

# 脑死亡与脑昏迷脑电信号的复杂度研究

蒋辰伟<sup>1</sup>, 章悦<sup>2</sup>, 曹洋<sup>3</sup>, 朱国行<sup>2</sup>, 顾凡及<sup>3</sup>, 王斌<sup>1</sup>

(1. 复旦大学信息学院电子工程系, 上海 200433;

2. 复旦大学附属华山医院神经内科, 上海 200233;

3. 复旦大学生命科学学院生理学和生物物理学系, 上海 200433)

**摘要:** 脑死亡诊断是有关病人生死的重要问题。许多国家都把脑电平坦列为脑死亡诊断的基本条件, 但研究发现并非所有的脑死亡患者均表现为脑电平坦, 同时脑昏迷患者在部分情况下也会表现出脑电平坦的现象, 从而有可能在临床中造成误判。 $C_0$ 复杂度判断指标能够利用脑电信号中的复杂度特性帮助临床诊断中对于脑死亡和脑昏迷状况的鉴别。运用 $C_0$ 复杂度算法对22位脑死亡和脑昏迷病例进行分析实验, 可以发现脑死亡脑电信号的复杂度明显高于脑昏迷脑电信号的复杂度。实验表明 $C_0$ 复杂度可以用来有效地区分脑死亡和脑昏迷脑电信号, 具有潜在的重要临床价值。

**关键词:** 脑电信号; 脑死亡;  $C_0$ 复杂度

**中图分类号:** R312

## 0 引言

脑死亡是包括脑干在内的所有全脑机能不可逆转的丧失。1968年美国哈佛大学医学院的研究小组, 提出了第一个“脑死亡”的临床诊断标准<sup>[1]</sup>。2003年, 由卫生部脑死亡法起草小组拟定了我国的脑死亡标准<sup>[2]</sup>。该标准为: 包括脑干在内的所有全脑技能丧失的不可逆转的状态。1) 先决条件: 昏迷原因明确并排除各种原因的可逆性昏迷; 2) 临床诊断: 深昏迷、脑干反射全部消失、无自主呼吸(靠呼吸机维持, 呼吸暂停试验阳性), 这三项必须全部具备; 3) 确认试验: 脑电图(electroencephalograph, EEG)平直、经颅多普勒超声呈脑死亡图形、体感诱发电位P14以上波形消失, 以上三项中必须有一项阳性; 4) 脑死亡观察时间: 首次确诊后, 观察12小时无变化, 方可确认为脑死亡。

根据脑死亡定义标准, EEG检测实验一直被应用于脑死亡的判定中。但是由于在实际的测试中, 脑活动所引起的低能量信号比较容易受到高能量的环境噪声和心跳、眨眼等伪迹信号的干扰。又由于当深昏迷病患在临床上表现出: 体温过低、中枢神经系统抑制(如使用包括镇定剂、麻醉剂等情况)、各种代谢异常(水电解质酸碱平衡紊乱等情况)时, 也会出现脑电平坦的情况。同时, 研究发

现并非所有脑死亡患者均表现为脑电平坦, Grigg MM等连续记录56个临床上达到脑死亡标准患者的EEG, 发现19.6%的患者不表现为脑电平坦, 有的甚至可持续168小时, Kaukinen S<sup>[3]</sup>也有类似的研究结果。因此, 以脑电平坦作为脑死亡标准的EEG测试往往会在临床诊断中表现得不准确, 造成误判情况。

目前, 复杂度作为非线性研究领域中的热点问题, 被越来越多地应用在脑电信号处理领域, 如近似熵、Kolmogorov熵和Lempel & Ziv复杂度等<sup>[4,5]</sup>, 都得到了很好的利用。而顾凡及等人所提出的 $C_0$ 复杂度对窗口宽度和采样率具有很强的适应性, 在数据长度较短的情况下也可以得出鲁棒性较好的估计值, 并且它对连续信号也有定义, 避免了对原始信号作如二值粗粒化的计算误差<sup>[6,7]</sup>。

本文提出一种基于 $C_0$ 复杂度的EEG判定方法, 利用该方法计算脑电信号中的 $C_0$ 复杂度信息, 能够有效地减弱环境信号和生理电信号对脑电信号的干扰, 避免各种由于药物作用引起的错判现象,

收稿日期: 2007-12-24

基金项目: 国家自然科学基金项目(60672116)和上海市重点学科建设项目(B112)

通讯作者: 王斌, 电话: (021)55664210,

E-mail: wangbin@fudan.edu.cn

从而帮助临床实验中对脑昏迷和脑死亡的 EEG 判定。更进一步,由于一般脑死亡判定过程中进行呼吸测试 (Apnea test) 需要拔除呼吸机,如图 1A 所示,这对于抢救中的昏迷病人存在着非常大的风险。而本文所提出的基于  $C_0$  复杂度的 EEG 判定方法,作为在脑死亡病人的确诊流程中的一种

