



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107397532 A

(43)申请公布日 2017. 11. 28

(21)申请号 201710711354.0

(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 刘明明 张艳珍 贾瑞双

李德豪 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 5/021(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

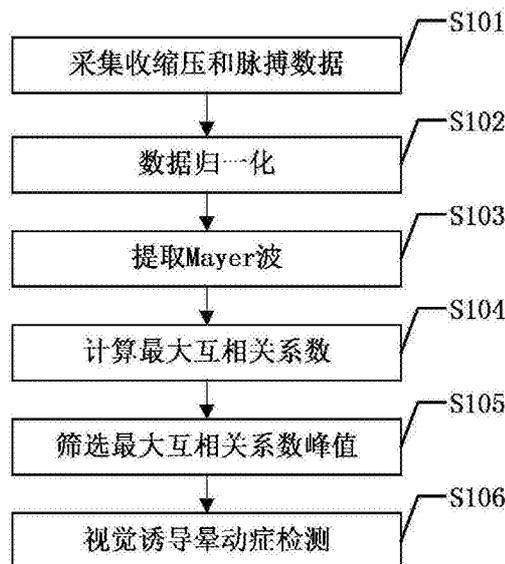
权利要求书1页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

基于收缩压和脉搏率相关性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相关性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,归一化处理后,分别提取各个数据的Mayer波,分别计算正常阶段和检测阶段收缩压Mayer波与脉搏率Mayer波之间的最大互相关系数,筛选得到正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值,计算正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值的相对偏差,当检测阶段较正常阶段出现最大互相关系数峰值下降时,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. 一种收缩压和脉搏率相关性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、脉搏率数据和检测阶段(使用立体视觉设备过程中)的收缩压数据、脉搏率数据;

S2: 将步骤S1得到的4个数据分别进行归一化处理,得到正常阶段的收缩压数据 D_{SYS}^0 、脉搏率数据 D_{PR}^0 和检测阶段的收缩压数据 D_{SYS}^1 、脉搏率数据 D_{PR}^1 ;

S3: 分别从收缩压数据 D_{SYS}^0 、 D_{SYS}^1 和脉搏率数据 D_{PR}^0 、 D_{PR}^1 中提取其Mayer波,记为 M_{SYS}^0 、 M_{SYS}^1 、 M_{PR}^0 、 M_{PR}^1 ;

S4: 分别计算正常阶段和检测阶段收缩压Mayer波与脉搏率Mayer波之间的最大互相关系数,其计算方法如下:采用窗函数分别将收缩压Mayer波 M_{SYS}^i 与脉搏率Mayer波 M_{PR}^i 划分为小段, $i=0,1$,记得到的小段数据数量为 N ,对第 n 段收缩压Mayer波 $M_{SYS}^i[n]$ 、脉搏率Mayer波 $M_{PR}^i[n]$, $n=1,2,\dots,N$,计算不同时间间隔 τ 下的互相关系数 $\rho_{SYS,PR}^{i,n}(\tau)$, $0 \leq \tau \leq \tau_{max}$, τ_{max} 表示预设的最大时间间隔,筛选其中最大值 $\rho_{max}^{i,n} = \max_{0 \leq \tau \leq \tau_{max}} \rho_{SYS,PR}^{i,n}(\tau)$,即为第 n 段收缩压Mayer波和脉搏率Mayer波的最大互相关系数;

S5: 分别在正常阶段和检测阶段的 N 个最大互相关系数 $\rho_{max}^{i,n}$ 中筛选得到其峰值 $S^i = \max_{1 \leq n \leq N} \rho_{max}^{i,n}$;

S6: 计算正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值的相对偏差 $\Delta = S^1/S^0$,如果 Δ 小于预设阈值 TH ,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症检测方法,其特征在于,所述步骤S2中得到的归一化数据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,所述步骤S3中Mayer波的提取采用基于“II型切比雪夫滤波器”的带通滤波器。

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S4中窗函数采用海明窗。

6. 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中阈值 TH 的取值范围为 $0.85 \leq TH \leq 0.95$ 。

基于收缩压和脉搏率相关性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相关性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及推广。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。Kennedy等人提出的模拟器疾病问卷(SSQ,simulator sickness questionnaire)是一种非常有效的评估VIMS的方法。大量研究都采用了这种问卷调查方法,并且证明通过该方法所得到的分数对于评估视觉诱导晕动症水平是较为有效的。然而,这种方法的弊端在于其所获得的结果对于受试者个人心理基准和偏好有着较大的依赖,因此会存在较大的个体差异性。此外,这种问卷调查方法很难实现对晕动水平的实时测量,这一缺点使得构建自动VIMS评估系统很难实现。

[0005] 为了弥补主观测量方法的不足,人们开始着眼于自主神经活动的研究,并试图通过分析客观生理量,如血压、心率、脑电信号、身体摆幅变化等,来找出可以客观地、定量地评估视觉诱导晕动症影响的方法。

[0006] 许多学者试图基于血压、心率等无创生理测量方法来对人体自主神经活动进行分析与研究。血压、心率是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。M.Pagani、B.Pomeranz等人都曾通过对通过血压、心率的功率谱分析来对人体自主活动进行探究,但是由于这些生理信号具有较大的个体差异以及较低的可重复性,这一方

面的研究并没有取得重大的突破。大量研究表明,在人体发生晕动时,尽管血压、心率等发生了一定的变化,但是传统的单变量分析方法还是没能客观定量地对视觉诱导晕动症的影响作出评估。

[0007] 为了解决上述问题,N.Sugita等人提出可以通过分析两个变量之间的相关性,如血压、心率的相关性,来对视觉诱导晕动症的影响进行评估。他们指出,由视觉刺激所引起的自主神经活动的变化可能会引起生理量之间相关性的变化;这种变化在单一的生理变量上的体现是微弱的、潜在的,但若表现在变量之间的相关性上可能会较为清晰与直观。

