

[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 200580030441.5

[43] 公开日 2007 年 8 月 8 日

[11] 公开号 CN 101014280A

[22] 申请日 2005.9.13

[21] 申请号 200580030441.5

[30] 优先权

[32] 2004. 9. 13 [33] JP [31] 266064/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/016825 2005.9.13

[87] 国际公布 WO2006/030772 日 2006.3.23

[85] 进入国家阶段日期 2007.3.12

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 药袋哲夫

[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

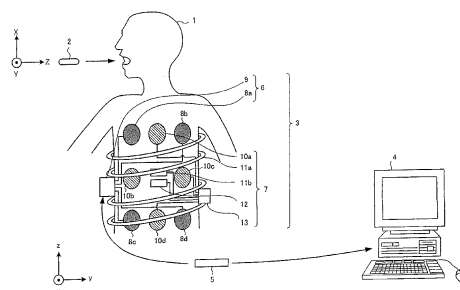
权利要求书 2 页 说明书 25 页 附图 17 页

[54] 发明名称

被检体内导入系统、接收装置和被检体内导入装置

[57] 摘要

本发明提供一种被检体内导入系统、接收装置和被检体内导入装置。作为被检体内导入系统的结构要素的接收装置(3)具有分别独立地形成接收单元(6)和位置检测单元(7)的结构,其中,接收单元(6)由接收天线(8a~8d)和接收处理装置(9)构成,位置检测单元(7)由发送天线(10a~10d)、第1直线磁场形成部(11a)、第2直线磁场形成部(11b)、扩散磁场形成部(12)以及处理装置(13)构成。因此,在以取得胶囊型内窥镜(2)所取得的被检体内信息以及胶囊型内窥镜(2)的位置检测为目的而使用被检体内导入系统的情况下,使用接收单元(6)和位置检测单元(7)双方,在仅以取得被检体内信息为目的的情况下,可以仅使用接收单元(6),由此在抑制使用成本增加的同时,把使用时被检体承受的负担程度限定在与使用目的相应的最小限度。



1. 一种由被检体内导入装置和接收装置构成的被检体内导入系统，其中，该被检体内导入装置被导入到被检体的内部，取得被检体内信息作为关于该被检体的信息，并发送包含所取得的被检体内信息的无线信号，该接收装置进行由该被检体内导入装置发送的无线信号的接收处理，所述被检体内导入系统的特征在于，

所述被检体内导入装置具有：

被检体内信息取得单元，其取得所述被检体内信息；

磁场传感器单元，其检测该被检体内导入装置所处的区域中的磁场；
以及

无线发送单元，其发送至少包含所述被检体内信息的无线信号，

所述接收装置具有：

接收单元，其至少具有接收由所述被检体内导入装置发送的无线信号的接收天线、以及对由该接收天线接收到的无线信号进行接收处理的接收电路；

与所述接收单元分开独立地形成的位置检测单元，其具有：在所述被检体内导入装置可能存在的区域中形成预定的位置检测用磁场的磁场形成单元；以及根据由所述磁场传感器单元取得的所述位置检测用磁场的检测结果，导出所述被检体内导入装置的位置的位置导出单元。

2. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统，其特征在于，

所述无线发送单元发送除所述被检体内信息之外还包含由所述磁场传感器单元取得的检测结果的无线信号；

所述位置检测单元经由所述接收单元取得由所述磁场传感器单元取得的检测结果。

3. 根据权利要求1或2所述的被检体内导入系统，其特征在于，所述位置检测单元配置为在使用时相对于所述被检体固定的状态，所述接收单元配置为在使用时相对于所述被检体位置可变的狀態。

4. 一种进行由预定的检测对象发送的无线信号的接收处理的接收

装置，其特征在于，该接收装置具有：

接收单元，其至少具有接收由所述检测对象发送的无线信号的接收天线、以及对由该接收天线接收到的无线信号进行接收处理的接收电路；

与所述接收单元分开独立地形成的位置检测单元，其具有：在所述检测对象可能存在的区域中形成预定的位置检测用磁场的磁场形成单元；以及根据所述检测对象所处区域中的所述位置检测用磁场的检测结果，导出所述检测对象的位置的位置导出单元。

5. 一种被检体内导入装置，其被导入到被检体的内部，取得被检体内信息作为关于该被检体的信息，其特征在于，所述被检体内导入装置具有：

被检体内信息取得单元，其取得所述被检体内信息；

磁场传感器单元，其检测该被检体内导入装置所处的区域中的磁场；

无线发送单元，其发送至少包含所述被检体内信息的无线信号；以

及

磁场检测控制单元，其控制所述磁场传感器单元的驱动状态。

6. 根据权利要求5所述的被检体内导入装置，其特征在于，

所述被检体内导入装置还具有接收从外部发送的无线信号的无线接收单元，

所述磁场检测控制单元根据由所述无线接收单元接收到的控制信号，来控制所述磁场传感器单元的驱动状态。

7. 根据权利要求5所述的被检体内导入装置，其特征在于，在该被检体内导入装置所处的区域中未形成所述位置检测用磁场的情况下，所述磁场传感器单元进行检测间隔比通常模式长的待机模式的磁场检测，在所述待机模式中检测出了所述位置检测用磁场的情况下，从所述待机模式转移到所述通常模式。

被检体内导入系统、接收装置和被检体内导入装置

技术领域

本发明涉及被导入到被检体的内部，取得被检体内信息作为与该被检体相关的信息，并发送包含所取得的被检体内信息的无线信号的被检体内导入装置、进行由该被检体内导入装置发送的无线信号的接收处理的接收装置、以及由被检体内导入装置和接收装置构成的被检体内导入系统。

背景技术

近年来，在内窥镜领域中提出了吞入型的胶囊型内窥镜。在该胶囊型内窥镜中设有摄像功能和无线通信功能。胶囊型内窥镜具有以下功能，即在为了进行观察（检查）而从被检体（人体）的口吞入后到被自然排出的期间内，在体腔内例如胃、小肠等的内脏器官内部伴随其蠕动运动而移动，并依次进行摄像。

在体腔内移动的期间，由胶囊型内窥镜在体内拍摄的图像数据通过无线通信被依次发送到外部，蓄积在设于外部的存储器中。通过携带具有无线通信功能和存储功能的接收装置，被检体在吞入胶囊型内窥镜后到排出的期间中可以自由行动。在胶囊型内窥镜被排出后，医生或者护士可以根据存储器中蓄积的图像数据，在显示器上显示内脏器官的图像而进行诊断（例如，参照专利文献1）。

另外，在以往的胶囊型内窥镜系统中，也提出了具有检测胶囊型内窥镜在体腔内的位置的功能的系统。例如，在导入了胶囊型内窥镜的被检体内部形成强度具有位置依赖性的磁场，根据胶囊型内窥镜中内置的磁场传感器所检测出的磁场强度，可以检测胶囊型内窥镜在被检体内的位置。在这种胶囊型内窥镜系统中，为了形成磁场而采用在被检体外部配置预定的线圈的结构，通过在该线圈中流过预定的电流，从而在被检

体内部形成磁场。

这样通过在接收装置中还具备位置检测结构，从而在以往的胶囊型内窥镜系统中，例如可以设法从胶囊型内窥镜到达被检体的小肠的时刻起，开始摄像机构的摄像动作等。因此，具有可以仅取得对于医生而言所需部分的图像数据的优点。

专利文献 1 日本特开 2003-19111 号公报

但是，在以往的胶囊型内窥镜系统中，因为位置检测机构具有预定的大小，所以具有在不进行位置检测的情况下不必要地增大了患者的负担的问题。以下，对这个问题进行详细说明。

在使用胶囊型内窥镜的检查中，并不是一直需要进行位置检测，在从被检体的口腔一直到大肠同样地进行图像取得的检查时，不伴随位置检测来进行检查。在这样的检查中，不需要接收装置中具有的位置检测机构，被检体在检查结束前一直携带包括不必要的位置检测机构的接收装置，不必要地增大了被检体的负担，并不妥当。

作为上述问题的解决策略，可以举出分别准备具有位置检测机构的接收装置和不具有位置检测机构的接收装置，根据检查目的而分开使用。但是，在采用该结构的情况下，意味着需要多种接收装置，产生使用胶囊型内窥镜进行的检查所需成本增加的新问题。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的在于，对于具有胶囊型内窥镜等的被检体内导入装置的被检体内导入系统，实现一种可以抑制使用成本的增加，同时在使用时将检体承受的负担程度限定在与使用目的相应的最小限度的被检体内导入系统。

为了解决上述问题并达到目的，权利要求 1 的被检体内导入系统，其由被检体内导入装置和接收装置构成，其中，该被检体内导入装置被导入到被检体的内部，取得被检体内信息作为关于该被检体的信息，并发送包含所取得的被检体内信息的无线信号，该接收装置进行由该被检体内导入装置所发送的无线信号的接收处理，所述被检体内导入系统的特

征在于，所述被检体内导入装置具有：被检体内信息取得单元，其取得所述被检体内信息；磁场传感器单元，其检测该被检体内导入装置所处的区域中的磁场；以及无线发送单元，其发送至少包含所述被检体内信息的无线信号，所述接收装置具有：接收单元，其至少具有接收由所述被检体内导入装置发送的无线信号的接收天线、以及对由该接收天线接收到的无线信号进行接收处理的接收电路；与所述接收单元分开独立形成的位置检测单元，其具有：在所述被检体内导入装置可能存在的区域中形成预定的位置检测用磁场的磁场形成单元；以及根据由所述磁场传感器单元取得的所述位置检测用磁场的检测结果，导出所述被检体内导入装置的位置的位置导出单元。

根据该权利要求 1 的发明，分开独立地形成接收单元和位置检测单元，因此可以将被检体的负担控制在与使用目的相应的最小限度。即，在仅以取得被检体内信息为目的的情况下，对于接收装置可以取下位置检测单元而仅使用接收单元，可以减轻被检体的负担。

此外，权利要求 2 的被检体内导入系统的特征在于，在上述发明中，所述无线发送单元发送除所述被检体内信息以外还包含由所述磁场传感器单元取得的检测结果的无线信号；所述位置检测单元通过所述接收单元取得由所述磁场传感器单元取得的检测结果。

此外，权利要求 3 的被检体内导入系统的特征在于，在上述发明中，所述位置检测单元在使用时在相对于所述被检体固定的状态下配置，所述接收单元在使用时在相对于所述被检体的位置可变的配置。

此外，权利要求 4 的接收装置，其进行由预定的检测对象发送的无线信号的接收处理，其特征在于，该接收装置具有：接收单元，其至少具有接收由所述检测对象发送的无线信号的接收天线、以及对由该接收天线接收到的无线信号进行接收处理的接收电路；与所述接收单元分开独立形成的位置检测单元，其具有：在所述检测对象可能存在的区域中形成预定的位置检测用磁场的磁场形成单元；以及根据所述检测对象所存在的区域中的所述位置检测用磁场的检测结果，导出所述检测对象的位置的位置导出单元。

此外，权利要求 5 的被检体内导入装置，其被导入到被检体的内部，取得被检体内信息作为关于该被检体的信息，其特征在于，所述被检体内导入装置具有：被检体内信息取得单元，其取得所述被检体内信息；磁场传感器单元，其检测该被检体内导入装置所处的区域中的磁场；无线发送单元，其发送至少包含所述被检体内信息的无线信号；以及磁场检测控制单元，其控制所述磁场传感器单元的驱动状态。

根据权利要求 5 的发明，在以仅取得被检体内信息为目的的情况下和以被检体内信息和利用位置检测用磁场的位置检测为目的的情况下均可使用。

此外，权利要求 6 的被检体内导入装置的特征在于，在上述发明中，所述被检体内导入装置还具有接收从外部发送的无线信号的无线接收单元，所述磁场检测控制单元根据由所述无线接收单元接收到的控制信号，来控制所述磁场传感器单元的驱动状态。

此外，权利要求 7 的被检体内导入装置的特征在于，在上述发明中，在该被检体内导入装置所处的区域中未形成所述位置检测用磁场的情况下，所述磁场传感器单元进行检测间隔比通常模式更长的待机模式的磁场检测，在所述待机模式中检测出所述位置检测用磁场时，从所述待机模式转移到所述通常模式。

本发明的被检体内导入系统和接收装置分开独立地形成接收单元和位置检测单元，因此可以起到将被检体的负担控制在与使用目的相应的最小限度的效果。即，在仅以取得被检体内信息为目的的情况下，对接收装置可以取下位置检测单元而仅使用接收单元，可以起到减轻被检体的负荷的效果。

此外，本发明的被检体内导入装置可以起到在仅以取得被检体内信息为目的的情况下和以被检体内信息和利用位置检测用磁场的位置检测为目的的情况下都可以使用的效果。

附图说明

图 1 是表示实施例 1 的被检体内导入系统的整体结构的示意图。

图 2 是表示被检体内导入系统具有的胶囊型内窥镜的结构示意框图。

图 3 是表示被检体内导入系统具有的接收装置的结构示意框图。

图 4 是表示由构成接收装置的位置检测单元具有的第 1 直线磁场形成部形成的第 1 直线磁场的状态的示意图。

图 5 是表示位置检测单元具有的第 2 直线磁场形成部和扩散磁场形成部的结构、以及由第 2 直线磁场形成部形成的第 2 直线磁场的状态的示意图。

图 6 是表示由扩散磁场形成部形成的扩散磁场的状态的示意图。

图 7 是用于说明胶囊型内窥镜的动作的流程图。

图 8 是用于说明位置检测单元的动作的流程图。

图 9 是表示基准坐标轴和对象坐标轴之间的关系示意图。

图 10 是表示位置导出时的第 2 直线磁场的利用方式的示意图。

图 11 是表示位置导出时的扩散磁场的利用方式的示意图。

图 12 是表示实施例 2 的被检体内导入系统具有的胶囊型内窥镜的结构示意框图。

图 13 是表示被检体内导入系统具有的接收装置的结构示意框图。

图 14 是用于说明构成接收装置的位置检测单元的动作的流程图。

图 15 是用于说明胶囊型内窥镜的动作的流程图。

图 16 是表示实施例 3 的被检体内导入系统的整体结构的示意图。

图 17 是表示构成被检体内导入系统的接收装置具有的处理装置的结构示意框图。

标号说明

1 被检体；2、63 胶囊型内窥镜；3、70 接收装置；4 显示装置；5 便携型记录介质；6 接收单元；7、67、71 位置检测单元；8a~8d、28 接收天线；9 接收处理装置；10a~10d、27 发送天线；11a 第 1 直线磁场形成部；11b 第 2 直线磁场形成部；12 扩散磁场形成部；13、68、72 处理装置；14 被检体内信息取得部；15、30、37 信号处理部；16 磁场

传感器；17 放大部；18 A/D 转换部；19 无线发送部；20 切换部；21 定时发生部；22 LED；23 LED 驱动电路；24 CCD；25 CCD 驱动电路；26、49 发送电路；29、36 接收电路；31、65 磁场检测控制部；32 蓄电器；33 无线接收部；34、56、58 线圈；35 接收天线选择部；38 记录部；39、51 选择控制部；41、44 输入输出接口；42、53 电力供给部；45 方位导出部；46 位置导出部；47 磁力线方位数据库；48 控制信号生成部；50 发送天线选择部；52 磁场形成控制部；54 发送部；57、59 电流源；61 曲面；64 磁场强度导出部；73 地磁传感器；74 地磁方位导出部。

