



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107157478 A

(43)申请公布日 2017.09.15

(21)申请号 201710402635.8

(22)申请日 2017.06.01

(71)申请人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)
西源大道2006号

(72)发明人 高敏 黄龙 陈昌勇 张优劲
颜卓程 林媛 潘泰松

(74)专利代理机构 电子科技大学专利中心
51203

代理人 甘茂

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

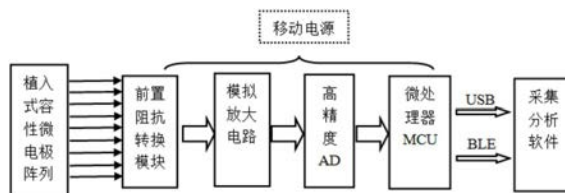
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54)发明名称

一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统

(57)摘要

本发明属于生物医学工程领域,涉及皮层脑电信号的放大采集,提供一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统,用于实现ECoG信号采集;本发明包括容性阵列微电极、前置阻抗转换模块、模拟放大电路模块、AD转换模块、主控芯片、电脑上位机及移动电源;容性阵列微电极耦合皮层脑电信号,经前置阻抗转换模块进行阻抗变换后通过模拟放大电路模块放大处理信号,再经AD转换模块转换后传输数据到主控芯片,主控芯片组成数据包经串口传输到电脑上位机进行显示分析。本发明采用容性阵列微电极采集ECoG信号,具有刺激小、空间分辨率高的特性,能够实现ECoG信号多通道并行高精度采集,滤除高频信号,完整提取皮层脑电。



1. 一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统,包括容性阵列微电极、前置阻抗转换模块、模拟放大电路模块、AD转换模块、主控芯片、电脑上位机及移动电源;所述容性阵列微电极耦合皮层脑电信号,经前置阻抗转换模块进行阻抗变换后通过模拟放大电路模块放大处理信号,再经AD转换模块转换后传输数据到主控芯片,主控芯片组成数据包经串口传输到电脑上位机进行显示分析;所述移动电源用于系统供电。

2. 按权利要求1所述基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统,其特征在于,所述容性阵列微电极由从下往上依次重叠设置的绝缘介质层、金属电极层和绝缘保护层构成,所述金属电极层包括若干个水平排列的电极点,所述绝缘介质层与每个电极点均构成平行板电容。

3. 按权利要求1所述基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统,其特征在于,所述前置阻抗转换模块与容性阵列微电极相匹配,包括电压跟随器、偏置电阻 (R_b)、放大器及反馈电容 (C_c),所述电压跟随器的正相端连接所述容性阵列微电极,所述偏置电阻一端接电压跟随器的正相端、另一端接地,所述放大器及反馈电容构成反馈回路,电压跟随器的输出依次经放大器及反馈电容至其正相端,电压跟随器的输出端连接所述模拟放大电路模块。

4. 按权利要求3所述基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统,其特征在于,所述放大器的放大倍数为: $1+\alpha$,所述反馈电容的容值为: $C_c=C_i/\alpha$ 、 C_i 为电压跟随器的输入电容。

一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学工程领域,涉及皮层脑电信号的放大采集,尤其涉及一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统,应用于神经电生理方面的皮层脑电信号采集。

背景技术

[0002] 随着中国各地脑计划的推出,人们对大脑的研究脚步越来越快;伴随脑科学研究的同时,治疗脑部疾病的现代医学得到快速发展。

[0003] 近几年人们开始对人类大脑思维活动所产生的生物电活动进行检测和研究, ECoG 的采集方式属于“植入式”,需要对被试进行开颅手术,将电极植入颅骨内的大脑皮层处。ECoG 相比 EEG 具有更高的空间分辨率和振幅,以及更宽的带宽;在脑机接口的研究中, ECoG 也得到越来越多的应用。目前国内外,已经有不少研究小组发表了基于运动功能、语言功能和视觉系统的 ECoG 脑机接口研究成果;皮层脑电信号因其独特的优势被广泛的应用于癫痫和脑机接口等研究和应用领域。为了保证研究的准确性,需要根据动物的 ECoG 信号特点设计出能够用于脑功能研究的采集系统。在进行基于皮层脑电信号的研究时,由于要对被试进行开颅手术,所以往往选择大鼠等动物来进行实验。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统,用于实现 ECoG 信号采集;本发明采用的技术方案为:

[0005] 一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统,包括容性阵列微电极、前置阻抗转换模块、模拟放大电路模块、AD 转换模块、主控芯片、电脑上位机及移动电源;所述容性阵列微电极耦合皮层脑电信号,经前置阻抗转换模块进行阻抗变换后通过模拟放大电路模块放大处理信号,再经 AD 转换模块转换后传输数据到主控芯片,主控芯片组成数据包经串口传输到电脑上位机进行显示分析;所述移动电源用于系统供电。

[0006] 进一步的,所述容性阵列微电极由从下往上依次重叠设置的绝缘介质层、金属电极层和绝缘保护层构成,所述金属电极层包括若干个水平排列的电极点,所述绝缘介质层与每个电极点均构成平行板电容。

[0007] 进一步的,所述前置阻抗转换模块与容性阵列微电极相匹配,包括电压跟随器、偏置电阻 (R_b)、放大器及反馈电容 (C_c),所述电压跟随器的正相端连接所述容性阵列微电极,所述偏置电阻一端接电压跟随器的正相端、另一端接地,所述放大器及反馈电容构成反馈回路,电压跟随器的输出依次经放大器及反馈电容至其正相端,电压跟随器的输出端连接所述模拟放大电路模块。

[0008] 更进一步的,所述放大器的放大倍数为: $1+\alpha$,所述反馈电容的容值为: $C_c = C_i/\alpha$ 、 C_i 为电压跟随器的输入电容。

[0009] 本发明中,如图3所示,所述的适配于容性阵列微电极的前置阻抗转换模块主要由单位增益的电压跟随器构成;但由于容性阵列微电极的容抗很大,为实现匹配,则增加后端

电路的输入阻抗来避免采集信号的衰减尤为重要;本发明通过于容性阵列微电极连接一个大阻值的接地偏置电阻 (R_b), 提供一个回路从而来流过偏置电流;同时, 容性阵列微电极的等效电容 (C_s) 与电压跟随器中运放的输入电容 (C_i) 及接地偏置电阻 (R_b) 共同构成一个无源高通滤波器;从而实现前置阻抗转换模块与容性阵列微电极的适配。

[0010] 本发明的有益效果在于: 提供一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统, 该系统中采用容性阵列微电极采集 ECoG 信号, 具有刺激小、空间分辨率高的特性, 同时, 通过与之相匹配的前置阻抗转换模块、模拟放大电路模块、AD 转换模块、主控芯片、电脑上位机及移动电源, 即能够实现 ECoG 信号多通道并行高精度采集, 滤除高频信号, 完整提取皮层脑电。

附图说明

[0011] 图1是本发明提供基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统原理示意图。

[0012] 图2是本发明实施例中容性阵列微电极的模型图。

[0013] 图3是本发明实施例中前置阻抗变换模块的等效模型图。

具体实施方式

[0014] 下面结合附图对本发明的实施例做详细说明: 本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施, 给出了详细的实施方式和具体的操作过程, 但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0015] 本实施例提供一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统, 其原理如图1所示, 包括: 容性阵列微电极、适配于容性电极的前置阻抗转换模块、模拟放大电路、模数转换模块、微处理器、上位机和移动电源。

[0016] 所述容性微电极阵列通过开颅手术将电极植入到大鼠脑皮层, 本实施例采用容性微电极阵列如图2所示, 包括依次重叠设置的绝缘介质层3、金属电极层2和绝缘保护层1, 绝缘保护层用于防止脑组织直接接触金属电极, 金属电极层中的9个电极点通过走线连接至后端电路接口、其中7个作为活动电极、1个作为参考电极以及1个右腿驱动电极, 绝缘介质层和金属电极层中每个电极点构成平行板电容; 皮层脑电信号通过绝缘介质层耦合至金属电极层, 并且每个电极的等效电容值误差很小, 进一步提升的系统的共模抑制比。由于是通过电容耦合电压信号, 在严格意义上并非直接接触来传递信号, 没有漏电流, 对大鼠足够安全, 也不会由于植入电极而诱发过敏反应; 通过容性耦合皮层电位将电压信号传输到后级前置阻抗转换模块。