[0008] 该团队早期的研究专注于血压和心率变量之间的相关性研究,并证实血压和心率之间的最大相关性系数能够强烈地反应由视觉所引起的这种自主神经活动的变化。通常情况下,在人体自主神经活动的控制与调节下,心率先于血压而变化,且两者之间的相关性是相对稳定的;但是当人在感到晕动时,生理和心理的变化会扰乱这种稳定的相关性关系,也就是说会对人体自主神经活动造成影响,使得两变量之间的相关性下降。但是该方法中血压和心率的数据采集和处理较为复杂,较难进行推广应用。

发明内容

[0009] 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相关性的视觉诱导晕动症检测方法,简化收缩压和脉搏率的数据采集和处理,然后基于Mayer波分析收缩压和脉搏率的相关性,实现视觉诱导晕动症的检测。

[0010] 为实现上述发明目的,本发明基于收缩压和脉搏率相关性的视觉诱导晕动症检测方法包括以下步骤:

[0011] 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、脉搏率数据和检测阶段(使用立体视觉设备过程中)的收缩压数据、脉搏率数据;

[0012] S2:将步骤S1得到的4个数据分别进行归一化处理,得到归一化后的正常阶段的收缩压数据 D_{SYS}^0 、脉搏率数据 D_{PR}^0 和检测阶段的收缩压数据 D_{SYS}^1 、脉搏率数据 D_{PR}^1 ;

[0013] S3:分别从收缩压数据 D_{SYS}^0 、 D_{SYS}^1 和脉搏率数据 D_{PR}^0 、 D_{PR}^1 中提取其Mayer波,记为 M_{SYS}^0 、 M_{SYS}^1 、 M_{PR}^0 、 M_{PR}^1 ;

[0014] S4:分别计算正常阶段和检测阶段收缩压Mayer波与脉搏率Mayer波之间的最大互相关系数,其计算方法如下:采用窗函数分别将收缩压Mayer波 M_{SYS}^i 与脉搏率Mayer波 M_{PR}^i 划分为小段, $i=0,1$, 记得到的小段数据数量为N,对第n段收缩压Mayer波 $M_{SYS}^i[n]$ 、脉搏率Mayer波 $M_{PR}^i[n]$ 计算不同时间间隔 τ 下的互相关系数 $\rho_{SYS,PR}^{i,n}(\tau)$, $n=1,2,\dots,N, 0 \leq \tau \leq \tau_{max}$,

τ_{max} 表示预设的最大时间间隔,筛选其中最大值 $\rho_{max}^{i,n} = \max_{0 \leq \tau \leq \tau_{max}} \rho_{SYS,PR}^{i,n}(\tau)$, $\rho_{max}^{i,n}$ 即为第n段收缩压Mayer波和脉搏率Mayer波的最大互相关系数;

[0015] S5:分别在正常阶段和检测阶段的N个最大互相关系数 $\rho_{max}^{i,n}$ 中筛选得到其峰值 $S^i = \max_{1 \leq n \leq N} \rho_{max}^{i,n}$;

[0016] S6:计算正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值的相对偏差 $\Delta = S^1/S^0$, 如果

Δ 小于预设阈值TH,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。

[0017] 本发明基于收缩压和脉搏率相关性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,归一化处理后,分别提取各个数据的Mayer波,分别计算正常阶段和检测阶段收缩压Mayer波与脉搏率Mayer波之间的最大互相关系数,筛选得到正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值,计算正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值的相对偏差,当检测阶段较正常阶段出现最大互相关系数峰值下降时,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

[0018] 图1是基于收缩压和脉搏率相关性的视觉诱导晕动症检测方法的具体实施方式流程图;

[0019] 图2是i-Health无线血压手腕检测器示意图;

[0020] 图3是基于虚拟现实的主动式汽车驾驶模拟器图;

[0021] 图4是受试者在实验过程中的主观VIMSL变化图;

[0022] 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;

[0023] 图6是本实施例第1次实验的数据结果;

[0024] 图7是本实施例第2次实验的数据结果;

[0025] 图8是本实施例第3次实验的数据结果;

[0026] 图9是本实施例第4次实验的数据结果;

[0027] 图10是本实施例第5次实验的数据结果;

[0028] 图11是本实施例第6次实验的数据结果;

[0029] 图12是本实施例第7次实验的数据结果;

[0030] 图13是本实施例第8次实验的数据结果;

[0031] 图14是本实施例第9次实验的数据结果;

[0032] 图15是本实施例第10次实验的数据结果;

[0033] 图16是本实施例第11次实验的数据结果。

具体实施方式

[0034] 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。

[0035] 实施例

[0036] 图1是基于收缩压和脉搏率相关性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相关性的视觉诱导晕动症检测方法包括以下步骤:

[0037] S101:采集收缩压和脉搏率数据:

[0038] 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、脉搏率数据和检测阶段(使用立体视觉设备过程中)的收缩压数据、脉搏率数据。

[0039] S102:数据归一化:

[0040] 将步骤S101得到的4个数据分别进行归一化处理,得到归一化后的正常阶段的收缩压数据 D_{SYS}^0 、脉搏率数据 D_{PR}^0 和检测阶段的收缩压数据 D_{SYS}^1 、脉搏率数据 D_{PR}^1 。

[0041] 归一化处理是数据分析前的一项基础工作,不同评价指标往往具有不同的量纲和量纲单位,这样的情况会影响到数据分析的结果,为了消除指标之间量纲影响,需要进行数据标准化处理,以解决数据指标之间的可比性问题。原始数据经过标准化处理后,各个指标处于同一数量级,适合进行综合对比评价。

[0042] 归一化的具体方法可以根据实际情况来选择,本实施例中选用Z-score方法。Z-score方法是依据原始数据的均值和标准差进行数据的归一化。经过处理的数据符合标准正态分布,即均值为0,标准差为1的分布,其转化函数如下式所示:

$$[0043] \quad x^* = \frac{x - \mu}{\sigma}$$

[0044] 其中x为样本数据的原始值, x^* 为样本数据的归一化值, μ 为样本数据的均值, σ 为样本数据的方差。

[0045] 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,可以先对归一化后的数据进行预处理。本实施例中采用的预处理方法为插值和重采样。

[0046] 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。

[0047] S103:提取Mayer波:

[0048] 分别从收缩压数据 D_{SYS}^0 、 D_{SYS}^1 和脉搏率数据 D_{PR}^0 、 D_{PR}^1 中提取其Mayer波,记为 M_{SYS}^0 、 M_{SYS}^1 、 M_{PR}^0 、 M_{PR}^1 。

[0049] Mayer波(Mayer waves,迈耶波)是压力感受器和化学感受器反射控制系统带来的振动引起的动脉血压周期性波动。在心电图(ECG)和连续的血压变化曲线中都可以看到Mayer波。Mayer波的频率为0.1Hz,周期为10秒。Mayer波可以看作是动脉血压在低于呼吸频率的那些频率上的振荡,同时这些振荡和传出的交感神经活动有强烈而显著的一致性和相干性(在频域内两个变量振荡时线性耦合强度)。对于人体,满足这些特性的动脉血压振荡器频域范围为0.1Hz,而兔子为0.3Hz,老鼠为0.4Hz。对于已有物种,其Mayer波频率是稳定的。已有研究表明,人体迈耶波频率不受性别、年龄或者姿势的影响。也有研究表明,Mayer波和心率变化率是相关的。因此,本发明采用Mayer波作为收缩压和脉搏率的特征。

[0050] 由于人体Mayer波频率主要集中在0.1Hz附近,因此采用带通滤波器可以很快捷地提出Mayer波数据,具体的带通滤波器类型可以根据实际选用,本实施例中选用切比雪夫滤波器。切比雪夫滤波器是在通带或阻带上频率响应幅度等波纹波动的滤波器。在通带上频率响应幅度等波纹波动的滤波器为“1型切比雪夫滤波器”,在阻带上频率响应等波纹波动

的滤波器为“11型切比雪夫滤波器”。切比雪夫滤波器和理想滤波器的频率响应曲线之间的误差最小,但是在通频带内存在幅度波动。经过多次实验表明,对于本发明所针对的数据,使用基于“11型切比雪夫滤波器”所设计的带通滤波器滤波效果较好。

[0051] S104:计算最大互相关系数:

[0052] 分别计算正常阶段和检测阶段收缩压Mayer波与脉搏率Mayer波之间的最大互相关系数,其计算方法如下:采用窗函数分别将收缩压Mayer波 M_{SYS}^i 与脉搏率Mayer波 M_{PR}^i 划分为小段, $i=0,1$, 记得到的小段数据数量为 N , 对第 n 段收缩压Mayer波 $M_{SYS}^i[n]$ 、脉搏率Mayer波 $M_{PR}^i[n]$ 计算不同时间间隔 τ 下的互相关系数 $\rho_{SYS,PR}^{i,n}(\tau)$, $n=1,2,\dots,N, 0 \leq \tau \leq \tau_{max}$, τ_{max} 表示预设的最大时间间隔, 筛选其中最大值 $\rho_{max}^{i,n} = \max_{0 \leq \tau \leq \tau_{max}} \rho_{SYS,PR}^{i,n}(\tau)$, $\rho_{max}^{i,n}$ 即为第 n 段收缩压Mayer波和脉搏率Mayer波的最大互相关系数。

[0053] 互相关系数是信号分析领域的常用参数,其具体计算方法在此不再赘述。在窗函数的选择方面,海明窗是改进的升余弦窗,主瓣加宽并降低,采用了更优的加权系数,使旁瓣达到最小,是一种性能很好的窗函数,因此本实施例中采用海明窗进行Mayer波分段。

[0054] S105:筛选最大互相关系数峰值:

[0055] 分别在正常阶段和检测阶段的 N 个最大互相关系数 $\rho_{max}^{i,n}$ 中筛选得到其峰值 $S^i = \max_{1 \leq n \leq N} \rho_{max}^{i,n}$ 。

[0056] S106:视觉诱导晕动症检测:

[0057] 计算正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值的相对偏差 $\Delta = S^1/S^0$, 如果 Δ 小于预设阈值 TH , 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。

[0058] 经本发明研究发现,收缩压Mayer波和脉搏率Mayer波的最大互相关系数峰值在发生视觉诱导晕动症时,会有明显下降,即收缩压和脉搏率Mayer波段的相关性降低了。显然理想情况下阈值 TH 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 的取值范围设置为 $0.85 \leq TH \leq 0.95$, 具体值可以根据实际情况来确定。

[0059] 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。

[0060] 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。每位受试者进行不同次数的实验数据采集,共计得到11组实验数据。

[0061] 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,测量脉搏速率的误差范围为 $\pm 5\%$ 。

[0062] 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。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。

[0063] 本实验中将驾驶流程分为以下三个阶段:

[0064] 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;

[0065] 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;

[0066] 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,直到受试者恢复至不晕动状态。

[0067] 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。

[0068] 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)数据采用Z-score方法进行归一化处理,然后进行三次样条插值。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。然后对插值的数据以时间间隔 $\Delta t=1s$ 进行重采样。

[0069] 然后采用海明窗将收缩压Mayer波和脉搏率Mayer波数据划分为小段,计算得到最大互相关系数的曲线。本实施例中设置最大时间间隔 τ_{max} 为7s。

[0070] 图6是本实施例第1次实验的数据结果。图7是本实施例第2次实验的数据结果。图8是本实施例第3次实验的数据结果。图9是本实施例第4次实验的数据结果。图10是本实施例第5次实验的数据结果。图11是本实施例第6次实验的数据结果。图12是本实施例第7次实验的数据结果。图13是本实施例第8次实验的数据结果。图14是本实施例第9次实验的数据结果。图15是本实施例第10次实验的数据结果。图16是本实施例第11次实验的数据结果。图6至图16中, SYS表示收缩压数据, Pulse表示脉搏率数据, VIMSL表示受试者的主观VIMSL数据,为了减少收缩压数据和脉搏率数据的重叠,易于观察,将脉搏率数据取相反数。

