

· 康复医学工程 ·

表面肌电信号生物反馈治疗系统的研究*

胡晓刚¹ 王人成¹ 贾晓红¹ 朱琳² 王爱明¹

摘要 目的:研发低成本肌电生物反馈治疗系统,并进行临床试验验证系统的适用范围。方法:自主研发软硬件设备。运用肌电信号在线处理方法,比较不同算法对系统性能的影响。将肌电信息实时显示反馈给7名急性脑卒中患者和1名健康者,验证系统的性能,同时比较两种训练方案的效果:①高动作训练频率,短动作持续时间;②低动作训练频率,长动作持续时间。结果:绝对值分段积分算法在曲线平滑程度上优于其他算法。在同样训练时间内,降低训练动作频率,延长单次动作持续时间的治疗方案有助于患者肢体功能恢复和肌力增强。结论:该系统可适用于急性脑卒中患者肢体远端训练康复,同时可配合其他训练设备,缩短康复时间。

关键词 表面肌电;生物反馈;脑卒中;康复训练

中图分类号:R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2009)-03-0252-03

sEMG biofeedback therapy system development and application/HU Xiaogang, WANG Rencheng, JIA Xiaohong, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2009, 24(3): 252—254

Abstract **Objective:** To develop a low cost sEMG biofeedback system and investigate its clinical applications. **Method:** Software and hardware of this system were self-designed and developed. The effects of different online processing algorithms on the capability of the system were compared. Online real-time visual feedback of sEMG signals and awarding stimulations were provided for 7 stroke patients and 1 healthy subject. Two training protocols were compared: high movement frequency, and short movement duration; low movement frequency, and long movement duration. **Result:** Absolute integral value algorithm had better results in smoothness and online display. In the same training duration, movement with lower frequency and longer maintenance duration was more effective for stroke patients on limb function rehabilitation and muscle strength enhancement. **Conclusion:** This system could be used for distal part of limb rehabilitation training in acute stroke patients. It could be combined with other training equipments to promote recovery better.

Author's address Division of Intelligent and Biomechanical System, State Key Laboratory of Tribology, Tsinghua University, Beijing, 100084

Key words surface electromyography; biofeedback; stroke; rehabilitation training

目前神经肌肉系统疾病导致偏瘫等运动功能障碍的患者逐年增加,药物或手术对此治疗效果并不明显,如果错过最佳的治疗时机,发生并发症的几率很高,对其运动功能、认知和交流能力、生理功能和精神状态都会造成很大伤害,因此对神经肌肉系统疾病及早进行康复治疗至关重要。大量临床实践证明,基于表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)的生物反馈疗法对神经肌肉系统疾病患者有显著的疗效^[1-7],特别对上下肢远端痉挛缓解、整体运动协调性恢复的效果明显^[8]。为此,本研究开发了sEMG生物反馈治疗系统。

1 系统组成

系统硬件采用自行研制的四通道sEMG检测装置和计算机组成,每个通道由与一根导线相连的三个一次性自贴式电极片提取一块肌肉皮表的sEMG,然后对其进行预放大、50Hz工频带阻滤波、高低通滤波,最后再进行一次放大后经由USB接口

的A/D数据采集电路转成数字信号。使用时,用USB数据线把转成数字信号的sEMG传送到计算机,由sEMG软件进行进一步的处理。

软件包括信号采集、数据管理、信号分析、信号显示、文件操作和疗效观察模块。

信号采集模块不仅具有采集表面肌电信号的功能,而且还集成了实时消除零点漂移、基线漂移、工频干扰及高低频干扰的数字滤波器。该模块利用零位补偿法消除零点漂移,利用自适应模板法消除基线漂移,利用Chebyshev一致逼近法设计50Hz工频陷波器以及多谐波陷波器,来消除工频和高低频干扰。

