

基于脑电信号的硬件设计方案

孙 健, 徐 劲, 李科岐

江苏理工学院机械工程学院, 江苏 常州

收稿日期: 2024年4月23日; 录用日期: 2024年5月23日; 发布日期: 2024年5月30日

摘 要

本研究旨在设计一种基于脑电信号的硬件系统, 以实现准确检测和分析。脑电信号作为一种重要的生理信号, 对于研究人类大脑功能和疾病诊断具有重要意义。然而, 脑电信号的微弱特性和易受干扰的特点, 使得其检测和放大成为一项具有挑战性的任务。在总体设计中, 采用了模块化设计思想, 将硬件系统分为前置放大电路、滤波器和信号处理模块, 设计了一种适用于脑电信号的前置级电路。介绍了滤波器, 并设计了一种带通滤波器, 能够有效地保留脑电信号的频带范围内的信号, 并去除其他频率的干扰。实验结果显示, 设计的硬件系统能够准确地检测和放大脑电信号, 并且具有较好的抗干扰性能。通过对实验数据的分析, 验证了硬件系统的有效性和可靠性。

关键词

脑电信号, 检测, 硬件

Hardware Design Scheme Based on EEG Signals

Jian Sun, Jin Xu, Keqi Li

School of Electrical and Information Engineering, Jiangsu University of Technology, Changzhou Jiangsu

Received: Apr. 23rd, 2024; accepted: May 23rd, 2024; published: May 30th, 2024

Abstract

This study aims to design a hardware system based on electroencephalogram (EEG) signals to achieve accurate detection and analysis of EEG signals. EEG signals, as an important physiological signal, are crucial for researching human brain function and diagnosing diseases. However, the weak nature and susceptibility to interference of EEG signals make their detection and amplification a challenging task. In the overall design, a modular design approach is adopted, dividing the hardware system into preamplifier circuits, filters, and signal processing modules. A preamplifier

circuit suitable for EEG signals is designed. Filters are introduced, and a band-pass filter is designed to effectively retain signals within the frequency range of EEG signals while removing interference from other frequencies. Experimental results demonstrate that the designed hardware system can accurately detect and amplify EEG signals, and exhibits good anti-interference performance. Through analysis of experimental data, the effectiveness and reliability of the hardware system are validated.

Keywords

EEG Signals, Detection, Hardware

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

脑电信号(Electroencephalogram, EEG)是大脑神经元活动在头皮表面的电生理表现, 它反映了大脑皮层的生物电活动。由于其非侵入性和较高的时间分辨率, 脑电信号在神经科学、认知科学、临床医学以及脑机接口等领域有着广泛的应用。然而, 脑电信号通常非常微弱, 其幅度一般在 $1\sim 100\ \mu\text{V}$ 之间, 且容易受到各种生理和环境的干扰[1]-[9]。因此, 设计一种能够准确、稳定地检测和放大脑电信号的硬件系统, 对于提高脑电信号研究的准确性和可靠性至关重要[10]-[15]。

本文旨在提出一种基于脑电信号的硬件设计方案, 重点在于脑电信号放大器的设计。通过对前置放大电路、滤波器等关键部分的设计和优化, 旨在实现对脑电信号的精确检测和高信噪比放大。本研究的目标是为脑电信号的研究和应用提供一种稳定、可靠的硬件平台, 从而推动脑电信号相关领域的发展。详细介绍了脑电信号放大器的总体设计, 并分别对前置放大电路和滤波器的设计进行了深入探讨。然后展示了实验结果, 并对数据进行了分析, 以验证所设计硬件系统的性能。最后, 总结了本文的主要工作, 并提出了未来研究的方向。

2. 脑电信号放大器的设计

2.1. 总体设计

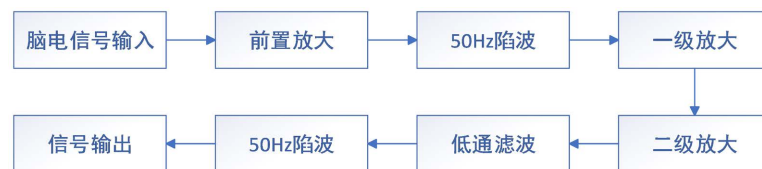


Figure 1. Circuit schematic diagram

图 1. 电路原理图

该体系的核心组件: 前端处理器、增强放大模块和精密滤波器。前端单元特别设计为双端输入放大器[16]-[22], 选用了具备卓越性能的精密仪表放大器, 它以其极低的噪声水平、稳定的性能、高输入阻抗以及杰出的共模抑制能力见长。为了有效抵制人体活动引发的共模干扰, 我们在此阶段引入了创新的信号处理策略。后级放大器使用了高精度的斩波稳零运算放大器, 并采用反比例放大器来进一步放大信

