

基于电刺激的多模式康复系统设计和研究

欧道阳, 石萍, 杜佳昊, 喻洪流, 王沛元, 张韦杰, 王威

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093)

摘要: 针对脑卒中后肢体功能障碍、褥疮及疼痛, 分析了临床上常用的治疗参数, 设计了多模式电刺激治疗系统。该系统通过触摸屏与主芯片 STM32L152RCT6 进行通信, 控制升压和极性转换电路产生幅值、频率及脉宽均可连续调节的双极性电刺激脉冲, 验证了系统的稳定性和镇痛的效果。通过试验验证了系统能稳定工作, 且电脉冲幅值与电阻值的变化无关, 且能提高受试者的疼痛阈值。能产生临床使用的电刺激疗法的各类参数, 有利于临床实验和相关科研的开展。电刺激技术能够缓解人体疼痛, 提高疼痛阈值。

关键词: 电刺激; 多模式; 双极性电极; 神经康复; 卒中

中图分类号: TP 242.6 **文献标志码:** A

Design and study of multi-mode rehabilitation system based on electrical stimulation technology

OU Daoyang, SHI Ping, Du Jiahao, YU Hongliu, WANG Peiyuan, ZHANG Weijie, WANG Wei

(School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Aiming at the post-stroke limb dysfunction, decubitus and pain, the clinically used treatment parameters were analyzed and a multi-mode electrical stimulation treatment system was designed. This system was designed to communicate with the main chip STM32L152RCT6 through the touch screen. Bipolar electrical stimulation pulses with continuous adjustment of amplitude, frequency and pulse width were generated by controlling the boost and polarity conversion circuits which verifies the stability and analgesic effect of the system. It is verified by experiments that the system can work stably, and the amplitude of the electrical pulse is independent of the change of the resistance value. It can also improve the pain threshold of the subject. Various clinically used parameters for electrical stimulation therapy can be provided by the system, which are conducive to the development of clinical experiments and related studies. Electrical stimulation technology can alleviate human pain and increase pain threshold.

Keywords: electrical stimulation; multi-mode; bipolar electrode; nervous rehabilitation; stroke

收稿日期: 2019-03-27

基金项目: 上海科技创新行动计划 (19441901300); 国家级大学生创新创业训练计划 (201810252032)

第一作者: 欧道阳 (1995-), 男, 硕士研究生. 研究方向: 智能康复辅助器械. E-mail: 1253414972@163.com

通信作者: 石萍 (1981-), 女, 副教授. 研究方向: 智能康复辅助器械. E-mail: Garendon@163.com

电刺激作为康复工程中一种重要技术,被广泛用于改善人体功能的失调,或恢复丧失的功能^[1]。临床中常利用电刺激技术帮助脑卒中后偏瘫患者恢复肢体功能,提高其生活自理能力^[2-4]。功能性电刺激(FES)是常见的用于肢体功能康复的物理治疗手段,通过低频电流刺激单独的肌肉或肌肉群,达到改善或恢复被刺激肌肉运动功能的目的。

此外,电刺激技术亦能通过电刺激脉冲激活人体组织,加快血液循环,治疗脑卒中后患者由于瘫痪长期卧床而引发的轻度褥疮^[5-8]。也有研究表明,电刺激疗法能改善对全身的营养供给和新陈代谢^[9],兴奋神经,延缓肌肉萎缩^[10],从而对褥疮进行预防或治疗。

另外,电刺激技术通过对神经系统进行刺激,能触发内源性神经调控系统的作用机制或疼痛闸门控制机制,从而产生镇痛效果,提高人体的疼痛阈值。电刺激疗法中的经皮神经电刺激疗法(TENS)具有长期的研究历史和理论基础,且具有疗效好、持续时间长、费用低、无创、非药理性等特点,已经成为临床镇痛治疗中的替代疗法^[11]。