具体实施方式

以下，说明用于实施本发明的最佳方式（以下简称为“实施例”）的被检体内导入装置、接收装置及被检体内导入系统。另外，不能利用本实施例来限定本发明。并且，附图仅是示意图，应该注意到各部分的厚度和宽度的关系、各部分的厚度比例等与实物不同，各个附图之间当然包含彼此的尺寸关系和比例不同的部分。

实施例 1

首先，说明实施例 1 的被检体内导入系统。图 1 是表示实施例 1 的被检体内导入系统的整体结构的示意图。如图 1 所示，本实施例 1 的被检体内导入系统具有：被导入到被检体 1 内部的胶囊型内窥镜 2；接收装置 3，其进行由胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的接收处理等；显示装置 4，其显示由接收装置 3 接收到的、从胶囊型内窥镜 2 发送出的无线信号的内容；以及便携型记录介质 5，其进行接收装置 3 和显示装置 4 之间的信息交换。此外，如图 1 所示，在本实施例 1 中，设定对象坐标轴和基准坐标轴，对象坐标轴由 X 轴、Y 轴和 Z 轴形成，是相对于胶囊型内窥镜 2 固定的坐标轴，基准坐标轴由 x 轴、y 轴和 z 轴形成，被设定为与胶囊型内窥镜 2 的运动无关，具体地讲是相对于被检体 1 固定的坐标轴，以下说明的位置检测单元 7 检测对象坐标轴相对于基准坐标轴的位置关系。

显示装置 4 是用于显示由接收装置 3 接收到的、由胶囊型内窥镜 2

拍摄的被检体内图像等的装置，具有根据通过便携型记录介质 5 得到的数据进行图像显示的工作站等那样的结构。具体地讲，显示装置 4 可以构成为利用 CRT 显示器、液晶显示器等直接显示图像等，也可以构成为像打印机等那样将图像等输出到其他介质上。

便携型记录介质 5 相对于后述的接收处理装置 9 和显示装置 4 可以自由拆装，具有在插在两者之上时可以输出和记录信息的结构。具体地讲，便携型记录介质 5 具有以下结构，在胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 的体腔内移动的期间，被装在接收处理装置 9 上，存储被检体内图像和对象坐标轴相对于基准坐标轴的位置关系。并且，在胶囊型内窥镜 2 从被检体 1 排出后，被从接收处理装置 9 上取出并插到显示装置 4 上，通过显示装置 4 读出所记录的数据。通过利用闪存（Compact Flash，注册商标）等的便携型记录介质 5 进行接收处理装置 9 和显示装置 4 之间的数据传递，与接收处理装置 9 和显示装置 4 之间被有线连接的情况不同，即使胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内部移动时，被检体 1 也能够自由行动。

下面，说明胶囊型内窥镜 2。胶囊型内窥镜 2 作为本发明中的检测对象以及被检体内导入装置的一例发挥作用。具体地讲，胶囊型内窥镜 2 被导入被检体 1 内部，具有在被检体 1 内移动，同时取得被检体内信息并向外部发送包含所取得的被检体内信息的无线信号的功能。并且，胶囊型内窥镜 2 具有用于后述的位置关系检测的磁场检测功能，并且具有被从外部提供驱动电力的结构，具体地讲，具有接收从外部发送的无线信号，并将接收到的无线信号再生为驱动电力的功能。

图 2 是表示胶囊型内窥镜 2 的结构的框图。如图 2 所示，胶囊型内窥镜 2 具有：被检体内信息取得部 14，其作为取得被检体内信息的机构，取得被检体内信息；以及信号处理部 15，其对所取得的被检体内信息进行预定的处理。并且，胶囊型内窥镜 2 具有：磁场传感器 16，其作为磁场检测机构，检测磁场并输出与检测出的磁场相对应的电信号；用于放大所输出的电信号的放大部 17；以及 A/D 转换部 18，其将从放大部 17 输出的电信号转换为数字信号。

被检体内信息取得部 14 用于取得被检体内信息，在本实施例 1 中用

于取得被检体内的图像数据、即被检体内图像。具体地讲，被检体内信息取得部 14 具有：发挥照明部的作用的 LED 22；控制 LED 22 的驱动的 LED 驱动电路 23；发挥摄像部的作用的 CCD 24，其拍摄被 LED 22 照明的区域的至少一部分；以及控制 CCD 24 的驱动状态的 CCD 驱动电路 25。另外，作为照明部和摄像部的具体结构，不是必须使用 LED、CCD，例如也可以使用 CMOS 等作为摄像部。

磁场传感器 16 用于检测在胶囊型内窥镜 2 的存在区域中形成的磁场的方位和强度。具体地讲，磁场传感器 16 例如使用 MI（MagnetoImpedance，磁阻抗）传感器形成。MI 传感器具有例如使用 FeCoSiB 系非晶丝作为感磁介质的结构，在对感磁介质通以高频电流时，利用感磁介质的磁阻抗因外部磁场而发生较大变化的 MI 效应，进行磁场强度的检测。另外，磁场传感器 16 除 MI 传感器以外，也可以使用例如 MRE（磁阻效应）元件、GMR（巨磁阻效应）磁传感器等构成。

如图 1 所示，在本实施例 1 中，作为检测对象的胶囊型内窥镜 2 的坐标轴，假设由 X 轴、Y 轴和 Z 轴确定的对象坐标轴。对应于这种对象坐标轴，磁场传感器 16 具有对形成于胶囊型内窥镜 2 所在区域的磁场，检测 X 方向分量、Y 方向分量和 Z 方向分量的磁场强度，并输出与各个方向的磁场强度相对应的电信号的功能。通过后述的无线发送部 19 向接收装置 3 发送由磁场传感器 16 检测出的对象坐标轴的磁场强度分量，接收装置 3 根据由磁场传感器 16 检测出的磁场分量的值，来导出对象坐标轴和基准坐标轴之间的位置关系。

另外，胶囊型内窥镜 2 具有：无线发送部 19，其具备发送电路 26 和发送天线 27，用于对外部进行无线发送；切换部 20，其关于对无线发送部 19 输出的信号，在从信号处理部 15 输出的信号和从 A/D 转换部 18 输出的信号之间进行适当切换。并且，胶囊型内窥镜 2 具有定时发生部 21，其用于使被检体内信息取得部 14、信号处理部 15 和切换部 20 的驱动定时同步。

此外，胶囊型内窥镜 2 具有根据从外部发送的无线信号控制磁场传感器 16 等的驱动状态的功能。具体而言，胶囊型内窥镜 2 具有：接收从

后述的位置检测单元 7 发送的无线信号的无线接收部 33；通过对接收到的无线信号进行预定的处理来提取预定的控制信号的信号处理部 30；以及根据控制信号来控制磁场传感器 16 和切换部 20 的驱动状态的磁场检测控制部 31。

无线接收部 33 具有接收天线 28 和接收电路 29，该接收电路 29 对经由接收天线 28 接收到的无线信号进行解调处理等预定的处理。此外，磁场检测控制部 31 具有根据控制信号的内容来控制磁场传感器 16 等的驱动状态的功能，作为最简单的结构，进行如下控制：在未输入控制信号的状态下，停止磁场传感器 16 等的驱动，在接收到控制信号的输入后驱动磁场传感器 16 等。

下面，说明接收装置 3。如图 1 所示，接收装置 3 由互相独立地形成的接收单元 6 和位置检测单元 7 构成，不仅在组合了接收单元 6 和位置检测单元 7 的状态下工作，而且具有接收单元 6 可以单独工作的结构。图 3 是表示接收装置 3 的整体结构的示意框图。以下，首先在说明接收单元 6 的结构之后，说明位置检测单元 7 的结构。

如图 1 和图 3 所示，接收单元 6 由接收天线 8a~8d 以及接收处理装置 9 构成，该接收天线 8a~8d 用于接收由胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号，该接收处理装置 9 对通过接收天线 8a~8d 中的任一个接收到的无线信号进行接收处理等。

接收天线 8a~8d 是用于接收从胶囊型内窥镜 2 具有的无线发送部 19 发送的无线信号的装置。具体地讲，接收天线 8a~8d 由环形天线等形成，在配置于被检体 1 的外表面上的状态下使用。

接收处理装置 9 是用于对通过接收天线 8a~8d 中的任一个接收到的无线信号进行接收处理等的装置。具体而言，接收处理装置 9 具有：接收天线选择部 35，其选择接收天线 8a~8d 中的任一个；接收电路 36，其通过对经由所选择的接收天线接收到的无线信号进行解调处理等，从而提取包含在无线信号中的原信号；以及信号处理部 37，其通过对提取出的原信号进行处理来重构图像信号等。

具体而言，信号处理部 37 具有根据提取出的原信号重构磁场信号

$S_1 \sim S_3$ 以及图像信号 S_4 ，分别对适当的结构要素进行输出的功能。在此，磁场信号 $S_1 \sim S_3$ 是分别与磁场传感器 16 所检测出的第 1 直线磁场、第 2 直线磁场和扩散磁场对应的磁场信号，如后述那样在对接收单元 6 组合了位置检测单元 7 的状态下使用的情况下进行重构。此外，图像信号 S_4 对应于由被检体内信息取得部 14 取得的被检体内图像。此外，作为磁场信号 $S_1 \sim S_3$ 的具体形式，利用相对于胶囊型内窥镜 2 固定的对象坐标轴中的、与检测磁场强度对应的方向矢量来表述，包括与对象坐标轴上的磁场行进方向和磁场强度相关的信息。

此外，接收处理装置 9 具有：记录部 38，其具有在便携型记录介质 5 中记录由信号处理部 37 重构的图像信号 S_4 等的功能；选择控制部 39，其根据由接收电路 36 输出的磁场强度信号等来控制接收天线选择部 35 的天线选择方式；输入输出接口 41，其用于进行对位置检测单元 7 的信息输入输出；以及电力供给部 42，其对接收处理装置 9 具备的结构要素提供驱动电力。

记录部 38 具有将所输入的数据记录到便携型记录介质 5 中的功能。记录部 38 具有除上述的图像信号 S_4 以外，还经由输入输出接口 41 输入由位置检测单元 7 导出的胶囊型内窥镜 2 的位置信息的结构。

选择控制部 39 是用于从接收天线 8a~8d 中选择适于接收的接收天线的装置。具体而言，选择控制部 39 具有以下功能：根据由接收电路 36 生成的关于接收强度的信息（例如，RSSI（Received Signal Strength Indicator：接收信号强度指示信号）），确定接收强度最高的接收天线 8，控制接收天线选择部 35 以选择所确定的接收天线 8。

输入输出接口 41 用于进行与位置检测单元 7 之间的信息交换。具体而言，在本实施例 1 中，输入输出单元 41 至少对位置检测单元 7 输出磁场信号 $S_1 \sim S_3$ ，并且从位置检测单元 7 侧输入关于胶囊型内窥镜 2 的位置的信息。作为输入输出接口 41 的具体结构，只要是可以进行信息的输入输出的结构即可，可以采用任意的结构。即，例如可以是与位置检测单元 7 具有的输入输出接口 44（后述）之间进行有线连接的结构，也可以是无连接的结构。

接着,对于位置检测单元7进行说明。如图1和图3所示,位置检测单元7具有:发送天线10a~10d,其用于向胶囊型内窥镜2发送无线信号;作为位置检测用磁场分别形成第1直线磁场、第2直线磁场以及扩散磁场的第1直线磁场形成部11a、第2直线磁场形成部11b以及扩散磁场形成部12;以及进行预定的信息处理的处理装置13。以下,在说明处理装置13的结构之后,对于第1直线磁场形成部11a、第2直线磁场形成部11b以及扩散磁场形成部12进行说明。

如图3所示,处理装置13具有:输入输出接口44,其用于进行与接收单元6具有的输入输出接口41之间的信息交换;方位导出部45,其根据从接收单元6输出的信息中、与第1直线磁场和第2直线磁场的检测强度对应的磁场信号 S_1 、 S_2 ,导出对象坐标轴相对于基准坐标轴所呈的方位;位置导出部46,其使用与扩散磁场的检测强度对应的磁场信号 S_3 和磁场信号 S_2 及方位导出部45的导出结果,来导出胶囊型内窥镜2的位置;以及磁力线方位数据库47,其记录有在位置导出部46进行的位置导出时,构成扩散磁场的磁力线的行进方向和位置之间的对应关系。关于这些构成要素进行的方位导出和位置导出,将在后面具体说明。

另外,处理装置13具有向胶囊型内窥镜2无线发送控制信号,并且对第1直线磁场形成部11a等进行驱动控制的功能。具体而言,处理装置13具有:生成控制信号的控制信号生成部48;发送电路49,其根据包含所生成的控制信号的无线信号来生成预定的无线信号;发送天线选择部50,其从发送天线10a~10d中选择发送所生成的无线信号的天线;以及选择控制部51,其控制发送天线的选择方式。此外,处理装置13具有磁场形成控制部52,其控制第1直线磁场形成部11a、第2直线磁场形成部11b、扩散磁场形成部12以及控制信号生成部48的驱动状态。

控制信号生成部48具有生成对胶囊型内窥镜2具有的磁场检测控制部31提供的控制信号的功能。作为控制信号的内容可以使用任意的内容,例如在磁场检测控制部31具有在输入了任意的信号时驱动磁场传感器16等的功能的情况下,作为控制信号例如可以由一个脉冲来构成。

选择控制部51用于决定在包含控制信号的无线信号的发送中使用

的发送天线 10 的选择方式。具体而言，选择控制部 51 具有根据方位导出部 45 和位置导出部 46 的导出结果，来确定可以最高效地对胶囊型内窥镜 2 发送无线信号的发送天线 10 的功能。即，选择控制部 51 预先掌握胶囊型内窥镜 2 具有的接收天线 28 在对象坐标轴中的位置，并且根据方位导出部 45 和位置导出部 46 的导出结果取得对象坐标轴和基准坐标轴之间的位置关系。然后，选择控制部 51 具有以下功能：根据所取得的位置关系掌握发送天线 10a~10d 和胶囊型内窥镜 2 具有的接收天线 28 之间的位置关系，确定最适于发送的发送天线 10，控制发送天线选择部 50 以选择所确定的天线。

磁场形成控制部 52 用于控制第 1 直线磁场形成部 11a 等的磁场形成单元的驱动状态，并且控制控制信号生成部 48 的驱动状态。具体而言，磁场形成控制部 52 具有进行如下控制的功能：在未与接收单元 6 组合的状态下使用位置检测单元 7 的状态下，停止第 1 直线磁场形成部 11a 等的驱动，在组合了接收单元 6 的状态下，开始第 1 直线磁场形成部 11a 等的驱动。具体而言，在本实施例 1 中，磁场形成控制部 52 具有以下功能：检测输入输出接口 44 对接收单元 6 具有的输入输出接口 41 输入输出信息变为可能的情况。然后，磁场形成控制部 52 具有以下功能：在信息的输入输出变为可能的情况下，判断为位置检测单元 7 与接收单元 6 进行了组合，从而开始第 1 直线磁场形成部 11a 等的驱动。

