

## · 综述 ·

## 针对下肢运动康复的功能性电刺激控制模式研究进展

周仲兴 胡霞 明东 万柏坤 程龙龙

功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)是目前临床公认的对截瘫下肢运动功能恢复有效的治疗方法之一,其中,FES 控制模式的选择是取得良好疗效的关键技术。近年来,FES 技术已广泛用于康复医学、神经电生理学及生物信息学等领域,成为神经重建研究的必备工具,并取得了瞩目的研究成果。本文针对下肢运动功能康复与神经重建研究中各类 FES 控制原理、应用方法及其前景作一综述。

## FES 应用概述

绝大部分截瘫是因脊髓损伤而引起的。由于脊髓再生能力微弱,临床治疗手段十分有限,加之截瘫患者逐年增多(如我国因交通事故发生率上升而导致截瘫患者增加),使截瘫患者的康复治疗已经成为日益沉重并急需解决的社会问题。

目前对受损的脊髓尚无有效的再生治疗方法,只能依靠各类康复训练手段缓和病症,同时,尽可能地帮助患者恢复下肢行走功能。在截瘫患者行走能力训练方面,围绕 FES 进行的运动功能重建技术被普遍认为是一种有效的临床康复手段(图 1)。另外,还有很多证据显示这种康复训练方法在改善截瘫患者体质和促进健康方面也有良好的效果。美国联邦健康与公共服务署已经确认其为“一种在改善残疾人健康前景和功能独立方面有明显健康促进和疾病预防作用的方法”<sup>[1]</sup>。



图 1 FES 康复训练示例

FES 是在瘫痪肢体的相应肌群处安放刺激电极,通过预定程序产生的电脉冲序列来刺激失去神经控制的肌肉收缩,从而产生肢体运动,以矫正或替代患者肢体丧失的功能。该技术最初是 Liberson 等<sup>[2]</sup>在 60 年代发明的,当时称之为功能性电疗

法。此后几十年,以 FES 为代表的截瘫行走康复训练系统在美国、日本和英国等多个国家得到快速发展,其产品相继获得美国食品药品监督管理局(Food and Drug Administration, FDA)和日本厚生省的临床应用认可。而在国内,基于 FES 实现康复训练的发展尽管起步较晚(约在 20 世纪 80 年代开始应用),但发展速度也相当快。在行走训练系统研发方面,有香港大学、天津大学等少数单位开展了初步研究,做出了有益的尝试。

目前,国内外截瘫行走康复训练系统研究的热点和难点主要集中在 FES 系统控制和监测等关键技术的实现上。首先,传统康复训练系统中 FES 仅限于驱动肢体肌肉周边运动神经,未受中枢神经支配,其控制模式不能表达主观运动意识,具有自适应性差、易受外界干扰、难以学习掌握等弱点,制约了其神经重建效果,成为亟待解决的技术瓶颈。再者,考虑到截瘫患者肢体残疾的临床现实,如果在行走训练过程中再次致伤,无疑是对其身体和精神上的双重打击,极其不利于后续康复,甚至很可能对今后的生活质量产生严重的影响,因此康复训练系统有必要对行走训练的步态信息和行走质量进行实时监测和控制,把运动过程中的致伤危险性降至最低。

