

麻醉深度监测中脑电信号特征提取方法

顾家军¹, 叶继伦^{1,2}

1. 深圳大学医学院生物医学工程系, 广东 深圳 518060; 2. 广东省生物医学信号检测与超声成像重点实验室、深圳市生物医学重点实验室, 广东 深圳 518060

【摘要】目的:对采集得到的麻醉深度监测过程中的脑电数据进行特征提取, 得出脑电信号在麻醉深度加深过程中的变化规律, 为进一步的定量研究提供参考。**方法:**在Matlab的平台下采用幅频分析和功率谱估计的方法对采集得到的脑电数据进行分析, 提取信号特征。**结果:**在清醒状态时, 脑电信号的能量主要集中在 δ 段, 随着麻醉深度加深, δ 段的能量开始降低, 并且 θ 段的能量在增加; 在适合的麻醉深度时, 脑电的能量主要集中在 θ 段, 在不断加深的过程中 δ 段能量在增加; 在过量麻醉时, 脑电的 δ 段能量在增加。**结论:**通过幅频分析和功率谱估计可以很好地提取脑电信号的特征, 对于指导临床手术中药物剂量的运用具有一定的意义, 同时为后续开展麻醉深度研究提供指导。

【关键词】麻醉深度; 脑电信号; 幅频分析; 功率谱估计

【中图分类号】TP391

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)02-0157-05

Extraction of characteristics of electroencephalogram signals in monitoring for depth of anesthesia

GU Jia-jun¹, YE Ji-lun^{1,2}

1. Department of Biomedical Engineering, Medical School of Shenzhen University, Shenzhen 518060, China; 2. Guangdong Key Lab for Biomedical Measurements and Ultrasound Imaging, Shenzhen Key Lab for Biomedical Engineering, Shenzhen 518060, China

Abstract: Objective To obtain the change law of electroencephalogram (EEG) signals in the monitoring for the depth of anesthesia by extracting and analyzing the characteristics of EEG signals, proving a reference for the further quantitative research. **Methods** Based on the Matlab platform, amplitude-frequency analysis and power spectrum estimation method were applied to analyze the obtained EEG signals, extracting the characteristics of EEG signals. **Results** In the waking state, the energy of EEG signals mainly concentrated in the segment δ ; with the deeper of anesthesia, the energy of the segment δ began to decrease, and the energy of the segment θ increased. At the appropriate depth of anesthesia, EEG energy mainly focused in the segment θ ; with the deeper of anesthesia, the energy of the segment δ increased. In the anesthesia of overdose, the EEG energy of the segment δ increased. **Conclusion** The characteristics of EEG signals were well extracted by amplitude-frequency analysis and power spectrum estimation method, which has certain significance for guiding the application of drug dose in clinical surgery and providing guidance for the further research on the depth of anesthesia.

Key words: depth of anesthesia; electroencephalogram signal; amplitude-frequency analysis; power spectrum estimation

前言

麻醉是现代医学临床手术中必不可少的关键环

节。麻醉是由药物或其他方法产生的一种中枢神经和(或)周围神经系统的可逆性功能抑制, 这种抑制的特点主要是感觉特别是痛觉的丧失。实施麻醉具有较高的风险性。麻醉过程的风险是多方面的, 错误的麻醉药物剂量会导致病人麻醉过浅或麻醉过深。如果病人接受不充足的麻醉药剂量可能会在手术中出现知晓的情况, 会引发大量的术后后遗症。相反地, 过量会导致由麻醉药物引起的恢复时间的延长, 这会对病人的脑部有害或者引起头脑损伤, 严

【收稿日期】2015-10-22

【基金项目】深圳市科技创新委基金(SDSY20120612094855904)

【作者简介】顾家军(1991-), 硕士, 2013级研究生, 研究方向: 生命信息监护与支持。Tel: 15899753278; E-mail: gujiajun@email.szu.edu.cn。

【通信作者】叶继伦(1964-), 博士, 教授, 研究方向为生命信息监护与支持、医疗器械标准化与设计应用。Tel: 13509642136, E-mail: yejilun@126.com。

重时或将危及患者生命^[1]。脑电图信号是目前检测麻醉深度中最有潜力的方法之一,已取得较好的研究成果^[2]。因而在麻醉过程探索脑电信号特征的变化对于更好地监测临床手术中麻醉深度的变化具有一定的意义,同时可为后续麻醉深度监测研究提供指导。

