



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102215733 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 12

(21) 申请号 200980146071. X

A61B 1/04 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 10. 27

A61B 5/07 (2006. 01)

H02J 17/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2008-294794 2008. 11. 18 JP

2008-297042 2008. 11. 20 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 05. 18

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/068423 2009. 10. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02010/058682 JA 2010. 05. 27

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 佐藤宪 祝迫洋志 宫原秀治

吉田直树

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所 (普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

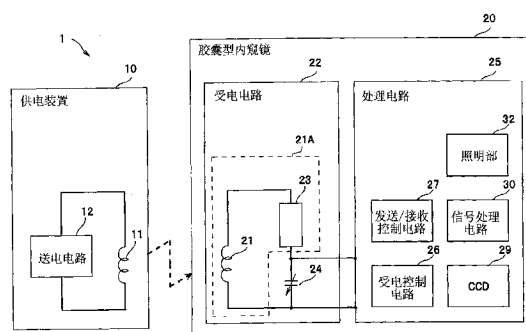
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 12 页

(54) 发明名称

胶囊型医疗装置、供电装置以及供电系统

(57) 摘要

一种胶囊型内窥镜 (20), 其具有: 受电线圈 (21), 其以无线方式从被检者 (50) 的体外接收电力; 处理电路 (25), 其进行规定处理; 以及调整用电抗部 (23), 其与受电线圈 (21) 相连接且能够调整电抗。



1. 一种胶囊型医疗装置,其接收来自被检者的体外的电力并在体内进行规定处理,该胶囊型医疗装置具备:

处理电路,其在上述体内进行上述规定处理;以及

受电电路,其具有受电线圈、受电用谐振电容器以及调整用电抗部,其中,该受电线圈以无线方式接收来自上述体外的电力,该调整用电抗部与上述受电线圈和上述受电用谐振电容器相连接并能够调整电抗,

其中,通过对上述调整用电抗部的电抗进行调整来使上述处理电路的阻抗与上述受电电路的阻抗相匹配。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置,其特征在于,

还具备受电用电抗调整电路,该受电用电抗调整电路使上述处理电路的阻抗与上述受电电路的阻抗相匹配。

3. 根据权利要求2所述的胶囊型医疗装置,其特征在于,

上述受电用电抗调整电路根据上述处理电路的处理来对上述调整用电抗部的电抗进行调整。

4. 根据权利要求3所述的胶囊型医疗装置,其特征在于,

还具备负载检测部,该负载检测部检测上述处理电路的阻抗,

上述受电用电抗调整电路根据上述负载检测部检测出的信息来对上述调整用电抗部的电抗进行调整。

5. 根据权利要求4所述的胶囊型医疗装置,其特征在于,

上述调整用电抗部具有多个不同电抗的受电用电抗元件以及电抗调整开关部,其中,该电抗调整开关部切换与上述受电线圈相连接的上述受电用电抗元件,

上述受电用电抗调整电路通过对上述电抗调整开关部进行切换来对上述调整用电抗部的电抗进行调整。

6. 根据权利要求1~5中的任一项所述的胶囊型医疗装置,其特征在于,

上述处理电路具有对上述体内进行照明的照明部。

7. 一种供电装置,其以无线方式从被检者的体外向在上述被检者的体内进行规定处理的胶囊型医疗装置提供电力,该供电装置具备:

送电线圈,其配置在上述被检者的体外,产生交流磁场;

送电用谐振电容器,其与上述送电线圈串联连接;以及

送电线圈驱动部,其驱动上述送电线圈,

其中,上述送电线圈驱动部在检测到上述交流磁场的谐振状态解除时,进行使上述交流磁场恢复谐振状态的控制。

8. 根据权利要求7所述的电力供给装置,其特征在于,

上述送电线圈驱动部根据驱动电流的急剧降低或驱动电压的急剧升高来检测上述交流磁场的谐振状态的解除。

9. 根据权利要求8所述的电力供给装置,其特征在于,

上述送电线圈驱动部在检测到上述交流磁场的谐振状态解除时,进行改变上述送电线圈的电感的控制。

10. 根据权利要求9所述的电力供给装置,其特征在于,

还具备线圈长度调整部,该线圈长度调整部缩短上述送电线圈的线圈长度,
上述送电线圈驱动部通过上述线圈长度调整部来改变上述送电线圈的电感。

11. 根据权利要求 9 所述的电力供给装置,其特征在于,

还具备送电用电感调整部,该送电用电感调整部设置在上述送电线圈与上述送电线圈驱动部之间,

上述送电线圈驱动部通过上述送电用电感调整部来使上述交流磁场恢复谐振状态。

12. 根据权利要求 8 所述的电力供给装置,其特征在于,

还具备送电用谐振电容调整部,该送电用谐振电容调整部设置在上述送电线圈与上述送电线圈驱动部之间,

上述送电线圈驱动部通过上述送电用谐振电容调整部来使上述交流磁场恢复谐振状态。

13. 一种供电系统,其具备胶囊型医疗装置和供电装置,

上述胶囊型医疗装置以无线方式接收来自被检者的体外的电力并在体内进行规定处理,上述供电装置以无线方式从上述被检者的体外向上述体内的上述胶囊型医疗装置提供电力,

上述胶囊型医疗装置具备:

处理电路,其在上述体内进行上述规定处理;以及

受电路,其是具有规定谐振频率的谐振电路,具有受电线圈、受电用谐振电容器以及调整用电抗部,其中,该受电线圈接收来自上述体外的电力,该调整用电抗部与上述受电线圈和上述受电用谐振电容器相连接并能够调整电抗,

通过对上述调整用电抗部的电抗进行调整,使上述处理电路的阻抗与上述受电电路的阻抗相匹配,

上述供电装置具备:

送电线圈,其产生交流磁场;

送电用谐振电容器,其与上述送电线圈串联连接;以及

送电线圈驱动部,其驱动上述送电线圈,

其中,上述送电线圈驱动部在根据驱动电流的急剧降低或驱动电压的急剧升高检测到上述交流磁场的谐振状态解除时,进行使上述交流磁场恢复谐振状态的控制。

14. 根据权利要求 13 所述的供电系统,其特征在于,

上述胶囊型医疗装置还具备:

受用电抗调整电路,其使上述处理电路的阻抗与上述受电电路的阻抗相匹配;以及
负载检测部,其检测上述处理电路的阻抗,

其中,上述受用电抗调整电路根据上述负载检测部检测出的上述处理电路的阻抗来对上述调整用电抗部的电抗进行调整。

15. 根据权利要求 14 所述的供电系统,其特征在于,

上述胶囊型医疗装置是具有对上述体内进行照明的照明部的胶囊型内窥镜装置。

胶囊型医疗装置、供电装置以及供电系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种被导入被检者体内进行规定处理的胶囊型医疗装置、从上述被检者体外对上述胶囊型医疗装置进行无线供电的供电装置以及具备上述胶囊型医疗装置和上述供电装置的供电系统。

背景技术

[0002] 在内窥镜领域中,出现了一种配备有摄像功能和无线功能的胶囊型内窥镜。为了进行观察,胶囊型内窥镜在被被检体即被检者吞服之后直到被自然排出为止的期间,在胃、小肠等脏器的内部一边伴随蠕动运动而进行移动,一边使用摄像功能依次对脏器的内部进行拍摄。

[0003] 在脏器内移动期间,胶囊型内窥镜在被检者体内拍摄到的图像数据依次通过无线通信等无线功能被发送到设置在被检体外部的的外部装置,并存储到存储器中。被检者通过携带具备无线功能和存储器功能的外部装置,在吞服胶囊型内窥镜后直到将其排出体外为止的观察期间内能够自由地行动。拍摄之后,根据存储在外部装置的存储器中的图像数据使脏器的图像在显示器等显示部中进行显示以供医生进行诊断。

[0004] 作为对胶囊型内窥镜进行无线供电的系统,例如存在日本专利 4080662 号公报所示的系统。在该系统中,无线电胶囊(相当于胶囊型内窥镜)被留置在被检者体内,因此通过从被检者外部对胶囊型内窥镜内部发送电力来对该胶囊型内窥镜内部进行供电。在该系统中,分别在外部装置设置电力发送用天线、在胶囊型内窥镜内部设置电力接收用天线,从外部装置经由发送用天线和接收用天线对胶囊型内窥镜内部进行供电,从而能够实现长时间留置在被检者体内的胶囊型内窥镜的观察动作。

[0005] 另外,日本专利 4089778 号公报中的供电装置具有如下结构:通过缠绕地设置在被检者身体上的三轴送电线圈所产生的磁场使体内胶囊的受电线圈感应产生电能。

[0006] 但是,在现有的胶囊型医疗装置中,受电线圈与消耗所接收电力的处理电路之间的匹配性不佳,有时仅能接收比能够接收到的最大电力小的电力,即有时电力接收效率低下。

[0007] 另外,在将送电线圈缠绕地设置在被检者身体上的供电装置中,当送电线圈的形状发生变化时电感也发生变化。因此,会频繁发生谐振状态解除的状况,从而导致供给能量时的供给效率降低。

[0008] 本发明的目的在于提供一种高效地接收电力的胶囊型医疗装置、高效地供电的供电装置以及具备上述胶囊型医疗装置和上述供电装置的供电系统。

发明内容

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 本发明的一种实施方式的胶囊型医疗装置,其接收来自被检者的体外的电力并在体内进行规定处理,该胶囊型医疗装置具备:处理电路,其在上述体内进行上述规定处理;

以及受电电路,其具有受电线圈、受电用谐振电容器以及调整用电抗部,其中,该受电线圈以无线方式接收来自上述体外的电力,该调整用电抗部与上述受电线圈和上述受电用谐振电容器相连接并能够调整电抗,其中,通过对上述调整用电抗部的电抗进行调整来使上述处理电路的阻抗与上述受电电路的阻抗相匹配。

[0011] 另外,本发明的一种其它实施方式的供电装置,其以无线方式从被检者的体外向在上述被检者的体内进行规定处理的胶囊型医疗装置提供电力,该供电装置具备:送电线圈,其配置在上述被检者的体外,产生交流磁场;送电用谐振电容器,其与上述送电线圈串联连接;以及送电线圈驱动部,其驱动上述送电线圈,其中,上述送电线圈驱动部在检测到上述交流磁场的谐振状态解除时,进行使上述交流磁场恢复谐振状态的控制。

[0012] 并且,本发明的一种其它实施方式的供电系统,其具备胶囊型医疗装置和供电装置,上述胶囊型医疗装置以无线方式接收来自被检者的体外的电力并在体内进行规定处理,上述供电装置以无线方式从上述被检者的体外向上述体内的上述胶囊型医疗装置提供电力,上述胶囊型医疗装置具备:处理电路,其在上述体内进行上述规定处理;以及受电电路,其是具有规定谐振频率的谐振电路,具有受电线圈、受电用谐振电容器以及调整用电抗部,其中,该受电线圈接收来自上述体外的电力,该调整用电抗部与上述受电线圈和上述受电用谐振电容器相连接并能够调整电抗,通过对上述调整用电抗部的电抗进行调整,使上述处理电路的阻抗与上述受电电路的阻抗相匹配,上述供电装置具备:送电线圈,其产生交流磁场;送电用谐振电容器,其与上述送电线圈串联连接;以及送电线圈驱动部,其驱动上述送电线圈,其中,上述送电线圈驱动部在根据驱动电流的急剧降低或驱动电压的急剧升高检测到上述交流磁场的谐振状态解除时,进行使上述交流磁场恢复谐振状态的控制。

