



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107440688 A

(43)申请公布日 2017.12.08

(21)申请号 201710711246.3

(22)申请日 2017.08.18

(71)申请人 成都斯斐德科技有限公司
地址 610041 四川省成都市锦江区华兴正街5号2栋23楼5号
申请人 重庆大学

(72)发明人 刘然 贾瑞双 张艳珍 李德豪
刘明明 郑杨婷

(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 5/0225(2006.01)
A61B 5/02(2006.01)

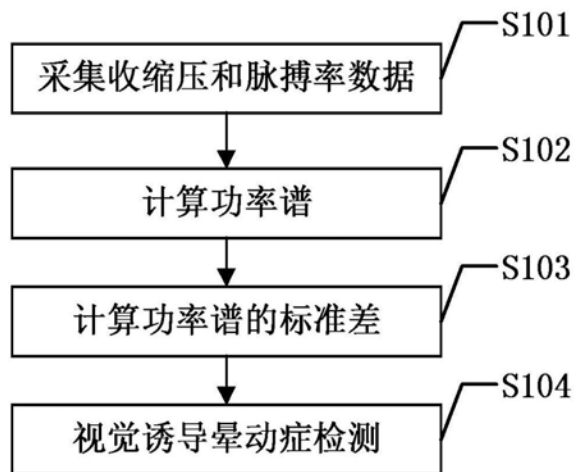
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

基于收缩压和脉搏率功率谱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收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法,首先分别采集用户在正常阶段和检测阶段的收缩压信号和脉搏率信号,计算得到每个信号的功率谱,然后再计算每个功率谱的标准差,分别计算两个收缩压功率谱标准差的相对偏差和两个脉搏率功率谱标准差的相对偏差,当检测阶段较正常阶段出现标准差下降时,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. 一种基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法, 其特征在于, 包括以下步骤:

S1: 分别采集用户在正常阶段(未使用立体视觉设备)的收缩压数据 D_{SYS}^0 、脉搏率数据 D_{PR}^0 和检测阶段(使用立体视觉设备过程中)的收缩压数据 D_{SYS} 、脉搏率数据 D_{PR} ;

S2: 计算得到收缩压数据 D_{SYS}^0 、 D_{SYS} 的功率谱 S_{SYS}^0 、 S_{SYS} 以及脉搏率数据 D_{PR}^0 、 D_{PR} 的功率谱 S_{PR}^0 、 S_{PR} ;

S3: 分别计算4个功率谱 S_{SYS}^0 、 S_{SYS} 、 S_{PR}^0 、 S_{PR} 的标准差 Std_{SYS}^0 、 Std_{SYS} 、 Std_{PR}^0 、 Std_{PR} ;

S4: 分别计算两对功率谱标准差的相对偏差 $\Delta_{SYS} = Std_{SYS} / Std_{SYS}^0$ 、 $\Delta_{PR} = Std_{PR} / Std_{PR}^0$, 如果 Δ_{SYS} 小于预设阈值 TH_{SYS} 、 Δ_{PR} 小于预设阈值 TH_{PR} 两种情况中任意一种情况满足, 则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检测方法, 其特征在于, 所述步骤S1中得到的4个数据分别采用插值和重采样进行预处理。

3. 根据权利要求2所述的视觉诱导晕动症检测方法, 其特征在于, 所述插值方法为三次样条插值。

4. 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S2中功率谱采用 Welch 法计算。

5. 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S3中阈值 TH_{SYS} 、阈值 TH_{PR} 的取值范围分别为 $0.85 \leq TH_{SYS} \leq 0.95$, $0.85 \leq TH_{PR} \leq 0.95$ 。

基于收缩压和脉搏率功率谱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,涉及一种基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法。

