

(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
2023 年 6 月 22 日 (22.06.2023)



(10) 国际公布号
WO 2023/108331 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/02 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2021/137405

(22) 国际申请日: 2021 年 12 月 13 日 (13.12.2021)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 中国科学院深圳先进技术研究院 (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。

(72) 发明人: 李 烨 (LI, Ye); 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。 刘记奎 (LIU, Jikuí); 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。 苗芬 (MIAO, Fen); 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。 刘增丁 (LIU, Zengding); 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。

(74) 代理人: 北京市诚辉律师事务所 (BEIJING CHENGHUI LAW FIRM); 中国北京市朝阳区朝阳北路 99 号楼 2 单元 905, Beijing 100123 (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,

(54) Title: ADAPTIVE REAL-TIME ELECTROCARDIOGRAM SIGNAL QUALITY EVALUATION METHOD

(54) 发明名称: 自适应实时心电信号质量评估方法

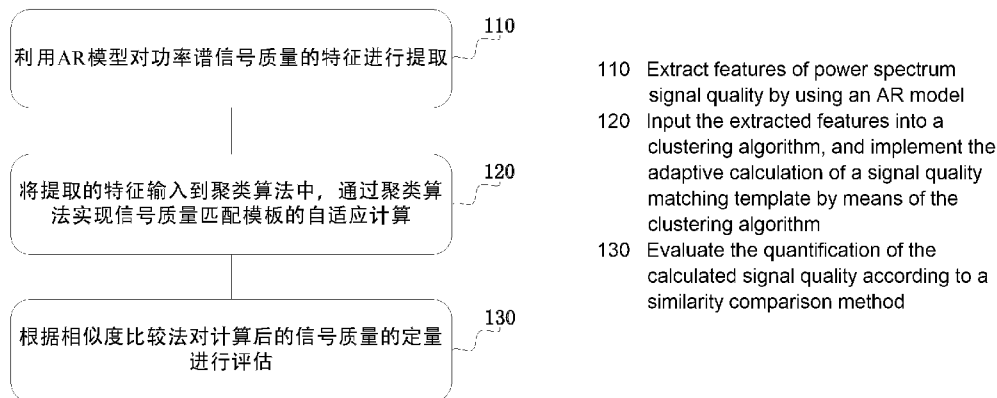


图 1

(57) Abstract: An adaptive real-time electrocardiogram signal quality evaluation method and apparatus, a device, and a storage medium. The method comprises: extracting features of power spectrum signal quality by using an AR model (110); inputting the extracted features into a K-means clustering algorithm, and implementing the adaptive calculation of a signal quality matching template by means of the K-means clustering algorithm (120); and evaluating the quantification of the calculated signal quality according to a similarity comparison method (130). The influence of a certain difference, between different people and different periods of a same person, on the precision of signal quality evaluation is solved; meanwhile, the problem that a heartbeat waveform change caused by a disease is mistakenly recognized as a noise interference signal is effectively solved.

(57) 摘要: 一种自适应实时心电信号质量评估方法、装置、设备及其存储介质, 方法包括: 利用AR模型对功率谱信号质量的特征进行提取 (110); 将提取的特征输入到K-means聚类算法中, 通过K-means聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算 (120); 根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量进行评估 (130)。解决了心电图在不同人之间以及同一个人的不同时期都存在一定的差异性对信号质量评估精度的影响; 同时, 有效解决了因疾病引起的心搏波形的改变被误识别为噪声干扰信号的问题。

BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, 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, IT, 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)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告 (条约第21条(3))。

自适应实时心电信号质量评估方法

5 技术领域

本发明涉及可穿戴监测技术领域，具体涉及一种自适应实时心电信号质量评估方法、装置、设备及其存储介质。

10 背景技术

生理信号的可穿戴监测是实现医院外日常心血管疾病早期诊断的重要途径。然而在实际应用中，现有可穿戴监测系统存在模型精度低缺陷，无法满足医疗级的连续生理监测及疾病风险防控的需求。其中一个重要原因是可穿戴设备监测的生理信号容易受到噪声的干扰，尤其是日常活动引起的运动伪影、导联脱落以及肌电干扰。当这些噪声干扰比较严重时，已无法通过去噪技术恢复出真实信号。因此，为了提高信号分析的准确性，需要通过信号质量评估去除质量较差的信号片段。现有技术中通过计算 ECG 信号不同导联间 QRS 复合波下面积差异获得信号质量的波形参数，最后通过直方图和累计直方图的统计学方法实现多导联 ECG 信号的质量评估；或者现有的多导联 ECG 信号融合的信号质量评估算法，其通过利用局部加权线性预测的基本思想实现多导联 ECG 的融合，同时为了有效保留 ECG 信号的质量相关特征，该方法还将模糊推理系统用于多导联特征的加权值估计；或者利用小波变换将 ECG 信号分解到不同的频带上，然后对每个频带信号计算时域特征，如最大绝对值振幅、过零点、峰度和波形的自相关系