## 肢体运动的控制方式

## 一、脚控方式

这是最早利用 FES 技术研究运动神经重建的控制方式。早在 1961 年,美国医生 Liberson 等<sup>[2]</sup>首先利用脚踏开关控制刺激偏瘫患者腓神经支配肌肉的电流来产生踝关节背屈,成功地帮助患者行走(图 2)。该方案巧妙地实现了电刺激施加周期与患者自然步态摆动的相互协调同步,即当患侧脚离地后,相应的脚控开关(K)在其摆动期打开,这时分流电阻器(R)处于断路状态,刺激电流通过刺激电极( $E_1$ 和 $E_2$ )施加到腓神经来支配肌肉;患侧脚着地支撑后,相应的脚控开关(K)关闭,这时分流电阻与刺激器的输出相连,电刺激支路没有电流通过。Liberson 通过这种方法治疗了 7 名偏瘫患者,消除了他们在步行摆动期内出现的患侧踝关节跖屈及内翻动作。由此开始,脚控方式一度成为运动神经重建研究中的主流,近年仍有 Haugland 等<sup>[3]</sup>在不断尝试,研究其临床上的多种应用方案。但该方式仍然存在很多问题<sup>[4]</sup>,如脚控方式触发控制信号产生时间偏早。为避免步行失稳,须在患者抬脚后再延迟一段时间才能接通开关;而当脚底开始接触地面时,不能立即关闭电刺激开关,也必须根据患者自身的步速以及外部环境因素延时刺激。由于不同患者的步行速度差异很大,即使是同一个患者,因其外部环境或者自身因素,也无法采用同一个速度步行,这就给延迟时间的选取带来了困难。其次,脚底的触发开关本身存在着使用功能的局限性,因为这类开关不能光脚时使用,而当患者穿不同鞋子,或在不同地面上行走时,开关的触发功能都会发生较大的变化。其三,使用脚控方式的患者,在上下楼梯,特别是下楼时,由于刺激时会产生患侧踝关节背屈,将可能

基金项目:国家自然科学基金(No. 60501005、No. 60471028),天津市科技支撑计划重点项目(No. 07ZCKFSF01300)

作者单位:300072 天津,天津大学精密仪器与光电子工程学院

通讯作者:明东,Email:richardming@tju.edu.cn

导致严重的失稳情况。

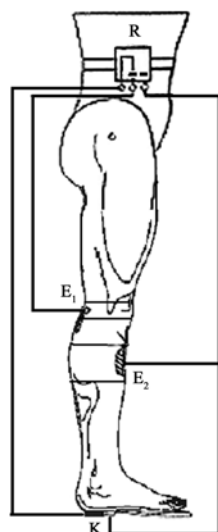


图2 Liberson 的足下垂治疗装置

由于脚控方式自身的弱点,其应用具有一定的局限性。一般来说,该方式只适用于轻度瘫痪、尚存部分下肢运动功能的患者,而对于下肢运动严重障碍的截瘫患者来说,显然不是一种十分有效的康复方案。

## 二、手控方式

20 世纪 80 年代,Kralj 等<sup>[5]</sup>将手控方式引入到截瘫患者步行系统中,有效地实现了步行器与 FES 装置的融合。步行器(walker)也称助行架(walking frame),是一种常见的助行装置。它一般是用铝合金材料构成的一种三角形(前面和左右两侧)金属框架,自身很轻,可将患者保护在其中,有些还带脚轮。步行器可以支持体重便于站立或步行,其支承面积大,故稳定性好。由此,截瘫患者可以根据自身的需要,通过安装在步行器左右手柄上的刺激开关,自主控制刺激实施的时间和方式,以达到有选择地控制自己的迈步动作(图 3)。这种主动控制方式的产生,解决了脚控方式无法避免的一系列问题:截瘫患者可以根据自身的步行速度,控制电刺激通断时间的长短,当患者肌肉疲劳或者遇到外部障碍时,可以关闭刺激装置和调整刺激模式。而对于熟练掌握使用的患者,在上下楼梯时也不必关闭刺激装置。另外,由于手控方式的触发按钮远离患者脚部,所以不会存在脚控方式中触发开关的功能局限,患者行走时不再受限于路面状况,而患者所穿鞋子的差异也不会影响手控方式步行器的运行。

