



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112203507 B

(45) 授权公告日 2022. 11. 22

(21) 申请号 201980031639.7

(22) 申请日 2019.06.03

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 112203507 A

(43) 申请公布日 2021.01.08

(30) 优先权数据  
2018-109869 2018.06.07 JP  
2019-020009 2019.02.06 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2020.11.11

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2019/022023 2019.06.03

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02019/235436 JA 2019.12.12

(73) 专利权人 光电子株式会社

地址 日本宫城县

(72) 发明人 佐藤文博 古屋善纪 涩谷润  
曾根竹彦 汤山昭房 相良健一  
佐佐木秀

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

专利代理师 高迪

(51) Int. Cl.  
A01K 29/00 (2006.01)  
H02J 50/10 (2006.01)  
H02J 50/40 (2006.01)

(56) 对比文件  
JP 2017135829 A, 2017.08.03

审查员 金李静芳

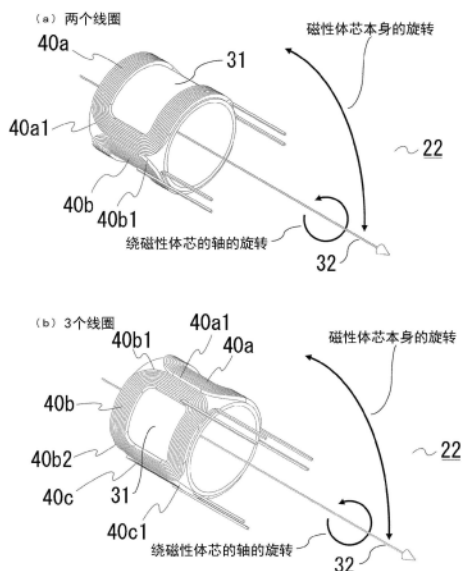
权利要求书2页 说明书14页 附图9页

## (54) 发明名称

受电装置、实验动物生物体信息取得装置及实验动物生物体信息取得系统

## (57) 摘要

是向被埋入在饲养笼(14)内的多匹实验动物中的实验动物生物体信息取得装置(12)非接触地进行电力传送的技术,送电侧不将饲养笼(14)覆盖而能够从外部观察实验动物的行动,提供一种不论实验动物的朝向及位置如何都能够持续地供电的受电装置。2次侧线圈部(22)具有与长度方向垂直的截面形状为圆形的磁性体芯(31)、和以外形成为大致四边形的方式将导体卷绕而构成的多个螺旋线圈(40a、40b);多个螺旋线圈(40a、40b)使各自的边彼此(40a1和40b1)、(40a2和40b2)接近,将磁性体芯(31)的周面整体覆盖,在磁性体芯(31)的周向上以环状(以形成环的方式)配置。



1. 一种受电装置,其特征在于,  
具有将从送电装置的1次侧线圈部非接触地传送的电力受电的2次侧线圈部,  
上述2次侧线圈部具有磁性体芯、和以外形成为大致四边形的方式将导体卷绕而构成的3个螺旋线圈,该磁性体芯的与上述磁性体芯的轴向垂直的截面形状为圆形或多边形,  
上述3个螺旋线圈使各自的边彼此接近,将上述磁性体芯的周面整体覆盖,在上述磁性体芯的周向上以环状形成环状线圈列而配置。
2. 如权利要求1所述的受电装置,  
在上述环状线圈列的上述磁性体芯的轴向外侧的上述磁性体芯的表面,设有使导线涡旋状地卷绕而形成的螺线管线圈。
3. 如权利要求1所述的受电装置,  
上述磁性体芯是多边形,上述边位于上述多边形的顶点。
4. 如权利要求1所述的受电装置,  
上述磁性体芯是多边形,上述边位于上述多边形的顶点以外的位置。
5. 如权利要求1所述的受电装置,  
上述磁性体芯是多边形,上述螺旋线圈配置有比上述多边形的角数少的数量。
6. 如权利要求1~5中任一项所述的受电装置,  
上述受电装置是实验动物生物体信息取得装置用的受电装置,被埋入到实验动物内。
7. 如权利要求6所述的受电装置,  
上述实验动物生物体信息取得装置具有:  
上述受电装置;  
加法电路,将来自上述受电装置的输出并联相加、串联相加或串并联相加;以及  
供电电路,向耗电装置供电,  
上述加法电路在将上述受电装置的输出整流平滑后,进行并联相加、串联相加或串并联相加。
8. 如权利要求7所述的受电装置,  
上述耗电装置是间歇性地进行耗电的耗电装置。
9. 如权利要求7所述的受电装置,其特征在于,  
上述供电电路至少包括与间歇性的耗电有关的供电电路和与时间平均的耗电有关的供电电路的两个电路。
10. 如权利要求9所述的受电装置,其特征在于,  
在上述与间歇性的耗电有关的供电电路包括陶瓷电容器,在上述与时间平均的耗电有关的供电电路包括双电层电容器。
11. 一种实验动物生物体信息取得装置,  
包括权利要求1~10中任一项所述的受电装置、以及耗电装置,被埋入到实验动物内。
12. 如权利要求11所述的实验动物生物体信息取得装置,其特征在于,  
上述耗电装置是取得实验动物的生物体信息的1个以上的传感器、上述生物体信息的运算/处理电路和控制电路、以及上述生物体信息和控制信号的收发电路。
13. 如权利要求11或12所述的实验动物生物体信息取得装置,其特征在于,  
上述受电装置、上述耗电装置被内置于胶囊。

14. 一种实验动物生物体信息取得系统，

具有：

透明笼，容纳被埋入了权利要求11~13中任一项所述的实验动物生物体信息取得装置的实验动物；

送电装置，向上述实验动物生物体信息取得装置传送电力；

载置台，内置上述送电装置，载置上述透明笼；以及

服务器，将被发送的信息处理、记录并控制送电装置。

## 受电装置、实验动物生物体信息取得装置及实验动物生物体信息取得系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及受电装置、实验动物生物体信息取得装置及实验动物生物体信息取得系统。

### 背景技术

[0002] 在医药品开发等中,为了评价其效果,日常性地实施使用在饲养笼内饲养的多个老鼠等的小动物的实验。在实施实验时,在小动物上安装用来随着时间经过而取得体温或活动量、心率、血压等的生物体信息的生物体信息取得装置。生物体信息取得装置采取外装于小动物的方法和埋入到生物体中的方法,为了知道更正确的值,埋入的方法变多。

[0003] 埋入的方法中的重要点是向生物体信息取得装置的供电。在有线方式中,由于小动物的动作受限制,所以需要不通过有线方式的某种供电方式。

[0004] 在取得生物体信息时,希望使用多个的实验动物,持续长期间,根据用途而不隔开计测间隔(例如几秒间隔)而取得较多的生物体信息。此外,为了得到有可靠性的实验数据,需要不使实验动物紧张。为此,希望生物体信息取得装置的形状是有生物体亲和性的形状,生物体信息取得装置的尺寸重量是小型轻量(通常来说为实验动物的体重的1/10以下)。

[0005] 进而,有想要实时地取得该生物体信息、并想要同时进行此时的动作及姿势等的观察的需求。由于实验动物被放于饲养笼内,自由地站起或来回走,所以希望不论实验动物以怎样的姿势处于何处,都能够不中断而持续地取得生物体信息,且都能够观察实验动物。

[0006] 此外,为了大量使用实验动物,希望一个生物体信息取得装置的耗电(发热)较少,且尽可能便宜。

[0007] 作为以往的埋入型的实验动物生物体信息取得装置中的基于不通过有线方式的供电方式的装置,有例如在非专利文献1中公开的制品。该制品内置有一次电池,能够用一个饲养笼取得多个实验动物的生物体信息。

[0008] 作为其他的基于不通过有线的供电方式的以往的实验动物生物体信息取得装置,例如有在非专利文献2中公开的制品。该制品由于使用非接触电力传送技术向受电侧供电,所以能够实时地持续长期间取得生物体信息并发送。

[0009] 但是,在使用非接触电力传送技术的情况下,有根据实验动物的姿势或位置而电磁感应结合变化、成为不能进行供电的情况。作为关于该问题的解决的现有技术,例如有专利文献1。

[0010] 在专利文献1中,公开了植入型医疗器具系统中的非接触电力传送技术,公开了在1次侧线圈中使用2轴正交的双重线圈的通过由90度相位错开驱动生成旋转磁场来抑制由送电间的结合造成的供电量的极度下降的技术。

[0011] 在专利文献2中,公开了被设置为分别在不同的方向上产生磁场的多个1次侧线圈(亥姆霍兹(Helmholtz)型线圈),以使得不论体内滞留型医疗设备在体内是怎样的朝向都能够以非接触有效率地向该设备供给能量。

[0012] 在专利文献3中,为了不论送电线圈和受电线圈的位置关系如何都实现高效率的电力传送,公开了通过将1次侧线圈和2次侧线圈的至少一方用被组装为球形的多个螺旋形线圈构成,能够减轻1次侧和2次侧线圈间的位置偏差的影响。

[0013] 现有技术文献

[0014] 专利文献

[0015] 专利文献1:日本特开2010-536532号公报

[0016] 专利文献2:日本特开2004-159456号公报

[0017] 专利文献3:日本特开2013-005591号公报

[0018] 非专利文献

[0019] 非专利文献1:DATA SCIENCES INTERNATIONAL公司主页

[0020] 非专利文献2:MILLAR公司主页,User Manual for Millar Mouse Telemetry Systems即Millar老鼠遥测系统用户手册

## 发明内容

[0021] 发明要解决的课题

[0022] 在非专利文献1所记载的现有技术中,为了埋入到小型实验动物中,需要做成小型且轻量,电池容量较小。因此,有难以提高数据取得频度或增多数据量、难以缩短数据通信间隔、如果要实时地发送则不能进行长期间的动作这样的问题。此外,为了内置1次电池,装置的形状受限制,有难以做成有生物体亲和性的形状、特别是圆型形状的问题。

[0023] 在非专利文献2所记载的现有技术中,每个饲养用笼仅能够取得1~2匹的实验动物的生物体信息。因此,需要多个的送电装置,在成本及耗电(发热)上成问题。由于受电侧的重量较重(2.5g),所以有不能用于小型老鼠那样的轻量的实验动物的实验的问题。进而,根据本制品的用户手册(Millar老鼠遥测系统用户手册),在饲养笼内的较高处、具体而言距笼的底面为高度约70mm处,有因实验动物的姿势等而不能供电、不能进行数据收发的问题。

