

基于远程生理监测与肌电反馈的电刺激系统

张彦广¹, 邵静雯¹, 孟鹏飞², 朱兆才², 曲毅¹

(1. 上海理工大学 公利医院医疗技术学院, 上海 200135; 2. 上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200082)

摘要: 针对居家康复患者电刺激治疗个性化需求, 提出一种远程生理监测与肌电反馈自适应控制的电刺激系统。首先, 通过远程监控平台获取患者血氧、心率、血压及微循环等生理参数, 医生据此制定含治疗时长、频率(1~20 Hz)、初始幅值(1~60 mA)、脉宽(0.1~10 ms)、疲劳阈值的医疗处方; 其次, 在治疗过程中引入基于平均功率频率(MPF)值的疲劳检测算法, 结合肌电信号均方根值(RMS)动态调节刺激脉宽与幅值, 当肌肉达到疲劳阈值或治疗时长结束时自动触发停机机制。实验表明, 系统测试的频率、脉宽、幅值最大误差分别为2%、1%、1.55%, 既能实现参数自适应调节, 还能保障治疗安全与有效。

关键词: 居家康复; 电刺激; 远程监控; 疲劳检测; 自适应调节

DOI: 10.11907/rjdk.251360

扫描二维码阅读全文: 

中图分类号: TP18

文献标识码: A

文章编号: 1672-7800(2026)005-0101-07

Electrical Stimulation System Based on Remote Physiological Monitoring and EMG Feedback

ZHANG Yanguang¹, SHAO Jingwen¹, MENG Pengfei², ZHU Zhaocai², QU Yi¹

(1. Gongli Hospital Medical Technology College, Shanghai University of Technology, Shanghai 200135, China;

2. School of Health Science and Engineering, Shanghai University of Technology, Shanghai 200082, China)

Abstract: To meet the individual needs of home rehabilitation patients in electrical stimulation treatment, an electrical stimulation system based on remote physiological monitoring and adaptive control of EMG feedback is proposed. First, the physiological parameters such as blood oxygen, heart rate, blood pressure and microcirculation of patients are obtained through the remote monitoring platform, and the doctor formulates a medical prescription containing treatment duration, frequency (1~20 Hz), initial amplitude (1~60 mA), pulse width (0.1~10 ms), and fatigue threshold accordingly; Secondly, the fatigue detection algorithm based on the average power frequency (MPF) value is introduced in the treatment process, and the stimulation pulse width and amplitude are dynamically adjusted in combination with the root mean square value (RMS) of the electromyography signal. When the muscle reaches the fatigue threshold or the treatment duration ends, the shutdown mechanism is automatically triggered. The experiment shows that the maximum errors of frequency, pulse width and amplitude measured by the system are 2%, 1% and 1.55% respectively, which can not only realize the adaptive adjustment of parameters, but also ensure the safety and effectiveness of treatment.

Key Words: home-based rehabilitation; electrical stimulation; remote monitoring; fatigue detection; adaptive adjustment

0 引言

面对医疗模式的转变和居家康复需求的增长, 脑卒中

后肌肉痉挛、脊髓损伤康复和慢性疼痛患者的长期管理日益受到关注, 这些患者需要依靠个性化的电刺激治疗来缓解症状、促进功能恢复^[1-4]。然而, 传统电刺激设备参数设置固化, 难以满足不同个体间的生理特征和病情差异, 无

收稿日期: 2025-05-23

基金项目: 国家自然科学基金项目(2023JK-GL08Y)

作者简介: 张彦广(1999-), 男, 上海理工大学公利医院医疗技术学院硕士研究生, 研究方向为康复医学与智能设备; 邵静雯(1988-), 女, 上海理工大学公利医院医疗技术学院博士研究生, 研究方向为康复医学与智能设备; 孟鹏飞(1999-), 男, 上海理工大学健康科学与工程学院硕士研究生, 研究方向为康复医学与智能设备; 朱兆才(1998-), 男, 上海理工大学健康科学与工程学院硕士研究生, 研究方向为康复医学与智能设备; 曲毅(1970-), 男, 博士, 上海理工大学公利医院医疗技术学院主任医师, 研究方向为老年高血压靶血管损害的基础。本文通讯作者: 邵静雯。

法追踪肌肉状态的动态变化,导致治疗效果不佳或过度刺激,严重制约了康复治疗精准性和安全性^[5]。

为了解决这个问题,许多研究都集中在电刺激参数优化、个性化治疗方案及肌肉状态监测等方面^[6-8]。尽管这些方法在电刺激治疗智能化方面取得了进展,但缺乏医生参与,存在一定的局限性。只有结合医生的临床经验与专业判断,才能更精准地匹配治疗参数与患者个体差异,提升电刺激治疗的个性化与安全性^[9]。