以此为基础,目前已有多个国家研制开发出能部分恢复截瘫患者下肢运动功能的 FES 系统,如美国华盛顿天主教大学、日本东北大学开发出的多导联 FES 装置,均得到了较好的应用,并相继获取了美国 FDA 和日本厚生省的认可。但手控方式需要患者在步行过程中集中注意力,这导致了患者长时间行走的稳定性普遍不高,尤其是患者双手除了要提供控制信号外,还需把持步行器以支持下肢动作,这样的多类操作同时进行极易造成相互间的干扰,从而产生失稳的危险。Obhi<sup>[6]</sup>曾调查了手控 FES 技术对在行进过程中的患者双手协调能力的影响,发现确有大幅度削弱的迹象,表明这尚不是一种理想的选择。

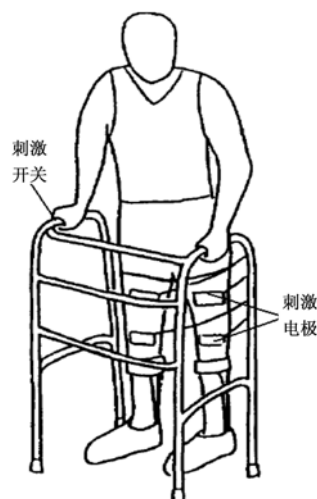


图3 手控方式 FES 系统

## 三、其他控制方式

近些年来,很多学者尝试利用从患者身体其它部位动作或残存功能发出的信号提取控制命令用于上肢的运动康复,如 Mirjana 等<sup>[7]</sup>利用肩部运动,Della Santina 等<sup>[8]</sup>利用头部运动,Hoshimiya 等<sup>[9]</sup>利用呼吸,Kirsch<sup>[10]</sup>利用语音等等,也都取得了初步的成果,但尚未见类似方式应用于下肢行走。总体说来,这些控制方式尽管有可能排除手控方式的干扰问题,但作为运动神经重建的控制源都不是很直接,还需要患者把人工的命令和需要的运动联系起来,学习起来也相对比较复杂,不利于灵活地掌握应用。

## 生物电控制方式

基于肢体运动的控制方式都是通过肢体动作触发外部控制命令,进而控制电刺激作用于肌群。这种方式缺乏有效的信号反馈回路,因此始终无法进一步提高 FES 的刺激效果。很多研究表明,闭环反馈控制技术的应用,可以大大促进肌肉活动的调节<sup>[11]</sup>。早期进行 FES 研究的科学家就做过这样的预见:电刺激的控制信号应当从人体自身的感觉-运动系统中提取,这类控制信号可以提供有效的反馈信息,提高对肌肉刺激的控制精度。目前被广泛应用于运动神经重建的生物电主要有肌电信号、神经电信号和脑电信号。

### 一、肌电控制方式

肌电控制方式是指从患者的未瘫痪肌群中提取所需运动模式对应的肌电信号,通过识别,转换为外部 FES 系统的控制命令,控制电刺激的实施过程。一般认为,提取肌电的幅度与被提取部位肌肉的长度、肌肉的收缩速度以及肌肉疲劳度都存在一定的非线性关系,这种对应关系并不是直接可利用的。而在一定条件下,通过测量多个位置的肌电信号,可以估计出相应的信号模式<sup>[12]</sup>。因此,肌电信号能够被用作截瘫行走的 FES 系统的控制信号。

采用肌电控制方式的 FES 系统的基本示意图可参照图 4 所示。为了能从肌电信号中有效地提取控制信号,FES 系统的肌电采集电极应该安置在患者自身可控的肌群上,比如患者受损平面以上的胸部肌群区域或者背部肌群区域,连接电极的前置放大器必须具有低噪声、高输入阻抗、高共模抑制比等良好

特性。从前置放大器输出的信号首先通过高通滤波器,而后进行满幅波校正,再通过伪信号消除装置,除去电刺激产生的干扰噪声。最终取得的肌电信号通过检测和模式识别后被送入控制命令转换模块,当某一模式信号幅值超过触发阈值电位,对应通道输出触发信号控制电刺激作用于相应肌群。而为了达到更好的刺激效果,需要将被刺激部位的肌电信号引回输入端,构成反馈回路,调整电刺激的强度和方式。