背景技术

[0002] 近年来,显示技术的快速发展使得越来越多的人不断接触到全新的显示环境,例如高分辨率和强深度对比的宽屏电视机、裸眼3D电视机以及在虚拟现实和游戏中所使用的头戴式显示器。此外,伴随视频处理和计算机图形学技术的发展,出现了大量的包含复杂且频繁的视点运动的新颖的图像,而这些是传统摄像技术所不能实现的。这些技术的发展与运用,使得图像不再仅仅局限于显示器的平面上,而是体现出图像的深度感、层次感、真实感以及图像的显示分布情况,使画面变得立体逼真,带给了观众人们前所未有的观影体验。与此同时,伴随这些技术的不断发展与成熟,立体显示技术在现代医疗、军事国防、教育教学、智能家居等许多领域也获得了巨大的运用和推广。

[0003] 先进的显示技术因其强烈的立体感和沉浸感,很大程度上推进了其在各个领域的应用与发展,但也存在一定的弊端,最突出的问题就是在观影过程中往往会引发视觉诱导晕动症(visually induced motion sickness,VIMS),包括视觉疲劳、视力模糊、复视、恶心、呕吐、眩晕等症状,这些都严重威胁着人们的身体健康,同时也阻碍了显示技术的进一步发展。为了降低视觉诱导晕动症所带来的风险,有必要分析造成视觉诱导晕动症的因素与条件。而为了实现这一目的,必须首先探寻出一种可以定量评估视觉诱导晕动症影响的方法。在视觉诱导晕动症评估方法方面,较为主流的方法是主观分析法和主客观相结合的分析法。

[0004] 主观分析法就是受试者在实验过程中,依据模拟晕动症问卷(Simulator Sickness Question,SSQ)中的问题及级别划分来作答,以完成对自身晕动级别的评估。早在1965年,Kellogg等人发明了晕动症问卷(Motion Sickness Questionnaire,MSQ)来研究晕动症,最初的晕动症问卷通常包括25-30个和晕动症有关的症状,对于每一个症状,每个受试者要依据自身情况给出可以反映该症状严重程度的等级评估,通常无症状时对应0级,症状最严重时对应最高级。之后,在MSQ的基础之上, Frank等人研究出了模拟晕动症问卷。模拟晕动症问卷表所包含的症状和晕动症问卷表所包含的内容是有所不同的,主要涉及眼球运动(Oculomotor)、方向障碍(Disorientation)和恶心(Nausea)三个方面。

[0005] 许多专家学者采用这种主观分析法对晕动症做出了有效的评估,但主观分析法确实存在以下缺点:

[0006] ①采用主观分析法时,对于每个症状的分级是有限的,很难细化;

[0007] ②主观分析法常常是在实验前后进行,很难在实验中进行测量,因而其准确性较低;

[0008] ③问卷中所涉及的症状可能会对受试者形成一定的诱导甚至误导作用,进而使得受试者不能真切地反映自身的情况。

[0009] 因此,采用单一的主观分析法并不是一种非常理想的视觉诱导晕动症评估方法。许多学者在主观分析法的基础上,引入了客观的生理数据,采用主客观相结合的分析方来对VIMS进行评估。

[0010] 已有研究表明,胃电图 (Electrogastrogram,EGG)、心电图 (Electrocardiogram, ECG)、唾液皮质醇级别 (Salivary cortisol level)、血压 (Blood pressure, BP)、脉搏率 (Pulse rate, PR) 和脑电图 (Electroencephalogram, EEG) 等都可以作为VIMS的评估指标。同时,血压 (Blood pressure, BP)、心率 (Heart rate, HR)、脉搏率 (Pulse rate, PR) 作为体现和反映人体状况的最基本的生理参数,是身体健康状况的重要生理指标,也引起了许多学者的关注,他们试图基于血压、心率、脉搏率来对VIMS进行分析与研究。

[0011] Graybiel等人的研究发现血压和心率并不随主观晕动等级变化而变化。然而, Lin等人研究发现,血压和心率变化和主观晕动程度密切相关。N. Sugita等人提出血压和心率之间的相关关系能够很好地反映视觉诱导晕动症所带来的生理影响。当受试者出现晕动状态时,血压和心率变化相关性降低。Sayers等人通过对心率的功率谱进行分析发现,心率的增加和副交感神经活动的抑制以及交感神经活动的提升有着密切的关系。心率功率谱的低频段 (0.04Hz-0.15Hz) 反映的是维持血压平衡的交感神经分布的波动,而心率功率谱的高频频段 (0.15-0.5Hz) 反映的是副交感神经系统对心脏刺激的调控。基于前人的研究, Sharon等人提出了一种基于心率功率谱的VIMS评估方法。

