

神经电生理技术在运动生理学领域的应用*

胡琰茹¹ 刘晓莉¹ 乔德才^{1,2}

神经电生理技术发展到今天已经有近百年的历史,从亚细胞水平(如膜片钳记录技术)到行为学研究,如事件相关电位(event related potential, ERP);从非创伤性记录如脑电图技术(electroencephalography, EEG)到离体记录,如在脑片上开展的胞内记录技术,该技术在生物、医学领域中得到广泛应用^[1-3]。神经电生理技术在运动生理学领域的应用始于上世纪三、四十年代,迄今为止,已为揭示运动控制、运动技能学习及运动性中枢疲劳等关键运动生理学问题的神经机制提供了强大的技术支持^[4-5]。近年来,随着科学技术的进步,神经电生理技术也有了较大的发展,一些新技术的出现,如多通道记录技术、无线遥测记录技术等,为运动生理学研究提供了新的方法和思路。

1 神经电生理技术分类

1.1 非创伤性记录技术

非创伤性记录技术是指在不给实验对象带来创伤的前提下开展的一种神经电生理技术,该技术主要用于以活体动物或人为实验对象的研究。其中,脑电图技术是目前应用较广泛的技术之一。自1924年德国Jena大学的精神病学家Hans Berger第一次记录到人类脑电图以来^[6],该技术已经发展的比较成熟。尽管受各种客观条件的影响,其空间分辨率受到一定制约^[7](影响因素主要包括:电极尺寸的限制;对于深部神经元产生的电活动很难检测;电极间距的影响等),然而,该技术往往具有高达毫秒级的时间分辨率,这一特性使得该类技术能够区分电活动的快速变化,这对于与时间锁定的脑电记录(如机体对刺激的反应等事件)极为重要^[8],目前已在生物、医学领域得到了广泛的应用。

1.2 创伤性记录技术

创伤性记录技术是指可对实验对象带来一定程度创伤的一种神经电生理技术。大部分创伤性电生理记录技术似乎不太适用于健康人群,有些甚至不是为人类而设计的。然而,这些方法使人们可以更加接近中枢神经系统的内在机制。创伤性电生理记录技术种类很多,大体可分为离体记录技术和在体记录技术。

1.2.1 离体记录技术:离体记录技术种类很多,所有这些技术均涉及神经组织的摘除或分离过程。根据实验对象的不同,目前有对脑片的研究,也有对单个神经元的记录。其中,离体脑片的电生理研究在20世纪50—60年代逐渐得到重视,主要是因为脑片具有以下优势:较高的机械稳定性,进而可以不受呼吸、心跳等因素的影响;脑片培养所用的介质非常容易控制,如对氧分压、pH值及温度的控制等;电极记录位置可以精确控制;不受血脑屏障的限制,可以直接观察多种因素如药物、神经递质等对神经元的影响;此外,脑片的相对完整性,使对神经环路的检测成为可能^[9]。神经细胞的分散培养则是20世纪70年代发展起来的一项技术。细胞是动物和人体的基本组成单元,细胞与细胞之间及胞外与胞内的联系主要依靠膜上的离子通道来进行,离子和离子通道成为构成细胞兴奋性的基础。因此,在细胞层面上开展的电生理研究对于揭示细胞的生理过程,进而研究由细胞构筑成的整体具有重要的科学意义^[10]。在离体材料上展开的记录方法主要有:胞外记录技术(extracellular recording)、胞内记录技术(intracellular single unit recording)、电压钳技术及膜片钳技术等。

1.2.2 在体记录技术:在体记录技术是指在实验对象保持完整的条件下开展的一种电信号采集技术。与离体实验相比,在体技术的最大优势就是保持了观察对象的完整性^[9]。在这样的状态下,细胞不仅保持完整的输入、输出神经纤维联系,并且处于正常的液体环境下(如正常的神经递质、激素水平等),这样,我们便可记录到处于自然状态下的神经元的兴奋性。另外,与离体电生理技术相比,在体电生理技术更容易与解剖研究联系起来,如采用刺激-记录技术可以确定通过示踪技术或免疫组化技术观察到的神经通路是否真的存在^[9]。在以人为对象的实验中,该类技术并非首选,但在动物模型中,该技术却具有非常大的应用价值,在体记录技术主要包括:皮质脑电图技术(electrocorticography, EcoG)、在体局部场电记录技术(local field potentials, LFPs)及在体单细胞记录技术等。其中,单细胞记录技术不仅是离体标本上适用的经典方法之一,同样适用于活体动物单个神经元电活动变化的记

