



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106974621 A

(43)申请公布日 2017.07.25

(21)申请号 201710156859.5

(22)申请日 2017.03.16

(71)申请人 小菜儿成都信息科技有限公司

地址 610015 四川省成都市高新区世纪城
南路599号天府软件园D区6栋505号

申请人 重庆大学

(72)发明人 刘然 李德豪 张艳珍 徐苗

邓泽坤 贾瑞双 刘明明

(74)专利代理机构 成都行之专利代理事务所

(普通合伙) 51220

代理人 温利平 陈靓靓

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

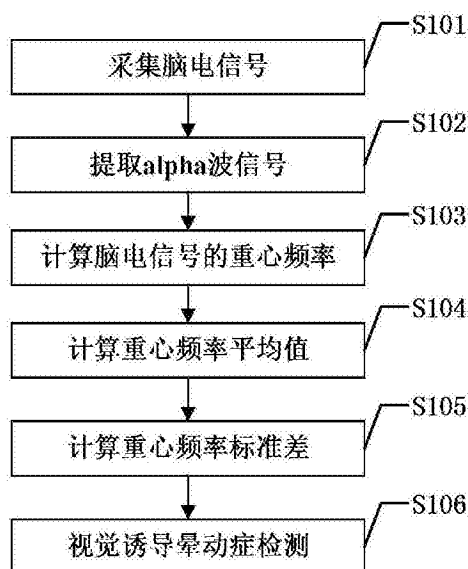
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法,在用户的左右额叶区、左右颞叶区设置两对脑电信号传感器,分别采集用户在正常阶段和检测阶段的四个通道脑电信号,并计算左、右额叶区脑电信号的差信号,从每个脑电信号中提取alpha波信号,然后根据预设的时间窗口参数计算得到每个alpha波信号的重心频率序列,计算正常阶段和检测阶段下右额叶区、右颞叶区alpha波信号的重心频率平均值以及右额叶区、左颞叶区、右颞叶区、左右额叶区脑电信号的差信号的alpha波信号的重心频率标准差,将这6对信号作为检测信号,当正常阶段与检测阶段的检测信号差异较大时判定出现视觉诱导晕动症现象,从而实现视觉诱导晕动症的检测。



1. 一种基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1:在用户的左右额叶区、左右颞叶区设置两对脑电信号传感器,分别采集用户在正常阶段的脑电信号 EEG^0 和检测阶段的脑电信号 EEG^1 ,其中每个脑电信号分别包括4个通道的脑电信号 EEG_1^i 、 EEG_2^i 、 EEG_3^i 、 EEG_4^i , $i=0$ 表示正常阶段脑电信号, $i=1$ 表示检测阶段脑电信号, EEG_1^i 、 EEG_2^i 分别表示用户左额叶区和右额叶区的脑电信号, EEG_3^i 和 EEG_4^i 分别表示用户左颞叶区和右颞叶区的脑电信号,并计算左、右额叶区脑电信号的差信号 $EEG_5^i = EEG_2^i - EEG_1^i$;

S2:从每个脑电信号 EEG_j^i 提取出其alpha波信号 $alpha_j^i$, $j=1,2,3,4,5$;

S3:对于每个alpha波信号 $alpha_j^i$,根据预设的时间窗口参数,计算每个时间窗口下的重心频率 $GF_j^i(t)$, t 表示时间窗口序号,得到重心频率序列 $GF_j^i = \{GF_j^i(t)\}$;

S4:分别根据右额叶区alpha波信号 $alpha_2^i$ 和右颞叶区alpha波信号 $alpha_4^i$ 的重心频率序列 GF_2^i 和 GF_4^i 计算得到重心频率平均值 $\overline{GF}_2^i$ 和 $\overline{GF}_4^i$,作为检测信号 T_1^i 和 T_2^i ;

S5:分别根据右额叶区alpha波信号 $alpha_2^i$ 、左、右颞叶区alpha波信号 $alpha_3^i$ 和 $alpha_4^i$ 以及左、右额叶区脑电信号的差信号alpha波信号 $alpha_5^i$ 的重心频率序列 GF_2^i 、 GF_3^i 、 GF_4^i 和 GF_5^i 计算得到重心频率标准差 $GF_SD_2^i$ 、 $GF_SD_3^i$ 、 $GF_SD_4^i$ 、 $GF_SD_5^i$,作为检测信号 T_3^i 、 T_4^i 、 T_5^i 和 T_6^i ;

S6:根据步骤S4和步骤S5获取的6对检测信号 T_k^i , $k=1,2,\dots,6$,分别计算每对检测信号之间的相对偏差 $\Delta_k = T_k^1/T_k^0$,如果 Δ_k 小于预设阈值 TH_1 ,则判定该检测信号得到的视觉诱导晕动症检测结果标识 $P_k=1$,否则 $P_k=0$ 。当 $P_k=1$ 的检测信号数量大于预设阈值 TH_2 时,判定该用户在检测阶段出现视觉诱导晕动症现象,否则未出现。

