



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110613429 A

(43)申请公布日 2019.12.27

(21)申请号 201910877831.X

(22)申请日 2019.09.17

(71)申请人 清华大学

地址 100000 北京市海淀区清华园

(72)发明人 李翀 赵蕾蕾 季林红

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有

限公司 44205

代理人 孙浩

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

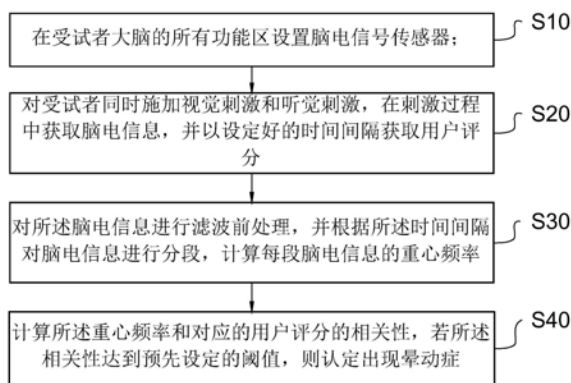
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种晕动症的检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种晕动症的检测方法,在受试者大脑的所有功能区设置脑电信息传感器,比起现有方案仅对部分功能区进行脑电信息的获取,并在获取脑电信息的同时每隔一段时间获取用户评分,通过脑电信息的心率频率与用户评分计算相关性,根据阈值与相关性的值判定是否出现晕动症。能够采集更加全面的脑电信号,脑电信息所涉及的频带更加全面,并且融合了用户评分和脑电信息,提高了晕动症检测的准确性。



1. 一种晕动症的检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

在受试者大脑的所有功能区设置脑电信号传感器;

对受试者同时施加视觉刺激和听觉刺激,在刺激过程中获取脑电信息,并以设定好的时间间隔获取用户评分;

对所述脑电信息进行滤波前处理,并根据所述时间间隔对脑电信息进行分段,计算每段脑电信息重心频率;

计算所述重心频率和对应的用户评分的相关性,若所述相关性达到预先设定的阈值,则认定出现晕动症。

2. 根据权利要求1所述的一种晕动症的检测方法,其特征在于:所述脑电信号传感器为64导联的脑电帽,所述脑电信息为32导联以1000Hz的采样频率采集的EEG信号。

3. 根据权利要求2所述的一种晕动症的检测方法,其特征在于:所述脑电信息的频带包括 δ 频带、 θ 频带、 α 频带、 β 频带和 γ 频带。

4. 根据权利要求3所述的一种晕动症的检测方法,其特征在于:所述 δ 频带的频率范围为1-3Hz,所述 θ 频带的频率范围为4-7Hz,所述 α 频带的频率范围为8-13Hz,所述 α 频带的频率范围为14-30Hz,所述 γ 频带的频率范围为30-80Hz。

5. 根据权利要求4所述的一种晕动症的检测方法,其特征在于,所述对脑电信息进行滤波前处理具体包括:

以40Hz作为截止频率对脑电信息进行高通滤波后,以1Hz为截止频率进行低通滤波;

对完成滤波的数据进行去基线处理,并将采样频率下降至250Hz;

将EGG信号分解为31个独立的信号通道。

6. 根据权利要求5所述的一种晕动症的检测方法,其特征在于,所述每段脑电信息重心频率计算公式为:

$$GF_i^j = \frac{\sum_{f_1}^{f_2} (PSD(f) \times f)}{\sum_{f_1}^{f_2} PSD(f)}, f_1 \leq f \leq f_2;$$

其中, GF_i^j 代表第j个信号通道的第i个频带的重心频率, $i=1,2,3,4,5$ 依次表示 δ 频带、 θ 频带、 α 频带、 β 频带和 γ 频带; $j=1,2,3,\dots,30,31$ 依次表示31个导联,PSD(f)表示频率f对应的功率谱密度值,f表示频率, f_1, f_2 分别表示指定频带的最低频率和最高频率。

