



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119564216 A

(43) 申请公布日 2025. 03. 07

(21) 申请号 202311156361.0

(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)

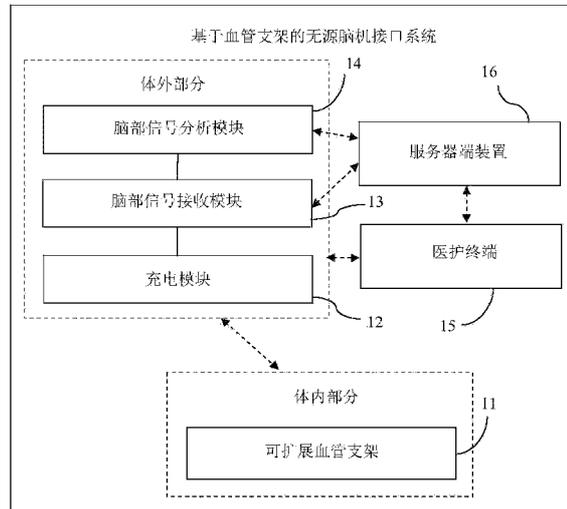
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

基于血管支架的无源脑机接口系统

(57) 摘要

本申请公开一种基于血管支架的无源脑机接口系统,包括:至少一个可扩展血管支架、充电模块、脑部信号接收模块、脑部信号分析模块;其中,所述可扩展血管支架包括:支架网、颅内生理信号检测模块、无线充电模块、无线通信模块、支架电路;所述无线充电模块用于接收所述充电模块发送的无线充电信号,以及根据所述无线充电信号提供供电信号;所述脑部信号接收模块用于将接收到的脑部信号发送至所述脑部信号分析模块;所述脑部信号分析模块用于根据所述脑部信号获得分析结果。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. 一种基于血管支架的无源脑机接口系统,包括:至少一个可扩展血管支架、充电模块、脑部信号接收模块、脑部信号分析模块;

其中,所述可扩展血管支架包括:支架网、颅内生理信号检测模块、无线充电模块、无线通信模块、支架电路;

所述支架网为可展开的支撑架;所述颅内生理信号检测模块、无线充电模块、无线通信模块、支架电路固定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,所述颅内生理信号检测模块用于获得颅内生理信号;

所述无线充电模块用于接收所述充电模块发送的无线充电信号,以及根据所述无线充电信号提供供电信号;

所述支架电路与所述颅内生理信号检测模块电连接,用于根据所述颅内生理信号检测模块获得的脑部生理信号,产生用于分析脑部状态的脑部信号;

所述无线通信模块用于将所述脑部信号发送至脑部信号接收模块;

所述脑部信号接收模块用于将接收到的脑部信号发送至所述脑部信号分析模块;

所述脑部信号分析模块用于根据所述脑部信号获得分析结果。

2. 根据权利要求1所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,其中,所述无线充电模块、无线通信模块、支架电路设置于所述支架网外侧。

3. 根据权利要求1或2所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,其中,所述充电模块包括第一无线充电线圈;所述第一无线充电线圈设置于头戴式固定带的充电接触元件内;所述无线充电模块包括固定于所述支架网上的第二无线充电线圈;

所述充电模块利用所述第一无线充电线圈,向所述第二无线充电线圈发送无线充电信号;

所述无线充电模块利用所述第二无线充电线圈接收所述无线充电信号。

4. 根据权利要求3所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,其中,所述支架网为网面的管道形状;所述第二无线充电线圈的法向方向与所述支架网轴向方向垂直;

所述充电接触元件具有柔性接触面,所述第一无线充电线圈的线圈截面与所述柔性接触面相适应。

5. 根据权利要求1所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,还包括:

体外生理信号检测模块,用于获得体外生理信号,并根据体外生理信号生成体外信号;

所述脑部信号分析模块还用于根据所述体外信号和所述脑部信号,获得针对脑部检测的分析结果。

6. 根据权利要求1所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,其中,所述脑部信号分析模块包括多个颅内微电极;所述脑部生理信号包括脑电生理信号;

和/或,所述脑部信号分析模块包括至少一个颅内传感器单元;所述脑部生理信号包括颅内压生理信号。

7. 根据权利要求6所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,其中,在所述脑部信号分析模块包括多个颅内微电极和至少一个颅内传感器单元的情况下,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。

8. 根据权利要求7所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,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。

9. 根据权利要求7或8所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,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。

10. 根据权利要求9所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,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。

11. 根据权利要求10所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,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为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。

12. 根据权利要求11所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,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。

13. 根据权利要求12所述的基于血管支架的无源脑机接口系统,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。