为此,本文旨在构建一种创新的电刺激治疗系统,通过采集多种生理信号和远程传输技术,创建一个“局部肌肉状态+全身生命体征”的综合监测网络^[10]。首先,通过采集多模态信号,实现对患者生理状态的全面监测^[11];其次,医生可远程动态地掌握患者的血氧饱和度、心率、血压等重要生理指标,为调整治疗方案提供数据支持,使医生可及时发现、处理潜在的风险,确保治疗的安全性^[12,13];最后,检测局部肌肉状态以更精确地评估肌肉的反应和疲劳程度,从而优化刺激参数^[14]。

此外,为了规避过度刺激的风险,系统还特别设计了肌电反馈自适应控制电刺激机制。基于特征平均功率频率值的疲劳检测算法,根据患者实时平均功率频率值动态优化刺激脉宽与幅值,形成个性化的闭环控制。其中,闭环控制能根据患者的实时反馈调整刺激参数,避免过度刺激导致的肌肉疲劳和损伤^[15];个性化参数配置可最大限度地提升治疗效果,降低副作用^[16-18]。

1 硬件设计

1.1 整体结构

硬件组件的主要功能是产生作用于人体的电刺激信号,主要由电源模块、主控模块、电刺激输出模块、表面肌电(sEMG)信号数据采集模块及人机交互界面组成。系统整体架构图如图1所示。

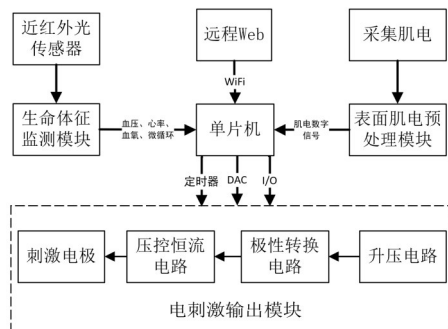


Fig. 1 Overall system architecture

图1 系统整体架构

1.2 电刺激模块

由于皮肤表面的角质层电阻较高,会对电流传递形成有效阻碍,因此湿电极通过电解质凝胶或浸湿材料,在电极与皮肤间构建导电通道,以显著降低界面阻抗^[19,20]。研究表明,皮肤接触电极时需保证电解质凝胶具有良好的电

气接触,皮肤被“浸湿”时人体电阻可降至500Ω以下^[21]。为了使湿电极电刺激的输出达到60mA,需要施加30V的电压,因此采用DC-DC升压电路将5V输入转换为30V输出。DC-DC电源电路如图2所示。

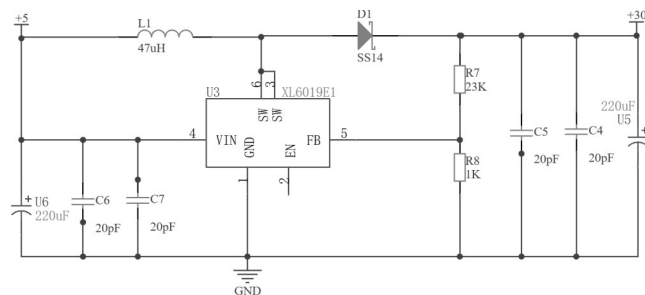


Fig. 2 DC-DC power supply circuit

图2 DC-DC电源电路

系统设计中,刺激波形采用恒流双相对称方波,恒流刺激输出模块包含极性转换电路与电压控制恒流电路,如图3所示。由此可见,极性转换电路由H桥构成,光耦与MCU的I/O端口相连。MCU输出低电平时,光耦导通,产生正、负脉冲,调整MCU低电平参数可调控刺激参数。单片机输出电压作用于电阻R11,调节电压V_{dac}即可改变电路电流。其中,电流值(I)的计算公式为 $I = V_{dac}/R_{11}$ 。

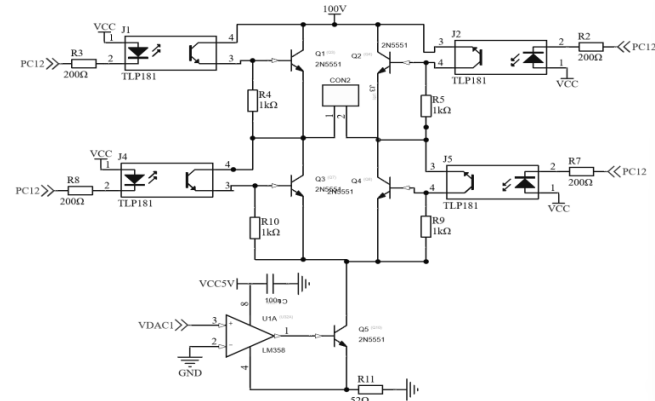


Fig. 3 Constant current stimulation output circuit

图3 恒流刺激输出电路

1.3 无线通讯模块

为了实现设备端与网络的连接,采用ESP-12模块搭建Wi-Fi通信电路,以采集人体生理信号向服务器发送的数据、服务器电刺激处方的接收数据。无线通讯电路图如图4所示。

