



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101807822 A

(43) 申请公布日 2010.08.18

(21) 申请号 201010113505.0

(22) 申请日 2010.02.25

(71) 申请人 上海北京大学微电子研究院
地址 201203 上海市浦东新区张江高科技园
区盛夏路 608 号

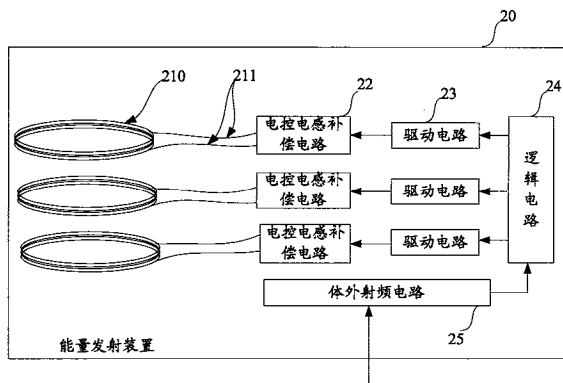
(72) 发明人 侯鹏 程玉华 贾孟军 丁启源
鞠敏 冯亮

(51) Int. Cl.
H02J 17/00(2006.01)
A61B 1/00(2006.01)
A61B 5/07(2006.01)

权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称
一种无线供能方法及相关装置

(57) 摘要
本发明公开了一种无线供能方法及相关装置,以实现低电压、高效率、绿色安全、方便实用的无线充能方案。其中发射能量的线圈由多组能量发射线圈组成,该方法包括步骤:依次驱动能量发射线圈向能量接收装置发射能量;能量接收装置接收能量后,返回各个反馈信号,所述反馈信号与每次发射能量的能量发射线圈唯一对应;根据各个反馈信号,驱动相应能量发射线圈发射能量;能量接收装置接收并存储能量。



1. 一种无线供能方法,其特征在于,能量发射装置中发射能量的线圈由多组能量发射线圈构成,包括步骤:

依次驱动能量发射线圈向能量接收装置发射能量;

能量接收装置接收能量后,返回各个反馈信号,所述反馈信号与每次发射能量的能量发射线圈唯一对应;

根据各个反馈信号,驱动相应能量发射线圈发射能量;

能量接收装置接收并存储能量。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,在驱动相应能量发射线圈发射能量的过程中,还包括重新选择能量发射线圈发射能量的步骤。

3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据各个反馈信号,驱动相应能量发射线圈发射能量,具体包括步骤:

获得每个反馈信号唯一对应的识别信号;

根据识别信号比较反馈信号的强度;

根据比较出的反馈信号强度选择用于无线供能的能量发射线圈。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,选择强度最大的反馈信号对应的能量发射线圈发射能量。

5. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据各个反馈信号,驱动相应能量发射线圈发射能量,具体包括步骤:

获得每个反馈信号唯一对应的控制信号;

在所述控制信号符合预定标准时,触发驱动该控制信号对应的能量发射线圈

6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述能量接收装置用于胶囊内窥镜系统中,其最外侧接收线圈呈圆柱状,紧贴于胶囊内窥镜内壁,内部两正交线圈设计成“跑道”形状,使其紧贴于外部圆柱形线圈内侧,接收线圈由李兹线绕制而成。

7. 一种能量发射装置,其特征在于,包括:

多组能量发射线圈,用于发射能量;

驱动电路,连接至能量发射线圈,用于在控制信号的触发下,驱动相应能量发射线圈发射能量;

体外射频电路,用于获得能量发射线圈发射能量后,能量接收装置返回的反馈信号,并输出识别信号,所述识别信号与反馈信号一一对应;

逻辑电路,连接至驱动电路及体外射频电路,用于依次启动驱动电路;并接收所述体外射频电路输出的识别信号,且根据识别信号比较反馈信号强度,控制相应驱动电路驱动能量发射线圈进行无线供能。

8. 一种能量接收装置,包括储能单元;耦合感应电源,用于接收能量发射线圈发射的能量;连接至该耦合感应电源的整流滤波电路,用于将耦合感应电源发出的电信号进行整流滤波处理;其特征在于,还包括:

采样电路,连接至整流滤波电路,用于采集整流滤波电路输出的信号作为采样信号;

