

·临床研究·

脑卒中恢复期患者肘关节最大等长性屈伸运动时 肩肘肌群表面肌电信号特征性研究*

赵晨钰¹ 毕 胜^{2,5} 卢 茜³ 李欣欣⁴ 陈晓玲⁴ 谢 平⁴

摘要

目的:研究脑卒中恢复期患者肘关节最大等长性收缩时肩、肘关节相关肌肉表面肌电(sEMG)信号的特征。

方法:16例脑卒中恢复期患者和7例健康对照者。在肘关节作最大等长性收缩运动时,记录胸大肌、三角肌、肱二、肱三和肱桡肌的sEMG信号,计算相应肌肉的积分肌电值(iEMG)、均方根值(RMS)、协同收缩率(CSR)和肩肘关节的肌间相干性。

结果:肘关节屈伸运动时,患者的最大力值明显小于健康人,iEMG、RMS值明显小于健康人,差异有显著性意义($P<0.05$)。患者屈肘时的CSR值明显大于健康人,差异有显著性意义($P<0.05$)。患者肌间相干性小于健康人。

结论:恢复期脑卒中患者偏瘫上肢肌肉收缩功能下降,肘屈肌异常协同收缩明显增强,康复训练应以改变屈肌协同为主,可用表面肌电技术对脑卒中患者的异常协同进行定量评价。

关键词 脑卒中; 表面肌电图; 肩关节; 肘关节; 积分肌电值; 相干性

中图分类号:R743.3,R741.0 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2018)-09-1036-07

Features of surface electromyographic signal of shoulder and elbow muscle in convalescent stroke patients during elbow maximum isometric flexion and extension/ZHAO Chenyu, BI Sheng, LU Xi, et al// Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2018, 33(9): 1036—1042

Abstract

Objective:To study the features of surface electromyography(sEMG)signal of the shoulder and elbow muscles in convalescent stroke patients during elbow maximum isometric contraction(MIC).

Method:Sixteen stroke patients and seven healthy controls were recruited in this study. The signal of sEMG of pectoralis major (PM),deltoid (DT),biceps brachii (BB),triceps brachii (TB)and brachioradialis (BRD)were recorded during maximum isometric voluntary elbow contraction. Integrated EMG (iEMG),root mean square (RMS),co-synergy ratio(CSR)and intermuscular coherence were compared.

Result:The patients' maximum force were much less than healthy controls during elbow flexion and extension ($P<0.05$). Meanwhile,there were significant differences in iEMG and RMS of the patients as compared with the controls' corresponding muscle($P<0.05$). CSR of patients were higher than that of healthy controls during elbow flexion($P<0.05$),and coherence of patients was less than that of the controls.

Conclusion:Muscle contraction function of hemiplegic upper limb decline in the convalescent patients with stroke, and elbow flexor abnormal synergy were enhanced significantly. Rehabilitation training should be given priority to change the flexor synergy. Meanwhile, we can quantitatively measure the neuromuscular function of stroke patients through the surface electromyography.

Author's address Rehabilitation Medicine Center, Chinese PLA General Hospital, Beijing,100853

Key word stroke; surface electromyography; shoulder joint; elbow joint; iEMG; coherence

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.09.006

*基金项目:国家自然科学基金项目(81272162)

1 解放军医学院,北京市,100853; 2 解放军总医院康复医学中心; 3 中日友好医院康复科; 4 燕山大学电气工程学院; 5 通讯作者
作者简介:赵晨钰,女,硕士研究生; 收稿日期:2016-11-01

表面肌电图(surface electromyography, sEMG)是一种定量评定神经肌肉功能的方法。变化的肌电信号可以定量地反映出肌肉的力量水平、多肌群间的协调性等中枢神经控制的肌肉变化规律^[1]。国外相关研究发现脑卒中偏瘫患者患侧上肢展现出了不适当的肌肉共同激活模式:肩关节外展时肘关节屈曲及肩关节内收时肘关节伸展^[2-3],但以往研究并未建立对这种异常协同的定量评价指标。国内虽然也对脑卒中偏瘫患者患侧上肢肌肉的表面肌电信号进行了研究,但多集中于肘关节主动肌与拮抗肌的肌电信号变化^[4-6],对于肘关节屈伸运动所引起的近端肩关节相关肌肉肌电信号的变化尚未见报道。另外,肌间相干性也是评价关节间协同运动的一个方面,虽然Katarzyna等^[7]通过肌间相干性对偏瘫侧肩肘关节肌电信号间的关系进行过研究,但却是在动态伸臂任务下进行的,未见有人通过肌间相干性研究肘关节等长性屈伸运动时肩肘关节间的肌间协同问题。