基于血管支架的无源脑机接口系统

技术领域

[0001] 本申请属于计算机技术和医疗技术领域,更具体地说,是涉及一种基于血管支架的无源脑机接口系统。

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基于血管支架的无源脑机接口系统,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的基于血管支架的无源脑机接口系统,包括:至少一个可扩展血管支架、充电模块、脑部信号接收模块、脑部信号分析模块;

[0006] 其中,可扩展血管支架包括:支架网、颅内生理信号检测模块、无线充电模块、无线通信模块、支架电路;

[0007] 支架网为可展开的支撑架;颅内生理信号检测模块、无线充电模块、无线通信模块、支架电路固定设置于支架网上,且在支架网展开并接触血管壁的情况下,颅内生理信号检测模块用于获得颅内生理信号;

[0008] 无线充电模块用于接收充电模块发送的无线充电信号,以及根据无线充电信号提供供电信号;

[0009] 支架电路与颅内生理信号检测模块电连接,用于根据颅内生理信号检测模块获得的脑部生理信号,产生用于分析脑部状态的脑部信号;

[0010] 无线通信模块用于将脑部信号发送至脑部信号接收模块;

[0011] 脑部信号接收模块用于将接收到的脑部信号发送至脑部信号分析模块;

[0012] 脑部信号分析模块用于根据脑部信号获得分析结果。

[0013] 本申请实施例提供的基于血管支架的无源脑机接口系统,包括能够采集颅内生理信号的可扩展血管支架,从而提高颅内生理信号采集的准确性。同时,可扩展血管支架的植入无需开颅手术,有助于采用简单、低风险的方式对脑部病症相关的颅内生理信号进行检查,有助于减少患者手术痛苦,同时获得准确的检查结果。

附图说明

[0014] 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。

[0015] 图1为本申请实施例提供的基于血管支架的无源脑机接口系统框架结构示意图;

[0016] 图2为本申请实施例提供的可扩展血管支架截面示意图;

[0017] 图3为本申请实施例的第二无线充电线圈示意图;

[0018] 图4为本申请实施例的电路网布线方式示意图;

[0019] 图5A为本申请实施例的一种蛇形布线示意图;

[0020] 图5B为本申请实施例提供的另一种蛇形布线示意图;

[0021] 图6为本申请一种示例中的可扩展血管支架示意图;

[0022] 图7为本申请一种示例的支架电路组成结构框架图;

[0023] 图8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;

[0024] 图9为阻抗计算处理器和阻抗测量单元的一种连接示例;

[0025] 图10为一种可调阻抗匹配网络示例。

[0026] 上述附图所涉及的标号明细如下:

[0027] 11、可扩展血管支架;12、充电模块;13、脑部信号接收模块;14、脑部信号分析模块;15、医护终端;16、服务器端装置;21、支架网;22、电路层;31、外圈;32、内圈;33、线圈截面;34、导线;51、第一线段;52、第二线段;53、第三线段;61、支架网;62、颅内微电极;63、第二无线充电线圈;64、颅内传感器单元;65、支架电路;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

[0028] 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。

[0029] 本申请实施例提供的基于血管支架的无源脑机接口系统,结构如图1所示,包括:可扩展血管支架11、充电模块12、脑部信号接收模块13、脑部信号分析模块14、医护终端15;

[0030] 其中,可扩展血管支架11包括:支架网、颅内生理信号检测模块、无线充电模块、无线通信模块、支架电路;

[0031] 支架网为可展开的支撑架;颅内生理信号检测模块、无线充电模块、无线通信模块、支架电路固定设置于支架网上,且在支架网展开并接触血管壁的情况下,颅内生理信号检测模块用于获得颅内生理信号;

[0032] 无线充电模块用于接收充电模块发送的无线充电信号,以及根据无线充电信号提供供电信号;

[0033] 支架电路与颅内生理信号检测模块电连接,用于根据颅内生理信号检测模块获得的脑部生理信号,产生用于分析脑部状态的脑部信号;

[0034] 无线通信模块用于将脑部信号发送至脑部信号接收模块;

[0035] 脑部信号接收模块13用于将接收到的脑部信号发送至脑部信号分析模块;