附图说明

[0013] 图 1 是表示包括第一实施方式的胶囊型内窥镜的供电系统概要的概要图。

[0014] 图 2 是包括第一实施方式的胶囊型内窥镜的供电系统的结构图。

[0015] 图 3 是用于说明第一实施方式的胶囊型内窥镜的结构的概要的截面示意图。

[0016] 图 4 是用于说明负载的阻抗与受电电力之间的关系的图。

[0017] 图 5 是用于说明负载的阻抗与受电电力之间的关系的图。

[0018] 图 6 是用于说明第一实施方式的胶囊内窥镜的调整用电抗元件的电抗调整方法的说明图。

[0019] 图 7 是用于说明第一实施方式的胶囊内窥镜的调整用电抗元件的电抗调整方法的说明图。

[0020] 图 8 是包括第一实施方式的变形例的胶囊型内窥镜的供电系统的结构图。

[0021] 图 9 是包括第二实施方式的胶囊型内窥镜的供电系统的结构图。

[0022] 图 10 是用于说明第二实施方式的胶囊型内窥镜的调整用电抗部的结构的示意图。

[0023] 图 11 是用于说明第二实施方式的胶囊型内窥镜的调整用电抗部的动作的示意图。

[0024] 图 12 是包括第三实施方式的胶囊型内窥镜的供电系统的结构图。

[0025] 图 13 是表示第四实施方式的供电装置的主要部分的结构的结构图。

- [0026] 图 14 是表示第五实施方式的供电装置的主要部分的结构的结构图。
- [0027] 图 15 是表示第六实施方式的供电装置的主要部分的结构的结构图。
- [0028] 图 16 是表示第七实施方式的供电装置的主要部分的结构的结构图。
- [0029] 图 17 是表示第八实施方式的供电装置的主要部分的结构的结构图。
- [0030] 图 18 是表示第九实施方式的供电装置系统结构的结构图。

具体实施方式

[0031] < 第一实施方式 >

[0032] 下面,参照附图来说明本发明的第一实施方式的供电系统 1 以及作为胶囊型医疗装置的胶囊型内窥镜 20。

[0033] 如图 1 所示,本实施方式的供电系统 1 的胶囊型内窥镜 20(以下称为“内窥镜”)在被导入被检者 50 的内部的状态下,通过电磁感应以无线方式从配置于被检者 50 的外部的供电装置 10 接收电力。即,在供电装置 10 中从送电电路 12 向送电线圈 11 施加交流电流,送电线圈 11 产生交流磁场。

[0034] 并且,如图 2 所示的内窥镜 20 具有:受电电路 22,其接收来自供电装置 10 的电力;以及处理电路 25,其利用接收到的电力进行多种规定处理。其中,受电电路 22 是具有规定谐振频率的接收谐振电路,该受电电路 22 具有由受电线圈 21 和由调整用电抗元件构成的调整用电抗部 23 串联连接构成的电路 21A、以及与电路 21A 并联连接且连接在处理电路 25 上的谐振用的受电电容器 24。

[0035] 受电线圈 21 是将导电线卷绕规定匝数得到的螺线管型线圈,以线圈的轴位于胶囊的长度方向的方式将线圈配置在细长的胶囊型壳体 31(参照图 3)的胴部内。在此,线圈的轴是指线圈的磁路的中心线。此外,可以是受电线圈 21 卷绕在胶囊型壳体 31 的一部分中,也可以是受电线圈 21 内部具有软磁性磁芯,或者也可以是线圈卷绕在胶囊型壳体 31 的外侧。

[0036] 受电电容器 24 是用于使受电电路 22 的谐振频率与供电装置 10 所产生的磁场的频率大致一致即进行匹配的电容器。

[0037] 另一方面,处理电路 25 具有受电控制电路 26、发送/接收控制电路 27、摄像元件 CCD 29、信号处理电路 30 以及照明部 32。

[0038] 即,如图 3 所示,本实施方式的胶囊型医疗装置是以下一种内窥镜 20:在能够被导入被检者 50 体内的细长胶囊型壳体 31 内内置有受电电路 22 和处理电路 25。内窥镜 20 的大小为能够从被检者的口腔吞服到体内,通过使顶端罩 31A 与胴部罩 31B 弹性地接合来形成不透液体地密封内部的胶囊型壳体 31,其中,上述顶端罩 31A 大致呈半球状且具有透明性或者透光性,上述胴部罩 31B 呈筒状,其由非透光的有色材质构成且一端大致呈半球状。

[0039] 内窥镜 20 位于胶囊型壳体 31 内,具备:LED 等照明部 32,其照射用于经过顶端罩 31A 对体腔内摄像部位进行照明的照明光;CCD 29,其因接收照明光产生的反射光并拍摄体腔内摄像部位;以及成像透镜 33,其使被摄体的像成像在 CCD 29 上,上述内窥镜 20 能够在作为顶端罩 31A 侧的顶端部方向上进行拍摄。信号处理电路 30 处理拍摄到的图像,发送/接收控制电路 27 具有将拍摄到的图像以无线方式发送到体外的功能。

[0040] 并且,在内窥镜 20 中,例如发送/接收控制电路 27 对与作为电力供给用信号的交

流磁场相重叠的各种控制信号进行处理,并根据这些控制信号控制下多个处理:由照明部 32 进行的点亮 LED 的处理、由 CCD 29 进行的摄像处理、由信号处理电路 30 进行的图像处理、或由发送 / 接收控制电路 27 进行的拍摄图像发送处理等。

[0041] 在此,内窥镜 20 的处理电路 25 进行处理时的负载因内窥镜 20 的种类而不同,换言之,负载因所进行的处理而不同。例如,具有进行高分辨率的彩色拍摄的 CCD 的胶囊型内窥镜与仅进行低分辨率的黑白拍摄的胶囊型内窥镜相比,处理电路的负载小。另外,由于制造时的偏差等,即使是同一规格的胶囊型内窥镜,每个产品的处理电路 25 的负载也不同。因此,有时受电电路 22 的阻抗与处理电路 25 的阻抗之间会存在偏差。

[0042] 正如已说明过的那样,当作为负载的处理电路 25 的阻抗与受电电路 22 的阻抗不是大致一致即不相匹配时,仅能接收比能够接收的最大电力小的电力。

[0043] 在此,如图 4 所示,在受电电路 22 的阻抗为 Z_1 的情况下,负载的阻抗与受电电力之间的关系成为 F1 所示那样的受电电力特性,在作为负载的处理电路 25 的阻抗为 Z_1 时,受电电力为最大值 P_2 。并且,如负载的阻抗为 Z_2 或 Z_3 那样偏离 Z_1 的情况下,受电电力减小至 P_1 。

[0044] 但是,在本实施方式的内窥镜 20 中,受电电路 22 中具有调整用电抗部 23,因此能够对受电电路 22 与处理电路 25 的阻抗进行匹配。即,如图 5 所示,在负载较大且阻抗小至 Z_2 的情况下,通过使用电容性的调整用电抗元件能够将受电电路 22 的阻抗调整为 Z_2 ,受电电力特性成为 F2 所示那样。同样地,在负载较小且阻抗大至 Z_3 的情况下,通过使用感应性的调整用电抗元件能够将受电电路 22 的阻抗调整为 Z_3 ,受电电力特性成为 F3 所示那样。

[0045] 此外,也能够根据受电线圈 21 的尺寸、线圈的匝数或磁心的有无、特性等来调整受电电路 22 的阻抗。但是,内窥镜 20 必须将电子部件收纳在极小的空间内,由于这一特定用途,使受电线圈 21 的容积等受到限制,从而难以对其进行调整。

[0046] 另外,在使用电容性的调整用电抗元件的情况下,根据所连接的电容性的调整用电抗元件来调整受电电容器 24 的值。

[0047] 在本实施方式的内窥镜 20 中,例如在制造时对调整用电抗部 23 的电抗进行调整。

[0048] 如图 6 所示,在随着时间的经过,相对于处理电路 25 的各处理的驱动,负载的阻抗为 Z_2 的固定的内窥镜 20 的情况下,通过调整用电抗部 23 使受电电路 22 的阻抗从 Z_1 调整为 Z_2 。

[0049] 与此相对,如图 7 所示,在随着时间的经过,相对于处理电路 25 的各处理的驱动,负载的阻抗发生变化的内窥镜 20 的情况下,由调整用电抗部 23 通过如下方法来调整受电电路 22 的阻抗:(A) 使受电电路 22 的阻抗与阻抗为最大状态 Z_{13} 一致;(B) 使受电电路 22 的阻抗与阻抗为平均值 Z_{12} 一致;(C) 使受电电路 22 的阻抗与动作状态时间最长的阻抗 Z_{11} 一致;(D) 使受电电路 22 的阻抗与阻抗为最小状态 Z_{10} 一致。

[0050] 此外,在内窥镜 20 中,调整用电抗部 23 和受电电容器 24 是由值可变元件构成,从而能够调整阻抗。

[0051] 如上述说明,内窥镜 20 通过调整或选择调整用电抗部 23 来使处理电路 25 的阻抗与受电电路 22 的阻抗相匹配,因此能够高效地接收电力。即,供电系统 1 发送 / 接收电力的效率良好。

[0052] < 第一实施方式的变形例 >

[0053] 下面,参照附图来说明本发明的第一实施方式的变形例的供电系统 1A 以及内窥镜 20A。此外,第一实施方式的变形例的胶囊型内窥镜 20A 与第一实施方式的内窥镜 20 相似,因此对相同的构成要素附以相同的附图标记,并省略说明。

[0054] 如图 8 所示,本实施方式的供电系统 1A 中的内窥镜 20A 具有受电线圈 21、调整用电抗部 23 以及受电电容器 24,受电线圈 21 与调整用电抗部 23 并联连接,具有受电线圈 21 和调整用电抗部 23 的电路 21A 与受电电容器 24 串联连接。

[0055] 本变形例的内窥镜 20A 通过对调整用电抗部 23 的电抗进行调整来匹配处理电路 25A 的电抗与受电电路 22A 的阻抗,从而能够高效地接收电力。即,供电系统 1A 发送/接收电力的效率良好。

[0056] < 第二实施方式 >

[0057] 下面,参照附图来说明本发明的第二实施方式的供电系统 1B 以及作为胶囊型医疗装置的胶囊型内窥镜 20B。此外,第二实施方式的内窥镜 20B 与第一实施方式的内窥镜 20 相似,因此对相同的构成要素附以相同的附图标记,并省略说明。

[0058] 如图 9 所示,本实施方式的内窥镜 20B 还具有调整用电抗部 23B 和电抗调整电路 28。电抗调整电路 28 根据发送/接收控制电路 27 接收到的控制信号对调整用电抗部 23B 的电抗进行调整。