本文针对脑卒中后遗症,分析临床上常用的治疗参数,设计了多模式电刺激治疗系统,可用于包括肢体功能障碍、褥疮及疼痛在内的多种疾病的防治。

1 电刺激系统在康复中的应用

1.1 电刺激治疗脑卒中后肢体功能障碍

临床上常用来治疗卒中后偏瘫的方法有运动疗法、作业疗法和物理治疗,物理治疗中的电刺激技术以其使用简单、便捷等特点,在临床上得到广泛应用。江征等^[12]采用电刺激技术(刺激频率为35 Hz,强度为10~50 mA,脉宽为200 μ s的方波)治疗的患者相对于只使用常规康复方法的患者在Brunnstrom上肢手分级、Fugl-Meyer上肢功能评分有明显提高。可见,电刺激疗法可有效改善偏瘫患者上肢功能障碍。郑萍等^[13]利用频率为35 Hz、刺激强度20~30 mA、脉宽为200 μ s的单向方波对患者患侧肌肉进行电刺激,刺激持续时间5~10 s,进行4周治疗后,患者上肢与手的运动功能明显提高。陈鹏^[14]采用NMES21型神经肌电促通仪对患者偏瘫侧的上肢伸腕肌、肱三头肌、三角肌等肌肉进行刺激。他们研究中的电刺激采用连续双向对称方波,频率3~100 Hz,脉宽

250~300 μ s,刺激强度0~38 mA,治疗3周后,发现采用电刺激技术的治疗组其运动功能评估量表(MAS)评分和SF-36评分均高于未采用电刺激治疗的患者。

1.2 电刺激在防治褥疮中的应用

根据褥疮发生部位以及程度的不同,临床上常用的治疗方法主要有药物治疗、物理治疗、中药外用治疗和外科手术等。在电刺激进行防治褥疮的治疗中,王熠钊等^[15]通过对40名受试者采用4 Hz的经皮神经电刺激疗法后,发现一定的神经电刺激能明显促进皮肤血流量的增加。Janssen等^[16]发现利用35 Hz电刺激脉冲引起肌肉强直收缩时,可显著增加患者股动脉的血流量。同样,Gerrits等^[17]让9名脊髓损伤的男性患者使用功能性电刺激(450 μ s,30 Hz,单向脉冲方波,140 mA)腿部测力计进行为期6周的训练后发现,此训练能够增加其大导管动脉的横截面积以及提高了腿部的血流量。此外,相关研究表明,电刺激疗法能加快创面愈合的速度。Franek等^[18]利用脉宽为0.1 ms、100 V、100 Hz的单相双峰脉冲波对小腿静脉性溃疡的患者进行治疗后发现,经过电刺激的患者,其创面愈合速度最快。Houghton等^[19]对慢性小腿部位压力性溃疡的患者施加150 V、100 Hz的电刺激脉冲进行治疗,治疗4周后发现,经过电刺激后患者的溃疡面积比未经过电刺激患者的溃疡面积明显缩小。从Sara Ud-Din的实验比较中得出,在高压脉冲电流(HVPC)、TENS、频率节律电调制系统(FREMS)、直流电流(DC)这4种常用的褥疮治疗方法中,HVPC是褥疮治疗的最佳方法,利用的治疗参数为电压0~200 V,脉宽0~100 μ s,频率0~120 Hz^[20]。

1.3 电刺激治疗疼痛

临床治疗疼痛的方法众多,包括药物治疗、手术疗法、电刺激疗法等。但药物疗法易产生依赖性^[21],而手术镇痛恢复速度缓慢^[22]。电刺激疗法中的经皮神经电刺激疗法(TENS)具有长期的研究历史和理论基础,已经成为临床镇痛治疗中的替代疗法^[11],其主流的镇痛机理包含闸门控制学说和内源性吗啡样物质释放假说。大量的临床试验得出利用2 Hz,脉宽为100 μ s的方波,电流强度逐渐增强的TENS可以辅助或者独立用于分娩时镇痛^[23],其机理为2 Hz的电刺激治疗能够促使脑释放内啡肽,从而起到提高疼痛阈值的作用。韩济生院士的团队^[24]经过研究得出,若使用频率为2 Hz、

