

[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 200580041851.X

[45] 授权公告日 2009 年 8 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 100525700C

[22] 申请日 2005.1.21

[21] 申请号 200580041851.X

[86] 国际申请 PCT/JP2005/000773 2005.1.21

[87] 国际公布 WO2006/077643 日 2006.7.27

[85] 进入国家阶段日期 2007.6.6

[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 本多武道 桥本雅行  
中土一孝

[56] 参考文献

JP2004-328941A 2004.11.18

CN1312050A 2001.9.12

JP2001-231186A 2001.8.24

审查员 陈 响

[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

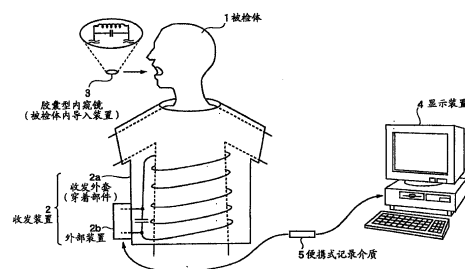
权利要求书 3 页 说明书 24 页 附图 17 页

[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。在对胶囊型内窥镜发送无线信号的收发装置(2)中具备:发送电平判断部(25),其配置于发送用谐振电路(22)的附近;频率控制部(26),其根据发送电平判断部(25)的判断结果,控制振荡频率;以及频率可变振荡器(16),其根据频率控制部(26)的控制来改变振荡频率。通过以增大发送电平的方式改变振荡频率,可以改变振荡频率以减少振荡频率与伴随线圈(24)的自感值的变动而变化的谐振电路(22)的谐振频率之间的频率差,能够抑制发送效率下降。



1.一种无线型被检体内信息取得系统，该无线型被检体内信息取得系统具备：被检体内导入装置，其用于导入到被检体内部；以及收发装置，其配置于被检体外部，并在所述收发装置与所述被检体内导入装置之间进行无线通信，所述无线型被检体内信息取得系统的特征在于，

所述收发装置具备：

频率可变振荡器，其规定要发送的无线信号的振荡频率，能够调整该振荡频率；

发送用谐振电路，其由固定电容和发送用线圈形成；以及

频率控制部，其对所述频率可变振荡器进行控制，以便减少所述振荡频率与所述发送用谐振电路的谐振频率之间的频率差，所述发送用谐振电路的谐振频率根据所述发送用线圈的自感值的变化而变动，

所述被检体内导入装置具备：

接收用谐振电路，其由可变电容和接收用线圈形成；以及

电容控制部，其改变所述可变电容的电容值，以便减少所述接收用谐振电路的谐振频率和所接收的无线信号的频率之间的频率差。

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，所述收发装置还具有发送电平判断部，该发送电平判断部对由该发送用谐振电路发送的无线信号的强度进行判断，所述频率控制部参照所述发送电平判断部判断出的无线信号的强度来改变频率。

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，所述被检体内导入装置还具有接收电平判断部，该接收电平判断部对由所述接收用谐振电路接收到的无线信号的强度进行判断，所述电容控制部参照所述接收电平判断部判断出的无线信号的强度来改变所述可变电容的电容值。

4.根据权利要求 3 所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述电容控制部改变所述可变电容的电容值，使得所述无线信号的强度在容许程度的强度以下。

5.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，所述无线型被检体内信息取得系统还具备穿着部件，该穿着部件在将所述被检体内导入装置导入到被检体内时，由所述被检体来进行穿着，所述发送用线圈被配置在所述穿着部件上。

6.根据权利要求 5 所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述发送用线圈形成为在所述穿着部件被穿着于所述被检体上时将所述被检体包围在该发送用线圈内。

7.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，所述可变电容器形成包括可变电容器二极管。

8.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，所述可变电容器通过并联连接多个将固定电容器和开关部连接而成的机构来形成，通过接通/断开所述开关部来改变电容值。

9.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，所述收发装置将至少包括供电用信号的无线信号发送给所述被检体内导入装置，所述供电用信号在所述被检体内导入装置内部转换成驱动电力。

10.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，所述频率控制部根据预定算法来改变频率。

11.一种无线型被检体内信息取得系统，该无线型被检体内信息取得系统具备：被检体内导入装置，其用于导入到被检体内部；以及收发装置，其配置于被检体外部，并在所述收发装置与所述被检体内导入装置之间进行无线通信，所述无线型被检体内信息取得系统的特征在于，

所述收发装置具备：

振荡器，其供给预定的振荡频率；

发送用谐振电路，其由可变电容器和发送用线圈形成；以及

电容控制部，其改变所述可变电容器的电容值，以便减少根据所述发送用线圈的自感值的变化而产生的所述发送用谐振电路的谐振频率与所述振荡频率之间的频率差。

12.根据权利要求 11 所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在

于，所述收发装置还具有发送电平判断部，该发送电平判断部对所述发送用谐振电路所发送的无线信号的强度进行判断，所述电容控制部参照所述发送电平判断部判断出的无线信号的强度来改变电容值。

13.根据权利要求 11 所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述无线型被检体内信息取得系统还具备穿着部件，该穿着部件在将所述被检体内导入装置导入到被检体内时，由所述被检体来进行穿着，所述发送用线圈被配置在所述穿着部件上。

14.根据权利要求 13 所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述发送用线圈形成为在所述穿着部件被穿着于所述被检体上时将所述被检体包围在该发送用线圈内。

15.根据权利要求 11 所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述可变电容形成为包括可变电容二极管。

16.根据权利要求 11 所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述可变电容通过并联连接多个将固定电容和开关部连接而成的机构来形成，通过接通/断开所述开关部来改变电容值。

17.根据权利要求 11 所述的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述收发装置将至少包括供电用信号的无线信号发送给所述被检体内导入装置，所述供电用信号在所述被检体内导入装置内部转换成驱动电力。

## 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，所述无线型被检体内信息取得系统具备：被检体内导入装置，其用于导入到被检体内部；以及收发装置，其配置于被检体外部，并与被检体内导入装置之间进行无线通信。

### 背景技术

近年来，在内窥镜领域中，出现了吞入式胶囊型内窥镜。该胶囊型内窥镜中设置有摄像功能和无线通信功能。胶囊型内窥镜具有如下功能：为进行观察（检查），从患者的口吞入胶囊型内窥镜之后，到从人体自然排出的期间，胶囊型内窥镜在体腔内、例如胃、小肠等脏器内部通过脏器的蠕动而移动，依次进行摄像。

在体腔内移动的期间，利用胶囊型内窥镜在体内拍摄到的图像数据依次通过无线通信发送到外部，积蓄到存储器中。患者携带具备该无线通信功能和存储功能的接收机，从而患者在吞入胶囊型内窥镜之后到排出的期间，也能够自由行动。之后，医生或护士可根据存储器中积蓄的图像数据，将脏器的图像显示到显示器上，进行诊断。

所涉及的胶囊型内窥镜可以采用通过从内置的供电源获得驱动电力的结构，但近年来正在关注从外部经由无线发送向胶囊型内窥镜供给驱动电力的结构。通过采用这种从外部供给电力的结构，从而能够避免在胶囊型内窥镜正在体腔内移动的途中意外地电力耗尽而停止驱动的情况（例如，参照专利文献1。）。

图16是示出以接收无线发送的电力的目的而内置于现有的胶囊型内窥镜中的接收天线的结构的电路图。如图16所示，接收天线具备：接收用谐振电路203，其具有接收用线圈201和接收用电容器202；整流用

二极管 204，其将交流信号转换为直流信号；以及蓄电用电容器 205，其积蓄由整流用二极管 204 整流的电力。接收用线圈 201 和接收用电容器 202 形成为具有与接收用谐振电路 203 发送的电信号的频率一致的谐振频率，接收到的电信号被整流用二极管 204 整流之后，积蓄到蓄电用电容器 205 中。而且，胶囊型内窥镜具有如下结构：将蓄电用电容器 205 中积蓄的电力作为驱动电力，使胶囊型内窥镜内的各构成要素动作。

专利文献 1：日本特开 2001-231186 号公报（第三页，图 1）

### 发明内容

但是，当采用在被检体穿着的外套内安装发送天线的结构的情况下，存在发送效率和/或接收效率下降的问题。下面，详细说明所涉及的问题。

用于进行无线发送的发送天线通常具备谐振电路，该谐振电路由电容器和线圈形成。因此，通常，为了以高效率进行无线发送，使谐振电路的谐振频率与振荡器的频率一致，所述谐振电路的谐振频率根据电容器的静电电容和线圈的自感来决定。因此，为通常的无线发送机构的情况下，决定出适合于振荡器频率的电容器和线圈的形状、材质等。

相对于此，采用在外套内组装发送天线的结构的情况下，存在线圈的自感值不稳定的问题。即，组装到外套内的线圈的形状等根据穿着外套的被检体的体型而改变，所以随着形状等的改变，自感值也有所改变。特别是将线圈形成为其内部可包含被检体的情况下，线圈截面积直接受到被检体的体型影响，从而线圈的自感值变动较大。因此，使用时的谐振电路的谐振频率与振荡器的频率之间产生频率差，导致发送效率下降。

并且，在现有的无线型被检体内信息取得系统中，存在如下课题：随着电力发送强度上升，供给胶囊型内窥镜的电力值有可能饱和。图 17 是示出在接收从外部发送的高强度的电信号时、从接收用谐振电路 203 输出的电信号的电压波形的示意图。另外，在图 17 的例子中，发送的电信号的波形为正弦波。

由于所发送的电力的波形为正弦波，所以原本从接收用谐振电路 203 输出的电信号的电压波形也应具有正弦波形。但是，在实际的胶囊型内

窥镜中，当接收高强度的电信号时，如图 17 所示，得到电压值在预定值达到饱和的波形。并且，从接收用谐振电路 203 输出的电流值与电压值对应，所以在电压波形出现饱和的情况下，由电压与电流的乘积求出的电力值也饱和。因此，在采用从接收用谐振电路 203 所接收的电信号直接获得电力的结构的情况下，不能够与从外部发送的电信号的强度无关地将获得的电力值维持在一定值以上。对于此，当考虑到胶囊型内窥镜等被检体内导入装置的高功能化所带来的耗电增大时，在电力的利用效率方面是不利的。

另外，为了避免电压值的饱和，可以考虑将线圈大型化等对策。但是，如上所述，胶囊型内窥镜是用于导入到被检体内的装置，所以胶囊型内窥镜的大小需要抑制在一定大小以下，在通过将胶囊型内窥镜大型化以使线圈大型化的方面，存在各种限制。

本发明是鉴于上述情况而进行的，其目的在于，实现一种无线型被检体内信息取得系统，其使用了胶囊型内窥镜，在该无线型被检体内信息取得系统中，抑制了由构成设置于被检体外部的天线的线圈的自感变动引起的发送效率和/或接收效率的下降。

为了解决上述课题，达到目的，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统具备：被检体内导入装置，其用于导入到被检体内部；以及收发装置，其配置于被检体外部，并在所述收发装置与所述被检体内导入装置之间进行无线通信，所述无线型被检体内信息取得系统的特征在于，所述收发装置具备：频率可变振荡器，其规定要发送的无线信号的振荡频率，能够调整该振荡频率；发送用谐振电路，其由固定电容和发送用线圈形成；以及频率控制部，其对所述频率可变振荡器进行控制，以便减少所述振荡频率与所述发送用谐振电路的谐振频率之间的频率差，所述发送用谐振电路的谐振频率根据所述发送用线圈的自感值的变化而变动，所述被检体内导入装置具备：接收用谐振电路，其由可变电容和接收用线圈形成；以及电容控制部，其改变所述可变电容的电容值，以便减少所述接收用谐振电路的谐振频率和所接收的无线信号的频率之间的频率差。

根据该第一方面的发明，收发装置具备频率控制部，该频率控制部

通过调整振荡频率来减少振荡频率与谐振电路的谐振频率之间的差分值，因此能够抑制因发送用线圈的自感值的变化而产生的发送效率的下降。并且，被检体内导入装置具备电容控制部，该电容控制部根据上述的振荡频率的调整来调整接收用谐振电路的谐振频率，因此能够减少接收用谐振电路的谐振频率和振荡频率之差，抑制接收效率下降。

并且，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述收发装置还具有发送电平判断部，该发送电平判断部对由该发送用谐振电路发送的无线信号的强度进行判断，所述频率控制部参照所述发送电平判断部判断出的无线信号的强度来改变频率。

而且，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述被检体内导入装置还具有接收电平判断部，该接收电平判断部对由所述接收用谐振电路接收到的无线信号的强度进行判断，所述电容控制部参照所述接收电平判断部判断出的无线信号的强度来改变所述可变电容器件的电容值。

此外，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述电容控制部改变所述可变电容器件的电容值，使得所述无线信号的强度在容许程度的强度以下。

另外，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统具备：被检体内导入装置，其用于导入到被检体内部；以及收发装置，其配置于被检体外部，并在所述收发装置与所述被检体内导入装置之间进行无线通信，所述无线型被检体内信息取得系统的特征在于，所述收发装置具备：振荡器，其供给预定的振荡频率；发送用谐振电路，其由可变电容器件和发送用线圈形成；以及电容控制部，其改变所述可变电容器件的电容值，以便减少根据所述发送用线圈的自感值的变化而产生的所述发送用谐振电路的谐振频率与所述振荡频率之间的频率差。

根据该第一方面的发明，调整发送用谐振电路的电容的收发装置具备电容控制部，因此通过减少发送用线圈的自感值的变化所产生的谐振频率的变动幅度，减少谐振频率与振荡频率之间的频率差，从而能够抑



制发送效率下降。

并且，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述收发装置还具有发送电平判断部，该发送电平判断部对所述发送用谐振电路所发送的无线信号的强度进行判断，所述电容控制部参照所述发送电平判断部判断出的无线信号的强度来改变电容值。

而且，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述无线型被检体内信息取得系统还具备穿着部件，该穿着部件在将所述被检体内导入装置导入到被检体内时，由所述被检体穿着，所述发送用线圈配置在所述穿着部件上。

此外，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述发送用线圈形成为在所述穿着部件被穿着于所述被检体上时将所述被检体包围在该发送用线圈内。

另外，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述可变电容形成为包括可变电容二极管。

并且，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述可变电容通过并联连接多个将固定电容和开关部连接而成的机构来形成，通过接通/断开所述开关部来改变电容值。

而且，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述收发装置至少将供电用信号发送给所述被检体内导入装置。

