

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2106145

# 基于脑电反馈的失眠康复仪设计和研究

王慧聪<sup>1</sup> 尹玉岗<sup>2</sup>

(1.首都医科大学宣武医院 北京 100053; 2.北京心灵方舟科技有限公司 北京 100871)

**摘要:** 提出了基于脑电生物反馈技术对失眠障碍患者进行康复训练的非药物康复治疗方法。设计出利用脑电模拟前端芯片 ADS1299 的脑电信号(EEG)采集装置,采用了 QT 和 MATLAB 混合编译完成脑电信号的预处理及利用小波变换分解出的  $\alpha$  波特征信号表征大脑状态,通过音视频将当前脑状态信号反馈给患者,根据量化指标对应的康复方案,指导失眠障碍患者训练平静放松的状态,达到治疗失眠康复目的。并采用匹兹堡睡眠质量量表验证了失眠康复仪对失眠障碍患者显示出良好改善效果。经测试该方法对患者无副作用且有效。

**关键词:** 生物反馈;EEG;混合编译;小波变换; $\alpha$ 波;失眠障碍

**中图分类号:** R454 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

## Design and research of insomnia rehabilitation instrument based on EEG bio-feedback

Wang Huicong<sup>1</sup> Yin Yugang<sup>2</sup>

(1. Xuanwu Hospital of Capital Medical University, Beijing 100053, China; 2. Beijing Xin Ling Fang Zhou Technology Co., Ltd., Beijing 100871, China)

**Abstract:** A rehabilitation treatment without drug based on EEG biofeedback technology was proposed to rehabilitate insomnia patients. The EEG acquisition device is designed based on ADS1299, using QT and MATLAB to compile the EEG signal. The  $\alpha$  wave characteristic signal decomposed by wavelet transform is used to represent the brain state, which is fed back to the patients through audio and video. According to the quantitative indicators corresponding to the rehabilitation scheme, make insomnia patients obtain a calm and relaxed state to achieve the purpose of insomnia treatment and rehabilitation. Pittsburgh sleep quality index was used to verify the effect of insomnia rehabilitation instrument on insomnia patients. The test shows this device has no side effects and is effective for insomnia patients.

**Keywords:** biofeedback; EEG; hybrid compilation; wavelet transform;  $\alpha$ -wave; insomnia

## 0 引言

当今社会睡眠障碍普遍存在,根据我国睡眠研究会调查结果表明,我国成年人失眠的发病率已经达到 45.4%,高于世界 27% 的平均水平<sup>[1]</sup>。长期睡眠障碍不但影响患者工作和生活,还有可能诱发其他精神卫生疾病,目前患者治疗一般采用药物治疗,但伴随着药物依赖性,耐受增加以及停药反跳等缺点,给患者和社会都带来了巨大的负担。

基于生物反馈技术的脑电生物反馈是一种无创的物理治疗方法。目前国内已有部分医院和研究所进行了生物反馈技术对失眠障碍的实验和验证。湖北省荆州市精神卫生中心的邓小鹏等<sup>[2]</sup>验证了脑电生物反馈辅助治疗老年失眠症的有效性。首都医科大学宣武医院的侯月等<sup>[3]</sup>进行脑电生物反馈技术在短期及慢性失眠障碍患者的治疗研究工

作,证实了以顶叶  $\alpha$  波为训练参数的脑电生物反馈技术能够明显改善失眠障碍患者的失眠状态。

本设计利用小波变换将预处理后的脑电信号分解成 4 个基本信号类型,即 1~4 Hz 的  $\delta$  波,4~8 Hz 的  $\theta$  波,8~13 Hz 的  $\alpha$  波,14~30 Hz 的  $\beta$  波<sup>[4]</sup>。并提取量化参数  $\alpha$  波相对功率谱强度值以及  $\alpha$  波能量占比值,利用动画的连续性和音乐的舒缓程度表征出来<sup>[5]</sup>。研究表明,大脑具有“频率跟随反应”或共鸣的特性,即脑电波会对声光刺激做出相依性反应。通过精确控制声音频率和视频连续性,能调节脑电波进入预期的频率。通过睡眠分期研究表明,人入睡的过程脑电波主成分波形由高频的  $\beta$  波和  $\alpha$  波占主导变化为缓慢的  $\alpha$  波和  $\theta$  波<sup>[6]</sup>。本设计通过采集失眠障碍患者的脑电波,并进行信号预处理,进而进行特征信号提取,并对特征信号进行翻译对应为刺激视频连续性和刺激声音的大小