100 Hz 交替的电脉冲波作用于人体则能促使脑啡肽、强啡肽、内啡肽及内吗啡肽的释放, 加强镇痛的效果。此外, 基于闸门控制学说的 TENS 疗法认为高频低强度的电刺激(一般为 80~110 Hz, 脉宽为 0.1~0.2 ms)可兴奋传导外周触觉和压力感觉的粗纤维(A β 纤维), 进而兴奋 T 细胞周围的胶质细胞(SG 细胞), 抑制细纤维的疼痛刺激上传。李小梅^[11]使用韩氏穴位神经刺激仪对 18 例包括颈、腰、骶部疾患在内的慢性疼痛患者进行 2 Hz、100 Hz 疏密波经皮电刺激, 发现对慢性疼痛的短期疗效显著。杨宗林等^[25]对 60 例 ASA 1-2 级择期行腹腔镜下卵巢囊肿切除术患者使用经皮穴位电刺激(经皮穴位电刺激为 TENS 与针灸穴位相结合的疗法)复合全麻疗法, 其刺激频率为 2~100 Hz, 电流强度为 30~80 mA, 每次刺激 30 min。并且观察该疗法镇静药异丙酚和阿片类镇痛药瑞芬太尼用量、术后苏醒时间及对内源性阿片肽样物质 β -内啡肽及细胞因子白介素-2 水平的影响, 发现血浆中 β -内啡肽和细胞因子白介素-2 水平升高, 显著增强了镇痛作用, 并且减少了全麻药物的用量, 缩短了术后苏醒的时间。经皮穴位电刺激也被用于缓解中枢性神经痛。欧海宁等^[26]利用波宽 150 μ s、频率 100 Hz、电疗强度 0~10 mA 可调的双向方波对中枢性神经痛患者进行治疗后发现, 患者的疼痛程度得到减轻, 并改善了患者的焦虑情绪。

在肢体功能障碍恢复时, 由于刺激的目标为较大的肌肉组织且可能是深层肌肉组织, 在治疗时应该选择较大的电刺激脉宽 200~500 μ s 进行刺激且电刺激频率为 0~100 Hz。褥疮常见的表现为皮肤局部溃烂或者坏死, 是属于有创性的病症。因此应选用的脉宽较小, 即 0~100 μ s, 且选用 0~120 Hz 的电脉冲有助于皮肤血流量的增加, 加速创伤面的愈合。镇痛研究结果表明, 利用 2 Hz、100 Hz 电脉冲交替对人体进行刺激治疗时, 能促进体内吗啡样镇痛物质的释放, 而且利用 80~100 Hz 的高频低强度电脉冲波能够抑制细纤维疼痛刺激的上传。在镇痛治疗时应选择适宜的单位刺激时间, 刺激时间过长易造成皮肤灼伤, 因此选用的电刺激脉宽普遍为 100~200 μ s。

2 多模式电刺激系统设计

2.1 系统总体设计

本文研发了一款体积小、轻便、操作简单的

多模式电刺激系统。为了取得更好的刺激效果, 需根据不同的刺激目标和治疗模式选择合适的电刺激参数。该系统设计的参数调节范围如下: 频率 1~500 Hz, 脉宽 1~500 μ s, 电压 1~100 V。系统将可以在上述较为宽松的参数模式下, 实现多模式电刺激的目标。系统主要包括电源模块、升压模块、极性转换电路, 通过触摸屏上位机与主控芯片 STM32L152RCT6 相互通信, 进而输出各个模式的电刺激脉冲波, 系统框图如图 1 所示。下文主要对升压模块与极性转换电路进行介绍。

