

功能性电刺激的原理、设计与应用(一)

清华大学电机系生物医学工程及仪器 蓝宁* 肖志雄 聂开宝

中国康复研究中心博爱医院 汪家琮 顾祥珍 周红骏 刘根林

摘要 本文分三部分阐述功能性电刺激(FES)的基本概念、设计和应用。第一部分讨论电刺激的阈值,募集顺序等概念,第二部分介绍肌内电刺激的安全参数范围,组织损伤,并讨论刺激器的设计。第三部分以 C5/C6 患者手功能重建为例,阐明功能性电刺激系统的工作原理。

关键词 功能性电刺激;运动康复;神经假体

1 引言

由脊髓损伤和脑损伤造成的肢体截瘫,在医学上还没有治疗方法。但是,经过 30 多年的研究表明,功能性电刺激(Functional Electrical Stimulation, FES)能成功地恢复截瘫患者的部分运动功能,是康复工程中很有应用前景的新技术。自 60 年代美国医生 Liberson 首先利用电刺激腓神经(peroneal nerve),成功地矫正了偏瘫患者的足下垂的步态后^[1],FES 在运动和感觉功能的恢复方面获得了成功的应用。澳大利亚生产的 22 导人工耳蜗,已使全世界 6000 多名完全失去听力的聋人(其中许多是儿童)恢复了听力,能够进行对话和交流^[2]。最近,美国和以色列先后推出了能恢复截瘫患者部分上肢和下肢运动功能的 FES 系统,使四肢瘫患者可以重新用手抓物,握笔,写字,吃饭,饮水,梳头,使下肢截瘫患者能重新站立,行走^[3,4,5]。

中国有 6 千多万残疾人,开发适合于中国残疾人的康复技术,对我国残疾人康复事业的发展尤为重要。设计和研制适合中国的康复产品,是发展民族康复事业的唯一出路。在这篇文章中,我们将分三部分阐述 FES 的基本概念和原理,讨论电刺激器的设计要求,以及 FES 在手功能重建方面的应用。

2 FES 的原理

2.1 阈值的强度—时间关系

FES 的工作原理是神经细胞的电兴奋性。神经细胞的电兴奋性源于细胞膜对钠离子,钾离子和氯离子有不同的通透性,细胞的静息电位由平衡时细胞内外的离子浓度决定。受到电刺激后,细胞膜对离子的通透性发生变化,导致膜电位产生突变,形成一个动作电位(action potential)。神经细胞的电活动可以利用 Hodgkin-Huxley 模型,或者 Frankenhaeuser-Huxley 模型进行量化分析^[6,7,8]。

在 FES 中,我们利用神经细胞对电刺激的响应来传递外加的人工控制信号。通过外电流的作用,神经细胞能产生一个与自然激发引起的动作电位完全一样的神经冲动,使其支配的肌肉纤维产生收缩,从而获得运动的效果。

神经细胞对电刺激的响应是由其跨膜电位的阈值所决定。阈值之下的电刺激只能使细胞膜产生去极化作用。当刺激强度达到阈值时,便会激发一个双向传播的动作电位。在阈值之下刺激时,细胞膜可被视为一个如图 1 所示的无源的电阻电容等效电路,刺激电流是等效电路的外加电源。如果以 V_T 代表细胞膜电位的阈值,那么达到阈值电位所需要的刺激电流强度为:

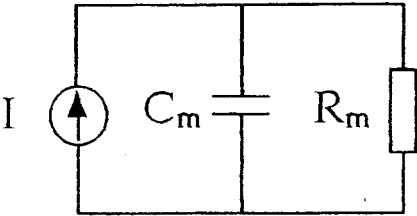


图 1 阈值下刺激时的细胞膜模型

$$I_T = \frac{V_T/R_m}{1 - e^{-t/\tau_m}} \quad (1)$$

其中 τ_m 是细胞膜的时间常数 $\tau_m = R_m C_m$, R_m 和 C_m 分别是细胞膜的跨膜电阻和电容。方程(1)代表了刺激电流强度与作用时间的关系,称为阈值的强度—时间关系,是

