

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2020 年 8 月 6 日 (06.08.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/156589 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/0476 (2006.01) *A61B 5/0496* (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2020/078294

(22) 国际申请日: 2020 年 3 月 6 日 (06.03.2020)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201910102663.7 2019年2月1日 (01.02.2019) CN

(71) 申请人: 五邑大学(WUYI UNIVERSITY) [CN/CN];
中国广东省江门市蓬江区东成村 22 号,
Guangdong 529000 (CN)。

(72) 发明人: 王洪涛(WANG, Hongtao); 中国广东省
江门市蓬江区东成村 22 号, Guangdong 529000

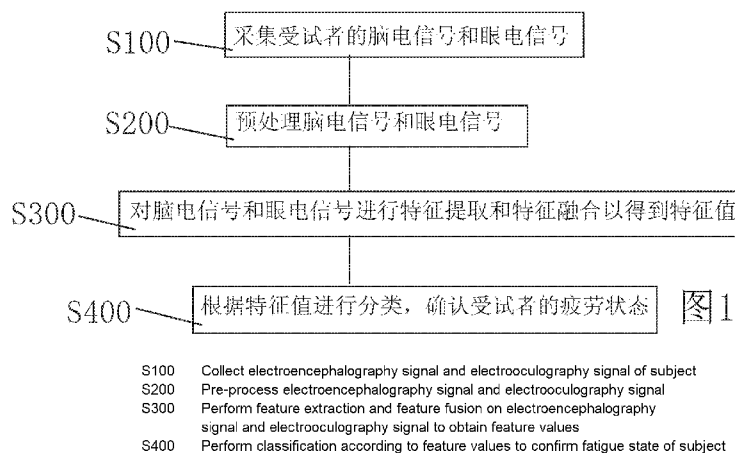
(CN)。 吴聪(WU, Cong); 中国广东省江门市蓬江区东成村 22 号, Guangdong 529000 (CN)。 刘旭程(LIU, Xucheng); 中国广东省江门市蓬江区东成村 22 号, Guangdong 529000 (CN)。 唐聪(TANG, Cong); 中国广东省江门市蓬江区东成村 22 号, Guangdong 529000 (CN)。 裴子安(PEI, Zi'an); 中国广东省江门市蓬江区东成村 22 号, Guangdong 529000 (CN)。

(74) 代理人: 广州嘉权专利商标事务所有限公司(JIAQUAN IP LAW FIRM); 中国广东省广州市天河区黄埔大道西 100 号富力盈泰广场 A 栋 910 郑勇, Guangdong 510627 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU,

(54) Title: FATIGUE DETECTION METHOD AND APPARATUS, AND STORAGE MEDIUM

(54) 发明名称: 一种疲劳检测方法、装置及其存储介质



(57) Abstract: A fatigue detection method and apparatus, and a storage medium. The fatigue detection method comprises: performing feature extraction and feature fusion on an electroencephalography signal and an electrooculography signal to obtain feature values (S300); performing classification according to the feature values to confirm a fatigue state of a user (S400). The fatigue detection apparatus and the storage medium use the method to carry out fatigue detection. The electroencephalography signal and the electrooculography signal are combined for analysis and detection from a multi-dimensional perspective, and multiple entropies are introduced for analysis of the electroencephalography signal and the electrooculography signal from a non-linear perspective in order to express the fatigue state, thereby improving the noise resistance and the accuracy of the fatigue detection.

(57) 摘要: 一种疲劳检测方法、装置及其存储介质; 疲劳检测方法通过对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值 (S300), 并根据特征值进行分类以确认使用者的疲劳状态 (S400)。疲劳检测装置及其存储介质采用了方法实现疲劳检测, 结合脑电信号和眼电信号两者, 从多维的角度进行分析检测, 并引入多种熵从非线性的角度分析脑电信号和眼电信号来表达疲劳状态, 从而提高疲劳检测的抗噪性和准确率。

CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

根据细则4.17的声明:

- 发明人资格 (细则4.17(iv))

本国际公布:

- 包括国际检索报告 (条约第21条(3))。
- 在修改权利要求的期限届满之前进行, 在收到该修改后将重新公布 (细则48.2(h))。
- 包括关于请求恢复一项或多项优先权要求的信息 (细则26之二.3和48.2(b)(vii))。

一种疲劳检测方法、装置及其存储介质

技术领域

本发明涉及人体状态检测领域，特别是一种疲劳检测方法、装置及其存储介质。

背景技术

疲劳是人体常见的一种生理现象，表现为身体机能或反应能力减弱。长时间或长距离驾驶容易导致疲劳驾驶，而疲劳驾驶现在已经成为了马路杀手，每年全世界有百万人因此失去生命。因此疲劳检测常应用于车辆驾驶方面，而如何能够准确地检测出驾驶者的疲劳状态就非常重要。

生理特征可以反映出驾驶者不同状态下的疲劳状况。因此，可以通过检测生理特征的变化来判断驾驶员的疲劳状况，目前常用于实施疲劳检测的生理特征为脑电信号（EEG）、眼电信号（EOG）、心电信号和肌电信号。但人体信号具有多维和非线性的特点。目前，疲劳检测多为基于单一信号的线性检测，信息来源单一，不够全面；容易受到外界其他信号的干扰，抗噪性低；线性的分析方法难以反映人体信号非线性的特点；这些原因也导致了目前的疲劳检测准确率不高。