数，最后通过分类器对合并的特征进行信号质量分类识别。

对于在线可穿戴心血管疾病监测系统，由于实时性需求一般需要依赖于单一类型的特征通过无监督方法进行信号质量评估，这种方法具有实现简单、实时性好的优点，但容易将因心脏疾病引起的信号波形变化误识别为信号质量较差的信号。心脏疾病波形在被识别为差质量信号后会被剔除，从而对该心血管事件的发生失去预警作用，增加了事故发生率。

发明内容

鉴于现有技术中的上述缺陷或不足，期望提供一种自适应实时心电信号质量评估方法、装置、设备及其存储介质。

第一方面，本申请实施例提供了一种自适应实时心电信号质量评估方法，该方法包括：利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取；将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算；根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量进行评估。

在其中一个实施例中，所述利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取之前，该方法还包括：通过波形检测算法检测 ECG 的 R 峰，以 R 峰为基准点进行心搏分割，以 R_n 表示第 n 个 R 峰，以第 m 个心搏片段表示 R_n 和 R_{n+2} 之间的 ECG 信号片段，其中 $n=2, 4, 6, 8, \dots, m=n/2$ 。

在其中一个实施例中，所述利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取，包括：选择 AR 模型阶数在 24~28 之间；对 ECG_m 通过 AR 模型对确定该心搏信号的功率谱特征 PSD_m ，其中， ECG_m 表示第 m 个心搏片段。

在其中一个实施例中，所述将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算，包括：通过 $k=1$ 的 K-means 聚类算法对功率谱特征集 PSD_m 求聚类中心；选取预设的 c 个心搏求平均作为相似度匹配模板。

5 在其中一个实施例中，所述根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量进行评估，包括：通过皮尔逊相关系数方法度量每个心搏与模板心搏之间的相似性；根据设定的阈值 TR 判断所述心搏信号的质量是否被接受，当每个心搏片段与模板的相关系数大于阈值时认为所述心搏的信号质量可以接受，否则为不可接受。

10 第二方面，本申请实施例还提供了一种自适应实时心电信号质量评估装置，该装置包括：提取单元，用于利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取；匹配单元，用于将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算；评估单元，用于根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量
15 进行评估。

第三方面，本申请实施例还提供了一种计算机设备，包括存储器、处理器以及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序，所述处理器执行所述程序时实现如本申请实施例描述中任一所述的方法。

第四方面，本申请实施例还提供了一种计算机设备一种计算机可读存储介质，其上存储有计算机程序，所述计算机程序用于：所述计算机程序被处理器执行时实现如本申请实施例描述中任一所述的方法。

本发明的有益效果：

本发明提供的自适应实时心电信号质量评估方法，解决了心电图在不同人之间以及同一个人的不同时期都存在一定的差异性对信号
25 质量评估精度的影响；同时，有效解决了因疾病引起的心搏波形的改变被误识别为噪声干扰信号的问题。

附图说明

通过阅读参照以下附图所作的对非限制性实施例所作的详细描述，本申请的其它特征、目的和优点将会变得更明显：

5 图 1 示出了本申请实施例提供的自适应实时心电信号质量评估方法的流程示意图；

图 2 示出了根据本申请一个实施例的自适应实时心电信号质量评估装置 200 的示例性结构框图；

10 图 3 示出了适于用来实现本申请实施例的终端设备的计算机系统的结构示意图；

图 4 示出了本申请实施例提供的一段包含噪声干扰的 ECG 信号以及心搏分割结果的示意图；

图 5 示出了本申请实施例提供的一段包含室性早搏的 ECG 信号以及心搏分割结果。

15

具体实施方式

为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以很多不同
20 于在此描述的其它方式来实现，本领域技术人员可以在不违背本发明内涵的情况下做类似改进，因此本发明不受下面公开的具体实施例的限制。

在本发明的描述中，需要理解的是，术语“中心”、“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、
25 “竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”、“顺时针”、“逆时针”、

“轴向”、“径向”、“周向”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系，仅是为了便于描述本发明和简化描述，而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作，因此不能理解为对本发明的限制。

5 此外，术语“第一”、“第二”仅用于描述目的，而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此，限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。在本发明的描述中，“多个”的含义是至少两个，例如两个，三个等，除非另有明确具体的限定。