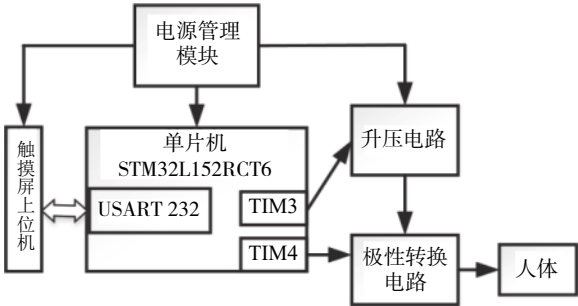


图 1 系统框图
Fig.1 System block diagram

2.2 硬件系统

2.2.1 升压模块

整个系统的供电电压仅为+3.3 V, 由于每个人的皮肤阻抗都不相同, 为了达到不同的电刺激效果, 需要将电刺激电压抬高至+100 V。因此, 本系统采用了改进型的 boost 升压电路将+3.3 V 电压调节至 0~(+100 V)可调的电压, 并用电感代替了体积重量较大的变压器, 大大减小了整个系统的体积。电路如图 2 所示, 图中: R5, R6, R7 均为限流电阻; D3 为超快速恢复二极管; Q1, Q2 均为三极管; C5 为储能电容; L1 为储能电感。

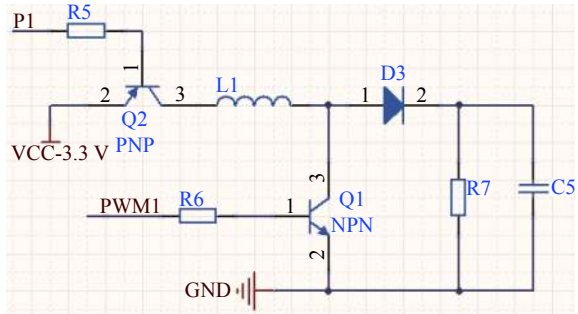


图 2 升压电路
Fig.2 Boost circuit

升压电路由主芯片发出的 PWM1 波控制三极管 Q1 的通断, 通过电感 L1 的电流保持及储能作

用, 配合二极管 D3 的续流作用, 达到升压的效果, 在储能电容 C5 端得到所需的电刺激电压。当控制升压电路的占空比达到 1 时, 输出电压 V 达到最大值 100 V, 负载 R 为人体阻抗约 3 k Ω , 则最大的输出功率 P 为

$$P_{\max} = \frac{V_{\max}^2}{R} = \frac{10\,000}{3\,000} = 3.33\text{ W}$$

(1)

2.2.2 极性转换电路

在电刺激治疗中, 使用的信号主要有单向脉冲电刺激和双向脉冲电刺激。但由于长时间使用单向高压电脉冲的刺激, 容易使人体产生耐受性, 并且单向脉冲刺激对神经纤维产生的电化学损伤高于双向脉冲刺激。因此, 由极性转换电路将升压电路产生的单向高压脉冲转换成双向脉冲, 从而减轻人体的耐受性及降低刺激对神经纤维的电化学损伤。极性转换电路如图 3 所示, 输出结果如图 4 所示。

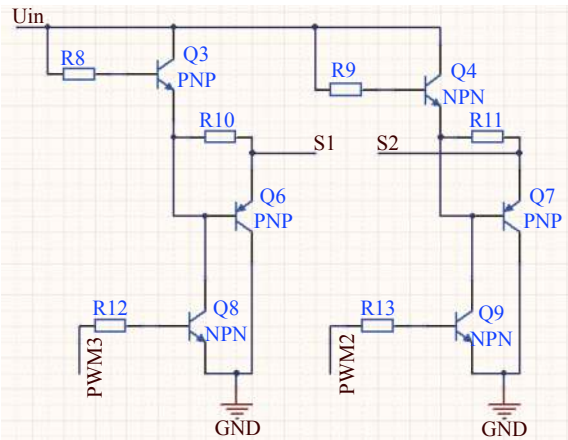


图 3 极性转换电路

Fig.3 Schematic diagram of the polarity conversion circuit

位相差 180° 的 PWM 波, 即如图 3 所示的 PWM2, PWM3, 控制极性转换电路输出双向电脉冲。当 PWM2 为高电平时, PWM3 处于低电平状态, 电流从 U_{in} 经 Q4、R11、电极 S2、电极 S1、Q6 流向地端; 相反, 当 PWM3 为高电平时, PWM2 为低电平状态, 电流由 U_{in} 、Q3、R10、电极 S1、电极 S2、Q7 流向地端; 当 PWM2 和 PWM3 都为低电平时, 电极两端的电压相同, 无电流流过。刺激电极对一端分别连接在 S1, S2 处, 另外一端则贴附在人体皮肤表面进行电刺激。