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.10.021

*基金项目:国家自然科学基金资助项目(30971416, 31171138)

1 北京师范大学体育与运动学院,北京,100875; 2 通讯作者
作者简介:胡琰茹,女,在读博士生; 收稿日期:2012-10-25

录。该技术已经使用了几十年,大量实验已经对其进行了报道^[11-12],与其他技术(如磁共振成像技术、正电子发射断层扫描技术、脑电图技术等)相比,单细胞放电记录技术的最大优点在于它具有较高的时空分辨率^[13]。在体记录技术根据实验对象状态的不同,又可分为麻醉和清醒自由活动状态记录。自由活动动物的在体电信号记录技术,其主要优势是能够将动物的神经元电活动变化同动物的特殊行为结合起来,该技术对于研究复杂行为更具优势^[14]。此外,自由活动动物的单细胞记录技术可以持续较长时间,从几周到几年不等。这样,我们便可从每只动物身上获得大量数据,进而节省所使用动物的数量^[15]。

1.2.3 自由活动动物在体电信号记录技术:与麻醉或离体状态下的记录不同,自由清醒动物电生理信号记录过程中常伴随着动物的移动,尤其当受试对象不断运动时,连接动物与记录系统的导线常发生缠绕、弯曲,会引起电容的改变,进而导致导线内微弱电流的产生,当微弱电流通过电路中的高阻抗元件时即可引起较大的电压改变,当导线弯曲引起的电压大到足以干扰到有效的电信号时,运动伪迹(movement artifact)便由此产生^[16],因此该记录技术是一项具有挑战性的工作,此问题通常需要在靠近电极的位置加一个前置放大器(Headstage)来解决。Headstage通常由运算放大器(operational amplifier)或场效应管转换器(field-effect transistor, FET)以电压跟随器电路的形式进行组装而成,其最显著特征就是输入阻抗高,而输出阻抗低,进而达到消除伪迹的目的。Headstage应尽量靠近电极,并且确保电极与Headstage之间连接的稳固,以免动物在运动过程中由于接触不牢固而引入新的伪迹^[17]。

1.3 多通道记录技术及无线遥测技术

要理解中枢神经系统如何处理信息,一个很重要的方面就是要了解脑内大量神经元是如何协调工作的。尽管很多有价值的信息可以通过记录整个脑区的活动如场电位,或通过每次记录一个神经元的放电活动进行研究,但这些方法不能使我们全面的、直接的认识大量神经元在对某一事件进行信息加工的过程中所表现出来的协作作用,即它们在时间和空间上的联系^[17]。因此,多通道记录技术逐渐引起了人们的重视。早在1949年,John C Lilly便采用多电极阵列植入的方法对灵长类动物的行为与神经元放电的关系进行了研究^[18]。由于相关技术的缓慢发展,此后30年的时间里该技术的应用受到限制。直到20世纪70年代末和80年代初,计算机被引入神经科学领域,多通道技术才开始迅速发展。多通道记录技术应用于神经科学领域,具有许多其他技术无法比拟的优越性:①记录的神经元数量多,跨脑区;②在清醒的、自由活动的动物身上进行记录,结论可信;③具有较高的时间(ms)和空间(μm)分辨率;④可以长期记录,数周乃至数

月。多通道记录技术对于研究中枢神经系统的信息编码机制起着不可替代的作用,这一方法被广泛应用于学习和记忆、感觉信息加工、感觉运动整合,以及神经系统可塑性等方面的研究^[19-20]。

