



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102017363 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 03

(21) 申请号 200980115850. 3

(22) 申请日 2009. 04. 22

(30) 优先权数据

2008-120605 2008. 05. 02 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 11. 02

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2009/057974 2009. 04. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/133795 JA 2009. 11. 05

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 祝迫洋志

(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.

H02J 17/00(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 92/17929 A1, 1992. 10. 15, 说明书第 8 页
第 6 段 - 第 20 页第 7 段, 附图 1-28.

JP 特开 2004-159456 A, 2004. 06. 03, 说明
书第 9-70 段, 附图 1-11.

审查员 王晓曦

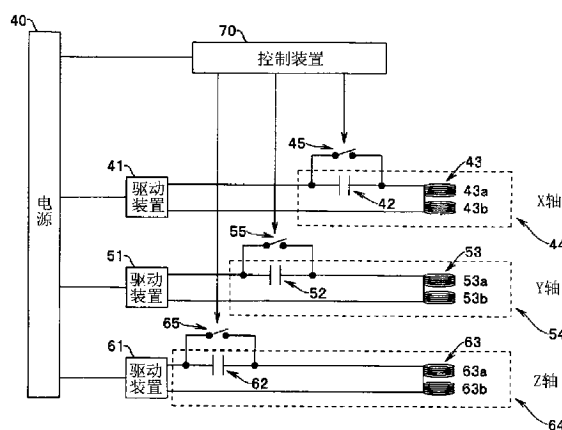
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(54) 发明名称

无线供电系统

(57) 摘要

本发明涉及一种从体外以无线方式对胶囊内窥镜等在体内进行动作的体内信息获取装置提供电力的无线供电系统。无线供电系统具备:多个送电天线,该多个送电天线分别具备谐振电路,该谐振电路包括被设置成在所期望的方向上产生磁场的送电线圈和电容器;控制装置,其对多个送电天线的各自的谐振状态进行控制;多个驱动装置,该多个驱动装置对多个送电天线施加交流电压来驱动各个送电天线;以及电源,其对多个驱动装置提供电压,其中,控制装置将要产生磁场的的一个送电天线控制成谐振状态,将不要产生磁场的其它送电天线控制成非谐振状态。



1. 一种无线供电系统,具备:多个送电天线,该多个送电天线具备谐振频率相等的谐振电路,该谐振电路包括被设置成在所期望的方向上产生磁场的送电线圈和电容器;控制装置,其对上述多个送电天线的各自的上述谐振电路的谐振状态进行控制;多个驱动装置,该多个驱动装置通过对上述多个送电天线施加交流电压来驱动各个送电天线;以及电源装置,其对上述驱动装置提供电压,该无线供电系统的特征在于,

上述控制装置将上述多个送电天线中的要产生磁场的一个送电天线的上述谐振电路控制成谐振状态,将不要产生磁场的其它所有的送电天线的上述谐振电路控制成非谐振状态,从而上述不要产生磁场的其它所有的送电天线中不会流过因感应电动势产生的电流。

2. 根据权利要求1所述的无线供电系统,其特征位于,

上述多个送电天线包括三个送电天线,该三个送电天线被设置成产生与规定的三维正交坐标系的各轴平行的磁场。

3. 根据权利要求1或2所述的无线供电系统,其特征位于,

还具备与上述多个送电天线一一对应的多个开关,该多个开关分别切换是否对各个送电天线的送电线圈和/或电容器施加上述交流电压,

其中,上述控制装置通过切换上述多个开关来控制上述多个送电天线的各自的谐振状态。

4. 根据权利要求3所述的无线供电系统,其特征位于,

在上述送电天线中形成有将上述送电线圈与上述电容器串联连接而成的串联谐振电路。

5. 根据权利要求3所述的无线供电系统,其特征位于,

在上述送电天线中形成有将上述送电线圈与上述电容器并联连接而成的并联谐振电路。

6. 根据权利要求4所述的无线供电系统,其特征位于,

上述多个开关中的各个开关分别与各个送电天线的电容器并联连接。

7. 根据权利要求5所述的无线供电系统,其特征位于,

上述多个开关中的各个开关分别与各个送电天线的电容器并联连接。

8. 根据权利要求4所述的无线供电系统,其特征位于,

上述多个开关中的各个开关分别与各个送电天线的送电线圈并联连接。

9. 根据权利要求4所述的无线供电系统,其特征位于,

上述多个开关中的各个开关被分别连接在各个送电天线的送电线圈与电容器之间。

10. 根据权利要求5所述的无线供电系统,其特征位于,

上述多个开关中的各个开关被分别连接在各个送电天线的送电线圈与电容器之间。

11. 根据权利要求4所述的无线供电系统,其特征位于,

上述多个开关中的各个开关被分别连接在各个送电天线的驱动装置与电容器之间。

12. 根据权利要求4所述的无线供电系统,其特征位于,

上述多个开关中的各个开关被分别连接在各个送电天线的送电线圈与驱动装置之间。

13. 根据权利要求1或2所述的无线供电系统,其特征位于,

上述无线供电系统使上述送电天线成为谐振状态来对体内信息获取装置发送电力,该体内信息获取装置具备用于接收通过无线发送的电力的包括受电线圈的受电天线。

14. 根据权利要求 13 所述的无线供电系统,其特征在于,
上述体内信息获取装置是胶囊内窥镜。

无线供电系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种从体外以无线方式对胶囊内窥镜等在体内进行动作的体内信息获取装置提供电力的无线供电系统。

背景技术

[0002] 以往,作为从体外以非接触的方式对胶囊内窥镜等在受验者的体内进行动作的规定设备提供电力的无线供电系统,例如日本特开 2004-159456 号公报所公开的那样,提出一种通过使电流流过设置在无线供电系统中的初级线圈来使设置在设备中的次级线圈感应出电能的无线供电系统。

[0003] 下面使用图 10 和图 11 简单地说明日本特开 2004-159456 号公报所记载的提案中的设置在无线供电系统中的初级线圈的结构。

[0004] 图 10 示出以往的无线供电系统中的初级线圈的结构。在图 10 中示出了如下情况下的胶囊内窥镜的无线供电系统的结构:在受验者 B 的身体上分别安装 XYZ 轴方向的初级线圈,以无线供电方式对作为体腔内医疗用小型设备的胶囊内窥镜提供电力。

[0005] 在图 10 中示出了对受验者 B 的体外周围的三维正交坐标系、即相互正交的 XYZ 方向的各轴方向分别配置一组亥姆霍兹型的送电线圈的状态。12a、12b 是配置在 X 轴方向上的送电线圈,13a、13b 是配置在 Y 轴方向上的送电线圈,11a、11b 是配置在 Z 轴方向上的送电线圈。

[0006] 图 11 示出以往的无线供电系统中的送电线圈的电路结构。在对胶囊内窥镜 100 提供电力的情况下,如图 11 所示,将多个送电线圈 11a 与 11b、12a 与 12b、13a 与 13b 分别串联连接,11a 与 11b、12a 与 12b、13a 与 13b 串联连接而成的各送电线圈组与送电线圈谐振用电容器 22、24、26 串联连接而构成了谐振电路。

[0007] 图 11 所示的以往的无线供电系统包括上述谐振电路、对送电线圈提供交流电压的转换电路 21、23、25、对转换电路 21、23、25 提供电力的电源装置 15 以及选择是否对转换电路 21、23、25 提供电力的开关 SW1、SW2、SW3。

[0008] 在这种以往的无线供电系统中,根据胶囊内窥镜在受验者 B 体内的位置、朝向,选择三组亥姆霍兹型送电线圈中的能够最高效地提供电力的送电线圈,对该送电线圈施加交流电压。由此,能够以无线方式对胶囊内窥镜高效地提供电力。

[0009] 一般在对送电线圈施加交流电压来使送电线圈产生磁场的情况下,为了提高电力提供效率,使用包括线圈和电容器的谐振电路。如上所述,在日本特开 2004-159456 号公报所记载的提案中,为了提高对各送电线圈组的电力提供效率,也将送电线圈组与谐振用电容器串联连接,使用谐振电路来驱动送电线圈。

[0010] 然而,在日本特开 2004-159456 号公报所记载的提案中,当要对三组送电线圈组中的所期望的一个送电线圈组施加交流电压时,由于三组送电线圈组的谐振频率相等,因此导致在没有施加交流电压的其它两组送电线圈组中产生感应电动势。也就是说,在施加了交流电流的一个送电线圈组和产生了感应电动势的其它两组送电线圈组中都有电流流

动。其结果是流过送电线圈组的电流变得不稳定,进一步导致在送电线圈组中产生的磁场的方向变得不稳定。

[0011] 即,在日本特开 2004-159456 号公报所记载的提案中存在如下问题:很难适当地控制送电的电力量、送电的方向,从而导致电力的提供效率下降。

[0012] 本发明是鉴于以上的点而完成的,其目的在于提供一种从体外以无线方式提供电力的如下无线供电系统:该无线供电系统通过稳定地控制流过送电线圈的电流的大小来适当地控制从送电线圈产生的磁场的强度和方向,从而能够高效地提供电力。

