

脑功能状态图及其获取方法¹

陈元亨 熊淑华 熊平 陈芳 郁尚俭

(四川大学无线电系 成都 610064)

摘 要 本文提出了一种表示脑功能情况的脑功能状态图以及由脑电信号获取它的方法。文中给出了家兔在癫痫诱发药物作用下, 癫痫发作与未发作期间的脑功能状态图。结果表明: 脑功能状态图表示癫痫病况的信息具有充分性、显著性、直接性、简明性。

关键词 脑电图, 脑电地形图, 脑功能状态

中图分类号 TN-051.12

1 引言

脑是动物体行为的指挥中心。动物体内的各种生理活动和疾病信息, 必然反映在脑的功能情况上。功能情况可用状态表示。从动物体外探测脑功能的状态, 目前有几类方法。一是如 CT 扫描技术, 直接摄取脑内组织形态。这种方法对脑内发生组织形态变化的信息提取很是直观。但对于未能引起脑内组织形态变化, 如只有功能发生变化时, 这类方法则难于得到有关功能状态的信息。另一类是根据脑活动所伴随发生的生理现象, 如脑电波形或局部代谢, 来获取有关脑活动功能的信息。脑活动所伴随产生的脑电波是大脑皮层细胞感受各种输入, 包括大脑深部节律性活动而产生的电位变化, 这是动物体功能性电信号, 包含着脑功能状态信息。因而, 从脑电信号中提取脑功能信息, 受到很大的重视。

为了从脑电信号中提取所含信息, 已经进行了许多研究。其中应用最广泛的有两种。一是脑电图 (EEG), 它是直接从脑电信号时间波形上提取其特征, 获知各种信息。另一种是脑电地形图 (BEAM), 它是基于脑电信号频谱分析并利用颜色和脑的形状绘制的一种定量表示图形。但是脑电信号是脑活动的一种响应。按照系统论, 脑系统的响应除了与脑系统的功能结构、参数有关外, 还与输入刺激、历史信息有关。所以脑电图中关于脑功能的信息是不明显的^[1,2]。脑电信号频谱分析是将其分解成复简谐信号之和, 对于揭示其组成成分是深刻的。但是用在脑电信号分析时, 还存在一些原理上的问题。一是原信号中某一频率成分是短持续期大幅度 and 长持续期小幅度, 它们对频谱的贡献是相同的; 二是未将脑的功能状态明显地表示其中, 故不具有表示功能信息的明显性; 三是脑电信号中由病变引起的突发性变化, 由于持续期短, 幅度也不很大, 它在频谱中引起的高频分量不显著^[3,4]。

近年来, 学者们提出了一些脑电信号分析新方法^[5,6]。但都未直接描述脑功能和提取脑功能信息。本文首次提出脑功能状态图的概念和表示工具, 以及由脑电信号获取它的方法, 并以家兔癫痫病变脑电信号, 求取了脑电功能状态图。理论同实验结果一致。

2 脑功能状态图和表示

动物的脑是一个复杂的系统。在正常情况时又分警觉、醒觉、朦胧等情况; 在病态情况时又分间隙期、发作期、前兆期等。不同的情况下脑功能是不同的。我们用“脑功能状态”概念来描述脑的功能。不同情况的脑系统, 具有不同的脑功能状态。脑功能状态可用脑系统的数学模型描述。在脑系统具体情况下, 系统功能结构和参数与系统数学模型是一一对应的^[7]。因此, 只要由某种状态的脑电信号求出相应的脑系统功能数学模型, 便可定量描述出“脑功能状态”, 将其作成适当的图形, 便得脑功能状态图。

¹ 1995-08-22 收到, 1996-07-05 定稿

由观测到的脑电信号求出脑系统的数学模型。根据信号模型描述理论, 脑电信号是脑系统在某一给定输入信号作用下的响应, 因此, 用线性时不变系统还是用非线性系统的响应来“拟合”脑系统的响应是首先要解决的问题。总的来讲, 脑是一个时变的非线性系统。但当其观察时间不太长的期间里, 例如几秒至数十秒 (甚至数分钟), 且在此期间里环境不发生显著的变化, 则可在在此期间里将脑系统看作是时不变的系统; 再者从大量的脑电波形观测表明, 它们的强度起伏不是很大, 且是连续的, 即脑系统的非线性特性是连续的, 因而可以线性化; 或者用谐波平衡法来研究非线性的脑系统; 还有, 我们的目的不是从生理组织描述脑系统, 而是用一“拟合系统”来表示脑产生脑电信号的过程和功能。因此, 我们用图 1 所示的“拟合线性时不变系统”来描述脑系统产生脑电信号的功能^[6,8-10]。在图 1 中虚线方框表示脑, $g(n)$ 是能记录到的脑电信号, N 是记录脑电信号时的干扰, 包括观察误差和动物体内其它电信号干扰,