判定脑死亡的先决条件,可以减少在临床中对脑昏迷病人进行危险度较高的呼吸实验的风险,起到保护病人的作用。另外,该方法只需前额的 6 道脑电信号,数据采集方便、计算简单。所以,在临床中该方法具有较大的潜在应用价值。

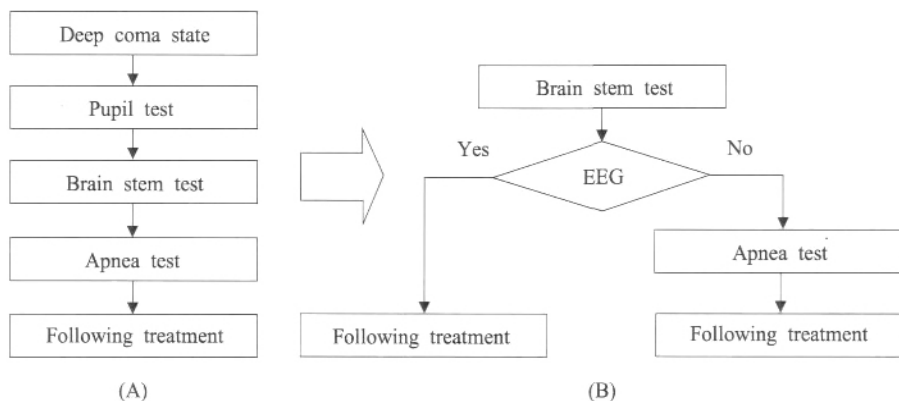


Fig.1 (A) Available brain-death determinate procedure; (B) New brain-death determinate procedure proposed by us

## 1 脑死亡与脑昏迷复杂度的研究方法

### 1.1 $C_0$ 复杂度计算

复杂度是作用于时间序列的一种指标,主要思想是将信号分解成规则成分和不规则成分两部分,通过计算其不规则部分所占的相对比率来反应信号的复杂度特性。 $C_0$  复杂度是通过频域特性来描述序列的非规则程度,它可以反映时间序列的随机性,其数学表述如下:

定义一个长度为  $N$  的时间序列  $\{x(t), t = 0, 1, 2, \dots, N-1\}$ , 其傅立叶变换序列为

$$F_N(j) = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{N-1} x(t) W_N^{-tj}, j = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (1)$$

其中  $W_N = e^{2\pi i/N}$ 。设  $\{F_N(j), j = 0, 1, 2, \dots, N-1\}$  的均方值为

$$G_N = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} |F_N(j)|^2 \quad (2)$$

令

$$\tilde{F}_N(j) = \begin{cases} F_N(j), & \text{当 } |F_N(j)|^2 > G_N \\ 0, & \text{当 } |F_N(j)|^2 \leq G_N \end{cases} \quad (3)$$

对  $\{\tilde{F}_N(j), j = 0, 1, 2, \dots, N-1\}$  作傅立叶逆变换

$$\tilde{x}(t) = \sum_{j=0}^{N-1} \tilde{F}_N(j) W_N^{tj}, t = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (4)$$

则  $C_0$  复杂度定义为

$$C_0 = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} |x(t) - \tilde{x}(t)|^2}{\sum_{t=0}^{N-1} |x(t)|^2} \quad (5)$$

对于任意一个时间序列  $\{x(t)\}$ , 满足  $0 \leq C_0 \leq 1$ 。

计算  $C_0$  复杂度时,窗口选择也是一个重要问题。对于平稳信号,  $C_0$  复杂度将随着信号长度的增加而趋于一个稳定的值。考虑到脑电信号的非平稳性,可将 1 s 的脑电信号近似地看成平稳信号。因此,本文计算复杂度时,窗口长度选择 1 s 的数据段。

### 1.2 脑电信号的 $C_0$ 复杂度计算

为了比较脑死亡与脑昏迷脑电信号的  $C_0$  复杂度的变化特点并使其具有简单迅速的计算特点,以方便临床应用。我们所提出的计算方法主要包括以下两个步骤:

Step 1: 对脑电信号进行 0.5 至 36 Hz 的带通滤波处理。

Step 2: 利用长度为 1000 点的窗口,每次滑动 500 点对数据进行  $C_0$  复杂度计算。

通过去均值以及滤波处理，我们所提议的方法能够降低潜在的人体信号干扰（如小于 1 Hz 由于肌肉痉挛所造成的干扰）和高频的环境噪声所造成的影响。根据 Shen EH 等<sup>[7]</sup>以及我们研究组对于  $C_0$  复杂度的估计值对窗口长度敏感性的研究，说明  $C_0$  复杂度即使在数据长度比较短的情况下（0.5 s，采样率 1 kHz）也能较稳定地给出信号的复杂程度。这里我们采用 1 s 中的时间窗口进行运算，既可以忽略脑电的非平稳性，又可以保证估计的稳健性。