[0059] 内窥镜 20B 的处理电路 25B 进行的多个规定处理的负载各不相同。例如,在由照明部 32 进行点亮 LED 的处理时,负载变大而阻抗变小,因此在点亮时和非点亮时,处理电路 25B 的阻抗是变化的。因此受电电路 22B 的阻抗与处理电路 25B 的阻抗发生偏差。发送/接收控制电路 27 对与电力供给用信号相重叠的各种控制信号进行处理,并根据这些控制信号来控制处理电路 25B 进行例如以下多个处理:由照明部 32 进行的点亮 LED 的处理、由 CCD 29 进行的摄像处理、由信号处理电路 30 进行的图像处理、由发送/接收控制电路 27 进行的拍摄图像发送处理等。

[0060] 并且,在内窥镜 20B 中,电抗调整电路 28 根据由发送/接收控制电路 27 基于所接收到的控制信号而进行的各个处理,来对调整用电抗部 23B 的电抗进行调整。

[0061] 如图 10 所示,调整用电抗部 23B 具有:调整用电抗元件组 35,其具有 N 个不同电抗的电抗元件 35A ~ 35N;以及电抗调整开关部 36,其具有用于切换与受电线圈 21 相连接的电抗元件的 N 个开关 36A ~ 36N。此外,调整用电抗部 23B 至少具有两个电抗元件,或者具有可变电抗元件即可,该可变电抗元件具有相当于多个不同电抗的电抗元件的功能。

[0062] 并且,与处理电路 25B 进行的各处理相匹配的电抗元件 35A ~ 35N 被预先确定。因此,调整用电抗部 23B 能够以与处理电路 25B 所进行的各处理的阻抗相匹配的方式来调整受电电路 22B 的电抗。

[0063] 例如,如图 11 所示,调整用电抗部 23B 在进行处理 A 时选择正的较大电抗的电抗元件 35A,在进行处理 B 时选择正的电抗元件 35B,在进行处理 C 时选择负的电抗元件 35C,在进行处理 D 时选择负的较大电抗的电抗元件 35D。

[0064] 本实施方式的内窥镜 20B 除了第一实施方式的内窥镜 20 所具有的效果之外,还由电抗调整电路 28 对调整用电抗部 23B 的电抗进行调整,由此根据处理电路 25B 的处理来使处理电路 25B 的阻抗与受电电路 22B 的阻抗相匹配,因此能够高效地接收电力。即,供电系统 1B 发送/接收电力的效率良好。

[0065] 特别是,电抗调整电路 28 根据发送 / 接收控制电路 27 接收到的处理的信息来调整电抗,因此结构简单且不易发生跟随的延迟。即,在根据发送 / 接收控制电路 27 接收到的处理的控制信号来实际进行各处理之前的时间是有限的,在该期间内电抗调整电路 28 对电抗调整开关部 36 进行切换,因此能够跟随处理电路 25B 的阻抗的变化速度。

[0066] 此外,调整用电抗部 23B 同时连接多个电抗元件,由此能够利用合成电抗值来对应产生各种电抗。

[0067] < 第三实施方式 >

[0068] 下面,参照附图来说明本发明的第三实施方式的供电系统 1C 以及作为胶囊型医疗装置的胶囊型内窥镜 20C。此外,第三实施方式的内窥镜 20C 与第二实施方式的内窥镜 20B 相似,因此对相同的构成要素附以相同的附图标记,并省略说明。

[0069] 如图 12 所示,本实施方式的供电系统 1C 的内窥镜 20C 还具有负载检测电路 37。负载检测电路 37 对处理电路 25C 的负载即阻抗进行实时测量。并且,电抗调整电路 28C 根据负载检测电路 37 检测出的信息来调整受电电路 22C 的电抗。此外也可以是,负载检测电路 37 以规定间隔来检测阻抗,也可以是电抗调整电路 28C 以规定间隔来调整电抗。

[0070] 本实施方式的内窥镜 20C 除了第一实施方式的内窥镜 20 所具有的效果外,还由电抗调整电路 28C 来对调整用电抗部 23C 的电抗进行调整,由此根据处理电路 25C 的处理来使处理电路 25C 的阻抗与受电电路 22C 的阻抗相匹配,因此能够高效地接收电力。即,供电系统 1C 发送 / 接收电力的效率良好。

[0071] 特别是,本实施方式的电抗调整电路 28C 根据由负载检测电路 37 检测出的处理电路 25C 中的阻抗来调整电抗,因此精确度较高。

[0072] < 第四实施方式 >

[0073] 下面,参照附图来说明本发明的第四实施方式的供电系统 1D 以及供电装置 10D。

[0074] 如图 13 所示,本实施方式的供电系统 1D 具有配置在被检者 50 体外的周围的供电装置 10D 和配置在被检者体内的胶囊型内窥镜 20D。内窥镜 20D 与已说明的内窥镜 20 ~ 20C 不同,该内窥镜 20D 不具备调整用电抗部等。

[0075] 如图 13 所示,供电装置 10D 具有:送电线圈 11D;送电用谐振电容器(以下称为“送电电容器”)13,其与送电线圈 11D 的一端侧串联连接;线圈长度调整部 14,其配置在送电线圈 11D 的另一端侧;导线部件 15,其分别与送电线圈 11D 和线圈长度调整部 14 电连接;送电线圈驱动部(以下称为“驱动部”)16,其驱动送电线圈 11D;以及电源部 17,其对送电线圈驱动部 16 提供电力。

[0076] 送电线圈 11D 的一端侧经由送电电容器 13 连接于送电线圈驱动部 16,并且另一端侧经由导线部件 15 和线圈长度调整部 14 连接于送电线圈驱动部 16。

[0077] 作为导体的线圈长度调整部 14 与送电线圈 11D 一体化并作为电感可变线圈而发挥作用,但也可以相互独立地形成。例如图 13 所示那样,线圈长度调整部 14 的一端侧被形成成为如下的圆形导线:具备与送电线圈 11D 的线圈直径大致相同的直径且中心轴与送电线圈 11D 的中心轴一致。另外,线圈长度调整部 14 的另一端侧与送电线圈驱动部 16 相连接。

[0078] 导线部件 15 分别与送电线圈 11D 的另一端侧和线圈长度调整部 14 的一端侧电连接。另外,导线部件 15 为如下结构:根据送电线圈驱动部 16 的控制,能够沿着线圈长度调整部 14 的一端侧的圆形导线进行移动,并且能使自身的长度相对于送电线圈 11D 的长度方

向发生变化。即,导线部件 15 电连接在送电线圈 11D 的另一端侧与线圈长度调整部 14 的一端侧之间而使其短路。

[0079] 送电线圈驱动部 16 与送电电容器 13 和线圈长度调整部 14 的另一端侧相连接。另外,送电线圈驱动部 16 在检测到由送电线圈 11D 和送电电容器 13 构成的发送谐振电路已解除谐振状态时,通过改变导线部件 15 在送电线圈 11D 上的短路位置来调整送电线圈 11D 的线圈长度。

[0080] 即,使由送电线圈驱动部 16、送电电容器 13、送电线圈 11D、导线部件 15 以及线圈长度调整部 14 构成的串联电路的电感发生变化。

[0081] 接着,对供电装置 10D 的作用进行说明。如已说明的那样,送电线圈 11D 被配置在被检者 50 的体外的周围,内窥镜 20D 被配置在被检者体内。内窥镜 20D 具备受电谐振电路(受电电路)22,该受电谐振电路 22 包括产生与外部磁场相应的电流的受电线圈 21。此外,发送谐振电路的谐振频率与受电谐振电路 22 的谐振频率被设定为大致相同。

[0082] 当电源部 17 接通时,从送电线圈驱动部 16 输出发送谐振电路的谐振频率的交流电流来作为用于驱动送电线圈 11D 的驱动电流。于是,从供电装置 10 产生与内窥镜 20D 的受电谐振电路 22 的谐振频率一致的交流磁场。

[0083] 送电线圈驱动部 16 对提供给送电线圈 11D 的电流或电压进行监视。即,送电线圈驱动部 16 在进行恒定电压驱动的情况下监视驱动电流,在进行恒定电流驱动的情况下监视驱动电压。

[0084] 在此,在由于被检者的体位的变化等而导致送电线圈 11D 变形,从而送电线圈 11D 的电感发生变化时,发送谐振电路的谐振状态解除。即,送电线圈驱动部 16 继续对送电线圈 11D 施加在送电线圈 11D 不发生变形时的发送谐振电路的谐振频率的驱动电流。于是,供电装置 10D 变得不能高效地产生磁场。

[0085] 供电装置 10D 的送电线圈驱动部 16 根据提供给送电线圈 11D 的驱动电流的急剧降低或驱动电压的急剧升高来检测发送谐振电路的谐振状态解除。然后,送电线圈驱动部 16 在检测到谐振状态解除时,进行使导线部件 15 在送电线圈 11D 上的短路位置发生变化的控制,以恢复谐振状态。

[0086] 导线部件 15 根据送电线圈驱动部 16 的控制来沿着线圈长度调整部 14 的一端侧的圆形导线进行移动而使自身的长度发生变化。

[0087] 送电线圈驱动部 16 使导线部件 15 在送电线圈 11D 上的短路位置发生变化,同时对提供给送电线圈 11D 的驱动电流或驱动电压进行监视。然后,送电线圈驱动部 16 在根据监视结果检测到驱动电流或驱动电压恢复为原来的状态时,进行用于固定导线部件 15 在送电线圈 11D 上的短路位置的控制。

[0088] 然后,送电线圈驱动部 16 通过进行上述控制来调整送电线圈 11D 的线圈长度,以使电感变为能够使发送谐振电路恢复谐振状态的电感,从供电装置 10D 产生基于上述规定谐振频率的谐振驱动的磁场。

[0089] 此外,送电线圈驱动部 16 例如也可以使用未图示的磁场传感器,根据送电线圈 11D 实际产生的磁场强度的变化来检测发送谐振电路的谐振状态解除。另外,送电线圈驱动部 16 例如也可以根据使用未图示的 LC 仪表而获得的送电线圈 11D 的电感的变化来检测谐振状态解除。

[0090] 如上所述,本实施方式的供电装置 10D 即使在谐振状态已解除的情况下,也能够通过调整送电线圈 11D 的电感来快速恢复谐振状态。即,本实施方式的供电系统 1D 以及供电装置 10D 以无线方式接收 / 发送电力的效率优良。

[0091] < 第五实施方式 >

[0092] 下面,对本发明的第五实施方式的供电系统 1E 以及供电装置 10E 进行说明。供电系统 1E 以及供电装置 10E 与第四实施方式的供电系统 1D 以及供电装置 10D 相似,因此对相同的结构要素附以相同的附图标记并省略说明。

[0093] 如图 14 所示,供电装置 10E 具有:送电线圈 11E;送电电容器 13,其与送电线圈 11E 的一端侧串联连接;开关组 15A,其配置在送电线圈 11E 的另一端侧;送电线圈驱动部 16,其驱动送电线圈 11E;以及电源部 17,其对送电线圈驱动部 16 提供电源。