2. 根据权利要求1所述的视觉诱导晕动症检测方法,其特征在于,所述步骤S5中的阈值 TH_1 的取值范围为 $0.85 \leq TH_1 \leq 0.95$ 。

一种基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于立体显示技术领域,更为具体地讲,涉及一种基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法。

背景技术

[0002] 近年来,3D、虚拟现实(Virtual Reality,VR)等技术飞速发展,立体显示技术(stereo display technology)迎来了全新的发展机遇,不仅在影视、游戏等互动娱乐领域有了规模化应用,而且在临床医疗、电子地图、交通管理、智慧生活等方面也具有广阔的应用前景。这些发展是基于立体显示技术的主要特点:该技术以三维立体形态呈现视觉图像,能给人带来强烈的立体感和沉浸感。然而,不少人在立体观影中会产生视觉诱导晕动症(visually induced motion sickness,VIMS),这是一种通过视觉刺激诱发身体做出的反应,包括头痛、晕眩、恶心、作呕和呕吐等不适症状,这在一定程度上阻碍了立体显示技术的发展与应用。因此,建立一种视觉诱导晕动症检测方法甚至减缓方法是立体显示技术领域急需攻克的难题。

[0003] 目前,针对立体观影中不适感进行检测的方法主要有主观检测法和客观检测法两大类。主观检测法指通过主观问卷对视觉诱导晕动症进行检测,受试者需要根据自身体验回答问卷,再由研究人员对问卷进行统计分析检测视觉诱导晕动症程度,该方法简单、便捷,但是主观性大、可靠性低,检测结果不够准确。客观检测法指通过定义某些客观指标对受试者的视觉诱导晕动症程度进行公式化检测,该方法不受主观因素的影响,但指标的选取困难、测试复杂,难以达到理想效果。

[0004] 生物电信号作为生物体生命活动状态的反映,是生物医学工程研究的重要手段,广泛应用于生理状态监测、脑功能研究、情感与心理分析等方面,而研究人员使用脑电信号(electroencephalogram,EEG)、心电图(electrocardiogram,ECG)、血压(Blood pressure,BP)、心率(Heart rate,HR)等对不适感进行了研究,其中EEG被认为是不适感研究中最可靠、最有效的生物指标。

[0005] 脑电信号EEG是用电极记录大脑皮层神经元生物电活动的电位变化,这种电位变化非常微小,因此,脑电信号的波幅也比较微小,一般以微伏(μV)为单位。正常脑电信号的波幅在 $10\text{--}200\mu\text{V}$ 之间,频率变化范围在 $0.5\text{--}30\text{Hz}$ 之间,通常根据脑电信号的波幅和频率的变化范围将其分成五类: δ ($0.5\text{--}4\text{Hz}$, $10\text{--}20\mu\text{V}$)、 θ ($4\text{--}8\text{Hz}$, $20\text{--}40\mu\text{V}$)、 α ($8\text{--}12\text{Hz}$, $10\text{--}100\mu\text{V}$)、 β ($12\text{--}30\text{Hz}$, $5\text{--}30\mu\text{V}$)、 γ ($30\text{--}50\text{Hz}$)。EEG是人脑神经电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反映,可以直接无损地监测大脑皮层的神经中枢电信号,准确反映大脑所处的状态,且不同频段的波在不同条件下表现出的显著性不同。现如今,常用于脑电信号分析的方法有:时域分析法,该方法直接提取EEG信号的波形特征参数,具有较强的直观性、物理意义明确;频域分析法将EEG信号在时域范围的幅度变化转变为在频域范围的功率变化,对信号进行相关特征提取,功率谱估计是频域分析的一种重要手段;时频分析方法利用时间分辨率观察EEG信号的快变成分,利用频率分辨率观察EEG信号的慢变成分,

该方法需要权衡时间分辨率和频率分辨率,小波变换是时频分析方法的一种重要手段;非线性分析方法,可以有效地分析时变、非稳态、非线性的生理信号。

[0006] 快波是大脑皮层兴奋时的主要波形,反映大脑神经元兴奋的程度;慢波是大脑皮层处于抑制状态时电活动的主要表现,反映了大脑神经元抑制的程度;脑电功率谱密度(Power Spectra Density, PSD)是反映大脑神经元兴奋或抑制程度的一个指标;重心频率(Gravity Frequency, GF)是频谱中分量较大的信号成分的频率,反映在不同条件下整个EEG功率谱的迁移情况。在疲劳状态时,慢波增加,快波减少,大脑神经元处于抑制状态,使脑电功率谱降低,重心频率也向低频迁移。