[0024] 在专利文献1所公开的现有技术中,由于需要多个发送侧的驱动电路,所以送电电力需要2倍,由此发热也较多,送电侧的成本较高,并且对于2轴的旋转磁场,有对于任意的姿势的效果不充分的问题。

[0025] 在专利文献2所公开的现有技术中,由于需要多个送电侧的驱动电路,所以送电电力成为3倍,由此发热也变得更多,送电侧的成本较高,此外,由于将作为观察对象的受电侧包围覆盖,所以有难以观察实验动物的问题。

[0026] 在专利文献3所公开的现有技术中,需要经常性监视调整送受电螺旋形线圈对,有送受电都变得复杂且高成本的问题。此外,如果在受电侧使用螺旋形线圈,则有受电侧的体积变大、小型轻量化变困难的问题。

[0027] 本发明是鉴于上述的问题而做出的,目的是提供以下这样的受电装置、埋入型实验动物生物体信息取得装置及实验动物生物体信息取得系统:送电侧可以由结构简单的螺旋线圈或螺线管线圈等构成1次侧线圈。受电侧是简单的结构,容易制作且较便宜,在向一个饲养笼内的多匹的实验动物的埋入时,适合于生物体亲和性较高的圆型截面形状,不发生由受电装置的旋转造成的供电量的下降,即不论实验动物的朝向及位置如何都能够持续地供电,并且送电侧不会将饲养笼覆盖,能够从外部观察实验动物的行动。

[0028] 用来解决课题的手段

[0029] 有关技术方案1的发明是一种受电装置,其特征在于,具有将从送电装置的1次侧线圈部非接触地传送的电力受电的2次侧线圈部,上述2次侧线圈部具有与长度方向垂直的截面形状为圆形或多边形的磁性体芯、和将导体卷绕而构成的多个螺旋线圈;上述多个螺旋线圈相互接近,将上述磁性体芯的周面整体覆盖,在周向上以环状配置。以下将以环状配置的上述多个螺旋线圈称作“环状线圈列”。

[0030] 这里所述的螺旋线圈,是将导线卷绕为涡旋状的平面状的线圈。如齐列卷那样将螺旋线圈层叠的线圈也包含在螺旋线圈中。后述的螺线管线圈,是将导线疏或密地卷绕为螺旋形状的线圈,是筒状且具有细长的形状的线圈。卷绕数也根据要求特性而适当设定。

[0031] 有关技术方案2的发明是一种受电装置,其特征在于,具有将从送电装置的1次侧线圈部非接触地传送的电力受电的2次侧线圈部,上述2次侧线圈部具有与长度方向垂直的截面形状为圆形或多边形的磁性体芯、和将导体卷绕而构成以使外形成为大致四边形的多个螺旋线圈;上述多个螺旋线圈使各自的边彼此接近,将上述磁性体芯的周面整体覆盖,在上述磁性体芯的周向上以环状配置。

[0032] 有关技术方案3的发明在技术方案1或2所述的受电装置中,上述多个螺旋线圈是两个、3个或4个以上。

[0033] 有关技术方案4的发明在技术方案1~3中任一项所述的受电装置中,上述环状线圈列在上述磁性体芯的轴向上设有多个。

[0034] 有关技术方案5的发明在技术方案4所述的受电装置中,上述环状线圈列的上述边和上述其他环状线圈列的上述边从长度方向垂直面观察在周向上错开。

[0035] 有关技术方案6的发明在技术方案4或5所述的受电装置中,构成上述环状线圈列的多个螺旋线圈的数量与构成其他环状线圈列的多个螺旋线圈的数量不同。

[0036] 有关技术方案7的发明在技术方案4或5所述的受电装置中,构成上述环状线圈列的多个螺旋线圈的数量与构成其他环状线圈列的多个螺旋线圈的数量相同。

[0037] 有关技术方案8的发明在技术方案1~3中任一项所述的受电装置中,在上述环状线圈列的轴方向外侧设有螺线管线圈。

[0038] 有关技术方案9的发明在技术方案1~8中任一项所述的受电装置中,将上述螺旋线圈使其一部分或整体挠曲而配置,以使其沿着上述磁性体芯的表面形状。

[0039] 有关技术方案10的发明在技术方案1~9中任一项所述的受电装置中,上述磁性体芯是多边形,上述边位于上述多边形的顶点。

[0040] 有关技术方案11的发明在技术方案1~9中任一项所述的受电装置中,上述磁性体芯是多边形,上述边位于上述多边形的顶点以外的位置。

[0041] 有关技术方案12的发明在技术方案1~9中任一项所述的受电装置中,上述磁性体芯是多边形,上述螺旋线圈配置有比上述多边形的角数少的数量。

[0042] 有关技术方案13的发明在技术方案1~9中任一项所述的受电装置中,上述磁性体芯是圆形,构成1个上述环状线圈列的上述螺旋线圈是2至4个。

[0043] 有关技术方案14的发明是一种受电装置,具有:受电电路,接受在技术方案1~13中任一项所述的螺旋线圈或技术方案8~13中任一项所述的螺线管线圈中产生的感应电动势;加法电路,将上述受电电路的输出并联相加、串联相加或串并联相加;以及供电电路,向

耗电装置供电。

[0044] 有关技术方案15的发明是一种受电装置,技术方案1~14中任一项所述的螺旋线圈或技术方案8~14中任一项所述的螺线管线圈是柔性线圈。

[0045] 有关技术方案16的发明在技术方案14或15所述的受电装置中,上述耗电装置是间歇性地进行耗电的耗电装置。

[0046] 有关技术方案17的发明在技术方案14~16中任一项所述的受电装置中,上述供电电路至少包括与间歇性的耗电有关的供电电路和与时间平均的耗电有关的供电电路的两个电路。

[0047] 有关技术方案18的发明在技术方案17所述的受电装置中,在上述与间歇性的耗电有关的供电电路包括陶瓷电容器,在上述与时间平均的耗电有关的供电电路包括双电层电容器。

[0048] 有关技术方案19的发明在技术方案1~18中任一项所述的受电装置中,磁性体芯由使易磁化轴相对于磁性体芯外表面大致垂直地取向的材料构成。

[0049] 有关技术方案20的发明是一种实验动物生物体信息取得装置,包括技术方案1~18中任一项所述的受电装置和耗电装置,被埋入到实验动物内。

[0050] 有关技术方案21的发明在技术方案20所述的实验动物生物体信息取得装置中,上述耗电装置是取得实验动物的生物体信息的1个以上的传感器、上述生物体信息的运算处理电路和控制电路、以及上述生物体信息和控制信号的收发电路。

[0051] 有关技术方案22的发明在技术方案20或21所述的实验动物生物体信息取得装置中,上述受电装置、上述耗电装置被内置在胶囊中。

[0052] 有关技术方案23的发明是一种实验动物生物体信息取得系统,具有:透明笼,容纳被埋入了技术方案20~22中任一项所述的实验动物生物体信息取得装置的实验动物;送电装置,向上述实验动物生物体信息取得装置传送电力;载置台,内置上述送电装置,载置上述透明笼;以及服务器,将被发送的信息处理、记录并控制送电装置。

[0053] 发明效果

[0054] 根据本发明,关于绕磁性体芯的轴的旋转,抑制了供电量的较大的下降的发生。所以,有能够将实验动物生物体信息取得装置做成生物体亲和性较好的截面圆型形状的效果。

[0055] 在将螺旋线圈做成大致四边形、使边彼此相邻而配置的情况下,无间隙地进行配置,有效地进行感应电动势感应。结果,能够更有效地进行受电。

[0056] 通过在磁性体芯的轴向上设置多个环状线圈列,关于绕磁性体芯的轴的旋转及磁性体芯轴的上升变动,供电量的较大的下降的发生变得更少或消失,有能够与位置及姿势无关地进行供电的效果。

## 附图说明

[0057] 图1是说明有关本发明的一实施方式的实验动物生物体信息取得系统的整体结构的概略结构图。

[0058] 图2是表示有关本发明的实施方式的1次侧线圈产生的磁场的图。

[0059] 图3是表示有关本发明的实施方式的构成2次侧线圈部的磁性体芯附近的磁场分

布的图。

[0060] 图4是有关本发明的一个实施方式的2次侧线圈部的结构图。

[0061] 图5是有关本发明的一个实施方式的2次侧线圈部的结构图。

[0062] 图6是本发明的另一实施方式的2次侧线圈部的结构图。

[0063] 图7是有关本发明的实施方式的实验动物生物体信息取得系统的整体结构的电路框图。

[0064] 图8是有关本发明的实施方式的加法电路的电路结构图。

[0065] 图9是表示有关本发明的实施方式的向耗电装置的输入特性的图。

[0066] 图10是表示有关本发明的实施方式的胶囊的结构图。

[0067] 标号说明

[0068] 01 实验动物生物体信息取得系统

[0069] 11 送电装置

[0070] 12 实验动物生物体信息取得装置

[0071] 13 服务器

[0072] 14 饲养笼

[0073] 15 载置台

[0074] 21 1次侧线圈

[0075] 22 2次侧线圈部

[0076] 23 1次侧线圈产生的磁场

[0077] 31 构成2次侧线圈部的磁性体芯

[0078] 32 磁性体芯的轴

[0079] 33 磁性体芯的截面的上半部

[0080] 34 磁性体芯的截面的下半部

[0081] 35 磁性体芯的截面的上半部

[0082] 36 磁性体芯的截面的下半部

[0083] 40a、40b、40c、40d 构成2次侧线圈部的螺旋线圈

[0084] 40a1、40a2、40b1、40b2、40c1、40c2 螺旋线圈的边

[0085] 41a、41b、41c 构成2次侧线圈部的螺旋线圈

[0086] 51A、51B 环状线圈列

[0087] 55 线圈端子

[0088] 56 2次侧线圈部的螺线管线圈

[0089] 61 具有2次侧线圈部的受电电路

[0090] 62 加法电路

[0091] 63 供电电路

## 具体实施方式

[0092] 以下,基于附图说明本发明的实施方式。

[0093] 图1是有关本发明的一实施方式的实验动物生物体信息取得系统01的概略结构图。该实验动物生物体信息取得系统01具有实验动物生物体信息取得装置12、容纳被埋入