一般是高斯白噪声^[9,10]。 $h(n)$ 是脑系统的功能数学模型, 它表示脑的功能状态, 在系统理论中称它为“单位样值响应”。 $x(n)$ 是维持动物大脑呈醒觉状态的最小刺激综合^[1]。在“拟合系统”中表输入信号。由系统理论^[11],

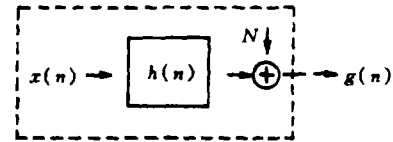


图 1 模拟脑电信号产生框图

可设定它为单位阶跃信号 $u(n)$; 也可将它设定为白高斯随机信号。图 1 中脑电信号 $g(n)$ 可写作

$$g(n) = x(n) * h(n) + N, \quad (1)$$

其中符号“*”表示线性卷积运算。(1)式用 Z 变换可表为

$$G(z) = H(z)X(z) + N(z). \quad (2)$$

由 (1), (2) 式可见, 一般观测到的脑电信号波形 $g(n)$, 不仅叠加上有噪声的影响; 而且还有刺激综合 $x(n)$ 和脑功能状态函数 $h(n)$ 的卷积影响。所以直接观看 $g(n)$ 或其频谱 $G(j\omega)$ 来获取脑功能信息, 就存在信息的不明显、不充分、不简明、不直接等问题。而本文提出的方法是利用 $g(n)$ 获取脑功能状态函数 $h(n)$ 或其 Z-变换 $H(z)$, 并作成相应的图形, 则从根本上克服了以往脑电信号分析法的缺点。由系统理论^[11] $H(z)$ 可表成

$$H(z) = K / [(z - p_1) \cdots (z - p_i) \cdots (z - p_n)], \quad (3)$$

其中 $H(z)$ 分子的常数 K , 只影响行为的强度; $H(z)$ 分母的各个根, 称为系统的极点, 它由系统的功能结构和参数所决定, 包含着系统行为规律的全部信息^[11], 在复 Z-平面上绘其图形, 便成为“脑功能状态图”; 再由脑的形状, 并利用颜色, 可作成脑功能状态地形图。从原理上讲, 脑功能状态图和脑功能状态地形图, 较现有的 EEG 和 BEAM 更本质地反映了脑的功能信息, 且大大排除了干扰和刺激综合的影响。

3 实验和分析

本文实验脑电信号的采集过程如图 2 所示。其中 FD-2 频带调到 100Hz, 以保证脑电信号中的主要频率成份 0.5—35Hz 能无失真地放大。A/D 的采样率为 600Hz, 以避免频谱折叠和便于进行去噪平滑处理。

试验时, 首先给受试家兔耳缘静脉注射氯化管箭毒碱肌松剂, 使家兔在测试期不至作过份激烈运动, 以减小肌肉电对脑电采集的影响。同时采用针形电极并埋入家兔体内, 以进一步减小小体内其它电对脑电的影响。然后记录肌肉松弛情况下的心电和脑电信号; 接着给受试家兔

注射癫痫诱发药物,记录癫痫未发作、发作和间隙期中的心电和脑电信号。所用癫痫诱发药有士的宁(Strygminc)、马桑内脂、印防己毒素(picrotoxin)等三种。

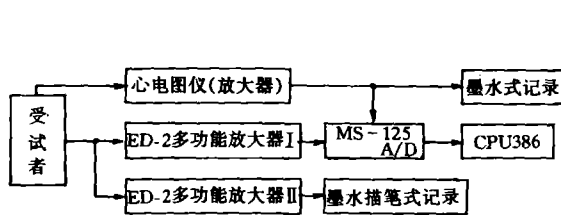


图2 采集脑电信号实验框图

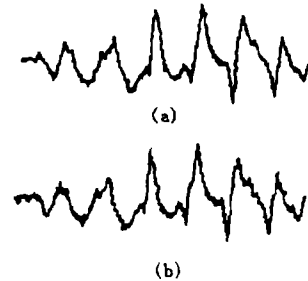


图3 实测和拟合的脑电信号波形

试验家兔共二十一,体重均在1.75—2.10kg。用印防己毒素诱发癫痫的雄性七只,雌性六只;用士的宁诱发癫痫的雄性四只,雌性三只;用马桑内脂诱发癫痫的雄性一只。每只记录2至4小时,以供分析用。记录到的脑电波形之一部分示于图3(a)。

由信号处理理论和(1)、(2)式利用能有效抑制高斯白噪声 N 影响的最小二乘法可求出(3)式中的 p_1, p_2, \dots, p_n 。为此,首先需确定式中的 n 值,即定阶。在本文中我们用试探法来确定拟合系统的阶数 n 。对于癫痫脑电信号,当 $n=3$ 时其拟合性就足够好了,其相关系数(度量两信号波形相似程度的量,最大值为1)已是0.95。图3(b)示出了结果。其次是求 p_1, p_2, p_3 的具体值。根据信号处理理论^[12],对21只家兔,每只取20—30段信号,分别求其“拟合系统”的极点。把这些极点标在复平面上的图形如图4所示。其中图4(a)是家兔正常时的极点分布图;