模数转换电路,连接至采样电路,用于将采样信号转换为数字信号;以及

体内射频电路,连接至模数转换电路,用于将该数字信号转换为反馈信号输出,所述反馈信号与发射所述能量的能量发射线圈唯一对应。

9. 如权利要求 8 所述的方法,其特征在于,还包括在能量接收线圈上串联电容,以保证在该能量接收线圈发生形变引起阻抗不匹配的情况下,仍能输出预期功率。

10. 如权利要求 8 所述的能量接收装置,其特征在于,所述储能单元为聚合物锂离子纽扣电池。

一种无线供能方法及相关装置

技术领域

[0001] 本发明涉及电子领域,尤其涉及一种无线供能方法及相关装置。

背景技术

[0002] 随着电子技术飞速发展,胶囊内窥镜系统供能不断增强,但功耗也越来越大。由胶囊内窥镜系统内电池进行供能的现有供能方式已远不能满足功耗要求,能量供给问题已成为制约胶囊式内窥镜系统大规模实际应用的主要瓶颈。在此背景下,无线供能技术孕育而生。

[0003] 目前基于胶囊内窥镜系统的无线供能技术是利用人体内外电磁感应耦合的原理实现的,主要由人体外的能量发射装置向设置于人体内胶囊内窥镜系统中的能量接收装置无线传输能量。

[0004] 为克服胶囊内窥镜在人体消化道内姿势不确定性所引起的方向问题,文献 Int J Med Robotics Comput Assist Surg vol. 4, pp. 355-367, 2008 (文献 1) 和 Biosensors and Bioelectronics vol. 22, pp. 1390-1395, 2007 (文献 2) 中分别采用了三维能量发射装置和三维能量接收装置,其中三维能量发射装置置于人体外部,三维能量接收装置设置于胶囊内窥镜系统中,位于人体内部。当需要充电时,由人体外部的三维能量发射装置向三维能量接收装置无线传输能量,为胶囊内窥镜系统进行无线充电。文献 1 中无线供能系统所采用的三维能量发射装置十分笨重,在充电时需要由检测者背负在身体上,由于对人体消化道的全面检查往往需要十几个小时,在这段时间内检测者需要长时间背着文献 1 中所采用的三维能量发射装置实在不便。

[0005] 参见图 1,文献 2 中无线供能系统采用的能量发射装置相对简化方便一些,主要包括外部发射线圈 10 及能量发射模块 11,检测者 12 将外部发射线圈 10 套在上身,由能量发射模块 11 向体内的胶囊内窥镜系统 13 进行无线充电。但由于外部发射线圈 10 由一组线圈构成,且几乎覆盖检测者 12 整个上身,因此存在下述问题:

[0006] (1) 胶囊内窥镜系统 13 的尺寸远远小于外部发射线圈 10 的覆盖区域,因此使得其发射出的大多数能量未被胶囊内窥镜系统 13 接收,造成能量浪费严重,降低充电效率;

[0007] (2) 检测者 12 上身长时间大面积处于充电形成的强电磁场中,容易对检测者 12 造成伤害;

[0008] (3) 外部发射线圈 10 的匝数过多,过于坚硬,会导致检测者 12 过度疲惫,可能影响检测者 12 身体状态,影响检测结果;

[0009] (4) 外部发射线圈 10 的匝数过多,使得外部发射线圈 10 的第一接口端 100 和第二接口端 101 之间的电压高达四千伏,存在严重的安全隐患,且充电时高电压使得线圈严重发热,造成能量浪费严重,降低充电效率。

发明内容

[0010] 本发明提供一种无线供能方法及相关装置,以实现低电压、高效率、绿色安全、方

便实用的无线充能方案。

[0011] 本发明实施例提供了一种无线供能方法,能量发射装置中发射能量的线圈由多组能量发射线圈构成,包括步骤:依次驱动能量发射线圈向能量接收装置发射能量;能量接收装置接收能量后,返回各个反馈信号,所述反馈信号与每次发射能量的能量发射线圈唯一对应;根据各个反馈信号,驱动相应能量发射线圈发射能量;能量接收装置接收并存储能量。

[0012] 本发明实施例还提供了一种能量发射装置,包括:多组能量发射线圈,用于发射能量;驱动电路,用于驱动所述能量发射线圈发射能量;体外射频电路,用于获得能量发射线圈发射能量后,能量接收装置返回的反馈信号,并输出识别信号,所述识别信号与反馈信号一一对应;逻辑电路,连接至驱动电路及体外射频电路,用于依次启动驱动电路;并接收所述体外射频电路输出的识别信号,且根据识别信号比较反馈信号强度,控制相应驱动电路驱动能量发射线圈进行无线供能。

