盘等的存储单元 47 中。并且，信号处理电路 35 将天线 11ij 接收的接收强度信号发送到收发电路 33 中，收发电路 33 从适当的天线 11ij 向胶囊型内窥镜 3 发送。也可以如实施例 1 记载的那样，求出最适合接收图像信号的天线，来发送接收强度信号。

胶囊型内窥镜 3 通过天线 23、通信处理电路 20，接收外部装置 5 发送的天线 11ij 的接收强度信号并向处理电路 19 发送。

胶囊型内窥镜 3 的处理电路 19 内的 CPU 50 和存储器 51 中，装入有利用与外部装置 5 连接的天线 11ij 接收的接收强度信号来推测胶囊型内窥镜 3 的位置或朝向的程序。如实施例 1 中记载的那样，CPU 50 通过使用求解多个非线性方程式的方法，推测胶囊型内窥镜 3 的位置或朝向，从所推测的位置或朝向求解 CCD 成像器 17 的摄影定时。向处理电路 19 发送求得的摄影定时，处理电路 19 产生控制 CCD 成像器 17 的摄影的控制信号，控制 CCD 成像器的摄影。

（效果）

除了实施例 1 的效果，还因为可以在胶囊型内窥镜 3 的内部算出移动量，所以能够分散外部装置 5 的处理。

实施例 5

（结构）

实施例 5 的装置结构与实施例 4 相同，但胶囊型内窥镜 3 中配置的天线 23 检测配置在体外的天线 11ij 产生的磁场。

（作用）

外部装置 5 的收发电路 33 生成用于使天线 11ij 产生不同频率的磁场的信号。根据所生成的信号，天线 11ij 产生不同频率的磁场，胶囊型内窥镜 3 的天线 23 接收所产生的磁场。天线 23 接收的信号为强度与频率不同的信号所合成的接收信号。接收信号通过通信处理电路 20 进行带通滤波器的处理、增益的调整等，并向处理电路 19 发送。向处理电路 19 发送的接收信号被数字化，并存储在与 CPU 50 连接的存储器 51 中。CPU 50 对存储在存储器 51 中的接收信号进行频率抽出处理（傅立叶变换：FFT），求出与各天线 11ij 产生的磁场对应的接收强度。

胶囊型内窥镜 3 中装入有实施例 4 所记载那样的推测胶囊型内窥镜 3 的位置与朝向的程序，利用与各天线 11ij 对应的接收强度，来推测胶囊型内窥镜 3 的位置或朝向。从所推测的位置或朝向算出移动量，求得 CCD 成像器 17 的摄影定时。向处理电路 19 发送求得的摄影定时，处理电路 19 产生控制 CCD 成像器 17 的摄影的控制信号，并控制 CCD 成像器 17 的摄影。

胶囊型内窥镜 3 将通过 CPU 50 求得的位置或朝向的信息以及所拍摄的图像信号，通过通信处理电路 20 变换为能够从天线 23 发送的信号，并由天线 23 发送。由天线 23 所发送的信号通过与外部装置 5 所连接的天线 11ij，向收发电路 33 发送，通过信号处理电路 35 变换为能够存储在存储单元 47 中的信号，并存储在存储单元 47 中。

（效果）

除了实施例 4 的效果，还通过胶囊型内窥镜的天线能够检测外部的磁场，因此能够削减供给电源的钮扣型电池 21 的消耗电量。

实施例 6

图 11 是表示本发明的实施例 6 的外部装置的信号处理电路的处理流程的流程图。

（结构）

实施例 6 的装置结构与实施例 1 相同，但根据胶囊型内窥镜 3 的移动量，控制向外部装置 5 的存储单元 47 进行图像信号与胶囊型内窥镜 3

的位置/朝向的记录。

(作用)

胶囊型内窥镜 3 经由天线 23 以一定的电波强度发送如图 5 所示的图像信号以及接收强度信号, 经由天线单元 4 的天线 11aX、11aY、...11dY、11dZ, 被外部装置 5 的收发电路 33 接收。

外部装置 5 的信号处理电路 35 中包括未图示的 CPU 和存储器, 按照图 11 所示的流程图的程序, 从胶囊型内窥镜 3 所发送的图像信号以及天线 11ij 的接收强度信号记录在存储单元 47 中。

如果胶囊型内窥镜 3 被插入体内, 则在信号处理电路 35 中, 如图 11 所示的流程图的程序从步骤 S101 开始。在步骤 S102 中初始化变量 $i=0$ 、 $j=1$ 、以及 $jMAX=1$ 。

在步骤 S103 中, 图像信号与天线 11ij 的接收强度信号被取入到程序中, 在步骤 S104 中, 如果 i 比 1 小, 则在步骤 S105 中将图像信号与接收强度记录到存储单元 47 中。

接着, 进入步骤 S106 判断胶囊型内窥镜 3 是否被排出体外, 在存在于体内的情况下, 进入步骤 S107, 使变量 i 增加。此外, 在胶囊型内窥镜 3 被排出体外的情况下, 进入步骤 S116, 结束程序。

在步骤 S107 中增加了变量 i 时, 进入步骤 S103, 将下一个图像信号与接收强度信号取入到程序中。在步骤 S104 中, 在 i 比 0 大的情况下, 进入步骤 S108, 通过由天线 11aX、11aY、...11dY、11dZ 接收的接收信号强度, 求解以设置在胶囊型内窥镜 3 中的单心线圈的位置与朝向作为未知数的 12 个非线性方程式, 利用高斯-牛顿 (Gauss-Newton) 法等的反复改良, 求解 12 个非线性方程式, 推测胶囊型内窥镜 3 的位置与朝向。