[0012] 目前基于血压和脉搏率的视觉诱导晕动症检测方法大多是单独对血压和脉搏率进行评估,即使少部分的综合分析也未考虑功率谱,在功率谱分析方面目前仅对心率进行了分析。

发明内容

[0013] 本发明的目的在于克服现有技术的不足,提供一种基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法,通过分析收缩压和脉搏率功率谱的标准差来得到检测信号,实现视觉诱导晕动症的检测。

[0014] 为实现上述发明目的,本发明基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法包括以下步骤:

[0015] S1:分别采集用户在正常阶段(未使用立体视觉设备)的收缩压数据 D_{SYS}^0 、脉搏率数据 D_{PR}^0 和检测阶段(使用立体视觉设备过程中)的收缩压数据 D_{SYS}^1 、脉搏率数据 D_{PR}^1 ;

[0016] S2:计算得到收缩压数据 D_{SYS}^0 、 D_{SYS}^1 的功率谱 S_{SYS}^0 、 S_{SYS}^1 以及脉搏率数据 D_{PR}^0 、 D_{PR}^1 的功率谱 S_{PR}^0 、 S_{PR}^1 ;

[0017] S3:分别计算4个功率谱 S_{SYS}^0 、 S_{SYS}^1 、 S_{PR}^0 、 S_{PR}^1 的标准差 Std_{SYS}^0 、 Std_{SYS}^1 、 Std_{PR}^0 、 Std_{PR}^1 ;

[0018] S4:分别计算两对功率谱标准差的相对偏差 $\Delta_{SYS} = Std_{SYS}^1 / Std_{SYS}^0$ 、 $\Delta_{PR} = Std_{PR}^1 / Std_{PR}^0$,如果 Δ_{SYS} 小于预设阈值 TH_{SYS} 、 Δ_{PR} 小于预设阈值 TH_{PR} 两种情况中任意一种情况满足,则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。

[0019] 本发明基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法,首先分别采集用

户在正常阶段和检测阶段的收缩压数据和脉搏率数据,计算得到每个数据的功率谱,然后再计算每个功率谱的标准差,分别计算两个收缩压功率谱标准差的相对偏差和两个脉搏率功率谱标准差的相对偏差,当检测阶段较正常阶段出现标准差下降时,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

- [0020] 图1是基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法的具体实施方式流程图;
- [0021] 图2是i-Health无线血压手腕检测器示意图;
- [0022] 图3是基于虚拟现实的主动式汽车驾驶模拟器图片;
- [0023] 图4是受试者在实验过程中的主观VIMSL变化图;
- [0024] 图5是本实施例中其中一名受试者数据三次样条插值的示例图;
- [0025] 图6是本实施例中的功率谱示意图;
- [0026] 图7是本实施例中正常阶段和检测阶段的收缩压功率谱标准差对比图;
- [0027] 图8是本实施例中正常阶段和检测阶段的脉搏率功率谱标准差对比图。

具体实施方式

[0028] 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。

[0029] 实施例

[0030] 图1是基于收缩压和脉搏率功率谱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,本发明基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法包括以下步骤:

[0031] S101:采集收缩压和脉搏率数据:

[0032] 分别采集用户在正常阶段(未使用立体视觉设备)的收缩压数据 D_{SYS}^0 、脉搏率数据 D_{PR}^0 和检测阶段(使用立体视觉设备过程中)的收缩压数据 D_{SYS}^1 、脉搏率数据 D_{PR}^1 。

[0033] 受采集手段所限,采集时通常会出现数据量较小、时间间隔不等等现象,因此在对数据进行进一步计算分析之前,可以先对数据进行预处理。本实施例中采用的预处理方法为插值和重采样。

