



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107638167 A

(43)申请公布日 2018.01.30

(21)申请号 201710711249.7

(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 5/021(2006.01)
A61B 5/024(2006.01)

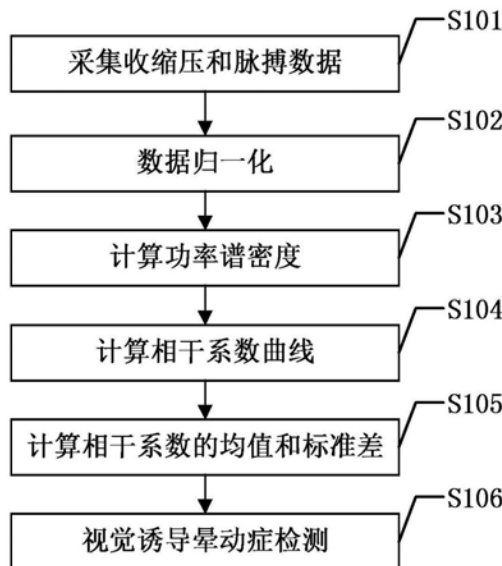
权利要求书1页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

基于收缩压和脉搏率相干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干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,分别计算正常阶段和检测阶段的收缩压数据、脉搏率数据之间的相干系数的曲线,然后计算相干系数的均值和标准差,计算正常阶段和检测阶段的相干系数均值的相对偏差以及相干系数标准差的相对偏差,当检测阶段较正常阶段出现相干系数均值下降或相干系数标准差下降时,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相干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 ;

S3: 分别计算收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 的自功率谱密度 $S_{SYS}^i(f)$ 、 $S_{PR}^i(f)$ 以及收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 之间的互功率谱密度 $S_{SYS,PR}^i(f)$;

S4: 根据步骤S3得到的自功率谱密度和互功率谱密度, 分别计算正常阶段和检测阶段的收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 之间的相干系数 $C_{SYS,PR}^i(f)$ 的曲线;

S5: 分别计算正常阶段和检测阶段收缩压数据和脉搏率数据相干系数 $C_{SYS,PR}^i(f)$ 的均值 $Mean_{SYS,PR}^i(f)$ 和标准差 $Std_{SYS,PR}^i(f)$;

S6: 分别计算正常阶段和检测阶段相干系数均值和相干系数标准差之间的相对偏差 $\Delta_{Mean} = Mean_{SYS,PR}^1(f) / Mean_{SYS,PR}^0(f)$ 、 $\Delta_{Std} = Std_{SYS,PR}^1(f) / Std_{SYS,PR}^0(f)$, 如果 Δ_{Mean} 小于预设阈值 TH_{Mean} 、 Δ_{Std} 小于预设阈值 TH_{Std} 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S6中阈值 TH_{Mean} 、阈值 TH_{Std} 的取值范围分别为 $0.85 \leq TH_{Mean} \leq 0.95$ 、 $0.85 \leq TH_{Std} \leq 0.95$ 。

基于收缩压和脉搏率相干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干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。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,心率相应于血压而变化,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。

[0009] 但是这一指标的不能很好地反应压力感受性反射系统的因果性。为了更好地理解视觉刺激所引起的生理影响变化机制,该团队独立地对组成压力反射回路的压力反射路径和机械路径进行了分析,以确定哪一条路径所受的影响更大。他们采用了因果相干性函数来分析视觉诱导晕动症的影响。即使在两个系统相互关联且构成了压力感受性反射系统闭环情况下,这一函数也可以独立地计算出两个系统之间的线性相干性。但是如何通过相干性来实现视觉诱导晕动症的检测,尚未提出有效方法。

发明内容

[0010] 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干性的视觉诱导晕动症检测方法,分析收缩压和脉搏率的相干系数的均值和标准差,实现视觉诱导晕动症的检测。

[0011] 为实现上述发明目的,本发明基于收缩压和脉搏率相干性的视觉诱导晕动症检测方法包括以下步骤:

[0012] 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;

[0013] 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 ;

[0014] S3:分别计算收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 的自功率谱密度 $S_{SYS}^i(f)$ 、 $S_{PR}^i(f)$ 以及收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 之间的互功率谱密度 $S_{SYS,PR}^i(f)$;

[0015] S4:根据步骤S3得到的自功率谱密度和互功率谱密度,分别计算正常阶段和检测阶段的收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 之间的相干系数 $C_{SYS,PR}^i(f)$ 的曲线;

[0016] S5:分别计算正常阶段和检测阶段收缩压数据和脉搏率数据相干系数 $C_{SYS,PR}^i(f)$ 曲线的均值 $Mean_{SYS,PR}^i(f)$ 和标准差 $Std_{SYS,PR}^i(f)$;

[0017] S6:分别计算正常阶段和检测阶段相干系数均值和相干系数标准差之间的相对偏差 $\Delta_{Mean} = Mean_{SYS,PR}^1(f) / Mean_{SYS,PR}^0(f)$ 、 $\Delta_{Std} = Std_{SYS,PR}^1(f) / Std_{SYS,PR}^0(f)$, 如果 Δ_{Mean}

小于预设阈值 TH_{Mean} 、 Δ_{Std} 小于预设阈值 TH_{Std} 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。

[0018] 本发明基于收缩压和脉搏率相干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,分别计算正常阶段和检测阶段的收缩压数据、脉搏率数据之间的相干系数的曲线,然后计算相干系数的均值和标准差,计算正常阶段和检测阶段的相干系数均值的相对偏差以及相干系数标准差的相对偏差,当检测阶段较正常阶段出现相干系数均值下降或相干系数标准差下降时,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