接着, 在步骤 S109 中利用式 (1) 算出移动量 D_i , 在步骤 S110 中利用式 (2) 算出记录定时 $T_i[s]$ 。在步骤 S111 中, 在变量 j 与特定的值 $jMAX$ 相等的情况下, 进入步骤 S112, 在存储单元 47 中记录图像信号和接收强度信号。进入步骤 S113, 从记录定时 $T_i[s]$ 求出图像记录的间隔。

例如, 在 1 秒内从胶囊型内窥镜 3 发送 10 帧图像, 并且记录定时被计算为 $T_i=0.5[s]$ 的情况下, 每隔 5 张记录一次图像 (设定为 $jMAX=5$)。

然后，在步骤 S114 中初始化变量 j，在步骤 S106 中判断胶囊型内窥镜 3 是否存在于体内。

在步骤 S111 中，在变量 j 与特定的值 jMAX 不同的情况下，进入步骤 S115 增加变量 j。

在本实施例中，虽然求出了图像的记录间隔，但也可以压缩或缩小未被记录的图像的尺寸，变换成图标等的信息等，并与位置或朝向一并记录。例如，在记录的间隔被设定为 5 帧的情况下，未被记录的 4 帧图像缩小图像的尺寸，并且与位置和朝向一起记录在存储单元 47 中。

（效果）

除了实施例 1 的效果，还因为正确地求出在体内的胶囊型内窥镜的移动量并记录图像，所以用户能够高效率地进行图像诊断。

实施例 7

图 12 至图 14 涉及本发明的实施例 7，图 12 是表示终端装置的处理流程的流程图，图 13 是表示通过图 12 的处理在终端装置中所显示的显示例的第 1 图，图 14 是表示通过图 12 的处理在终端装置中所显示的显示例的第 2 图。

（结构）

实施例 7 与实施例 1 几乎相同，因此仅说明不同的点，同一结构之处标识相同符号并省略说明。

（作用）

如图 4 所示出的那样，胶囊型内窥镜 3 经由天线 23 以一定的电波强度发送如图 5 所示那样的图像信号以及接收强度信号，经由天线单元 4 的天线 11aX、11aY、...11dY、11dZ，被外部装置 5 的收发电路 33 接收。

收发电路 33 将图像信号以及接收强度信号发送到信号处理电路 35 中，信号处理电路 35 比较各天线 11ij 的接收强度信号的强度，从比较结果检测出最适合用于接收胶囊型内窥镜 3 所发送的图像信号的天线。信号处理电路 35 将通过最适合的天线所得到的图像信号以及各天线 11ij 的接收强度信号发送并存储至与信号处理电路 35 所连接的 CompactFlash（注册商标）存储器（CF 存储器）、硬盘等的存储单元 47 中。

当通过胶囊型内窥镜 3 进行的体内观察结束时,将记录在外部装置 5 的存储单元 47 中的图像信号以及接收强度信号取入到终端装置 7 的记录单元中。

终端装置 7 具有未图示的 CPU 和存储器,执行用于通过与终端装置 7 连接的键盘或鼠标等的用户界面来显示图像的应用软件。

执行应用程序时,在终端装置 7 中,图 12 所示出的流程图的程序从步骤 S201 开始。在步骤 S202 中初始化变量 $i=0$ 、 $j=1$ 、以及 $jMAX=1$ 。在步骤 S203 中,从记录单元读出图像信号与天线 11ij 的接收强度信号,并取入到程序中,在步骤 S204 中,如果 i 比 1 小,则在步骤 S205 中由监视器等的显示单元显示图像信号。

接着,进入步骤 S206,判断是否读出了所有的图像信号以及接收强度信号,在存在图像信号以及接收强度信号的情况下,进入步骤 S207,使变量 i 增加。此外,在已经读出了所有的图像信号以及接收强度信号的情况下,进入步骤 S216,结束程序。

在步骤 S207 中增加了变量 i 时,进入步骤 S203 将下一个图像信号和接收强度信号从记录单元中读出并取入到程序中。在步骤 S204 中,在 i 比 0 大的情况下,进入步骤 S208,从经由天线 11aX、11aY、...11dY、11dZ 接收的接收信号强度,求解以设置在胶囊型内窥镜 3 中的单心线圈的位置与朝向作为未知数的 12 个非线性方程式,利用高斯-牛顿 (Gauss-Newton) 法等的反复改良,求解 12 个非线性方程式,并推测胶囊型内窥镜 3 的位置与朝向。

接着,在步骤 S209 中利用式 (1) 算出移动量 D_i ,在步骤 S210 中利用式 (2) 算出显示定时 $T_i[s]$ 。在步骤 S211 中,在变量 j 与特定的值 $jMAX$ 相等的情况下,进入步骤 S212,在监视器等的显示单元中显示图像。进入步骤 S213,从显示定时 $T_i[s]$ 求出图像的显示间隔。

例如,当 1 秒内在记录单元中记录 10 帧图像,并且显示定时被计算为 $T_i=0.5[s]$ 的情况下,每隔 5 张显示一次图像 (设定为 $jMAX=5$)。