1.4 生理信号采集模块

肌电信号先通过前置差分放大电路增强,由10~500Hz带通滤波滤除噪声,再模数转换为数字信号后输入单片机^[22]。同时,其他人体生理信号由JFH141多光谱生理数字测量模型进行采集,该模块包含红光/红外光LED、宽光谱光传感器和处理器,处理器内置了监测多种生理参数的算法。其中,通过光电容积脉搏波法(Photoplethysmography, PPG)检测心率;基于双波长光吸收比率法测算血氧

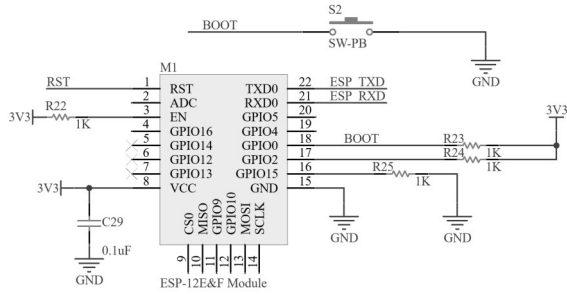


Fig. 4 Wi-Fi circuit

图4 Wi-Fi电路

饱和度;利用脉搏波形算法分析估计血压,并同步反映微循环与血管容积变化情况^[23-27]。

本文通过UART通讯协议将数据传输至单片机,以满足家用医疗传感器的精度规格。其中,血氧饱和度在70%~100%范围内的精度为 $\pm 5\%$;心率在30~240 bpm范围内的精度为 ± 3 bpm或 $\pm 3\%$;参考血压收缩压/舒张压的精度为 ± 10 mmHg;微循环重复性的误差 $\leq 7\%$ 。生理信号采集硬件结构如图5所示。

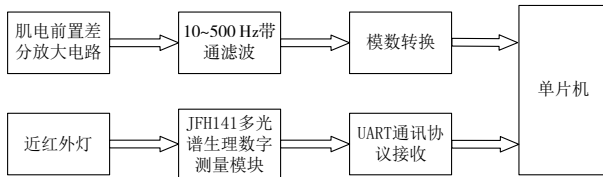


Fig. 5 Hardware structure of physiological signal acquisition

图5 生理信号采集硬件结构

2 系统软件设计

设备端与远程监测端采用轻量化的MQTT协议实现通讯。在设备端中,首先,通过JFH141多光谱生理数字测量模块采集血氧、心率、血压等多模态生理信号;其次,利用单片机UART-1接收并解析数据,并将其打包为Json数据包;最后,UART-2将数据包发送至ESP12-F模块,以实现数据的远程云端上传。医生通过远程监控平台获取患者生理参数后,可远程配置电刺激治疗时长、初始幅值(1~60 mA)、初始脉宽(0.1~10 ms)及频率(1~20 Hz)等参数,系统接收治疗处方后完成对应参数的初始化设置。系统软件流程图如图6所示。

在电刺激输出过程中,系统实时采集肌电信号,并基于平均功率频率(Mean Power Frequency, MPF)的疲劳检测算法计算肌肉疲劳度。当检测到肌肉疲劳阈值时,自动触发停机机制以避免过度刺激;若未到达阈值,则根据肌电信号均方根值(Root Mean Square Value, RMS)动态调节刺激脉宽与幅值,形成肌电反馈自适应控制机制。此外,系统将持续监测治疗时间,若达到预设时长则停止电刺激输出。

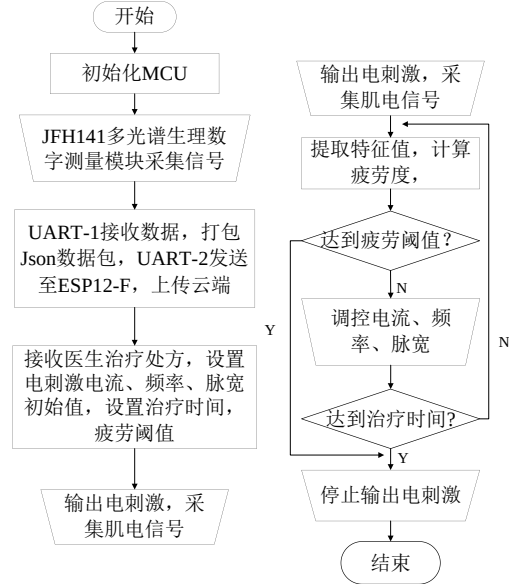


Fig. 6 System software flow

图6 系统软件流程

3 智能调节机制

电刺激的治疗时长、频率、初始幅值及脉宽由医生制定的医疗处方确定,治疗中幅值与脉宽通过肌电信号进行反馈控制。通常情况下,均方根值作为时域特征,可反映肌肉活动强度^[28,29]。

