

· 临床研究 ·

脑卒中偏瘫患者上肢运动功能障碍的生物力学机制研究

王群 谢斌 黄真 潘冰玉 靳婷婷 罗春 王翠

【摘要】 目的 探讨脑卒中患者偏瘫侧上肢运动功能障碍的运动学及肌电学特征。**方法** 选取 39 例脑卒中偏瘫患者和 25 例健康人分别纳入实验组和对照组。应用穿戴式微型传感器运动捕获系统和表面肌电技术采集受试者上肢前屈够物时的三维运动学数据和表面肌电信号,经处理后提取 5 个运动学参数,即躯干扭转度、肩关节活动度、运动速度、等张失稳度和等长失稳度,同时还对比分析肌电学特征,包括积分肌电值(iEMG)和肌肉做功比。将前屈够物过程分为前屈阶段和维持阶段,分别比较实验组和对照组在前屈阶段运动学参数和 2 个阶段的肌电参数,并分析实验组运动学参数与肌电参数间的相关性。**结果** ①实验组患侧躯干扭转度、等张失稳度和等长失稳度明显大于对照组,而肩关节活动度及运动速度均明显小于对照组,组间差异具有统计学意义($P<0.05$)。②实验组在够物前屈阶段其偏瘫侧上肢斜方肌上部 iEMG 值明显大于对照组,而三角肌前束和肱三头肌 iEMG 值明显小于对照组,组间差异具有统计学意义($P<0.05$);三角肌中束和肱二头肌 iEMG 值组间差异无统计学意义($P>0.05$);三角肌前束/斜方肌上部做功比和三角肌前束/中束做功比均小于对照组,肱二头肌/肱三头肌做功比大于对照组,组间差异均具有统计学意义($P<0.05$)。③够物维持阶段,实验组与对照组各肌肉 iEMG 值及肌肉做功比统计结果与前屈阶段一致。④躯干扭转度与斜方肌上部 iEMG 值呈正相关($r=0.359, P<0.05$);肩关节活动度与三角肌前束 iEMG 值呈正相关($r=0.366, P<0.05$);运动速度与三角肌前束 iEMG 值呈正相关($r=0.344, P<0.05$)。**结论** 脑卒中患者偏瘫侧上肢在够物过程中其运动学参数及表面肌电参数均出现异常特征性改变,上述指标可用于运动功能障碍定量评估及康复治疗指导。

【关键词】 脑卒中; 偏瘫; 够物; 运动学; 表面肌电

基金项目:国家自然科学基金资助项目(81272166)

The biomechanics of hemiplegic stroke survivors' upper limb motor function Wang Qun*, Xie Bin, Huang Zhen, Pan Bingyu, Jin Tingting, Luo Chun, Wang Cui. *Department of Rehabilitation Medicine, Peking University First Hospital, Beijing 100034, China

Corresponding author: Hang Zhen, Email: huangzhen6313@163.com

【Abstract】 Objective To document the kinematics of upper-limb motor dysfunction among hemiplegic stroke survivors. **Methods** Thirty-nine stroke survivors with hemiplegia were selected as the experimental group, while twenty-five healthy counterparts were chosen as the control group. Reaching movements performed in the sagittal plane were divided into an anteflexion phase and a holding phase. Three-dimensional kinematics data were captured using a micro-sensor motion capture system, and surface electromyograms (sEMGs) were recorded synchronously from the upper trapezius (UT), the anterior (AD) and middle (MD) segments of the deltoid, the biceps brachii (BB) and the triceps brachii (TB). The torso twist (TTD), the range of motion (ROM) of the shoulder, movement velocity (MV), isotonic instability degree (IT) and isometric instability degree (IM) were extracted. Integrated electromyography (iEMG) and work ratios were chosen as indicators to compare the two groups. The experimental group's kinematic indicators were correlated with that group's sEMG parameters. **Results** The average TTD, IT and IM in the experimental group were significantly larger than those of the control group, while the ROM of the shoulder and the MV were significantly smaller. During the anteflexion phase, the average iEMG from the UT in the experimental group was significantly larger than that of the control group, while the average iEMGs from their AD and TB were significantly smaller; The BB/TB work ratios in the experimental group were significantly greater than those of the con-