发明内容

为解决上述问题，本发明实施例的目的在于提供一种疲劳检测方法、装置及其存储介质，实现多维和非线性的疲劳检测，提高疲劳检测的抗噪性和准确性。

本发明解决其问题所采用的技术方案是：

本发明的第一方面，提供了一种疲劳检测方法，包括：

采集使用者的脑电信号和眼电信号；

预处理脑电信号和眼电信号；

对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值；根据特征值进行分类，确认使用者的疲劳状态；

其中，对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值包括：

对脑电信号按频率范围进行重构；

提取眼电信号的第一样本熵；

提取重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵；

将重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵降维融合得到多个融合特征熵；

将眼电信号的第一样本熵以及脑电信号的多个融合特征熵构成特征值。

进一步地，所述对脑电信号按频率范围进行重构具体为：利用离散小波变换方法对脑电信号按频率范围重构得到 δ 波、 θ 波、 α 波和 β 波四个子频带波形；其中， δ 波的频率范围为 0.01-3.91Hz， θ 波的频率范围为 3.91-7.81Hz， α 波的频率范围为 7.81-13.67Hz， β 波的频率范围为 13.67-31.25Hz。

进一步地，所述提取眼电信号的第一样本熵具体为：

提取眼电信号的垂直方向样本熵 y_{SamEn} ；

提取眼电信号的水平方向样本熵 x_{SamEn} ；

所述提取重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵具体为：

提取 δ 波脑电信号得到 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 和 δ 波近似熵 δ_{AppEn} ；

提取 θ 波脑电信号得到 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 和 θ 波近似熵

θ_{AppEn} ;

提取 α 波脑电信号得到 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 α 波近似熵

α_{AppEn} ;

提取 β 波脑电信号得到 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 、 β 波样本熵 β_{SamEn} 和 β 波近似熵

β_{AppEn} 。

进一步地，所述将重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵降维融合得到多个融合特征熵具体为：

将 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 和 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 两两之间降维融合得到第一融合特征熵；

将 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 β 波样本熵 β_{SamEn} 两两之间降维融合得到第二融合特征熵；

将 δ 波近似熵 δ_{AppEn} 、 θ 波近似熵 θ_{AppEn} 、 α 波近似熵 α_{AppEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 两两之间降维融合得到第三融合特征熵。

进一步地，所述根据特征值进行分类，确认使用者的疲劳状态具体为：

输入特征值到 RVM 分类器；

根据下式计算疲劳状态的概率：
$$p(t_i = 1 | w) = \frac{1}{1 + \exp(-y(x_i; w))} ;$$

$$p(t_i = 0 | w) = 1 - p(t_i = 1 | w) ;$$

$$y(x_i; w) = \sum_{n=1}^N w_n K(x, x_i) + w_0 ;$$

其中， $x=[x_1, \dots, x_i, \dots, x_s]$ 为输入 RVM 分类器的特征值； $y(x_i; w)$ 为 RVM 分类器的输出； w 为 RVM 分类器的权重； $K(x, x_i)$ 为核函数； $p(t_i = 1 | w)$ 为使用者处于疲劳状态的概率值； $p(t_i = 0 | w)$ 为使用者处于非疲劳状态的概率值；

根据 $p(t_i = 1|w)$ 和 $p(t_i = 0|w)$ 的值确认使用者的疲劳状态。

进一步地，所述预处理脑电信号和眼电信号包括：

对脑电信号和眼电信号进行去趋势处理；

对脑电信号和眼电信号进行去均值处理；

对脑电信号和眼电信号进行带通滤波处理。

本发明的第二方面，提供了一种疲劳检测装置，包括：

采集模块，用于采集使用者的脑电信号和眼电信号；

预处理模块，用于预处理脑电信号和眼电信号；

特征值获取模块，用于对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值；

确认模块，用于根据特征值进行分类，确认使用者的疲劳状态；

其中，特征值获取模块包括：

重构单元，用于对脑电信号按频率范围进行重构；

第一提取单元，用于提取眼电信号的第一样本熵；

第二提取单元，用于提取重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵；

融合单元，用于将重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵降维融合得到多个融合特征熵；

合成单元，用于将眼电信号的第一样本熵以及脑电信号的多个融合特征熵构成特征值。

具体地，所述预处理单元包括：

去趋势单元，用于对脑电信号和眼电信号进行去趋势处理；

去均值单元，用于对脑电信号和眼电信号进行去均值处理；

带通滤波单元，用于对脑电信号和眼电信号进行带通滤波处理。

具体地，所述第一提取单元包括：

第一提取子单元，用于提取眼电信号的垂直方向样本熵 y_{SamEn} ；

第二提取子单元，用于提取眼电信号的水平方向样本熵 x_{SamEn} ；

具体地，所述第二提取子单元包括：

第三提取子单元，用于提取 δ 波脑电信号得到 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 和 δ 波近似熵 δ_{AppEn} ；

第四提取子单元，用于提取 θ 波脑电信号得到 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 和 θ 波近似熵 θ_{AppEn} ；

第五提取子单元，用于提取 α 波脑电信号得到 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 α 波近似熵 α_{AppEn} ；

第六提取子单元，用于提取 β 波脑电信号得到 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 、 β 波样本熵 β_{SamEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 。

具体地，融合单元包括：

第一融合子单元，用于将 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 和 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 两两之间降维融合得到第一融合特征熵；

第二融合子单元，用于将 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 β 波样本熵 β_{SamEn} 两两之间降维融合得到第二融合特征熵；

第三融合子单元，用于将 δ 波近似熵 δ_{AppEn} 、 θ 波近似熵 θ_{AppEn} 、 α 波近似熵 α_{AppEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 两两之间降维融合得到第三融合特征熵。