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (1)$$

在电刺激治疗中,当检测到肌肉疲劳时自动终止治疗。研究表明,通常情况下肌肉疲劳表现为MPF降低,因为疲劳会导致肌肉纤维的收缩速度减慢,从而使EMG信号的频率降低^[30-33]。因此,本文MPF作为评估肌肉疲劳的关键频域指标。

$$\text{MPF} = \frac{\int_0^\infty f \cdot |X(f)|^2 df}{\int_0^\infty |X(f)|^2 df} \quad (2)$$

式中: f 为频率; $X(f)$ 为肌电信号的傅里叶变换。

当肌肉疲劳时,因肌纤维募集模式改变及代谢产物堆积,MPF呈现特征性降低。为了消除个体基线差异,对数据还进行了归一化处理。

$$\text{MPF}_{\text{norm}}(t) = \frac{\text{MPF}(t)}{\text{MPF}(t_0)} \quad (3)$$

式中: $\text{MPF}(t_0)$ 为初始无疲劳状态的MPF值。

为了保证康复患者安全,采用疲劳阈值为 MPF_{FT} 来触发电刺激停止。该数据由医生结合康复患者情况远程设置,代表了表征肌肉从“高效募集”向“代偿性疲劳”转变的频域分界特征^[34]。

同时,本文结合肌电RMS值、 $\text{MPF}_{\text{norm}}(t)$ 值控制电刺

激,得到的刺激周期的幅值 $A(k+1)$ 、脉宽 $W(k+1)$ 为:

$$A(k+1) = \begin{cases} A_{\text{init}} + \frac{\text{RMS}(k) - \text{RMS}_r}{\text{RMS}_m - \text{RMS}_r} \cdot (A_{\text{max}} - A_{\text{init}}) \cdot \text{sign}\left(\frac{\text{MPF}_{\text{norm}}(k)}{\text{MPF}_{\text{norm}}(1)} - \text{MPF}_{\text{FT}}\right), & \text{RMS}(k) \in (\text{RMS}_r, \text{RMS}_m] \\ A_{\text{min}} \cdot \text{sign}\left(\frac{\text{MPF}_{\text{norm}}(k)}{\text{MPF}_{\text{norm}}(1)} - \text{MPF}_{\text{FT}}\right), & \text{RMS}(k) \in (-\infty, \text{RMS}_r] \\ A_{\text{max}} \cdot \text{sign}\left(\frac{Q(k)}{Q(1)} - \text{MPF}_{\text{FT}}\right), & \text{RMS}(k) \in (\text{RMS}_m, +\infty) \end{cases} \quad (4)$$

$$W(k+1) = \begin{cases} W_{\text{init}} + \frac{\text{RMS}(k) - \text{RMS}_r}{\text{RMS}_m - \text{RMS}_r} \cdot (W_{\text{max}} - W_{\text{init}}) \cdot \text{sign}\left(\frac{\text{MPF}_{\text{norm}}(k)}{\text{MPF}_{\text{norm}}(1)} - \text{MPF}_{\text{FT}}\right), & \text{RMS}(k) \in (\text{RMS}_r, \text{RMS}_m] \\ W_{\text{min}} \cdot \text{sign}\left(\frac{\text{MPF}_{\text{norm}}(k)}{\text{MPF}_{\text{norm}}(1)} - \text{MPF}_{\text{FT}}\right), & \text{RMS}(k) \in (-\infty, \text{RMS}_r] \\ W_{\text{max}} \cdot \text{sign}\left(\frac{\text{MPF}_{\text{norm}}(k)}{\text{MPF}_{\text{norm}}(1)} - \text{MPF}_{\text{FT}}\right), & \text{RMS}(k) \in (\text{RMS}_m, +\infty) \end{cases} \quad (5)$$

式中: $\text{RMS}(k)$ 为第 k 个刺激周期内肌电信号的均方根值;肌电采样率为1 000 Hz;每0.5 s时间窗内样本数为 H ;肌电信号采集与刺激过程同步进行,医生预先设定初始参数 $A(1)$ 、 $W(1)$ 、安全范围 $A_{\text{max/min}}$ 、 $W_{\text{max/min}}$; $\text{MPF}_{\text{norm}}(k)$ 为第 k 个周期的特征归一化后的MPF值; $\text{MPF}_{\text{norm}}(1)$ 为初始特征值; MPF_{FT} 为疲劳阈值参数。

在调节机制中,当 $\text{RMS}(k)$ 介于 RMS_r 与 RMS_m 之间时,刺激参数随 $\text{RMS}(k)$ 线性递增并通过正弦函数修正,肌电信号越强则后续刺激参数越高,可促进肌肉力量增长;若 $\text{RMS}(k)$ 超过 RMS_m ,参数固定为最大值以避免过度刺激;若低于 RMS_r ,则调至最小值以维持肌肉收缩。通过融合初始参数与实时肌电反馈,可实现电刺激参数的动态自适应调节,兼顾了治疗安全性与个性化需求。

