设计技术报告



| 题 | 目: | :智能多功能使携式监护仪 | |
|---|-------|--------------|--|
| | | | |
| 学 | 校: | 电子科技大学 | |
| | | | |
| 队 | 名: | 脉 搏 队 | |
| | | | |
| 俉 | 毒 人 . | 孙空 马空扬 | |

目录

| 一, | 概述 | 3 |
|----|-------------------|----------|
| _, | 项目目标概述与需求分解说明 | 3 |
| | 2.1 目标简述 | 3 |
| | 2.2 需求分析 | 3 |
| 三、 | 项目系统设计方案 | 4 |
| | 3.1 关键器件选型 | 4 |
| | 3.2 系统可行性 | 4 |
| | 3.3 系统整体架构 | 4 |
| 四、 | 项目硬件设计 | 5 |
| | 4.1 脑电电路设计 | 5 |
| | 4.2 脑电性能参数 | 5 |
| | 4.3 心率测量电路设计 | 6 |
| | 4.4 心率电路性能参数 | 7 |
| 五、 | 项目软件设计 | <i>7</i> |
| | 5.1 软件设计环境 | 7 |
| | 5.2 软件整体设计思路 | 8 |
| | 5.3 心率提取 | 8 |
| | 5.4 脑电信号处理 | 10 |
| | 5.4.1 脑电波信号提取: | 10 |
| | 5.4.2 自适应小波变换滤波 | 11 |
| | 5.4.3 α、β、δ、θ波的提取 | 12 |
| | 5.4.4 被试状态的判定 | 12 |
| 六、 | 项目系统集成与验证 | 13 |
| | 6.1 硬件与软件整合 | 13 |
| | 6.2 集成测试步骤 | 14 |
| | 6.3 集成验证测试结果: | 14 |

项目设计报告

一、概述

智能多功能便携式监护仪通过脑电波检测用户清醒状态下疲劳状态和睡眠状态下睡眠质量,并且发出白噪声来改善用户的睡眠状况,同时通过脉搏波检测用户实时心率,当心率比正常状态缓慢时,用户可能进入深度疲劳状态或睡眠状态,进行状态辅助判断。。

二、项目目标概述与需求分解说明

2.1 目标简述

本项目希望通过监测用户的脑电波数据,分析得到用户睡眠质量或疲劳状态,同时通过脉搏波监测用户实时心率。当发现用户处于浅度睡眠状态时,系统会自动播放白噪声,来改善用户的睡眠质量;当用户进入深度睡眠时,白噪声会自动停止。当发现用户处于深度疲劳状态时,可发出报警声音,提醒用户按时休息。检测心率辅助进行睡眠状态和疲劳状态判断。

2.2 需求分析

睡眠对于一个人来说有着十分重要的意义,充沛的睡眠能清除大脑内的废物,恢复大脑的活力,保持精力充足。然而,根据 2017 年《中国青年睡眠状况白皮书》显示,只有 11%的人能一觉睡到天亮,能把控自己睡眠的人也只占 10%,早上醒来能感到精力充沛的人不到 9%,睡个好觉对于大部分人而言俨然已经是一种奢望;并且,报告中显示,能够保持自己作息规律的人仅有 5%。良好的睡眠不仅是一个人健康素质的体现,也关乎国家和社会的未来,改善青少年的睡眠状况已经刻不容缓。

另一方面,在现代社会中竞争越发激烈,为了拥有一个更好的生活环境,大家都会去努力的工作。在这种环境重压下,很多人超负荷工作,很容易患上各种疲劳疾病。

我们希望通过开发一种装置,在用户工作时,检测用户疲劳状态,当用户处于重度疲劳状态时,发出警报,提醒用户及时休息,在用户睡眠时,检测用户的睡眠状况,当用户处于轻度睡眠时,发出白噪声改善用户的睡眠状态。

三、项目系统设计方案

3.1 关键器件选型

HC-06 蓝牙模块
Pulse sensor 光电传感器
arduino nano
TEAM 脑电模块
800mA/h 锂电池两块,1000mA/h 锂电池一块

3.2 系统可行性

脑电波采集: 用 TGAM 模块进行脑电波信号采集。采集后的信号进行傅里叶变换,分析 α 波、 β 波、 δ 波的能量占比来判断用户的睡眠状况或疲劳程度。 **白噪声:** 科学已经证明白噪声对睡眠有一定帮助作用,当用户处于轻度睡眠状态时系统可以发出白噪声来改善睡眠状态。