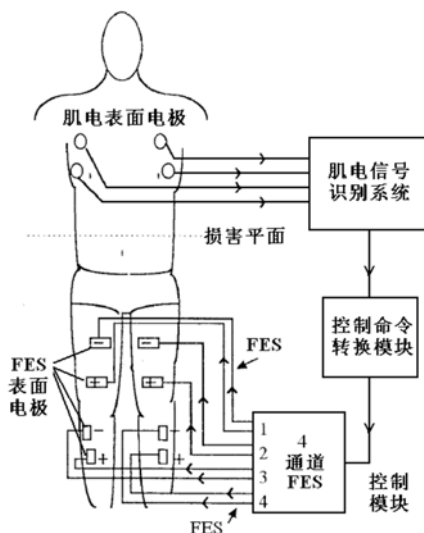


图4 肌电控制方式的 FES 系统

总体来说,采用肌电控制方式仍存在两个需要克服的难题:第一,FES 使用者由于受到电刺激,会在体内产生一系列感应电压噪声,数量级要比肌电信号大得多。这就需要去噪,以提取正确的、被淹没的自主肌电信号。而要将这二者完全区分开,存在很大的技术难度。这个问题一度成为肌电控制方式发展的瓶颈。最近几年,由于刺激电极制造工艺的发展以及运动神经重建研究的深入,使肌电控制方式出现了新的突破:一方面,刺激电极制造工艺的进步,不仅产生了更精密的刺激电极,实现了信号的有效采集(如神经内多电极阵列的采用,可以将信号和噪声在采集源处分离到不同通道),而且发展出更多种类的刺激电极(如肌内电极、肌膜电极、微电极阵列等)。这些电极的应用,让基于肌电的控制方式可以建立更为有效的反馈回路。另一方面,运动神经重建的深入研究,包括肌肉电生理反应机理以及有效刺激方式的研究,为肌电信号的采集和处理提供了可靠的理论依据。第二,从损伤平面以上提取的肌电信号,如何能在正确的时间点触发下肢肌群协同完整的运动而达到协调的步行。该问题涉及到患者的行走质量以及稳定性评估等方面,这就需要对患者行走时的运动力学信息进行实时检测和分析,以获取患者当前的步行状态并对其运动趋势进行预测,从而确定 FES 的触发时间,并及时调整刺激模式和强度。最早建立的用于行走质量和稳定性评估的理论体系是 1996 年由伦敦大学的 Donaldson 等<sup>[13]</sup>提出的,通过对长期临床研究结果的分析,他们提出了基于手柄反作用矢量的步行器测力系统,但当时采用的测力方式是直接测量法,测量位置集中在手柄表面,容易受到患者体温和湿度影响,而手柄上应变片的粘贴,也给患者带来手握动作的不便和心理的某些恐惧暗示,从而影响其正常的步态。香港大学和天津大学经过长期研究和

临床实验,通过对步行器建立有限元模型进行运动力学分析,实现了间接测量的方法,并提出了危势轨迹图以及步行器倾翻指数等稳定性分析的参数,作为电刺激模式调整的依据。该方法经过临床实验验证,在保证截瘫患者行走质量方面行之有效<sup>[14,15]</sup>。

## 二、神经电控制方式

神经电图(electroneurogram, ENG)的提取与神经卡环电极(cuff electrode)的发明密不可分。最初使用的神经卡环电极是一种简单的圆柱状刚性结构,通过将它环绕在目标神经周围来提取所需的神经电信号。经过不断发展,现在采用的卡环电极大都用柔韧的新型材质制成,而且具备可以自我调节的几何形状。神经卡环电极目前仍然是最为可靠的外围神经接口设备,它已经被成功地应用于神经电控制方式的 FES 系统中,最典型的成功案例包括 Haugland 等<sup>[16]</sup>实现的偏瘫患者悬垂足的电刺激控制以及四肢瘫患者的手握、抓取动作的电刺激控制<sup>[17]</sup>。