此外，处理装置 13 具有用于对上述结构要素提供驱动电力的机构。具体而言，处理装置 13 具有电力供给部 53，具有向各结构要素提供电力供给部 53 中保持的电力的结构。

下面，说明作为位置检测单元 7 的其它结构要素的第 1 直线磁场形成部 11a、第 2 直线磁场形成部 11b 和扩散磁场形成部 12。此外，第 1 直线磁场形成部 11a、第 2 直线磁场形成部 11b 和扩散磁场形成部 12 分别作为权利要求书中的磁场形成单元的一例起作用，分别形成的第 1 直线磁场、第 2 直线磁场和扩散磁场作为权利要求书中的位置检测用磁场的示例起作用。

第 1 直线磁场形成部 11a 用于在被检体 1 内形成预定方向的直线磁

场。此处，“直线磁场”是指至少在预定的空间区域中，在本实施例1中为胶囊型内窥镜2在被检体1内部可能存在的空间区域中，实质上只由一个方向的磁场分量构成的磁场。第1直线磁场形成部11a具体地讲如图1所示，具有形成为覆盖被检体1的躯体部分的线圈和对该线圈提供预定的电流的电流源（省略图示），第1直线磁场形成部11a具有以下功能：通过在该线圈中流过预定的电流，从而在被检体1内部的空间区域内形成直线磁场。此处，作为第1直线磁场的行进方向可以选择任意的方向，但在本实施例1中，设第1直线磁场是在相对于被检体1固定的基准坐标轴的z轴方向上行进的直线磁场。

图4是表示由第1直线磁场形成部11a形成的第1直线磁场的示意图。如图4所示，形成第1直线磁场形成部11a的线圈具有形成为将被检体1的躯体包含在内部并且在基准坐标轴的z方向上延伸的结构。因此，通过第1直线磁场形成部11a在被检体1内部形成的第1直线磁场如图4所示，形成有在基准坐标轴的z轴方向上行进的磁力线。

接着，对于第2直线磁场形成部11b和扩散磁场形成部12进行说明。第2直线磁场形成部11b和扩散磁场形成部12分别作为权利要求书中的磁场形成单元的一例起作用，所形成的第2直线磁场和扩散磁场作为权利要求书中的位置检测磁场的一例起作用。此外，在以下的说明中，特别对于具体例以第2直线磁场形成部11b作为磁场形成单元的例子进行了说明，但从说明可以知道，在使用扩散磁场形成部12作为磁场形成单元的例子当然也同样成立。

第2直线磁场形成部11b用于形成在与第1直线磁场不同的方向上行进的直线磁场、即第2直线磁场。并且，与第1直线磁场形成部11a、第2直线磁场形成部11b不同，扩散磁场形成部12用于形成磁场方向具有位置依赖性的扩散磁场，在本实施例1中是用于形成随着远离扩散磁场形成部12而扩散的磁场。

图5是表示第2直线磁场形成部11b和扩散磁场形成部12的结构、及由第2直线磁场形成部11b形成的第2直线磁场的状态的示意图。如图5所示，第2直线磁场形成部11b具有线圈56和用于对线圈56进行

电流供给的电流源 57, 其中该线圈 56 形成为在基准坐标轴的 y 轴方向上延伸, 并且线圈截面与 xz 平面平行。因此, 如图 5 所示, 由线圈 56 形成的第 2 直线磁场具有至少在被检体 1 内部为直线磁场, 并且随着远离线圈 56 而强度逐渐衰减的特性, 即强度具有位置依赖性。

并且, 扩散磁场形成部 12 具有线圈 58 和用于对线圈 58 进行电流供给的电流源 59。在此, 线圈 56 被配置成为形成在预先确定的方向上具有行进方向的磁场, 在本实施例 1 中, 被配置为由线圈 56 形成的直线磁场的行进方向为基准坐标轴的 y 轴方向。并且, 线圈 58 被固定在形成与磁力线方位数据库 47 中存储的磁场方向相同的扩散磁场的位置上。

图 6 是表示由扩散磁场形成部 12 形成的扩散磁场的状态的示意图。如图 6 所示, 扩散磁场形成部 12 具有的线圈 58 在被检体 1 的表面上形成为旋涡状, 由扩散磁场形成部 12 形成的扩散磁场如图 6 所示, 在通过线圈 58 (在图 6 中省略图示) 形成的磁场中, 磁力线呈放射状扩散, 然后再次入射到线圈 58 中。

下面, 说明本实施例 1 的被检体内导入系统的动作。在本实施例 1 中, 由接收单元 6 和位置检测单元 7 构成接收装置 3, 作为使用方式, 存在接收单元 6 单独工作的情况和对接收单元 6 组合了位置检测单元 7 的状态下工作的情况。

图 7 是用于说明被检体内导入系统具有的胶囊型内窥镜 2 的工作的流程图。胶囊型内窥镜 2 被导入被检体 1 内之后, 首先仅取得被检体内信息, 并进行包含被检体内信息的无线信号的发送 (步骤 S101)。在该时刻, 磁场检测控制部 31 控制停止磁场传感器 16 的驱动, 并且对切换部 20 进行控制, 以仅向发送电路 26 输出从信号处理部 15 输出的被检体内信息 (在本实施例 1 中为图像数据)。

然后, 磁场检测控制部 31 进行是否由无线接收部 33 接收到了来自位置检测单元 7 的控制信号的判定 (步骤 S102), 在接收到的情况下, (步骤 S102: “是”), 对磁场传感器 16 进行开始磁场检测的控制 (步骤 S103), 被检体内信息取得部 14 进行被检体内信息的取得, 并且磁场传感器 16 进行磁场检测, 经由无线发送部 19 发送所取得的被检体内信息和磁场检

测结果（步骤 S104）。

此外，在未接收到控制信号的情况下，（步骤 S102：“否”），反复执行步骤 S101、S102 的动作。未接收控制信号的情况是指如后所述不组合位置检测单元 7 而仅使用接收单元 6 的情况，在该情况下，胶囊型内窥镜 2 反复进行步骤 S101 的动作。

接着，对于接收装置 3 的动作进行说明。图 8 是表示接收装置 3 具有的位置检测单元 7 的动作的流程图。此外，无论有无与位置检测单元 7 组合，接收单元 6 都进行从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的接收处理等的和以往同样的处理，因此以下仅对位置检测单元 7 的动作进行说明。

首先，位置检测单元 7 通过磁场形成控制部 52 进行是否与接收单元 6 连接的判定（步骤 S201）。在本步骤中的“连接”意味着可以经由输入输出接口 44、41 进行信息交换的状态，磁场形成控制部 52 通过检测该状态的有无来进行判定。在未连接的情况下（步骤 S201：“否”），反复步骤 S201，在与接收单元 6 连接的情况下（步骤 S201，“是”），磁场形成控制部 52 对控制信号生成部 48 指示控制信号的生成，所生成的控制信号经由发送部 54 被无线发送（步骤 S202）。此外，磁场形成控制部 52 对第 1 直线磁场形成部 11a 等进行控制以开始驱动，第 1 直线磁场形成部 11a 等形成预定的位置检测用磁场（步骤 S203）。通过接收在步骤 S202 中发送的控制信号，胶囊型内窥镜 2 开始位置检测用磁场的检测，并发送包含检测结果的无线信号。对此，位置检测单元 7 经由接收单元 6 取得包含在所发送的无线信号中的磁场信号（步骤 S204），根据所取得的磁场信号进行胶囊型内窥镜 2 的位置检测处理（步骤 S205），向接收单元 6 输出检测出的位置（步骤 S206）。以后，通过反复步骤 S203～S206 的动作，检测不同时刻的胶囊型内窥镜 2 的位置。

在位置检测单元 7 的处理中，对于步骤 S205 的位置检测处理进行说明。在本实施例 1 的被检体内导入系统中，具有导出相对于被检体 1 固定的基准坐标轴和相对于胶囊型内窥镜 2 固定的对象坐标轴之间的位置关系的结构，具体地讲，导出对象坐标轴相对于基准坐标轴的方位，然后利用所导出的方位来导出对象坐标轴的原点在基准坐标轴上的位置、

即胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内部的位置。因此,以下首先说明方位导出原理,然后说明使用所导出的方位进行位置导出的原理,但本发明的应用对象当然并不限于具有这种位置检测原理的系统。

说明通过方位导出部 45 进行的方位导出的原理。图 9 是表示胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 中移动时的基准坐标轴和对象坐标轴之间的关系的示意图。如已经说明的那样,胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内部沿着通过路径行进,并且以行进方向为轴回转预定角度。因此,相对胶囊型内窥镜 2 固定的对象坐标轴相对于固定在被检体 1 上的基准坐标轴产生图 9 所示那样的方位偏差。

另一方面,第 1 直线磁场形成部 11a 和第 2 直线磁场形成部 11b 分别相对于被检体 1 固定。因此,由第 1 直线磁场形成部 11a 和第 2 直线磁场形成部 11b 形成的第 1、第 2 直线磁场相对于基准坐标轴沿一定方向行进,具体地讲,第 1 直线磁场沿基准坐标轴的 z 轴方向行进,第 2 直线磁场沿 y 轴方向行进。

利用这种第 1 直线磁场和第 2 直线磁场进行本实施例 1 中的方位导出。具体地讲,首先,利用胶囊型内窥镜 2 具有的磁场传感器 16,检测以分时方式提供的第 1 直线磁场和第 2 直线磁场的行进方向。磁场传感器 16 构成为检测对象坐标轴中的 X 轴方向、Y 轴方向和 Z 轴方向的磁场分量,通过无线发送部 19 向接收装置 3 发送与检测出的第 1、第 2 直线磁场在对象坐标轴中的行进方向相关的信息。

通过胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号经过信号处理部 37 等的处理,作为磁场信号 S_1 、 S_2 输出。例如,在图 9 的示例中,在磁场信号 S_1 中作为第 1 直线磁场的行进方向包含与坐标 (X_1, Y_1, Z_1) 相关的信息,在磁场信号 S_2 中作为第 2 直线磁场的行进方向包含与坐标 (X_2, Y_2, Z_2) 相关的信息。对此,方位导出部 45 接受磁场信号 S_1 、 S_2 的输入,进行对象坐标轴相对于基准坐标轴的方位导出。具体地讲,方位导出部 45 将对象坐标轴中与 (X_1, Y_1, Z_1) 和 (X_2, Y_2, Z_2) 双方的内积的值为 0 的坐标 (X_3, Y_3, Z_3) 作为与基准坐标轴中的 z 轴方向对应的坐标。并且,方位导出部 45 根据上述对应关系进行预定的坐标变换处理,导出对象坐

标轴中的 X 轴、Y 轴和 Z 轴在基准坐标轴上的坐标，把该坐标作为方位信息输出。以上是方位导出部 45 的方位导出原理。

下面，说明位置导出部 46 的胶囊型内窥镜 2 的位置导出原理。位置导出部 46 构成为从信号处理部 37 输入磁场信号 S_2 、 S_3 ，从方位导出部 45 输入方位信息，并且输入存储在磁力线方位数据库 47 中的信息。位置导出部 46 根据所输入的这些信息，按照以下所述那样进行胶囊型内窥镜 2 的位置导出。

首先，位置导出部 46 使用磁场信号 S_2 进行第 2 直线磁场形成部 11b 和胶囊型内窥镜 2 之间的距离的导出。磁场信号 S_2 与胶囊型内窥镜 2 所在区域中的第 2 直线磁场的检测结果相对应，与第 2 直线磁场形成部 11b 被配置在被检体 1 外部相应地，第 2 直线磁场具有其强度随着远离第 2 直线磁场形成部 11b 而衰减的特性。利用这种特性，位置导出部 46 比较第 2 直线磁场形成部 11b 附近的第 2 直线磁场的强度（利用流过第 2 直线磁场形成部 11b 的电流值求出）、和根据磁场信号 S_2 求出的胶囊型内窥镜 2 所在区域中的第 2 直线磁场的强度，导出第 2 直线磁场形成部 11b 和胶囊型内窥镜 2 之间的距离 r 。通过导出该距离 r ，如图 10 所示，可知胶囊型内窥镜 2 位于与第 2 直线磁场形成部 11b 相隔距离 r 的点的集合、即曲面 61 上。

然后，位置导出部 46 根据磁场信号 S_3 、由方位导出部 45 导出的方位信息和存储在磁力线方位数据库 47 中的信息，导出胶囊型内窥镜 2 在曲面 61 上的位置。具体地讲，根据磁场信号 S_3 和方位信息，导出胶囊型内窥镜 2 所在位置上的扩散磁场的行进方向。磁场信号 S_3 是与根据对象坐标轴检测扩散磁场的结果对应的信号，所以对基于该磁场信号 S_3 的扩散磁场的行进方向，使用方位信息实施从对象坐标轴向基准坐标轴的坐标变换处理，由此导出胶囊型内窥镜 2 所在位置处的、扩散磁场在基准坐标轴上的行进方向。另外，磁力线方位数据库 47 记录了扩散磁场在基准坐标轴上的行进方向与位置之间的对应关系，所以位置导出部 46 按照图 11 所示，通过参照存储在磁力线方位数据库 47 中的信息，导出与所导出的扩散磁场的行进方向对应的位置，将所导出的位置确定为胶囊型

内窥镜 2 的位置。以上是位置导出部 46 的位置导出原理。

下面,说明本实施例 1 的被检体内导入系统的优点。首先,如图 1 和图 3 所示,在本实施例 1 的被检体内导入系统的接收装置 3 中,分开独立地形成接收单元 6 和位置检测单元 7,可以根据使用目的调节对被检体 1 配置的结构。例如,在把被检体内信息的取得和位置检测的双方作为目的进行检查的情况下,可以通过在组合了接收单元 6 和位置检测单元 7 的状态下使用接收装置 3 来达到目的。另一方面,在不需要位置检测而仅以取得被检体内信息为目的进行使用的情况下,从被检体 1 上拆下位置检测单元 7,仅使用接收单元 6,从而可以在便携型记录介质 5 中记录由胶囊型内窥镜 2 取得的被检体内信息。

因此,本实施例 1 的被检体内导入系统具有可以在使用时将被检体 1 承受的负担程度限定在与使用目的相应的最小限度的优点。即,在本实施例 1 中,在不进行位置检测时,被检体 1 不必携带位置检测所使用的第 1 直线磁场形成部 11a、第 2 直线磁场形成部 11b、扩散磁场形成部 12 以及处理装置 13,可以减轻使用时被检体 1 的负担。

此外,本实施例 1 的被检体内导入系统具有可以将被检体 1 的负担程度抑制在与使用目的相应的最小限度、并且可以抑制使用成本的增加的优点。即,本实施例 1 的被检体内导入系统单独即可满足以仅取得被检体内信息为目的的使用、和以被检体内信息的取得和位置检测为目的的使用这两者,与专门地使用不同的系统的情况相比,可以降低使用成本。

此外,对于作为被检体内导入系统的结构要素的胶囊型内窥镜 2,也实现了使用成本的降低。即,在本实施例 1 中,如图 7 的流程图所示,采用了只要不接收到来自位置检测单元 7 的控制信号,就不进行与位置检测相关的磁场检测动作的结构。因此,在接收装置 3 仅使用接收单元 6 的情况下,不驱动磁场传感器 16 等,减少磁场传感器 16 等的驱动所需电力的耗电,从而可降低系统整体的使用成本。