2.3 软件系统

由于本系统功能较多, 为了方便老年患者使用, 该系统采用了智能串口(USART232)触摸屏与主控芯片的相互通信。系统程序的流程如图 5 所示。

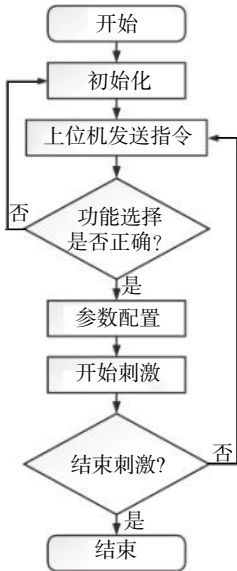


图 5 软件控制流程

Fig.5 Software control process

3 系统性能测试

设计的电刺激系统属于恒压型电刺激, 其输出电压不受负载电阻的影响。当刺激电压施加到目标组织后其电压大小及波形等不会受到目标组织阻抗大小的影响, 只与输入的电刺激信号有关。下面将对系统的幅值、脉宽、频率参数进行测试。

3.1 系统输出试验测试

首先使用阻值为 3 k Ω 的电阻代替人体组织, 来测试幅值为 10, 20, $\dots$, 90, 100 V 的方波电刺激信号的输出结果。紧接着使用刺激信号频率为

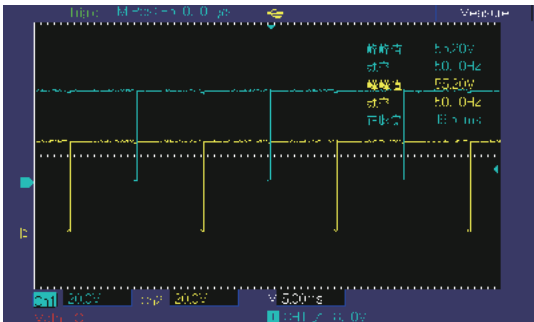


图 4 极性转换电路输出波形

Fig.4 Output waveform of polarity conversion circuit schematic

电路中添加限流电阻 R10, R11, 用于防止电刺激电极之间短路导致电流过大而造成人体损伤。主控芯片产生两路频率相同、脉宽相同、相

100 Hz, 脉宽为 200 μs , 最大幅值为 100 V 的双相方波电脉冲, 将测试电阻的阻值分别设为 0 K 至 30 K(递增 5 K), 使用示波器测得不同电阻上的电刺激电压是否一致。频率是电刺激重要的治疗参数之一, 本文将不同频率的电刺激脉冲施加于 3 k Ω 的测试电阻, 检测实际输出脉冲的频率与理论频率是否一致。

3.2 人体试验测试

本试验以 16 位健康成人(23~26 岁)作为试验对象, 男女各 8 名。测试前确保测试者均无肌肉、骨骼和关节类疾病, 近期全身无疼痛, 并未使用止痛药物。试验中选用了 Wagner Instruments 公司研制的 FDK20 手持式压力测痛仪来测试人体能够忍受的疼痛强度^[27], 该测痛仪是由一顶端面积为 1 cm² 的压力棒, 通过内置带活塞装置的连接杆与另一端的圆形压力刻度表连接而成, 刻度表上每小格为 100 g, 以 kg/cm² 为单位, 测量范围为 1~10 kg/cm²。通过比较经过本系统治疗前后疼痛阈值的大小, 来验证本系统对疼痛的缓解是否有疗效。试验设计如下:

a. 选择测试者左右肩关节周围冈上肌和冈下肌作为疼痛阈值的测试点。测试时利用测痛仪垂直接压测试点, 缓慢增加压力, 待测试者能感受到疼痛时马上停止加压, 并记录此时的疼痛阈值。对每个测试点进行 5 次测试并取出平均值, 每次测试时间间隔 60 s, 随后让测试者在安静环境中休息 15 min。

