



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119564214 A

(43) 申请公布日 2025. 03. 07

(21) 申请号 202311150552.6

(22) 申请日 2023.09.07

(71) 申请人 新加坡国立大学

地址 新加坡新加坡市

申请人 苏州工业园区新国大研究院  
诺尔产学研科技(桐乡乌镇)有限公司

(72) 发明人 冯源 郭永新

(74) 专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理有限公司 44414

专利代理师 张威

(51) Int. Cl.

A61B 5/293 (2021.01)

A61B 5/31 (2021.01)

A61B 5/37 (2021.01)

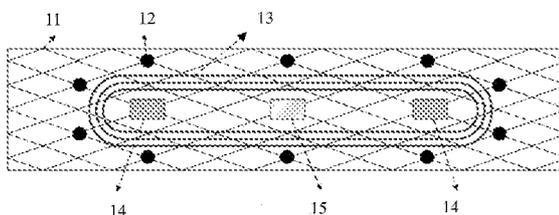
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

无源脑机接口系统的血管支架

(57) 摘要

本申请公开一种无源脑机接口系统的血管支架,包括:支架网、颅内微电极、无线充电与通信线圈、颅内传感器单元、支架电路;支架网为可展开的支撑架;颅内微电极、颅内传感器单元设置于支架网上,且在支架网展开并接触血管壁的情况下,颅内微电极和颅内传感器单元与血管壁接触;无线充电与通信线圈为附着在支架网的可展开线圈,用于在随着支架网展开的状态下,接收体外设备发送的电磁信号,并根据电磁信号产生支架电路的工作电信号;支架电路与颅内微电极和颅内传感器单元电连接,用于根据颅内微电极和颅内传感器单元获得的脑部生理信号产生用于分析脑部状态的脑电信号。本申请实施例有助于采用低风险的方式对颅内脑电信号进行采集。



1. 一种无源脑机接口系统的血管支架,包括:支架网、颅内微电极、无线充电与通信线圈、颅内传感器单元、支架电路;

所述支架网为可展开的支撑架;

所述颅内微电极、颅内传感器单元设置于所述支架网上,且在所述支架网展开并接触血管壁的情况下,所述颅内微电极和颅内传感器单元与所述血管壁接触;

所述无线充电与通信线圈为附着在所述支架网的可展开线圈,用于在随着所述支架网展开的状态下,接收体外设备发送的电磁信号,并根据所述电磁信号产生所述支架电路的工作电信号;

所述支架电路与所述颅内微电极和颅内传感器单元电连接,用于根据所述颅内微电极和所述颅内传感器单元获得的脑部生理信号产生用于分析脑部状态的脑电信号。

2. 根据权利要求1所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述支架网为网面的管道形状;所述颅内微电极、颅内传感器单元、无线充电与通信线圈和所述支架电路设置于所述支架网外侧。

3. 根据权利要求1或2所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述无线充电与通信线圈的法向方向与所述支架网轴向方向垂直;所述颅内微电极设置有多个,位于所述无线充电与通信线圈围绕形成的截面的外侧;所述支架电路为集成电路,设置于所述无线充电与通信线圈围绕形成的截面的内侧;所述颅内传感器单元设置于所述无线充电与通信线圈围绕形成的截面的内侧。

4. 根据权利要求3所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述无线充电与通信线圈包括多条闭环的单圈线圈;所述单圈线圈设置为呈蛇形走线。

5. 根据权利要求1所述的无源脑机接口系统的血管支架,还包括:

电路层,包括绝缘导线;所述电路层将所述颅内微电极与所述支架电路进行电连接,以及,将所述颅内传感器单元和所述支架电路进行电连接。

6. 根据权利要求5所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述绝缘导线设置为呈蛇形走线。

7. 根据权利要求1所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述颅内微电极包括:微电极、绝缘圈;所述微电极嵌入所述绝缘圈内;所述颅内微电极固定于所述支架网的网格交点或者网格边缘的位置。

8. 根据权利要求1所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述支架电路包括:

调谐单元、无线收发器、控制单元、颅内电极子电路、微电极选择开关、无线充电单元、传感器单元接口;

所述调谐单元被配置为与所述无线充电与无线通信线圈、以及所述无线收发器之间分别相互发送射频信息;

所述无线充电单元被配置为与所述调谐单元之间相互发送射频信息;

所述颅内电极子电路、所述颅内微电极分别与所述微电极选择开关电连接;

所述传感器单元接口与所述颅内传感器单元电连接;

所述调谐单元、无线收发器、传感器单元接口分别被配置为用于接收所述控制单元发送的控制指令以及向所述控制单元发送针对所述控制指令的反馈信息;

所述颅内电极子电路、无线充电单元分别被配置为用于接收所述控制单元发送的控制

指令。

9. 根据权利要求8所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述颅内电极子电路包括:脑电采集功能子电路;

所述脑电采集功能子电路与所述微电极选择开关连接,用于在所述微电极选择开关选择所述脑电采集功能子电路的情况下,获取脑电生理信号,被配置为用于接收所述控制单元发送的控制指令以及向所述控制单元发送针对所述控制指令的反馈信息。

10. 根据权利要求8或9所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述颅内电极子电路包括:神经电刺激功能子电路;

所述神经电刺激功能子电路与所述微电极选择开关连接,用于在所述微电极选择开关选择所述神经电刺激功能子电路的情况下,提供恒流的电脉冲刺激,被配置为用于接收所述控制单元发送的控制指令。

11. 根据权利要求8所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述无线收发器包括:射频源和功率放大器;所述调谐单元包括:阻抗测量单元、可调阻抗匹配网络和阻抗计算处理器;

所述射频源和所述功率放大器之间、所述功率放大器和所述阻抗测量单元之间、所述阻抗测量单元和所述可调阻抗匹配网络之间、所述可调阻抗匹配网络和所述无线充电与通信线圈之间以及所述阻抗测量单元和所述阻抗计算处理器之间相互发送射频信号;

所述阻抗计算处理器被配置为用于向所述可调阻抗匹配网络发送指令。

12. 根据权利要求11所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述阻抗计算处理器包括模数转换器、数字信号处理器;所述阻抗测量单元包括:检测电容、衰减器和下变频模块;所述检测电容被配置与向所述功率放大器之间相互发送射频信号;