发明内容

[0013] 用于解决问题的方案

[0014] 本发明的一个方式所涉及的无线供电系统具备:多个送电天线,该多个送电天线具备谐振电路,该谐振电路包括被设置成在所期望的方向上产生磁场的送电线圈和电容器;控制装置,其对上述多个送电天线的各自的谐振状态进行控制;多个驱动装置,该多个驱动装置通过对上述多个送电天线施加交流电压来驱动各个送电天线;以及电源装置,其对上述驱动装置提供电压,该无线供电系统的特征在于,上述控制装置将上述多个送电天线中的要产生磁场的送电天线控制成谐振状态,将不要产生磁场的上述送电天线控制成非谐振状态。

附图说明

[0015] 图 1 是说明本发明的第一实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0016] 图 2 是从受验者的正面观察在受验者的体外周围配置了三轴的送电线圈 43、53、63 的状态的概要主视图。

[0017] 图 3 是从受验者的上面观察在受验者的体外周围配置了三轴的送电线圈 43、53、63 的状态的概要截面图。

[0018] 图 4 是说明本发明的第二实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0019] 图 5 是说明本发明的第三实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0020] 图 6 是说明本发明的第四实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0021] 图 7 是说明本发明的第五实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0022] 图 8 是说明本发明的第六实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0023] 图 9 是说明本发明的第六实施方式所涉及的无线供电系统的变形例的概要图。

[0024] 图 10 是表示以往的无线供电系统中的初级线圈的结构的图。

[0025] 图 11 是以往的无线供电系统中的初级线圈的电路结构图。

具体实施方式

[0026] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。

[0027] (第一实施方式)

[0028] 首先,参照图 1 说明无线供电系统的结构。图 1 是说明本发明的第一实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0029] 在图 1 中,无线供电系统主要包括三组送电天线 44、54、64、驱动这些送电天线的

驱动装置 41、51、61、控制装置 70 以及与驱动装置 41、51、61 和控制装置 70 电连接来对它们提供电力的电源 40, 其中, 该控制装置 70 控制是使电流的流动经由电容器 42、52、62 还是 not 通过电容器 42、52、62 而流动。

[0030] 电源 40 使用交流 (AC) 电源、或者从交流电源进行直流 (DC) 转换而得到的电源、或者直流 (DC) 电源等。驱动装置 41、51、61 分别与送电天线 44、54、64 电连接, 将从电源 40 输出的电压施加到各送电天线 44、54、64。

[0031] 由将电容器 42 与 X 轴驱动用送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路来构成送电天线 44。送电线圈 43 是将线圈 43a 和线圈 43b 设为亥姆霍兹结构的线圈。

[0032] 在电容器 42 的两端连接有用于控制送电天线 44 的谐振状态的开关 45。具体地说, 开关 45 与电容器 42 并联连接, 能够将电容器 42 的两端切换为接通 (ON)/ 断开 (OFF) 中的某一个状态。即, 在开关 45 断开 (开路状态) 时, 电流经由电容器 42 流到送电线圈 43, 在接通 (导通状态) 时, 电流不流过电容器 42 而经由开关 45 流到送电线圈 43。

[0033] 与送电天线 44 同样地, 由将电容器 52 与 Y 轴驱动用送电线圈 53 串联连接而成的串联谐振电路来构成送电天线 54。送电线圈 53 是将线圈 53a 和线圈 53b 设为亥姆霍兹结构的线圈。

[0034] 在电容器 52 的两端连接有用于控制送电天线 54 的谐振状态的开关 55。具体地说, 开关 55 与电容器 52 并联连接, 能够将电容器 52 的两端切换为接通 / 断开中的某一个状态。即, 在开关 55 断开 (开路状态) 时, 电流经由电容器 52 流到送电线圈 53, 在接通 (导通状态) 时, 电流不流过电容器 52 而经由开关 55 流到送电线圈 53。

[0035] 与送电天线 44、54 同样地, 由将电容器 62 与 Z 轴驱动用送电线圈 63 串联连接而成的串联谐振电路来构成送电天线 64。送电线圈 63 是将线圈 63a 和线圈 63b 设为亥姆霍兹结构的线圈。

[0036] 在电容器 62 的两端连接有用于控制送电天线 64 的谐振状态的开关 65。具体地说, 开关 65 与电容器 62 并联连接, 能够将电容器 62 的两端切换为接通 / 断开中的某一个状态。即, 在开关 65 断开 (开路状态) 时, 电流经由电容器 62 流到送电线圈 63, 在接通 (导通状态) 时, 电流不流过电容器 62 而经由开关 65 流到送电线圈 63。

[0037] 此外, 开关 45、55、65 按照来自控制装置 70 的控制信号分别切换接通 / 断开。另外, 作为开关 45、55、65, 不限于具有触点的开关、半导体开关, 只要是能够对电流路径的切断 / 保持进行切换的开关就能够使用。

[0038] X 轴驱动用送电线圈 43、Y 轴驱动用送电线圈 53、Z 轴驱动用送电线圈 63 如图 2 和图 3 所示那样, 在受验者的周围大致配置成三维正交坐标系。在此, 图 2 是从受验者的正面观察在受验者的体外周围配置了三轴的送电线圈 43、53、63 的状态的概要主视图, 图 3 是从受验者的上面观察在受验者的体外周围配置了三轴的送电线圈 43、53、63 的状态的概要截面图。

[0039] 通过对 X 轴、Y 轴、Z 轴中的某一轴的送电线圈施加高频电压来使该送电线圈产生交流磁场, 能够以无线方式对停留在受验者 80 内部的作为体内信息获取装置的胶囊内窥镜 71 提供电力。

[0040] 接着, 说明如上所述那样构成的无线供电系统的动作。首先, 说明仅对图 2 和图 3 所示的 X 轴、Y 轴、Z 轴中的 X 轴施加交流电压来在 X 轴上产生磁场的情况下的动作。

[0041] 首先,从电源 40 向驱动装置 41 提供电力。在驱动装置 41 中,将所提供的电力转换为频率与电容器 42 和送电线圈 43 的串联谐振电路的谐振频率一致的高频电力。将高频电力从驱动装置 41 施加到将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而构成的送电天线 44。

[0042] 此外,由于不需要使送电线圈 53、63 产生磁场,因此不使与这些送电线圈 53、63 相连接的驱动装置 51、61 产生交流电压(高频电力)。

[0043] 控制装置 70 发出控制信号使附加在 X 轴的送电天线 44 上的开关 45 断开。通过将开关 45 切换为断开状态,送电天线 44 能够构成谐振电路。因而,在送电线圈 43 中产生由所施加的高频电力引起的磁场。

[0044] 同时,控制装置发出使附加在 Y 轴的送电天线 54 上的开关 55 和附加在 Z 轴的送电天线 64 上的开关 65 接通的控制信号。这样,通过进行控制将开关 55、65 切换为接通状态,送电天线 54、64 无法构成谐振电路。

[0045] 因而,即使 Y 轴的送电线圈 53 和 / 或 Z 轴的送电线圈 63 处于从 X 轴的送电线圈 43 产生的磁场中,也能够充分地抑制由于该磁场而产生感应电动势的情形。因此,能够仅使 X 轴的送电线圈 43 在期望的方向上产生期望强度的磁场。

[0046] 接着,说明仅对 Y 轴施加交流电压来在 Y 轴上产生磁场的情况。在这种情况下,只要将上述的在 X 轴上产生磁场的情况中的 X 轴的各结构要素与 Y 轴的各结构要素进行置换即可。即,控制装置 70 发出控制信号使附加在 Y 轴的送电天线 54 上的开关 55 断开。同时,发出使附加在 X 轴的送电天线 44 上的开关 45 和附加在 Z 轴的送电天线 64 上的开关 65 接通的控制信号。另外,将从电源 40 提供的电力在驱动装置 51 中转换为交流电压(高频电压),并将该交流电压仅施加到 Y 轴的送电天线 54。

[0047] 通过这样进行动作,即使 X 轴的送电线圈 43 和 / 或 Z 轴的送电线圈 63 处于从 Y 轴的送电线圈 53 产生的磁场中,也能够充分地抑制由于该磁场而产生感应电动势的情形。因此,能够仅使 Y 轴的送电线圈 53 在期望的方向上产生期望强度的磁场。

[0048] 关于仅对 Z 轴施加交流电压来在 Z 轴上产生磁场的情况,也进行与 X 轴、Y 轴相同的动作、控制。即,控制装置 70 发出控制信号使附加在 Z 轴的送电天线 64 上的开关 65 断开。同时,发出使附加在 X 轴的送电天线 44 上的开关 45 和附加在 Y 轴的送电天线 54 上的开关 55 接通的控制信号。另外,将从电源 40 提供的电力在驱动装置 61 中转换为交流电压(高频电力),并将该交流电压仅施加到 Z 轴的送电天线 64。