具体地，所述确认单元包括：

输入端口，用于输入特征值到 RVM 分类器；

概率计算单元，用于根据下式计算疲劳状态的概率：

$$p(t_i = 1 | w) = \sigma(y(x_i; w)) * \frac{1}{1 + \exp(-y(x_i; w))}; \quad p(t_i = 0 | w) = 1 - p(t_i = 1 | w);$$

$$y(x_i; w) = \sum_{n=1}^N w_n K(x, x_i) + w_0;$$

其中， $x=[x_1, \dots, x_i, \dots, x_s]$ 为输入 RVM 分类器的特征值； $y(x_i; w)$ 为 RVM 分类器的输出； w 为 RVM 分类器的权重； $K(x, x_i)$ 为核函数； $p(t_i = 1 | w)$ 为使用者处于疲劳状态的概率值； $p(t_i = 0 | w)$ 为使用者处于非疲劳状态的概率值；

判断单元，用于根据 $p(t_i = 1 | w)$ 和 $p(t_i = 0 | w)$ 的值确认使用者的疲劳状态。

本发明的第三方面，提供了一种疲劳检测装置，包括处理器以及与所述至少一个处理器通信连接的存储器；所述存储器存储有可被处理器执行的指令，所述指令被所述处理器执行，以使所述处理器能够执行本发明第一方面所述的疲劳检测方法。

本发明的第四方面，提供了一种存储介质，所述存储介质存储有计算机可执行指令，所述计算机可执行指令用于使计算机执行本发明第一方面所述的疲劳检测方法。

本发明的有益效果是：通过对脑电信号和眼电信号特征提取和特征融合以得到特征值，并根据特征值确认使用者的疲劳状态；结合脑电信号和眼电信号两者，从多维的角度进行分析检测，并引入多种熵从非线性的角度分析脑电信号和眼电信号来表达疲劳状态，从而提高疲劳检测的抗噪性和准确率。

附图说明

下面结合附图和实例对本发明作进一步说明。

图 1 是本发明实施例的一种疲劳检测方法的流程图；

图 2 是图 1 中步骤 S300 的具体流程图；

图 3 是本发明实施例的一种疲劳检测装置的结构图。

具体实施方式

参照图 1 和图 2，本发明的第一方面，提供了一种疲劳检测方法，包括：

S100、采集使用者的脑电信号和眼电信号；

眼电信号是眼睛运动产生的一种电信号，可以通过在眼睛周围的皮肤设置电极来测量。眼电信号的大小根据眼球的位移变化来确定，包含丰富的信息，直观地反映疲劳的程度。

脑电信号是大脑在活动时，大量神经元同步发生的突触后电位经总和后形成的。它记录大脑活动时的电信号变化，是脑神经细胞的电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反映，能具体反映出疲劳的程度。

在本步骤中，通过无线干电极脑电采集设备采集使用者的脑电信号，以及通过眼电信号采集设备采集使用者的眼电信号。然后，将收集的脑电信号和眼电信号存储到数据库内。

S200、预处理脑电信号和眼电信号；

具体地，步骤 S200 包括：

S201、对脑电信号和眼电信号进行去趋势处理；

S202、对脑电信号和眼电信号进行去均值处理；

S203、对脑电信号和眼电信号进行带通滤波处理。

进一步地，在该步骤中，从数据库中取出脑电信号和眼电信号的数据。首先对脑电信号和眼电信号设置时间窗；脑电信号的时间窗大小为 4s，步长为 1s；眼电信号的时间窗大小为 10s，步长为 1s。然后利用空间滤波的方式对脑电信号

和眼电信号进行去趋势处理；优选地，空间滤波方法为普通平均参考滤波方法。接着对脑电信号和眼电信号进行去均值处理以去除高频噪声干扰和提高信噪比；最后用 0.01-32Hz 的频带信号进行带通滤波进一步提高信噪比。对脑电信号和眼电信号的预处理方便于之后的特征提取。

S300、对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值；

进一步地，步骤 S300 包括：

S310、对脑电信号按频率范围进行重构；

具体地，所述对脑电信号按频率范围进行重构为：利用离散小波变换方法对脑电信号按频率范围重构得到 δ 波、 θ 波、 α 波和 β 波四个子频带波形；其中， δ 波的频率范围为 0.01-3.91Hz， θ 波的频率范围为 3.91-7.81Hz， α 波的频率范围为 7.81-13.67Hz， β 波的频率范围为 13.67-31.25Hz。

S320、提取眼电信号的第一样本熵；

具体地，步骤 S320 包括：

S321、提取眼电信号的垂直方向样本熵 y_{SamEn} ；

S322、提取眼电信号的水平方向样本熵 x_{SamEn} 。

样本熵通过以下式子给出：

N 个信号样本的序列为： $A = [a(1), a(2) \dots a(N)]$ ；

则 A 的两个子序列为：

$$A(i) = [a(i), a(i+1), \dots, a(i+m-1)], 1 \leq i \leq N-m+1;$$

$$A(j) = [a(j), a(j+1), \dots, a(j+m-1)], 1 \leq j \leq N-m+1;$$

$$A(i) \text{ 和 } A(j) \text{ 间的距离为: } d[A(i), A(j)] = \max |a(i+k) - a(j+k)|;$$

进一步, 样本熵的结果表达为: $SampEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \left[-\ln \frac{B^{m+1}(r)}{B^m(r)} \right];$

$$B^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} C_i^m(r);$$

$$C_i^m(r) = \frac{1}{N-m+1} * num[d | A(i), A(j) | \leq r];$$

$$i = 1, K, N-m+1, i \neq j$$

$$r = 0.2 * SD;$$

其中, 参数 m 具体取值为 2; SD 为序列的标准偏差; $num\{d | A(i), A(j) | \leq r\}$ 是 i 和 j 满足条件 $d | A(i), A(j) | \leq r$ 的统计数据数。

S330、提取重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵;

具体地, 步骤 S330 包括:

S331、提取 δ 波脑电信号得到 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 和 δ 波近似熵 δ_{AppEn} ;

S332、提取 θ 波脑电信号得到 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 和 θ 波近似熵 θ_{AppEn} ;

S333、提取 α 波脑电信号得到 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 α 波近似熵 α_{AppEn} ;