2 结 果

本文将所提议的复杂度算法分别用于同一个体病例脑昏迷与脑死亡状态下的脑电信号的复杂度研究，以及不同个体病例间的脑昏迷与脑死亡状态下

的脑电信号复杂度研究，通过分析结果来说明该方法的判别效果。另外，还进一步对脑昏迷与脑死亡状态下的脑电数据进行了独立元分析，进一步支持了上述分析的有效性。

2.1 数据采集

实验数据采自于真实的临床数据。采集时，病人处在一般环境噪声下的复旦大学附属华山医院抢救急诊室中；采集器件为便携式的 NeuroScan ESI-64 系统，采集中根据国际脑电探测标准 10/20 系统，在病人额前无发区域放置 9 个探测电极，其中包括 6 个信号电极 Fp1、Fp2、F3、F4、F7、F8；2 个耳端的参考电极 A1、A2，并以  $(A1+A2)/2$  作为参考电压；另外，以额中央电极作为接地电极，如图 2 所示。采样频率为 1000 Hz，电极电阻小于 5000  $\Omega$ 。

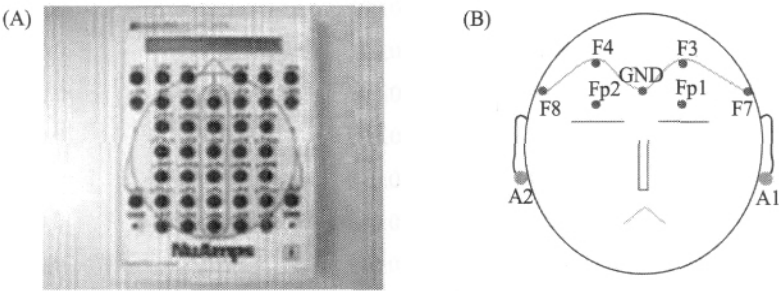


Fig.2 (A) The portable NeuroScan system; (B) The electrode layout

采用 Fp1、Fp2、F3、F4、F7、F8 进行脑电探测，主要由于现实情况下的急救病人多处于生命垂危的昏迷状态。这样的情况下病人一般保持平躺姿势，不可能进行大脑后部或顶部的脑电测试。而用 6 个位于额部的电极测试，一方面能够符合测试方便的要求，另一方面也能够避免毛发引起的干扰。另外，脑死亡和脑深度昏迷都是脑的全局状态，其主要特征对脑的局部位置不很敏感。这也是我们可以只在额部用少量电极进行测量的原因。

数据采集的时间跨度一直从 2005 年 7 月至 2005 年 11 月，共采集到 22 位成年病人完整的脑电信号，年龄在 17 岁到 85 岁之间。信号采集时，所有这些病人都处在深度昏迷或者脑死亡的情况下，并且脑死亡病患在信号采集前已符合规定由两位内科医生鉴定为脑死亡状态。所有病患临床症状都表现为无视觉反应，无肌肉反射反应。

实验中，病例数据采集日期与患者状态如表 1 所示，其中大脑状态的鉴别来自于两位富有经验的

Table 1 Brain status of observed patients

Patient	Date	Status
1	05.7.18	Coma
2	05.7.18	Coma
3	05.7.21	Coma
4	05.7.22	Brain death
5	05.7.29	Brain death
6	05.7.29	Coma
7	05.8.22	Coma
8	05.8.29	Coma
9	05.9.21	Coma
10	05.9.21	Coma
11	05.9.22	Brain death
12	05.9.23	Brain death
13	05.9.26	Brain death
14	05.10.11	Brain death
15	05.10.11	Coma
16	05.10.17	Brain death
17	05.10.17	Brain death
18	05.10.19	Brain death
19	05.10.19	Coma
20	05.10.20	Brain death
21	05.10.21	Brain death
22	05.10.25	Brain death

内科医生通过长时间连续的临床观察所得，并由瞳孔反应测试和脑干反射测试等临床测试验证判定，而且得到了病情发展的验证肯定。

2.2 个体脑死亡数据与脑昏迷数据的  $C_0$  复杂度分析

在本例中，我们采用本文提出的算法，对于同一患者（如表 1 中病例 19 和 20）处于脑死亡和脑

昏迷两种状况下的  $C_0$  复杂度进行计算分析。该病例首先表现为脑昏迷状态，1 天后即表现为脑死亡状态。表 2 列出了该病人脑死亡状况下 1 分钟内 6 道脑电的  $C_0$  复杂度数值，以及它们在时间和道联上的平均值。表 3 列出了该病人脑昏迷状况下 1 分钟内 6 道脑电的  $C_0$  复杂度数值，以及它们在时间和道联上的平均值。

Table 2  $C_0$  complexity of brain-dead patient

Time (s)	Chan1	Chan 2	Chan 3	Chan 4	Chan 5	Chan 6
1-5	0.094	0.077	0.089	0.087	0.085	0.077
6-10	0.090	0.093	0.087	0.094	0.081	0.085
11-15	0.091	0.091	0.078	0.092	0.083	0.075
16-20	0.072	0.089	0.076	0.076	0.089	0.082
21-25	0.084	0.088	0.079	0.087	0.086	0.082
26-30	0.065	0.091	0.098	0.084	0.078	0.083
31-35	0.091	0.092	0.095	0.084	0.081	0.084
36-40	0.080	0.080	0.094	0.075	0.077	0.079
41-45	0.074	0.094	0.096	0.094	0.086	0.081
46-50	0.096	0.084	0.090	0.100	0.088	0.085
51-55	0.085	0.091	0.095	0.098	0.063	0.071
56-60	0.097	0.084	0.090	0.087	0.078	0.083
Chan Avg	0.085	0.088	0.089	0.088	0.081	0.081
Std Dev	0.0103	0.0054	0.0075	0.0079	0.0070	0.0043