[0049] 通过这样进行动作,即使 X 轴的送电线圈 43 和 / 或 Y 轴的送电线圈 53 处于从 Z 轴的送电线圈 63 产生的磁场中,也能够充分地抑制由于该磁场而产生感应电动势的情形。因此,能够仅使 Z 轴的送电线圈 63 在期望的方向上产生期望强度的磁场。

[0050] 这样,本实施方式的无线供电系统在各轴的送电天线 44、54、64 上设置开关 45、55、65,通过控制装置 70 对该开关 45、55、65 的接通 / 断开进行切换,由此能够仅使想要产生磁场的轴上的送电天线成为谐振状态,使其它两个轴上的送电天线成为非谐振状态,因此能够稳定地控制流过各送电线圈的电流的大小,从而能够适当地控制从送电线圈产生的磁场的强度和方向。因而,能够对体内信息获取装置高效地提供电力。并且,由于能够抑制在送电线圈之间产生感应电动势,因此不需要多余的电力,还能够实现节能化。

[0051] (第二实施方式)

[0052] 接着,使用图 4 具体说明本发明的第二实施方式所涉及的无线供电系统。图 4 是

说明本发明的第二实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0053] 本实施方式的无线供电系统的结构除了与 X 轴、Y 轴、Z 轴分别相对应的送电天线 144、154、164 的电路结构以外，与使用图 1 说明的第一实施方式的无线供电系统相同，因此此处仅说明送电天线 144、154、164 的电路结构，针对同一结构要素附加同一附图标记并省略说明。

[0054] 另外，X 轴、Y 轴、Z 轴的送电天线 144、154、164 具有相同的电路结构，因此此处仅说明 X 轴的送电天线 144，省略关于 Y 轴、Z 轴的送电天线 154、164 的说明。

[0055] 在第一实施方式中，在具有将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路的送电天线 44 中，在电容器 42 的两端连接有开关 45。另一方面，在本实施方式中，不同点在于在具有将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路的送电天线 144 中，在送电线圈 43 的两端连接有开关 45。

[0056] 开关 45 按照从控制装置 70 发送的控制信号，将送电线圈 43 的两端切换为接通和断开中的某一个状态。在 Y 轴的送电线圈 53、Z 轴的送电线圈 63 的两端也与送电天线 144 同样地连接有开关 55、65。

[0057] 即，在 X 轴上产生磁场的情况下，进行切换使得开关 45 成为断开状态。此时，Y 轴、Z 轴的各开关 55、65 成为接通状态。通过这样控制并切换开关 45、55、65，使 X 轴的送电天线 144 成为谐振状态而使 Y 轴的送电天线 154 和 Z 轴的送电天线 164 成为非谐振状态，因此能够仅使 X 轴在所期望的方向上产生期望强度的磁场。

[0058] 此外，在 Y 轴上产生磁场的情况以及在 Z 轴上产生磁场的情况下的开关的接通和断开的切换控制与第一实施方式相同，只要将 X 轴与各个轴的结构要素进行置换就进行同样的动作，因此省略说明。

[0059] 这样，在本实施方式中，通过控制装置 70 对设置在各轴的送电天线 144、154、164 上的开关 45、55、65 的接通 / 断开进行切换，能够仅使想要产生磁场的轴上的送电天线成为谐振状态、使其它两个轴上的送电天线成为非谐振状态，因此能够稳定地控制流过各送电线圈的电流的大小，从而能够适当地控制从送电线圈产生的磁场的强度和方向。因而，能够对体内信息获取装置高效地提供电力。并且，由于能够抑制在送电线圈之间产生感应电动势，因此不需要多余的电力，还能够实现节能化。

[0060] （第三实施方式）

[0061] 接着，使用图 5 具体说明本发明的第三实施方式所涉及的无线供电系统。图 5 是说明本发明的第三实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0062] 本实施方式的无线供电系统的结构除了与 X 轴、Y 轴、Z 轴分别相对应的送电天线 244、254、264 的电路结构以外，与使用图 1 说明的第一实施方式的无线供电系统相同，因此此处仅说明送电天线 244、254、264 的电路结构，针对同一结构要素附加同一附图标记并省略说明。

[0063] 另外，X 轴、Y 轴、Z 轴的送电天线 244、254、264 具有相同的电路结构，因此此处仅说明 X 轴的送电天线 244，省略关于 Y 轴、Z 轴的送电天线 254、264 的说明。

[0064] 在第一实施方式中，在具有将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路的送电天线 44 中，在电容器 42 的两端连接有开关 45。另一方面，在本实施方式中，不同点在于在具有将电容器 42 与送电线圈 43 并联连接而成的并联谐振电路的送电天线 244

中,在电容器 42 的两端、即送电线圈 43 的两端连接有开关 45。

[0065] 开关 45 按照从控制装置 70 发送的控制信号,将送电线圈 43 的两端切换为接通和断开中的某一个状态。在 Y 轴的送电线圈 53、Z 轴的送电线圈 63 的两端也与送电天线 244 同样地连接有开关 55、65。

[0066] 即,在 X 轴上产生磁场的情况下,进行切换使得开关 45 成为断开状态。此时,Y 轴、Z 轴的各开关 55、65 成为接通状态。通过这样控制并切换开关 45、55、65,使 X 轴的送电天线 244 成为谐振状态而使 Y 轴的送电天线 254 和 Z 轴的送电天线 264 成为非谐振状态,因此能够仅使 X 轴在所期望的方向上产生期望强度的磁场。

[0067] 此外,在 Y 轴上产生磁场的情况以及在 Z 轴上产生磁场的情况下的开关的接通和断开的切换控制与第一实施方式相同,只要将 X 轴与各个轴的结构要素进行置换就进行同样的动作,因此省略说明。

[0068] 这样,在本实施方式中,通过控制装置 70 对设置在各轴的送电天线 244、254、264 上的开关 45、55、65 的接通 / 断开进行切换,能够仅使想要产生磁场的轴的送电天线成为谐振状态而使其它两个轴的送电天线成为非谐振状态,因此能够稳定地控制流过各送电线圈的电流的大小,从而能够适当地控制从送电线圈产生的磁场的强度和方向。因而,能够对体内信息获取装置高效地提供电力。并且,由于能够抑制在送电线圈之间产生感应电动势,因此不需要多余的电力,还能够实现节能化。

[0069] (第四实施方式)

[0070] 接着,使用图 6 具体说明本发明的第四实施方式所涉及的无线供电系统。图 6 是说明本发明的第四实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0071] 本实施方式的无线供电系统的结构除了与 X 轴、Y 轴、Z 轴分别相对应的送电天线 344、354、364 的电路结构以外,与使用图 1 说明的第一实施方式的无线供电系统相同,因此此处仅说明送电天线 344、354、364 的电路结构,针对同一结构要素附加同一附图标记并省略说明。

[0072] 另外,X 轴、Y 轴、Z 轴的送电天线 344、354、364 具有相同的电路结构,因此此处仅说明 X 轴的送电天线 344,省略关于 Y 轴、Z 轴的送电天线 354、364 的说明。

[0073] 在第一实施方式中,在具有将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路的送电天线 44 中,在电容器 42 的两端连接有开关 45。另一方面,在本实施方式中,不同点在于在具有将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路的送电天线 344 中,在电容器 42 与送电线圈 43 之间连接有开关 45。

[0074] 开关 45 按照从控制装置 70 发送的控制信号,将电容器 42 与送电线圈 43 之间的连接切换为接通和断开中的某一个状态。在 Y 轴的电容器 52 与送电线圈 53 之间、Z 轴的电容器 62 与送电线圈 63 之间也与送电天线 344 同样地连接有开关 55、65。

[0075] 即,在 X 轴上产生磁场的情况下,进行切换使得开关 45 成为接通状态。此时,Y 轴、Z 轴的各开关 55、65 成为断开状态。通过这样控制并切换开关 45、55、65,使 X 轴的送电天线 344 成为谐振状态而使 Y 轴的送电天线 354 和 Z 轴的送电天线 364 成为非谐振状态,因此能够仅使 X 轴在所期望的方向上产生期望强度的磁场。

[0076] 此外,在 Y 轴上产生磁场的情况以及在 Z 轴上产生磁场的情况下的开关的接通和断开的切换控制只要将 X 轴与各个轴的结构要素进行置换就进行同样的动作,因此省略说

明。

[0077] 这样,在本实施方式中,通过控制装置 70 对设置在各轴的送电天线 344、354、364 上的开关 45、55、65 的接通 / 断开进行切换,能够仅使想要产生磁场的轴的送电天线成为谐振状态而使其它两个轴的送电天线成为非谐振状态,因此能够稳定地控制流过各送电线圈的电流的大小,从而能够适当地控制从送电线圈产生的磁场的强度和方向。因而,能够对体内信息获取装置高效地提供电力。并且,由于能够抑制在送电线圈之间产生感应电动势,因此不需要多余的电力,还能够实现节能化。

[0078] (第五实施方式)

