

(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



(10) 国际公布号
WO 2023/115482 A1

(43) 国际公布日
2023 年 6 月 29 日 (29.06.2023)

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/346 (2021.01) *A61N 1/39* (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2021/140965
- (22) 国际申请日: 2021 年 12 月 23 日 (23.12.2021)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 胡咪咪 (HU, Mimi); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 蒋浩宇 (JIANG, Haoyu); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业

园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 洪俊标 (HONG, Junbiao); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 黄飞云 (HUANG, Feiyun); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 何先梁 (HE, Xianliang); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

- (74) 代理人: 北京磐华捷成知识产权代理有限公司 (P. C. & ASSOCIATES); 中国北京市朝阳区建国门外大街22号赛特大厦9层, Beijing 100022 (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, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,

(54) **Title:** RHYTHM ANALYSIS AND DECISION-MAKING METHOD AND APPARATUS FOR DEFIBRILLATOR, AND STORAGE MEDIUM

(54) 发明名称: 用于除颤仪的节律分析和决策方法、装置以及存储介质

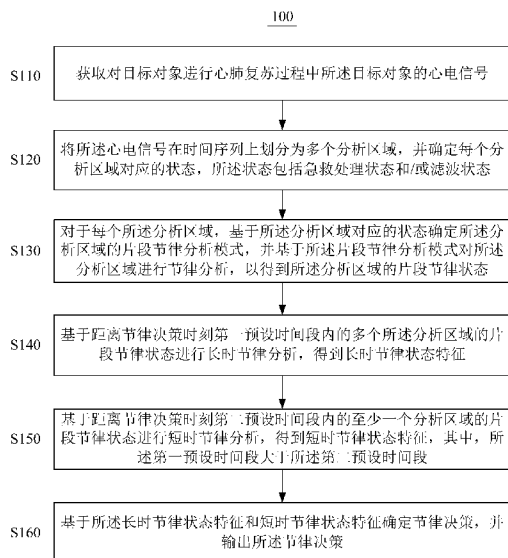


图1

- S110 Obtain an electrocardiosignal of a target object in the process of performing cardiopulmonary resuscitation on the target object
- S120 Divide the electrocardiosignal into a plurality of analysis areas on a time sequence, and determine a state corresponding to each analysis area, the state comprising a first-aid treatment state and/or a filter state
- S130 For each analysis area, determine a fragment rhythm analysis mode of the analysis area on the basis of the state corresponding to the analysis area, and perform rhythm analysis on the analysis area on the basis of the fragment rhythm analysis mode to obtain a fragment rhythm state of the analysis area
- S140 Perform long-term rhythm analysis on the basis of the fragment rhythm states of the plurality of analysis areas within a first preset time period from a rhythm decision-making moment to obtain a long-term rhythm state feature
- S150 Perform short-term rhythm analysis on the basis of the fragment rhythm state of at least one analysis area within a second preset time period from the rhythm decision-making moment to obtain a short-term rhythm state feature, wherein the first preset time period is greater than the second preset time period
- S160 Determine a rhythm decision on the basis of the long-term rhythm state feature and the short-term rhythm state feature, and output the rhythm decision

(57) **Abstract:** A rhythm analysis and decision-making method and apparatus for a defibrillator, and a storage medium. The method comprises: obtaining an electrocardiosignal of a target object in the process of performing cardiopulmonary resuscitation on the target object; dividing the electrocardiosignal into a plurality of analysis areas on a time sequence, and determining a state corresponding to each analysis area; for each analysis area, determining a fragment rhythm analysis mode on the basis of the corresponding state, and performing rhythm analysis to obtain a fragment rhythm state of the analysis area; performing long-term rhythm analysis on the basis of the fragment rhythm states of the plurality of analysis areas within a first preset time period from a rhythm decision-making moment to obtain a long-term rhythm state feature; performing short-term rhythm analysis on the basis of the fragment rhythm state of at least one analysis area within a second preset time period from the rhythm decision-making moment to obtain a short-term rhythm state feature;

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))。

and determining and outputting a rhythm decision on the basis of the long-term rhythm state feature and the short-term rhythm state feature. The present application can obtain a more reliable rhythm decision.

(57) 摘要: 一种用于除颤仪的节律分析和决策方法、装置以及存储介质, 该方法包括: 获取对目标对象进行心肺复苏过程中目标对象的心电信号; 将心电信号在时间序列上划分为多个分析区域, 并确定每个分析区域对应的状态; 对于每个分析区域, 基于对应的状态确定片段节律分析模式, 并进行节律分析, 以得到分析区域的片段节律状态; 基于距离节律决策时刻第一预设时间段内的多个分析区域的片段节律状态进行长时节律分析, 得到长时节律状态特征; 基于距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个分析区域的片段节律状态进行短时节律分析, 得到短时节律状态特征; 基于长时节律状态特征和短时节律状态特征确定并输出节律决策。本申请能够得到更为可靠的节律决策。

