

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480044230.2

[45] 授权公告日 2009 年 7 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 100508868C

[22] 申请日 2004.10.15
[21] 申请号 200480044230.2
[86] 国际申请 PCT/JP2004/015279 2004.10.15
[87] 国际公布 WO2006/040830 日 2006.4.20
[85] 进入国家阶段日期 2007.4.13
[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京
[72] 发明人 清水初男 中土一孝
[56] 参考文献
US2003/0085994A1 2003.5.8
CN1473545A 2004.2.11
JP11-205056A 1999.7.30
审查员 李 燕

[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

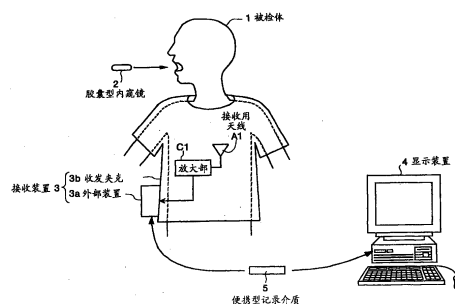
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 8 页

[54] 发明名称

无线型被检体内信息取得系统

[57] 摘要

本发明提供一种无线型被检体内信息取得系统。该信息取得系统具有：拍摄体腔内图像的胶囊型内窥镜(2)和具有对胶囊型内窥镜(2)的无线收发功能的接收装置(3)。该信息取得系统具有：根据接收装置(3)接收到的数据显示体腔内图像的显示装置(4)和用于进行接收装置(3)和显示装置(4)之间的数据传递的便携型记录介质(5)。在构成接收装置(3)的收发夹(3b)内具有：接收从胶囊型内窥镜(2)发送的无线信号的接收用天线(A1)和接收用天线(A1)附近的放大部(C1)，通过将放大部(C1)设在附近，抑制了所接收的无线信号的衰减和噪声信号的混入。



1. 一种无线型被检体内信息取得系统，其具有：被导入被检体内部、取得该被检体的信息的被检体内导入装置、和配置在所述被检体外部、接收从所述被检体内导入装置无线发送的被检体内信息的接收装置，所述无线型被检体内信息取得系统的特征在于，

所述接收装置具有：

接收天线单元，其接收从所述被检体内导入装置发送的无线信号；

放大单元，其配置在所述接收天线单元附近，在避免噪声信号混入的同时对所述无线信号进行放大；

信号处理单元，其进行被所述放大单元放大后的无线信号的处理；

电力发送单元，其对所述被检体内导入装置进行电力发送；以及

电力回收单元，其回收从所述电力发送单元发送的电力中的至少一部分；

所述放大单元以所述电力回收单元回收的电力作为驱动源而工作。

2. 根据权利要求1所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，

所述接收装置还包括具有所述被检体可以穿着的形狀的接收夹克，

所述接收天线单元和所述放大单元配置在所述接收夹克上。

3. 根据权利要求1所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述接收天线单元配置有多个，在各个所述接收天线单元附近一对一地配置有多个所述放大单元。

4. 根据权利要求1所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，

所述电力回收单元具有电力回收用线圈，

所述电力回收用线圈被配置成为覆盖所述接收天线单元；

所述电力回收用线圈还被配置成为覆盖连接所述接收天线单元和所述放大单元的布线结构。

无线型被检体内信息取得系统

技术领域

本发明涉及无线型被检体内信息取得系统，该信息取得系统具有：被导入被检体内部、取得该被检体的信息的被检体内导入装置和配置在所述被检体外部、接收从所述被检体内导入装置无线发送的被检体内信息的接收装置。

背景技术

近年来，在内窥镜领域中，吞入式的胶囊型内窥镜已经出现。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：为了进行观察（检查）而从被检体的口部吞入后到自然排出的期间，在体腔内例如胃、小肠等内脏器官内部伴随其蠕动运动而移动并依次摄像。

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，储存在存储器中。通过携带具有无线通信功能和存储器功能的接收器，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在存储器中的图像数据，在显示器上显示内脏器官图像并进行诊断。

这种胶囊型内窥镜可以构成为从内置的电力供给源获得驱动电力，但是近年来从设于外部的发送用天线通过无线发送向胶囊型内窥镜提供驱动电力的结构受到关注。这样，通过采取从外部提供电力的结构，可以避免胶囊型内窥镜在体腔内移动途中电力意外地消耗用尽而使得驱动停止的情况（例如，参照专利文献1）。

专利文献1 日本特开 2001—231186 号公报（第3页、图1）

但是，以往的胶囊型内窥镜系统存在难以取得体腔内的清晰图像的问题。以下将详细说明该问题。

胶囊型内窥镜系统与普通的数字照相机等图像取得装置不同，具有通过无线发送进行图像数据的传输的结构。因此，与基于有线连接的数据传输的情况不同，存在进行信号处理之前容易混入噪声信号的问题。特别是胶囊型内窥镜由于被导入被检体内的关系，不得不采用在极其小型的胶囊内内置发送天线等的结构，所以与其他领域的无线发送机构相比，发送强度降低。

另一方面，在胶囊型内窥镜系统中，对取得足够识别图像的程度的更加清晰的图像数据的要求很高。这是因为胶囊型内窥镜系统主要用于医疗诊断等。

并且，作为要求更加清晰的图像数据的理由，也有基于胶囊型内窥镜的动作自身的原因。即，胶囊型内窥镜在体腔内的移动速度具有场所依赖性，例如具有在食道内以极快的速度移动的结构。胶囊型内窥镜例如将体腔内图像的摄像动作的时间间隔设为约为 0.5 秒时，在食道内等胶囊型内窥镜快速移动的区域取得的图像数据量少于其他区域。因此，为了使用拍摄快速移动的区域而获得的图像数据进行诊断等，尽量避免所得到的图像数据中包含有不清晰的部分的必要性变高。

如以上说明的那样，在以往的胶囊型内窥镜系统中，尽管取得更加清晰的图像数据的必要性较高，但仍然难以获得良好图像。这种问题不仅存在于通过胶囊型内窥镜取得的图像数据中，在将通过被检体内导入装置获得的任何被检体内信息通过无线发送进行传输时也存在。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的在于，在从胶囊型内窥镜等的被检体内导入装置通过无线发送向外部传输信息的被检体内信息取得系统中，抑制噪声信号的混入等，在外部可靠地取得图像数据等被检体内信息。

为了解决上述问题并达到上述目的，本发明的第一方面的无线型被检体内信息取得系统具有：被检体内导入装置，其被导入被检体内部，取得该被检体的信息；和接收装置，其配置在所述被检体外部，接收从

所述被检体内导入装置无线发送的被检体内信息，其特征在于，所述接收装置具有：接收天线单元，其接收从所述被检体内导入装置发送的无线信号；放大单元，其配置在所述接收天线单元附近，在避免噪声信号混入的同时放大所述无线信号；信号处理单元，其进行通过所述放大单元放大的无线信号的处理；电力发送单元，其对所述被检体内导入装置进行电力发送；以及电力回收单元，其回收从所述电力发送单元发送的电力中的至少一部分；所述放大单元以所述电力回收单元回收的电力作为驱动源而工作。

根据本发明的第一方面，采取在接收天线单元附近配置放大部的结构，所以能够抑制在接收天线单元中接收到的来自被检体内导入装置的无线信号的衰减和噪声信号的混入，可以在接收装置处可靠地取得被检体内信息。

本发明的第二方面的被检体内信息取得系统的特征在于，在上述发明中，所述接收装置还包括具有所述被检体可以穿着的形状的接收夹克，所述接收天线单元和所述放大单元配置在所述接收夹克上。

并且，本发明的第三方面的被检体内信息取得系统的特征在于，在上述发明中，所述接收天线单元配置有多个，在各个所述接收天线单元附近一对一地配置有多个所述放大单元。

并且，根据本发明的第四方面，电力回收用线圈形成为覆盖接收天线单元等，所以能够对外部产生的噪声信号进行静电屏蔽，能够更加可靠地获得被检体内信息。

本发明的无线型被检体内信息取得系统采取在接收天线单元附近配置放大部的结构，所以能够抑制在接收天线单元中接收到的来自被检体内导入装置的无线信号的衰减和噪声信号的混入，发挥可以在接收装置处可靠地取得被检体内信息的效果。

