

基于表面肌电信号的脑卒中上肢肌肉性能研究

轩运动¹, 孙应飞¹, 黄志蓓¹, 黄真², 潘冰玉¹

(1. 中国科学院大学, 北京 100049; 2. 北京大学医学部, 北京 100191)

摘要: 脑卒中是一种常见的危害人类健康和生命安全的疾病, 给患者以及家庭、社会带来沉重的心理伤害以及经济负担。脑卒中遗留的运动功能障碍的恢复一般主要依赖康复治疗。由于人体肢体的生物力学工程模型特征复杂, 目前尚未真正找到最有效的针对性康复治疗技术, 因此揭示脑卒中患者肢体运动功能的生物力学工程机制至关重要。本研究以脑卒中患者的上肢为例, 从中枢神经的运动功能生物力学工程机制出发, 基于所获取的高质量多通道表面肌电信号, 通过对其时域的分析, 探索其与医学评分表的直接关系并分析深层次的肌肉原因, 探索脑卒中患者肢体运动的控制策略与模式, 从而指导脑卒中运动功能康复训练, 为脑卒中的神经康复评估提供新的方法。

关键词: 表面肌电信号; 均方值; 做功比; 时域分析; 生物力学

中图分类号: R743

文献标识码: A

文章编号: 1674-4969(2016)06-0598-07

引言

脑卒中是一种常见的危害人类健康和生命安全的疾病, 患者普遍表现为运动功能受损, 甚至生活不能自理。该疾病具有发病率高、致残率高、死亡率高的特点, 给患者以及家庭、社会带来沉重的心理伤害和经济负担。脑卒中遗留的运动功能障碍一般表现为脑部病变对侧上下肢偏瘫。功能的恢复主要依赖康复治疗。目前脑卒中患者在合理的康复治疗下, 一般都能取得不错的康复效果, 其中, 下肢康复中 70% 的患者可以康复并具有行走能力, 但是上肢的康复功能不尽如人意, 只有不到 15% 的患者能够恢复, 影响患病之后的日常生活^[1]。究其原因, 可能由于上肢功能精细, 生物力学工程特征复杂, 目前尚未真正找到最有效的针对性康复治疗技术。因此, 如何促进上肢功能的恢复逐渐成为近年来康复医学界关注的热点和难点。

上肢常用的功能动作包括“够物 (Reaching)”和“操作 (Manipulation)”两种。“够物”是指上肢向各方位够取物体的能力, 需要肩部肌肉具有抬起并稳固上肢抵抗重力的能力、肘关节具有伸展的能力, 以及手具有抓握的能力。“操作”是指手操纵物体的各种精细技能。脑卒中患者由于肌力弱、肌肉痉挛等原因常常无法完成够物动作^[2], 但是人在日常生活中大部分时间的功能需求都与上肢的够物动作相关。因此, 研究脑卒中患者上肢够物功能的生物力学工程机制成为上肢康复的关键。

表面肌电信号 (Surface Electromyography, sEMG) 是在体表无创检测人体肌肉活动的重要方法和手段, 检测时将测量电极放置在目标肌肉表面, 通过记录单块或者多组肌肉在人体执行相关动作时发出的肌电信号, 完成对人体骨骼神经肌肉系统功能的定量评定和定性分析, 并依次评估

人体神经与肌肉性能的病变问题。此方法具有无创、操作简单、安全等特点,经常被用作研究人体神经肌肉系统的重要手段^[3]。在生物工程学研究中,经常利用表面肌电信号来进行人机交互(HMI)、下肢行走分析、人体步态监测、人体假肢控制等方面的研究^[4-6]。在人体神经系统康复过程中,表面肌电信号经常被用来对中枢神经系统的运动控制模式以及内在机理进行研究^[7-9]。在医学临床过程中,表面肌电信号经常被用于人体神经系统疾病的相关测量、评估、诊断等方面^[3,10]。