[0007] 综上可知,脑电信号含有丰富的大脑活动信息,可以直接无损地监测大脑皮层的神经中枢电信号,准确反映大脑所处的状态,基于脑电信号进行视觉诱导晕动症检测成为可能,但是尚未出现有效的检测方法。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于克服现有技术的不足,提供一种基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法,通过分析脑电信号的重心频率来得到检测信号,实现视觉诱导晕动症的检测。

[0009] 为实现上述发明目的,本发明基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法包括以下步骤:

[0010] S1:在用户的左右额叶区、左右颞叶区设置两对脑电信号传感器,分别采集用户在正常阶段的脑电信号 EEG^0 和检测阶段的脑电信号 EEG^1 ,其中每个脑电信号分别包括4个通道的脑电信号 EEG_1^i 、 EEG_2^i 、 EEG_3^i 、 EEG_4^i , $i=0$ 表示正常阶段脑电信号, $i=1$ 表示检测阶段脑电信号, EEG_1^i 、 EEG_2^i 分别表示用户左额叶区和右额叶区的脑电信号, EEG_3^i 和 EEG_4^i 分别表示用户左颞叶区和右颞叶区的脑电信号,并计算左、右额叶区脑电信号的差信号 $EEG_5^i = EEG_2^i - EEG_1^i$;

[0011] S2:从每个脑电信号 EEG_j^i 提取出其alpha波信号 $alpha_j^i$, $j=1, 2, 3, 4, 5$;

[0012] S3:对于每个alpha波信号 $alpha_j^i$,根据预设的时间窗口参数,计算每个时间窗口下的重心频率 $GF_j^i(t)$, t 表示时间窗口序号,得到重心频率序列 $GF_j^i = \{GF_j^i(t)\}$;

[0013] S4:分别根据右额叶区alpha波信号 $alpha_2^i$ 和右颞叶区alpha波信号 $alpha_4^i$ 的重心频率序列 GF_2^i 和 GF_4^i 计算得到重心频率平均值 $\overline{GF}_2^i$ 和 $\overline{GF}_4^i$,作为检测信号 T_1^i 和 T_2^i ;

[0014] S5:分别根据右额叶区alpha波信号 $alpha_2^i$ 、左、右颞叶区alpha波信号 $alpha_3^i$ 和 $alpha_4^i$ 以及左、右额叶区脑电信号的差信号alpha波信号 $alpha_5^i$ 的重心频率序列 GF_2^i 、 GF_3^i 、 GF_4^i 和 GF_5^i 计算得到重心频率标准差 $GF_SD_2^i$ 、 $GF_SD_3^i$ 、 $GF_SD_4^i$ 、 $GF_SD_5^i$,作为检测信号 T_3^i 、 T_4^i 、 T_5^i 和 T_6^i ;

[0015] S6:根据步骤S4和步骤S5获取的6对检测信号 T_k^i , $k=1, 2, \dots, 6$,分别计算每对检测

信号之间的相对偏差 $\Delta_k = T_k^1 / T_k^0$, 如果 Δ_k 小于预设阈值 TH_1 , 则判定该检测信号得到的视觉诱导晕动症检测结果标识 $P_k = 1$, 否则 $P_k = 0$; 当 $P_k = 1$ 的检测信号数量大于预设阈值 TH_2 时, 判定该用户在检测阶段出现视觉诱导晕动症现象, 否则未出现。

[0016] 本发明基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法, 在用户的左右额叶区、左右颞叶区设置两对脑电信号传感器, 分别采集用户在正常阶段和检测阶段的四个通道脑电信号, 并计算左、右额叶区脑电信号的差信号, 从每个脑电信号中提取alpha波信号, 然后根据预设的时间窗口参数计算得到每个alpha波信号的重心频率序列, 计算正常阶段和检测阶段下右额叶区、右颞叶区alpha波信号的重心频率平均值以及右额叶区、左颞叶区、右颞叶区、左右额叶区脑电信号的差信号的alpha波信号的重心频率标准差, 将这6对信号作为检测信号, 当正常阶段与检测阶段的检测信号差异较大时判定出现视觉诱导晕动症现象, 从而实现视觉诱导晕动症的检测。

附图说明

[0017] 图1是基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法的具体实施方式流程图;

[0018] 图2是Muse可穿戴设备的电极位置示意图;

[0019] 图3是基于虚拟现实的主动式汽车驾驶模拟器图片;

[0020] 图4是受试者在实验过程中的主观VIMS变化图;

[0021] 图5是受试者的alpha波信号的重心频率变化图;

[0022] 图6是本实施例中6对检测信号的实验数据散点图。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图对本发明的具体实施方式进行描述, 以便本领域的技术人员更好地理解本发明。需要特别提醒注意的是, 在以下的描述中, 当已知功能和设计的详细描述也许会淡化本发明的主要内容时, 这些描述在这里将被忽略。