trol group, while the AD/UT and AD/MD ratios were significantly smaller. The results during the holding phase were similar. In the experimental group, torso twist was found to be positively correlated with the iEMG of the UT, and the ROM of the shoulder and movement velocity were also positively correlated with the iEMG of the AD. **Conclusions** Kinematics variables and sEMG features can be used to evaluate the motor dysfunction of hemiplegic stroke patients' affected upper limbs quantitatively and provide guidance for rehabilitation.

[Key words] Hemiplegia; Stroke; Reaching; Kinematics; Electromyography
Fund program: National Natural Science Foundation of China (grant 81272166)

脑卒中是致残率很高的一种疾病,约 60%~80% 幸存者会遗留不同程度肢体功能障碍,其中上肢功能障碍是最常见后遗症之一,严重影响患者日常生活。上肢功能主要分为够取物体和手部操作两大部分,其中上肢够物在日常生活中占上肢功能的一半以上。本研究主要探讨脑卒中偏瘫患者上肢够物时其运动学及肌电学特征,以期为脑卒中偏瘫患者上肢运动功能障碍的康复评定及治疗提供科学依据。

对象与方法

一、研究对象

患者入选标准:①符合 2007 版《中国脑血管病防治指南》中关于脑卒中的诊断标准^[1],并经头颅 CT 或 MRI 检查确诊;②首次发病,病程不超过 6 个月;③可维持独立坐位;④病情稳定,神志清楚,能配合相关动作测试;⑤肩肘关节被动活动范围正常;⑥Brunnstrom 运动功能分期为Ⅲ~Ⅴ期;⑦患者本人或家属签署知情同意书。患者排除标准:①有认知功能障碍且不能合作;②有单侧空间忽略;③运动时伴有肩痛;④上肢伴有其它肌肉骨骼系统或周围神经疾病等情况。

选取 2013 年至 2016 年期间在北京大学第一医院康复医学科就诊且符合上述标准的脑卒中患者 39 例纳入实验组,另选取与患者年龄、身高及体重相匹配的健康志愿者 25 例纳入对照组。2 组研究对象一般资料情况详见表 1,表中数据经统计学比较,发现组间差异均无统计学意义($P>0.05$)。

表 1 实验组与对照组一般情况比较($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	平均年龄 (岁)	平均身高 (cm)	平均体重 (kg)
实验组	39	58.8±11.1	169.4±8.3	68.4±8.1
对照组	25	58.3±9.9	165.4±8.8	65.7±11.9

二、研究方法

测试开始前,受试者端坐于有靠背椅子上,背部紧贴椅背,屈髋 90°,双上肢自然垂在体侧,掌心向内;将一个杯子放置于受试侧上肢肩关节正前方,杯子高度与肩峰平齐,距离肩关节一臂长。测试任务过程分为 2 个阶段:嘱受试者用受试侧上肢以自然速度去够取水杯,要求触及杯子即可,此为前屈阶

段;保持该姿势 3 s,此为维持阶段;完成动作后受试者手臂自然放下。测试前需向受试者详细讲解动作要领,并进行 2~3 次练习。受试者在治疗师语言指导下,共完成 3 次动作测试,每次间隔 30 s,取最佳结果进行统计分析。

三、信号采集与数据处理

选用中国科学院研发的穿戴式微型传感器运动捕获系统收集受试者上肢前屈够物时的三维运动学数据。该系统有 3 个运动传感器单元,分别固定于受试者躯干 L_{4/5} 棘突处、上臂及前臂背侧,每个运动单位包括加速计、陀螺仪和磁力计 3 种类型微型传感器。从数据采集设备中导出各个运动传感器单元相对于参考坐标系的方位四元数,通过相邻两运动传感器单元相对于参考坐标系的数据计算关节角的四元数,由此获取各个关节运动信息,最后提取运动学参数。