在步骤 S214 中初始化变量 j ,在步骤 S206 中判断是否读出了所有的图像信号以及接收强度信号。

在本实施例中，虽然有时候存在不能根据显示定时显示为动态图像的图像，但可以如图 13 所示，在这样的情况下，将不能显示为动态图像的图像显示在与动态图像显示区域 100 不同的其它区域 101 中，并且，也可以如图 14 所示，缩小图像或以图标等的其它显示方式显示。

（效果）

在本实施例中也因为正确求出胶囊型内窥镜 3 的移动量来显示图像，所以用户能够高效率地进行图像诊断。

在本发明中，可以明确的是：在很广范围内的不同的实施方式不脱离发明的精神和范围，可以根据本发明来构成。本发明只受所附加的权利要求的范围限定，不受特定的实施例的制约。

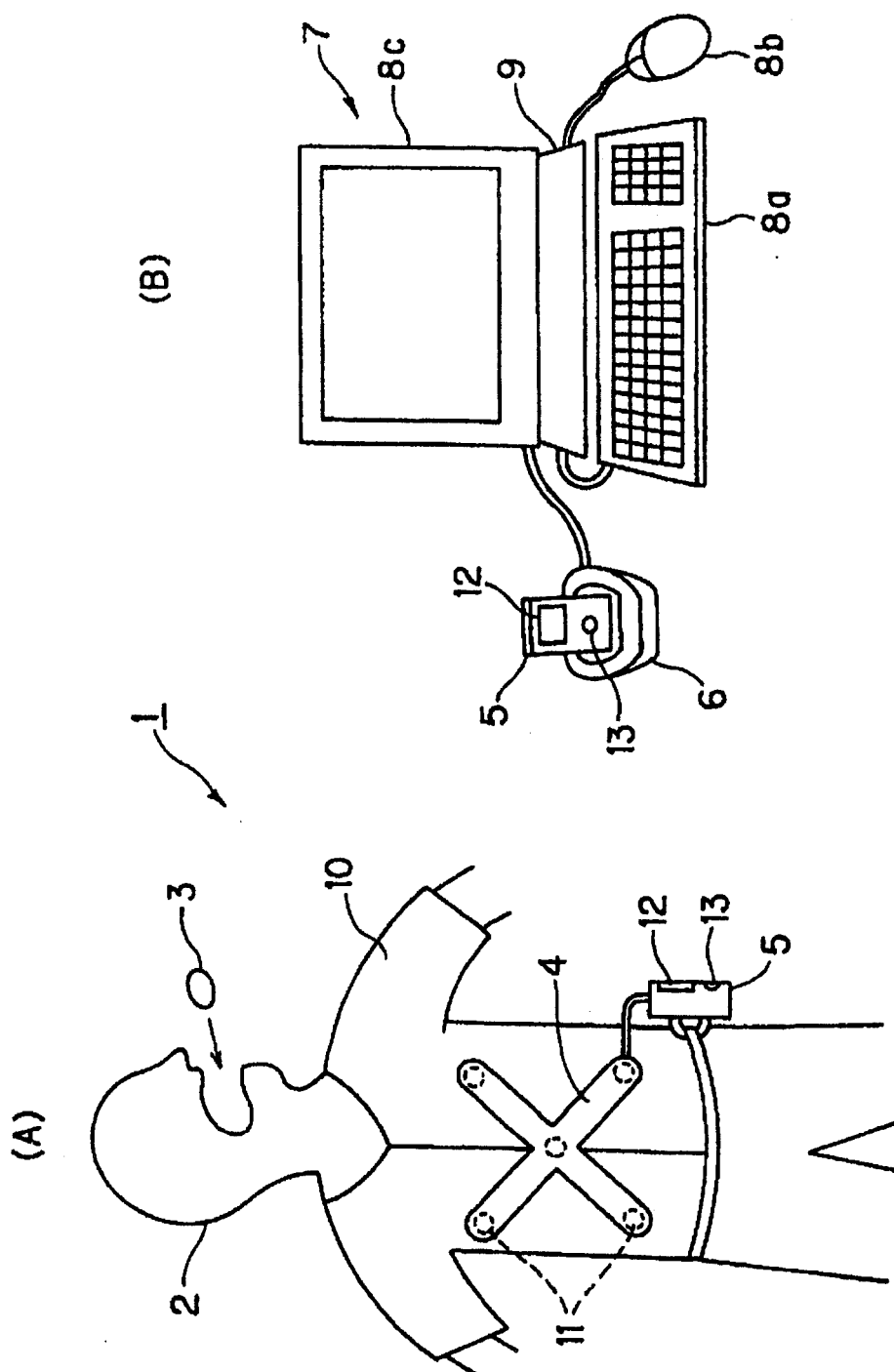


图 1

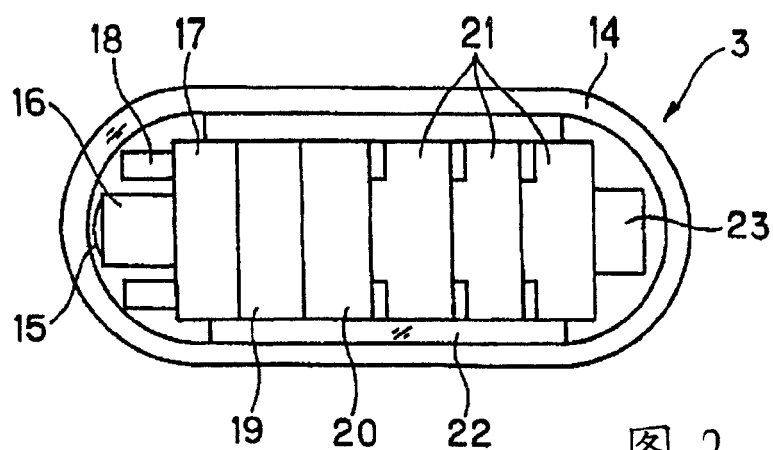


图 2

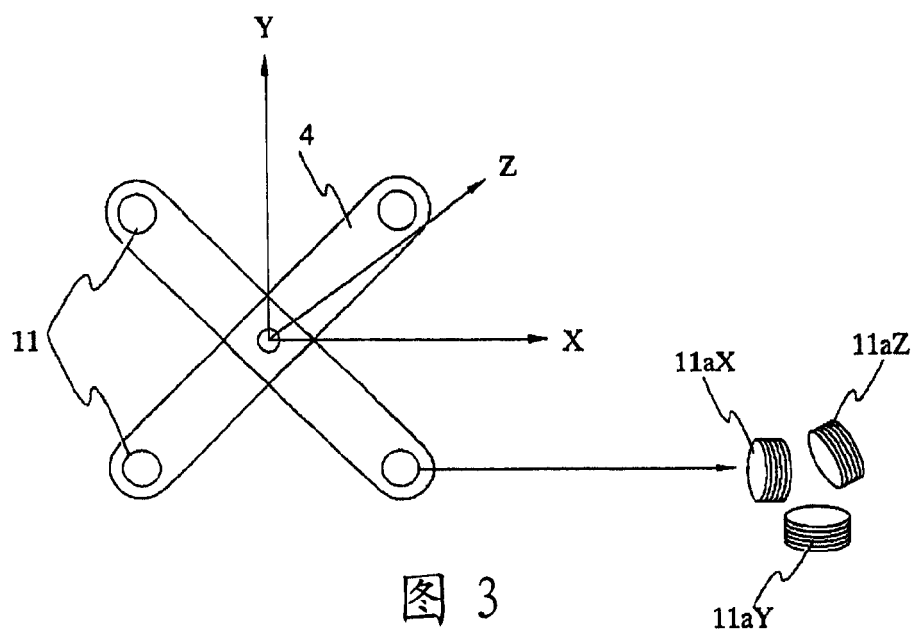


图 3

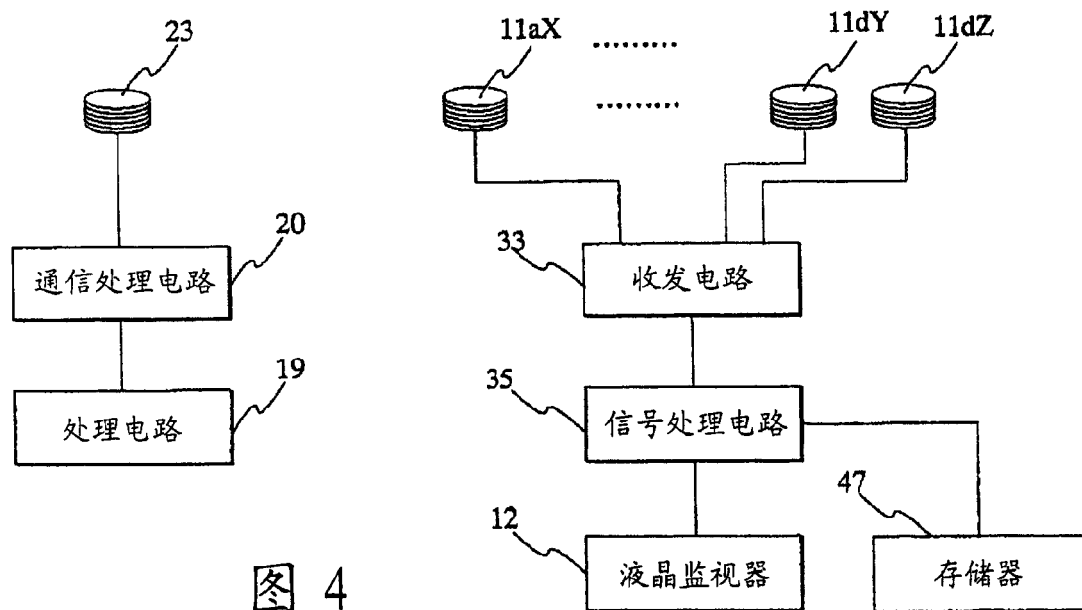


图 4

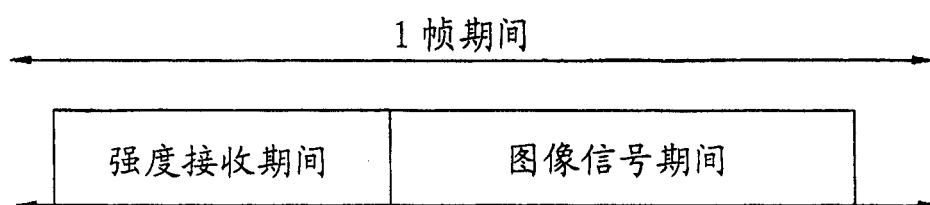


图 5