心率:由一个绿色波长的发光 LED 和一个光敏传感器组成,采用光电容积法测量脉搏波,其原理是血管中的血液在脉动的时候会发生密度改变而引起透光率的变化。

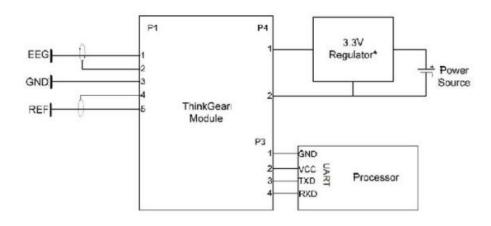
3.3 系统整体架构

脑电部分:用 TGAM 模块进行脑电波信号采集,并通过蓝牙将脑电信号发送到电脑系统。通过 MATLAB 从串口提取脑电波,并将脑电波进行小波变换去噪声。去噪后脑电波进行傅里叶变换得到频率谱和功率谱,通过 Butterworth 带通滤波器分别得到 α 波、 β 波、 δ 波波形,并计算出各波形能量占比,通过(α + θ)/ β 的能量比值来判断疲劳程度,用 δ / β 的能量比值来判断睡眠状态。当在睡眠状态监测到轻度睡眠时,系统会自动播放白噪声;当进入深度睡眠状态时,白噪声会自动停止。当在疲劳状态监测到重度疲劳时,系统会发出警报,并且提醒用户按时休息。

心率监测部分:用 Pulse sensor 光电传感器采集脉搏波,通过 arduino nano 将模拟信号转换为数字信号并通过 hc-06 蓝牙模块发送到电脑。通过 MATLAB 从串口提取信号,将采集的信号进行平滑滤波,并提取局部最大值计算出实时心率。当心率比正常状态缓慢时,用户可能进入疲劳状态或睡眠状态;当用户心率过快时,用户可能处于紧张或剧烈运动状态。当睡眠时,用户心率突然加快,可能正在做噩梦或疾病发作。

四、项目硬件设计

4.1 脑电电路设计



TGAM/ThinkGear 模块采集到的 EEG 信号,经过 UART(通用异步收发传输器)进行数据格式处理,通过蓝牙向电脑发送数据。采用 3.7v 800mA 的电池进行供电。

4.2 脑电性能参数

TGAM 模块性能参数

| 名称 | 参数 |
|--------|-------------|
| 模块名称 | TGAM |
| 最大能耗 | 15mA 3.3V |
| 输出比特率 | 57600 |
| 最大输入噪声 | 10mV |
| 放大比例 | 2000 |
| 工作电压 | 2.97V—3.78V |

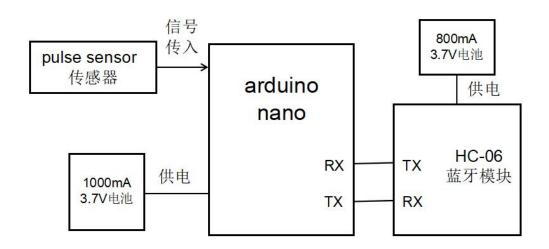
4.3 心率测量电路设计



pulse sensor 传感器

采用 pulse sensor 传感器采集脉搏波信号, pulse sensor 传感器由一个绿色波长的发光 LED 和一个光敏传感器组成,其原理是血管中的血液在脉动的时候会发生密度改变而引起透光率的变化。

心率检测系统结构示意图



Pulse sensor 采集到的模拟信号输入到 arduino nano 转换为 8bit 二进制数字信号,通过 HC-06 蓝牙模块将采集到蓝牙信号发送到电脑。Arduino nano 采用 1000mA 3.7V 电池进行供电,而 HC-06 采用 800mA 3.7V 电池供电,两者分开供电,避免蓝牙电流信号干扰。两个电路用同一个六角自锁开关控制,开关按下两个电路同时导通。





六脚自锁开关

实际电路图

4.4 心率电路性能参数

Pulse sensor 传感器性能参数

| raise sensor Rabin Ellips | | | |
|---------------------------|------------|--|--|
| 名称 | 参数 | | |
| LED 峰值波长 | 512nm | | |
| 供电电压 | 3.3V-5V | | |
| 检测信号类型 | 光反射信号(PPG) | | |
| 输出信号类型 | 模拟信号 | | |
| 信号放大倍数 | 330 倍 | | |
| 最大消耗电流 | 4mA | | |