应用 Megawin ME6000 型表面肌电系统采集各受试者上肢够物时其肌肉生物电信号,选择 Ag/AgCl 表面电极记录斜方肌上部、三角肌前束、三角肌中束、肱二头肌和肱三头肌表面肌电信号。各记录电极的粘贴位置参照欧盟委员会推荐的非侵入式肌肉评估表面肌电(surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles, SENIAM)中相关粘贴标准,每块肌肉对应的双电极中心距离为 2 cm,电极粘贴方向与肌纤维走行平行,参考电极贴于 C₇ 棘突部位。检测前对电极片粘贴部位皮肤进行备皮处理,并用酒精局部清洁,以去除皮肤表面角质层和油脂,待皮肤干燥后再粘贴电极。本研究收集的原始肌电信号均经去噪和标准化处理。

本实验同时采集受试者运动学及肌电数据,并提取出 5 个有临床意义的运动学参数,包括躯干扭转度、肩关节活动度、运动速度、等张失稳度和等长失稳度以及 2 个肌电参数,即积分肌电值(integrated electromyography, iEMG)和肌肉做功比。躯干扭转度指受试者在够物过程中躯干扭转的角度,可反映躯干代偿情况;肩关节活动度是指完成任务时肩关节前屈范围;运动速度是指上肢够物过程中肩关节运动平均角速度,可反映受试者上肢运动效率;等张失稳度指上肢前屈阶段运动轨迹不平滑程度,可反映受试者对上肢等张运

表 2 实验组与对照组够物过程中其运动学参数比较[$M(Q_u-Q_L)$]

组别	例数	躯干扭转度 ($^{\circ}$)	肩关节活动度 ($^{\circ}$)	运动速度 ($^{\circ}/s$)	等张失稳度 (cm)	等长失稳度
实验组	39	0.16 [1.83-(-0.86)] ^a	57.50 (64.22-39.34) ^a	2.04 (2.26-1.79) ^a	-3.86 [-3.44-(-4.63)] ^a	-8.38 [-7.04-(-9.22)] ^a
对照组	25	-2.18 [-0.95-(-2.73)]	63.48 (70.86-61.67)	3.15 (3.42-2.99)	-4.56 [-4.21-(-4.88)]	-9.74 [-8.79-(-10.35)]

注:与对照组比较,^a $P<0.05$

表 3 前屈阶段实验组与对照组各肌肉 iEMG 值比较[$mV \cdot s, M(Q_u-Q_L)$]

组别	例数	斜方肌上部	三角肌前束	三角肌中束	肱二头肌	肱三头肌
实验组	39	986.88 (1405.94-498.55) ^a	1029.34 (1262.86-874.74) ^a	752.97 (1090.10-452.35)	398.72 (723.41-269.05)	165.06 (281.92-117.18) ^a
对照组	25	362.91 (699.66-253.31)	1748.29 (2528.48-1062.79)	1079.17 (1372.54-488.43)	474.34 (715.78-356.98)	415.84 (751.52-203.15)

注:与对照组比较,^a $P<0.05$

动的控制能力;等长失稳度指肩关节在维持阶段的角度分散度,代表上肢晃动程度,可反映受试者维持上肢稳定性的能力;iEMG 值表示一定时间内肌肉中被激活运动单位放电量的总和,在一定程度上反映募集的运动单位数量以及每个运动单位放电电量大小,能体现运动单位的募集水平及肌肉整体活性^[2];肌肉做功比是指参与完成某一动作的主要肌肉 iEMG 值之比,可反映相关肌肉在完成某个动作中其作用比重大小,本研究主要分析三角肌前束/斜方肌上部做功比、三角肌前束/中束做功比以及肱二头肌/肱三头肌做功比。