4 实验结果与分析

本文基于图1的系统架构开发的样机如图7所示(1为电源输入;2为Wi-Fi模组;3为JFH141多光谱生理数字测量模块;4为肌电采集接口;5为电刺激输出接口)。

在开发的样机中,设备端采用SAT模式自动联网,采集人体实验数据后,便可从远程监测平台端查看数据,如图8所示。由此可见,远程监测平台可监控血氧、心率、血压生理状态,支持设置电刺激治疗时长、幅值等参数,具备治疗历史记录查询及患者档案管理功能,便于医疗操作与患者信息跟踪。

为了验证系统远程下发初始治疗参数的功能,借助示波器采集电刺激的电流幅值、频率及脉宽等参数。采用恒流电刺激方式,特选不同阻值的电阻模拟人体负载,以观测电流输出的恒定性,如图9所示(采样电阻阻值($k\Omega$)为横坐标,采样电阻上的电压值(V)为纵坐标)。由此可见,数据点紧密拟合于直线 $y=1.024x-0.042$, $R^2=0.995$,呈现出

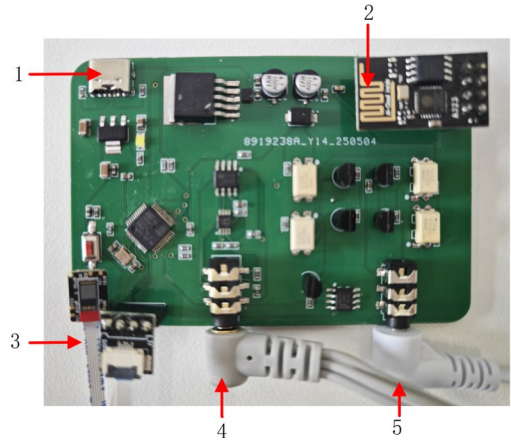


Fig. 7 Prototype equipment

图7 样机设备

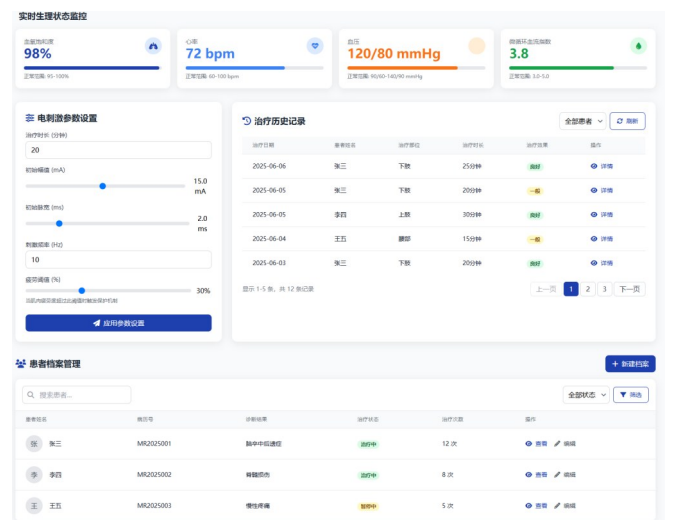


Fig. 8 Remote detection end result

图8 远程检测端结果

高度的线性相关性,表明在恒流电刺激设计下,采样电阻电压值与阻值间具有稳定的对应关系,证实了系统参数输出的可靠性。

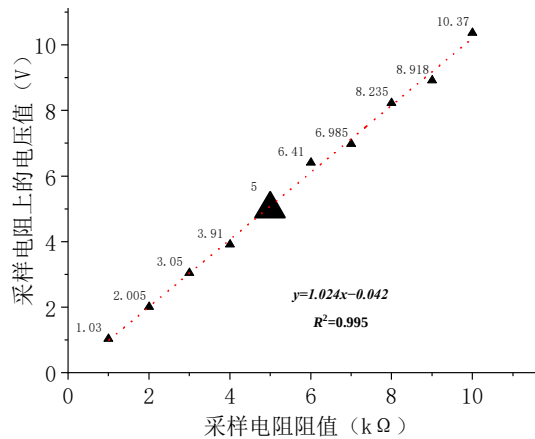


Fig. 9 Voltage test results on different sampling resistors

图 9 不同采样电阻上的电压实验结果

由远程监测平台端可见,设备端所采集到的设备可通过网络远程发送数据;未验证在远程监测平台上的设备也可下发电刺激的治疗处方,即下发电刺激的电流、脉宽、频率控制指令,并通过示波器查看实际数据。

表 1 为采集的数据。由此可知,频率最大误差为 2%,脉宽最大误差为 1%,幅值最大误差为 1.55%,各参数误差均处于较低水平,表明系统在频率、脉宽及幅值的输出控制上具备较好的准确性与稳定性,能满足实际要求。