收稿日期:2021-03-25

和频率,通过电脑屏幕和喇叭将刺激呈现给患者,让患者进入放松或者入眠状态,可以有效稳定的影响脑电的活动,最终使患者书面功能正常化,从而达到失眠康复治疗效果<sup>[7]</sup>。

### 1 系统总体设计

根据脑电信号采集、采集电极阻抗匹配、神经信号量化特征提取、声光刺激刺激呈现以及便携、安全、可靠等要求,设计用于失眠障碍患者的基于脑电生物反馈的失眠康复治疗系统。总体设计如图 1 所示。采集电极、电极帽以及 EMC 保护电路、LC 低通电路、模拟前端芯片 ADS1299、STM32 控制芯片、FT232USB 传输、电源电路组成了失眠康复仪的硬件部分;神经信号接收、预处理、小波分解、特征信号提取、量化指标反馈以及用户管理、刺激呈现组成了失眠康复治疗仪的软件部分,通过硬件部分采集脑电信息,软件部分处理消噪提取特征并呈现刺激,实现基于脑电生物反馈的失眠康复治疗功能。

### 2 硬件设计

本系统硬件部分的主要任务是完成脑电信号的采集、滤波以及放大并将数字化后的生物信号传输至上位机以备进一步处理分析用。硬件总体设计原理如图 2 所示。通过 Ag/AgCl 银氯化银电极和耦合剂将头皮脑电采集至脑电采集板输入端<sup>[8]</sup>。为防止静电或浪涌对电路板造成损害,第

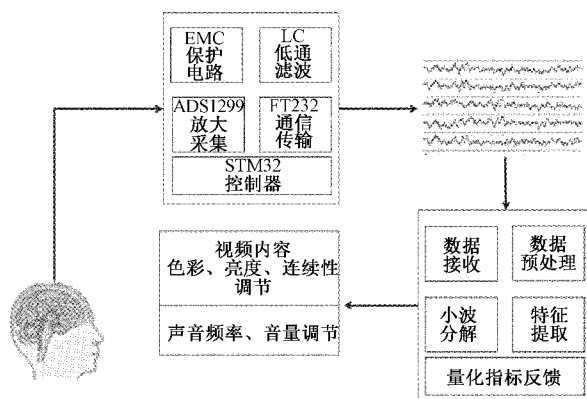


图 1 系统总体设计

1 级电路单元为 TVS 管构成的 EMC 保护电路和限幅电路,第 2 级为低通预处理电路,ADS1299 是 TI 公司专门为采集心电和脑电设计的前段放大器芯片<sup>[9]</sup>,STM32 为主控制器,负责配置 ADS1299 的工作条件和时序控制,完成脑电信号的协议打包以及控制整个康复治疗仪器的功能实现和控制功能,FT232 是一款 USB 转串口芯片可实现 3 Mbit/s 的传输速率。电源电路输入接口为 USB 端口,通过隔离 DC/DC 以及 LDO 转换为数字 3.3 V、模拟 +2.5 V、模拟 -2.5 V 为各个模块电路提供低纹波高质量的工作电源。