[0094] 送电线圈 11E 的一端侧经由送电电容器 13 连接于送电线圈驱动部 16,并且另一端侧直接连接在送电线圈驱动部 16 上。

[0095] 如图 14 所示,开关组 15A 由能够电连接在送电线圈 11E 的另一端侧的顶端部的导线与从顶端部向内一圈的内侧导线之间的多个开关构成。另外,开关组 15A 具备能够根据送电线圈驱动部 16 的控制来切换各开关的接通 / 断开的结构。

[0096] 供电装置 10E 的送电线圈驱动部 16 在检测到发送谐振电路的谐振状态解除时,为了使发送谐振电路恢复谐振状态而进行使开关组 15A 所具备的各开关中的任一个开关接通的控制。

[0097] 送电线圈驱动部 16 按顺序切换开关组 15A 中的要接通的开关,同时对提供给送电线圈 11E 的驱动电流或驱动电压进行监视。然后,送电线圈驱动部 16 在根据监视结果检测到驱动电流或驱动电压返回到原来的状态时,进行用于固定开关组 15A 的各开关的接通 / 断开状态的控制。

[0098] 然后,送电线圈驱动部 16 通过进行上述控制,使电感变为能够使发送谐振电路恢复谐振状态的电感的方式来调整送电线圈 11E 的线圈长度,从供电装置 10E 产生规定谐振状态的磁场。

[0099] 如上所述,本实施方式的供电系统 1E 以及供电装置 10E 即使在谐振状态解除的情况下也能够通过适当调整送电线圈 11E 的电感来快速恢复谐振状态。即,本实施方式的供电系统 1E 以及供电装置 10E 的发送 / 接收电力的效率良好。

[0100] < 第六实施方式 >

[0101] 下面,对本发明的第六实施方式的供电系统 1F 以及供电装置 10F 进行说明。供电系统 1F 以及供电装置 10F 与第四实施方式的供电系统 1D 以及供电装置 10D 相似,因此对相同的结构要素附以相同的附图标记并省略说明。

[0102] 如图 15 所示,供电装置 10F 具有:送电线圈 11F,其配置在被检者体外的周围;送电电容器 13,其与送电线圈 11F 的一端侧串联连接;开关组 15B,其能够对构成送电线圈 11F 的各导线相互进行电连接;送电线圈驱动部 16,其驱动送电线圈 11F;以及电源部 17,其对送电线圈驱动部 16 提供电源。

[0103] 送电线圈 11F 的一端侧经由送电电容器 13 连接于送电线圈驱动部 16,并且另一端侧直接连接在送电线圈驱动部 16 上。

[0104] 如图 15 所示,开关组 15B 由在送电线圈 11F 的一端侧至另一端端侧之间设置的、

与送电线圈 11F 的圈数近似同数或同数的开关构成。另外,开关组 15B 具备能够根据送电线圈驱动部 16 的控制来切换各开关的接通 / 断开的结构。

[0105] 供电装置 10F 的送电线圈驱动部 16 在检测到发送谐振电路的谐振状态解除时,为了使发送谐振电路恢复谐振状态,进行使开关组 15B 所具备的各开关中的至少某一个开关接通的控制。

[0106] 送电线圈驱动部 16 按顺序切换开关组 15B 中要接通的开关,同时监视驱动电流或驱动电压。然后,送电线圈驱动部 16 在根据监视结果检测到驱动电流或驱动电压返回到原来的状态时,进行用于固定开关组 15B 的各开关的接通 / 断开状态的控制。

[0107] 然后,送电线圈驱动部 16 通过进行上述控制,以使电感变为能够使发送谐振电路恢复谐振状态的电感的方式来调整送电线圈 11F 的线圈长度,从供电装置 10F 产生规定谐振状态的磁场。

[0108] 如上所述,本实施方式的供电系统 1F 以及供电装置 10F 即使在谐振状态解除的情况下也能够通过适当调整送电线圈 11F 的电感来快速恢复谐振状态。即,本实施方式的供电系统 1F 以及供电装置 10F 的发送 / 接收电力的效率良好。

[0109] 另外,供电装置 10F 例如根据每隔一个进行接通等的规定模式来切换开关组 15B 的各开关的接通 / 断开状态,由此能够不缩小供电范围地调整送电线圈 11F 的电感。

[0110] < 第七实施方式 >

[0111] 下面,对本发明的第七实施方式的供电系统 1G 以及供电装置 10G 进行说明。供电系统 1G 以及供电装置 10G 与第四实施方式的供电系统 1D 以及供电装置 10D 相似,因此对相同的结构要素附以相同的附图标记并省略说明。

[0112] 如图 16 所示,供电装置 10G 具有:送电线圈 11G;送电电容器 13,其与送电线圈 11G 的一端侧串联连接;送电用电感调整部 15C,其与送电线圈 11G 的另一端侧相连接;送电线圈驱动部 16,其驱动送电线圈 11G;以及电源部 17,其对送电线圈驱动部 16 提供电源。

[0113] 送电线圈 11G 的一端侧经由送电电容器 13 连接于送电线圈驱动部 16,并且另一端侧经由送电用电感调整部 15C 连接于送电线圈驱动部 16。

[0114] 如图 16 所示,送电用电感调整部 15C 具备由多个辅助线圈 15C1 进行串 / 并联连接的结构。另外,开关 15C2 与多个辅助线圈 15C1 中的各个辅助线圈一一对应地并联连接,该开关 15C2 用于分别切换各个辅助线圈 15C1 的电导通状态。

[0115] 供电装置 10G 的送电线圈驱动部 16 在检测到发送谐振电路的谐振状态解除时,进行使各开关组 15C2 中的至少某一个开关断开的控制,以使发送谐振电路恢复谐振状态。

[0116] 另外,在送电用电感调整部 15C 中,电流流经与被断开的开关 15C2 相对应的辅助线圈 15C1。

[0117] 送电线圈驱动部 16 按顺序切换各开关 15C2 中要断开的开关,同时监视驱动电流或驱动电压。然后,送电线圈驱动部 16 在根据监视结果检测到驱动电流或驱动电压返回至原来的状态时,进行用于固定各开关 15C2 的接通 / 断开状态的控制。

[0118] 然后,送电线圈驱动部 16 通过进行上述控制,为了使电感变为能够使发送谐振电路恢复谐振状态的电感而在送电用阻抗调整部 15C 中进行调整,从供电装置 10G 产生上述规定谐振状态的磁场。

[0119] 如上所述,本实施方式的供电系统 1G 以及供电装置 10G 即使在解除谐振状态的情

况下也能够根据送电线圈 11G 的电感的变化量来适当调整送电用电感调整部 15C 的电感,由此快速恢复谐振状态。即,本实施方式的供电系统 1G 以及供电装置 10G 的发送 / 接收电力的效率良好。

[0120] < 第八实施方式 >

[0121] 下面,对本发明的第八实施方式的供电系统 1H 以及供电装置 10H 进行说明。供电系统 1H 以及供电装置 10H 与第四实施方式的供电系统 1D 以及供电装置 10D 相似,因此对相同的结构要素附以相同的附图标记并省略说明。

[0122] 如图 17 所示,供电装置 10H 具有:送电线圈 11H,其配置在被检者体外的周围;送电电容器 13,其与送电线圈 11H 的一端侧串联连接;电容调整部 15D,其与送电线圈 11H 的另一端侧相连接;旁路 15D3,其与送电线圈 11H 的另一端侧相连接;送电线圈驱动部 16,其驱动送电线圈 11H;以及电源部 17,其对送电线圈驱动部 16 提供电源。

[0123] 送电线圈 11H 的一端侧经由送电电容器 13 连接于送电线圈驱动部 16,并且另一端侧经由电容调整部 15D 和旁路 15D3 连接于送电线圈驱动部 16。

[0124] 如图 17 所示,电容调整部 15D 设置在送电线圈 11H 的另一端侧与送电线圈驱动部 16 之间,并且具备由多个辅助电容器 15D1 进行并联连接而成的结构。另外,开关 15D2 与多个辅助电容器 15D1 中的各个辅助电容器一一对应地串联连接,该开关 15D2 用于切换各个辅助电容器 15D1 的电导通状态。

[0125] 旁路 15D3 绕过电容调整部 15D 并且连接在送电线圈 11H 的另一端侧与送电线圈驱动部 16 之间。另外,设置于旁路 15D3 中的开关 15D4 具有能够根据送电线圈驱动部 16 的控制来切换接通 / 断开的结构。

[0126] 接着,对供电装置 10H 的作用进行说明。此外,在初始状态下,通过断开所有的开关 15D2 来使电流无法流经多个辅助电容器 15D1 中的任一个辅助电容器,并且通过接通开关 15D4 来使电流流经旁路 15D3

[0127] 供电装置 10H 的送电线圈驱动部 16 在检测到发送谐振电路的谐振状态解除时,进行使各开关 15D2 中的至少某一个开关接通的的控制,以使发送谐振电路恢复谐振状态。

[0128] 在此,在电容调整部 15D 中,电流流经与被接通的开关 15D2 相对应的辅助电容器 15D1。送电线圈驱动部 16 在开关 15D4 保持断开的状态下,按顺序切换各开关 15D2 中的要接通的开关,同时对提供给送电线圈 11H 的驱动电流或驱动电压进行监视。然后,送电线圈驱动部 16 在根据监视结果检测到驱动电流或驱动电压返回至原来的状态时,进行用于使开关 15D4 固定为断开并且固定各开关 15D2 的接通 / 断开状态的控制。

[0129] 然后,送电线圈驱动部 16 通过进行上述控制,为了使电容变为能够使发送谐振电路恢复谐振状态的电容而在电容调整部 15D 中进行调整,从供电装置 10H 产生上述规定谐振状态的磁场。

[0130] 此外,在供电装置 10H 中,对电容调整部 15D 的各辅助电容器 15D1 的电容进行公比为 $1/2$ 的几何级数设定;例如 C 、 $C/2$ 、 $C/4$ 、 $C/8$ 、 \dots ,由此,能够减少构成电容调整部 15D 的辅助电容器 15D1 和 / 或开关 15D2 的总数。另外,作为电容调整部 15D 可以使用可变电容器,也可以在送电用谐振电容 13 中使用具有电容调整部 15D 的功能的可变电容器。

[0131] 如上所述,本实施方式的供电系统 1H 以及供电装置 10H 即使在解除谐振状态的情况下也能够根据送电线圈 11H 的电感的变化量适当调整电容调整部 15D 的电容,由此快速

恢复谐振状态。即,本实施方式的供电系统 1H 以及供电装置 10H 的发送 / 接收电力的效率良好。

[0132] 此外,供电装置 10H 所具备的电容调整部 15D 也可以与供电装置 10D ~ 10G 的结构组合后进行使用。

[0133] < 第九实施方式 >

[0134] 下面,对本发明的第九实施方式的供电系统 1J 进行说明。本实施方式的供电系统 1J 与已说明的实施方式的供电系统以及供电装置相似,因此对相同的结构要素附以相同的附图标记并省略说明。

