



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106943118 A

(43)申请公布日 2017.07.14

(21)申请号 201710076293.5

(22)申请日 2014.09.29

(62)分案原申请数据

201410514282.7 2014.09.29

(71)申请人 浙江普可医疗科技有限公司

地址 310000 浙江省杭州市西湖区西溪路  
525号浙大科技园B座706室

(72)发明人 珠淮 刘军

(74)专利代理机构 浙江杭州金通专利事务所有  
限公司 33100

代理人 董世博

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

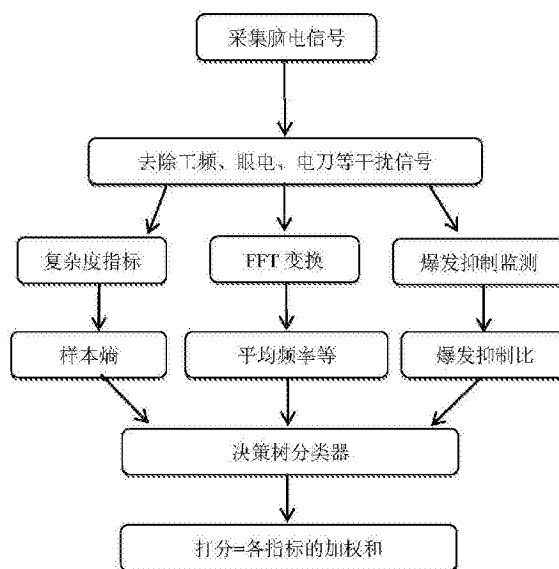
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

## (54)发明名称

一种脑电信号监测处理方法

## (57)摘要

本发明公开了一种脑电信号监测处理方法，包括如下步骤：101)获得无干扰的脑电信号；102)根据步骤101)的脑电信号获得频域指标；103)根据步骤101)的脑电信号获得复杂度指标；104)根据步骤101)的脑电信号获得爆发抑制指标；本发明进一步的完善了对脑电信号的处理，为得到的脑状态合理的判断，提供更精确的数据支持。



1. 一种脑电信号监测处理方法,其特征在于,包括如下步骤:

101) 获得无干扰的脑电信号;

102) 根据步骤101)的脑电信号获得频域指标,频域指标包括Beta比率和各频带功率比,所述Beta比率采用pwelch方法获得,所述各频带功率比= $P_{\text{相应的频带}}/P_{1-47\text{Hz}}$ ;

103) 根据步骤101)的脑电信号获得复杂度指标,所述复杂度指标为样本熵,其具体获得方法包括如下步骤:

201) 确定模式维数 $m$ 和相似容量 $r$ ;

202) 将脑电信号映射到 $m$ 维相空间,形成点集  $\{b_i\}$ ,  $i=1,2,\dots,N-m+1$ ,其中,

$$b_i = (x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1});$$

203) 计算 $b_i$ 与 $b_j$ 间的距离,

$$d(b_i, b_j) = \max_{k=0}^{m-1} |x_{i+k} - x_{j+k}| \quad \text{其中 } i, j=1, 2, \dots, N-m+1;$$

$$204) \text{ 令 } B_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \text{num}\{d(b_i, b_j) < r\}, j=1, 2, \dots, N-m \text{ 且 } j \neq i \text{ 其中}$$

中,num是集合中元素个数;

$$205) \text{ 令 } B^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r);$$

206) 令

$$A_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \text{num}\{d(b'_i, b'_j) < r\}, j=1, 2, \dots, N-m \text{ 且 } j \neq i \text{ 其中 } b'_i \text{ 表}$$

示 $m+1$ 维相空间中的点

$$A^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r);$$

207) 求得样本熵,  $\text{SampEn}(m, r, N) = -\ln(A^m(r)/B^m(r))$ ;

104) 根据步骤101)的脑电信号获得爆发抑制指标,所述爆发抑制指标包括当脑电信号的振幅在 $\pm 5\mu\text{V}$ 以内,且持续时间超过0.5秒时,认为这是一段抑制信号,和爆发抑制比。