许多情况下,让动物或受试者保持自由活动,自发行动的状态,对于数据真实性、可靠性而言具有非常重要的意义。然而,多数情况下,记录电极与仪器之间通常需要有电缆将两者连接起来完成数据的采集,这在一定程度上限制了动物活动的范围。另外,对于一些群居性动物(如猴子等),只有让其不断与其他动物进行广泛的群居接触,许多行为才表现出来,而记录电极与仪器之间的线缆也限制了该技术的应用^[21]。为此,无线遥测记录技术便应运而生。无线遥测记录系统通常由记录电极、无线发射装置及接收装置组成。记录电极记录到的电信号经无线发射装置发射后,由接收装置接收存储于电脑上便可以进行实时或离线分析。这样便可实现动物在无束缚、自由、清醒状态下进行神经电信号的连续采集^[22]。根据发射器体积及重量不同,有的需要将发射器通过一个马甲穿戴在动物身上,有的则可以直接将其固定在头上。发射器、电池重量,无线工作距离,电池使用时间,最高通道数等参数,均会给记录效果带来影响。目前,商业化的无线遥测记录系统有Alpha Omega Engineering公司的TeleSpike系统, Triangle BioSystems公司的TBSI系统等。

2 神经电生理技术在运动生理学领域的应用

躯体运动系统是由控制躯体运动的神经及其肌肉共同组成的。因此,了解相关神经元及核团的运动控制功能,揭示不同功能核团神经元之间如何相互联系,及神经元与肌纤维之间如何进行耦合的,对于理解神经肌肉系统功能及障碍有着至关重要的意义。由于神经电生理技术具有较好的时空分辨率,且可以在活体、清醒、自由运动的实验对象上开展实验,因此在运动控制、运动技能学习及运动性中枢疲劳等关键运动生理学问题的研究上均有着广泛的应用。

2.1 神经电生理技术在运动控制研究中的应用

2.1.1 运动代表区的界定:众所周知,不同躯体运动受运动皮质不同区域神经元的控制。一方面,不同种类动物大脑皮质运动代表区相差较大,另一方面,同一个体皮质运动代表区也不是恒定不变,具有一定的可塑性。因此,精确界定不同种类动物大脑皮质运动代表区,或观察同一个体在不同条件下的皮质运动代表区的变化具有重要意义。电生理标测技术(electrophysiological mapping)是实现该研究目的的主要手段之一。电生理标测技术的主要操作过程如下^[23]:首先将实验对象麻醉,暴露相应运动皮质,将微电极垂直植入皮质达第V层,然后在电极上施加一定时间、一定频率和一定强度的电流刺激,同时观察记录能够引起明显活动的躯体部

位,如果特定阈值强度以上的刺激仍无法引起任何明显的躯体运动则视为非运动代表区。通过移动刺激电极的位置,即可实现运动代表区的界定。人类皮质运动代表区是上世纪30年代首先是由加拿大神经外科专家Penfield手术时绘制的。Kleim等^[24]应用该技术研究发现,运动技能学习后,大鼠运动皮质运动代表区发生改变,提示运动技能学习与运动皮质运动代表区功能重组相关。

2.1.2 运动参数的控制:中枢神经系统对运动参数(如运动速度、运动方向等)的控制是运动控制过程的重要组成部分,观察神经元兴奋性变化与运动参数之间的相关性,对于揭示运动控制的中枢神经机制具有重要意义。在过去的几十年中,已有大量神经生理学研究对此进行了报道。Evarts^[25]以猴为实验对象,对其运动皮质神经元兴奋性变化与肌电同步进行观察,发现锥体束神经元兴奋性变化与肌肉力量输出密切相关。Kalaska等^[26]研究结果发现,顶叶皮质神经元兴奋性变化与上肢运动方向密切相关。Marple-horvat等^[27]在猴身上研究发现,小脑蒲肯野细胞神经元兴奋性变化与上肢运动速度的关系比与姿势及加速度的关系更为密切,小脑可能参与了上肢运动速度向量的计算。这些研究为揭示中枢神经系统实现运动控制的相关机制提供了重要证据。