Chan: Channel; Avg: Average; Std Dev: Standard deviation

Table 3  $C_0$  complexity of coma patient

Time (s)	Chan1	Chan 2	Chan 3	Chan 4	Chan 5	Chan 6
1-5	0.046	0.041	0.041	0.041	0.048	0.040
6-10	0.048	0.049	0.041	0.059	0.047	0.046
11-15	0.054	0.049	0.032	0.047	0.044	0.046
16-20	0.044	0.041	0.038	0.045	0.054	0.046
21-25	0.047	0.043	0.044	0.041	0.048	0.053
26-30	0.045	0.048	0.050	0.038	0.044	0.050
31-35	0.040	0.048	0.052	0.033	0.049	0.048
36-40	0.034	0.050	0.041	0.047	0.032	0.040
41-45	0.043	0.054	0.049	0.046	0.037	0.051
46-50	0.045	0.038	0.054	0.053	0.035	0.042
51-55	0.054	0.048	0.038	0.048	0.046	0.035
56-60	0.039	0.060	0.049	0.056	0.052	0.058
Chan Avg	0.045	0.047	0.044	0.046	0.045	0.046
Std Dev	0.0057	0.0061	0.0067	0.0074	0.0068	0.0064

Chan: Channel; Avg: Average; Std Dev: Standard deviation

观察表 2 和表 3 中所记录的该病人的  $C_0$  复杂度，我们发现同一病人在脑死亡状态与脑昏迷状态下的脑电信号的  $C_0$  复杂度存在着明显差异，脑死亡信号的复杂度平均值为 0.085，而脑昏迷信号的复杂度平均值为 0.046。同时我们进一步利用方差

分析对脑死亡与脑昏迷数据进行显著性检验，如表 4 所示，可以发现对于同一病人脑死亡和脑昏迷状态的脑信号  $C_0$  复杂度取值，即使在 0.01 的显著性水平下，也存在着明显的显著性差异。

Table 4 ANOVA analysis

Source of variance	SS	DF	MS	F-test (DFT/DFE)
Treatments	0.0094	1	3.147E-03	
Error	0.0002	10	1.556E-05	202.2343
Total	0.0096	11		
Level of significance	Acceptable region		Result	
a = 0.050	> 4.96		Accepted (F > 4.96)	
a = 0.025	> 6.94		Accepted (F > 6.94)	
a = 0.010	> 10.04		Accepted (F > 10.04)	

SS: Sum of squares; DF: Degree of freedom; MS: Mean squared deviation; DFT: DF of treatment; DFE: DF of error

2.3 群体脑死亡数据与脑昏迷数据的复杂度分析

在本例中，我们利用本文提出的算法对于处于脑死亡和脑昏迷两种状况下的两组患者进行  $C_0$  复杂度的分析和研究。表 5 列出了 10 位病人在脑昏

迷状况下 1 分钟内 6 道脑电的  $C_0$  复杂度的平均值。同样，表 6 列出了其余 12 位病人在脑死亡状况下 1 分钟内 6 道脑电  $C_0$  复杂度的平均值。

Table 5  $C_0$  complexity of coma patient

T (S)	P 1	P 2	P 3	P 6	P 7	P 8	P 9	P 10	P 15	P 19
1-5	0.033	0.047	0.047	0.037	0.033	0.052	0.051	0.044	0.046	0.053
6-10	0.030	0.040	0.040	0.038	0.037	0.055	0.053	0.047	0.041	0.042
11-15	0.026	0.043	0.043	0.044	0.059	0.050	0.051	0.047	0.042	0.048
16-20	0.034	0.042	0.042	0.041	0.053	0.054	0.051	0.047	0.045	0.049
21-25	0.040	0.045	0.045	0.041	0.053	0.050	0.049	0.049	0.040	0.049
26-30	0.035	0.041	0.041	0.044	0.044	0.053	0.047	0.047	0.043	0.038
31-35	0.028	0.044	0.044	0.043	0.071	0.058	0.051	0.050	0.046	0.045
36-40	0.039	0.051	0.051	0.037	0.047	0.055	0.053	0.042	0.040	0.049
41-45	0.031	0.047	0.047	0.046	0.041	0.066	0.052	0.048	0.043	0.048
46-50	0.041	0.037	0.037	0.040	0.045	0.059	0.054	0.054	0.040	0.045
51-55	0.033	0.043	0.043	0.042	0.040	0.057	0.056	0.050	0.042	0.043
56-60	0.033	0.050	0.050	0.038	0.078	0.070	0.054	0.056	0.045	0.045
Avg	0.034	0.044	0.044	0.041	0.050	0.056	0.052	0.048	0.043	0.046
Std Dev	0.0046	0.0041	0.0041	0.0030	0.0136	0.0061	0.0024	0.0038	0.0023	0.0040