HC-06 蓝牙模块性能参数

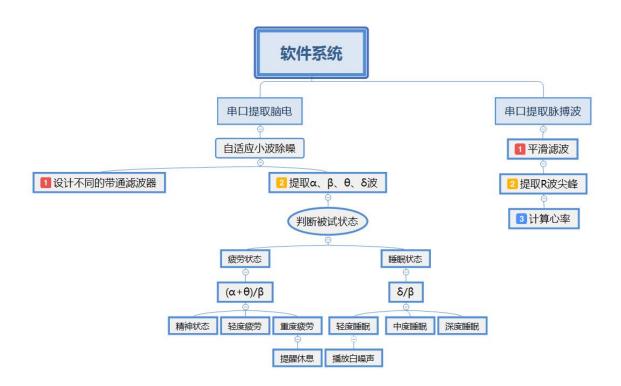
| 名称 | 参数 | | |
|--------|--------------|--|--|
| 蓝牙协议版本 | 蓝牙 V2.0 标准 | | |
| 频率 | 2.4Ghz | | |
| 传输距离 | 超过 20m | | |
| 供电电压 | 3.6V-6V | | |
| 功耗 | 配对时 30-40mA, | | |
| | 配对完通信状态 8mA | | |
| 发射功率 | 3dBm | | |

五、项目软件设计

5.1 软件设计环境

在装载了 windows10 或 windows7 系统的 Matlab 2014b 下进行软件设计,并搭建 GUI 界面。

5.2 软件整体设计思路



串口设计:由于此设备为脉搏波、脑电信号同步采集,因此要设计两个采集串口,脉搏波采集串口采集来自 hc-06 蓝牙模块的信息,脑电采集串口采集来自 TGAM 模块的信息,其 GUI 界面搭建如下图所示,用户可以自主设置 COM,波特率,校验位,停止位和数据位信息。

5.3 心率提取

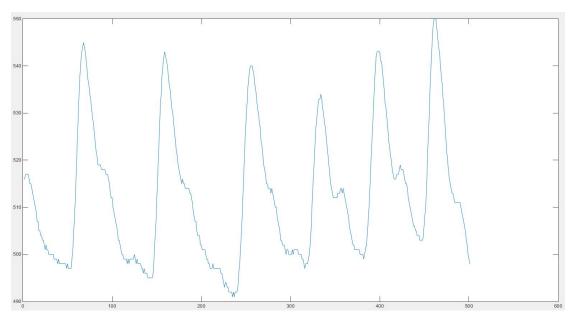
脉搏波数据是由 hc-06 蓝牙模块直接发送的数据,因此可以直接进行读取。得到原始信号后,对其进行平滑滤波,有利于提取 R 波尖峰。我们采用将原始信号与平滑滤波序列卷积的方法,假设原始序列为 x[n],另一个序列

$$h[n] = \begin{cases} \frac{1}{N} & n = 0,1,2 \cdots N-1 \\ 0 & n 为其他 \end{cases}$$

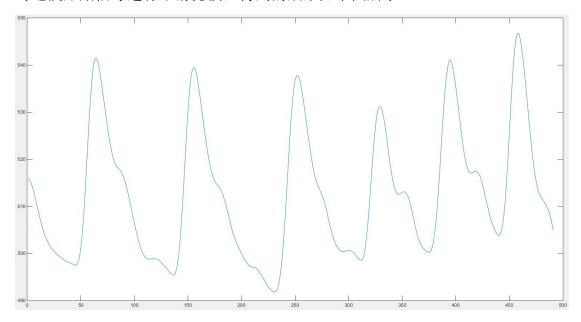
那么经过滤波后的序列为

$$y[n] = x[n] * h[n]$$

我们随机挑选一段采集到的原始信号,波形如下图所示



对这段原始信号进行平滑滤波,得到的效果如下图所示



可以发现滤波后的信号尖刺变少,有利于提取 R 波尖峰。

我们采用 MATLAB 自带函数 findpeaks 提取 R 波尖峰,由于人的心跳一般不会超过 200 次/分钟,因此我们设置峰值出现的时间间隔不会低于 0.2 秒,波峰阈值不能低于 70%。采集到波峰位置后,取最后四个波峰,利用逐差法计算相邻两波峰距离的平均值。即假设四个波峰的位置分别为 l_n 、 l_{n+1} 、 l_{n+2} 、 l_{n+3} ,则波峰间隔平均值为