故本研究采用sEMG探讨脑卒中患者在最大等长性收缩(maximum isometric contraction, MIC)下进行肘关节屈伸运动时肩肘关节相关肌群表面肌电信号变化的特点及肌间相干性,探讨偏瘫患者上肢异常协同的可能机制,为脑卒中偏瘫患者肢体评估提供有效的手段,为指导康复治疗提供依据。

1 对象与方法

1.1 研究对象

本实验选取了2015年1—12月在解放军总医院康复医学中心和北京康复医院接受康复治疗的慢性脑卒中患者16例(年龄:56.94±11.14岁,2例女性,

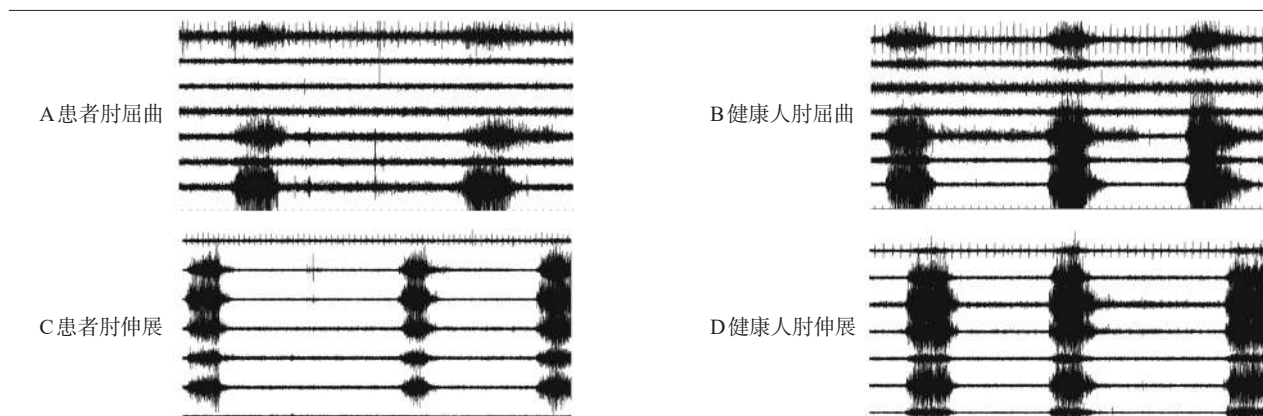
14例男性)及7例健康对照(年龄:51.0±11.49岁,1例女性,6例男性)。纳入标准为:①16例患者均为初次发病、病程3个月以上的脑卒中患者,有明确的CT或MRI诊断,且患者全部为左侧偏瘫;②患者患侧上肢肩、肘和腕关节主要肌肉肌力为2级≤肌力≤4级,肌张力<2级;③患者具有一定的认知能力,MMSE≥22分;④年龄在30—65岁之间;⑤患者本人及家属对本研究知情同意,并签署知情同意书。排除标准为:①初次发病3个月以内的患者;②运动功能障碍较为严重,不能进行主动运动;或运动功能恢复良好,功能接近正常的患者;③患侧上肢有严重肩痛、骨折和手术后的患者;④脑干及小脑病变的患者;⑤正在口服或注射抗痉挛药物者。选取的7例健康对照者的性别、年龄、体重与患者相匹配,没有神经系统损伤或神经系统基础疾病。

1.2 试验方法

1.2.1 皮肤准备:用医用酒精棉片对患者患肢皮肤进行脱脂处理后再进行电极安放,以减少皮肤与电极间的阻抗。

1.2.2 表面电极放置及参数:肌电信号的采集是用Delsys公司研发的Trigno wireless 双极表面肌电采集系统。Trigno wireless表面肌电测试仪为支持16通道同时采集的无线传感器,保证在20m测试范围以内通讯良好。将表面肌电顺肌纤维方向分别贴于胸大肌(pectoralis major, PM)、三角肌(deltoid, DT)前中后、肱二头肌(biceps brachii, BB)、肱三头肌(triceps brachii, TB)和肱桡肌(brachioradialis, BRD)肌腹处,采样频率为1000Hz。如图1分别为患者和健康人在不同动作任务下相应肌肉的表面肌电信号。