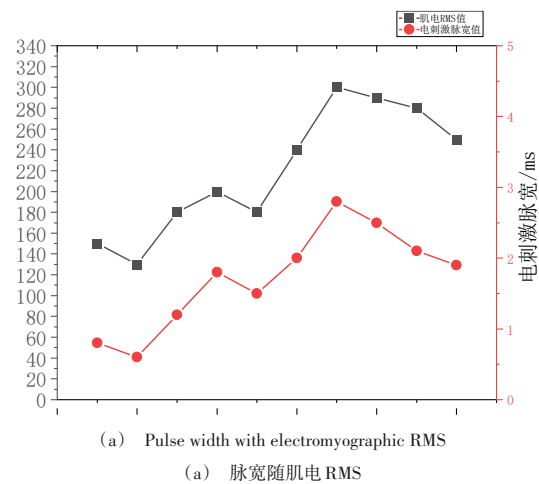
Table 1 Experimental result

表 1 实验结果

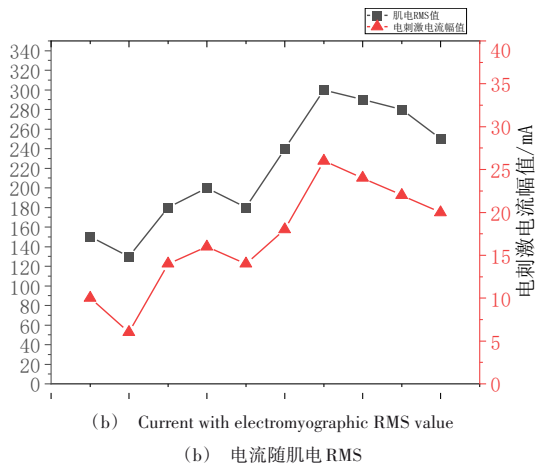
序号	设置频率/ 实际频率/		设置脉宽/ 实际脉宽/		设置幅值/ 实际幅值/	
	Hz	Hz	ms	ms	mA	mA
1	1	1.0	1	1.0	1	1.030
2	5	5.1	2.5	2.5	5	5.101
3	10	10.2	5	4.9	10	10.121
4	15	15.2	7.5	7.4	15	15.211
5	20	20.4	10	10.1	20	20.310

为了验证设置电刺激初始值后,人体肌电信号的采集效果,采用氯化银表面电极,选取小臂前臂肌群作为采集部位。首先,分别采集肌肉放松状态与最大自主收缩状态下的表面肌电信号,幅值分别为 147.6 μV 、302.1 μV ;其次,在采集周期内,受试者小臂前臂肌群以不同程度用力,以获取相应的肌电 RMS 值;最后,利用示波器读取每一刺激周期的脉宽与幅值,共采集 10 组数据结果,如图 10 所示。由此可见,刺激脉宽、幅值与肌电 RMS 值的变化趋势趋于一致。

为了验证 MPF 值对肌肉疲劳状态的量化准确性,采用等长收缩模式开展肌肉疲劳实验。通过固定关节角度使肌肉维持长度恒定,并处于张力变化的收缩状态,即维持肘部 90° 屈曲的静态绷紧,原因为该角度下肱二头肌等屈肘肌群的力学性能较好。首先,测量受试者的最大自主收缩力 (Maximum Voluntary Contraction Force, MVC);其次,让受试者以 MVC 的 30% 强度进行持续的等长收缩,直至力竭,并实时记录肌肉 MPF 信号。实验过程中,肌电频率为 1 000 Hz,以 250 个采样数据作为步长,500 个采样数据



(a) 脉宽随肌电 RMS



(b) 电流随肌电 RMS

Fig. 10 Change of pulse width and amplitude with RMS value of EMG

图 10 脉宽与幅值随肌电 RMS 值的变化

为窗口长度,进行重叠率为 50% 的滑动窗计算,以评估疲劳程度。所采集的数据如图 11 所示。

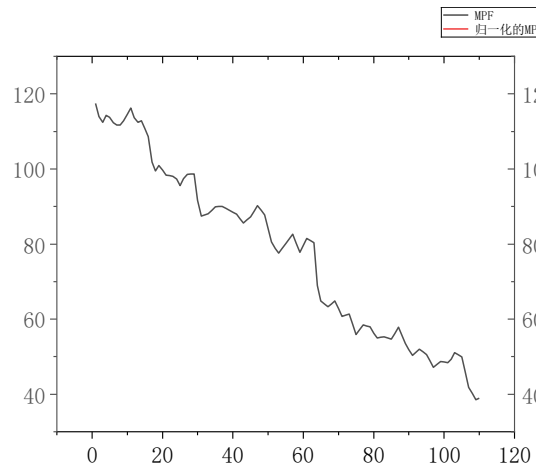


Fig. 11 MPF signal with continuous isometric contraction

图 11 持续的等长收缩的 MPF 信号

为了验证基于 MPF 值的电刺激疲劳监测系统性能,对 9 名 22-35 岁受试者进行实验。首先,按医生设置的疲劳阈值 MPF_{FT} 将实验者分为 3 组,每组 3 人,分别为 A 组阈值