此外，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统具备：被检体内导入装置，其用于导入到被检体内部；以及供电装置，其配置于被检体外部，并通过无线发送方式向所述被检体内导入装置供电，所述无线型被检体内信息取得系统的特征在于，所述被检体内导入装置具备：接收用谐振电路，其具有接收用线圈和接收用电容；以及电压转换部，其将所述接收用谐振电路接收到的电信号的电压值转换成低于所述接收用线圈中产生的感应电动势的值。

根据该第一方面的发明，在被检体内导入装置中，不直接从接收

用谐振电路所得到的电信号中提取电力，而是在将接收用谐振电路接收到的电信号的电压转换成低于接收用线圈中的感应电动势的值之后，提取电力，因此能够防止作为电力提取的电力信号的电压值达到饱和。

另外，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述电压转换部具备供电用线圈，该供电用线圈产生基于所述接收用线圈在进行接收时产生的磁场的感应电动势。

并且，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述供电用线圈的匝数少于所述接收用线圈的匝数。

而且，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，其特征在于，所述供电用线圈形成为其内周与所述接收用线圈的外周接触的状态。

根据该第一方面的发明，使供电用线圈的内周与接收用线圈的外周紧密接触，因此，尽管新配置了供电用线圈，线圈的占有区域也不会扩大，能够抑制被检体内导入装置的大型化。

此外，第一方面所涉及的无线型被检体内信息取得系统，具备：被检体内导入装置，其用于导入到被检体内部；以及收发装置，其配置于被检体外部，并在其与所述被检体内导入装置之间进行无线通信，通过无线发送方式从所述收发装置向所述被检体内导入装置供电，所述无线型被检体内信息取得系统的特征在于，所述被检体内导入装置具备：接收用谐振电路，其具有接收用线圈和接收用电容；以及电压转换部，其将所述接收用谐振电路接收到的电信号的电压值转换成低于所述接收用线圈上产生的感应电动势的值。

#### 发明效果

由于本发明所涉及的无线型被检体内信息取得系统采用了使收发装置具备频率控制部的结构，该频率控制部通过调整振荡频率来减少振荡频率与谐振电路的谐振频率之间的差分值，因此，发挥如下效果：能够抑制发送用线圈的自感值的变化所引起的发送效率的下降。并且，被检体内导入装置构成为具有伴随上述振荡频率的调整来调整接收用谐振电

路的谐振频率的电容控制部，因此，发挥如下效果：减少接收用谐振电路的谐振频率和振荡频率之差，抑制接收效率下降。

并且，由于本发明所涉及的无线型被检体内信息取得系统采用了使调整发送用谐振电路的电容的收发装置具备电容控制部的结构，因此，能够发挥如下效果：减少发送用线圈的自感值的变化所产生的谐振频率的变动幅度，减少谐振频率与振荡频率的频率差，从而能够抑制发送效率下降。

而且，由于本发明所涉及的无线型被检体内信息取得系统采用了如下结构：在被检体内导入装置中，不直接从接收用谐振电路所得到的电信号中提取电力，而是在将接收用谐振电路接收到的电信号的电压转换成低于接收用线圈中的感应电动势的值之后，提取电力，因此，挥发如下效果：能够防止作为电力提取的电力信号的电压值达到饱和，能够实现从收发装置供给的电力值不会饱和的无线型被检体内信息取得系统。

此外，由于本发明所涉及的无线型被检体内信息取得系统采用了使供电用线圈的内周与接收用线圈的外周紧密接触的结构，因此，具有如下效果：尽管新配置了供电用线圈，线圈的占有区域也不会扩大，能够抑制被检体内导入装置的大型化，并且抑制电力值饱和。

#### 附图说明

图 1 是示出本发明所涉及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 是示出实施方式 1 中的收发装置的结构框图。

图 3 是示出实施方式 1 中的胶囊型内窥镜的结构框图。

图 4 是用于说明收发装置的振荡频率调整动作的流程图。

图 5 是用于说明胶囊型内窥镜的电容调整动作的流程图。

图 6 是示出实施方式 2 中的收发装置的结构框图。

图 7 是示出实施方式 2 中的胶囊型内窥镜的结构框图。

图 8 是用于说明收发装置的电容调整动作的流程图。

图 9 是示出实施方式 2 的变形例中的收发装置的结构框图。

图 10 是用于说明收发装置的电容调整动作的流程图。

图 11 是示出实施方式 3 所涉及的无线型被检体内信息取得系统的整体结构的示意图。

图 12 是示意性地示出构成无线型被检体内信息取得系统的收发装置的结构框图。

图 13 是示意性地示出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框图。

图 14 是示出构成胶囊型内窥镜的接收用谐振电路和电压转换电路之间的关系的电路图。

图 15 是示出构成接收用谐振电路的接收用线圈和构成电压转换电路的供电用线圈之间的具体位置关系的图。

图 16 是示意性地示出在现有技术所涉及的胶囊型内窥镜中接收从外部发送的无线信号、提取电力的结构的电路图。

图 17 是示出在现有技术所涉及的胶囊型内窥镜中接收的电力信号的电压波形的示意图。

### 标号说明

1 被检体；2 收发装置；2a 收发外套；2b 外部装置；3 胶囊型内窥镜；4 显示装置；5 便携式记录介质；11 接收天线部；12 RF 接收单元；13 图像处理单元；14 存储单元；15 控制信息输入单元；16 频率可变振荡器；17 叠加电路；18 放大电路；20 发送天线部；22 发送用谐振电路；23 固定电容；24 发送用线圈；25 发送电平判断部；26 频率控制部；31 LED；32 LED 驱动电路；33 CCD；34 CCD 驱动电路；35 RF 发送单元；36 发送天线部；37 接收天线部；38 分离电路；39 电力再生电路；40 接收电平判断部；41 升压电路；42 蓄电器；43 系统控制电路；44 控制信息检测电路；45 接收用谐振电路；46 接收用线圈；47 可变电容；48 电容控制部；51 收发装置；51a 收发外套；51b 外部装置；52 胶囊型内窥镜；53 振荡器；54 发送天线部；55 发送用谐振电路；56 可变电容；57 电

容控制部；62 接收天线部；63 接收用谐振电路；64 固定电容；65 收发装置；65a 收发外套；65b 外部装置；66 加速度判断部；101 被检体；102 收发装置；102a 收发外套；102b 外部装置；103 胶囊型内窥镜；104 显示装置；105 便携式记录介质；111 RF 接收单元；112 图像处理单元；113 存储单元；114 振荡器；115 控制信息输入单元；116 叠加电路；117 放大电路；118 供电单元；119 LED；120 LED 驱动电路；121 CCD；122 CCD 驱动电路；123 RF 发送单元；124 发送天线部；125 接收天线部；126 电压转换电路；127 分离电路；128 电力再生电路；129 升压电路；130 蓄电器；131 控制信息检测电路；132 系统控制电路；133 接收用谐振电路；134 接收用线圈；135 接收用电容；136 供电用线圈。

### 具体实施方式

下面，说明用于实施本发明的作为最佳方式的无线型被检体内信息取得系统。另外，应注意的是附图为示意图，各部分的厚度和宽度之间的关系、各部分的厚度比例等与实际物体有所不同，当然附图彼此之间也包括相互的大小关系和比例不同的部分。并且，在下面的实施方式中，以拍摄体腔内图像的胶囊型内窥镜系统为例进行说明，但作为被检体内信息当然不限于体腔内图像。

#### （实施方式 1）

首先，说明实施方式 1 所涉及的无线型被检体内信息取得系统。图 1 是示出使用时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备：胶囊型内窥镜 3，其作为被检体内导入装置的一例发挥作用，具备用于接收无线信号的谐振电路；收发装置 2，其具有与胶囊型内窥镜 3 进行无线收发的功能；显示装置 4，其根据收发装置 2 接收到的数据，显示体腔内图像；以及便携式记录介质 5，其进行收发装置 2 和显示装置 4 之间的数据传递。

显示装置 4 显示胶囊型内窥镜 3 所拍摄的体腔内图像，具有根据便携式记录介质 5 所得到的数据进行图像显示的结构。具体地说，显示装

置4可以采用通过CRT显示器、液晶显示器等直接显示图像的结构,也可以采用像打印机等那样将图像输出到其它介质的结构。

便携式记录介质5可相对于外部装置2b和显示装置4装卸,具有插装到两者上时可输出或记录信息的结构。具体地说,当胶囊型内窥镜3在被检体1的体腔内移动的期间内,便携式记录介质5被插装在外部装置2b上,记录从胶囊型内窥镜3发送的数据。并且,在胶囊型内窥镜从被检体1排出之后,从外部装置2b取下便携式记录介质5,插装到显示装置4上,利用显示装置4读出所记录的数据。利用便携式记录介质5在外部装置2b和显示装置4之间传递数据,从而不同于外部装置2b与显示装置4之间有线连接的情况,当被检体1在体腔内正在进行摄影时也可以自由动作。

收发装置2具有:收发外套2a,其作为穿着部件的一例发挥作用,具有被检体1可穿着的形状;以及外部装置2b,其具有对收发外套2a接收到的数据进行处理等的功能。收发外套2a具备:发送用线圈24,其形成穿着时在其内部包含被检体1;以及固定电容23,其由电容器等形成,并且具有固定的电容值,与发送用线圈24一起形成谐振电路。

图2是示意性地示出收发装置2的详细结构的框图。如图2所示,收发装置2在收发外套2a上具备接收天线部11和发送天线部20,并且,在外部装置2b上具备进行信号处理等的机构。

外部装置2b具有对接收到的数据进行处理的结构。具体地说,外部装置2b具有:RF接收单元12,其对接收天线部11接收到的无线信号进行预定处理,输出胶囊型内窥镜拍摄到的体腔内的图像数据;图像处理单元13,其对输出的图像数据进行预定的图像处理;以及存储单元14,其用于存储实施了图像处理的图像数据。经由存储单元14将实施了图像处理的图像数据记录到便携式记录介质5中。

并且,外部装置2b还具有生成发送给胶囊型内窥镜3的信号的机构。具体地说,外部装置2b具有:控制信息输入单元15,其输入对胶囊型内窥镜3内的机构进行驱动控制的控制信息信号;频率可变振荡器16,其

用于规定发送对象即包括供电用信号的无线信号的振荡频率，具有可改变频率的机构；叠加电路 17，其将控制信息信号和振荡频率合成；以及放大电路 18，其将叠加电路 17 所合成的信号放大。

发送天线部 20 具备：发送用谐振电路 22，其由固定电容 23 和发送用线圈 24 形成；以及发送电平判断部 25，其检测从发送用谐振电路 22 发送的无线信号的强度。发送电平判断部 25 检测到的强度被输出给设置于外部装置 2b 内的频率控制部 26，频率控制部 26 根据检测到的强度，改变从频率可变振荡器 16 振荡产生的频率值。

接着，说明胶囊型内窥镜 3。胶囊型内窥镜 3 具有如下功能：被导入到被检体 1 的体腔内，拍摄体腔内图像，将所取得的图像以无线方式进行发送，并且，以确保驱动电力等目的，接收来自于收发外套 2a 的供电用信号等。

图 3 是示意性地示出胶囊型内窥镜 3 的结构的框图。如图 3 所示，胶囊型内窥镜 3 具备：LED 31，其作为发光元件，发出对被检体 1 的被检部位进行照明的照明光；LED 驱动电路 32，其发送用于驱动 LED 31 的 LED 驱动信号；CCD 33，其对来自 LED 31 的照明光在被检部位反射而得到的被检体像进行拍摄；CCD 驱动电路 34，其用于驱动 CCD 33；RF 发送单元 35，其对从 CCD 33 输出的摄像信号进行调制，作为 RF 信号；以及发送天线部 36，其作为发送用天线，将从该 RF 发送单元 35 输出的 RF 信号以无线方式进行发送。

另外，胶囊型内窥镜 3 设置有：接收天线部 37，其接收从收发装置 2 发送来的无线信号；分离电路 38，其从该接收天线部 37 接收到的信号中分离出供电用信号；电力再生电路 39，其从该供电用信号再生电力；升压电路 41，其将再生的电力升压；蓄电器 42，其积蓄升压后的电力；以及系统控制电路 43，其根据蓄电器 42 中积蓄的电力和利用控制信息检测电路 44 提取的控制信息信号，控制 CCD 33、LED 31 等胶囊型内窥镜 3 内的各单元。而且，胶囊型内窥镜 3 具有电容控制部 48，其根据后述的接收电平判断部 40 所得到的电力电平，控制后述的接收天线部 37 内所具备的可变电容 47 的电容值。

接收天线部 37 具备：接收用谐振电路 45，其由接收用线圈 46 和可变电容器 47 形成；以及接收电平判断部 40，其位于接收用谐振电路 45 附近，检测接收用谐振电路 45 接收到的无线信号的强度。接收用谐振电路 45 具有根据接收用线圈 46 的自感和可变电容器 47 的电容决定的谐振频率。可变电容器 47 例如通过将多个由可变电容器二极管、固定电容和开关部连接而成的机构并联连接而形成，具有通过所述开关部的接通/断开来改变电容值的机构，并具有根据电容控制部 48 的控制改变电容的功能。

接收天线部 37 具有如下结构：通过改变可变电容器 47 的电容，可改变接收用谐振电路 45 的谐振频率。具体地说，可变电容器 47 具有电容值根据电容控制部 48 的控制而改变的结构。电容控制部 48 具有如下功能：根据接收电平判断部 40 所得到的无线信号的强度，调整可变电容器 47 的电容。

接着，说明本实施方式 1 所涉及的无线型被检体内信息取得系统的动作。如上说明，已知当采用在收发外套内组装发送用的发送用线圈 24 的结构的情况下，根据穿着收发外套的被检体 1 的体型等，发送用的发送用线圈 24 的形状等发生变化。根据相关的形状变化等，发送用线圈 24 的自感值变动，发送用谐振电路 22 的谐振频率发生变化。因此，即使在初始状态下无线信号的振荡频率与发送用谐振电路 22 的谐振频率一致，在被检体 1 穿上了收发外套 2a 时，振荡频率和谐振频率之间仍产生差异，来自收发装置 2 的发送效率和胶囊型内窥镜 3 中的接收效率下降。因此，在本实施方式 1 中，针对谐振频率的变动，调整收发装置 2 中的振荡频率以及调整胶囊型内窥镜 3 中的可变电容器 47 的电容。