[0034] 插值是在离散数据的基础上补插连续函数,使得这条连续曲线通过全部给定的离散数据点。插值是离散函数逼近的重要方法,利用它可通过函数在有限个点处的取值状况,估算出函数在其他点处的近似值。本实施例中采用三次样条插值。三次样条插值(Cubic Spline Interpolation,简称Spline插值)是通过一系列形值点的一条光滑曲线,数学上通过求解三弯矩方程组得出曲线函数组的过程。三次样条插值具有较好的收敛性、稳定性和光滑性。三次样条插值是数据处理领域的常用方法,其具体方法在此不再赘述。重采样就是对三次样条插值后的数据进行采样。

[0035] S102:计算功率谱:

[0036] 计算得到收缩压数据 D_{SYS}^0 、 D_{SYS}^1 的功率谱 S_{SYS}^0 、 S_{SYS}^1 以及脉搏率数据 D_{PR}^0 、 D_{PR}^1 的功率谱 S_{PR}^0 、 S_{PR}^1 。

[0037] 由于本发明中所涉及的数据为随机信号序列,而随机信号在时间上是无始无终的,所具有的能量也是无限的,不能对其进行傅里叶变换,但是其所具有的功率是有限的,因而可以采用功率谱这种统计平均的频谱特性来描述其频域特征。但是需要说明的是,若要计算平稳随机过程统计特性,则要求随机信号无限长,而这在实际计算中是不可能实现的,所以需要选取有限长的序列作为本来进行计算,因此得到的计算结果是对随机信号的估计值,不是随机信号真正的统计值。

[0038] 功率谱密度(Power Spectral Density,PSD),定义了单位频带内信号功率随频率的变化情况,简称功率谱。功率谱估计(Power spectrum estimation)一种较为经典的定义方法是用随机过程的有限时间的傅里叶变换(Fourier transform)来定义谱密度,该方法将平稳随机信号序列 $X(n)$ 的 N 点观察数据 $X_N(n)$ 视为能量有限的信号,并由 $X_N(n)$ 估计 $X(n)$ 的功率谱,其具体估计方法是一一计算 $X_N(n)$ 的傅里叶变换 $X_N(k)$,再取其幅值的平方,并除以数据长度 N ,这一方法称为周期图法(Periodogram method)。这种方法就是相当于对无限长的序列加以矩形窗,使之变为有限长的数据,数据长度 N 太大会加大谱曲线的起伏,而数据长度 N 太小又会使得频谱的分辨率下降。针对此情况,一种改进思路为把长度为 N 的数据 $X(n)$ 分成 L 段,分别求出每段的功率谱,然后加以平均。其中较好的改进方法为Welch法,又称为加权交叠平均法。它在上述思想下又做了如下改进:在对序列 $X(n)$ 分段时,允许每段数据有部分交叠;每段数据可以选择其他性能较好的窗函数,不一定是矩形窗,这样可以改善矩形窗所产生的谱失真。加权交叠平均法的具体方法为:

[0039] 记数据长度为 N ,将数据 $x_N(n)$ 分成 L 段,每段长度为 M ,分别求每一段的功率谱 $S_{PER}^i(f)$ 。

$$[0040] \quad S_{PER}^i(f) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_N^i(n) d(n) e^{-j\omega n} \right|^2$$

[0041] 式中, f 表示频率, $i=1,2,\dots,L$, $U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} d_2^2(n)$ 是归一化因子,保证了得到的谱是渐进无偏估计; $d(n)$ 为所选取的加窗函数。 $\sum_{n=0}^{M-1} x_N^i(n) d(n) e^{-j\omega n}$ 是对信号的加窗部分进行了傅里叶变换。

[0042] 对 L 个分段得到的功率谱进行平均,得到的便是整个信号的功率谱估计:

$$[0043] \quad S(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L S_{PER}^i(f)$$