10 在本发明中，除非另有明确的规定和限定，术语“安装”、“相连”、“连接”、“固定”等术语应做广义理解，例如，可以是固定连接，也可以是可拆卸连接，或成一体；可以是机械连接，也可以是电连接；可以是直接相连，也可以通过中间媒介间接相连，可以是两个元件内部的连通或两个元件的相互作用关系，除非另有明确的限定。对于本
15 领域的普通技术人员而言，可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

在本发明中，除非另有明确的规定和限定，第一特征在第二特征
“上”或“下”可以是第一和第二特征直接接触，或第一和第二特征
通过中间媒介间接接触。而且，第一特征在第二特征“之上”、“上方”
20 和“上面”可是第一特征在第二特征正上方或斜上方，或仅仅表示第一特征水平高度高于第二特征。第一特征在第二特征“之下”、“下方”
和“下面”可以是第一特征在第二特征正下方或斜下方，或仅仅表示
第一特征水平高度小于第二特征。

需要说明的是，当元件被称为“固定于”或“设置于”另一个元
25 件，它可以直接在另一个元件上或者也可以存在居中的元件。当一个元件被认为是“连接”另一个元件，它可以是直接连接到另一个元件

或者可能同时存在居中元件。本文所使用的术语“垂直的”、“水平的”、“上”、“下”、“左”、“右”以及类似的表述只是为了说明的目的，并不表示是唯一的实施方式。

请参考图 1，图 1 示出了本申请实施例提供的自适应实时心电信号质量评估方法的流程示意图。

如图 1 所示，该方法包括：

步骤 110，利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取；

步骤 120，将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算；

步骤 130，根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量进行评估。

采用上述技术方案，解决了心电图在不同人之间以及同一个人的不同时期都存在一定的差异性对信号质量评估精度的影响；同时，有效解决了因疾病引起的心搏波形的改变被误识别为噪声干扰信号的问题。

在一些实施例中，本申请中的利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取之前，该方法还包括：通过波形检测算法检测 ECG 的 R 峰，以 R 峰为基准点进行心搏分割，以 R_n 表示第 n 个 R 峰，以第 m 个心搏片段表示 R_n 和 R_{n+2} 之间的 ECG 信号片段，其中 $n=2, 4, 6, 8\ldots, m=n/2$ 。

在一些实施例中，本申请中的利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取，包括：选择 AR 模型阶数在 24~28 之间；对 ECG_m 通过 AR 模型对确定该心搏信号的功率谱特征 PSD_m ，其中， ECG_m 表示第 m 个心搏片段。

在一些实施例中，所述将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，

通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算，包括：
通过 $k=1$ 的 K-means 聚类算法对功率谱特征集 PSD_m 求聚类中心；
选取预设的 c 个心搏求平均作为相似度匹配模板。

在一些实施例中，本申请中的根据相似度比较法对计算后的信号
5 质量的定量进行评估，包括：通过皮尔逊相关系数方法度量每个心搏
与模板心搏之间的相似性；根据设定的阈值 TR 判断所述心搏信号的
质量是否被接受，当每个心搏片段与模板的相关系数大于阈值时认为
所述心搏的信号质量可以接受，否则为不可接受。

综上所述，本发明的技术方案主要需要以下三个环节：(1) 功率
10 谱信号质量特征提取：本发明提出使用 AR 模型估计出的功率谱作为
信号质量特征，该方法的优点是效率高，功率谱曲线平滑。在功率谱
估计中，较低的 AR 模型阶数会使功率谱估计的精度降低，而较高的
阶数又会产生虚假的峰值。因此，选择最优的 AR 模型阶数对功率谱
的准确估计尤为重要。本发明通过实验验证了当 AR 模型的阶数在
15 24~28 之间时能获得最精确的功率谱估计。(2) 信号质量匹配模板计
算：对于无监督逐搏信号质量检测方法，首先需要用“干净”的 ECG
心搏周期去确定一个模板，然后再通过相似性度量方法计算检测心搏
与模板的相似度，当相似度超过指定阈值时，则认为该心搏周期的信
号质量是“可接受的”。由于心电图在不同人之间以及同一个人的不同
20 时期间都存在一定的差异性，因此为避免这种差异性对精度的影响，
需要在信号测量时自适应的选取心搏模板。适应模板选择的关键是要
尽可能避免质量较差信号的干扰，这就要求去处异常心搏信号。(3)
相似性度量：常见的方法有欧几里得距离 (Euclidean Distance)、余弦
距离 (Cosine Distance) 和皮尔逊相关系数 (Pearson Correlation
25 Coefficient, PCC)。这三种方法中，欧氏距离计算的是两个样本特征
向量间的真实距离，数字没有确切的范围；余弦距离计算的是两个样