[0036] 脑部信号分析模块14用于根据脑部信号获得分析结果。

[0037] 上述脑部信号接收模块13用于通过无线的方式接收可扩展血管支架端发送的脑部信号,以及将脑部信号发送到脑部信号分析模块14进行分析。

[0038] 脑部信号接收模块13可以建立与可扩展血管支架11的无线通信模块之间的电磁链路连接,通过电磁链路接收无线通信模块发送的脑部信号。

[0039] 在本申请实施例中,可扩展血管支架11的无线通信模块和无线充电模块可以是分离的两个模块或者组合的模块。

[0040] 在一种可能的实现方式中,脑部信号分析模块14可以包括针对不同种类的脑部信号进行分析的单元。比如,在颅内生理信号检测模块检测的颅内生理信号包括颅内压生理信号的情况下,可以根据获得的颅内压生理信号进行脑部健康状况分析。在颅内生理信号检测模块能够检测多种不同的颅内生理信号的情况下,脑部信号分析模块14可以对多种不同的颅内生理信号进行融合性分析。比如,颅内生理信号检测模块检测的颅内生理信号包括颅内压生理信号、脑电生理信号,可以对脑损伤患者伤后恢复状况进行分析和评估。同时,针对脑部存在可能或者确诊的病变而需要对出了颅内生理信号之外的脑部信号进行实时监测的情况下,可以在监测颅内生理信号的同时,对其他脑部信号(比如脑血流量)在脑血管内进行测量,以提高对患者脑部监测的全面性。

[0041] 在另一种可能的实现方式中,基于血管支架的无源脑机接口系统还包括,体外生理信号检测模块,用于获得体外生理信号,并根据体外生理信号生成体外信号;脑部信号分析模块还用于根据体外信号和脑部信号,获得针对脑部检测的分析结果。比如,在颅内生理信号检测模块检测的颅内生理信号包括颅内压生理信号、体外生理信号检测模块检测的体外生理信号包括运动生理信号,可以对脑梗塞、急性脑卒中等疾病进行实时监护。

[0042] 在另一种可能的实现方式中,基于血管支架的无源脑机接口系统包括体内部分和体外部分,体内部分在使用状态下处于患者体血管内,体外部分设置于患者体外。体内部分包括如图1所示的可扩展血管支架11;体外部分包括如图1所示的充电模块12、脑部信号接收模块13、脑部信号分析模块14。其中,需要可扩展血管支架11收集颅内生理信号时,开启充电模块12,使整个基于血管支架的无源脑机接口系统运转,若不需要收集颅内生理信号,则关闭充电模块12,可扩展血管支架11在脑血管内发挥支撑血管壁的作用。

[0043] 同时,脑部信号分析模块14还可以通过分析颅内压、颅内血流量等颅内生理信号生成的脑部信号,确定脑血管内的客观状况是否适合持续保留可扩展血管支架11,辅助对植入的可扩展血管支架可留存性进行判断。

[0044] 本申请实施例提供的基于血管支架的无源脑机接口系统,包括能够采集颅内生理信号的可扩展血管支架,从而提高颅内生理信号采集的准确性。同时,可扩展血管支架的植入无需开颅手术,有助于采用简单、低风险的方式对脑部病症相关的颅内生理信号进行检查,有助于减少患者手术痛苦,同时获得准确的检查结果。

[0045] 在一种实施例中,仍然参照图1,基于血管支架的无源脑机接口系统还包括服务器端装置,进而在脑部信号接收模块13与服务器端保持网络连接的情况下,脑部信号接收模块13还用于向服务器端装置16进行脑部信号的发送。服务器端装置16能够根据脑部信号接收模块13转发的脑部信号,执行分析和数据运算操作,获得服务器端检查结果,发送给脑部

信号接收模块13,脑部信号接收模块13进一步将服务器端检查结果发送给脑部信号分析模块14。脑部信号分析模块14可以根据服务器端检查结果和本地的检查结果,确定最终展示结果。

[0046] 在另一种实施例中,图1所示的服务器端装置在与脑部信号分析模块14保持网络连接的情况下,还可以接收脑部信号分析模块14分析获得的检查结果,并将检查结果发送给对应的医护终端15,从而医护终端15的医护人员也快速便捷地实现对患者脑部健康状况的远程辅助监控。

[0047] 在一种实施方式中,服务器端装置16接收到脑部信号后,可以利用在服务器端部署的模型,进行脑部信号的分析。服务器端装置16可以包括模型模块,服务器端可部署多个不同的分析模型,分析模型可以利用服务器端存储的用户就诊、检查数据进行训练获得。针对不同的脑部信号,可以对应训练不同的分析模型,各个分析模型连接到一个参考模型,不同的分析模型的学习数据可以通过参考模型进行共享,实现不同的分析模型的学习信息的共享。

[0048] 在一种实施方式中,无线充电模块、无线通信模块、支架电路设置于支架网外侧。

[0049] 通过本实施例,可扩展血管支架中除了支架网之外的其他部分的位置被限定在支架网和血管壁之间,降低血流使得其他部分脱落的风险。

[0050] 在一种实施方式中,充电模块包括第一无线充电线圈;第一无线充电线圈设置于头戴式固定带的充电接触元件内;无线充电模块包括固定于支架网上的第二无线充电线圈;