图 5 给出了采用神经电控制方式的 FES 系统进行悬垂足治疗的示意图<sup>[18]</sup>。该方案中,研究者分别在患者的腓总神经以及腓肠神经处安置了卡环电极,并通过导线将电极另一端与大腿内侧的植入式放大器相连。患者在进行行走训练时,采集到的神经电信号通过有线传输或者无线传输的方式传送到外部控制模块,而后经过运动模式的检测和识别,转换为相应的刺激控制信号,控制电刺激作用于患侧肌肉或神经。同样,为了达到更好的刺激效果,需要将被刺激部位的肌电信号或者神经电信号引回输入端,构成反馈回路,调整刺激的强度和方式。

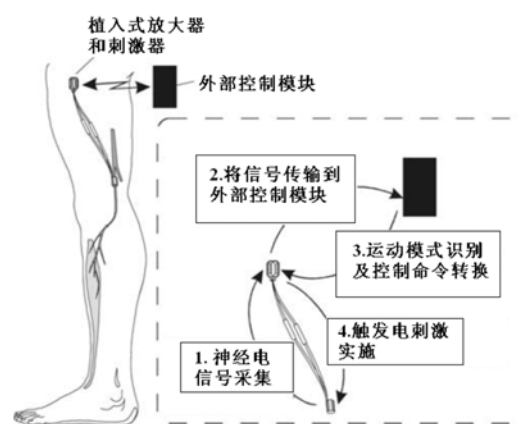


图5 神经电控制方式的 FES 系统

与肌电控制方式类似,神经电控制方式面临的最大挑战也在于如何提高信噪比。为从神经电信号中提取出有效的控制信息,必须有高性能的神经接口装置和预处理设备,目前得到较多认可的是丹麦奥尔堡大学的植入式系统。这套系统采用遥感放大器将三极神经卡环电极记录的神经电信号放大,而后通过植入式放大器将信号通过皮肤输出到外部设备。输出后得到的源神经电信号,经过带通滤波,滤除 800 Hz 以下及 8000 Hz 以上的成分,而后利用射频感应器进行增幅,最后将所需的神经电信息提取出来,转换为相对应的 FES 控制命令。该系统主要被用于 FES 和神经电生理的研究,在实现四肢瘫患者手部功能恢复以及解决偏瘫患者悬垂足问题方面,已经取得了不少成果。但在神经电控制方式下实现截瘫患者正常行走的研究进展一直比较缓慢,早期的很多工作都致力于实现截瘫患

者站立问题的研究,直到最近几年,实现截瘫患者行走的研究才开展起来。

### 三、脑电控制方式

自 1929 年德国人 Berger 首先记录到人体的脑电信号 (electroencephalogram, EEG) 以来,人们就曾设想利用 EEG 来进行通讯和提供控制,这种不依赖于外周神经、肌肉等通常的脑输出通路实现人脑同计算机或者其他装置进行通讯的系统,被称作“脑-机接口”(brain-computer interface, BCI)<sup>[19]</sup>。

最早实现基于脑电控制方式的应用是在 1970 年,当时美国国防部为了一定的军事目的成立了世界上第一个 BCI 研究组,该研究组利用生物反馈方法研究人与计算机之间的密切通讯,结果表明使用者可以通过训练产生视觉诱发电位并利用它来控制屏幕上的指针做二维运动<sup>[20]</sup>。由于这种通过脑电进行外部控制的技术,可望实现真正的“意识控制行动”,因此,BCI 技术在国际上引起了高度重视,研究 BCI 技术的团体从 1995 年的不超过 6 个,到现在已经发展到数以百计。