2. 根据权利要求1所述的一种脑电信号监测处理方法,其特征在于,所述pwelch方法具体步骤如下:先将数据按2秒钟一段,相邻两段重叠50%,分成 $N$ 段,每段长 $M$ ,然后计算每段信号的功率谱,以各段的平均功率谱作为整段信号的功率谱估计,设具体公式如下:

$$X_n(f_i) = \sum_{t=1}^M x_t e^{-jft} \quad \text{其中 } x_t \text{ 为每一小段的脑电信号数据, } f_i \text{ 为频}$$

率;

$$P(f_i) = \frac{1}{2 \times N \times f_s} \sum_{n=1}^N |X_n(f_i)|^2$$

$$P_{f_1-f_2\text{Hz}} = \sum_{f_1 \leq f \leq f_2} P(f) \quad f_s \text{ 为采样率};$$

Beta比率 =  $\log(P_{30-47\text{Hz}}/P_{11-20\text{Hz}})$ 。

3. 根据权利要求1所述的一种脑电信号监测处理方法,其特征在于,爆发抑制比的计算如下:

$$BSR = \frac{\text{抑制信号的长度}}{\text{整段信号的长度}}。$$

## 一种脑电信号监测处理方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及脑电信号领域,尤其涉及一种脑电信号监测处理方法。

### 技术背景

[0002] 近年来,越来越多的非线性动力学方法开始应用于脑电信号的分析。其中应用最多的就是熵指数或复杂度指数,包括谱熵、近似熵、样本熵、LZ复杂度等。有研究表明,近似熵、样本熵、LZ复杂度对麻醉深度变化有很好的敏感性和特异性。

[0003] 经检索发现,中国专利申请03137747.5使用非线性动力学方法来对脑电信号进行处理,主要采用关联位数、复杂度和近似熵的综合来给出一个非线性指标,用于实时脑电信号监测,但仍对于脑电信号的处理,仍有待对脑电信号做出进一步的细分各种状态。

### 发明内容

[0004] 针对上述技术缺陷,本发明提出一种脑电信号监测处理方法,对脑电信号的几个重要指标进行了更有效的分析处理,能更好的,更直观的显示脑的各种状态。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明的技术方案如下:

[0006] 一种脑电信号监测处理方法,包括如下步骤:

[0007] 101) 获得无干扰的脑电信号;

[0008] 102) 根据步骤101)的脑电信号获得频域指标,频域指标包括Beta比率和各频带功率比,所述Beta比率采用pwelch方法获得,所述各频带功率比= $P_{\text{相应的频带}}/P_{1-47\text{Hz}}$ ;

[0009] 103) 根据步骤101)的脑电信号获得复杂度指标,所述复杂度指标为样本熵,其具体获得方法包括如下步骤:

[0010] 201) 确定模式维数 $m$ 和相似容量 $r$ ;

[0011] 202) 将脑电信号映射到 $m$ 维相空间,形成点集  $\{b_i\}$ ,  $i=1,2,\dots,N-m+1$ ,其中,

[0012]  $b_i = (x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1})$ ;

[0013] 203) 计算 $b_i$ 与 $b_j$ 间的距离,

[0014] 
$$d(b_i, b_j) = \max_{k=0}^{m-1} |x_{i+k} - x_{j+k}|$$
 其中 $i, j=1, 2, \dots, N-m+1$ ;

[0015] 204) 令

[0016] 
$$B_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \text{num}\{d(b_i, b_j) < r\}, j=1, 2, \dots, N-m \text{ 且 } j \neq i$$

[0017] 其中,num是集合中元素个数;

[0018] 205) 令 
$$B^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r)$$
 ;

[0019] 206) 令

$$[0020] \quad A_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \text{num}\{d(b_i', b_j') < r\}, j=1, 2, \dots, N-m \text{ 且 } j \neq i$$

[0021] 其中  $b_i'$  表示  $m+1$  维相空间中的点

$$[0022] \quad A^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r);$$

[0023] 207) 求得样本熵,  $\text{SampEn}(m, r, N) = -\ln(A^m(r)/B^m(r));$

[0024] 104) 根据步骤101)的脑电信号获得爆发抑制指标,所述爆发抑制指标包括当脑电信号的振幅在  $\pm 5\mu\text{V}$  以内,且持续时间超过0.5秒时,认为这是一段抑制信号,和爆发抑制比;