2.1.3 运动传导通路的相互联系:传导通路是指神经冲动传导的路径,运动传导通路就是指从大脑皮质至躯体运动效应器的神经联系。由于中枢信息往往通过不同通路进行传导,各通路间相互联系,组成复杂的网络结构,因此,了解运动控制信息需要经过哪些通路,以及信息在各通路间是如何传导的,对于理解运动控制的中枢机制同样具有重要意义。神经电生理技术在该领域有着广泛的应用,下面就以基底神经节内各运动传导通路的研究为例来进行介绍。

基底神经节是皮质下一系列核团的总称,主要包括纹状体、苍白球、黑质、丘脑底核等。各核团之间相互关联,构成了复杂的神经网络结构,是运动控制的重要结构之一。Robledo等^[28]通过药物干预丘脑底核神经元的兴奋性,并运用神经电生理技术对其目标核团(苍白球内侧部及黑质网状部)神经元电活动变化进行记录,研究结果显示,丘脑底核神经元兴奋性增强时,苍白球内侧部和黑质网状部神经元兴奋性也显著增强,丘脑底核神经元兴奋性下降,同样可以引起苍白球内侧部和黑质网状部神经元兴奋性的降低,提示丘脑底核与目标核团之间存在着兴奋性神经纤维投射;Vives等^[29]以大鼠为研究对象,通过记录-刺激神经电生理技术发现,来自苍白球内侧部的信息可经丘脑中继后到达额前皮质,进而构成了基底神经节信息反馈的重要通路;1996年,Nambu等^[30]通过刺激-记录神经电生理技术发现,皮质与丘脑底核之间存在着直接的兴奋性神经纤维投射,且信息在该通路上的传导速率要快于在“直接”通路及“间接”通路上的传导速率,作

者将其命名为“超直接”通路(hyperdirect pathway),并在此基础上提出了“中心-环绕”运动控制模型(center-surround model)^[31]。该模型的提出,对以往认为基底神经节信息控制是由“直接”通路和“间接”通路两条通路控制的理论提出了补充,证实“超直接”通路与另外两条通路一起,共同在基底神经节信息输出调节方面发挥重要作用,该研究对完善运动控制模型,揭示运动控制的中枢神经调控作用机制做出了重要贡献。

2.2 神经电生理技术在运动技能学习研究中的应用

运动技能是个体技能的重要组成部分。运动技能是如何习得的,中枢神经系统在此过程中发生了怎样的变化,一直是神经生理及运动生理相关科研人员持续关注热点领域之一。由于神经电生理技术具有较高的时间分辨率,通过对运动技能学习过程中动物行为与神经元兴奋性变化之间的相关性进行研究,即可获得运动技能学习过程中脑功能变化的重要信息。另外,由于神经电生理技术具有较高的空间分辨率,通过运用多通道记录技术,即可对运动技能学习过程中不同核团协同作用及编码情况进行观察。

Fattapposta等^[32]以人为实验对象,运用脑电图记录技术,对射击运动过程中神经元兴奋性变化进行动态观察。结果发现,具有射击训练经历的组别其射击成绩优于没有射击训练经历的组别,且在运动计划阶段,具有射击训练经历的组别与没有射击训练经历的组别相比,其脑电兴奋程度下降;而在运动执行阶段,具有射击训练经历的组别脑电兴奋程度更高。以上结果提示,长时间的训练,可能会改变运动控制的模式,减少运动计划阶段对精神高度注意的需求。

2.3 神经电生理技术在运动疲劳中枢机制研究中的应用

运动性疲劳是运动过程中常见的一种生理现象,以往对于运动性疲劳机制的研究更多是围绕运动性疲劳与循环、代谢、肌肉及营养等因素之间的关系展开^[33]。近年来,大量实验对中枢神经系统在运动疲劳产生中所发挥的作用进行了验证,证实许多情况下运动过程中肌肉工作能力的下降是由于中枢神经系统无法充分驱动运动神经元引起的^[33]。运动性疲劳中枢机制的研究已成为运动性疲劳机制研究的热点之一^[34]。