T (S): Time (second); P 1: Patient 1; Chan: Channel; Avg: Average



Table 6-1 C<sub>0</sub> complexity of brain-dead patient

T (S)	P 4	P 5	P 11	P 12	P 13	P 14
1-5	0.094	0.087	0.085	0.091	0.085	0.095
6-10	0.098	0.091	0.087	0.086	0.084	0.094
11-15	0.103	0.096	0.089	0.089	0.088	0.100
16-20	0.099	0.092	0.089	0.083	0.082	0.093
21-25	0.097	0.094	0.086	0.096	0.086	0.097
26-30	0.097	0.089	0.090	0.085	0.081	0.100
31-35	0.093	0.096	0.088	0.091	0.079	0.097
36-40	0.102	0.089	0.087	0.088	0.087	0.096
41-45	0.094	0.093	0.088	0.084	0.085	0.099
46-50	0.094	0.090	0.089	0.086	0.077	0.095
51-55	0.097	0.094	0.087	0.088	0.086	0.099
56-60	0.094	0.090	0.093	0.084	0.084	0.101
Avg	0.097	0.092	0.088	0.087	0.084	0.097
Std Dev	0.0033	0.0029	0.0021	0.0038	0.0033	0.0026

T (S): Time (second); P 1: Patient 1; Chan: Channel; Avg: Average

Table 6-2 C<sub>0</sub> complexity of brain-dead patient

T (S)	P 16	P 17	P 18	P 20	P 21	P 22
1-5	0.088	0.091	0.094	0.086	0.090	0.091
6-10	0.091	0.086	0.096	0.093	0.092	0.086
11-15	0.088	0.089	0.096	0.087	0.091	0.089
16-20	0.094	0.083	0.095	0.090	0.091	0.083
21-25	0.090	0.096	0.098	0.086	0.092	0.096
26-30	0.089	0.085	0.097	0.093	0.088	0.085
31-35	0.091	0.091	0.095	0.085	0.092	0.091
36-40	0.087	0.088	0.095	0.088	0.092	0.088
41-45	0.093	0.084	0.088	0.092	0.094	0.084
46-50	0.088	0.086	0.094	0.094	0.092	0.086
51-55	0.091	0.088	0.088	0.083	0.094	0.088
56-60	0.089	0.084	0.093	0.069	0.093	0.073
Avg	0.090	0.087	0.094	0.087	0.092	0.087
Std Dev	0.0022	0.0038	0.0031	0.0068	0.0017	0.0056

T (S): Time (second); P 1: Patient 1; Chan: Channel; Avg: Average

观察表 5 和表 6 中所记录的两组病人的 C<sub>0</sub> 复杂度结果，我们可以发现不同的病例在脑死亡状态与脑昏迷状态下的 C<sub>0</sub> 复杂度也同样存在着明显差异。其中，脑死亡信号的复杂度平均值为 0.090，脑昏迷信号的复杂度平均值为 0.046。再进一步利

用方差分析方法对两组脑死亡与脑昏迷数据进行显著性检验研究，如表 7 所示，可以发现不同病人脑死亡和脑昏迷状态的脑信号 C<sub>0</sub> 复杂度取值在 0.01 显著性水平下，同样也存在着明显的显著性差异。

Table 7 ANOVA analysis

Source of variance	SS	DF	MS	F-test (DFT/DFE)
Treatments	0.3464	9	0.115459	
Error	0.0036	2	0.000328	352.054
Total	0.3500	11		
Level of significance	Acceptable region		Result	
$\alpha = 0.050$	$> 19.38$		Accepted ( $F > 19.38$ )	
$\alpha = 0.025$	$> 39.39$		Accepted ( $F > 39.39$ )	
$\alpha = 0.010$	$> 99.39$		Accepted ( $F > 99.39$ )	

SS: Sum of squares; DF: Degree of freedom; MS: Mean squared deviation; DFT: DF of treatment; DFE: DF of error

## 2.4 脑死亡数据与脑昏迷数据的独立元分析

在本分析中，我们首先选择病例 19 进行脑电数据的独立元分析 (independent component analysis, ICA)。该病人的临床诊断状态为脑昏迷，临床症状表现为瞳孔扩大，但有微弱的视觉反应，使用呼吸机帮助呼吸。在这样的情况下，我们采集了 1 次、共 15 min 数据。图 3 是其中第 35 秒至 45 秒的脑电数据，对第 45 秒内的数据利用文献 [9] 中的方法进行 ICA 分析，我们得到如图 4 所示的实验结果。从中我们可以发现有节律信号存

