

·综述·

功能性电刺激在不完全性脊髓损伤患者步行中的应用研究进展

廖麟荣¹ 王 俊^{1,2}

脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)是一种常见的疾病,在造成患者肢体感觉、运动功能障碍等生理损伤的同时,还给心理带来严重的压力,对其回归社会有很大的影响。功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)技术是使用电刺激的手段,以精确的刺激顺序和刺激强度激活瘫痪或轻瘫的肌肉,使脊髓损伤患者恢复一定运动功能的一种康复治疗技术^[1]。恢复独立的步行能力是不完全性脊髓损伤患者的主要康复目标。改善肌肉的运动功能和耐力,主要是使患者可完成功能性的步行。许多研究均已证明^[2-4],在不完全性脊髓损伤后,下肢运动功能的早期恢复和步行能力的相互关系。例如,有学者已证明^[5-6],在不完全性脊髓损伤患者应用电刺激腓总神经能促进患者在步态中的摆动期,并使脚完全离开地面。无论如何,FES治疗促进步行速度和耐力已经应用于临床。在康复后期,当患者的步态障碍已经定形,FES治疗可作为一种纠正异常步态的方法。但是效果也是有限的,因为在患者受伤数月或数年后,这些不完全性脊髓损伤患者的主要肌群的肌力和耐力均不足而影响步行^[7-8]。不完全性脊髓损伤患者早期,应用FES的主要作用是在一定程度上预防或阻止废用性肌萎缩,并可提高肌肉力量,这样就有可能改善患者的步行能力^[7-10]。

1 基本原理和使用方法

1.1 FES基本原理

FES的基本原理已经知道,人体所有细胞都在某种程度上具有兴奋的能力,故FES本质上利用的是神经细胞的电兴奋性。由于脊髓损伤是由上位运动神经元损害引起的运动障碍,末梢的第二级运动神经元未受损,电刺激能使末梢运动神经元兴奋而引起肌肉收缩。在相应的肌肉部位放置刺激电极,当细胞膜受到一定强度电刺激后,对不同离子的通透性发生改变,导致膜电位发生突变,便爆发成一个动作电位,并通过微型电子计算机的控制系统来控制获得运动的效果。但是,电刺激肌肉的效率比自然运动中肌肉活动的效率要差,因而不可能依靠FES完全恢复运动功能,但是仍具有实用价值。

FES电流常用的是“Lilly”波形,Lilly波是由电荷相等的正、负双向电流脉冲波构成,正、负脉冲之间有一个延迟时间。第一个负脉冲对神经纤维起去极化的作用,第二个脉冲波指数衰减,起电荷平衡的作用,使刺激时摄入的净电荷为零。不完全性脊髓损伤的患者,由于部分失神经支配及制动等原因,肌肉组织的结构、质量和力学特性均易出现变化,同时存在挛缩及感觉减退等。有研究表明,采用电荷平衡的双向刺激波形,能减少肌肉组织损伤,甚至可以完全避免组织损伤^[11],故不完全性脊髓损伤患者适合采用电荷平衡的双向刺激波形。

1.2 FES使用方法

不完全性脊髓损伤患者无论保留主动活动的肌肉多或少,FES作为恢复肌力的一种方法,在损伤以后应尽早开始。但不是所有的脊髓损伤患者都适合FES治疗,颈段脊髓损伤导致四肢瘫,双手不能扶拐者,刺激股四头肌达到站立的困难非常大,软瘫也不适于用FES进行康复。FES对不完全性脊髓损伤患者意义更大,更易于实现FES辅助社区步行的目标^[12]。

