



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108814595 A

(43)申请公布日 2018.11.16

(21)申请号 201810215214.9

(22)申请日 2018.03.15

(71)申请人 南京邮电大学

地址 210003 江苏省南京市新模范马路66号

(72)发明人 徐欣 陈玉娇

(74)专利代理机构 江苏爱信律师事务所 32241

代理人 唐小红

(51)Int.Cl.

A61B 5/0484(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/048(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

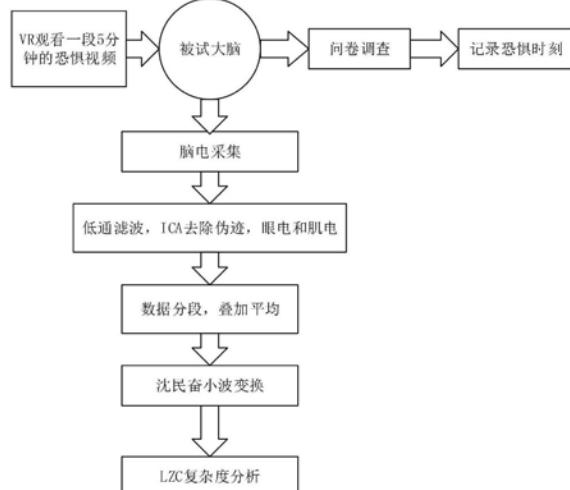
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

基于VR系统的脑电信号恐惧度分级特征研究

(57)摘要

本发明公开了基于VR系统的脑电信号恐惧度分级特征方法。随着社会的发展进步,恐惧症在当今越来越普遍,恐惧的分级有利于判断恐惧程度,让那些潜在患者能够及时治疗。本发明通过使用VR设备观看一段恐惧视频,诱发不同程度的恐惧脑电,使用沈民奋小波包分解和Lempel-Ziv复杂度(LZC)算法,对不同级别的恐惧脑电进行特征分析。实验结果表明:随着恐惧等级的增加,脑电中的 δ 节律的能量会减少,而 α 节律、 θ 节律和 β 节律的能量会升高。在三种不同的恐惧等级下,一级恐惧的LZC值最低,二级恐惧的LZC值其次,三级恐惧的LZC值最高。因此,参数LZC可以作为衡量恐惧等级的潜在指标,而且VR的使用为后续研究脑电信号的研究提供了新的思路。



1. 基于VR系统的脑电信号恐惧度分级特征方法,其特征在于,包括如下步骤:

(1) 脑电信号采集,利用脑电设备和VR设备采集恐惧脑电信号,并使用问卷调查记录被试者再不同时刻的恐惧程度;

(2) 对采集到的脑电信号进行预处理,利用高通滤波器进行线性矫正,利用ICA去除眼电和肌电的干扰,改变采样频率为250HZ,降低数据量;

(3) 根据被试者的问卷调查,对数据进行分段和叠加平均,得到处理后的数据;

(4) 对(3)中预处理后的脑电信号进行小波包分解和重构,计算 α , β , θ 频带的能量,并分析它们的能量随恐惧等级的变化而变化的关系;

(5) 对经过预处理的脑电信号进行LZC复杂度分析,分析脑电复杂度的变化。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤(1)中被试者的恐惧等级划分,分别从一到三级,根据被试者的不同症状,来判断被试者的恐惧程度。

3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤(1)中VR设备用于采集脑电信号,使得被试者能够充分感受一个恐怖环境,不受外部环境的干扰。

4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤(2)中实现细节是:把实验得出的数据导入到Matlab软件中的EEGLAB中进行处理,其处理流程包括:电极定位、电极返回、低通通滤波、去除伪迹、重建参考。

5. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤(3)中数据分段和叠加平均,在数据分段的过程中,需要根据每一个被试者的问卷调查中的恐惧时刻,来对数据进行分段,在每一个产生恐惧的时刻,都需要截取其后3秒内的脑电数据段;最终把处理好的数据保存起来。

6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤(4)中的处理方法是:预处理后的脑电信号采用小波包分解算法进行分解和重构,计算 α , β , δ , θ 频带的能量,并分析在不同恐惧等级下,这四种脑电节律的能量变化趋势。

7. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤(5)中的处理方法是:利用LZC复杂度分析算法计算在使用VR的情况下,三种恐惧等级的脑电信号的复杂度变化趋势。

基于VR系统的脑电信号恐惧度分级特征研究

技术领域

[0001] 本发明设计基于VR系统的脑电信号恐惧度分级特征研究。具体指,设计利用VR技术观看一段恐惧视频诱发人的不同程度的恐惧,分析不同恐惧等级下脑电的变化趋势,该发明属于认知神经科学和信息技术领域的结合,属于数字信号处理技术领域。