而且,本实施例 1 的被检体内导入系统具有在伴随位置检测的使用时,可以减轻被检体 1 的负担并且进行正确的位置检测的优点。从使用

图 9~图 11 的说明中可知, 位置检测基于位置检测用磁场的行进方向和强度来进行, 因此形成位置检测磁场的第 1 直线磁场形成部 11a、第 2 直线磁场形成部 11b 和扩散磁场形成部 12 需要在被检体内导入系统的使用结束之前一直相对于被检体 1 固定在一定位置处。因此, 当然以相对于被检体 1 紧贴固定的状态来配置第 1 直线磁场形成部 11a 等, 但如图 1 等所示, 通常第 1 直线磁场形成部 11a 等与位置检测机构有线连接。

因此, 为了即使在产生被检体 1 的姿势变化等的情况下, 也可万全地防止第 1 直线磁场形成部 11a 等的位置变动, 需要将与第 1 直线磁场形成部 11a 等有线连接的位置检测机构也相对于被检体 1 进行固定。因此, 在以往这样使用了接收单元和位置检测单元成为一体的接收装置的系统的情况下, 在使用时接收装置也配置为相对于被检体 1 固定。但是, 因为接收单元和位置检测单元一体化, 以往的接收装置大型化且重量大, 因此在所述接收装置相对于被检体 1 固定的状态下一直使用十几个小时的情况下, 被检体 1 的负担很重。

对此, 如上所述, 在本实施例 1 中, 接收装置 3 分别独立地形成接收单元 6 和位置检测单元 7, 如图 1 和图 3 所示, 仅位置检测单元 7 与第 1 直线磁场形成部 11a 有线连接。因此, 在本实施例 1 的被检体内导入系统的情况下, 接收装置 3 中需要相对于被检体 1 固定的除第 1 直线磁场形成部 11a 等之外仅有位置检测单元 7。相比于与接收单元 6 一体化的以往的接收装置, 当然位置检测单元 7 更为小型/轻量, 因此, 在本实施例 1 中, 与以往相比, 可以减轻被检体 1 的负担且进行准确的位置检测。

具体而言, 优选例如利用带状的保持部件相对于被检体 1 固定位置检测单元 7, 对于接收单元 6 则利用披肩状的保持部件以可变状态配置相对于被检体 1 的位置。通过设为上述配置方式, 在防止位置检测精度下降的同时, 对于接收单元 6 每隔几个小时改变一下相对于被检体 1 的位置, 从而可以减轻被检体 1 的疲劳。

实施例 2

下面, 说明实施例 2 的被检体内导入系统。与实施例 1 同样, 本实施例 2 采用以下结构: 由彼此独立形成的接收单元和位置检测单元构成

接收装置，并且根据位置检测单元的位置检测用磁场的形成，胶囊型内窥镜 2 开始磁场检测。

图 12 是表示构成本实施例 2 的被检体内导入系统的胶囊型内窥镜 63 的结构示意框图。此外，尽管在图 12 以下省略了图示，但与实施例 1 同样，在本实施例 2 的被检体内导入系统中具有显示装置 4 和便携型记录介质 5。此外，对图 12 以下所示的结构要素，只要没有特别言及，赋予了与实施例 1 同样的标号/名称的要素具有与实施例 1 同样的结构/功能。

如图 12 所示，胶囊型内窥镜 63 与实施例 1 的胶囊型内窥镜 2 同样地具有被检体内信息取得部 14、信号处理部 15、磁场传感器 16、放大部 17、A/D 转换部 18、无线发送部 19、切换部 20、定时发生部 21 以及蓄电器 32，另一方面还具有根据 A/D 转换部 18 的输出来导出检测磁场的强度的磁场强度导出部 64、以及根据由磁场强度导出部 64 导出的磁场强度来控制磁场传感器 16 和切换部 20 的驱动状态的磁场检测控制部 65 的结构。

磁场强度导出部 64 用于导出由磁场传感器 16 检测出的磁场的强度。具体而言，与由磁场传感器 16 检测出的磁场对应的电信号被放大部 17 放大后，被 A/D 转换部 18 转换为数字信号。磁场强度导出部 64 具有根据由 A/D 转换部 18 转换后的数字信号导出磁场强度，并输出给磁场检测控制部 65 的功能。

磁场检测控制部 65 具有根据由磁场强度导出部 64 导出的磁场强度来控制磁场传感器 16 所进行的磁场检测的周期的功能。具体而言，磁场检测控制部 65 具有以下功能：根据由磁场强度导出部 64 导出的磁场强度来判定是否由第 1 直线磁场形成部 11a 等形成了位置检测用磁场，在长周期和作为比长周期短的周期的短周期之间切换磁场传感器 16 的磁场检测动作的周期。

下面，说明构成本实施例 2 的被检体内导入系统的接收装置。图 13 是表示接收装置的结构示意框图。如图 13 所示，本实施例 2 的接收装置具有：具有与实施例 1 同样结构的接收单元 6 以及与接收单元 6 互相

独立形成的、具有与实施例 1 中的位置检测单元 7 不同结构的位置检测单元 67。

位置检测单元 67 由第 1 直线磁场形成部 11a、第 2 直线磁场形成部 11b、扩散磁场形成部 12 以及处理装置 68 构成。处理装置 68 具有如下结构：与实施例 1 中的处理装置 13 同样地具有：输入输出接口 44、方位导出部 45、位置导出部 46、磁力线方位数据库 47 以及电力供给部 53，另一方面，省略了控制信号生成部 48、发送电路 49、发送天线选择部 50 以及选择控制部 51。与上述结构相应地，磁场形成控制部 52 仅控制第 1 直线磁场形成部 11a、第 2 直线磁场形成部 11b 以及扩散磁场形成部 12 的驱动状态，省略了实施例 1 中用于发送包含控制信号的无线信号的发送天线 10a~10d。

下面，说明本实施例 2 的被检体内导入系统的动作。图 14 是用于说明构成被检体内导入系统的位置检测单元 67 的动作的流程图。如图 14 所示，位置检测单元 67 通过磁场形成控制部 52 判定是否与接收单元 6 连接（步骤 S301），在连接的情况下（步骤 S301，“是”），不进行控制信号的生成等而形成位置检测用磁场（步骤 S302）。以下，与实施例 1 的情况同样地反复进行以下动作：取得磁场信号（步骤 S303），进行胶囊型内窥镜 2 的位置检测处理（步骤 S304），对接收单元 6 输出关于位置的检测结果（步骤 S305）。

胶囊型内窥镜 2 如下这样动作。具体而言，如图 15 的流程图所示，胶囊型内窥镜 2 作为初始状态以长周期、即较长的间隔来进行磁场检测动作（步骤 S401）。然后，胶囊型内窥镜 2 通过被检体内信息取得部 14 取得被检体内信息，并且经由无线发送部 19 发送包含所取得的被检体内信息的无线信号（步骤 S402）。此外，在本步骤中，对步骤 S401 中的磁场检测结果不进行发送。之后，磁场检测控制部 65 根据检测磁场强度来判定磁场传感器 16 是否检测出了位置检测用磁场（步骤 S403），在未检测出的情况下（步骤 S403：“否”），认为未形成位置检测用磁场而再次反复步骤 S401 起的动作。另一方面，在磁场传感器 16 检测出了位置检测用磁场的情况下，将检测周期变更为比上述的长周期短的短周期而开始

磁场检测动作（步骤 S404），反复发送与被检体内信息取得部 14 所取得的被检体内信息一起包含磁场传感器 16 所取得的磁场检测结果的无线信号（步骤 S405）。

下面，说明本实施例 2 的被检体内导入系统的优点。首先，与实施例 1 的情况同样，本实施例 2 的被检体内导入系统分别独立地形成了接收单元 6 和位置检测单元 7，因此具有避免使用成本的上升并且可以将被检体 1 承受的负担程度抑制在与使用目的相应的最小限度的优点。

此外，在本实施例 2 中，具有通过有效利用胶囊型内窥镜 63 具有的磁场传感器 16 来检测位置检测单元 67 的使用的结构。具体而言，如上所述，磁场传感器 16 具有如下结构：在尚不明瞭是否组合了位置检测单元 67 的阶段中，通过按照磁场检测控制部 65 的控制以长周期反复进行检测动作，来进行磁场检测动作，具有由磁场检测控制部 65 根据检测出的磁场强度来判定是否形成了位置检测用磁场，从而知道组合了位置检测单元 67 的结构。因此，在本实施例 2 中，胶囊型内窥镜 2 无需具有无线接收部和信号处理部等，结构变得简单，从而胶囊型内窥镜 63 可以小型化，并且可以减少耗电。此外，在本实施例 2 中不论有无形成位置检测用磁场都持续地驱动磁场传感器 16，但如上所述直到检测出位置检测用磁场为止磁场传感器 16 一直进行长周期驱动，因此实质上不会带来耗电增加的问题。

此外，关于结构简化这一点，对于位置检测单元 67 也同样。即，无需进行控制信号的生成/发送，因此位置检测单元 67 可省略控制信号生成部和发送部，可实现小型/轻量化且低耗电化。特别是，也如在实施例 1 中说明的那样，从抑制位置检测精度的降低的观点出发，优选位置检测单元 67 配置为相对于被检体 1 固定的状态，因此通过位置检测单元 67 小型/轻量化，而具有可以进一步减轻被检体 1 的负担的优点。此外，也可以省略构成发送部的发送天线，从而减少固定在被检体 1 的外表面上的部件，从上述观点出发，也可减轻被检体 1 的负担。

实施例 3

下面，说明实施例 3 的被检体内导入系统。实施例 3 的被检体内导

入系统具有在位置检测单元中使用地磁来代替第 1 直线磁场，从而进行位置检测的结构。此外，在以下的说明中，对以实施例 1 为基础的结构例进行说明，但当然对于实施例 2 的结构，也可以采用使用地磁代替第 1 直线磁场的结构。

图 16 是表示实施例 3 的被检体内导入系统的整体结构的示意图。如图 16 所示，本实施例 3 的被检体内导入系统与实施例 1 同样地具有胶囊型内窥镜 2、显示装置 4 和便携型记录介质 5，不同之处是形成接收装置 70 的位置检测单元 71 的结构。具体地讲，省略了实施例 1 等中的位置检测装置具有的第 1 直线磁场形成部 11a，而新增设置地磁传感器 73。此外，关于处理装置 72，具有与实施例 1 等不同的结构。

地磁传感器 73 具有与胶囊型内窥镜 2 具有的磁场传感器 16 基本相同的结构。即，地磁传感器 73 具有以下功能：在所配置的区域中检测预定的三轴方向的磁场分量的强度，输出与检测出的磁场强度对应的电信号。另一方面，地磁传感器 73 与磁场传感器 16 不同，配置在被检体 1 的外表面上，具有检测分别与相对于被检体 1 固定的基准坐标轴的 x 轴、y 轴和 z 轴方向对应的磁场分量的强度的功能。即，地磁传感器 73 具有检测地磁的行进方向的功能，其构成为向处理装置 72 输出与在 x 轴方向、y 轴方向和 z 轴方向检测出的磁场强度对应的电信号。

下面，说明本实施例 3 的处理装置 72。图 17 是表示处理装置 72 的结构框图。如图 17 所示，处理装置 72 构成为具有与实施例 1 的处理装置 13 基本相同的结构，此外具有地磁方位导出部 74，该地磁方位导出部 74 根据从地磁传感器 73 输入的电信号导出地磁在基准坐标轴上的行进方向，向方位导出部 45 输出导出结果。

在使用地磁作为第 1 直线磁场时成为问题的是，导出地磁在相对于被检体 1 固定的基准坐标轴上的行进方向。即，由于被检体 1 在胶囊型内窥镜 2 在体内移动的期间也可以自由行动，所以可以预料相对于被检体 1 固定的基准坐标轴和地磁之间的位置关系会随着被检体 1 的移动而变动。另一方面，从导出对象坐标轴相对于基准坐标轴的位置关系的观点考虑，当第 1 直线磁场在基准坐标轴上的行进方向不明确时，产生不

能关于第 1 直线磁场的行进方向明确基准坐标轴和对象坐标轴的对应关系的问题。

因此，在本实施例 3 中，设置地磁传感器 73 和地磁方位导出部 74，以便监视由于被检体 1 的移动等而在基准坐标轴上变动的地磁行进方向。即，根据地磁传感器 73 的检测结果，地磁方位导出部 74 导出地磁在基准坐标轴上的行进方向，将导出结果输出给方位导出部 45。对此，方位导出部 45 使用所输入的地磁的行进方向，对于地磁的行进方向导出基准坐标轴和对象坐标轴之间的对应关系，可以与第 2 直线磁场中的对应关系一同导出方位信息。

另外，根据被检体 1 的方向，地磁的行进方向和由第 2 直线磁场形成部 11b 形成的第 2 直线磁场有时相互平行。在这种情况下，也可以使用前一时刻的对象坐标轴的方位和原点位置的相关数据，来进行位置关系的检测。并且，为了避免地磁和第 2 直线磁场相互平行，不像图 3 所示的那样把构成第 2 直线磁场形成部 11b 的线圈 34 的延伸方向作为基准坐标轴的 y 轴方向，而采取例如在 z 轴方向延伸的结构比较有效。

下面，说明本实施例 3 的被检体内导入系统的优点。本实施例 3 的被检体内导入系统除实施例 1 的优点外，还具有利用地磁所产生的优点。即，通过采用利用地磁作为第 1 直线磁场的结构，可以形成省略了形成第 1 直线磁场的机构的结构，可以在减轻导入胶囊型内窥镜 2 时的被检体 1 的负担的同时，导出对象坐标轴相对于基准坐标轴的位置关系。另外，地磁传感器 73 可以使用 MI 传感器等构成，所以能够充分实现小型化，不会因为新增设置地磁传感器 73 而增加被检体 1 的负担。

并且，通过采用利用地磁作为第 1 直线磁场的结构，从降低功耗方面讲也具有优势。即，在使用线圈等形成第 1 直线磁场时，因流过线圈的电流等引起耗电量增加，但通过使用地磁，这种功耗不再存在，所以能够实现低功耗的系统。

以上使用实施例 1~3 说明了本发明，但本发明不能解释为限定于上述实施例，只要是本领域技术人员，则可以想到各种实施例、变形例等。例如，在实施例 1~3 中，作为被检体内导入装置的胶囊型内窥镜构成为

以单一的结构而具有被检体内信息的取得和根据需要检测位置检测用磁场的功能，但作为更加简单的结构，也可以分别准备仅可取得被检体内信息的被检体内导入装置和具有取得被检体内信息的功能和位置检测用磁场的检测功能的被检体内导入装置。此外，在接收装置中，与各结构要素相应地具有电力供给部和电流源，但可以构成为例如通过接收单元具有的电力供给部向各结构要素提供驱动电力，也可以是利用与接收单元等分开形成的电池这样的装置向接收单元等提供驱动电力的结构。

产业上的利用可能性

如上所述，本发明的被检体内导入系统、接收装置和被检体内导入装置对导入人体内部而观察被检部位的医疗用观察装置有用，特别适合对于具有胶囊型内窥镜等的被检体内导入装置的被检体内导入系统，在抑制使用成本的增加的同时把使用时被检体承受的负担程度限定在与使用目的相应的最小限度。

