

· 临床研究 ·

中国首例人体残肢神经信息控制电子假肢 实验研究快报

贾晓枫 陈统一 陈中伟 张键 张晓文 斯扬 胡天培 高忠华 杨煜普

【摘要】目的 我们首次采集 1 例志愿者残肢的神经电信号以研究利用神经信息控制假肢模拟装置的可能性及可行性。**方法** 将自制神经束内电极分别直接插入患者残肢上臂桡、尺及正中神经的神经束内,电极远端连接 7 自由度神经信息控制假肢模拟装置,以神经束外电极作参考电极。患者经过相关训练后,嘱其在清醒状态下用脑意识控制患侧作假想的指伸、屈动作,并观察模拟假肢装置的反应。**结果** 当患者用脑意识控制患侧作各种假想动作时,我们发现从桡神经导出的神经信息能够成功地触发假肢模拟装置作伸指动作,但无法实现闭合。从其它神经导出的信息均未能有效驱动假肢装置发生动作。从同一神经内的两个神经束内电极引出的神经信息亦未能有效驱动假肢装置发生动作。**结论** 神经束内电极可为神经信息控制假肢模拟装置提供残肢神经信息,但还需更深入地研究。

【关键词】 神经束内电极; 周围神经; 神经信息控制假肢

Electric prosthesis controlled by nerve signals in amputation stump of a volunteer JIA Xiao-feng*, CHEN Tong-yi, CHEN Zhong-wei, ZHANG Jian, ZHANG Xiao-wen, SI Yang, HU Tian-pei, GAO Zhong-hua, YANG Yu-pu. * Department of Orthopedic Surgery, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China

【Abstract】 Objective To study the applicability of a prosthesis simulating instrument controlled by the nerve signals recorded from the amputation stump of a human subject. **Methods** The self-made intrafascicular electrodes were inserted directly into the fasciculus of the three major nerves in the amputation stump of the upper arm. All distal ends of the electrodes were connected with a 7 multidimension freedom nerve-signal controlled prosthesis simulating instrument. An electrode was placed outside of the fasciculus as a reference electrode. When the patient was requested to exert finger-extension and finger-flexion in mind, reactions of prosthesis were observed. **Results** As the patient exerted the actions in mind, finger-extension of the prosthesis could be triggered by signal of electrode in radial nerve and reference electrode, but finger-flexion was not observed. The signals of other two major nerve could not trigger any reaction of the prosthesis instrument. The signals recorded from two different fasciculus in the same never did not affect the instrument. **Conclusion** Intrafascicular electrodes could be used to record and provide nerve signals in amputation stump for the nerve-signal controlled prosthesis simulating instrument.

【Key words】 Intrafascicular electrodes; Peripheral nerve; Nerve-signal controlled prosthesis

假肢是用来弥补患者缺损肢体外形及功能的人工替代物^[1-4],其研究的关键问题在于运动控制,而运动控制的关键又在于信息源的获取,特别是对于多自由度假肢的控制则需要多个信息源的共同配合。相关研究表明,神经信息在信息稳定性、拮抗性等方面较肌电信息有很大的优越性。本研究以动物实验^[5]为基础,首次应用自制神经束内电极采集志愿者残肢神经电信号,并用来驱动神经信息控制假肢模拟装置,以探讨利用神经信息控制患者上肢假肢的可能性及可行性。

资料与方法

一、资料

本研究对象为 1 例男性残肢志愿者,31 岁,除左前臂残缺外,余无其它不适。患者于 2000 年 7 月因机械碾压伤致左腕离断并于外院行左腕上截肢术,术后 1 个月装配 1 自由度肌电假手至今。经伦理委员会批准,患者签署知情同意书后进行实验。查体:患者左前臂截肢术后,残端皮肤愈合良好,无疼痛,感觉可,皮温稍凉,左肘、肩关节活动可,左前臂肌肉稍萎缩,电子假肢功能正常。术前查肝肾功能、血电解质、凝血功能等生化指标及胸片、心电图等均无明显异常。为最大限度保证实验过程中患者神经信息模式发放的稳定性及可靠性,术前对患者进行了为期 2 周的神经信息康复训练,内容包括嘱患者在做健侧指伸、指屈、腕伸、腕