图1 患者和健康人在做肘关节等长性屈伸运动时肩肘相关肌肉表面肌电信号



A和C为患者在肘关节屈伸运动时相应肌肉肌电活动信号;B和D为健康人在肘关节屈伸运动时相应肌肉活动的肌电信号。

图中7条肌电信号分别为:胸大肌、三角肌(前、中、后)、肱二头肌、肱三头肌和肱桡肌。

1.2.3 实验测试过程:实验时要求受试者坐于固定背靠椅上,躯干被经过胸、腹部的带子固定于椅背上,受试者实验时躯干和骨盆被限制移动。将受试者的手臂放于静力力量测量仪器^[8]的支架上,测量仪器可实现受试者上肢肩外展75°、前屈40°,肘曲90°^[9],固定受试者上臂远端及腕部,并使受试者的手正对自身的正中矢状位,手掌处于中立位。静力力量测量仪器连接两个三维力传感器,受试者进行肘关节屈伸运动时,支架能够完成手臂近端与远端在动作平面X、Y两方向的力和垂直于动作平面的力矩测定。距离受试者头部60cm的正前方有一显示器,可以显示测试时的力值及力值曲线。让每个受试者先放松,即肌电信号及力值信号均在基线位置,然后语音提示受试者进行肘关节屈伸最大等长性收缩(maximum isometric contraction, MIC)运动,当力值曲线不在上升时即达到每个受试者的最大力值,嘱受试者保持此力值1s(防止过度疲劳)^[8-9],然后嘱受试者放松,休息5—7s^[9]。每个动作3次,共计2组6次测试。

测试前,实验人员认真向患者解释整个实验过程及注意事项,告知受试者实验前充分放松(以没有肌电信号为准),实验时避免用身体的力量,同时可让受试者进行5—10min的练习,确保受试者在数据采集时可以主动完成动作任务。

1.3 数据分析

1.3.1 力值数据分析:①对所采集的力值数据进行基线矫正,即选取动作开始前相对平稳的2s力线作为基线,其余时间的力值点均减去该段基线内数据的均值以实现基线矫正;②计算每组动作最大力值的平均值;③比较患者和健康人的力量差异。

1.3.2 肌电信号分析:肌电信号预处理:用MATLAB(Math Works, Inc.; Natick, Ma, Usa)分析软件对肌电信号进行分析。首先采用自适应高通滤波去除sEMG信号中的基线漂移^[10],以实现基线的矫正。由于sEMG信号主要集中在低频段,所以采用5—200Hz的带通滤波去除sEMG信号中的噪声及伪迹,利用独立分量分析方法去除50Hz的工频干扰及谐波干扰。

对预处理后的肌电信号进行积分肌电值(integrated electromyogram, iEMG)及肌电均方根值

(root mean square, RMS)计算。

协同收缩率(co-synergy ratio, CSR)的计算:协同肌iEMG/(主动肌iEMG + 协同肌iEMG)。

计算两个EMG信号间的相干性(coherence)用于量化两肌肉间共激活的程度。计算肘屈曲时肱二-胸大肌、肱二-三角肌和肘伸展时肱三-胸大肌、肱三-三角肌等的肌间相干性。在MATLAB环境中,以重叠分段法计算两肌肉间EMG-EMG相干性。

两肌电信号在频率 λ 处的相干性可以由以下公式计算:

$$|R_{xy}(\lambda)|^2 = |f_{xy}(\lambda)|^2 / f_{xx}(\lambda)f_{yy}(\lambda) \quad (1)$$

其中, $f_{xx}(\lambda)$ 和 $f_{yy}(\lambda)$ 分别代表两通道EMG信号 x 和 y 的自谱密度函数, $f_{xy}(\lambda)$ 表示 x 和 y 的互谱密度函数, $|R_{xy}(\lambda)|^2$ 代表的是两信号在频域内的线性相关性,其取值范围为0到1,0代表两信号间无线性关系,1则代表两信号间为完全的线性关系。