用于除颤仪的节律分析和决策方法、装置以及存储介质

说明书

5 技术领域

本申请涉及除颤仪技术领域，更具体地涉及一种用于除颤仪的节律分析和决策方法、装置以及存储介质。

背景技术

10 除颤仪是利用较强的脉冲电流通过心脏来消除心律失常，使之恢复窦性心律的一种医疗器械，是手术室必备的急救设备。对于进行心肺复苏，除颤是很重要的步骤之一。心肺复苏 (Cardiopulmonary Resuscitation, CPR) 按压中需要结合心电 (Electrocardiograph, ECG) 信号进行节律分析，CPR 按压中，可靠的节律分析主要依赖于可靠的片段节律分析和可靠的多个时
15 间片段节律状态综合决策。

目前，CPR 过程中节律综合决策方法主要集中在两方面：一种是利用短时间节律分析状态综合输出节律决策，另一种是利用长时间节律分析状态综合输出节律决策。然而，仅利用短时间节律分析状态进行综合决策，容易受局部干扰影响，导致节律误判；仅依靠长时间节律分析状态进行综合决策，反映的是长时间稳定的节律状态，又对局部节律波动不敏感，节律转换响应不及时。
20 节律转换响应不及时。

发明内容

本申请一方面，提供了一种用于除颤仪的节律分析和决策方法，该方法包括：获取对目标对象进行心肺复苏过程中所述目标对象的心电信号；
25 将所述心电信号在时间序列上划分为多个分析区域，并确定每个分析区域对应的状态，所述状态包括急救处理状态和/或滤波状态；对于每个所述分析区域，基于所述分析区域对应的状态确定所述分析区域的片段节律分析模式，并基于所述片段节律分析模式对所述分析区域进行节律分析，以得
30 到所述分析区域的片段节律状态；基于距离节律决策时刻第一预设时间段

内的多个所述分析区域的片段节律状态进行长时节律分析，得到长时节律状态特征；基于距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个所述分析区域的片段节律状态进行短时节律分析，得到短时节律状态特征，其中，所述第一预设时间段大于所述第二预设时间段；基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，并输出所述节律决策。

本申请另一方面，提供了一种用于除颤仪的节律分析和决策方法，该方法包括：获取对目标对象进行心肺复苏过程中的参考信号和所述目标对象的原始心电信号；对所述参考信号进行按压检测，以得到所述参考信号的时域按压事件标记；基于所述时域按压事件标记确定瞬时按压间期，并基于所述瞬时按压间期对所述原始心电信号进行滤波，以得到滤波后的心电信号；将所述目标对象的心电信号在时间序列上划分为多个分析区域，并对每个分析区域进行节律分析，以得到每个分析区域的片段节律状态，其中，所述目标对象的心电信号仅包括所述滤波后的心电信号，或者，所述目标对象的心电信号包括所述原始心电信号和所述滤波后的心电信号；基于距离节律决策时刻第一预设时间段内的多个所述分析区域的片段节律状态进行长时节律分析，得到长时节律状态特征；基于距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个所述分析区域的片段节律状态进行短时节律分析，得到短时节律状态特征，其中，所述第一预设时间段大于所述第二预设时间段；基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，并输出所述节律决策。

本申请再一方面，提供了一种节律分析和决策装置，该装置包括存储器和处理器，所述存储器上存储有由所述处理器运行的计算机程序，所述计算机程序在被所述处理器运行时执行上述用于除颤仪的节律分析和决策方法。

本申请又一方面，提供了一种存储介质，所述存储介质上存储有计算机程序，所述计算机程序在运行时执行上述用于除颤仪的节律分析和决策方法。

根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法和装置结合长时节律状态特征和短时节律状态特征确定节律决策，既能避免受到局部干扰，又能避免对局部节律波动不敏感，从而能够得到更为可靠的节律决

策。而且，由于是根据不同状态的心电信号选择不同的节律分析模式，能够进一步提高节律分析结果即片段节律状态的准确性，从而进一步提高节律决策的可靠性。

5 附图说明

图 1 示出根据本申请一个实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法的示意性流程图。

图 2 示出根据本申请一个实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法的一个示例性流程框图。

10 图 3 示出根据本申请一个实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法的过程示意图。

图 4 示出根据本申请另一个实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法的示意性流程图。

15 图 5 示出根据本申请另一个实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法的一个示例性流程框图。

图 6 示出根据本申请又一个实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法的一个示例性流程框图。

图 7 示出根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策装置的示意性框图。

20

具体实施方式

25 为了使得本申请的目的、技术方案和优点更为明显，下面将参照附图详细描述根据本申请的示例实施例。显然，所描述的实施例仅仅是本申请的一部分实施例，而不是本申请的全部实施例，应理解，本申请不受这里描述的示例实施例的限制。基于本申请中描述的本申请实施例，本领域技术人员在没有付出创造性劳动的情况下所得到的所有其他实施例都应落入本申请的保护范围之内。

30 在下文的描述中，给出了大量具体的细节以便提供对本申请更为彻底的理解。然而，对于本领域技术人员而言显而易见的是，本申请可以无需一个或多个这些细节而得以实施。在其他的例子中，为了避免与本申请发

生混淆，对于本领域公知的一些技术特征未进行描述。

应当理解的是，本申请能够以不同形式实施，而不应当解释为局限于这里提出的实施例。相反地，提供这些实施例将使公开彻底和完全，并且将本申请的范围完全地传递给本领域技术人员。