1 脑电信号

脑电(Electroencephalogram, EEG)信号是大脑皮层神经细胞群突触电位变化的综合反映,有反映意识活动的优势及无创性特点。脑电信号十分微弱,一般只有50 μV 左右,幅值范围为5~100 μV ,脑电信号频率低,其范围一般在0.5~35 Hz^[3-4]。脑电反映了大脑组织的电活动及大脑的功能状态^[5],按照频带定义,一般可将脑电分为下面几种波:

(1) δ 波,频带范围0.5~4 Hz,振幅为10~20 μV ,在正常清醒的成人脑波中很少见,在睡眠、麻醉、缺氧或大脑有器质性疾病变时会出现,过度换气、睁眼及呼叫姓名都对 δ 波无影响。

(2) θ 波,频带范围4~8 Hz,振幅为20~40 μV ,是中枢神经系统抑制状态的表现

(3) α 波,频带范围8~12 Hz,85%的成人在9.5~10.5 Hz之间,振幅为10~100 μV 是成人脑电的基本节律。 α 节律呈正弦形,在清醒闭目时出现,波幅呈现由大到小又由小到大的梭状模式。正常人 α 波节律调节较好,幅度和频率变化不大,安静及闭眼时出现最多,波幅亦最高,睁眼、光刺激或精神活动时, α 波会受到抑制。

(4) β 波,频带范围14~30 Hz,电压幅度低于5~30 μV ,注意力集中或情绪紧张时出现较多, β 波的出现表示大脑皮层兴奋。睁眼或接受其他刺激时出现,光刺激会使 β 波一时受到抑制,但1s之后即可恢复。

2 脑电双频谱指数监护仪

Barnett 等于1971年提出了脑电双频谱指数(Bispectral Index, BIS)分析方法^[6]。这一方法有别于其他脑电分析方法之处在于其在功率谱分析的基础上复合脑电相关函数谱分析技术,既测定脑电图的线性(包括频率和功率)部分,又分析其非线性部分(包括位相和谐波),从而提高了EEG分析的完整性^[7]。BIS是将脑电 δ 波段的向位锁定,将能量从 δ

能量中减除,并表示为0~30 Hz波段双波谱密度的比率,最后得出的一个量化指标(0~100)^[8-9]。1996年,BIS作为监测药物镇静及催眠作用的技术得到美国FDA批准。由于BIS综合了脑电图中频率、功率、位相及谐波等特性,包含了更多的原始脑电图信息,能迅速反应大脑皮层功能状况,被认为是评估意识状态和镇静深度的敏感、准确的客观指标^[10]。BIS的运算法建立在对大量健康成年志愿者在不同的麻醉药物浓度下和不同的临床关键点(如意识消失、苏醒、气管插管等)上所得原始脑电数据的综合分析基础上,通过监测病人BIS值的变化,可以防止过度镇静,同时降低了病人的医疗费用。

BIS监测仪用专门的运算法则将一系列定性的脑电图描述符组合为一个多变量的数值,即BIS值,这个数值在从0~100之间的范围内,数值减少时表示大脑皮层抑制加深。BIS值和意识状态之间的高度相关性已经被许多研究报道。

3 特征提取方法

本文从两个方面对麻醉过程中脑电信号进行特征的提取,分别是频域的分析 and 功率谱估计两个方面进行阐述,且主要从功率谱分析的角度探索麻醉过程脑电信号特征的变化。

3.1 幅频分析简述

信号的分析方法有时域分析方法和频域分析方法。在时域难以分析时,通常可以将其从时域变换到频域进行分析。采用三角函数集或复指数集作为正交函数集分解分析方法称为傅立叶分析方法,傅立叶分析在信号分析中有着非常重要的地位,是应用最为广泛的分析方法。直接用傅立叶变换进行谱分析是不切实际的,对实时性很强的信号处理来说,要求计算速度很快。因此快速傅立叶变换(FFT)作为傅立叶变换的快速算法,在数字信号处理中有着重要的运用^[11]。本文将采用FFT将脑电信号从时域转换到频域进行,以了解脑电信号在各个频段的分布情况。