所述衰减器被配置为与所述检测电容的两端之间、与所述下变频模块的两端之间分别相互发送射频信号;

所述下变频模块被配置两端分别与模数转换器之间相互发送中频信号。

13. 根据权利要求11所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,可调阻抗匹配网络包括*i*个第一网络单元、*i*个第二网络单元、第一电感、第二电感,*i*为正整数;

每个第一网络单元包括第一可调电容、第二可调电容、一个MOS开关子单元,且所述第一可调电容、MOS开关子单元、第二可调电容依次连接;

每个第二网络单元包括第三可调电容、第四可调电容、一个MOS开关子单元,且所述第三可调电容、MOS开关子单元、第四可调电容依次连接;

*i*个第一网络单元的并联子电路、所述第一电感、*i*个第二网络单元的并联子电路、所述第二电感、*i*个第一网络单元的并联子电路依次连接,构成闭环电路;

所述*i*个第一网络单元的并联子电路两端构成射频信号收发端;

所述*i*个第二网络单元的并联子电路构成射频信号收发端。

14. 根据权利要求13所述的无源脑机接口系统的血管支架,其中,所述MOS开关子单元包括:第一MOS开关、第二MOS开关;

所述第一MOS开关、第二MOS开关的控制端相连构成共同控制端,同时闭合或同时断开。

## 无源脑机接口系统的血管支架

### 技术领域

[0001] 本申请属于医疗技术领域,更具体地说,是涉及一种无源脑机接口系统的血管支架。

### 背景技术

[0002] 近年来,基于侵入式颅内电极的脑电信号记录备受脑机接口技术发展关注。通过颅内电极记录脑电信号,能够获得频率范围更宽、信号强度更强的脑电信号,同时,通过电极的设计可以采集多神经元放电的局部场电位信号,也可以采集单个神经元细胞的电活动,为脑机接口相关应用奠定了重要的数据基础。然而,当前的棒状电极(例如sEEG(stereo Electro EncephaloGraphy,立体脑电)电极、DBS(Deep Brain Stimulation,深度脑刺激)电极),皮层电极(ECoG,Electrocorticography),犹他电极等颅内电极,均需采用开颅手术,手术过程复杂,并且可能导致颅内出血、脑组织损伤等多重风险,限制了侵入式脑机接口的应用。

[0003] 因此,如何能够使用风险较小的方案实现颅内电极技术,是一个需要解决的问题。

### 发明内容

[0004] 本申请实施例的目的在于提供一种无源脑机接口系统的血管支架,有助于采用低风险的方式对颅内脑电信号进行采集。

[0005] 基于上述目的,本申请实施例提供无源脑机接口系统的血管支架,包括:支架网、颅内微电极、无线充电与通信线圈、颅内传感器单元、支架电路;

[0006] 支架网为可展开的支撑架;

[0007] 颅内微电极、颅内传感器单元设置于支架网上,且在支架网展开并接触血管壁的情况下,颅内微电极和颅内传感器单元与血管壁接触;

[0008] 无线充电与通信线圈为附着在支架网的可展开线圈,用于在随着支架网展开的状态下,接收体外设备发送的电磁信号,并根据电磁信号产生支架电路的工作电信号;

[0009] 支架电路与颅内微电极和颅内传感器单元电连接,用于根据颅内微电极和颅内传感器单元获得的脑部生理信号产生用于分析脑部状态的脑电信号。

[0010] 本申请实施例提供的无源脑机接口系统的血管支架,电路系统与支架电极集成一体,并通过提出的无线链路实现无线供能和无线数据传输,允许真正实现微创植入。是解决侵入式脑机接口如何微创植入问题所使用的关键装置,通过无线充电和通信线圈进行无线供能、实现无线通信方案、颅内生理信号传感功能等功能,能够实现创伤的进一步降低,进而将风险进一步降低。

### 附图说明

[0011] 为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些

实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0012] 图1为本申请实施例提供的无源脑机接口系统的血管支架结构及其与体外设备的连接示意图;

[0013] 图2为本申请实施例提供的无源脑机接口系统的血管支架中无线充电与通信线圈的绕线方向示意图;

[0014] 图3为本申请实施例提供的无线充电与通信线圈绕线方式示意图;

[0015] 图4A与图4B为本申请实施例的蛇形走线方式中单元线段示意图;

[0016] 图5为本申请实施例的支架网和电路网的轴向视角示意图;

[0017] 图6为本申请实施例的支架网植入脑部血管示意图;

[0018] 图7为本申请实施例图的颅内微电极与支架网的网格连接示意图;

[0019] 图8为本申请实施例的电路层导线走线方式示意图;

[0020] 图9所示为本申请一种示例的支架电路组成结构框架图;

[0021] 图10为本申请一种示例的阻抗计算处理器和阻抗测量单元的电路连接示意图;

[0022] 图11为本申请一种示例的调谐单元和无线收发器电路连接示意图;

[0023] 图12为本申请一种示例的可调阻抗匹配网络示意图。

[0024] 上述附图所涉及的标号明细如下:

[0025] 11、支架网;12、颅内微电极;13、无线充电与通信线圈;14、颅内传感器单元;15、支架电路;21、绕线方向;22、管道轴向;31、外圈;32、内圈;33、线圈截面;34、单圈导线;41、第一线段;42、第二线段;43、第三线段;51、支架网;52、电路层;61、脑部血管;62、支架网;71、颅内微电极;72、支架网;73、陶瓷环;121、第一MOS开关;122、第二MOS开关;123、MOS开关子单元。

### 具体实施方式

[0026] 为了使本申请所要解决的技术问题、技术方案及有益效果更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本申请进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本申请,并不用于限定本申请。

[0027] 本申请实施例提供的一种无源脑机接口系统的血管支架,结构如图1所示,包括:支架网11、颅内微电极12、无线充电与通信线圈13、颅内传感器单元14、支架电路15;

[0028] 支架网11为可展开的支撑架;

[0029] 颅内微电极12、颅内传感器单元14设置于支架网11上,且在支架网11展开并接触血管壁的情况下,颅内微电极12和颅内传感器单元14与血管壁接触;