号,同时可以依据需求调整放大倍数。滤波部分则由两个级联的二阶压控式低通滤波器和两个 50 Hz 的陷波器组成,用于滤除信号中的高频噪声和工频干扰。整体电路的放大倍数超过 60,000 倍,足以满足脑电图(EEG)检测的信号放大需求,如图 1 所示。

2.2. 前置放大电路设计

2.2.1. 前置级电路分析

当构建基于 INA128 运算放大器的生物电信号预处理放大模块时,其工作原理独特且精密[23] [24] [25]。第五脚接地,差分输入通过第三脚和第二脚连接,而第八脚和第一脚则分别接上精密电阻,以精细调控放大系数,理论上可达惊人的 10,000 倍放大。INA128 的内部结构确保了激光调谐下的高电阻精确度和运放的完美对称性。

然而,现实中的脑电采集过程中,电极与电解质介质(如导电膏、汗液或组织液)的交互并非无损。金属电极与液体间的界面上会产生电荷分布,形成显著的极化电压,其幅度可能在毫伏至数百毫伏之间。理想状态下,若电极对称,极化电压可相互抵消。但在实际操作中,由于极化电压受电流强度、电极皮肤接触阻抗的不对称性影响,以及电极贴合质量的差异,完全抵消并不易实现。尤其当电极贴合不佳时,极化电压带来的干扰会显著升级。

若未经适当处理,这些极化电压在高放大倍数下会被放大,可能导致信号饱和,对电路设计构成严峻挑战。因此,为了保护信号在后续滤波环节的完整性,前置放大级电路的设计目标是尽可能提升放大能力,以有效抑制这类干扰。

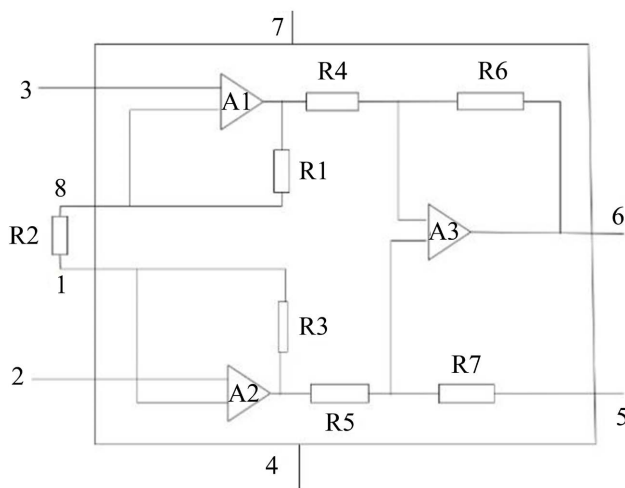


Figure 2. Internal structure of the circuit

图 2. 电路内部结构图

在仪表放大器前端集成有高通 RC 滤波模块,如图 2 所示,其目标是为了拦截低于 0.5 赫兹的低端噪音,因为极性电压主要由直流组成,这种设计能有效消除它。然而,这种方法并非无瑕:首先,它降低了放大器的输入电阻,这在面对脑电活动的高源内阻时可能成为挑战;其次,由于两个输入端的不对称性,高通网络中的耦合电容可能会意外地将共模噪声转化为差模噪声;值得注意的是,50 Hz 的工业交流干扰作为潜在的干扰源,若未能妥善隔离,将极大地干扰电路的稳定性和精确度。

2.2.2. 脑电信号前置级电路设计

在现代生物医学研究中,脑电信号(EEG)分析因其能够直接反映大脑活动状态而受到广泛关注[26]。

脑电信号通常非常微弱，易受到各种噪声的干扰，因此在信号处理过程中，预处理步骤显得尤为重要。为了解决这一问题，实验设计中采用了创新的脑电信号预处理单元，该单元独特之处在于采用了由两个独立运作但协同工作的仪表放大器构建的级联架构。