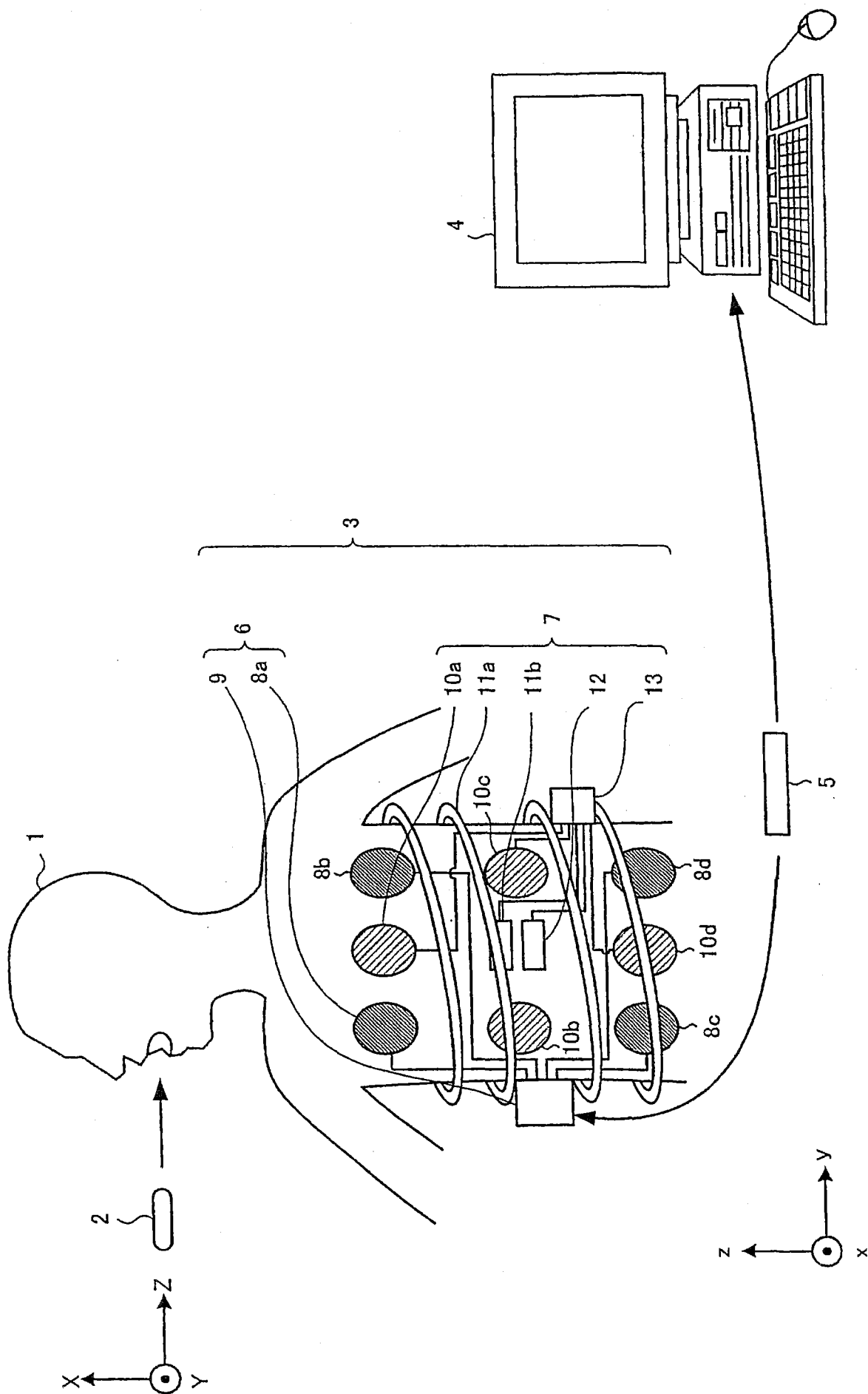


图1

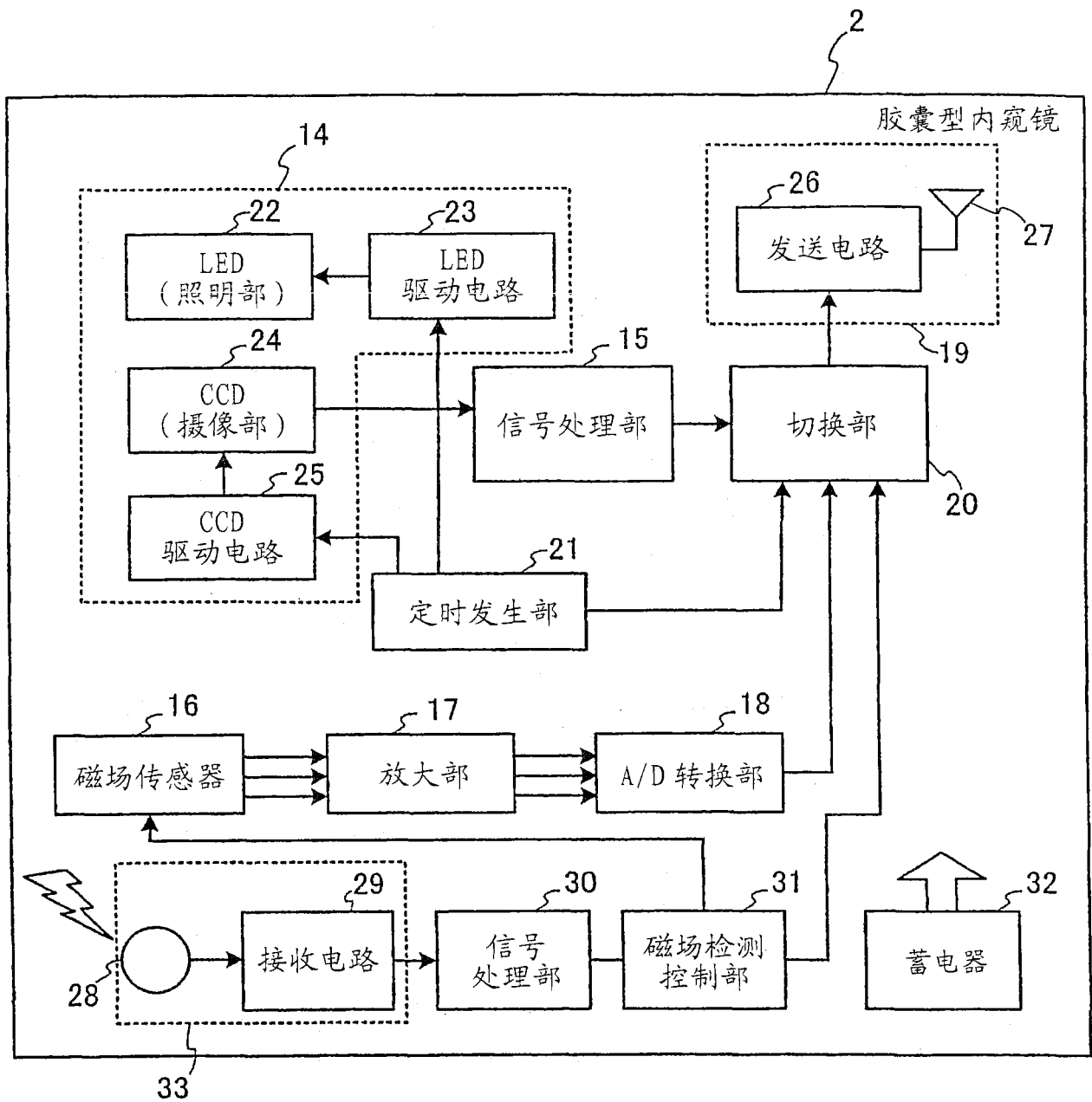


图 2

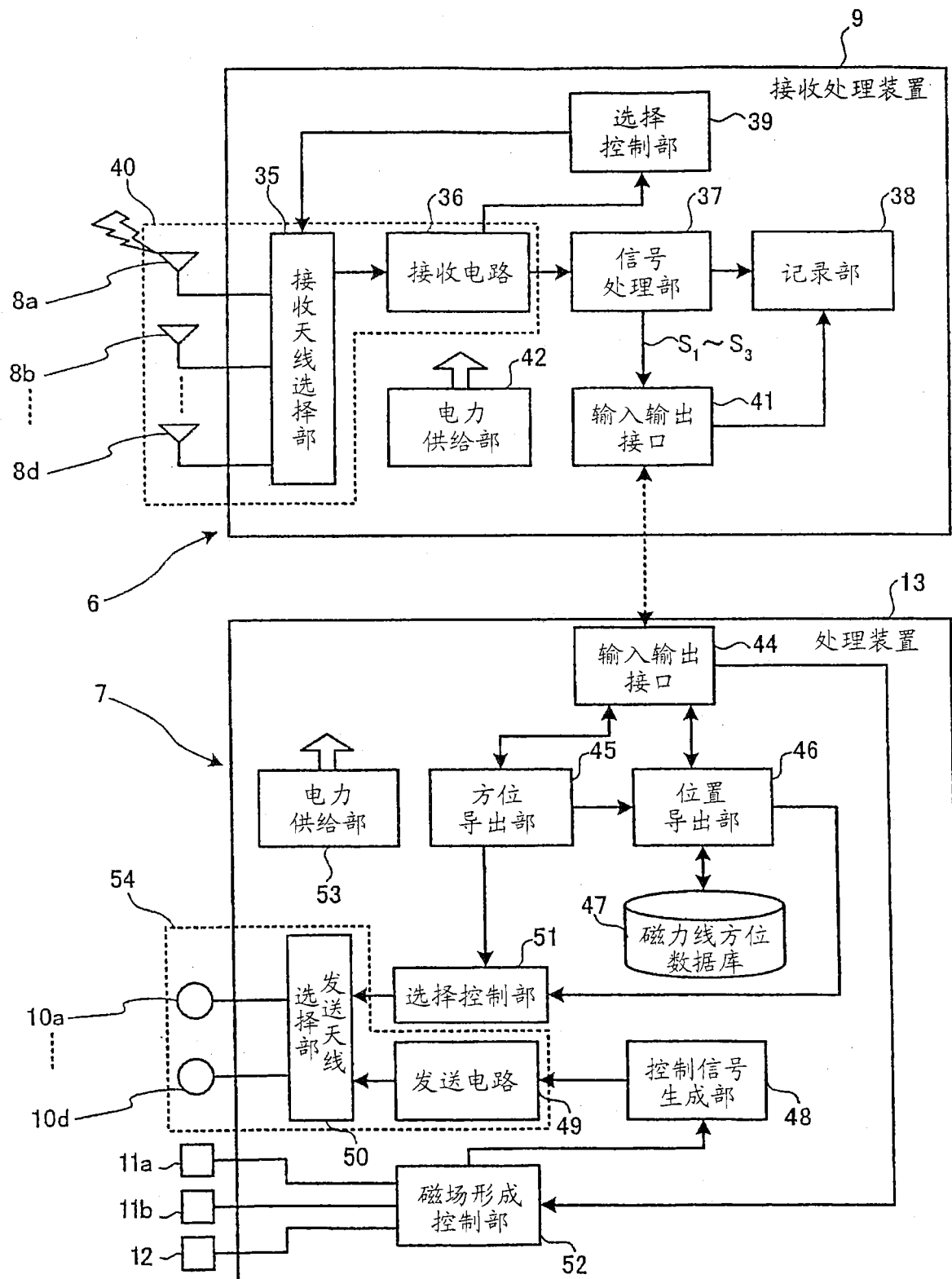


图 3

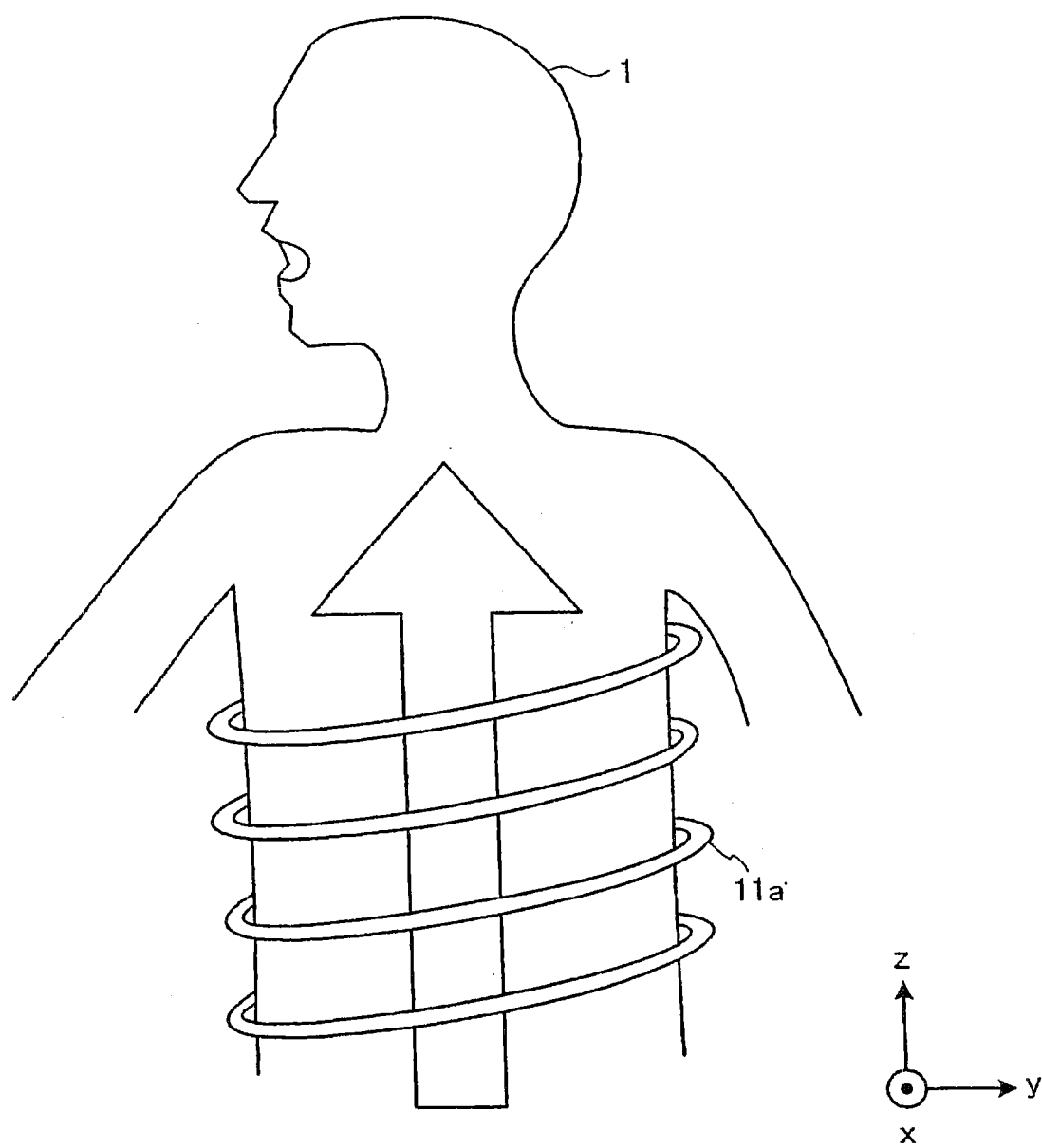


图 4

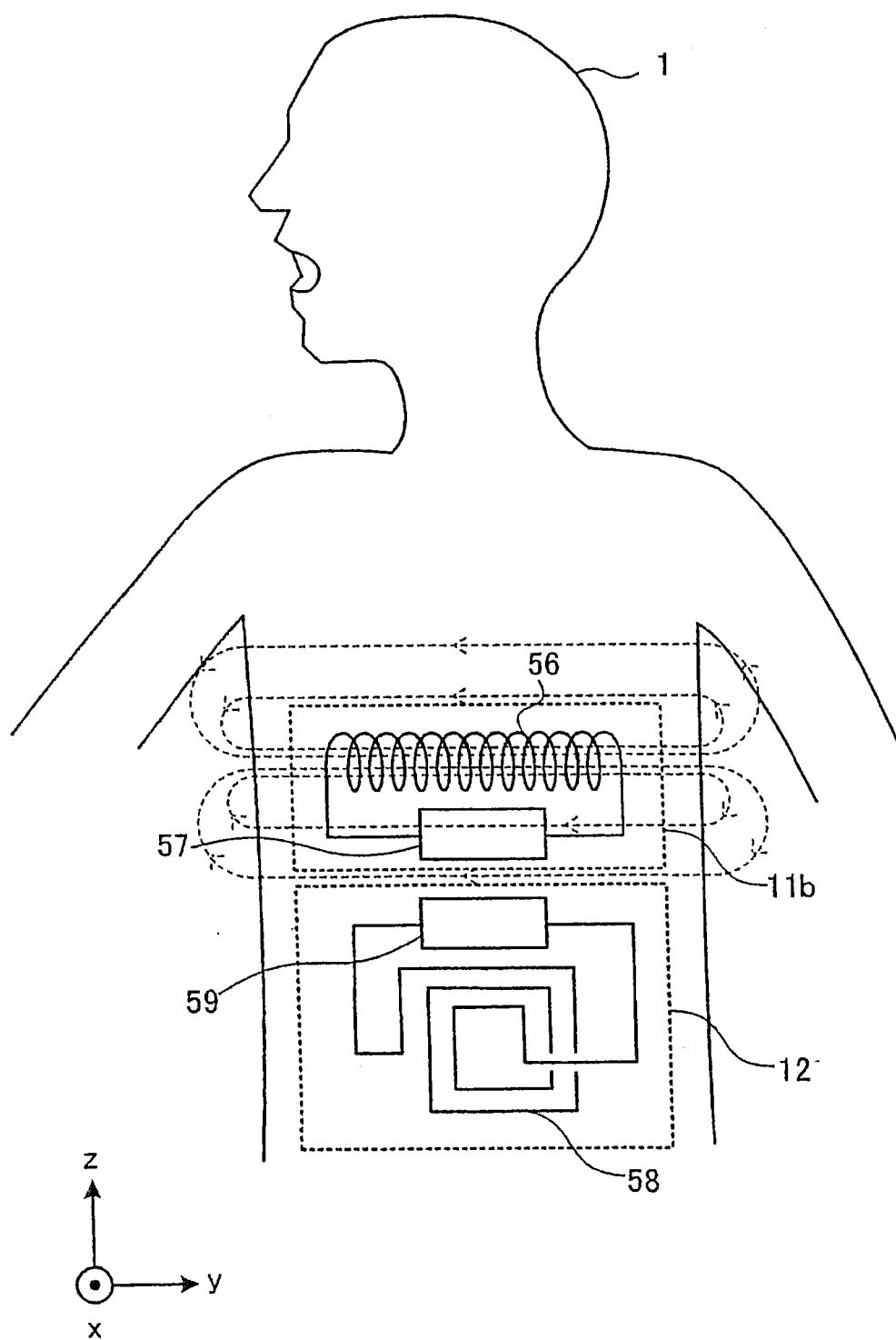


图 5

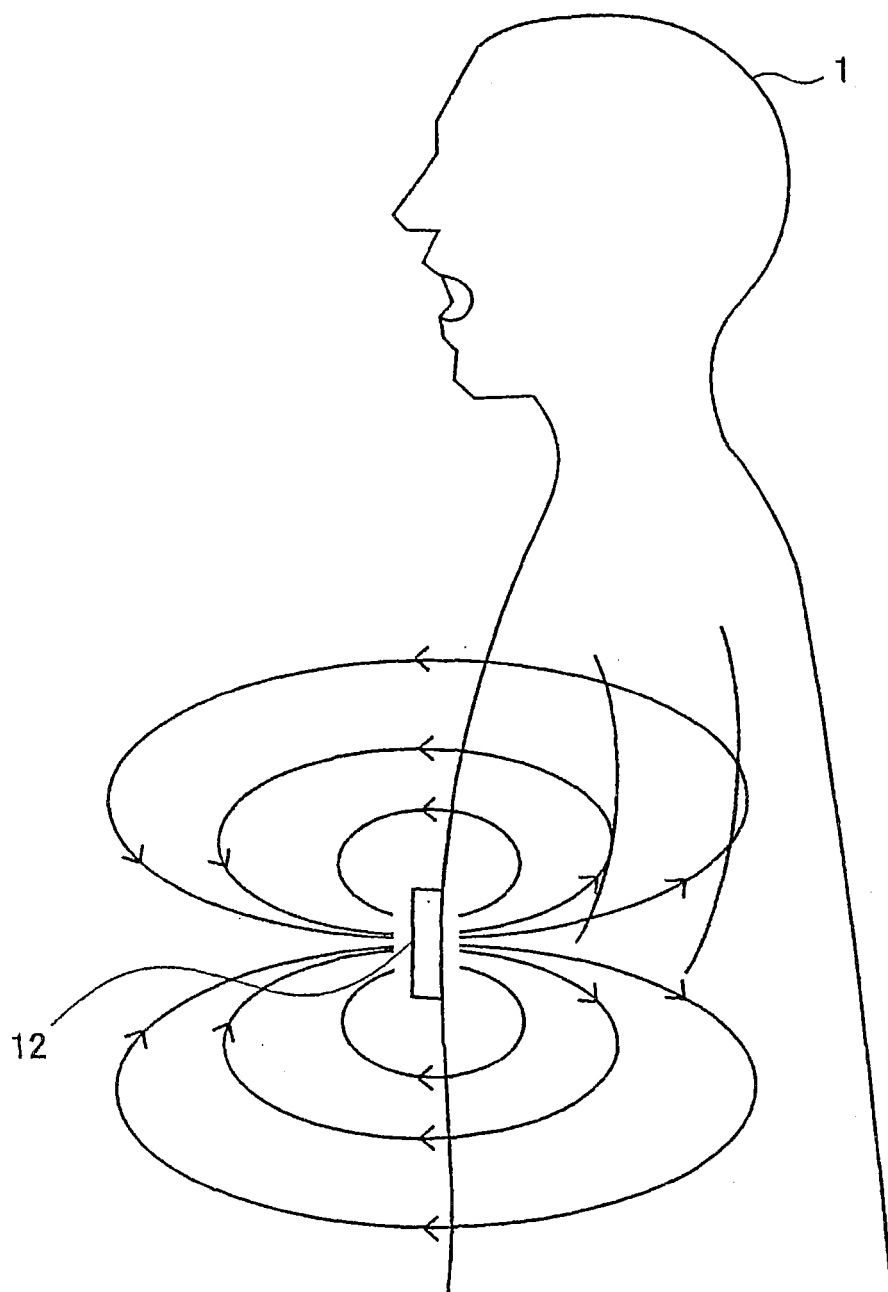


图 6

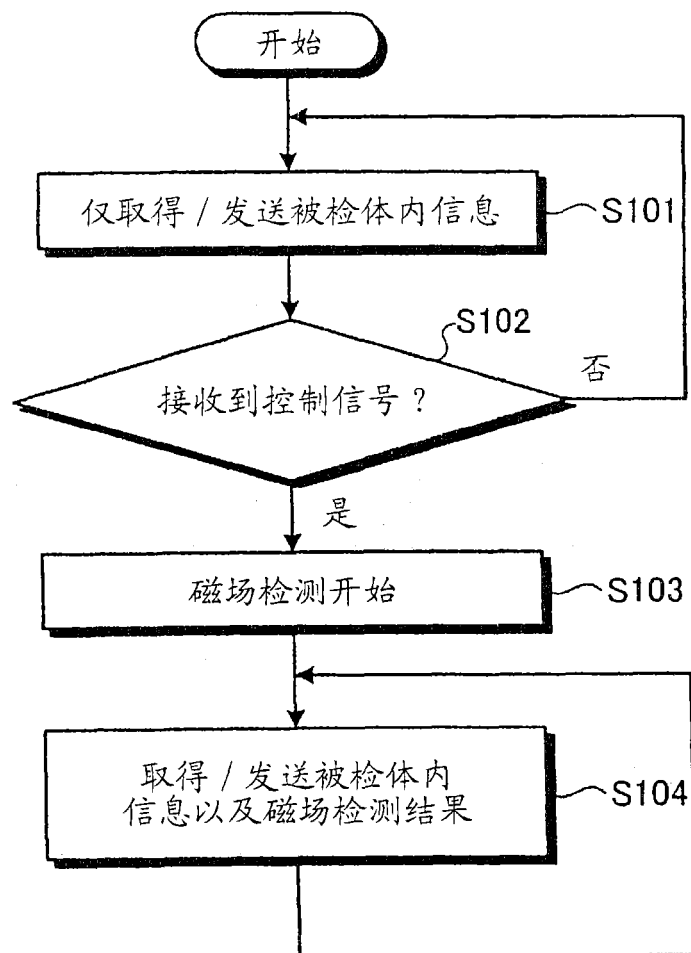


图 7

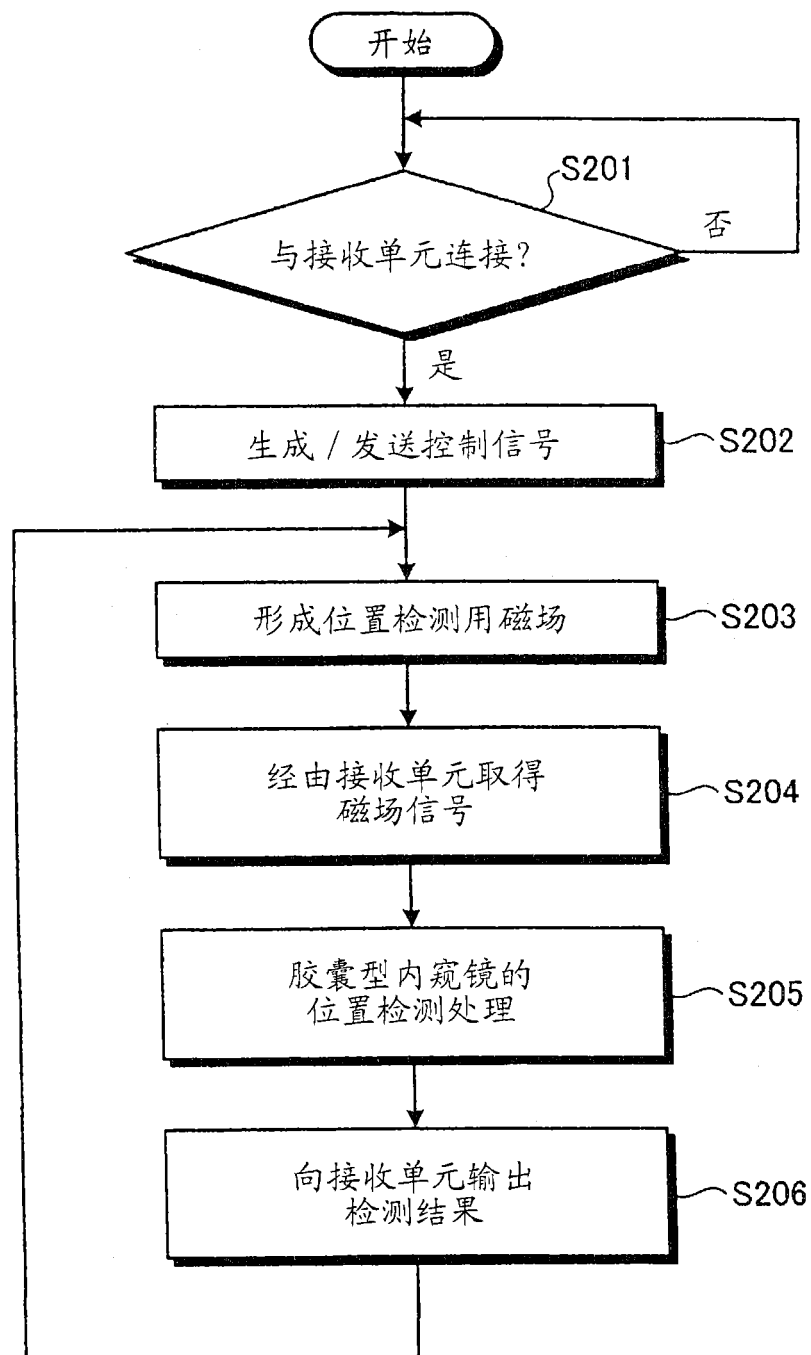


图 8