7. 根据权利要求6所述的一种晕动症的检测方法,其特征在于:所述重心频率和用户评分的相关性计算公式为 $\rho_{xy} = \frac{Cov(x,y)}{\sqrt{D(x)} \times \sqrt{D(y)}}$,其中,x表示脑电信息,y表示用户评分; ρ_{xy} 为数据x和y的相关性,Cov(x,y)为x和y的协方差,D(x)和D(y)分别表示x和y的方差。

一种晕动症的检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及立体视觉领域,特别是一种晕动症的检测方法。

背景技术

[0002] 目前,随着虚拟现实和3D技术的发展,越来越多的立体显示产品进入到我们的生活中。而用户在使用立体显示产品的过程中容易出现晕动症,严重影响到用户体验,为了在开发阶段需要对产品所造成的晕动症现象进行评估,通常需要检测受试者试用立体显示产品的过程中是否出现晕动症。目前的检测方法通常对受试者施加视觉诱导,虽然能够初步得出晕动症的有关数据,但是仅仅依靠脑电信号进行计算得出的结果参考性不足,无法与实际受试者的晕动症情况进行结合。

发明内容

[0003] 为了克服现有技术的不足,本发明的目的在于提供一种晕动症的检测方法,在实际测试过程中结合脑电信号的重心频率和受试者评分,准确对晕动症进行检测。

[0004] 本发明解决其问题所采用的技术方案是:第一方面,本发明提供了一种晕动症的检测方法,包括以下步骤:

[0005] 在受试者大脑的所有功能区设置脑电信号传感器;

[0006] 对受试者同时施加视觉刺激和听觉刺激,在刺激过程中获取脑电信息,并以设定好的时间间隔获取用户评分;

[0007] 对所述脑电信息进行滤波前处理,并根据所述时间间隔对脑电信息进行分段,计算每段脑电信息重心频率;

[0008] 计算所述重心频率和对应的用户评分的相关性,若所述相关性达到预先设定的阈值,则认定出现晕动症。

[0009] 进一步,所述脑电信号传感器为64导联的脑电帽,所述脑电信息为32导联以1000Hz的采样频率采集的EEG信号。

[0010] 进一步,所述脑电信息的频带包括 δ 频带、 θ 频带、 α 频带、 β 频带和 γ 频带。

[0011] 进一步,所述 δ 频带的频率范围为1-3Hz,所述 θ 频带的频率范围为4-7Hz,所述 α 频带的频率范围为8-13Hz,所述 α 频带的频率范围为14-30Hz,所述 γ 频带的频率范围为30-80Hz。

[0012] 进一步,所述对脑电信息进行滤波前处理具体包括:

[0013] 以40Hz作为截止频率对脑电信息进行高通滤波后,以1Hz为截止频率进行低通滤波;

[0014] 对完成滤波的数据进行去基线处理,并将采样频率下降至250Hz;

[0015] 将EGG信号分解为31个独立的信号通道。

[0016] 进一步,所述每段脑电信息重心频率计算公式为:

$$[0017] \quad GF_i^j = \frac{\sum_{f_1}^{f_2} (PSD(f) \times f)}{\sum_{f_1}^{f_2} PSD(f)}, f_1 \leq f \leq f_2;$$

[0018] 其中, GF_i^j 代表第 j 个信号通道的第 i 个频带的重心频率, $i=1, 2, 3, 4, 5$ 依次表示 δ 频带、 θ 频带、 α 频带、 β 频带和 γ 频带; $j=1, 2, 3, \dots, 30, 31$ 依次表示 31 个导联, $PSD(f)$ 表示频率 f 对应的功率谱密度值, f 表示频率, f_1, f_2 分别表示指定频带的最低频率和最高频率。