5 在此使用的术语的目的仅在于描述具体实施例并且不作为本申请的限制。在此使用时，单数形式的“一”、“一个”和“所述/该”也意图包括复数形式，除非上下文清楚指出另外的方式。还应明白术语“组成”和/或“包括”，当在该说明书中使用时，确定所述特征、整数、步骤、操作、元件和/或部件的存在，但不排除一个或更多其他的特征、整数、步骤、操
10 作、元件、部件和/或组的存在或添加。在此使用时，术语“和/或”包括相关所列项目的任何及所有组合。

为了彻底理解本申请，将在下列的描述中提出详细的步骤以及详细的结构，以便阐释本申请提出的技术方案。本申请的较佳实施例详细描述如下，然而除了这些详细描述外，本申请还可以具有其他实施方式。

15 首先，参考图 1 描述根据本申请一个实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法。图 1 示出了根据本申请一个实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法 100 的示意性流程图。如图 1 所示，用于除颤仪的节律分析和决策方法 100 可以包括如下步骤：

20 在步骤 S110，获取对目标对象进行心肺复苏过程中所述目标对象的心电信号。

在步骤 S120，将所述心电信号在时间序列上划分为多个分析区域，并确定每个分析区域对应的状态，所述状态包括急救处理状态和/或滤波状态。

25 在步骤 S130，对于每个所述分析区域，基于所述分析区域对应的状态确定所述分析区域的片段节律分析模式，并基于所述片段节律分析模式对所述分析区域进行节律分析，以得到所述分析区域的片段节律状态。

在步骤 S140，基于距离节律决策时刻第一预设时间段内的多个所述分析区域的片段节律状态进行长时节律分析，得到长时节律状态特征。

30 在步骤 S150，基于距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个所述分析区域的片段节律状态进行短时节律分析，得到短时节律状态特征，其中，所述第一预设时间段大于所述第二预设时间段。

在步骤 S160, 基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策, 并输出所述节律决策。

在本申请的实施例中, 将对目标对象进行心肺复苏过程中目标对象的心电信号在时间序列上划分为多个分析区域后, 确定每个分析区域对应的状态 (急救处理状态和/或滤波状态), 针对具有不同状态的分析区域采用不同的片段节律分析模式进行节律分析, 得到每个分析区域的片段节律状态, 最后根据各分析区域的片段节律状态进行长时节律状态分析和长短节律状态分析, 结合长时节律状态特征和短时节律状态特征确定节律决策, 既能避免受到局部干扰, 又能避免对局部节律波动不敏感, 从而能够得到更为可靠的节律决策。而且, 由于是根据不同状态的心电信号选择不同的节律分析模式, 能够进一步提高节律分析结果即片段节律状态的准确性, 从而进一步提高节律决策的可靠性。

在本申请的实施例中, 在步骤 S110 中获取的目标对象的心电信号可以原始心电信号和/或滤波后的心电信号。其中, 滤波后的心电信号是基于心肺复苏过程中与胸外按压相关的参考信号和原始心电信号得到的。具体地, 可对参考信号 (诸如除颤经胸电极采集的胸阻抗信号、血氧信号、呼吸信号以及 CPR 传感器感知的信号等) 进行时域按压事件检测识别按压事件, 也可以结合参考信号频域成分辅助按压事件检测, 再采用自适应滤波模型滤除原始心电信号波形的 CPR 干扰, 实现 CPR 胸按压检测与滤波, 得到滤波后的心电信号。

在本申请的实施例中, 在步骤 S120 将心电信号在时间序列上划分为多个分析区域, 每个分析区域可以具有相同的时间长度; 或者, 每个分析区域的时间长度可以按需改变。此外, 对于两个相邻的分析区域, 它们在时间上可以是连续的, 也可以是间断的。此外, 对于两个相邻的分析区域, 它们在时间上可以是部分重叠的, 也可以是不重叠的。

在本申请的实施例中, 每个分析区域的状态包括急救处理状态和/或滤波状态。其中, 急救处理状态反映该分析区域所对应时间段急救人员对目标对象的急救操作状态; 滤波状态反映该分析区域所对应时间段的心电信号是否需要滤波。由于不同的急救操作状态和心电信号是否需要滤波的情况均反映了一个时间段内心电信号是否受到 CPR 干扰, 而心电信号是否受

CPR 干扰又影响节律分析和决策，因此，在本申请的实施例中，确定心电信号每个分析区域的状态，根据心电信号每个分析区域的状态确定合适的（对应的）片段节律分析模式，有利于更准确地对每个分析区域进行节律分析，得到更准确的片段节律状态，从而有利于得到更可靠的节律决策。

5 在本申请的实施例中，急救处理状态可以进一步包括按压进行状态（也可以简称为按压状态）、按压过渡状态和按压暂停状态。滤波状态可以进一步包括需要滤波状态和无需滤波状态。在本申请的实施例中，基于分析区域对应的状态确定分析区域的片段节律分析模式，可以包括：当所述分析区域的急救处理状态为按压暂停状态和/或所述分析区域的滤波状态
10 为无需滤波状态时，确定所述分析区域的片段节律分析模式为无干扰模式；当所述分析区域的急救处理状态为按压进行状态或者按压过渡状态，并且所述分析区域的滤波状态为需要滤波状态时，确定所述分析区域的片段节律分析模式为有干扰模式。