3.2 功率谱估计简述

在工程应用中,功率谱的分析与估计是十分重要的,它能够给出被分析对象的能量随频率的分布状况。谱分析方法分为两类:非参数化方法和参数化方法。非参数谱分析(如周期图法、相关图法等)又叫经典谱分析,其主要问题是:由于假定信号的自相关函数在数据观测区以外等于零,因此估计出来

的功率谱很难与信号的真实功率谱相匹配,频率分辨率也较低;而参数化谱分析具有较高的频率分辨率。功率谱密度定义为协方差函数的傅立叶变换:

$$P(w) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} r(k) e^{-jwk} \quad (1)$$

式中, $r(k) = E[x(n)x^*(n+k)]$; E 表示数学期望; $*$ 表示复共轭。

功率谱密度函数另一种定义是:

$$P(w) = \lim_{N \rightarrow \infty} E \left[\frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N x(n) e^{-jwn} \right|^2 \right] \quad (2)$$

当自相关函数满足 $\lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{k=-\infty}^{+\infty} |k| |r(k)| = 0$, 式(1)与式(2)等价。

3.2.1 周期图法 当信号序列是有限长度时,忽略式(2)求期望和取极限运算,就得到周期图谱估计:

$$P(w) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N x(n) e^{-jwn} \right|^2 \quad (3)$$

周期图的数学期望为

$$E[\mathcal{P}_{xx}(w)] = \frac{1}{N} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} E[x_N(n)x_N(n+m)] = \frac{1}{N} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} R_N(n)R_N(n+m)E[x(n)x(n+m)] \quad (4)$$

式中, R_N 代表矩形序列。

周期图作为功率谱估计的主要优点是计算方便,主要缺点是频率分辨率低,这是由于周期图法在计算中把观察到的有限长的 N 个数据以外都认为是零,这显然与事实不符。把观察不到的值认为是零,相当于将 $x(n)$ 在时域乘上了一个矩形窗函数,在频域里相当于扩充一个与之卷积的 sinc 函数,由于 sinc 函数与 δ 函数相比有两方面差别,一是主瓣不是无限窄,有旁瓣,因此卷积结果必然出现失真。

3.2.2 Welch法 Welch法是对周期图法作为功率谱估计的一种改进。Welch法采用信号重叠分段、加窗函数以及FFT等算法来计算一个信号序列的自功率谱和两个信号序列的互功率谱。在重叠分段的基础上,选择适当的窗函数 $w(n)$,进行周期图计算中,得到每一段周期图:

$$I_M^{(i)}(w) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x^i(n)w(n)e^{-jwn} \right|^2$$

$$i = 0, 1, \dots, k \quad U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{N-1} W^2(n) \quad (5)$$

式中, $U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{N-1} W^2(n)$ 为归一化因子,代表窗函数 $w(n)$ 的功率,使得无论什么样的窗函数均可使谱估计非负。分段重叠处理会使方差变小,一般取重叠部分

长度为分段长度的二分之一。

3.2.3 AR模型 经典法是按照观察到的 N 个样本值来估计功率谱,实际是将 N 个有限样本值以外的自相关序列的数据默认为零,这与事实不符,得不到很好的分辨率。参数谱估计法假设被分析的信号是由某种函数形式已知的模型产生,然后对模型的参数进行估计,再从中得到谱特性。当假设模型非常接近实际情况时,参数法优于非参数法,能得到更精确的谱估计。

在实际中所遇随机过程可用具有有理式的传递函数的模型来表示:

$$x(n) = \sum_{l=0}^q b_l w(n-l) - \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) \quad (6)$$

式中, $w(n)$ 表示白噪声,将式(6)变换到 Z 域,则有

$$\sum_{k=0}^p a_k X(z) z^{-k} = \sum_{l=0}^q b_l W(z) z^{-l}$$

该传递函数为

$$H(z) = \frac{X(z)}{W(z)} = \frac{\sum_{l=0}^q b_l z^{-l}}{\sum_{k=0}^p a_k z^{-k}} \triangleq \frac{B(z)}{A(z)} \quad (7)$$

当输入白噪声的功率谱密度 $P_{ww}(w) = \sigma_w^2$ 时,输出的功率谱密度为

$$P_{xx}(z) = \sigma_w^2 H(z) H(z^{-1}) = \sigma_w^2 \frac{B(z) B(z^{-1})}{A(z) A(z^{-1})} \quad (8)$$