了实验动物生物体信息取得装置12的实验动物的透明笼14、向实验动物生物体信息取得装置12传送电力的送电装置11、以及内置送电装置11并载置透明笼14的载置台15。

[0094] 该实验动物生物体信息取得系统01还具有如图7所示那样对从送电装置11以有线方式或无线方式发送的信息进行处理的服务器13。服务器13将信息记录、运算、处理、显示，并且也进行送电装置的控制。

[0095] 送电装置11具有在非接触电力传送中使用的1次侧线圈(图2的21)、驱动1次侧线圈的逆变器电路(未图示)、对实验动物生物体信息取得装置12进行控制的控制信号的收发电路(未图示)、和进行来自实验动物生物体信息取得装置12的数据的接收的数据接收电路(未图示)。送电装置11通过非接触电力传送,从1次侧线圈21向具有2次侧线圈部22的实验动物生物体信息取得装置12供电。

[0096] 图2是有关本发明的一实施方式的具有1次侧线圈21的送电装置11产生的磁场分布23的一例。

[0097] 1次侧线圈21由平面状的螺旋线圈或螺线管线圈等的线圈和根据需要而设置的共振电路构成,所述线圈通过铜、铝、镍、银、金等的有导电性的金属及其合金的单线或利兹线、或者印刷法或蚀刻法形成。

[0098] 关于送电装置产生的磁场的朝向,将z方向设为上方,将x方向设为跟前方向,将y方向设为右方。如果1次侧线圈21由上述那样的周知的简单的线圈构成,则该产生的磁场其磁场的朝向根据饲养笼内的场所而变化,按照饲养笼14内的每个场所而成为特定的朝向。在图2的一实施方式中,磁场的朝向在1次侧线圈的中央部等大部分朝向z方向,但根据位置,成为x方向或y方向。因此,如果2次侧线圈部22也是与1次侧线圈同样的螺旋线圈或螺线管线圈等的简单的结构的线圈,则当实验动物生物体信息取得装置12是任意的位置或朝向时,1次侧线圈21和2次侧线圈部22的感应结合状态较大地变化,电力传送量也较大地变化。

[0099] 图3是在图2的中央附近有构成2次侧线圈部22的磁性体芯31的情况下的磁性体芯31附近的磁场分布的概略图。

[0100] 在图3的(a)~图3的(d)中例示磁性体芯31是圆筒型的情况。可以理解,根据磁性体芯31的朝向(在本形态中是实验动物生物体信息取得装置的朝向)而磁场分布较大地变化。

[0101] 图3的(a)是表示磁性体芯31的轴32处于与由1次侧线圈21带来的磁场23垂直时的与磁性体芯31的轴32垂直的截面中的磁场分布的概略图。可以理解,在截面的上半部33和下半部34,进入磁性体芯的磁场的朝向为相反。

[0102] 图3的(b)是表示磁性体芯31的轴32朝向与由1次侧线圈21带来的磁场23平行的情况下的磁性体芯31附近磁场分布的概略图。可以理解,在截面的上半部35和下半部36,进入磁性体芯31的磁场的朝向成为相反。

[0103] 图3的(c)、图3的(d)是表示磁性体芯31的轴32本身向上下方向旋转的情况下的磁性体芯31附近的磁场分布的概略图。可以理解,进入磁性体芯31的磁场的朝向逐渐变化。

[0104] 图3的(e)表示随着改变了配置角度的情况而磁性体芯31的截面形状是三角形的情况和是四边形的情况下的磁场分布。

[0105] 在图4~图6中表示有关本发明的实施方式的受电装置的2次侧线圈部的例子。

[0106] 2次侧线圈部22具有与长度方向垂直的截面形状是圆形或多边形的磁性体芯31和

将导体卷绕而构成的多个螺旋线圈40a、40b、…，使多个螺旋线圈40a、40b、…相互接近，将上述磁性体芯31的周面整体覆盖，在周向上排列配置。

[0107] 构成2次侧线圈部的螺旋线圈或螺线管线圈的各线圈不仅是将导体卷绕而构成，优选的是使用柔性线圈构成。柔性线圈是在有挠性的薄膜等的基底材之上用印刷法或蚀刻法将导体形成为薄膜状而做成线圈的结构。在此情况下，能够将多个线圈在相同的薄膜等减少配置及特性的离差而形成。此外，通过将形成在单面或两面的薄膜状的线圈层叠并连接，能够进行特性值的调整，并且能够容易地使线圈挠曲。通过将各层叠薄膜线圈用粘接剂或粘着剂合在一起，能够防止各层叠薄膜线圈的位置偏差。

[0108] 在将柔性线圈用于受电装置或生物体信息取得装置/系统的情况下，在受电装置/生物体信息取得装置中，特性的调整变得容易，成为特性再现性良好、生产性良好、容易挠曲，性能离差消失。下面更详细地叙述。

[0109] (1) 需要对构成环状线圈列的各个螺旋线圈的特性进行控制(使其一致)，但在卷绕线圈中，特性的控制(使其一致)较困难。如果是柔性线圈，则容易使特性一致，此外，容易按照线圈而控制为不同的特性。此外，没有品质离差，生产性较好。

[0110] (2) 在卷绕线圈中，当使线圈挠曲时容易发生离差，但如果是柔性线圈，则容易挠曲，不发生离差。

[0111] (3) 例如在4层柔性线圈中挠曲较困难，所以如果将两片两面柔性线圈或将两面柔性线圈和单面柔性线圈各1片用粘接材料、粘着剂贴合，则挠曲较容易，挠曲时的特性离差被抑制。

[0112] (4) 向受电电路基板的安装较容易，例如能够利用钎焊膏、各向异性导电薄膜或(Au金—Au金的)金属键等通过热压接等接合。

[0113] (5) 能够将从柔性线圈及受电电路到耗电装置的各电路用一体的柔性基板构成，生产性很高

[0114] 关于生物体信息取得系统，有以下这样的优点。

[0115] (1) 当对多个送电装置组合任意的受电装置时，能够根据上述受电装置的特征而无调整地进行系统化。即，哪个受电装置对于哪个送传装置都能够无调整地使用。

[0116] (2) 向受电电路基板的安装较容易，例如能够利用钎焊膏、各向异性导电薄膜或(Au金—Au金的)金属键等通过热压接等接合。

[0117] (3) 能够将从柔性线圈及受电电路到耗电装置的各电路用一体的柔性基板构成，生产性很高。

[0118] 以下，基于附图对本发明的实施方式更详细地进行说明。

[0119] 图4的(a)所示的2次侧线圈部22具有与长度方向垂直的截面形状是圆形的磁性体芯31、和将导体卷绕以使外形成为大致四边形而构成的多个螺旋线圈40a、40b，多个螺旋线圈40a、40b使各自的边彼此(40a1和40b1)，(40a2和40b2)接近，将磁性体芯31的周面整体覆盖，在磁性体芯31的周向上以环状(以形成环的方式)配置。

[0120] 图4的(a)表示使用两个螺旋线圈40a、40b的例子。

[0121] 螺旋线圈40a、40b分别被形成为呈大致四边形状。对于将绕线卷绕而被形成为外形呈大致四边形状的平面状的螺旋线圈赋予挠曲，成为沿着磁性体芯31的外周面的形状。图4的(a)所示的磁性体芯31的截面形状由于是圆形，所以对螺旋线圈赋予成为与其半径对

应的曲率半径的挠曲。被做成沿着外周面的形状的螺旋线圈40a、40b使各自的边彼此接近而以环状排列,配置在磁性体芯31的外周。使螺旋线圈40a的一边40a1与螺旋线圈40b的一边40b1接近,并将螺旋线圈40a的另一边40a2与螺旋线圈40b的另一边40b2相邻配置。由此,螺旋线圈40a、40b在从磁性体芯31的长度方向观察的情况下为环状排列。在本说明书中将其称作环状线圈列。

[0122] 将磁性体芯31覆盖的部分贡献于感应电动势,不覆盖的部分没有贡献。成为以无间隙覆盖的方式配置多个螺旋线圈,与配置外形为圆状的螺旋线圈的情况相比能够使感应电动势变大。

[0123] 如果在本结构中考虑图3的(a)的磁场分布,则虽极性依存于将线圈卷绕的朝向和磁场的朝向但两个线圈都产生感应电动势。即使将两个线圈绕磁性体芯的轴32旋转也不能进行电力传送的状态仅存在于两个线圈的各自的边的位置成为上下方向的情况,所以抑制了供电量的极端的下降的发生。

[0124] 如果考虑图3的(b)所示的磁场分布,则可以理解,由于在截面的上半部35和下半部36,进入磁性体芯31的磁场的朝向相反,所以感应电动势相抵消而不被输出。但是,在本结构中,可以理解,通过磁性体芯31的轴32本身的旋转,在从图3的(a)经过(c)到(d)、再转移至(b)所示的磁场分布的过程中,到磁性体芯31附近的磁场的朝向与磁性体芯31的轴32所成的角度为20度左右为止,发生感应电动势。

[0125] 基于图4的(b)、图5的(a)说明使用3个螺旋线圈形成环状线圈列的例子。另外,图5的(a)是图4的(b)的磁性体芯31的长度方向垂直剖视图。

[0126] 图4的(b)表示使用3个螺旋线圈40a、40b、40c的例子。

[0127] 螺旋线圈40a、40b、40c被形成为,分别呈大致四边形状。

[0128] 对将绕线卷绕以呈大致四边形状而形成的平面状的螺旋线圈赋予挠曲,成为沿着磁性体芯31的外周面的形状。由于图4的(b)所示的磁性体芯31的截面形状是圆形,所以对螺旋线圈赋予作为与其半径对应的曲率半径的挠曲。被做成沿着外周面的形状的螺旋线圈40a、40b、40c使各自的边彼此接近而排列为环状,配置在磁性体芯的外周。使螺旋线圈40a的一边40a1与螺旋线圈40b的一边40b1接近,使螺旋线圈40b的另一边40b2与螺旋线圈40c的一边40c1接近,进而使螺旋线圈40c的另一边40c2与螺旋线圈40a的另一边接近而配置。由此,螺旋线圈40a、40b、40c在从磁性体芯31的长度方向观察的情况下成为环状排列即环状线圈列。