[0013] 本发明实施例还提供了另一种能量发射装置,包括:多组能量发射线圈,用于发射能量;驱动电路,连接至能量发射线圈,用于在控制信号的触发下,驱动相应能量发射线圈发射能量;体外射频电路,连接至驱动电路,用于接收各个反馈信号,并输出与反馈信号唯一对应的控制信号。

[0014] 本发明实施例还提供了一种能量接收装置,包括:储能单元;耦合感应电源,用于接收能量发射线圈发射的能量;连接至该耦合感应电源的整流滤波电路,用于将耦合感应电源发出的电信号进行整流滤波处理;还包括:采样电路,连接至整流滤波电路,用于采集整流滤波电路输出的信号作为采样信号;模数转换电路,连接至采样电路,用于将采样信号转换为数字信号;以及体内射频电路,连接至模数转换电路,用于将该数字信号转换为反馈信号输出,所述反馈信号与发射所述能量的能量发射线圈唯一对应。

[0015] 本发明提供的无线供能方案中,发射能量的线圈由多组能量发射线圈构成,且根据能量接收装置的反馈信号,确定出相应的能量发射线圈进行无线供能,无需通过全部能量发射线圈供能,一方面避免了全部外部发射线圈均进行供能时,浪费能量严重和损伤检测者身体的问题,另一方面避免了发射能量的线圈由一组线圈构成时线圈匝数过多使得电压过高和线圈过于坚硬等问题。

附图说明

[0016] 图 1 为现有胶囊内窥镜系统无线供能系统结构示意图;

[0017] 图 2 为本发明第一实施例中能量发射装置的结构示意图

[0018] 图 3 为本发明第一实施例中能量接收装置的结构示意图;

[0019] 图 4 为本发明第二实施例中能量发射装置的结构示意图。

具体实施方式

[0020] 下面以人体内胶囊内窥镜系统进行无线充能为例,结合说明书附图阐述本发明,但显然本发明并非仅适用于为人体内胶囊内窥镜系统无线供能,本领域技术人员可以对本发明进行各种改动和变型而不脱离本发明的精神和范围。这样,倘若本发明的这些修改和变型属于本发明权利要求及其等同技术的范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变型

在内。

[0021] 根据背景技术的描述,在现有无线供能方案中,由于外部发射线圈 10 由一组线圈构成,且几乎覆盖检测者 12 整个上身,导致了上述种种缺点,因此本实施例的核心思路是采用多组线圈组成的外部发射线圈,在充能时可以将多组线圈环绕于检测者上身,然后选择胶囊内窥镜系统临近的一组或多组线圈供能,这一方面避免了全部外部发射线圈均进行供能时,浪费能量严重和损伤检测者身体的问题,另一方面避免了外部发射线圈 10 由一组线圈构成时线圈匝数过多使得电压过高和线圈过于坚硬等问题。

[0022] 根据上述思路,下述实施例中无线供能的大体流程为:首先由能量发射装置在极短时间内依次驱动能量发射线圈发射能量,并由体内胶囊内窥镜系统每次在接收到能量后反馈回反馈信号,该反馈信号发射能量的能量发射线圈唯一对应,与胶囊内窥镜系统距离不同的能量发射线圈发出能量后,会得到相应不同的反馈信号;然后由能量发射装置根据反馈信号确定出需要驱动哪一个或多个能量发射线圈发射能量,并驱动这些能量发射线圈发射能量,由能量接收装置接收。

[0023] 基于该流程,下面给出多种人体内胶囊内窥镜系统的无线供能方案:

[0024] 实施例一

[0025] 图 2 和图 3 分别是本发明第一实施例中能量发射装置及能量接收装置的结构示意图,该能量发射装置 20 的外部发射线圈由多组能量发射线圈 210 构成,每一组能量发射线圈 210 通过两个连接端 211 连接至电控电感补偿电路 22,电控电感补偿电路 22 再连接至驱动电路 23。

