

脑电熵算法在麻醉监测中的应用^①

马 亮 黄伟志 肖志涛 (天津工业大学 信息与通信工程学院 天津 300160)

摘 要: 麻醉深度监测在外科手术中的作用极其重要,合理的麻醉可以使患者在无痛觉的情况下进行手术治疗,判断并控制合适的麻醉深度已成为临床迫切需要解决的问题。本文基于脑电信号分析的麻醉深度检测方法的研究,采用一种新型的脑电熵分析方法—通过应用排序熵的快速算法对脑电信号进行了计算机仿真分析与处理,实验结果表明排序熵运算时间较短、效率较高、抗干扰性强、计算精度更准确。

关键词: 脑电信号; 脑电熵; 排序熵; 快速算法; 计算机仿真

Application of Anesthesia Monitoring by EEG Entropy Algorithm

MA Liang, HUANG Wei-Zhi, XIAO Zhi-Tao (Institute of Information and Communication Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin300160, China)

Abstract: The monitoring of anesthetic depth is an absolutely necessary procedure in the process of surgical operation. Anesthesia can be reasonable so that in the absence of pain in patients with the conduct of surgical treatment, The right to judge and control the depth of anesthesia has become a clinical problem to be resolved urgently. In this paper, EEG Signal Analysis Based on the depth of anesthesia Detect Method. Adopting a new method of EEG entropy—EEG will be simulated and processed by the fast algorithm of sort entropy on the computer, Experimental results show that sort entropy has a shorter computing time, high efficiency, strong anti-interference, high precision computation.

Keywords: EEG; EEG entropy; sort entropy; fast algorithm; computer simulation

1 引言

麻醉深度监测已经是现代外科手术中必不可少的重要关节。近些年来,脑电图作为检测大脑皮层活动的最主要信号,在目前麻醉深度监测研究中处于主导地位。合理的麻醉可以在患者无痛觉的情况下进行手术治疗,使患者免不必要的痛苦,同时方便医生正常工作。但如果麻醉不当,不但不能消除患者的痛苦,还会带来一系列其他的问题。麻醉过深,有损患者的健康,并可能留下后遗症甚至会危及病人的生命;麻醉过浅,则不能抑制伤害性刺激,使病人疼痛不适或本能体动导致手术难以进行或出现意外,还可能引起术中知晓,造成病人有手术中记忆,从而可能引起严重的精神或睡眠障碍。随着新的肌松药和镇痛剂等药

物的应用,病人全身麻醉的麻醉深度、意识状态常被掩盖或难以识别,科学合理的判断并控制合适的麻醉深度已成为临床迫切需要解决的问题。麻醉深度的监测有利于控制麻醉剂量,可利用最少的麻醉药物达到最佳的麻醉医疗效果。

目前,麻醉深度监测中各种各样的方法手段发展迅速,出现了脑电信号双频指数(Bispectral Index, BIS)、听觉诱发电位(AEP)、病人状态指数(Patient State Index, PSI)、Narcotrend、脑电熵(Electroencephalographic Entropy Monitors, EEM)、SNAP指数(SNAP Index, SI)等一系列的监测指标。但到目前为止,还没有一种可靠、连续和定量监测麻醉深度的有效方法^[1,2]。

^① 基金项目:国家自然科学基金(60602036)

收稿时间:2010-04-06;收到修改稿时间:2010-05-09

本文基于对近似熵和排序熵的快速算法对脑电信号进行了仿真与分析来比较近似熵和排序熵在时间复杂度和抗干扰性方面的性能。通过对实验结果的分析,排序熵算法在临床实验上有很好效果。

2 熵的算法研究

熵是一个物理概念,与一个系统中紊乱的总量相关,在信息理论的范畴中,描述一个信号的无规律性、复杂性和无预见性。本文主要研究脑电熵中的排序熵^[3,4]。

2.1 排序熵算法

排序熵:假设对于一个信号的原始数据序列,我们将其按照某种规则分成若干个子信号段。对于其中的任何一个字信号段,不妨记 $\{x(n)\}_{n=1}^N = \{x(1), x(2), \dots, x(N)\}$, N 为数据的个数。我们按照下列排序熵算法计算子信号段的排序熵^[5]:

