

## · 综述 ·

## 脑卒中偏瘫患者上肢功能的生物力学机制研究

王群 黄真

脑卒中是导致患者死亡和长期运动障碍的重要原因,有 55% 到 75% 的首发脑卒中患者在发病后 3~6 个月内无法独立进行日常生活活动<sup>[1-4]</sup>。上肢功能障碍是脑卒中最常见后遗症之一,能严重限制患者日常生活中的独立自主性,甚至导致终身残疾<sup>[5-6]</sup>,因此以恢复日常生活功能为目标的偏瘫侧上肢康复治疗对脑卒中患者至关重要<sup>[7]</sup>。上肢功能主要分为够取物体和手部操作两大部分,其中上肢够取物在日常生活中占上肢功能的 50% 以上<sup>[8-10]</sup>,对其进行生物力学研究有利于指导上肢康复治疗。

研究脑卒中偏瘫患者上肢功能障碍的生物力学机制是康复治疗的基础,只有充分了解患者上肢功能障碍相关机制,才能为患者康复治疗提供科学有效依据,从而提高康复治疗效果。目前国内、外已有大量针对脑卒中偏瘫患者上肢功能障碍的生物力学机制研究,并取得了一定成果。

## 脑卒中偏瘫患者上肢生物力学评定方法

目前临床针对脑卒中偏瘫患者上肢运动功能的康复评定主要采用临床量表,包括 Fugl-Meyer 评定量表、Brunnstrom 分期量表、运动评测量表(motor assessment scale, MAS)等。这些半定量评估方法操作简单,但量化程度不高,易受检测者主观因素影响<sup>[11-13]</sup>;上述量表能反映一定的运动技能,但难以反映与运动质量相关的生物力学特征<sup>[7]</sup>。目前与生物力学相关的量化评定方法主要包括运动学评估、动力学评估及表面肌电评估等。

## 一、运动学评估

近十年来研究者主要采用光电子运动捕获系统、3D 红外运动视频捕获系统等运动学评估设备来定量评估脑卒中患者上肢运动学特征,但由于上述设备造价昂贵、体积庞大且操作复杂,实施起来较困难<sup>[14-15]</sup>。近年来穿戴式微型传感器运动捕获系统逐渐兴起,该系统可实时定量记录受试者上肢够取物时三维运动数据<sup>[8]</sup>,具有使用方便、操作简单且不受场地限制等优点<sup>[14]</sup>,克服了以往设备的局限性。运动学评估参数主要包括时间参数和空间参数,前者主要有运动完成时间、运动速度、加速度等;后者则包括运动幅度、运动偏移程度及关节间协调性等。

## 二、表面肌电图

表面肌电图(surface electromyography, sEMG)在脑卒中偏瘫患者上肢功能评定中越来越受重视<sup>[16]</sup>。它是通过皮肤表面电极记录神经肌肉系统在完成各种随意和非随意活动时发放的生物电信号<sup>[11]</sup>,属于无创性检查,患者易于接受。sEMG 能精

确客观评估神经肌肉组织在运动时的功能状态,包括肌肉实时肌电情况<sup>[11]</sup>、肌肉激活顺序<sup>[17]</sup>以及肌肉间协同性等<sup>[18-19]</sup>,为康复训练方案制订提供更为精准的依据。sEMG 评估参数主要包括时域分析参数和频域分析参数,前者包括积分肌电值(integrated EMG, IEMG)、平均肌电值(average EMG, AEMG)、均方根值(root mean square, RMS)、拮抗肌协同收缩率(co-contraction rate, CR)及肌肉相对激活率(relative amount of muscle activation, %MVIC)等;后者包括平均功率频率(mean power frequency, MPF)、中位频率(median frequency, MF)等<sup>[11]</sup>。

## 三、动力学评估

动力学主要研究人体在运动或姿势控制时与力相关的特征,其中逆向动力学还可根据运动学测量数据,利用力学定律来推算力、力矩等动力学参数<sup>[20-21]</sup>,从而有助于分析患者异常运动模式的动力学机制。动力学和表面肌电评估方法均用于分析脑卒中患者异常运动模式的内在机理,其中动力学检测的是肌群作用的综合体现,无法分析出某块肌肉在运动中的具体力学特征<sup>[20]</sup>;而表面肌电可检测单个肌肉肌电情况,能更加精确反映每块肌肉特性及肌肉间协调性;另外评估肌力以及功率等动力学参数也可通过表面肌电数据进行计算。因此近些年的研究多采用表面肌电结合运动学方法研究脑卒中患者上肢功能障碍的生物力学机制。