脊髓损伤的患者步行用FES系统一般就是将电极置放在患者体表或植入体内,具体植入方式可分为表面式、半植入式和植入式等^[12]。表面式的刺激开关、刺激装置和刺激电极均置于脊髓损伤患者的体外;半植入式是将刺激电极植入患者特定的目标肌肉,而刺激开关和刺激装置放在体外,这样便易于实现对肌肉的精确控制;植入式是将刺激装置和刺激电极都植入体内,刺激开关以无线电波向体内的刺激装置供能和进行控制,此类系统可将刺激电极植入到任意的目标肌肉,无需导线,具有刺激稳定性好,重复性好,可靠性高,肌力调节的精细度高,植入时创伤小,使用安全的优点,但技术要求较高。

引起目标肌肉收缩必要的电极电压根据患者病情及刺激的方法而异,表面式电极一般用20—80V之间,部分病例也有用到150V的,电流通常在几十至100mA,经皮和埋入式电极引起目标肌肉收缩的电压是1—10V之间,电流在1—20mA。对不完全性脊髓损伤后瘫痪肌肉或者神经的刺激频

率需要引起持续性的肌收缩,一般都在20Hz以上。虽然频率上升的同时肌力增加,但是频率越高,引起患者疲劳并导致肌力下降的速度也就越快,所以根据应用目的一般在20—80Hz之间。刺激脉冲波幅越短,患者的不快感越少,但目标肌肉收缩的力量也减弱;脉冲电流波幅增大于1ms以上,导致患者的不快感就会增加,故在临床应用中多在0.05—1ms之间使用。但在实际应用过程中,要根据患者具体情况,反复进行调节并寻找最合适的频率及电流。

2 不完全性脊髓损伤的一般特征

在不完全性脊髓损伤患者中的一个特点是四肢瘫的不完全性脊髓损伤比截瘫的多。根据Guttmann报道^[13],在一组466例颈髓创伤患者中有72%的不完全性损伤;而另外一组1036例胸髓损伤患者中,仅有26%是不完全性脊髓损伤。而且在过去几十年^[14],颈段的脊髓损伤相对于胸腰段脊髓损伤正在逐渐增加。引起不完全性脊髓损伤的原因有交通事故、运动创伤及工伤。在运动创伤中,尤以跳水是常导致颈髓的不完全性脊髓损伤的主要原因。刀刺伤和枪伤也是不完全性脊髓损伤的原因之一。截瘫和四肢瘫的不完全性脊髓损伤患者大部分为从不同的高度坠落所致。

在过去十年中,不同的预防措施已经明显减少完全性的截瘫和四肢瘫患者。相关法律规定必须使用安全带亦使交通事故的死亡率下降。同时,这样也会导致四肢瘫患者的增加。另外,随着更有效的急救和转送到医院的技术的改进,导致不完全性脊髓损伤增加,并伴随着完全性脊髓损伤的减少。严重的脊髓损伤是否具有再生能力,并能否恢复功能仍未清楚。尽管如此,脊髓还是具有一定的修复能力的。其中,硬脑膜和软脑膜在创伤后容易恢复;脊髓血管、软组织和神经胶质在损伤后均具有一定的修复能力。脊髓运动神经元的外周突可再生,但中枢突不具有再生能力。无论如何,脊髓内运动神经元同样可以再生,但是那些纤维更像是恢复向错误的方向。基于上述情况,在未来的研究很有可能不是使完全性脊髓损伤的患者恢复到正常,而更像是使一些完全性脊髓损伤恢复为不完全性损伤。这样,不完全性脊髓损伤将会大量增加。