数据管理包含数据库基本操作,如查询患者信

* 基金项目:国家自然科学基金(50575122)资助项目;国家科技支撑计划(2006BAI22B03)资助项目

1 清华大学摩擦学国家重点实验室智能与生物机械分室,北京,100084

2 首都医科大学宣武医院康复科

作者简介:胡晓刚,男,硕士研究生

收稿日期:2008-06-02

息、新建患者信息、更新患者信息和删除患者信息等。患者信息主要包括病历号、姓名、性别、年龄、医生信息、医生编号、诊断记录、训练处方和训练记录。

信号分析模块采用时域分析方法实现对数据的实时处理, 并计算和记录单次训练和多次训练时肌电信号幅值最大值。其中多次训练 sEMG 最大值由每次训练结束后通过计算单次训练最值数据记录中得到。

信号显示模块具有选择通道、调整各通道放大倍数、显示阈值线、向患者发送图像信息功能。阈值设定有手动和自动两种功能。选择显示阈值后, 正式进入训练阶段。患者进行康复训练时, 若患者 sEMG 曲线未超过所设定阈值线, 系统不保存任何数据, 即将此动作视为无效动作。sEMG 曲线一旦超过所设定阈值, 则进行如下操作: ①将超过阈值部分的 sEMG 最值保存到文件; ②改变阈值线颜色和线宽; ③动画人物显示鼓励动作。系统采用奖励机制的训练方式, 训练初期, 通过调节较小的阈值(最小可调到系统默认值的 0.1 倍), 达到阈值后给予视觉刺激鼓励。本系统利用计算机显卡支持桌面扩展的功能, 可以将主界面的训练曲线显示部分映射到另外一台显示器上, 以便于信息的保密。实际操作中可根据需要选择是否使用此功能。

文件操作模块可供系统操作者进行必要的信息修改工作, 如由于误操作将错误信息保存等; 并具有打印患者信息 and 治疗效果的报表功能, 打印内容包括患者基本信息、单次训练记录、所有次训练记录。

在训练结束后系统操作者可以查看患者本次和所有次训练的 sEMG 幅值最大值, 以便对训练效果进行横向和纵向的比较和疗效观察。

2 反馈信号

通常采用 sEMG 功率信息作为反馈信号, 下面对 3 种与肌肉收缩强度有关且实时性较好的方差、均方根和绝对值积分算法进行对比分析。

方差(variance, VAR):

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^2 \quad (1)$$

其中, N 表示窗口截取的数据点数, $k=1, 2, 3, \dots$, N, x_k 是第 k 个肌电信号的幅值, $\bar{x}$ 为窗口内信号均值。

均方根(root mean square, RMS): 先求信号幅值的平方, 然后使用一个长度为 N 的移动窗口进行计算。

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2} \quad (2)$$

绝对值分段积分值 (absolute integral value, AIV): 积分时间固定, 一旦到达预定时段就将数值归零:

$$AIV = \Delta t \cdot \sum_{k=1}^N |x_k| \quad (3)$$

其中, Δt 为采样时间间隔。

采集做伸腕动作时桡侧腕伸肌 sEMG, 采样时间 1s, 数据长度为 2400 点。

图 1 的 a、b、c 和 d 图为桡侧腕伸肌 sEMG 原始信号及其方差、均方根和绝对值分段积分结果的曲线。通过对比发现, 绝对值分段积分法得到的曲线平滑程度最好, 用绝对值分段积分作为反馈信号比方差和均方根直观性好, 利于对患者进行反馈训练, 因此本系统选用 sEMG 绝对值分段积分为反馈信号。反馈信号为电压与时间的积分值, 因此单位为 Vs。