采用脑电控制方式的 FES 系统的基本示意图如图 6 所示。

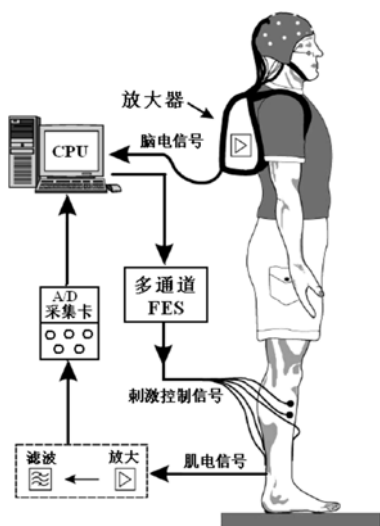


图 6 脑电控制方式的 FES 系统

图 6 中采用的是非侵入式脑电采集方式,这种无损伤的采集技术相对于侵入式采集更易为患者所接受。在图示系统中,首先将头皮电极记录的大脑活动产生的脑电信号进行放大、消噪,而后将其传送到计算机,进行思维模式识别。经过识别后的信号通过转换,变成相应的控制命令输出到多通道 FES 模块,刺激对应的肌肉,协助患者完成行走。类似于肌电和神经电控制方式,脑电控制方式中也加入了反馈回路,将被刺激部位的肌电反馈信号输入计算机,调整电刺激的强度和方式。

需要特别说明的是,脑电信号不同于肌电信号或者神经电信号,具有很多不同的类型。因此,为了从采集到的脑电信号中得到有效的控制命令,首先应该根据不同的准则和需要,选择适当类型的脑电信号作为控制信号的来源。目前发现的可用于 FES 控制的脑电信号主要有四大类。

第一类被称作自发脑电 (spontaneous electroencephalogram) 信号,其中以 alpha 波最为典型。早在 1967 年,DeWan<sup>[21]</sup>就采用自主控制 alpha 波幅的办法发送 Morse 电报码:通过睁、闭眼动作可以增大 alpha 波幅或阻断 alpha 波,以持续时间较长的

alpha 波表示“—”,持续时间较短的 alpha 波表示“.”。这种通过眼球运动调制 alpha 波幅的现象,引起了许多学者的广泛关注。2002 年,Heasman 等<sup>[22]</sup>成功地将 alpha 波阻断现象应用于上肢抓握动作的电刺激控制。由于这种控制方式对不同的人只有一个参数需要调节,使用者不需要训练,因此使用起来简单可靠。但是自发脑电信号作为控制信号,只能根据其幅度反映两种状态 (Wolpaw 等<sup>[23]</sup>利用自主控制 mu 节律,同样只能根据 mu 节律幅度来实现通/断两种状态),如果要进行多选择控制,必须加入很多外部人工命令的干预。截至目前为止,尚未见基于自发脑电信号的幅度来控制截瘫行走 FES 的相关报道。

第二类脑电信号被称作视觉诱发电位 (visual-evoked potential, VEP),具体又可以分为稳态视觉诱发电位、短潜伏期视觉诱发电位以及 P300 电位。稳态视觉诱发电位最早是 Mendenhall 等<sup>[24]</sup>发现的,他们通过动作训练方法,训练了一些自愿者能够控制由荧光管以 13.25 Hz 闪光引起的稳态视觉诱发电位的幅度,并将检测到的稳态视觉诱发电位作为飞行模拟器实验的控制信号。但是,类似于第一类脑电信号,稳态视觉诱发电位的可控参数只有幅度,因此其应用有限。1992 年,Stutter 等<sup>[25]</sup>实现了一种被称为大脑反应界面的实时 BCI 系统,该系统可以有效地记录和识别短潜伏期视觉诱发电位。使用该系统的人面对一个显示屏,显示屏随机点亮排布在 8×8 格子内的 64 个符号,当受试者注视自己想要选择的符号时,视觉皮质会在 100 ms 之后产生相应的脑电信号。与短潜伏期视觉诱发电位相对应,P300 电位是在视觉刺激之后大约 300 ms 出现的长潜伏期分量。当对受试者施加几种不同类型刺激组成的刺激串时,那些很少出现的刺激引起的 P300 幅度要更大,而这种刺激正是使用者想选择的刺激。以此为基础,Farwell 和 Donchin 成功设计出了一种虚拟打字机<sup>[26]</sup>,“包含使用者想要输入字符的行或列发生闪烁”会引起最大的 P300 幅度,该行与该列交点上的字符就是要打印的字符。但是,由于在短潜伏期视觉诱发电位以及 P300 电位的获取时都必须要求使用者对头部和眼睛进行足够的控制,这就制约了它们在 FES 控制中的应用。