[0024] 实施例

[0025] 图1是基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法的具体实施方式流程图。如图1所示, 本发明基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法包括以下步骤:

[0026] S101: 采集脑电信号:

[0027] 在用户的左右额叶区、左右颞叶区设置两对脑电信号传感器, 分别采集用户在正常阶段(未使用立体视觉设备)的脑电信号 EEG^0 和检测阶段(使用立体视觉设备过程中)的脑电信号 EEG^1 , 其中每个脑电信号分别包括4个通道的脑电信号 EEG_1^i 、 EEG_2^i 、 EEG_3^i 、 EEG_4^i , $i=0$ 表示正常阶段脑电信号, $i=1$ 表示检测阶段脑电信号, EEG_1^i 、 EEG_2^i 分别表示用户左额叶区和右额叶区的脑电信号, EEG_3^i 和 EEG_4^i 分别表示用户左颞叶区和右颞叶区的脑电信号, 并计算左、右额叶区脑电信号的差信号 $EEG_5^i = EEG_2^i - EEG_1^i$ 。

[0028] S102: 提取alpha波信号:

[0029] 从每个脑电信号 EEG_j^i 提取出其alpha波信号 α_j^i , $j=1,2,3,4,5$ 。

[0030] alpha波在大脑各区的脑电信号中均有出现,并且一般左右对称,但也会出现左右波幅差的情况,经研究表明这可能与左右利手有关。正常人在清醒、安静、闭目时出现alpha波,如果接受一些视觉或听觉刺激,尤其是睁眼动作时,则alpha波会受到抑制或消失,并很快被beta波所取代,称为“alpha波阻断”现象,当人重新安静闭目时,alpha波又重新出现。本发明通过实验发现,在产生视觉诱导晕动症时,alpha波的某些统计特征较为明显,因此本发明采用alpha波信号来进行视觉诱导晕动症的检测。

[0031] S103:计算脑电信号的重心频率:

[0032] 对于每个alpha波信号 α_j^i ,根据预设的时间窗口参数,计算每个时间窗口下的重心频率 $GF_j^i(t)$, t 表示时间窗口序号,得到重心频率序列 $GF_j^i = \{GF_j^i(t)\}$ 。

[0033] 重心频率GF的计算公式如下:

$$[0034] \quad GF = \frac{\sum_{f_1}^{f_2} f \cdot PSD(f)}{\sum_{f_1}^{f_2} PSD(f)}$$

[0035] 其中, f 表示脑电信号的频率, f_1 、 f_2 分别表示alpha波信号的最低频率和最高频率,PSD(f)表示脑电信号的功率谱密度。

[0036] PSD表示在给定时间段内某一频带的能量分布,GF反映脑电信号PSD的分布情况,能够代表PSD在不同条件下的重心迁移。换句话说,对于给定频带范围,低于GF的频率范围内包含的能量是脑电信号总能量的一半。因此,计算出的GF能够反映给定频带内大脑活动的瞬时变化。

[0037] S104:计算重心频率平均值:

[0038] 分别根据右额叶区alpha波信号 α_2^i 和右颞叶区alpha波信号 α_4^i 的重心频率序列 GF_2^i 和 GF_4^i 计算得到重心频率平均值 $\overline{GF}_2^i$ 和 $\overline{GF}_4^i$,作为检测信号 T_1^i 和 T_2^i ,其计算公式为:

$$[0039] \quad \overline{GF}_j^i = \frac{\sum_t GF_j^i(t)}{N}$$

[0040] 其中N表示重心频率序列的长度,即步骤S103中时间窗口的数量, $t=1,2,\dots,N$, $j'=2,4$ 。

[0041] S105:计算重心频率标准差:

[0042] 分别根据右额叶区alpha波信号 α_2^i 、左、右颞叶区alpha波信号 α_3^i 和 α_4^i 以及左右额叶区脑电信号的差信号alpha波信号 α_5^i 的重心频率序列 GF_2^i 、 GF_3^i 、 GF_4^i 和 GF_5^i 计算得到重心频率标准差 $GF_SD_2^i$ 、 $GF_SD_3^i$ 、 $GF_SD_4^i$ 、 $GF_SD_5^i$,作为检测信号 T_3^i 、 T_4^i 、 T_5^i 和 T_6^i ,其计算公式为:

$$[0043] \quad GF_SD_j^i = \sqrt{\frac{\sum_t (GF_j^i(t) - \overline{GF}_j^i)^2}{N-1}}$$

[0044] 其中, $\overline{GF_j^i}$ 表示重心频率序列 GF_j^i 的平均值, $j''=2,3,4,5$ 。

[0045] S106: 视觉诱导晕动症检测:

[0046] 根据步骤S104和步骤S105获取的6对检测信号 T_k^i , $k=1,2,\dots,6$, 分别计算每对检测信号之间的相对比例 $\Delta_k = T_k^1/T_k^0$, 也即检测后与检测前检测信号的比例。如果 Δ_k 小于预设阈值 TH_1 , 则判定该检测信号得到的视觉诱导晕动症检测结果标识 $P_k=1$, 否则 $P_k=0$ 。当 $P_k=1$ 的检测信号数量大于预设阈值 TH_2 时, 判定该用户在检测阶段出现视觉诱导晕动症现象, 否则未出现。

[0047] 显然, 理想情况下阈值 TH_1 的取值为 $TH_1=1$, 这是因为本文选取的6对检测信号与 alpha 波相关, 根据之前所述, 正常人在接受视觉刺激时 alpha 波会受到抑制, T_k^1 较 T_k^0 减少, 因此 $\Delta_k < 1$ 时可以认为出现了视觉诱导晕动症现象。但是由于实际检测过程中检测信号可能出现波动, 因此一般将阈值 TH_1 的取值范围设置为 $0.85 \leq TH_1 \leq 0.95$, 具体值可以根据实际情况来确定。因为本发明中检测信号有6对, 因此阈值 TH_2 的取值范围为 $1 \leq TH_2 \leq 6$, 通常设置 $TH_2=3$, 即一半以上的检测结果标识为1, 即判定出现视觉晕动症现象。

[0048] 为了更好地说明本发明的技术效果, 采用一个具体场景对本发明进行了实验验证。本实施例中采用 Muse (InteraXon Inc., Ontario Canada) 可穿戴设备来采集脑电信号。图2是 Muse 可穿戴设备的电极位置示意图。如图2所示, Muse 可穿戴设备在额叶区有两个脑电信号传感器 FP1、FP2, 颞叶区有两个脑电信号传感器 TP9、TP10, 其中 FP1 采集用户左额叶区脑电信号 EEG_1^i , FP2 采集用户右额叶区脑电信号 EEG_2^i , TP9 采集用户左颞叶区脑电信号 EEG_3^i , TP10 采集用户右颞叶区脑电信号 EEG_4^i 。本实施例中选取了8名受试者, 其中女性3位, 男性5位, 8名受试者中近视者4位。

[0049] 本实施例中采用的立体视觉设备为基于虚拟现实的主动式汽车驾驶模拟器 (Vehicle Driving Simulator, VDS), 由一个运动的驾驶室和 220° 的情景投影屏组成。由于 VR 技术能够带给受试者立体感和沉浸感, 在驾驶过程中容易通过视觉刺激诱发受试者产生视觉诱导晕动症。图3是基于虚拟现实的主动式汽车驾驶模拟器图片。经过实验可以得知, 本次实验中的8名受试者均在驾驶该主动式汽车驾驶模拟器时存在不同程度的晕动感。

[0050] 本实验中将驾驶流程分为以下三个阶段:

[0051] 1) 基线阶段: 受试者未驾驶汽车, 睁眼站立3min, 闭眼站立3min, 这一阶段受试者没有出现 VIMS 症状;

[0052] 2) VIMS 阶段: 受试者在一条弯曲的道路上驾驶汽车, 这会引发受试者产生 VIMS, 而且随着驾驶时间的增加, 受试者的晕动增强, 本阶段实验的时间长度依据受试者个人的晕动状态而定;

[0053] 3) 休息阶段: 受试者停止驾驶进行休息, 睁眼站立3min, 闭眼站立3min, 在这一阶段受试者的晕动感得到减缓。

[0054] 在整个驾驶流程中, 受试者需要每分钟口头报告一次主观的视觉诱导晕动症级别 (VIMS Level, VIMSL), 本次实验中将 VIMSL 划分为五个级别: 未晕动 (0级)、轻微晕动 (1级)、中度晕动 (2级)、严重晕动 (3级) 和过度晕动 (4级)。

[0055] 此处从8位受试者选择其中一位受试者, 对其实验数据进行说明。图4是受试者在

实验过程中的主观VIMSL变化图。如图4所示,该受试者的主观VIMSL在驾驶开始三分钟左右开始增长(大约在实验开始后26分钟),在驾驶结束后几分钟开始下降。图5是受试者的alpha波信号的重心频率变化图。如图5所示,非晕动状态和晕动状态下的重心频率的波动很难看出明显差异,因此不能直接将重心频率作为视觉诱导晕动症的检测指标。