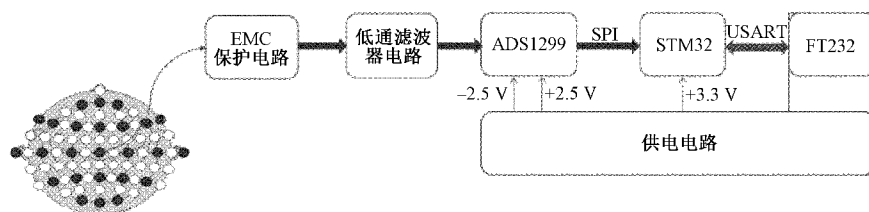


图 2 硬件设计原理

#### 2.1 信号调理电路设计

由于大脑的脑脊液和颅骨以及头皮形成了一个天然的低通滤波器,神经元放电信号传出头皮的信号主要以范围为 100 Hz 以下的中低频信号为主,而本文分析的成分信号主要集中在 30 Hz 以下<sup>[10]</sup>。另在脑电采集,最大的干扰信号为 50 Hz 的工频干扰。为了防止工频干扰以及模数转换的高频混叠,特设计如图 3 所示的预处理电路。

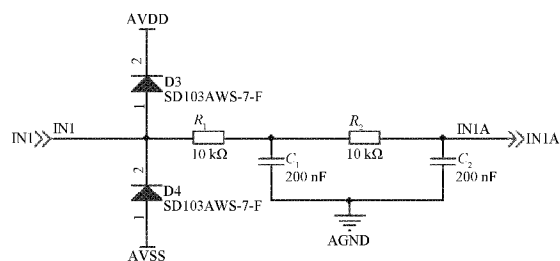


图 3 信号调理电路

该电路由限幅防冲击二极管组成的 EMC 保护单元以及无源 RC 低通滤波器电路组成。其中二阶无源低通滤波器的频率响应函数如式(1)所示。

$$H(jf) = \frac{1}{1 - (2\pi f)^2 C_1 C_2 R_1 R_2 + 2j\pi[R_1(C_1 + C_2) + R_2 C_2]} \quad (1)$$

当  $C_1 = C_2 = C, R_1 = R_2 = R$  时,其 -3 dB 截止频率为:

$$f = \frac{1}{5.344 \cdot 8\pi RC} \quad (2)$$

取值  $R = 10 \text{ k}\Omega, C = 0.2 \text{ }\mu\text{F}$  时,可得  $f = 30 \text{ Hz}$ 。

#### 2.2 模拟前端 ADS1299

本设计选用的是集成模拟前端 ADS1299 直接放大采集脑电信号。ADS1299 具有 8 通道低噪声、高分辨率同步采用的  $\Sigma - \Delta$  ADC 模数转换器,内部噪声低至  $1 \text{ }\mu\text{V}$ ,内置 PGA 可编程调节信号放大倍数,最低分辨电压可低至

0.536  $\mu\text{V}$ 。ADS1299 具有较高且可调节的采样频率,可通过过采样将量化噪声压缩到基本频带的高频区域,芯片自带 SIN 滤波器,可最大限度的降低脑电信号高频区域噪声<sup>[11]</sup>。ADS1299 的内部功能如图 4 所示,电路连接如图 5 所示。