基金项目:国家自然科学基金重点项目资助项目(No. 39930070)

作者单位:200032 上海,复旦大学附属中山医院骨科(贾晓枫、陈统一、陈中伟、张键);上海交通大学(张晓文、斯扬、胡天培、高忠华、杨煜普)

屈、旋前及旋后等动作的同时,用意识幻想已失去手的患侧作同样的动作,直至患侧前臂肌肉可见收缩。

二、实验仪器及设备

电极的制备:将 95% 铂、5% 铱合金均匀拉丝成直径 60 μm 的金属丝,并在金属丝外面涂附厚约 5 μm 的绝缘涂层制成电极。截取 6 根长约 100 mm 的电极,在酒精灯的外焰处过火以去除头端、尾端的绝缘涂层。另截取 1 根长约 120 mm 的电极,同法去除头端、尾端绝缘层后作为神经束外参考电极。

神经信息控制假肢模拟装置:假肢模拟实验装置由上海交通大学和大连理工大学联合研制,可完成上肢最主要的 7 个自由度动作,包括肩关节 3 个(肩前旋、侧摆和扭转),肘关节(肘屈、伸)、肘与腕关节间(腕旋转)、腕关节(腕屈、伸)及手头(手开、闭)各 1 个。

三、实验方法

1. 电极的植入:患者取仰卧位,采用气体麻醉联合局部麻醉,常规消毒铺巾。于左上臂肘上 5 cm 前外侧处作一长约 4 cm 的纵行切口,逐层切开皮肤并分离皮下组织,在肱二头肌外侧找到桡神经。按照 Sunderland^[6] 神经解剖图谱,在桡神经主干后外侧处找到 2 个神经束,以显微器械纵行剥离该神经束外约 2 mm 长的神经外膜,注意手术中保持束膜完整,并用神经拉钩使之保持适度紧张,但不分离神经束。然后通过显微持针器夹持神经束内电极靠顶部区域,利用显微外科操作技术持续、轻柔用力,直至神经束内电极以 60° 斜角刺破神经束膜,再改为与神经长轴平行的方向分别埋入电极各 1 个。当电极头端进入神经束内约 4 mm 时,再用 9-0 显微缝合线将电极固定于神经外膜处。同样再于肘上 7 cm 前内侧处作一长约 4 cm 的纵行切口,找到正中神经主干前内侧及尺神经主干于桡侧各 2 个神经束,同法分别各植入一神经束内电极并固定(3 条神经共 6 个神经束内电极的放置部位及编号见图 1)。在正中神经外膜外面平行于神经长轴的方向放置一神经束外参考电极,用显微缝合线将其固定于神经外膜处。将电极的尾端用医用创可贴固定于患者皮肤上。

2. 神经电信号控制假肢测试:调整假肢模拟装置的放大倍数为 3 万倍,输入阻抗为 430 k Ω 。将置于桡神经内的神经束内电极及神经外参考电极分别与神经信息控制假肢模拟装置信号传入系统相连,然后唤醒患者,待麻醉作用消失且患者清醒时,嘱其用脑意识控制患肢作假想的指伸、屈动作。其同步导出的神经信息经差分放大后用以控制假肢模拟装置,观察模拟装置是否按照患者意志进行动作。再将尺神经内及正中神经内的神经束内电极分别与神经外参考电极组合,

并将其导出信号输入至神经信息控制假肢系统,同样嘱患者用脑意识控制患侧作假想的指伸及指屈动作;此外,我们还单独测试了同一神经内的 2 根神经束内电极的导出信号对假肢模拟装置的影响,嘱患者用脑意识重复上述活动并观察假肢是否动作。实验结束后,将患者电极取出并冲洗伤口、逐层关闭,用 4-0 缝线作皮内缝合,敷料加压后包扎。

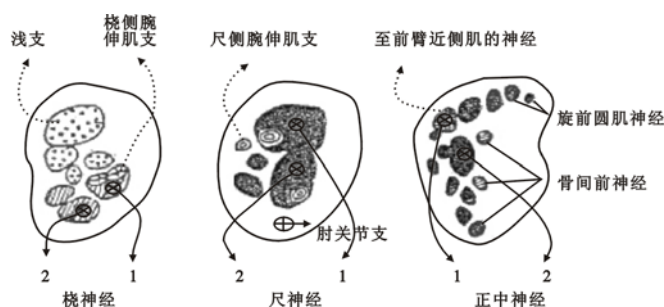


图 1 神经束内电极植入位置图(1,2 分别为神经束内电极编号)