四、统计学分析

采用 SPSS 22.0 版统计学软件包进行数据分析,2 组受试者一般情况比较用独立样本 t 检验,所得数据以($\bar{x} \pm s$)表示;2 组受试者运动学及肌电数据比较均采用秩和检验,所得数据均以中位数(上四分位数-下四分位数)表示,即[$M(Q_u-Q_L)$];脑卒中患者运动学参数和表面肌电参数相关性分析采用 Pearson 检验, $P<0.05$ 表示差异具有统计学意义或具有显著相关性。

结 果

一、2 组对象运动学参数比较

实验组对象躯干扭转度、等张失稳度和等长失稳度均明显大于对照组,肩关节活动度和运动速度均明显小于对照组,组间差异均具有统计学意义($P<0.05$),具体数据见表 2。

二、2 组对象表面肌电参数比较

在前屈阶段发现实验组斜方肌上部 iEMG 值明显大于对照组,三角肌前束和肱三头肌 iEMG 值明显小于对照组,组间差异均具有统计学意义($P<0.05$);三角肌中束和肱二头肌 iEMG 值组间差异无统计学意义($P>0.05$)。具体数据见表 3。实验组三角肌前束/斜方肌上部做功比和三角肌前束/中束做功比均明显小于对照组,肱二头肌/肱三头肌做功比则明显大于对照组,组间差异均具有统计学意义($P<0.05$)。具体数据见表 4。

表 4 前屈阶段实验组与对照组各肌肉做功比比较
[$M(Q_u-Q_L)$]

组别	例数	三角肌前束/ 斜方肌上部	三角肌 前束/中束	肱二头肌/ 肱三头肌
实验组	39	1.21 (2.04-0.83) ^a	1.75 (2.23-1.29) ^a	2.95 (3.96-2.17) ^a
对照组	25	3.70 (6.25-2.40)	2.12 (2.65-1.64)	1.91 (3.18-1.06)

注:与对照组比较,^a $P<0.05$

在维持阶段发现实验组与对照组各肌肉 iEMG 值及肌肉做功比的统计结果与前屈阶段一致,具体数据见表 5 和表 6。

三、脑卒中患者运动学参数与表面肌电参数相关性分析

脑卒中患者偏瘫侧上肢在前屈够物过程中,其躯干扭转度与斜方肌上部 iEMG 值呈正相关($r=0.359, P<0.05$);肩关节活动度与三角肌前束 iEMG 值呈正相关($r=0.366, P<0.05$);运动速度与三角肌前束 iEMG 值呈正相关($r=0.344, P<0.05$)。

表 5 维持阶段实验组与对照组各肌肉 iEMG 值比较[$mV \cdot s, M(Q_u-Q_L)$]

组别	例数	斜方肌上组	三角肌前束	三角肌中束	肱二头肌	肱三头肌
实验组	39	1156.27 (1920.70-672.35) ^a	1530.82 (2051.51-1227.80) ^a	1432.02 (1897.61-876.45)	694.45 (1029.93-481.91)	299.27 (431.53-171.01) ^a
对照组	25	376.06 (897.26-253.84)	2850.11 (3775.92-1976.22)	1983.93 (2815.18-1010.59)	539.38 (1107.77-396.87)	483.33 (966.35-365.71)

注:与对照组比较,^a $P<0.05$

表 6 维持阶段实验组与对照组各肌肉做功比比较
[M(Q_u-Q_L)]

组别	例数	三角肌前束/ 斜方肌上部	三角肌 前束/中束	肱二头肌/ 肱三头肌
实验组	39	1.35 (2.78-1.04) ^a	1.36 (1.79-0.91) ^a	2.71 (3.40-1.67) ^a
对照组	25	7.11 (13.51-3.64)	1.56 (2.42-1.31)	1.23 (2.25-0.58)