[0129] 在本结构中,如果考虑图3的(a)的磁场分布,则虽然极性依存于将线圈卷绕的朝向和磁场的朝向,但3个线圈都产生感应电动势。由于只要3个线圈的位置不成为左右对称,就会不发生即使将3个线圈绕磁性体芯的轴32旋转也不能进行电力传送的状态,所以抑制了供电量的极端的下降的发生。

[0130] 如果考虑图3的(b)所示的磁场分布,则可以理解,由于在截面的上半部35和下半部36,进入磁性体芯31的磁场的朝向相反,所以感应电动势相抵消而不被输出。但是,在本结构中,可以理解,通过磁性体芯31的轴32本身的旋转,在从图3的(a)经过(c)到(d)、再转移至(b)所示的磁场分布的过程中,到磁性体芯31附近的磁场的朝向与磁性体芯31的轴32所成的角度为20度左右为止,发生感应电动势。

[0131] 另外,在图4的(a)、图4的(b)所示的例子中,表示了多个螺旋线圈的尺寸、形状相

同的情况,但并不一定需要设为相同,也可以设为不同的尺寸、形状。

[0132] 图5是有关其他形态的2次侧线圈部22的结构概略图。例示多个各种结构的线圈和各种磁性体芯31的结构。

[0133] 在图5的(a)中,如在图4的(b)中说明那样,磁性体芯31的截面形状是圆形,使3个螺旋线圈40a、40b、40c沿着磁性体芯31的周面弯曲。

[0134] 在图5的(b)中,使用4个螺旋线圈,使螺旋线圈40a、40b、40c、40d也沿着磁性体芯31的周面。

[0135] 在本结构中,如果考虑图3的(e)的磁场分布,则由于至少两个以上的线圈产生感应电动势,所以没有供电量的大的下降。

[0136] 进而,在构成图5所例示的2次侧线圈部22的两个以上的各线圈中,在图3的(b)所示的磁场分布中,可以理解,由于在截面的上半部35和下半部36,进入磁性体芯31的磁场的朝向相反,所以感应电动势相抵消而不被输出。但是,可以理解,通过磁性体的轴32本身的旋转,在从图3的(a)经过(c)到(d)、再转移至(b)所示的磁场分布的过程中,到磁性体芯附近的磁场的朝向与磁性体芯31的轴32所成的角度为20度左右为止,发生感应电动势。

[0137] 如以上例示那样,通过将两个螺旋线圈40以环状配置在磁性体芯31的周围而构成2次侧线圈部22,即使将2次侧线圈部22绕磁性体芯的轴32旋转,也抑制供电量的极端的下降。因此,在构成实验动物生物体信息取得装置12的情况下,能够进行绕磁性体芯的轴32的旋转,能够做成生物体亲和性较好的截面圆型形状。

[0138] 此外,通过将3个以上的螺旋线圈或螺线管线圈41以环状配置在磁性体芯31的周围而构成2次侧线圈部22,即使将2次侧线圈部22绕磁性体芯的轴32旋转,也不再具有供电量的较大的下降。因此,在构成实验动物生物体信息取得装置12的情况下,能够进行绕芯轴的旋转,能够做成生物体亲和性较好的截面圆型形状。磁性体芯31的形状并不限制于图3所例示的结构。例如可以是圆柱型、圆筒型、三角柱形、三角筒形、四角柱形、四角筒形、多角柱形、多角筒形等,并不限定于这些。

[0139] 此外,线圈的形状可以如图5所例示那样以沿着芯的外表面的方式构成为平面状,或弯曲以使截面构成圆形的一部分而构成。

[0140] 此外,也可以构成为,使构成线圈的导体部重叠。但是,如果考虑2次侧线圈部22的相同体积下的效果(向线圈的交链磁束),则以沿着磁性体芯31的外表面的方式构成时体积效率最高(图5的(a)~图5的(e))。在磁性体芯31的截面是多边形的情况下,如果使用与其边数相同数量的螺旋线圈,则不需要将螺旋线圈弯曲的工作量(图5的(d)、图5的(e))。但是,在此情况下,由于螺旋线圈彼此相邻的边的部分与多边形的顶点的位置一致,所以根据磁性体芯的位置、角度,发生没有将来自该部分的磁束完全取入的情况。另一方面,即使是多边形的情况,只要如图5的(c)所示那样将螺旋线圈弯曲,就能够将螺旋线圈彼此的相邻的边从多边形的顶角所处的位置错开而配置。

[0141] 此外,磁性体芯31可以使用以铁素体为代表的软磁性材料,通过成形或切削等的方法构成为柱状或筒状,或使用磁性片构成为筒状。此外,如果将磁性体芯31使用有磁各向异性的材料、例如扁平磁性微粒构成,使用使易磁化轴取向于与磁性体芯外表面大致垂直的材料,则有图3中例示的改善磁场分布的效果(磁束相对于磁性体芯外表面接近于垂直,向线圈的交链磁束增加),能够更大地产生感应电动势。

[0142] 在构成磁性体芯的材料导磁率上没有特别限制,但芯材的导磁率越高,通过反磁场的影响,芯的端部越成为与其以外的场所不同的磁场分布,所以需要构成2次侧线圈部的线圈的位置适当的结构。在导磁率例如如1000以上那样较大的情况下,将线圈外形向内侧远离芯材的外形端部时性能更好,例如在如300以下那样较小的情况下,将线圈外形构成为延伸到芯材的端部位置时性能更好。在作为感应电动势源的向线圈有效开口部的交链磁束的面中,提高导磁率时性能更好。

[0143] 接着,在图6的(a)中,例示在磁性体芯31的周面上使用多个(在本例中使用两个)环状线圈列51A、51B构成2次侧线圈部22的实施方式。

[0144] 通过做成该结构,除了绕上述的磁性体芯的轴32的旋转以外,还能够消除因磁性体芯的轴32本身的旋转带来的供电量的较大的下降。

[0145] 在图6的(a)中,使用在磁性体芯31的周面上由两个螺旋线圈40a、40b构成的环状线圈列51A和由两个螺旋线圈41a、41b构成的环状线圈列51B,构成2次侧线圈部22。本例所示的螺旋线圈40a、40b、41a、41b都呈大致四边形状,被弯曲以对应于磁性体芯31的外周面。通过使螺旋线圈40a的一边与螺旋线圈40b的一边接近,并使螺旋线圈40a的另外对置的一边与螺旋线圈40b的另外对置的一边接近,由螺旋线圈40a和螺旋线圈40b构成环状的环状线圈列51A,将磁性体芯31的半部覆盖。

[0146] 同样,通过使螺旋线圈41a的一边与螺旋线圈41b的一边接近,并使螺旋线圈41a的另外的对置的一边与螺旋线圈41b的另外的对置的一边接近,由螺旋线圈41a和螺旋线圈41b构成环状的环状线圈列51B,将磁性体芯31的其余半部覆盖。

[0147] 另外,在本例中,螺旋线圈40a、40b的端子设在图面的左侧,螺旋线圈41a、41b的端子设在图面的右侧。端子的配置只要适当决定就可以。

[0148] 在本结构中,如果考虑图3的(a)~图3的(d)所示的磁场分布,在可以理解,在哪个状态下都发生感应电动势,关于磁性体芯的轴32本身的旋转不发生供电量较大的下降。在如上述的图4的(a)、图4的(b)那样由1组线圈构成的情况下,可以理解,在图3的(a)、图3的(c)、图3的(d)的磁场中发生感应电动势,但仅关于图3的(b)的磁场,不发生感应电动势。

[0149] 作为进一步的效果,在图4的(a)的结构中,关于绕磁性体芯的轴32的旋转,在两个线圈各自的边的位置是上下方向的情况下发生供电量较大的下降,而在图6的(a)的结构中,只要不将环状线圈列51A、51B的线圈配置为完全相同的位置关系,就共同拥有某个线圈产生感应电动势的效果。从磁性体芯的轴32观察各线圈的外形的角度,在由两个线圈构成的情况下,以约180度的至少1/4的角度即45度以上、优选的是1/2的角度即90度,将两组环状线圈列51A、51B的角度错开而构成。如果用这样的角度关系的两组线圈构成,则关于绕磁性体芯轴的旋转,能够使感应电动势的变动成为最小。

[0150] 在图6的(b)中例示本发明的另一实施方式。

[0151] 在图6的(b)中例示通过由配置在磁性体芯31的周面上的3个螺旋线圈40a、40b、40c构成的环状线圈列51A、和由配置在磁性体芯31的周面上的另3个螺旋线圈41a、41b、41c构成的环状线圈列51B的两组环状线圈列51A、51B构成2次侧线圈部22的实施方式。

[0152] 该结构也与上述的图6的(a)同样,可以理解,关于磁性体芯的轴32本身的旋转,供电量的下降较少。在本结构中,如果考虑图3的(a)的磁场分布,则发生供电量的下降的情况较少,从磁性体芯的轴32观察各线圈的外形的角度,在由3个线圈构成的情况下以约120度

的至少1/4的角度即30度以上、优选的是1/2的角度即60度将两组环状线圈列51A、51B的角度错开而构成。

[0153] 如果用这样的两组线圈构成,则关于绕磁性体芯的轴32的旋转,能够使感应电动势的变动成为最小。如在本实施方式中例示那样,能够做成各种形态的结构。另外,线圈的结构并不限定于3个线圈的结构,根据本发明的说明,显然如果将由3个以上的线圈构成的线圈设为2组则具有同样的效果。

[0154] 进而,在图6的(c)中例示本发明的其他实施方式。本结构配置由配置在磁性体芯的周面上的3个螺旋线圈构成的环状线圈列51A和1个由具有磁性体芯的螺线管线圈56构成的线圈,构成2次侧线圈部22。可以理解,通过这样构成,关于绕磁性体芯的轴32的旋转,没有供电量的下降,并且关于磁性体芯的轴32本身的旋转,供电量的下降较少。

[0155] 图6的(d)所示的例子与图6的(a)所示的例子的差异,是螺旋线圈的端子的配置。在图6的(a)所示的例子中,螺旋线圈的端子55在51A和51B被配置在相反侧,而在图6的(d)所示的例子中,螺旋线圈的端子55在51A、51B都被配置在图面的右侧单侧。只要考虑组装生产性而适当决定取出方向就可以。