3 不完全性脊髓损伤后应用FES的神经生理学特征

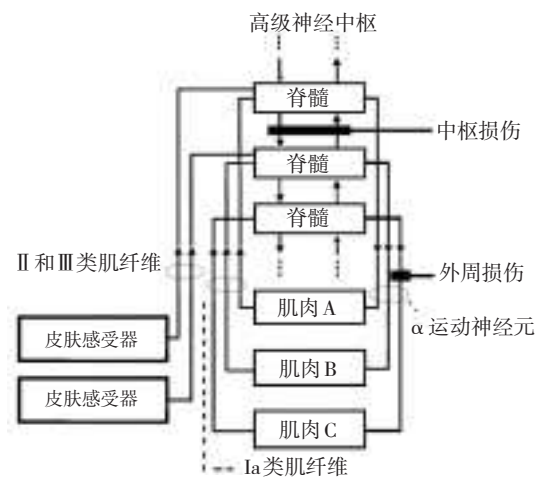
不完全性脊髓损伤可以分为两种类型^[15]。第一种类型的患者损伤某一特定平面的传入或传出神经,但不会导致完全阻断而影响它们的功能。第二种类型是损伤脊髓不同部分,一部分完全损伤而另一部分则完整保存功能。这两种类型的肌肉均可以出现以下三种情况(图1):正常(肌肉A),上运动神经元损伤(肌肉B)和下运动神经元损伤(肌肉C)。当位于肌肉A与高级神经中枢之间的传入和传出神经元通路

完整保存时,相对应的脊髓平面从高级神经中枢分离出两种特有的脊髓反射,这两种脊髓反射是单突触反射和多突触反射。

牵张反射是最简单的一种脊髓反射,包括一个传入神经元和一个传出神经元,以及单个中间突触(单突触反射)。该类牵张反射的感受器在肌梭的末端,能感受肌肉的长度的变化。神经信号在粗的、快速传入纤维(Ia纤维)传向中枢。这些肌纤维直接与 α 运动神经元连接,并向肌梭外的纤维传出信号。病理性的牵张反射(不受高级神经中枢控制)常常导致肌痉挛,这是胸段和颈段脊髓损伤的一个重要特征。在一些不完全性的截瘫和四肢瘫痪患者中,夸张的伸肌痉挛可使一部分患者能安全站立一定的时间。

有些患者在站立时不能打破强大的伸肌痉挛,所以导致他们在步行时不能完成适当的屈曲及启动一次迈步。已经有研究显示,在胸段和颈段的完全性和不完全性脊髓损伤患者,通过电刺激传入神经均可引起髋关节和膝关节屈曲及踝关节背伸,这是一个整个下肢的屈曲反射模式。屈曲反射是一种保护性反射,当肢体某处皮肤受到刺激时会迅速回缩肢体。屈曲反射是多突触反射(6至10个神经元构成反射弧),是通过刺激皮肤感受器、皮肤神经末梢或II类和III类肌纤维的传入神经而引起的。传入神经元连接于几个脊髓节段的中间神经元和 α 运动神经元,所以整个下肢的回撤反射意味着是几个肌群同时或协调的活动。

图1 脊髓损伤后肌肉神经支配图解



肌肉A正常;肌肉B为中枢性损伤;肌肉C为周围性损伤

完全性和不完全性脊髓损伤患者应用FES进行步行,所引起的屈曲反应是一种简单的交互步行模式。这是非常有趣的,而且会受刺激的幅度、脉冲持续时间、刺激的频率、脉冲序列持续时间和刺激部位而影响,会引起不同程度的功能性屈曲反应。屈曲反应的持续时间取决于脉冲序列持续时

间,但是当改变刺激幅度和频率时也有相关。屈曲反应的另外一个重要特性是适应。电刺激的序列在2s内重复几百次,但只能非常慢地步行。在一些患者的测试中,在开始刺激时反应较强,在开始5至10次序列刺激后会逐渐减少;此后,最大屈曲保持在几乎持续不变。

不完全性脊髓损伤患者的肌肉,如果是上运动神经元损伤的,则在很短的时间内就会出现废用性萎缩。这时如果选用适当的电刺激参数则容易重新提高肌肉力量^[16];频率为20至50Hz;脉冲持续时间为0.1至0.5ms;波幅为50至140V。只要周围神经的运动终板是完整的,即使电极置于肌腹也是用于神经刺激。只有下运动神经元损伤的肌肉才应用直接的肌肉刺激。