本研究利用实验获取高质量的多通道表面肌电信号,通过对该信号进行时域分析,探索表面肌电信号与医学评分表之间的关系,并以此分析其深层次的肌肉原因,探索脑卒中患者肢体运动的控制策略以及控制模式,从而指导脑卒中患者的运动功能康复训练,为脑卒中的神经康复评估提供新的方法。

1 研究内容

传统的脑卒中上肢康复评估方法是医生使用Fugl-Meyer评定法^[11]、Brunnstrom方法^[12]、MAS运动功能评定量表^[13]等,要求患者完成一些指定的动作,然后医护人员根据经验给患者执行相关对应动作的表现进行打分,并结合各项最终给出一个总分值。这个总分值代表了患者的运动障碍程度。这是一种半定性的方法,医师的经验水平决定了这种方法的准确性,所以评估结果比较主观化。传统的脑卒中上肢康复训练方法是医师根据对患者的评估结果,和患者进行一对一的训练。这种方法可以比较好地调动患者训练的积极性,而且可以进行个性化的治疗。但是,这种模式效率很低,每名医师一次只能对一名患者进行训练。在我国,每年新增的患者数量众多,但是康复医师的资源是有限的,因此无法保证患者得到足够的训练,也导致了有很多患者在早期没有得到及时的康复治疗。所以脑卒中的康复治疗也需要新型的、能自动评估的系统来取代传统的人工评估,

满足日益增加的康复需求。

本文基于表面肌电信号(sEMG),基于脑卒中患者表面肌电信号的时域分析,检测患者上肢够物动作过程中的参与肌肉及其收缩,以及多块肌肉的相互关系,结合传统医学方法进行计算,并结合Fugl-meyer评测表,尝试找出脑卒中上肢问题的相互关系以及关键问题之所在。基于上述原理,本文提出了基于表面肌电信号的时域研究方案,如图1所示。

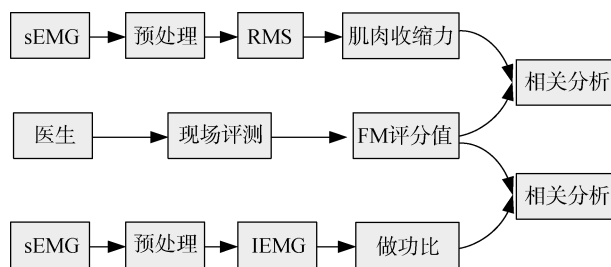


图1 基于表面肌电信号的研究方案示意图

以上肢够物动作为例,可选取参与动作的相关肌肉本身的肌肉收缩力参数,与传统医学评测工具Fugl-meyer评测表进行对照,尝试找出上肢够物动作与相关肌肉的依赖关系。在对表面肌电信号进行分析之前,需要对原始信号进行滤波、归一化等预处理,以达到后续处理的有效性与统一性。然后通过表面肌电信号的均方根RMS值来表征肌肉收缩力,通过积分数据IEMG来表征参与肌肉的做功,并对比相关肌肉的做功比与Fugl-meyer评测值,来分析相关肌肉的变化模式以及问题根源之所在。

2 表面肌电信号简介

表面肌电信号,也被称为表面肌电图(Surface electromyography, sEMG),又称动态表面肌电图(dynamic electromyography, DEMG),指采用放置在目标肌肉表面的专用测量电极,对单块或者多组肌肉在人体执行相关动作时发出的肌电生物信号进行的记录。表面肌电信号是一种简单、无创、安全的对肌电活动的记录,经常被用于测量

评估运动过程中人体神经肌肉系统性能的改变。基于表面肌电信号的测量方法对运动功能的评定与诊断具有重要的意义。在临床医学中, 表面肌电信号在人体神经肌肉问题诊断、人体工程效率分析、运动员运动疲劳分析、运动员动作规范性分析、神经肌肉疾病的康复评估与康复指导、患侧肌肉功能恢复功能的定量分析与定性评价等方面均有重要的实用价值^[14-15]。