两信号间的一致程度可以用显著一致性阈值 S 描述,计算公式如下:

$$S(\alpha) = 1 - (1 - \alpha)^{1/(n-1)} \quad (2)$$

其中 n 代表的是参与频谱估计的数据段的数目(本研究中 $n=4000$), α 为置信区间($\alpha=0.95$),超过显著性阈值时两EMG相干性显著。为了对组间一致性进行定量的比较,描述不同任务条件下各频段一致性的差异,本研究计算了相干曲线以下、显著一致性阈值以上的面积值,采用的是 Z 变换显著一致性面积指标 A_z ,公式如下:

$$A_z = \sum \Delta\lambda(Z(\lambda) - S) \quad (3)$$

对不同频段的相干曲线下面积进行归一化处理,即计算单位赫兹的面积,以便进行更准确的比较。

1.4 统计学分析

统计学方法:采用SPSS17.0对实验结果进行分析。采用独立样本 t 检验(符合正态分布)和Wilcoxon秩和检验(不符合正态分布),比较健康人和患者力量、积分肌电值、均方根值及肌间相干性。以上统计学计算均采用 $P<0.05$ 表示有显著性差异。

2 结果

2.1 力量

见表1。患者在进行肘关节的屈伸运动时最大力值明显小于健康人,差异有显著性意义(肘屈曲: $P=0.002$,肘伸展: $P=0.016$)。

2.2 表面肌电信号

2.2.1 积分肌电值(iEMG)和均方根值(RMS):图2为患者和健康人在不同动作任务下肩、肘肌肉表面肌电的iEMG值和RMS值的比较。A和B分别为肘关节屈曲和伸展时的iEMG值:在肘关节屈曲运动时,患者肱二头肌的iEMG值明显小于健康人($P=0.005$);同样,在肘关节伸展运动中,患者肱三头肌的iEMG值也明显小于健康人($P=0.015$),同时患者三角肌的iEMG值也明显小于健康人($P=0.016$),差异有显著性意义。在肘关节屈曲和伸展过程中,虽然患者胸大肌的iEMG值也表现出小于健康人的趋势,但并没有表现出明显显著性差异。C和D分别为患者和健康人肘关节屈曲和伸展时的肌电RMS值比较:在进行肘屈曲运动时,患者肱二头肌的RMS值明显小于健康人,差异有显著性意义($P=0.003$),其余肌肉的RMS值并未表现出组间差异;在

肘关节伸展运动中,患者肱三头肌和三角肌的RMS值也明显小于健康人(肱三头肌: $P=0.027$,三角肌: $P=0.023$),差异有显著性意义。

2.2.2 肌肉协同收缩率(CSR):表2为患者和健康人在不同动作任务下肩关节CSR比较,由表中可以看出不论是在肘屈曲还是伸展运动中,患者肩关节

表1 患者和健康人不同动作任务下最大力值的比较 ($\bar{x} \pm s$)