注:与对照组比较,^aP<0.05

讨 论

上肢运动功能障碍是脑卒中常见后遗症,常伴有受损肢体肌无力、肌肉痉挛和肌肉间收缩不协调等表现,这些问题会导致患者在自主运动时出现异常运动模式,进而严重影响患者日常生活质量。大量研究表明,主动肌无力是引起脑卒中患者上肢功能障碍的重要因素^[3-5]。Frisoli 等^[6]总结了脑卒中后肌无力的原因,包括运动神经元自主激活障碍,功能性运动单位减少,残存运动单位特性改变以及不恰当的时间和空间肌肉激活模式等。本研究结果显示,在上肢够物前屈阶段,脑卒中患者偏瘫侧上肢三角肌前束和肱三头肌运动单位募集水平均较正常人明显降低,可能是因为中枢对脊髓前角运动神经元的下行传导减弱,使这两块负责肩前屈和伸肘的主动肌收缩无力^[7];另外脑卒中患者肩关节活动度和运动速度均小于健康人水平,且均与三角肌前束 iEMG 值呈正相关,提示主动肌运动单位募集水平降低将直接影响任务完成的程度及效率。本研究结果还发现,脑卒中患者偏瘫侧上肢肱二头肌运动单位募集水平与健康人无统计学差异,而肱二头肌/肱三头肌做功比明显大于对照组,提示参与屈、伸肘肌肉的相对激活水平存在异常^[8],且患者伸肘困难更大程度上可能是因为肱三头肌无力,而不是肱二头肌过度激活^[9-12]。刘霏等^[13]发现脑卒中患者偏瘫侧上肢在前屈够物时,其运动能力缺失程度与三角肌前束做功百分比呈正相关。Wagner 等^[9]发现脑卒中患者从急性期到亚急性期运动效率的提高与主动肌活性增强有关。由此可见,中枢神经系统损伤所致的运动功能障碍与动作对应的主动肌活性或肌力水平关系密切。

临床上常可见到脑卒中患者偏瘫侧上肢在前屈够物时会出现肩外展伴屈肘、脊柱侧屈和旋转、肩带上抬等适应性运动模式。相关研究也发现,主动肌无力不仅会影响任务完成的程度及效率,还可能是引起代偿动作的重要因素之一^[10]。本研究入选脑卒中患者其三角肌前束/中束做功比较对照组显著减小,提示患者前屈够物时可能引发代偿性肩关节外展。此外大量研究表明脑卒中患者上肢够物时存在躯干前屈和扭转代

偿^[14-17]。Cirstea 等^[18]发现脑卒中患者偏瘫侧上肢在前屈够物时,其躯干代偿程度与肩前屈角度及伸肘角度减小明显相关;Chen 等^[19]发现听觉反馈治疗可增加肩前屈和伸肘角度,同时减小躯干前屈代偿程度;Mandon 等^[20]发现增加运动速度会导致躯干代偿程度增大,伸肘角度减小。本研究入选脑卒中患者躯干扭转度明显大于健康人水平,且与斜方肌上部 iEMG 值呈正相关;而患者斜方肌上部运动单位募集水平大于健康人,三角肌前束/斜方肌上部做功比小于健康人,提示患者偏瘫侧上肢斜方肌上部在前屈够物任务中代偿性收缩增强,由于该肌的作用是上提肩胛骨,过度激活后可能会引起躯干代偿运动。

中枢性运动和姿势控制能力异常也是脑卒中患者功能障碍的主要原因,患者常表现为动作僵硬、不协调、运动轨迹偏离且不平滑^[21-23]、难以维持姿势稳定性等,这可能与主动肌和协同肌或拮抗肌激活时间、空间模式异常有关。Wagner 等^[9]发现脑卒中患者偏瘫侧上肢在前屈够物时,第 1 秒末食指与目标的距离大于对照组,且手运动路径长度明显大于对照组,说明患者偏瘫侧上肢对运动靶向性和精确性的控制均较差。本研究结果显示,脑卒中患者偏瘫侧上肢在够物时运动轨迹不平滑程度和维持过程中上肢晃动程度均大于健康人,提示患者对上肢运动的控制能力及维持上肢稳定性的能力均较差。此外本研究还发现,虽然在维持阶段患者偏瘫侧上肢各肌肉 iEMG 值和做功比统计结果均与前屈阶段相同,但各肌肉运动单位募集水平均有不同程度增大,提示在维持够物姿势时,上肢肌肉需募集更多的运动单位来抵抗重力并维持躯干及上肢平衡。