[0079] 接着,使用图 7 具体说明本发明的第五实施方式所涉及的无线供电系统。图 7 是说明本发明的第五实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0080] 本实施方式的无线供电系统的结构除了与 X 轴、Y 轴、Z 轴分别相对应的送电天线 444、454、464 的电路结构以外,与使用图 1 说明的第一实施方式的无线供电系统相同,因此此处仅说明送电天线 444、454、464 的电路结构,针对同一结构要素附加同一附图标记并省略说明。

[0081] 另外,X 轴、Y 轴、Z 轴的送电天线 444、454、464 具有相同的电路结构,因此此处仅说明 X 轴的送电天线 444,省略关于 Y 轴、Z 轴的送电天线 454、464 的说明。

[0082] 在第一实施方式中,在具有将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路的送电天线 44 中,在电容器 42 的两端连接有开关 45。另一方面,在本实施方式中,不同点在于在具有将电容器 42 与送电线圈 43 并联连接而成的并联谐振电路的送电天线 444 中,在电容器 42 与送电线圈 43 之间的两处连接点中的至少一个连接点上连接有开关 45。

[0083] 开关 45 按照从控制装置 70 发送的控制信号,将电容器 42 与送电线圈 43 之间的连接切换为接通和断开中的某一个状态。对于 Y 轴的电容器 52 与送电线圈 53 之间的两处连接点以及 Z 轴的电容器 62 与送电线圈 63 之间的两处连接点,也与送电天线 444 同样地在至少一个连接点上连接有开关 55、65。

[0084] 即,在 X 轴上产生磁场的情况下,进行切换使得开关 45 成为接通状态。此时,Y 轴、Z 轴的各开关 55、65 成为断开状态。通过这样控制并切换开关 45、55、65,使 X 轴的送电天线 444 成为谐振状态而使 Y 轴的送电天线 454 和 Z 轴的送电天线 464 成为非谐振状态,因此能够仅使 X 轴在所期望的方向上产生期望强度的磁场。

[0085] 此外,在 Y 轴上产生磁场的情况以及在 Z 轴上产生磁场的情况下的开关的接通和断开的切换控制只要将 X 轴与各个轴的结构要素进行置换就进行同样的动作,因此省略说明。

[0086] 这样,在本实施方式中,通过控制装置 70 对设置在各轴的送电天线 444、454、464 上的开关 45、55、65 的接通 / 断开进行切换,能够仅使想要产生磁场的轴的送电天线成为谐振状态而使其它两个轴的送电天线成为非谐振状态,因此能够稳定地控制流过各送电线圈的电流的大小,从而能够适当地控制从送电线圈产生的磁场的强度和方向。因而,能够对体内信息获取装置高效地提供电力。并且,由于能够抑制在送电线圈之间产生感应电动势,因此不需要多余的电力,还能够实现节能化。

[0087] (第六实施方式)

[0088] 接着,使用图 8 具体说明本发明的第六实施方式所涉及的无线供电系统。图 8 是

说明本发明的第六实施方式所涉及的无线供电系统的结构的概要图。

[0089] 本实施方式的无线供电系统的结构除了与 X 轴、Y 轴、Z 轴分别相对应的送电天线 544、554、564 的电路结构以外，与使用图 1 说明的第一实施方式的无线供电系统相同，因此此处仅说明送电天线 544、554、564 的电路结构，针对同一结构要素附加同一附图标记并省略说明。

[0090] 另外，X 轴、Y 轴、Z 轴的送电天线 544、554、564 具有相同的电路结构，因此此处仅说明 X 轴的送电天线 544，省略关于 Y 轴、Z 轴的送电天线 554、564 的说明。

[0091] 在第一实施方式中，在具有将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路的送电天线 44 中，在电容器 42 的两端连接有开关 45。另一方面，在本实施方式中，不同点在于在具有将电容器 42 与送电线圈 43 串联连接而成的串联谐振电路的送电天线 544 中，在驱动装置 41 与电容器 42 之间连接有开关 45。

[0092] 开关 45 按照从控制装置 70 发送的控制信号，将驱动装置 41 与电容器 42 之间的连接切换为接通和断开中的某一个状态。在 Y 轴的驱动装置 51 与电容器 52 之间、Z 轴的驱动装置 61 与电容器 62 之间也与送电天线 544 同样地连接有开关 55、65。

[0093] 即，在 X 轴上产生磁场的情况下，进行切换使得开关 45 成为接通状态。此时，Y 轴、Z 轴的各开关 55、65 成为断开状态。通过这样控制并切换开关 45、55、65，使 X 轴的送电天线 544 成为谐振状态而使 Y 轴的送电天线 554 和 Z 轴的送电天线 564 成为非谐振状态，因此能够仅使 X 轴在所期望的方向上产生期望强度的磁场。

[0094] 此外，在 Y 轴上产生磁场的情况以及在 Z 轴上产生磁场的情况下的开关的接通和断开的切换控制只要将 X 轴与各个轴的结构要素进行置换就进行同样的动作，因此省略说明。

[0095] 这样，在本实施方式中，通过控制装置 70 对设置在各轴的送电天线 544、554、564 上的开关 45、55、65 的接通 / 断开进行切换，能够仅使想要产生磁场的轴的送电天线成为谐振状态而使其它两个轴的送电天线成为非谐振状态，因此能够稳定地控制流过各送电线圈的电流的大小，从而能够适当地控制从送电线圈产生的磁场的强度和方向。因而，能够对体内信息获取装置高效地提供电力。并且，由于能够抑制在送电线圈之间产生感应电动势，因此不需要多余的电力，还能够实现节能化。

[0096] 此外，在本实施方式中，在驱动装置 41、51、61 与电容器 42、52、62 之间设置了开关 45、55、65，但是只要能够通过开关 45、55、65 对驱动装置 41、51、61 与送电天线 544、554、564 之间的电连接（接通、断开）进行切换控制即可，因此也能够如图 9 所示那样对送电天线的电路结构进行变形。图 9 是说明本发明的第六实施方式所涉及的无线供电系统的变形例的概要图。

[0097] 即，也可以如图 9 所示那样在驱动装置 41、51、61 与送电线圈 43、53、63 之间设置开关 45、55、65。

[0098] 如上所述，根据上述的各实施方式，能够提供如下一种无线供电系统：通过稳定地控制流过送电线圈的电流的大小来适当地控制从送电线圈产生的磁场的强度和方向，从而能够高效地提供电力。

[0099] 如上所述，在上述六个实施方式中，以由 X、Y、Z 三轴构成的送电天线为例进行了说明，但是能够应用于具有两轴以上的多轴的送电天线。

[0100] 另外,作为被本发明的无线供电系统提供电力的体内信息获取装置,以胶囊内窥镜为例进行了说明,但是本发明不限于上述实施方式,能够在不改变本发明宗旨的范围内进行各种变更、改变等。