[0156] 如以上例示那样,根据本发明,通过用两组由配置在磁性体芯31的周面上的多个线圈形成的环状线圈列构成2次侧线圈部22,能够做成不仅是对于绕磁性体芯的轴32的旋转、关于磁性体芯的轴32本身的旋转也供电量的下降较少的结构。因此,在构成了实验动物生物体信息取得装置12的情况下,能够进行绕磁性体芯的轴32的旋转,不仅能够做成生物体亲和性较好的截面圆型形状,还能够进行磁性体芯的轴32本身的旋转,能够与位置及姿势无关而进行供电。

[0157] 进而,如例示那样,通过用由配置在磁性体芯的周面上的3个以上的多个线圈形成的环状线圈列1组和具有磁性体芯的螺线管线圈构成的线圈构成2次侧线圈部,能够做成对于绕磁性体芯的轴32的旋转并且关于磁性体芯的轴32本身的旋转、供电量的下降较少的结构。因此,在构成实验动物生物体信息取得装置12的情况下,能够进行绕磁性体芯的轴32的旋转,不仅能够做成生物体亲和性较好的截面圆型形状,还能够进行磁性体芯的轴32本身的旋转,能够与位置及姿势无关而进行供电。

[0158] 此外,磁性体芯31可以是一体,但也可以构成为,将在分别地构成的磁性体芯上构成的线圈使用磁性粘接剂等磁性较强地结合。一体型磁性体芯或将分别的磁性体芯较强地结合等在制造上的方便性增加。

[0159] 以下,基于附图说明关于本发明的电路的实施方式。

[0160] 图7是实验动物生物体信息取得装置12、送电装置11及实验动物生物体信息取得系统01的电路块结构概略图。

[0161] 实验动物生物体信息取得装置12由具有构成受电装置的2次侧线圈部22的受电电路61、加法电路62、供电电路63的电路块、和耗电装置64的各电路块构成。以下说明各电路块的实施方式。

[0162] 受电电路61具有2次侧线圈部22,根据需要而包括并联、串联或串并联共振电路。

[0163] 加法电路62将构成2次侧线圈部22的多个线圈的感应电动势与上述受电电路61的输出相加,经由供电电路63向耗电装置64供给所需要的电力。

[0164] 作为加法电路62的实施方式的一例,在图8的(a)至(h)中例示将在整流电路71上

并联连接着静电电容72的电路并联连接、串联连接或串并联连接的电路。整流电路71可以使用半波整流电路或全波整流电路。静电电容72是 $0.1\sim 100\mu\text{F}$ 左右,优选的是 $1\sim 10\mu\text{F}$ 。

[0165] 连接的结构依存于与加法电路62连接的供电电路63及耗电装置64的特性,但在将供电电路63以后看作负荷时,在负荷为 $1\text{k}\Omega$ 以下的较重的情况下并联连接适合,在负荷为 $10\text{k}\Omega$ 以上较轻的情况下串联连接适合,在负荷为其中间的情况下串并联连接适合。

[0166] 在本发明的实验动物生物体信息取得装置12的情况下,作为负荷是 $100\sim 1000\Omega$ ,并联连接型的加法电路62适合。此外,在对于供电电路63的输入电压的上限有限制的情况下,在加法电路62的最终段构成限制电路65。限制电路65如在图8的(f)至(h)中表示的实施例那样,例如使用齐纳二极管和晶体管与供电电路兼用,或使用齐纳二极管实施。通过这样做,能够有效地使用本发明的来自2次侧线圈部22的受电电力。

[0167] 供电电路63是供给适合于耗电装置64的电力的电路块。

[0168] 在图9中例示耗电装置64的输入部中的电压和电流。耗电装置64随着近年来的数字化的发展,间歇地消耗电力的情况较多。

[0169] 图9的(a)是说明耗电装置64中的电流81及电压82的10秒之间的图。间歇地以约2秒间隔在约2毫秒的期间中消耗约20mA的电流81(详细情况表示在图9的(c)中),在其以外以约80毫秒间隔在约0.7毫秒的期间中消耗约10mA的电流81(详细情况表示在图9的(b)及图9的(e)中),其以外的时间几乎不消耗电流81,以时间平均消耗了约1.2mA的电流81。所以,可以实施将与间歇性的耗电有关的供电67和与时间平均的耗电66有关的供电分开而构成。通过这样构成,受电电路61及加法电路62向供电电路63供给的电力不需要对应于间歇性的耗电,只要对应于时间平均的耗电就可以。因此,能够使受电电路61和加法电路62及供电电路63的结构变得简单且小。

[0170] 供电电路63可以使用例如低损失型线性调节器或DC-DC变换器来实现。对于与间歇性的耗电有关的供电67用等价串联电阻较小的电容器例如层叠陶瓷电容器实施供电。等价串联电阻优选的是 $20\text{m}\Omega$ 以下。如果间歇性的耗电的电力峰值例如是 $10\sim 50\text{mW}$ ,则 $20\sim 100\mu\text{F}$ 的电容器适合。在与时间平均的耗电有关的供电66中,用静电电容较大的电容器实施供电。例如等价串联电阻较小的双电层电容器适合。如果时间平均的耗电例如是 $3\text{mW}$ 左右,则等价串联电阻优选的是 $50\Omega$ 以下,静电电容优选的是 $2\sim 10\text{mF}$ 。

[0171] 图9的(d)例示将向耗电装置的供电停止的情况下的耗电装置的输入部处的电压和电流的变化。在向供电装置63的供电中断的情况下,在间歇性的供电时发生瞬时电压下降,有在耗电装置的动作中发生不良状况的情况。为了避免这样的状态,双电层电容器的等价串联电阻优选的是 $50\Omega$ 以下。进而可以理解,通过这样构成,即使在从加法电路62向供电电路63的供电例如中断40秒左右的情况下,也能够将由于耗电装置64的耗电而与间歇性的耗电有关的供电67的电能的下降通过与时间平均的耗电有关的供电66填补,能够进行持续性的供电,能够进行无停止的动作。

[0172] 以下,基于附图说明有关实验动物生物体信息取得装置12的实施方式。在图7中,耗电装置64至少具有用来取得实验动物的生物体信息的1个以上的传感器,例如温度传感器、加速度传感器、跳动传感器(心率传感器或脉搏传感器等)、压力传感器、生物体电传感器等;上述生物体信息的计测、运算、处理电路和控制电路;以及上述生物体信息和控制信号的通信电路和通信天线。通信电路例如通过低耗电的蓝牙(注册商标)实施。

[0173] 以下,基于附图说明与实验动物生物体信息取得装置12的胶囊结构有关的实施方式。

[0174] 在图10中例示胶囊结构的实施方式。也可以如图10的(a)所图示那样,做成在筒状的磁性体芯31的周围构成2次侧线圈部22、将各种电路等配置到筒状芯的内侧的结构。此外,可以如图10的(b)所图示那样,在柱状的磁性体芯31的周围构成2次侧线圈部22,将用来构成实验动物生物体信息取得装置12的各种电路等配置在其周围。胶囊90可以用作为生物体相容性材料的玻璃、陶瓷、生物体相容性塑料等制作。

[0175] 在由玻璃或陶瓷构成胶囊的情况下,可以通过将胶囊90分割为两个以上、在将2次侧线圈部及各种电路等封入后,用生物体相容性环氧树脂等粘接而构成。

[0176] 在由生物体相容性塑料构成胶囊90的情况下,同样可以通过分割为两个以上、在将2次侧线圈部22及各种电路等封入后、用生物体相容性环氧树脂等粘接、密接或用超声波熔粘接合等的方法来构成胶囊90。

[0177] 进而,在以筒状的磁性体芯31构成2次侧线圈部22、将各种电路等配置到芯的内侧的方式构成的情况下,也可以将圆顶形状等的帽对准于筒状芯的至少单侧端部,将整体用液状的生物体相容性塑料以浸蘸、喷雾等的方法涂层,然后用干燥硬化、热硬化、紫外线硬化、电子线硬化等的方法硬化而构成胶囊90。

[0178] 此外,使用上述液状的生物体相容性塑料涂层的方法如果用于2分割的胶囊90的接合,效果也较高。在此情况下,胶囊90的材质不需要是生物体相容性。通过这样的结构,能够做成不会被实验动物的体液侵袭、对于实验动物也不带来不良影响、能够做成生物体亲和性较高的截面圆型形状的实验动物生物体信息取得装置12。

[0179] 以下,基于附图说明有关实验动物生物体信息取得系统01的实施方式。

[0180] 在图1中表示实验动物生物体信息取得系统的整体结构的概况。具有1次侧线圈21的送电装置11处于饲养着被埋入了具有2次侧线圈部22的上述实验动物生物体信息取得装置12的实验动物的饲养用笼14的下侧,上述送电装置的上表面是大致平坦的,构成饲养用笼的载置台15。进而,上述送电装置11为具有上述实验动物生物体信息取得装置12发送的数据的接收装置、还具有收发控制信号的装置的结构。

[0181] 通过做成这样的结构,能够构成不论2次侧线圈部22的朝向及位置如何都能够受电、送电侧不将饲养了多匹实验动物的饲养笼14覆盖而能够从外部观察实验动物的行动的实验动物生物体信息取得系统01。另外,由一次侧线圈21带来的上述饲养笼内的磁场的强度优选的是100 $\mu$ T(特斯拉)以下。

[0182] 实施例

[0183] 以下,例示本发明的实施例。

[0184] 是以下这样的实施例:

[0185] 由1次侧线圈21带来的2次侧线圈部22的场所处的磁场的朝向上下方向

[0186] 由1次侧线圈21带来的2次侧线圈部22的场所处的磁场的强度100 $\mu$ T

[0187] 1次侧线圈21的交流驱动频率500kHz

[0188] 2次侧线圈部22的形状弯曲为沿着截面圆型芯的外表面的形状的线圈

[0189] 从2次侧线圈部22的加法电路所示的负荷阻抗500 $\Omega$

[0190] 线圈的线材 $\phi 0.06\sim 0.08\text{mm}$

[0191] 卷绕数30~50

[0192] 磁性体芯的外形： $\phi 5\text{mm} \times$  长度 10mm, 厚度:0.2mm的圆筒形

[0193] 加法电路是并联连接。

[0194] 特性例—1 将2次侧线圈部用两组两个线圈构成

	负荷端电压 (V)	电力 (mW)
[0195] 磁性体芯轴与磁场的朝向垂直	3.2	19
平行	2	8
[0196] 45 度	2.4	12

[0197] 特性例—2 将2次侧线圈部用两组3个线圈构成

	负荷端电压 (V)	电力 (mW)
[0198] 磁性体芯轴与磁场的朝向垂直	3	17
平行	1.8	5.5
45 度	2.2	9

[0199] 本发明的实验动物生物体信息取得装置12关于间歇性的耗电, 峰值是50mW, 间歇消耗时间的平均值是25mW左右。整体时间平均的耗电是3mW左右。由此, 通过本发明, 能够进行向埋入型实验动物生物体信息取得装置12的非接触电力传送, 能够实现埋入型实验动物生物体信息取得装置12及埋入型实验动物生物体信息取得系统01。

[0200] 产业上的可利用性

[0201] 根据本发明的受电装置, 通过2次侧线圈部和电路结构的发明, 不论1次侧线圈和2次侧线圈部的配置及朝向如何, 都能够稳定地供给电力, 能够进行非接触电力传送的无指向化。通过将本发明的受电装置用于实验动物生物体信息取得装置, 不再需要生物体信息取得装置的驱动用的电源线, 不再如有线方式那样对实验动物的动作施加限制。此外, 能够做成不使实验动物紧张的有生物体亲和性的形状, 是小型轻量, 能够实时地取得生物体信息, 能够与来回运动的多个小动物的姿势及位置无关、不中断而持续地取得生物体信息, 能够贡献于医药品开发等的发展。此外, 在本发明中实现的无指向性非接触供电技术不仅是实验动物生物体信息取得装置, 也可预见到向受电装置的位置不定的大范围的设备的扩展, 能够贡献于产业的发展。