综上所述,本研究结果表明,脑卒中偏瘫患者上肢运动障碍程度以及各种代偿运动均与主动肌无力有很大关系;且患者对上肢运动控制能力降低能影响运动有效性和精确性,因此功能相关性肌力训练和任务导向性运动控制训练对脑卒中偏瘫患者功能恢复至关重要。需要指出的是,本研究还有待扩大样本量进一步观察脑卒中患者偏瘫侧上肢够物功能障碍的运动学及表面肌电特征,并根据患者运动功能障碍程度及特点细化分组,从而为脑卒中偏瘫患者上肢运动功能障碍评定及康复治疗提供科学依据。

参 考 文 献

[1] 饶明俐.中国脑血管病防治指南[M].北京:人民出版社,2007:31-60.
[2] Onishi H,Yagi R,Akasaka K,et al.Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes[J].J Electromyogr Kinesiol,2000,10(1):59-67.
[3] Canning CG,Ada L,Adams R,et al.Loss of strength contributes more to

- physical disability after stroke than loss of dexterity[J].Clin Rehabil, 2004,18(3):300-308.
- [4] Chae J, Yang G, Park BK, et al. Muscle weakness and cocontraction in upper limb hemiparesis: relationship to motor impairment and physical disability[J].Neurorehabil Neural Repair, 2002, 16(3):241-248.
 - [5] Wagner JM, Lang CE, Sahrmann SA, et al. Relationships between sensorimotor impairments and reaching deficits in acute hemiparesis[J].Neurorehabil Neural Repair, 2006, 20(3):406-416. DOI: 10.1177/1545968306286957.
 - [6] Frisoli A, Procopio C, Chisari C, et al. Positive effects of robotic exoskeleton training of upper limb reaching movements after stroke[J].J Neuroeng Rehabil, 2012, 9:36. DOI: 10.1186/1743-0003-9-36.
 - [7] Patten C, Condliffe EG, Dairaghi CA, et al. Concurrent neuromechanical and functional gains following upper-extremity power training post-stroke[J].J Neuroeng Rehabil, 2013, 10:1. DOI: 10.1186/1743-0003-10-1.
 - [8] Silva CC, Silva A, Sousa A, et al. Co-activation of upper limb muscles during reaching in post-stroke subjects: an analysis of the contralesional and ipsilesional limbs[J].J Electromyogr Kinesiol, 2014, 24(5):731-738. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.04.011.
 - [9] Wagner JM, Dromerick AW, Sahrmann SA, et al. Upper extremity muscle activation during recovery of reaching in subjects with post-stroke hemiparesis[J].Clin Neurophysiol, 2007, 118(1):164-176. DOI: 10.1016/j.clinph.2006.09.022.
 - [10] McCrear PH, Eng JJ, Hodgson AJ. Saturated muscle activation contributes to compensatory reaching strategies after stroke[J].J Neurophysiol, 2005, 94(5):2999-3008. DOI: 10.1152/jn.00732.2004.
 - [11] Lum PS, Patten C, Kothari D, et al. Effects of velocity on maximal torque production in poststroke hemiparesis[J].Muscle Nerve, 2004, 30(6):732-742. DOI: 10.1002/mus.20157.
 - [12] Patten C, Lexell J, Brown HE. Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy[J].J Rehabil Res Dev, 2004, 41(3A):293-312.
 - [13] 刘霁, 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].中国康复医学杂志, 2013, 28(7):632-647. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2013.07.009.
 - [14] Robertson JV, Roby-Brami A. The trunk as a part of the kinematic chain for reaching movements in healthy subjects and hemiparetic patients[J].Brain Res, 2011, 1382:137-146. DOI: 10.1016/j.brainres.2011.01.043.
 - [15] Massie CL, Malcolm MP, Greene DP, et al. Kinematic motion analysis and muscle activation patterns of continuous reaching in survivors of stroke[J].J Mot Behav, 2012, 44(3):213-222. DOI: 10.1080/00222895.2012.681321.