	患者(n=16)	健康人(n=7)
肘屈曲	50.27±23.16 ^①	83.75±15.64
肘伸展	55.21±29.73 ^①	88.32±22.04

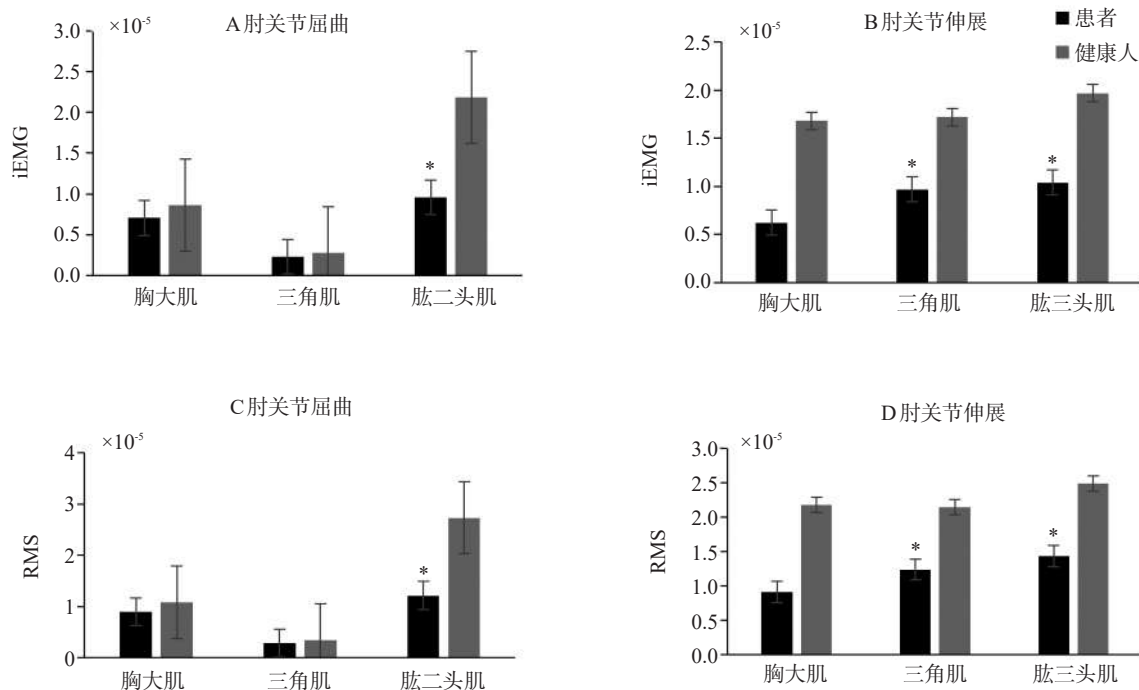
注:① $P<0.05$

表2 不同动作任务下肩关节肌肉CSR值的比较 ($\bar{x} \pm s$)

	患者(n=16)	健康人(n=7)
肘屈曲		
胸大肌	0.41±0.18 ^①	0.2894±0.07
三角肌	0.23±0.11 ^①	0.1311±0.05
肘伸展		
胸大肌	0.36±0.22	0.31±0.26
三角肌	0.47±0.21	0.47±0.13