[0135] 如图 2、图 18 以及图 13 所示,供电系统 1J 由胶囊型内窥镜 20 和供电装置构成,其中,该胶囊型内窥镜 20 以无线方式从被检者 50 的体外接收电力并在体内进行规定处理,该供电装置以无线方式从被检者 50 的体外向体内的胶囊型内窥镜 20 提供电力。胶囊型内窥镜 20 具备:处理电路 25,其在体内进行规定处理;受电线圈 21,其接收来自体外的电力;以及受电电路 22,其具有调整用电抗部 23,该胶囊型内窥镜 20 通过对调整用电抗部 23 的电抗进行调整来使处理电路 25 的阻抗与受电电路 22 的阻抗相匹配。供电装置 10D 具备产生交流磁场的送电线圈 11D、与送电线圈 11D 串联连接的送电用谐振电容器 13 以及驱动送电线圈 11D 的送电线圈驱动部 16,送电线圈驱动部 16 进行在根据驱动电流急剧降低或驱动电压急剧升高检测到谐振状态解除时使交流磁场的频率与谐振频率一致的控制。

[0136] 本实施方式的供电系统 1J 中的供电装置 10D 高效地供电,胶囊型内窥镜 20 高效地接收电力,因此该系统的发送 / 接收电力的效率良好。

[0137] 另外,作为供电系统 1J,也可以将第一至第三实施方式、变形例的胶囊型内窥镜 20、20A ~ 20C 中的任意一个内窥镜与第四至第八实施方式的供电装置 10D ~ 10H 中的任意一个供电装置进行配合使用。

[0138] 此外,上述说明中,作为胶囊型医疗装置,以胶囊型内窥镜为例进行了说明,但是胶囊型内窥镜也能够应用于消化液提取用胶囊型医疗装置、咽下式 pH 传感器或给药系统之类的各种胶囊型医疗装置。

[0139] 本发明并不仅限于上述实施方式和变形例,在不改变本发明的宗旨的范围内可以进行各种变更、修改等。

[0140] 本申请主张 2008 年 11 月 18 日在日本申请的专利申请 2008-294794 号以及 2008 年 11 月 20 日在日本申请的专利申请 2008-297042 号的优先权作为申请基础,上述公开内容被本申请的说明书、权利要求的范围以及说明书附图引用。