图 4 是用于说明收发装置 2 中的振荡频率调整动作的流程图。首先，利用发送电平判断部 25 判断从发送天线部 20 发送的无线信号的强度（步骤 S101）。步骤 S101 中判断出的与无线信号的强度相关的信息从发送电平判断部 25 输出到频率控制部 26，判断无线信号的强度是否为最佳值（步骤 S102）。

然后，在判断出无线信号的强度为最佳值的情况下，判断为振荡频率与发送用谐振电路 22 的谐振频率大致一致，所以保持振荡频率的值（步



骤 S104), 结束振荡频率的调整。在判断出无线信号的强度不是最佳值的情况下, 变更振荡频率的值 (步骤 S103) 之后, 再次返回到步骤 S101, 重复上述动作。

如上所述, 发送用线圈 24 设置在收发外套 2a 上, 其形状受到被检体 1 的体型等的影响, 所以自感值发生变动。另一方面, 发送用谐振电路 22 的谐振频率由发送用线圈 24 的自感和固定电容 23 的电容值决定。因此, 由于自感值的变动, 发送用谐振电路 22 的谐振频率发生变动, 在谐振频率与频率可变振荡器 16 所规定的振荡频率之间产生偏差, 从而发送效率下降。因此, 在收发装置 2 中, 对于发送用线圈 24 的自感变动引起的谐振频率的变化, 可以通过调整振荡频率来减少谐振频率与振荡频率之间的差异, 抑制发送效率下降。

另外, 在步骤 S102 中发送的无线信号的最佳值可以根据发送机构的特性等任意决定, 例如在发送电平判断部 25 具有检测发送用谐振电路 22 中流动的电流的值的结构的情况下, 理论上可以将应在发送用谐振电路 22 中流动的电流的值设定为最佳值。并且, 步骤 S102 中的判断也可以在如下的情况下判断为达到了最佳值: 不仅是其值与最佳值准确一致的情况, 还有其值与预定值之间的差分值被抑制在预定范围内的情况。

而且, 在步骤 S104 中, 对于振荡频率的变更, 可以随机决定要变更的频率, 也可以使用所谓的爬山法 (Hill-climbing method: 最陡梯度法), 更加迅速地调整为最佳的振荡频率。除此之外, 也可以使用任意算法决定要变更的频率。

接着, 说明胶囊型内窥镜 3 中的可变电容 47 的调整动作。图 5 是用于说明胶囊型内窥镜 3 中的可变电容 47 的调整动作的流程图。首先, 利用接收电平判断部 40 检测接收到的无线信号的强度 (步骤 S201)。检测到的强度被输出到电容控制部 48, 电容控制部 48 判断无线信号的强度是否达到了最佳值 (步骤 S202)。

此外, 在判断为无线信号的强度不同于最佳值的情况下, 为了改变接收用谐振电路 45 的谐振频率, 电容控制部 48 改变可变电容 47 的电容值, 再次返回到步骤 S201, 重复相同的动作。因此, 重复调整可变电容

47 的电容值，直到所接收的无线信号的强度达到最佳值。另一方面，在步骤 S202 中判断出无线信号的强度达到最佳值的情况下，固定可变电容 47 的电容，调整动作结束。

如上所述，在本实施方式 1 中，收发装置 2 具有根据发送用线圈 24 的自感变动来改变振荡频率的结构。根据振荡频率的变化，在成为接收侧的胶囊型内窥镜 3 中，在接收的无线信号的频率与接收用谐振电路 45 的谐振频率之间产生差异，接收效率下降。因此，在本实施方式 1 中，不仅是对发送用线圈 24 的形状变化的收发装置 2 侧，还对胶囊型内窥镜 3 所具有的接收用谐振电路 45 的谐振频率进行调整，从而能够抑制无线通信的效率下降。

另外，步骤 S202 中成为判断基准的最佳值可以根据接收机构的特性任意决定，优选采样与步骤 S102 的情况相同的方式，与流过谐振电路的电流值和谐振电路中预定的 2 点之间的电压值关联地进行设定。并且，步骤 S203 中电容的变更也可以采用与步骤 S103 的情况相同的方式，变更为随机提取的电容，也可以根据爬山法等决定要变更的电容值。

如上述说明，本实施方式 1 所涉及的无线型被检体内信息取得系统具有如下优点：对于发送用线圈 24 的形状变化等引起的自感值的变动，通过改变发送侧的收发装置 2 的振荡频率和接收侧的胶囊型内窥镜 3 的接收用谐振电路 45 中的谐振频率，来抑制发送效率和接收效率下降。

发送用线圈 24 的形状等的变化引起的自感值的变化根据被检体 1 的每种体型而成为不同的值。因此，在本实施方式 1 中，通过在每次被检体 1 穿着收发外套 2a 时，采用上述方式进行振荡频率等的调整，从而即使被检体 1 的体型等具有差异，也能够抑制发送效率下降。

并且，在本实施方式 1 中，随着调整收发装置 2 侧的振荡频率，调整胶囊型内窥镜 3 所具备的可变电容 47 的电容。由此，能够减少胶囊型内窥镜 3 所具备的接收用谐振电路 45 的谐振频率与无线信号的频率、即采用上述方式调整的振荡频率之间的频率差，能够抑制胶囊型内窥镜 3 侧的接收效率下降。

（实施方式 2）

接着，说明实施方式 2 所涉及的无线型被检体内信息取得系统。在本实施方式 2 中，根据设置于收发外套内的线圈的自感值的变动，改变同样设置于收发外套内的可变电容的电容值，从而抑制发送效率下降。

图 6 是示意性地示出实施方式 2 中的收发装置 51 的结构的框图，图 7 是示意性地示出实施方式 2 中的胶囊型内窥镜 52 的结构的框图。另外，在本实施方式 2 中，在没有特别作出声明的情况下，以下将无线型被检体内信息取得系统的整体结构等视为与实施方式 1 中的结构相同。而且，在图 6、图 7 中，对于赋予了与实施方式 1 相同的名称或符号的部分，若下面没有特别作出声明，以下就将其结构、功能等视为与实施方式 1 中的结构、功能相同。

首先，参照图 6，说明收发装置 51 的结构。在本实施方式 2 中，外部装置 51b 内所具备的振荡器 53 与实施方式 1 中的频率可变振荡器 16 不同，具有以预先决定的一定频率进行发送的结构。并且，收发外套 51a 内所具备的发送天线部 54 具有：发送用谐振电路 55，其由发送用线圈 24 和可变电容 56 形成；发送电平判断部 25，其检测通过发送用谐振电路 55 发送的无线信号的强度；以及电容控制部 57，其根据无线信号的强度控制可变电容 56 的电容。

接着，参照图 7，说明作为被检体内导入装置的一例发挥作用的胶囊型内窥镜 52 的结构。在本实施方式 2 中，胶囊型内窥镜 52 的结构如下：胶囊型内窥镜 52 所具备的接收天线部 62 内配置的接收用谐振电路 63 的谐振频率不成为调整对象，形成接收用谐振电路 63 的电容即固定电容 64 具有固定的电容值，并且，不具备接收电平判断部、以及电容控制部等。

在本实施方式 2 中，针对收发装置 51 内所具备的发送用线圈 24 的自感值的变动，调整与发送用线圈 24 一同形成发送用谐振电路 55 的可变电容 56 的电容。下面，参照图 8 所示的流程图，说明收发装置 51 中的可变电容 56 的调整动作。

首先，利用发送电平判断部 25 检测所发送的无线信号的强度（步骤 S301）。检测到的强度被输出到电容控制部 57，电容控制部 57 判断无线

信号的强度是否达到了最佳值（步骤 S302）。

并且，在判断出无线信号的强度没有达到最佳值的情况下，利用电容控制部 57 改变可变电容 56 的电容之后（步骤 S303），再次返回到步骤 S301，重复上述动作。因此，直到所发送的无线信号的强度达到最佳值为止，进行可变电容 56 的电容调整。另一方面，在步骤 S302 中判断出无线信号的强度达到最佳值的情况下，固定可变电容 56 的电容（步骤 S304），结束调整。

在本实施方式 2 中，通过调整收发装置 51 内所具备的可变电容 56 的电容，抑制发送效率下降。即，发送用线圈 24 的自感值发生变动，从而包括发送用线圈 24 的发送用谐振电路 55 的谐振频率的值成为与振荡器 53 所供给的振荡频率不同的值。相对于此，在本实施方式 2 中，通过改变与发送用线圈 24 一起形成发送用谐振电路 55 的可变电容 56 的电容，从而调整发送用谐振电路 55 的谐振频率，减少从振荡器 53 供给的振荡频率与谐振频率之间的差异，由此抑制发送效率下降。

此外，通过将收发装置 51 内所具备的发送用谐振电路 55 的谐振频率控制成其与从振荡器 53 供给的振荡频率之间的差分值减小，从而还具有无需在胶囊型内窥镜 52 中调整谐振频率的优点。即，在本实施方式 2 中，在收发装置 51 中，从振荡器 53 供给的振荡频率维持在初始值，所以从收发装置 51 发送的无线信号的频率不从初始值发生变化。另一方面，胶囊型内窥镜 52 所具备的接收用谐振电路 63 预先形成为其谐振频率与从振荡器 53 供给的振荡频率一致。因此，通过采用像本实施方式 2 这样的不调整振荡频率的结构，胶囊型内窥镜 52 中接收的无线信号的频率不发生变化，即使不具有调整接收用谐振电路 63 的谐振频率的结构，也可以高效地进行接收。因此，本实施方式 2 所涉及的无线型被检体内信息取得系统具有能够以简单的结构实现胶囊型内窥镜 52 的优点。

（变形例）

接着，说明实施方式 2 的变形例。在本变形例中，具有如下结构：每当穿着收发外套的被检体变更姿势等时，调整可变电容的电容值。

在实施方式 1 和实施方式 2 中，以收发外套内所具备的线圈的自感

值根据每个被检体而变化的实情为课题，通过进行可变电容的电容值调整等，抑制发送效率和/或接收效率的下降。但是，收发外套内所具备的线圈的形状等不仅在穿着收发外套时，而在穿着了收发外套之后被检体进行变更其姿势等动作的情况下，线圈的形状再次发生变化。

因此，在本变形例中，在外部装置内具有检测被检体动作的机构，每当被检体动作时，调整可变电容的电容值。下面，说明具有该结构的变形例中的收发装置的结构、以及可变电容的电容值的调整动作。

图9是示出构成本变形例所涉及的无线型被检体内信息取得系统的收发装置65的结构的框图。另外，对于收发装置65以外的结构，与实施方式2相同。

收发装置65具有如下结构：在外部装置65b内具有加速度判断部66，该加速度判断部66在被检体1穿着收发外套65a的期间检测被检体1的移动或姿势变化等，根据加速度判断部66中的检测结果，开始进行发送电平判断部25的检测动作。

接着，参照图10，说明可变电容56的电容调整动作。首先，加速度判断部66检测因被检体1的移动、姿势变化等产生的加速度(步骤S401)，判断检测到的加速度是否超过预定的阈值(步骤S402)。在判断出未超过阈值的情况下，返回到步骤S401，重复步骤S401、S402的动作。

在步骤S402中判断出加速度超过阈值的情况下，与实施方式2相同，利用发送电平判断部25检测所发送的无线信号的强度(步骤S403)，判断无线信号的强度是否达到了最佳值(步骤S404)。并且，在判断出未达到最佳值的情况下，改变可变电容56的电容值(步骤S405)，再次返回到步骤S403，在判断出达到了最佳值的情况下，电容值被固定(步骤S406)，再次返回到步骤S401，重复上述动作。

这样，通过设计成具备加速度判断部66的结构，在因产生被检体1的移动、姿势变化等而导致收发外套65a所具备的发送用线圈24的形状等发生变化的情况下，能够抑制发送效率下降。即，在本变形例中，因被检体1的移动、姿势变化等而导致发送用线圈24的形状等发生变化，自感值发生变动，接收用谐振电路63的谐振频率发生变动的情况下，每

当谐振频率变化时，发送电平判断部 25 和电容控制部 57 也仍开始动作，调整可变电容 56 的电容，直到发送强度达到最佳值。由此，在胶囊型内窥镜被导入到被检体内到排出体外的期间，能够维持良好的发送效率。

另外，在步骤 S402 中对判断基准设置阈值是为了避免在发送用线圈 24 的形状不发生变化的轻微移动等情况下也进行电容调整的情况。所涉及的阈值的值可以根据收发外套 65a 和发送用线圈 24 的形状来决定，也可以根据每位被检体 1 设定。

以上，使用实施方式 1、实施方式 2 和变形例，说明了本发明，但本发明不限于上述方式，只要是本领域的技术人员，能够想到各种实施例、变形例和应用例。例如，对于实施方式 1 的结构，也可以新具备变形例中所示的加速度判断部 66。

并且，在实施方式 1、实施方式 2 和变形例中，从收发装置发送到胶囊型内窥镜的无线信号包括供电用信号和控制信息信号，但也可以仅包括某一方，还可以包括除此之外的信号。即，在本发明中，能够与无线信号的种类无关地抑制无线信号的发送效率和/或接收效率的下降。

此外，在实施方式 1、实施方式 2 和变形例中，胶囊型内窥镜构成为具备 LED、CCD 等，从而拍摄被检体 1 内部的图像。但是，导入到被检体内的被检体内导入装置不限于所涉及的结构，也可以取得例如温度信息或 pH 信息等其它活体信息。

### （实施方式 3）

接着，说明实施方式 3 所涉及的无线型被检体内信息取得系统。图 11 是示出本实施方式 3 所涉及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 11 所示，无线型被检体内信息取得系统具有：收发装置 102，其具有无线收发功能；以及胶囊型内窥镜 103，其被导入到被检体 101 的体内，借助从收发装置 102 发送来的无线信号所得到的驱动电力动作，拍摄体腔内图像，对收发装置 102 进行数据发送。并且，无线型被检体内信息取得系统具备：显示装置 104，其根据收发装置 102 接收到的数据，显示体腔内图像；以及便携式记录介质 105，其进行收发装置 102 和显示装置 104 之间的数据传递。收发装置 102 具备：收发外套 102a，

其穿着在被检体 101 上；以及外部装置 102b，其对经由收发外套 102a 收发的无线信号进行处理等。

显示装置 104 显示胶囊型内窥镜 103 拍摄到的体腔内图像，具有根据便携式记录介质 105 所获得的数据进行图像显示的类似于工作站等的结构。具体地说，显示装置 104 可以采用利用 CRT 显示器、液晶显示器等直接显示图像的结构，也可以采用像打印机等那样将图像输出到其它介质的结构。