对表面肌电信号的分析方法有很多种, 经常用到的有时域分析、频域分析、时频域分析、小波分析等方法, 本文重点介绍传统的时域和频域分析方法。

2.1 表面肌电信号的时域分析方法

对肌电信号的时域分析是指直接在时间域中对表面肌电信号进行各方面参数分析的方法, 此方法一般能够比较直观地反映肌肉的性能。该方法处理流程有两个步骤: 首先对 sEMG 信号进行整形、滤波处理; 然后计算表面肌电信号的均值、方差、均方值、过零次数、积分值等参数。常用的指标参数为肌电的均方根值 RMS 和肌电积分值 IEMG。肌电的均方根值一般被用来表征肌电信号的平均变化参数, 被作为人体的肌肉收缩性能的代表参数; 而积分肌电值, 被用来表征一段时间内肌肉的总体性能, 被作为人体的肌肉疲劳性能的代表参数^[16]。

肌电信号的均方根值就是对采集到的肌电信号数据中各个时刻数据的平方和求平均值, 然后再进行开方。其公式如下式 (1):

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

表面肌电信号的积分值就是对所有采集到的表面肌电信号数据取绝对值, 然后再求其平均值。其公式如下式 (2):

$$X_{\text{IEMG}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (2)$$

2.2 表面肌电信号的频域分析方法

表面肌电信号的频域分析是指从频域的角度分析表面肌电信号特征的方法。该方法一般先对表面肌电信号进行预处理, 然后通过傅里叶变换, 将表面肌电信号从时域转换到频域, 从而得到表面肌电信号的频谱以及功率谱。通过提取相关特征参数, 对表面肌电信号进行频域的分析。常用特征参数包括中值频率 MF 和平均功率频率 MPF^[17]。

肌电信号的中值频率一般采用各个时间段的功率平均值表示。公式如下式 (3):

$$\text{MF} = \frac{1}{2M} \sum_{j=1}^M p_j \quad (3)$$

肌电信号的平均功率频率一般通过肌电信号的总功率除以总时间获得。公式如下式 (4):

$$\text{MPF} = \frac{\sum_{j=1}^M f_j p_j}{\sum_{j=1}^M p_j} \quad (4)$$

其中, p_j 为功率谱的值, M 为信号采样点数的一半。

2.3 表面肌电信号测量电极的位置选择

不同的肌肉对不同动作的影响不同, 因此电极贴片的位置对表面肌电信号的测量结果影响很大, 需要根据不同的动作模式, 选择不同的肌肉位置进行电极片粘贴。本文选取的上肢够物动作涉及的主要肌肉群包括肱桡肌、肱三头肌、肱二头肌、三角肌中组、三角肌前组、胸大肌、斜方肌等。其肌肉解剖图如图 2 所示。对照不同动

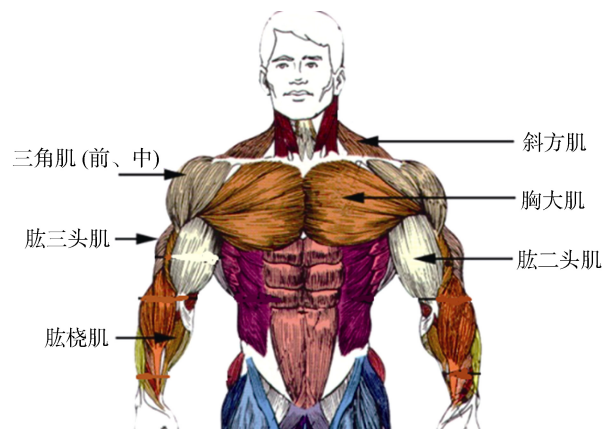


图 2 测量电极的放置位置示意图

作对应的肌肉群便可确定出实验电极片的粘贴位置。实验前, 需先用酒精棉对每一块目标肌肉上方的表面电极放置位置处进行擦拭即表面处理。由于每个受试者存在上肢肌肉大小不同、肌肉与皮肤之间的脂肪厚度不同等个体化差异, 因此需要测试人员凭借经验选择合适的电极粘贴位置^[18-19]。