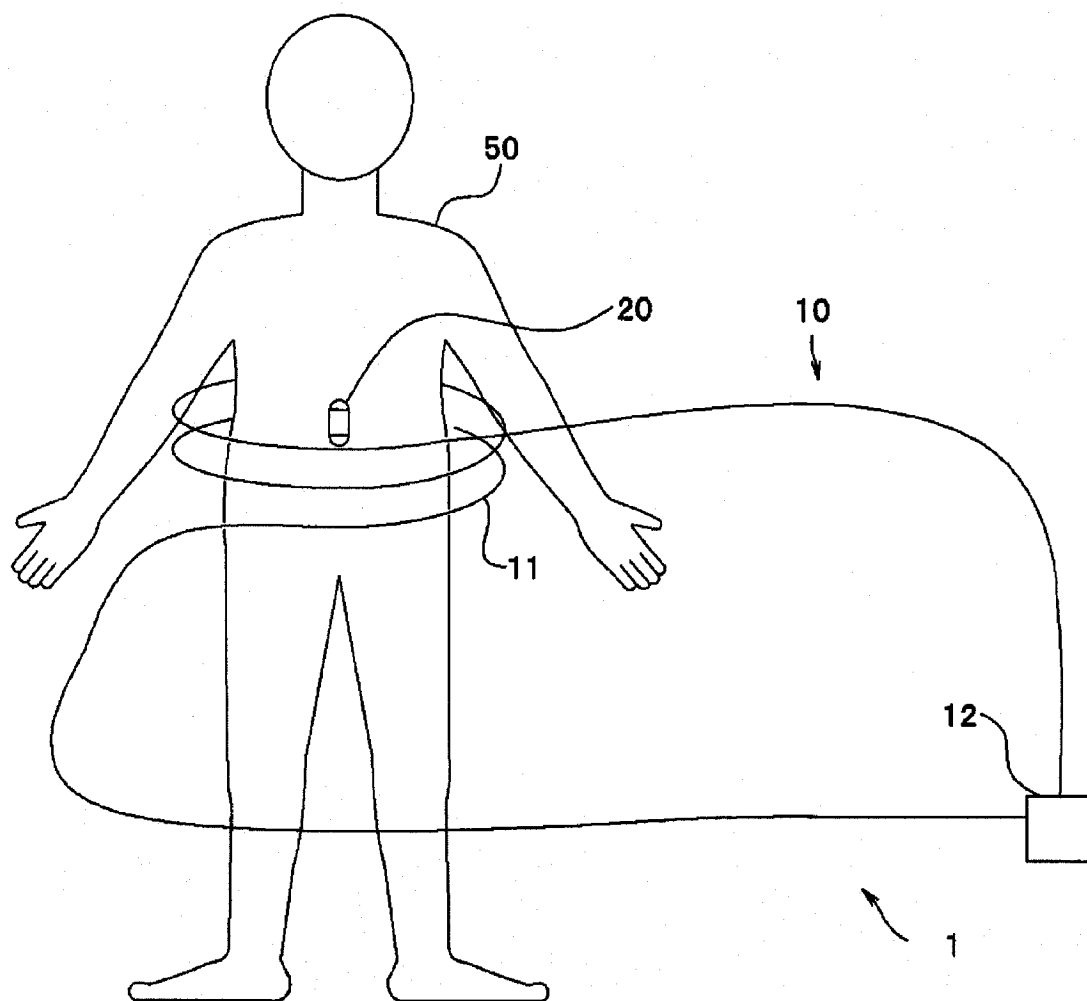


图 1

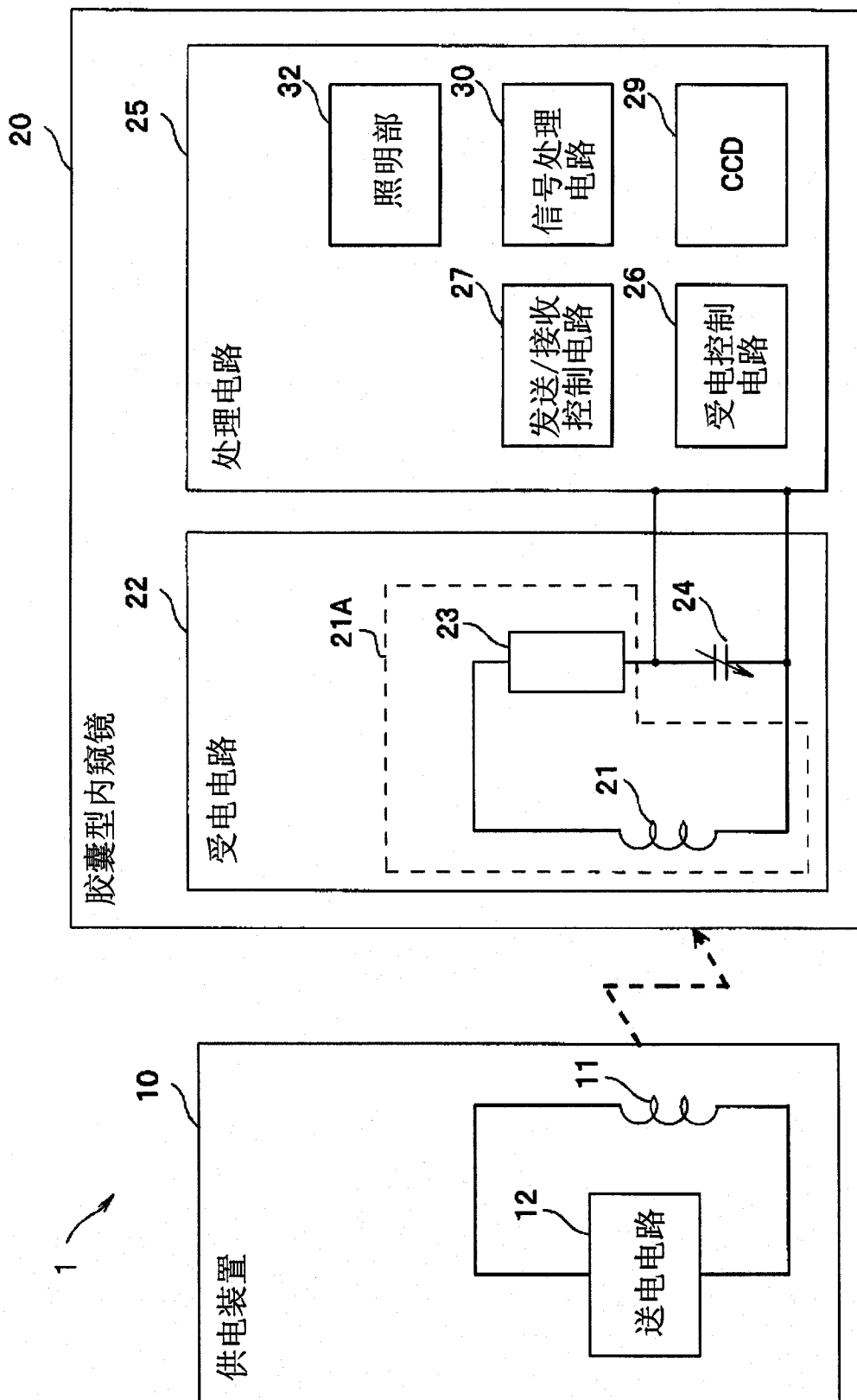


图 2

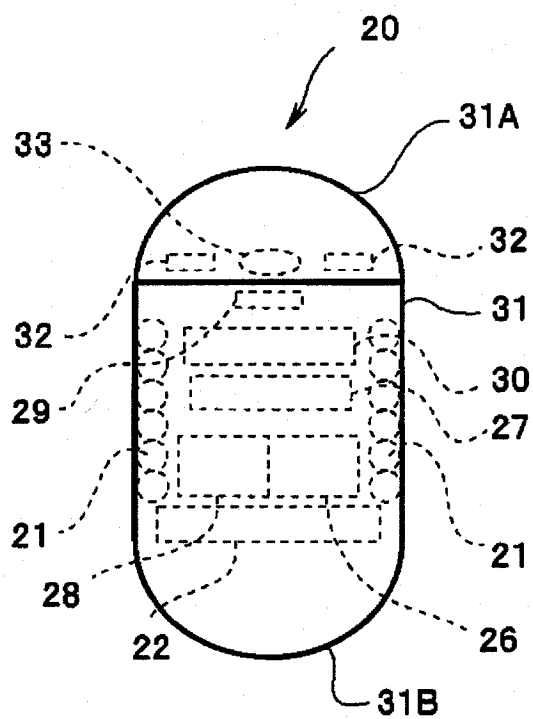


图 3

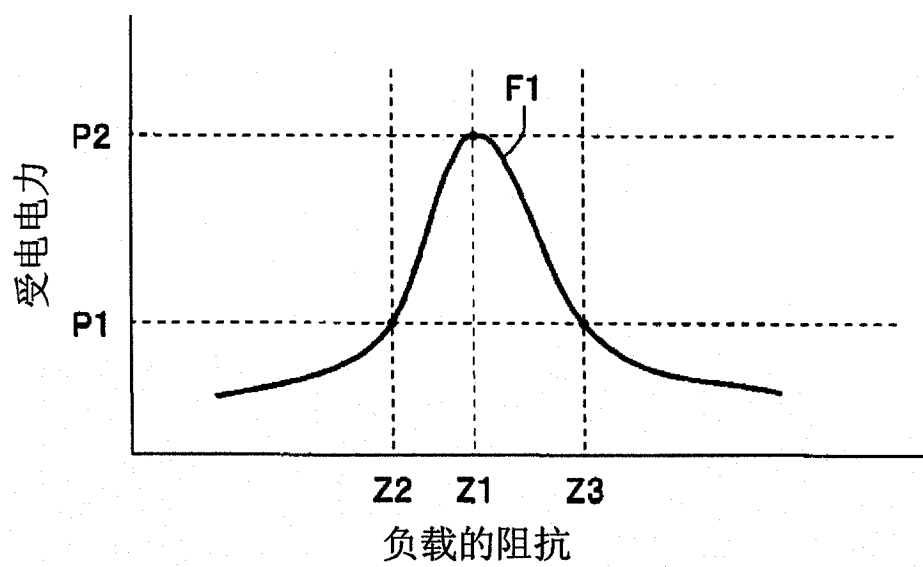


图 4

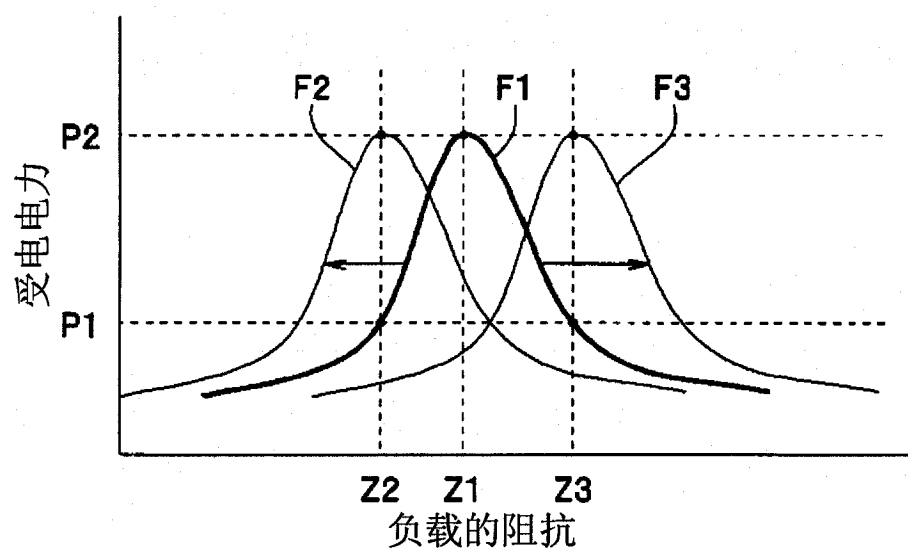


图 5

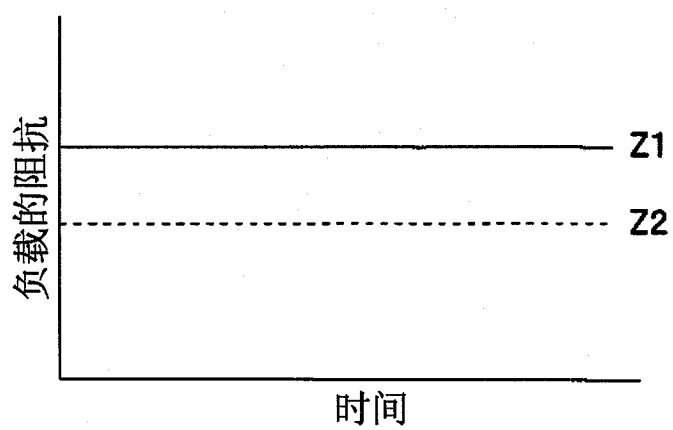


图 6

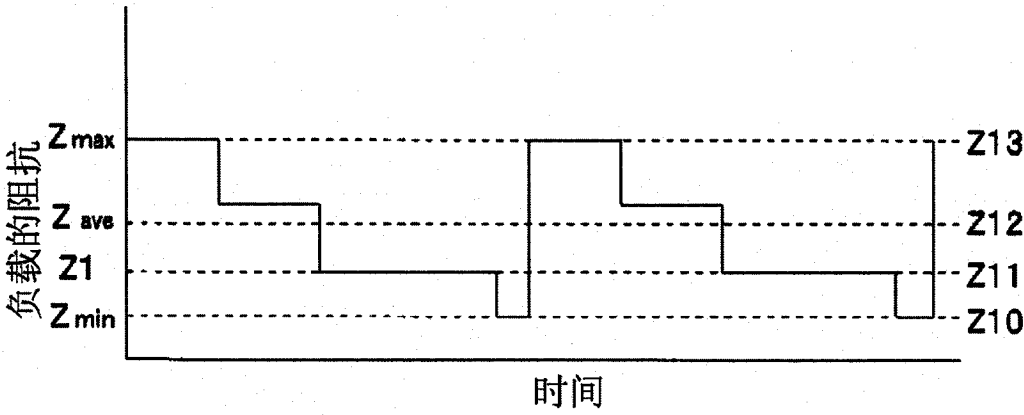


图 7

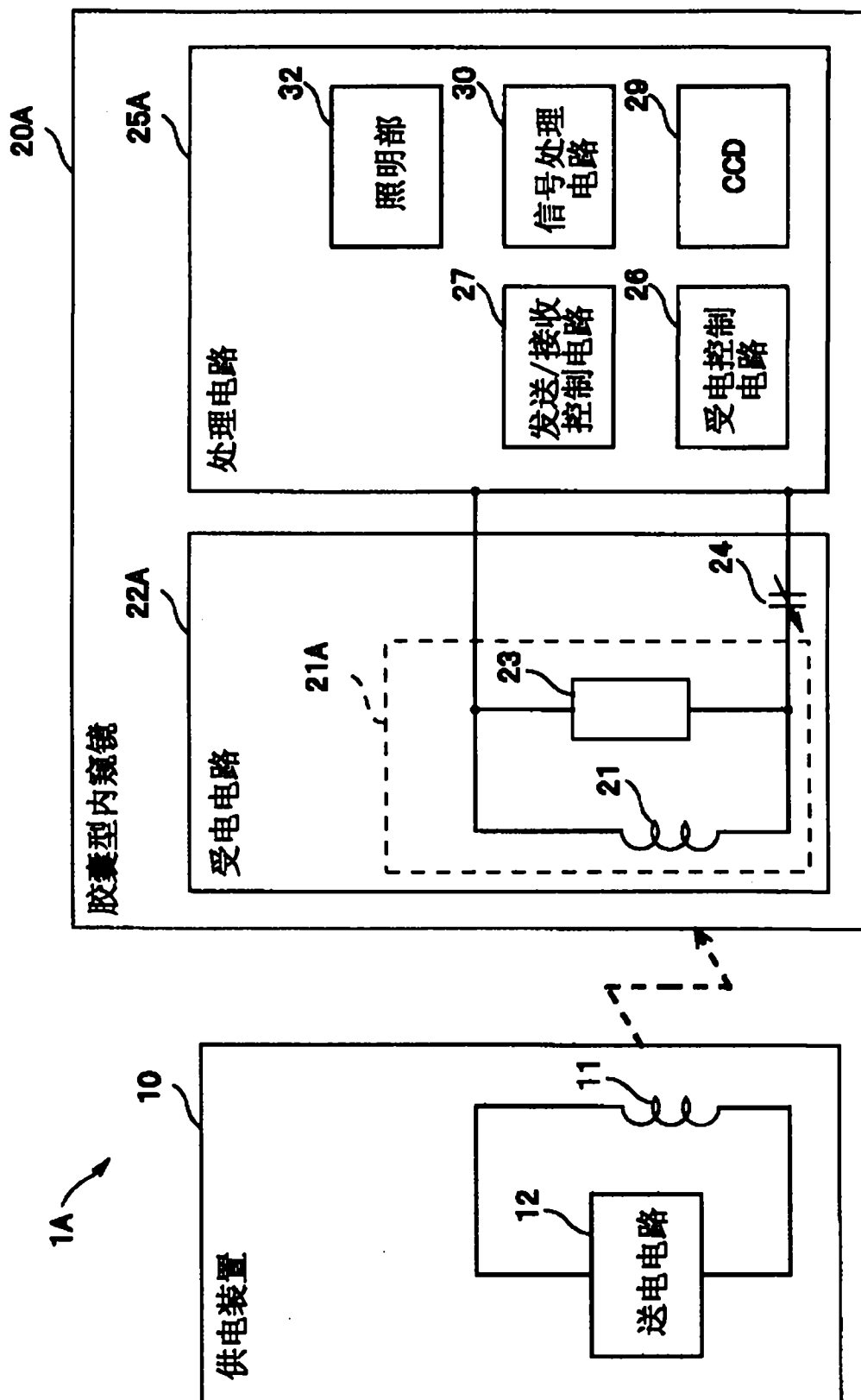


图 8

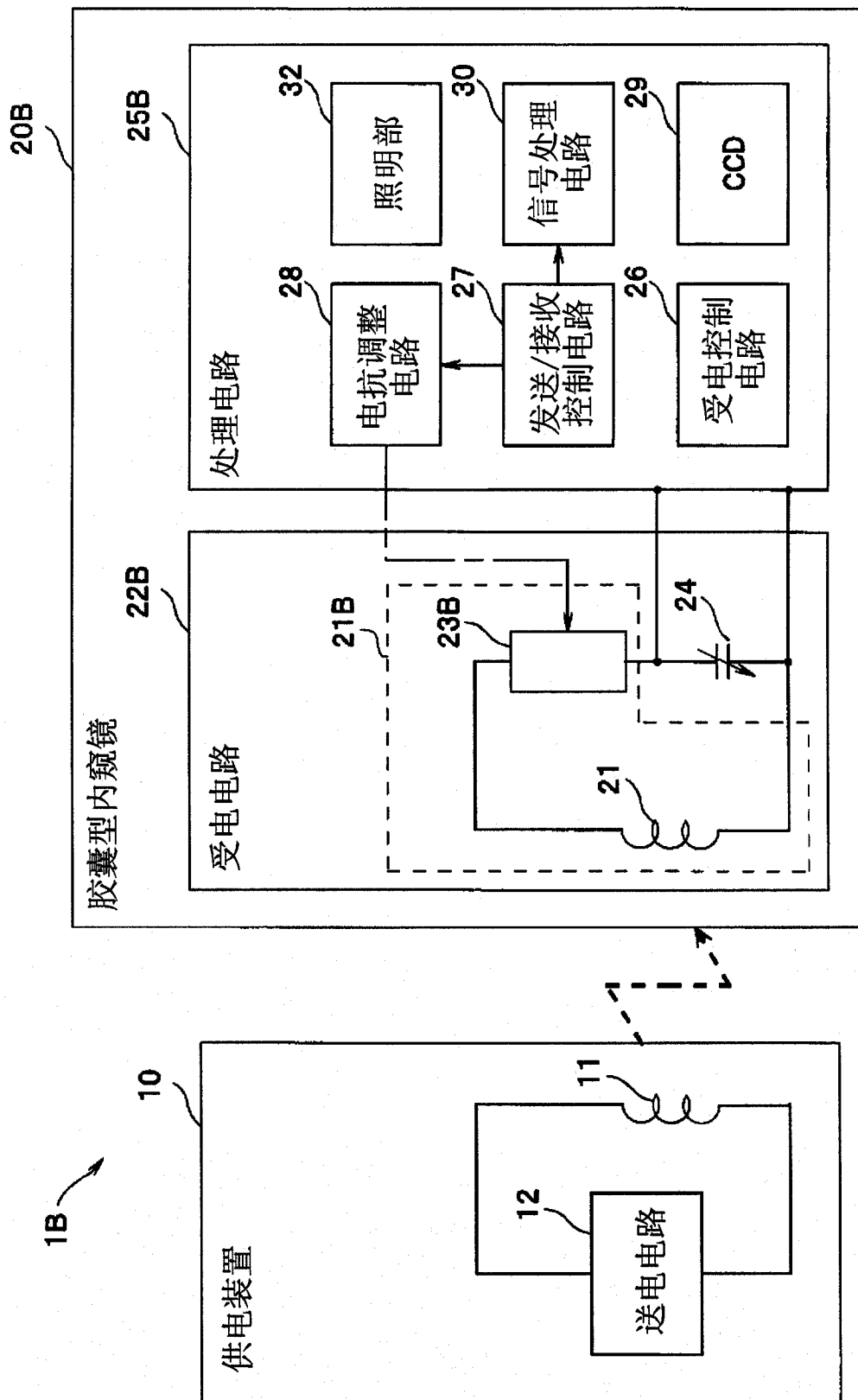


图 9

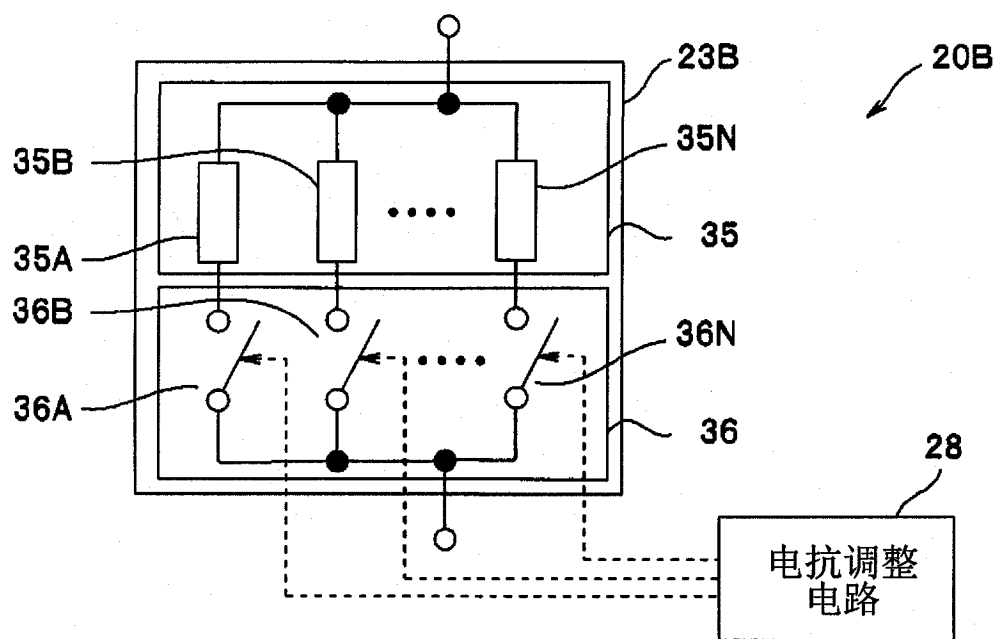


图 10

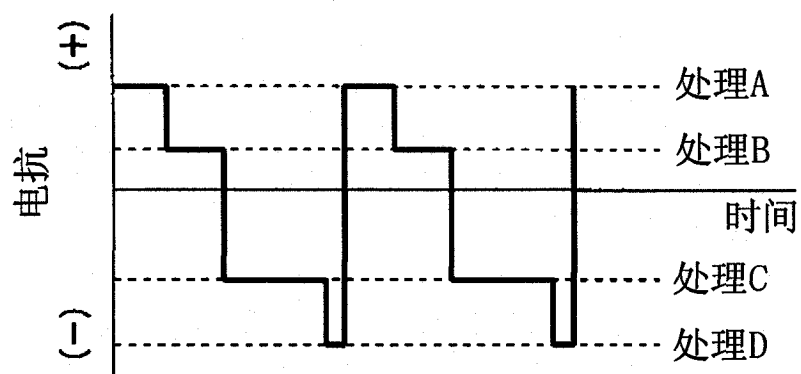