## 脑卒中偏瘫患者上肢够取物功能障碍的生物力学机制

目前对脑卒中偏瘫患者上肢够取物时生物力学机制的研究主要包括运动学机制、动力学机制及肌电学机制,这三种机制从不同角度阐释了患者上肢功能障碍表现,通过运动学和表面肌电相关性分析还可判断患者异常运动学表现与异常肌电数据间的对应关系,从而找出患者异常运动模式原因,帮助临床医师制订有针对性的康复治疗方案。

## 一、运动学机制

脑卒中患者上肢在够取物时,由于肌无力或肌肉痉挛而表现出异常的运动模式<sup>[14]</sup>,使得患者不仅无法够到目标,而且动作准确性也比较差<sup>[12]</sup>。Huang 等<sup>[12]</sup>选择 22 例脑卒中患者和 10 例健康人作为研究对象,并将患者按照 Fugl-Meyer 评定量表(上肢部分)结果分为重度损伤组(评分<30 分)和轻度损伤组(评分≤52 分),使用微型传感器运动捕获系统评估受试者上肢在向前够取物时的运动学特征,根据特征参数在患者与正常人间差异性,用 L1 范数极小化方法去掉冗余和无效参数,筛选出 8 个有显著统计学差异的运动特征参数(motor feature indices, MFI),包括肘关节与手的协调性、关节角度、上臂及前臂峰速度、上臂定位定向误差(患者运动时位置矢量和理论上运动方向矢量之间的夹角,反映运动轨迹偏移程度)、前臂及手的标准化路径长度(患者运动时路径长度与理论路径长度的比值,反映运动有效性)和前臂速度熵(指运动速度改变的随机性,反

映运动平滑度)。该研究得出以下结果:脑卒中偏瘫患者与健康人比较,前者运动速度慢,关节活动范围减小,关节间协调性差,定位定向误差、标准化路径长度和速度熵均较大;这 8 个参数经标准化处理后,发现轻度损伤组数值均在健康对照组及重度损伤组之间,且与 Fugl-Meyer 运动评分结果具有显著相关性,表明运动特征参数可客观、量化反映脑卒中患者偏瘫侧上肢功能障碍程度。Cirstea 等<sup>[22]</sup>发现与正常人比较,脑卒中患者偏瘫侧上肢够取物时肩、肘关节时间协调性较差,肘关节由屈曲到伸展转变时存在困难,且存在肘关节伸展障碍。

Robertson 等<sup>[23]</sup>选择 8 例脑卒中偏瘫患者和 10 例健康人,研究受试者上肢够取物时躯干在矢状面、冠状面及横断面的角位移,即躯干前屈、侧屈及扭转角度。受试者需要取 3 个近处目标、3 个远处目标及 3 个高处目标,这些目标均按照受检侧上肢肩内侧 30°、肩正前方和肩外侧 30°方向排列。结果显示健康人取近处目标时躯干没有或仅有轻微前屈,取远处目标时躯干前屈程度较大,而脑卒中患者取所有目标时躯干均有前屈,且前屈角度明显大于健康人水平;脑卒中患者够取物时躯干侧屈程度与健康人间差异无统计学意义;健康人主要根据目标距离调整躯干扭转角度,如取近处目标时躯干无扭转,取远处及高处目标时躯干有扭转;而患者主要根据目标方向调整躯干扭转程度,向内侧够取物时躯干旋向内侧,向外侧够取物时躯干旋向外侧,且旋转角度均大于健康人。该研究结果表明,脑卒中患者偏瘫侧上肢够取物时有躯干前屈及扭转代偿,说明患者虽存在上肢功能缺陷,但仍可以通过躯干位移形成新的运动策略来代偿。Massie 及 Aprile 等<sup>[3,7]</sup>研究也发现脑卒中患者上肢够取物时存在躯干前屈及扭转代偿。罗春及 Messier 等<sup>[14,24]</sup>还发现脑卒中患者患侧上肢在向前够取物时存在肩关节外展和肘关节屈曲代偿模式。