治疗性电刺激包括4s刺激串时间和紧接着4s的间歇时间,周期性地刺激于部分瘫痪的伸膝肌群。治疗时应用大的电极(6cm×4cm),并用吸水性能好的纱布覆盖。如果置于大腿的电极靠近髌关节,这时也会引起髌关节的屈曲。为了达到有效及引起足够强的运动,电极的放置位置并不是决定性的。为了预防髌关节屈曲,近端的电极可置于靠外侧,即主要是刺激股外侧肌,而不是股直肌(双关节肌)。刺激引起的是等张性收缩。波形选用矩形单相波,刺激频率是20Hz,脉冲持续时间是0.3ms,刺激的强度使用能引起足够下肢完全屈曲的强度。在训练过程中,患者仰卧、膝下垫一个枕头使双下肢屈曲30°左右。治疗时间通常为30min/d。

通常,很多患者在开始进行治疗时可能会害怕电刺激,甚至会感觉到疼痛。遇到这种患者,在第一次治疗时从低强度开始,即使是不能引起动作和肌肉收缩。在患者适应这种治疗的感觉后,在第二次治疗时,逐渐增加刺激强度。如果患者有较多的脂肪组织时,在电刺激时会引起一种不愉快的感觉。由于脂肪组织的传导性能差,所以为了能引起肌肉收缩,该类患者需要更强的刺激,这时皮肤感受器会感觉到疼痛。

不完全性脊髓损伤患者应用治疗性电刺激的第一个益处是能促进患者的随意运动。患者通过电刺激重新学习失去的动作,所以有可能使患者恢复对一些肌群的随意控制。虽然电刺激本身只对传入神经系统产生影响,但如果患者积极配合治疗,会达到一个更好的治疗效果。

不完全性脊髓损伤患者应用电刺激的另一重要益处是减少挛缩。这种异常通常是由于肌纤维变短、变厚、纤维化和受伤后长期制动,或者是由于主动肌与拮抗肌之间的不平衡而引起。为了预防挛缩,通常一般不刺激存在明显挛缩的肌群,但拮抗肌可以。电刺激治疗一般不超过1h/d;也可分成几次做,如:分成3次,20—30min/次。电刺激可使肌肉收缩,并使关节完成全范围的活动。但需要注意,有时很强的刺激也不会引起明显的运动和疼痛。

周期性电刺激也可缓解肌肉痉挛的情况。有学者^[17]对脊髓损伤患者进行定量肌痉挛评定,并应用电刺激进行治疗,结果提示有一半患者的痉挛有一定程度的缓解,但只能维持约在治疗后30min内。由于电刺激只能暂时缓解痉挛,所以可以在患者进行步行能力训练前先应用电刺激于有痉挛的伸膝肌群。

对不完全性截瘫和四肢瘫患者进行周期性电刺激的主要益处是能提高已经发生废用性萎缩肌肉的肌力。比较电刺激和自主收缩,进行电刺激非常可取的原因是由于电刺激能更好地促进肌肉收缩。

从动物实验结果得知^[18],间歇的刺激影响肌肉的张力的增加,当持续刺激时又发生会导致肉容易疲劳。对于病程较长的患者,低频率(10Hz)的电刺激能降低肌肉的疲劳。

4 FES辅助不完全性脊髓损伤患者的步行

部分不完全性脊髓损伤的患者借助短的或长的下肢矫形器来固定膝关节和踝关节,是可以步行的。有些较为严重的不完全性损伤的患者会导致下肢屈肌的肌力严重不足,同时合并有伸肌张力升高,这些问题均会严重抑制患者启动迈步的能力。该类患者主要以胸髓和颈髓的不完全性损伤为主,他们的功能注定只能达到家庭功能性步行或社区功能性步行。而其他一些不完全性脊髓损伤患者的活动更多的是依靠轮椅,他们只能在家里步行非常短的距离。有些不完全性截瘫的患者则是完全依赖于轮椅,原因是由于存在非常严重的痉挛或已形成挛缩。不完全性四肢瘫患者的上肢也存在瘫痪。尽管如此,患者上肢和手通常足够强壮支撑于拐杖上,腕和手指的活动受限,而抓握能力则更差。但无论如何,这类患者大部分均能够抓住并控制拐杖的。