3 实验方案设计

本实验选择患者的标准为: 脑卒中为首次发病; 发病时间不超过六个月; 上肢运动在抬起过程中肩部能保持至少 30° 的抬起高度, 肩肘关节的运动活动范围正常。样本的剔除标准为: 有认知障碍无法进行实验者; 上肢伴有其他肌肉骨骼系统或周围神经疾病者。本研究经过北京大学第一医院伦理委员会审批通过, 所有受试者均签署了知情同意书。

实验内容为人体上肢肩前屈的定向运动, 设定目标位置, 然后根据目标位置进行特定方向的够物运动。受试者背部靠椅成平坐姿势, 目标位置定在受试者肩前屈 90° 肘充分伸展、手能够到、手掌朝向内侧的位置。

测量过程是在测试人员的引导下、受试者从起始位置到设定目标位置的整个运动过程。在测试过程中, 可能会出现因受试者穿戴时传感器位置不同导致的差异性。为避免这种情况的出现, 采集数据前受试者需要在初始位置保持 5 秒钟的静止过程。当测试人员给出开始测试的指示时, 受试者开始做上述设定的有目标位置的够物动作, 尽量达到最高点并保持 2 秒钟时间, 然后测试人员会给出结束指示, 受试者方可结束本次动作过程。在整个实验过程中, 测试者要一直给予受试者语音引导, 引导受试者够到目标, 并在该位置保持 2 秒时间。如果患者上肢不能达到设定的目标位置, 可以引导患者举到尽可能高的最高点, 再提示其在该位置保持 2 秒钟。整个实验过程中, 患者是用患侧的上肢完成上述设定动作, 其中每个动作重复采集 3 次。在测试过程中每次

重复测量前, 需要让患者休息 3 分钟, 避免因肌肉疲劳而带来的影响。

实验对象包括 10 名脑卒中患者 (CS 组: CS1~CS10) 和 3 名健康成人 (AD 组: AD1~AD3)。CS 患者由北京大学第一医院康复科招募并筛选提供, 健康成人组实验对象从志愿者中招募而得。患者均是首次脑卒中发病, 发病时间都没有超过 6 个月, 肩关节活动度均能达到 30° 以上, 均能配合医生完成数据采集。根据人体工程学的相关知识, 以及所选用的上肢够物动作所参与的相关肌肉群, 选择如下测试肌肉: 肱桡肌、肱三头肌、肱二头肌、三角肌中组、三角肌前组、胸大肌、斜方肌。受试患者信息如表 1 所示。

表 1 受试患者信息表

患者	年龄	性别	FM 值	患侧	职业
CS1	66	男	51	右	管理
CS2	70	女	48	右	教师退休
CS3	44	男	44	右	电工
CS4	79	男	39	左	管理
CS5	69	男	33	右	公务员
CS6	75	女	30	左	管理
CS7	62	男	18	右	无
CS8	38	男	15	左	教师
CS9	40	女	15	右	钢琴教师
CS10	62	男	11	右	管理

本文将结合人体生物力学的相关知识, 分别对肌肉收缩力的占比和肌肉做功比进行分析, 研究脑卒中患者各块参与肌肉在整个动作的执行过程中的相互关系及相互配比关系, 尝试找出问题肌肉的根源。

4 实验结果与分析

为了研究脑卒中患者各块参与肌肉在整个动作的执行过程中的相互关系, 我们从肌肉收缩力的占比以及肌肉做功比来进行分析: 分析肌肉收缩力时, 把整个够物动作分解为前屈和保持两个阶段; 分析肌肉做功比时则考虑整个执行动作过程。