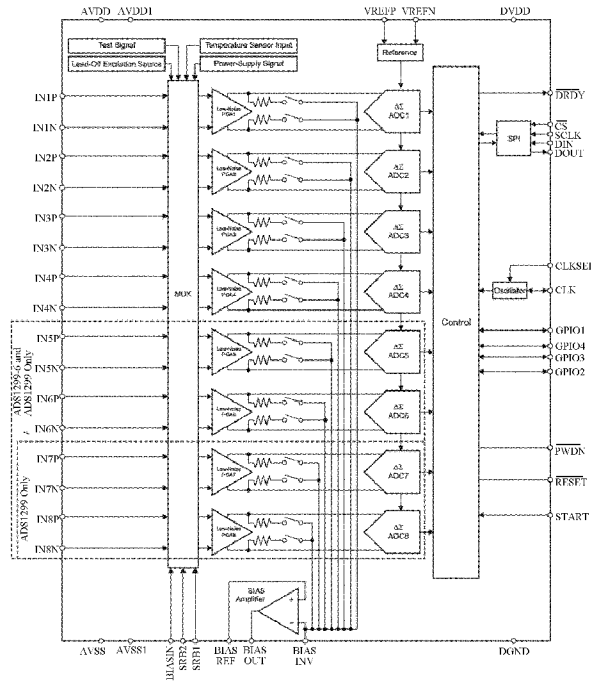


图 4 ADS1299 功能框

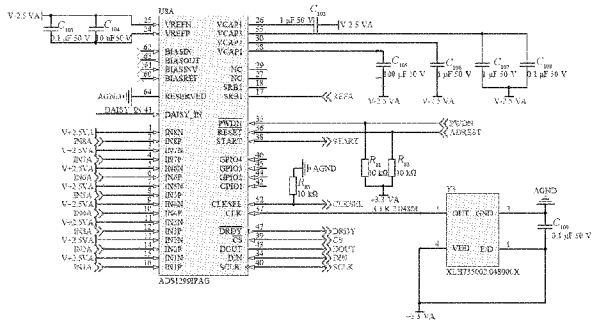


图 5 ADS1299 电路

ADS1299 主要特性为:

- 1) 8 通道 24 位 ADC 转换芯片,其采样频率可工作在 250 sps~16 ksp/s。
- 2) 各通道含可编程放大器,其放大倍数在 1~24 倍可调。
- 3) CMRR 高达 -110 dB,输入阻抗高达 1 000 M $\Omega$ 。
- 4) 内置偏执驱动放大器和阻抗检测功能以及连续断电监测功能。

由于 ADS1299 脑电采集芯片内置基准电压源,只需要简单的阻容电路就可以得到参考电压,而不需专用的参考电压电路,使得设计大为简化。偏执驱动电路的设计大大地提升

了整个硬件的抗干扰能力,同时也保证了数据的准确性。

### 2.3 主控制器设计

设计采用 STM32F103 芯片作为系统的 MCU。该芯片具有高性能(72 MHz 工作频率、具有单周期乘法指令和硬件除法指令),低功耗(0.19 mW/MHz)和丰富外设(SPI 及 USB 等)等特点。通过 SPI 协议和 ADS1299 进行通信。系统上电时,通过 WREG 命令设置 ADS1299 的相应寄存器,完成放大倍数,通路切换、连续转换等功能。然后设置进入 RDATA0 模式,开始 START 信号后,等待 DRDY 信号进行读取,具体程序流程如图 6 所示。

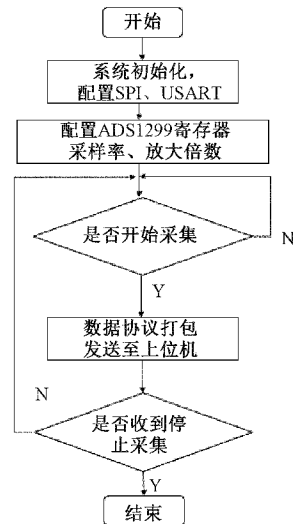


图 6 主控制器程序流程

### 2.4 电源部分和 PCB 设计

本系统需要 3 路电源供电:数字部分供电电压 3.3 V、模拟正端供电电压 +2.5 V、模拟负端供电电压 -2.5 V。其中,3.3 V 由 AMS1117-3.3 芯片从 USB 供电电压转换得到,+2.5 V 由 TPS73225 芯片从电芯片转换得到,-2.5 V 由 TPS73225 芯片从 -5 V 电压转换得到。电源电路如图 7 所示。

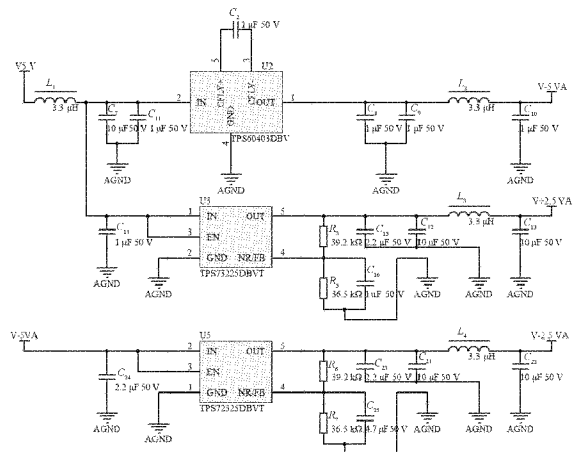


图 7 电源供电电路

同时在对采集模块进行布线时,由于模拟信号微弱,所以应将强干扰源远离模拟信号调理电路或加隔离。如图 8 所示,左侧为模拟信号调理电路以及其用到的各个电源;右侧为数字电路部分,其中对数字和模拟采用数字隔离芯片实现。并且在 PCB 布线时,采用差分对布线,针对信号中的共模噪声,有很好地抑制作用<sup>[12]</sup>。