并且，本发明的无线型被检体内信息取得系统为电力回收用线圈形成为覆盖接收天线单元等的结构，所以能够对外部产生的噪声信号进行静电屏蔽，发挥能够更加可靠地获得被检体内信息的效果。

附图说明

图 1 是表示实施方式 1 的无线型被检体内信息取得系统的整体结构的示意图。

图 2 是示意表示构成无线型被检体内信息取得系统的胶囊型内窥镜的结构方框图。

图 3 是示意表示构成无线型被检体内信息取得系统的接收装置的结构方框图。

图 4 是表示接收用天线和放大部的配置的一例的示意图。

图 5 是表示接收用天线和放大部的配置的另一例的示意图。

图 6 是表示接收用天线和放大部的配置的另一例的示意图。

图 7 是示意表示构成实施方式 2 的无线型被检体内信息取得系统的收发夹克的结构的方框图。

图 8 是用于说明配置在收发夹克内的天线之间的位置关系等的示意图。

标号说明

1 被检体；2 胶囊型内窥镜；3 接收装置；3a 外部装置；3b 收发夹克；4 显示装置；5 便携型记录介质；11 LED；12 LED 驱动电路；13 CCD；14 CCD 驱动电路；15 RF 发送单元；16 发送天线部；17 接收天线部；19 分离电路；20 电力再生电路；21 升压电路；22 蓄电器；23 控制信息检测电路；24 系统控制电路；25 RF 接收单元；26 图像处理单元；27 存储单元；28 振荡器；29 控制信息输入单元；30 迭加电路；31 放大电路；32 电力供给单元；41 收发夹克；42 电力回收用天线；42a 电力回收用线圈；43 分离电路；44 电力再生电路；45 升压电路；46 蓄电器；A1~An 接收用天线；B1~Bm 给电用天线；C1~Cn 放大部；D1~Dn 导线

具体实施方式

以下，说明作为用于实施本发明的最佳方式的无线型被检体内信息取得系统。另外，附图仅是示意图，应该注意到各部分的厚度和宽度的

关系、各部分的厚度比率等与实物不同，各个附图之间当然包含彼此的尺寸关系和比率不同的部分。并且，在以下的实施方式中，以拍摄体腔内图像的胶囊型内窥镜系统为例进行说明，但当然被检体内信息不限于体腔内图像，无线型被检体内信息取得系统不限于胶囊型内窥镜系统。

（实施方式 1）

图 1 是表示本实施方式 1 的无线型被检体内信息取得系统的整体结构的示意图。如图 1 所示，无线型被检体内信息取得系统具有：胶囊型内窥镜 2，其被导入被检体 1 的体内，拍摄体腔内图像；和接收装置 3，其具有对胶囊型内窥镜 2 的无线收发功能。并且，无线型被检体内信息取得系统具有：根据接收装置 3 接收到的数据显示体腔内图像的显示装置 4；进行接收装置 3 和显示装置 4 之间的数据交换的便携型记录介质 5。接收装置 3 具有：由被检体 1 穿着的收发夹克 3b；进行通过收发夹克 3b 收发的无线信号的处理等的外部装置 3a，在收发夹克 3b 上配置有接收用天线 A1 和放大部 C1。

显示装置 4 用于显示由胶囊型内窥镜 2 拍摄的体腔内图像，具有根据通过便携型记录介质 5 获得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，也可以构成为像打印机等那样将图像输出到其他介质上。

便携型记录介质 5 相对外部装置 3a 和显示装置 4 可以自由拆装，具有例如像闪存（Compact Flash，注册商标）那样在插装在两者上时可以输出或记录信息的结构。具体地讲，便携型记录介质 5 具有以下结构，当胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 的体腔内移动的期间，被插装在外部装置 3a 上，记录从胶囊型内窥镜 2 发送的数据。并且，在胶囊型内窥镜 2 从被检体 1 排出后，被从外部装置 3a 上取下并插装在显示装置 4 上，通过显示装置 4 读出所记录的数据。通过利用便携型记录介质 5 进行外部装置 3a 和显示装置 4 之间的数据交换，与外部装置 3a 和显示装置 4 之间有线连接的情况不同，被检体 1 在进行体腔内摄影时也能够自由行动。

胶囊型内窥镜 2 被导入被检体 1 内，拍摄体腔内图像，将所取得的图像数据发送给接收装置 3。图 2 是表示胶囊型内窥镜 2 的结构的示意图。

如图 2 所示, 胶囊型内窥镜 2 具有: 在拍摄被检体 1 内部时照射摄像区域的 LED 11; 控制 LED 11 的驱动状态的 LED 驱动电路 12; 进行被 LED 11 照射的区域的摄像的 CCD 13。并且, 胶囊型内窥镜 2 具有: 控制 CCD 13 的驱动状态的 CCD 驱动电路 14; 对由 CCD 13 拍摄的图像数据进行调制而生成 RF 信号的 RF 发送单元 15; 发送从 RF 发送单元 15 输出的 RF 信号的发送天线部 16; 控制 LED 驱动电路 12、CCD 驱动电路 14 和 RF 发送单元 15 的动作的系统控制电路 24。

通过具有这些机构, 胶囊型内窥镜 2 在被导入被检体 1 内的期间, 通过 CCD 13 取得由 LED 11 进行照明的被检部位的图像信息。然后, 在 RF 发送单元 15 中将所取得的图像信息转换为 RF 信号后, 通过发送天线部 16 发送到外部。

此外, 胶囊型内窥镜 2 具有: 接收从接收装置 3 发送来的无线信号的接收天线部 17; 从由接收天线部 17 接收到的信号分离出给电用信号的分离电路 19。另外, 胶囊型内窥镜 2 具有: 由分离出的给电用信号再生电力的电力再生电路 20; 对所再生的电力进行升压的升压电路 21; 储存升压后的电力的蓄电器 22。并且, 胶囊型内窥镜 2 具有控制信息检测电路 23, 其从通过分离电路 19 与给电用信号分离后的成分中检测控制信息信号的内容, 根据需要向 LED 驱动电路 12、CCD 驱动电路 14 和系统控制电路 24 输出控制信号。

通过具有这些机构, 胶囊型内窥镜 2 首先在接收天线部 17 接收从接收装置 3 发送来的无线信号, 利用分离电路 19 从无线信号中分离出给电用信号和控制信息信号。控制信息信号经过控制信息检测电路 23 输出给 LED 驱动电路 12、CCD 驱动电路 14 和系统控制电路 24, 用于 LED 11、CCD 13 和 RF 发送单元 15 的驱动状态控制。另一方面, 给电用信号通过电力再生电路 20 被再生为电力, 再生后的电力通过升压电路 21 将电位升压到蓄电器 22 的电位, 然后储存在蓄电器 22 中。蓄电器 22 向系统控制电路 24 及其他构成要素提供电力。这样, 胶囊型内窥镜 2 具有通过来自接收装置 3 的无线发送来提供电力的结构。

下面, 说明接收装置 3。接收装置 3 通过无线发送接收由胶囊型内

窥镜 2 得到的图像数据，并且向胶囊型内窥镜 2 发送包括将被转换为电力的给电用信号的无线信号。图 3 是示意表示接收装置 3 的结构的方框图，以下参照图 3 进行接收装置的结构说明。

如图 1 所示，接收装置 3 由外部装置 3a 和收发夹克 3b 构成。如图 3 所示，外部装置 3a 具有：RF 接收单元 25，其对从胶囊型内窥镜 2 发送出的无线信号进行预定的处理，从无线信号中提取并输出胶囊型内窥镜 2 所取得的图像数据；图像处理单元 26，其对所输出的图像数据进行必要的处理；以及存储单元 27，其用于记录实施了图像处理的图像数据。另外，图像数据通过存储单元 27 记录在便携型记录介质 5 中。