背景技术

[0002] 研究发现恐惧是许多精神障碍的重要成分或者是核心症状,如强迫症、选择性缄默、恐惧症、社会退缩等。与高兴、悲伤、愤怒相比,恐惧是比较容易控制与研究的情绪类型。通过研究恐惧情绪的规律,有助于对恐惧的控制,可以用于检测和治疗恐惧相关的疾病。所以本文研究从脑电的特征,来判断一个人的恐惧程度,用精确的数据来判断,更加直观,方便,准确。恐惧是由认知、生理变化和外显行为三者彼此相互作用而成的复杂的情绪活动。恐惧的外显表情为眼睛张大、眉头微皱、口微张、双唇紧张,严重恐惧中,面部各部分的肌肉较为紧张,有时还伴有尖叫等行为。

[0003] 研究表明前额皮层(PFC)与情绪相关,其中右前额皮层与消极感情和退缩相关。Davidson及同事报告,电影诱发的恐惧提高右侧前额和额叶前部激活。Maclean进一步发展了Papez模型,提出术语“边缘系统”表示高度相联的皮层和皮层下结构,包括杏仁核、下丘脑、前部丘脑核、海马、大脑脚盖、中隔及岛叶皮层,它们与情绪相关。那么在恐惧度分级方面,研究右前额皮层脑电信号特征,十分重要。

[0004] 脑电信号是反映大脑活动的最佳指标之一,而分析脑电信号的最关键在于脑电信号的特征提取。目前脑电信号的特征提取方法有很多,主要分为时域分析法、频域分析法和非线性分析法。快速傅里叶变换FFT(Fast Fourier Transform)、自回归模型AR(Autoregressive)、功率谱密度PSD(Power Spectrum Density)都属于频域分析方法,通过把幅度随时间变化的脑电信号转换成脑电功率随频率变化的谱图,从而提取出脑电信号的频域特征。但是这些方法的缺点在于只适合分析平稳信号,对于分析脑电信号这类非平稳信号具有很大的局限性。在我国,沈民奋教授等人利用小波变换的频率划分特性,对非平稳脑电信号进行节律提取比计算相对小波能量,反映脑电节律间的相对能量关系,结合小波熵分析脑电在不同大脑功能状态下的脑电复杂程度,结果表明小波包分解能更加准确的提取出特定的脑电节律。LZC复杂度算法,作为一种模型独立的非线性测度,LZC表征了一个时间序列里面出现新模式的速率。LZC越高说明出现新模式的概率越高,同时也说明动力学行为越复杂。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于将VR技术应用到脑电领域,VR使被试者能够身临其境,免受外界环境的干扰,提高了脑电数据测试的准确程度,在使用VR去测试被试者的脑电,能够更加准确的得到被试者的恐惧脑电,能够更加有效的得到较准确的数据。

[0006] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

- [0007] 基于VR系统的脑电信号恐惧度分级特征研究,包括如下步骤:
- [0008] (1) 脑电信号采集,利用脑电设备和VR设备采集恐惧脑电信号,并使用问卷调查记录被试者再不同时刻的恐惧程度;
- [0009] (2) 对采集到的脑电信号进行预处理,利用高通滤波器进行线性矫正,利用ICA去除眼电和肌电的干扰,改变采样频率为250HZ,降低数据量;
- [0010] (3) 根据被试者的问卷调查,对数据进行分段和叠加平均,得到处理后的数据;
- [0011] (4) 对(3)中预处理后的脑电信号进行小波包分解和重构,计算 α , β , θ 频带的能量,并分析它们的能量随恐惧等级的变化而变化的关系;
- [0012] (5) 对经过预处理的脑电信号进行LZC复杂度分析,分析脑电复杂度的变化。
- [0013] 本发明进一步的改进在于:步骤(1)中被试者的恐惧等级划分,分别从一到三级,根据被试者的不同症状,来判断被试者的恐惧程度;
- [0014] 本发明进一步的改进在于:步骤(1)中VR设备用于采集脑电信号,使得被试者能够充分感受一个恐怖环境,不受外部环境的干扰;
- [0015] 本发明进一步的改进在于:步骤(2)中实验具体实现细节是:把实验得出的数据导入到Matlab软件中的EEGLAB中进行处理,其处理流程包括:电极定位、电极返回、低通通滤波、去除伪迹、重建参考;
- [0016] 本发明的进一步改进在于:步骤(3)中数据分段和叠加平均。这里需要注意的是在数据分段的过程中,需要根据每一个被试者的问卷调查中的恐惧时刻,来对数据进行分段,在每一个产生恐惧的时刻,都需要截取其后3秒内的脑电数据段;最终把处理好的数据保存起来,
- [0017] 本发明进一步的改进在于:步骤(4)中的处理方法是:预处理后的脑电信号采用小波包分解算法进行分解和重构,计算 α , β , δ , θ 频带的能量,并分析在不同恐惧等级下,这四种脑电节律的能量变化趋势。
- [0018] 本发明进一步的改进在于:步骤(5)中的处理方法是:利用LZC复杂度分析算法计算在使用VR的情况下,三种恐惧等级的脑电信号的复杂度变化趋势。
- [0019] 有益效果
- [0020] 现有技术中,脑电信号一般是在普通或者是安静的环境下进行,对于脑电的诱发,不但需要外部环境的安静,而且需要有一定的代入感,受到外部环境的干扰,人的注意力容易分散,使用VR技术,更容易沉浸在一个认为营造的虚拟环境中,这样测出来的被试者的脑电信号,准确度大大提高,提高了我们做实验的效率,大大减少了我们实验过程中的由环境引起的影响。
- [0021] 脑电信号分析部分也结合了沈民奋小波包分解和LZC复杂度分析两种算法,从不同分析角度来客观描述在不同恐惧等级下,各脑电几率的能量变化规律和LZC值的变换。