[0030] 无线充电与通信线圈13为附着在支架网11的可展开线圈,用于在随着支架网11展开的状态下,接收体外设备发送的电磁信号,并根据电磁信号产生支架电路15的工作电信号;

[0031] 支架电路15与颅内微电极12和颅内传感器单元14电连接,用于根据颅内微电极12和颅内传感器单元14获得的脑部生理信号产生用于分析脑部状态的脑电信号。

[0032] 本申请实施例中,支架网11为网状管道结构,同时也是可展开的支撑结构。支架网11用于支架网11的制作材料一般来说是金属钽、医用不锈钢及镍钛合金等制成,可采用球

囊扩张术使得支架网11在血管内扩张到一定径值而贴附于血管内,也可以采用自展开结构的支架网使其在血管中自行扩张。本申请实施例提供的无源脑机接口系统的血管支架的手术与植入过程可以与血管支架植入方法完全一致,无需进行开颅手术等。支架网11用于固定颅内微电极12、无线充电与通信线圈13、颅内传感器单元14和支架电路15,为无源脑机接口系统的血管支架的主体结构。

[0033] 颅内微电极12为颅内电极,是一种特殊材质的多触点的电极,可以直接记录脑皮层的电活动,采集电生理信号或执行电刺激,可以通过嵌入的方式固定在支架网11中,并通过导线与支架网11上的电路系统其他部分实现电连接。本申请实施例的颅内电极一般可以分为深部电极、硬膜下条状电极和格栅状皮层电极。应用颅内电极记录的皮层脑电图或深部脑电图可以最大限度地排除头皮、颅骨、硬脑膜等结构对脑电活动记录的影响;以及脑电活动向周围或远处传导扩布对判断疾病发作起源的影响。

[0034] 通过颅内电极记录脑电信号,避免了颅骨、头皮等人体组织结构的低通滤波效应,能够获得频率范围更宽、信号强度更强的脑电信号,同时,通过电极的设计可以采集多神经元放电的局部场电位信号,也可以采集单个神经元细胞的电活动。

[0035] 无线充电与通信线圈13可以包括无线通信线圈和无线充电线圈两部分线圈,分别用于实现无线通信和无线充电的功能。无线通信线圈可以用于接收颅内微电极12采集到的脑电信号,将脑电信号发送至体外设备,用于体外设备根据脑电信号对被植入人员的身体状况进行分析。无线充电线圈可以用于接收体外设备发送的电磁信号,并根据接收到的电磁信号产生电源,即无源脑机接口系统的血管支架运行所使用的工作电信号。

[0036] 在另一种实施方式中,无线充电与通信线圈13也可以是集无线通信和无线充电功能于一体的一部分可展开线圈,随着支架网的展开而展开。在支架展开后,无线充电与通信线圈13能够接收体外设备发送的电磁能量,为电路系统提供工作电源,并且同时还可以作为通信元件与体外设备实现数据交换。

[0037] 无线充电与通信线圈13内部可以挂载颅内传感器单元14和支架电路15。其中,颅内传感器单元14可以包括:具有测量压力、监测血压、检测颅内压、测量动脉血氧分压的氧分压等功能的一个或多个传感器。

[0038] 在一种具体实现方式中,颅内微电极、颅内传感器单元均可以通过绝缘导线与支架电路连接。

[0039] 当无源脑机接口系统的血管支架植入血管并展开后,无线充电与无线通信线圈能够与其对齐的体外设备中的线圈建立电磁链路,实现无线供能和无线数据传输。在体外设备的能源供给下,支架电路可配置或利用颅内微电极采集脑电信号,并通过电磁链路实现脑电信号从体内向体外的传输。体外设备接收到脑电信号后,可以在体外电路系统中完成对脑电的解析,也可以通过无线通信的方式将采集到的脑电信号发送到其他终端或云端进行脑电信号的存储与解析,进而实现对大脑指令的解读。完成大脑指令的解读后,利用该解读结果可以控制机械臂运动、键盘打字等脑控相关的脑机接口应用完成相应的操作。此外,在体外设备的能源供给下,支架电路可配置或利用颅内微电极实施电刺激,实现对神经系统性疾病的治疗等。同样,在体外设备的能源供给下,支架电路可驱动颅内传感器单元工作,用于监测颅内其他生理指标。

[0040] 人体大脑具有多个功能区,各个功能区具备不尽相同的功能,负责人的正常运

转。当单个功能区存在病状时,可能会对人体的整体健康和正常生活造成影响,但是无创或微创的情况下,难以准确确定人体大脑各功能区的具体位置。本申请实施例提供的无源脑机接口系统的血管支架,能够在血管支架的基础上结合颅内微电极,从而能够实现通过血管支架的方式将颅内微电极植入患者体内,有助于借助脑部血管更为准确地对各功能区进行定位。同时,人体脑部为凹凸不平的曲面,使得颅内电极与脑部的贴合度通常低于颅外电极,本申请实施例通过将颅内微电极固定于无源脑机接口系统的血管支架的支架网中,能够提高颅内电极与被采集信号的人体部位的贴合程度,同时有助于降低颅内微电极植入颅内的难度。

[0041] 同时,本申请实施例的无源脑机接口系统的血管支架,具有无线充电和通信单元,无线充电和通信单元固定于支架网上,并具有可伸缩性,从而使得植入大脑血管后的支架无需再配置电源,提高使用的容易性和安全性。

[0042] 如果不采用无线充电和通信单元,可以如图6所示,可以通过血管穿刺手术,将固定有颅内微电极、颅内传感器单元和支架电路的支架网62植入脑部血管61内,避免了开颅手术。植入后,可以通过延长导线,将支架上的微电极触点与植入人体胸部的有源植入式设备连接,使得植入人体胸部的有源式植入设备实现充电和通信的功能,为颅内微电极进行脑电采集、电刺激等的电能提供。从而也能够避免开颅手术,但是需要通过延长导线与胸部的有源植入式设备进行连接,这可能存在延长导线断裂风险,导致其他不良事件的产生。此外,还需在人体胸部开创口,放置有源植入设备,该系统并不是完全低风险、微创的。