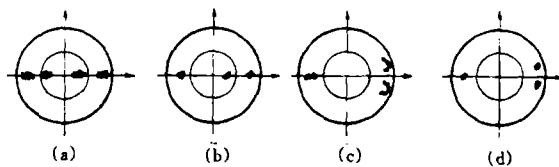


图4 家兔正常和癫痫发作期中脑电信号极点分布

图4(b)是图4(a)各极点的各自平均后的极点分布图;图4(c)是癫痫发作时的极点分布图;图4(d)是图4(c)中各极点各自平均后的分布图。

从图4可见,在癫痫发作时拟合脑系统的一对共轭极点移向单位圆。这是癫痫病发作时的一个极为明显的特征。

4 讨论和结论

本文用功能状态概念,描述动物脑产生脑电信号波形的功能;进而用一“拟合线性时不变系统”的零状态响应来拟合实测的脑电信号,并以其全极点数学模型的极点分布,表征脑的功能状态,形成脑功能状态图。这种方法是直接描述和提取脑功能状态。它比现有EEG和BEAM,具有的优点:一是信息特征直接,因为它是直接提取描述脑功能状态的函数;二是信息特征充分,因为它排除了输入刺激和噪波、观测误差的影响,只提取了脑系统功能函数;三是信息特征由极点位置的变化表示,其特征十分显著;四是信息特征简明。此外,获取脑功能状态图方法简便,费时少,更具特点的是抑制了干扰的影响。

本文所得结果是癫痫发作时“拟合系统”的一对共轭极点移向单位圆,表明系统稳定性变差,这与癫痫病临床表现很好地吻合,即癫痫病发作时,脑的功能在一定程度上失去控制,即稳定性变得很差。

参 考 文 献

- [1] Ч у г у н о в с а, 张葆博译. 临床脑电图学. 北京: 人民卫生出版社, 1959,4-5 章.
- [2] 熊淑华. 家兔癫痫脑电信号特征提取方法研究: [硕士论文]. 成都: 四川大学无线电系, 1994.
- [3] 郁尚俭, 陈元亨, 等. 脑电频域分析为什么没能为临床应用提供更多的信息. 全国第三届脑电图及临床神经生理学学术会议论文, 成都: 1991, 58-60.
- [4] Spehlmann R. EEG Primer. Elsevier/North-Holland Biomedical, 1981, 7-10 章.
- [5] 罗一峰, 杨文俊. 混沌分形理论用于脑电图分析初探, 全国第四届脑电图及临床神经生理学学术会议论文. 重庆: 1995, 145-146.
- [6] Dijk A. Estimation of the dynamic properties of the EEG by means of linear models, Report Lab. of Technical Physics: Technical University, Delft, April 1971, 71.
- [7] 陈元亨等. 信息与信号理论基础. 北京: 高等教育出版社, 1989, 7-8 章.
- [8] 徐敏等. 脑电图 (EEG) 的数字分析. 上海交通大学学报, 1981, (3): 1-12.
- [9] Lopes da Silve, *et al.* Automatic Detection and Localization of Epileptic Foci, *Electroencephalography and Clinical Neuro-physiology*, 1977, 43(1): 1-13.
- [10] 马默雷斯 P Z, 马默雷斯 V Z 著, 钟延炯等译. 生理系统分析. 北京: 科学出版社, 1990, 4-7 章.
- [11] 张树京. 统计信号处理. 北京: 人民邮电出版社, 1988, 1-2 章.
- [12] Rob C, Moses R L. A high resolution radar target modeling using a modified prony estimator. *IEEE. Trans. on AP*, 1992, AP-40(1): 13-18.

BRAIN FUNCTION STATE DIAGRAM AND METHOD FOR FINDING IT

Chen Yuanheng Xiong Shuhua Xiong Ping Chen Fang Yu Shangjian

(*Department of Radioelectronics, Sichuan University, Chengdu 610064*)

Abstract This paper presents a new conception—the brain function state diagram (BFSD) or brain function state mapping (BFSM) which describes the function cases of brain and gives the method for finding BFSD or BFSM from the brain electrical wave (BEW). In this paper the brain function state diagrams of rabbits are normal and epileptic fit. The results indicate that BFSD which shows the informations on epileptic fit are sufficient, marked, immediate and simple.

Key words Electroencephalogram(EEG), Brain Electrical Activity Mapping (BEAM), Brain function state

陈元亨: 男, 1938 年生, 教授, 从事信息获取与处理研究和教学.

熊淑华: 女, 1971 年生, 讲师, 硕士, 从事信息获取、传输与处理教学和研究.

熊平: 女, 1972 年生, 讲师, 硕士, 从事信息获取、传输与计算机应用研究.