附图说明

- [0022] 图1为不同恐惧度脑电采集和分析的整体框架图。
- [0023] 图2为脑电信号的通道导联示意图。(channel location: 通道信息, 6 of 6 electrode locations shown: 显示6个电极位置中的6个)
- [0024] 图3为ICA后脑电图。

- [0025] 图4为小波分解结构图。
- [0026] 图5为小波分解后的脑波动态节律图。
- [0027] 图6为FP2通道不同恐惧度下个节律能量变化图。
- [0028] 图7为LZC复杂度算法流程图。
- [0029] 图8为不同恐惧程度下LZC的特征分布图。

具体实施方式

[0030] 为使本发明的目的,技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明实施方案作进一步详细阐述。

[0031] 如图1所示,该图为本实验的整体方案,实验设计部分使用的是经典心理学实验—Stroop实验,使用E-Prime软件设计两种不同难度的Stroop实验,运行在计算机上。实验过程中,被试者分别进行高低难度组的stroop实验,软件通过按键反馈记录被试者反应时间和反应正确率,在每个实验间隙,记录被试者主观疲劳值。Neuroscan64设备用来采集实验整个过程中的脑电信号用于后续分析。实验数据分析部分:主观疲劳数据和行为数据(反应时间和反应正确率)使用SPSS13.0软件配对T检验,原始脑电信号输入到Matlab软件中,使用EEGLAB工具包处理:先进行低通滤波去基线漂移,在使用独立分量分析算法去除相关眼电伪迹;预处理后的脑电信号分别进行小波包分解和样本熵分析,研究两组不同难度实验里从清醒到疲劳状态下疲劳脑电的变化趋势。

[0032] 如图2所示,改图为恐惧度分级图,在实验前,让被试者了解恐惧度的分级,并了解具体的恐惧分级特征,然后在测试后根据这个填写问卷调查表,记录下不同时刻的恐惧程度。

[0033] 如图3所示,该图为大脑头皮电位放置方法。本发明采用国际脑电图学会标定的10-20电极导联定位标准,用双耳垂接法,注射导电膏以增强电极的导电性,正确佩戴脑电帽。选择不同脑区的FP2、F3、C5、C6、P3、P4等通道放置电极,以采集不同脑区的脑电信号,通道M1,M2当做参考电极。

[0034] 如图4所示:是经过ICA后的各被试通道的脑电图,去除了眼电和肌电的影响。

[0035] 如图5所示,由于EEG信号是时变非平稳信号,选择一种合适的方法来更好的获取反映大脑活动和生理状态的有效信息是进行EEG分析的一个重要前提。本发明采用小波包分解技术对信号进行特征提取。该方法是小波分解的推广,具有任意多尺度的特点,并且克服了小波分解中频率分辨率会随着信号频率的升高而降低的缺陷,能够对信号进行更精细的分析。本发明对预处理的脑电信号进行3层小波包分解,最后得到8个子带频段。

[0036] 如图6所示,反映的是小波分解后的脑电动态节律图,图从上到下依次是δ波、θ波、α波、β波,其中左半边的图(a)表示平静状态下的脑电波,右半边的图(b)表示三级恐惧脑电波。正常人的脑电主要由四种频率成分组成:α波:8-13HZ,β波:14-30HZ,θ波:4-8HZ,δ波:0.5-4HZ。α波是一种慢波,是确定脑电快慢的基准波,一般出现在平静、闭眼清醒的状态下,当睁眼、困倦或者睡眠时,α波会减少;β波表示人的大脑皮层处于兴奋状态,属于脑电信号中的快波;θ波和δ波都属于慢波,在人体处于睡眠状态时出现。一般认为随着恐惧状态的增强,快波逐渐增多,慢波逐渐减少。从本图中能够明显看出,β波幅度变大,其他的波形变化不太明显,肉眼不能分辨它们的变化趋势,在图7中将详细叙述其变化规律。

[0037] 沈民奋小波包分解算法具体如下:

[0038] 设 $\phi(t)$ 为“尺度函数”, $\psi(t)$ 为“小波函数”。把它们定义为:

$$[0039] (1) \phi(t) = \sum_k r(k) \phi(2t - k)$$

$$[0040] (2) \psi(t) = \sum_k q(k) \phi(2t - k)$$

[0041] (1) 式中, $r(k)$ 是常系数, (2) 式中 $q(k)$ 是常系数。且为了保证 $\psi(t)$ 为一小波函数, $\psi(t)$ 必须满足附加条件 $\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0$ 。

[0042] 设 $s(n)$ 为源信号, 于是可以计算一下序列。

$$[0043] (3) s_0(n) = \sum_k g(2n - k) s(n)$$

$$[0044] (4) s_1(n) = \sum_k f(2n - k) s(n)$$

[0045] 其中 $g(n)$ 和 $f(n)$ 与式 (1) (2) 中的 $r(k)$ 和 $q(k)$ 有关, 其关系式如下所示: 式中各分量分别是 $r(k)$, $f(k)$, $g(k)$, $q(k)$ 的 z 变换。通过式 (3) (4) 使得滤波器的输出的采样频率比 $s(n)$ 的采样频率降低。如果采用式 (3) (4) 的关系对继续进行分解, 则可以得到不同水平的分解信号。

[0046] 如图7所示, 在经过预处理后的数据, 利用MATLAB编程, 对FP2通道的脑电信号进行特征分解, 分解出 α 波、 β 波、 δ 波和 θ 波。然后计算各几率的能量变化, 其中能量的计算公式为: $E_x = \sum_0^{N-1} |x(n)|^2$ 其中 $x(n)$ 为分解后的各节律的离散信号, 然后画出能量变化的直方图。这里选择FP2通道画图, 是因为右前额皮层是恐惧情绪脑电的主要体现。

[0047] 如图8所示, 是LZC复杂度算法的流程图, 这里LZC复杂度算法的具体流程如下:

[0048] (1) 初始化为: $c(n) = 1$, $S = (s_1)$, $Q = (s_1)$, 则 $SQ\pi = (s_1)$ 。

[0049] (2) 若 $Q \in V(SQ\pi)$, 则表示 Q 中的字符是可以从 S 复制的, 这时把待求序列的下一个字母级联到 Q , $S = (s_1)$, $Q = (s_2, s_3)$, $SQ\pi = (s_1, s_2)$ 。若 $Q \notin V(SQ\pi)$, 则 Q 中字符是插入字符, 这时应把 Q 级联到 S , $S = SQ$, 并把 Q 清空, 把待求序列的下一个字母添加到 Q 中, 此时 $S = (s_1, s_2)$, $Q = (s_3)$ 。

[0050] (3) 每次 Q 级联到 S 时, 执行一次 $c(n) = c(n) + 1$ 。重复 (2) (3) 过程, 直到 Q 取到待求序列的最后一位为止。

[0051] (4) 这样就把 (s_1, s_2, \dots, s_n) 分成 $c(n)$ 个不同的子串, 即为该序列的复杂度。

[0052] Lempel和Ziv已证明, 对于一个足够长的随机 $(0, 1)$ 符号序列, 当0与1出现的概率相等时有: $\lim_{n \rightarrow \infty} c(n) = b(n) = n / \log_2^n$, 而复杂度时归一化后的结果, 所以:

[0053] $LZC = c(n) / b(n)$ 。

[0054] 脑电信号 $\{x(i), i = 1, 2, \dots, n\}$, 由于不可能是二值序列, 首先需要将脑电时间序列进行二值处理, 即根据中间值与每点进行比较判断后得到二值化的脑电序列, 然后进行LZC复杂度算法。

[0055] 如图8所示, 表示不同恐惧程度下LZC的特征分布图, 这里需要使用MATLAB编程, 算出各通道在不同恐惧等级下的LZC值, 然后根据这些值, 画出相应的折线图。这个图例反映

出的规律是,随着恐惧等级的增加LZC值也在增加,也就是恐惧程度是可以按照表1进行分级的。

[0056] 表1(恐惧度分级表)

[0057]