4.1 肌肉收缩力

4.1.1 前屈阶段

采用肌电信号的均方根值 (RMS) 作为肌肉收缩强度的度量, 根据前节介绍内容, 我们计算出了患者组和健康组的七块肌肉在前屈过程中的平均收缩强度。根据各块肌肉在整个动作阶段的占比绘制出了前屈动作肌肉收缩强度, 如图 3 所示。

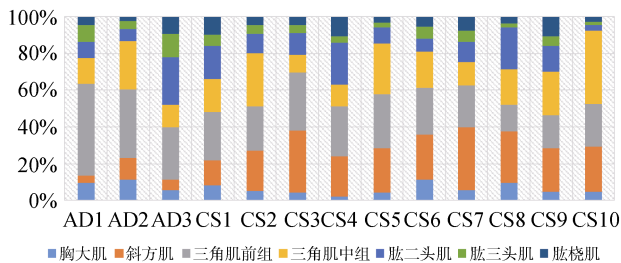


图3 前屈动作阶段的肌肉收缩强度

从图 3 中可以看出, 健康人够物动作的前屈阶段存在某块肌肉收缩强度普遍较大的情况, 且大部分肌肉与患者组存在显著性差异。总体可以看出, 三角肌前组和三角肌中组是完成前屈动作的主要肌肉, 相对于健康组, 患者更多地需要斜方肌进行代偿, 且其他肌肉的收缩强度普遍偏小。且对应的 FM 评分值越低, 即患病越严重, 斜方肌的代偿分量占比越大。

4.1.2 保持阶段

类似的, 我们采用肌电信号的均方根值 (RMS) 计算出了患者和健康组七块肌肉在保持阶段的平均收缩强度, 并根据各块肌肉在整个动作阶段的占比绘制出了保持动作中的肌肉收缩强度, 见图 4。

从图 4 中可以看出, 健康人够物动作的保持阶段收缩强度较患者的收缩强度差别不大。无论是健康组还是患者组, 三角肌前组和三角肌中组都是在保持阶段的主要发力肌肉。相对于前屈阶段, 在保持阶段患者的斜方肌虽有一定的代偿, 但其代偿程度没有前屈阶段严重。也就是说, 患者在够物动作的前屈阶段需要斜方肌来进行代

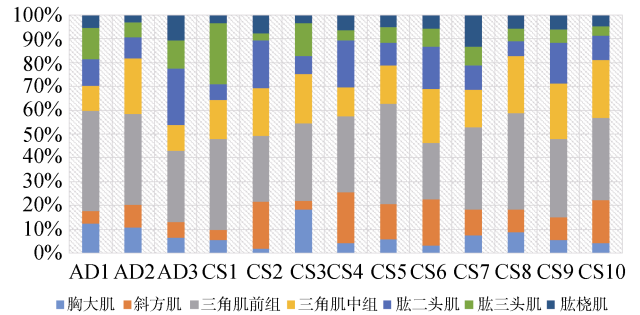


图4 保持动作阶段的肌肉收缩强度

偿, 但是当动作执行完之后, 斜方肌的代偿程度降低, 各肌肉之间的贡献比例趋于正常。

4.2 肌肉做功比

脑卒中患者普遍表现出异常的运动模式, 这主要是因为肌肉之间的做功比发生了变化, 引起了动作的变形, 而且根据病情的恶劣程度, 这种引起动作变形的内在因素也存在相应的变化, 所以应研究脑卒中患者各块参与肌肉在整个动作的执行过程中的做功比关系。

以脑卒中患者的上肢够物动作为例, 结合人体生物力学原理, 选用参与运动的相关肌肉组, 分别为三角肌前组与斜方肌、肱二头肌与肱三头肌、三角肌前组与三角肌中组等。对比 Fugl-meyer 评测值, 分析不同患病程度与各组肌肉做功比的关系。我们分别采集了三组数据, 其中 Fugl-meyer 评测值均值分别为 48、30 和 15。同时我们选用了三组正常人的数据作为参照样本。根据前面章节所介绍的肌肉做功计算方法, 计算出三组数据的做功比, 并对三组患者数据与一组正常数据分别求平均, 得到 FM 分值与做功比之间的关系图 (图 5), 其中正常人的 FM 评测值为 100。