仪表放大器是一种高输入阻抗、低输出阻抗的放大器，非常适合用于微弱信号的放大。在脑电信号预处理中，仪表放大器用于放大经过电极收集的微弱脑电信号，以便后续处理和分析。

本研究提出了一种新型的信号预处理单元设计，其核心在于采用级联结构的仪表放大器，以实现信号的初步放大和进一步处理。这种结构不仅显著提高了信号的放大倍数，而且通过两级放大器的协同作用，增强了信号的抗干扰能力。然而，设计过程中面临的主要挑战是直流阻断电容与电阻 R_t 的结合使用，限制了第一级放大器的增益设定。

为了解决这一问题，本研究采用了 INA121 作为基础放大模块。尽管与 INA128 相比，INA121 在可调增益和共模抑制性能方面稍显不足，但其较高的经济性更符合设计需求。为了弥补性能差距，本研究巧妙地设计了一个浮动地追踪系统，该系统的主要功能是增强第一级电路对共模信号的抑制能力。共模信号，即所有电极上同时出现的信号，通常是噪声的主要来源。通过浮动地追踪系统，我们能够有效地抑制共模信号，从而提高信号的纯度。此外，本研究对放大器的一些关键性能参数进行了详细的研究和优化，包括增益带宽积、输入阻抗和输出阻抗。这些参数对放大器的性能有着直接的影响，因此需要精确调整。通过优化这些参数，我们能够确保预处理单元具有高放大倍数、高抗干扰能力和高信号纯度。

本文创新点不仅提高了信号预处理单元的性能，还考虑了成本效益和实用性，为信号预处理领域提供了新的思路和方法。

从理论推导的角度来看，如公式(1)所示，整个电路系统的共模抑制比预期表现为：

$$CMRR = CMRR_1 \times CMRR_2 = \frac{A_{1d}}{A_{1c}} \times \frac{A_{2d}}{A_{2c}} \quad (1)$$

电路放大倍数如公式(2)所示：

$$A_d = A_{1d} \times A_{2d} = \left(1 + \frac{50}{R_{g1}}\right) \times \left(1 + \frac{50}{R_{g2}}\right) \quad (2)$$

CMRR 代表整体电路的共模抑制比， $CMRR_1$ 则是第一级电路的这一特性指标，而 $CMRR_2$ 对应于第二级电路。 A_{1d} ， A_{1c} ， A_{2d} ， A_{2c} 分别为它们的差异 - 增益和共模增益。根据电阻配置，计算得出，该电路的放大系数高达 25,000 倍，理论上可实现的共模抑制比理论上可以达到惊人的 200 分贝。由于脑电波源的特性，其高阻抗特性使得外部干扰容易渗入，导致输入端的阻抗动态失衡，使得共模噪声得以转化为差模信号。

为了抵消这种影响，采用了一种策略：通过使输入端的地线浮动并同步共模电压，即让设备的偏置电压与共模输入电压保持一致。这样，共模电压在信号放大过程中几乎不受影响，从而显著降低了放大器输出端的共模误差电压，提升了其共模抑制性能。第二级电路的放大增益理想情况下可以设定为 10,000 倍，然而，在实际操作中，过高的增益可能会牺牲信号的线性度。因此，一般选择将增益设置在相对适中的几百倍范围内。

为了优化电压平衡，本创新设计将隔直电容器与可调增益电阻巧妙结合，这种策略有效地避开了在输入端并联阻容元件，进而保护了放大器的原始输入阻抗不受显著影响。

2.3. 滤波器

在前置放大器的应用中，虽然其设计通常能够有效地对抗共模噪声，但在实际应用中，发现仍有部

分工频干扰以差分信号形式侵入系统。这种干扰的频率特性与脑电信号的频率范围存在交集，因此无法通过传统的方法完全消除。此外，电极的稳定性和输入路径的不确定性也加剧了这个问题，使得前级输出的脑电信号不可避免地带有一些强效的工频干扰元素。

EEG 信号的有效频率范围通常被认为是 0.5 到 30 赫兹，需要通过低通滤波器来去除高于这个范围的频率信号[27]。为了使低通滤波器的频率响应尽可能接近理想的直线特性，通常会级联多个二阶低通滤波器来构建一个更高阶的滤波器。由于 EEG 信号非常容易受到外部环境的干扰，传统的集成运算放大器，无论是采用参数补偿的直接耦合放大器还是阻容耦合放大器，它们的初始偏置参数通常不为零，因此需要通过调零电位器或精密校正技术来调整和补偿这些偏置参数[28] [29]。在本设计中，使用了 ICL7650 芯片，通过级联两个二阶压控式低通滤波器来构成后续的放大和滤波电路，