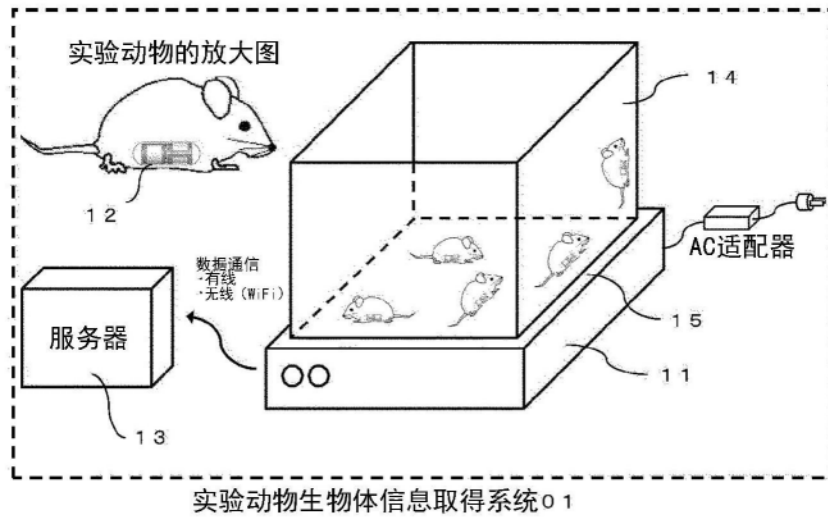


图1

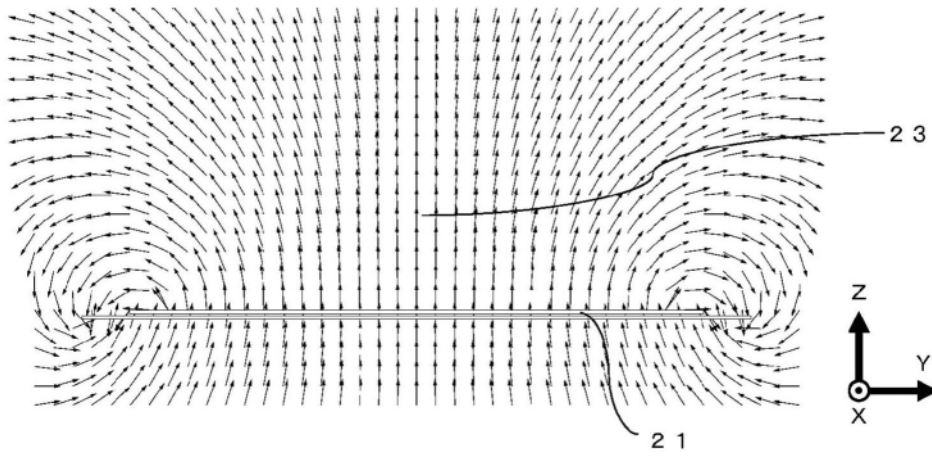


图2

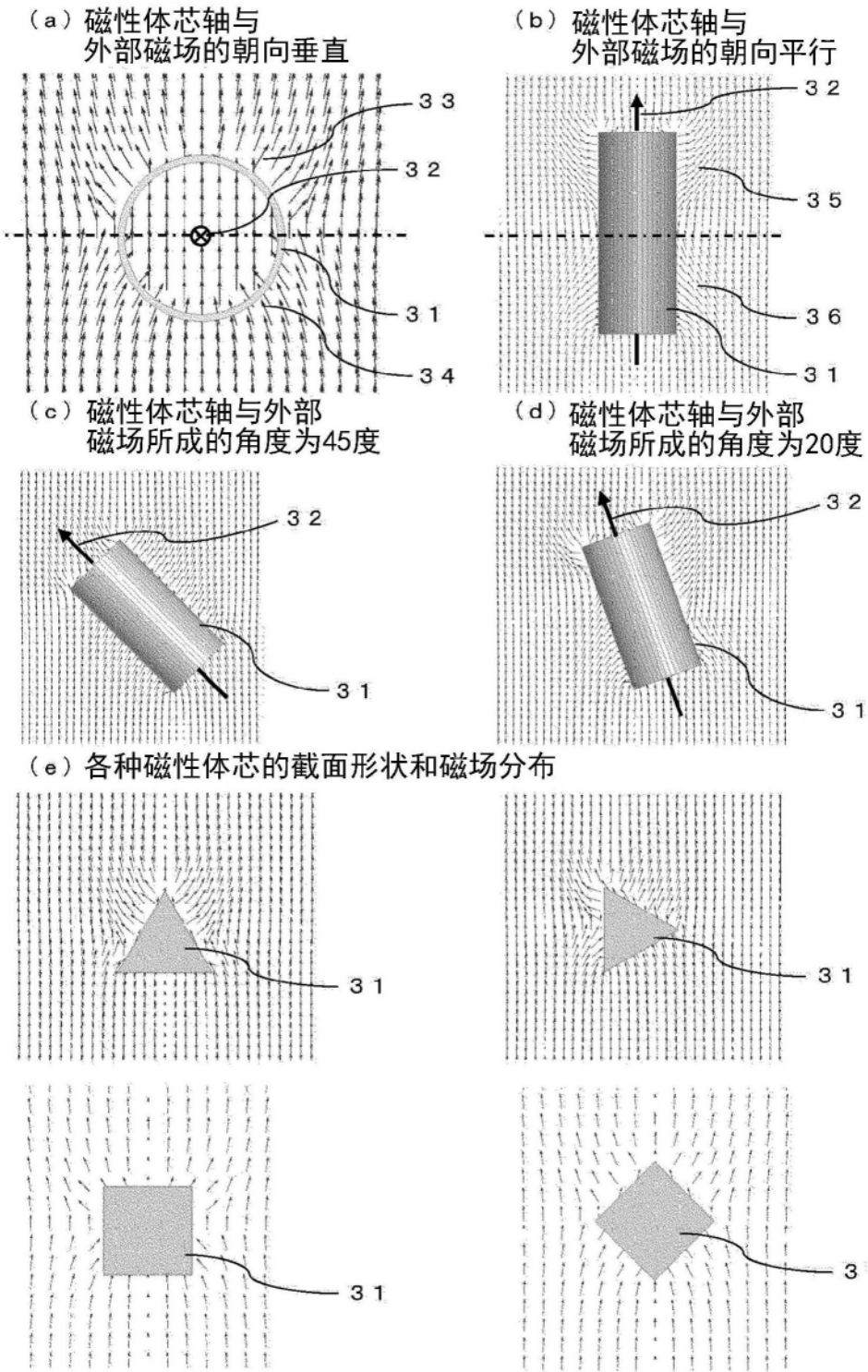


图3

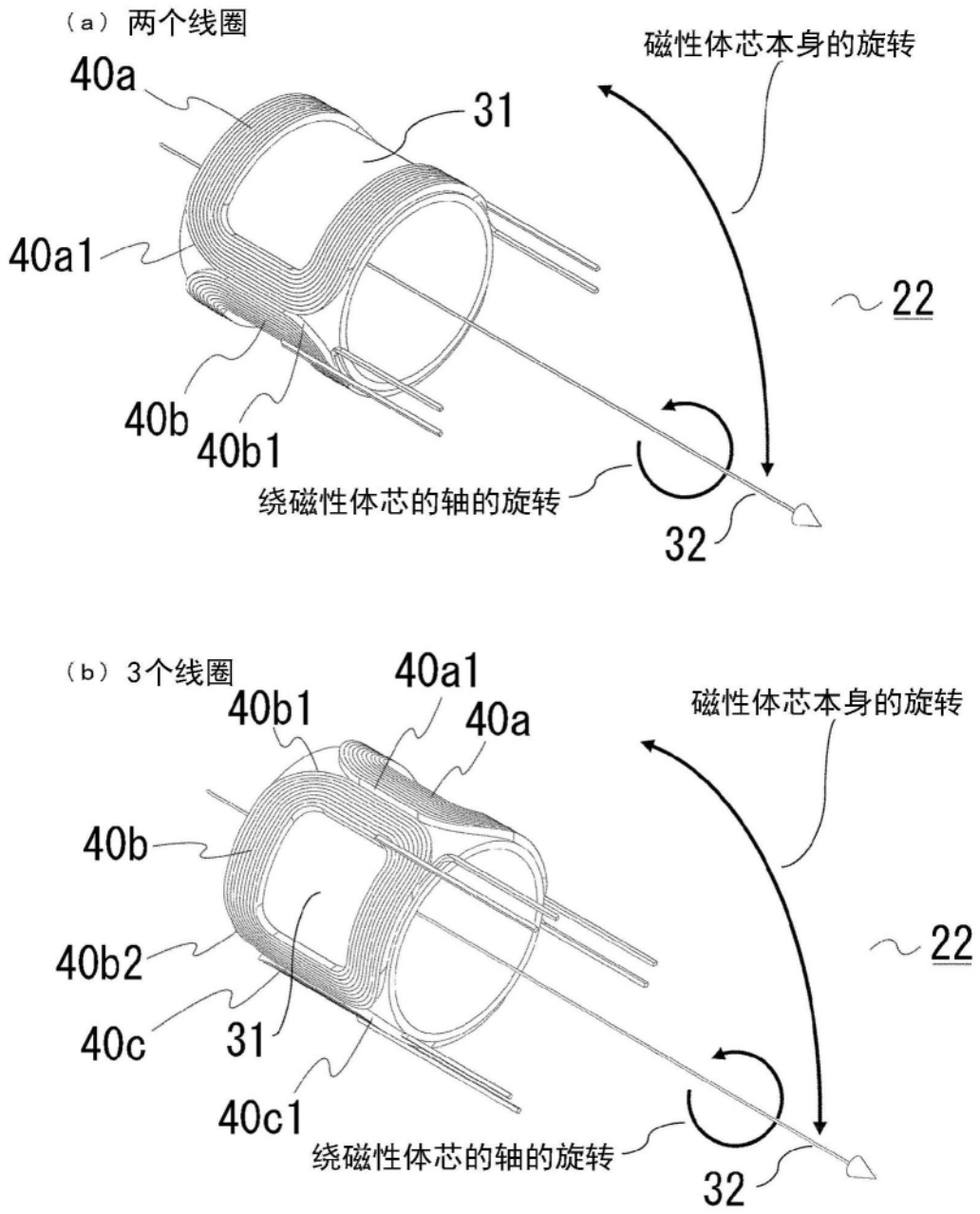


图4

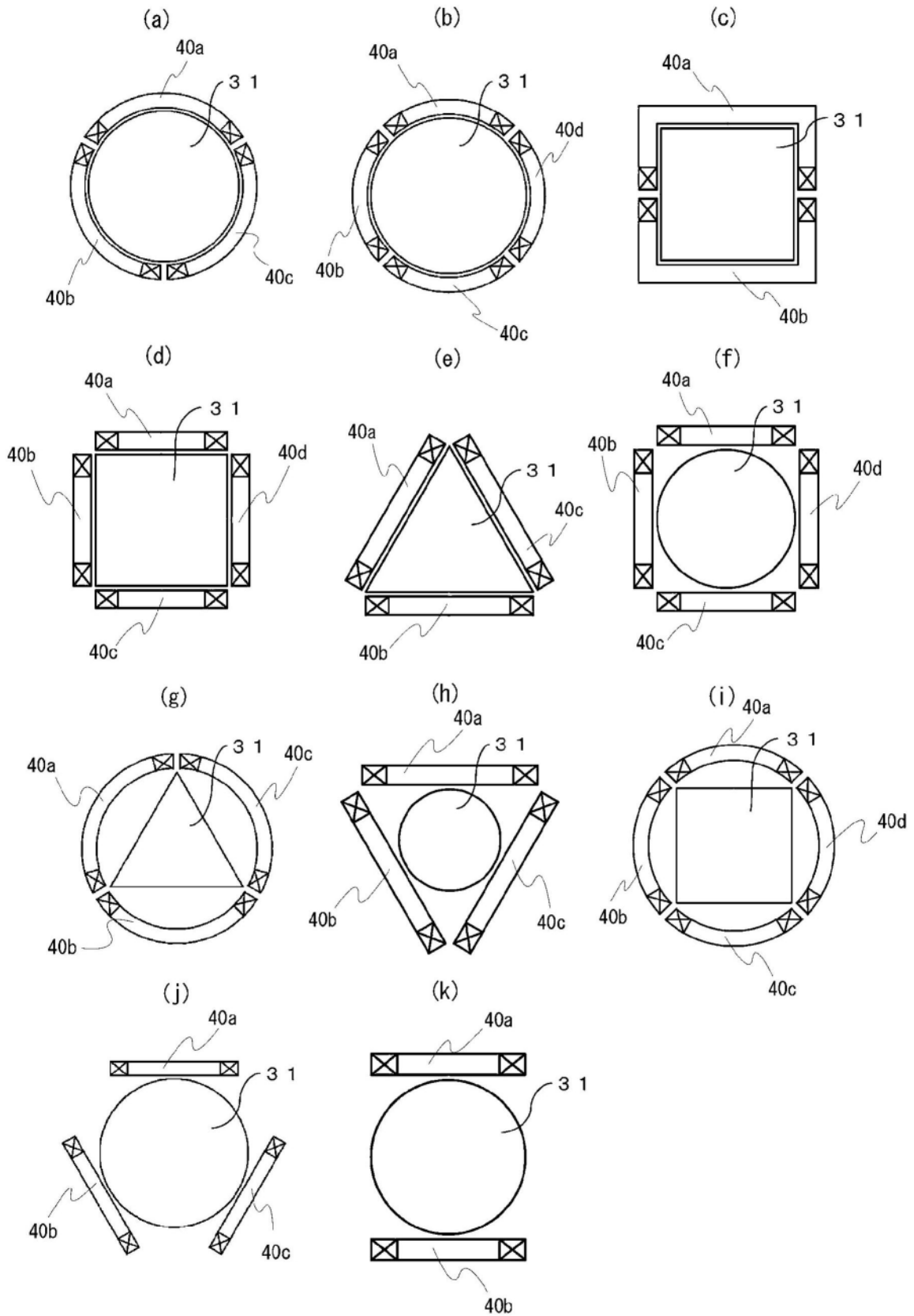


图5

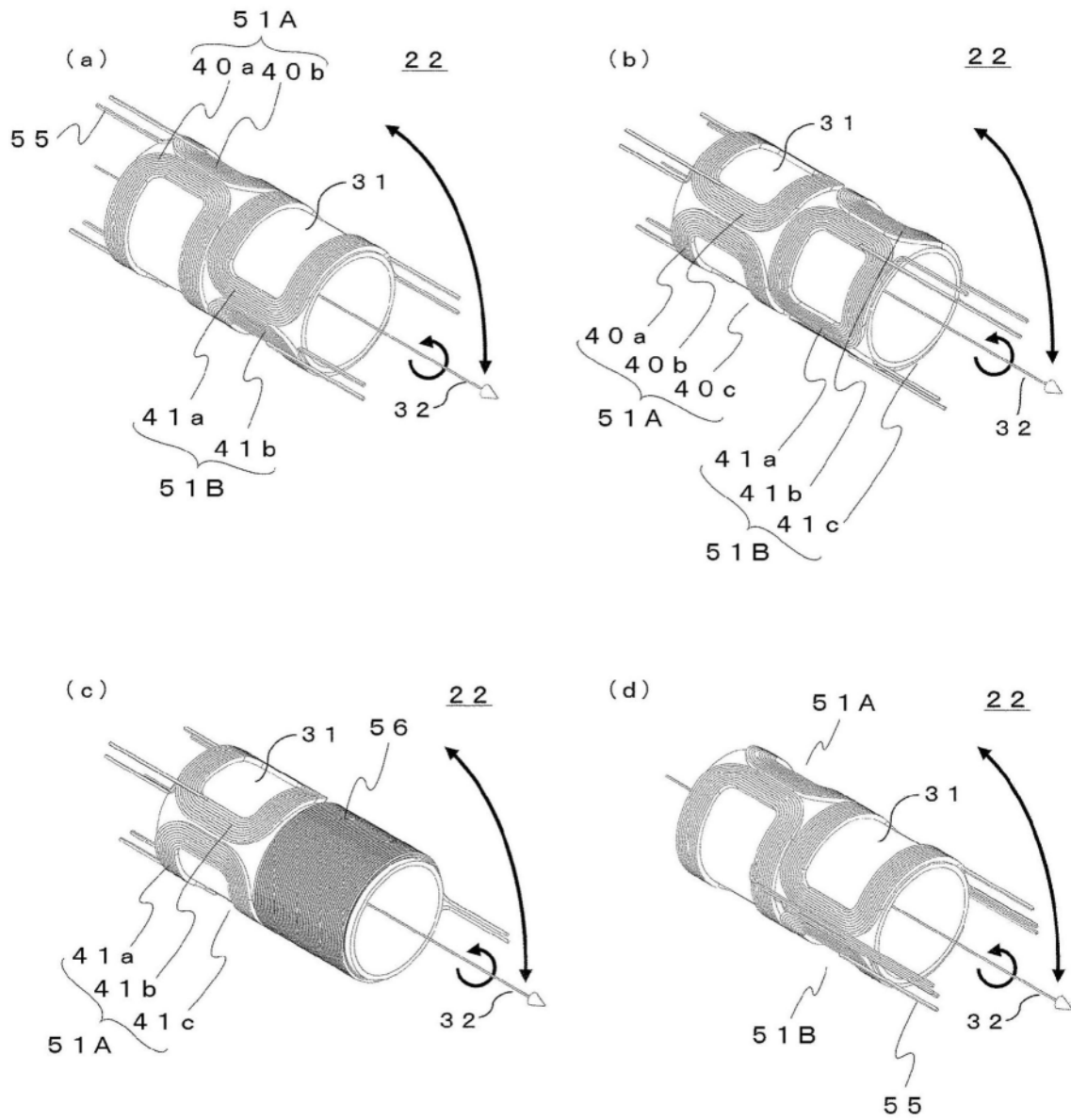