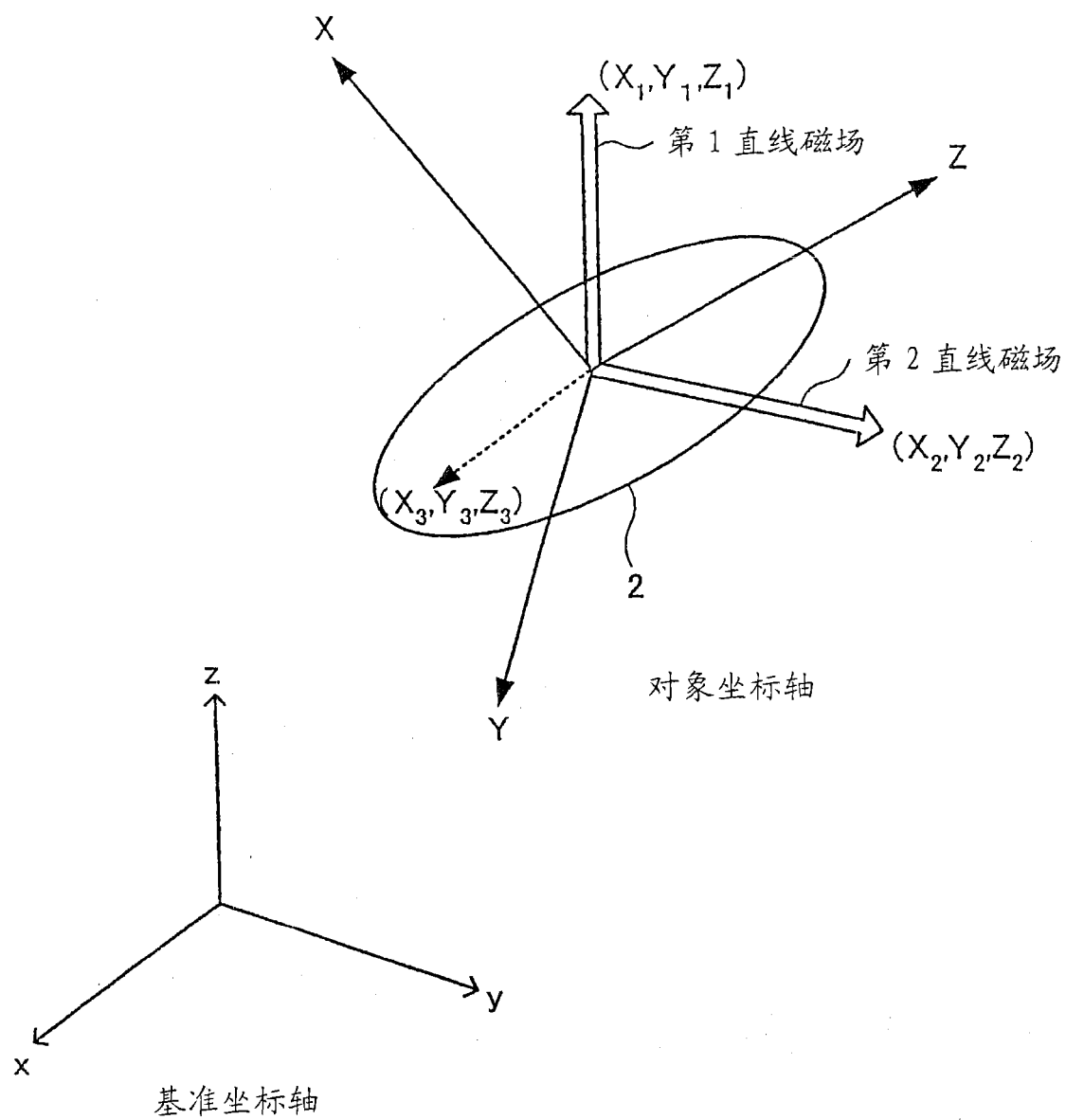


图 9

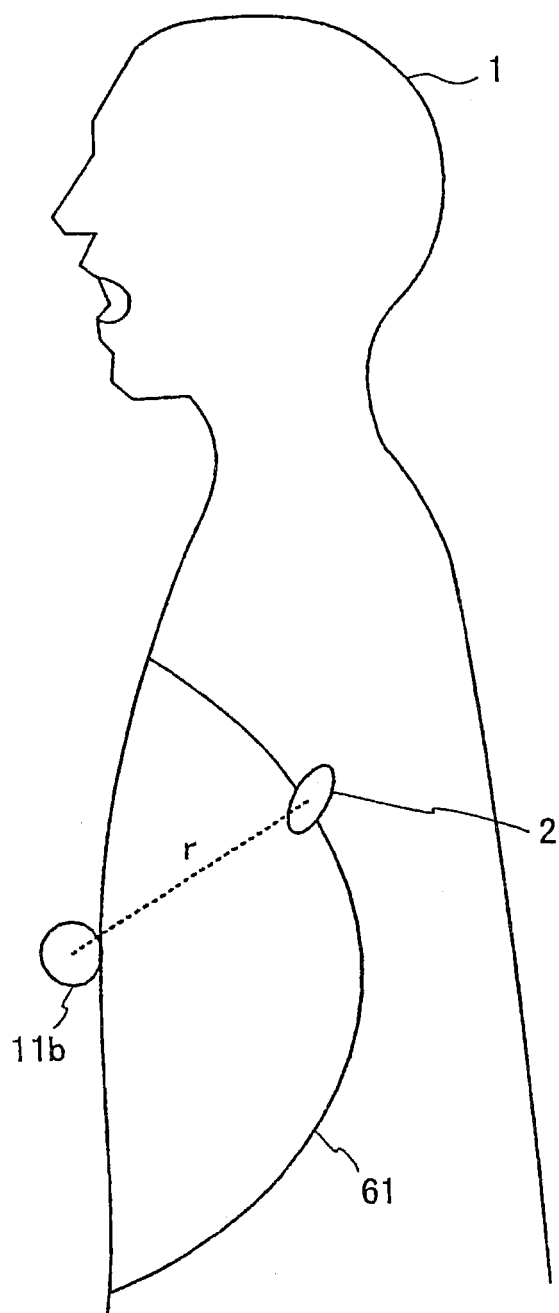


图 10

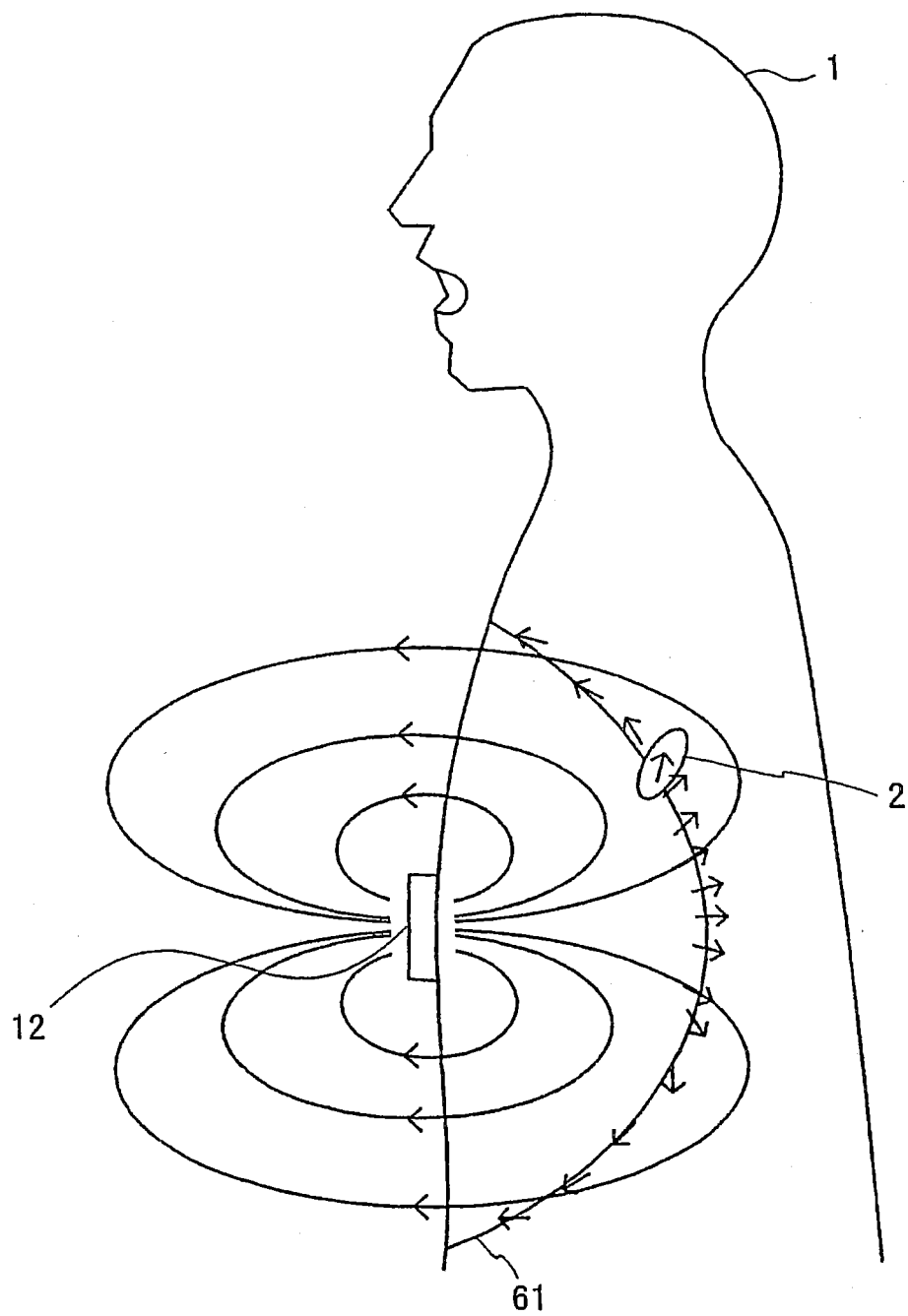


图 11

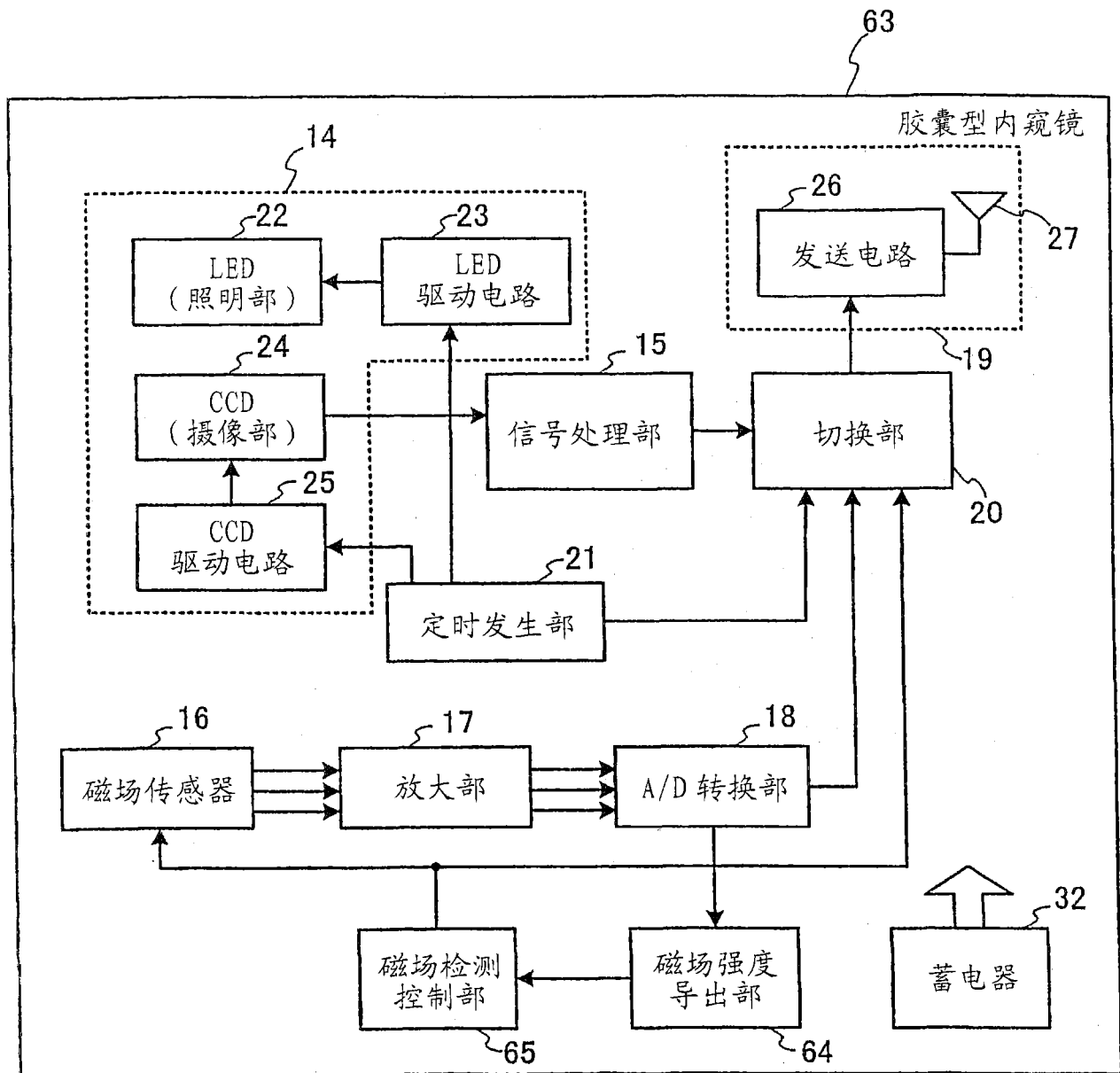


图 12

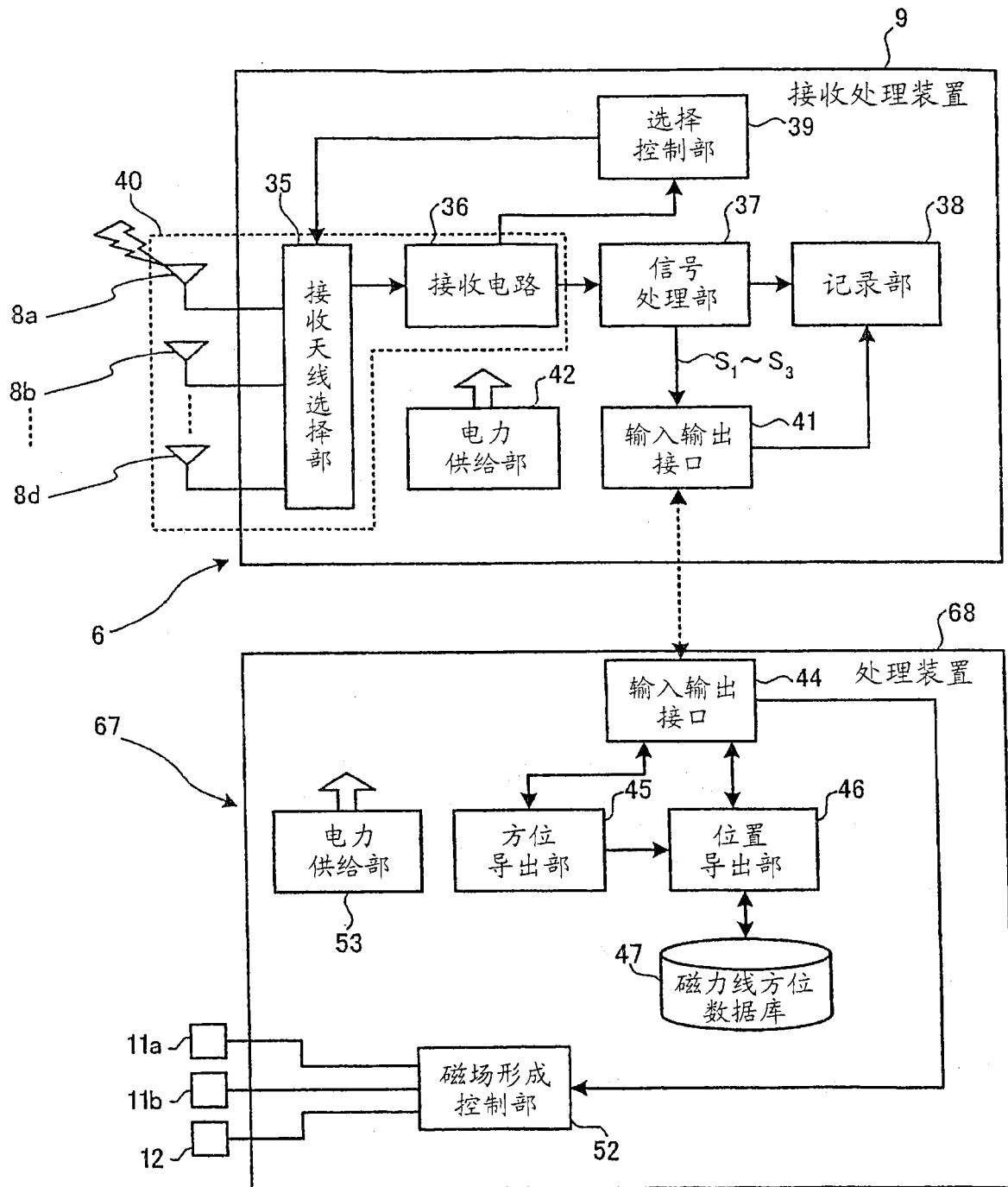


图 13

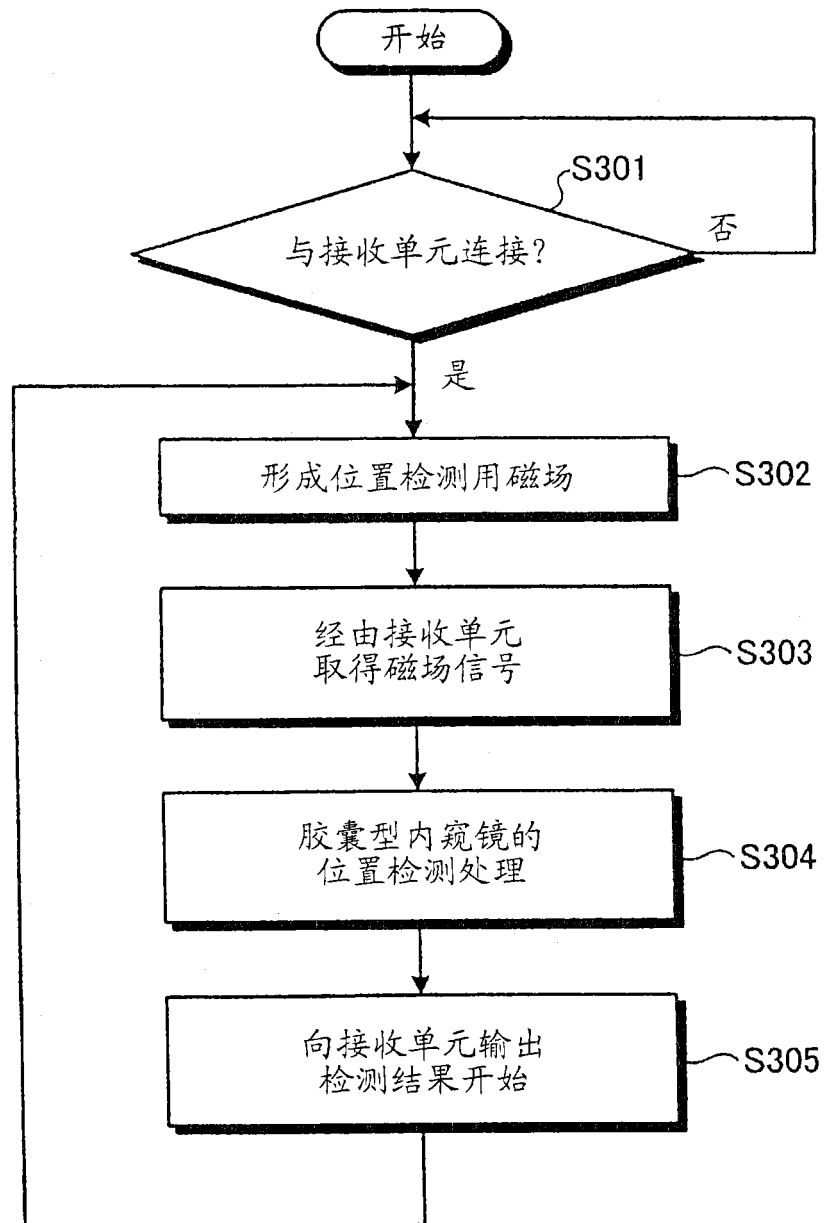


图 14

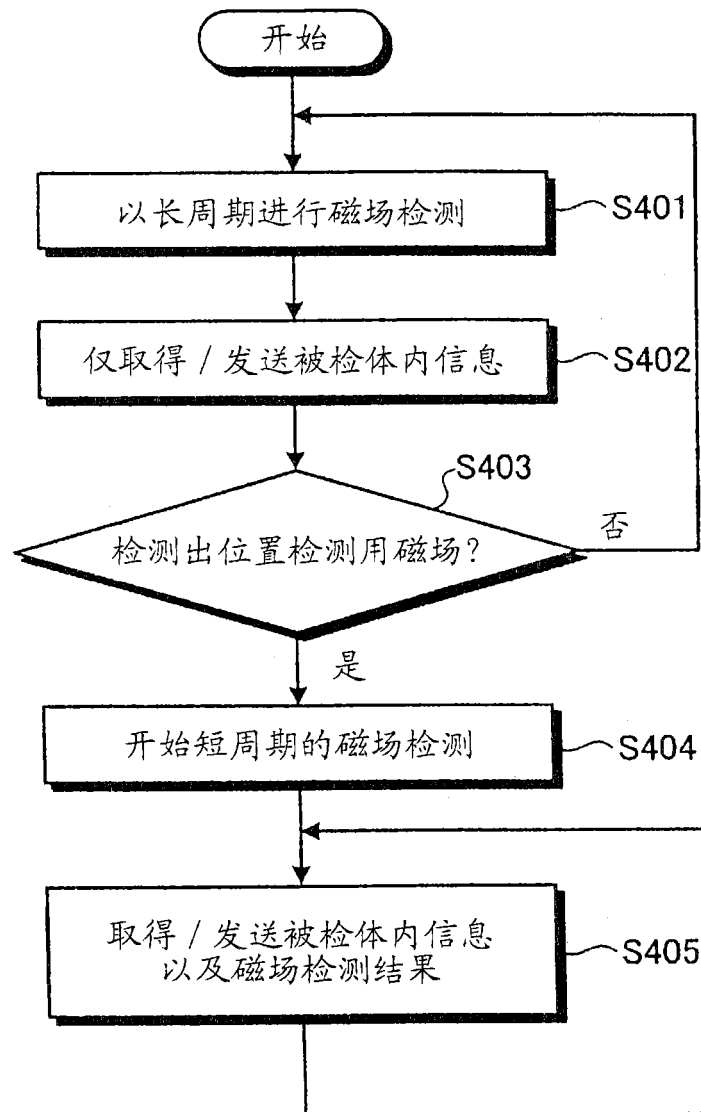


图 15

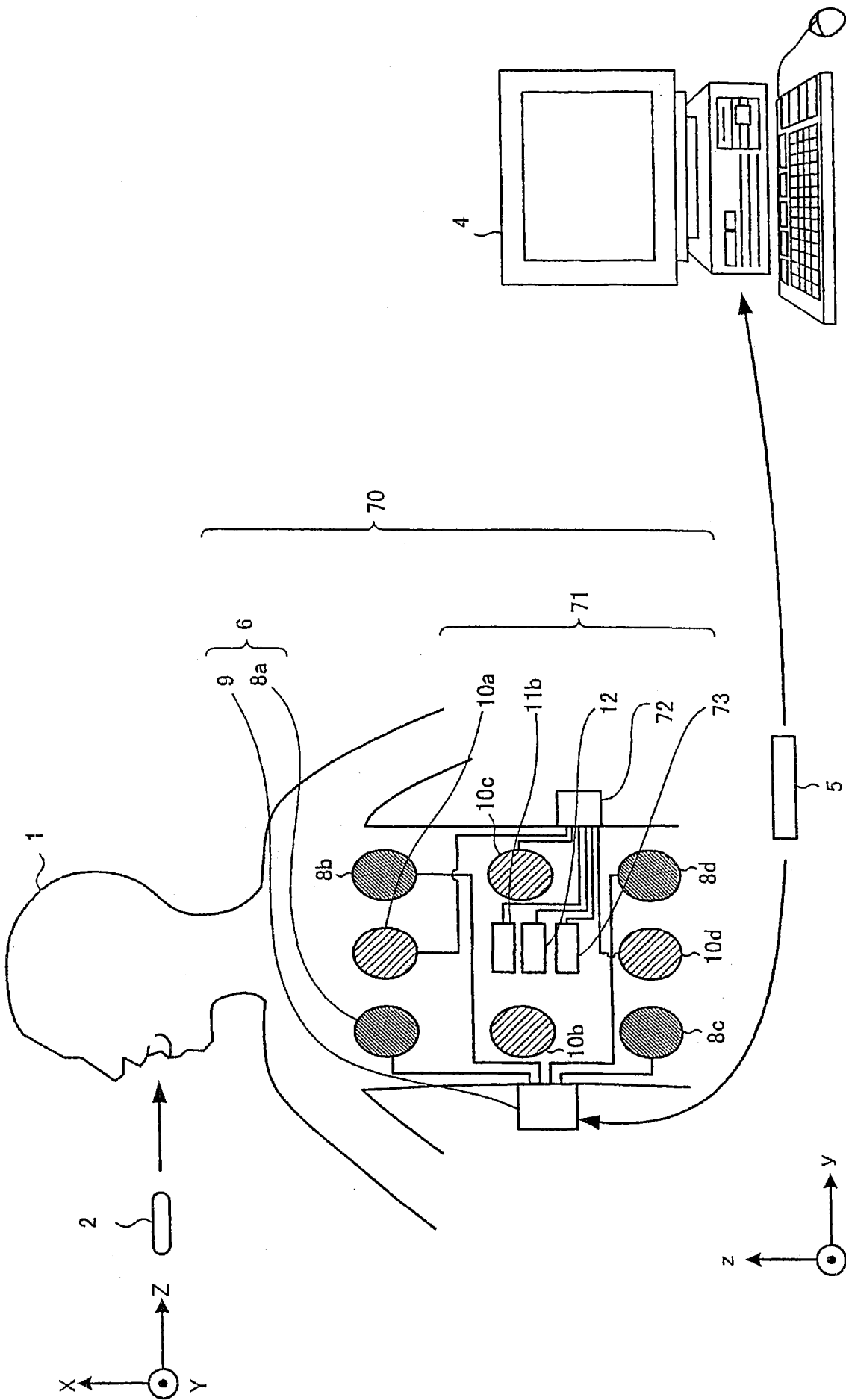


图 16