S334、提取 β 波脑电信号得到 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 、 β 波样本熵 β_{SamEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 。

近似熵通过以下式子给出:

对于 N 个信号序列的样本, 近似熵的结果表达为:

$$AppEn(m, r, N) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \log C_i^m(r) - \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \log C_i^{m+1}(r);$$

$$r = 0.2 * SD;$$

其中，参数 m 具体取值为 2；SD 为序列的标准偏差。

频谱熵通过以下式子给出：

$$SpeEn = \frac{\sum_f H(f)}{\log(N(f))};$$

$$H(f) = Q(f) * \log \frac{1}{Q(f)};$$

$$Q(f) = \frac{\sum_{f=f_1}^{f=f_2} P(f)}{\sum_{f=f_L}^{f=f_H} P(f)};$$

$$P(f) = \frac{\hat{e}_p}{|1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k) e^{-j\pi f k}|};$$

其中，SpeEn 为频谱熵的结果， f 为频率分量对应的频率， $N(f)$ 为频率分量的总数； $Q(f)$ 为归一化后的功率谱密度分量； $P(f)$ 为功率谱密度分量； f_L 、 f_H 、 f_1 和 f_2 具体取值分别为 0.01、31.25、7.81 和 13.67； $\hat{e}_p$ 为频率分量的最小二乘误差； $\hat{a}_p$ 为频谱熵模型的系数。

近似熵、样本熵和频谱熵均是非线性动态参数，能反映出输入信号的规律性。通过近似熵、样本熵和频谱熵的计算从非线性的角度对脑电信号和眼电信号进行计算。

S340、将重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵降维融合得到多个融合特征熵；

具体地，步骤 S340 包括：

S341、将 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 和 β 波频谱

熵 β_{SpeEn} 两两之间降维融合得到第一融合特征熵；

S342、将 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 β 波样本熵 β_{SamEn} 两两之间降维融合得到第二融合特征熵；

S343、将 δ 波近似熵 δ_{AppEn} 、 θ 波近似熵 θ_{AppEn} 、 α 波近似熵 α_{AppEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 两两之间降维融合得到第三融合特征熵。

具体地，在步骤 S341 中，将 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 和 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 其中的两个熵降维融合得到第一融合结果，再将另外的两个熵降维融合得到第二融合结果，最后将第一融合结果和第二融合结果降维融合最终得到第一融合特征熵。步骤 S342 和步骤 S343 采用同样的降维融合方式。

进一步，在降维融合得到融合特征熵中的融合特征熵的具体表达式为：

$$F = Wc * Wc^T * c + Wd * Wd^T * d;$$

其中 Wc 和 W_d 是输入的熵 c 和 d 的投影向量， Wc 和 W_d 由

$$\max_{Wc, Wd} \rho(c, d) = \frac{E[c^T d]}{\sqrt{E[c^T c] E[d^T d]}}$$

决定， $E[]$ 为相关矩阵。当 $\rho(c, d)$ 取最大值时， Wc 和 W_d 有

最优值。这里采用典型相关分析方法最大限度地提高 c 和 d 之间的相关性，以保持两者的独立性。

S350、将眼电信号的第一样本熵以及脑电信号的多个融合特征熵组成特征矩阵，构成特征值。

特征值是由眼电信号的第一样本熵以及脑电信号的多个融合特征熵组成的特征矩阵，同时融合特征熵是由多个频带对应的熵降维融合得到；通过步骤 S350 实现了从多维的角度分析检测使用者的疲劳状态，提高抗噪性和准确率。

S400、根据特征值进行分类，确认使用者的疲劳状态；

进一步地，所述根据特征值进行分类，确认使用者的疲劳状态具体为：

S410、输入特征值到 RVM 分类器。

S420、根据下式计算疲劳状态的概率：
$$p(t_i = 1 | w) = \frac{1}{1 + \exp(-y(x_i; w))};$$

$$p(t_i = 0 | w) = 1 - p(t_i = 1 | w);$$

$$y(x_i; w) = \sum_{n=1}^N w_n K(x, x_i) + w_0;$$

其中， $x = [x_1, \dots, x_i, \dots, x_s]$ 为输入 RVM 分类器的特征值； $y(x_i; w)$ 为 RVM 分类器的输出； w 为 RVM 分类器的权重； $K(x, x_i) = \exp(-g \|x - x_i\|^2)$ 为决定特征值从低维空间到高维空间的映射方式的核函数； $p(t_i = 1 | w)$ 为使用者处于疲劳状态的概率值； $p(t_i = 0 | w)$ 为使用者处于非疲劳状态的概率值。

在步骤 S420 中，各变量独立分布，则 RVM 分类器的似然函数为：

$$p(t | w) = \prod_{i=1}^N \sigma\{y(x_i; w)\}^{t_i} [1 - \sigma\{y(x_i; w)\}]^{1-t_i},$$
 根据 Michael E. Tipping 提出的基于拉普拉斯的逼近方法 (Laplace approximation procedure) 可求出 $p(t_i = 1 | w)$ 和 $p(t_i = 0 | w)$ 的值。

S430、根据 $p(t_i = 1 | w)$ 和 $p(t_i = 0 | w)$ 的值确认使用者的疲劳状态。

具体地，当 $p(t_i = 1 | w) > p(t_i = 0 | w)$ 时，确认使用者处于疲劳状态；当 $p(t_i = 1 | w) = p(t_i = 0 | w)$ 时，确认使用者处于过渡状态；当 $p(t_i = 1 | w) < p(t_i = 0 | w)$ 时，确认使用者处于非疲劳状态。