注:① $P<0.05$

图2 患者和健康人不同动作任务下相关肌群的iEMG值和RMS值比较



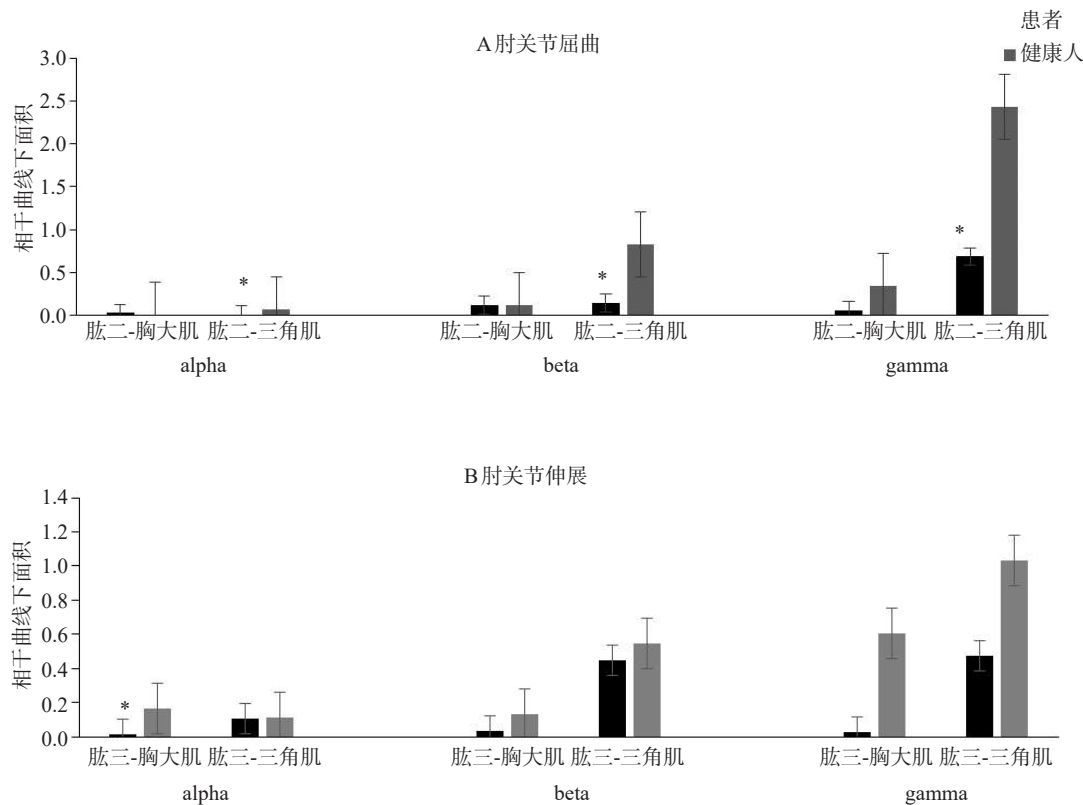
* $P<0.05$

肌肉的CSR值都大于健康人,尤其是在肘关节屈曲运动中,患者胸大肌和三角肌的CSR值都大于健康人(胸大肌: $P=0.029$,三角肌: $P=0.037$),差异有显著性意义,且胸大肌的CSR值更大;而在肘关节伸展运动中,虽然也表现出了患者的CSR值大于健康人的趋势,但却没有表现出显著性差异。

2.2.3 肌间相干性:图3为患者和健康人在不同动作任务下肩肘关节肌间的相干性比较。A图为肘关节屈曲运动时远端肘屈肌与近端肩内收肌和外展肌

在不同频段间的相干性,由图可以看出患者肱二—胸大肌、肱二—三角肌的肌间相干性在alpha、beta和gamma频段都小于健康人,但只有肱二头肌和三角肌肌间的相干性在各频段表现出了组间差异,肱二头肌和胸大肌的肌间的相干性没有组间差异。B图为肘关节伸展运动时肘伸肌与肩内收肌/外展肌的肌间的相干性,同样表现出患者各肌群间的相干性小于健康人,但除alpha频段外,其余频段没有明显的显著性差异。

图3 患者和健康人在不同动作任务下肩肘关节肌间的相干性比较



* $P<0.05$

3 讨论

脑卒中后患者肌肉力量的下降和异常的协同运动模式被认为是限制患者运动康复的主要原因,也是康复治疗的主要目标^[1]。本研究显示脑卒中患者肌肉力量明显下降,主动肌及被动肌的iEMG值和RMS值明显小于健康人,肘屈曲时肘屈肌同肩内收、外展肌的肌肉协同收缩率明显大于健康人,尤其

是同肩内收肌的协同率更大,差异有显著性意义;肘伸展时肘伸肌和肩内收、外展肌的协同收缩率也大于健康对照组,但并没有表现出显著性差异。肘屈/伸肌同肩内收/外展肌的肌间相干性与健康人相比在各个频段都减小。

sEMG是指通过表面电极从被测肌肉的皮肤表面获得肌肉活动时肌电活动的时间序列信号^[4]。该

信号来源于大脑的运动皮质,是外周肌肉运动单位电位的总和,该信号的振幅、频率等参数的变化取决于运动单位电位的募集和同步化等中枢控制因素和兴奋传导等外周因素的共同作用^[12],对于sEMG信号的分析主要集中于两个领域:时域和频域分析。时域分析包括积分肌电值(iEMG)、均方根值(RMS)、平均振幅等,可以反映出肌电信号振幅在时间维度上的变化^[5]。频域分析方法包括平均功率频率和中位频率等。此外还有其他反映信号间同步程度的分析,如相干性分析等。

Pullman等^[13]的研究证明:在不同的运动过程中,相应肌肉的肌纤维是以不同的数目有序地参加运动活动的,并且会以特定数量的肌纤维作为整体进行全或无式的收缩。运动刚开始时,只有部分肌纤维被用来产生较大的张力以维持运动所需;随着运动时间的持续,某些支配运动单位的神经发出的神经冲动会减少,相应肌肉肌张力也会降低;另外在肌肉持续运动时局部的酸性代谢产物会增加,肌细胞的内环境发生改变,也会导致肌纤维收缩力量的减低,所以要维持原来的肌肉张力就必须募集新的运动单位电位^[14]。而Gemperline等^[15]的研究则发现偏瘫患者在肌肉收缩过程中运动单位的平均放电率是减小的,且在收缩过程中不能增加。因此本研究中,脑卒中患者肘屈曲和伸展时力量明显减低,且肘屈肌和伸肌的积分肌电值和均方根值明显下降,可能就是因为上运动神经元的损伤,导致alpha运动神经元数量的减少^[16],在肘屈曲和伸展过程中不能及时募集到新的运动单位来参与运动,导致了肌肉收缩力量的下降。