35%、B组40%、C组45%;其次,对小臂肌群施加电刺激,采集刺激前静息 $MPF_{norm}(0)$ 、疲劳状态 $MPF_{norm}(N)$;最后,计算 $MPF_{norm}(N)/MPF_{norm}(0)$ 的比值,当该比值低于阈值对应临界值时,系统自动终止刺激。表2为受试者的实验数据,各组 $MPF_{norm}(N)/MPF_{norm}(0)$ 的比值(A组0.33~0.34,B组0.39~0.40,C组0.44)均低于对应阈值,系统均触发停机,证明了算法可准确识别肌肉疲劳状态,保障了电刺激治疗的安全性。

Table 2 Experimental data of subjects

表2 受试者的实验数据

志愿者	MPF_{FT}	$MPF_{norm}(0)$	$MPF_{norm}(N)$	$MPF_{norm}(N)/MPF_{norm}(0)$
A1	35	1.02	0.34	0.33
A2	35	0.98	0.33	0.34
A3	35	1.05	0.35	0.33
B1	40	0.95	0.37	0.39
B2	40	1.01	0.40	0.40
B3	40	1.03	0.41	0.40
C1	45	0.97	0.43	0.44
C2	45	1.04	0.46	0.44
C3	45	0.99	0.44	0.44

5 结语

本文提出一种融合远程生理监测与肌电反馈自适应控制的电刺激系统,旨在满足居家康复患者的个性化治疗需求。系统通过远程监控平台获取多模态生理参数,结合医生制定的治疗处方,实现基于平均功率频率(MPF)、肌电均方根值(RMS)的刺激参数动态调节与疲劳触发停机机制。

实验表明,系统输出的频率、脉宽、幅值最大误差分别为2%、1%和1.55%,参数控制精度满足临床需求;在疲劳监测验证中,不同阈值组的MPF归一化比值均能准确触发停机机制,证实了疲劳检测算法的可靠性。系统通过“全身生命体征+局部肌肉状态”的综合监测模式,实现了电刺激参数的自适应调节,为居家康复治疗提供了兼具安全性与有效性的智能化解决方案,对推动远程康复技术的临床应用具有重要意义。

参考文献:

- [1] ALBANESE G A, BUCCHIERI A, PODDA J, et al. Robotic systems for upper-limb rehabilitation in multiple sclerosis: a SWOT analysis and the synergies with virtual and augmented environments[J]. *Frontiers in Robotics and AI*, 2024, 11:1335147.
- [2] BEKHET A H, BOCHKHEZANIAN V, SAAB I M, et al. The effects of electrical stimulation parameters in managing spasticity after spinal cord injury [J]. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2019, 98(6): 484-499.
- [3] KARAMIAN B A, SIEGEL N, NOURIE B, et al. The role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury[J]. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 2022, 23(1):2.
- [4] DOLBOW D R, GORGEY A S, JOHNSTON T E, et al. Electrical stimulation exercise for people with spinal cord injury: a healthcare provider perspective[J]. *Journal of Clinical Medicine*, 2023, 12(9):3150.
- [5] WILLINGHAM T B, STOWELL J, COLLIER G, et al. Leveraging emerging technologies to expand accessibility and improve precision in rehabilitation and exercise for people with disabilities[J]. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2024, 21(1): 79.
- [6] GARCÍA-AGUIRRE R, TORRES-TREVIÑO L, QUIROZ-COMPEÁN G, et al. Development of a muscle electrical stimulation parameter selection method with an intelligent system[J]. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 2023, 121: 106167.
- [7] OLAWADE D B, ADERINTO N, CLEMENT DAVID-OLAWADE A, et al. Integrating AI-driven wearable devices and biometric data into stroke risk assessment: a review of opportunities and challenges [J]. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 2025, 249: 108689.
- [8] TANG L, XIN L. Design of muscle fatigue analysis system based on android platform[J]. *Software Guide*, 2021, 20(4): 171-176.
汤璐,辛霖. Android平台下肌疲劳分析系统设计[J]. *软件导刊*, 2021, 20(4): 171-176.
- [9] GOLDMAN J G, MERKITCH D, BREWINGTON D, et al. Patient experiences receiving rehabilitation care via telehealth: identifying opportunities for remote care [J]. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 2023, 4: 1049554.
- [10] KRYVYAKIN O, SHUBA L. Actuality of modern remote rehabilitation (literature review) [J]. *Experimental and Clinical Medicine*, 2021, 90(3): 44-55.
- [11] MAHATO K, SAHA T, DING S, et al. Hybrid multimodal wearable sensors for comprehensive health monitoring[J]. *Nature Electronics*, 2024, 7(9): 735-750.
- [12] DHARSHINI S, SUBASHINI M M. Cantor pairing lightweight key generation for wireless body area networks [J]. *Smart Health*, 2022, 25: 100298.
- [13] CHOUAIRI F, LEVIN A, BIEGUS J, et al. Emerging devices for heart failure management[J]. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 2024, 82: 125-134.
- [14] PANG P, WEI X W, YANG X N. Real-time monitoring algorithm of muscle state based on sEMG signal[J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2023, 2560(1): 12003.
- [15] AROF S, NOORSAL E, YAHAYA S Z, et al. Adaptive sliding mode feedback control algorithm for a nonlinear knee extension model[J]. *Machines*, 2023, 11(7): 732.
- [16] HERRERA V, ROMERO J F, AMESTEGUI M. Detection and alert of muscle fatigue considering a surface electromyography chaotic model [J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2011, 285: 12046.
- [17] OBUZ S, DUENAS V H, DOWNEY R J, et al. Closed-loop neuromuscular electrical stimulation method provides robustness to unknown time-varying input delay in muscle dynamics[J]. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 2020, 28(6): 2482-2489.
- [18] CARAVATI E, BARBENI F, CHIARION G, et al. Closed-loop transcranial electrical neurostimulation for sustained attention enhancement: a pilot study towards personalized intervention strategies [J]. *Bioengineering*, 2024, 11(5): 467.
- [19] YANG L T, GAN L, ZHANG Z Z, et al. Insight into the contact imped-