[0019] 进一步, 所述重心频率和用户评分的相关性计算公式为 $\rho_{xy} = \frac{Cov(x,y)}{\sqrt{D(x)} \times \sqrt{D(y)}}$, 其中, x 表示脑电信息, y 表示用户评分; ρ_{xy} 为数据 x 和 y 的相关性, $Cov(x, y)$ 为 x 和 y 的协方差, $D(x)$ 和 $D(y)$ 分别表示 x 和 y 的方差。

[0020] 本发明实施例中提供的一个或多个技术方案, 至少具有如下有益效果: 本发明采用了一种晕动症的检测方法, 在受试者大脑的所有功能区设置脑电信息传感器, 比起现有方案仅对部分功能区进行脑电信息的获取, 并在获取脑电信息的同时每隔一段时间获取用户评分, 通过脑电信息重心频率与用户评分计算相关性, 根据阈值与相关性的值判定是否出现晕动症。相比起现有技术而言, 本发明能够采集更加全面的脑电信号, 脑电信息所涉及的频带更加全面, 并且融合了用户评分和脑电信息, 提高了晕动症检测的准确性。

附图说明

[0021] 下面结合附图和实例对本发明作进一步说明。

[0022] 图1是本发明实施例提供的一种晕动症的检测方法的流程图;

[0023] 图2是本发明实施例提供的一种晕动症的检测方法中对脑电信息进行滤波前处理的流程图;

[0024] 图3是本发明实施例提供的一种晕动症的检测方法中64导联脑电帽连接示意图。

具体实施方式

[0025] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白, 以下结合附图及实施例, 对本发明进行进一步详细说明。应当理解, 此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明, 并不用于限定本发明。

[0026] 需要说明的是, 如果不冲突, 本发明实施例中的各个特征可以相互结合, 均在本发明的保护范围之内。另外, 虽然在装置示意图中进行了功能模块划分, 在流程图中示出了逻辑顺序, 但是在某些情况下, 可以以不同于装置中的模块划分, 或流程图中的顺序执行所示出或描述的步骤。

[0027] 参照图1, 本发明的第一实施例提供了一种晕动症的检测方法, 包括以下步骤:

[0028] 步骤S10, 在受试者大脑的所有功能区设置脑电信号传感器;

[0029] 步骤S20, 对受试者同时施加视觉刺激和听觉刺激, 在刺激过程中获取脑电信息, 并以设定好的时间间隔获取用户评分;

[0030] 步骤S30, 对所述脑电信息进行滤波前处理, 并根据所述时间间隔对脑电信息进行分段, 计算每段脑电信息重心频率;

[0031] 步骤S40, 计算所述重心频率和对应的用户评分的相关性, 若所述相关性达到预先

设定的阈值,则认定出现晕动症。

[0032] 其中,脑电信号传感器可以设置在任意的功能区,例如左右额叶区和左右颞叶区,本实施例优选对大脑的所有功能区设置脑电信号传感器,由于导致晕动症并不仅仅是部分区域接收到了信息,而是大脑的运动区和枕叶区同时接收到信息,顶叶区在整合前庭觉信息和视觉信息时出现了矛盾,因此对大脑的所有功能区的脑电信号进行采集使得晕动症的检测更加准确,偏差更小。

[0033] 其中,对受试者的刺激可以是各方面的刺激,本实施例中优选视觉和听觉上的刺激,产生视觉和听觉信息可以有多种方法,例如受试者实用虚拟现实眼镜,或者使用由视觉仿真系统、听觉仿真系统、中央控制系统组成的模拟驾驶平台,能够同时产生视觉和听觉上的刺激即可。