[0044] 根据概率统计理论可知,由上述方法估计出的功率谱的方差大致是周期图法估计出的功率谱的方差的 $1/L$ 倍。随机信号分段越多, L 越大,方差则越小,但是 L 增大会使得信号频谱的分辨率下降。所以,在实际使用中要同时考虑信号对方差和频谱分辨率的要求,选取适当的 L 和 M 值。

[0045] 本实施例在计算功率谱时,就是采用Welch法来计算的。对于窗函数的选取问题,经研究发现,对于随机信号的分析,多采用汉宁窗、海明窗或布拉克曼窗。这三种窗函数在主瓣加宽较小的情况下,有效地抑制旁瓣的高度,一定程度上改善功率泄露问题。而海明窗

是改进的升余弦窗,在汉宁窗的基础上做了进一步改进,采用了更优的加权系数,使主瓣加宽,旁瓣达到最小,是一种性能很好的窗函数。因此本实施例中窗函数采用海明窗。

[0046] S103:计算功率谱的标准差:

[0047] 分别计算4个功率谱 S_{SYS}^0 、 S_{SYS}^1 、 S_{PR}^0 、 S_{PR}^1 的标准差 Std_{SYS}^0 、 Std_{SYS}^1 、 Std_{PR}^0 、 Std_{PR}^1 。

[0048] VIMS会引发各种生理活动,进而引发交感神经和副交感神经的活动的变化,收缩压和脉搏率也可以反映VIMS所带来的生理影响。而本发明经研究发现,收缩压功率谱的标准差和脉搏率功率谱的标准差在一定程度上会下降,表明视觉诱导晕动症所带来的生理系统波动会受到影响,也就是说,由于外界刺激的作用,交感神经和副交感神经对人体的控制作用可能会发生变化。因此本发明选用收缩压功率谱的标准差和脉搏率功率谱的标准差来进行视觉诱导晕动症现象的检测。

[0049] S104:视觉诱导晕动症检测:

[0050] 分别计算两对功率谱标准差的相对偏差 $\Delta_{SYS} = Std_{SYS}^1 / Std_{SYS}^0$ 、 $\Delta_{PR} = Std_{PR}^1 / Std_{PR}^0$,如果 Δ_{SYS} 小于预设阈值 TH_{SYS} 、 Δ_{PR} 小于预设阈值 TH_{PR} 两种情况中任意一种情况满足,则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。

[0051] 由于发生视觉诱导晕动症时,收缩压功率谱的标准差和脉搏率功率谱的标准差会下降,显然理想情况下阈值 TH_{SYS} 和 TH_{PR} 的取值为1,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_{SYS} 和 TH_{PR} 的取值范围设置为 $0.85 \leq TH_{SYS} \leq 0.95$, $0.85 \leq TH_{PR} \leq 0.95$,具体值可以根据实际情况来确定。

[0052] 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。

[0053] 本实施例中选取了10名受试者,其中女性5位,男性5位,10名受试者中近视者4位。每位受试者进行1次实验数据采集,共计得到10组实验数据。

[0054] 本实施例中i-Health无线血压手腕检测器来采集收缩压数据和脉搏率数据。图2是i-Health无线血压手腕检测器示意图。如图2所示,该检测器通过蓝牙连接到记录器(通常是智能手机),该检测器大约需要40秒才能获得单一的血压和脉搏率读数(包括袖口的膨胀和收缩),该设备的臂带可以提供的压力范围为0-300mmHg,可测量的收缩压的范围为60-269mmHg,可以测量的舒张压的范围是40-199mmHg,可以测量的脉搏率为40-180bpm;测量血压时的误差范围为 ± 3 mmHg,测量脉搏率速率的误差范围为 $\pm 5\%$ 。

[0055] 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10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。

[0056] 本实验中将驾驶流程分为以下三个阶段:

[0057] 1) 基线阶段:受试者未驾驶汽车,睁眼站立3min,闭眼站立3min,受试者保持左臂弯曲到心脏高度用于测量血压和脉搏率数据,这一阶段受试者没有出现VIMS症状;

[0058] 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,因此实际驾驶时长依据受试者个人的晕动状态会在几分钟到超过30分钟之间变动;