以上研究表明,脑卒中患者偏瘫侧上肢够取物功能障碍的运动学机制包括时间特征异常和空间特征异常。与正常人比较,脑卒中患者偏瘫侧上肢够取物时间延长、速度减慢,且运动过程中速度变化较大导致运动不平滑;关节主动活动范围受限,关节间协调性差,运动轨迹偏离正常,运动路径也更长。此外有研究表明上肢运动表现不仅取决于脑损伤直接结果,还受代偿策略影响<sup>[23]</sup>,如躯干和肩、肘关节代偿等。

## 二、动力学与肌电学机制

脑卒中偏瘫患者通常伴有肌无力、肌肉痉挛和肌肉间协调性差等问题,其中肌肉间协调性差主要表现在异常肌肉共同激活模式方面<sup>[24]</sup>。脑卒中患者上述异常情况均可通过动力学和/或表面肌电的方法进行评估。

### 1. 肌无力

McCrea 等<sup>[25]</sup>选择 20 例慢性脑卒中患者和 10 例健康人作为研究对象,利用 sEMG 记录受试者上肢向前自由够取物体和最大随意等长收缩(maximum voluntary isometric contraction, MVIC)时三角肌前束和中束、肱三头肌长头、肱二头肌和肱桡肌的肌电信号,并将运动过程中的 AEMG 通过 MVIC 时的肌电值标准化算得每块肌肉的相对利用率,用于评估肌肉自主激活相对水平<sup>[17]</sup>;MVIC 时同时测量肩、肘关节峰力矩,用于评估肌力大小;此外该研究还对峰力矩和肌肉相对利用率进行了相关性分析。结果显示与对照组和患者健侧上肢比较,偏瘫侧上肢所测肌肉相对利用率均增大,其中三角肌前束和中束肌肉相对

利用率是对照组的 2 倍;肩关节屈曲力矩减小,外展力矩增大;且患者偏瘫侧上肢峰力矩和肌肉相对利用率呈现中到强度负相关,即力量小的肌肉在运动过程中会募集更大比例的肌肉储备量。该研究表明脑卒中患者偏瘫侧上肢向前够取物时所测肌肉力量均减弱,以三角肌前束最明显,该肌肉被最大程度激活后仍无法产生足够的肩前屈力矩,而三角肌中束过度激活来协助动作完成,从而导致肩关节外展<sup>[8]</sup>,因此该研究认为肌无力可能是导致代偿运动的因素之一。

### 2. 肌肉痉挛

Hu 等<sup>[26]</sup>选择 7 例慢性脑卒中患者作为研究对象,观察患者经 20 组肘关节屈曲、伸展训练后其偏瘫侧上肢肌肉激活水平变化。该研究使用 sEMG 记录受试者在 20 组训练过程中和肘关节 90°位最大随意等长屈曲(isometric maximum voluntary flexion, IMVF)、伸展(isometric maximum voluntary extension, IMVE)时肱二头肌、肱三头肌外侧头、三角肌前束和后束肌电信号,并将训练过程中测得的肌电值通过 IMVF 和 IMVE 时的肌电值标准化计算肌肉激活水平。使用改良 Ashworth 痉挛量表(modified Ashworth scale, MAS)评估患者肘部肌肉痉挛水平。结果显示在训练过程中,患者偏瘫侧上肢肱二头肌和肱三头肌外侧头 MAS 评分逐渐减小,肌电显示肌肉激活水平总体也呈现下降趋势,且两者的减小程度存在相关性。该研究表明,脑卒中患者偏瘫侧上肢存在肌肉痉挛主要是由于运动过程中肌肉过度激活引起;通过康复训练可减少额外肌肉活动,从而降低肌肉痉挛程度,提高运动准确性及效率。Crosbie 等<sup>[27]</sup>发现在检查肌张力过程中,通过观察被动牵拉时被检肌肉的肌电募集率可鉴别肌肉痉挛和肌肉牵缩。