[0017] 所述前置阻抗转换模块主要作用在于通过单位增益电压跟随器进行阻抗匹配, 增加了输入阻抗, 避免信号衰减; 其等效电路图如图3所示, 其中, R_b 为偏置电阻, C_s 为电极等效电容, R_i 和 C_i 是电压跟随器放大器的输入阻抗和输入电容; 当只考虑交流信号时:

$$[0018] \quad V_{out} = \frac{C_s}{C_s + C_i} * V_s;$$

[0019] 综合考虑增益时:

$$[0020] \quad V_{OUT} = \frac{j\omega R_b C_s}{1 + (C_{in} + C_s) \cdot R_b} * V_s;$$

[0021] 由此可得出电压跟随器过高的输入电容会对耦合的脑电信号产生衰减,所以我们选用电压跟随器的放大器时,低噪声和低输入电容、高输入阻抗变得尤为重要;

[0022] 另外,将电压跟随器的输出 V_{out} 经反馈回路至其正相输入端;反馈回路经过一个放大倍数为 $1+\alpha$ 的放大器,然后接入电容值为 $C_c=C_i/\alpha$ 的反馈电容,满足此关系式以至于流经反馈电容 C_c 的电流正好等于流经等效输入电容 C_i 的电流,通过此种方法来减小输入电容 C_i 对耦合脑电信号的衰减;

[0023] 同时,电极等效电容 C_s 、放大器输入电容和偏置电阻 R_b 构成一个无源高通滤波器;其高通截止频率为:

$$[0024] \quad f_c = \frac{1}{2\pi R_b (C_s + C_i)}。$$

[0025] 所述模拟放大电路对应于容性阵列微电极,包括7块独立的模拟放大模块,用于对应7个通道;所述数模转换模块对应采用一个24位高精度AD;模拟放大模块分为两级,前级采用仪表运算放大器AD8221,用积分反馈电路模拟高通滤波,后级采用二阶压控有源低通滤波电路,放大后的单端信号通过TMS4521转换成差分信号输入至模数转换模块,模数转换芯片采用ADS1278循环对每个通道处理模拟信号,输出24位高精度数字信号。

[0026] 所述微处理器采用STM32F103系列32位ARM微控制器,其控制数据传输到主机进行数字滤波处理,滤除工频干扰及其谐波;再通过蓝牙或USB传输数据到上位机显示分析。

[0027] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,本说明书中所公开的任一特征,除非特别叙述,均可被其他等效或具有类似目的的替代特征加以替换;所公开的所有特征、或所有方法或过程中的步骤,除了互相排斥的特征和/或步骤以外,均可以任何方式组合。