结 果

我们在实验过程中发现,当传入信号分别来自神经束内电极及参考电极,且患者在清醒状态下用脑意识控制假肢装置作指伸、屈动作时,由桡神经导出的信息能够成功地触发神经信息控制假肢模拟装置作指伸动作,但无法实现闭合动作(图 2,3),而由尺神经及正中神经导出的信息均不能驱动模拟装置动作。当传入信号均来自上述任一神经内的两个神经束内电极时,假肢模拟装置亦无动作发生。



图 2 假肢模拟装置原始位置



图 3 术中触发假肢模拟装置作指伸动作

讨 论

根据 1987 年的抽样调查推算,中国大陆约有 5 164 万残疾人,占人口总数的 5%。假肢是康复工程中的重要内容及组成部分,直接关系到残肢患者的生存价值及生活质量。自 1948 年德国 Reihold Rector 研制出世界上第 1 只肌电控制假手后,至今世界上商品化的假肢已达上千种^[1-4]。但目前开发出的各种信息源控制假肢都存在一些缺陷,如机械运动驱动假肢能实现的控制任务非常简单,且灵活性差;肌电控制假肢患者肌肉易疲劳,信息模式的重复再现性差,模式亦不稳定,外电场对其干扰严重,表面电极检出的肌电信息是肌群的募集信息,并不能完全反映脑运动区对该肌肉的运动指令;声音控制假肢抗环境噪声能力差;肌腱控制假肢不足以满足多自由度假肢的需求;脑电控制假肢及脑磁驱动假肢目前技术尚不成熟;虽然再造指控制假手^[1]实现了对三自由度电子假手的准确控制,开辟了医学与工程学紧密结合的新途径,但由于该手术患者比较痛苦,且推广受制于显微外科手术,故存在一定的局限性。而新型信息源(神经信息)因神经系统具有可塑性、能正确反映脑的运动控制指令、模式的重复性、稳定性高及神经信息可导出等优点,成为假肢控制研究的焦点。随着康复医学的深入,使长期可植入神经束内电极提供越来越丰富的信息源成为可能,为完善对多自由度电子假肢的控制功能创造了更加广阔的前景。

尽管以美国犹他大学^[7,9]为首的发达国家研究人员在神经信息方面研究投入了大量人力、物力,在神经束内电极的研制及活体动物试验方面也做过不少探索,但由于人体试验的特殊性,目前关于人体神经信息控制假肢驱动的实验报道并不多见。我们通过一系列对自制神经束内电极及动物实验的研究^[5],为人体实验创造了条件。我们改进了 Malagodi 等^[7]的植入方式,减少了对神经束的损伤及周围电信号的干扰,改用更柔韧的 95% 铂 5% 铱合金代替 90% 铂 10% 铱合金作为神经束内电极材料,以更好地避免因机体周围软组织活动而造成电极断裂。该电极可以稳定地记录到周围神经的电信号,重复性好并且可长期埋入。

本实验显示,当患者处于清醒状态并用脑意识控制患侧作假想的指伸、屈动作时,神经束内电极可同步导出实时神经信息电信号。当传入信号分别来自上述各个神经束内电极及参考电极时,我们发现只有桡神经导出的信息能够成功触发神经信息控制假肢模拟装置发生伸指动作,但无法实现闭合;而由尺神经及正中神经导出的信息均不能驱动此模拟装置动作。按照 Sunderland 的神经解剖图谱分析,桡神经插入电极的部位已经是单纯的运动神经束,而尺神经及正中神经