本特征向量间的夹角余弦，数值范围为 -1 到 1，-1 表示两向量的方向相反，1 则表示方向相同；PCC 是两个样本向量间的线性相关性的度量，数值范围为 0 到 1，数值越大二者的相关性越大。显然，皮尔逊相关系数更适合用于本问题。

5 对于给定的一段 ECG 信号，基于无监督的逐搏信号质量检测的主要包括以下步骤：

1)通过波形检测算法检测 ECG 的 R 峰，然后以 R 峰为基准点进行心搏分割，以 R_n 表示第 n 个 R 峰，以第 m 个心搏片段表示 R_n 和 R_{n+2} 之间的 ECG 信号片段，其中 $n=2, 4, 6, 8, \dots, m=n/2$ 。

10 为表达方便，同时，使用 ECG_m 表示第 m 个心搏片段。

2)对 ECG_m 通过 AR 模型估计该心搏信号的功率谱特征 PSD_m 。

3) 通过 $k=1$ 的 K-means 算法对功率谱特征集 PSD_m 求聚类中心，选取最近的 c 个心搏求平均作为相似度匹配模板。

4) 使用皮尔逊相关系数方法度量每个心搏与模板心搏之间的相似性，相似性越高表明质量评分越高，反之则越低。在应用时，根据设定的阈值 TR 判断该心搏信号的质量是否被接受，当相关系数大于阈值时认为该心搏的信号质量可以接受，否则为不可接受。

20 本发明分别使用时域波形特征和频域功率谱特征对有代表性意义的 ECG 信号进行逐搏质量判断。实验数据来自通过华为手表（型号：WATCH 3）采集的单导联 ECG 信号，采样率为 1000 Hz。如图 4 与表 1 展示了一段包含噪声心搏的信号质量评估结果；图 5 与表 2 展示了一段包含室性早搏心搏的信号质量评估结果；可以看出基于 AR 模型估计的功率谱特征对于噪声更加敏感，且避免了将室性早搏心搏判别为信号质量较差信号。

表 1. 在图 4 中每个心搏片段与模板的相关系数

特征类型 \ 心搏索引	1	2	3	4	5	6	7
波形特征	0.94	0.91	0.63	0.37	0.39	0.38	0.88
功率谱特征	0.92	0.98	0.40	0.02	0.03	0.11	0.57

表2. 在图5中每个心搏片段与模板的相关系数

特征类型 \ 心搏索引	1	2	3	4	5	6	7
波形特征	0.98	0.97	0.09	0.43	0.93	0.38	0.94
功率谱特征	0.96	0.98	0.92	0.91	0.98	0.91	0.98

5

进一步地，参考图 2，图 2 示出了根据本申请一个实施例的自适应实时心电信号质量评估装置 200 的示例性结构框图。

如图 2 所示，该装置包括：

提取单元 210，用于利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取；

10

匹配单元 220，用于将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算；

评估单元 230，用于根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量进行评估。

15

应当理解，装置 200 中记载的诸单元或模块与参考图 1 描述的方法中的各个步骤相对应。由此，上文针对方法描述的操作和特征同样适用于装置 200 及其中包含的单元，在此不再赘述。装置 200 可以预先实现在电子设备的浏览器或其他安全应用中，也可以通过下载等方式而加载到电子设备的浏览器或其安全应用中。装置 200 中的相应单元可以与电子设备中的单元相互配合以实现本申请实施例的方案。

20

下面参考图 3，其示出了适于用来实现本申请实施例的终端设备或服务器的计算机系统 300 的结构示意图。

如图 3 所示，计算机系统 300 包括中央处理单元（CPU）301，其可以根据存储在只读存储器（ROM）302 中的程序或者从存储部分 308 加载到随机访问存储器（RAM）303 中的程序而执行各种适当的动作和处理。在 RAM 303 中，还存储有系统 300 操作所需的各种程序和数据。CPU 301、ROM 302 以及 RAM 303 通过总线 304 彼此相连。输入/输出（I/O）接口 305 也连接至总线 304。

以下部件连接至 I/O 接口 305：包括键盘、鼠标等的输入部分 306；包括诸如阴极射线管（CRT）、液晶显示器（LCD）等以及扬声器等的输出部分 307；包括硬盘等的存储部分 308；以及包括诸如 LAN 卡、调制解调器等网络接口卡的通信部分 309。通信部分 309 经由诸如因特网的网络执行通信处理。驱动器 310 也根据需要连接至 I/O 接口 305。可拆卸介质 311，诸如磁盘、光盘、磁光盘、半导体存储器等等，根据需要安装在驱动器 310 上，以便于从其上读出的计算机程序根据需要被安装入存储部分 308。