如前所述的，不同的急救操作状态和心电信号是否需要滤波的情况均
15 反映了一个时间段内心电信号是否受到 CPR 干扰，而心电信号是否受 CPR 干扰又影响节律分析和决策。因此，当确定一个分析区域的急救处理状态为按压暂停状态时，表明此时心电信号受 CPR 干扰小，因而采用无干扰模式进行片段节律分析即可。类似地，当确定一个分析区域的滤波状态为无需滤波状态时，表明此时心电信号受 CPR 干扰小，因而采用无干扰模式进
20 行片段节律分析即可。在无干扰模式下，原始心电信号和滤波后的心电信号均可以用于节律分析，因此，可基于原始心电信号和/或滤波后心电信号，采用无干扰节律策略进行节律分析。

当确定一个分析区域的急救处理状态为按压进行状态或者按压过渡状态时，表明此时心电信号受 CPR 干扰大，因而需要采用有干扰模式进行
25 片段节律分析。类似地，当确定一个分析区域的滤波状态为需要滤波状态时，表明此时心电信号受 CPR 干扰大，因而需要采用有干扰模式进行片段节律分析。在有干扰模式下，由于心电信号受 CPR 干扰，因此可以仅基于滤波后的心电信号采用有干扰节律策略进行节律分析；或者，可以结合原始心电信号和滤波后的心电信号，采用有干扰节律策略进行节律分析。

30 在本申请的实施例中，急救处理状态还可以包括电击状态，所述基于

所述分析区域对应的状态确定所述分析区域的片段节律分析模式，还可以包括：当所述分析区域的急救处理状态为电击状态时，确定所述分析区域的片段节律分析模式为初始化模式。在电击状态下，可以默认启动新一轮的按压周期，节律分析初始化，电击后第一次分析作为节律分析的初始状态，不再考虑电击前节律信息。示例性地，电击状态可以在急救人员按下电击确认按钮时感测到。

在本申请的实施例中，在步骤 S120 确定每个分析区域对应的状态，可以进一步包括：获取对目标对象进行心肺复苏过程中与胸外按压相关的参考信号；将所述参考信号在时间序列上划分为多个子分析区域，并确定各子分析区域对应的按压情况；对于所述心电信号的每个分析区域，基于与所述分析区域相对应的一个或多个所述子分析区域的按压情况，确定每个所述分析区域的急救处理状态。在该实施例中，获取参考信号（诸如除颤经胸电极采集的胸阻抗信号、血氧信号、呼吸信号以及 CPR 传感器感知的信号等），将其划分为多个子分析区域，参考信号的一个或多个子分析区域与心电信号的一个分析区域相对应，因此，根据与一个分析区域相对应

的一个或多个子分析区域的按压情况来确定该分析区域的急救处理状态。在一个示例中，所述基于与所述分析区域相对应的一个或多个所述子分析区域的按压情况，确定每个所述分析区域的急救处理状态，可以包括：当与所述分析区域对应的每个所述子分析区域的按压情况均为存在按压事件时，确定所述分析区域的急救处理状态为按压进行状态；当与所述分析区域对应的多个所述子分析区域中，部分子分析区域的按压情况为存在按压事件，且其余子分析区域的按压情况为不存在按压事件时，确定所述分析区域的急救处理状态为按压过渡状态；当与所述分析区域对应的每个所述子分析区域的按压情况均为不存在按压事件时，确定所述分析区域的急救处理状态为按压暂停状态。

在本申请的实施例中，所述确定各子分析区域对应的按压情况，可以包括：对所述参考信号进行时域分析和/或频域分析，以得到时域按压特征和/或频域按压特征；基于所述时域按压特征和/或所述频域按压特征对所述参考信号各子分析区域进行按压检测，以确定所述各子分析区域是否存在按压事件。在该实施例中，可以基于时域按压特征、频域按压特征、或

者时域频域按压特征的结合来进行确定各子分析区域是否存在按压事件，以更准确地确定各子分析区域是否存在按压事件。

以上是确定每个分析区域的急救处理状态的示例描述。下面描述每个分析区域的滤波状态的确定。在本申请的实施例中，确定每个分析区域对应的状态，可以包括：获取对所述目标对象进行心肺复苏过程中的参考信号；将所述参考信号在时间序列上划分为多个子分析区域；对于所述心电信号的每个分析区域，对与所述分析区域相对应的一个或多个所述子分析区域的参考信号与所述分析区域的噪声进行相关性分析，根据所述相关性分析的结果确定所述分析区域的滤波方式，并根据所述分析区域的滤波方式确定所述分析区域的滤波状态。

在该实施例中，获取参考信号（诸如除颤经胸电极采集的胸阻抗信号、血氧信号、呼吸信号以及 CPR 传感器感知的信号等），将其划分为多个子分析区域，参考信号的一个或多个子分析区域与心电信号的一个分析区域相对应，因此，根据与一个分析区域相对应的一个或多个子分析区域对应的参考信号部分以及该分析区域的噪声情况这两者进行相关性分析，可以确定该分析区域的滤波方式，从而确定该分析区域的滤波状态。示例性地，当通过相关性分析确定一个分析区域的 ECG 滤波方式为低阶滤波或高阶滤波时，可确定该分析区域的滤波状态为需要滤波状态。当通过相关性分析确定一个分析区域的 ECG 滤波方式为无需滤波时，可确定该分析区域的滤波状态为无需滤波状态。