(1) 将序列按照顺序组成 m 维的矢量,其中 m 为嵌入的维数:

$$X(i) = [x(i), x(i+L), \dots, x(i+(m-1)L)], i=1, 2, \dots, N-m+1 \quad (1)$$

(2) 对序列

$$X(i) = [x(i), x(i+L), \dots, x(i+(m-1)L)], i=1, 2, \dots, N-m+1$$

中的元素按照增序排列:

$$X(i) = [x(i+(j_1-1)L) \leq x(i+(j_2-1)L) \leq \dots \leq x(i+(j_m-1)L)] \quad (2)$$

当有数相等的时候

$$X(i) = [x(i), x(i+L), \dots, x(i+(m-1)L)], i=1, 2, \dots, N-m+1 \quad (3)$$

那么 x 就按照相应的 j 顺序排列,即如果 $j_{i1} \leq j_{i2}$,

$$x(i+(j_{i1}-1)L) \leq x(i+(j_{i2}-1)L) \quad (4)$$

(3) 对于 m 个符号 $(1, 2, 3, \dots, m)$ 的 $m!$ 中排列方式,映射每一个向量 $X(i)$ 为 $m!$ 个符号排列方式中的一种,并计算每一种符号排列方式的分布概率

P_1, P_2, \dots, P_K , 其中, $K \leq m!$ 。

(4) 根据公式计算排序熵:

$$H_p(m) = - \sum_{j=1}^K P_j \ln P_j \quad (5)$$

2.2 排序熵设计程序

```
function main_pxs
```

```
% 排序熵主程序和相应子程序
```

```
% 进行数据的输入和图像的绘制等操作
```

```
clc
```

```
clear
```

```
% load pt1_1cyclew.mat
```

```
% org_data = dat1cyclew(:,3);
```

```
% clear dat1cyclew;
```

```
% load y.mat
```

```
% org_data = y;
```

```
load EEG.mat
```

```
A = EEG{1,1};
```

```
org_data = A(:,3);
```

```
m = 5;
```

```
len = 1500;
```

```
en = length(org_data);
```

```
num = floor(en / len);
```

```
for k = 1:num
```

```
k
```

```
data = org_data((k-1)*len+1:k*len,1);
```

```
ApEn(k,1) = pxs(data,m,1);
```

```
End
```

```
plot([1:num],ApEn,'b');
```

```
sprintf('the end ');
```

```
%% 将要被调用的子程序
```

```
function entropy = pxs(xdata,m,L)
```

```
%排序熵函数程序
```

```
%% 初始化数据,对程序中要用到的一些变量进行相应的设置
```

```
%% 在这一步骤中,我们计算了数据的长度、门限  $r$  数值。
```

```
leng = length(xdata);
```

```
number_of_vector = leng - m + 1;
```

```
cmr = zeros(1,1);
```

```
vectors_c = [];
```

```
%% 初始化数据完成
```

```
%% 第一步,生成  $m$  维的矢量数据,并且得到数据集  $X$  data
```

```
x = zeros(leng-m+1,m);
```

```
for i=1:number_of_vector
```

```

t=[];
for j = 1:m
t = [t xdata(i+j-1)];
end
x(i,:)=t;
end
%% 第一步已经完成
%% 第二步 计算每个数据的排序熵，把相应的
结果存放在矩阵 cmr 中。
[Y I] = sort(x,2);
for k = 1:number_of_vector
if isempty(vectors_c)
vectors_c = I(k,:);
cmr(1,1) = 1;
else
[m n] = size(vectors_c);
biao = 0;
for t = 1:m
if isequal(vectors_c(t,:),I(k,:))
cmr(1,t) = cmr(1,t)+1;
biao =1;
break;
end
end
if biao == 0
vectors_c = [vectors_c;I(k,:)];
cmr(1,m+1) = 1;
end
end
end
pai = cmr./sum(cmr);
%% 第二步到此处已经完成
%% 第三步 计算最后的排序熵的数值并返回
entropy = -sum(pai.*log(pai));
%% 第三步
%% 完成了基本的实验步骤
    
```

3 实验仿真结果及分析

针对实验要求，随机地采集了多个患者在麻醉剂七氟醚药物作用下的两个小时脑电信号，采样频率为 100Hz，对所采集的脑电信号进行排序熵处理，处理

结果如图 1 所示，以 1500 点作为一个窗口进行排序熵的处理^[6]。从图 1 中可以看出，清醒期排序熵约为 4.5 保持恒定；随着七氟醚药物浓度的增加，排序熵逐渐减小，当到达 3.2 时，病人完全麻醉；随着七氟醚药物浓度的减少，当再次到达 3.5 时，病人逐渐苏醒。