[0019] 图1是基于收缩压和脉搏率相干性的视觉诱导晕动症检测方法的具体实施方式流程图;

[0020] 图2是i-Health无线血压手腕检测器示意图;

[0021] 图3是基于虚拟现实的主动式汽车驾驶模拟器图;

[0022] 图4是受试者在实验过程中的主观VIMSL变化图;

[0023] 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;

[0024] 图6是本实施例第1次实验的数据结果;

[0025] 图7是本实施例第2次实验的数据结果;

[0026] 图8是本实施例第3次实验的数据结果;

[0027] 图9是本实施例第4次实验的数据结果;

[0028] 图10是本实施例第5次实验的数据结果;

[0029] 图11是本实施例第6次实验的数据结果;

[0030] 图12是本实施例第7次实验的数据结果;

[0031] 图13是本实施例第8次实验的数据结果;

[0032] 图14是本实施例第9次实验的数据结果;

[0033] 图15是本实施例第10次实验的数据结果;

[0034] 图16是本实施例第11次实验的数据结果;

[0035] 图17是正常阶段和检测阶段的相干系数均值对比图;

[0036] 图18正常阶段和检测阶段的相干系数标准差对比图。

具体实施方式

[0037] 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。

[0038] 实施例

[0039] 图1是基于收缩压和脉搏率相干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干性的视觉诱导晕动症检测方法包括以下步骤:

[0040] S101:采集收缩压和脉搏率数据:

[0041] 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。

[0042] S102:数据归一化:

[0043] 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 。

[0044] 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。

[0045] 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:

$$[0046] \quad x^* = \frac{x - \mu}{\sigma}$$

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] S103:计算功率谱密度:

[0051] 分别计算收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 的自功率谱密度 $S_{SYS}^i(f)$ 、 $S_{PR}^i(f)$ 以及收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 之间的互功率谱密度 $S_{SYS,PR}^i(f)$, $i = 0, 1$ 。

[0052] 功率谱密度估计的目的是根据有限数据给出信号、随机过程的频率成分分布的描述。相关分析是在时域内在噪声背景下提取有用信息的途径,而功率谱密度是在频域内提取淹没在噪声中有用信息的分析方法。

[0053] 在计算功率谱密度时通常使用周期图法,然而其得到的功率谱密度的起伏比较大,方差比较大,性能不好,因此本实施例采用Welch法来估计功率谱密度。Welch法,又称为加权交叠平均法,基本思想是采用分段加窗的方法把一长度为N的数据 $x_N(n)$ 分成L段,每段长度为M,并允许每段数据有部分重叠,且每段数据可以选择各种窗函数。分别求每一段的功率谱 $S_{PER}^j(f)$,f表示频率,对L个分段得到的功率谱密度进行平均,得到的便是整个信号的功率谱密度估计:

$$[0054] \quad S(f) = \frac{1}{L} \sum_{j=1}^L S_{PER}^j(f)$$

[0055] 根据概率统计理论可知,由上述方法估计出的功率谱密度的方差大致是周期图法估计出的功率谱密度的方差的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。

[0056] 本实施例在计算功率谱密度时,就是采用Welch法来计算的,即在计算自功率谱密度时,先计算每个小段的自功率谱密度,再加以平均;在计算互功率谱密度时,先计算两个数据对应小段的互功率谱密度,再加以平均。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Welch法中的窗函数采用海明窗。

[0057] S104:计算相干系数曲线:

[0058] 根据步骤S103得到的自功率谱密度和互功率谱密度,分别计算正常阶段和检测阶段的收缩压数据 D_{SYS}^i 、脉搏率数据 D_{PR}^i 之间的相干系数 $C_{SYS,PR}^i(f)$ 曲线,相干系数 $C_{SYS,PR}^i(f)$ 的计算公式如下:

$$[0059] \quad C_{SYS,PR}^i(f) = \frac{S_{SYS,PR}^i(f)^2}{S_{SYS}^i(f)S_{PR}^i(f)}$$

[0060] 相干系数是0~1的实数,它用来检测两个信号在频域内的相关程度。

[0061] S105:计算相干系数的均值和标准差:

[0062] 分别计算正常阶段和检测阶段收缩压数据和脉搏率数据相干系数 $C_{SYS,PR}^i(f)$ 的均值 $Mean_{SYS,PR}^i(f)$ 和标准差 $Std_{SYS,PR}^i(f)$ 。

[0063] S106:视觉诱导晕动症检测:

[0064] 分别计算正常阶段和检测阶段相干系数均值和相干系数标准差之间的相对偏差 $\Delta_{Mean} = Mean_{SYS,PR}^1(f) / Mean_{SYS,PR}^0(f)$ 、 $\Delta_{Std} = Std_{SYS,PR}^1(f) / Std_{SYS,PR}^0(f)$,如果 Δ_{Mean} 小于预设阈值 TH_{Mean} 、 Δ_{Std} 小于预设阈值 TH_{Std} 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。

[0065] 通常情况下,在人体自主神经活动的控制与调节下,脉搏率相应于血压而变化,且两者之间的相干性是一定的。经本发明研究发现,在发生视觉诱导晕动症时,生理和心理的变化会扰乱这种稳定的相干性关系,也就是说会对人体自主神经活动造成影响,使得收缩压和脉搏率的相干性降低。显然理想情况下阈值 TH_{Mean} 和 TH_{Std} 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 的取值范围设置为 $0.85 \leq TH_{Mean} \leq 0.95$ 、 $0.85 \leq TH_{Std} \leq 0.95$,具体值可以根据实际情况来确定。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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 $\pm 5\%$ 。

[0069] 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。

[0070] 本实验中将驾驶流程分为以下三个阶段:

[0071] 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;

[0072] 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;

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 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。然后计算得到相干系数曲线。

[0076] 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, C表示相干系数, 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。

[0077] 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,其相干系数曲线的变化趋势也不明显,其中有的受试者相干系数曲线呈现变大的趋势,而有的受试者相干系数曲线呈现变小的趋势,因此直接根据数据和相干系数难以实现视觉诱导晕动症检测。

[0078] 分别计算11组实验数据中正常阶段(非晕动状态)和检测阶段(晕动状态)相干系数的均值与标准差。表1是本实施例中正常阶段和检测阶段相干系数的均值列表。表2是本实施例中正常阶段和检测阶段相干系数的标准差列表。

| 实验次数 | $Mean_{SYS,PR}^i(f)$ | |
|------|----------------------|-------|
| | 正常阶段 | 检测阶段 |
| 1 | 0.535 | 0.225 |
| 2 | 0.695 | 0.469 |
| 3 | 0.603 | 0.392 |
| 4 | 0.263 | 0.278 |
| 5 | 0.569 | 0.461 |
| 6 | 0.538 | 0.325 |
| 7 | 0.846 | 0.436 |
| 8 | 0.542 | 0.439 |
| 9 | 0.419 | 0.351 |
| 10 | 0.636 | 0.361 |
| 11 | 0.377 | 0.337 |

[0080] 表1

| 实验次数 | $Std_{SYS,PR}^i(f)$ | |
|------|---------------------|-------|
| | 正常阶段 | 检测阶段 |
| 1 | 0.276 | 0.134 |
| 2 | 0.263 | 0.225 |
| 3 | 0.299 | 0.286 |
| 4 | 0.240 | 0.199 |
| 5 | 0.242 | 0.213 |
| 6 | 0.308 | 0.156 |
| 7 | 0.244 | 0.199 |
| 8 | 0.279 | 0.260 |
| 9 | 0.266 | 0.229 |
| 10 | 0.263 | 0.262 |
| 11 | 0.316 | 0.252 |

[0082] 表2

[0083] 根据表1可知,11次实验中10次实验的检测阶段的相干系数均值相对于正常阶段的相干系数均值明显变小,仅有第4次实验时检测阶段的相干系数均值相对于正常阶段的

相干系数均值略有上升。根据表2可知,11次实验的检测阶段的相干系数标准差相对于正常阶段的相干系数标准差均变小。

[0084] 图17是正常阶段和检测阶段的相干系数均值对比图。图18正常阶段和检测阶段的相干系数标准差对比图。如图17和图18所示,横坐标表示正常阶段(基线阶段)下的相干系数均值或相干系数标准差,纵坐标表示检测阶段(VIMS 阶段)下的相干系数均值或相干系数标准差。可以看出,在受试者发生视觉诱导晕动症时,相干系数均值和相干系数标准差在正常阶段和检测阶段具有显著差异,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,因此本发明采用相干系数均值和相干系数标准差来综合判断,从而提高检测的准确度。