在以往通过对正常人的运动任务进行研究,发现无意识的肌肉活动出现在潜在的特定任务条件下,而这种无意识的肌肉活动常是由临近肌肉的激活引起的^[17]。正常人在某些特定的情况下,如疲劳或关节不稳时,这种无意识的肌肉激活程度会增加^[18]。通过对患者的研究发现,在一些神经系统损伤的患者中经常观察到上肢远端和近端肌肉间的非自主性的共同激活现象,已有人报道过脑卒中后跨多关节的肌肉共激活增加^[2-3,7,17],这种异常的协同模式反应了患侧肢体相邻关节间相对紧密的一种粗大的刻板运动,丧失了对关节的独立控制能力,限制了关节的

灵活性和适应动作的协调能力。以往通过iEMG定量研究脑卒中患者肩肘异常协同模式多集中于主动肌与拮抗肌间的关系,应用了共同收缩率(co-contraction ratio)或拮抗比值^[6]等概念,其计算公式均为拮抗肌iEMG/(主动肌iEMG+拮抗肌iEMG)^[1,4,6,14]。而本研究提出了协同收缩率(co-synergy ratio, CSR)的计算,用表面肌电定量评价偏瘫上肢远端与近端肌肉间的协同作用,发现患者在进行肘屈曲运动时,肘屈肌与肩内收肌及外展肌间的CSR明显增高,尤其是同肩内收肌的CSR更高,而肘伸展运动时的肌间CSR却没有表现出组间差异,这也许与脑卒中后屈肌张力过高有关。对于异常协同运动的产生有人认为是由于上运动神经元的损伤,导致了高位运动中枢失去了对运动系统的调控,使得原始的、被抑制的皮质下运动被释放出来,导致了肌群间的协同紊乱,产生了异常的运动模式^[19]。而Yao等^[9]则通过脑电溯源成像发现脑卒中患者肩、肘关节的皮层代表区有一定的重叠,这与独立关节控制的降低程度显著相关,这可能是导致肩、肘关节产生异常协同运动的潜在神经机制。

而在肘关节屈伸运动过程中,肩肘肌间相干性在各个频段都小于健康对照组,对此的机制仍不十分明确。相干性分析是近年来提出的一种反映信号间同步程度的分析方法^[20],是指两个信号间的线性关系^[20-21]或相互依赖程度^[22],相干性越大,说明两个信号活动的同步程度越高,提示两者相互依赖、相互联络的程度越强^[23]。在肌肉活动过程中,肌间相干性并不能直接反应大脑皮质的活动改变,大脑的这种活动改变也许是通过可能导致大脑重组的多突触通路产生的^[24]。有研究表明脑卒中患者偏瘫侧手和前臂肌肉的脑电-肌电相干性也明显减小^[25],这与本研究中的结果相似。且有研究证明相干性与肌电活动的时间和频率有关,肌间相干性的减低也许反应了与脑卒中相关的皮质脊髓束神经网络交流的中断^[7];也有人认为脑卒中后大脑皮质重组导致的肌肉间共激活的程度有限,或者是肌肉间的相干有其他来源^[26],对此可结合脑电进一步研究。

总之,本研究通过对恢复期脑卒中患者肘关节最大等长性收缩运动时肩肘肌群表面肌电信号的研究,发现脑卒中后肘关节在进行屈伸运动时主动肌

及被动肌的肌电活动量都明显下降,肩肘关节的异常协同收缩明显增强,尤其是屈肌协同;肩肘肌肉间的肌电相干性明显减低。因此,通过以上结果可以明确患者和健康人之间的功能差异,为异常协同模式的产生机制提供研究方向及方法,从而有针对性地为脑卒中患者制定康复治疗方,以有利于患者最大程度的恢复。