为此设计一个滤波解决方案。这个解决方案需要能够有效地抑制工频干扰，同时尽可能地保留脑电信号的原始信息。为此，采用了多个滤波器级联的设计，以形成一个复合滤波器。

使用一个低通滤波器来去除高频噪声。这个滤波器的截止频率设置在脑电信号的频率范围内，以确保脑电信号能够被有效地保留。然后，使用一个带通滤波器来进一步隔离脑电信号的频率范围，以减少其他非脑电信号的干扰。

接下来，为了抑制工频干扰，专门针对工频干扰的频率特性。这个滤波器能够有效地抑制工频干扰，将其滤除，从而减少对脑电信号的影响。为了进一步提高滤波效果，采用了自适应滤波技术。这种滤波技术能够根据信号的特性和干扰的特性自动调整滤波器的参数，以达到最佳的滤波效果。

此外还考虑了电极的稳定性和输入路径的不确定性对信号的影响。为了减少这些不确定性对信号的影响，采用了差分信号处理技术。差分信号处理技术能够有效地抑制共模噪声和电极稳定性问题，从而提高信号的质量和稳定性。

总之，滤波解决方案在脑电信号的预处理中起着至关重要的作用。通过多个滤波器级联的设计，能够形成一个复合滤波器，有效地抑制工频干扰，同时保留脑电信号的原始信息。此外，采用差分信号处理技术和自适应滤波技术，如图 3 所示，能够进一步提高滤波效果，减少电极稳定性和输入路径不确定性对信号的影响。通过这些设计，能够获得高质量的脑电信号，为后续的信号处理和分析提供良好的基础。

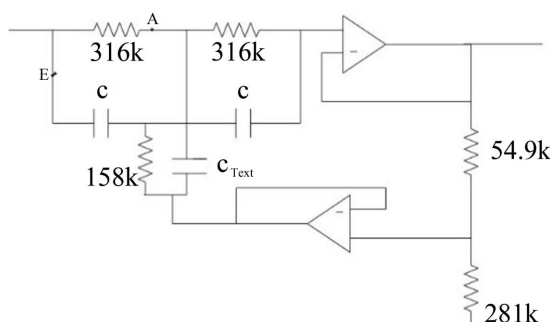


Figure 3. Filter circuit
图 3. 滤波电路

3. 实验结果显示

在没有屏蔽室的条件下，采集受试者头皮表面的 EEG 信号，通过正确的采集和处理技术，可以获得初步满足 EEG 信号特征的数据。在采集过程中，电极被放置在受试者的头皮上，以监测大脑的电活动。用于确保在不同受试者之间的一致性和可比性。在平静闭眼的状态下，受试者的大脑活动通常表现出较慢的节律性变化，这些变化在 EEG 信号中以特定的频率分布。为了抑制共模信号干扰，通常会连接一个

电极到左耳垂，这样可以提供一个共同的参考点，减少由于电极间差异引起的干扰。这种技术被称为共模抑制，它有助于提高信号的清晰度。

采集到的 EEG 信号随后被连接到计算机，并通过 Matlab 软件进行处理和显示。Matlab 是一个强大的数学计算和工程仿真软件，它提供了丰富的工具箱来处理 EEG 数据，包括信号处理、数据可视化和统计分析等功能。

在 Matlab 中，EEG 信号可以被放大、滤波、切割到特定的频率范围，并进行可视化。图 4 中所示的 EEG 信号具有小于 $100\ \mu\text{V}$ 的幅值，这符合 EEG 信号的一般特性。总之，即使在没有屏蔽室的情况下，通过适当的信号采集和处理技术，也可以获得高质量的 EEG 数据，这些数据可以用于进一步的研究和分析。