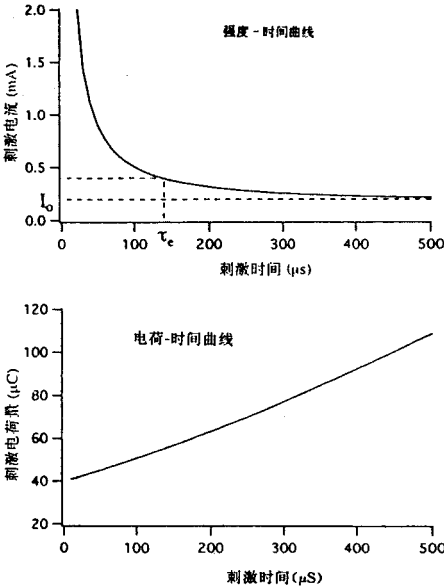


图 2 电刺激阈值的强度-时间和电荷-时间关系曲线

FES 的一个基本关系。如图 2 所示,电刺激的特点是刺激时间越短,达到阈值所需的电流强度就越大;反之,所需电流强度越小。但是,电流强度不能低于一个最小值,称为基强度(rheobase)。基强度 I_0 可以从方程(1)中令 $t \rightarrow \infty$ 求得,于是有 $I_t \rightarrow I_0 = V_T/R_m$,因此有,

$$\frac{I_T}{I_0} = \frac{1}{1 - e^{-t/\tau_m}} \quad (2)$$

刺激的电荷射入量 Q_T 也可被求得:

$$Q_T = I_T t = \frac{I_0 t}{1 - e^{-t/\tau_m}} \quad (3)$$

如图 2 所示,刺激时间越短,电荷的射入量越小。最小电荷射入量 Q_0 可从方程(3)中令 $t \rightarrow 0$ 得出,这时 $Q_T \rightarrow Q_0 = I_0 \tau_m$,所以,

$$\frac{Q_T}{Q_0} = \frac{t/\tau_m}{1 - e^{-t/\tau_m}} \quad (4)$$

阈值的强度—时间曲线的另一个特征参数是二倍于基强度的刺激时间,称为时值 τ_e (chronaxie)。在实际应用中,常常通过测定时值的大小来初步确定强度—时间关系。

根据以上分析,可见在 FES 中使用窄电流刺激脉冲可以减少电荷的射入量。在后面我们将看到,减少电荷射入量对刺激器的设计,能源供给,以及避免组织损伤等都有很重要的意义。

2.2 电刺激募集的顺序

肌内电刺激是将电极植入刺激的目标肌肉内,导线经过皮肤,与体外的刺激器连接。这种电刺激又称为肌内电刺激(intra-muscular stimulation)。它的特点是可以将电极植入到任意的目标肌肉,具有刺激稳定性好,重复性好,肌力调节的精细度高,植入时创伤小,使用安全的优点。因此,在目前的 FES 系统中得到广泛的应用。特别是对于精细动作的控制,如手功能的重建,肌内电刺激更能显示出它的优越性。

募集特性是指电刺激强度与被激活的肌纤维的数目之间的关系。在肌内电刺激中,这一关系又常用刺激脉宽与等长肌张力之间的关系来描述。通过实验测试发现,募集特性通常是一个具有“死区”和“饱和区”的非线性关系^[9]。死区与神经纤维的最小阈值有关,饱和区与电极的最大募集范围有关,而非线性的程度则与肌肉的几何形状和神经纤维在肌内的分布有关。募集特性是反映电刺激肌肉响应的一个重要的量化关系。

