

文章编号:1000-6974(2001)06-0352-03

脑部电极技术的改进

刘洪广¹, 周琳², 顾靖³, 蒋大宗³

1. 中国科学院心理所电生理室 (北京, 100101)
2. 陕西师范大学 (现在日本国立奈良女子大学)
3. 西安交通大学

摘要 介绍脑部电极技术的改进和研究, 以及新型脑电极的使用方法和优、缺点**关键词** 脑电位; 心电图; 诱发电位记录**中图分类号**: TP212.3 **文献标识码**: A

The Amelioration of Electrode Techniques for Testing Cerebral Potentials

LIU Hong-guang¹, ZHOU Lin², GU Jing³, JIANG Da-zong³

1. Institute of Psychophysiology, CAS
2. Shanxi Normal University(now Japan Nara Woman University)
3. Xi'an Jiaotong University

Abstract This article introduces the research work on the new amelioration of electrode techniques for testing cerebral potentials, and the using methods and their advantages & disadvantages in operating the new cerebral electrode.**Key words** cerebral potentials, EEG, evoked potential recording

过去的 10 年, 脑电术十分兴旺, 新技术为医生提供了对脑活动的直接观察, 而不受多功能笔、线条记录和由脑(脊)膜、头颅、头皮和脑脊髓液所引起信号失真等的限制。远程无纸 EEGs 使研究者在较大的功率谱上采集大脑活动, 用数学处理信号并量化成短暂而常用的功率谱资料对大脑功能进行客观的监测。直接植入到大脑皮层表面电极或通过在那里埋线装进脑的颅内监测的技术, 可使监测者的分析能集中到脑活动的发生上。这些技术使脑信号的标测和定位成为可能, 用传统的头皮 EEG 是监测不到的。通过电极组合再经计算机控制刺激可以标定皮层功能位置, 这一技术已广泛用于研究或为外科医生治疗癫痫时与颅内监测联合使用。

1 脑电术电位的来源

用细胞玻璃针电极可测量细胞内、细胞外空间或含细胞介质的容量表面的膜电位的变化。EEG 上的单形状波是由被认为含有数百或千个神经元的大

脑皮质的第三层和第五层中大多数的金字塔神经元的突触后电位(PSPs)所诱发的。从这些细胞来的 PSPs 在它们周围的细胞外液中聚集起来并经过组成头部的脑容积、脑脊髓液(CSF: cerebrospinal fluid)、血液、骨、肌肉和头皮传播而进入与 EEG 仪器相联的电极单个动作电位是高电压的, 并产生比单个 PSPs 更高的高峰电流。但是, 动作电位的持续时间短, 并且不在同一时间的非同步发生。这就使它们的作用有时是相互抵消, 而不是象持续时间的 PSPs 那样相互聚合。由于这一原因动作电位在 EEG^[2,3]中不能直接看到。

2 脑电术激活的偶极子和局部化

作为 EEG 活动基础的突触后电位是同步记录的, 它有足够的持续时间以形成接近偶极子而使电荷分离。离散的 EEG 电位是从偶极源产生(偶极接近), 这一激活的发生器可用序列逼近的数学方法在大脑中定位^[4]。偶极源的定位完全建筑在它产生的 EEG 上被称为逆问题。数学方法被应用是因为还没有人设计出分析解决逆问题。定位算法可以假设头是统一的球形导体, EEG 活动是从大脑中的定点源发生的。这两种大的假设在电位定位中产生一定的

收稿日期: 1999-02-05

作者简介: 刘洪广, 博士, 副教授, 现在中国科学院进行脑电生理的博士后研究

基金项目: 中国博士后科学基金

误差。尽管它们还有不足,但逆问题的近似解决常提供有用的临床信息。找到解决倒向问题的唯一方法是当今电生理学家的重大挑战之一^[5]。

3 非侵入电极

标准的非侵入 EEGs 记录了头皮上两个位置间的,或有时在头皮上一个位置和远处的参考电极间的电位差或电压。EEG 信号通常在 50 至 100 μ V 之间,电流为数 μ A。信号从头传至 EEG 仪,经过交织在头皮上的一定数量的不同类型的电极,或组织的连接,组成电流通路,这些物质具有自己的阻抗,电容和频率相倚阻抗。电极与组织接触面有两层离子组成,使电子能从一方通过到另一方。非极化的,或可逆电极或是用贵重的金属如铂,或氯化银(或外包)物质组成,使离子与身体组织周围的含盐量丰富的溶液进行自由交换。当与组织接触时,这些非极化电极有低的电极电位,即它们从电极到溶液,除 EEG 信号外,很少将电流通过。