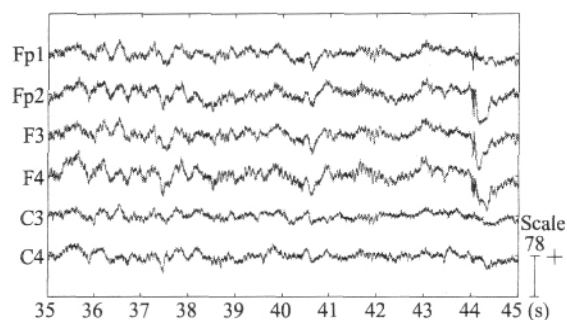


Fig.3 Recorded EEG data in coma examination

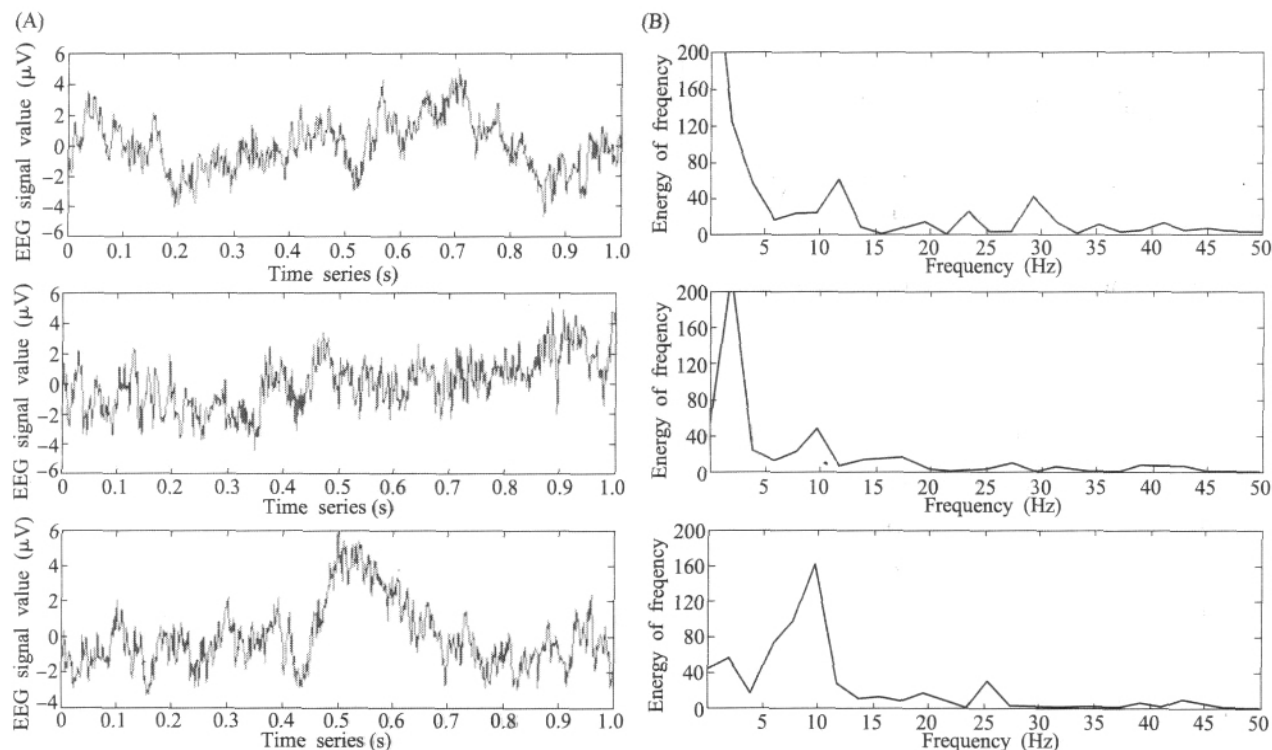


Fig.4 The decomposed interference components in the time and frequency domain. (A) EEG signal series; (B) Frequency spectra of ICA

在,如频率为 10 Hz 的  $\alpha$  波存在。同样,我们对信号的其它时段进行 ICA 分析也能够发现相同的信号特征,这与临床的探测结果一致。

另外,我们还选择病例 20 进行脑电数据的 ICA 分析。该病人同病例 19 为同一病人,采集时病人临床诊断状态已为脑死亡,症状表现为瞳孔扩大,所有的感官包括视觉、听觉和触觉刺激都表现为无反应,并使用呼吸机帮助呼吸。在这样的情况下,我们采集数据 15 min。图 5 是其中 5 s 的脑电数据时间序列,对其中第 1 秒钟内的数据进行 ICA 分析,我们得到如图 6 所示的实验结果。从中除