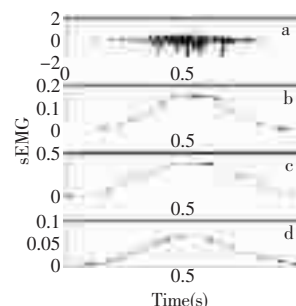


图 1 sEMG 曲线

3 实验结果

为了验证上述系统的可行性和探讨治疗参数对患者的影响, 2006 年 6 月在首都医科大学宣武医院康复医学科进行了初步的实验。

实验采用一次性电极无源电极, 有效尺寸: $50 \pm 1 \text{ mm}$, 外圆尺寸 $50 \pm 1 \text{ mm}$ 。实验前对受试者相应肌肉表面皮肤进行 75% 医用酒精脱脂处理。设定当日训练的目标阈值, 叮嘱受试者相应部位用力, 使 sEMG 曲线超过阈值, 单次超过阈值后给予视觉奖励刺激。用受试者习惯的日常训练方式, 每日训练 30min, 记录 3d 内单次训练超过阈值后 sEMG 最值结果, 即单次动作中 sEMG 超过设定阈值后 sEMG 分段积分曲线的最高值。受试者均为急性期脑卒中患者, 其中 A1、A3、A4、A5、A6、A7 为发病 3 个月内, A2 为脑卒中发病 7 个月。A8 为健康者, 参加实验受试者平均年龄 41.6 岁, 训练肌肉为胫骨前肌与桡侧腕伸肌。

见表 1, 受试者胫骨前肌与桡侧腕伸肌单次训练 sEMG 超过所设阈值后的最值, 卒中患者 sEMG 最值都远低于健康者水平。但本系统的信号幅值增益为 1—50, 针对 sEMG 幅值较小的患者, 可通过调节放大倍数而达到与健康者同等强度的反馈信号, 使患者实时观察到自己肌肉收缩的状况, 并设置使

得患者经过较短时间努力便可达到阈值,从而增加患者进行康复训练的信心,提高其训练的积极性和主动性。

通过临床观察,患者习惯的日常训练模式尽管动作次数较高(动作之间休息时间 1s 左右),但单次动作的持续时间较短(不到 1s)(简称训练模式一),这种训练模式常导致肌肉较快疲劳而无法使 sEMG 超过阈值,影响了反馈训练的效果。因此,实验中增加了采用单次动作持续时间和动作间休息都为 2s 的训练模式(模式二)对患者 A3 进行训练,图 4—5 是胫骨前肌和桡侧腕伸肌在两种训练模式下最值。

从图 4 可见,胫骨前肌在模式二下训练 sEMG 最值平均为 0.053 ± 0.005 ,而模式一 sEMG 最值平均

为 0.050 ± 0.007 (独立样本 t 检验 $P=0.0517$), $P>0.05$,但模式一超过阈值次数要少于模式二,因为患者经过多次努力仍未能达到所设定阈值。通过计算训练的有效动作(超过阈值次数/动作总次数 $\times 100\%$),模式二的有效动作为 13.3%,而模式一的有效动作仅为 3.6%,这说明在单次训练中,模式一比模式二更容易使患者肌肉疲劳。

从图 5 可见,桡侧腕伸肌在模式二下训练 sEMG 最值平均为 0.035 ± 0.004 ,模式一 sEMG 最值平均为 0.026 ± 0.005 (独立样本 t 检验 $P<0.05$)。模式一下 sEMG 最值有明显下降趋势,训练后期 sEMG 最值稍越过阈值线。模式二的有效动作为 13.3%,而模式一的有效动作为 4.5%。

表 1 sEMG 最值均值 $\pm$ 标准差

($\bar{x} \pm s$, Vs)

受试者	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8
胫骨前肌	0.11 ± 0.04	0.030 ± 0.001	0.036 ± 0.03	0.095 ± 0.005	0.038 ± 0.013	0.11 ± 0.06	0.17 ± 0.05	0.86 ± 0.34
桡侧腕伸肌	0.11 ± 0.12	0.030 ± 0.013	0.037 ± 0.01	0.055 ± 0.006	—	—	—	0.58 ± 0.08