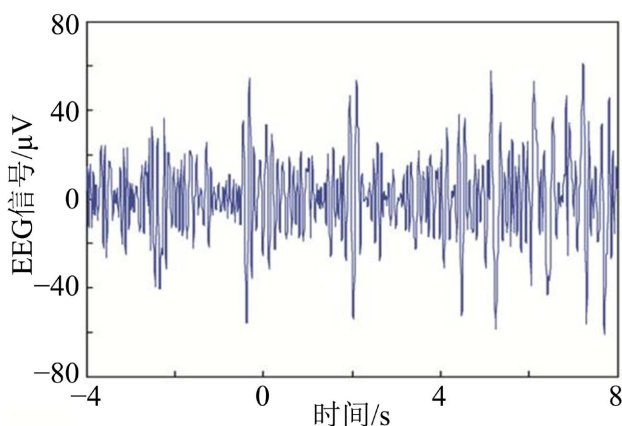


Figure 4. EEG signal
图 4. EEG 信号

在信号预处理领域，传统的仪表放大器设计往往侧重于单一的放大器模块，这可能限制了信号的放大倍数和抗干扰能力。相比之下，本研究的创新设计通过级联两个仪表放大器，实现了信号的高倍数放大和更强的抗干扰性能。这种结构不仅提高了信号的放大倍数，而且通过两级放大器的协同工作，提高了信号的整体质量。

在现有的设计中，放大器的选择往往偏向于高性能但成本较高的模块，如 INA128。虽然这些模块提供了优秀的可调增益和共模抑制能力，但它们的价格可能限制了在某些应用场景中的使用。本研究的设计选择了一种经济型的放大器 INA121，通过巧妙的系统设计弥补了性能上的微小差距，同时大大降低了成本，使得该设计更加适用于成本敏感的应用。

传统的信号预处理单元可能没有充分考虑共模信号的抑制，这可能导致信号质量的下降。本研究的浮动地追踪系统是一个创新点，它专门针对共模信号进行抑制，从而提高了信号的纯度。这种系统设计在现有的文献中较为罕见，体现了本研究的创新性和实用性。在性能参数的优化方面，本研究对放大器的关键参数进行了详细的研究和调整，确保了预处理单元的高性能。这与现有的设计相比，更加强调了性能参数的精确控制和优化，从而提高了信号的放大倍数和抗干扰能力。

总体而言，本研究的创新设计与现有的信号预处理单元相比，在结构、成本效益、共模信号抑制和性能优化等方面都展现了明显的优势。这些优势使得该设计在信号预处理领域具有更高的实用价值和广泛的应用潜力。

4. 结论

本系统电路的设计能够稳定地采集和处理脑电信号，电路采用了高精度的运算放大器，配合精心设

计的滤波网络, 确保了信号在传输过程中的保真度。同时, 电路的抗干扰能力得到了显著增强, 尤其对 50 Hz 的工频干扰, 电路采用了专门的滤波技术, 有效地减少了这种常见干扰对脑电信号的影响。

通过这样的处理, 本系统能够获取到高质量的脑电信号, 这些信号真实地反映了大脑的电活动特征及其随时间的变化规律。这对于脑电图的诊断、脑功能的研究以及神经调控技术的开发等方面都具有重要意义[30]。此外, 系统的设计还考虑到了便携性和实用性, 使得脑电信号的采集和分析能够更加方便地在临床、实验室和研究环境中进行。