b. 休息结束后, 使用本系统进行治疗, 刺激位点的选择根据中医腕踝针的临床经验, 选择能治疗肩关节痛的上 5 区^[28], 施加临床中常用镇痛频率 2 Hz 和 100 Hz 的电脉冲交替刺激, 交替间隔时间为 30 s, 脉冲幅度为测试者所能忍受的最大幅度但不能引发疼痛。治疗 3 min 后再对 4 个测试点进行疼痛阈值的测量, 每个测试点进行 5 次重复测量并取出平均值, 每次测量间隔 60 s, 在进行过程中需要保持电刺激治疗。

4 结 果

4.1 输出电压测试结果

输出电压测试结果如表 1 所示。利用示波器观测不同电阻上的输出电压结果如表 2 所示。经测试, 所得出的最大脉宽(500 μs)方波电刺激脉冲波如图 6 所示。

表 1 不同幅值的刺激信号在阻值为 3 k Ω 的测试电阻上测试结果

Tab.1 Test results of different amplitude stimulation signals on a 3 k Ω resistor

目标电压/V	实际电压/V	误差/V
10	10.27	+0.27
20	20.18	+0.18
30	29.71	-0.29
40	40.30	+0.30
50	50.32	+0.32
60	59.83	-0.17
70	70.24	+0.24
80	79.93	-0.07
90	90.13	+0.13
100	100.35	+0.35

表 2 幅值为 100 V 的刺激信号在不同阻值的测试电阻上测试结果

Tab.2 Test results of 100 V stimulation signals on different resistors

测试电阻/k Ω	电压/V	误差/V
5	100.14	+0.14
10	99.73	-0.27
15	99.62	-0.38
20	100.35	+0.35
25	99.81	-0.19
30	100.27	+0.27

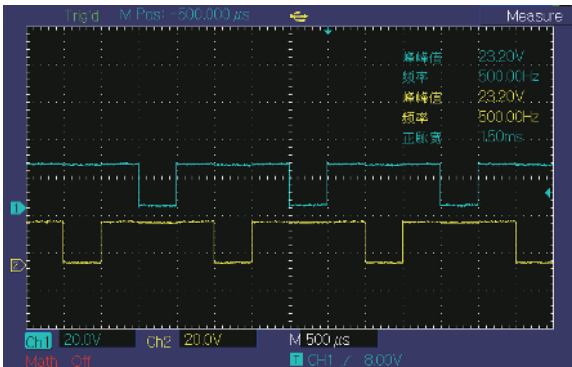


图 6 电刺激脉冲

Fig.6 Electrical stimulation pulse

利用 t 检验法检验表 2 中数据的算术平均值是否与给定值有显著差异, 检验统计量为 $t = \frac{\bar{x} - u_0}{s} \sqrt{n}$ ^[16]。其中: $\bar{x}$ 为算数平均值; s 为 n 个实验值的样本标准差; u_0 为给定值, 取显著性水平 α 的值为 0.05。

经计算得出 $|t|$ 为 0.079。查询表得出 $t_{\frac{\alpha}{2}}$ 为 2.571, t_{α} 为 2.015, $|t| < t_{\alpha}$ 且 $|t| < t_{\frac{\alpha}{2}}$, 所以得出测试结果的平均值与给定值(100 V)相比无显著增大, 即通过电阻的电刺激电压与电阻的大小无关。此外, 根据表 1 与表 3 测试结果得出, 测试的频率、电压值均与预期的结果总体一致。

表 3 不同频率的刺激信号在阻值为 3 kΩ 的测试电阻上测试结果

Tab.3 Test results of different frequency stimulation signals on a 3 kΩ resistor

目标频率/Hz	实际频率/Hz	误差/Hz
100	100.02	+0.02
150	149.76	-0.24
200	200.07	+0.07
250	250.14	+0.25
300	299.94	-0.06
350	350.29	+0.29
400	399.86	-0.14
450	450.18	+0.18
500	500.07	+0.07