恐惧等级	症状描述
一级	背后一凉,心跳加速
二级	被吓到,开始发憷,并且过几个小时才能恢复
三级	吓的把VR扔掉,且挥之不去

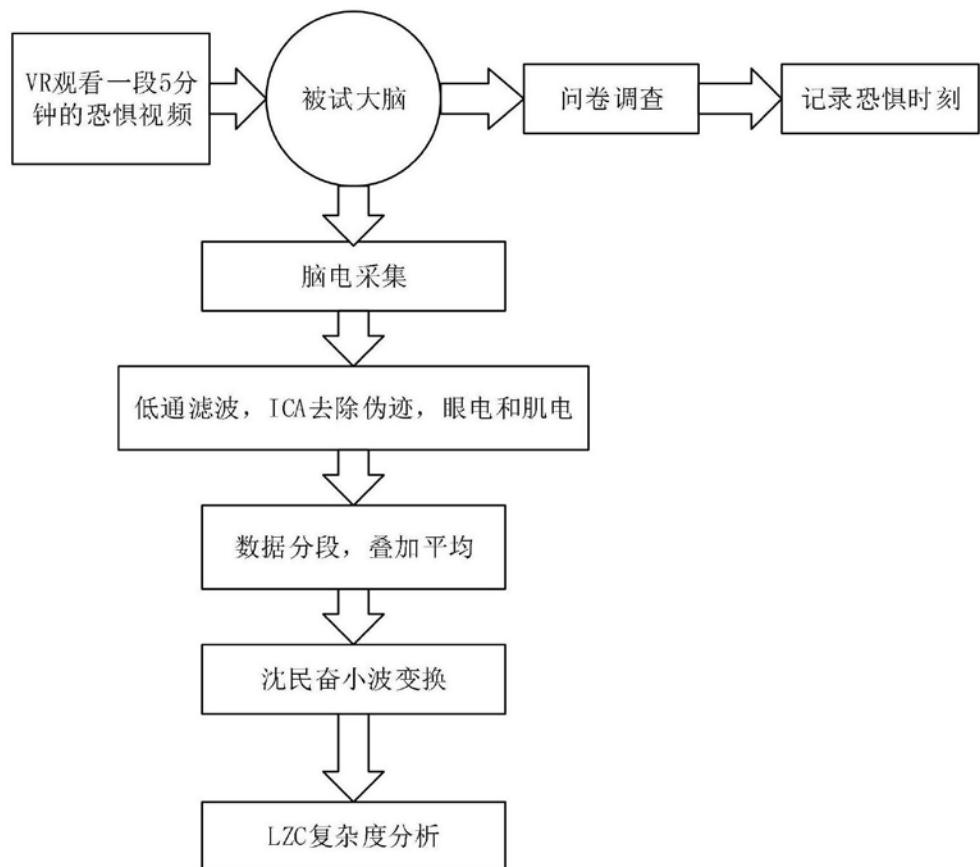


图1

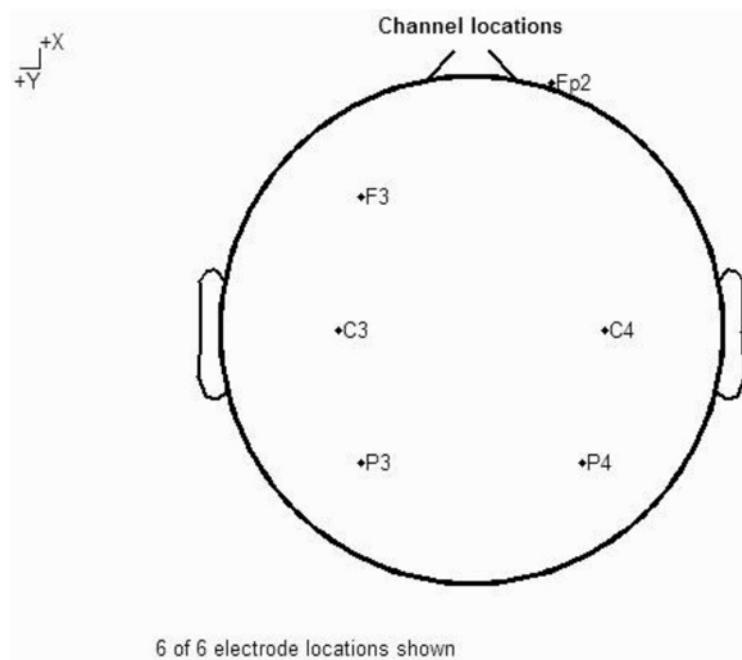


图2

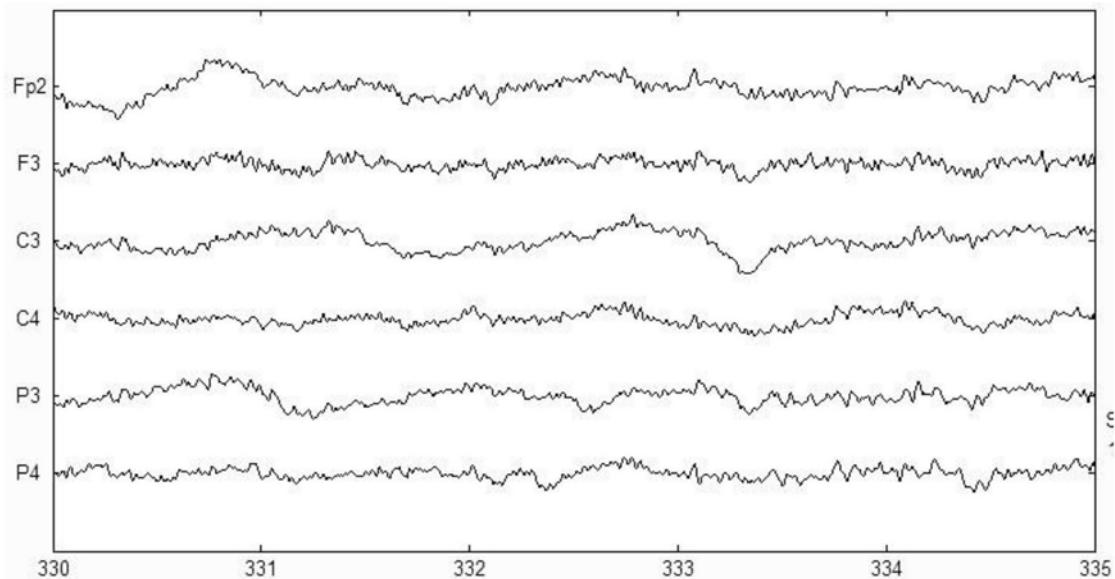


图3

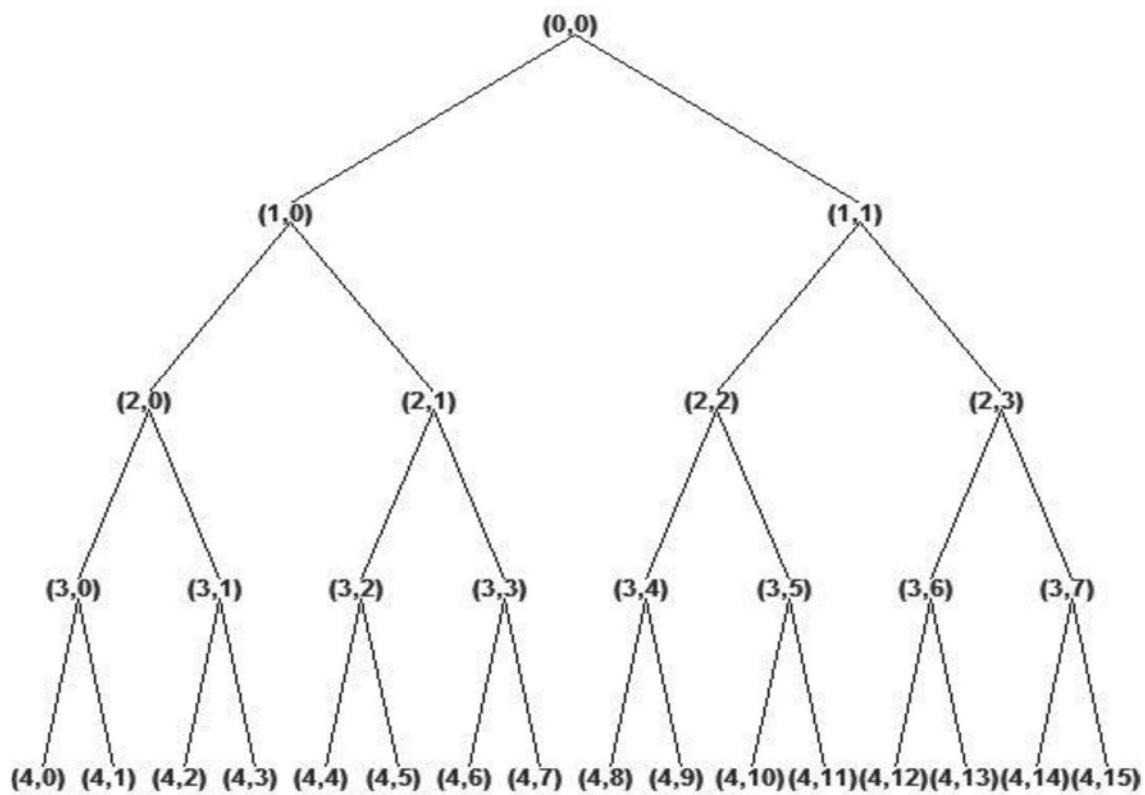


图4

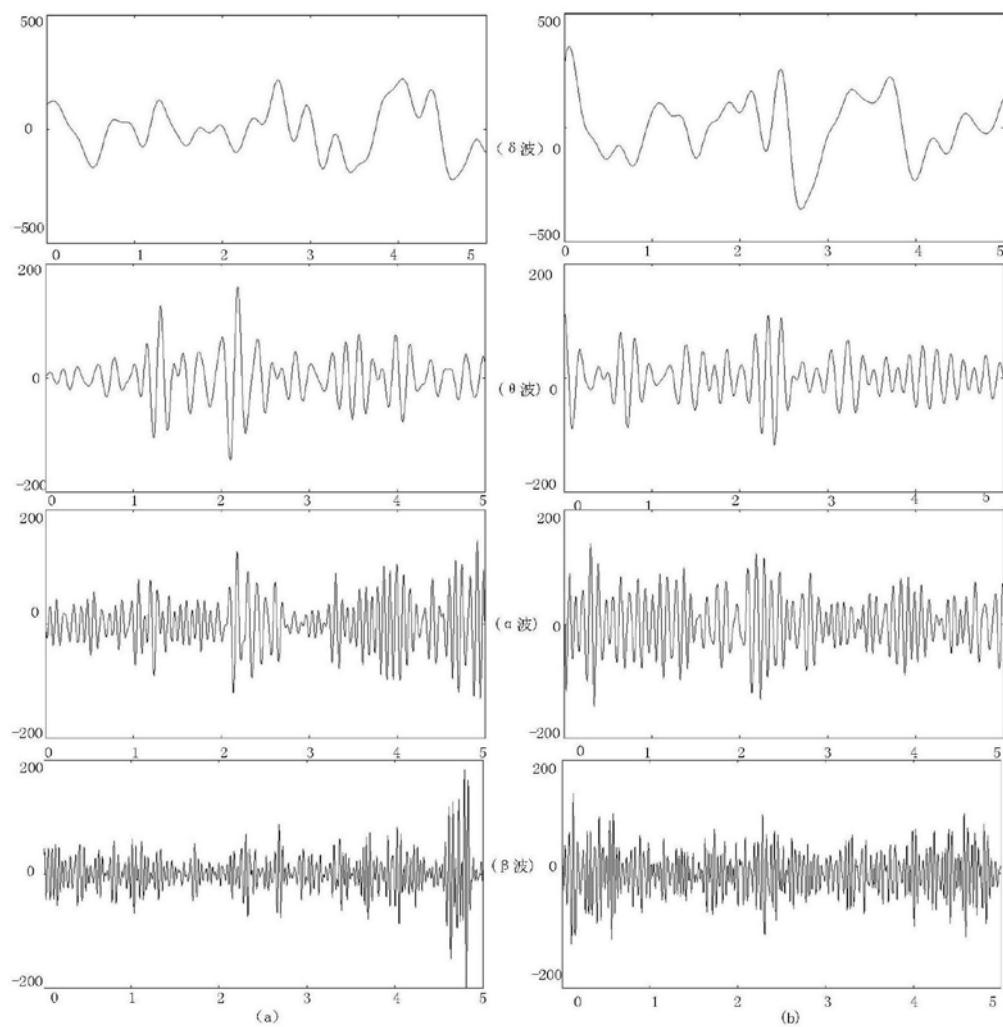


图5