非极化电极再生的 EEG 信号与可成为极化的电极相比,再生的 EEG 信号更为精确。与 EEG 信号相比,极化电极具有大的电极电位。当 EEG 信号不存在时,电极电位可能将一定量的净电流进入电解质溶液,这相对于 EEG 测得的信号相比是大的,这可能滤掉有实质性意义的直流信号。对 EEG 如果所有电极都有滤波作用,那么非极化电极本身具有一定的低频率滤通作用。不同电极材料对系列波形信号具有再生作用^[6]。

几种非侵入性的电极

- 杯电极:用于最常规的记录,杯电极由 4mm 至 10mm 直径的氯化铂、金或锌盘组成。金属片通过导电膏或胶与头皮接触。头皮要先用磨料化合物进行洁净,以提高导电性能。
- 皮下电极:精制金属针电极约 10mm 长, 0.5mm 宽,用不锈钢或铂制成,头皮经过外科前的处理,并用磨料化合物洁净后,将电极植入头皮下(一般在失去知觉的患者中进行)。
- 夹形电极:用导电胶或导电膏充满于杯电极,夹在上作参考电极。

4 侵入性电极

以下的侵入性电极,虽然是有些侵害性的,但常与头皮联合使用,以监测常常不被头皮电极所监测到或效果很差的来自下前或近中颞区的信号。这些电极能监测到正常头皮电极所不及的动作电位,因

而即使是有害也是值得的。

- 鼻咽电极:由 10-15cm 长的柔软的绝缘电线(顶端有 2mm 非绝缘的尖端)组成,这种 S 形电极被植入鼻咽中,并向外转动到它们的位置。这些电极很少用于长期监测,因为它们不方便,表现出呼吸时的异物感,也不能长久使用,只能作短暂的门诊患者记录用。
- 鼓室电极:用细的包在毡内的 7mm 不锈钢、金或铂球,浸泡在传导溶液中,然后植入到外听道内,直到患者感到较为适应。这种电极对记录来自中线颞叶的信息是有效的,但应用较少。
- 楔状电极:细的不锈钢绝缘导线植入于颞骨与下颌骨切迹之间的颞和咬肌中(约在耳前 1cm 处)以记录来自颞叶前面的信号。这些电极是这样透过皮肤,以使尖端支撑到卵圆窗外侧的外侧翼状盘上^[8]。楔状电极是最常见的侵入性电极,多用于住院患者的癫痫监测,因为它们比较耐用,一连可用数天,并常用来监测头皮电极所看不到的来自颞叶的峰值。
- 卵圆窗电极:用局部或全部麻醉将特氟隆绝缘的精细导线安装到嘴角外侧脸的植入绝缘导线上。导线向前通过卵圆窗直到蛛网膜下的空间。这些电极对颞叶的释放电荷具有电位的敏感性,但是这种手术的损害性较大。

5 颅内监测

颅内电极组可直接从大脑监测皮层放电,而不出现脑脊髓液和头颅、头皮或硬脑膜的高阻抗的失真影响。这些技术已成为了现代外科治疗癫痫的基础。起初侵入性监测只用于进行手术时的手术室,患者被麻醉,有时麻醉程度较轻,使患者能对命令起反应。棉芯电极被直接放置脑的表面以标定发作活动的相应区域,这一过程叫电皮层术。然后,癫痫发病区初切除时,要注意监测非发病区,以便保存诸如动作、感觉、视觉和语言的重要功能^[5]。

由于植入新系统的发明,现在患者可在第一次手术时安装植入电极组。只要患者留在医院,它们可以监测几天至几周的时间。在植入电极组这段时间中,可将发病记录下来并划定区域。当患者试图完成各种动作、感觉、语言、视觉和认知作用时,小的电流可能通过邻近的电极组(只是在硬脑膜下滤线网栅(grid)和条纹(strips)处)。如果这些任务被脑刺激所中断,那么这一特定功能只是局限在刺激电极的位置。在标定重要

脑功能时,反应被记录下来,并与发作的源区域的标定图相比较。作第二次手术时,将电极组合与癫痫发病组织一起取出。在功能定标时,将完好区作为重要区域标记出来以便区别^[9]。

颅内监测技术为一定的癫痫患者的手术治疗提高了成功率,并表现出很大范围的脑电活动,这些活动在以前用头皮 EEG 是监测不到的。这种方法在大脑皮层重要功能的许多区域都进行过演示,如运动活动,感觉,语言和视觉。然而,颅内监测还有一些局限,它们只能收集它们邻近区域的信号,由于采集上的错误,也可能错误确定癫痫源的位置。新近使用的颅内电极方法及其专门用途有如下几种。