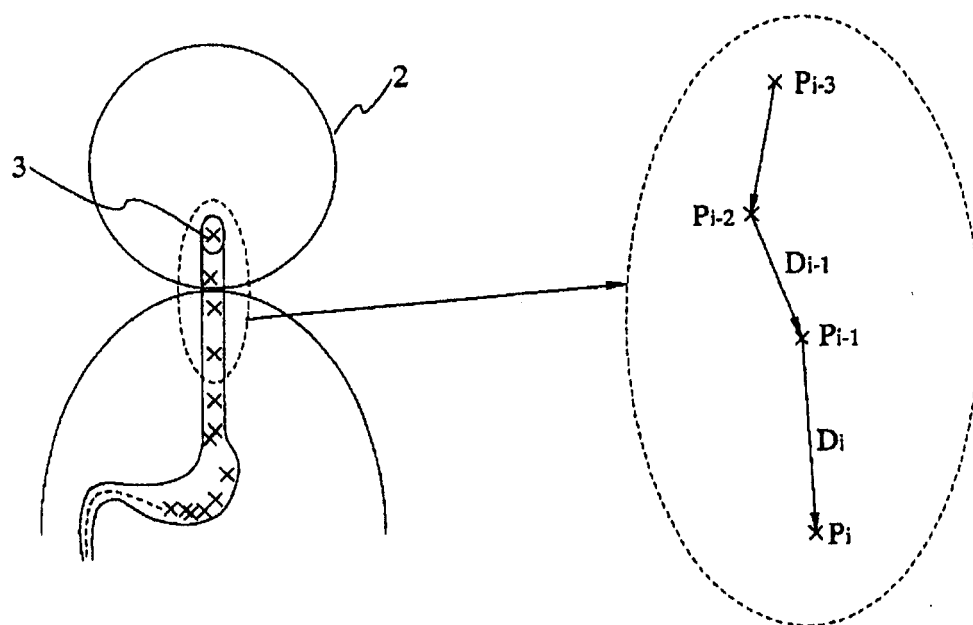


图 6

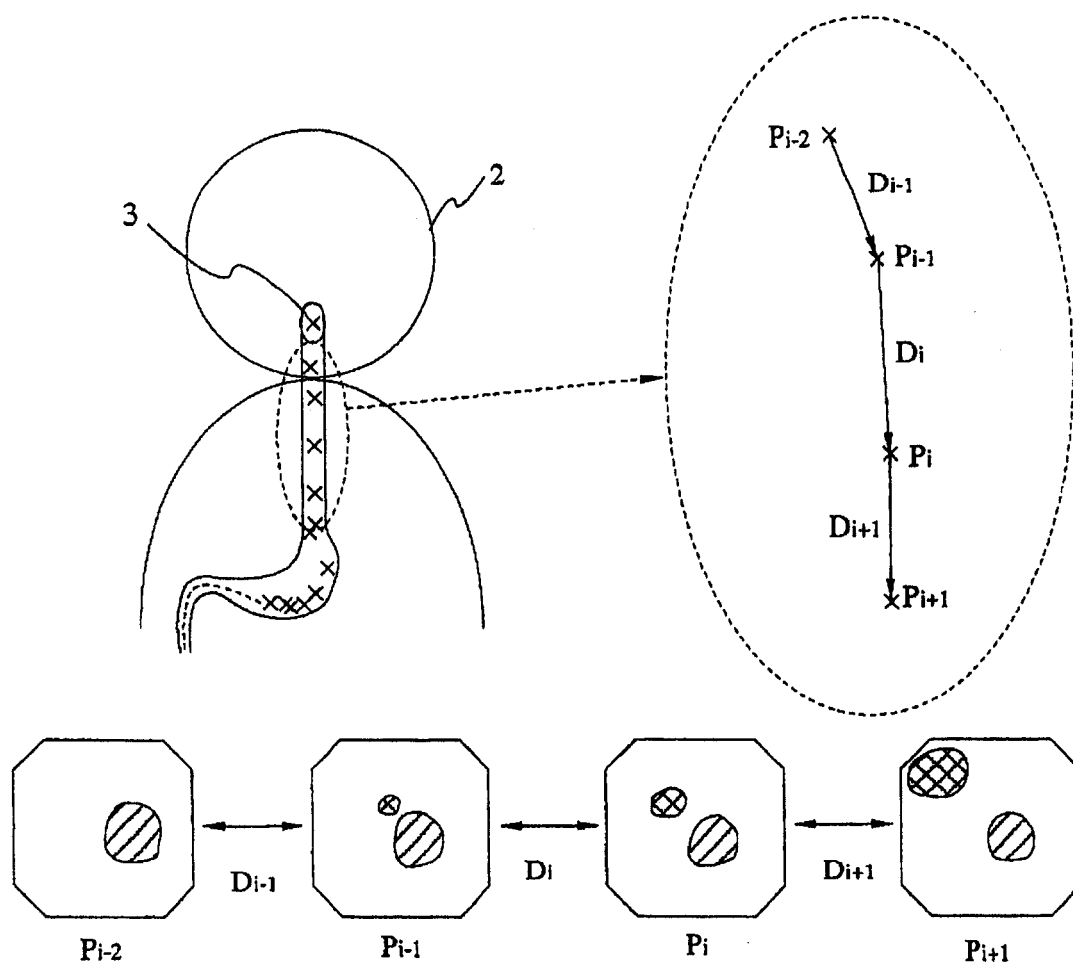


图 7

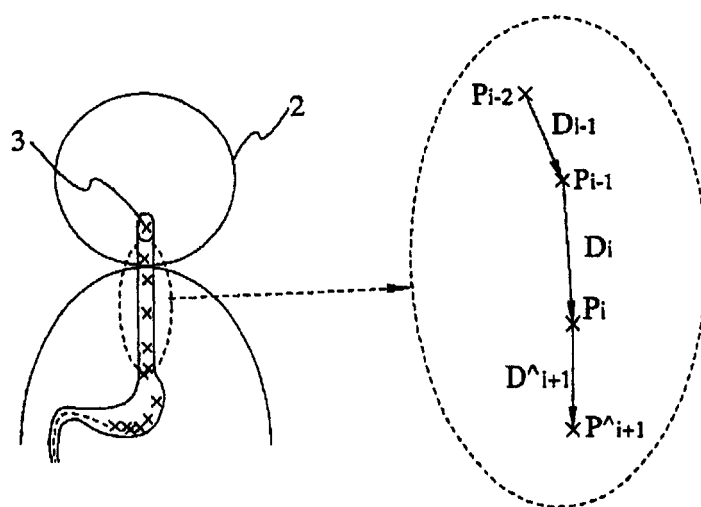


图 8

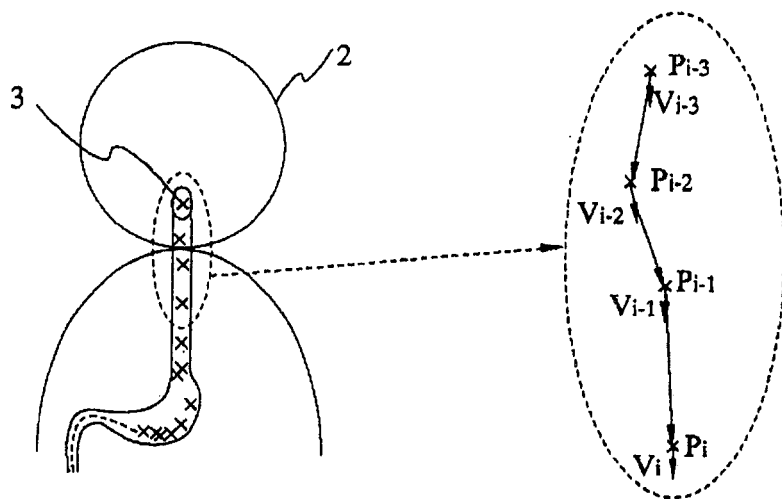


图 9

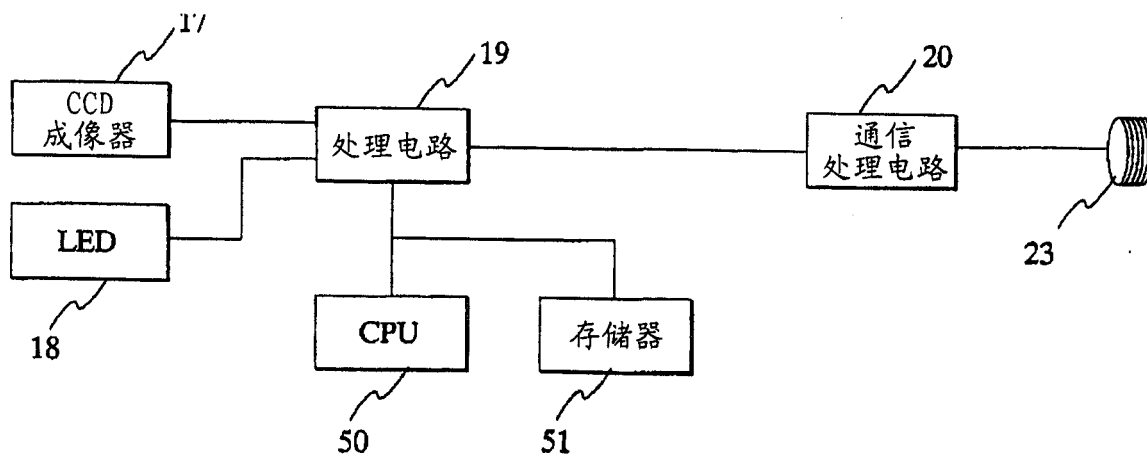


图 10

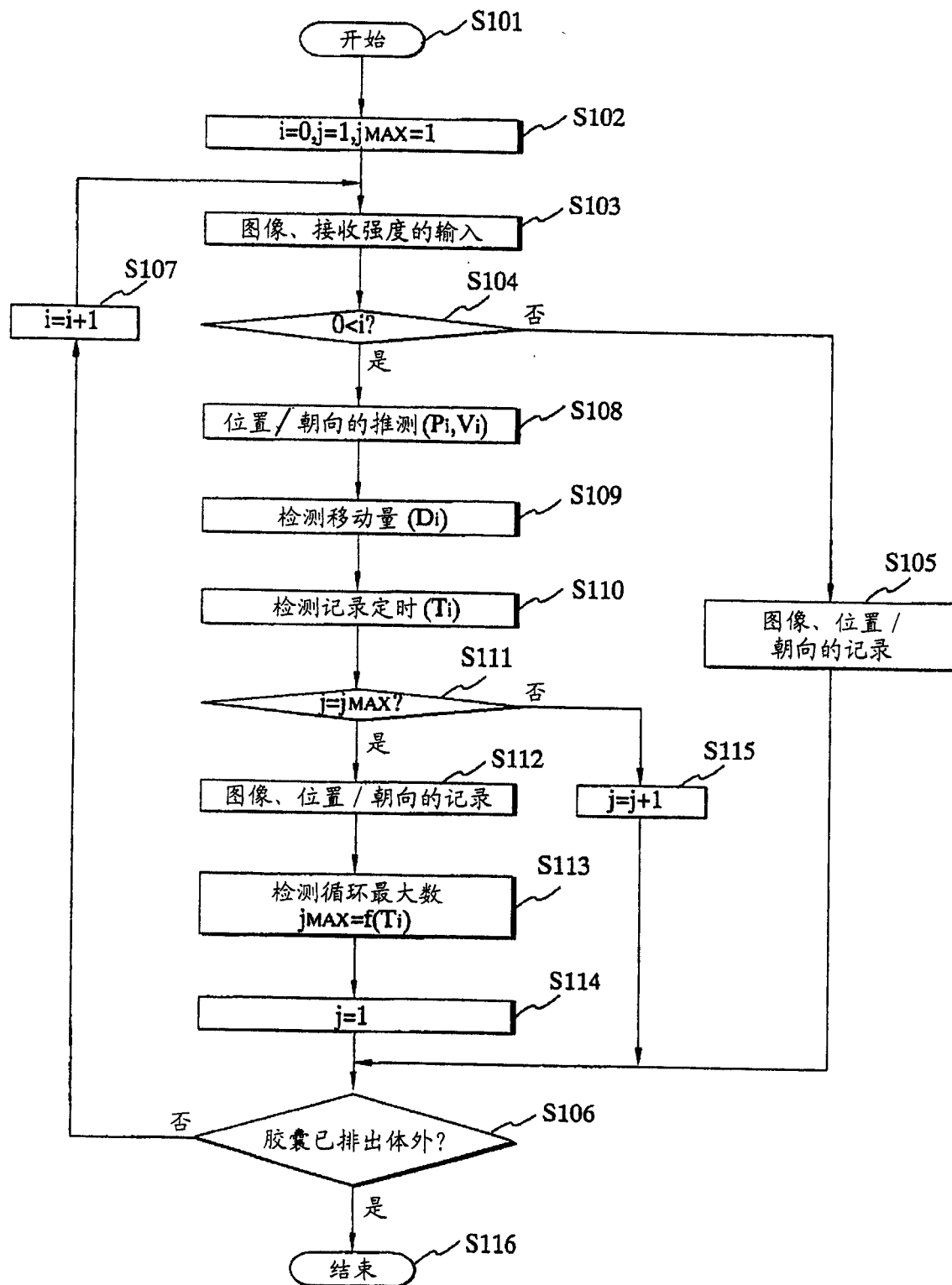