 - [16] Aprile I, Rabuffetti M, Padua L, et al. Kinematic analysis of the upper limb motor strategies in stroke patients as a tool towards advanced neurorehabilitation strategies: a preliminary study[J].Biomed Res Int, 2014, 2014:636123. DOI: 10.1155/2014/636123.
 - [17] Levin MF, Liebermann DG, Parmet Y, et al. Compensatory versus non-compensatory shoulder movements used for reaching in stroke[J].Neurorehabil Neural Repair, 2016, 30(7):635-646. DOI: 10.1177/1545968315613863.
 - [18] Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke[J].Brain, 2000, 123(5):940-953.
 - [19] Chen JL, Fujii S, Schlaug G. The use of augmented auditory feedback to improve arm reaching in stroke: a case series[J].Disabil Rehabil, 2016, 38(11):1115-1124. DOI: 10.3109/09638288.2015.1076530.
 - [20] Mandon L, Boudarham J, Robertson J, et al. Faster reaching in chronic spastic stroke patients comes at the expense of arm-trunk coordination[J].Neurorehabil Neural Repair, 2016, 30(3):209-220. DOI: 10.1177/1545968315591704.
 - [21] Huang S, Luo C, Ye S, et al. Motor impairment evaluation for upper limb in stroke patients on the basis of a microsensor[J].Int J Rehabil Res, 2012, 35(2):161-169. DOI: 10.1097/MRR.0b013e328353053a.
 - [22] 罗春, 黄真, 谢斌, 等. 微型传感器运动捕获系统对脑卒中偏瘫患者上肢够物功能的定量评估[J].中华物理医学与康复杂志, 2012, 34(2):104-107. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2012.02.008.
 - [23] Hussain A, Budhota A, Hughes CM, et al. Self-paced reaching after stroke: a quantitative assessment of longitudinal and directional sensitivity using the H-Man planar robot for upper limb neurorehabilitation[J].Front Neurosci, 2016, 10:477. DOI: 10.3389/fnins.2016.00477.

(修回日期:2017-08-27)

(本文编辑:易浩)

• 外刊撷英 •

Modafinil for prolonged disorder of consciousness

BACKGROUND AND OBJECTIVE Modafinil is a central nervous system stimulant commonly used for the treatment of neurologic fatigue in patients with multiple sclerosis. This study assessed the effectiveness of this medication in patients with prolonged disorders of consciousness (PDOC).

METHODS Subjects were 26 patients with PDOC with a mean time since injury of 23.17 months. All were administered modafinil up to 400 mg per day, divided by twice daily administrations. The patients were assessed with the Wessex Head Injury Matrix (WHIM). Each participant received at least four assessments before, and four assessments after the administration of modafinil.

RESULTS At follow-up, the average WHIM scores showed significant improvement ($P=0.002$). Higher WHIM scores were noted in 92% of patient with traumatic brain injury, as compared with 50% of those with nontraumatic brain injury, although this finding did not reach statistical significance.

CONCLUSION This retrospective study of patients with brain injury and a prolonged disorder of consciousness found that modafinil may promote an increase in level of consciousness, and may be more effective in those with traumatic as compared to nontraumatic brain injury.

【摘自:Dhamapurkar SK, Wilson BA, Rose A, et al. Does modafinil improve the level of consciousness for people with a prolonged disorder of consciousness? retrospective pilot study. Disabil Rehab, 2017, 39(26):2633-2639.】