参考文献

- [1] 杨澎. 基于 RISC-V 的脑电信号分类 SOC 设计实现[D]: [硕士学位论文]. 北京: 北京化工大学, 2023.
- [2] 尹浩. 基于 FPGA 的高速脑电采集系统的设计与实现[D]: [硕士学位论文]. 保定: 河北大学, 2023.
- [3] 温丽萌. 自闭症儿童面部情绪识别能力训练产品设计[D]: [硕士学位论文]. 秦皇岛: 燕山大学, 2023.
- [4] 邓涵, 郑金和, 赵倩. 基于 LabVIEW 和生理信号的综合实验设计[J]. 曲阜师范大学学报(自然科学版), 2023, 49(2): 123-128.
- [5] 刘海洋. 基于单通道脑电的小型化嵌入式声音助眠系统设计与实现[D]: [硕士学位论文]. 兰州: 兰州大学, 2023.
- [6] 焦合金. 基于脑电信号的汽车前脸造型特征设计决策[J]. 机械设计, 2023, 40(2): 134-139.
- [7] 张紫寰, 郭喆, 武睿泽. 基于神经网络分析的脑电优化空间设计方法研究[C]//全国高等学校建筑类专业教学指导委员会, 建筑学专业教学指导分委员会, 建筑数字技术教学工作委员会, 全国高校建筑学学科专业指导委员会建筑数字技术教学工作委员会. 数智赋能: 2022 全国建筑院系建筑数字技术教学与研究学术研讨会论文集. 2022: 6.
- [8] 汤寿旒, 王倩倩, 肖霄, 等. 城市公共建筑色彩及光环境设计实验研究——以脑电监测下的空间认知及识读光环境实验为例[J]. 城市建筑, 2022, 19(19): 118-122.
- [9] 秦凯. 基于脑电技术和 BP 神经网络的产品色彩情感化设计研究[D]: [硕士学位论文]. 天津: 河北工业大学, 2022.
- [10] 李竹一. ERP 脑电技术驱动下工业装备外观设计的多变量因素研究[D]: [硕士学位论文]. 天津: 河北工业大学, 2022.
- [11] 丁婷婷. 基于脑电技术与随机森林算法的产品色彩情感设计方法研究[D]: [硕士学位论文]. 天津: 河北工业大学, 2022.
- [12] 刘志宽. 基于单通道脑电的疲劳驾驶监测系统设计与实现[D]: [硕士学位论文]. 武汉: 中南民族大学, 2022.
- [13] 聂玮, 贾江旭, 王孜孜, 等. 基于脑电实验的虚拟现实环境全景绿视率对人体愉悦度的影响研究[J]. 景观设计学(中英文), 2022, 10(2): 36-51.
- [14] 周勇. 基于神经网络的低功耗智能癫痫检测硬件设计[D]: [硕士学位论文]. 成都: 电子科技大学, 2022.
- [15] 刘震. 基于多维脑电特征的产品色彩情感意象设计方法研究[D]: [硕士学位论文]. 天津: 河北工业大学, 2022.
- [16] 李贤哲, 暴伟, 谢能刚. 基于脑电信号的情绪识别[J]. 北京生物医学工程, 2022, 41(1): 8-16, 48.
- [17] 纪寿汉, 詹祥粉. 基于增强现实技术的多功能虚拟训练系统设计[J]. 现代电子技术, 2022, 45(2): 105-109.
- [18] 张江, 陈汝佳, 周晋文, 田雨, 于粤雯, 曹进炜, 熊慧. 基于运动想象的脑电小车控制系统设计[J]. 物联网技术, 2022, 12(1): 70-73, 76.
- [19] 苏建良, 王海红. 一种便携式脑电采集系统软件设计[J]. 电子技术, 2021, 50(12): 294-296.
- [20] 张珈玮. 面向脑电波癫痫分类的忆阻神经网络设计与实现[D]: [硕士学位论文]. 长沙: 国防科技大学, 2021.
- [21] 李栋. 基于多模态融合的情绪识别系统设计与实现[D]: [硕士学位论文]. 沈阳: 沈阳工业大学, 2023.
- [22] 卢姗. 基于心电与脑电评价的草原公路驾驶疲劳恢复研究[D]: [硕士学位论文]. 呼和浩特: 内蒙古农业大学, 2023.
- [23] 魏全鹏. 基于运动想象的脑机接口中风康复系统设计[D]: [硕士学位论文]. 济南: 山东大学, 2023.
- [24] 陈剑, 冯定, 陈伟健. 基于脑电波技术的自救装置的初步设计[J]. 科技与创新, 2020(11): 123-124.
- [25] 高广恒, 蔡雷, 张晓, 等. 便携式脑电信号采集与分析装置的设计及其应用[J]. 现代电子技术, 2020, 43(10):

21-24.

- [26] 周晴. 基于脑 EEG 数据的图像反编码及其脑机范式设计[D]: [硕士学位论文]. 长沙: 国防科技大学, 2020.
- [27] 吴欢. 临床脑电地形图管理与分析软件设计[D]: [硕士学位论文]. 武汉: 中南民族大学, 2020.
- [28] 王楼. 便携式可穿戴脑电采集系统研究与开发[D]: [硕士学位论文]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2019.
- [29] 冯钊. 基于 ADS1299 脑电信号采集硬件设计[J]. 电子产品世界, 2018, 25(12): 52-55, 44.
- [30] 侯冲. 基于眼电的睡眠眼罩监测系统的设计与实现[D]: [硕士学位论文]. 杭州: 浙江大学, 2018.