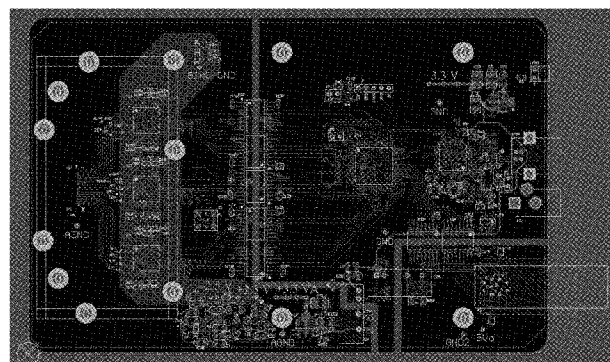


图 8 PCB 设计图

### 3 软件设计

系统的上位机软件主要实现病人信息管理,脑电信号采集,脑电波形显示,脑电信号预处理,量化特征信号提取,音、视频反馈刺激呈现,脑状态量化指标呈现,打印报告等功能。本设计采用 QT+MATLAB 构建和开发<sup>[13]</sup>。QT 是面向对象的框架,提供了一种称为 signals/slots 的安全类型来实现各个元件之间的协同工作。它具有跨平台特性、可扩展性、具有丰富的 API,非常适合作为音视频呈现编辑以及数据库管理等操作。但其数学计算函数有限,不适合做大规模数据运算。而脑电信号处理,特征信号、脑地形图、脑信号功率谱等在 MATLAB 中有比较成熟的工具包,例如 EEGLAB 中就包含脑电数据加载、显示、预处理、ICA、绘制脑地形图等函数。信号处理工具包中包含低通、高通带通以及小波变换等函数。非常适合做信号处理。但 MATLAB 代码执行效率低下。为解决上述问题,本设计结合 QT 和 MATLAB 的优点,实现了再 QT 软件平台框架下调用 MATLAB 的动态链接库来实现失眠康复治疗仪器的应用功能和信号处理功能。

#### 3.1 QT 与 MATLAB 软件混合编程

QT 软件及 MATLAB 进行混合编程,目前有两种方式:一种为 QT 调用 MATLAB 引擎,另一种为 QT 调用 MATLAB 动态链接库。第 1 种方式是基于 MATLAB 平台运行,需要调用大量的 MATLAB 函数库,代码执行效率低下,不适用于我们的软件实现。第 2 种方法是利用 MCC 将 MATLAB 函数 M 文件编译成 DLL 文件供 C++ 平台调用。具体调用步骤如下:1) MATLAB 编写处理函数文件;2) 从 MATLAB 官网下载对应版本号的编译器;3) 将 MATLAB 函数文件变异成 VC++ 的动态链接库文件;

4) 将编译好的文件复制粘贴到工程文件包含文件中;5) QT 窗口组件直接调用生成的库文件<sup>[14]</sup>。本设计通过采用 QT 来编写软件的主界面,实现主要应用功能,通过调用 MATLAB 编写的信号处理算法实现了软件所需的功能,提高了软件的效率和降低了软件的实现难度。

#### 3.2 脑电信号的小波分解

脑电信号是极其微弱的非线性、非平稳信号。对其进行特征信号提取的主要方法包括 AR 模型、小波变换(WT)、功率谱估计(PSD)、混沌法、多维统计、样本熵等方法<sup>[15]</sup>。本设计主要关心的信号频段分布为即 1~4 Hz 的  $\delta$  波,4~8 Hz 的  $\theta$  波,8~13 Hz 的  $\alpha$  波,14~30 Hz 的  $\beta$  波。小波分解是对应的很好的一种时频分析方法,对脑电信号分解后,得到的信号低频具有很好的频率分辨率,高频部分有很好的时间分辨率,正好符合我们待分析信号的特性。因此小波分解对本设计特征信号提取非常实用<sup>[16]</sup>。