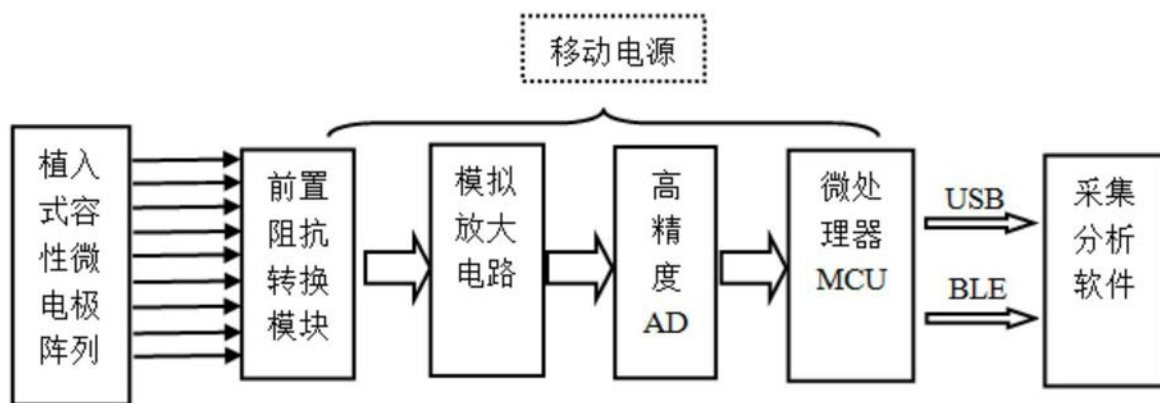


图1

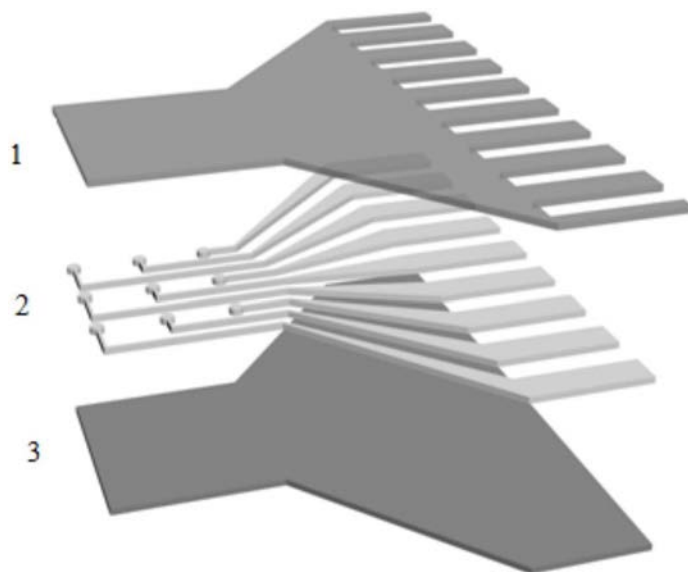


图2

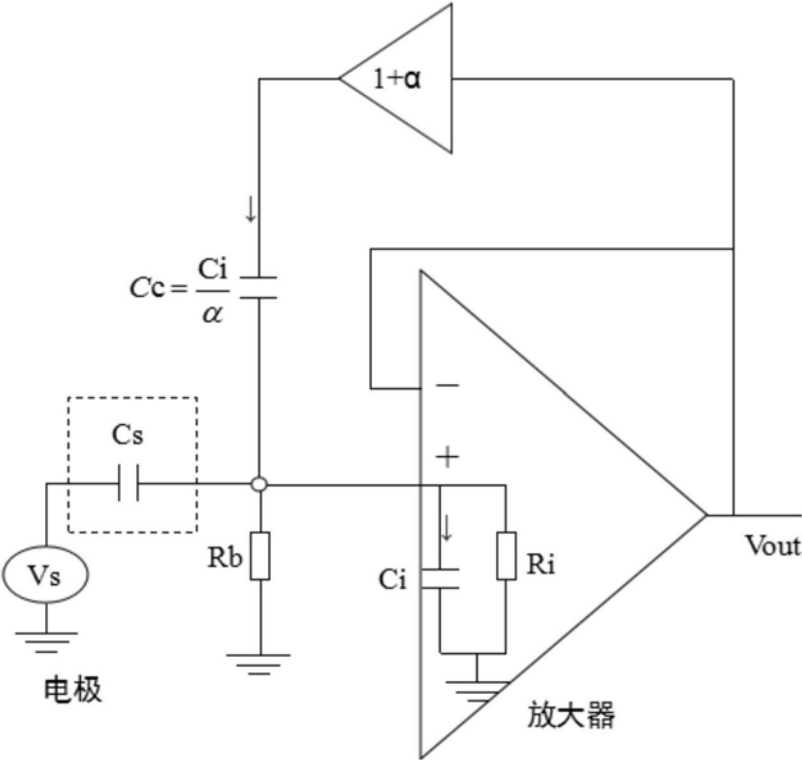


图3

专利名称(译)	一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统		
公开(公告)号	CN107157478A	公开(公告)日	2017-09-15
申请号	CN2017110402635.8	申请日	2017-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	高敏 黄龙 陈昌勇 张优劲 颜卓程 林媛 潘泰松		
发明人	高敏 黄龙 陈昌勇 张优劲 颜卓程 林媛 潘泰松		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0006 A61B5/6847 A61B5/6868 A61B5/7225 A61B5/725 A61B2503/40 A61B2503/42		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于生物医学工程领域，涉及皮层脑电信号的放大采集，提供一种基于容性电极的多通道皮层脑电采集系统，用于实现ECoG信号采集；本发明包括容性阵列微电极、前置阻抗转换模块、模拟放大电路模块、AD转换模块、主控芯片、电脑上位机及移动电源；容性阵列微电极耦合皮层脑电信号，经前置阻抗转换模块进行阻抗变换后通过模拟放大电路模块放大处理信号，再经AD转换模块转换后传输数据到主控芯片，主控芯片组成数据包经串口传输到电脑上位机进行显示分析。本发明采用容性阵列微电极采集ECoG信号，具有刺激小、空间分辨率高的特性，能够实现ECoG信号多通道并行高精度采集，滤除高频信号，完整提取皮层脑电。