Angyan等^[35]对力竭运动前后猫皮质脑电变化进行观察,结果发现,运动疲劳后猫感觉运动区低频放电(1—6Hz)显著增加,总功率显著增强。Flaiti等^[36]研究结果显示,力竭运动后,脑电图 α 波(8—13Hz)及 β 波(13—30Hz)的比值(α/β)较安静状态显著升高,1—6Hz放电及 α/β 比值的增加,均提示神经元兴奋性的下降,而EEG总功率的增加,则反映了运动皮质所需能量的增加,当能量供应无法得到满足时,导致疲劳的产生,以上利用皮质脑电技术观察到的结果,提示皮质脑电作为一个可靠且容易获得的指标,可用于评价力竭运动

过程中的疲劳程度。

已有资料表明,基底神经节各信息传导通路间兴奋-抑制状态的失衡,可能是导致皮质兴奋性下降,进而导致疲劳发生的重要途径之一。为此,乔德才等^[37-40]以神经电生理技术为手段,围绕疲劳前后及力竭运动过程中基底神经节神经元兴奋性变化进行了一系列研究,研究结果发现,运动疲劳后大鼠纹状体高频放电活动显著增加;黑质-纹状体通路在运动疲劳后的诱发电位发生改变;运动疲劳初期丘脑底核神经元兴奋性显著增强等。上述研究进一步证实了基底神经节在运动疲劳中枢调控中的重要作用,为揭示运动疲劳的中枢机制,完善疲劳理论提供了实验及数据支持。

3 小结

神经电生理技术由于具有较高的时间、空间分辨率,且可以用于活体、清醒、自由活动状态下神经元信号的采集,这些优势使其仍然具有较广阔的应用空间。近年来,随着多通道记录技术的发展,通过对电极进行设计可实现多核团的同步记录,为研究神经通路提供了更加可靠的保障。另外,随着无线遥测技术的轻量化和小型化,将动物神经元电活动变化与行为学结合起来观察将更加可行,这些新技术的发展必将为运动生理学的发展起到推动作用。

参考文献

[1] Chen CY, Tu TY, Jong DS, et al. Ion channel electrophysiology via integrated planar patch-clamp chip with on-demand drug exchange[J]. *Biotechnol Bioeng*, 2011, 108(6): 1395—1403.

[2] Luck SJ, Mathalon DH, O'Donnell BF, et al. A roadmap for the development and validation of event-related potential biomarkers in schizophrenia research[J]. *Biol Psychiat*, 2011, 70(1): 28—34.

[3] Churches O, Baron-Cohen S, Ring H. Seeing face-like objects: an event-related potential study[J]. *Neuro Report*, 2009, 20(14): 1290—1294.

[4] Alegre M, Rodriguez-oroz MC, Valencia M, et al. Changes in subthalamic activity during movement observation in Parkinson's disease: is the mirror system mirrored in the basal ganglia[J]? *Clin Neurophysiol*, 2010, 121(3): 414—425.

[5] Fritsch B, Reis J, Martinowich K. et al. Direct current stimulation promotes BDNF-dependent synaptic plasticity: potential implications for motor learning[J]. *Neuron*, 2010, 66(2): 198—204.

[6] 大熊辉雄.临床脑电医学[M].清华大学出版社:2005.3.

[7] Yang L, Wilkea C, Brinkmann B, et al. Dynamic imaging of ictal oscillations using non-invasive high-resolution EEG [J]. *Neuroimage*, 2011, 56(4): 1908—1917.

[8] Santos-Torres J, Fuente A, Criado JM, et al. Glutamatergic synaptic depression by synthetic amyloid β -peptide in the medial septum[J]. *J Neurosci Res*, 2007, 85(3): 634—648.

[9] Criado JM, de la Fuente A, Heredia M, et al. Single-cell re-

cordings: a method for investigating the brain's activation pattern during exercise[J]. *Methods*, 2008, 45: 262—270.

[10] Schrlau MG, Dun NJ, Bau HH. Cell electrophysiology with carbon nanopipettes[J]. *ACS Nano*, 2009, 3 (3): 563—568.