设 $a_0 = b_0 = 1$, 所以其余的 b_l 为零,则

$$x(n) = - \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) + w(n) \quad (9)$$

式(9)称为 p 阶自回归模型,简称AR模型。类比式(8)可得:

$$P_{xx}(z) = \sigma_w^2 H(z) H(z^{-1}) = \frac{\sigma_w^2}{A(z) A(z^{-1})} \quad (10)$$

将 $z = e^{jw}$ 带入式(10)得

$$P_{xx}(w) = \frac{\sigma_w^2}{|A(e^{jw})|^2} = \frac{\sigma_w^2}{1 + \sum_{k=1}^p a_k e^{-jwk}} \quad (11)$$

与非参数谱估计方法相比,AR模型谱估计法得到的频谱是频率的连续函数,因此频谱光滑,因而能显著改善频率分辨率。

3.2.4 最大熵 最大熵功率谱估计法是将已知的有限长度的自相关序列以外的数据用外推法求得,而不是把它们当作零。在保证自相关函数矩阵为正定的情况下有许多外推法,Burg认为外推的自相关函数应使时间序列表现出最大熵,因此称为最大熵功率

谱估计。

按照熵的定义,当随机信号 x 的取值为离散时,熵定义为:

$$H = -\sum_i p_i \ln p_i \quad (12)$$

式中, p_i 为出现状态 i 的概率。当 x 的取值为连续时,熵定义为:

$$H = -\int p(x) \ln p(x) dx = -E[\ln(p(x))] \quad (13)$$

式中, $p(x)$ 为概率密度函数。

最大熵功率谱估计的目的是最大限度地保留周期图法对信号序列“截断”或加窗处理后丢失“窗口”以外的信号的信息,使得估计谱的熵最大。

4 特征提取分析

4.1 幅频分析

原始信号信息采集于BIS麻醉深度监测系统,采用的脑电数据是通过模拟器采集得到标准数据。BIS麻醉深度采用BIS指数进行评估,通常认为BIS指数在100~60为清醒状态,BIS指数在60~40为适合

的麻醉深度,BIS指数在30以下为麻醉过深。采样频率为256 Hz,共采集5个阶段的BIS指数,分别为:85、75、65、55、45、35、25。脑电的频率一般集中在0.5~35 Hz,所以在分析能量变化时,分析0.5~30 Hz阶段的脑电变换情况。

图1为所采集得到的脑电时域和幅频图,可以明显地看出a图幅度谱主要集中在 δ 段;b图幅度谱主要集中在 δ 段和 θ 段;c图幅度谱主要集中在 θ 段;d图幅度谱主要集中在 θ 段;e图幅度谱主要集中在幅度谱主要集中在 δ 段和 θ 段;f图幅度谱主要集中在幅度谱主要集中在 δ 段和 θ 段;g图幅度谱主要集中在幅度谱主要集中在 δ 段。

4.2 功率谱估计分析

本文采用两种非参数的功率谱估计:周期图法和Welch法;两种参数功率谱估计:AR模型和最大熵估计。图2所示为功率谱估计图,从图可明显看出采用周期图法所得到的功率谱具有很多的毛刺,采用Welch法、AR模型、最大熵估计相对于周期图法更为光滑。但Welch法相比于AR模型、最大熵真实度稍