- ance between the electrode and the skin surface for electrophysical recordings[J]. ACS Omega, 2022, 7(16): 13906–13912.
- [20] ZHOU H, LU Y, CHEN W Z, et al. Stimulating the comfort of textile electrodes in wearable neuromuscular electrical stimulation[J]. Sensors, 2015, 15(7): 17241–17257.
- [21] EGGINS B R. Skin contact electrodes for medical applications[J]. The Analyst, 1993, 118(4): 439.
- [22] ZHU Z C, YIN W Y, YANG J T. Design and research of multi-channel electrical stimulation based on parameter adaptive electromyography feedback[J]. Computer Era, 2025(2): 1–5.
- 朱兆才,殷文漪,杨建涛. 基于参数自适应肌电反馈的阵列电刺激设计与研究[J]. 计算机时代, 2025(2): 1–5.
- [23] JAYASREE V K, SHAIJA P J, NARAYANAN N V P, et al. A simple and novel integrated opto-electronic system for blood volume pulse sensing and heart rate monitoring[J]. International Journal of Optomechatronics, 2007, 1(4): 392–403.
- [24] LIU Y, MA J T. Estimation of average heart rate and blood oxygen saturation via photoplethysmography analysis[EB/OL]. <https://consensus.app/papers/details/8b5630cc3c4e548e8895d10d4c50e645/>.
- [25] TODA S, MATSUMURA K. Investigation of optimal light source wavelength for cuffless blood pressure estimation using a single photoplethysmography sensor[J]. Sensors, 2023, 23(7): 3689.
- [26] SANGURMATH S, DAIMIWAL N. Application of photoplethysmography in blood flow measurement[C]// 2015 International Conference on Industrial Instrumentation and Control, 2015: 929–933.
- [27] KIM K B, BAEK H J. Photoplethysmography in wearable devices: a comprehensive review of technological advances, current challenges, and future directions[J]. Electronics, 2023, 12(13): 2923.
- [28] HU Y, SIU S H, MAK J N, et al. Lumbar muscle electromyographic dynamic topography during flexion–extension[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2010, 20(2): 246–255.
- [29] BERNI K C D S, DIBAI-FILHO A V, PIRES P F, et al. Accuracy of the surface electromyography RMS processing for the diagnosis of myogenous temporomandibular disorder[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2015, 25(4): 596–602.
- [30] ARAKAWA H, NAKAMURA T, UMEZU Y, et al. Spectral electromyographic fatigue analysis of back muscles in healthy female during trunk holding test[J]. The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine, 2000, 37(10): 676–678.
- [31] NIU H, LI R, LIU G, et al. Using EMG to evaluate muscular fatigue induced during video display terminal keyboard use task[C]// 7th Asian–Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, 2008: 329–332.
- [32] POTVIN J R, BENT L R. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 1997, 7(2): 131–139.
- [33] ARANHA L, EAPEN C, PATEL V D, et al. Muscle fatigue response of rotator cuff muscles in different postures[J]. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 2022, 143(6): 3191–3199.
- [34] HENDRIX C R, HOUSH T J, ZUNIGA J M, et al. A mechanomyographic frequency-based fatigue threshold test[J]. Journal of Neuroscience Methods, 2010, 187(1): 1–7.

(责任编辑:刘嘉文)