此外，外部装置 3a 具有生成发送给胶囊型内窥镜 2 的无线信号的功能。具体地讲，外部装置 3a 具有：振荡器 28，其进行给电用信号的生成和振荡频率的确定；控制信息输入单元 29，其生成用于控制胶囊型内窥镜 2 的驱动状态的控制信息信号；迭加电路 30，其对给电用信号和控制信息信号进行合成；以及放大电路 31，其对所合成的信号的强度进行放大。被放大电路 31 放大后的信号被发送给后述的给电用天线 B1~Bm，而发送给胶囊型内窥镜 2。另外，外部装置 3a 包括具有预定的蓄电装置或 AC 电源适配器等电力供给单元 32，外部装置 3a 的构成要素和后述的放大部 C1~Cn 把从电力供给单元 32 提供的电力作为驱动能量。

收发夹克 3b 具有被检体 1 可以穿着的形状，通过在胶囊型内窥镜 2 被导入被检体 1 内时穿着收发夹克 3b，可以与胶囊型内窥镜 2 之间实现无线通信。具体地讲，收发夹克 3b 具有向胶囊型内窥镜 2 发送包括给电用信号的无线信号的给电用天线 B1~Bm。给电用天线 B1~Bm 与外部装置 3a 具有的放大电路 31 连接，具有可以发送由外部装置 3a 生成的无线信号的结构。

并且，收发夹克 3b 具有：接收用天线 A1~An，其用于接收从胶囊型内窥镜 2 发送出的无线信号；放大部 C1~Cn，其分别配置在接收用天线 A1~An 附近，进行由接收用天线 A1~An 接收到的无线信号的放大。放大部 C1~Cn 分别与外部装置 3a 具有的 RF 接收单元 25 连接，被放大部 C1~Cn 放大后的无线信号输出给 RF 接收单元 25，进行预定的处理。

另外，放大部 C1~Cn 的自身结构可以采用通常使用的放大电路等，也可以不仅具有放大强度的功能，还兼具截止具有特定频带以外频率的信号成分的功能。

另外，接收用天线 A1~An 的“附近”是指连接接收用天线 A1~An 和放大部 C1~Cn 之间的导线长度是可以将无线信号的衰减量抑制在允许范围内、而且可以将噪声信号的混入量抑制在允许范围内的距离。具体地讲，像实施方式 1 这样，在收发夹克 3b 内配置接收用天线 A1~An 的情况下，所说“附近”是指放大部 C1~Cn 被配置在收发夹克 3b 内的状态，更优选被配置成为使放大部 C1~Cn 和对应的接收用天线 A1~An 之间的距离小于接收用天线 A1~An 彼此间的距离的状态。

在本实施方式 1 的无线型被检体内信息取得系统中，采取在收发夹克 3b 内、接收用天线 A1~An 的附近配置放大部 C1~Cn 的结构，由此在接收装置 3 通过无线通信接收到由胶囊型内窥镜 2 取得的图像数据时，抑制因接收到的无线信号的衰减和噪声信号的混入而导致的图像数据的劣化。以下说明这种优点。

在以往的无线型被检体内信息取得系统中，为了避免结构的复杂化及抑制功率损失，通常具有将对被接收用天线接收到的无线信号进行放大的放大部配置在外部装置 3a 内的结构。但是，在采用以往的结构时，有时由接收用天线接收到的无线信号到达放大部并被放大之前的衰减量增大，并且产生噪声信号的混入。其结果，有可能在外部装置 3a 中难以复原由胶囊型内窥镜取得的图像数据，在经由接收装置 3 传输图像数据后难以在显示装置 4 中显示清晰的图像。

因此，在本实施方式 1 中，通过将放大部 C1~Cn 配置在接收用天线 A1~An 附近，可以在接收装置 3 中复原高精度的图像数据，可以取得清晰的图像数据。即，在本实施方式 1 中，通过将放大部 C1~Cn 配置在相应的接收用天线 A1~An 附近，经由接收用天线 A1~An 接收到的无线信号可以在衰减之前进行放大。并且，通过配置在附近，可以减少在放大部 C1~Cn 进行放大的信号中的噪声信号混入量。因此，可以在放大部 C1~Cn 中一定程度地抑制放大增益，并且可以避免在进行信号放大

时噪声信号也放大。因此，能够高精度地进行从胶囊型内窥镜 2 通过无线发送传输的图像数据的复原，可以使在显示装置 4 上显示的图像成为清晰的图像。

接收用天线和放大部的配置只要满足彼此接近的条件即可，可以采取各种方式。例如如图 4 所示，可以按照一对一的关系设置接收用天线和放大部。在图 4 所示的结构中，在采取配置有多个接收用天线的结构时，可以按分别接近各个接收用天线的状态配置放大部，所以能够获得特别清晰的图像。

作为另一的配置例，图 5 所示结构也比较有效。在图 5 所示的示例中，在被配置了多个的接收用天线中，彼此接近的天线形成组，对于每个组配置放大部。在这种情况下，也能够在接近接收用天线的位置配置放大部。

并且，在图 5 所示的示例中，在适当切换使用接收用天线时特别有效。即，根据无线型被检体内信息取得系统的结构，在形成下述结构时比较有效，即，对应作为被检体内导入装置的胶囊型内窥镜 2 在体腔内的位置，仅使最接近胶囊型内窥镜 2 的接收用天线发挥接收天线的作用，对应于胶囊型内窥镜 2 的移动而适当切换接收用天线。这种情况下，不需要放大由未发挥接收用天线的作用的无线信号，所以按照每个组配置放大部的结构比较有效，以只放大在同时发挥接收天线的作用的天线中获得的无线信号。

另外，作为简易结构，图 6 所示的示例也比较有效。在图 6 所示的结构中，与图 4、图 5 所示的结构相比，具有接收天线和放大部之间的距离增大、但只配置一个放大部即足以的优点。并且，在图 6 所示的结构中，由于形成至少在收发夹克 3b 内具有放大部的结构，所以放大部被配置在接收天线的附近，可以获得清晰的图像。

（实施方式 2）

下面，说明实施方式 2 的无线型被检体内信息取得系统。实施方式 2 的无线型被检体内信息取得系统还具有电力回收用天线，其配置在收发夹克上，回收从接收装置发送的无线信号的一部分，具有把通过电力回

收用天线获得的电力作为放大部的驱动电力的结构。另外，在本实施方式2中，胶囊型内窥镜2、显示装置4和便携型记录介质5具有与实施方式1相同的结构。

图7是表示构成实施方式2的接收装置的收发夹克41的结构的方框图。收发夹克41具有与实施方式1相同的接收用天线A1~An、给电用天线B1~Bm和放大部C1~Cn，并且构成为具有：电力回收用天线42，其接收从给电用天线B1~Bm发送的无线信号中未被胶囊型内窥镜2接收的一部分无线信号；和用于根据由电力回收用天线42接收到的无线信号来再生电力的分离电路43、电力再生电路44、升压电路45和蓄电器46。

分离电路43、电力再生电路44、升压电路45和蓄电器46分别具有与图2所示的分离电路19、电力再生电路20、升压电路21和蓄电器22相同的功能。此外，电力回收用天线42只要是可以接收包括给电用信号的无线信号的结构，则可以使用任意天线，此处形成为包括电力回收用线圈。

简单说明本实施方式2中的电力回收。如已经说明的那样，外部装置3a具有通过给电用天线B1~Bm无线发送控制信息和在胶囊型内窥镜2内部被转换为驱动电力的给电用信号的结构。但是，由于胶囊型内窥镜2很小，而且胶囊型内窥镜2的移动范围较大等，所发送的无线信号的大部分未被胶囊型内窥镜2接收，电力发送效率差。因此，在本实施方式2中，在电力回收用线圈42a中接收未被胶囊型内窥镜2接收的无线信号，使用分离电路43等再生电力，并用作放大部C1~Cn的驱动电力。这样，不需要从外部装置3a准备对放大部C1~Cn的电力供给用线，由此减轻穿着了收发夹克41的被检体1的负荷。