[0085] 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。

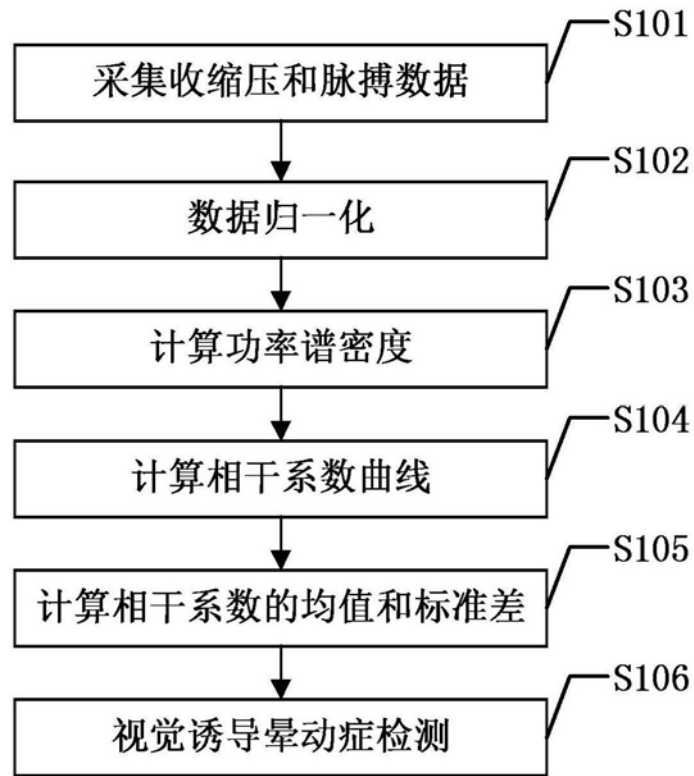


图1



图2



图3

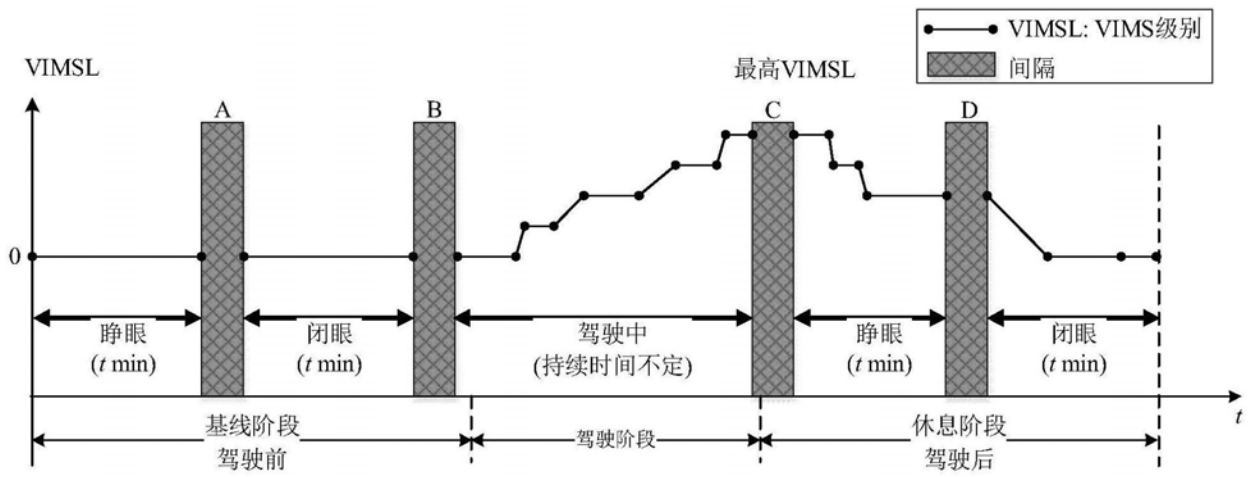


图4

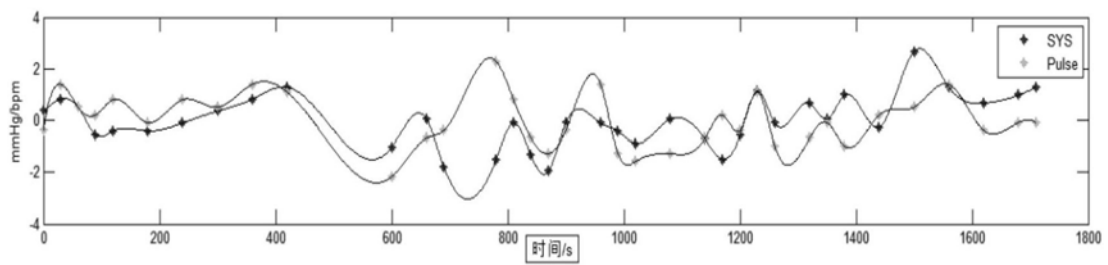


图5

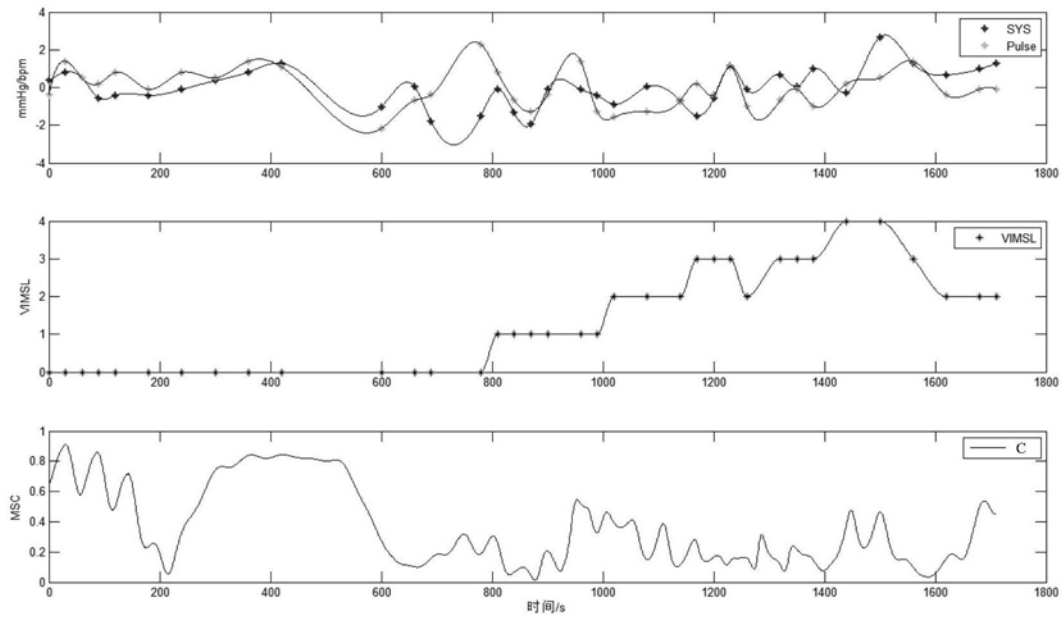


图6