本发明的第一方面提供的方法通过对脑电信号和眼电信号特征提取和特征融合以得到特征值，并根据特征值确认使用者的疲劳状态；结合脑电信号和眼电信号两者，从多维的角度进行分析检测，并引入多种熵从非线性的角度分析脑电信号和眼电信号来表达疲劳状态，从而提高疲劳检测的抗噪性和准确率。

将该方法利用于汽车驾驶方面，能准确地检测驾驶者的疲劳状态；当发现

驾驶者处于疲劳状态时，向驾驶者发出警告，有利于减少交通事故率。

参照图 3，本发明的第二方面，提供了一种疲劳检测装置，能执行本发明第一方面所述的疲劳检测方法，包括：

采集模块 10，用于采集使用者的脑电信号和眼电信号；

预处理模块 20，用于预处理脑电信号和眼电信号；

特征值获取模块 30，用于对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值；

确认模块 40，用于根据特征值进行分类，确认使用者的疲劳状态；

其中，特征值获取模块包括：

重构单元 31，用于对脑电信号按频率范围进行重构；

第一提取单元 32，用于提取眼电信号的第一样本熵；

第二提取单元 33，用于提取重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵；

融合单元 34，用于将重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵降维融合得到多个融合特征熵；

合成单元 35，用于将眼电信号的第一样本熵以及脑电信号的多个融合特征熵构成特征值。

具体地，所述预处理单元 20 包括：

去趋势单元，用于对脑电信号和眼电信号进行去趋势处理；

去均值单元，用于对脑电信号和眼电信号进行去均值处理；

带通滤波单元，用于对脑电信号和眼电信号进行带通滤波处理。

具体地，所述第一提取单元 32 包括：

第一提取子单元，用于提取眼电信号的垂直方向样本熵 y_{SamEn} ；

第二提取子单元，用于提取眼电信号的水平方向样本熵 x_{SamEn} ；

具体地，所述第二提取单元 33 包括：

第三提取子单元，用于提取 δ 波脑电信号得到 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 和 δ 波近似熵 δ_{AppEn} ；

第四提取子单元，用于提取 θ 波脑电信号得到 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 和 θ 波近似熵 θ_{AppEn} ；

第五提取子单元，用于提取 α 波脑电信号得到 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 α 波近似熵 α_{AppEn} ；

第六提取子单元，用于提取 β 波脑电信号得到 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 、 β 波样本熵 β_{SamEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 。

具体地，融合单元 34 包括：

第一融合子单元，用于将 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 和 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 两两之间降维融合得到第一融合特征熵；

第二融合子单元，用于将 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 β 波样本熵 β_{SamEn} 两两之间降维融合得到第二融合特征熵；

第三融合子单元，用于将 δ 波近似熵 δ_{AppEn} 、 θ 波近似熵 θ_{AppEn} 、 α 波近似熵 α_{AppEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 两两之间降维融合得到第三融合特征熵。

具体地，所述确认单元 40 包括：

输入端口，用于输入特征值到 RVM 分类器；

概率计算单元，用于根据下式计算疲劳状态的概率：

$$p(t_i = 1 | w) = \frac{1}{1 + \exp(-y(x_i; w))};$$

$$p(t_i = 0 | w) = 1 - p(t_i = 1 | w);$$

$$y(x_i; w) = \sum_{n=1}^N w_n K(x, x_i) + w_0;$$

其中, $x=[x_1, \dots, x_i, \dots, x_s]$ 为输入 RVM 分类器的特征值; $y(x_i; w)$ 为 RVM 分类器的输出; w 为 RVM 分类器的权重; $K(x, x_i)$ 为核函数; $p(t_i = 1 | w)$ 为使用者处于疲劳状态的概率值; $p(t_i = 0 | w)$ 为使用者处于非疲劳状态的概率值;

判断单元, 用于根据 $p(t_i = 1 | w)$ 和 $p(t_i = 0 | w)$ 的值确认使用者的疲劳状态。

本发明的第三方面, 提供了一种疲劳检测装置, 包括处理器以及与所述至少一个处理器通信连接的存储器; 所述存储器存储有可被处理器执行的指令, 所述指令被所述处理器执行, 以使所述处理器能够执行本发明第一方面所述的疲劳检测方法。

本发明的第四方面, 提供了一种存储介质, 所述存储介质存储有计算机可执行指令, 所述计算机可执行指令用于使计算机执行本发明第一方面所述的疲劳检测方法。

表 1 是本发明与 5 个对比方法的正确率对比表。该 5 种对比方法均为单一信号源的方法检测方法, 对比方法 1 (Delta EEG) 为根据 δ 波脑电信号判断的疲劳检测方法, 对比方法 2 (Gamma EEG) 为根据 γ 波脑电信号判断的疲劳检测方法, 对比方法 3 (Alpha EEG) 为根据 α 波脑电信号判断的疲劳检测方法, 对比方法 4 (Beta EEG) 为根据 β 波脑电信号判断的疲劳检测方法, 对比方法 5 (EOG) 为根据眼电信号判断的疲劳检测方法; 如表 1 所述, 本发明较其他检测方法在正确率上有了很大的提高。

方法	正确率
对比方法 1 (Delta EEG)	90.2%
对比方法 2 (Gamma EEG)	95.1%
对比方法 3 (Alpha EEG)	92.7%
对比方法 4 (Beta EEG)	94.2%
对比方法 5 (EOG)	93.1%
本发明	98.9%