[0025] 进一步的,所述pwelch方法具体步骤如下:先将数据按2秒钟一段,相邻两段重叠50%,分成N段,每段长M,然后计算每段信号的功率谱,以各段的平均功率谱作为整段信号的功率谱估计,设具体公式如下:

$$[0026] \quad X_n(f_i) = \sum_{t=1}^M x_t e^{-if_i t} \quad \text{其中 } x_t \text{ 为每一小段的脑电信号数据, } f_i \text{ 为}$$

频率;

$$[0027] \quad P(f_i) = \frac{1}{2 \times N \times f_s} \sum_{n=1}^N |X_n(f_i)|^2$$

$$[0028] \quad P_{f_1-f_2\text{Hz}} = \sum_{f_1 \leq f \leq f_2} P(f) \quad f_s \text{ 为采样率};$$

[0029] Beta比率 =  $\log(P_{30-47\text{Hz}}/P_{11-20\text{Hz}})$ 。

[0030] 进一步的,爆发抑制比的计算如下:

$$[0031] \quad BSR = \frac{\text{抑制信号的长度}}{\text{整段信号的长度}}。$$

[0032] 本发明的有益效果在于:一般的丙泊酚麻醉脑电变化规律如图3所示:随着麻醉深度的加深,复杂度逐渐降低;频率先升高后降低。从图3中可以看到,在清醒到麻醉I期时,复杂度的下降速度明显,而在麻醉II期以后,随着麻醉的加深,频率的变化比复杂度明显。在专利03137747.5中只着重采用了复杂度指标信息的处理,而忽视了脑电信号中的频域指标,这样其实对脑状态的判断不够精确。本发明综合考虑了这两方面的信息,进一步的完善了对脑电信号的处理,为得到的脑状态合理的判断,提供更精确的数据支持。

## 附图说明

[0033] 图1是本发明方法的流程图;

- [0034] 图2是Narcotrend分值与麻醉状态的对应图；  
 [0035] 图3是麻醉状态与脑电信号频率、复杂度的关系图；  
 [0036] 图4是本发明采集脑电数据的导联位置图；  
 [0037] 图5是Ai指数与麻醉状态的对应图；  
 [0038] 图6是本发明采用的决策树分类器。

### 具体实施方式

- [0039] 下面结合附图和具体实施例对本发明做进一步的说明。  
 [0040] 图1是本发明的工作流程图。本实施例中患者需满足如下条件：  
 [0041] 1. 年龄18岁以上；  
 [0042] 2. 无精神疾病；  
 [0043] 3. 非颅面部手术；  
 [0044] 4. 采用的主要麻醉药物为丙泊酚。  
 [0045] 一般的丙泊酚麻醉脑电变化规律如图3所示：  
 [0046] 随着麻醉深度的加深，复杂度逐渐降低，频率先升高后降低。从图3中可以看到，在清醒到浅麻时，复杂度的下降速度明显，而在中度麻醉期以后，随着麻醉的加深，频率的变化比复杂度明显。  
 [0047] 步骤一：首先是采集脑电信号，一般选在医院的手术室，采用专门的心电或脑电电极，配合脑电采集设备来获取脑电信号，电极的位置采集的位置大致如图4所示，并由医生每隔5分钟根据当时的患者的血压、心率等生理指标标定一次，标定的种类有清醒、浅麻、中麻、深麻、过深麻醉。  
 [0048] 步骤二，去除脑电信号中的伪迹和噪声。脑电信号由于非常微弱，且非常容易受到眼电、肌电、工频干扰、电子设备等的干扰，去除伪迹和噪声是一个非常重要的步骤。如果不去除这些干扰，会导致许多错误的分析结果。在本发明的算法中，先将原始信号进行滤波，去除高频和低频的干扰。滤波器选择了100阶的FIR凯泽窗滤波器，通带频率为2-47Hz。然后将信号分段，每段1秒钟，并对每一段信号进行判定。如果判定为干扰则将该段信号去除。  
 [0049] 步骤三，利用30秒内无干扰的脑电信号计算指标。频域指标有Beta比率、各频带( $\delta$ 、 $\theta$ 、 $\alpha$ 、 $\beta_1$ 、 $\beta_2$ ) 功率比、平均频率等，复杂度指标为样本熵。设采样率为 $f_s$ ， $\{x_t\}$  是一段脑电信号：  
 [0050] 计算频域指标：先进行功率谱估计，采用的是pwelch方法，先将数据按2秒钟一段，相邻两段重叠50%，分成N段，每段长M。然后计算每段信号的功率谱，以各段的平均功率谱作为整段信号的功率谱估计。设具体公式如下：