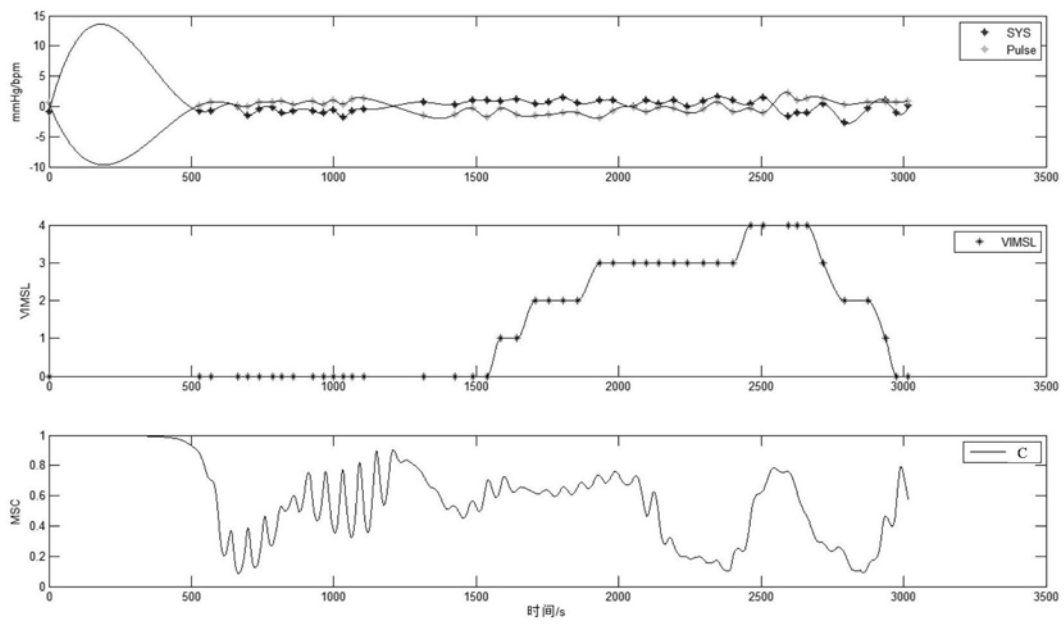


图7

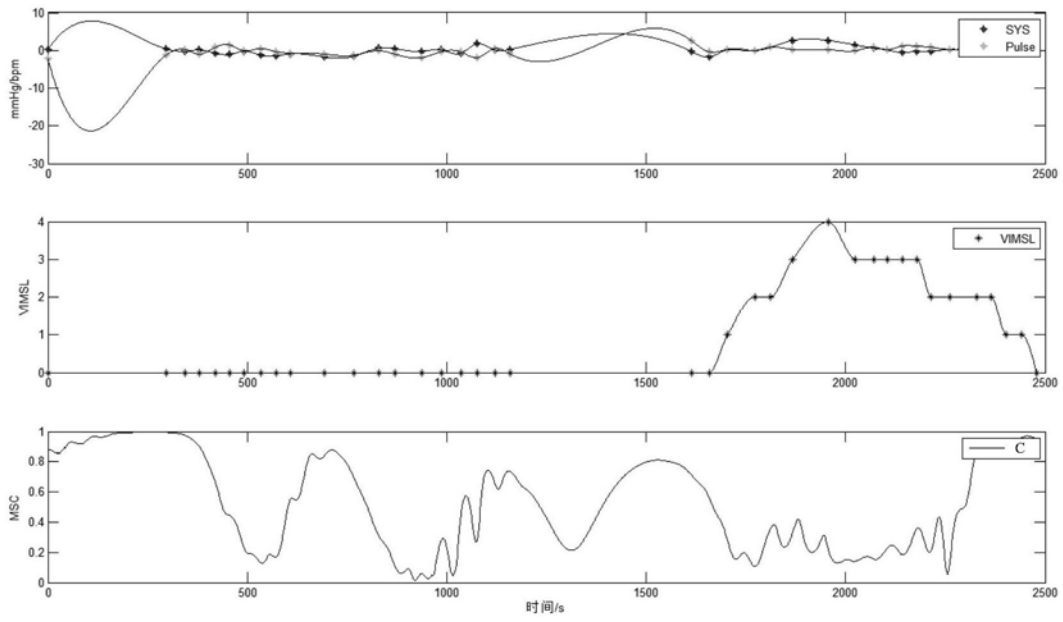


图8

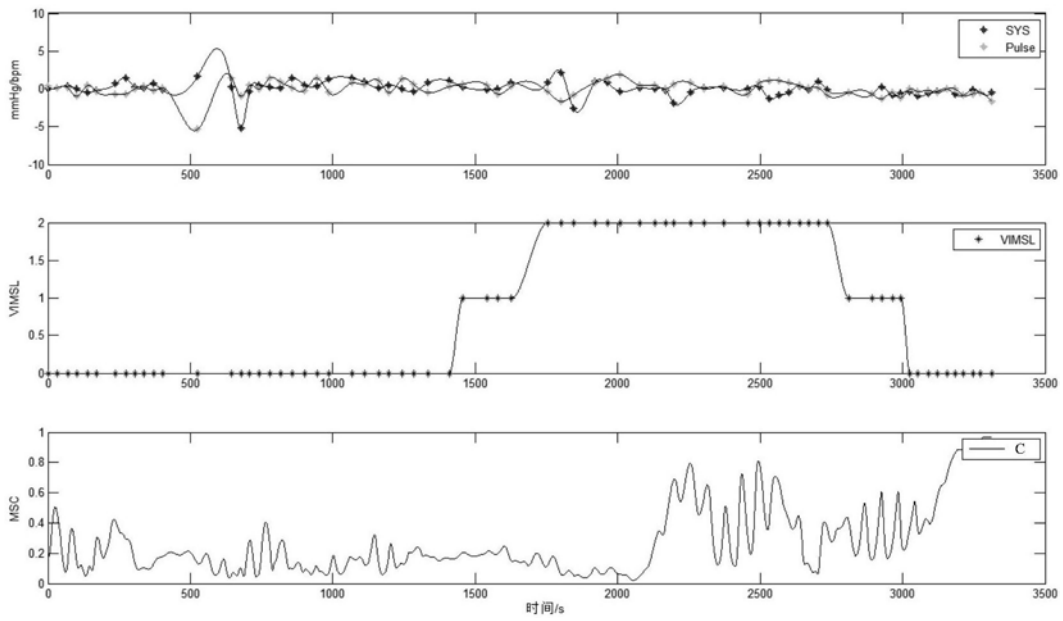


图9

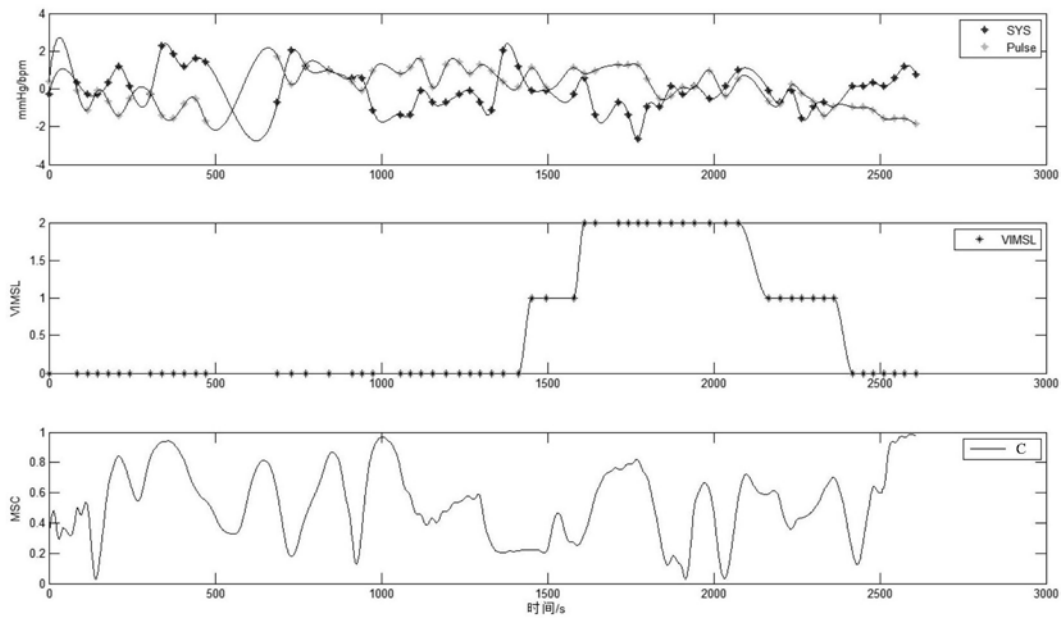


图10

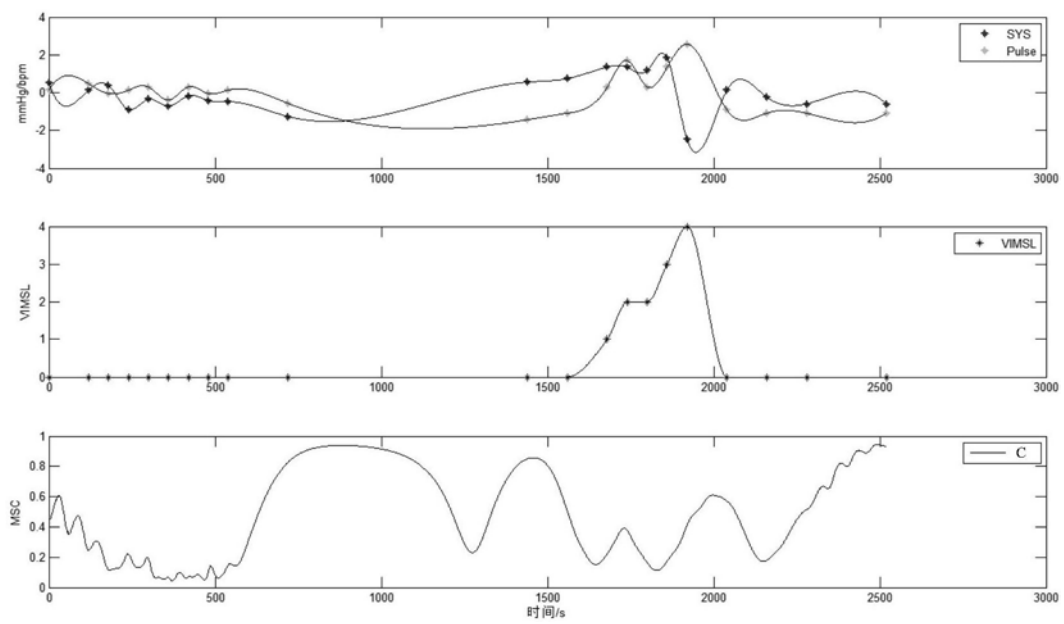


图11

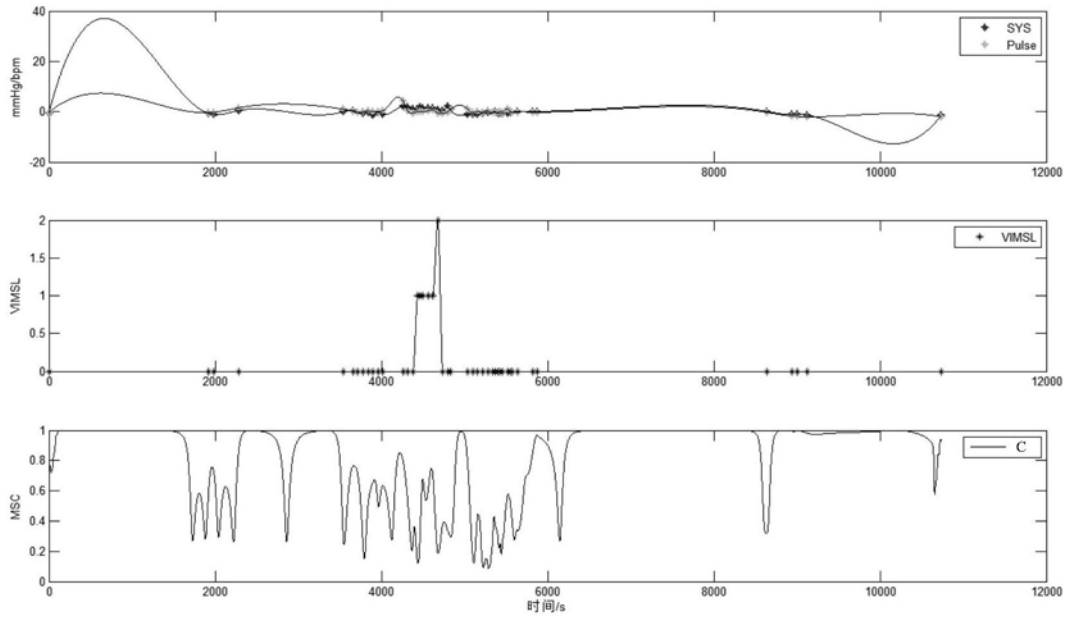


图12