表 1

以上所述，只是本发明的较佳实施例而已，本发明并不局限于上述实施方式，只要其以相同的手段达到本发明的技术效果，都应属于本发明的保护范围。

权 利 要 求 书

1. 一种疲劳检测方法，其特征在于，包括：
采集使用者的脑电信号和眼电信号；
预处理脑电信号和眼电信号；
对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值；根据特征值进行分类，确认使用者的疲劳状态；
其中，对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值包括：
对脑电信号按频率范围进行重构；
提取眼电信号的第一样本熵；
提取重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵；
将重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵降维融合得到多个融合特征熵；
将眼电信号的第一样本熵以及脑电信号的多个融合特征熵构成特征值。
2. 根据权利要求 1 所述的一种疲劳检测方法，其特征在于，所述对脑电信号按频率范围进行重构具体为：利用离散小波变换方法对脑电信号按频率范围重构得到 δ 波、 θ 波、 α 波和 β 波四个子频带波形；其中， δ 波的频率范围为 0.01-3.91Hz， θ 波的频率范围为 3.91-7.81Hz， α 波的频率范围为 7.81-13.67Hz， β 波的频率范围为 13.67-31.25Hz。
3. 根据权利要求 2 所述的一种疲劳检测方法，其特征在于，所述提取眼电信号的第一样本熵具体为：
提取眼电信号的垂直方向样本熵 y_{SamEn} ；
提取眼电信号的水平方向样本熵 x_{SamEn} ；

所述提取重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵具体为：提取 δ 波脑电信号得到 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 和 δ 波近似熵 δ_{AppEn} ；

提取 θ 波脑电信号得到 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 和 θ 波近似熵 θ_{AppEn} ；

提取 α 波脑电信号得到 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 α 波近似熵 α_{AppEn} ；

提取 β 波脑电信号得到 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 、 β 波样本熵 β_{SamEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 。

4. 根据权利要求 3 所述的一种疲劳检测方法，其特征在于，所述将重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵降维融合得到多个融合特征熵具体为：将 δ 波频谱熵 δ_{SpeEn} 、 θ 波频谱熵 θ_{SpeEn} 、 α 波频谱熵 α_{SpeEn} 和 β 波频谱熵 β_{SpeEn} 两两之间降维融合得到第一融合特征熵；

将 δ 波样本熵 δ_{SamEn} 、 θ 波样本熵 θ_{SamEn} 、 α 波样本熵 α_{SamEn} 和 β 波样本熵 β_{SamEn} 两两之间降维融合得到第二融合特征熵；

将 δ 波近似熵 δ_{AppEn} 、 θ 波近似熵 θ_{AppEn} 、 α 波近似熵 α_{AppEn} 和 β 波近似熵 β_{AppEn} 两两之间降维融合得到第三融合特征熵。

5. 根据权利要求 4 所述的一种疲劳检测方法，其特征在于，所述根据特征值进行分类，确认使用者的疲劳状态具体为：

输入特征值到 RVM 分类器；

根据下式计算疲劳状态的概率：

$$p(t_i = 1 | w) = \frac{1}{1 + \exp(-y(x_i; w))};$$

$$p(t_i = 0 | w) = 1 - p(t_i = 1 | w);$$

$$y(x_i; w) = \sum_{n=1}^N w_n K(x, x_i) + w_0;$$

其中, $x=[x_1, \dots, x_i, \dots, x_s]$ 为输入 RVM 分类器的特征值; $y(x_i; w)$ 为 RVM 分类器的输出; w 为 RVM 分类器的权重; $K(x, x_i)$ 为核函数; $p(t_i=1|w)$ 为使用者处于疲劳状态的概率值; $p(t_i=0|w)$ 为使用者处于非疲劳状态的概率值;

根据 $p(t_i=1|w)$ 和 $p(t_i=0|w)$ 的值确认使用者的疲劳状态。

6. 根据权利要求 5 所述的一种疲劳检测方法, 其特征在于, 所述预处理脑电信号和眼电信号包括:

对脑电信号和眼电信号进行去趋势处理;

对脑电信号和眼电信号进行去均值处理;

对脑电信号和眼电信号进行带通滤波处理。

7. 一种疲劳检测装置, 其特征在于, 包括:

采集模块, 用于采集使用者的脑电信号和眼电信号;

预处理模块, 用于预处理脑电信号和眼电信号;

特征值获取模块, 用于对脑电信号和眼电信号进行特征提取和特征融合以得到特征值;

确认模块, 用于根据特征值进行分类, 确认使用者的疲劳状态; 其中, 特征值获取模块包括:

重构单元, 用于对脑电信号按频率范围进行重构;

第一提取单元, 用于提取眼电信号的第一样本熵;

第二提取单元, 用于提取重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵;

融合单元, 用于将重构后的脑电信号的频谱熵、第二样本熵和近似熵降维融合得到多个融合特征熵;

合成单元，用于将眼电信号的第一样本熵以及脑电信号的多个融合特征熵构成特征值。

8. 一种疲劳检测装置，其特征在于，包括处理器以及与所述至少一个处理器通信连接的存储器；所述存储器存储有可被处理器执行的指令，所述指令被所述处理器执行，以使所述处理器能够执行如权利要求 1-6 任一项所述的方法。
9. 一种存储介质，其特征在于，所述存储介质存储有计算机可执行指令，所述计算机可执行指令用于使计算机执行如权利要求 1-6 任一项所述的方法。