[0071] 根据图6至图16可知,当受试者由非晕动状态达到晕动状态时,11名受试者收缩压数据(SYS)的曲线和脉搏率数据(Pulse)的曲线并没有出现特征性的、显著的变化,但是当受试者由非晕动状态达到晕动状态时,最大互相关系数在该处对应的峰值会出现明显的下降,11次实验的最大互相关系数曲线图全部呈现这一特征。可见,收缩压Mayer波和脉搏率Mayer波的最大互相关系数可以有效检测视觉诱导晕动症。

[0072] 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。

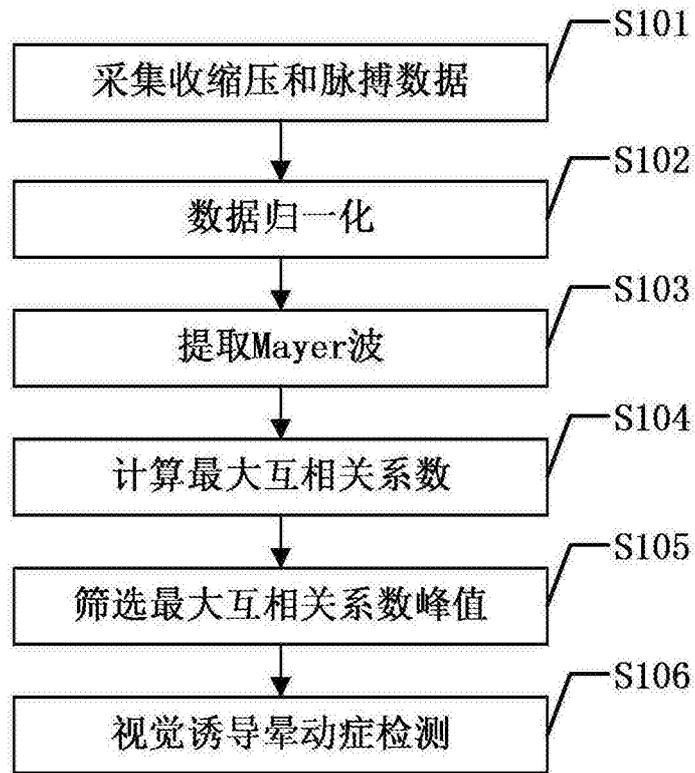


图1