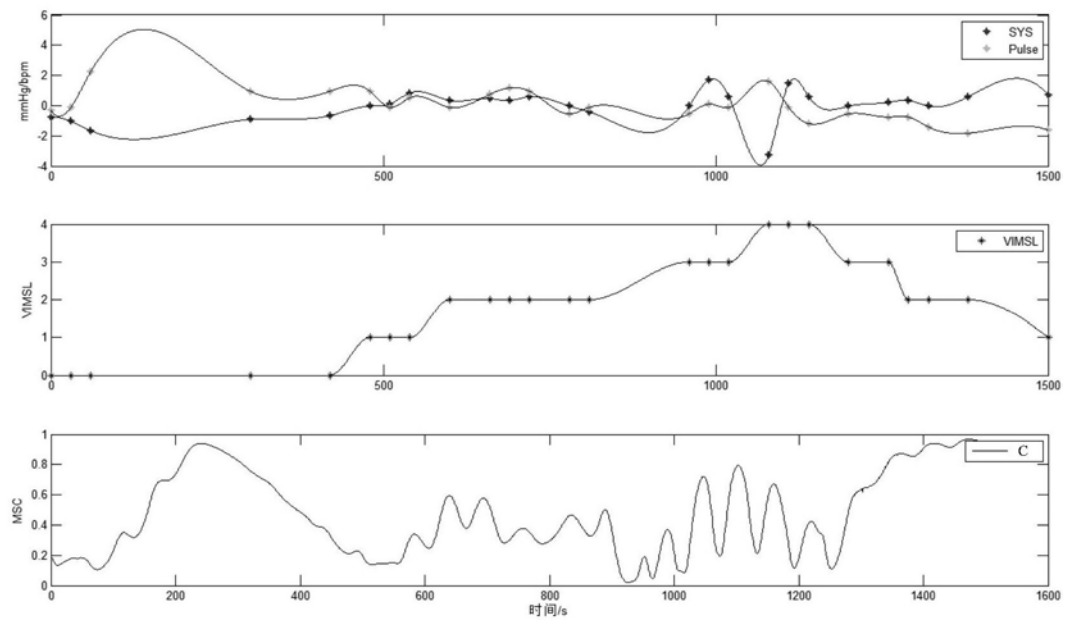


图13

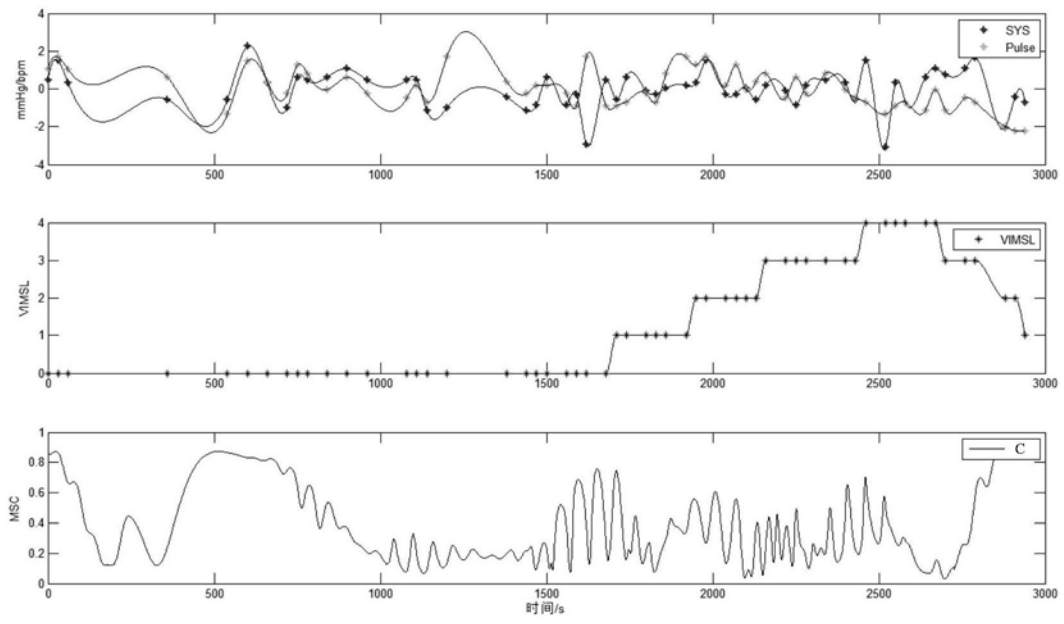


图14

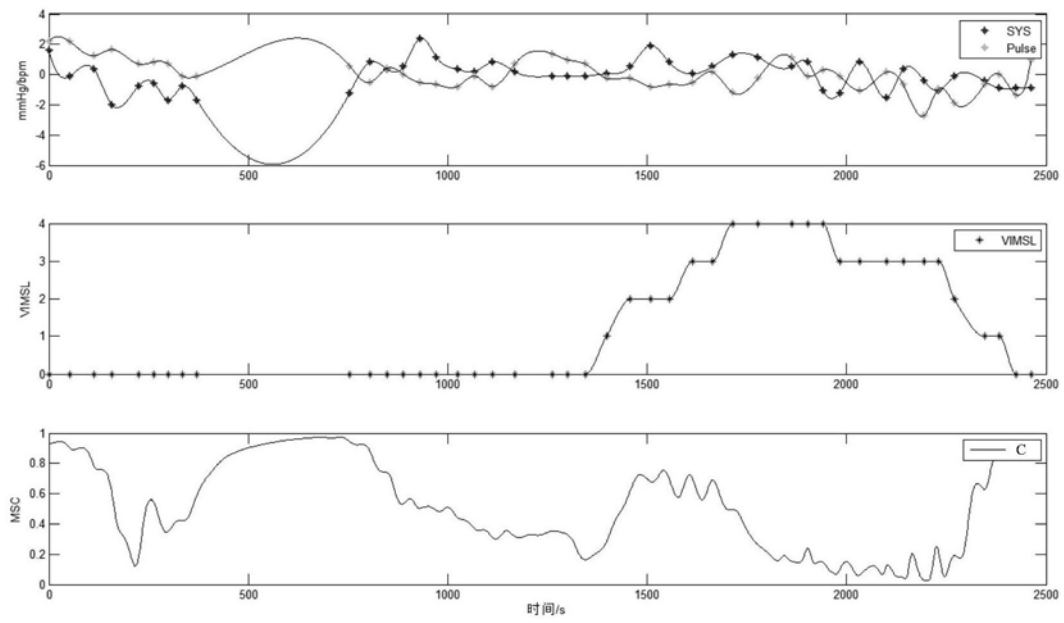


图15

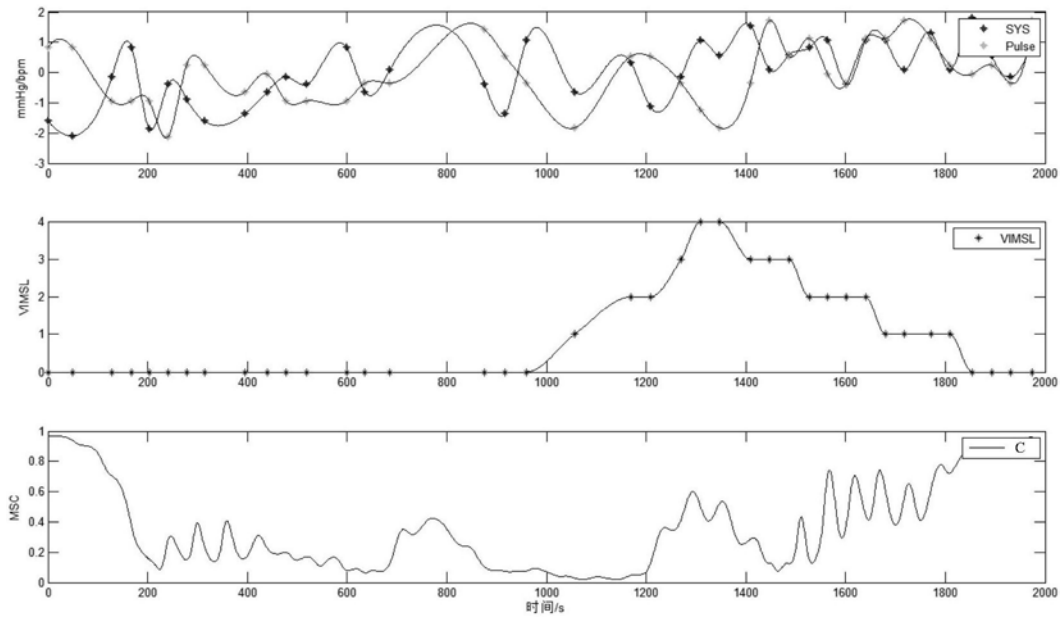


图16

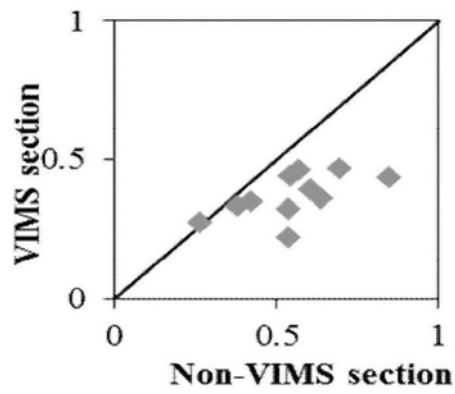


图17

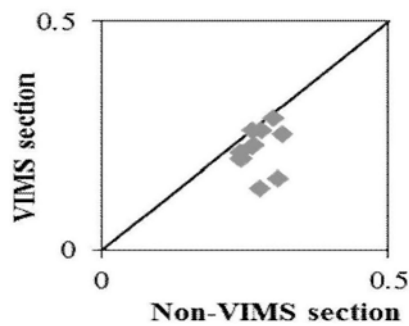


图18

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 基于收缩压和脉搏率相干性的视觉诱导晕动症检测方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN107638167A | 公开(公告)日 | 2018-01-30 |
| 申请号 | CN201710711249.7 | 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 A61B5/021 A61B5/024 | | |
| 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干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，分别计算正常阶段和检测阶段的收缩压数据、脉搏率数据之间的相干系数的曲线，然后计算相干系数的均值和标准差，计算正常阶段和检测阶段的相干系数均值的相对偏差以及相干系数标准差的相对偏差，当检测阶段较正常阶段出现相干系数均值下降或相干系数标准差下降时，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。