$$\Delta l = \frac{(l_{n+3} - l_{n+1}) + (l_{n+2} - l_n)}{2 \cdot 2}$$

由于每秒钟传回的数据为 100 个, 因此得到波峰之间的时间间隔为

$$\Delta t = \frac{\Delta l}{100}$$

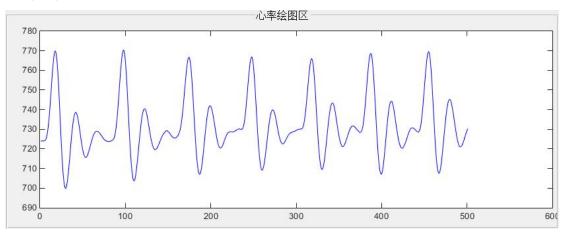
而心率一般以分钟为单位,因此当前时刻下的心率为

$$s = \frac{60}{\Delta t} = \frac{6000}{\Delta l} = \frac{24000}{(l_{n+3} - l_{n+1}) + (l_{n+2} - l_n)} \% / \%$$

测试界面如下图所示



脉搏波信号观测区



5.4 脑电信号处理

5.4.1 脑电波信号提取:

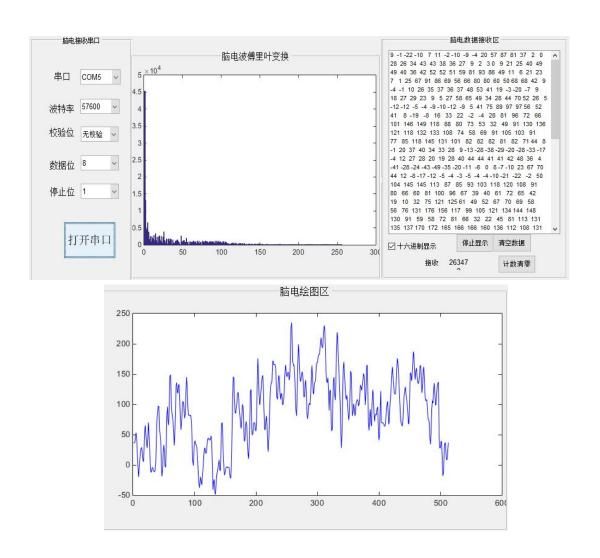
由 TGAM 模块传回的脑电数据并非直接可以进行运算处理的,因此首先要对数据进行解析,由 TGAM 模块传回的每个小包格式为

AA AA 04 80 02 XX XX XX

那么原始数据将 XX XX 四个字符组成的 16 进制数转化为对应的 10 进制数。 在转为原始数据之前,应首先检察校验和,校验和的检查方法为 计算 16 进制的

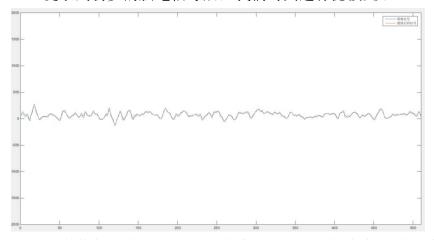
$$sum = 80 + 02 + XX + XX$$

将 sum 转化为 2 进制数,逐位取反后取最后八位,与最后一个 XX 的二进制数比较,若一致则保留该小包,否则剔除。



5.4.2 自适应小波变换滤波

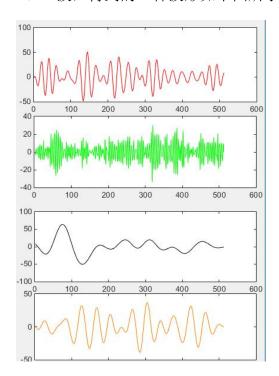
提取到初步的脑电信号后, 我们对其进行滤波处理



图中蓝色的为提取到的原始脑电信号,红色线为经过小波变换后的信号,可以发现小波变换减少了原始信号的尖刺。

5.4.3 α λ β λ δ λ θ 波的提取

一般而言 α 波的频率范围为 8-13Hz, β 波的频率范围为 14-30Hz, δ 波的频率范围为 1-4Hz, θ 波的频率范围为 4-7Hz。分别设计 4 个巴特沃斯带通滤波器,提取相应的 α 、 β 、 δ 、 θ 波,得到的 4 种波形如下图所示。



5.4.4 被试状态的判定

我们采用直接法估计信号的功率谱,即

$$P\left(e^{j\,\omega}\right) = \frac{|X\left(e^{j\,\omega}\right)|^2}{N}$$

其中 $X\left(e^{j\,\omega}\right)$ 为该店的傅里叶变换,N 为序列长度, $P\left(e^{j\,\omega}\right)$ 为该点的功率谱。