图6

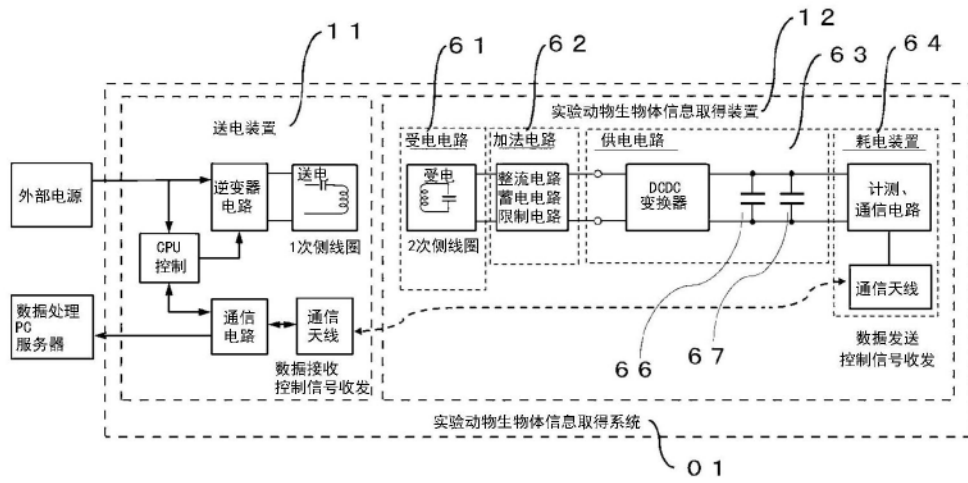


图7

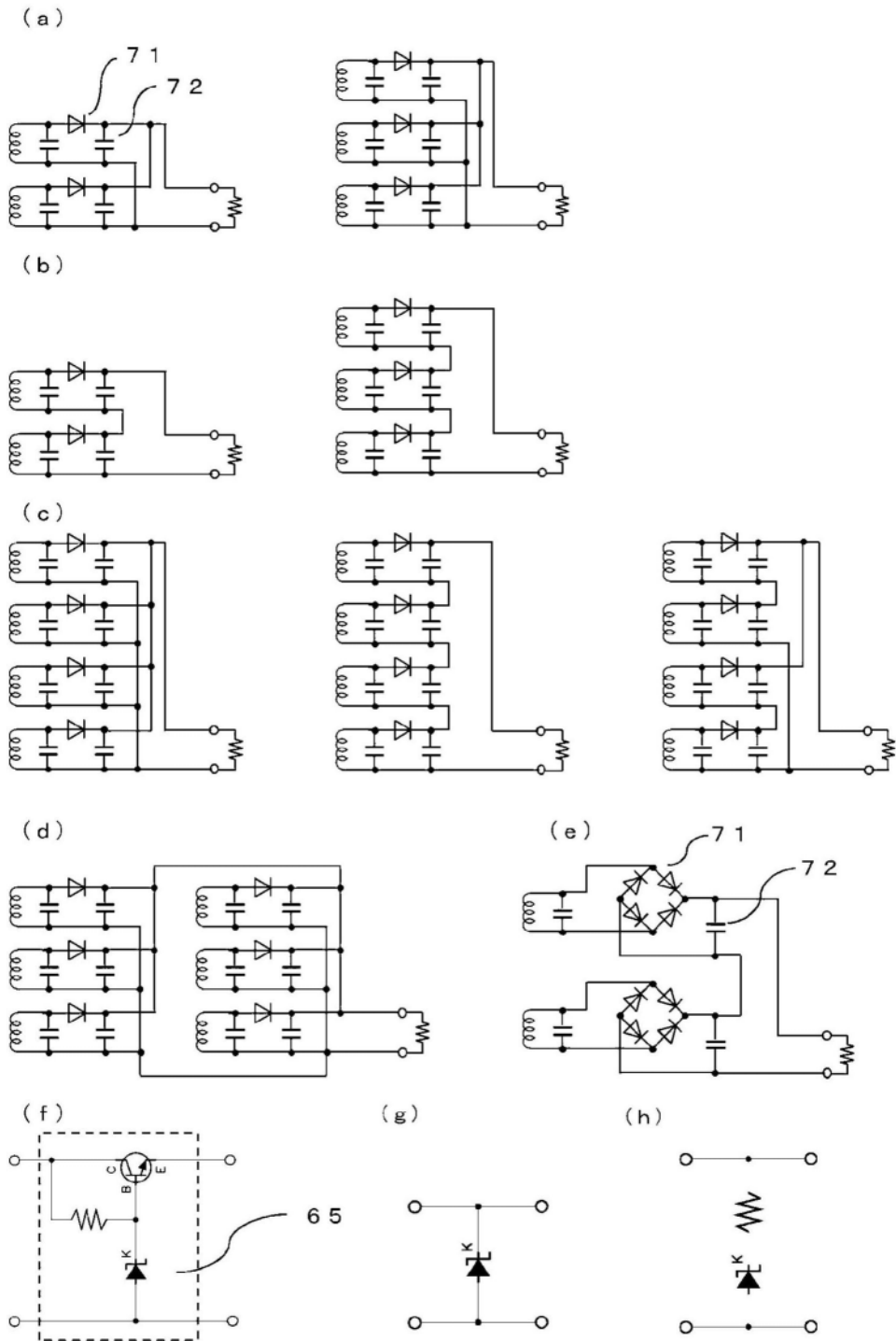


图8

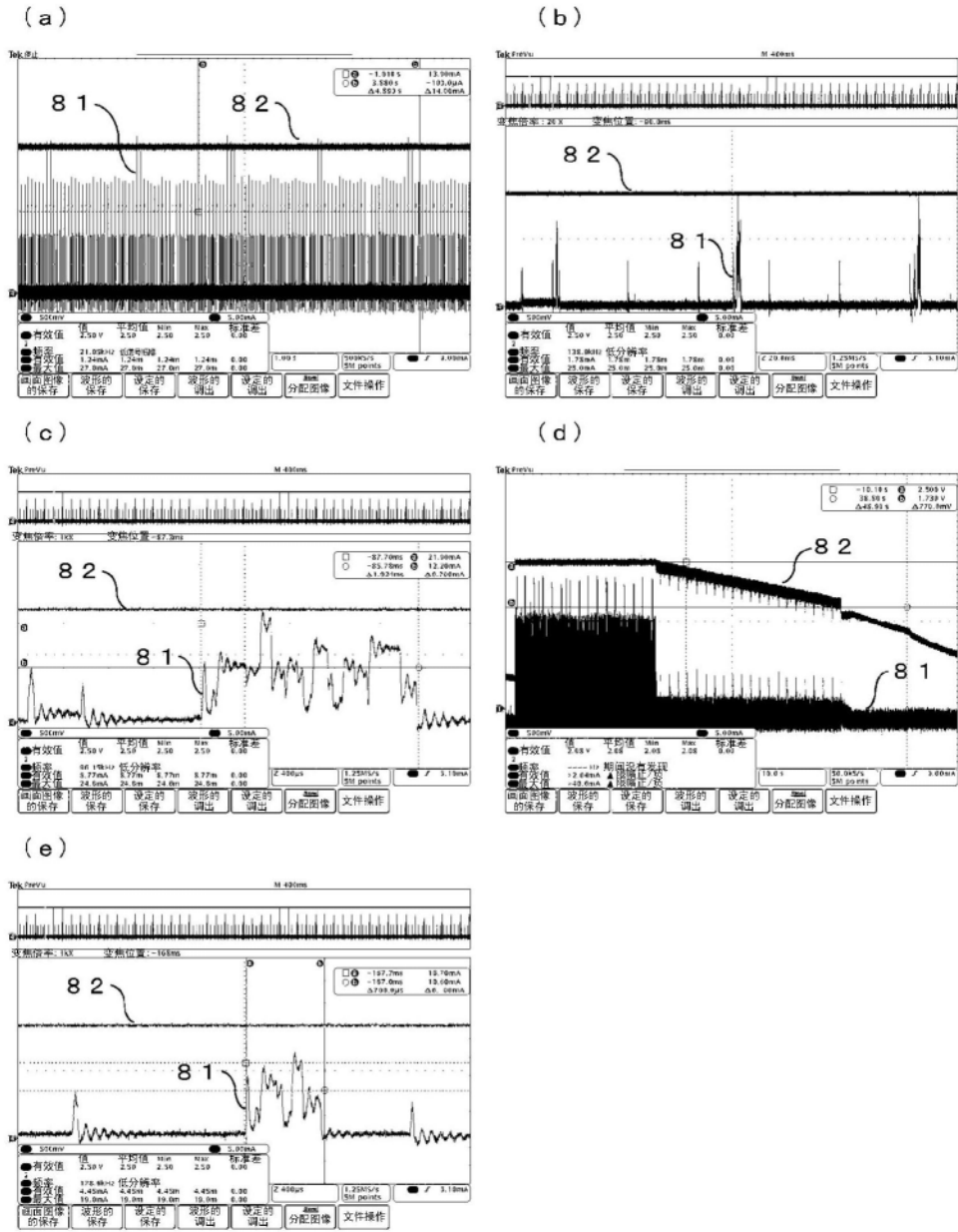
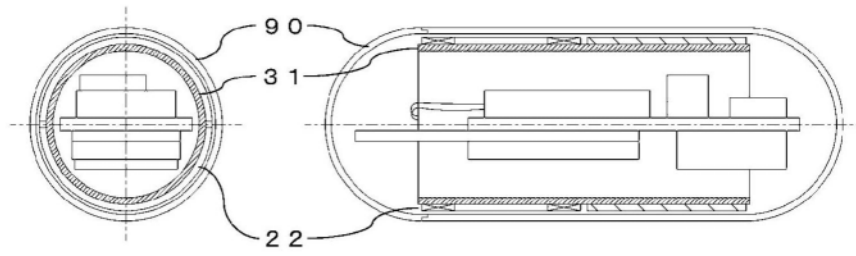


图9

(a)



(b)

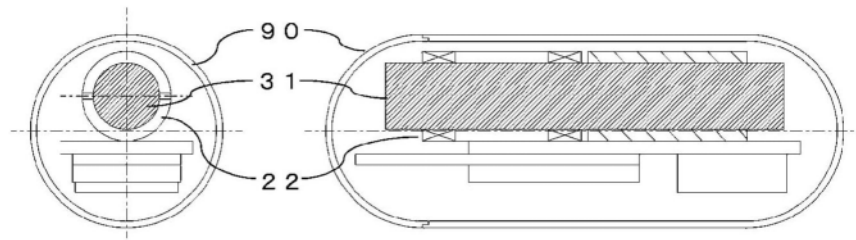


图10