[0026] 其中能量发射线圈 210 较佳的由一定数量的多股李兹线密绕而成,采用李兹线可尽量减少能量发射线圈 210 本身因趋肤效应所引起的能量损耗,间接提高能量转化效率,每组能量发射线圈 210 的圈数不宜过多,主要是为了克服线圈两端电压过高的潜在危险。每组能量发射线圈 210 按一定程度密绕,可在电流一定的情况下提高磁场的均匀性,增强耦合效率。

[0027] 一个电控电感补偿电路 22 可以连接一组或多组能量发射线圈 210,用以提供电感补偿,主要是为了在能量发射线圈 210 由于外物靠近等原因变形影响其电感时提供补偿,使电路能够保持稳定的谐振频率,提高能量发射线圈 210 和感应耦合电源单元 31 之间的能量耦合效率。由于即使没有电控电感补偿电路 22,即能量发射线圈 210 通过两个连接端 211 直接连接至驱动电路 23,也可以实现无线供能,因此电控电感补偿电路 22 是可选的。

[0028] 其中感应耦合电源单元 31 包括 xyz 三维正交感应线圈以及与每个线圈构成串联谐振电路的电容,主要用来接收体外能量发射线圈 210 传送来的能量。该感应耦合电源单元 31 中的线圈采用线圈截面法线方向分别为 xyz 的三维正交线圈结构,可均由李兹线构成,主要是为了尽量减小线圈本身对能量的消耗。为最大程度利用胶囊内窥镜的有限空间,最外层接收线圈呈圆柱状,紧贴于胶囊内窥镜内壁,内部两正交线圈设计成“跑道”形状,使其紧贴于外部圆柱形线圈内侧。感应耦合电源单元 31 中线圈串联的电容是可选的,连接该电容后,其能够保证在线圈发生微小形变引起电路阻抗不匹配的情况下,电路仍能输出较大功率。

[0029] 一个驱动电路 23 可以驱动一组或多组能量发射线圈 210,较佳的,一个驱动电路 23 驱动一组能量发射线圈 210,在进行无线充能时,当胶囊内窥镜系统在人体内的位置确

定后,即可由驱动电路 23 驱动距离该位置临近的一组或多组能量发射线圈 210 供能。

[0030] 能量发射装置 20 还包括逻辑电路 24,所有驱动电路 23 均连接至逻辑电路 24,由逻辑电路 24 控制选择一个或多个驱动电路 23 驱动临近体内胶囊内窥镜系统的能量发射线圈 210 发射能量。

[0031] 逻辑电路 24 和体外射频电路 25 连接,体外射频电路 25 可以接收能量接收装置 30 中的体内射频电路 32 发出的反馈信号,并向逻辑电路 24 输出该反馈信号唯一对应的识别信号,逻辑电路 24 根据该识别信号确定控制哪一个驱动电路 23 来驱动相应能量发射线圈 210 发射能量。

[0032] 能量接收装置 30 还包括整流滤波电路 32、采样电路 33、模数转换电路 34 及体内射频电路 35,其中整流滤波电路 32 连接至采用电路 33 及感应耦合电源单元 31,采用电路 33 连接至模数转换电路 34,模数转换电路 34 连接至体内射频电路 35,当感应耦合电源单元 31 接收到能量发射线圈 210 发射出的能量时,其发出的电信号由整流滤波电路 32 进行整流滤波,并由采样电路 33 对整流滤波后的信号进行采样获得采样信号,然后将采样信号传送给模数转换电路 34 转化为数字信号,并将数字信号输送给体内射频电路 35,由体内射频电路 35 发送出反馈信号,该反馈信号唯一对应于发出所述能量的能量发射线圈 210。体外射频电路 25 接收到各个反馈信号时,向逻辑电路发出与反馈信号唯一对应的识别信号,可由逻辑电路 24 根据识别信号判断出哪一组或哪几组能量发射线圈 210 距离感应耦合电源单元 31 较近,用于进行无线充能时效果较好,以确定驱动哪一组或多组能量发射线圈 210 发射能量。

[0033] 逻辑电路 24 在根据识别信号确定驱动哪一组或多组能量发射线圈 210 发射能量的确定方案可以有多种,例如将接收的所有识别信号存储起来,根据识别信号比较出强度最强的反馈信号,该反馈信号对应的能量发射线圈 210 距离感应耦合电源单元 31 最近,确定由其发射能量进行供能。