$$[0051] \quad X_n(f_i) = \sum_{t=1}^M x_t e^{-j f_i t} \quad \text{其中是 } x_t \text{ 每一小段的数据, } f_i \text{ 为频率}$$

$$[0052] \quad P(f_i) = \frac{1}{2 \times N \times f_s} \sum_{n=1}^N |X_n(f_i)|^2$$

$$[0053] \quad P_{f_1-f_2\text{Hz}} = \sum_{f_1 \leq f \leq f_2} P(f)$$

[0054] Beta比率 =  $\log(P_{30-47\text{Hz}}/P_{11-20\text{Hz}})$

[0055] 平均频率 =  $\int_{1 \leq f \leq 47} f \times P(f) df$

[0056] 各频带功率比 =  $P_{\text{相应的频带}}/P_{1-47\text{Hz}}$

[0057] 计算样本熵:

[0058] 第一步:确定模式维数 $m=3$ 和相似容量 $r$ 为0.2倍的信号标准差

[0059] 第二步:将信号映射到 $m$ 维相空间,形成点集  $\{b_i\}$ ,  $i=1, 2, \dots, N-m+1$ , 其中,

[0060]  $b_i = (x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1})$

[0061] 第三步:计算 $b_i$ 与 $b_j$ 间的距离,

[0062]  $d(b_i, b_j) = \max_{k=0}^{m-1} |x_{i+k} - x_{j+k}|$  其中  $i, j=1, 2, \dots, N-m+1$

[0063] 第四步:令

[0064]  $B_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \text{num}\{d(b_i, b_j) < r\}, j=1, 2, \dots, N-m \text{ 且 } j \neq i$

[0065] 其中, num是求集合中元素个数的函数

[0066] 第五步:  $B^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r)$

[0067] 第六步:令

[0068]  $A_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \text{num}\{d(b'_i, b'_j) < r\}, j=1, 2, \dots, N-m \text{ 且 } j \neq i$

[0069] 其中 $b'_i$ 表示 $m+1$ 维相空间中的点

[0070]  $A^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r)$

[0071] 第七步:求得样本熵,  $\text{SampEn}(m, r, N) = -\ln(A^m(r)/B^m(r))$

[0072] 爆发抑制比的计算采用的是能量法,当能量小于给定的阈值时,则认为是抑制信号。本例中,当脑电信号的振幅在 $\pm 5\mu\text{V}$ 以内,且持续时间超过0.5秒时,认为这是一段抑制信号。爆发抑制比的计算如下:

[0073]  $BSR = \frac{\text{抑制信号的长度}}{\text{整段信号的长度}}$

[0074] 步骤四:采用的是决策树分类器,将信号分为清醒、浅麻、中麻、深麻和过深麻醉五类。分类器是由C4.5型决策树方法,利用采集的脑电数据库训练出的。自变量是步骤三中计算的指标,因变量是临床麻醉医生根据实际需要的标定。一般决策树方法都会产生过拟合现象,不利于方法的推广,需要对训练出的决策树进行剪枝。剪枝总体的原则是:1.决策树要尽可能的简单,这样有利于其推广;2.决策树一定要符合生理知识。本例中,最终形成的决策树如图5, Th1、Th2、Th3、Th4、Th5分别是决策树算法在各个节点处计算出的阈值。