肌内电极通过在周围介质中建立的电

场起作用。电场中的电流分布使肌内的一部分神经纤维产生去极化,达到阈值的神经纤维将被激活,发出动作电位,引起所支配的肌纤维收缩。这一物理过程决定了电刺激时肌纤维的募集与自然运动中肌纤维的募集有很大的差异。

第一,有髓神经纤维的激活阈值与其直径成反比^[10]。在电刺激下,直径较大的纤维的阈值较低,总是先被激活;而直径较小的纤维的阈值较高,总是后被激活。这个由大到小的募集顺序与自然募集的“大小原则”(size principle)恰好相反。直径较小的神经纤维所支配的是慢肌纤维,其收缩速度较慢,单收缩的力量较小,但是抗疲劳性极强。与此相反,直径较大的神经纤维所支配的是快肌纤维,其收缩速度较快,单收缩力量较大,但抗疲劳性很差。在电刺激中,这一逆反的募集顺序导致了快肌纤维总是首先被调动起来使用,而慢肌纤维总是最后被激活,以致电刺激的肌肉很快产生疲劳。

第二,自然运动中,各肌纤维的收缩是异步的。这些异步的单收缩叠加起来,便可以输出一个平滑的肌力,因此,个别肌纤维的收缩频率比较低。但是在电刺激中,被激活的所有肌纤维作同步收缩,其叠加起来的效果仍然是一个同步单收缩。要输出一个较为平滑的肌力,必须提高刺激的频率。因此,电刺激中肌纤维收缩的频率往往高于自然收缩的频率,这是肌肉更容易产生疲劳的又一重要原因。

第三,在自然运动中,肌肉收缩的最小单元是受一根神经纤维支配的运动单位(motor unit)。一个运动单位可包含均匀地分布在肌肉横截面里的几十根肌纤维,他们的生理特性,收缩性能,代谢机理和抗疲劳的能力都极为相似。被激活时,便产生一个均匀分布的收缩力。而电刺激时,肌肉的最小收缩单元是肌纤维本身。一根肌纤维

是否被激活取决于它的阈值和局部电场梯度的强度。因此,在肌肉刺激时,形成一个以电极为中心,随距离而衰减的募集范围,募集范围随着刺激电流的增加而增大。可见,募集的空间顺序是以电极为中心,由近及远的顺序。这样,靠近电极的肌纤维的使用率比远离电极的肌纤维要高,导致接近电极的肌纤维更容易疲劳。另外,募集范围也受到肌肉几何形状的影响,如长度的变化会造成募集特性的变化,给电刺激肌肉的募集特性带来了不确定的因素。

3 电极及电极材料

肌内刺激电极是传递控制信号的关键元件,一个完整的电极是保证整个系统工作的必要条件。肌内电极应具有良好的生物兼容性,很高的机械强度和抗腐蚀能力。临床中,通常选用不锈钢作为电极材料,如SS304,SS316和SS316LVM等型号的不锈钢丝^[11,12]。钢丝的直径只有 $22\mu\text{m}$,表面涂有一层牢固的绝缘薄膜(Teflon),电极的导线由7股这样的钢丝组成,导线包括绝缘体的直径为 0.21mm 。为了提高电极和导线的机械性能,通常把导线绕制成螺旋状的线圈^[13],绕制的导线线圈的直径约为 $1.0\text{--}1.5\text{mm}$ 。导线的末端的绝缘薄膜被拨去,形成电极,裸露的电极部分的长度在 $10\text{--}15\text{mm}$ 左右。埋入的电极的末端还有一个倒钩,使电极可以牢牢地钩着肌肉,增加电极在肌肉内的稳定性。

植入时,把电极放入19G的注射针内,将针经过皮肤刺入目标肌肉内,这时电极也随之被带入了目标肌肉。然后将针慢慢地抽出,抽出针时,用手在皮肤表面轻轻地施加一定的压力,使电极留在肌肉内。为了使经皮的导线的隐蔽性更好,通常将许多导线从皮下走到一个集中的地方,出到皮肤外面,与体外的刺激器连接。根据目前国外的经验,肌内埋入电极的寿命可达到5年或更长^[14]。但电极的寿命仍不能满足