特别地，根据本公开的实施例，上文参考图 1 描述的过程可以实现为计算机软件程序。例如，本公开的实施例包括一种自适应实时心电信号质量评估方法，其包括有形地包含在机器可读介质上的计算机程序，所述计算机程序包含用于执行图 1 的方法的程序代码。在这样的实施例中，该计算机程序可以通过通信部分 309 从网络上被下载和安装，和/或从可拆卸介质 311 被安装。

附图中的流程图和框图，图示了按照本发明各种实施例的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上，流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段、或代码的一部分，前述模块、程序段、或代码的一部分包含一个或多个用于

实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意，在有些作为替换的实现中，方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如，两个接连地表示的方框实际上可以基本并行地执行，它们有时也可以按相反的顺序执行，这依所涉及的功能而定。也要注意的
5 是，框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合，可以用执行规定的功能或操作的专用的基于硬件的系统来实现，或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

描述于本申请实施例中所涉及到的单元或模块可以通过软件的方式实现，也可以通过硬件的方式来实现。所描述的单元或模块也可以
10 设置在处理器中，例如，可以描述为：一种处理器包括第一子区域生成单元、第二子区域生成单元以及显示区域生成单元。其中，这些单元或模块的名称在某种情况下并不构成对该单元或模块本身的限定，例如，显示区域生成单元还可以被描述为“用于根据第一子区域和第二子区域生成文本的显示区域的单元”。

作为另一方面，本申请还提供了一种计算机可读存储介质，该计算机可读存储介质可以是上述实施例中前述装置中所包含的计算机可读存储介质；也可以是单独存在，未装配入设备中的计算机可读存储
15 介质。计算机可读存储介质存储有一个或者一个以上程序，前述程序被一个或者一个以上的处理器用来执行描述于本申请的应用于透明窗口信封的文本生成方法。
20

以上描述仅为本申请的较佳实施例以及对所运用技术原理的说明。本领域技术人员应当理解，本申请中所涉及的发明范围，并不限于上述技术特征的特定组合而成的技术方案，同时也应涵盖在不脱离前述发明构思的情况下，由上述技术特征或其等同特征进行任意组合而形成的其它技术方案。例如上述特征与本申请中公开的(但不限于)具有
25 类似功能的技术特征进行互相替换而形成的技术方案。

权 利 要 求 书

1、一种自适应实时心电信号质量评估方法，其特征在于，该方法包括：

5 利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取；

 将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算；

 根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量进行评估。

2、根据权利要求 1 所述的自适应实时心电信号质量评估方法，其
10 特征在于，所述利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取之前，该方法还包括：

 通过波形检测算法检测 ECG 的 R 峰，以 R 峰为基准点进行心搏分割，以 R_n 表示第 n 个 R 峰，以第 m 个心搏片段表示 R_n 和 R_{n+2} 之间的 ECG 信号片段，其中 $n=2, 4, 6, 8\ldots$ ， $m=n/2$ 。

15 3、根据权利要求 2 所述的自适应实时心电信号质量评估方法，其特征在于，所述利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取，包括：

 选择 AR 模型阶数在 24~28 之间；

 对 ECG_m 通过 AR 模型对确定该心搏信号的功率谱特征 PSD_m ，

20 其中， ECG_m 表示第 m 个心搏片段。

4、根据权利要求 3 所述的自适应实时心电信号质量评估方法，其特征在于，所述将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算，包括：

 通过 $k=1$ 的 K-means 聚类算法对功率谱特征集 PSD_m 求聚类中心；
25

选取预设的 c 个心搏求平均作为相似度匹配模板。

5、根据权利要求 4 所述的自适应实时心电信号质量评估方法，其特征在于，所述根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量进行评估，包括：

5 通过皮尔逊相关系数方法度量每个心搏与模板心搏之间的相似性；

根据设定的阈值 TR 判断所述心搏信号的质量是否被接受，当每个心搏片段与模板的相关系数大于阈值时认为所述心搏的信号质量可以接受，否则为不可接受。

6、一种自适应实时心电信号质量评估装置，其特征在于，该装置
10 包括：

提取单元，用于利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取；

匹配单元，用于将提取的特征输入到 K-means 聚类算法中，通过 K-means 聚类算法实现信号质量匹配模板的自适应计算；

15 评估单元，用于根据相似度比较法对计算后的信号质量的定量进行评估。

7、根据权利要求所述的自适应实时心电信号质量评估装置，其特征在于，所述利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取之前，该装置还包括：

通过波形检测算法检测 ECG 的 R 峰，以 R 峰为基准点进行心搏分割，以 R_n 表示第 n 个 R 峰，以第 m 个心搏片段表示 R_n 和 R_{n+2} 之间的 ECG 信号片段，其中 $n=2, 4, 6, 8\ldots$, $m=n/2$ 。