参考文献

- [1] 姜丽,窦祖林,温红梅,等.恢复期脑卒中患者膝关节最大等长收缩时大腿肌群表面肌电信号特征研究[J]. 中国运动医学杂志, 2010,29(4):421—424.
- [2] Bourbonnais D, Vanden Noven S, Carey KM, et al. Abnormal spatial patterns of elbow muscle activation in hemiparetic human subjects[J]. Brain, 1989,112(1):85—102.
- [3] Dewald JP, Pope PS, Given JD, et al. Abnormal muscle co-activation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects[J]. Brain, 1995, 118(2):495—510.
- [4] 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]. 中国物理医学与康复杂志, 2006,28(6):399—401.
- [5] 吴小鹰,侯文生,郑小林,等.上臂表面肌电信号与肘关节角度的相关性研究[J]. 航天医学与医学工程, 2007,20(4):259—263.
- [6] 戴慧寒,王健,杨红春,等.脑卒中患者不同强度随意运动时的sEMG反应特点[J]. 中国康复医学杂志, 2008,23(1):23—25.
- [7] Kisiel-Sajewicz K, Fang Y, Hrovat K, et al. Weakening of synergist muscle coupling during reaching movement in stroke patients[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2011,25(4): 359—368.
- [8] 洪跃镇,隋建锋,季林红,等.偏瘫手臂静力力量测量仪器的设计研究[J]. 中国康复医学杂志, 2015,30(12):1253—1256.
- [9] Yao J, Chen A, Carmona C, et al. Cortical overlap of joint representations contributes to the loss of independent joint control following stroke[J]. Neuroimage, 2009,45:490—499.
- [10] 马培培,陈迎亚,杜义浩,等.中风康复运动中脑电-肌电相干性分析[J]. 生物医学工程学杂志,2014,31(5):971—997.
- [11] Schneider R, Gautier JC. Leg weakness due to stroke. Site of lesions, weakness patterns and causes[J]. Brain, 1994,117 (2):347—354.
- [12] Hägg GM. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction[J]. J Appl Physiol, 1992,73(4):1211—1217.
- [13] Pullman SL, Goodin DS, Marquinez AI, et al. Clinical utility of surface EMG: report of the therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology[J]. Neurology,2000,55(2):171—177.
- [14] 窦祖林,温红梅,姜丽,等.脑卒中患者小腿肌肉运动协调性的表面肌电特征研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2009,31(7): 448—451.
- [15] Gemperline JJ, Allen S, Walk D, et al. Characteristics of motor unit discharge in subjects with hemiparesis[J]. Muscle Nerve, 1995,18(10):1101—1114.
- [16] Lukács M. Electrophysiological signs of changes in motor units after ischaemic stroke[J]. Clin Neurophysiol, 2005,116 (7):1566—1570.
- [17] Lee SW, Landers K, Harris-Love ML. Activation and inter-muscular coherence of distal arm muscles during proximal muscle contraction[J]. Exp Brain Res, 2014,232(3):739—752.
- [18] Bodwell JA, Mahurin RK, Waddle S, et al. Age and Features of movement influence motor overflow[J]. J Am Geriatr Soc, 2003,51(12):1735—1739.
- [19] Kim DY, Park CI, Chon JS, et al. Biomechanical assessment with electromyography of post-stroke ankle plantar flexor spasticity[J]. Yonsei Med J, 2005,46(4):546—554.
- [20] 侯文生,张阳,李卫娜,等.手指自主按键运动中脑磁图信号的相干性分析[J]. 山东大学学报,2011,46(1):1—5.
- [21] Mima T, Hallett M. Electroencephalographic analysis of cortico-muscular coherence: reference effect, volume conduction and generator mechanism[J]. Clin Neurophysiol, 1999, 110(11):1892—1899.
- [22] 李云萍,李莉,郑旭媛.健康人手部不同动作的脑电-肌电相干性分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2014,31(5):962—966.
- [23] 王佳,蒋正言.阿尔茨海默病脑电图相干性研究进展[J]. 中国老年学杂志,2004,24(12):1213—1215.
- [24] Benecke R, Meyer BU, Freund HJ. Reorganisation of descending motor pathways in patients after hemispherectomy and severe hemispheric lesions demonstrated by magnetic brain stimulation[J]. Exp Brain Res, 1991,83(2):419—426.
- [25] Mima T, Toma K, Koshy B, et al. Coherence between cortical and muscular activities after subcortical stroke[J]. Stroke, 2001,32(11):2597—2601.
- [26] Kamper DG, Fischer HC, Conrad MO, et al. Finger-thumb coupling contributes to exaggerated thumb flexion in stroke survivors[J]. J Neurophysiol, 2014,111(12):2665—2674.