[0059] 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,在此过程仍需继续测量血压和脉搏率数据,直到受试者恢复至不晕动状态。

[0060] 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)。图4是受试者在实验过程中的主观VIMSL变化图。如图4所示,在不同驾驶阶段之间切换时可能会出现一小段间隔,如图中A、B、C和D所示。

[0061] 对于每组采集到的正常阶段(基线阶段)和检测阶段(VIMS阶段)的收缩压(SYS)数据、脉搏率(PR)数据,按照时间间隔 $\Delta t=0.5s$ 进行三次样条插值。图5是本实施例中其中一名受试者数据三次样条插值的示例图。如图5所示,“星形”点分别代表原始采集到的数据,而图5中呈现的各条曲线则是依据原始数据采用三次样条插值后的结果。观察各条曲线可以看出,插值后的数据全部拟合到了原始采集到的数据,且两者的变化趋势一致,曲线变化较为平缓,插值效果良好。

[0062] 然后对插值的数据以时间间隔 $\Delta t=1s$ 进行重采样得到的数据,再进行功率谱估计,得到功率谱。本实施例中采用海明窗,窗函数的大小M的取值为512,即每小段数据的长度为512,也就是收缩压数据和脉搏率数据分成长度为4min的小段。这样对于每个小段的数据可以看作是平稳数据,则可以对每一小段求取其功率谱,进而得到整个数据的功率谱。图6是本实施例中的功率谱示意图。由于求得的功率谱值较大,所以图6所示的是对功率谱值取对数后的结果(收缩压功率谱和脉搏率功率谱的单位分别为 mmHg^2/Hz 、 bpm^2/Hz)。

[0063] 本次实验中计算了10位受试者的10组实验数据在正常阶段(基线阶段)和检测阶段(VIMS阶段)的收缩压功率谱标准差和脉搏率功率谱标准差。图7是本实施例中正常阶段和检测阶段的收缩压功率谱标准差对比图。图8是本实施例中正常阶段和检测阶段的脉搏率功率谱标准差对比图。如图7和图8所示,横坐标表示正常阶段(基线阶段)下的收缩压功率谱标准差或脉搏率功率谱标准差,纵坐标表示检测阶段(VIMS阶段)下的收缩压功率谱标准差或脉搏率功率谱标准差,实线为阈值 TH_{SYS} 或 TH_{PR} 取值为1(即理想情况),虚线为阈值 TH_{SYS} 或 TH_{PR} 取值为0.9(本实施例中设置)。根据图7和图8可以明显看出,在受试者发生视觉诱导晕动症时,收缩压功率谱标准差和脉搏率功率谱标准差在正常阶段和检测阶段具有显著差异,如果对10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是小于1的。但是由于实际检测的误差以及阈值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都能得到正确的检测结果,因此本发明采用收缩压功率谱标准差和脉搏率功率谱标准差来综合判断,从而提高检测的准确度。