[0101] 例如,作为体内信息获取装置,也能够应用于生理学方面的传感器、医疗装置。

[0102] 产业上的可利用性

[0103] 另外,本发明的无线供电系统应用于这些体内信息获取装置毋庸置疑,当然也能够广泛地应用于以无线方式提供电力的装置。

[0104] 本申请主张 2008 年 5 月 2 日在日本申请的特愿 2008-120605 号的优先权,在本申请说明书、权利要求书中引用上述公开内容。

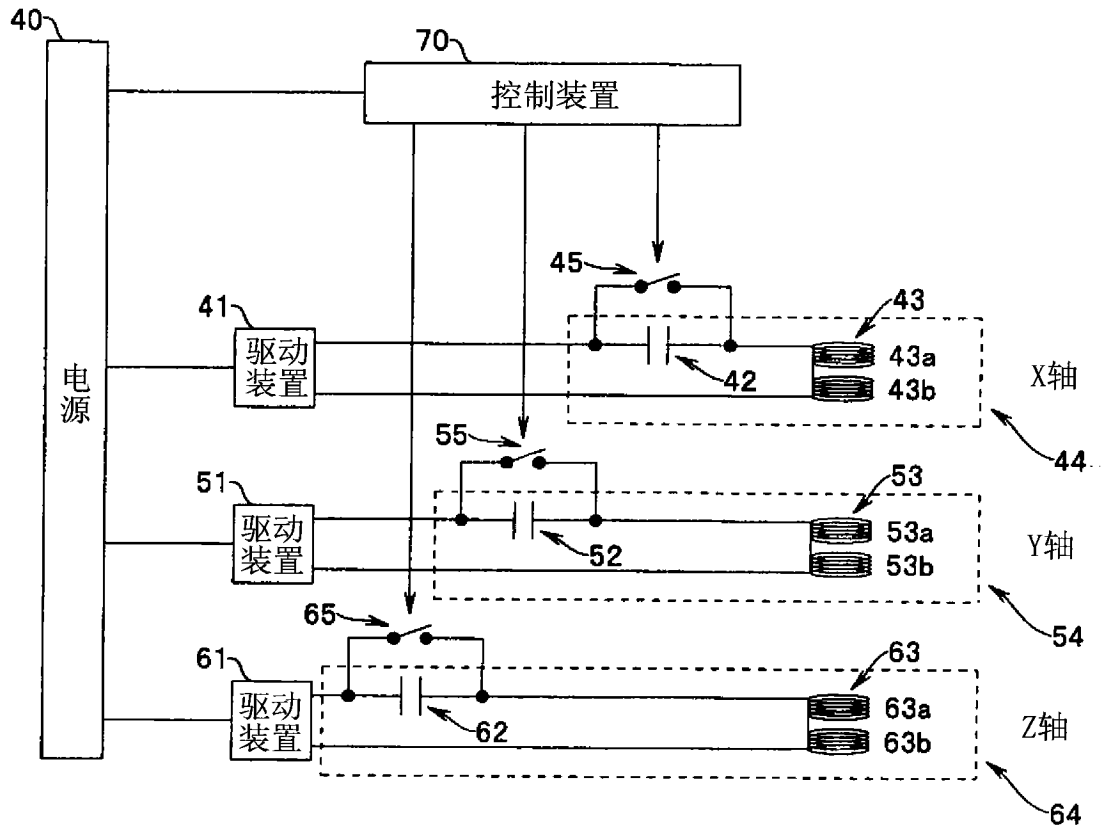


图 1

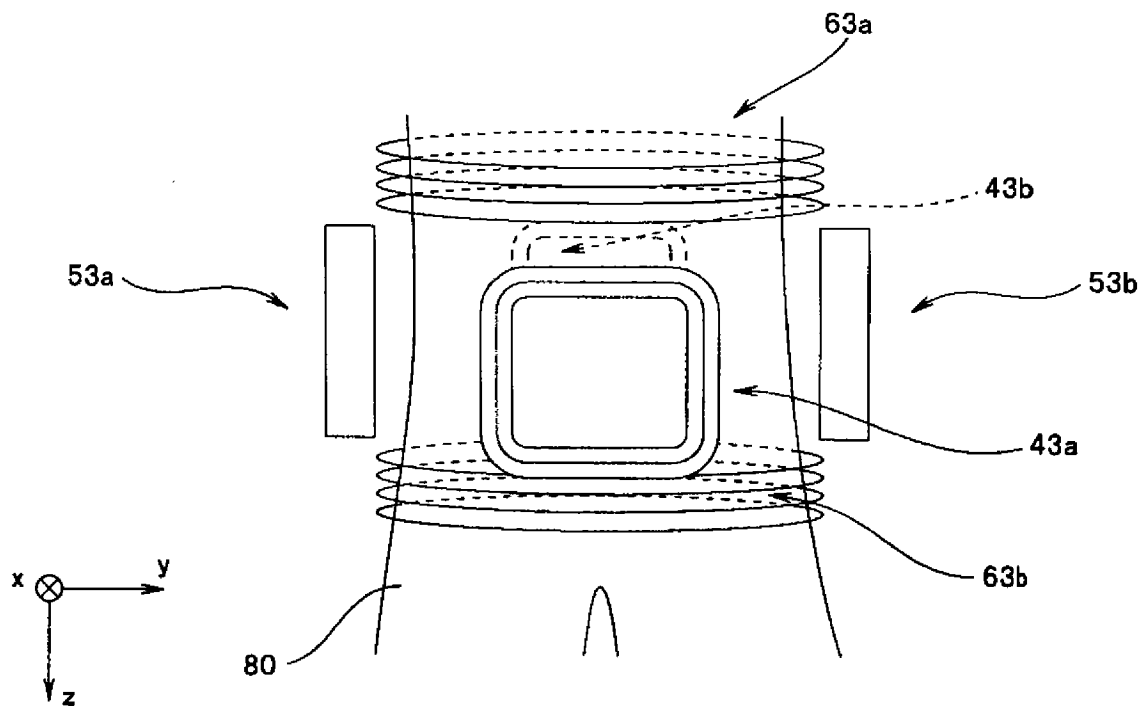


图 2

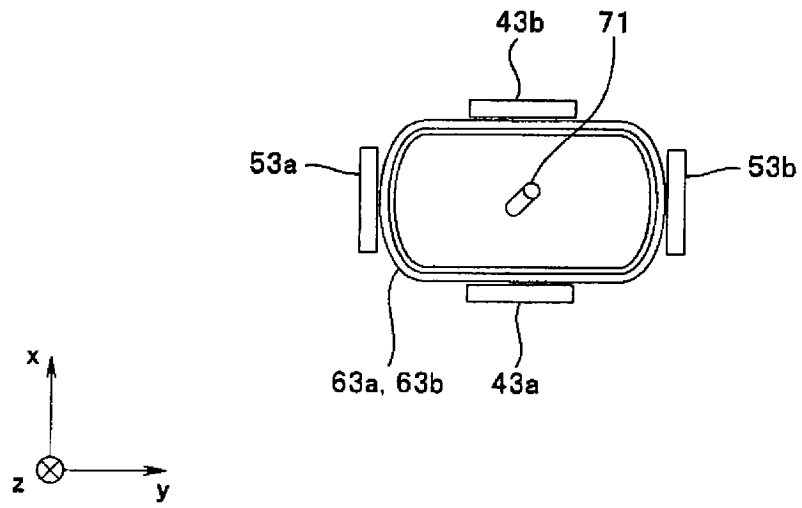


图 3