[11] Chorev E, Epsztein J, Houweling AR, et al. Electrophysiological recordings from behaving animals-going beyond spikes[J]. *Curr Opin Neurobiol*, 2009, 19(5): 513—519.

[12] Dragoi G. Electrophysiological approaches for studying neuronal circuits in vivo[J]. *Neuronal Network Anal*, 2012, 67: 191—203.

[13] Esposito MD, Kayser AS, Chen AJW, et al. Functional MRI: cognitive neuroscience applications[J]. *Functional Neuroradiol*, 2012, 5: 687—706.

[14] van der Meer MA, Redish AD. Low and high gamma oscillations in rat ventral striatum have distinct relationships to behavior, reward, and spiking activity on a learned spatial decision task[J]. *Front Integr Neurosci*, 2009, 3: 1—19.

[15] Fan D, Rich D, Holtzman T, et al. A wireless multi-channel recording system for freely behaving mice and rats[J]. *PLoS one*, 2011, 6(7): e22033.

[16] Echaz J, Wong S, Litt B. Seizure analysis and detection in vivo[J]. *Animal Models Epilepsy*, 2009, 40: 203—233.

[17] 王锦琰, 罗非, 韩济生. 中枢神经元放电的在体多通道同步记录技术[J]. *生理科学进展*, 2003, 34(4): 356—358.

[18] Lilly JC. *Biological and Biochemical Bases of Behavior* [M]. Madison: The University of Wisconsin Press, 1958.83—100.

[19] Talwar SK, Xu S, Hawley ES, et al. Rat navigation guided by remote control[J]. *Nature*, 2002, 417: 37—38.

[20] Laubach M, Wessberg J, Nicolelis MA. Cortical ensemble activity increasingly predicts behaviour outcomes during learning of a motor task[J]. *Nature*, 2000, 405:567—571.

[21] Jurgens U, Hage SR. Telemetric recording of neuronal activity[J]. *Methods*, 2006, 38: 195—201.

[22] Szuts TA, Fadeyev V, Kachiguine S, et al. A wireless multi-channel neural amplifier for freely moving animals[J]. *Nat Neurosci*, 2011, 14: 263—269.

[23] Neafsey EJ, Bold EL, Hass G, et al. The organization of the rat motor cortex: a microstimulation mapping study[J]. *Brain Res Rev*, 1986, 11(1): 77—96.

[24] Kleim JA, Barbay S, Nudo RJ. Functional reorganization of the rat motor cortex following motor skill learning[J]. *J Neurophysiol*, 1998, 80:3321—3325.

[25] Evarts EV. Relation of pyramidal tract activity to force exerted during voluntary movement[J]. *J Neurophysiol*, 1967, 30:14—27.

[26] Kalaska JF, Caminiti R, Georgopoulos AP. Cortical mechanisms related to the direction of two-dimensional arm movements: relations in parietal area 5 and comparison with motor cortex[J]. *Exp Brain Res*, 1983, 51: 247—260.

[27] Marple-horvat DE, Stein JF. Cerebellar neuronal activity related to arm movements in trained rhesus monkeys[J]. *J Physiol*, 1987, 394: 351—366.

[28] Robledo P, Féger J. Excitatory influence of rat subthalamic nucleus to substantia nigra pars reticulata and the pallidum