[0075] 步骤五:采用的是线性加权的方法,将指标整合为 $A_i$ 指数,计算公式如下:

[0076]  $A_i \text{ 指数} = \sum_{i=1}^n w_i \times \text{index}_i$

[0077] 其中 $w_i$ 为指标 $\text{index}_i$ 的权重。不同指标在不同的麻醉状态下的权重都不一样。根据

图3在清醒到浅麻期复杂度的变化最明显,因此权重最大。同样深麻期频率指标的权重变得最大。 $A_i$ 数值和麻醉状态的大致关系如图6。

[0078] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明保护范围内。

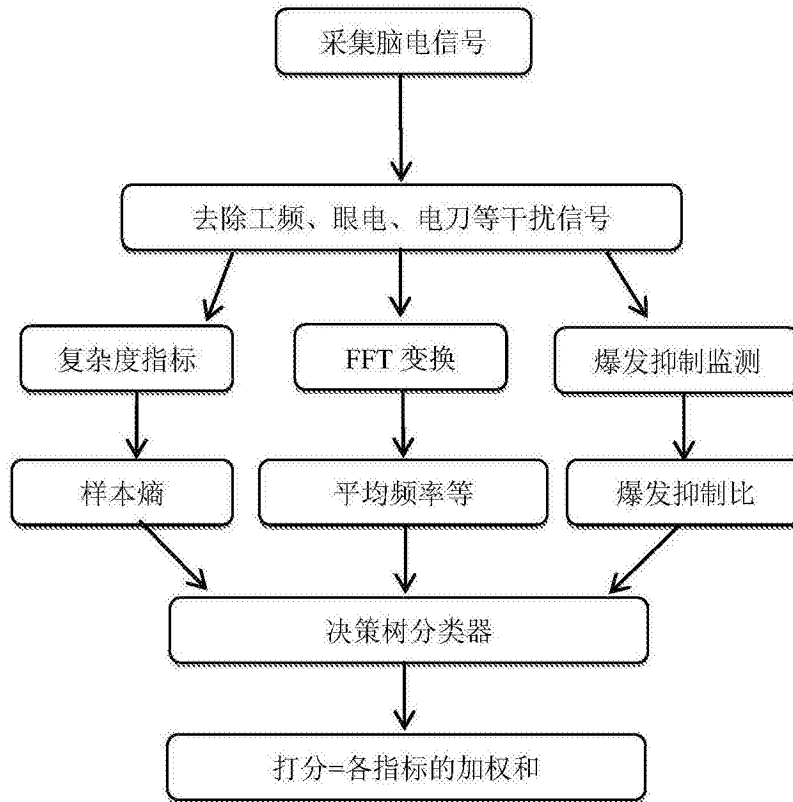


图1

	Narcotrend stage	Narcotrend index
Awake	A	95-100
	B <sub>0</sub>	90-94
Sedated	B <sub>1</sub>	85-89
	B <sub>2</sub>	80-84
Light anaesthesia	C <sub>0</sub>	75-79
	C <sub>1</sub>	70-74
	C <sub>2</sub>	65-69
General anaesthesia	D <sub>0</sub>	57-64
	D <sub>1</sub>	47-56
	D <sub>2</sub>	37-46
General anaesthesia with deep hypnosis	E <sub>0</sub>	27-36
	E <sub>1</sub>	20-26
	E <sub>2</sub>	13-19
General anaesthesia with increasing burst suppression	F <sub>0</sub>	5-12
	F <sub>1</sub>	1-4