[0051] 充电模块利用第一无线充电线圈,向第二无线充电线圈发送无线充电信号;

[0052] 无线充电模块利用第二无线充电线圈接收无线充电信号。

[0053] 在本实施例中,第二无线充电线圈为可收缩线圈。

[0054] 本实施例中,头戴式固定带可以是带状头巾,或者帽状头巾。在头戴式固定带上,充电接触元件可以设置有多个,且充电接触元件以可拆卸的方式固定于头戴式固定带上,随着可扩展血管支架在人体内的位置而调整。

[0055] 在一种实施例中,基于血管支架的无源脑机接口系统可以包括多个可扩展血管支架,每个可扩展血管支架可以被植入在脑血管中的不同位置。在可扩展血管支架设置于有多个的情况下,充电接触元件也相应配置多个,每个充电接触元件的位置与可扩展血管支架的植入位置相适应。

[0056] 在本申请一种示例中,无线通信模块包括无线通信线圈,且无线通信线圈复用无线充电模块所包括的第二无线充电线圈,随着支架网的展开而展开。在支架展开后,第二无线充电线圈既能够接收充电模块发送的电磁能量,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脑部信号接收模块实现数据交换。在这种情况下,脑部信号接收模块包括无线信号接收线圈,复用充电模块所包括的第一无线充电线圈。这样,本申请实施例提供的基于血管支架的无源脑机接口系统,通过第一无线充电线圈和第二无线充电线圈实现了充电和通信的功能,有助于进一步缩小体内的可扩展血管支架的体积,提高可扩展血管支架在血管内应用的便利性和安全性。

[0057] 在一种实施方式中,支架网为网面的管道形状;第二无线充电线圈的法向方向与

支架网轴向方向垂直；

[0058] 充电接触元件具有柔性接触面,第一无线充电线圈的线圈截面与柔性接触面相适应。

[0059] 本实施例中,第二无线充电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。

[0060] 在一种实施方式中,脑部信号分析模块包括多个颅内微电极;脑部生理信号包括脑电生理信号;

[0061] 和/或,脑部信号分析模块包括至少一个颅内传感器单元;脑部生理信号包括颅内压生理信号。

[0062] 在一种实施方式中,第二无线充电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。同时,颅内电极设置在第二无线充电线圈的线圈截面外侧;颅内传感器单元设置在第二无线充电线圈的线圈截面内侧。

[0063] 本实施例中,颅内微电极为颅内电极,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中,并通过导线与支架网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。

[0064] 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。

[0065] 在一种可能的实现方式中,可扩展血管支架还包括:

[0066] 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。

[0067] 参照图2所示,在支架网的轴向视角,支架网21外圈设置电路层22,电路层22用于实现无源脑机接口系统的可扩展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。

[0068] 在一种可能的实现方式中,第二无线充电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。

[0069] 在本实施例中,第二无线充电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,第二无线充电线圈的线圈截面33的图形。线圈截面33呈椭圆形或矩形。

[0070] 在一种实施方式中,电路层的绝缘导线也设置为呈蛇形走线。走线方式可以与第二无线充电线圈类似,如图4所示。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。

[0071] 在一种实施方式中,在脑部信号分析模块包括多个颅内微电极和至少一个颅内传感器单元的情况下,支架电路为集成电路(SoC, System on Chip)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;

[0072] 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;

[0073] 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;

[0074] 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;

[0075] 传感器单元接口与颅内传感器单元电连接;

[0076] 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;

[0077] 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。

[0078] 在一种实现方式中,单圈线圈的蛇形走线方式可以采用图5A、图5B所示的方式,采用蛇形走线布线的单圈线圈不存在交叉。

[0079] 参照图5A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。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51、从外圈到内圈延伸的第二线段52,以及第一线段51和第二线段52之间连接的第三线段53。第一线段51、第二线段52和第三线段53还可以构成“Z”字形、或“W”字形。

[0080] 参照图5B,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。

[0081] 对于第二无线充电通信线圈而言,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4、图5A、图5B以及其他类似的湾沿线结构,可以被充分展开。

[0082] 在本实施例中,支架电路为集成电路,可以集成在一个芯片中。第二无线充电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,为椭圆或矩形曲面。颅内微电极设置在第二无线充电线圈外侧,并且分布于第二无线充电线圈周围。颅内传感器单元、支架电路设置在第二无线充电线圈内侧。