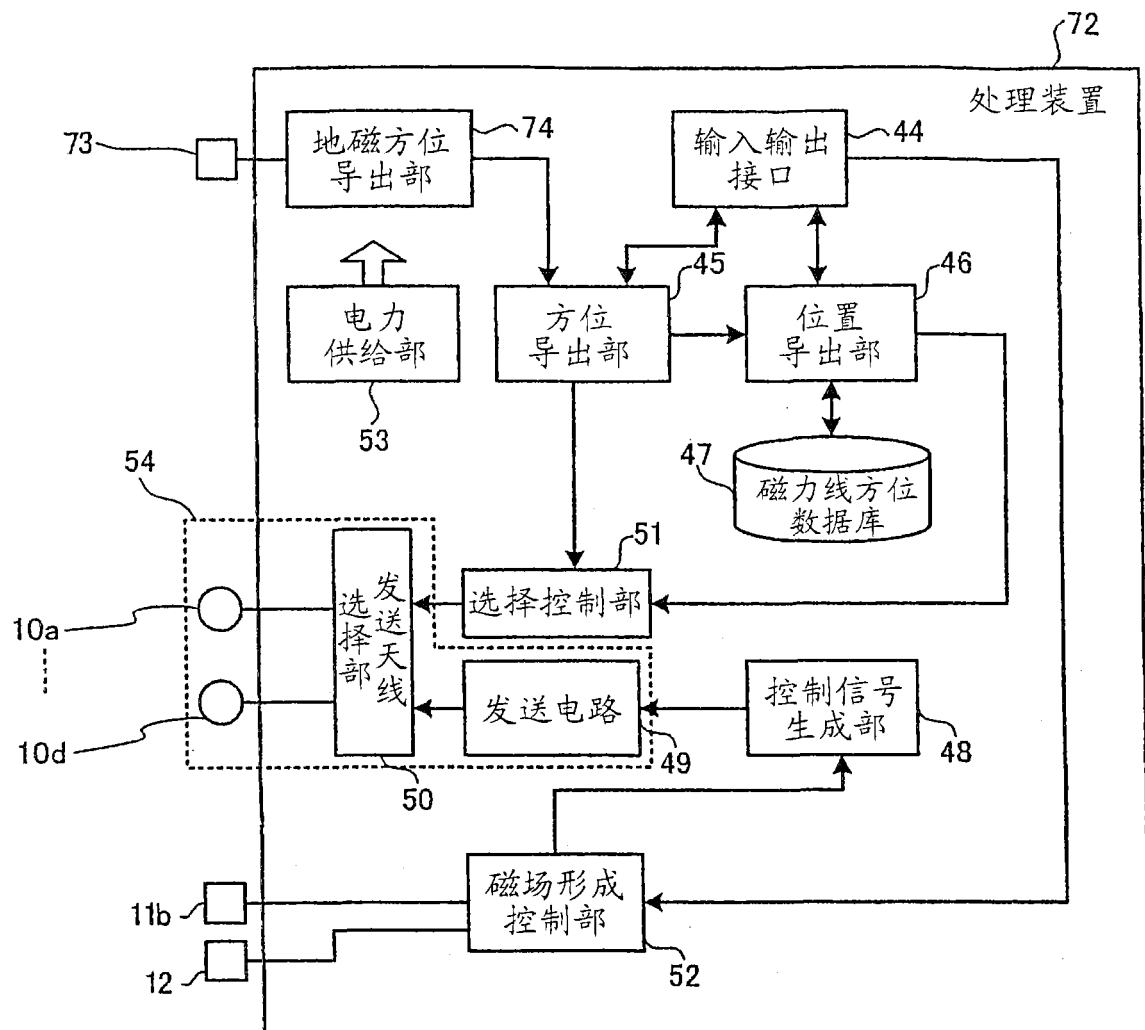


图 17

专利名称(译)	被检体内导入系统、接收装置和被检体内导入装置		
公开(公告)号	CN101014280A	公开(公告)日	2007-08-08
申请号	CN200580030441.5	申请日	2005-09-13
[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	药袋哲夫		
发明人	药袋哲夫		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B5/07 A61B5/065 A61B1/041 A61B1/00036 A61B1/00016 A61B5/062 A61B5/06		
优先权	2004266064 2004-09-13 JP		
其他公开文献	CN100512743C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种被检体内导入系统、接收装置和被检体内导入装置。作为被检体内导入系统的结构要素的接收装置(3)具有分别独立地形成接收单元(6)和位置检测单元(7)的结构，其中，接收单元(6)由接收天线(8a~8d)和接收处理装置(9)构成，位置检测单元(7)由发送天线(10a~10d)、第1直线磁场形成部(11a)、第2直线磁场形成部(11b)、扩散磁场形成部(12)以及处理装置(13)构成。因此，在以取得胶囊型内窥镜(2)所取得的被检体内信息以及胶囊型内窥镜(2)的位置检测为目的而使用被检体内导入系统的情况下，使用接收单元(6)和位置检测单元(7)双方，在仅以取得被检体内信息为目的的情况下，可以仅使用接收单元(6)，由此在抑制使用成本增加的同时，把使用时被检体承受的负担程度限定在与使用目的相应的最小限度。