连续小波变换为:

$$Wf(a, b) = \langle f, \psi_{a,b} \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \hat{\psi}\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (3)$$

其中,  $a$  是尺度因子,  $b$  是评议参数,  $\psi(t)$  是小波基函数。

将采集的脑电信号经过低通滤波,50 Hz 陷波、基线矫正等预处理后进行小波分解。小波基函数采用 db5<sup>[17]</sup>。采集的采样率为 250 sps,则分解后为:

$$S = a_6 + d_6 + d_5 + d_4 + d_3 + d_2 + d_1 \quad (4)$$

对应频率为 0~4 Hz, 4~8 Hz, 8~15 Hz, 15~30 Hz, 30~60 Hz, 60~125 Hz, 125~250 Hz;  $a_6, d_6, d_5, d_4$  正好对应频段为 1~4 Hz 的  $\delta$  波, 4~8 Hz 的  $\theta$  波, 8~13 Hz 的  $\alpha$  波, 14~30 Hz 的  $\beta$  波, 如图 9 所示。

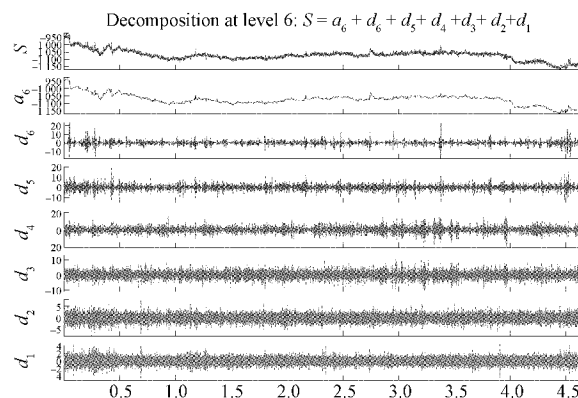


图 9 脑电信号的小波分级

### 4 性能测试与分析

#### 4.1 一般资料

选取 2020 年 1~5 月就诊于首都医科大学宣武医院 24 名失眠患者,男 3 例,女 21 例,年龄 29~65 岁,平均年龄(50±10.23)岁。纳入标准:符合 DSM-IV 中失眠障碍



的诊断标准;年龄介于18~65周岁,性别不限;首次使用脑电反馈失眠康复仪治疗;匹兹堡睡眠质量指数(PSQI)≥7分;已服用抗失眠药物的患者无需停药,但在实验前1个月内用药方式及用药剂量保持不变;视听水平足以完成整个研究过程;患者均为右利手;患者或家属签署知情同意书。排除标准:有精神物质依赖或者滥用史;有神经系统变性疾病史、脑部手术史和癫痫病史;近期服用影响神经中枢系统的药物以及精神疾病病史;孕产妇或哺乳期妇女。

#### 4.2 方 法

患者采用本次实验设计的脑电反馈失眠康复仪,接受以顶部 $\alpha$ 波训练为主的生物反馈疗法,采集患者治疗前和治疗结束后的脑电波基线2 min,训练患者 $\alpha$ 波使其增加30 min。隔1天治疗一次,共治疗10次。治疗时患者采取坐位,按照国际标准放置电极于Cz点,参考电极置于耳垂。治疗时医生根据采集的基线设定脑电训练阈值,当患者放松自己的时候也就是 $\alpha$ 波高于阈值时就可以让音乐连贯起来,如果放松程度好,就会听到美妙的音乐声,如果音乐停止,患者也不用紧张,只需放松即可,待身体完全放松后会再次听到音乐,而后按照其放松情况调整,确保反馈的音乐时间充足。