便携式记录介质 105 可相对于外部装置 102b 和显示装置 104 进行装卸，具有插装到两者上时可输出或记录信息的结构。具体地说，当胶囊型内窥镜 103 在被检体 101 的体腔内移动的期间内，便携式记录介质 105 被插装在外部装置 102b 上，记录从胶囊型内窥镜 103 发送的数据。并且，胶囊型内窥镜 103 从被检体 101 排出之后，即被检体 101 内部的摄像结束之后，从外部装置 102b 取出便携式记录介质 105，插装到显示装置 104 上，利用显示装置 104 读出所记录的数据。利用小型闪存（注册商标）存储器等便携式记录介质 105 在外部装置 102b 和显示装置 104 之间传递数据，从而不同于外部装置 102b 与显示装置 104 之间有线连接的情况，被检体 101 在体腔内正在进行摄影时也可以自由动作。

收发装置 102 具有向胶囊型内窥镜 103 进行电力发送的作为供电装置的功能，并且还具有接收从胶囊型内窥镜 103 发送的体腔内图像数据的作为接收装置的功能。图 12 是示意性地示出收发装置 102 的结构的框图。如图 12 所示，收发装置 102 具备：收发外套 102a，其具有可穿着在被检体 101 上的形状，并具备接收用天线 A1~An 和供电用天线 B1~Bm；以及外部装置 102b，其对所收发的无线信号进行处理等。

外部装置 102b 具有对从胶囊型内窥镜 103 发送来的无线信号进行处理的功能。具体地说，如图 12 所示，外部装置 102b 具备：RF 接收单元 111，其对利用接收用天线 A1~An 接收到的无线信号进行预定的处理，从无线信号之中提取胶囊型内窥镜 103 所取得的图像数据，并输出；图像处理单元 112，其对所输出的图像数据进行必要的处理；以及存储单元 113，其用于记录实施了图像处理的图像数据。另外，图像数据经由存储

单元 113 记录到便携式记录介质 105 中。

并且,外部装置 102b 具有生成发送给胶囊型内窥镜 103 的无线信号的功能。具体地说,外部装置 102b 具备:振荡器 114,其生成供电用信号并规定振荡频率;控制信息输入单元 115,其生成用于控制胶囊型内窥镜 103 的驱动状态的控制信息信号;叠加电路 116,其将供电用信号和控制信息信号合成;以及放大电路 117,其将所合成的信号的强度放大。被放大电路 117 放大的信号发送到供电用天线 B1~Bm,发送到胶囊型内窥镜 103。另外,外部装置 102b 具有:供电单元 118,该供电单元 118 具备预定的蓄电装置或 AC 电源适配器等,外部装置 102b 的构成要素将从供电单元 118 供给的电力作为驱动能量。

接着,说明作为被检体内导入装置的一例发挥作用的胶囊型内窥镜 103。图 13 是示意性地示出胶囊型内窥镜 103 的结构的框图。如图 13 所示,胶囊型内窥镜 103 具备:LED 119,其在对被检体 101 的内部进行摄影时,用于照射摄像区域;LED 驱动电路 120,其控制 LED 119 的驱动状态;以及 CCD 121,其对 LED 119 所照射的区域进行摄像。而且,胶囊型内窥镜 103 具备:CCD 驱动电路 122,其控制 CCD 121 的驱动状态;RF 发送单元 123,其对 CCD 121 拍摄到的图像数据进行调制,生成 RF 信号;发送天线部 124,其发送从 RF 发送单元 123 输出的 RF 信号;以及系统控制电路 132,其控制 LED 驱动电路 120、CCD 驱动电路 122 和 RF 发送单元 123 的动作。

通过具有这些机构,胶囊型内窥镜 103 在被导入到被检体 101 内的期间,利用 CCD 121 取得被 LED 119 照明的被检部位的图像信息。然后,所取得的图像信息在 RF 发送单元 123 中转换成 RF 信号之后,经由发送天线部 124 发送到外部。

并且,胶囊型内窥镜 103 具备:接收天线部 125,其接收从收发装置 102 发送来的无线信号;电压转换电路 126,其对接收天线部 125 接收到的信号进行电压转换;以及分离电路 127,其从电压值被转换的信号中分离出供电用信号。此外,胶囊型内窥镜 103 具备:电力再生电路 128,其从分离出的供电用信号再生电力;升压电路 129,其将所再生的电力升



压；以及蓄电器 130，其积蓄升压后的电力。并且，胶囊型内窥镜 103 具备控制信息检测电路 131，该控制信息检测电路 131 从利用分离电路 127 分离为供电用信号的成分中检测出控制信息信号的内容，根据需要，向 LED 驱动电路 120、CCD 驱动电路 122 以及系统控制电路 132 输出控制信号。

通过具备这些机构，胶囊型内窥镜 103 首先利用接收天线部 125 接收从收发装置 102 发送来的无线信号，利用电压转换电路 126 进行电压转换之后，通过分离电路 127 从无线信号中分离出供电用信号和控制信息信号。控制信息信号经由控制信息检测电路 131 输出到 LED 驱动电路 120、CCD 驱动电路 122 以及系统控制电路 132，用于 LED 119、CCD 121 以及 RF 发送单元 123 的驱动状态的控制。另一方面，供电用信号被电力再生电路 128 再生为电力，再生后的电力借助升压电路 129 将电位升压到蓄电器 130 的电位之后，积蓄到蓄电器 130 中。蓄电器 130 向系统控制电路 132 及其它构成要素供给电力。这样，胶囊型内窥镜 103 具有通过来自收发装置 102 的无线发送供给电力的结构。

接着，说明胶囊型内窥镜 103 的构成要素之中、接收天线部 125 和电压转换电路 126 的结构。图 14 是示出构成接收天线部 125 的接收用谐振电路 133 和电压转换电路 126 之间的关系的电路图。如图 14 所示，接收用谐振电路 133 具备接收用线圈 134 和接收用电容 135。接收用谐振电路 133 具有根据接收用线圈 134 的自感值和接收用电容 135 的静电电容值决定的谐振频率，接收用线圈 134 和接收用电容 135 的形状等设定为使得谐振频率的值与收发装置 102 所具备的振荡器 114 的频率大致相等的值。

另一方面，电压转换电路 126 具有如下结构：具有配置于接收用线圈 134 附近的供电用线圈 136，根据接收无线信号时接收用线圈 134 中产生的磁场，在供电用线圈 136 上产生感应电动势。此处，根据后述的理由，供电用线圈 136 的匝数少于接收用线圈 134 的匝数。

说明接收用线圈 134 和供电用线圈 136 的具体结构。图 15 是示出接收用线圈 134 和供电用线圈 136 的具体结构的示意图。如图 15 所示，针

对具有与现有线圈相同结构的接收用线圈 134, 供电用线圈 136 的至少内周与接收用线圈 134 的外周接触, 具有为更紧密地接触而卷绕的结构。此处, 接收用线圈 134 和供电用线圈 136 由例如被绝缘包覆的铜线等构成, 具有相互电绝缘的结构。通过具有相关的位置关系, 接收用线圈 134 所产生的磁场的大部分通过供电用线圈 136 内。

接着, 说明电压转换电路 126 的动作。首先, 接收用谐振电路 133 具有与从收发装置 102 发送的无线信号的频率大致相等的谐振频率, 从而在进行接收时与无线信号产生谐振, 电路内流过电流。而且, 根据进行接收时在接收用谐振电路 133 内流过的电流的变化, 接收用线圈 134 中产生如图 14 的箭头所示的与无线信号对应的磁场。

接收用线圈 134 中产生的磁场到达设置于接收用线圈 134 附近的供电用线圈 136, 供电用线圈 136 根据该磁场的强度变化产生感应电动势。此处, 由于线圈匝数的大小关系, 供电用线圈 136 中产生的感应电动势的值小于接收用线圈 134 中产生的电压的值。与该感应电动势对应地在供电用线圈 136 中流过预定的电流, 根据相关的电流和感应电动势再生电力, 所再生的电力积蓄到蓄电器 130 中。而且, 胶囊型内窥镜 103 使用积蓄到蓄电器 130 中的电力, 进行为发挥摄像等预定功能的动作。

接着, 说明本实施方式 3 所涉及的无线型被检体内信息取得系统的优点。首先, 在本实施方式 3 所涉及的无线型被检体内信息取得系统中具备电压转换电路 126, 从而具有能够经由无线发送供给高强度电力的优点。

如上述说明, 胶囊型内窥镜 103 具有由被检体 101 吞入而在被检体 101 内部移动的结构, 所以为了减小给被检体 101 带来的负荷, 需要小型化, 构成接收天线部 125 的接收用线圈 134 也必须为小型形状。因此, 在采用直接从接收用谐振电路 133 取出电流的结构的情况下, 随着所发送的电力的强度增高, 所输出的电压值达到饱和, 发送来的无线信号的一部分有可能不能作为电力取出。

因此, 在本实施方式 3 中, 胶囊型内窥镜 103 具有电压转换电路 126, 其减少接收用谐振电路 133 中产生的电信号的电压值, 所述电压转换电

路 126 与接收天线部 125 分开设置，该接收天线部 125 具有用于与所发送的无线信号产生谐振的接收用谐振电路 133。发明者等确认到，在采用将通过电压转换电路 126 接收到的电信号的电压值转换之后输出到分离电路 127 等的结构的情况下，与直接从接收用谐振电路 133 提取电力的情况相比，难以产生电压值饱和的现象。对于避免产生电压饱和的机理在现阶段还不是很明确，但推测可能是由于采用了从具备不同于谐振电路的电路结构的电压转换电路 126 提取电力的结构。

根据以上所述，本实施方式 3 所涉及的无线型被检体内信息取得系统通过利用电压转换电路 126，具有如下优点：能够与所发送的无线信号的强度无关地抑制所提取的电力的强度中产生饱和的现象。即，在本实施方式 3 中，胶囊型内窥镜 103 可以获得与从收发装置 102 发送的无线信号的强度对应的驱动电力，本实施方式 3 所涉及的无线型被检体内信息取得系统可以经由无线发送供给高强度的电力。

另外，本实施方式 3 所涉及的无线型被检体内信息取得系统具备图 15 所示的供电用线圈 136，从而具有能够抑制伴随电压转换的电力值下降的优点。如图 15 所示，供电用线圈 136 采用构成为其内周配置在接收用线圈 134 的外周上，接收无线信号时通过接收用线圈 134 形成的磁场不会泄漏而全部通过供电用线圈 136 内。因此，可以将接收用线圈 134 所产生的磁场无泄漏地利用于供电用线圈 136 中的电磁感应，在可以抑制电力下降的同时进行电压转换。

此外，供电用线圈 136 具有图 15 所示的结构，从而具有不使胶囊型内窥镜 103 大型化就能够高效传送电力的优点。即，不采用分开配置接收用线圈 134 和供电用线圈 136 的结构，而是配置成供电用线圈 136 的内周位于接收用线圈 134 的外周上，从而构成为共同使用线圈内部的大部分。因此，尽管采用了新设置供电用线圈 136 来提高电力利用效率的结构，线圈部分在胶囊型内窥镜 103 内部的占有区域也不会增加，能够实现与现有相同程度大小的胶囊型内窥镜 103。另外，也可以采用在图 15 所示结构的接收用线圈 134 的内部空间中配置 LED 119、CCD 121 等胶囊型内窥镜 103 的构成要素的全部或一部分的结构，在该结构的情况

下，能够进一步将胶囊型内窥镜 103 小型化。

以上，利用实施方式 3 说明了本发明，但本发明不限于上述方式，本领域的技术人员可以想到各种实施例、变形例以及应用例。例如，在本实施方式 3 中，胶囊型内窥镜采用了通过具备 LED、CCD 等来拍摄被检体 101 内部图像的结构。但是，导入到被检体内的被检体内导入装置不限于该结构，也可以采用取得例如温度信息或 pH 信息等其它被检体内信息的结构。并且，作为被检体内导入装置具备振荡器的结构，可以是取得被检体 101 内的超声波图像的结构。进而，也可以采用从这些被检体内信息之中取得多个信息的结构。

而且，从收发装置发送给胶囊型内窥镜的无线信号包括供电用信号和控制信息信号，但也可以仅包括供电用信号，还可以包括除此之外的信号。即，只要是从收发装置向胶囊型内窥镜 103 无线发送转换成电力的供电用信号的结构，均可以应用本发明。

此外，在本实施方式 3 中采用了收发装置 102 具备收发外套 102a，收发外套 102a 具备接收用天线 A1~An 和供电用天线 B1~Bm 的结构，但也可以采用将接收用天线和供电用天线配置于其它地方的结构。另外，也可以不利用便携式记录介质 105 在收发装置 102 和显示装置 104 之间进行数据传送，而采用将收发装置 102 和显示装置 104 之间有线连接或无线连接的结构。

并且，对于电压转换电路 126 的结构，也不必一定限于图 14 和图 15 所示的结构。图 14 和图 15 所示的结构是作为抑制电力下降的同时抑制胶囊型内窥镜 103 大型化的一例而示出的，作为电压转换电路只要具有电压转换功能即可，可以采用其它结构。