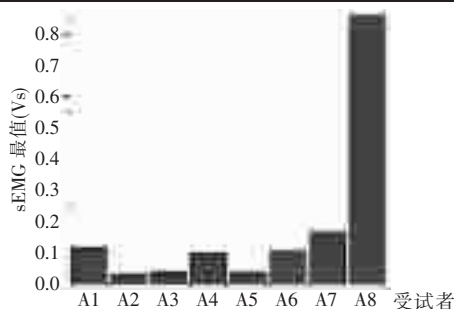


图 2 胫骨前肌 sEMG 最值

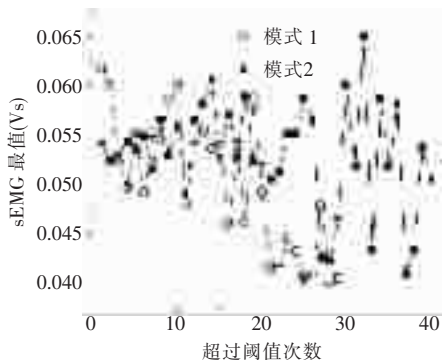


图 4 两种模式下胫骨前肌 sEMG 最值

初步的实验结果表明,该系统可适用于急性卒中患者远端肢体的康复训练,模式二的训练效果要优于模式一,模式二延缓了肌肉疲劳的发生,能提高反馈训练的有效性。此外,该系统除单独使用对患者进行训练外,还可与其他训练设备配合使用^[9],提高康复训练的质量,缩短康复时间。

参考文献

- [1] Kroner-Herwig B, Mohn U, Pothmann R. Comparison of biofeedback and relaxation in the treatment of pediatric headache and the influence of parent involvement on outcome [J]. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 1998, 23 (3): 143—157.
- [2] Deepak KK, Behari M. Specific muscle EMG biofeedback for hand dystonia [J]. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*,

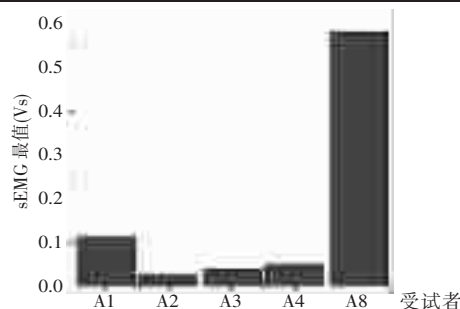


图 3 桡侧腕伸肌 sEMG 最值

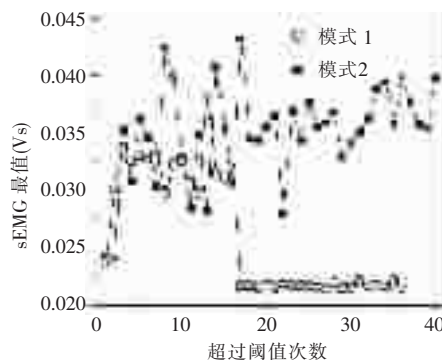


图 5 两种模式下桡侧腕伸肌 sEMG 最值

- 1999, 24 (4): 267—280.
- [3] Lyons GM, Sharmal P, Baker M. A computer game-based EMG biofeedback system for muscle rehabilitation [C]. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2003, 3:1625—1628.
- [4] 赵文汝. 操作性肌电生物反馈疗法在康复医学中的应用 [J]. *中国康复医学杂志*, 2004, 19 (7): 484—485.
- [5] 谢光柏, 董贺玲, 姚文钧, 等. 肌电生物反馈对卒中康复的作用[J]. *第二军医大学学报*, 1996, 17(6):598—600.
- [6] 霍速, 赵文汝, 孙丽, 等. 操作性肌电生物反馈治疗偏瘫患者伸腕功能障碍的疗效分析 [J]. *中国康复医学杂志*, 2004, 19(7): 494—495.
- [7] 王秀汝, 赵文汝, 刘金敬, 等. 肌电生物反馈治疗中枢神经系统损伤所致腕、踝关节异常运动模式的临床研究[J]. *中国康复医学杂志*, 2004, 19(2): 108—110.
- [8] 朱琳. 肌电生物反馈在卒中患者中的应用 [J]. *中国康复理论与实践*, 2006,12(2):177.
- [9] 朱琳, 刘霖, 宋为群. 重复性训练对卒中患者偏瘫上肢痉挛改善的疗效观察[J]. *中国脑血管病杂志*, 2007,4(1):18—21.