另外,有一种数量较多的不完全性截瘫患者,他们一侧下肢完全瘫痪,而另一侧下肢能随意控制,仅用拐杖即可完成短时间内的安全站立。单侧应用电刺激于伸膝肌群和腓总神经,对这类患者非常有帮助。位于腓总神经的刺激能引起刺激性的髌关节、膝关节屈曲和踝关节背伸,从而完成该侧下肢的摆动^[19]。但也有些患者,仅能站立,一侧或双侧均不能迈步。一侧或双侧腓神经刺激能较帮助这种情况的患者。如果双侧下肢的随意伸展和屈曲活动均较差时,需要三或四通道的电刺激。

大部分不完全性脊髓损伤的患者仅需使用两通道的刺激即可达到辅助步行。刺激的参数必需调整接近如下数值:脉冲持续时间0.3s,频率20Hz,波幅可多达120V。伸膝肌群电刺激用大的电极(6cm×4cm),并用几层吸水性能好的纱布覆盖。而刺激腓总神经部位则需用两个的圆的电极(直径2.5cm)。当进行治疗性FES时,对于位于伸膝肌群的大电极的放置位置没有具体规定。刺激腓神经的第一个电极置于

接近腋窝而在股二头肌的内侧,第二个电极置于腓骨头后方,即在腓浅神经和腓深神经分支的上方。电极放置的位置及极性决定了是否能获得有效的动作。

有时很难通过纠正电极的位置来避免踝跖屈而没有引出踝背伸,引起髋关节和膝关节屈曲通常不难。最初,电极置于近端,当患者坐于轮椅时,很少注意电极的极性。这些电极均连接于开启着的刺激器,其中一个电极小范围地移动来寻找满意的踝背伸。如果不能得到适当的动作,重复改变其它电极的位置来搜寻。这些均尝试后,还未能获得时,可反转电极的极性。通常,相对于只需引起踝背伸,要引起髋关节、膝关节和踝关节的协同动作时,需要较高的刺激强度。屈曲的反应通过增加或减少刺激的波幅来改变^[20]。

从患者可控制的情况来看,步态周期可分为站立相和摆动相。当需要从一个相转移到另一个相时,患者的手只需按压位于拐杖的开关。当不按压开关时,则持续刺激膝伸展肌群;按压开关时,引起腓总神经兴奋,从而完成步行中的摆动相。这个摆动相的持续时间,可通过按压开关的时间来调整。当单侧或双侧腓总神经刺激时,在一侧或双侧脚跟放置一个开关,这已经证实是步行控制时非常有效的人工“感觉器官”。一个微型开关或者是带状开关通常嵌入鞋底内,并通过导线与刺激器连接。足跟的开关既不能太敏感也不能太迟钝。曾经有些病例^[21],如果他们的步行不稳定,开关就没有开启。但是,如果患者的鞋太紧,接着的时间开关则会保持开启。作为控制和触发的信号,无论是在足跟着地期,还是在足跟离地期,每一次刺激串必须是受控制下同步产生的。可预先设置足跟开关控制信号与开始刺激顺序之间的延迟时间;另外,刺激串的持续时间也可预先设置。

不完全性脊髓损伤患者由于保留部分的浅、深感觉功能,所以在重新学习步行时会相对快和容易。通常,大部分患者经过几天训练后,即可从平行杠内步行转移到平行杠外用拐杖步行。有些患者在步行时用与不用FES会有很明显的差别^[22]。

不完全性脊髓损伤患者使用FES进行步行,相对于使用机械的膝踝矫形器所消耗的能量少^[23—25]。因为,使用主动性的FES系统,患者的髋关节不一定需要抬高。最后,使用FES辅助步行,在其他人看来更美观,而患者更愿意使用。使用类似的矫形器,可能有许多治疗性益处,比如可以预防压疮、挛缩、肌肉萎缩和骨质疏松^[26—28]。为了量化患者使用FES对步行的影响,则必须进行步行能力测试和步态分析。