8、根据权利要求 7 所述的自适应实时心电信号质量评估装置，其特征在于，所述利用 AR 模型对功率谱信号质量的特征进行提取，包括：

25 选择 AR 模型阶数在 24~28 之间；

对 ECG_m 通过 AR 模型对确定该心搏信号的功率谱特征 PSD_m ,
其中, ECG_m 表示第 m 个心搏片段。

9、一种计算机设备, 包括存储器、处理器以及存储在存储器上并
可在处理器上运行的计算机程序, 其特征在于, 所述处理器执行所述
5 程序时实现如权利要求 1-5 中任一所述的方法。

10、一种计算机可读存储介质, 其上存储有计算机程序, 所述计
算机程序用于:

所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求 1-5 中任一所述
的方法。

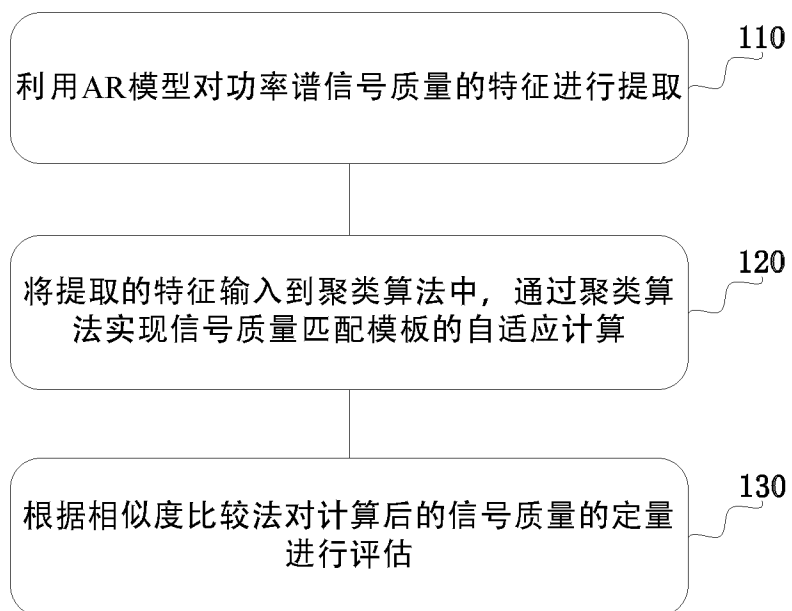


图 1



图 2

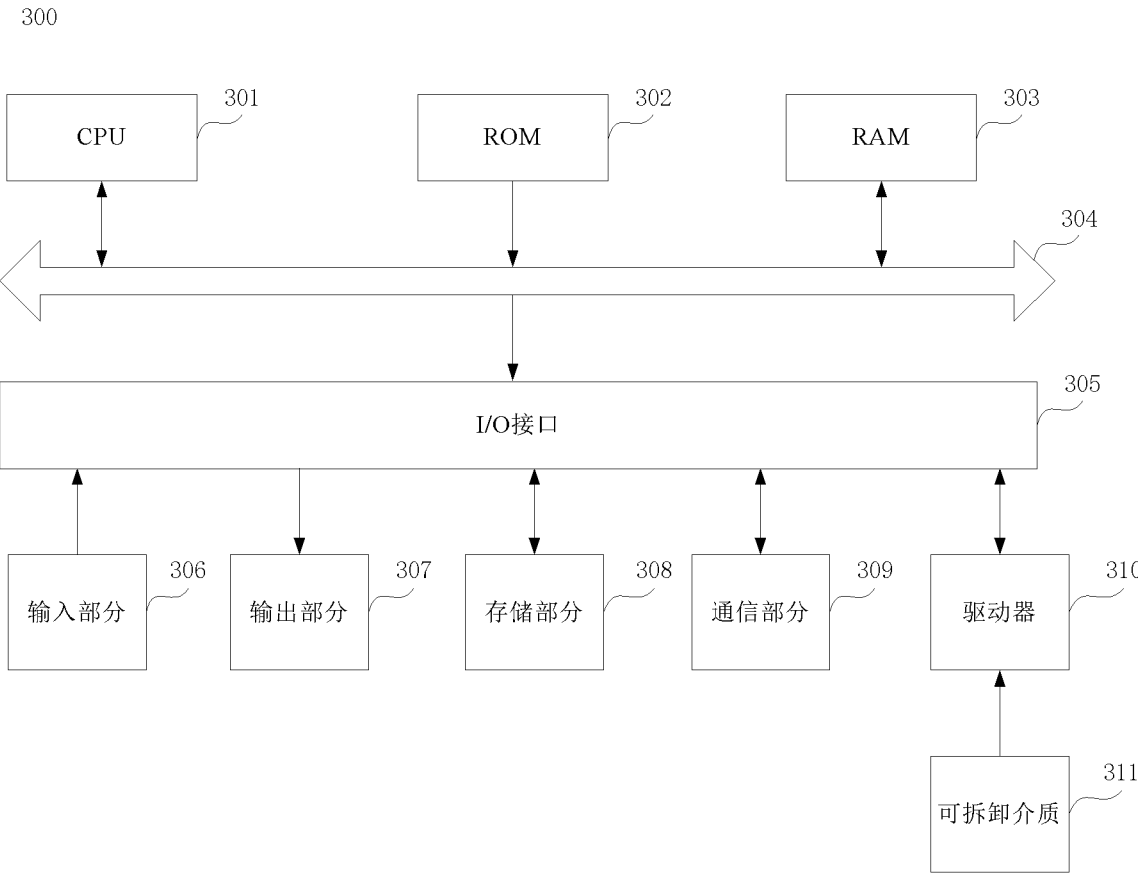


图 3

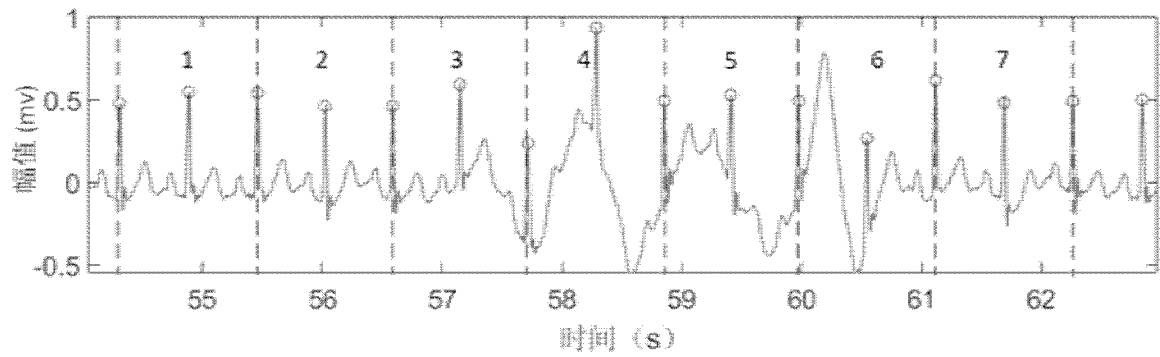


图 4

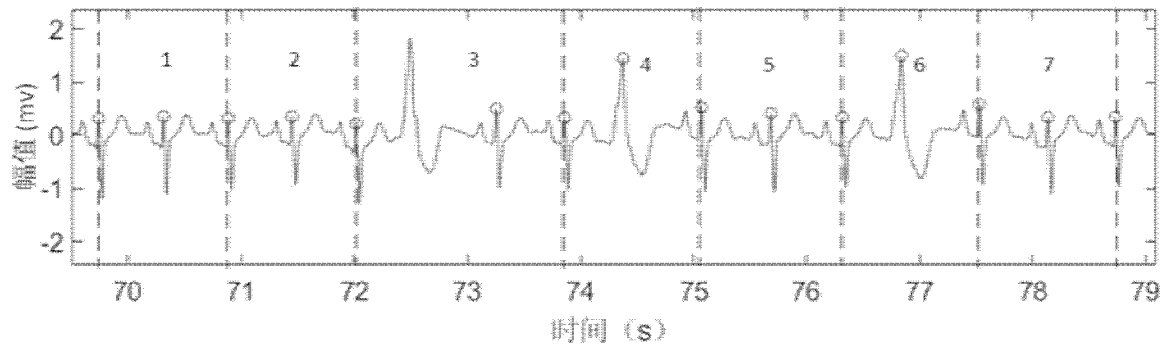


图 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2021/137405

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/02(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)

CNABS; WPI: EPODOC: 信号质量, 心电图, 自适应, 功率谱, 模板, 相似, quality, signal, PSD, template, comparability, correlation coefficient

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2018137300 A1 (HUAWEI TECHNOLOGIES CO., LTD.) 02 August 2018 (2018-08-02) description, page 2, lines 26-30, page 6, line 34 to page 7, line 5, page 8, lines 12-13, page 12, line 8 to page 14, line 16, page 17, line 29 to page 23, line 9, and figures 6-11	1-10
Y	CN 106456030 A (NITTO DENKO CORP.) 22 February 2017 (2017-02-22) description, paragraph [0125]	1-10
A	CN 110123304 A (SOUTHEAST UNIVERSITY) 16 August 2019 (2019-08-16) entire document	1-10
A	CN 108289615 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 17 July 2018 (2018-07-17) entire document	1-10
A	CN 109117769 A (SOUTHEAST UNIVERSITY) 01 January 2019 (2019-01-01) entire document	1-10
A	US 2021267530 A1 (MYBRAIN TECHNOLOGIES) 02 September 2021 (2021-09-02) entire document	1-10
A	US 2020037961 A1 (MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH) 06 February 2020 (2020-02-06) entire document	1-10



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 2022

Date of mailing of the international search report

27 May 2022

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

International application No.