第三类脑电信号产生于一定心理作业的实施,当人进行不同的心理作业时,所产生的脑电信号 (又称为事件相关电位, event-related potential, ERP) 在左右半脑是不对称的。Colorado 州立大学的 Keirn 等<sup>[27]</sup>研究了采用脑电信号区分以下五种心理作业的可能性:休息状态、心算乘法、想象物体旋转、打信件腹稿、想象在黑板上书写和擦除数字,结果获得了 80% 以上的分类正确率。Keirn 的工作表明,通过区分不同的心理作业,可以为外部控制系统提供控制命令。但由于目前能够区别的心理模式种类有限,并且区分速度缓慢,尚未见通过改变心理作业进行截瘫行走控制的相关报道。

最后一类脑电信号被称作运动相关电位 (或想象动作电位, motor imaginary potential, MIP),这类脑电最早是由 Pfurtscheller<sup>[28]</sup>在 1977 年发现的:当人在做实际动作或者想象动作时可以使得脑电信号中某些特征频段成份的功率谱强度发生明显变化,其中功率谱强度的下降被称为事件相关去同步化 (event-related desynchronization, ERD),而功率谱强度的上升被称为事件相关同步化 (event-related synchronization, ERS)。这种现象的发现,意味着可望实现一种全新的完全由患者主观运动意识直接操纵控制方式,因此很快受到国际上的高度重

视。美国 Cleveland FES Center 明确把它作为下一步运动神经重建研究的重点内容,欧盟重要科技相关总署在研究计划中也提出要集合多学科团队对其进行攻关,并承诺投入大量经费支持立项研究。值得关注的是,奥地利 Graz 大学已经先期开展了这一方面的研究尝试,并在最新报道中公布了利用上肢想象动作电位的模式提取,进行四肢瘫痪患者的上肢运动神经系统重建中所取得的阶段性成果<sup>[29]</sup>。相对的,下肢想象动作电位的模式提取进展较慢,但由于其广泛的应用前景和重要的社会意义,目前已经成为 FES 控制技术的研究重点。

综上所述,用于截瘫行走的 FES 控制方式的研究是运动神经重建研究的核心问题,控制方式的每一次变革,都带来了 FES 技术在截瘫康复治疗中的飞跃。特别是近年来 BCI 技术的出现和日臻成熟,使早期只能重建局部的腿部肌肉运动神经,向建立一套由患者中枢神经支配、独立、自主、完备的运动神经系统方向发展。另一方面,就目前而言,各类控制方式仍然存在很多需要解决的技术问题,局限了 FES 康复的使用效果和应用范围。但是,相信随着神经接口与控制领域技术的发展,FES 将成为一项不可替代的康复技术,更加有效地改善残疾人的健康前景。