图2



图3

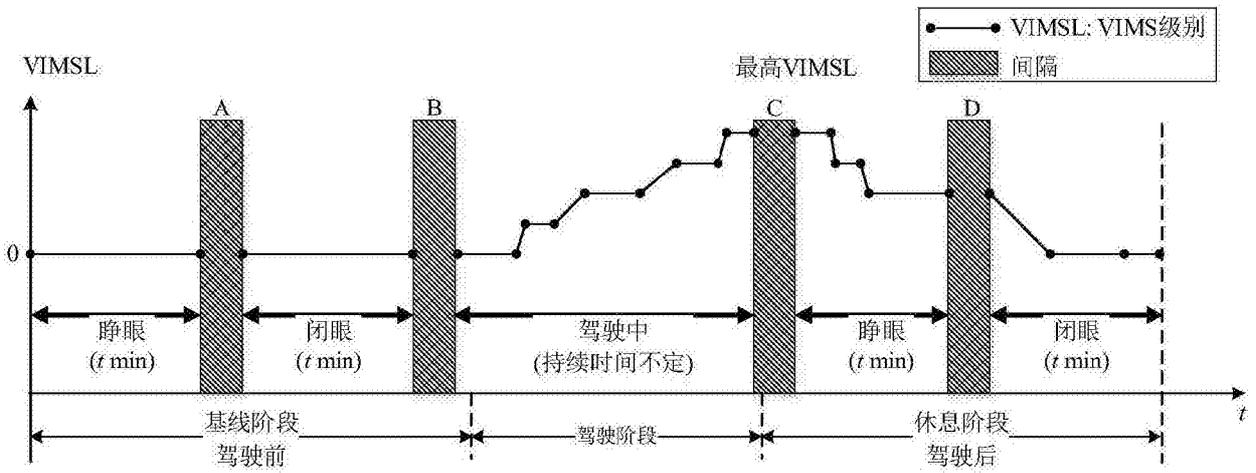


图4

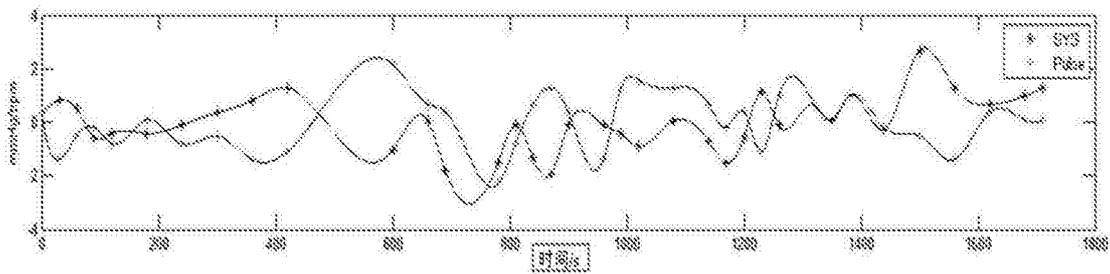


图5

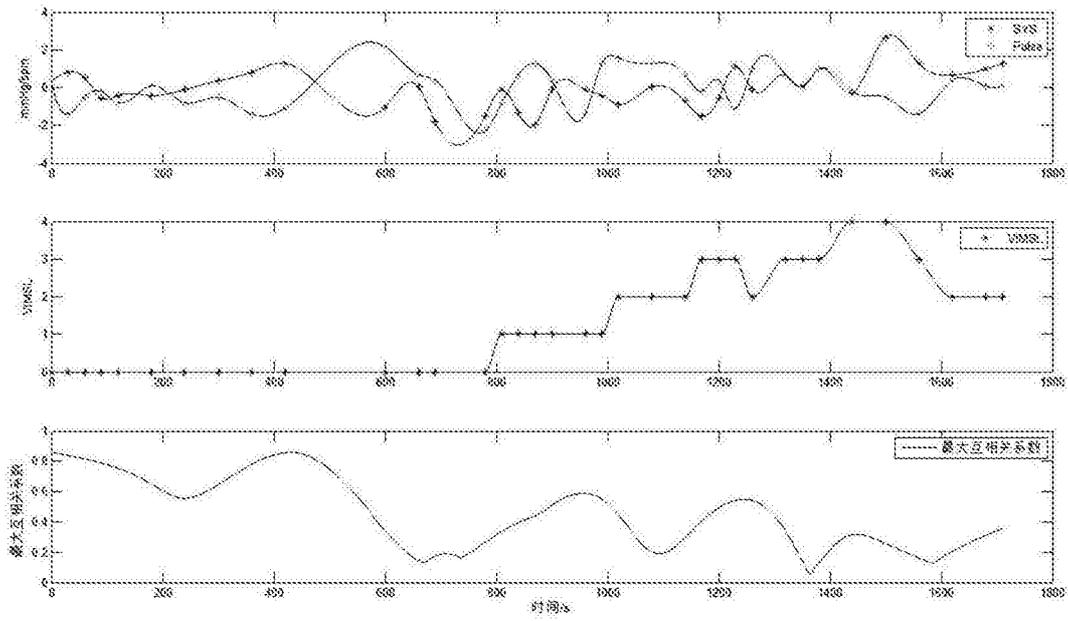


图6

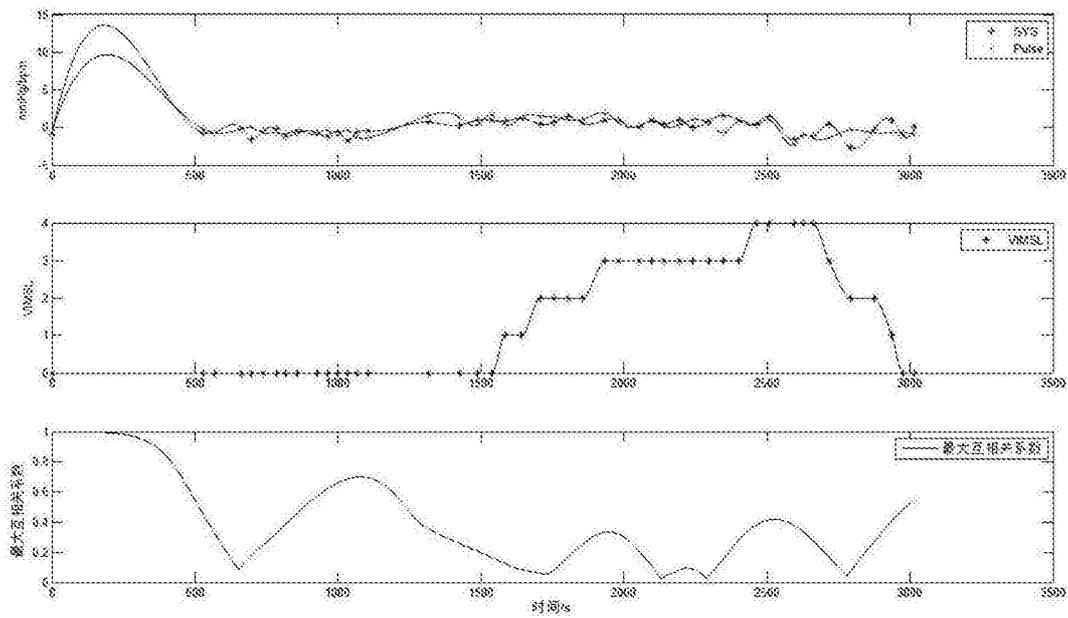


图7

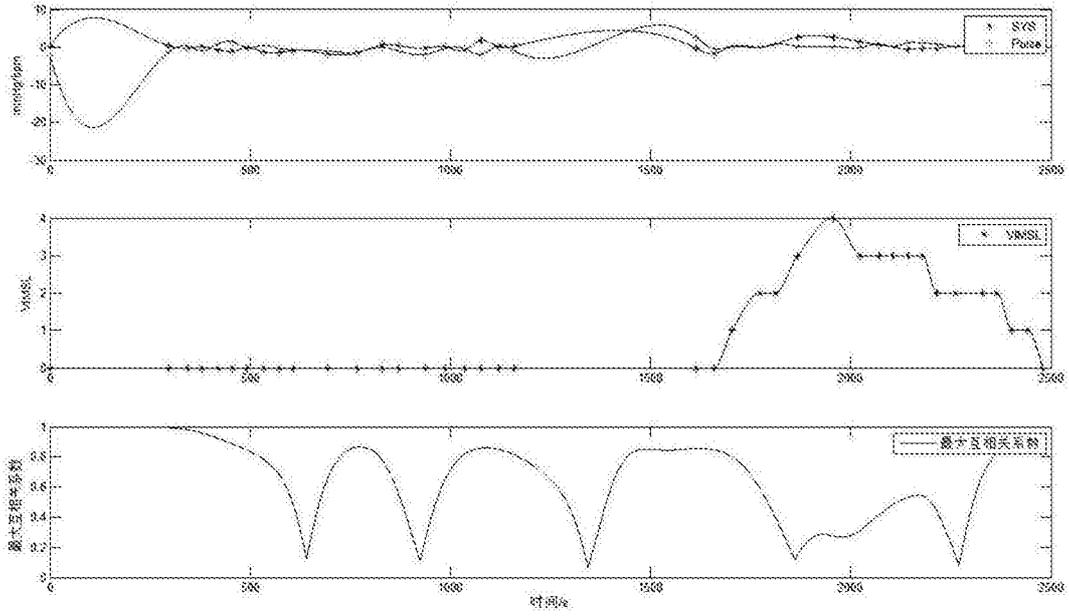


图8

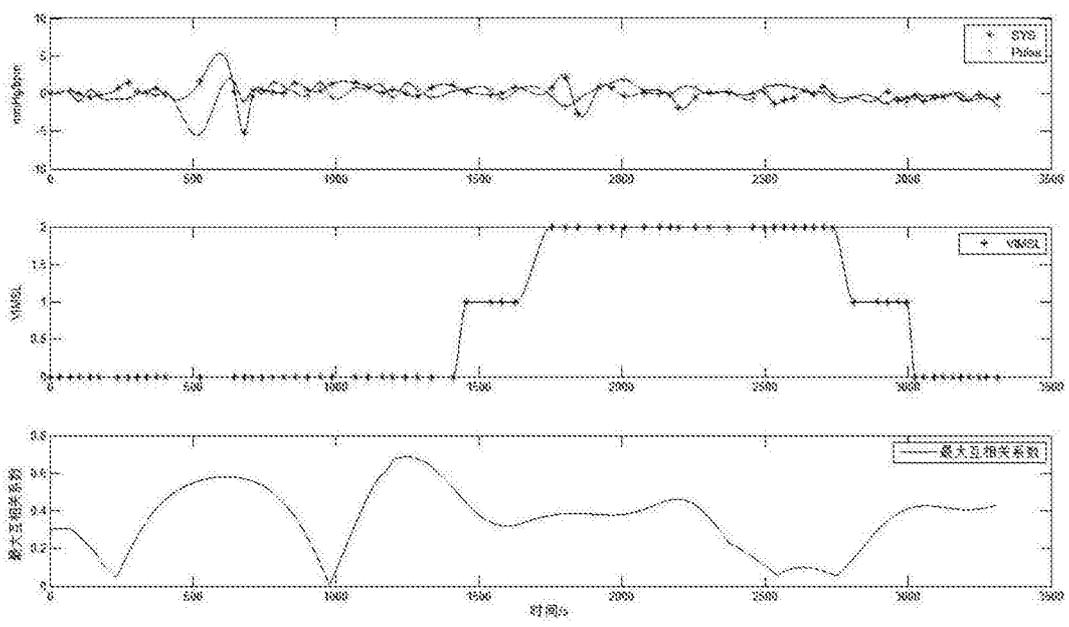


图9

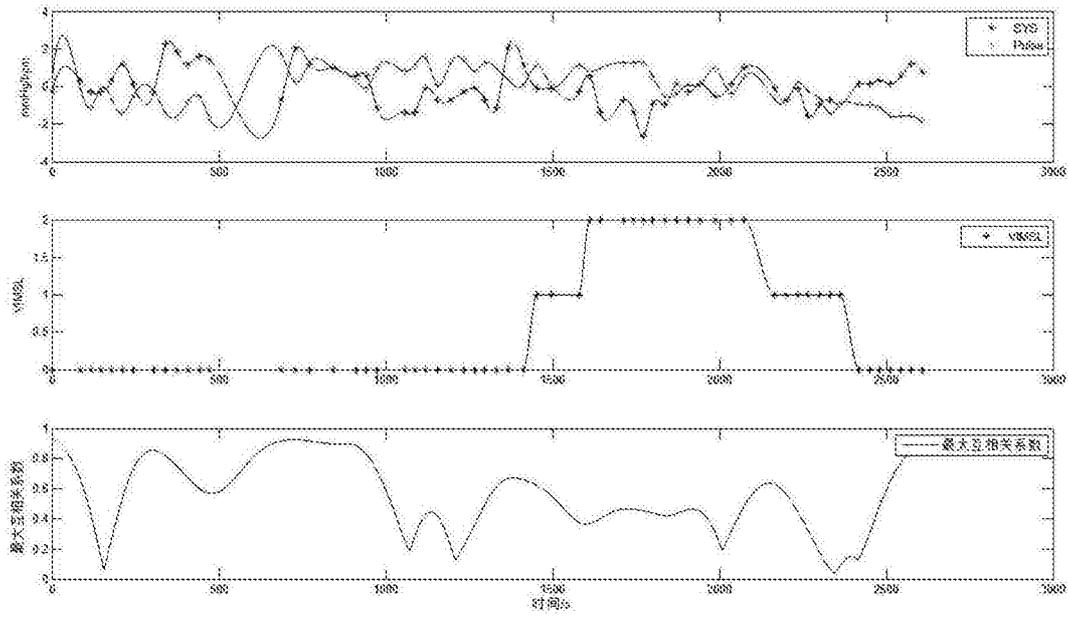