去高频干扰信号,我们没有看到类似于  $\alpha$  波的其他节律信号的存在。

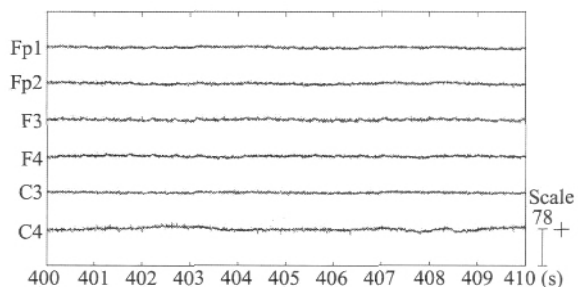


Fig.5 Recorded EEG data from brain-death examination

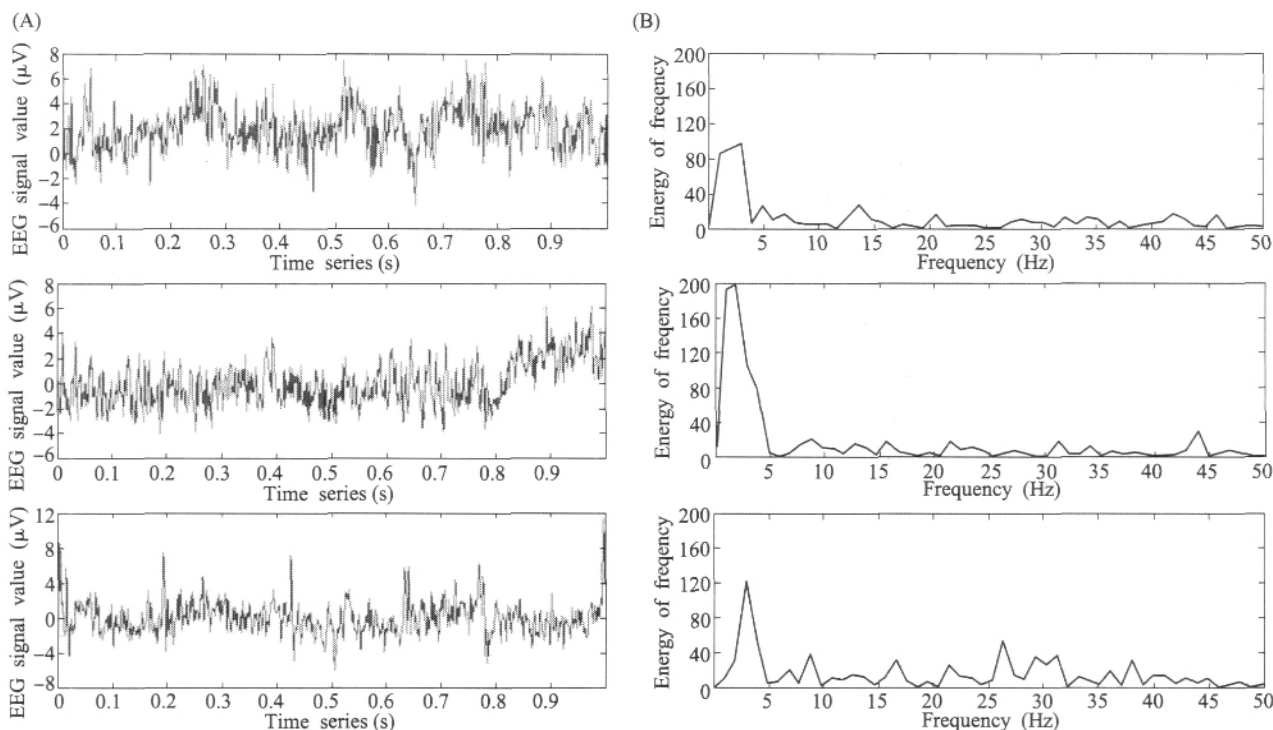


Fig.6 The decomposed interference components in the time and frequency domain. (A) EEG signal series; (B) Frequency spectra of ICA

观察所记录的病人的 ICA 分析结果,我们可以发现在脑昏迷状态下,病人的脑电信号往往会存在着 4 至 8 Hz 的  $\alpha$  波、8 至 12 Hz 的  $\beta$  波和 12 至 20 Hz 的  $\gamma$  波等节律信号,而脑死亡状态下的这些频率的脑电信号则不存在。

### 3 讨 论

实验结果说明,一阶  $C_0$  复杂度能够很好地描述同一个体或不同个体脑死亡与脑昏迷之间脑电信

号的复杂度特征差异。并且我们对 12 例脑死亡病人和 10 例脑昏迷病人进行计算都得到了相同的结果。

$C_0$  复杂度定义为非规则成分在原信号中所占的比例,是对信号的不规则性的一种描述。正常状况下均值为 0 的白噪声的  $C_0$  复杂度为 1,而周期信号与常值信号的  $C_0$  复杂度为 0。当人脑处于健康状态时,它一直处于接收外来刺激的状态,而这些包括各类图象、声音、气味的信号进入大脑就会刺激脑内神经元,引起脑内神经元的兴奋从而发出



不规则的脑电信号,增加脑电信号的复杂度值。而当人体处于昏迷状态时,人脑对于外界刺激处于屏蔽状态,脑内神经元不会产生剧烈的反应,但是,由于仍有一些节律信号存在,因此脑昏迷时,脑电信号的复杂度取值相对较低。然而,当人体处于脑死亡状态时,尽管人脑对外界信号也处于屏蔽状态,但此时大脑已经完全停止活动,脑昏迷时的低频节律信号也不再存在,此时所探测到的基本上都是无序的噪声信号,所以其  $C_0$  复杂度的取值反而相对较高。