从图 5 可以看出, 在上肢够物的动作过程中, 健康人与患者的做功比数据具有明显的不同。在上肢够物动作过程中, 正常人三角肌前组与斜方肌的做功比偏大, 而患者肱二头肌与肱三头肌的做功比偏大, 且随着 Fugl-meyer 评测值的变小, 这种比例关系的变化更加明显: 随着患者的患病

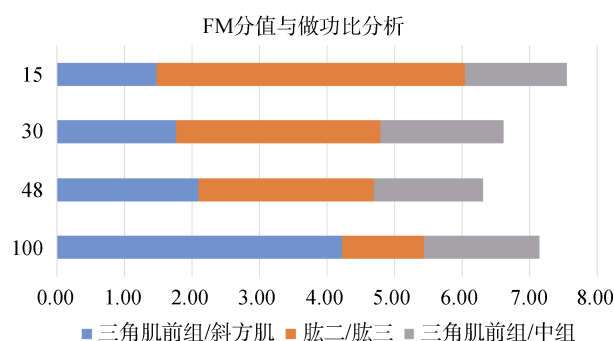


图5 FM 分值与肌肉做功比的关系

严重程度, 也就是 Fugl-meyer 评测值的变小, 三角肌前组与斜方肌的做功比变小, 而肱二头肌与肱三头肌的做功比变大。在上肢够物动作过程中, 三角肌前组与中组的做功比在不同患病程度情况下基本一样, 与正常人相比亦没有明显区别。

5 结论

脑卒中患者普遍表现出异常的运动模式。本研究以脑卒中患者的上肢够物动作为例, 利用高精度的多通道肌电采集系统, 结合人体生物力学原理及与 Fugl-meyer 评测值的比对, 通过对表面肌电信号的时域分析, 探索了表面肌电信号与医学评分表的直接关系, 并分析了深层次的肌肉原因。

通过实验方案设计及实验结果分析可知, 患者上肢在够物动作的前屈阶段, 更多地需要斜方肌进行代偿, 病情越严重, 斜方肌的代偿分量占比越大; 在保持阶段, 患者的斜方肌虽有一定的代偿, 但其代偿程度没有前屈阶段严重。也就是说, 患者在够物动作的前屈阶段需要斜方肌来进行代偿, 但是当动作执行完之后, 斜方肌的代偿程度降低, 各肌肉之间的贡献比例趋于正常。上肢够物动作过程中的肌肉做功比表现为: 正常人的三角肌前组与斜方肌的做功比偏大; 患者的肱二头肌与肱三头肌的做功比偏大; 三角肌前组与中组的做功比没有明显区别。