[0034] 其中,在本实施例的刺激过程中,对脑电信息进行不间断的采集,并根据预先设定好的时间间隔对受试者的晕动程度以用户评分的形式进行获取。可以理解的是,时间间隔可以是任意长度的时间,根据实际需求设定即可,本实施例中优选设定时间间隔为2分钟。需要说明的是,用户评分可以是任意形式的数值,能够用于受试者反馈当前的晕动程度即可,本实施例中优选0-4分,其中0分表示不晕车,1分表示轻微晕车,2分表示中度晕车,3分表示重度晕车,4分表示受试者呕吐,通过采集到的连续的数据集用于后续的相关性计算。

[0035] 其中,需要说明的是,可以在脑电信息中获取任意类型的数据来评判晕动症程度,本实施例中优选通过脑电信息计算出对应的重心频率用于后续的计算。可以理解的是,为了与用户评分保持对应,根据时间间隔对所采集到的连续的脑电信息进行分段,例如每2分钟为一段,使得计算出来的相关性更加准确。

[0036] 参考图3,进一步,在本发明的另一个实施例中,所述脑电信号传感器为64导联的脑电帽,所述脑电信息为32导联以1000Hz的采样频率采集的EEG信号。

[0037] 其中,在本实施例中,优选采用64导联的脑电帽有利于采集所有功能区的脑电信息。

[0038] 其中,在本实施例中,为了便于后续计算,使用ANTeegoTMrt的32导联以1000Hz的采样频率采集受试者的EEG信号作为脑电信息,以便于使用Matlab插件egglab预处理脑电信息。

[0039] 进一步,在本发明的另一个实施例中,所述脑电信息的频带包括 δ 频带、 θ 频带、 α 频带、 β 频带和 γ 频带。

[0040] 其中,在本实施例中,优选采集 δ 频带、 θ 频带、 α 频带、 β 频带和 γ 频带的脑电信息,由于 θ 波有整合多模态体感信息的功能,很容易通过同步震荡在大脑各区域进行信息传递,因此采用上述频带来获取脑电信息,能够使获取出的脑电信息更加准确。

[0041] 进一步,在本发明的另一个实施例中,所述 δ 频带的频率范围为1-3Hz,所述 θ 频带的频率范围为4-7Hz,所述 α 频带的频率范围为8-13Hz,所述 α 频带的频率范围为14-30Hz,所述 γ 频带的频率范围为30-80Hz。

[0042] 其中,需要说明的是,本实施例中每个频带的取值范围仅仅为优选,还可以根据实际需求进行调整,能够获取并用于重心频率计算即可。

[0043] 参考图2,进一步,在本发明的另一个实施例中,所述对脑电信息进行滤波前处理具体包括:

[0044] 步骤S31,以40Hz作为截止频率对脑电信息进行高通滤波后,以1Hz为截止频率进行低通滤波;

[0045] 步骤S32,对完成滤波的数据进行去基线处理,并将采样频率下降至250Hz;

[0046] 步骤S33,将EGG信号分解为31个独立的信号通道。

[0047] 其中,在本实施例中,优选通过matlab插件egglab对脑电数据进行滤波前处理,再根据处理好的数据进行跑ICA,有利于去除眼电、肌电等杂讯,使得所获取的脑电信息更加可靠。

[0048] 进一步,在本发明的另一个实施例中,所述每段脑电信息的心率计算公式为:

$$[0049] \quad GF_i^j = \frac{\sum_{f_1}^{f_2} (PSD(f) \times f)}{\sum_{f_1}^{f_2} PSD(f)}, f_1 \leq f \leq f_2;$$

[0050] 其中, GF_i^j 代表第j个信号通道的第i个频带的重心频率, $i=1,2,3,4,5$ 依次表示 δ 频带、 θ 频带、 α 频带、 β 频带和 γ 频带; $j=1,2,3, \dots, 30, 31$ 依次表示31个导联, $PSD(f)$ 表示频率f对应的功率谱密度值, f 表示频率, f_1, f_2 分别表示指定频带的最低频率和最高频率。例如, δ 频带的频率范围为1-3Hz,则 $f_1=1, f_2=3$ 。