### 3. 肌肉间协调性异常

Silva 等<sup>[28]</sup>选择 9 例脑卒中患者和 9 例健康人作为研究对象,观察脑卒中偏瘫患者两侧上肢分别在够取物时拮抗肌协同激活率与健康人间的区别。检查时受试者取坐位,起始位置为肘关节屈曲,前臂旋前,手掌放于同侧大腿上。在此体位下向前够取物时首先会屈肘,然后再伸肘和屈肩,因此该研究将运动分为屈肘和屈肩两个阶段,前者是从运动起始到肘屈最大幅度,后者是从肘屈最大幅度到取得目标。Silva 等<sup>[28]</sup>使用 sEMG 记录背阔肌、胸大肌、三角肌前束和后束、肱二头肌、肱桡肌和肱三头肌外侧头肌电信号,其中背阔肌/胸大肌、三角肌前束/后束和肱二头肌/肱三头肌外侧头分别是上肢够取物时参与姿势控制、肩前屈和后伸、屈肘和伸肘动作的肌肉对,通过计算拮抗肌 IEMG 占收缩过程中主动肌和拮抗肌总 IEMG 的百分比得出这几对肌肉的拮抗肌协同激活率(antagonist co-activation ratio, C%),该指标可用于评定上肢够取物时各肌肉对的相对激活水平。该研究结果显示受试者上肢在矢状面够取物时,与健康人利手比较,患者健侧上肢在屈肘阶段背阔肌/胸大肌 C%值减小;与健康人非利手比较,患侧上肢在屈肘阶段肱三头肌外侧头/肱二头肌 C%值增大,屈肩阶段三角肌后束/前束 C%值增大。上述结果表明脑卒中患者健侧上肢在够取物时参与姿势控制的背阔肌/胸大肌的相对激活水平存在异常,患侧上肢参与屈肘和屈肩的肌肉对其相对激活水平存在异常,进而引起够取物过程中姿势控制和运动不协调。Hu 等<sup>[26]</sup>通过研究发行异常肌肉共同激活模式(尤其是主动肌和拮抗肌协同收缩)可导致肌肉间收缩不协调,从而降低脑卒中偏瘫患者上肢够取物运



动的准确性及效率。Frisoli 及 Prange 等<sup>[29-30]</sup>还发现脑卒中患者上肢够取物时通常存在肩外展肌和屈肘肌异常偶联,而 McCrea 等<sup>[25]</sup>研究发现除了肩外展肌与屈肘肌异常偶联外,还存在肩内旋肌与伸肘肌异常偶联。

以上研究表明,脑卒中偏瘫患者上肢够取物时存在主动肌无力、拮抗肌痉挛以及肌肉间收缩不协调等问题,从而导致患者运动学异常表现。另外由于脑卒中患者主动肌力弱无法独自完成够取物任务,导致其它相关肌肉被过度激活而产生代偿策略,共同协助任务完成。

### 三、运动学特征与肌电学特征的相关性分析

随着技术进步,同步记录上肢运动时运动学和表面肌电数据成为可能,而联合运动学及表面肌电对脑卒中患者上肢功能进行评估,能进一步全面深入探索患者上肢运动功能障碍的机制。

Wagner 等<sup>[17]</sup>选择 29 例脑卒中患者和 9 例健康人作为研究对象,观察脑卒中患者急性期和亚急性期上肢够取物时运动学及表面肌电数据与正常人的差异。该研究采用 6 个摄像头 HiRes 运动分析系统记录受试者运动学数据,采用 sEMG 记录三角肌前束和后束、肱二头肌、肱三头肌长头、桡侧腕伸肌、桡侧腕屈肌肌电信号,计算运动完成时间、手腕峰速度(运动过程中手腕的最大切线速度)、取物路径比(手腕实际路径长度与理想路径长度的比值,用于量化运动有效性)等运动学参数以及肌肉激活时间(参照运动起始时间,用于量化肌肉激活时效性)、%MVIC 等肌电参数;同时该研究还对急性期到亚急性期患者运动学参数改变及肌电参数改变进行了 Spearman 相关性分析,结果显示从急性期到亚急性期患者运动时间缩短,腕峰速度提高,肌肉激活时间也更接近正常人,且前两个运动时间特征改善与肌电时间特征改善存在明显相关性;从急性期到亚急性期,上肢取物过程中三角肌前束、肱二头肌、桡侧腕伸肌的 %MVIC 减小,且这一变化与够取物路径比改善明显相关。因此该研究认为脑卒中偏瘫患者上肢够取物时运动时间特征的改善是由肌肉激活潜伏期缩短所引起;运动有效性提高与肌肉活性增强有关。