长期使用的要求, 进一步增加电极的寿命是今后 FES 技术攻关的课题之一。

4 结论

神经细胞的电活动是人体信息传递的基本方式。外加电刺激也能进行类似的信息传递, 因此 FES 是恢复神经性功能障碍

的一种很有前景的技术。但是电刺激肌肉的效率比自然运动中肌肉的效率要低, 因而 FES 又不能把功能恢复到损伤以前的水平。目前与 FES 应用有关的主要技术问题已经得到解决, FES 已经开始走向实际应用的阶段。

5 参考文献

- 1 Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, et al. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 1961, 42: 101-105
- 2 Parkins CW, Anderson SW, eds. *Cochlear Prosthesis: An International Symposium*. Ann NY Acad Sci, 1983, 405: 1-532
- 3 FES Update, the Newsletter of the FES Information Center, Fall, 1996, 6(2)
- 4 Kralj AB, Krajnik TR, Benko J. Gait restoration in paraplegic patients: a feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES. *J Rehabil Res & Develop*, 1983, 20: 3-20
- 5 Ijzerman MJ, Stoffers TS, Klatte MAP, et al. The NESS Handmaster orthosis, restoration of hand function in C5 and stroke patients by means of electrical stimulation. *J of Rehabilitation Sciences*, 1996, 9 (3): 86-89
- 6 Hodgkin AL, Huxley AF. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *J Physiology (London)*, 1952, 117: 500
- 7 Frankenhaeuser B, Huxley AF. The activation potential in the myelinated nerve fiber of *Xenopus laevis* as computed on the basis of voltage clamp data. *J Physiology (London)*, 1964, 171: 302
- 8 McNeal DR. Analysis of a model for excitation of myelinated nerve. *IEEE Trans. Biomed. Engr*, 1976, 23: 329-337
- 9 Crago PE, Peckham PH, Thrope GB. Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. *IEEE Trans Biomed Engr*, 1980, 27: 679-684
- 10 Stein RB. *Nerve and Muscle: membranes, cells, and systems*. Plenum Press, 1980
- 11 Brummer SB, McHardy J. Current problems in electrode development. In: *Functional Electrical Stimulation*, ed by Reswick JB, Hambrecht FT. New York: Dekker, 1977
- 12 Lan N, Daroux M, Mortimer JT. Pitting corrosion of high strength alloy stimulation electrodes under dynamic conditions. *J Electrochem Soc*, 1989, 136(4): 947-954
- 13 Caldwell CW, Reswick JB. A percutaneous wire electrode for chronic research use. *IEEE Trans Biomed Engr*, 1975, 5: 429-432
- 14 Memberg WD, Peckham PH, Thrope GB, et al. An analysis of the reliability of percutaneous intramuscular electrodes in upper extremity FES applications. *IEEE Trans Rehabil Engr*, 1994, 1(2): 126-132

Functional Electrical Stimulation: Principle, Design and Applications (I) / Lan Ning, Wang Jiazong, et al // Chinese Journal of Rehabilitation Theory & Practice. — 1997, 3(4): 151~154

Abstract Functional electrical stimulation (FES) offers a vast potential for partial restoration of paralyzed movements. In practice, understanding on the underlying mechanism and limitations of electrical activation of nerve is essential to guide a successful deployment of FES technology to clinical utilization. This three part article will review the basic concepts, system design and applications of FES. In part I, concepts such as activation threshold, recruitment order are discussed. Part II introduces stimulation waveform, safe parameters and tissue damage, as well as the design principle of stimulators for use with percutaneous electrodes. Part III outlines clinical applications of FES, in particular, for restoration of hand grasp function for C5/C6 patients.

Key words functional electrical stimulation, motor rehabilitation, neuroprosthesis