5 小结

经过40多年的努力,FES在不完全性脊髓损伤患者中的应用已经取得了很大的进展。有学者研究FES结合减重训练能更好地恢复不完全性脊髓损伤患者的步行能

力^[29—30],但目前FES系统的控制主要依赖于一系列手动操作的开关和一些外部传感器,对于大多数患者而言操作起来不方便尤其在调整参数方面。此外,外形不美观、不易于携带和价格昂贵等,距离临床上的真正应用尚有一段距离,需要加大投入来发展这项技术,使之真正能够造福于患者。

参考文献

- [1] Thrasher TA, Popovic MR. Functional electrical stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation[J]. *Annales de readaptation et de medecine physique*, 2008, 51: 452—460.
- [2] Ladouceur M, Barbeau H. Functional electrical stimulation—assisted walking for persons with incomplete spinal injuries: Longitudinal changes in maximal overground walking speed[J]. *Scand J Rehabil Med*, 2000, 32(1):28—36.
- [3] Mutton DL, Scremin AM, Barstow TJ, et al. Physiologic responses during functional electrical stimulation leg cycling and hybrid exercise in spinal cord injured subjects[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1997, 78(7): 712—718.
- [4] Kirshblum SC, O'Connor K. Predicting neurologic recovery in traumatic cervical spinal cord injury[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998, 79(11): 1456—1466.
- [5] Popovic MR, Curt A, Keller T, et al. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations [J]. *Spinal Cord*, 2001,39(8):403—412.
- [6] 毕胜.功能性电刺激在四肢瘫和截瘫中的应用[J].*国外医学·物理医学与康复学分册*,2003,23(3):112—115.
- [7] Wieler M, Stein RB. Multicenter evaluation of electrical stimulations systems for walking[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998, 80(5): 495—500.
- [8] Mahoney ET, Bickel CS, Elder C, et al. Changes in skeletal muscle size and glucose tolerance with electrically stimulated resistance training in subjects with chronic spinal cord injury [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005, 86(7): 1502—1504.
- [9] Gordon T, Mao J. Muscle Atrophy and procedures for training after SCI [J].*Physical Therapy*, 1994,74(1): 56—66.
- [10] 李民,邵阳,伍亚民,等.功能性电刺激对脊髓损伤后功能恢复的治疗作用[J].*中国康复医学杂志*, 2001,16(2): 123—124.
- [11] Scremin AME, Kurta L, Gentili A, et al. Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, 80(12): 1531—1536.
- [12] Thrasher TA, Flett HM, Popovic MR. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation [J]. *Spinal Cord*, 2006, 44(6): 357—361.
- [13] Koga K, Furue H, Rashid MH, et al. Selective activation of primary afferent fibers evaluated by sine-wave electrical stimulation[J]. *Mol Pain*, 2005, 25(1): 13—19.
- [14] Graupe D. An overview of the state of the art of noninvasive FES for independent ambulation by thoracic level paraplegics[J].*Neurol Res*, 2002,24(5):431—438.
- [15] Guttman, L. Spinal cord injuries—comprehensive management and research[M]. Oxford: Blackwell Scientific Publications. 1973.
- [16] Sutton NG. Injuries of the spinal cord – the management of paraplegia and tetraplegia[M]. London:Butterworths,1973.