[0083] 在一种具体示例中,可扩展血管支架所采用的结构如图6所示。本申请实施例中,支架网61为网状管道结构,同时也是可展开的支撑结构。支架网61用于支架网61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61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可扩展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61用于固定颅内微电极62、第二无线充电线圈63、颅内传感器单元64和支架电路65,为无源脑机接口系统的可扩展血管支架的主体结构。

[0084] 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;

[0085] 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。

[0086] 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;

[0087] 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。

[0088] 图7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。

[0089] 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。

[0090] 图8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8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。

[0091] 阻抗计算处理器和阻抗测量单元的一种连接示例如图9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。

[0092] 在一种实施方式中,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;

[0093] 检测电容被配置与向功率放大器之间相互发送射频信号;

[0094] 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;

[0095] 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。

[0096] 在一种实施方式中,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;

[0097] 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;

[0098] 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;

[0099] *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;

[0100] *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;

[0101] *i*个第二网络单元的并联子电路构成射频信号收发端。

[0102] 在一种实施方式中,MOS开关子单元包括:第一MOS开关、第二MOS开关;

[0103] 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。

[0104] 如图10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10,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。

[0105] 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他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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 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。

[0109] 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。

[0110] 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。

[0111] 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。

[0112] 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。

[0113] 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。

[0114] 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。

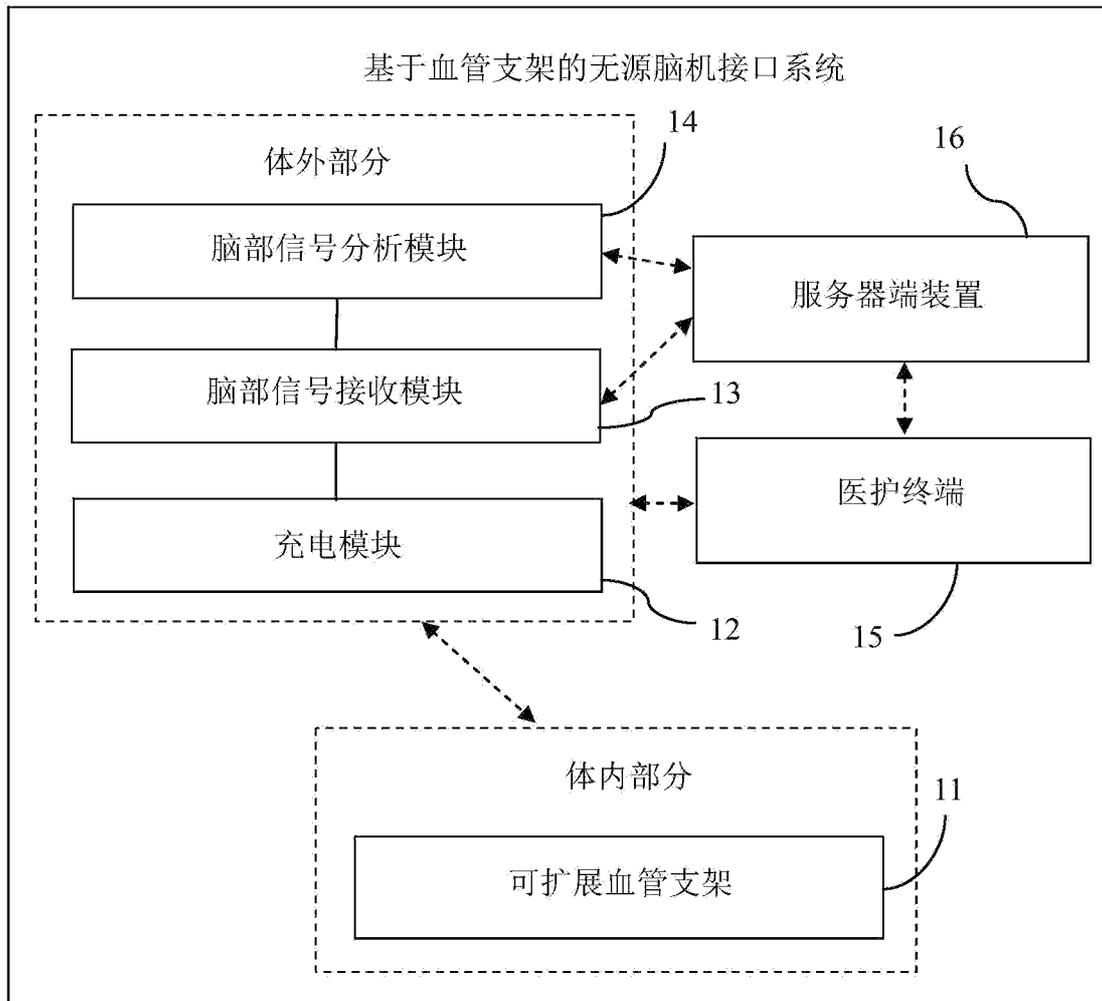


图1

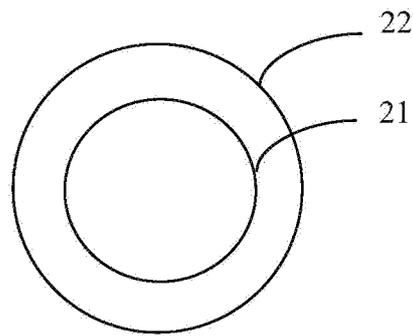


图2

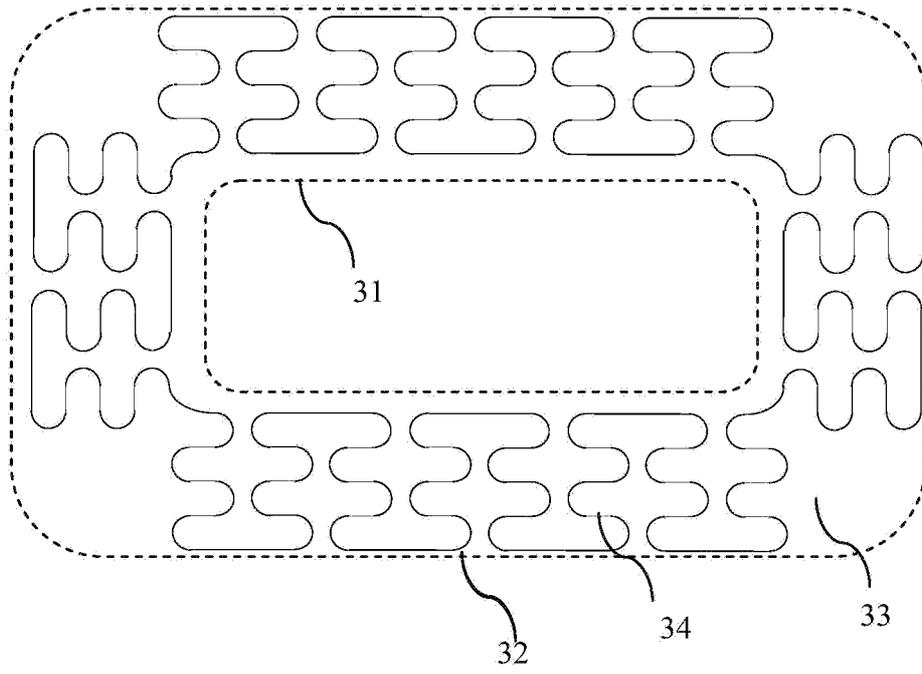


图3

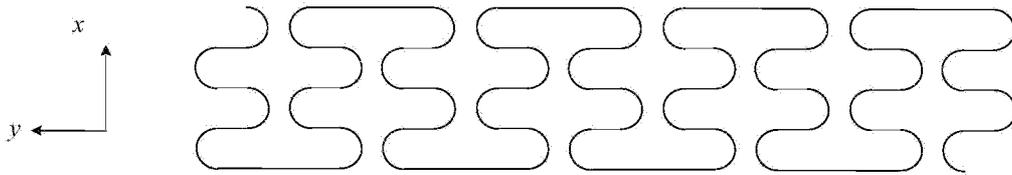


图4

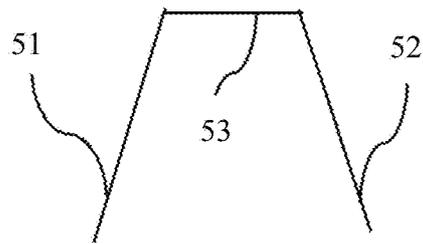


图5A

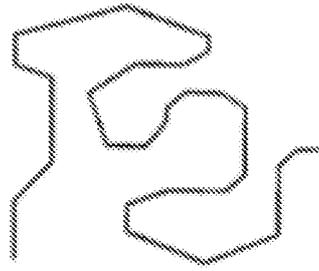


图5B

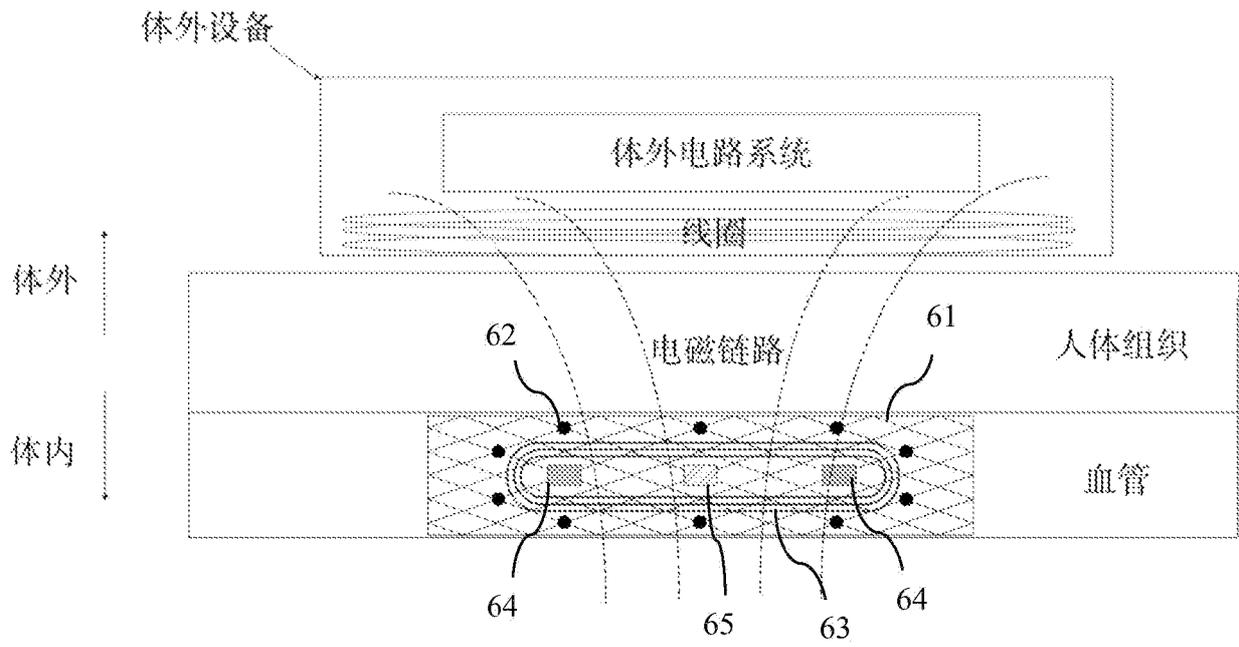


图6

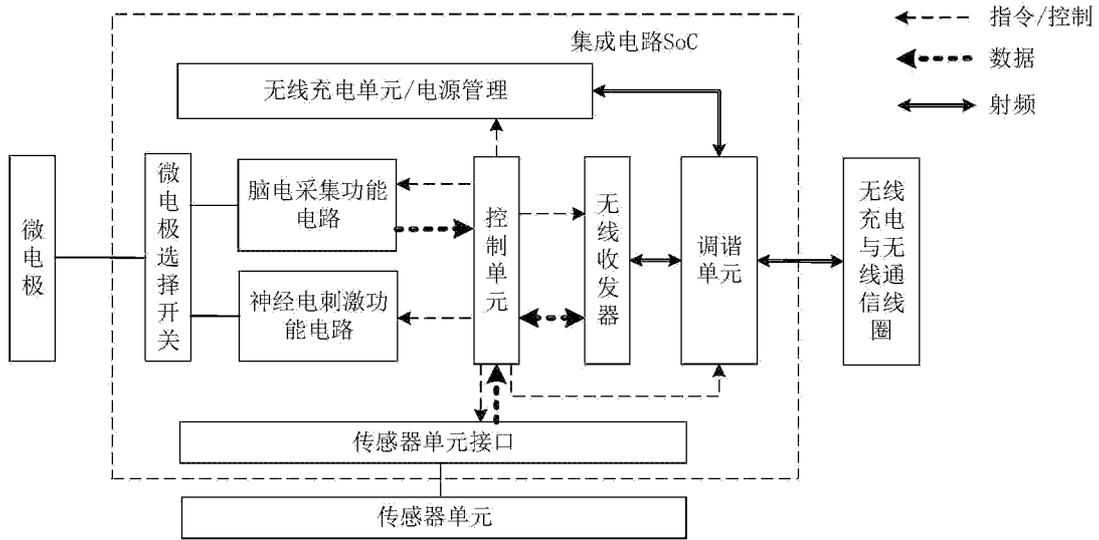


图7

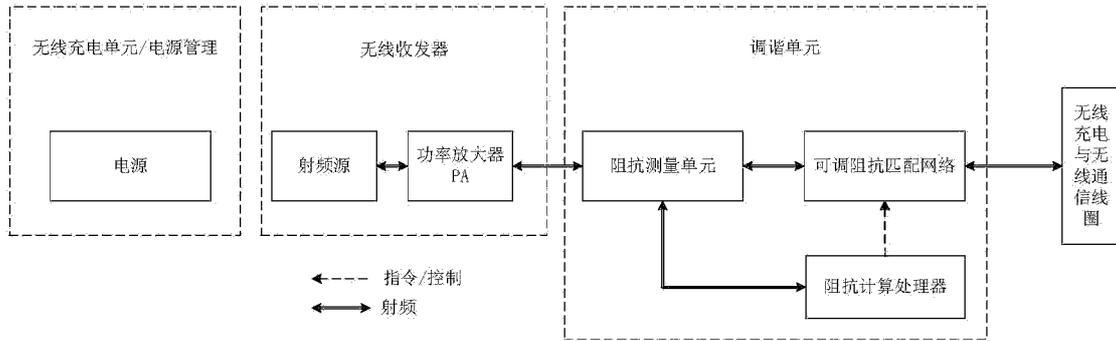


图8

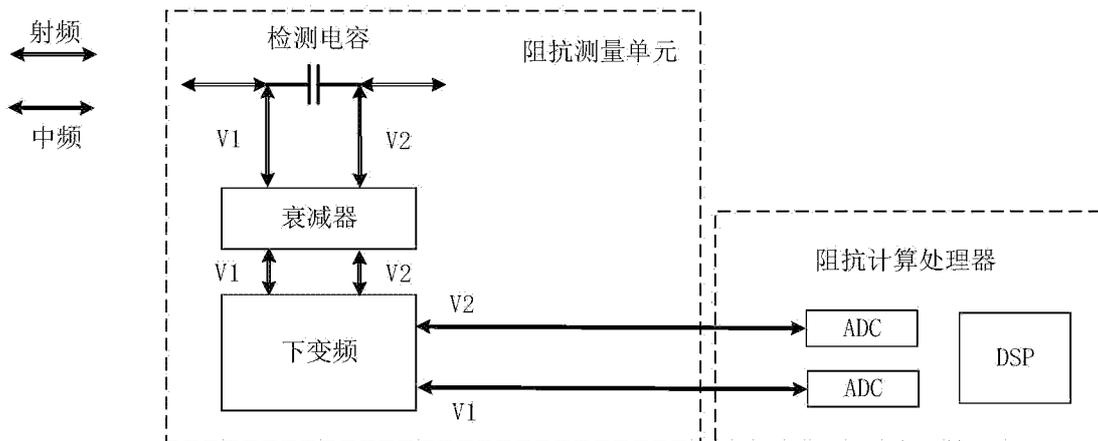


图9

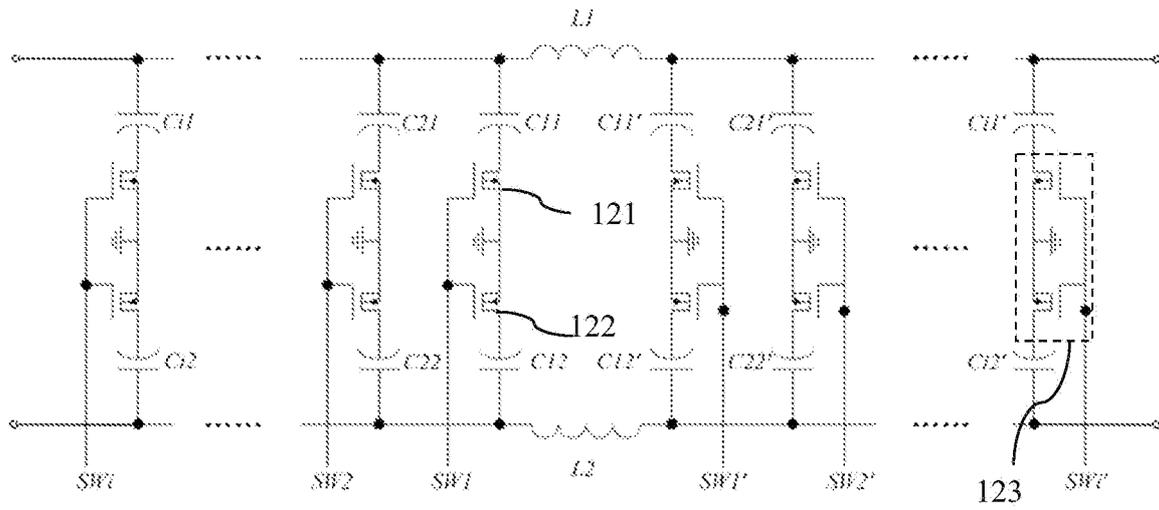


图10