[0043] 本发明图1所示实施例的无源脑机接口系统的血管支架,电路系统与支架电极集成一体,并通过提出的无线链路实现无线供能和无线数据传输,允许真正实现微创植入。是解决侵入式脑机接口如何微创植入问题所使用的关键装置,通过无线充电和通信线圈进行无线供能、实现无线通信方案、颅内生理信号传感功能等功能,能够实现创伤的进一步降低,进而将风险进一步降低。

[0044] 在一种实施方式中,支架网为网面的管道形状;颅内微电极、颅内传感器单元、无线充电与通信线圈和支架电路设置于支架网外侧。

[0045] 在一种实施例中,无线充电与通信线圈附着固定在支架网侧面,线圈截面大体上平行于支架网的管道轴线,线圈截面为曲面且形状与支架网管道侧面相适应。

[0046] 在另一种实施例中,无线充电与通信线圈的绕线方向为沿着支架网的管道圆周方向,如图2所示。绕线方向21可以与支架网的管道轴向22垂直,或者与支架网的管道轴向22呈一定角度。

[0047] 在一种实施方式中,无线充电与通信线圈的法向方向与支架网轴向方向垂直;颅内微电极设置有多个,位于无线充电与通信线圈围绕形成的截面的外侧;支架电路为集成电路,设置于无线充电与通信线圈围绕形成的截面的内侧;颅内传感器单元设置于无线充电与通信线圈围绕形成的截面的内侧。

[0048] 由于无线充电与通信线圈的法向方向和支架网的轴向方向垂直,线圈截面与支架网的管道截面垂直,同时支架网的管道侧面面积大于支架网管道截面的面积,从而本实施例采用的无线充电与通信线圈的设置方式能够尽量扩大线圈围绕形成的线圈截面的面积,从而在充电时具有较高的磁通量和充电效率。

[0049] 在一种实施方式中,无线充电与通信线圈包括多条闭环的单圈线圈;单圈线圈设

置为呈蛇形走线。

[0050] 在本实施例中,无线充电与通信线圈的单圈线圈为导线绕成的圆形或椭圆形闭环,每个闭环在放大的情况下,导线覆盖的区域呈环状,包括外圈和内圈。如图3所示,本实施例提供的单圈导线34在外圈31和内圈32之间以蛇形走线的方式布置,沿着外圈31和内圈32之间的环状区域蔓延,且首位闭合。从而在缩小的情况下,无线充电与通信线圈的线圈截面33的图形。线圈截面33呈椭圆形或矩形。

[0051] 在一种实现方式中,单圈线圈的蛇形走线方式可以采用图4A、图4B所示的方式。

[0052] 参照图4A所示,单圈线圈的蛇形走线可包括多个规则的走线单元,各个走线单元的走线路径一致,单圈线圈相互不交叉。每个走线单元的走线路径包括从内圈到外圈延伸的第一线段41、从外圈到内圈延伸的第二线段42,以及第一线段41和第二线段42之间连接的第三线段43。第一线段41、第二线段42和第三线段43还可以构成“Z”字形、或“W”字形。

[0053] 参照图4B,单圈线圈的蛇形走线可包括多个不规则的走线单元,各个走线单元的走线路径可以一致或不一致。每个走线单元的走线路径为从外圈到内圈之间来回无规则、无相交的回转路径。

[0054] 对于无线充电和无线通信线圈而言,展开越大的无线充电线圈,通过的磁通量越大,更利于提高无线充电能量,由于采用了图3、图4A、图4B以及其他类似的湾沿线结构,可以被充分展开。

[0055] 在本申请一种实施方式中,无源脑机接口系统的血管支架还包括:

[0056] 电路层,包括绝缘导线;电路层将颅内微电极与支架电路进行电连接,以及,将颅内传感器单元和支架电路进行电连接。

[0057] 参照图5所示,在支架网的轴向视角,支架网51外圈设置电路层52,电路层52用于实现无源脑机接口系统的血管支架所有部件之间必要的电连接。本实施例中,绝缘导线为包裹有绝缘层的导线。

[0058] 在一种实施方式中,绝缘导线设置为呈蛇形走线。

[0059] 本实施例中电路层的绝缘导线采用蛇形走线方式在支架网外侧进行布线,能够脑提高颅内微电极、颅内传感器单元、支架电路与支架网之间连接的稳固性。

[0060] 如图8所示为电路层导线走线方式,采用的蛇形走线方式可以与线圈的走线方式类似,在电路层展开的状态下,导线沿着平面坐标系的x、y两个方向上实现拉升和延展。在支架网收缩状态,湾沿线收缩在一起,便于通过血管穿刺微创植入。当在血管中,支架在打开状态,由于采用的湾沿线设计,可以使得电路层充分延展。

[0061] 在一种实施方式中,颅内微电极包括:微电极、绝缘圈;微电极嵌入绝缘圈内;颅内微电极固定于支架网的网格交点或者网格边缘的位置。

[0062] 图7所示为颅内微电极与支架网的网格连接示意图。如图7所示,颅内微电极71镶嵌于支架网72中,可以在支架网72的网格的交点上,也可以在支架网的网格的边缘。绝缘圈为陶瓷环73,阻隔颅内微电极与支架网之间的电流传播,颅内微电极71镶嵌于陶瓷环73中,并通过导线与电路相连。

[0063] 在支架网打开的过程中,网格的边会随着支架网打开而变形、移动,但是网格交点或者单个边缘的位置处变形最小,因此,将颅内微电极设置在网格交点或者边缘处的位置,能够避免颅内微电极对支架网打开过程产生阻碍。

[0064] 在制作过程中,颅内传感器单元、无线充电与无线通信线圈、支架电路可以在同一层的柔性、可展开的基底材料上实现电路设计,并同时制备出电路层。柔性可展开基底材料包裹于支架网外层。由于电路层和无线充电线圈等元件在支架网外层,组装状态下支架网起到了支撑作用,无源脑机接口系统的血管支架的电路与导线部分不会在血管内部出现堵塞风险。

[0065] 在一种实施方式中,支架电路包括:

[0066] 调谐单元、无线收发器、控制单元、颅内电极子电路、微电极选择开关、无线充电单元、传感器单元接口;

[0067] 调谐单元被配置为与无线充电与无线通信线圈、以及无线收发器之间分别相互发送射频信息;