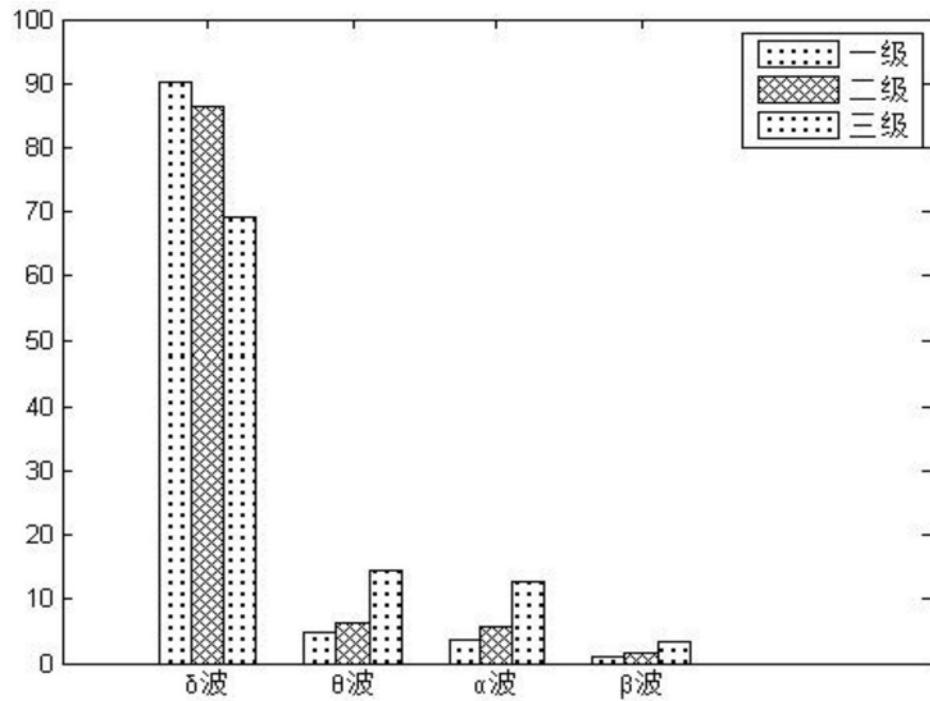


图6

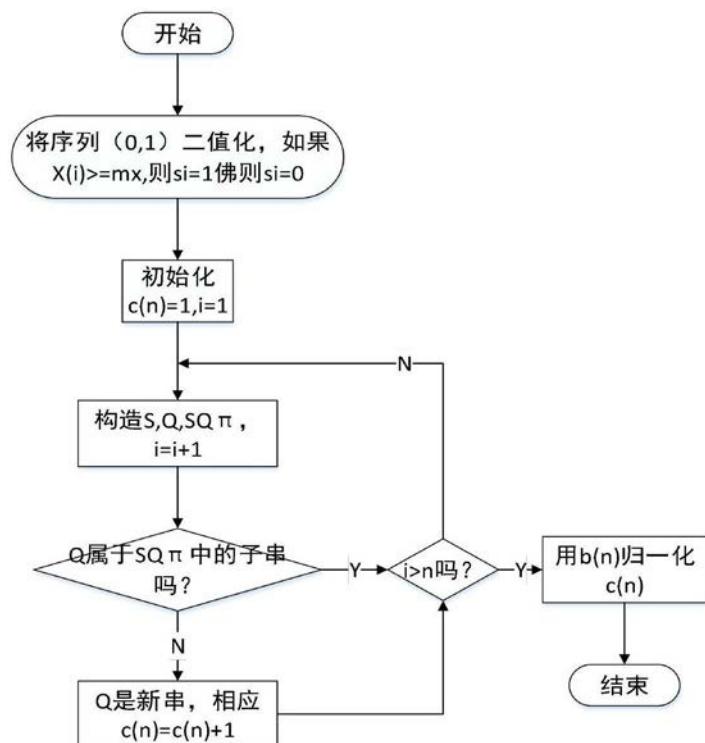


图7

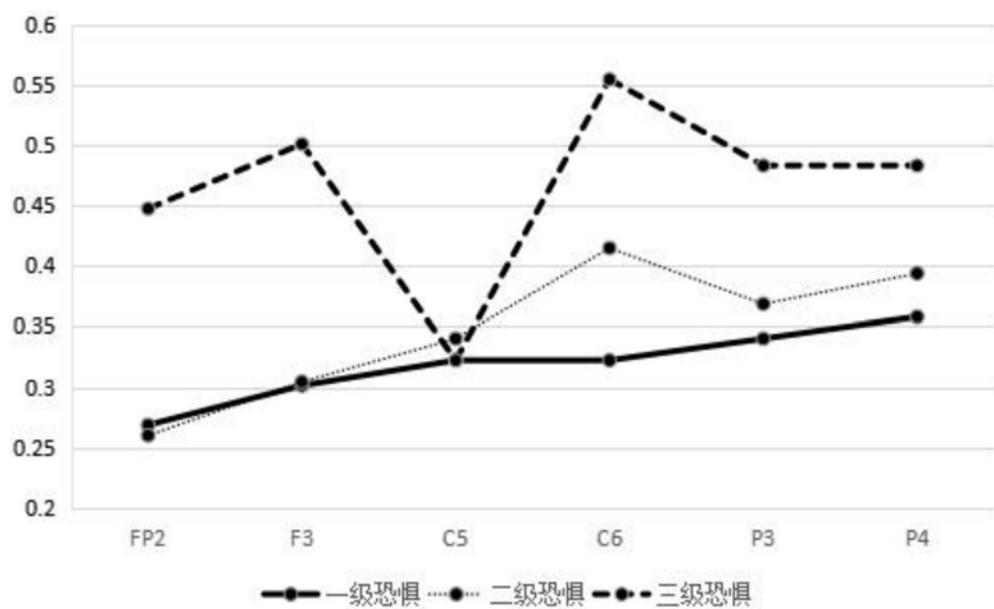


图8

专利名称(译)	基于VR系统的脑电信号恐惧度分级特征研究		
公开(公告)号	CN108814595A	公开(公告)日	2018-11-16
申请号	CN201810215214.9	申请日	2018-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	南京邮电大学		
申请(专利权)人(译)	南京邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京邮电大学		
[标]发明人	徐欣 陈玉娇		
发明人	徐欣 陈玉娇		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/16 A61B5/048 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04842 A61B5/048 A61B5/165 A61B5/7264		
代理人(译)	唐小红		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了基于VR系统的脑电信号恐惧度分级特征方法。随着社会的发展进步，恐惧症在当今越来越普遍，恐惧的分级有利于判断恐惧程度，让那些潜在患者能够及时治疗。本发明通过使用VR设备观看一段恐惧视频，诱发不同程度的恐惧脑电，使用沈民奋小波包分解和Lempel-Ziv复杂度(LZC)算法，对不同级别的恐惧脑电进行特征分析。实验结果表明：随着恐惧等级的增加，脑电中的δ节律的能量会减少，而α节律、θ节律和β节律的能量会升高。在三种不同的恐惧等级下，一级恐惧的LZC值最低，二级恐惧的LZC值其次，三级恐惧的LZC值最高。因此，参数LZC可以作为衡量恐惧等级的潜在指标，而且VR的使用为后续研究脑电信号的研究提供了新的思路。