本文所提出的方法正是利用了上述脑死亡状态和脑昏迷状态下脑活动特性的不同。更进一步,由于脑电平坦主要是从时域信号的幅度上来对脑死亡和脑昏迷状况进行辨别,容易受到周围各类噪声信号的干扰,我们认为一阶  $C_0$  复杂度能较脑电平坦更好地反映脑死亡和脑昏迷的脑电信号特征,有效地判别出脑死亡和脑昏迷状态,是一种有望应用于临床中判别病人是否处于脑死亡状态的诊断工具。

目前,我国的脑死亡标准还处在征集意见阶段,而脑死亡的认定是一个需要严肃、谨慎的问题,同时随着科学认识的推进,人们越来越认识到了脑死亡标准的科学性,但如何鉴定脑死亡仍然是具有很大争议性的问题。我们希望自己的工作能够对此有所贡献,并进一步收集数据,开发适合与应用的临床系统。

## 4 结 论

本文提出了一种基于  $C_0$  复杂度来区别判断脑电信号中脑死亡与脑昏迷两种状态的方法。该方法能够在临床环境下,克服高环境噪声对于脑电信号的干扰,并得到很好的结果;我们发现脑死亡和脑

昏迷信号的  $C_0$  复杂度具有很高的显著性差异。所以,我们认为这样的方法在脑死亡的判定中,具有较高的潜在临床应用价值,并能够在无损的测试环境下帮助对病患进行诊断判别。

### 参考文献:

- [1] Ad hoc committee of the Harvard medical school to examine the definition of brain death. A definition of irreversible coma. JAMA, 1968,205:337~340
- [2] 卫生部脑死亡判定标准起草小组. 脑死亡判定标准(成人)征求意见稿. 中华医学杂志, 2003,83(3):262
- [3] Kaukinen S, Makela K, Hakkinen VK. Significance of electrical brain activity in brain - stem death. Intensive Care Med, 1995,21:76~80
- [4] van Drongelen W, Nayak S, Frim DM, Kohrman MH, Towle VL, Lee HC, McGee AB, Chico MS, Hecox KE. Seizure anticipation in pediatric epilepsy: use of Kolmogorov entropy. Pediatr Neurol, 2003,29(3):207~213
- [5] Jia WY, Kong N, Li F, Gao XR, Gao SK, Zhang GJ, Wang YP, Yang FS. An epileptic seizure prediction algorithm based on second-order complexity measure. Physiol Meas, 2005,26:609~625
- [6] Gu FJ, Meng X, Shen EH, Cai ZJ. Can we measure consciousness with EEG complexities. Int J Bifurc Chaos, 2003,13(3):733~742
- [7] Shen EH, Cai ZJ, Gu FJ. Mathematical foundation of a new complexity measure. Applied Mathematics and Mechanics, 2005,26(9):1188~1196
- [8] Cao J, Murata N, Amari S, Cichocki A, Takeda A. A robust approach to independent component analysis of signals with high-level noise measurements. IEEE Trans Neural Networks, 2003,14:631~645
- [9] Hornero R, Abasolo D, Jimeno N, Sanchez CI, Poza J, Aboy M. Variability, regularity, and complexity of time series generated by schizophrenic patients and control subjects. IEEE Trans Biomed Engineering, 2006,53(2):210~217
- [10] Pallis C, MacGillivray B. Brain death and the EEG. Lancet, 1980,316:1085~1086

## COMPLEXITY RESEARCH ON EEG SIGNAL OF BRAIN-DEATH AND COMA

JIANG Chen-wei<sup>1</sup>, ZHANG Yue<sup>2</sup>, CAO Yang<sup>3</sup>, ZHU Guo-xing<sup>2</sup>, GU Fan-ji<sup>3</sup>, WANG Bin<sup>1</sup>

(1. Department of Electronics Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China;

2. Huashan Hospital, Fudan University, Shanghai 200433, China;

3. Department of Physiology and Biophysics, Fudan University, Shanghai 200433, China)

**Abstract:** The determination of brain-death is a very serious and complex problem indeed. Nowadays many countries regard flat EEG at a level of  $2\mu\text{V}$  as a confirmatory test for brain-death. But it has been discovered that not all the brain-death persons' EEGs are at a level of  $2\mu\text{V}$ , meanwhile some coma persons also have the statuses of flat EEG, which may lead to wrong determination of patients. In this paper, a practical EEG examination method based on  $C_0$  complexity is introduced for brain death determination. Through the analysis of 22 patients EEG data by the proposed approach, coma patients and brain-death ones can be distinguished, which may make  $C_0$  complexity method a promising utilitarian EEG test in the real diagnosis.

**Key Words:** Electroencephalographic (EEG); Brain death;  $C_0$  complexity

---

This work was supported by a grant from The National Natural Sciences Foundation of China (60672116) and by Shanghai Leading Academic Discipline Project (B112)

Received: Dec 24, 2007

Corresponding author: WANG Bin, Tel : +86(21)55664210 , E-mail : wangbin@fudan.edu.cn