#### 产业上的可利用性

如上所述，本发明所涉及的无线型被检体内信息取得系统在例如医疗领域中应用于被检体内的观察、诊断等是很有用的。

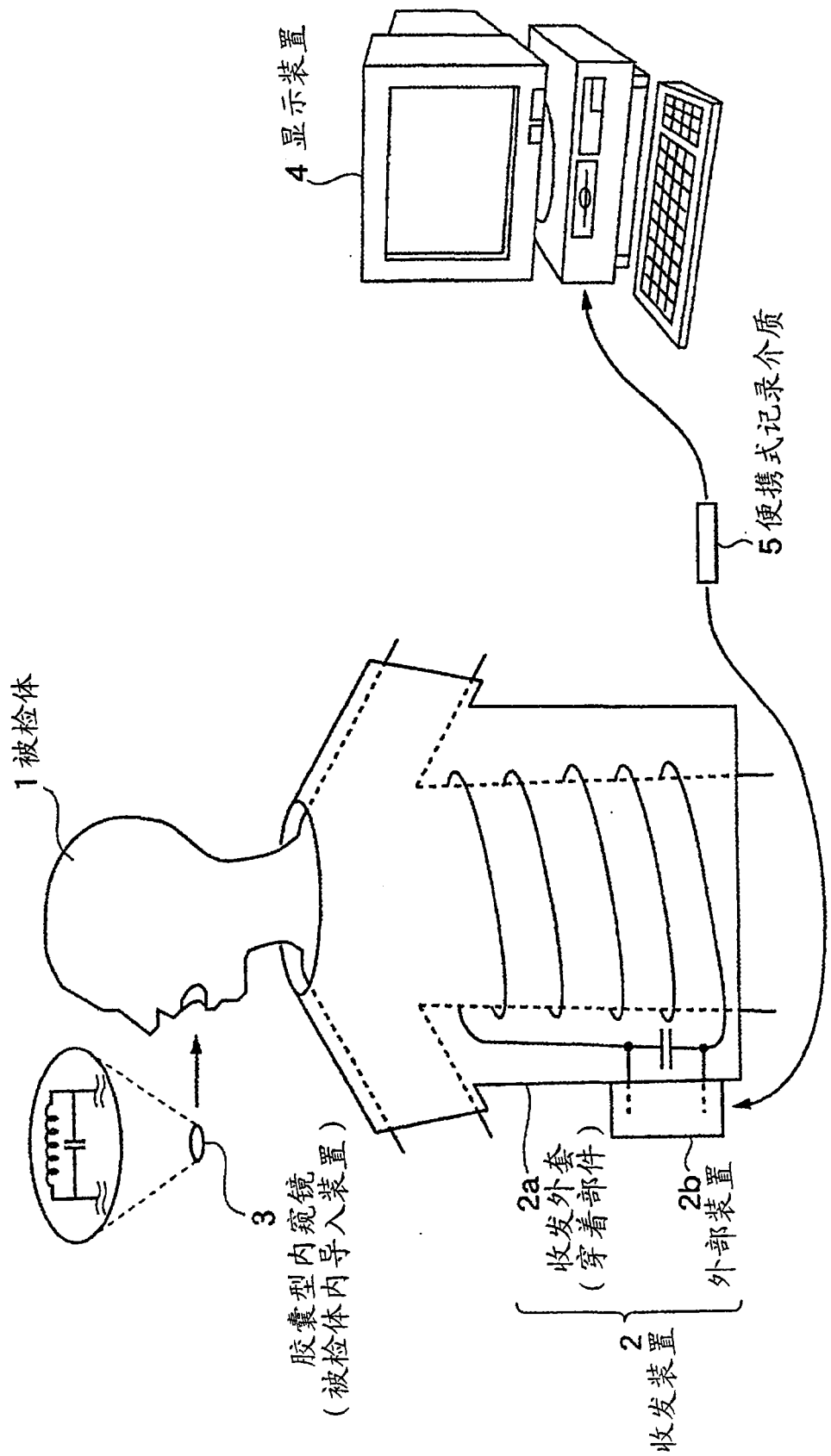


图1

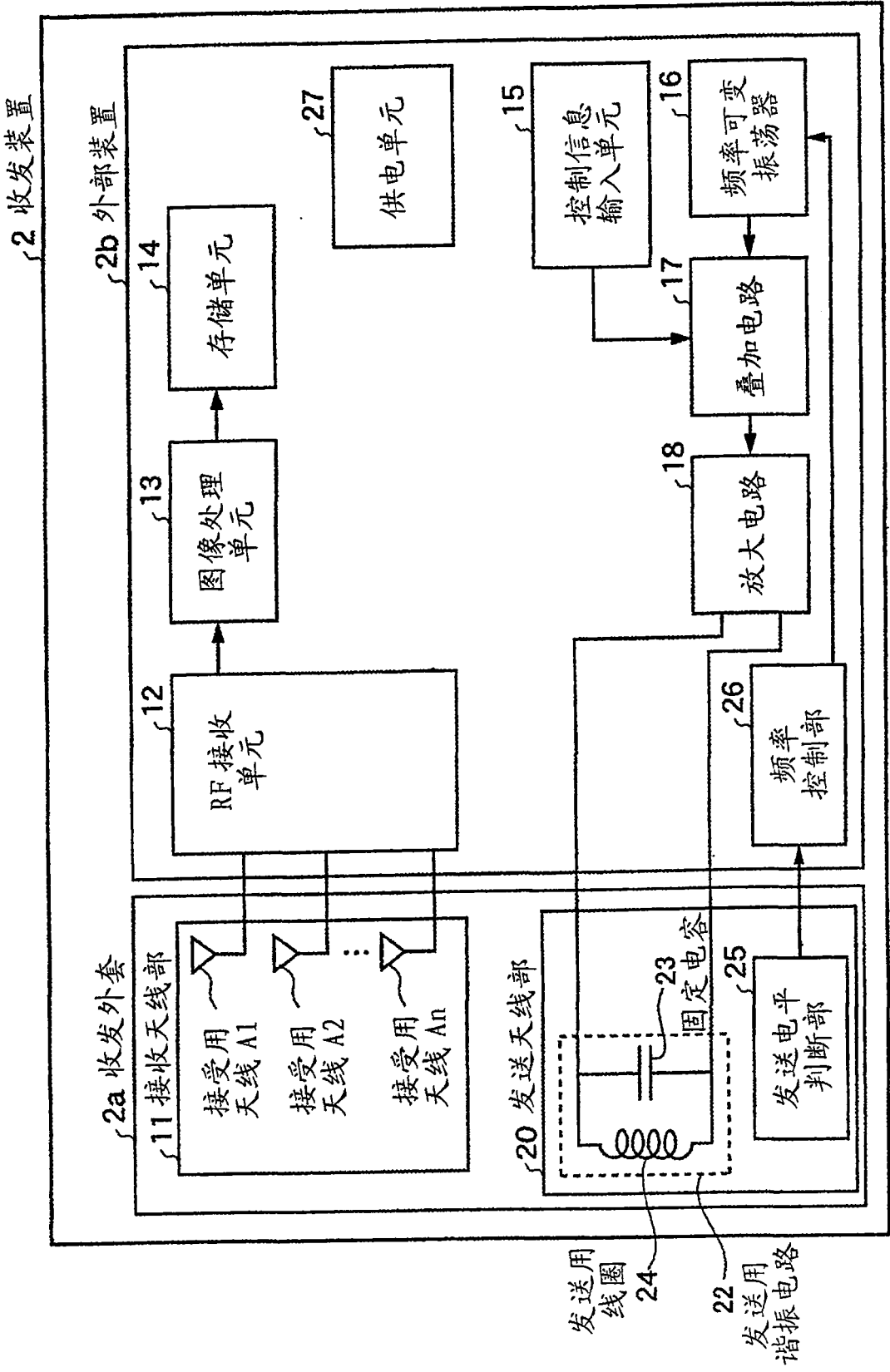


图 2

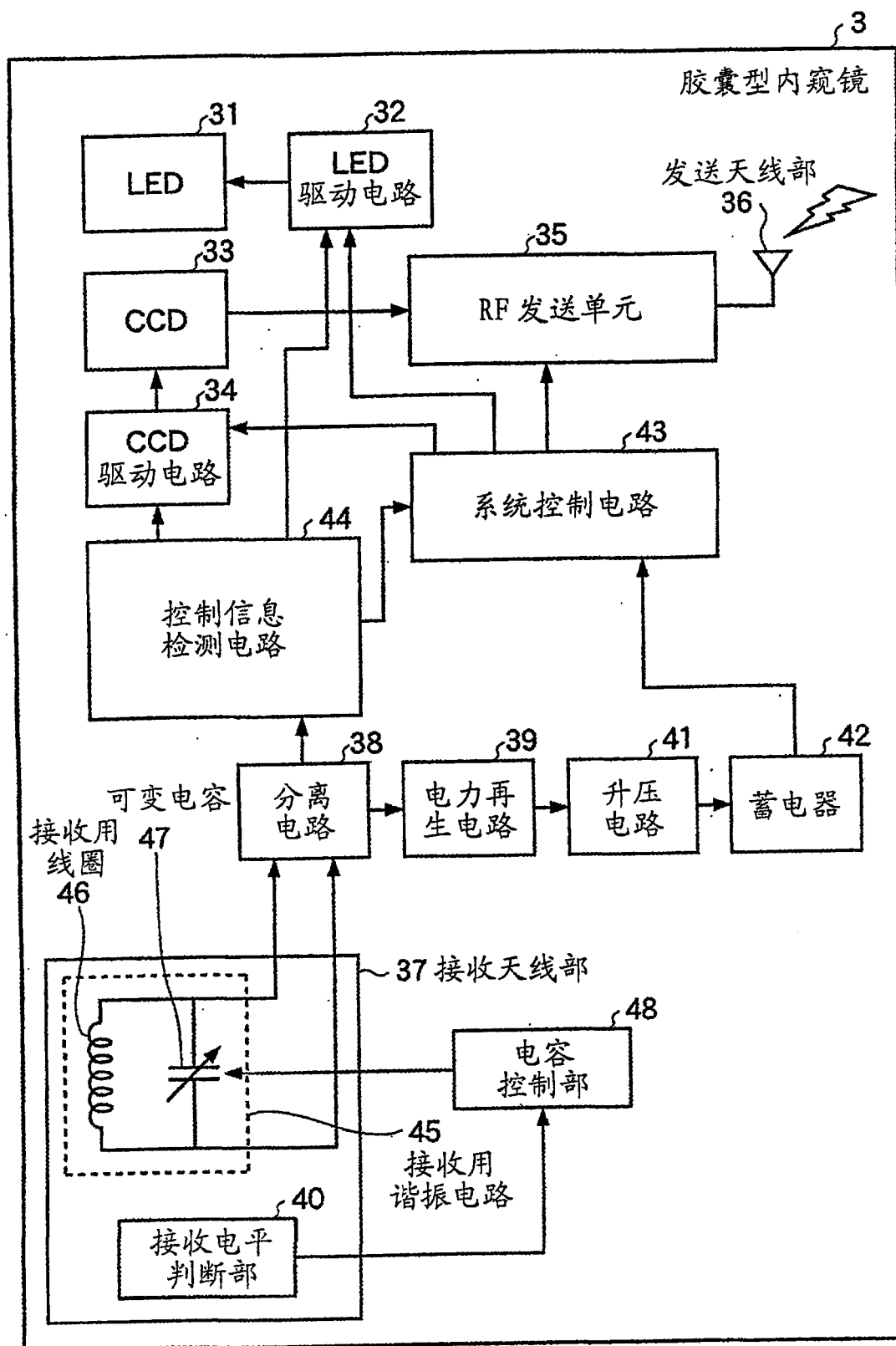


图 3

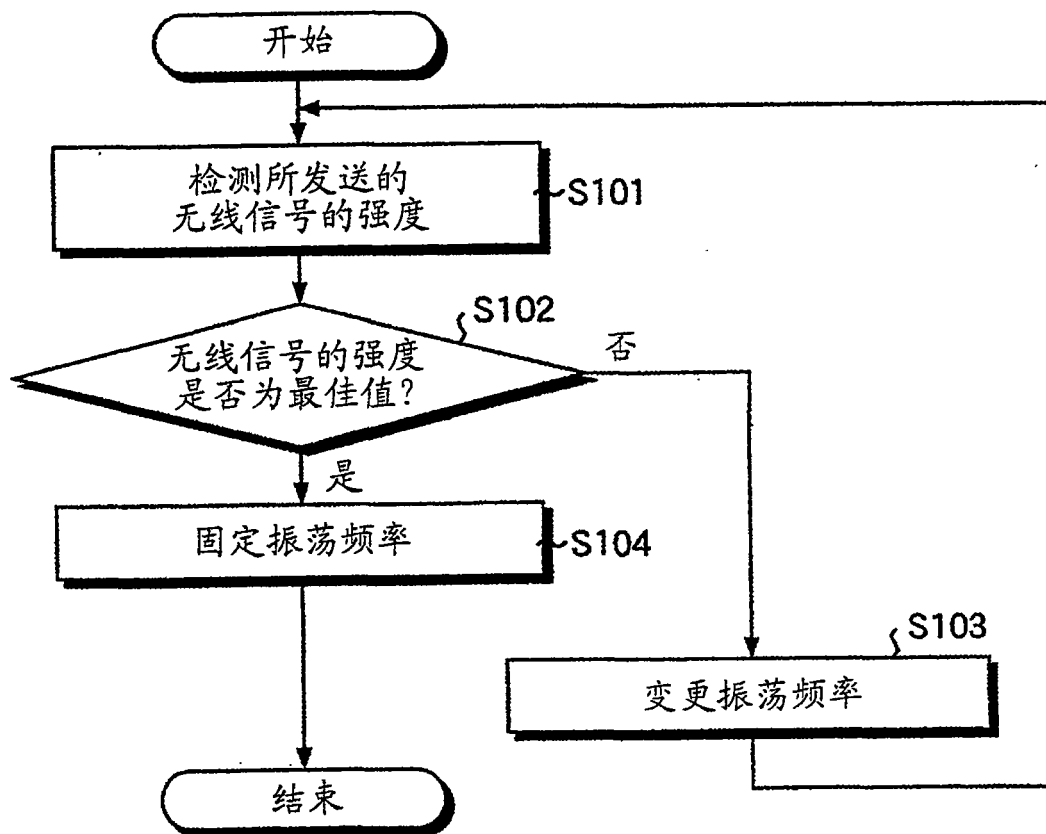