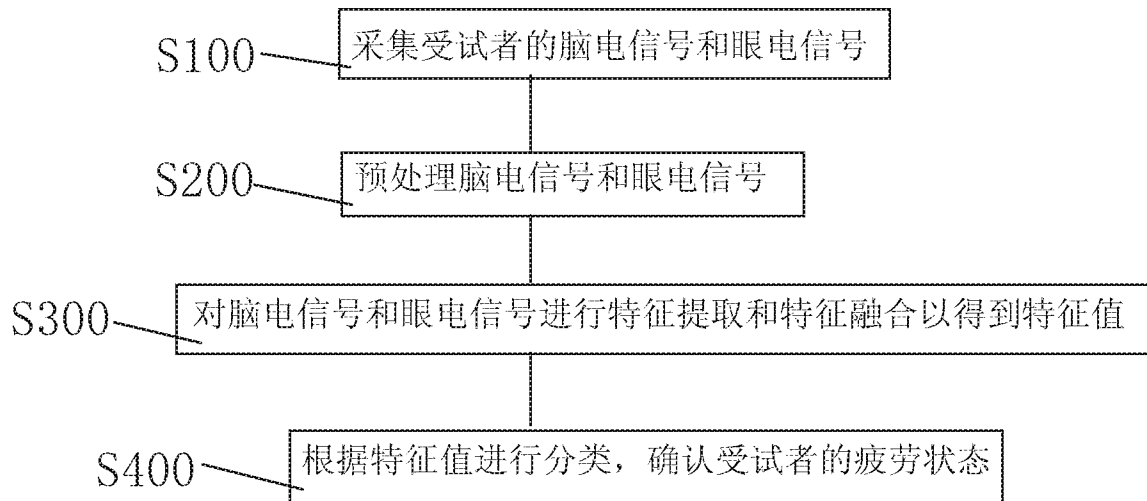


图1

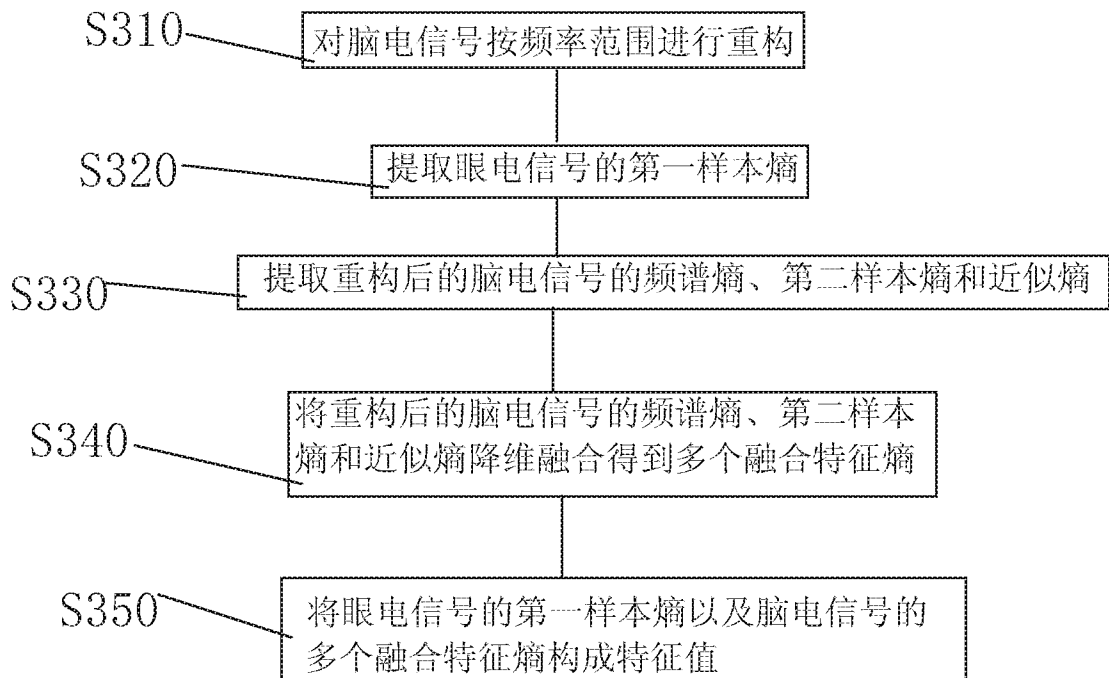


图2

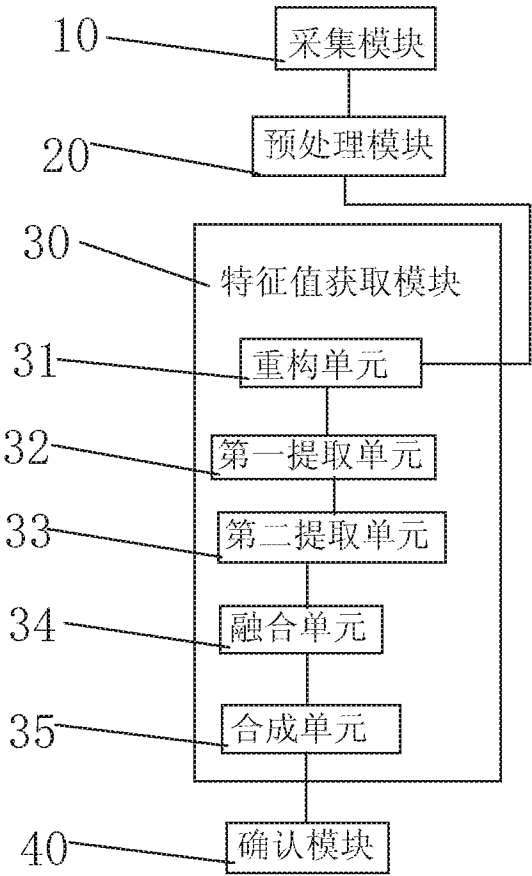


图3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2020/078294

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0476(2006.01)i; A61B 5/0496(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, EPODOC, WPI, USTXT, WOTXT: 五邑大学, 王洪涛, 吴聪, 刘旭程, 唐聪, 裴子安, 疲劳, 脑电, 眼电, 特征, 提取, 融合, 熵, 非线性, 小波, 频率, 重构, 分类, 存储器, 介质, EEG, EOG, fatigue, signal, feature, extract, fuse, eigenvalue, classify, status, frequency, entropy, combine, nonlinear, storage, medium