PCT/CN2021/137405

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2016242664 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N. V.) 25 August 2016 (2016-08-25) entire document	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2021/137405

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2018137300	A1	02 August 2018	CN	108633249	A	09 October 2018
CN	106456030	A	22 February 2017	KR	20170016370	A	13 February 2017
				JP	2017517349	A	29 June 2017
				WO	2015190994	A1	17 December 2015
				SG	11201609658 W	A	29 December 2016
				US	2017128019	A1	11 May 2017
CN	110123304	A	16 August 2019	None			
CN	108289615	A	17 July 2018	EP	3379997	A1	03 October 2018
				JP	2018535011	A	29 November 2018
				WO	2017089921	A1	01 June 2017
				US	2018325457	A1	15 November 2018
CN	109117769	A	01 January 2019	None			
US	2021267530	A1	02 September 2021	CA	3105269	A1	02 January 2020
				EP	3790463	A1	17 March 2021
				WO	2020002519	A1	02 January 2020
US	2020037961	A1	06 February 2020	US	2022110590	A1	14 April 2022
				WO	2018136379	A1	26 July 2018
US	2016242664	A1	25 August 2016	JP	2016536044	A	24 November 2016
				EP	3054841	A1	17 August 2016
				WO	2015052609	A1	16 April 2015
				RU	2016117598	A	15 November 2017

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2021/137405

A. 主题的分类

A61B 5/02 (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))

CNABS; WPI; EPDOC; 信号质量, 心电, 自适应, 功率谱, 模板, 相似, quality, signal, PSD, template, comparability, correlation coefficient

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
Y	WO 2018137300 A1 (华为技术有限公司) 2018年8月2日 (2018 - 08 - 02) 说明书第2页第26-30行, 第6页第34行至第7页第5行, 第8页第12-13行, 第12页第8行至第14页第16行, 第17页第29行至第23页第9行, 图6-11	1-10
Y	CN 106456030 A (日电东工株式会社) 2017年2月22日 (2017 - 02 - 22) 说明书第[0125]段	1-10
A	CN 110123304 A (东南大学) 2019年8月16日 (2019 - 08 - 16) 全文	1-10
A	CN 108289615 A (皇家飞利浦有限公司) 2018年7月17日 (2018 - 07 - 17) 全文	1-10
A	CN 109117769 A (东南大学) 2019年1月1日 (2019 - 01 - 01) 全文	1-10
A	US 2021267530 A1 (MYBRAIN TECHNOLOGIES) 2021年9月2日 (2021 - 09 - 02) 全文	1-10
A	US 2020037961 A1 (MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH) 2020年2月6日 (2020 - 02 - 06) 全文	1-10

☒ 其余文件在C栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

* 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

2022年5月13日

国际检索报告邮寄日期

2022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

刘珊珊

电话号码 86-(10)-53962633

C. 相关文件		
类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	US 2016242664 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 2016年8月25日 (2016 - 08 - 25) 全文	1-10

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2021/137405

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)
WO	2018137300	A1	2018年8月2日	CN	108633249	A	2018年10月9日
CN	106456030	A	2017年2月22日	KR	20170016370	A	2017年2月13日
				JP	2017517349	A	2017年6月29日
				WO	2015190994	A1	2015年12月17日
				SG	11201609658W	A	2016年12月29日
				US	2017128019	A1	2017年5月11日
CN	110123304	A	2019年8月16日	无			
CN	108289615	A	2018年7月17日	EP	3379997	A1	2018年10月3日
				JP	2018535011	A	2018年11月29日
				WO	2017089921	A1	2017年6月1日
				US	2018325457	A1	2018年11月15日
CN	109117769	A	2019年1月1日	无			
US	2021267530	A1	2021年9月2日	CA	3105269	A1	2020年1月2日
				EP	3790463	A1	2021年3月17日
				WO	2020002519	A1	2020年1月2日
US	2020037961	A1	2020年2月6日	US	2022110590	A1	2022年4月14日
				WO	2018136379	A1	2018年7月26日
US	2016242664	A1	2016年8月25日	JP	2016536044	A	2016年11月24日
				EP	3054841	A1	2016年8月17日
				WO	2015052609	A1	2015年4月16日
				RU	2016117598	A	2017年11月15日