对患者治疗前、治疗后进行如下两方面疗效评估。  
1)睡眠质量分析,采用匹兹堡睡眠质量指数、失眠严重指数量表(ISD)分析,PSQI主要从睡眠质量、入睡时间、睡眠时间、睡眠效率等9个方面进行评估,总分为21分,得分越高睡眠质量越差。ISI为自测量表,评价失眠严重程度,总分为35分,得分越高失眠越严重。  
2)心理状况分析,采用状态-特质焦虑问卷(STAI)和贝克忧郁自评量表(BDI)进行评估。STAI由评价两种不同焦虑类型——状态焦虑(STAI-S)和特质焦虑(STAI-T)的分量表组成,各20个条目,总分各60分,得分越高,焦虑越严重。BDI用来评测抑郁程度,包括21个项目,得分越高,抑郁越严重。

采用spss26.0软件对数据进行分析。计量资料以( $\bar{x} \pm s$ )表示,组间比较采用独立样本均数 $t$ 检验,计数资料采用 $\chi^2$ 检验, $p < 0.05$ 为差异有统计学意义。

#### 4.3 结 果

脑电反馈失眠康复仪治疗失眠障碍患者显示出良好的改善效果,如表1所示,治疗后患者的PSQI量表和ISI量表评分较治疗前有明显降低;患者入睡时间缩短,睡眠时间延长,睡眠质量提高,睡眠效率增加,日间功能改善,失眠严重程度缓解。治疗后患者的S-STAI、T-STAI量表、BDI量表评分也比治疗前有明显降低,说明失眠患者随着治疗改善失眠的同时,也大大减轻了焦虑、抑郁程度。

对治疗前后的PSQI量表得分采用单因素重复测量方差分析方法,经Mauchly's球形假设检验,因变量的方差协方差矩阵相等, $\chi^2 = 5.818, p = 0.055$ 。治疗前、治疗5次后和治疗10次后的PSQI得分为 $15.08 \pm 3.80, 11.96 \pm 4.24$

表1 治疗前后量表评分( $n=24$ )

	评分 (Mean±SD)	减分 (Mean±SD)	$p$ 值
PSQI			
治疗前	15.083±3.809		
治疗5次	11.968±4.237	3.125±0.512	$p < 0.001$
治疗10次	11.375±4.137	3.708±0.591	$p < 0.001$
ISI			
治疗前	18.917±5.532		
治疗5次	15.333±6.253	3.583±0.691	$p < 0.001$
治疗10次	12.958±6.643	5.958±0.875	$p < 0.001$
BDI			
治疗前	18.500±10.396		
治疗5次	13.875±9.923	4.625±1.000	$p < 0.001$
治疗10次	12.042±9.535	6.458±1.023	$p < 0.001$
S-STAI			
治疗前	44.000±12.406		
治疗5次	38.875±10.543	5.125±1.394	$p < 0.001$
治疗10次	37.208±11.617	6.792±1.682	$p < 0.001$
T-STAI			
治疗前	44.333±12.940		
治疗5次	41.958±12.436	2.375±1.151	$p < 0.001$
治疗10次	37.875±11.086	6.458±1.639	$p < 0.001$

和 $11.38 \pm 4.14$ ,量表得分差异具有统计学意义, $F(2,46) = 31.702, p < 0.01$ 。治疗5次后的PSQI得分比治疗前显著降低3.125分,(95%CI:1.803~4.447)( $p < 0.001$ ),治疗10次后比治疗前显著降低3.708分,(95%CI:2.183~5.235)( $p < 0.001$ )。

#### 4.4 讨 论

测试表明,脑电反馈失眠康复仪对失眠障碍患者有良好的效果,其可能的机制是经过生物反馈治疗后,表示放松的 $\alpha$ 波增加,而提示警觉的 $\beta$ 波和提示深度睡眠的 $\theta$ 波降低<sup>[18]</sup>,说明患者很好地放松神经和肌肉,进入一种清醒放松地状态,缓解紧张焦虑情绪,从而改善失眠症状。