图8是说明配置在收发夹克41内的各个天线之间的关系的示意图。如图8所示，在收发夹克41内配置有接收用天线A和放大部C、将接收用天线A和放大部C电连接的导线D、和给电用天线B，形成覆盖它们并构成电力回收用天线42的电力回收用线圈42a。即，具体地讲，在本实施方式2中，收发夹克41在由被检体1穿着时，电力回收用线圈42a

构成为把被检体 1、给电用天线 B1~Bm、接收用天线 A1~An、放大部 C1~Cn 和导线 D1~Dn 包含在内部。

下面，说明实施方式 2 的无线型被检体内信息取得系统的优点。首先，在实施方式 2 中，通过设置电力回收用天线 42、分离电路 43、电力再生电路 44、升压电路 45 和蓄电器 46，可以有效利用从给电用天线 B1~Bm 发送的、未被胶囊型内窥镜 2 接收的无线信号。即，虽然直接改善电力发送效率比较困难，但是由于再次接收发送出的无线信号的一部分，而再次用作接收装置的电力，所以整体上能够提高电力效率，可以降低功耗。特别是在本实施方式 2 中，如图 8 所示，由于采取把电力回收用线圈 42a 配置成将给电用天线 B1~Bm 包含在内部的结构，所以电力回收用线圈 42a 可以高效地接收从给电用天线 B1~Bm 发送出的无线信号，可以进一步降低功耗。

并且，在本实施方式 2 中，将再生电力的机构配置在收发夹克 41 内，所以能够降低从蓄电器 46 提供给放大部 C1~Cn 的电力的损耗。即，外部装置和设在收发夹克 41 内的放大部 C1~Cn 之间离开一定程度，所以在采取从外部装置内的蓄电器提供电力的结构时，在到达放大部 C1~Cn 之前，电能的一部分被转换为热量等，从电力供给的角度而言效率不高。对此，在本实施方式 2 中，将蓄电器 46 配置在收发夹克 41 内，也可以配置在放大部 C1~Cn 附近，所以能够实现高效的电力供给。特别是用于回收储存在蓄电器 46 中的电力的电力回收用天线 42~升压电路 45 都配置在收发夹克 41 内，所以不会有碍于将蓄电器 46 配置在收发夹克 41 内，反而是配置在收发夹克 41 内时具有可以将所回收的电力有效储存在蓄电器 46 中的优点。并且，在本实施方式 2 中，关于外部装置内的构成要素，从图 3 所示的电力供给单元 32 进行电力供给，通过将蓄电器 46 配置在收发夹克 41 内，对外部装置的电力供给的效率不会降低。

另外，在本实施方式 2 中，通过配置构成电力回收用天线 42 的电力回收用线圈 42a，可以抑制由接收用天线 A1~An 接收到的图像数据的劣化，具有能够获得清晰的图像数据的优点。如图 8 所示，电力回收用线圈 42a 形成为在被检体 1 穿着收发夹克 41 时，将接收用天线 A1~An、

放大部 C1~Cn、及连接接收用天线 A1~An 和放大部 C1~Cn 之间的导线 D1~Dn 包含在内部。此处，在图 8 所示的结构中，电力回收用线圈 42a 不仅作为天线的一部分发挥作用，而且可以发挥将接收用天线 A1~An 等与周围环境中产生的无线信号电屏蔽开的作用。因此，可以抑制在收发夹克 41 的外部产生的噪声信号通过接收用天线 A1~An 和导线 D1~Dn 混入。并且，抑制了噪声信号混入的无线信号被放大部 C1~Cn 放大，结果，可以抑制所得到的图像数据的劣化，能够获得清晰的图像。

即，在本实施方式 2 中，电力回收用线圈 42a 不仅具有通过给电用天线 B1~Bm 发送的无线信号的再接收功能，也具有电屏蔽功能，由此可以提高电力供给效率、抑制图像数据的劣化。这种屏蔽功能特别在周围配置有各种诊断装置等的病室内等发挥效果。即，可以大幅抑制由于从诊断装置等产生的电磁波引起的噪声信号混入由收发夹克 41 接收的无线信号内。另外，在电力回收用线圈 42a 的内部，除接收用天线 A1~An 等之外，还配置有给电用天线 B1~Bm，所以电力回收用线圈 42a 内部当然存在通过给电用天线 B1~Bm 发送的无线信号。但是，通过将发送的无线信号的频带设定为不能被接收用天线 A1~An 接收的频带，从而从给电用天线 B1~Bm 发送的无线信号不会在接收用天线 A1~An 中起噪声信号的作用。

以上使用实施方式 1、实施方式 2 说明了本发明，但本发明不限于此，只要是本领域技术人员，则可以想到各种实施例、变形例和应用例等。例如，在实施方式 1 和实施方式 2 中，胶囊型内窥镜采取通过设置 LED、CCD 等来拍摄被检体 1 内部的图像的结构。但是，被导入被检体内的被检体内导入装置不限于这种结构，例如也可以取得温度信息和 pH 信息等其他被检体内信息。此外，作为被检体内导入装置具有振子的结构，也可以构成取得被检体 1 内的超声波图像。另外，还可以构成从这些被检体内信息中取得多种信息。

此外，在实施方式 1 中，通过给电用天线 B1~Bm 发送的无线信号可以只是给电用信号、控制信息信号中的任一方。此外，也可以形成叠加与这些信号不同的其他信号并进行发送的结构。另外，作为省略了

给电用天线 B1~Bm 等的结构，接收装置 3 也可以只具有接收从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的功能和信号处理功能。即，只要具有最低限度的从胶囊型内窥镜 2 通过无线发送向外部传输被检体内信息的机构，就可以应用本发明。

另外，在实施方式 2 中，也可以采取省略蓄电器 46 的结构。即，在胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内移动的期间，一直从给电用天线 B1~Bm 发送包括给电用信号的无线信号。并且，电力回收用天线 42 配置在收发夹壳 41 内的预定区域中，所以通过在初始设定时进行适当调整，可以一直持续回收从给电用天线 B1~Bm 发送的无线信号中的至少一部分。因此，在直到胶囊型内窥镜 2 被排出到体外的期间，电力回收用天线 42 的无线信号回收几乎不停止，能够稳定地向放大部 C1~Cn 提供电力，即使省略蓄电器 46，也能够进行稳定的工作。

此外，在实施方式 2 中，不是只从蓄电器 46 提供放大部 C1~Cn 的驱动电力，还可以从设于外部装置内的电力供给单元提供驱动电力的一部分。在采取这种结构时，与不设置电力回收用天线 42 时相比，具有电力供给效率提高的优点，同时具有依然能够发挥基于电力回收用天线 42 的静电屏蔽功能的优点。

另外，显示装置 4 设为单纯显示所输入的图像数据，但是，例如也可以形成为根据需要进行预定的图像处理的结构。此外，也可以是显示装置 4 基于记录图像数据的目的，具有包括大容量的存储装置的结构，从而可以参照过去拍摄的图像数据。

产业上的利用可能性

如上所述，本发明的无线型被检体内信息取得系统例如对于在医疗领域中使用的吞入式胶囊型内窥镜有用，特别适合对从胶囊型内窥镜等被检体内导入装置发送的无线信号抑制噪声信号的混入等、在外部可靠地取得图像数据等被检体内信息的系统。