图 4



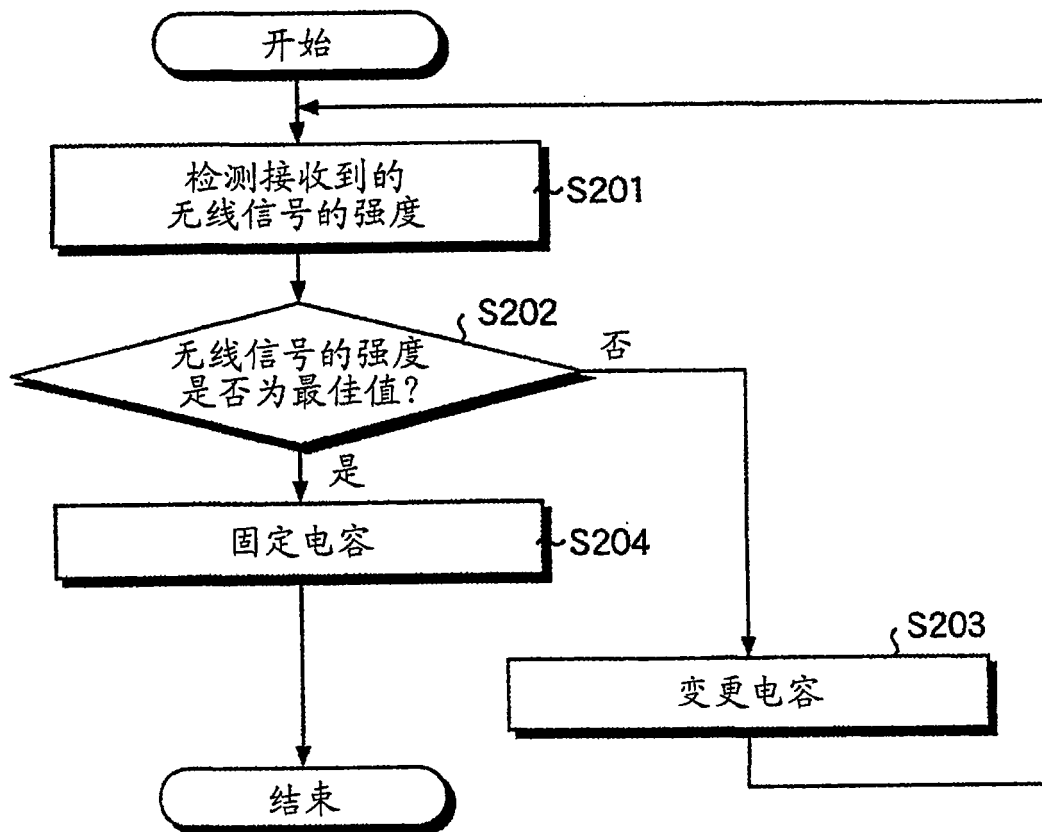


图 5

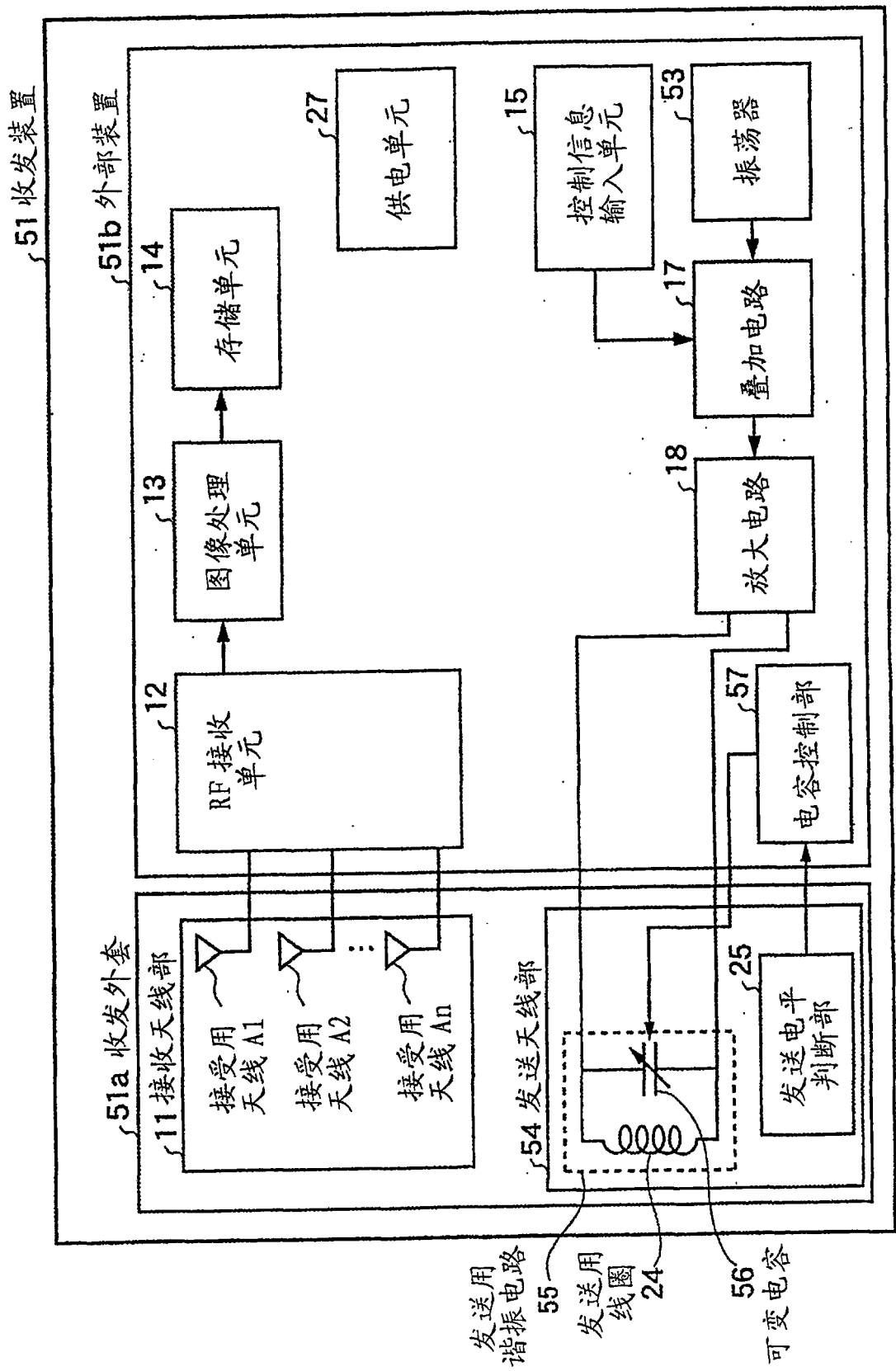


图 6

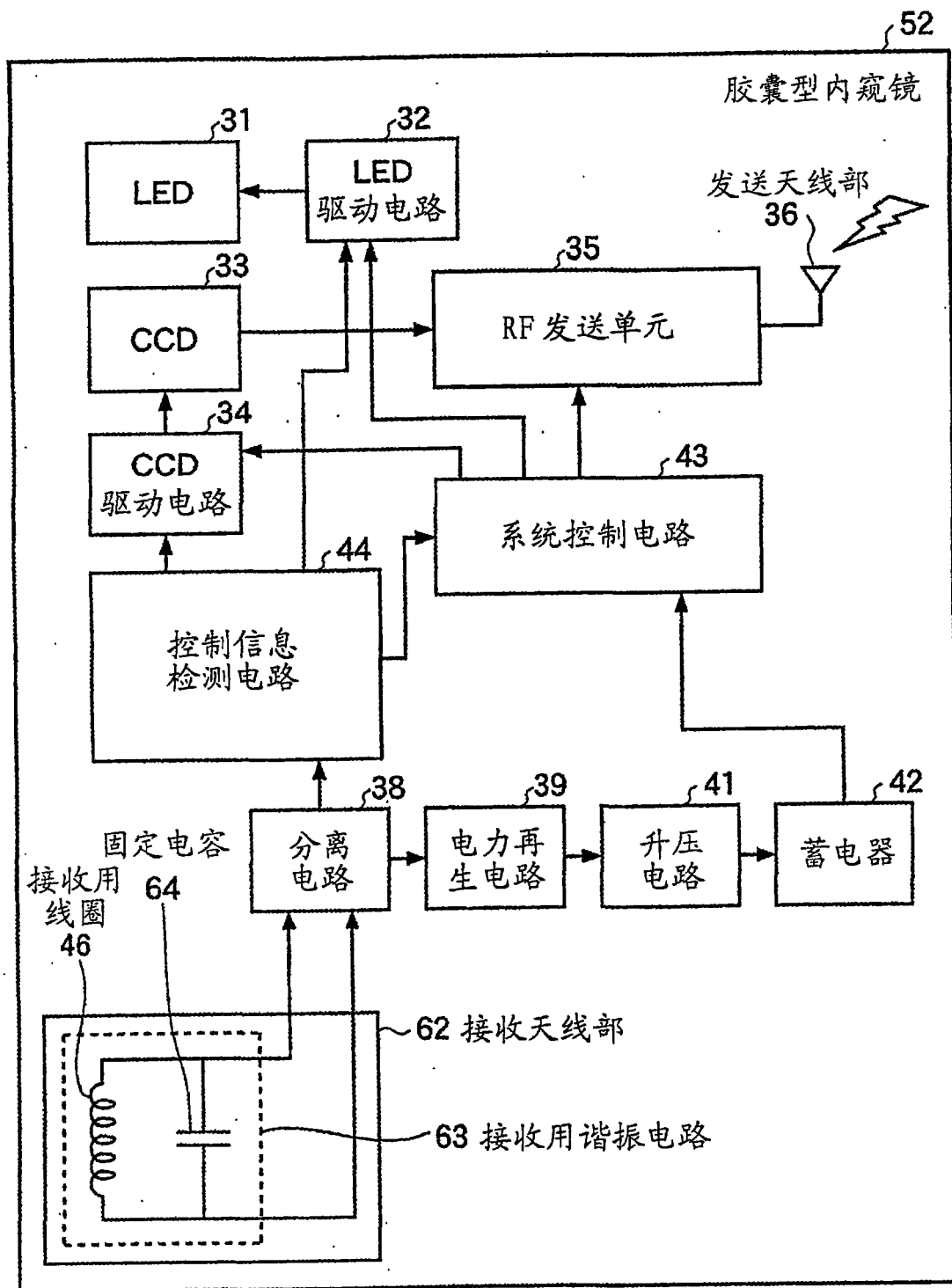


图 7

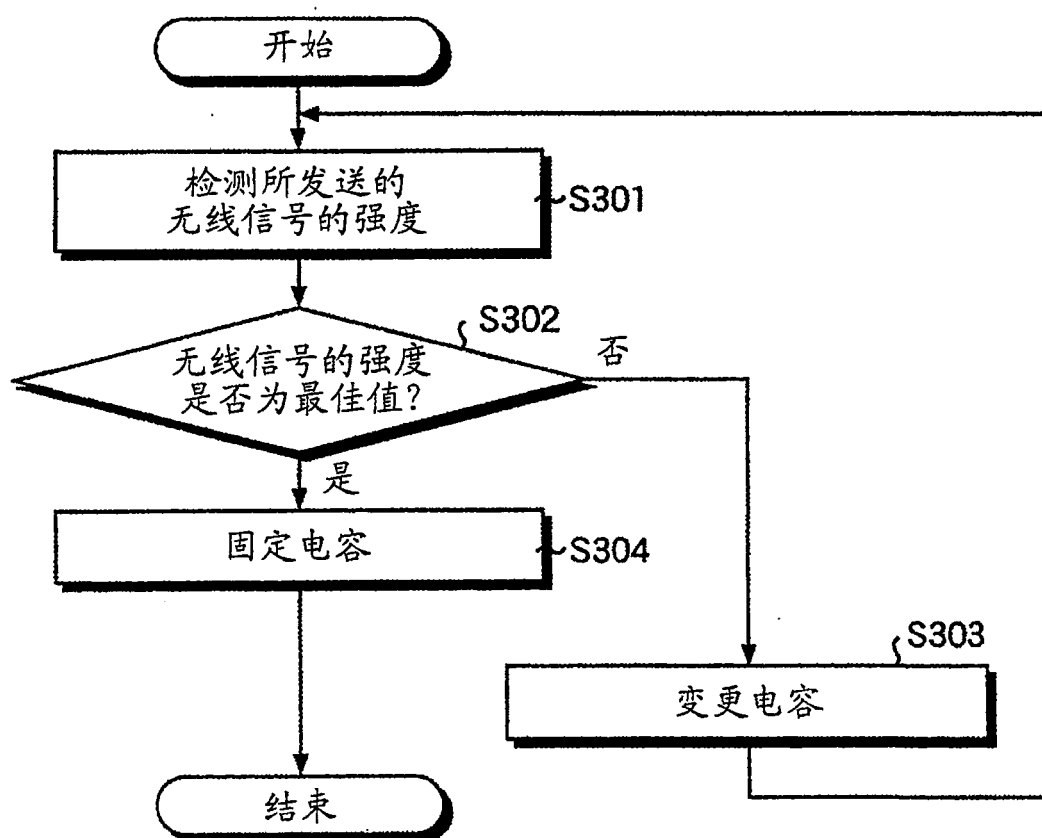
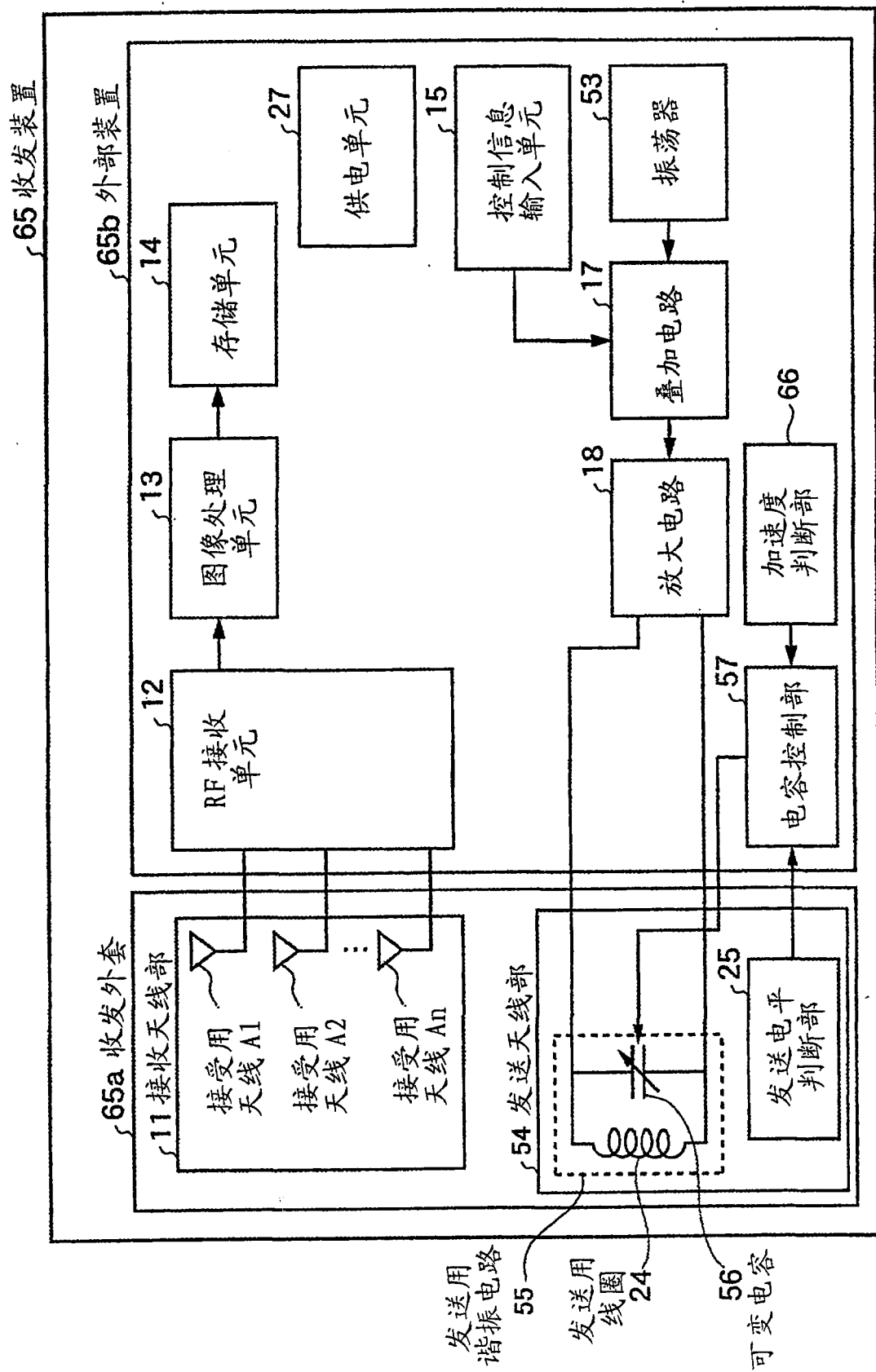