插入电极的部位仍然是混合神经束,故其信号强度不足以有效驱使模拟装置动作。我们认为单纯的运动神经束可产生动作特征明显的控制信息,有助于获得较好的信噪比。该假肢模拟装置信号放大倍数约为 3 万倍,而神经信息最大放大倍数可以达数十万倍,改善假肢模拟装置的信号放大倍数可能亦有助于利用尺神经及正中神经导出的神经信息来控制假肢。由于该假肢模拟装置是按照拮抗原理设计的,即驱动未成功表明导出的神经信息不具有拮抗性。当传入信号来自任何上述同一神经内的 2 个神经束内电极时,该模拟装置均无法动作,表明同一神经不同神经束间的信号差不具有拮抗性。由桡神经导出的信息无法使假肢模拟装置实现闭合动作,可能是由于从桡神经导出的闭合信号不足以被假肢模拟装置识别所致,故假肢模拟装置的设计还需进一步完善。

本实验试图采用神经信息驱动患者上肢假肢动作,以探讨利用周围神经束内的电信号来更有效地控制电子假肢,是医工结合的又一次有益尝试,意义非常重大。但因本实验涉及到人体实验,寻访自愿受试者困难且还需等待伦理委员会批准,再加上人体实验风险巨大,故不宜将神经束内电极长期埋入患者体内以进行长时间的尝试及数据采集;加上受试者已经有两年多时间未有意识地控制患侧动作,半个月的神康复训练很难保证患者完成动作的准确性及重复性,这些都给本实验增添了许多不确定性因素,需待今后进一步的人体实验以获取更多的数据样本,并将分析从残端神经束内收集来的感觉神经信号(如本体感受器)作反馈,以提高对假肢的控制技术,为设计及完善以残端神经电信号为控制源的电子假肢提供了更加广阔的前景。目前应用埋入患者残肢神经束内电极检出的信号驱动假肢动作仅处于实验研究阶段,今后拟研制埋藏式带发射装置的神经束内电极,在假肢上装配神经信息接收装置,以进一步完善由神经信息驱动的假肢模拟装置。

参 考 文 献

- 1 Chen ZW, Hu TP. A reconstructed digit by transplantation of a second toe for control of an electromechanical prosthetic hand. *Microsurgery*, 2002, 22;5-10.
- 2 Vinet R, Lozach Y, Beaudry N, et al. Design methodology for a multi-functional hand prosthesis. *J Rehabil Res Dev*, 1995, 32;316-324.
- 3 Silcox DH, Rooks MD, Vogel RR, et al. Myoelectric Prostheses. *J Bone Joint Surg*, 1993, 75;1781-1789.
- 4 Uellendahl JE. Upper extremity myoelectric prosthetics. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2000, 11;639-652.
- 5 贾晓枫, 张键, 陈统一, 等. 神经束内电极采集兔周围神经电信号的实验研究. *中华手外科杂志*, 2002, 18;245-247.
- 6 Sunderland S. The anatomy and physiology of nerve injury. *Muscle*

Nerve, 1990,13:771-784.
7 Malagodi MS, Horsch KW, Schoenberg AA. An intrafascicular electrode for recording of action potentials in peripheral nerves. Ann Biomed Eng, 1989,17:341-397.
8 Mcnaughton TG, Horsch KW. Metallized polymer fibers as leadwires and intrafascicular microelectrodes. J Neurosci Methods, 1996,70:103-110.

9 Branner A, Normann RA. A multielectrode array for stimulation and recording from mudpuppy spinal roots. J Neurosci Methods, 2000,96:47-55.

(修回日期:2003-06-25)

(本文编辑:易浩)

· 短篇论著 ·

超短波配合直流电点送和直流电碘导入治疗周围性面神经麻痹 50 例疗效观察

李添荣 孔瑛 杨敏

2001 年 1 月~2002 年 12 月,我院对 50 例周围性面神经麻痹患者采用不同的物理因子进行治疗,并进行临床观察,现总结如下。

一、资料与方法

周围性面神经麻痹患者 50 例,其中男 24 例,女 26 例;年龄 13~68 岁;病程 <7 d 25 例,7~14 d 15 例,15~30 d 7 例,>1 个月 3 例;右侧面瘫 29 例,左侧面瘫 18 例,双侧面瘫 3 例。患者临床表现为蹙额无力或额纹消失,眼睑闭合不全或完全不能闭合,鼻唇沟变浅或消失,口角下垂,吹口哨能力差或根本不能吹口哨,患侧食物存留。50 例患者分为 A、B 两组,A 组 20 例,B 组 30 例。A 组采用超短波加直流电点送治疗,B 组在 A 组治疗方法的基础上增加直流电碘离子导入治疗。治疗前、后均作肌电图检查。