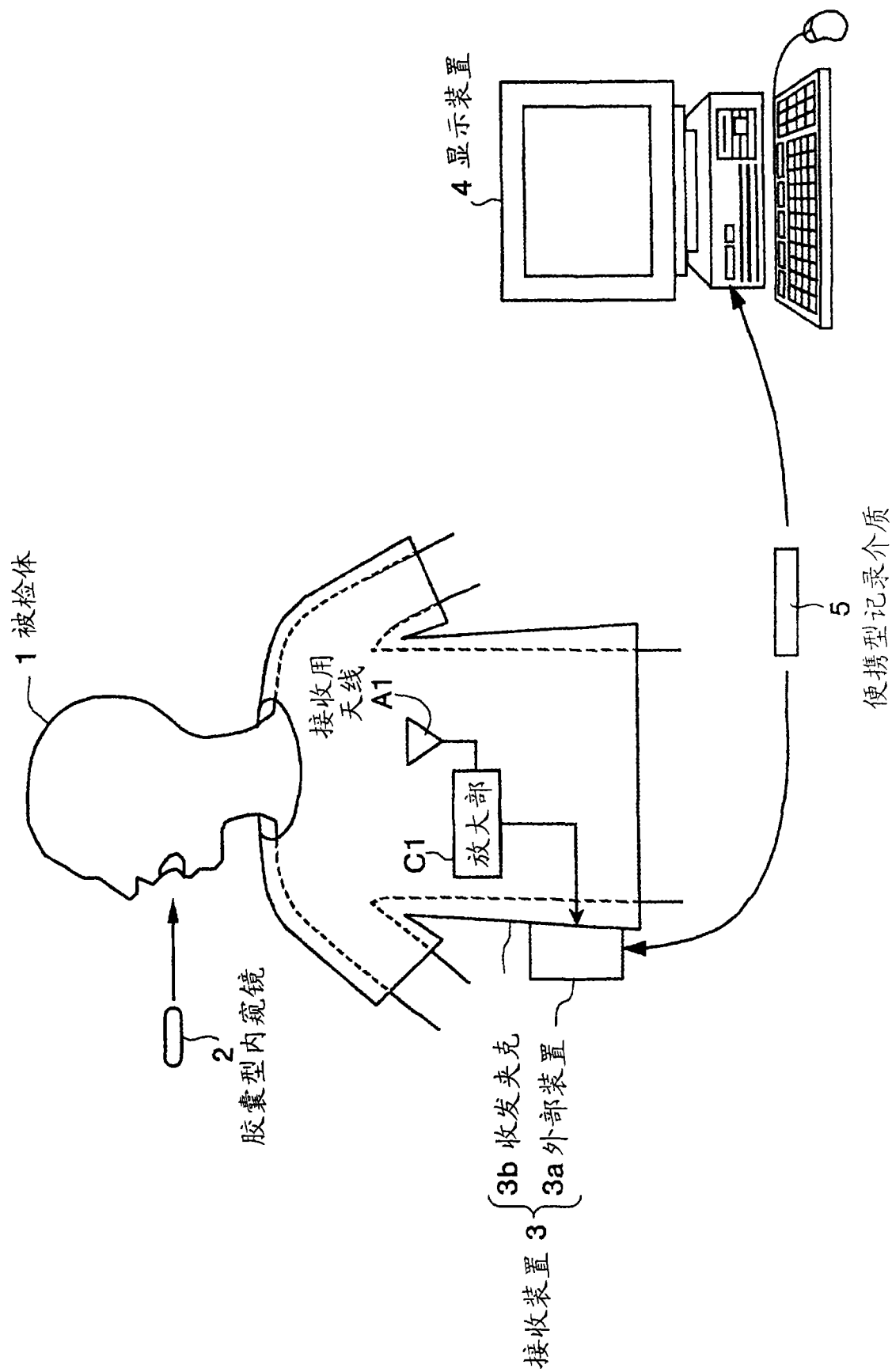


图 1

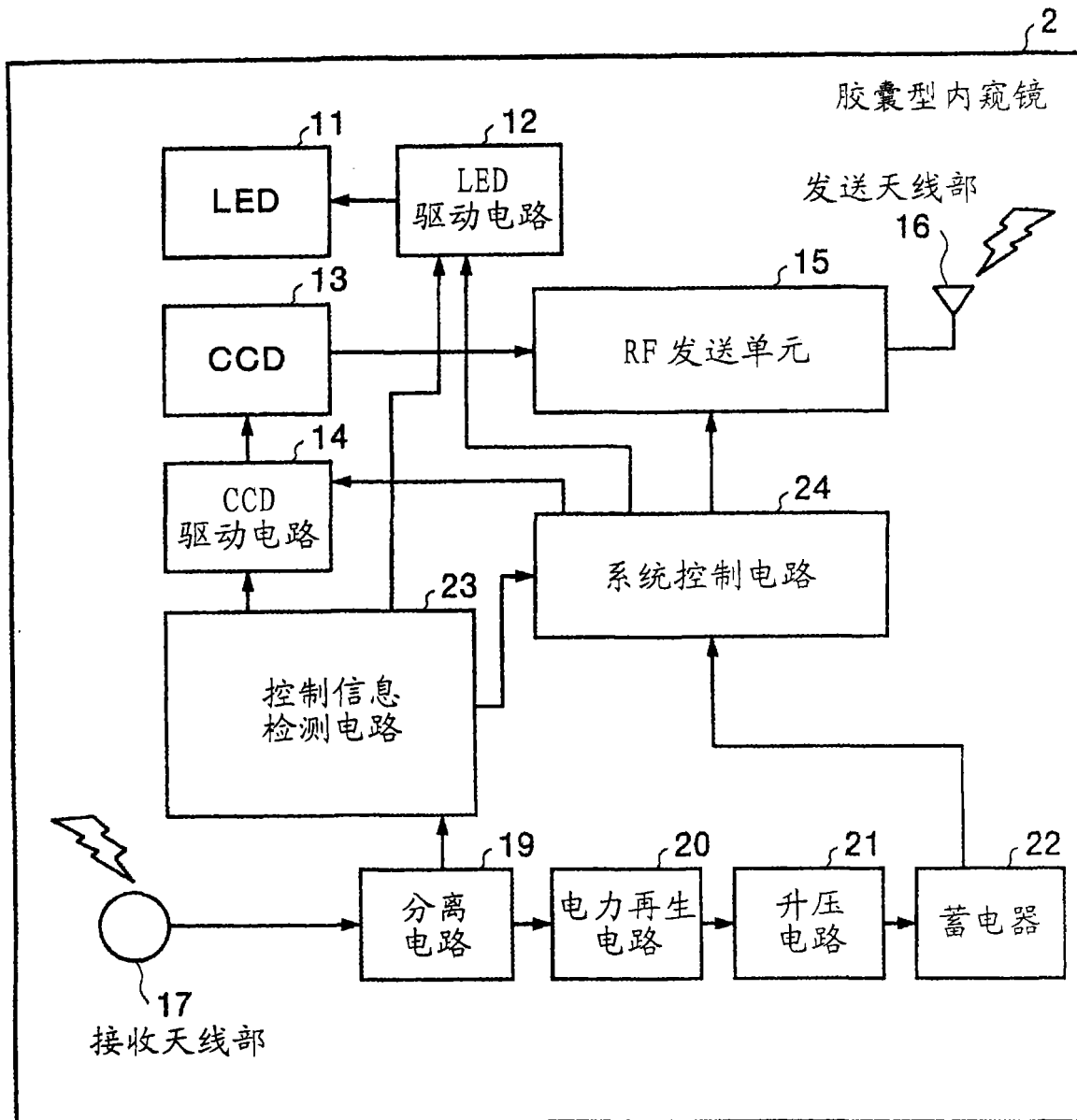


图 2

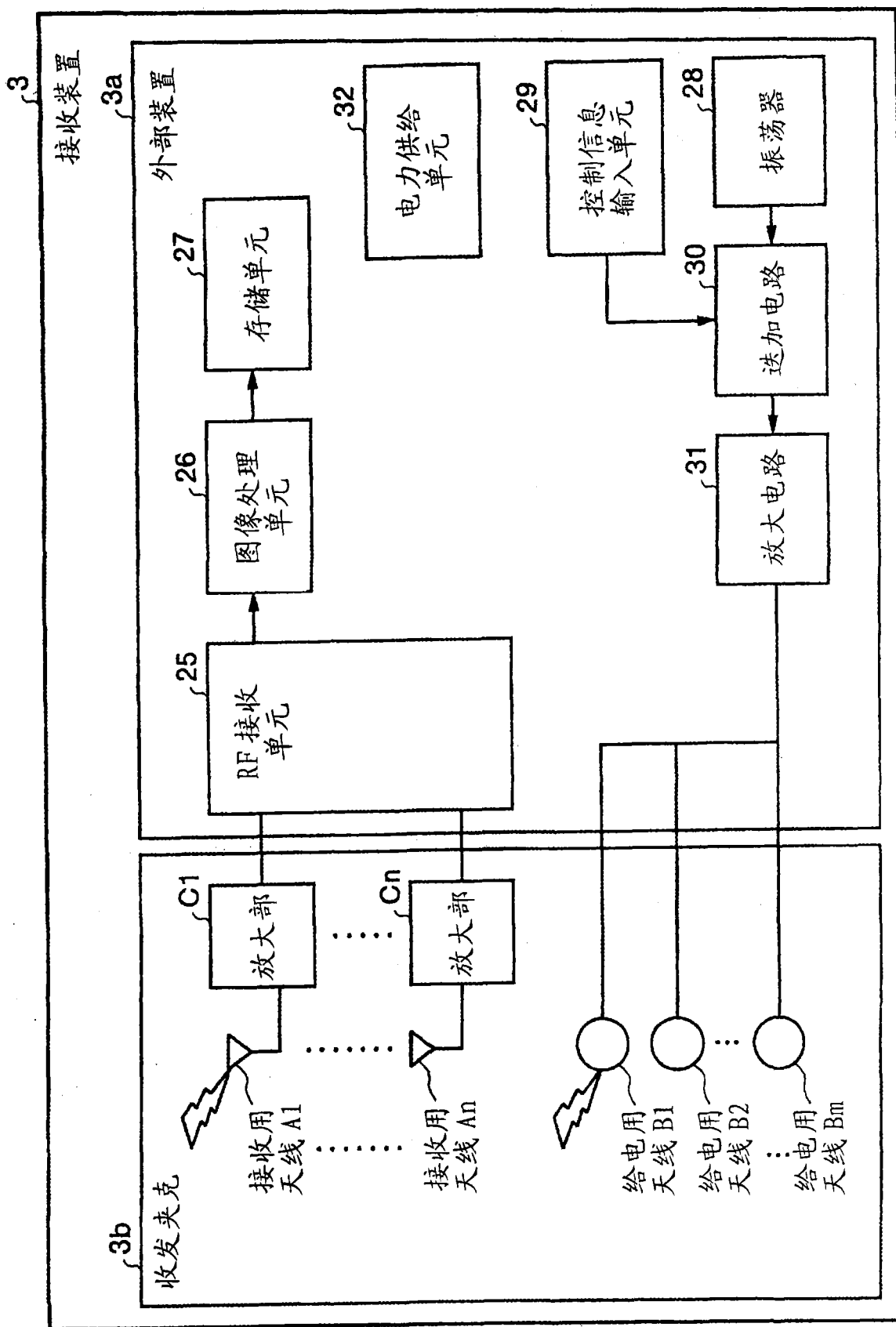


图 3

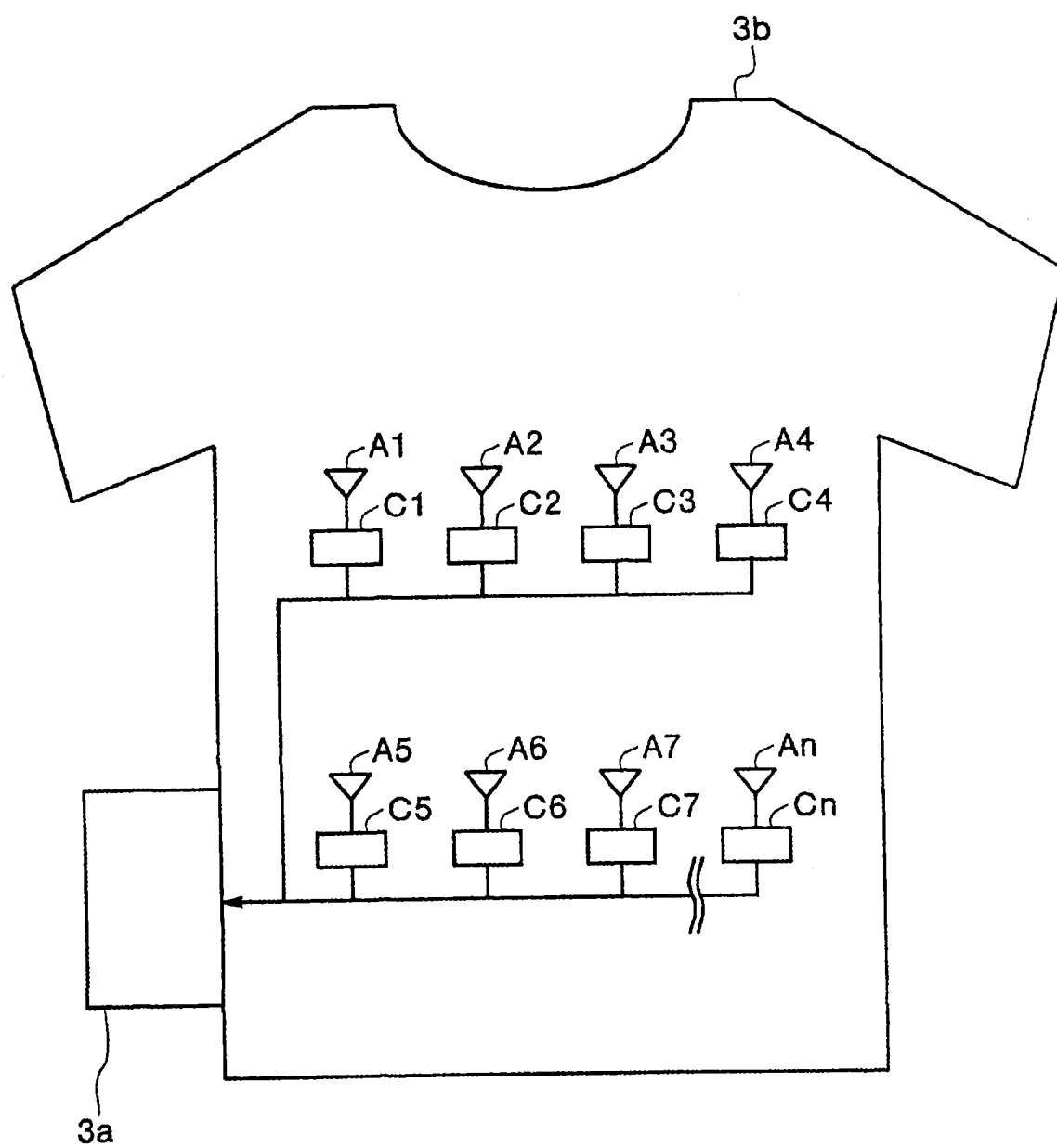


图 4

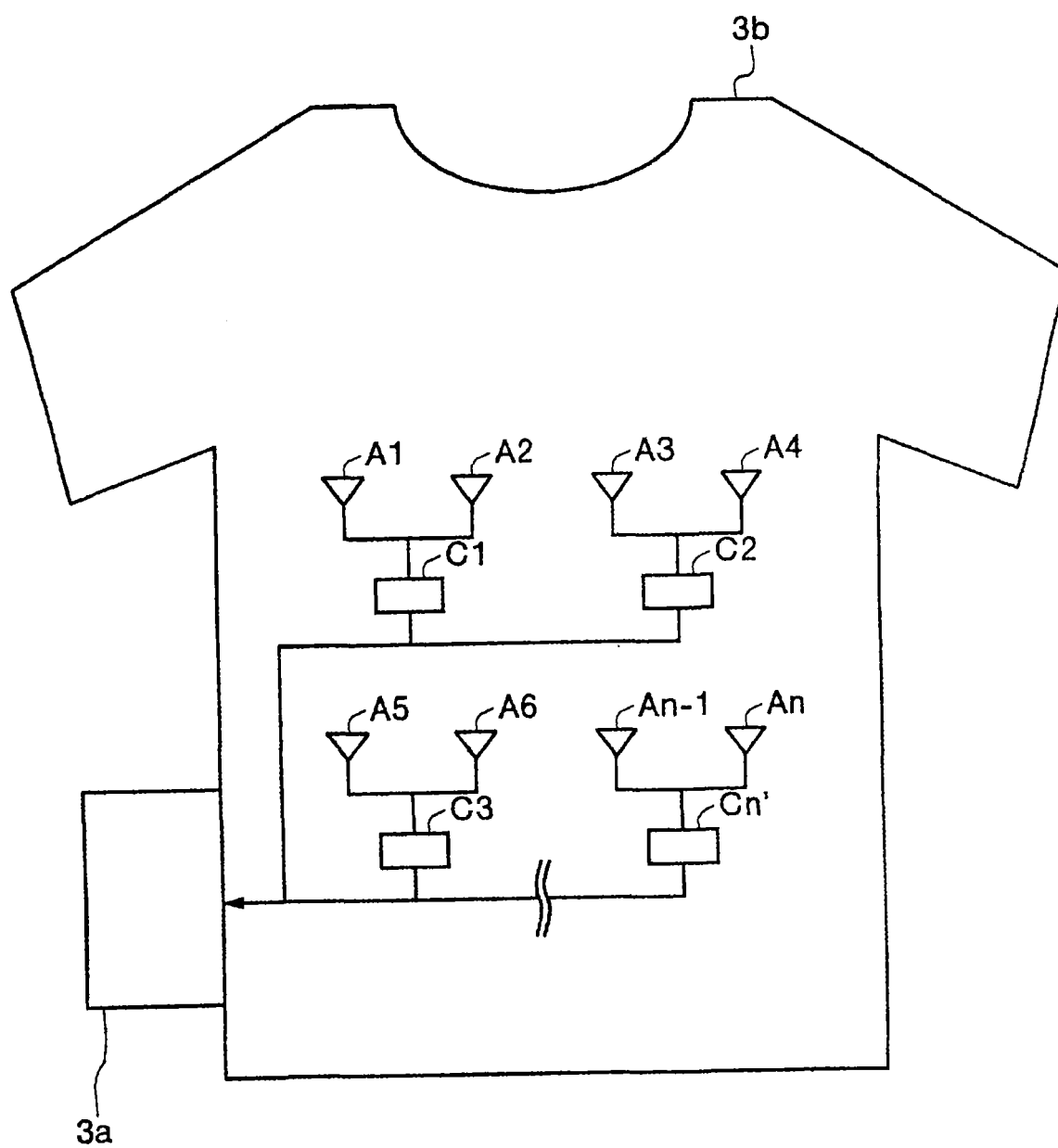


图 5