4.2 人体试验测试结果

将男性和女性测试者经过本系统治疗前后的疼痛阈值求平均值, 得出图 7 结果。从图中可看

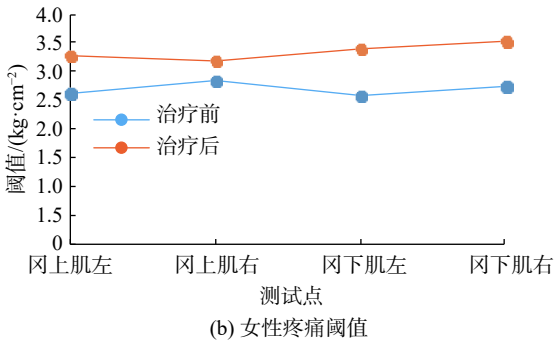
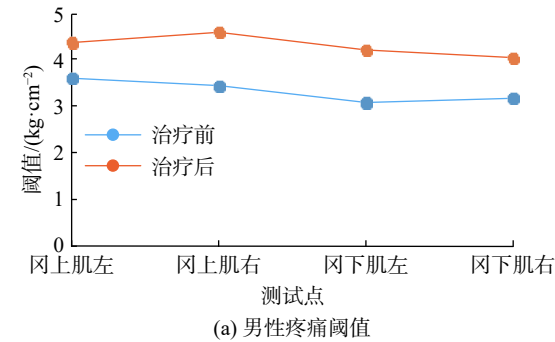


图 7 疼痛阈值比较

Fig. 7 Pain threshold comparison

出, 男性受试者与女性受试者在治疗后的平均疼痛阈值明显要高于治疗前的阈值, 这是因为利用 2 Hz 和 100 Hz 电脉冲进行治疗时, 促使体内的脑啡肽、内啡肽、强啡肽及内吗啡肽释放, 产生了镇痛的效果。由于同等频率下男性受试者的皮肤阻抗普遍高于女性受试者, 因此图中呈现出男性受试者治疗前后的平均疼痛阈值均高于女性受试者的现象。

5 总 结

系统通过触摸屏上位机与主控制芯片进行通信, 控制升压电路和极性转换电路产生不同频率、幅值、脉宽的双极性电刺激脉冲波, 避免了单一刺激带来的局限性, 适用于脑卒中后偏瘫患者的功能恢复、疼痛以及褥疮的治疗与缓解。系统使用电阻代替人体组织用于验证电路的准确性, 通过对正常人进行疼痛阈值实验得出, 电刺激技术能够缓解人体疼痛, 提高人体阈值, 但后期还需要通过临床试验整个系统是否能够防治褥疮以及治疗脑卒中后偏瘫患者的功能。

参考文献:

[1] 周兆英, 鄢达来, 张毓笠, 等. 康复工程中的电刺激技术及肢体运动测控技术[J]. 引进国外医药技术与设备, 1998, 4(2): 100-104.

[2] 涂细凯. 基于气动肌肉外骨骼和功能性电刺激的肢体康复技术研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2016.

[3] 申利坊, 闫莹莹, 杨文裕. 功能性电刺激恢复性治疗踏板对脑卒中早期患者上肢运动功能的影响[J]. 河南医学研究, 2018, 27(6): 990-992.

[4] 李超. 肌电触发的神经肌肉电刺激对脑卒中偏瘫早期上肢运动功能的影响[J]. 健康研究, 2016, 36(4): 413-415.

[5] 张金宝. 电刺激治疗周围神经损伤致骨骼肌萎缩的临床研究[D]. 太原: 山西医科大学, 2009.

[6] HOPMAN M T E, VAN ASTEN W N J C, OESEBURG B. Changes in blood flow in the common femoral artery related to inactivity and muscle atrophy in individuals with long-standing paraplegia[M]//INCE C, KESECIOGLU J, TELCI L, et al. Oxygen Transport to Tissue XVII. Boston, MA: Springer, 1996: 379-383.

[7] PETROFSKY J S. Functional electrical stimulation, a two-year study[J]. The Journal of Rehabilitation, 1992, 58(3): 29.