在本申请的实施例中，在确定各分析区域的状态并由此确定了各分析区域的片段节律分析模式后，采用与各分析区域相对应的片段节律分析模式对各分析区域进行片段节律分析，从而得到各分析区域的片段节律状态，如步骤 S130 所述的。在此之后，根据所得的片段节律状态，在步骤 S140 和步骤 S150 分别执行长时节律分析和短时节律分析，下面对此详细描述。

在本申请的实施例中，基于距离节律决策时刻第一预设时间段内的多个分析区域的片段节律状态进行长时节律分析，得到长时节律状态特征。也就是说长时节律状态是通过对多个分析区域的片段节律状态进行节律分析而得到的，该多个分析区域是距离节律决策时刻第一预设时间段内的多个分析区域。此处，第一预设时间段指的是从决策时刻往回退第一预设时间

的时刻起至节律决策时刻点这一段的时间段，该时间段的终点可以是节律决策时刻，也可以不是节律决策时刻，而是可以与该决策时刻相距一定时间。在一个示例中，长时节律分析的分析时长为距离节律决策时刻最近的 10 秒以上的时间范围，但不超过当前按压周期（一般 2 分钟或 3 分钟），至少包括 5 个分析区域的片段节律状态。通常可以分析距离节律决策时刻最近 2 分钟的多个片段节律状态，计算长时节律状态特征，在该示例中，上述第一预设时间段等于 2 分钟。

在本申请的实施例中，长时节律状态特征可以包括以下中的至少一项：多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自的片段节律状态按照时间排序时，连续多次相同片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自对应的状态集合中，不同状态的时间占比和/或不同状态下每种片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态的加权分值，其中每个所述分析区域的片段节律状态的权重的大小取决于所述分析区域距离节律决策时刻的时间远近和/或所述分析区域对应的状态。

在本申请的实施例中，对于一个分析区域：所述分析区域距离节律决策时刻越近，对所述分析区域的片段节律状态分配的权重越大；以及当所述分析区域的急救处理状态为按压暂停状态或者滤波状态为无需滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第一权重；当所述分析区域的急救处理状态为按压进行状态并且滤波状态为需要滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第二权重，其中所述第二权重小于所述第一权重；当所述分析区域的急救处理状态为按压过渡状态并且滤波状态为需要滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第三权重，其中所述第三权重小于所述第二权重。

在该实施例中，从时间维度上，距离节律决策时刻越近，给对应时刻的片段节律状态分配的权重越大。从信号可靠性维度上，若急救处理状态为按压暂停状态或滤波状态为无需滤波状态，此时分析的是无 CPR 干扰的 ECG 信号，片段节律状态分析结果相对可靠，给对应时刻的片段节律状态分配第一权重系数；若急救处理状态为按压进行状态且滤波状态为需要滤波状态，此时分析的是受 CPR 干扰的 ECG 信号，片段节律状态分析结果

可靠性降低，给对应时刻的片段节律状态分配第二权重系数（第二权重系数小于第一权重系数）；若当前分析区域的按压状态为按压过渡状态且滤波状态为需要滤波状态，此时分析的信号包括受 CPR 干扰的 ECG 信号和无 CPR 干扰的 ECG 信号，由于 CPR 滤波影响，按压过渡区域中 CPR 滤波后的 ECG 信号与未经 CPR 滤波的 ECG 信号在幅度乃至形态上可能出现较大的差异，片段节律状态分析结果不可靠，给对应时刻的片段节律状态分配第三权重系数（第三权重系数小于第二权重系数）。在本申请的实施例中，可以综合信号可靠性维度与时间维度的节律状态权重分配准则，给不同分析区域的片段节律状态分配各自的权重，进行加权组合，求取每种节律状态的加权分值。若当前分析区域的急救处理状态为电击状态，进入初始化模式，长时节律分析初始化，默认启动新一轮按压周期，待电击后第一次片段节律分析作为长时节律分析的初始片段节律状态，不再考虑电击前节律信息。

在本申请的实施例中，基于距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个所述分析区域的片段节律状态进行短时节律分析，得到短时节律状态特征。也就是说长时节律状态是通过至少一个分析区域的片段节律状态进行节律分析而得到的，该至少一个分析区域是距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个分析区域。此处，第二预设时间段指的是从决策时刻往回退第二预设时间的时刻起至节律决策时刻点这一段的时间段，该时间段的终点可以是节律决策时刻，也可以不是节律决策时刻，而是可以与该决策时刻相距一定时间。在一个示例中，短时节律分析的分析时长为距离节律决策时刻最近的 10 秒以内的时间范围，至少包括 1 个分析区域的片段节律状态。通常可以分析距离节律决策时刻最近 10 秒的一个或多个片段节律状态，计算短时节律状态特征。在该示例中，上述第二预设时间段等于 10 秒。