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 109875552 A (WUYI UNIVERSITY) 14 June 2019 (2019-06-14) claims 1-9, description, paragraphs [0004]-[0191], figures 1-3	1-9
Y	CN 107280694 A (YANSHAN UNIVERSITY) 24 October 2017 (2017-10-24) description, paragraphs [0004]-[0050], figure 1	1-9
Y	CN 104970773 A (XI'AN JIAOTONG UNIVERSITY) 14 October 2015 (2015-10-14) description, paragraphs [0007]-[0104], figure 1	1-9
A	CN 108670260 A (GUANGDONG XIAOTIANCAI TECHNOLOGY CO., LTD.) 19 October 2018 (2018-10-19) entire document	1-9
A	CN 106108893 A (HANGZHOU DIANZI UNIVERSITY) 16 November 2016 (2016-11-16) entire document	1-9
A	US 2010087701 A1 (ADVANCED BRAIN MONITORING, INC.) 08 April 2010 (2010-04-08) entire document	1-9



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

13 May 2020

Date of mailing of the international search report

27 May 2020

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2020/078294

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	109875552	A	14 June 2019	None			
CN	107280694	A	24 October 2017	None			
CN	104970773	A	14 October 2015	CN	104970773	B	06 July 2018
CN	108670260	A	19 October 2018	None			
CN	106108893	A	16 November 2016	CN	106108893	B	01 March 2019
US	2010087701	A1	08 April 2010	EP	2348969	A2	03 August 2011
				US	8628462	B2	14 January 2014
				WO	2010042615	A2	15 April 2010

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2020/078294

A. 主题的分类 A61B 5/0476(2006.01)i; A61B 5/0496(2006.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类																							
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) A61B5/- 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) CNPAT, CNKI, EPDOC, WPI, USTXT, WOTXT: 五邑大学, 王洪涛, 吴聪, 刘旭程, 唐聪, 裴子安, 疲劳, 脑电, 眼电, 特征, 提取, 融合, 熵, 非线性, 小波, 频率, 重构, 分类, 存储器, 介质, EEG, EOG, fatigue, signal, feature, extract, fuse, eigenvalue, classify, status, frequency, entropy, combine, nonlinear, storage, medium																							
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 109875552 A (五邑大学) 2019年 6月 14日 (2019 - 06 - 14) 权利要求1-9, 说明书第[0004]-[0191]段, 图1-3</td> <td>1-9</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 107280694 A (燕山大学) 2017年 10月 24日 (2017 - 10 - 24) 说明书第[0004]-[0050]段, 图1</td> <td>1-9</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 104970773 A (西安交通大学) 2015年 10月 14日 (2015 - 10 - 14) 说明书第[0007]-[0104]段, 图1</td> <td>1-9</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 108670260 A (广东小天才科技有限公司) 2018年 10月 19日 (2018 - 10 - 19) 全文</td> <td>1-9</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 106108893 A (杭州电子科技大学) 2016年 11月 16日 (2016 - 11 - 16) 全文</td> <td>1-9</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2010087701 A1 (ADVANCED BRAIN MONITORING, INC.) 2010年 4月 8日 (2010 - 04 - 08) 全文</td> <td>1-9</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 109875552 A (五邑大学) 2019年 6月 14日 (2019 - 06 - 14) 权利要求1-9, 说明书第[0004]-[0191]段, 图1-3	1-9	Y	CN 107280694 A (燕山大学) 2017年 10月 24日 (2017 - 10 - 24) 说明书第[0004]-[0050]段, 图1	1-9	Y	CN 104970773 A (西安交通大学) 2015年 10月 14日 (2015 - 10 - 14) 说明书第[0007]-[0104]段, 图1	1-9	A	CN 108670260 A (广东小天才科技有限公司) 2018年 10月 19日 (2018 - 10 - 19) 全文	1-9	A	CN 106108893 A (杭州电子科技大学) 2016年 11月 16日 (2016 - 11 - 16) 全文	1-9	A	US 2010087701 A1 (ADVANCED BRAIN MONITORING, INC.) 2010年 4月 8日 (2010 - 04 - 08) 全文	1-9
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																					
PX	CN 109875552 A (五邑大学) 2019年 6月 14日 (2019 - 06 - 14) 权利要求1-9, 说明书第[0004]-[0191]段, 图1-3	1-9																					
Y	CN 107280694 A (燕山大学) 2017年 10月 24日 (2017 - 10 - 24) 说明书第[0004]-[0050]段, 图1	1-9																					
Y	CN 104970773 A (西安交通大学) 2015年 10月 14日 (2015 - 10 - 14) 说明书第[0007]-[0104]段, 图1	1-9																					
A	CN 108670260 A (广东小天才科技有限公司) 2018年 10月 19日 (2018 - 10 - 19) 全文	1-9																					
A	CN 106108893 A (杭州电子科技大学) 2016年 11月 16日 (2016 - 11 - 16) 全文	1-9																					
A	US 2010087701 A1 (ADVANCED BRAIN MONITORING, INC.) 2010年 4月 8日 (2010 - 04 - 08) 全文	1-9																					
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																							
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 </td> <td> “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件 </td> </tr> </table>			* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件	“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																			
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件	“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																						
国际检索实际完成的日期 2020年 5月 13日		国际检索报告邮寄日期 2020年 5月 27日																					
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		受权官员 李佳锐 电话号码 86-(10)-53962386																					

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2020/078294

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	109875552	A	2019年 6月 14日	无	
CN	107280694	A	2017年 10月 24日	无	
CN	104970773	A	2015年 10月 14日	CN 104970773	B 2018年 7月 6日
CN	108670260	A	2018年 10月 19日	无	
CN	106108893	A	2016年 11月 16日	CN 106108893	B 2019年 3月 1日
US	2010087701	A1	2010年 4月 8日	EP 2348969	A2 2011年 8月 3日
				US 8628462	B2 2014年 1月 14日
				WO 2010042615	A2 2010年 4月 15日