### 参 考 文 献

- [1] Phillips WT, Kiratli BJ, Sarkarati M, et al. Effect of spinal cord injury on the heart and cardiovascular fitness. *Curr Probl Cardiol*, 1998, 23:641-716.
- [2] Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, et al. Functional electrotherapy in stimulation of the personal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 1961, 42:101-107.
- [3] Haugland M, Sinkjaer T. Interfacing the body's own sensing receptors into neural prosthesis devices. *Technol Health Care*, 1999, 7: 393-399.
- [4] Dai R, Stein RB, Andrews BJ, et al. Application of tilt sensors in functional electrical stimulation. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1996, 4: 63-72.
- [5] Kralj A, Bajd T. Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury. Florida: CRC Press Inc, 1989:4-206.
- [6] Obhi SS. Bimanual coordination: an unbalanced field of research. *Motor Control*, 2004, 8:111-120.
- [7] Mirjana P, Dejan P, Rajko T. Control of arm movement: reaching synergies for neuroprosthesis with life-like control. *J Automat Control*, 2002, 12:9-15.
- [8] Della Santina C, Migliaccio A, Patel A. Electrical stimulation to restore vestibular function development of a 3-d vestibular prosthesis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2005, 7:7380-7385.
- [9] Hoshimiya N, Naito A, Yajima M, et al. A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1989, 36: 54-60.
- [10] Kirsch R. Development of a neuroprosthesis for restoring arm and hand function via functional electrical stimulation following high cervical spinal cord injury. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2005, 4: 4142-4144.
- [11] Crago PE, Nakai RJ, Chizeck HJ. Feedback regulation of hand grasp opening and contact force during stimulation of paralyzed muscle. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1991, 38:17-28.
- [12] Bigland B, Lippold OC. The relation between force, velocity, and integrated electrical activity in human muscles. *J Physiol*, 1954, 123:214-224.
- [13] Donaldson N, Yu CH. A study of handle reaction vector (HRV) in walker FES standing. *Proc Inst Mech Eng*, 1996, 211:81-94.
- [14] 明东, 万柏坤, 胡勇, 等. 评估功能性电刺激治疗截瘫患者行走效率的三维重心动态图. *中华物理医学与康复杂志*, 2004, 26: 466-471.
- [15] 明东, 万柏坤, 胡勇, 等. 基于 WRI 曲线图的截瘫 FES 行走稳定性评估新方法. *中国生物医学工程学报*, 2005, 24:118-121.
- [16] Haugland MK, Sinkjaer T. Cutaneous whole nerve recordings used for correction of footdrop in hemiplegic man. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1995, 3:307-317.
- [17] Inmann A, Haugland M, Haase J, et al. Signals from skin mechanoreceptors used in control of a hand grasp neuroprosthesis. *Neuroreport*, 2001, 12:2817-2820.
- [18] Sinkjaer T, Haugland M, Inmann A, et al. Biopotentials as command and feedback signals in functional electrical stimulation systems. *Med Eng Phys*, 2003, 25:29-40.
- [19] Wolpaw JR, Birbaumer N, Heetderks WJ, et al. Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 2000, 8:164-173.
- [20] Black MA, Jones RD, Carroll GJ, et al. Real-time detection of epileptiform activity in the EEG: a blinded clinical trial. *Clin Electroencephalogr*, 2000, 31:122-130.
- [21] Dewan EM. Occipital alpha rhythm eye position and lens accommodation. *Nature*, 1967, 214:975-977.
- [22] Heasman JM, Scott TR, Kirkup L, et al. Control of a hand grasp neuroprosthesis using an electroencephalogram-triggered switch: demonstration of improvements in performance using wavepacket analysis. *Med Biol Eng Comput*, 2002, 40:588-593.
- [23] Wolpaw JR, McFarland DJ, Neat GW, et al. An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1991, 78: 252-259.
- [24] Middendorf M, McMillan G, Calhoun G, et al. Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 2000, 8: 211-214.
- [25] Sutter EE, Tran D. The field topography of ERG components in man. I. The photopic luminance response. *Vision Res*, 1992, 32:433-446.
- [26] Farwell LA, Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1988, 70:510-523.
- [27] Keirn ZA, Aunon JJ. A new mode of communication between man and his surroundings. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1990, 37: 1209-1214.
- [28] Pfurtscheller G. Graphical display and statistical evaluation of event-related desynchronization (ERD). *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1977, 43:757-760.
- [29] Pfurtscheller G, Müller-Putz GR, Schlögl A, et al. 15 years of BCI research at Graz University of Technology: current projects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2006, 14:205-210.

(修回日期:2008-09-11)  
(本文编辑:阮仕衡)