在本申请的实施例中，短时节律状态特征可以包括以下中的至少一项：多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自的片段节律状态按照时间排序时，连续多次相同片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自对应的状态集合中，不同状态的时间占比和/或不同状态下每种片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态的加

权分值，其中每个所述分析区域的片段节律状态的权重的大小取决于所述分析区域距离节律决策时刻的时间远近和/或所述分析区域对应的状态；状态为按压暂停状态或无需滤波状态的分析区域中，距离节律决策时刻最近的分析区域与节律决策时刻的时间距离以及其片段节律状态所占的百分比。

5 在本申请的实施例中，与前文描述长时节律分析时类似的，在短时节律分析中，对于一个分析区域：所述分析区域距离节律决策时刻越近，对所述分析区域的片段节律状态分配的权重越大；以及当所述分析区域的急救处理状态为按压暂停状态或者滤波状态为无需滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第一权重；当所述分析区域的急救处理状态为按
10 压进行状态并且滤波状态为需要滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第二权重，其中所述第二权重小于所述第一权重；当所述分析区域的急救处理状态为按压过渡状态并且滤波状态为需要滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第三权重，其中所述第三权重小于所述第二权重。

15 在该实施例中，从时间维度上，距离节律决策时刻越近，给对应时刻的片段节律状态分配的权重越大。从信号可靠性维度上，若急救处理状态为按压暂停状态或滤波状态为无需滤波状态，此时分析的是无 CPR 干扰的 ECG 信号，片段节律状态分析结果相对可靠，给对应时刻的片段节律状态分配第一权重系数；若急救处理状态为按压进行状态且滤波状态为需要滤
20 波状态，此时分析的是受 CPR 干扰的 ECG 信号，片段节律状态分析结果可靠性降低，给对应时刻的片段节律状态分配第二权重系数（第二权重系数小于第一权重系数）；若当前分析区域的按压状态为按压过渡状态且滤波状态为需要滤波状态，此时分析的信号包括受 CPR 干扰的 ECG 信号和无 CPR 干扰的 ECG 信号，由于 CPR 滤波影响，按压过渡区域中 CPR 滤波后
25 的 ECG 信号与未经 CPR 滤波的 ECG 信号在幅度乃至形态上可能出现较大的差异，片段节律状态分析结果不可靠，给对应时刻的片段节律状态分配第三权重系数（第三权重系数小于第二权重系数）。在本申请的实施例中，可以综合信号可靠性维度与时间维度的节律状态权重分配准则，给不同分析区域的片段节律状态分配各自的权重，进行加权组合，求取每种节律状态
30 的加权分值。若当前分析区域的急救处理状态为电击状态，进入初始化

模式，短时节律分析初始化，默认启动新一轮按压周期，不再考虑电击前节律信息。

在得到长时节律状态特征和短时节律状态特征之后，结合这两者确定节律决策。在本申请的实施例1中，所述基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，可以包括：当所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况一致时，根据所述长时节律状态特征或所述短时节律状态特征体现的片段节律状态的分布情况确定节律决策；当所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况不一致时，根据两种分布情况中可靠性更高的一者确定节律决策，或者，根据所述短时节律状态特征体现的片段节律状态的分布情况确定节律决策，或者，输出不确定节律决策。其中，如前文关于信号可靠性维度方面描述的，不同状态的分析区域对应的 ECG 信号不同，其片段节律状态的分析结果的可靠性也不同。因此，所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况的可靠性与长时节律分析和短时节律分析中各自采用的分析区域的状态相关。

在该实施例2中，根据长时节律状态与短时节律状态的分布特征制定的判断准则，进行是否可除颤决策。若长时节律状态的分布特征与短时节律状态的分布特征一致，根据分布特征所表现的节律状态，输出是否可除颤决策；若长时节律状态的分布特征与短时节律状态的分布特征不一致，根据从时间维度与信号可靠性维度衡量较可靠的分布特征所表现的节律状态，输出是否可除颤决策；若长时节律状态的分布特征与短时节律状态的分布特征不一致，且两者的分布特征均不可靠，输出不确定节律决策。例如，若长时节律分析中的加权分值特征指示长时节律状态为可除颤的加权分值较大，同时短时节律分析中不存在按压暂停或无需滤波的时间段，且可除颤节律状态的比重较大，输出可除颤节律决策；若长时节律分析中的节律状态百分比、加权分值等特征对于是否可除颤节律状态的区分度不大，但短时节律分析中存在按压暂停或无需滤波的时间段，且其中距离节律决策时刻最近的时间段的可除颤节律状态比重较大，也可输出可除颤节律决策。

在本申请的另一个实施例3中，所述基于所述长时节律状态特征和所述

短时节律状态特征确定节律决策，可以包括：对于每种片段节律状态，根据所述长时节律状态特征与所述片段节律状态相对应的特征和所述短时节律状态特征与所述片段节律状态相对应的特征这两者的加权组合，得到所述片段节律状态的加权分值；根据每种片段节律状态的加权分值确定节律决策。在该实施例中，根据长时节律状态与短时节律状态的分布特征，经过加权组合得到的加权分值，进行节律决策，可表示为如下公式：

$$\text{RhythmScore} = A * \text{LongTimeScore} + B * \text{ShortTimeScore} + C,$$