图 8



9  
圖

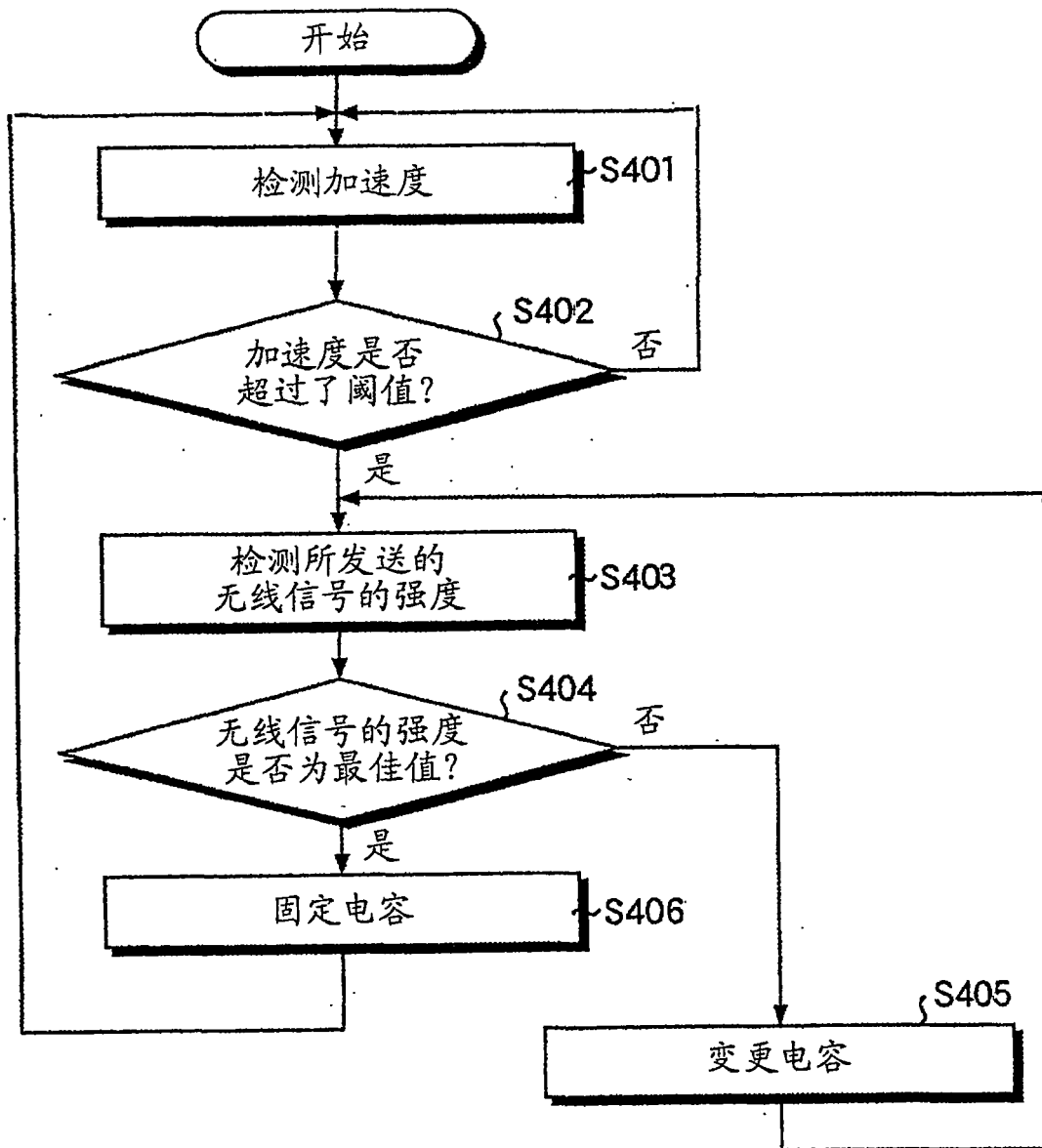


图 10

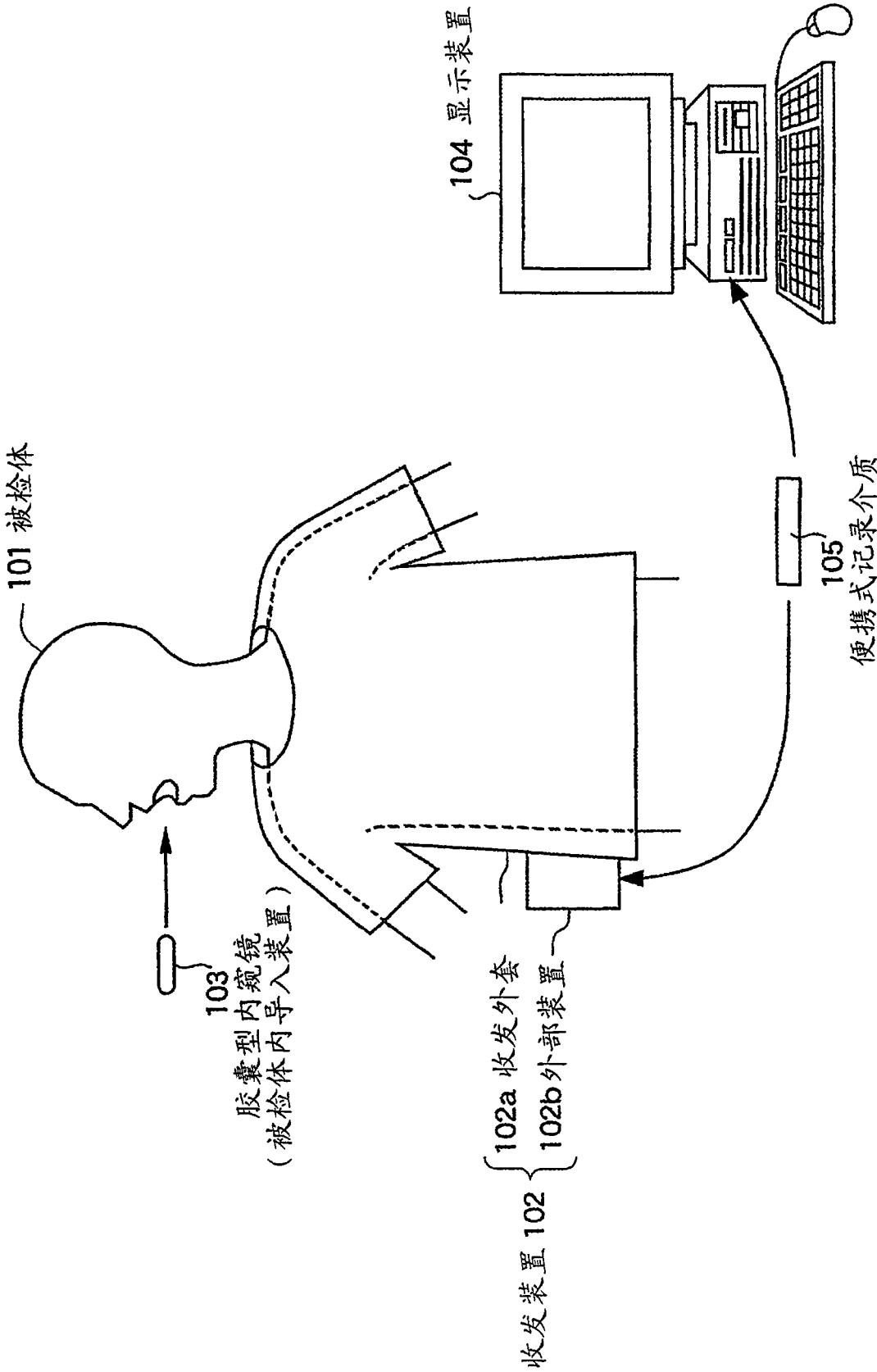


图 11

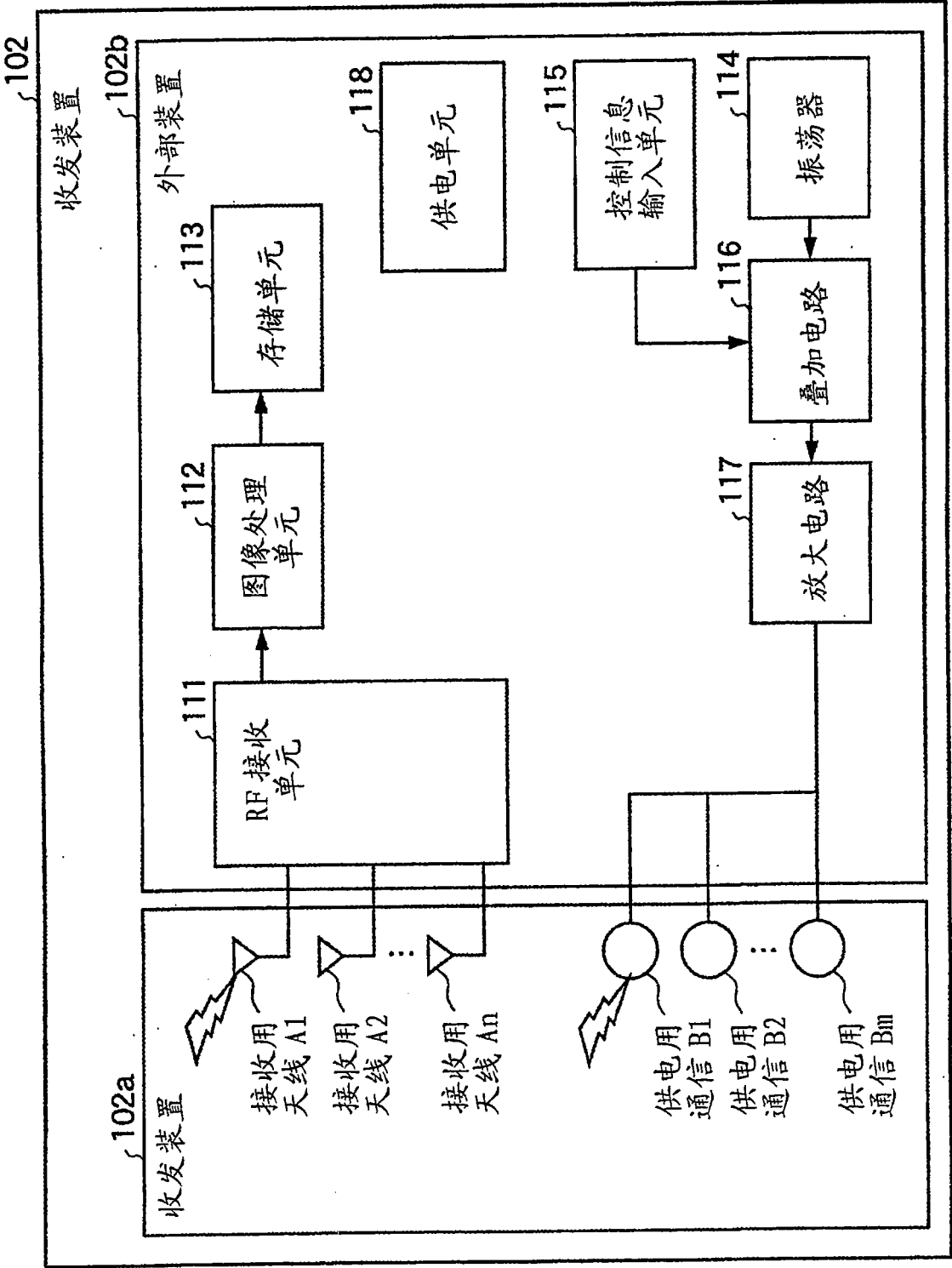


图 12



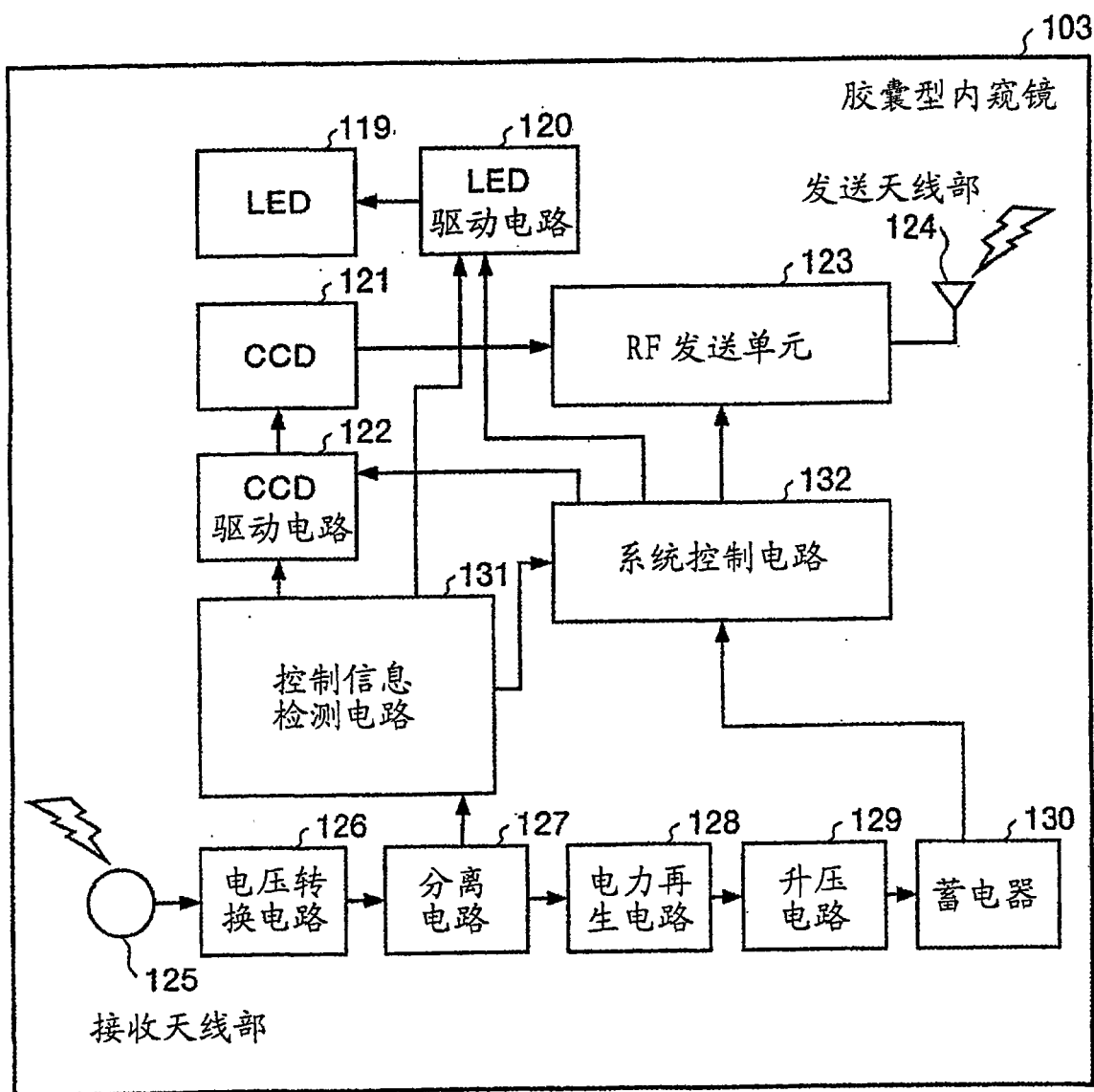


图 13

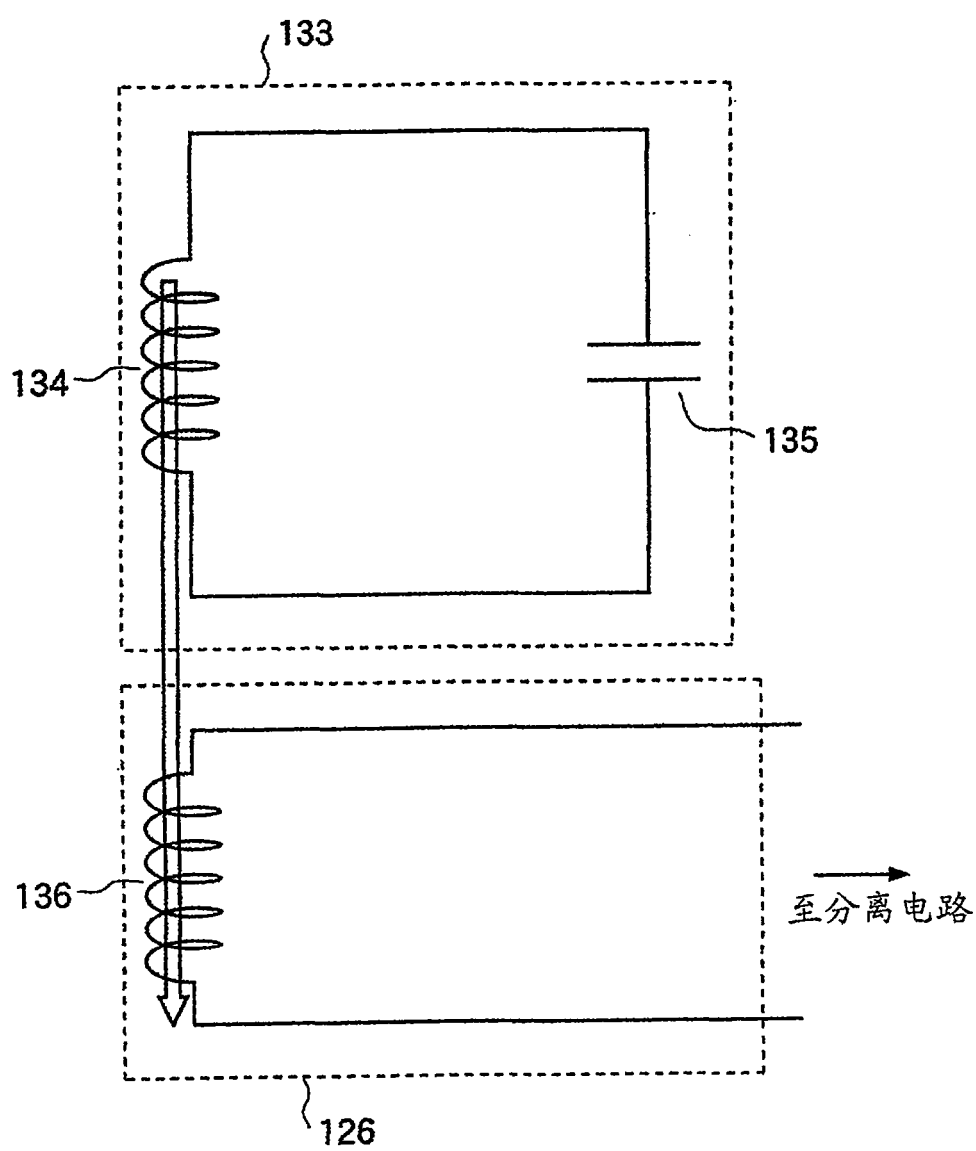


图 14

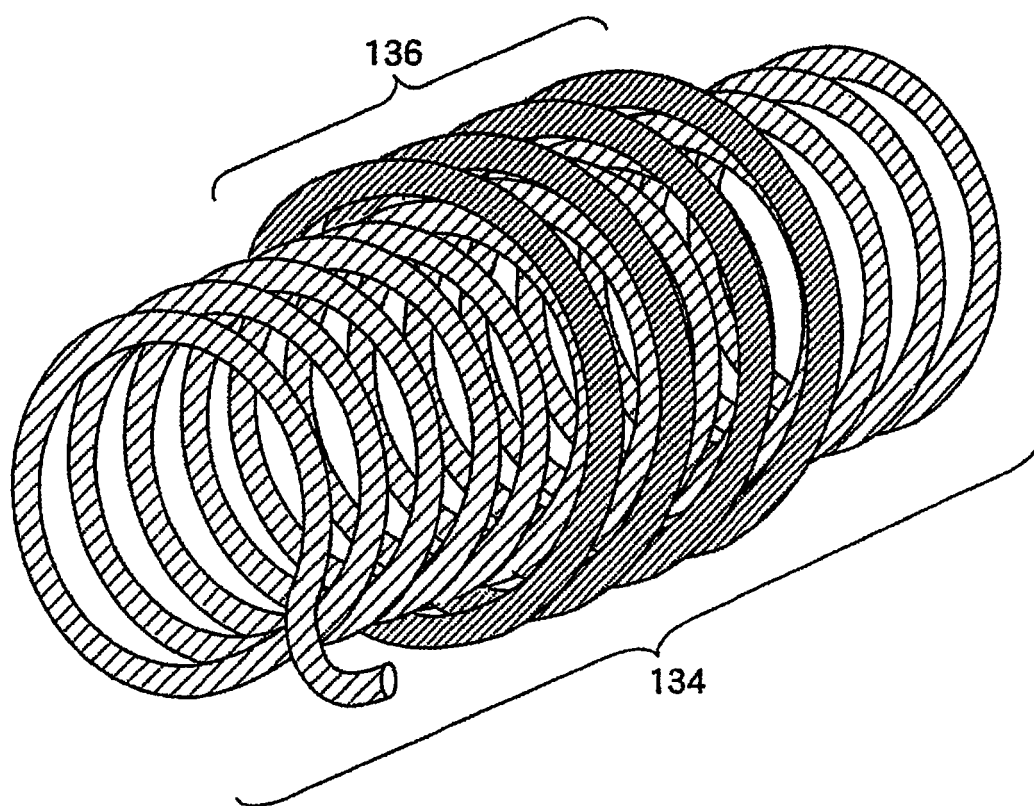


图 15

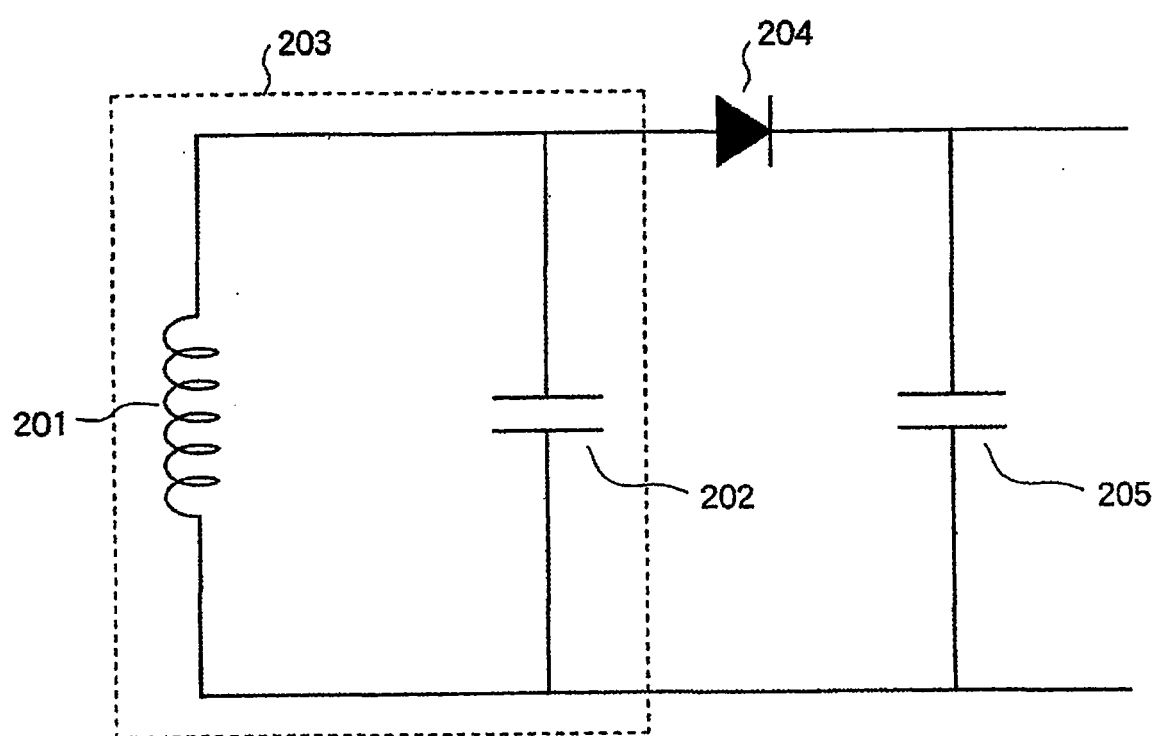


图 16

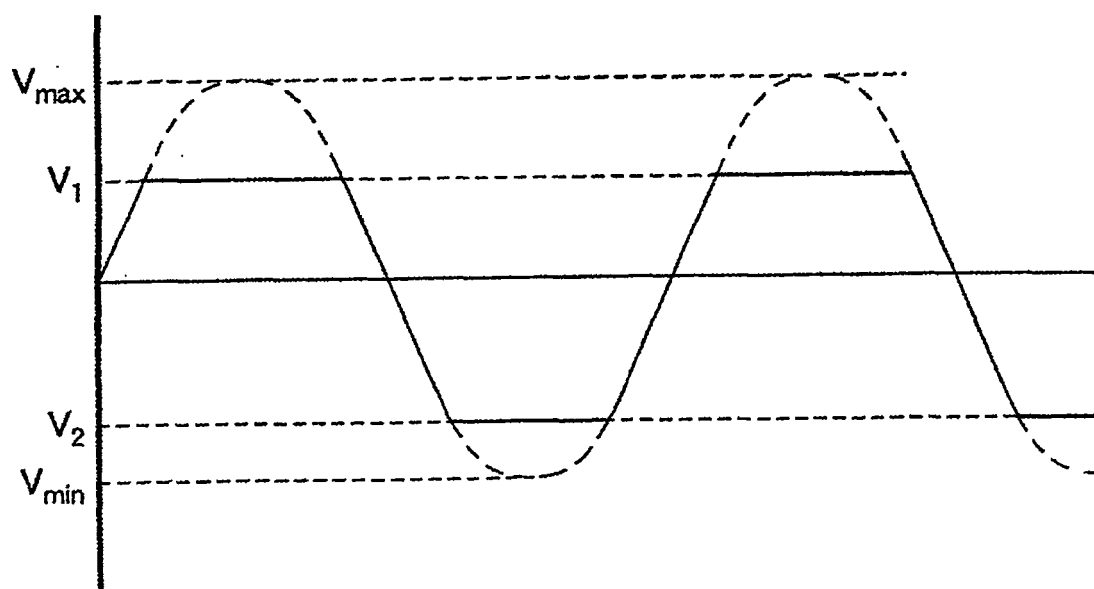


图 17

专利名称(译)	无线型被检体内信息取得系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN100525700C</a>	公开(公告)日	2009-08-12
申请号	CN200580041851.X	申请日	2005-01-21
[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 本多武道 桥本雅行 中土一孝		
发明人	清水初男 本多武道 桥本雅行 中土一孝		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00029 A61B5/073 A61B2560/0219		
审查员(译)	陈响		
其他公开文献	CN101072533A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

本发明提供一种无线型被检体内信息取得系统。在对胶囊型内窥镜发送无线信号的收发装置(2)中具备：发送电平判断部(25)，其配置于发送用谐振电路(22)的附近；频率控制部(26)，其根据发送电平判断部(25)的判断结果，控制振荡频率；以及频率可变振荡器(16)，其根据频率控制部(26)的控制来改变振荡频率。通过以增大发送电平的方式改变振荡频率，可以改变振荡频率以减少振荡频率与伴随线圈(24)的自感值的变动而变化的谐振电路(22)的谐振频率之间的频率差，能够抑制发送效率下降。