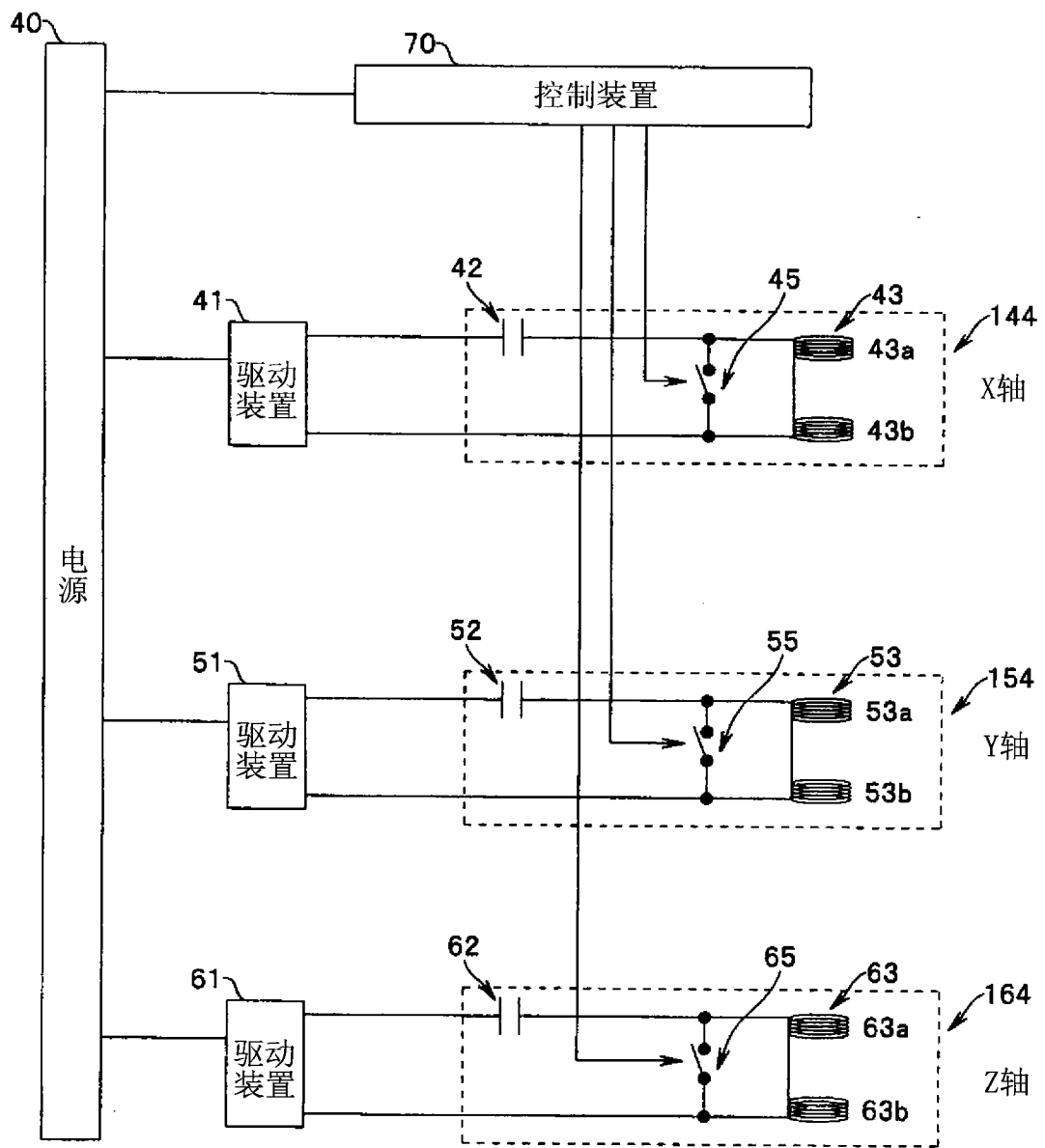


图 4

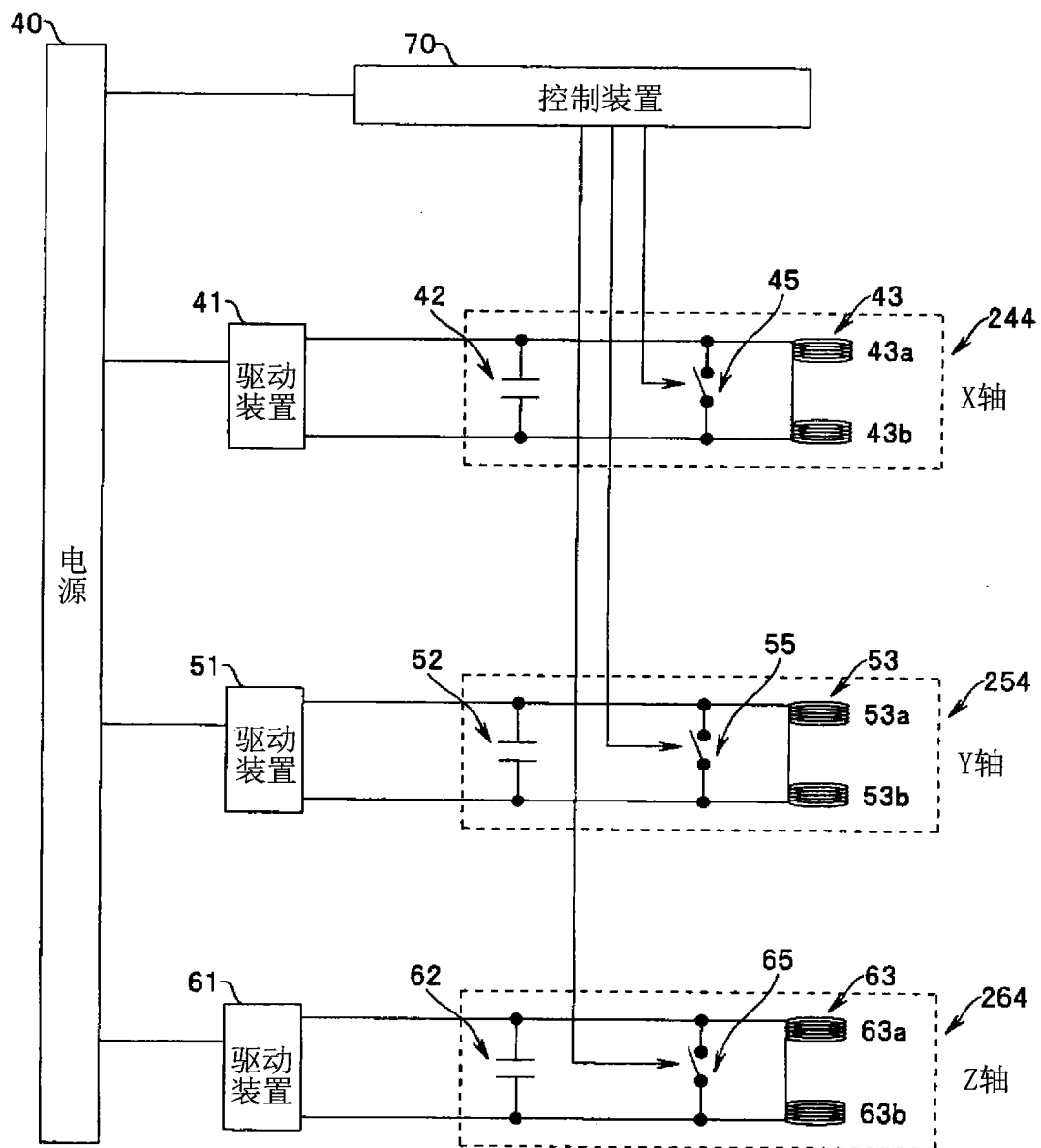


图 5

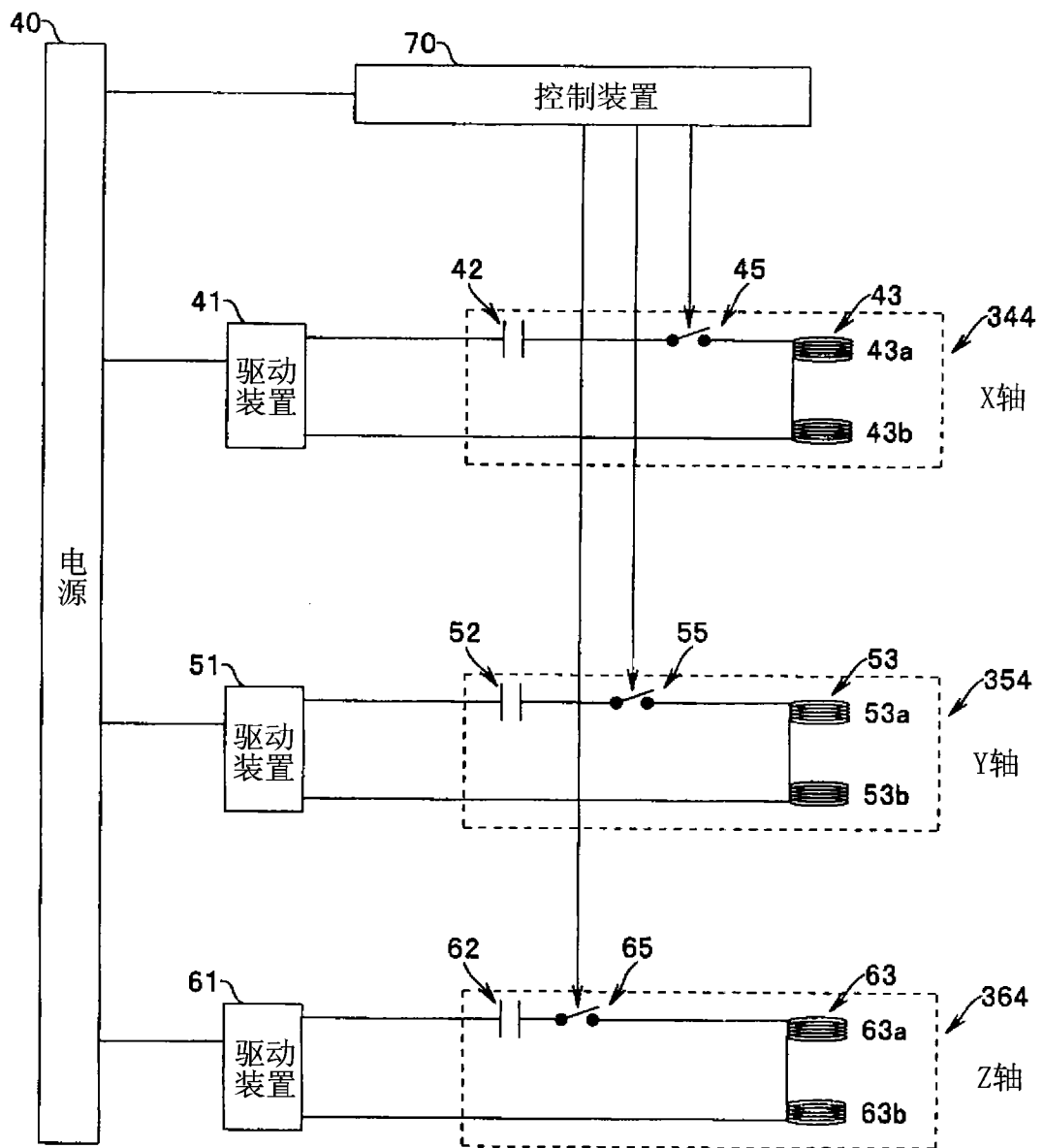


图 6

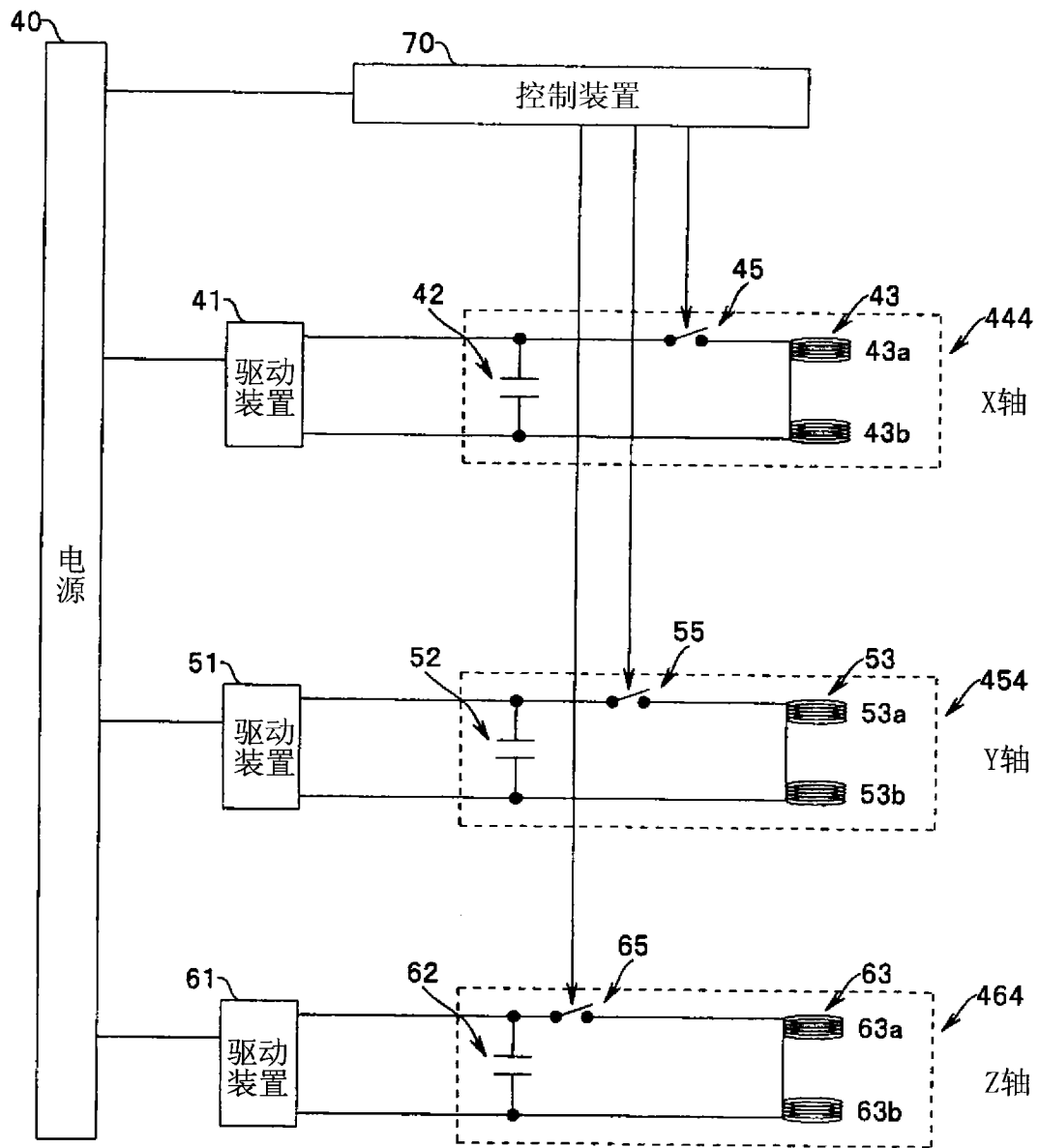


图 7

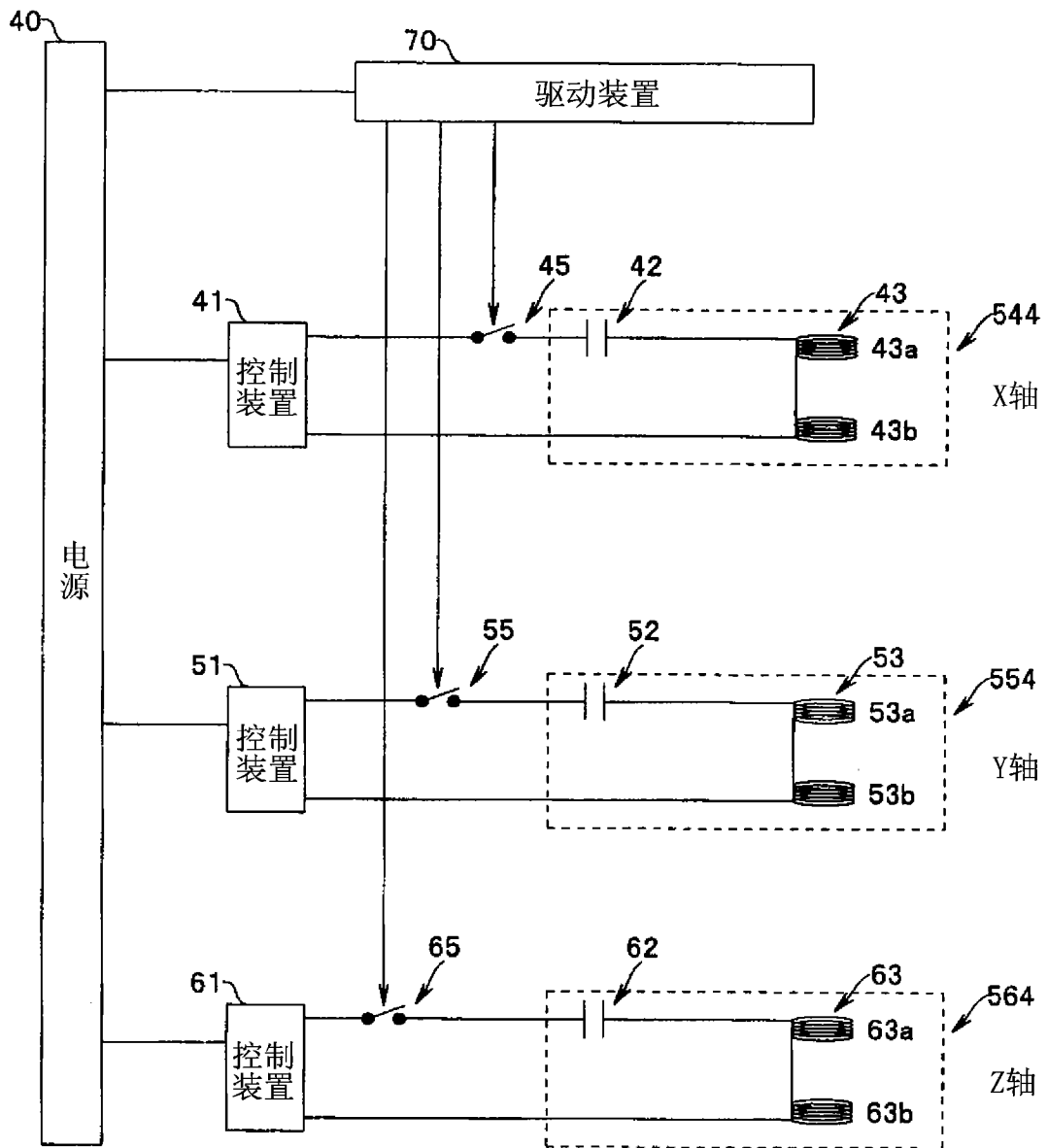


图 8

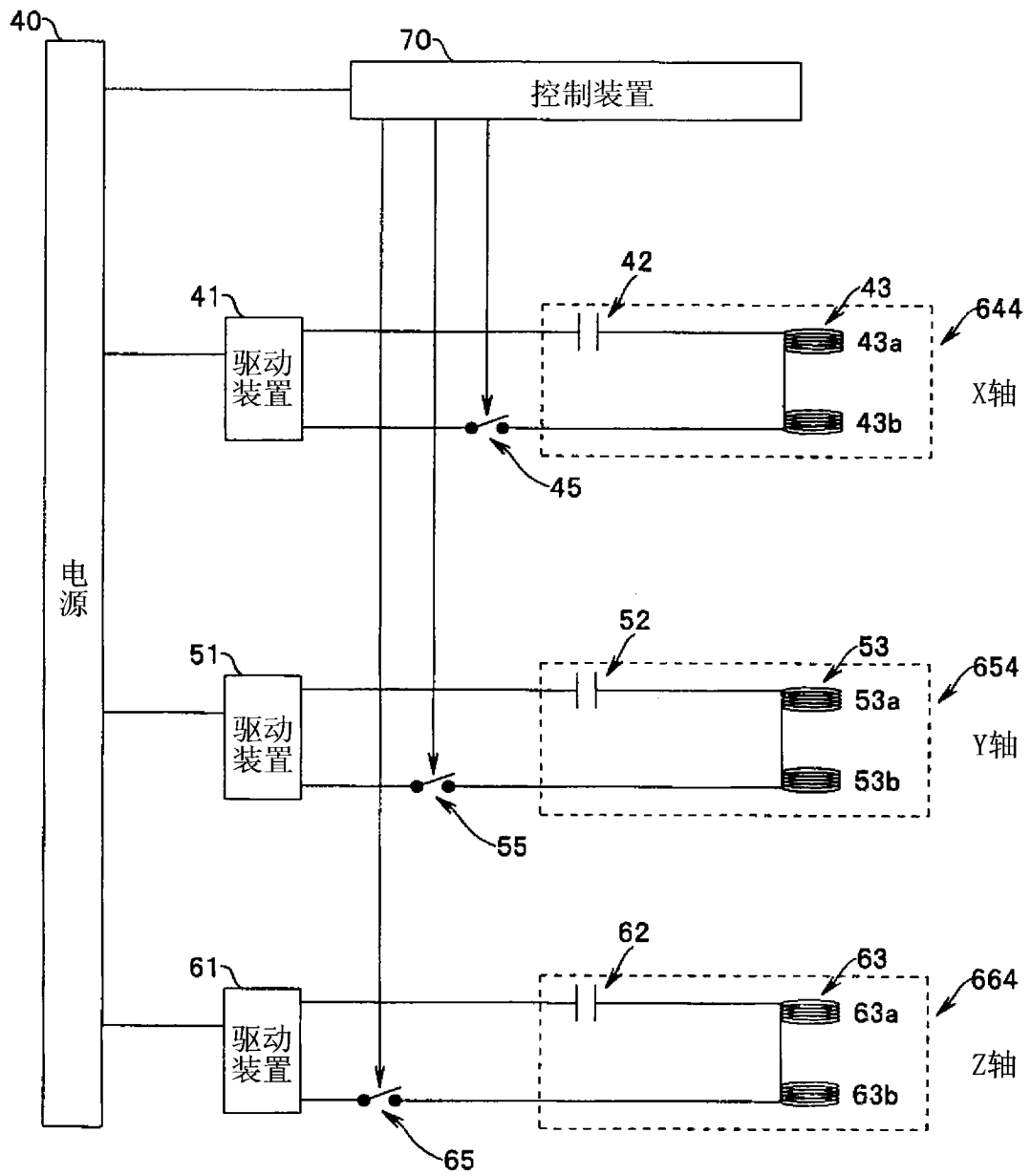


图 9

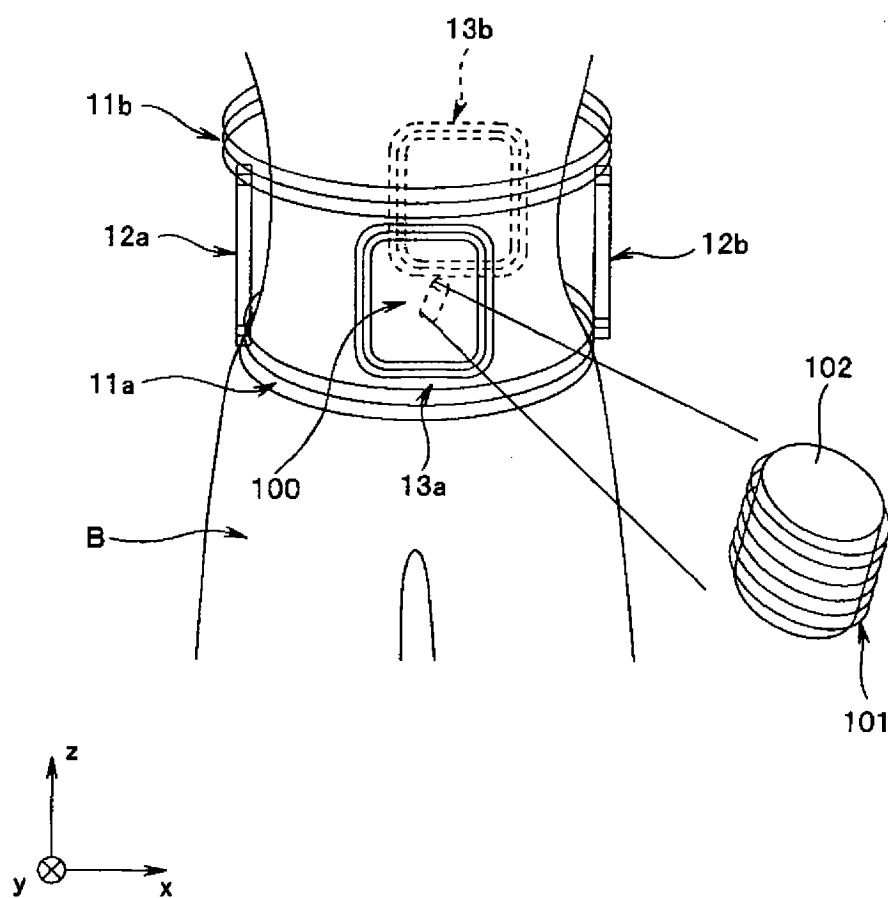


图 10

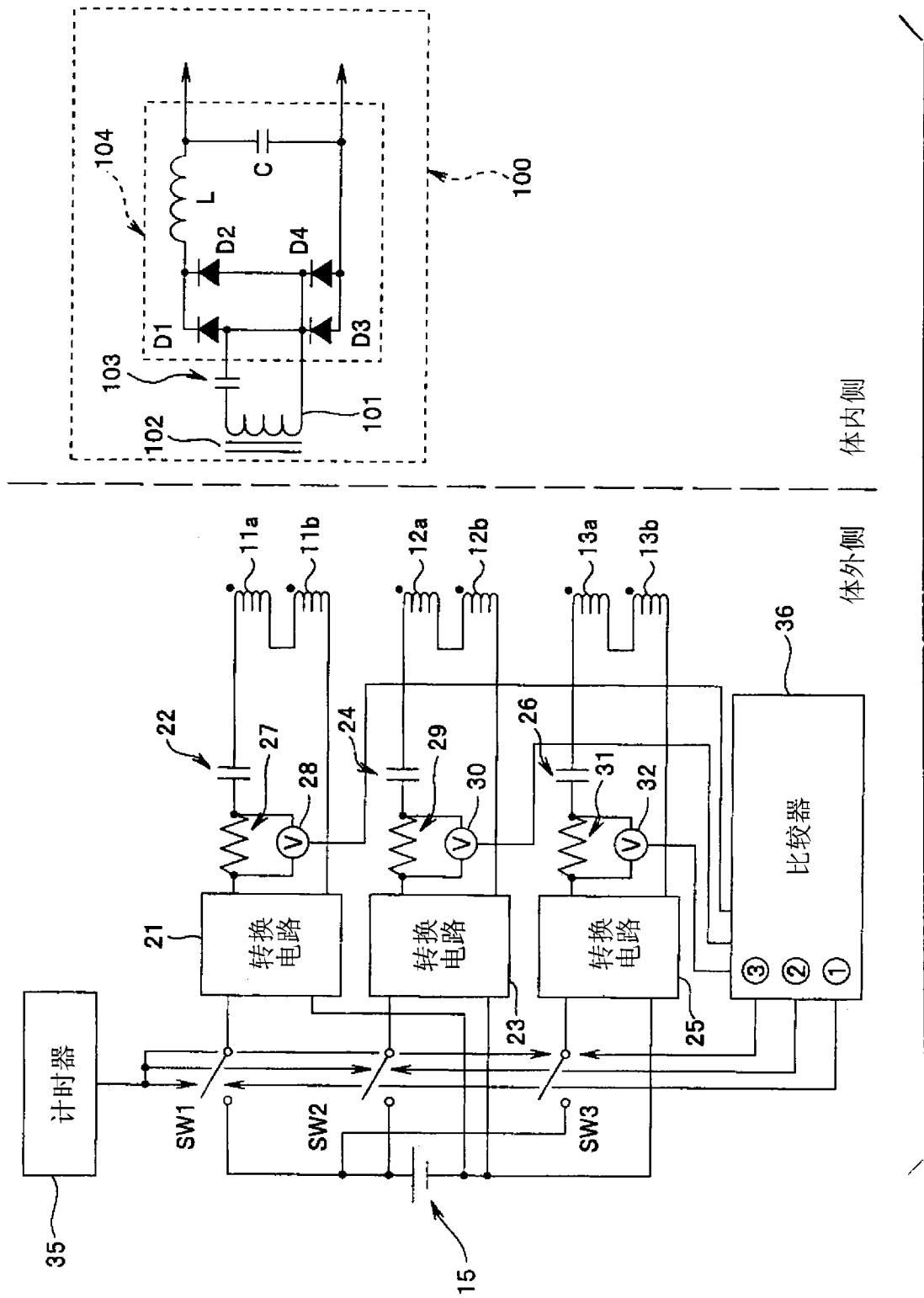


图 11

专利名称(译)	无线供电系统		
公开(公告)号	CN102017363B	公开(公告)日	2014-09-03
申请号	CN200980115850.3	申请日	2009-04-22
[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	祝迫洋志		
发明人	祝迫洋志		
IPC分类号	H02J17/00 A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	H02J5/005 A61B2560/0214 H02J17/00 A61B1/00029 A61B1/041 H02J50/12		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	王晓曦		
优先权	2008120605 2008-05-02 JP		
其他公开文献	CN102017363A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种从体外以无线方式对胶囊内窥镜等在体内进行动作的体内信息获取装置提供电力的无线供电系统。无线供电系统具备：多个送电天线，该多个送电天线分别具备谐振电路，该谐振电路包括被设置成在所期望的方向上产生磁场的送电线圈和电容器；控制装置，其对多个送电天线的各自的谐振状态进行控制；多个驱动装置，该多个驱动装置对多个送电天线施加交流电压来驱动各个送电天线；以及电源，其对多个驱动装置提供电压，其中，控制装置将要产生磁场的的一个送电天线控制成谐振状态，将不要产生磁场的其它送电天线控制成非谐振状态。