[0064] 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。

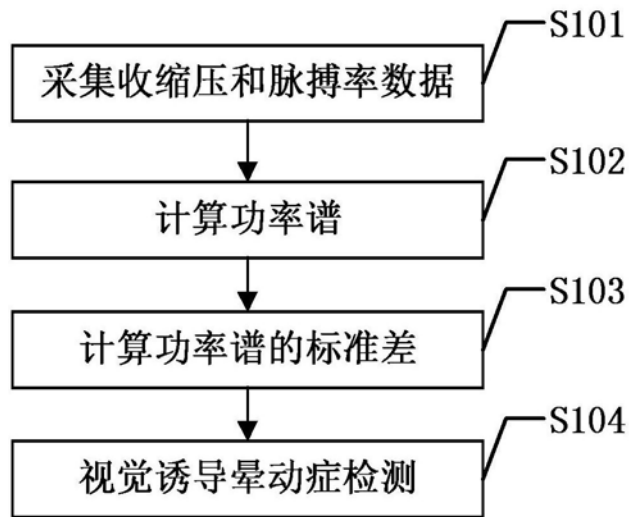


图1



图2



图3

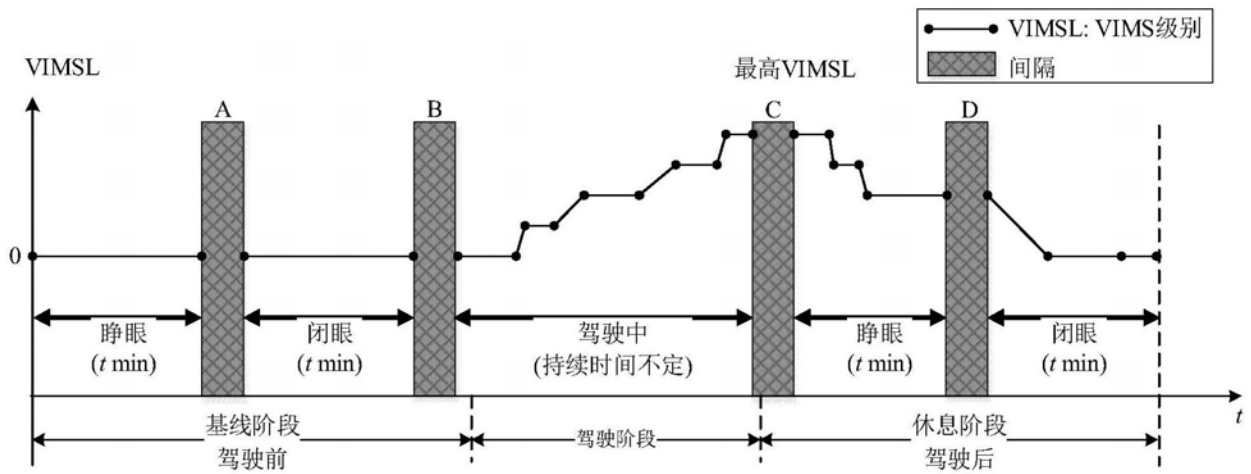


图4

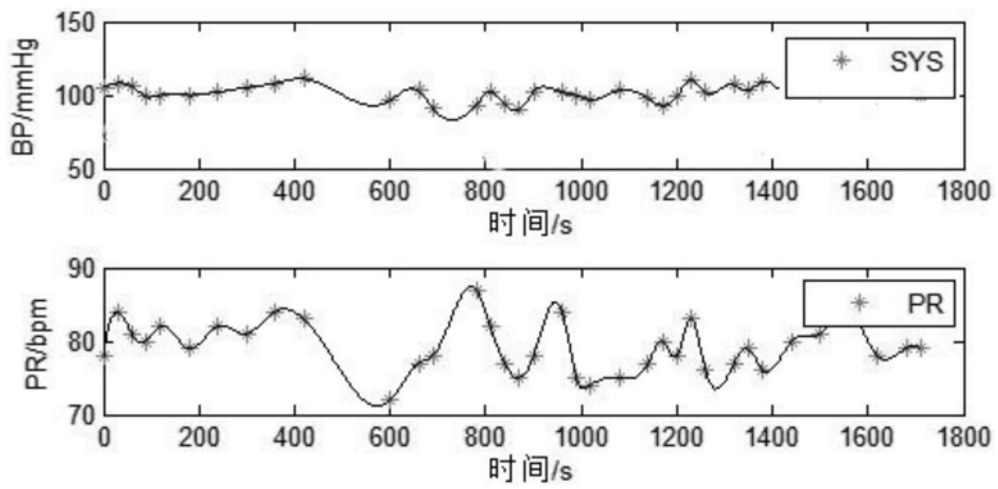


图5

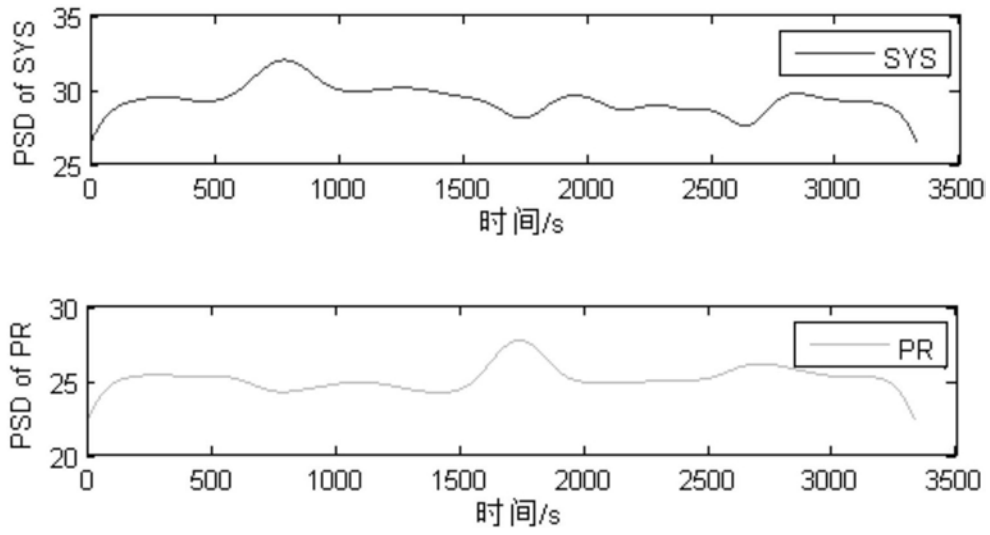


图6

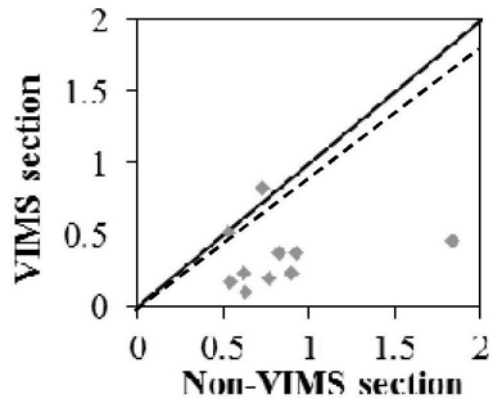


图7

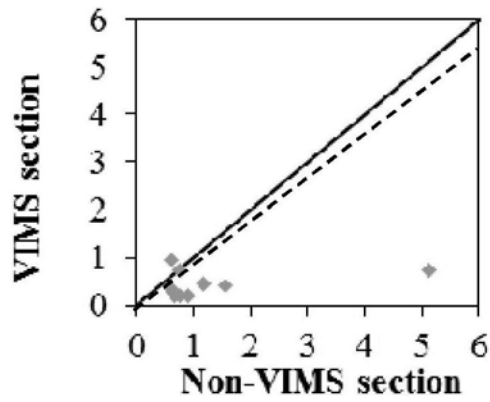


图8

专利名称(译)	基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法		
公开(公告)号	CN107440688A	公开(公告)日	2017-12-08
申请号	CN201710711246.3	申请日	2017-08-18
[标]申请(专利权)人(译)	成都斯斐德科技有限公司 重庆大学		
申请(专利权)人(译)	成都斯斐德科技有限公司 重庆大学		
当前申请(专利权)人(译)	成都斯斐德科技有限公司 重庆大学		
[标]发明人	刘然 贾瑞双 张艳珍 李德豪 刘明明 郑杨婷		
发明人	刘然 贾瑞双 张艳珍 李德豪 刘明明 郑杨婷		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0225 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0225 A61B5/4076 A61B5/7271 A61B5/742		
代理人(译)	温利平		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于收缩压和脉搏率功率谱的视觉诱导晕动症检测方法，首先分别采集用户在正常阶段和检测阶段的收缩压信号和脉搏率信号，计算得到每个信号的功率谱，然后再计算每个功率谱的标准差，分别计算两个收缩压功率谱标准差的相对偏差和两个脉搏率功率谱标准差的相对偏差，当检测阶段较正常阶段出现标准差下降时，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。