[0068] 无线充电单元被配置为与调谐单元之间相互发送射频信息;

[0069] 颅内电极子电路、颅内微电极分别与微电极选择开关电连接;

[0070] 传感器单元接口与颅内传感器单元电连接;

[0071] 调谐单元、无线收发器、传感器单元接口分别被配置为用于接收控制单元发送的控制指令以及向控制单元发送针对控制指令的反馈信息;

[0072] 颅内电极子电路、无线充电单元分别被配置为用于接收控制单元发送的控制指令。

[0073] 在一种实施方式中,颅内电极子电路包括:脑电采集功能子电路;

[0074] 脑电采集功能子电路与微电极选择开关连接,用于在微电极选择开关选择脑电采集功能子电路的情况下,获取脑电生理信号,被配置为用于接收控制单元发送的控制指令以及向控制单元发送针对控制指令的反馈信息。

[0075] 在一种实施方式中,颅内电极子电路包括:神经电刺激功能子电路;

[0076] 神经电刺激功能子电路与微电极选择开关连接,用于在微电极选择开关选择神经电刺激功能子电路的情况下,提供恒流的电脉冲刺激,被配置为用于接收控制单元发送的控制指令。

[0077] 在一种实施方式中,无线收发器包括:射频源和功率放大器(PA, Power Amplifier);调谐单元包括:阻抗测量单元、可调阻抗匹配网络和阻抗计算处理器。

[0078] 图11为本申请实施例的一种调谐单元和无线收发器电路连接结构示意图。参照图11所示,射频源和功率放大器之间、功率放大器和阻抗测量单元之间、阻抗测量单元和可调阻抗匹配网络之间、可调阻抗匹配网络和无线充电与通信线圈之间以及阻抗测量单元和阻抗计算处理器之间相互发送射频信号;阻抗计算处理器被配置为用于向可调阻抗匹配网络发送指令。

[0079] 在本申请一种实施例中,阻抗计算处理器包括模数转换器、数字信号处理器;阻抗测量单元包括:检测电容、衰减器和下变频模块;

[0080] 检测电容被配置与向功率放大器之间相互发送射频信号;

[0081] 衰减器被配置为与检测电容的两端之间、与下变频模块的两端之间分别相互发送射频信号;

[0082] 下变频模块被配置两端分别与模数转换器之间相互发送中频信号。

[0083] 阻抗计算处理器和阻抗测量单元的一种连接示例如图10所示,阻抗测量单元可以

是一个检测电容,检测电容两端的矢量信号V1、V2通过衰减器、下变频模块后,通过阻抗计算处理器采样,计算得到无线充电与无线充电线圈阻抗。

[0084] 图9所示为本申请一种示例的支架电路组成结构框架图。为了实现充分小型化,支架电路采用集成电路SoC(System on Chip),集成的单元包括:微电极选择开、脑电采集功能子电路、神经电刺激功能子电路、控制单元、无线收发器、无线充电单元、调谐单元和传感器单元接口。

[0085] 微电极选择开关:用于确定支架网中颅内微电极的电路接入状态,与脑电采集功能子电路连接则被配置为采集电极功能,与神经电刺激功能子电路连接则被配置为刺激电极功能。

[0086] 脑电采集功能子电路:实现电信号放大、模数转换(ADC)、缓存等作用,可采集的电信号包括脑电、心电、肌电等各类可以转换为电压信号的生理、物理、生物指标,此外,该部分子电路还包括阻抗测试电路。

[0087] 神经电刺激功能子电路:实现恒流的电脉冲刺激功能。

[0088] 控制单元:用于实现各功能电路的逻辑控制与调度。

[0089] 无线收发器:用于实现射频信号的调制解调,与体外设备进行无线通信。

[0090] 无线充电单元/电源管理:接收射频能量,完成整流和稳压输出,为支架电路包括的所有单元提供能量。

[0091] 调谐单元:能够测量无线充电和无线通信线圈阻抗,实现自动阻抗匹配功能。

[0092] 传感器单元接口:用于其他颅内传感器单元连接,提供电源和数据接口。

[0093] 在本申请一种实施方式中,可调阻抗匹配网络包括*i*个第一网络单元、*i*个第二网络单元、第一电感、第二电感,*i*为正整数;

[0094] 每个第一网络单元包括第一可调电容、第二可调电容、一个MOS开关子单元,且第一可调电容、MOS开关子单元、第二可调电容依次连接;

[0095] 每个第二网络单元包括第三可调电容、第四可调电容、一个MOS开关子单元,且第三可调电容、MOS开关子单元、第四可调电容依次连接;

[0096] *i*个第一网络单元的并联子电路、第一电感、*i*个第二网络单元的并联子电路、第二电感、*i*个第一网络单元的并联子电路依次连接,构成闭环电路;

[0097] *i*个第一网络单元的并联子电路两端构成射频信号收发端;

[0098] *i*个第二网络单元的并联子电路构成射频信号收发端。

[0099] 在本申请一种实施方式中,MOS开关子单元包括:第一MOS开关、第二MOS开关;

[0100] 第一MOS开关、第二MOS开关的控制端相连构成共同控制端,同时闭合或同时断开。

[0101] 如图12所示,为一种可调阻抗匹配网络示例。可调阻抗匹配网络通过控制可调电容的接入,可以调节T型匹配网络的参数,实现对天线阻抗的匹配。该结构可以在芯片片内实现。参照图12,可调阻抗匹配网络包括*i*个第一网络单元和*i*个第二网络单元,*i*为正整数。

第*n*个第一网络单元包括可调电容Cn1、Cn2。Cn1、MOS开关子单元123、Cn2依次连接。第*n*个第二网络单元包括可调电容Cn1'、Cn2'。Cn1'、MOS开关子单元123、Cn2'依次连接。MOS开关子单元包括:第一MOS开关121、第二MOS开关122,且第一MOS开关121、第二MOS开关122的控制端相连构成共同控制端SWn或SWn',同时闭合和断开。*i*个第一网络单元的并联子电路、第一电感L1、*i*个第二网络单元的并联子电路、第二电感L2、*i*个第一网络单元的并联子电路依次