[0051] 进一步,在本发明的另一个实施例中,所述重心频率和用户评分的相关性计算公式为 $\rho_{xy} = \frac{Cov(x,y)}{\sqrt{D(x)} \times \sqrt{D(y)}}$,其中,x表示脑电信息,y表示用户评分; ρ_{xy} 为数据x和y的相关性,

$Cov(x,y)$ 为x和y的协方差, $D(x)$ 和 $D(y)$ 分别表示x和y的方差。

[0052] 其中,需要说明的是, ρ_{xy} 的阈值可以设定为任意数值,本实施例中优选设置的阈值为0.3,0.5,0.8和0.95,根据相关性的关系划分出5个相关度,并以 ρ_{xy} 所处的区间判断相关性,例如:

[0053] $|\rho_{xy}| > 0.95$,表示x与y存在显著性相关;

[0054] $|\rho_{xy}| \geq 0.8$,表示高度相关;

[0055] $0.5 \leq |\rho_{xy}| < 0.8$,表示中度相关;

[0056] $0.3 \leq |\rho_{xy}| < 0.5$,表示低度相关;

[0057] $|\rho_{xy}| < 0.3$,表示关系极弱,认为不相关。

[0058] 需要说明的是,在本实施例中,有相关度代表出现晕动症,例如上述的显著性相关、高度相关、重度相关和低度相关,其中,显著性代表的晕动程度最高,低度相关最低,依次类推。当认为不相关时,代表未出现晕动症。

[0059] 以上是对本发明的较佳实施进行了具体说明,但本发明并不局限于上述实施方式,熟悉本领域的技术人员在不违背本发明精神的前提下还可作出种种的等同变形或替换,这些等同的变形或替换均包含在本申请权利要求所限定的范围内。