[0034] 在逻辑电路 24 确定驱动哪一组或多组能量发射线圈 210 发射能量后,驱动的能量发射线圈 210 发射能量,感应耦合电源单元 31 接收到该能量后向整流滤波电路 32 发送信号,整流滤波电路 32 将该信号整流滤波后,发送给充电管理电路 36,由充电管理电路 36 为聚合物锂离子电池 37 充电,即可实现无线充能。

[0035] 其中本实施例采用的储能元件是聚合物锂离子电池,主要用来平抑体内外无线供能及负载耗能的不稳定性,该类电池能量密度高、寿命长,不会发生爆炸和化学物质泄漏等潜在危险,对人体无伤害,且绿色环保。

[0036] 此外本实施例可以将上述整流滤波、采样、模数转换、充电管理、体内射频等电路集成于同一芯片上,尽量减小能量接收装置在胶囊内窥镜中占据的空间。

[0037] 以下参照图 2 及图 3,对于上述实施例的工作过程予以说明。

[0038] 首先启动前述能量发射装置 20,由逻辑电路 24 在极短时间内依次驱动各个驱动电路 23,驱动电路 23 驱动相应的能量发射线圈 210 发射能量;对于各个驱动电路 23 驱动的能量发射线圈 210 发射的能量,能量接收装置 30 通过体内射频电路 35 反馈出各个对应的反馈信号,体外射频电路 25 接收到各个反馈信号后发送给逻辑电路 24 各个识别信号,其中识别信号和反馈信号唯一对应,然后逻辑电路 24 将各个识别信号存储起来,并比较哪一个识别信号强度最大。由于上述过程中,一个驱动电路 23 驱动相应能量发射线圈 210 发射

能量后,逻辑电路 24 将得到唯一对应的识别信号,因此通过比较哪一个识别信号的强度最大,即可比较出哪一个驱动电路 23 驱动的能量发射线圈 210 与感应耦合电源单元 31 距离最近,即确定出启动哪一个或多个驱动电路 23 来驱动相应的能量发射线圈 210 进行供能。

[0039] 在逻辑电路 24 确定出采用哪一个或多个驱动电路 23 驱动其对应的能量发射线圈 210 进行供能后,即启动该驱动电路 23 驱动其连接的能量发射线圈 210 发射能量。

[0040] 由于在供能过程中,胶囊内窥镜系统可能在人体内移动,因此在供能过程中,可以在每隔一段时期后,逻辑电路 24 再次依次驱动各个驱动电路 23 驱动各自连接的能量发射线圈 210 发射能量,并根据获得的各个识别信号,判断出哪一个或多个驱动电路 23 连接的能量发射线圈 210 更接近胶囊内窥镜系统,再调整该驱动电路 23 驱动连接的能量发射线圈 210 发射能量,进行无线供能。

[0041] 实施例二

[0042] 参照图 4,上述实施例中主要由逻辑电路 24 确定驱动哪一个或多个驱动电路 23 来驱动其连接的能量发射线圈 210,本实施例提出省略逻辑电路 24,并在驱动电路 23 上添加控制信号输入端 230,当该输入端 230 输入的信号达到预定标准时,该驱动电路 23 驱动其连接的能量发射线圈 210 发射能量。驱动电路 23 的控制信号输入端 230 连接至体外射频电路 25,当体外射频电路 25 接收到能量接收装置 30 发来的反馈信号时,向驱动电路 23 输入控制信号,该控制信号和反馈信号一一对应的,当控制信号达到预定标准时,启动驱动电路 23。

[0043] 该实施例工作过程可以是:首先启动能量发射装置 20,顺次启动驱动电路 23,驱动电路 23 驱动其连接的能量发射线圈 210 发射能量,然后能量接收装置 30 反馈出各个反馈信号,体外射频电路 25 接收到各个反馈信号后,向该反馈信号对应的驱动电路 23 输出控制信号,输入的控制信号满足预定标准的驱动电路继续工作,驱动连接的能量发射线圈 210 发射能量,进行无线供能。