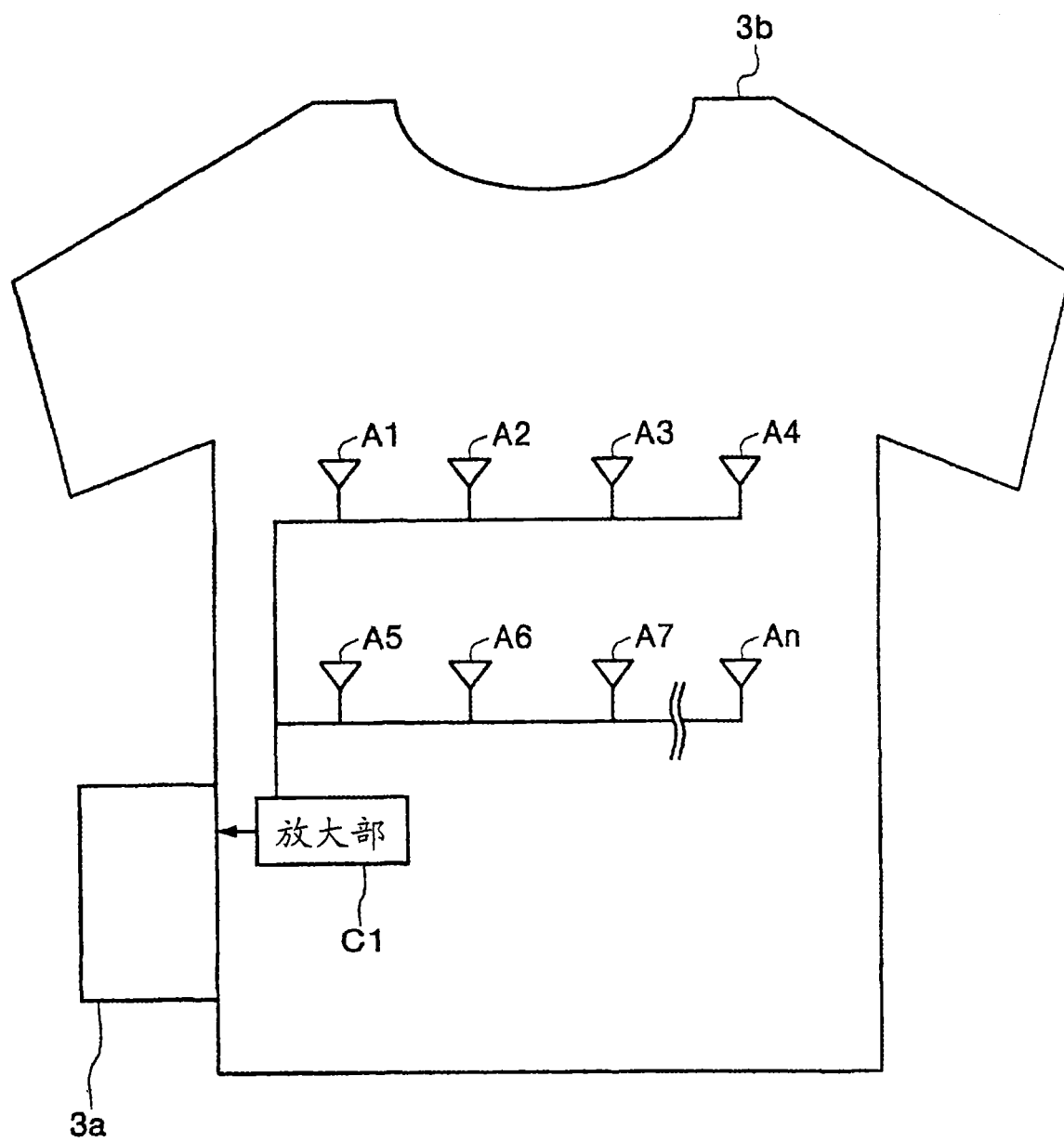


图 6

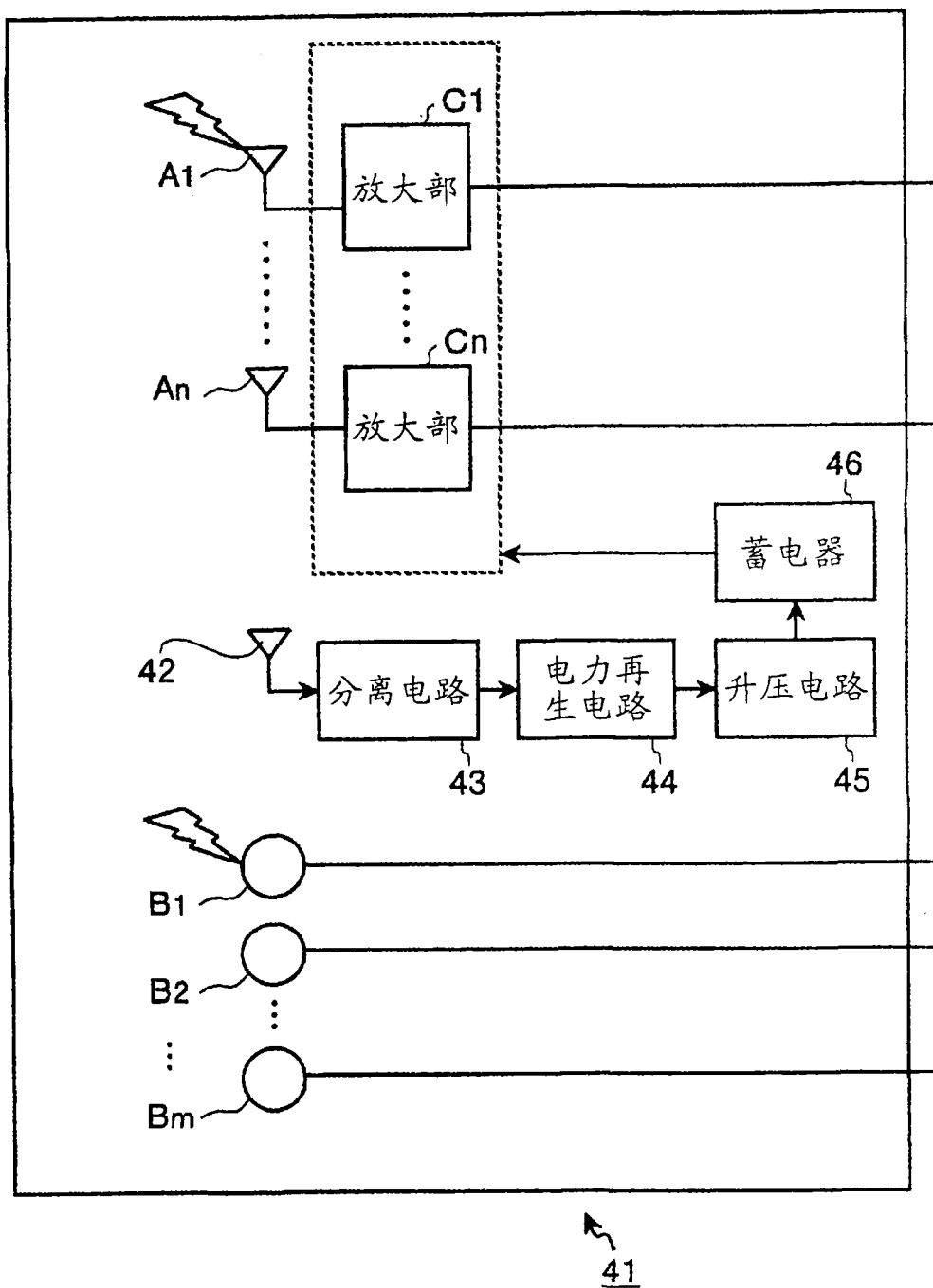


图 7

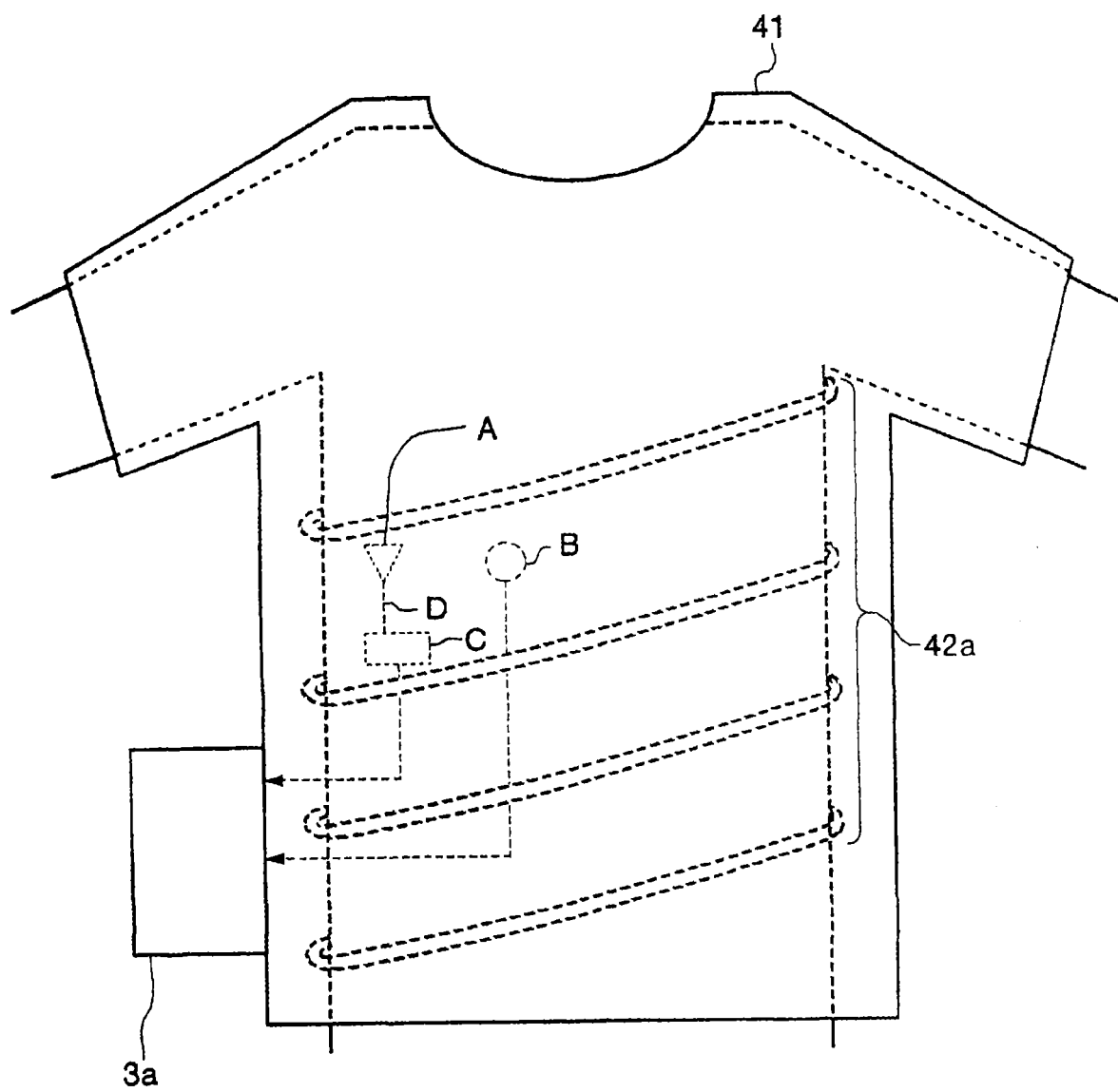


图 8

专利名称(译)	无线型被检体内信息取得系统		
公开(公告)号	CN100508868C	公开(公告)日	2009-07-08
申请号	CN200480044230.2	申请日	2004-10-15
[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	清水初男 中土一孝		
发明人	清水初男 中土一孝		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/00029 A61B5/073 A61B2560/0209 A61B5/6805		
审查员(译)	李燕		
其他公开文献	CN101043839A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种无线型被检体内信息取得系统。该信息取得系统具有：拍摄体腔内图像的胶囊型内窥镜(2)和具有对胶囊型内窥镜(2)的无线收发功能的接收装置(3)。该信息取得系统具有：根据接收装置(3)接收到的数据显示体腔内图像的显示装置(4)和用于进行接收装置(3)和显示装置(4)之间的数据传递的便携型记录介质(5)。在构成接收装置(3)的收发夹克(3b)内具有：接收从胶囊型内窥镜(2)发送的无线信号的接收用天线(A1)和接收用天线(A1)附近的放大部(C1)，通过将放大部(C1)设在附近，抑制了所接收的无线信号的衰减和噪声信号的混入。