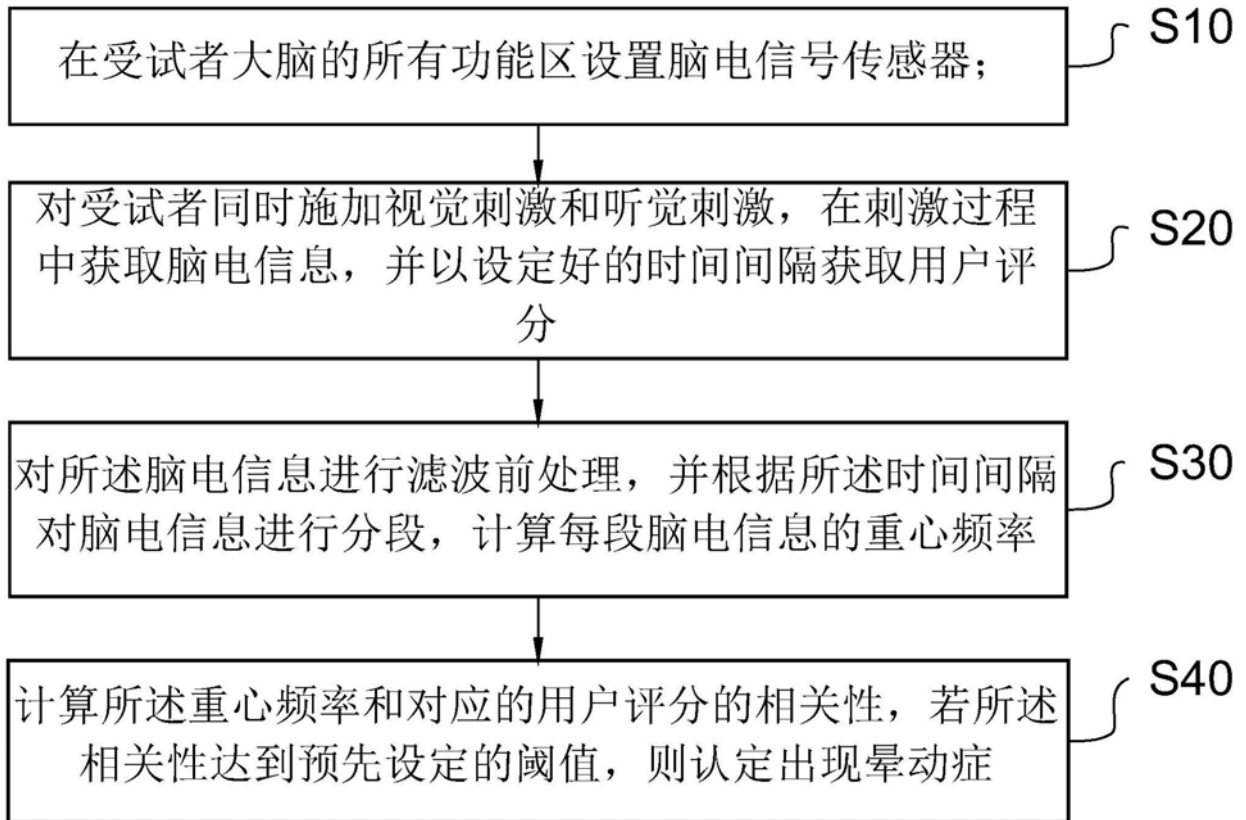


图1

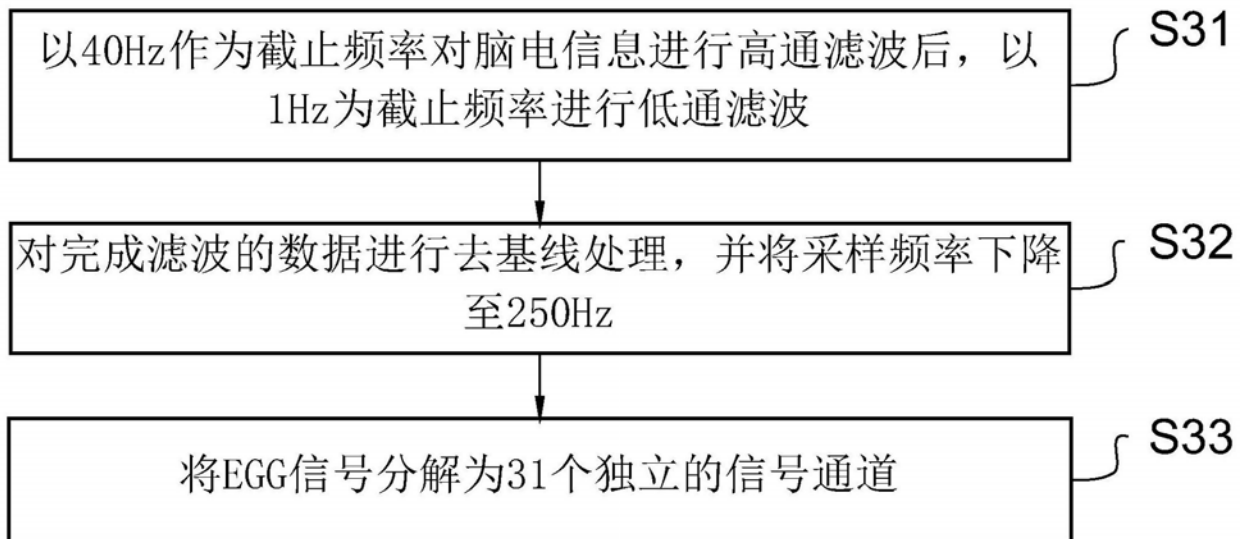


图2

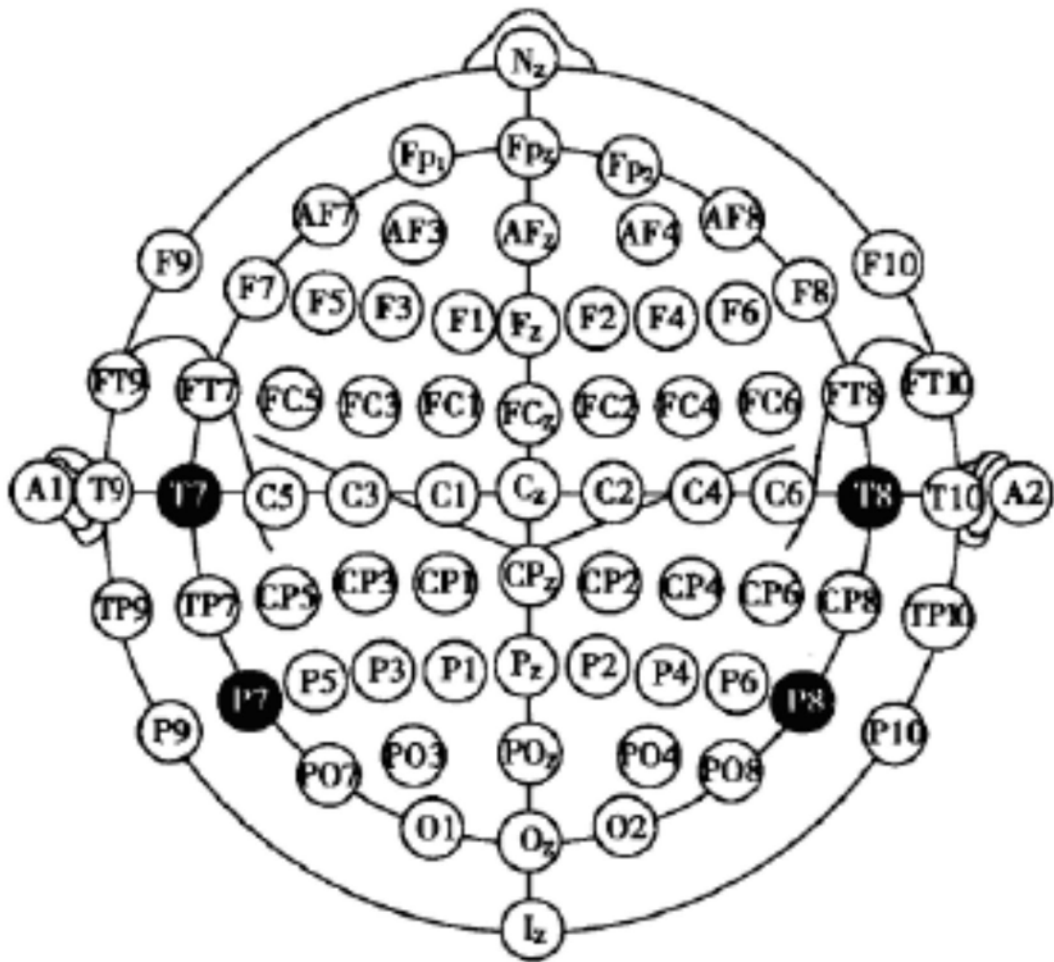


图3

专利名称(译)	一种晕动症的检测方法		
公开(公告)号	CN110613429A	公开(公告)日	2019-12-27
申请号	CN201910877831.X	申请日	2019-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	李翀 赵蕾蕾 季林红		
发明人	李翀 赵蕾蕾 季林红		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/72 A61B5/7225		
代理人(译)	孙浩		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种晕动症的检测方法，在受试者大脑的所有功能区设置脑电信息传感器，比起现有方案仅对部分功能区进行脑电信息的获取，并在获取脑电信息的同时每隔一段时间获取用户评分，通过脑电信息的心率频率与用户评分计算相关性，根据阈值与相关性的值判定是否出现晕动症。能够采集更加全面的脑电信号，脑电信息所涉及的频带更加全面，并且融合了用户评分和脑电信息，提高了晕动症检测的准确性。