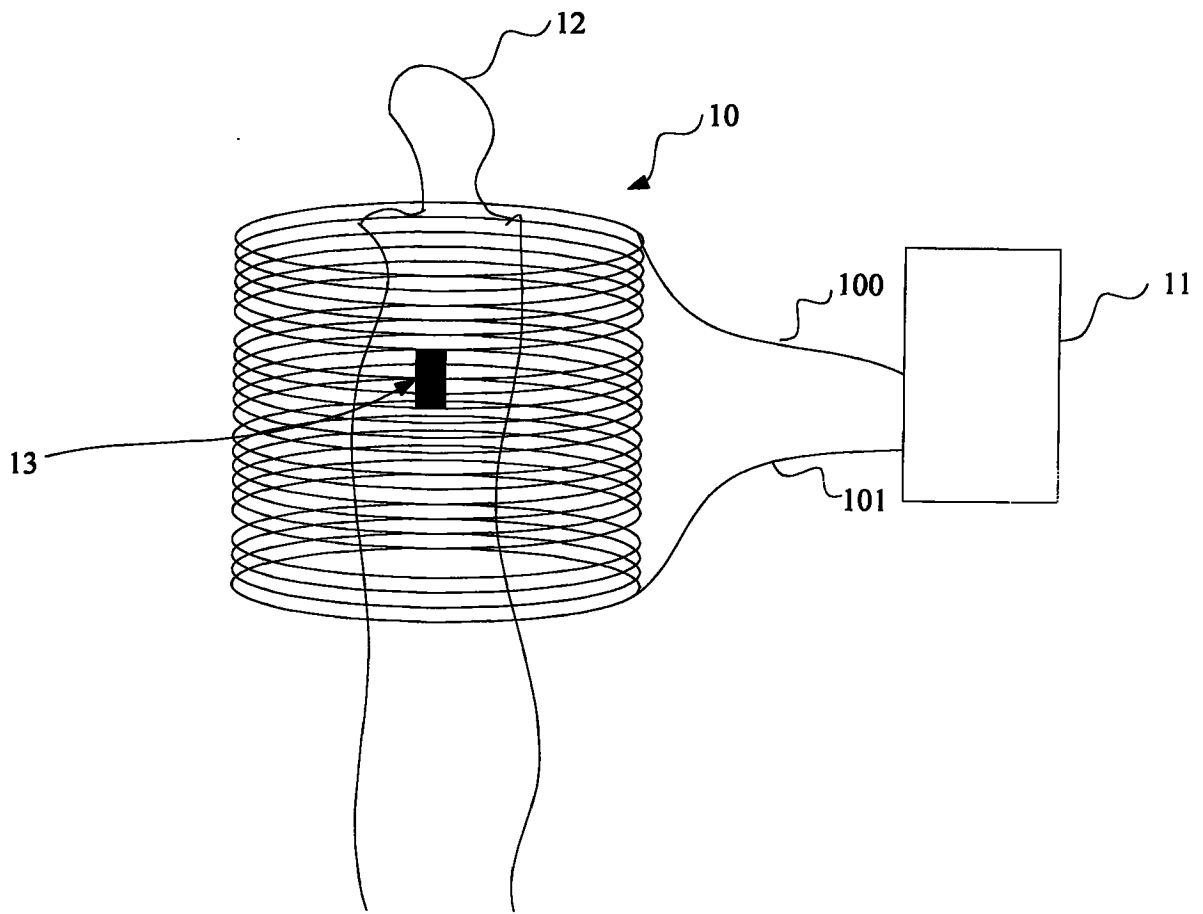


图 1

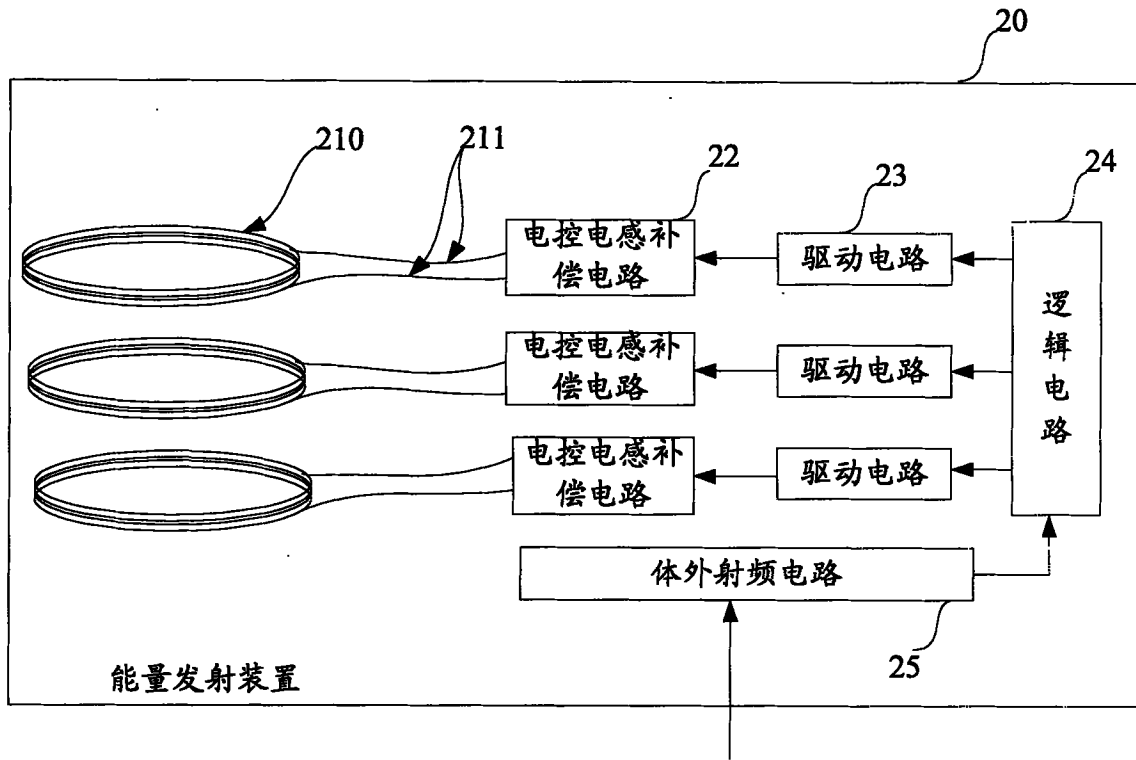


图 2

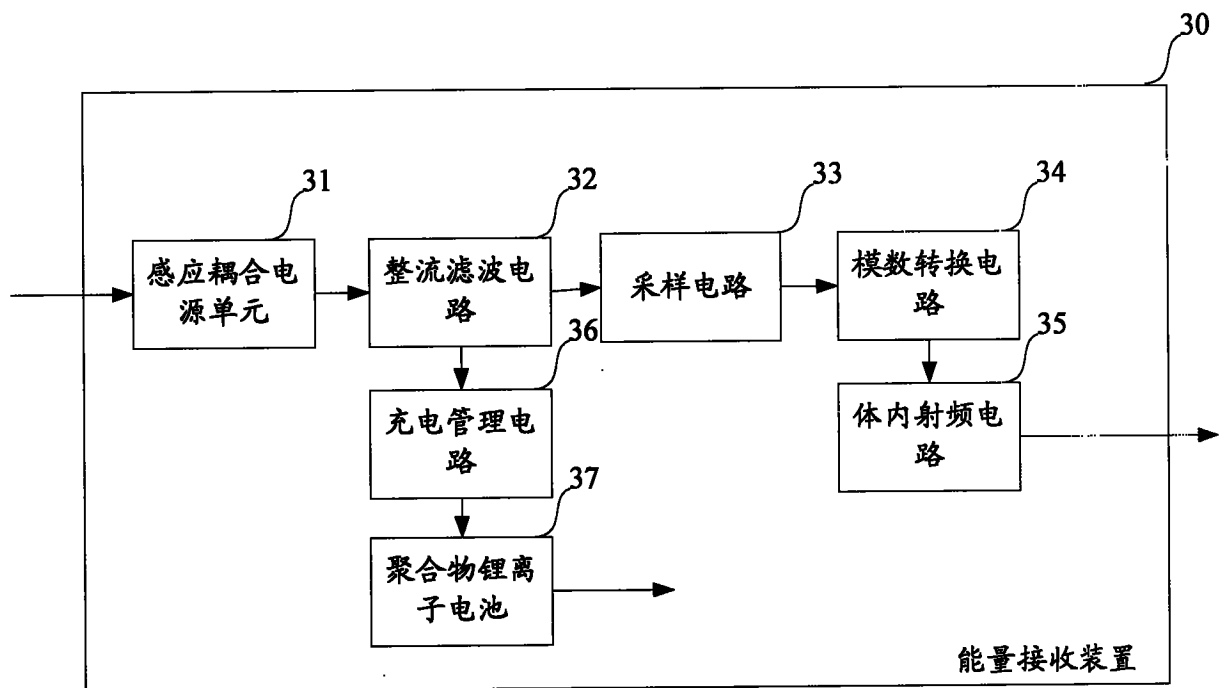


图 3

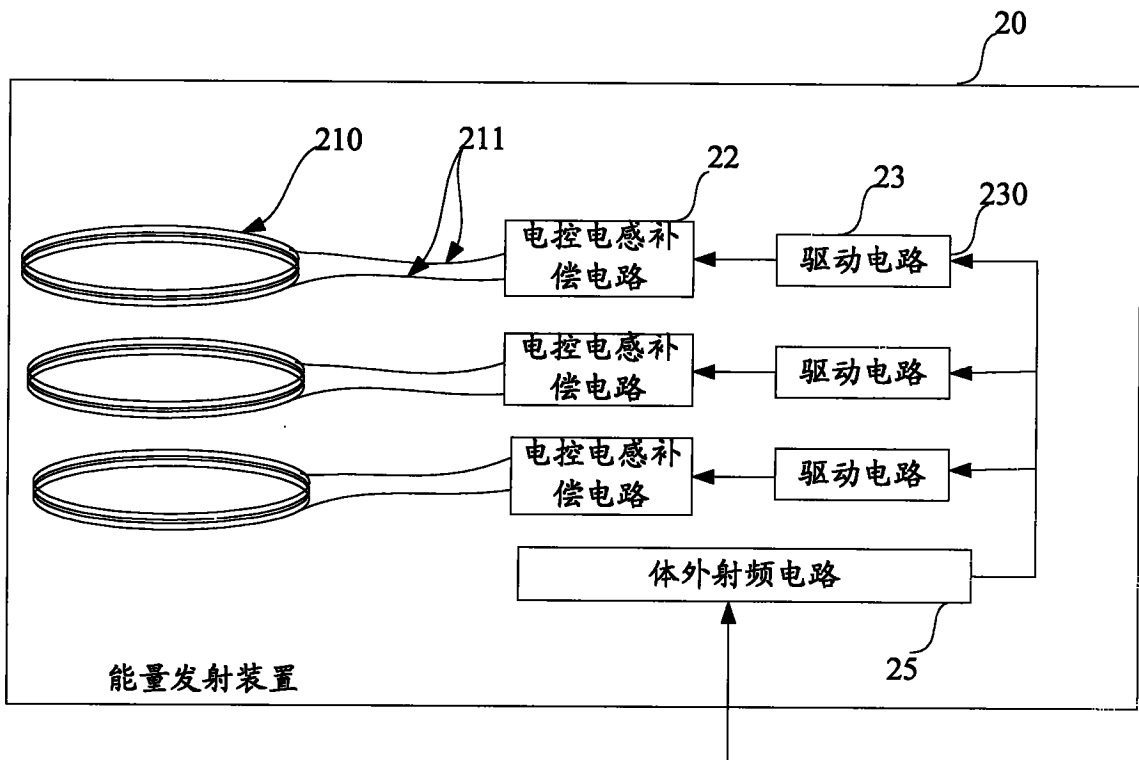


图 4

专利名称(译)	一种无线供能方法及相关装置		
公开(公告)号	CN101807822A	公开(公告)日	2010-08-18
申请号	CN201010113505.0	申请日	2010-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	上海北京大学微电子研究院		
申请(专利权)人(译)	上海北京大学微电子研究院		
当前申请(专利权)人(译)	上海北京大学微电子研究院		
[标]发明人	侯鹏 程玉华 贾孟军 丁启源 鞠敏 冯亮		
发明人	侯鹏 程玉华 贾孟军 丁启源 鞠敏 冯亮		
IPC分类号	H02J17/00 A61B1/00 A61B5/07 H02J50/80		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种无线供能方法及相关装置，以实现低电压、高效率、绿色安全、方便实用的无线充能方案。其中发射能量的线圈由多组能量发射线圈组成，该方法包括步骤：依次驱动能量发射线圈向能量接收装置发射能量；能量接收装置接收能量后，返回各个反馈信号，所述反馈信号与每次发射能量的能量发射线圈唯一对应；根据各个反馈信号，驱动相应能量发射线圈发射能量；能量接收装置接收并存储能量。