连接,构成闭环电路。 $i$ 个第一网络单元的并联子电路两端构成射频信号收发端; $i$ 个第二网络单元的并联子电路构成射频信号收发端; $n$ 为大于0且小于 $i$ 的正整数。

[0102] 上述本申请的实施方式是本申请的元件和特征的组合。除非另外提及,否则所述元件或特征可被视为选择性的。各个元件或特征可在不与其它元件或特征组合的情况下实践。另外,本申请的实施方式可通过组合部分元件和/或特征来构造。本申请的实施方式中所描述的操作顺序可重新排列。任一实施方式的一些构造可被包括在另一实施方式中,并且可用另一实施方式的对应构造代替。对于本领域技术人员而言明显的是,所附权利要求中彼此没有明确引用关系的权利要求可组合成本申请的实施方式,或者可在提交本申请之后的修改中作为新的权利要求包括。

[0103] 在固件或软件配置方式中,本申请的实施方式可以模块、过程、功能等形式实现。软件代码可存储在存储器单元中并由处理器执行。存储器单元位于处理器的内部或外部,并可经由各种已知手段向处理器发送数据及从处理器接收数据。

[0104] 本文描述的系统的各个方面可以实现为编程到各种电路中的任何一种电路的功能,这些电路包括可编程逻辑器件(PLD),例如现场可编程门阵列(FPGA)、可编程阵列逻辑(PAL)器件,电子可编程逻辑和存储设备、基于标准单元的设备,以及专用集成电路(ASIC)。实现系统的这些方面的一些其他可能性包括:具有存储器的微控制器,例如电子可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、嵌入式微处理器、固件、软件等。此外,系统的这些方面可体现在具有基于软件的电路仿真的微处理器中,离散逻辑(顺序和组合)、定制设备、模糊(神经)逻辑、量子设备以及上述各种设备类型的任意一种的组合。当然,可以以多种组件类型提供底层设备技术,例如互补金属氧化物半导体(CMOS)等金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)技术、发射极耦合逻辑(ECL)等双极技术、聚合物技术(例如,硅共轭聚合物和金属共轭聚合物金属结构)、混合模拟和数字等。

[0105] 本文中公开的各种功能或过程可以根据它们的行为、寄存器传输、逻辑组件、晶体管、几何布局和/或其他特征描述为在各种计算机可读介质中体现的数据和/或指令。可包含此类格式化数据和/或指令的计算机可读介质包括但不限于各种形式的非易失性存储介质(例如,光学、磁性或半导体存储介质)和载波,其可用于通过无线、光学、或有线信号媒体或其任何组合传输这种格式化数据和/或指令。当接收到各种电路(例如计算机)中的任何一个时,此类数据和/或指令可由处理实体(例如一个或多个处理器)进行处理。

[0106] 对系统和方法的所示实施例的以上描述并不旨在穷尽或将系统和方法限制为所公开的精确形式。虽然为了说明目的在本文中描述了系统组件和方法的具体实施例和示例,但是本领域技术人员应了解,在系统、组件和方法的范围内可以进行各种等同的修改。本文所提供的系统和方法的教导可应用于其他处理系统和方法,而不仅仅适用于上述的系统和方法。

[0107] 本领域技术人员将理解,在不脱离本申请广泛描述的精神或范围的情况下,可以对特定实施例中所示的本申请进行多种变化和/或修改。因此,本实施例将在所有方面被认为是说明性的而非限制性的。此外,本申请包括针对不同实施例描述的特征(包括在摘要部分中的特征)的任何组合,即使该特征或特征的组合没有在权利要求或本实施例的详细描述中作出明确规定。

[0108] 一般地,在下面的权利要求中,所使用的术语不应被解释为将系统和方法限制于

说明书和权利要求中公开的特定实施例,而应被解释为包括在权利要求下操作的所有处理系统。因此,系统和方法不受本公开的限制,而是完全由权利要求来确定系统和方法的范围。

[0109] 除非上下文另有明确要求,否则在整个说明书和权利要求中,“包括”、“包含”等词语应以涵盖的含义来解释,而不是以排他性或穷举的含义来解释;也即,以“包括但不限于”的含义进行解释。使用单数或复数的单词也分别包括单数或复数。此外,“本文”、“在下文中”、“上文”、“下文”和具有类似含义的词语指的是作为整体的本申请,而不是指本申请的任何特定部分。当“或”一词用于涉及两个或两个以上项目的列表时,“或”这个词包括对该词的以下所有解释:列表中的任何项目、列表中的所有项目以及列表中的项目的任何组合。

[0110] 此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括一个或者更多个该特征。在本申请的描述中,“多个”的含义是两个以上,除非另有明确具体的限定。

[0111] 以上仅为本申请的较佳实施例而已,并不用以限制本申请,凡在本申请的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