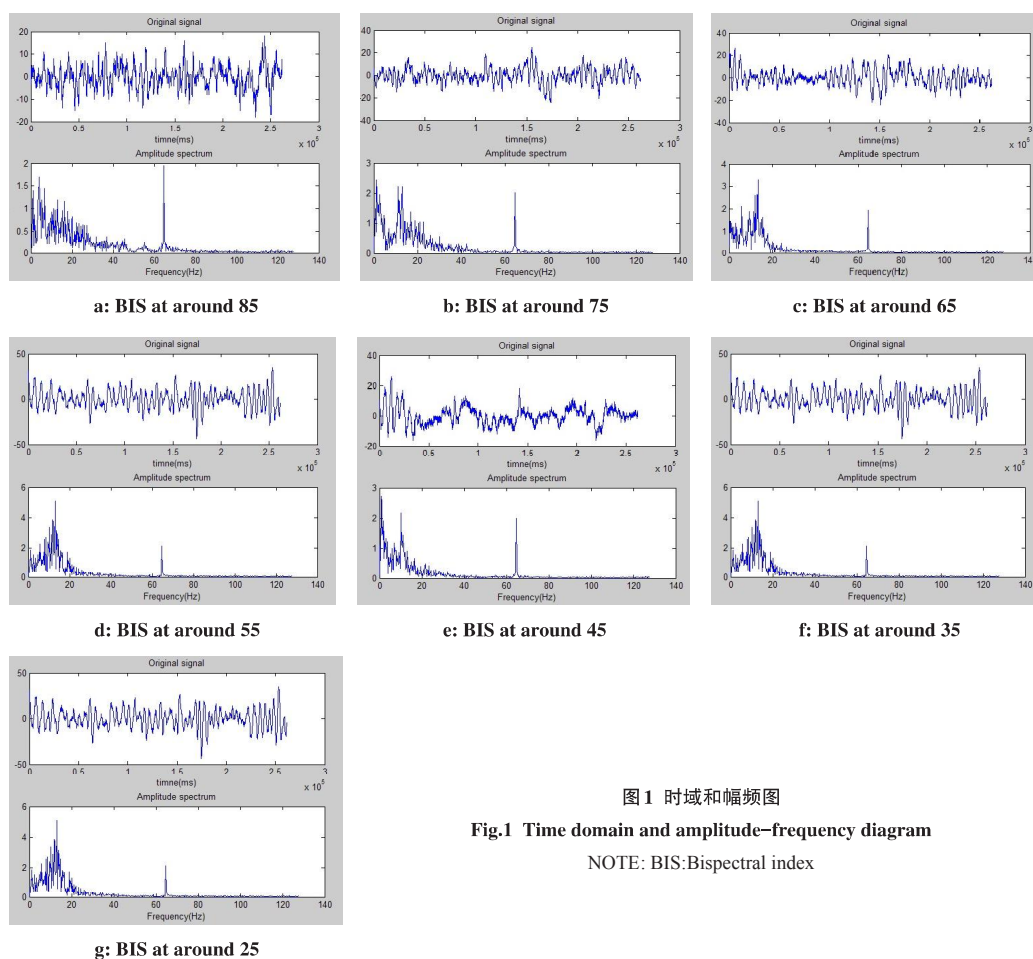


图1 时域和幅频图

Fig.1 Time domain and amplitude-frequency diagram

NOTE: BIS:Bispectral index

差。可见参数功率谱估计相较于非参数功率谱估计更为有优势。从图2中可以看出,a图谱能量主要集中在 δ 段;b图谱能量主要集中在 δ 段和 θ 段;c图谱

能量主要集中在 δ 段;d图谱能量主要集中在 δ 段;e图谱能量主要集中在 δ 段和 θ 段;f图谱能量主要集中在 δ 段和 θ 段;g图谱能量主要集中在 δ 段。