图 11

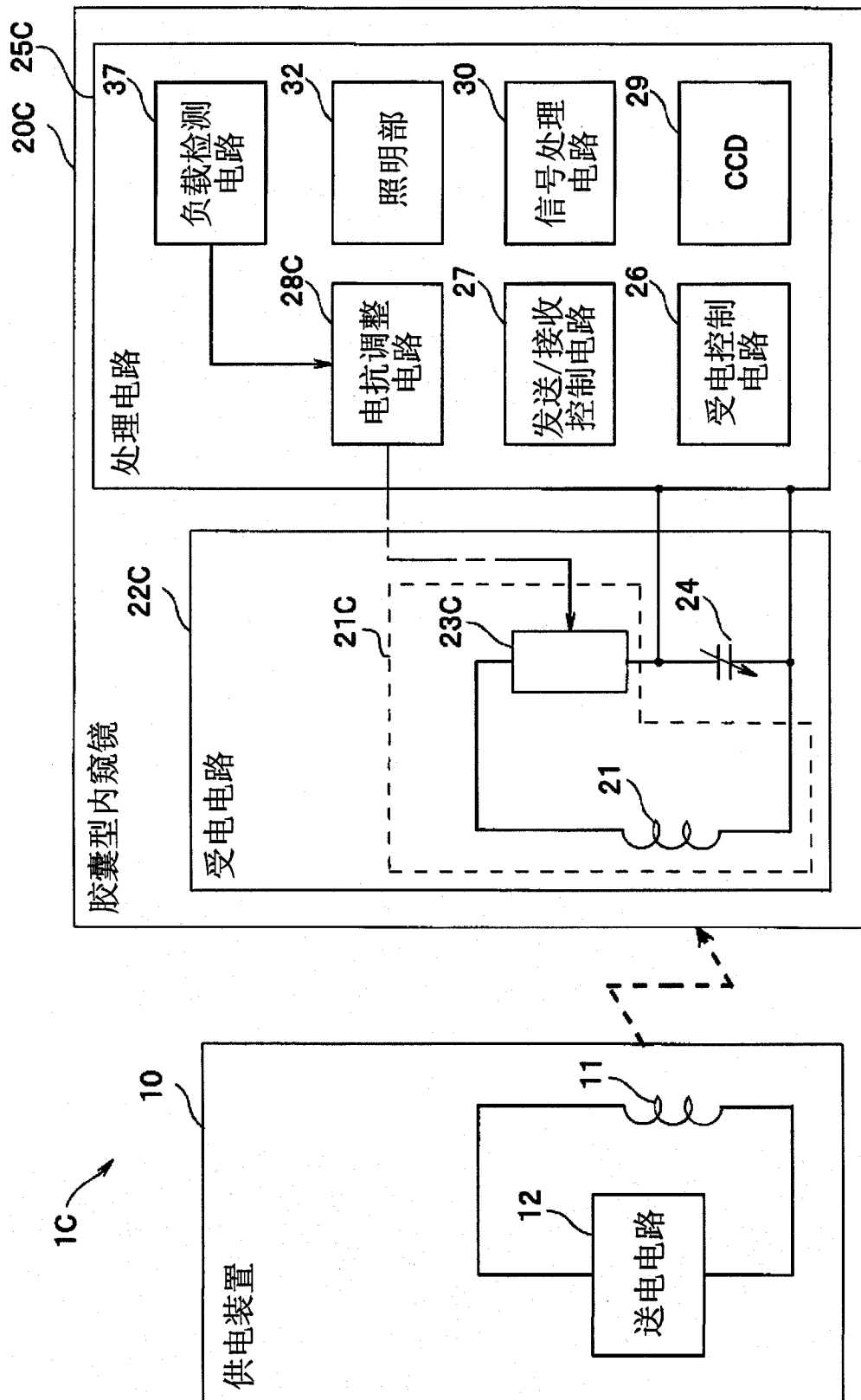


图 12

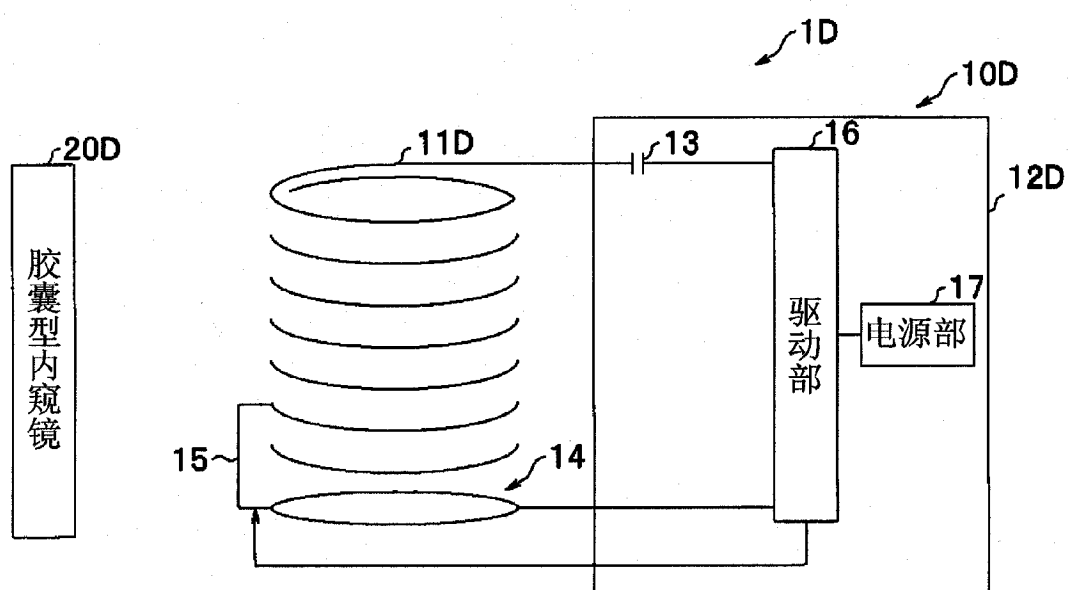


图 13

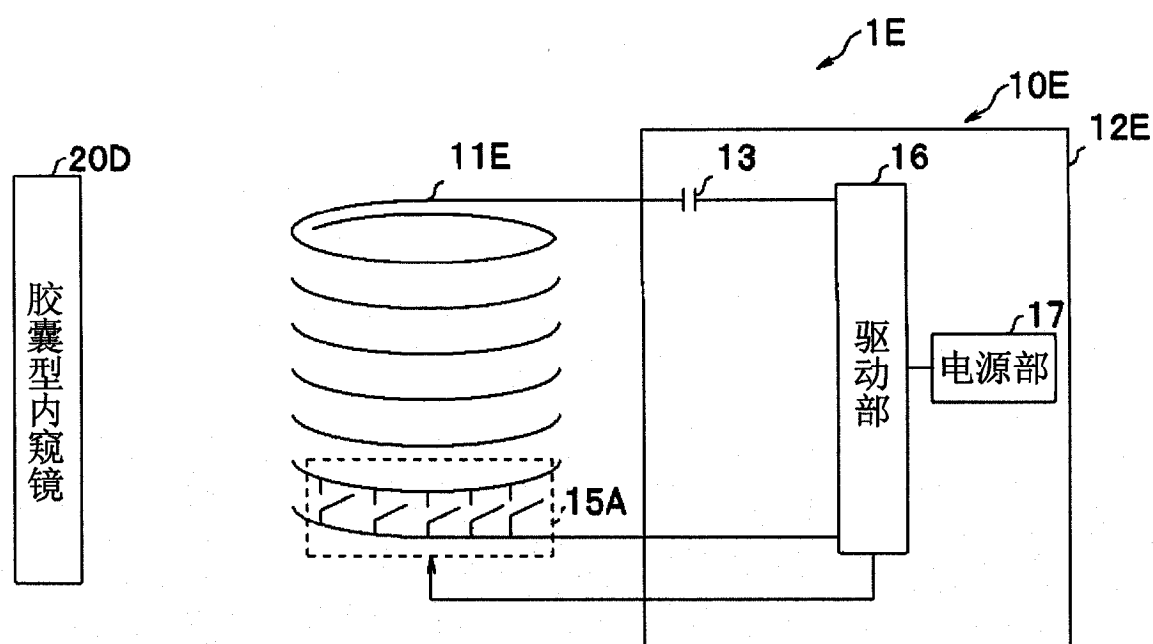


图 14

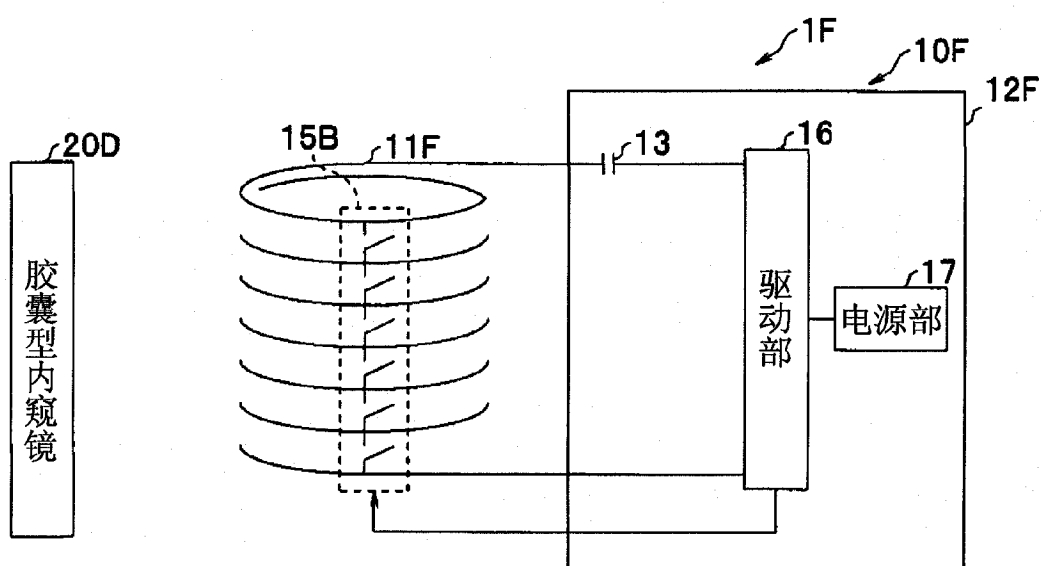


图 15

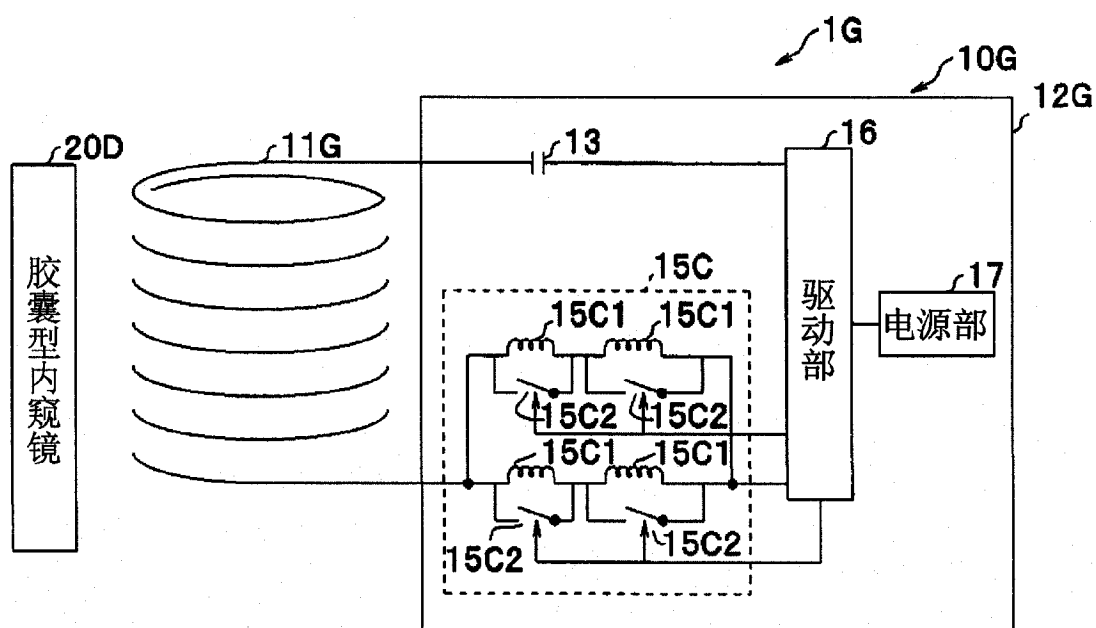


图 16

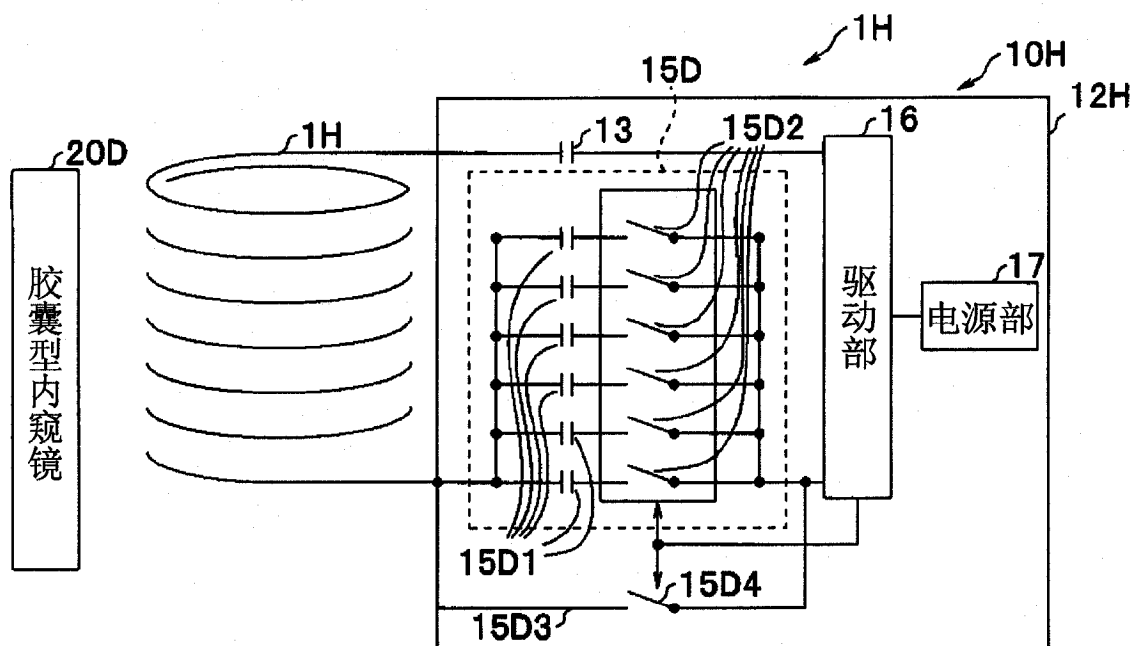


图 17

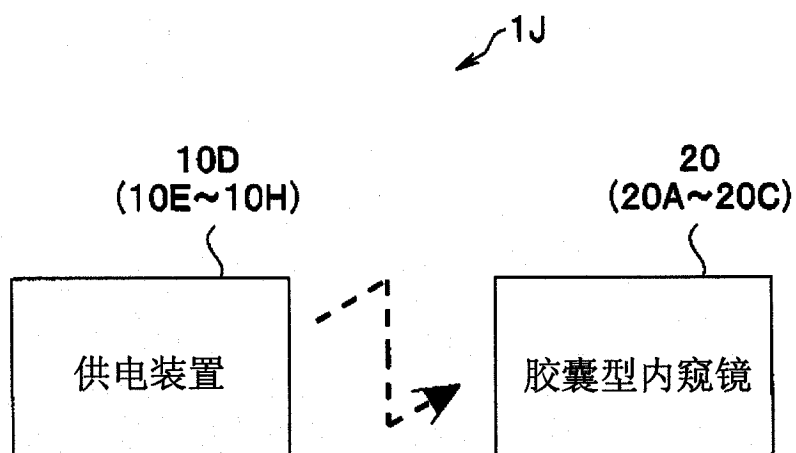


图 18

专利名称(译)	胶囊型医疗装置、供电装置以及供电系统		
公开(公告)号	CN102215733A	公开(公告)日	2011-10-12
申请号	CN200980146071.X	申请日	2009-10-27
[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	佐藤宪 祝迫洋志 宫原秀治 吉田直树		
发明人	佐藤宪 祝迫洋志 宫原秀治 吉田直树		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 H02J17/00		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/041 A61B6/032 A61B6/56 A61B2560/0214 H02J50/80 A61B1/00027 H02J50/12		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2008294794 2008-11-18 JP 2008297042 2008-11-20 JP		
其他公开文献	CN102215733B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种胶囊型内窥镜(20)，其具有：受电线圈(21)，其以无线方式从被检者(50)的体外接收电力；处理电路(25)，其进行规定处理；以及调整用电抗部(23)，其与受电线圈(21)相连接且能够调整电抗。