其中，RhythmScore 为某种节律状态的加权分值，根据节律状态的加权分值决策可除颤、不可除颤还是不确定。LongTimeScore 为衡量某种节律状态的长时节律状态分布特征的数值，可以是衡量一种长时节律状态分布特征的数值或衡量多种长时节律状态分布特征的组合数值。例如，LongTimeScore 可以是长时节律状态特征中不同节律状态的分布数值（如百分比），也可以是由长时节律状态特征中不同节律状态的分布数值经过一些数值转换而来的（如加权分值的归一化数值）。其中，组合方式例如可以是对多种长时短时节律状态分布特征再进行归一化、平均、加权平均等计算，得到组合数值等等。ShortTimeScore 为衡量某种节律状态的短时节律状态分布特征的数值，可以是衡量一种短时节律状态分布特征的数值或衡量多种短时节律状态分布特征的组合数值。A、B、C 为回归分析得到的权重系数。

在确定节律决策后，可例如在按压周期结束时刻输出节律决策，根据节律决策结果，指示急救人员进行急救处理。若节律决策输出可除颤节律决策，指示急救人员进行电击，若节律决策输出不可除颤节律决策，指示急救人员继续按压，若节律决策输出不确定节律决策，指示急救人员暂停按压，对无按压干扰下的 ECG 信号进行节律确认。

以上以用于固定 CPR 操作模式为例来描述根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法 100，其中，固定 CPR 操作模式是指急救人员按照系统设定的固定按压周期进行心肺复苏，在按压周期结束后给予节律决策，指示急救人员进行急救处理。该方法 100 也可以用于连续 CPR 操作模式，其中，连续 CPR 操作模式是指急救人员进行心肺复苏过程中没有固定的按压周期，CPR 过程中持续进行节律决策，一旦节律决策输出可除

颤节律，立即指示急救人员进行电击处理，或急救人员主动发起节律分析请求，给予节律决策，指示急救人员进行急救处理。

在用于连续 CPR 操作模式的实施例中，在一个示例中，长时节律分析的分析时长可以为距离节律决策时刻最近的 10 秒以上的时间范围，但不超过 3 分钟，至少包括 5 个分析区域的片段节律状态；短时节律分析的分析时长为距离节律决策时刻最近的 10 秒以内的时间范围，至少包括 1 个分析区域的片段节律状态，CPR 过程中持续进行节律决策。若节律决策时刻之前的分析时长或分析区域个数不满足长时节律分析的分析条件，长时节律状态保持默认初始状态（不确定节律），在节律决策时结合长时默认初始节律状态和短时节律状态特征，利用节律决策策略，输出可除颤、不可除颤或不确定的节律决策。此时的节律决策策略包括但不限于以下方式：直接输出不确定节律决策；根据短时节律状态特征制定的判断准则，进行是否可除颤决策，若从时间维度与信号可靠性维度衡量，短时节律状态较可靠，根据相应分布特征所表现的节律状态，输出是否可除颤决策；若短时节律状态不可靠，输出不确定节律决策（例如，若短时节律分析中存在按压暂停或无需滤波的时间段，且其中距离节律决策时刻最近的时间段的可除颤节律状态比重较大，输出可除颤节律决策）；根据长时默认初始节律状态与短时节律状态特征，经过加权组合得到的加权分值，进行节律决策，可表示为如下公式：

$$\text{RhythmScore} = A * \text{LongTimeScore} + B * \text{ShortTimeScore} + C,$$

其中，RhythmScore 为某种节律状态的加权分值，根据节律状态的加权分值进行可除颤、不可除颤或不确定的节律决策；LongTimeScore 为衡量长时默认初始节律状态的数值；ShortTimeScore 为衡量某种节律状态的短时节律状态分布特征的数值，可以是衡量一种短时节律状态分布特征的数值或衡量多种短时节律状态分布特征的组合数值；A、B、C 为回归分析得到的权重系数。

根据节律决策结果，指示急救人员进行急救处理。当急救人员未主动发起节律分析请求，一旦节律决策输出可除颤节律，立即指示急救人员进行电击，若节律决策输出其他节律，不指示或指示急救人员继续按压。当急救人员主动发起节律分析请求，给予节律决策，若节律决策输出可除颤

节律，立即指示急救人员进行电击，若节律决策输出不可除颤节律，指示急救人员继续按压，若节律决策输出不确定节律，指示急救人员暂停按压，对无按压干扰下的 ECG 信号进行节律确认。

以上示例性地示出根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法 100，为了更好地理解该方法，图 2 示出了根据本申请实施例的节律分析和决策的一个示例性流程框图（其中主要示出整个流程中的各环节及其走向），图 3 示出了根据本申请实施例的节律分析和决策的过程示意图（其中主要示出各种信号、不同时刻的状态以及节律状态分析考虑因素、权重分配等），可以根据图 2 和图 3 更好地理解前文所述的内容，此处不再赘述。

总体上，根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法 100 不仅考虑了节律决策时刻之前的短时节律状态，还考虑了节律决策时刻之前的长时节律状态，在 CPR 按压周期内节律状态一般相对稳定，通过关注 CPR 按压周期内节律决策时刻之前长时间内的节律状态，获取 CPR 按压周期内的稳定节律状态，同时，为了及时响应局部节律波动，关注 CPR 按压周期内节律决策时刻之前短时间内的节律状态，获取短时瞬时节律状态，综合长时稳定节律状态与短时瞬时节律状态，进行节律决策，指示急救人员进行急救处理。