综上所述, 人体上肢动作作为人体最精细的动作机构, 可以采用表面肌电信号的相关特征信息对其进行研究, 通过对脑卒中患者的肌肉问题

进行分析和评估, 找出与健康人肌肉的差异, 确定问题肌肉, 进行针对性的康复训练。

参考文献

- [1] American Heart Association. Heart Disease and Stroke Statistics-2009 update[EB/OL]. <http://www.americanheart.org/statistics>.
- [2] Mizrahi E H, Fleissig Y, Arad M, et al. Functional gain following rehabilitation of recurrent ischemic stroke in the elderly: experience of a post-acute care rehabilitation setting[J]. Archives of gerontology and geriatrics, 2015, 60(1): 108-111.
- [3] 刘霏, 谢斌, 黄真, 等. 基于肌电和惯性传感器数据融合的脑卒中患者上肢够物运动定量评估[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2013, 28(7): 632-637.
- [4] 张旭. 基于表面肌电信号的人体动作识别与交互[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2010.
- [5] Roberto M, Philip P. Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications[M]. IEEE Press Engineering in Medicine and Biology Society, 2004.
- [6] 张凯莉, 徐建光. 临床实用神经肌电图诊断技术[M]. 上海: 复旦大学出版社, 2004.
- [7] Hardoon D R, Szedmak S, Shawe-Taylor J. Canonical correlation analysis: An overview with application to learning methods[J]. Neural computation, 2004, 16(12): 2639-2664.
- [8] Cheng C H, Cheng H Y K, Chen C P C, et al. Altered co-contraction of cervical muscles in young adults with chronic neck pain during voluntary neck motions[J]. Journal of physical therapy science, 2014, 26(4): 587-590.
- [9] Kumar R, Hägg G, Öhring T. Evaluation of muscular activity while mopping on two different types of floor[J]. Abstract NES, 2008.
- [10] Månsson R, Tsapogas P, Åkerlund M, et al. Pearson correlation analysis of microarray data allows for the identification of genetic targets for early B-cell factor[J]. Journal of Biological Chemistry, 2004, 279(17): 17905-17913.
- [11] Henderson A, Korner-Bitensky N, Levin M. Virtual reality in stroke rehabilitation: a systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery[J]. Topics in stroke rehabilitation, 2007: 52-61.
- [12] Pandian S, Arya K N, Davidson E W R. Comparison of Brunnstrom movement therapy and motor relearning program in rehabilitation of post-stroke hemiparetic hand: a randomized trial[J]. Journal of bodywork and movement therapies, 2012, 16(3): 330-337.

- [13] 唐强, 吴云鹏. 偏瘫的上肢功能评定方法及应用[J]. 中国康复医学杂志, 2009: 576-578.
- [14] 蔚二文, 陈维毅. 表面肌电图在肌肉功能评估中的应用[J]. 大众科技, 2007, 7(95): 120-121.
- [15] Wiethoff S, Hamada M, Rothwell J C. Variability in response to transcranial direct current stimulation of the motor cortex[J]. Brain stimulation, 2014, 7(3): 468-475.
- [16] 燕铁斌. 踝背伸和跖屈肌群的最大等长收缩: 脑卒中急性期患者与同龄健康老人表面肌电图对照研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2003, 25(4): 212-215.
- [17] 代恩泽, 贾劲, 龚标, 等. sEMG 在足球运动员下肢肌肉训练中的应用研究进展[J]. 保健医学研究与实践, 2015, 3: 93-96.
- [18] 齐瑞, 严隽陶, 房敏, 等. 脑卒中偏瘫患者肱二、三头肌表面肌电特征的研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2006, 28(6): 399-401.
- [19] Cheng C H, Cheng H Y K, Chen C P C, et al. Altered co-contraction of cervical muscles in young adults with chronic neck pain during voluntary neck motions[J]. Journal of physical therapy science, 2014, 26(4): 587-590.

Study on Muscle Performance of Stroke Upper Limb Based on Surface Electromyography

Xuan Yundong¹, Sun Yingfei¹, Huang Zhibei¹, Huang Zhen², Huang Bingyu¹

(1. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;

2. Peking University Health Science Center, Beijing 100191, China)

Abstract: Stroke is a serious hazard to human health and safety. The functional impairments caused by stroke, leaves the family and society a heavy psychological and economic burden. The theory of brain plasticity suggests that the damaged human central nervous system could be regenerate under the right conditions, which relates to the recovery of motor function. The rehabilitation of stroke patients' motor function depends on the correct assessment of the loss of motor functions, as well as the biomechanics. In this study, on the basis of our existing assessment of function measure, surface electromyography (EMG) signal is collected by multi-channel sEMG system. And based on the data set, RMS and Acting ratio are computed for the muscle performance analysis. This study can help us provide novel ideas for the development of rehabilitation strategies for Stroke subjects.

Keywords: electromyography; RMS; acting ratio; time-domain analysis; biomechanics