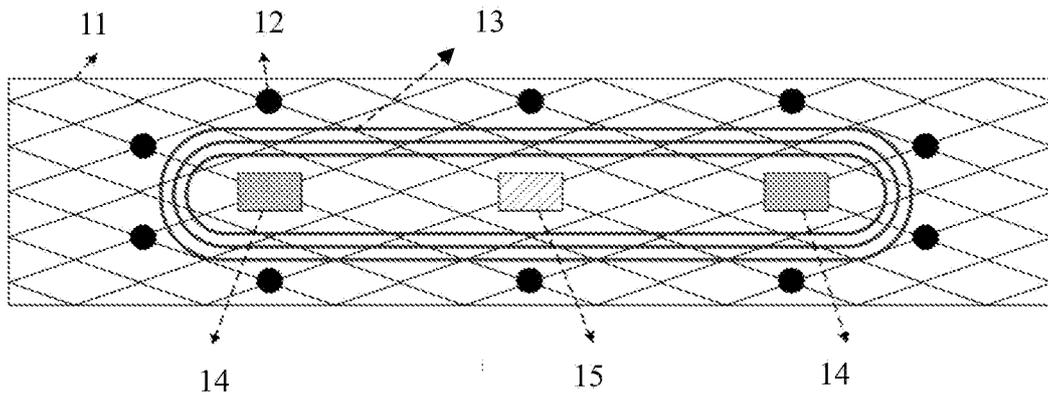


图1

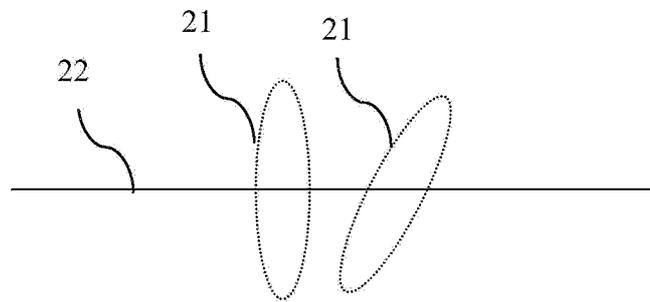


图2

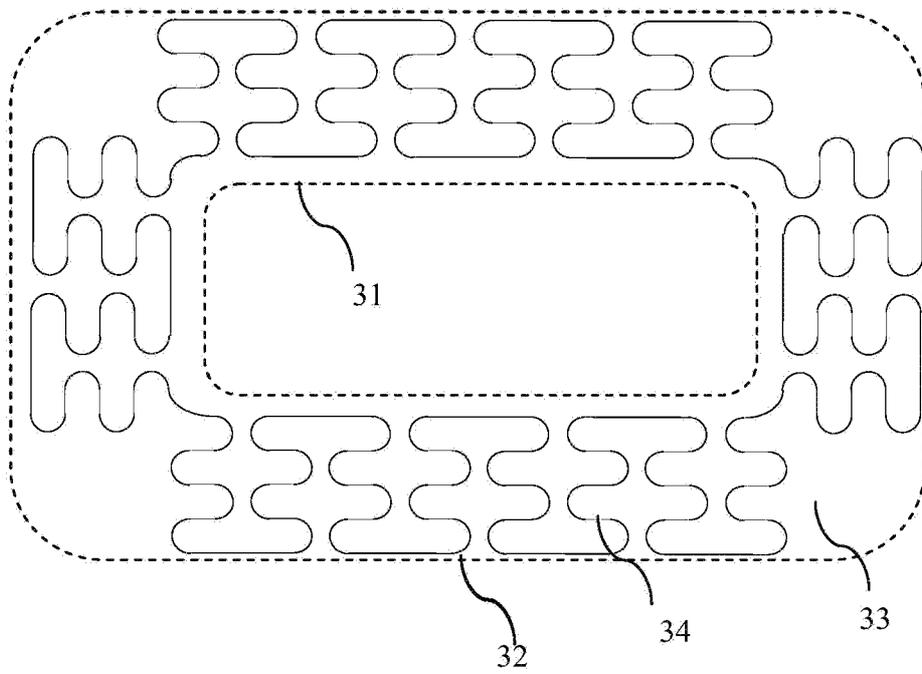


图3

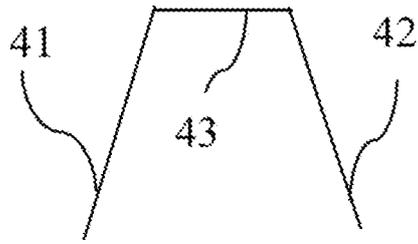


图4A

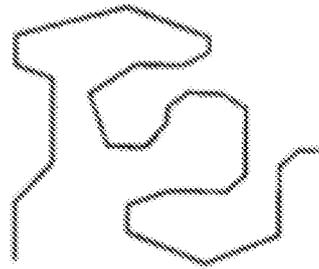


图4B

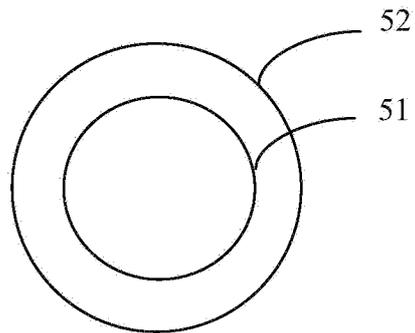


图5

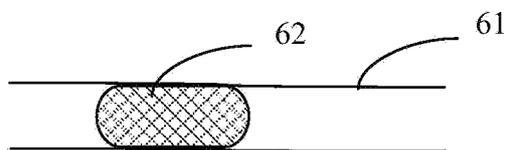