[0056] 本发明中确定了6个检测信号,即右额叶区alpha波信号 α_2^i 和右颞叶区alpha波信号 α_4^i 的重心频率平均值 $\overline{GF}_2^i$ 和 $\overline{GF}_4^i$,右额叶区alpha波信号 α_2^i 、左、右颞叶区alpha波信号 α_3^i 和 α_4^i 以及左右额叶区脑电信号的差信号alpha波信号 α_5^i 的重心频率标准差 $GF_SD_2^i$ 、 $GF_SD_3^i$ 、 $GF_SD_4^i$ 、 $GF_SD_5^i$ 。本次实验中计算了八位受试者11组实验数据在正常阶段(基线阶段)和检测阶段(VIMS阶段)的6对检测信号。图6是本实施例中6对检测信号的实验数据散点图。如图6所示,横坐标表示正常阶段(基线阶段)下的重心频率平均值或重心频率标准差,纵坐标表示检测阶段(VIMS阶段)下的重心频率平均值或重心频率标准差,实线为阈值 TH_1 取值为1(即理想情况),虚线为阈值 TH_1 取值为0.9(本实施例中设置)。根据图6可以明显看出,在受试者发生视觉诱导晕动症时,6对检测信号在正常阶段和检测阶段在统计学上具有显著差异,如果对11组实验数据的散点求取中心点,显然该中心点所对应的相对比例 $\Delta_k = T_k^1/T_k^0$ 是小于1的。但是由于实际检测的误差以及阈值 TH_1 通常需要设置一定的容限,并非每组实验数据中每对检测信号之间的相对比例 $\Delta_k = T_k^1/T_k^0$ 都能得到正确的检测标识,因此本发明采用6对检测信号来综合判断,从而提高检测的准确度。综上可知本发明中采用这6对检测信号来进行视觉诱导晕动症是具有合理依据的,且能得到较为可靠的检测结果。

[0057] 尽管上面对本发明说明性的具体实施方式进行了描述,以便于本技术领域的技术人员理解本发明,但应该清楚,本发明不限于具体实施方式的范围,对本技术领域的普通技术人员来讲,只要各种变化在所附的权利要求限定和确定的本发明的精神和范围内,这些变化是显而易见的,一切利用本发明构思的发明创造均在保护之列。