图2

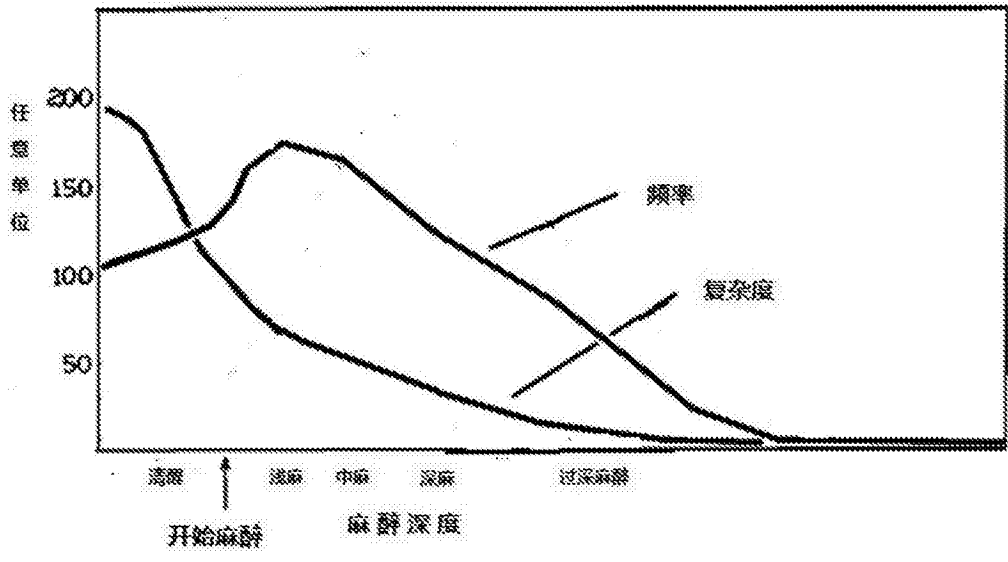


图3

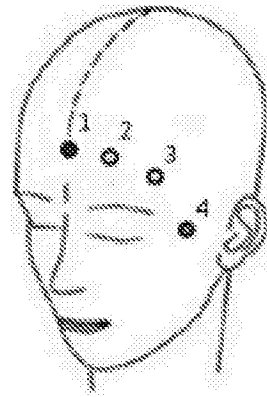


图4

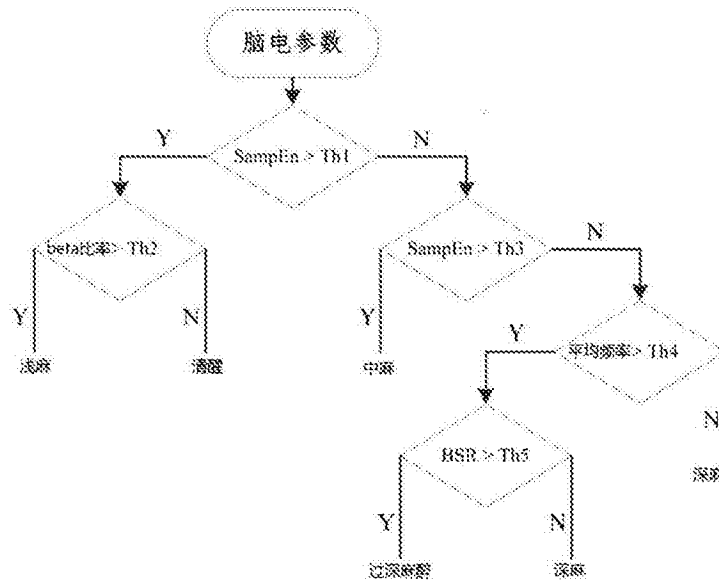


图5

麻醉状态	Ai 指数
清醒	90-100
浅麻	75-90
中麻	60-75
深麻	40-60
过深麻醉	0-40

图6

专利名称(译)	一种脑电信号监测处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN106943118A</a>	公开(公告)日	2017-07-14
申请号	CN2017110076293.5	申请日	2014-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	浙江普可医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	浙江普可医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	浙江普可医疗科技有限公司		
[标]发明人	珠淮 刘军		
发明人	珠淮 刘军		
IPC分类号	A61B5/00		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种脑电信号监测处理方法，包括如下步骤：101) 获得无干扰的脑电信号；102) 根据步骤101) 的脑电信号获得频域指标；103) 根据步骤101) 的脑电信号获得复杂度指标；104) 根据步骤101) 的脑电信号获得爆发抑制指标；本发明进一步的完善了对脑电信号的处理，为得到的脑状态合理的判断，提供更精确的数据支持。