- 深导线:有不同长度的不锈钢、金或铂线作成,必须很仔细地安装到脑中,患者被安置在 CT 机扫描定位后,并借助三维头盔固定。应用好的针对不同患者的方法,将导线通过 burr 孔插入颅内。一种普遍采用的技术是,患者有三对深导线电极,各放在额叶、海马和扁桃两侧。每个绝缘束内的不同长度的线可从结构深处介入白质和皮层表面区进行同步监测。这些电极常用于发作时的定位,这些头皮 EEG 所不能预测到的,尤其是确定发作出现时的位置,首先是发作源发放信号,然后是其旁边的脑皮层发作。

- 硬膜下纹(strip)和栅(grid)这些是扁平的3mm 铂或不锈钢片,它们相隔1cm,并放置在塑料膜上。这些电极根据需要被植入到皮层区域。一般采用8×8的栅电极(64个)和2×8的条纹电极(16个)的组合结构,也有采用其它结构的栅和纹电极被安置在临床所需要的许多皮层区,包括额下和颞基底结构和大脑裂纹中。硬膜下电极常用脑刺激研究,皮层功能的定位和监测各种诱发电位。在许多研究中,活动的硬膜下栅电极已代替了棉纱电极。

- 硬膜外电极:经过消毒的针或片电极为监测而植入外膜空间。它们的安置比硬膜下电极的损害性稍小,但它们位置的范围较小。因为接近脑膜的刺激常常引起疼痛,所以它们不用于脑刺激研究。

6 阻抗检测

每个电极的阻抗可通过电极与被记录的组织间的接触质量进行测量。高阻抗意味着 EEG 信号的低传导性能。阻抗检查常被 EEG 医生用于确定哪

一个电极需要低振幅的电极需要更换。高阻抗电极更容易使生理信号失真。通用的 EEG 标准要求每次记录的始终对全部电极进行检查,当需要进行较长的(即数小时到刺激过程中)EEG 记录时,还应该定期检查^[11]。这是通过电极测试板完成的,它将小的可变的电流通过每个电极再进入记录系统(0.035 μ A,30Hz)。这一小的测试电流通过患者,但因很小而不引起任何生理效果,即使采用颅内电极也是如此。在大多数情况下,目标是达到5000 Ω 以下的阻抗,如果全部成对的电极的电极阻抗相同时,也可采用10000 Ω 以下的阻抗。在头皮记录中,高电极阻抗可用磨料刷轻洗皮肤,应用传导膏层或更换电极等加以纠正。造成高阻抗的原因有导线的破裂或磨损,连接器的误差和仪器故障。侵入性电极的高阻抗通常与以下情况相联系:常因为电极位置不佳,或血液和其它组织或液体对电极-组织界面的干扰,而引起电极与组织接触不良,这些问题通常不可能完全克服,只有去掉或重新安装新的植入性电极,如采用深线或硬膜下栅电极技术。

参考文献

- [1] Kandel, E. R., et al., Principles of Neural Science, Third Edition, New York, NY, Elsevier, 1991.
- [2] Creutzfeldt, O., et al., Relations Between EEG Phenomena and Potentials of Single Cortical Cell. 2. Spontaneous and Convulsoid Activity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 20:1937, 1996.
- [3] Cooper, J. R., et al., The Biochemical Basis of Neuropharmacology, New York, NY, Oxford University Press, 1996.
- [4] Litt, B., Dipoles and the EEG, *Am J EEG Technol*, 31:119-121, 1996.
- [5] Niedermeyer, E., *Electroencephalography*, Baltimore, MD, 1993.
- [6] Cooper, R., et al., *EEG Technology* London, UK, Butterworths, 1990.
- [7] Litt, B., et al., *Current Practice of Clinical Electroencephalography*, New York, NY, Raven Press, Ltd., 1990.
- [8] Silverman, D., The Anterior Temporal Electroencephalography, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 42:735-737, 1990.
- [9] Ojemann, G. A., et al., *Surgical Treatment of the Epilepsies*, New York, rAVENpress, Ltd., 1993.
- [10] Spencer, S. S., et al., The Localizing Value of Depth Electroencephalography in 32 Patients with Refractory Epilepsy, *Ann Neurol*, 32:248-253, 1992.
- [11] Bralov, J. S., et al., EEG Instrumentation Standards; Report of the Committee on EEG Instrumentation Standards of the International Societies for Electroencephalograph and Clinical Neurophysiol, 57:539-553, 1994.