然后分别计算 α 、 β 、 δ 、 θ 波所占功率谱的比例,即

$$\Delta_{\alpha} = \frac{\int_{\omega_{1}}^{\omega_{2}} P(e^{j\omega}) d\omega}{\int_{\omega_{0}}^{\omega_{s}} P(e^{j\omega}) d\omega}$$

其中 ω_1 、 ω_2 为 α 波的频带上下限, ω_0 、 ω_s 为总的频带截止上下限。 Δ_8 、 Δ_δ 、 Δ_θ 同理。

$$\Delta_1 = \frac{\alpha + \theta}{\beta}$$

这一指标来判断被试的疲劳状态,分为清醒、轻度疲劳、重度疲劳三个状态,并 设置了对应的阈值,从而判断被试的不同疲劳状态,另外定义

$$\Delta_2 = \frac{\delta}{\beta}$$

来判断被试的睡眠状态,设置了清醒、轻度睡眠、中度睡眠和深度睡眠四个状态, 并且设置对应的阈值,用来判断被试不同的睡眠状态。

完整的用户界面如下图所示。



六、项目系统集成与验证

6.1 硬件与软件整合

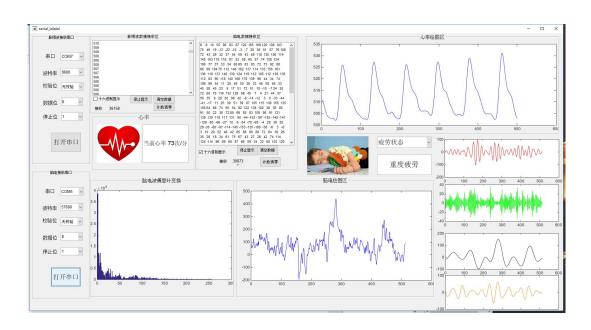
申口设计:由于硬件设备为脉搏波、脑电信号同步采集,通过两个不同的蓝牙向电脑发送脉搏波、脑电信号数据。打开电脑蓝牙,会自动和设备的两个蓝牙自动匹配。运行 MATLAB 程序,选择正确的串口,实时数据信息将会输入到电脑。脉搏波采集串口采集来自 hc-06 蓝牙模块的信息,脑电采集串口采集来自 TGAM模块的信息,其中脉搏波信号波特率为 9600,无校验位,一位停止位、八位数据位,串口 COM 视具体电脑设置而定。脑电信号波特率为 57600,无校验位,

一位停止位、八位数据位,串口 COM 也视具体电脑设置而定。

6.2 集成测试步骤

- (一) 打开硬件设备开关,正确佩戴智能多功能便携式监护仪
- (二)打开电脑,运行程序,选择正确的脉搏波和脑电串口,运行约两分钟以后,采集到的数据及心率测算结果。

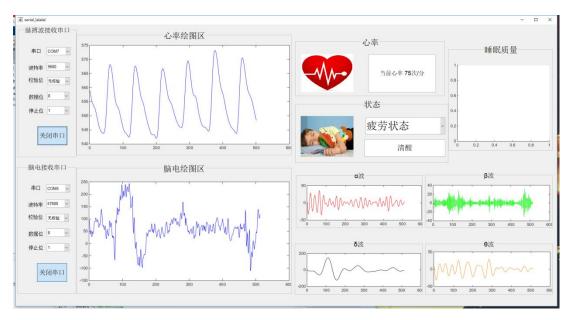
6.3 集成验证测试结果:



开发测试界面图

其中最左侧的两栏为串口选择区,分别选择脑电和脉搏波的串口,脉搏波串口。脉搏波串口选择区右侧为采集到的脉搏波数据和脑电波数据和当前状态下被试心率计算值,用户可以选择数据接收的方式以及是否清空数据,当前的被试心率为 73 次/分钟。脑电串口选择区右侧区域为采集到的脑电波形及其傅里叶变换,脑电波是经小波除噪后的波形。脑电波形右侧的自上而下四个图形分别为提取到的 α 、 β 、 δ 、 θ 波。

界面右上角的图形为采集到的脉搏波图形,最高点即 R 波尖峰。最中间部分为检测用户状态,用户可在此选择检测疲劳状态还是睡眠状态。当前用户选择检测疲劳状态,由于该用户为连续工作了一天的学生,因此检测的结果处于重度疲劳状态。



用户界面

用户界面更加简洁,左侧为脉搏波和脑电波图,右下角为 α 、 β 、 δ 、 θ 波图形,中间记录实时心率和疲劳状态或睡眠状态。在右上角增加了睡眠质量检测图。在睡眠状态下会将用户睡眠质量记录下来,在用户睡醒后可以进行查看。