[8] ATALAY C, YILMAZ K B. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on postmastectomy skin flap

- necrosis[J]. *Breast Cancer Research and Treatment*, 2009, 117(3): 611–614.
- [9] LIU L Q, MOODY J, TRAYNOR M, et al. A systematic review of electrical stimulation for pressure ulcer prevention and treatment in people with spinal cord injuries[J]. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 2014, 37(6): 703–718.
- [10] 迟戈, 马艳彬, 李非, 等. 中低频电疗法的临床应用[J]. *中国医疗器械信息*, 2010, 16(11): 26–27.
- [11] 李小梅. 经皮穴位电刺激的临床镇痛进展[J]. *中国疼痛医学杂志*, 2014, 20(11): 826–829.
- [12] 江征, 何坚, 蔡素芳, 等. 神经肌肉电刺激疗法对脑卒中上肢功能的影响[J]. *福建中医药大学学报*, 2010, 20(5): 12–14.
- [13] 郑萍, 盛夏. 肌电诱发神经肌肉电刺激对脑卒中偏瘫患者上肢运动功能的疗效[J]. *中国康复理论与实践*, 2012, 18(1): 71–73.
- [14] 陈鹏. 神经肌肉电刺激对脑卒中偏瘫患者运动功能及生活质量的影响[J]. *中国乡村医药*, 2017, 24(16): 14–15.
- [15] 王熠钊, 孙炳照. 不同强度的经皮电神经刺激对健康人群局部和远端皮肤血流及皮肤温度的影响[J]. *国外医学·物理医学与康复学分册*, 2005, 25(4): 156–157.
- [16] JANSSEN T W, HOPMAN M T. Blood flow response to electrically induced twitch and tetanic lower-limb muscle contractions[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2003, 84(7): 982–987.
- [17] GERRITS H L, DE HAAN A, SARGEANT A J, et al. Peripheral vascular changes after electrically stimulated cycle training in people with spinal cord injury[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2001, 82(6): 832–839.
- [18] FRANEK A, POLAK A, KUCHARZEWSKI M. Modern application of high voltage stimulation for enhanced healing of venous crural ulceration[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2000, 22(9): 647–655.
- [19] HOUGHTON P E, KINCAID C B, LOVELL M, et al. Effect of electrical stimulation on chronic leg ulcer size and appearance[J]. *Physical Therapy*, 2003, 83(1): 17–28.
- [20] UD-DIN S, BAYAT A. Electrical stimulation and cutaneous wound healing: a review of clinical evidence[J]. *Healthcare*, 2014, 2(4): 445–467.
- [21] 刘钦刚. 非侵入性神经刺激疗法治疗顽固性疼痛[J]. *临床军医杂志*, 2014, 42(6): 628–632.
- [22] 张锡滔. 经皮穴位电刺激治疗混合痔术后疼痛的临床研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2013.
- [23] 肖欢, 汪建胜, 孔建强, 等. 经皮神经电刺激联合硬膜外分娩镇痛的临床研究[J]. *临床麻醉学杂志*, 2014, 30(8): 745–747.
- [24] 陈小红, 果淑凤, 韩济生. 疏密波电针镇痛最佳刺激条件的选择[J]. *北京医科大学学报*, 1993, 25(5): 338.
- [25] 杨宗林, 张玉勤, 郭颖强, 等. 经皮穴位电刺激复合全麻在腹腔镜卵巢囊肿切除术中的临床研究[J]. *陕西中医*, 2015, 36(6): 725–727.
- [26] 欧海宁, 周凯欣, 黄彬, 等. 经皮穴位电刺激治疗脑卒中后中枢性神经痛的临床观察[J]. *中西医结合心脑血管病杂志*, 2015, 13(7): 881–883.
- [27] 毕海金, 吴国程, 陈红云, 等. 人体痛阈测定方法及其应用研究进展[J]. *中国疼痛医学杂志*, 2015, 21(1): 60–63.
- [28] 张心曙, 凌昌全, 周庆辉. 实用腕踝针疗法[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2002.

(编辑: 丁红艺)