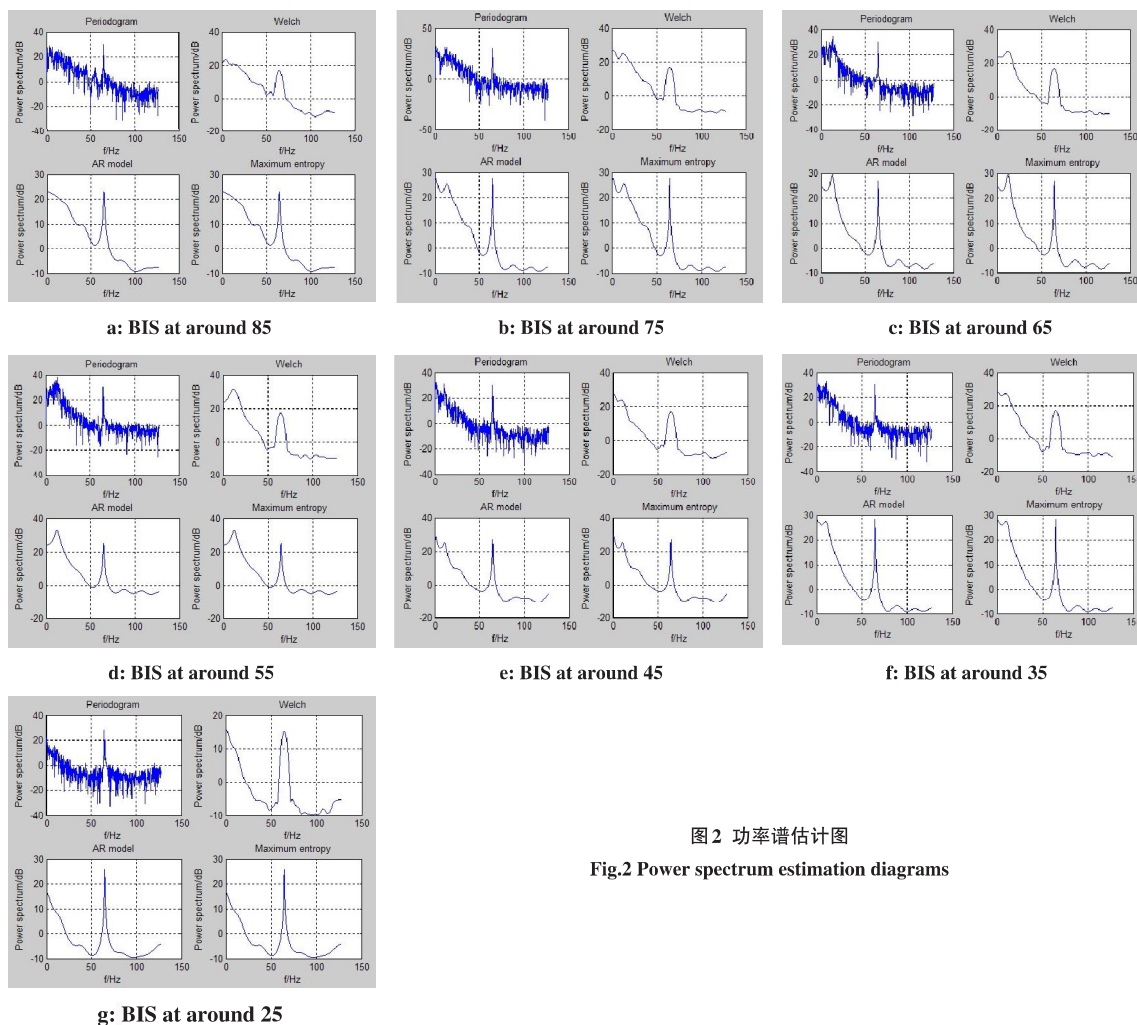


图2 功率谱估计图

Fig.2 Power spectrum estimation diagrams

5 总结与展望

临床手术中麻醉是必不可少的一环,可通过麻醉深度指数进行量化表示。麻醉过深或过浅都将给患者带来危害,严重时危及病人的生命。脑电是目前监测麻醉深度的主流方法。本文通过幅频分析和功率谱估计提取了在手术中随麻醉深度逐渐加深过程中的脑电信号特征的变化,对于指导临床手术中药物计量的运用具有一定的意义,同时对于后续研究麻醉深度量化指标过程中的参数整合,实现综合参数计算的算法提供参考。

【参考文献】

- [1] 洪文学,张仲鹏,宋佳霖,等. 麻醉深度监测方法及仪器研究的现状与展望[J]. 中国生物医学工程学报, 2011(5): 781-786. HONG

- W X, ZHANG Z P, SONG J L, et al. Current situation and prospect of the methods and instruments for monitoring the depth of anesthesia[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2011(5): 781-786.
- [2] RAMPIL I J. A primer for EEG signal processing in anesthesia[J]. Anesthesiology, 1998, 89(4): 980-1002.
- [3] 白冬梅. 脑电信号的特性分析与特征提取[D]. 大连:大连理工大学, 2006.
- BAI D M. The characteristics of EEG signal analysis and feature extraction[D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2006.
- [4] 谢松云,张振中,杨金孝,等. 脑电信号的若干处理方法研究与评价[J]. 计算机仿真, 2007(2): 326-330.
- XIE S Y, ZHANG Z Z, YANG J X, et al. Several of EEG signal processing method research and evaluation[J]. Computer Simulation, 2007(2): 326-330.
- [5] 陈斌,刘斌. 全身麻醉深度监测研究的新进展[J]. 国外医学(麻醉学与复苏分册), 2004(5): 298-301. CHEN B, LIU B. The new progress in the study of general anesthesia depth monitoring[J]. Foreign Medical Science(Anesthesiology), 2004(5): 298-301.

(下转 194 页)