刘霁等<sup>[8]</sup>对 20 例脑卒中患者偏瘫侧上肢在矢状面够取物时同步采集其运动学及表面肌电数据,并进行 Spearman 相关性分析,该研究结果表明:与健康人比较,脑卒中患者在够取物过程中出现明显屈肘,且与肱二头肌、肱三头肌肌电活性比值异常明显相关;上肢在够取物时偏离正常的运动轨迹主要与三角肌前束和中束肌电活性比值异常相关;运动不平滑主要是肱二头肌痉挛所致;患者肩关节前屈角度减小与三角肌前束肌无力明显相关;出现肩关节外展可能是由于三角肌前束肌力弱导致肩前屈困难、三角肌中束代偿性过度兴奋所致。

以上研究表明,脑卒中偏瘫患者上肢够取物时异常运动模式可以用与之实时同步的相关肌肉异常肌电特征来解释<sup>[8]</sup>。通过分析异常肌电数据和异常运动学数据间的相互对应关系,并结合临床表现,找出患者上肢功能障碍的关键性原因,进而有针对性地进行临床治疗。

### 结语

针对脑卒中偏瘫患者上肢运动功能的生物力学研究可为康复治疗提供更加科学合理的依据。目前虽然涉及脑卒中患

者上肢够取物时的运动学或肌电学研究已比较完善,其研究成果也已用于指导临床治疗,但是结合肌肉异常肌电特征分析异常运动模式的研究还有待深入,对不同时期、不同严重程度患者生物力学机制的对比研究(横向研究)以及治疗前、后生物力学改变的研究(纵向研究)也较少。因此期望在未来可以更加全面深入研究脑卒中患者上肢功能障碍的生物力学机制,找出异常肌电与异常运动模式间的相互对应关系,并结合临床表现为脑卒中偏瘫患者上肢功能障碍提供更加有针对性的康复治疗方

### 参 考 文 献

- [1] Carod-Artal J, Egido JA, Gonzalez JL, et al. Quality of life among stroke survivors evaluated 1 year after stroke: experience of a stroke unit [J]. *Stroke*, 2000, 31 (12): 2995-3000.
- [2] Memorland AJ, Runnalls KD, Byblow WD. A neuroanatomical framework for upper limb synergies after stroke [J]. *Front Hum Neurosci*, 2015, 9: 82. DOI: 10.3389/fnhum.2015.00082.
- [3] 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.
- [4] Clarke P, Marshall V, Black SE, et al. Well-being after stroke in Canadian seniors: findings from the Canadian Study of Health and Aging [J]. *Stroke*, 2002, 33 (4): 1016-1021.
- [5] Nakayama H, Jorgensen HS, Raaschou HO, et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994, 75 (4): 394-398.
- [6] Maciejewski P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2014, 11: 3. DOI: 10.1186/1743-0003-11-3.
- [7] 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.
- [8] 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取物运动定量评估 [J]. *中国康复医学杂志*, 2013, 28 (7): 632-647. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2013.07.009.
- [9] van der Putten JJ, Hobart JC, Freeman JA, et al. Measuring change in disability after inpatient rehabilitation: comparison of the responsiveness of the Barthel index and the Functional Independence Measure [J]. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 1999, 66 (4): 480-484.
- [10] Hughes AM, Freeman CT, Burridge JH, et al. Shoulder and elbow muscle activity during fully supported trajectory tracking in people who have had a stroke [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20 (3): 465-476. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.08.001.
- [11] 李芳, 安丙辰, 郑洁皎. 表面肌电图在脑卒中患者手神经肌肉功能评定中的应用 [J]. *中国康复理论与实践*, 2015, 21 (3): 280-283. DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2015.03.009.
- [12] 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.
- [13] Ashby P, Mailis A, Hunter J. The evaluation of spasticity [J]. *Can J*