- complex: electrophysiological data[J]. Brain Res, 1990, 518 (1-2): 47—54.
- [29] Vives F, Mogenson GJ. Electrophysiological evidence that the mediodorsal nucleus of the thalamus is a relay between the ventral pallidum and the medial prefrontal cortex in the rat[J]. Brain Res, 1985, 344(2): 329—337.
- [30] Nambu A, Takada M, Inase M, et al. Dual somatotopical representations in the primate subthalamic nucleus: evidence for ordered but reversed body-map transformations from the primary motor cortex and the supplementary motor area[J]. J Neurosci, 1996, 16: 2671—2683.
- [31] Nambu A, Tokuno H, Takada M. Functional significance of the cortico-subthalamo-pallidal 'hyperdirect' pathway[J]. Neurosci Res, 2002, 43(2): 111—117.
- [32] Fattapposta F, Amabile G, Cordischi MV, et al. Long-term practice effects on a new skilled motor learning: an electrophysiological study[J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1996, 99: 495—507.
- [33] Nybo L, Secher NH. Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise[J]. Prog Neurobiol, 2004, 72:223-261.
- [34] 杨东升, 刘晓莉, 乔德才. “乳酸穿梭”背景下的运动性疲劳中枢机制研究新进展[J]. 中国康复医学杂志, 2012, 27(3): 285—288.
- [35] Angyan L, Czopf J. Exercise-induced slow waves in the EEG of cats[J]. Physiol Behav, 1998, 64(3): 267—272.
- [36] Ftaiti F, Kacem A, Jaidane N, et al. Changes in EEG activity before and after exhaustive exercise in sedentary women in neutral and hot environments[J]. Applied Ergonomics, 2010, 41(6): 806—811.
- [37] 乔德才, 侯莉娟, 何德富. 运动疲劳对大鼠新纹状体神经元电活动的影响[J]. 中国运动医学杂志, 2005, 24(6): 349—355.
- [38] 刘晓莉, 吴迪, 乔德才, 等. 电刺激前脑内侧束对运动疲劳大鼠纹状体神经元诱发电活动的影响[J]. 西安体育学院学报, 2012, 29(1):72—77.
- [39] 王大磊, 刘晓莉, 乔德才. 大鼠力竭运动中丘脑底核和皮层神经元电活动的变化[J]. 中国应用生理学杂志, 2011, 27(4): 427—431.
- [40] Wang DL, Liu XL, Qiao DC. Modulatory effect of subthalamic nucleus on the development of fatigue during exhausting exercise: an in vivo electrophysiological and microdialysis study in rats[J]. J Sport Sci Med, 2012(11): 286—293.

·综述·

肌内效贴在运动损伤康复中的应用进展

祁 奇^{1,3} 王予彬^{2,5} 陈文华³ 王惠芳⁴

肌内效贴(kinesio taping)是一种将有弹性的胶布贴于体表以达到保护肌肉骨骼系统、促进运动功能的非侵入性治疗技术。起初常应用于运动损伤的防治^[1]。经过近四十年的发展,已广泛延伸到神经康复、美容等领域。又因其有效、方便、不影响运动的特性被运动员所青睐,2008年北京奥运会有58个国家的运动员使用肌内效贴布来防治运动损伤^[2]。大陆地区此项技术开展相对较晚,但发展迅速,有望成为运动综合康复中有益的组成部分。关于肌内效贴在运动损伤康复中的应用与机制探讨,中国大陆文献鲜有报道,现就欧美等国家及我国台湾地区运动康复界肌内效贴的应用进展综述如下。

1 肌内效贴简介

1.1 肌内效贴的发展历史

肌内效贴是由日本整脊治疗师加濑建造博士(Kinezo-Kase)上世纪70年代创用。命名来自于英语“运动机能学(kinesiology)”的前缀^[1],其日语音译为“キネシオ”(テーピング),转换成日语汉字为“筋内效”(贴),译成中文即“肌内效”^[1,3]。

上世纪80年代后期日本排球运动员正式开始使用肌内效贴,上世纪90年代被引入欧美及中国台湾地区。如今肌内效贴已经广泛地被运动医学科的医生、物理治疗师所使用。近年来,肌内效贴的应用越来越普遍,已有自己完整的理论与应用体系^[1,3-4]。

1.2 肌内效贴的特性及使用方法

肌内效贴布背面有S型黏胶的透气弹性贴布,在拉力下可有140%的弹性,不含任何药物成分,低过敏性,有一定的防水和透气特性^[3-5]。

肌内效贴相比于传统固定白贴(white athlete taping),并

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.10.022

1 同济大学附属东方医院,上海,200092; 2 同济大学附属东方医院运动医学科; 3 上海市第一人民医院康复医学科; 4 同济大学附属东方医院康复医学科; 5 通讯作者

作者简介:祁奇,男,在读硕士研究生,副主任技师; 收稿日期:2012-10-10