- [17] 孔瑛,张长杰.功能性电刺激对脊髓损伤患者肌肉泵活动的影响[J].国外医学·物理医学与康复学分册,2003,23(3):121—123.
- [18] Waters RL, Adkins RH. Motor and sensory recovery following incomplete tetraplegia[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1994, 75(3):306—311.
- [19] Fouad K, Pearson K. Restoring walking after spinal cord injury[J]. Progress in Neurobiology, 2004, 73: 107—126.
- [20] Barbeau H, Michel Ladouceur, Mirbagheri MM, et al. The effect of locomotor training combined with functional electrical stimulation in chronic spinal cord injured subjects[J]. Brain Research Reviews, 2002, 40: 274—291.
- [21] Agarwal S, Triolo RJ, Kobetic R, et al. Long-term user perceptions of an implanted neuroprosthesis for exercise, standing, and transfers after spinal cord injury[J]. J Rehabil Res Dev, 2003, 40(3):241—52.
- [22] 明东.功能性电刺激技术在截瘫行走中的应用研究进展[J].生物医学工程学杂志,2007,24(4):932—936.
- [23] Field-Fote EC. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2001, 82(6):818—24.
- [24] Ladouceur M, Barbeau H. Functional electrical stimulation-assisted walking for persons with incomplete spinal injuries: longitudinal changes in maximal overground walking speed[J]. Scand J Rehab Med, 2000, 32 (1):28—36.
- [25] Ladouceur M, Barbeau H. Functional electrical stimulation-assisted walking for persons with incomplete spinal injuries: changes in the kinematics and physiological cost of overground walking[J]. Scand J Rehab Med, 2000, 32(2): 72—79.
- [26] Didik Soetantoa, Chen-Yuan Kuob, Darko Babic. Stabilization of human standing posture using functional neuromuscular stimulation[J]. Journal of Biomechanics, 2001, 34(12): 1589—1597.
- [27] Barbeau H, Ladouceur M, Mirbagheri MM, et al. The effect of locomotor training combined with functional electrical stimulation in chronic spinal cord injured subjects: walking and reflex studies[J]. Brain Research Reviews, 2002, 40(1—3): 274—291.
- [28] Cikajlo I, Matjacic Z, Bajd T. Development of a gait re-education system in incomplete spinal cord injury[J]. J Rehabil Med, 2003, 35(5):213—216.
- [29] Field-Fote EC, Tepavac D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation[J]. Phys Ther, 2002, 82(7):707—715.
- [30] Postans NJ, Hasler JP, Granat MH, et al. Functional electric stimulation to augment partial weight-bearing supported treadmill training for patients with acute incomplete spinal cord injury: A pilot study[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2004, 85(4): 604—610.

·综述·

诱发电位在脊髓损伤患者及动物模型中的应用

陶涛涛¹ 屠文展¹ 蒋松鹤^{1,2}

近年来,随着诱发电位技术的发展,其应用也越来越广泛。诱发电位(evoked potentials, EPs),也称诱发反应(evoked response),是指给予神经系统(从感受器到大脑皮质)特定的刺激,或使大脑对刺激(正性或负性)的信息进行加工,在该系统和脑的相应部位产生的可以检出的、与刺激有相对固定时间间隔和特定位相的生物电反应,反映了神经系统的功能和结构状态,并与复杂的心理、生理因素相关。

1 诱发电位的分类

诱发电位的分类方法有多种,依据刺激通道分为听觉诱发电位、视觉诱发电位、体感诱发电位等;根据潜伏期长短分

为早潜伏期诱发电位、中潜伏期诱发电位、晚(长)潜伏期诱发电位和慢波。临床上实用起见,将诱发电位分为两大类:与感觉或运动功能有关的外源性刺激相关电位(stimulus-related potential, SRP)和与认知功能有关的内源性事件相关电位(event-related potentials, ERPs)。

1.1 外源性刺激相关电位

外源性刺激相关诱发电位的作用主要与感觉和运动功能相关,根据刺激和引导的方式不同可进一步分为:①运动诱发电位(motion evoked potential, MEP),是指用电或磁刺激脑运动区或其传出通路,在刺激点下方的传出路径及效应器—肌肉所记录到的电反应。根据所采用的刺激器的不同,

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2011.03.025

1 温州医学院附属二院康复中心,325027; 2 通讯作者

作者简介:陶涛涛,男,硕士研究生,治疗师; 收稿日期:2010-11-12