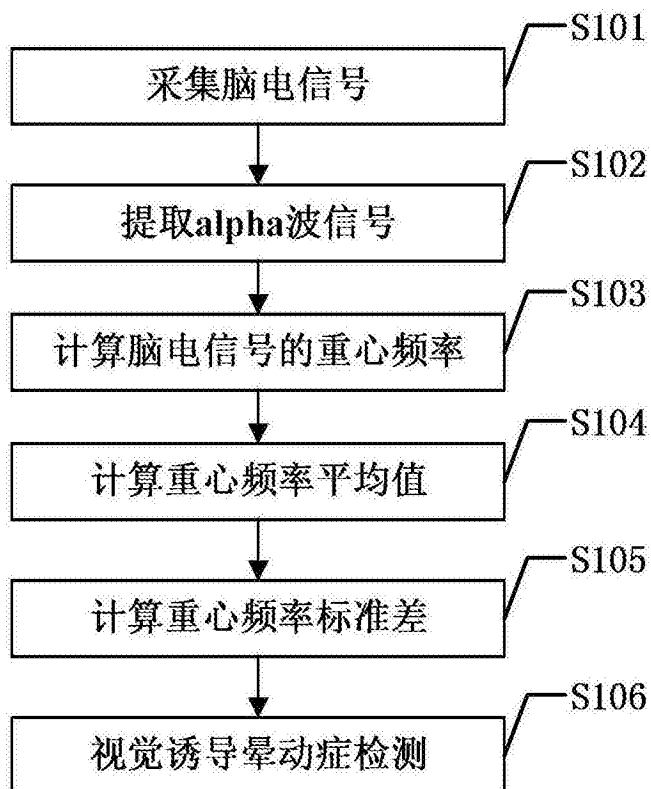


图1

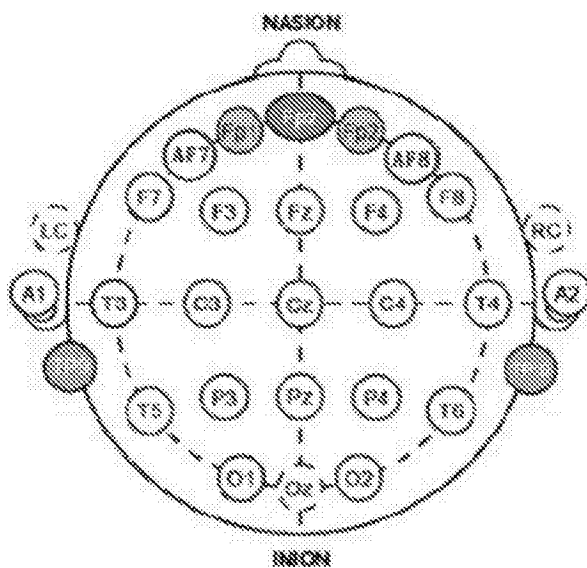


图2



图3

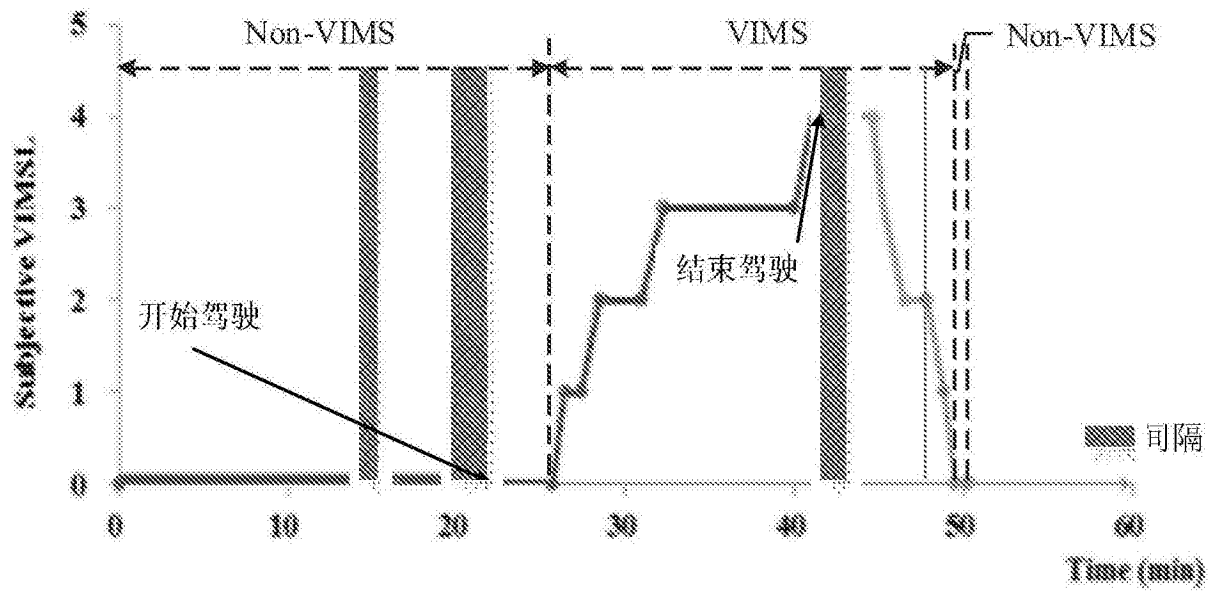


图4

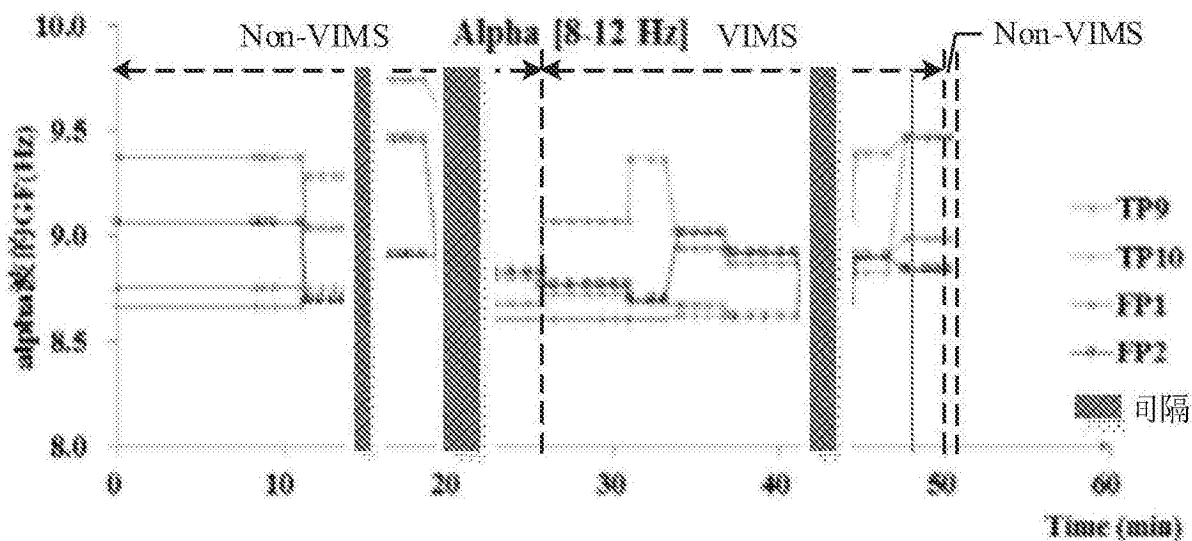


图5

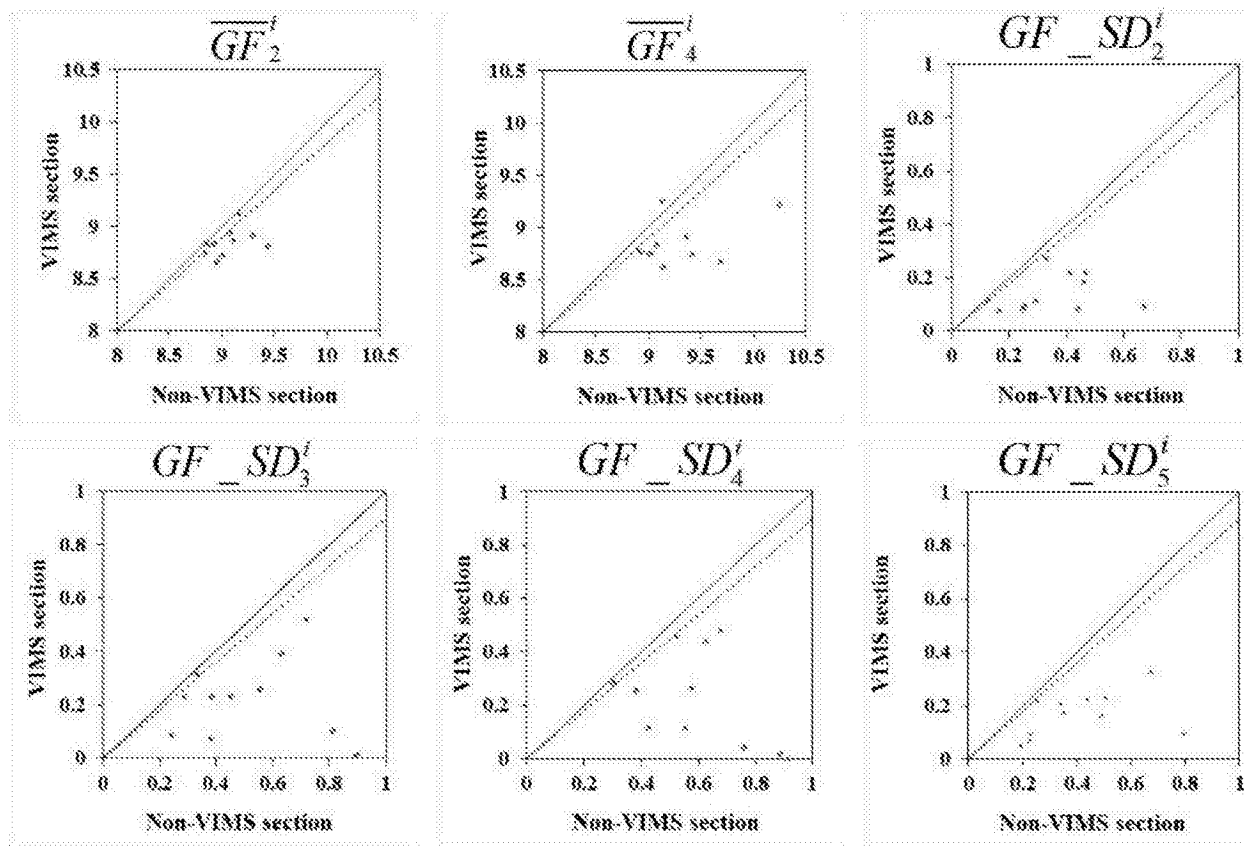


图6

专利名称(译)	一种基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法		
公开(公告)号	CN106974621A	公开(公告)日	2017-07-25
申请号	CN201710156859.5	申请日	2017-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	小菜儿成都信息科技有限公司 重庆大学		
申请(专利权)人(译)	小菜儿成都信息科技有限公司 重庆大学		
当前申请(专利权)人(译)	小菜儿成都信息科技有限公司 重庆大学		
[标]发明人	刘然 李德豪 张艳珍 徐苗 邓泽坤 贾瑞双 刘明明		
发明人	刘然 李德豪 张艳珍 徐苗 邓泽坤 贾瑞双 刘明明		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/72		
代理人(译)	温利平		
其他公开文献	CN106974621B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于脑电信号重心频率的视觉诱导晕动症检测方法，在用户的左右额叶区、左右颞叶区设置两对脑电信号传感器，分别采集用户在正常阶段和检测阶段的四个通道脑电信号，并计算左、右额叶区脑电信号的差信号，从每个脑电信号中提取alpha波信号，然后根据预设的时间窗口参数计算得到每个alpha波信号的重心频率序列，计算正常阶段和检测阶段下右额叶区、右颞叶区alpha波信号的重心频率平均值以及右额叶区、左颞叶区、右颞叶区、左右额叶区脑电信号的差信号的alpha波信号的重心频率标准差，将这6对信号作为检测信号，当正常阶段与检测阶段的检测信号差异较大时判定出现视觉诱导晕动症现象，从而实现视觉诱导晕动症的检测。