#### 5 结 论

脑电反馈失眠康复仪是基于脑电的神经反馈机制研发的失眠康复仪器,作为一种无创物理治疗失眠手段,无依赖性,无副作用,生物反馈训练也可以调节患者的心理和情绪,本设计结合了集成化的脑电芯片以及脑电信号分析、特征提取技术和现代化信息技术。随着新的脑电信号算法的推出,本设计也支持算法的更新和替换,为设备的升级和改造提供了便利,也为失眠患者带来了福音。

#### 参考文献

[1] 中华医学会神经病学分会,中华医学会神经病学分会

- 睡眠障碍学组. 中国成人失眠诊断与治疗指南(2017版)[J]. 中华神经科杂志, 2018, 51(5): 324-335.
- [2] 邓小鹏, 周丽芳, 郭伟, 等. 脑电生物反馈辅助治疗老年失眠症的疗效观察[J]. 精神医学杂志, 2014, 27(2): 110-112.
- [3] 侯月, 王慧聪, 黄朝阳, 等. 脑电生物反馈技术在短期失眠障碍患者的疗效观察[C]. 中国睡眠研究会第十二届全国学术年会, 2020: 2.
- [4] 王恁, 周子敬, 赵云芑, 等. 基于无线脑电信号分析的实时疲劳驾驶检测与预警研究[J]. 太原理工大学学报, 2020, 51(6): 852-859.
- [5] 张力新, 郝鑫宇, 刘爽, 等. 脑电反馈放松训练系统研究及有效性验证[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(9): 199-205.
- [6] 衡玮, 徐自强, 陈璐瑶, 等. 基于脑电波监测智能助睡眠耳机设计[J]. 计算机应用与软件, 2020, 37(8): 219-226, 264.
- [7] 李端芳, 杨伟哲, 宋莎, 等. 浅述失眠的常见物理疗法[J]. 激光杂志, 2011, 32(3): 49.
- [8] 杨飞帆, 陈振东, 刘惠鹏. 依托眼罩的睡眠监测方法[J]. 电子测量技术, 2019, 42(22): 155-159.
- [9] 谢宏, 李亚男, 夏斌, 等. 基于 ADS1299 的可穿戴式脑电信号采集系统前端设计[J]. 电子技术应用, 2014, 40(3): 86-89.
- [10] 吴宝明, 王普领, 庞宇, 等. 一种战场士兵多生命体征监测头带设计[J]. 传感器与微系统, 2015, 34(2): 109-112, 132.
- [11] 陈悦, 罗锦宏, 何可人, 等. 基于模拟前端 ADS1299 的脑电信号采集系统[J]. 测控技术, 2015, 34(8): 55-57, 92.
- [12] 高振斌, 郝晓雪, 李雅菲, 等. 高速 BGA 封装与 PCB 差分互连结构的设计与优化[J]. 现代电子技术, 2017, 40(22): 137-141.
- [13] 张绍荣, 赵紫宁, 莫云, 等. 特征提取对通道选择方法的影响研究[J]. 国外电子测量技术, 2020, 39(9): 1-6.
- [14] 吴阳勇, 郭凯, 王树友, 等. Qt 与 MATLAB 混合编程设计雷达信号验证软件[J]. 电子测量技术, 2020, 43(22): 13-18.
- [15] 王海玉, 胡剑锋, 王映龙. 脑电信号处理方法的研究综述[J]. 计算机时代, 2018(1): 13-15, 19.
- [16] 李明爱, 张梦, 孙炎珺. 基于小波包和深度信念网络的脑电特征提取方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2018, 32(1): 111-118.
- [17] 童力, 刘翰柔, 胡松涛, 等. 听觉诱发电位信号分析中小波基函数的确定[J]. 科学技术与工程, 2021, 21(2): 473-479.
- [18] 焦俊利, 武红斌. 脑电生物反馈辅助治疗老年失眠症的临床观察[J]. 基层医学论坛, 2019, 23(2): 221-222.

#### 作者简介

王慧聪, 神经病学硕士, 主要研究方向为脑功能检查及非药物治疗法应用。

E-mail: 124703276@qq.com

尹玉岗, 中级工程师, 主要从事脑成像以及脑干预治疗设备的研发。

E-mail: yinyugang@pku.edu.cn