两组患者均采用上海产五官科超短波治疗机,功率 40 W,频率 50 Hz,波长 6 m,两个直径为 8 cm 的圆电极,一极置患侧乳突区,另一极置于对侧面部,间隙 2~3 cm,无热量~微热量。每日 1 次,每次 10~15 min,10~15 次为 1 个疗程。两周以后,A 组采用上海产 ZL-1 型感应电疗机作直流电点送,每日 1 次,每次 10~15 min,10 次为 1 个疗程。而 B 组在同期采用上海产 ZL-1 型感应电疗机,治疗时将 10% 碘化钾溶液均匀浸湿衬垫,取面具型电极置于面部(负极),正极置于肩胛间或枕部,电流 6~10 mA,每日 1 次,每次 20~25 min,20 次为 1 个疗程。B 组在治疗 1 个疗程后再采用直流电点送,方法同 A 组。

疗效标准:痊愈——症状及体征消失,患侧面部外观正常,面肌功能完全改善;显效——症状及体征明显恢复,面部外观大体上对称;好转——症状及体征有改善,面部不对称;无效——症状及体征无改善。统计学分析采用 χ^2 检验和 t 检验。

二、结果

经过 1 个疗程的治疗,B 组疗效明显优于 A 组(表 1)。B 组面神经的运动神经传导潜伏时的恢复较 A 组快(表 2)。

表 1 两组周围性面神经麻痹患者治疗后的疗效比较(例,%)

组别	例数	痊愈	显效	有效	无效
A 组	20	3(15)	15(75)	2(10)	0
B 组	30	21(70)*	6(20)	3(10)	0

注:与 A 组比较,* $P<0.01$

表 2 两组治疗前、后面神经的运动神经传导潜伏时

测量值(ms, $\bar{x} \pm s$)

组别	例数	治疗前	治疗后
A 组	20	4.64 $\pm$ 0.66	3.09 $\pm$ 0.67
B 组	30	5.02 $\pm$ 0.91	2.93 $\pm$ 0.53*

注:与 A 组比较,* $P<0.01$

三、讨论

周围性面神经麻痹的病因虽未明确,但大多数病例都因局部受风寒刺激发病,故一般认为可能局部营养神经的血管因受风寒而痉挛,导致该神经组织缺血、水肿而致病,其次也可能与局部的感染有关,面神经出脑干以后经过狭长的骨性面神经管,由茎乳孔内出颅腔,分布至面部表情肌,因此不论是缺血或炎症所引起的局部神经组织水肿,都必然因为这种解剖关系而更加严重,以致易于出现神经功能障碍,表现为面肌瘫痪^[1,2]。

物理治疗的目的是消炎,增强面神经的血液循环,改善神经组织的营养状况,对患者面肌进行功能锻炼,促进面肌肌力和功能恢复正常。所以在急性期两周内,A、B 两组均使用了超短波疗法,可以增强面神经区的血液循环、消炎并减轻面神经区水肿,而碘离子导入在恢复期有加强神经营养、利于神经再生的作用^[2]。

B 组面神经的运动神经传导潜伏时的恢复快于 A 组,说明选择适当的综合治疗,可以促进神经功能早日恢复,减少后遗症。本文观察到,对于周围性面神经麻痹患者,在早期采用超短波治疗后,恢复期运用直流电碘导入与直流电点送相结合的治疗方法,与在恢复期单纯使用直流电点送治疗相比,其恢复期较短,治愈率较高。其机理可能为,直流电碘导入有助于改善局部血液循环,吸收消散炎症,软化粘连,消除局部水肿;在恢复后期改直流电点送使瘫痪的面肌得到训练,从而得到尽快地恢复^[3]。

参 考 文 献

1 郭万学,主编. 理疗学. 北京:人民卫生出版社,1984. 854.
2 中国人民解放军广州部队总医院. 实用理疗学. 北京:人民卫生出版社,1974. 288.
3 陈细金,杨东华. 低频电与光疗治疗周围性面神经麻痹. 中华理疗杂志, 1995, 18: 186.

(收稿日期:2003-04-14)

(本文编辑:阮仕衡)

作者单位:410011 长沙,中南大学湘雅第二医院康复医学科