图 11

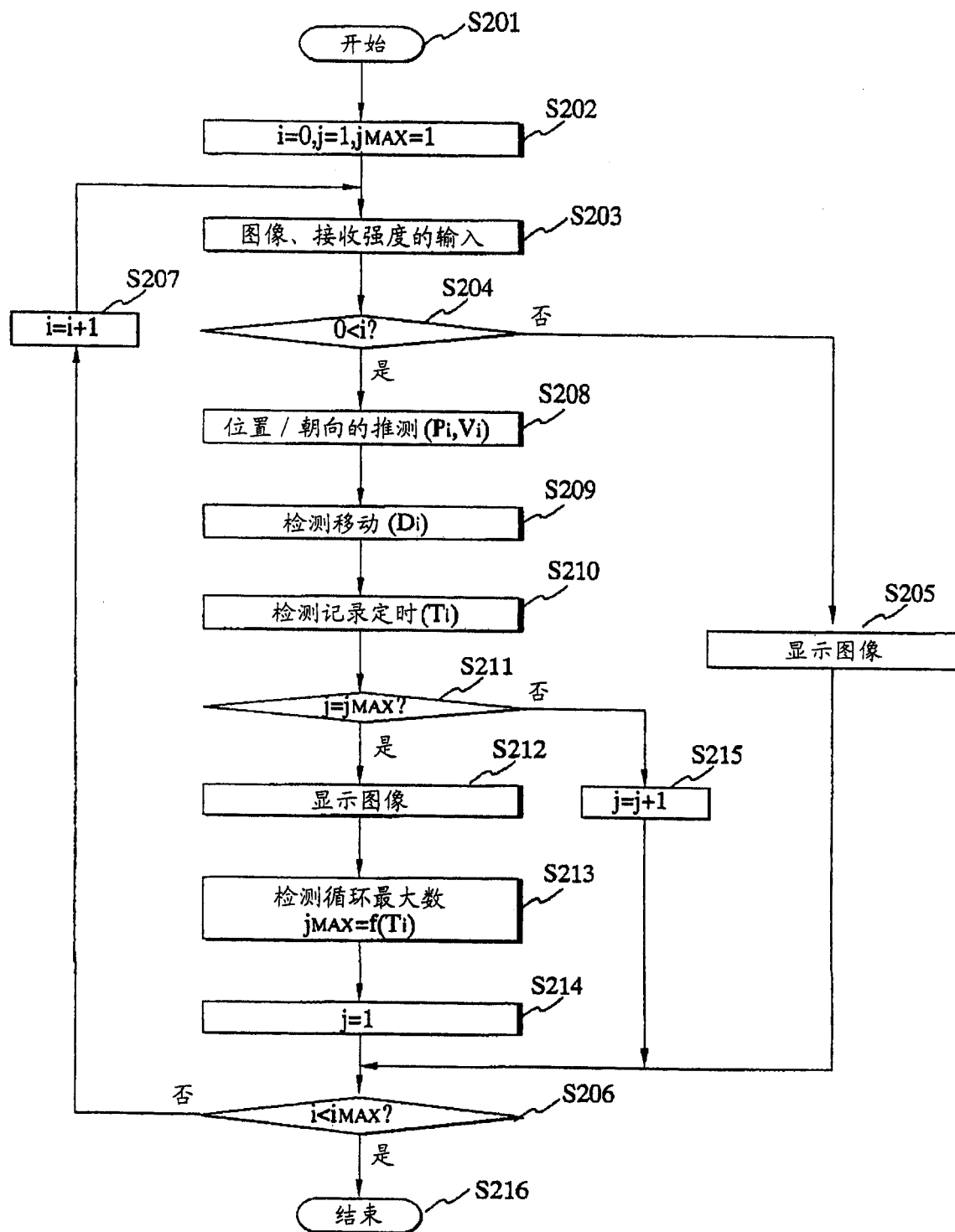


图 12

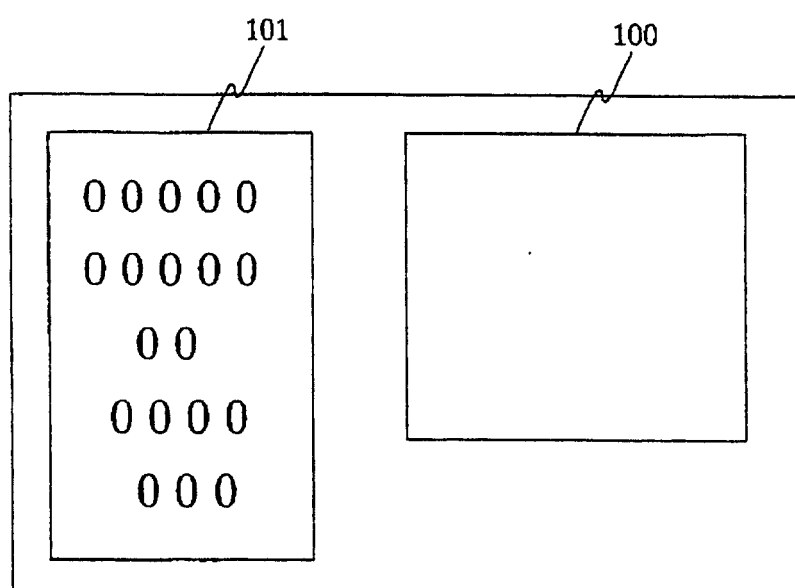
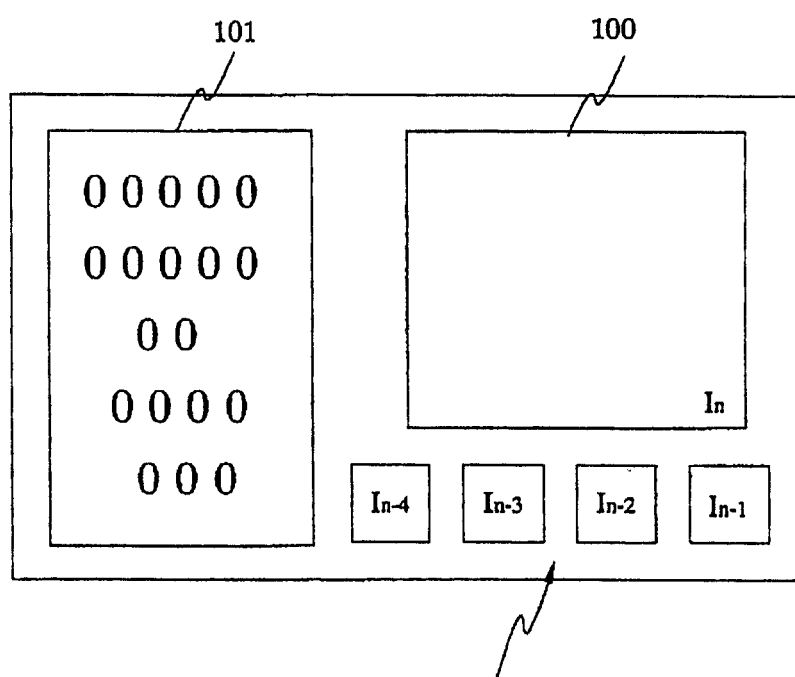


图 13



显示图像 In 前的图像

图 14

专利名称(译)	胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	CN1909825A	公开(公告)日	2007-02-07
申请号	CN200580002334.1	申请日	2005-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	长谷川润 西村博一 田中秀树 井上凉子		
发明人	长谷川润 西村博一 田中秀树 井上凉子		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/273 A61B1/31 A61B5/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/273 A61B1/31 A61B5/061 A61B5/073 A61B5/6805 A61B2560/0456		
优先权	2004007379 2004-01-14 JP		
其他公开文献	CN100528068C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

外部装置的信号处理电路中包括未图示的CPU和存储器，装入有从各天线的接收强度信号推测胶囊型内窥镜的位置或朝向的至少一方的程序。胶囊型内窥镜中配置有用于产生磁场的单心线圈，通过配置在体外的多个线圈检测所产生的磁场，能够求出胶囊型内窥镜的正确的移动量。通过该结构，控制图像的摄影定时，可靠地拍摄诊断所需的图像，同时抑制不需要图像的拍摄。