- Neural Sci, 1987, 14(3): 497-500.
- [14] 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.
  - [15] Wagner JM, Rhodes JA, Patten C. Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke[J]. Phys Ther, 2008, 88(5): 652-663. DOI: 10.2522/ptj.20070255.
  - [16] Khokhar ZO, Xiao ZG, Menon C. Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton[J]. Biomed Eng Online, 2010, 9: 41. DOI: 10.1186/1475-925X-9-41.
  - [17] 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.
  - [18] Urrea O, Casals A, Jane R. Synergy analysis as a tool to design and assess an effective stroke rehabilitation[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2014, 2014: 3550-3553. DOI: 10.1109/EMBC.2014.6944389.
  - [19] Roh J, Rymer WZ, Beer RF. Evidence for altered upper extremity muscle synergies in chronic stroke survivors with mild and moderate impairment[J]. Front Hum Neurosci, 2015, 9: 6. DOI: 10.3389/fnhum.2015.00006.
  - [20] 王志强. 基于逆向动力学的短跑下肢肌肉工作特征研究综述[J]. 南京体育学院学报(自然科学版), 2010, 9(2): 153-155. DOI: 10.3969/j.issn.1671-5950.2010.02.048.
  - [21] Beer RF, Dewald JP, Rymer WZ. Deficits in the coordination of multi-joint arm movements in patients with hemiparesis: evidence for disturbed control of limb dynamics[J]. Exp Brain Res, 2000, 131(3): 305-319.
  - [22] Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, et al. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke[J]. Exp Brain Res, 2003, 151(3): 289-300. DOI: 10.1007/s00221-003-1438-0.
  - [23] 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.
  - [24] Messier S, Bourbonnais D, Desrosiers J, et al. Kinematic analysis of upper limbs and trunk movement during bilateral movement after stroke[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2006, 87(11): 1463-1470. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.07.273.
  - [25] McCreagh 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.
  - [26] Hu X, Tong KY, Song R, et al. Variation of muscle coactivation patterns in chronic stroke during robot-assisted elbow training[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2007, 88(8): 1022-1029. DOI: 10.1016/j.apmr.2007.05.006.
  - [27] Crosbie J, Alhusaini AA, Dean CM, et al. Plantarflexor muscle and spatiotemporal gait characteristics of children with hemiplegic cerebral palsy: an observational study[J]. Dev Neurorehabil, 2012, 15(2): 114-118. DOI: 10.3109/17518423.2011.643927.
  - [28] 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.
  - [29] 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.
  - [30] Prange GB, Jannink MJ, Stienen AH, et al. An explorative, cross-sectional study into abnormal muscular coupling during reach in chronic stroke patients[J]. J Neuroeng Rehabil, 2010, 7: 14. DOI: 10.1186/1743-0003-7-14.

(修回日期: 2016-11-05)

(本文编辑: 易 浩)

## · 外刊撷英 ·

## Vitamin d and fracture complications

**BACKGROUND AND OBJECTIVE** Research has shown that vitamin D regulates several areas of human physiology, including the cardiac, immune, digestive and musculoskeletal systems. Orthopedic surgeons frequently prescribe calcium and vitamin D supplementation for patients with fractures to promote fracture healing. This study was designed to better understand the relationship between serum 25 (OH) D levels and the likelihood of postoperative complications after fracture related surgery.

**METHODS** This retrospective review was performed for all adult orthopedic trauma patients seen at a level I trauma center for a fracture between 2009 and 2010. The patients had available serum 25 (OH) D levels drawn within two weeks of injury and repeat levels drawn at a minimum of eight weeks later. All patients received 100 IU of vitamin D<sub>3</sub> and 1500 mg of calcium daily. Those with a serum 25 (OH) D deficiency or insufficiency also received a regimen of 50000 IU ergocalciferol weekly until 25 (OH) D levels were normalized (>32 ng/mL). Standard clinical follow-up was performed at two, six and 12 week visits, and every two to three months until fracture healing.

**RESULTS** Among the 201 patients included in this study, 15 had fracture healing complications, including infection (6%), nonunion (3%), osteomyelitis (1.5%), wound dehiscence (1.5%), malunion (0.5%) and joint contracture (0.5%). There was no significant difference in the likelihood of fracture healing complications based upon the initial or repeat levels of 25 (OH) D ( $P>0.5$  and  $P>0.6$ , respectively).

**CONCLUSION** This retrospective study of patients with traumatic fractures found that vitamin D supplementation does not appear to have a large impact on fracture healing.

【摘自: Bodendorfer BM, Cook JL, Robertson DS, et al. Do 25-hydroxyvitamin d levels correlate with fracture complications? J Orthop Trauma, 2016, 30(9): e312-e317.】