图6

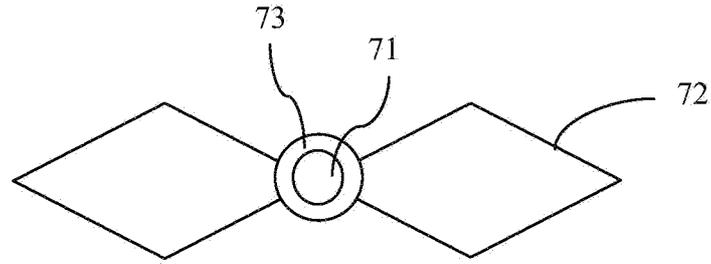


图7

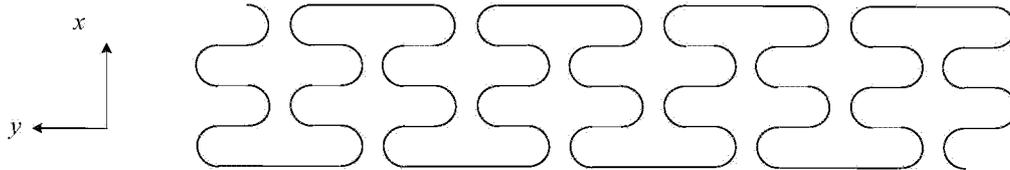


图8

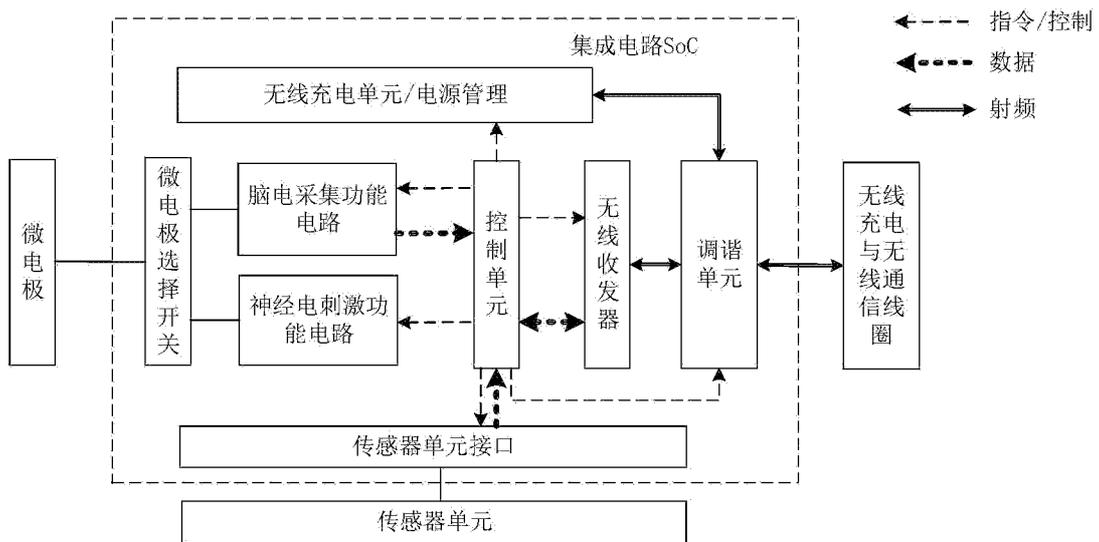


图9

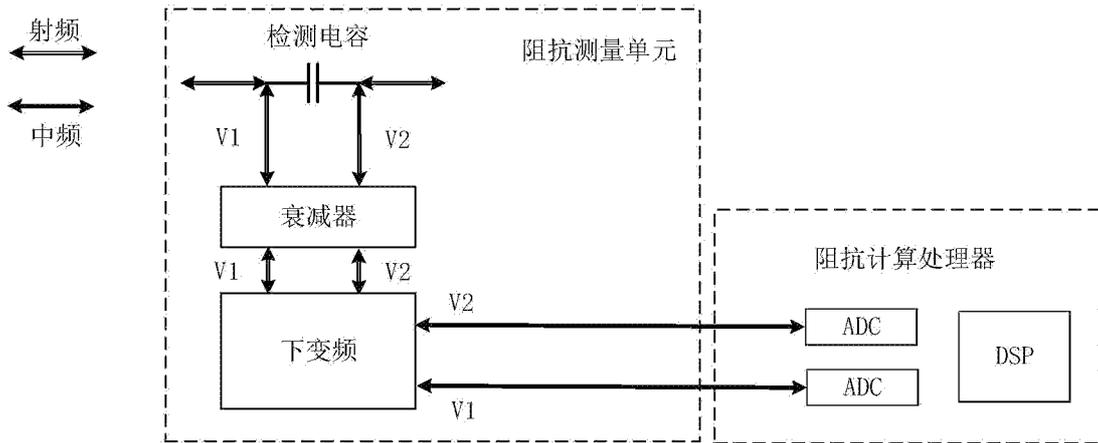


图10

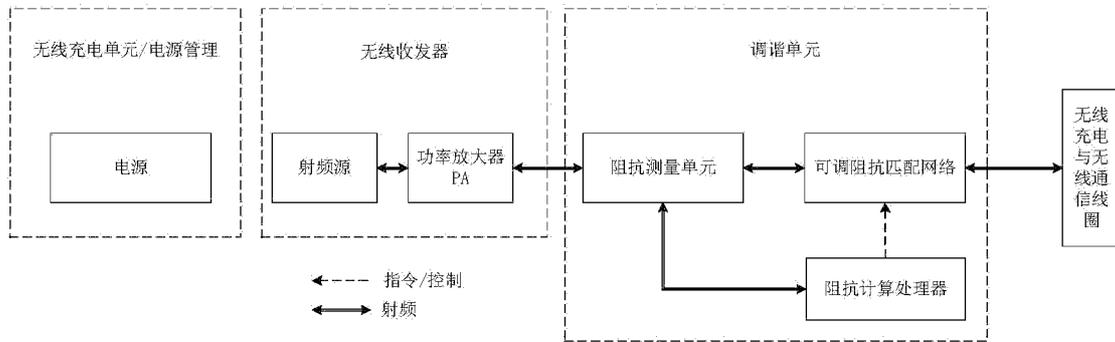


图11

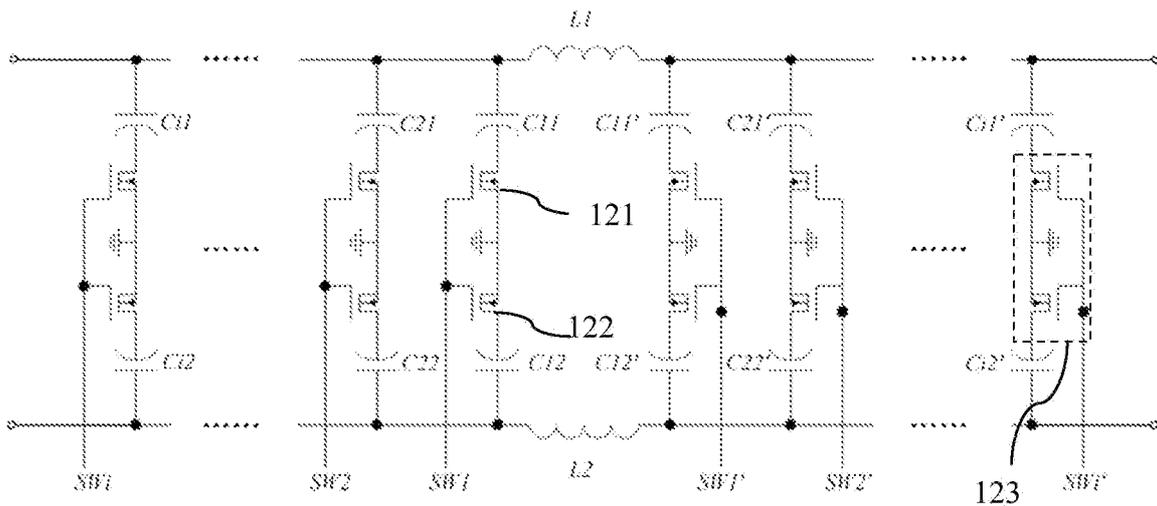


图12