图10

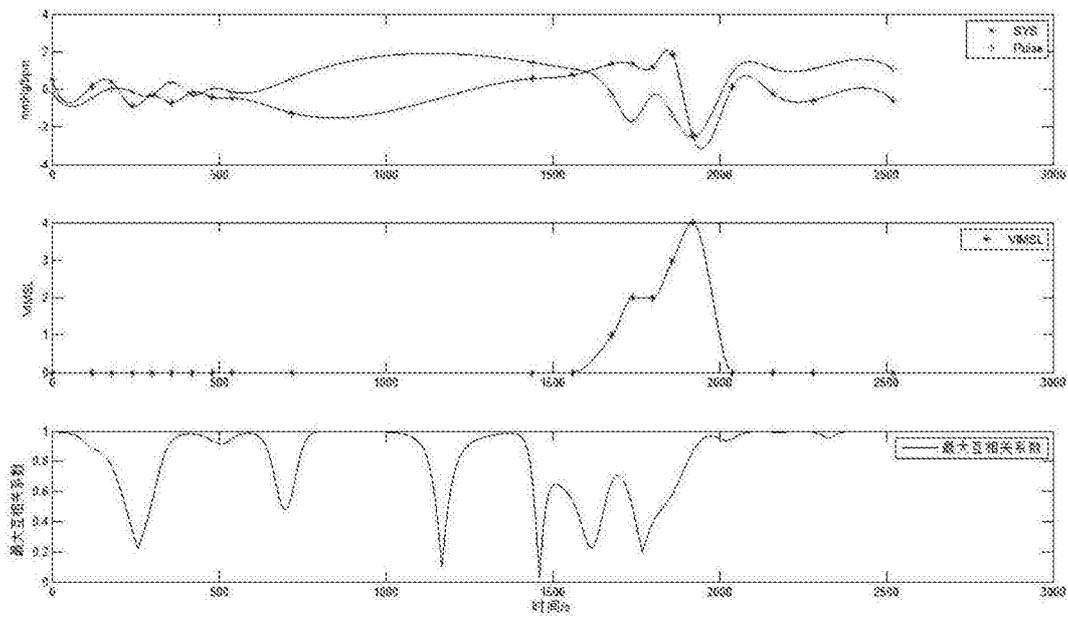


图11

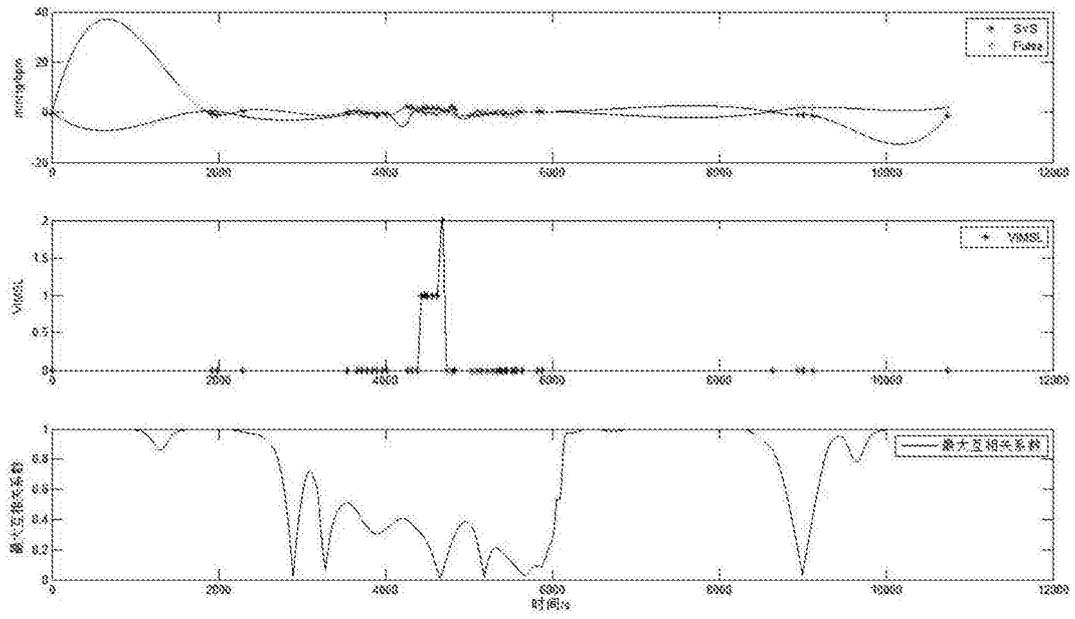


图12

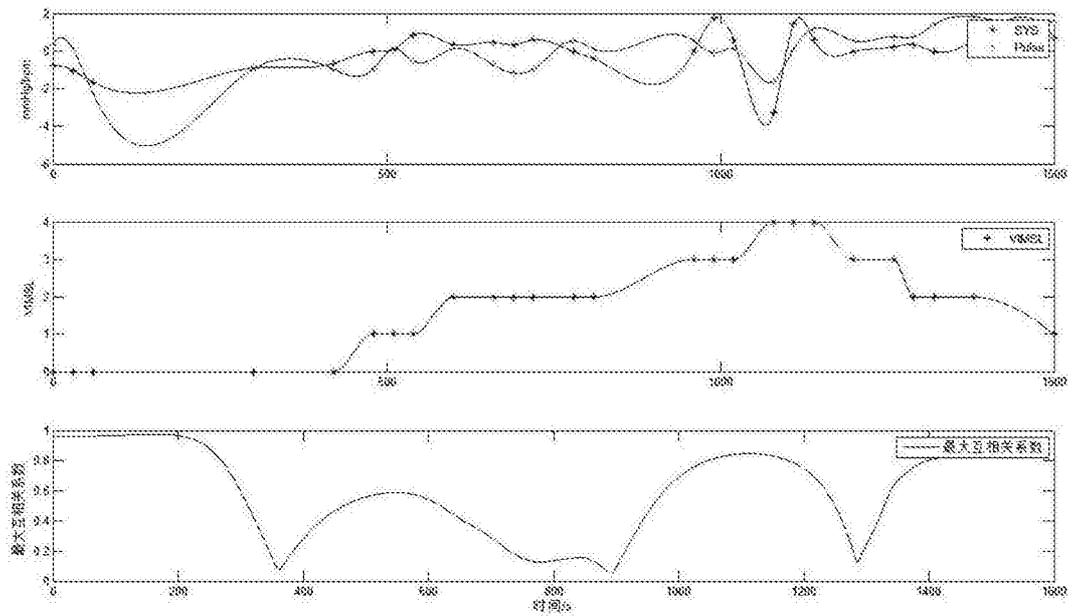


图13

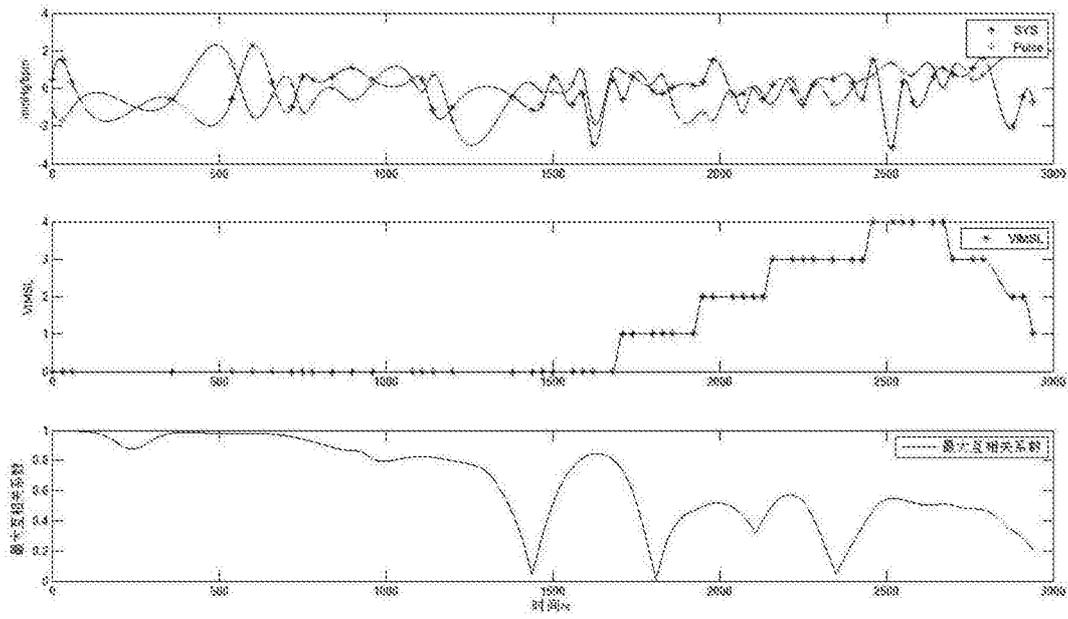


图14

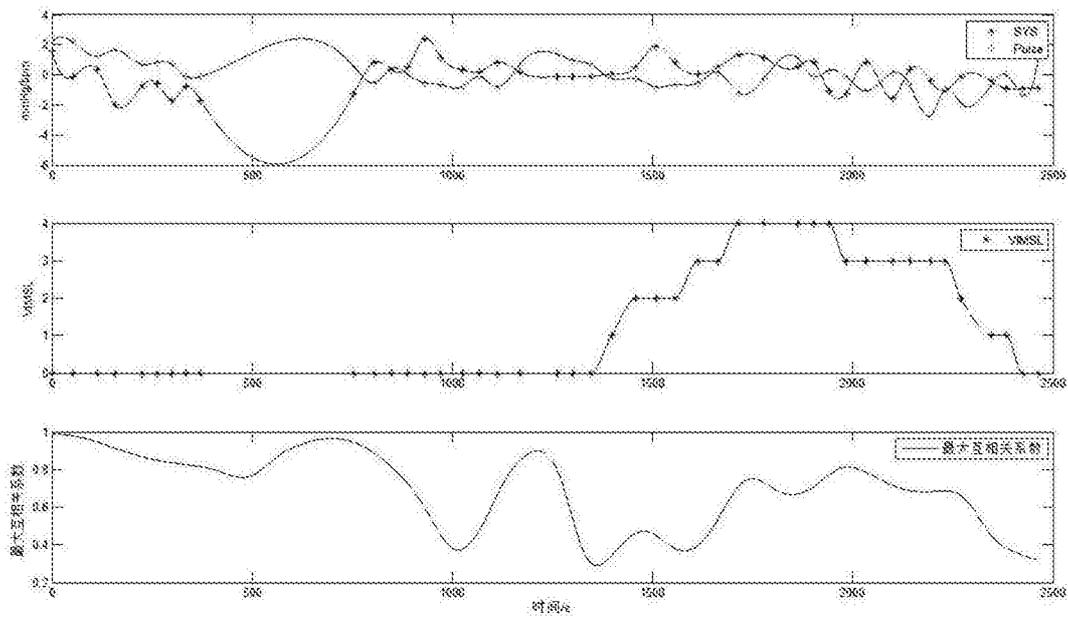


图15

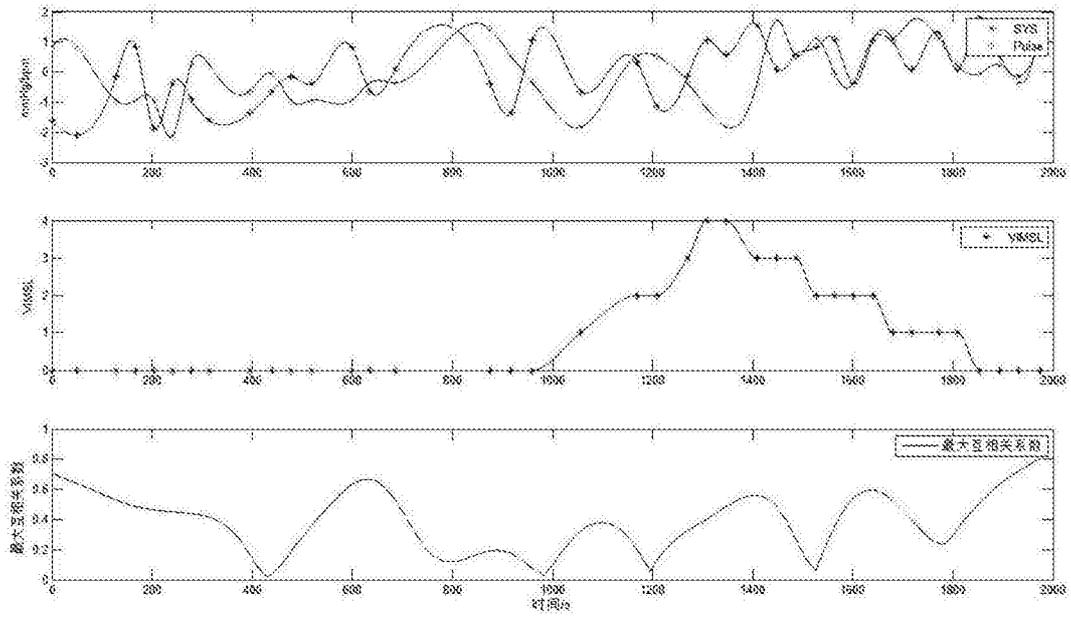


图16

专利名称(译)	基于收缩压和脉搏率相关性的视觉诱导晕动症检测方法		
公开(公告)号	CN107397532A	公开(公告)日	2017-11-28
申请号	CN201710711354.0	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 刘明明 张艳珍 贾瑞双 李德豪 郑杨婷		
发明人	刘然 刘明明 张艳珍 贾瑞双 李德豪 郑杨婷		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/4005 A61B5/72 A61B5/7246 A61B5/7282		
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相关性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，归一化处理后，分别提取各个数据的Mayer波，分别计算正常阶段和检测阶段收缩压Mayer波与脉搏率Mayer波之间的最大互相关系数，筛选得到正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值，计算正常阶段和检测阶段的最大互相关系数峰值的相对偏差，当检测阶段较正常阶段出现最大互相关系数峰值下降时，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。