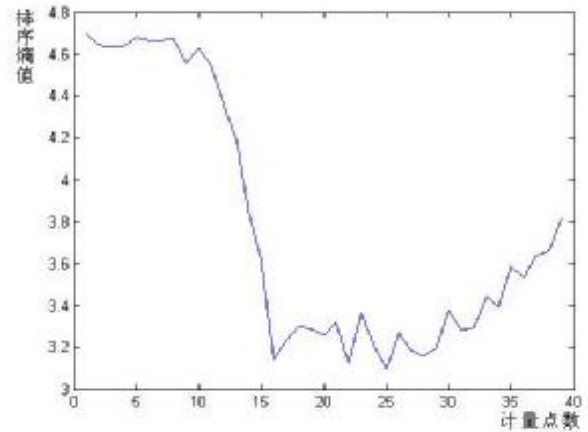


图 1 排序熵处理过的原始脑电信号

对去噪后的脑电信号进行排序熵处理，结果如图 2 所示。从图中可以看出，去噪后的结果图与没去噪的结果图没有什么差别，能得到同样的结论，都能得到清晰的判断是否病人已经进入麻醉期或已经开始苏醒。

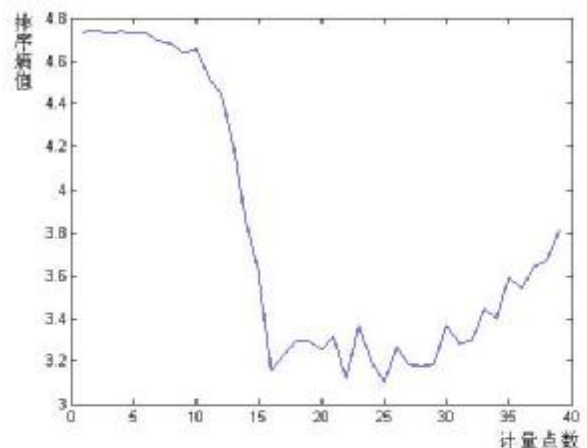


图 2 排序熵处理去噪后的脑电信号

在上述实验过程中，对于排序熵算法，由于
(下转第 259 页)

嵌入维数 m 的取值对实验结果有一定的影响，因此在我们的实验中的参数 m 取值为 5。并且我们选取 1500 个数据点作为一个采样窗口进行排序熵的计算。从实验结果的图示中我们可以发现：无论是没有经过“去噪”处理的原始信号，还是对于经过“去噪”处理的信号。排序熵非常准确地检测出“患者”脑部信号的的阶段性变化规律。具有很好的抗噪性。

4 结束语

本文针对脑电熵麻醉深度监测的算法进行分析，并通过对具体麻醉病人脑电信号的模拟实验验证了排序熵算法的有效性。对于去除噪声的信号和噪声比较大的信号，都可以得到比较好的效果。因此，通过对上述方法我们得出结论：排序熵算法的运算时间较短，效率较高，抗干扰性强，计算精度更准确，是一种较好的信号处理计算方法，在临床实验应用和研究上具有很好的指导意义以及发展前景。

参考文献

- 1 高岸声.脑电信号处理算法及其便携式系统研究[硕士学位论文].北京:清华大学,2006.
- 2 胡叶容.脑电信号处理及脑电图仪电源的设计与仿真[硕士学位论文].桂林:广西师范大学,2008.
- 3 Shen Minfen, Shen Fenglin, Sun Lisa.The Nonlinear Detection and Bispectral Analysis of EEG Signals. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 1998, 12(1):6-11.
- 4 Noh GJ, Kim KM, Jeong YB, et al. Electroencephalographic approximate entropy changes in healthy volunteers during remifentanil infusion. Anesthesiology, 2006,104(5):921-932.
- 5 Lu W, Rajapakse JC. Approach and Applications of Constrained ICA. IEEE Transactions on Neural Networks, 2005,16(1):203-212.
- 6 James CJ, Gibson OJ. Temporally constrained ICA: an application to artefact rejection in electromagnetic brain signal analysis. IEEE Trans. Biomedical Engineering, 2003,50(9):1108-1116.