基于上面的描述，根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法 100 结合长时节律状态特征和短时节律状态特征确定节律决策，既能避免受到局部干扰，又能避免对局部节律波动不敏感，从而能够得到更为可靠的节律决策。而且，由于是根据不同状态的心电信号选择不同的节律分析模式，能够进一步提高节律分析结果即片段节律状态的准确性，从而进一步提高节律决策的可靠性。

下面结合图 4 描述根据本申请另一实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法 400。如图 4 所示，用于除颤仪的节律分析和决策方法 400 可以包括如下步骤：

在步骤 S410，获取对目标对象进行心肺复苏过程中的参考信号和所述目标对象的原始心电信号。

在步骤 S420，对所述参考信号进行按压检测，以得到所述参考信号的时域按压事件标记。

在步骤 S430, 基于所述时域按压事件标记确定瞬时按压间期, 并基于所述瞬时按压间期对所述原始心电信号进行滤波, 以得到滤波后的心电信号。

5 在步骤 S440, 将所述目标对象的心电信号在时间序列上划分为多个分析区域, 并对每个分析区域进行节律分析, 以得到每个分析区域的片段节律状态, 其中, 所述目标对象的心电信号仅包括所述滤波后的心电信号, 或者, 所述目标对象的心电信号包括所述原始心电信号和所述滤波后的心电信号。

10 在步骤 S450, 基于距离节律决策时刻第一预设时间段内的多个所述分析区域的片段节律状态进行长时节律分析, 得到长时节律状态特征。

在步骤 S460, 基于距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个所述分析区域的片段节律状态进行短时节律分析, 得到短时节律状态特征, 其中, 所述第一预设时间段大于所述第二预设时间段。

15 在步骤 S470, 基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策, 并输出所述节律决策。

在该实施例中, 首先根据对参考信号进行按压检测得到时域按压事件标记, 基于时域按压事件标记可确定瞬时按压间期, 从而基于瞬时按压间期对原始心电信号进行滤波, 得到滤波后的心电信号。与前文所述实施例类似的, 在该实施例中, 仍然将对目标对象进行心肺复苏过程中目标对象的心电信号 (其中, 所述目标对象的心电信号可以仅包括所述滤波后的心电信号, 或者, 所述目标对象的心电信号可以包括所述原始心电信号和所述滤波后的心电信号) 在时间序列上划分为多个分析区域, 根据各分析区域的片段节律状态进行长时节律状态分析和长短节律状态分析, 结合长时节律状态特征和短时节律状态特征确定节律决策, 既能避免受到局部干扰, 又能避免对局部节律波动不敏感, 从而能够得到更为可靠的节律决策。不同之处在于, 在本实施例中, 无需确定每个分析区域对应的状态, 而是直接对每个分析区域进行节律分析, 得到每个分析区域的片段节律状态。因此, 本实施例与前文所述实施例部分类似, 仅是省略了一些步骤, 为了简洁, 此处仅概述本实施例中的操作, 这些操作中的细节内容可参见前述实施例的内容。

20

25

30

在本申请的实施例中，在步骤 S420 对所述参考信号进行时域按压检测，以得到所述参考信号的时域按压事件标记，可以包括：对所述参考信号进行时域分析和/或频域分析，以得到时域按压特征和/或频域按压特征；基于所述时域按压特征和/或所述频域按压特征对所述参考信号进行按压检测，以得到所述参考信号的时域按压事件标记。在该实施例中，可以基于时域特征、频域特征或者这两者的结合来进行按压检测，以得到参考信号的时域按压事件标记。

在本申请的实施例中，与前文所述实施例类似的，步骤 S450 和步骤 S460 各自得到的所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征可以均包括以下中的至少一项：多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自的片段节律状态按照时间排序时，连续多次相同片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自对应的状态集合中，不同状态的时间占比和/或不同状态下每种片段节律状态所占的比例；多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态的加权分值，其中每个所述分析区域的片段节律状态的权重的大小取决于所述分析区域距离节律决策时刻的时间远近和/或所述分析区域对应的状态。

在本申请的实施例中，与前文所述实施例类似的，步骤 S470 中基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，可以包括：当所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况一致时，根据所述长时节律状态特征或所述短时节律状态特征体现的片段节律状态的分布情况确定节律决策；当所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况不一致时，根据两种分布情况中可靠性更高的一者确定节律决策，或者，根据所述短时节律状态特征体现的片段节律状态的分布情况确定节律决策，或者，输出不确定节律决策。或者，步骤 S470 中基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，可以包括：对于每种片段节律状态，根据所述长时节律状态特征与所述片段节律状态相对应的特征和所述短时节律状态特征与所述片段节律状态相对应的特征这两者的加权组合，得到所述片段节律状态的加权分值；根据每种片段节律状态的加权分值确定节律

决策。

在本申请的实施例中，与前文所述实施例类似的，方法 400 能够应用于固定心肺复苏操作模式和连续心肺复苏操作模式，当应用于连续心肺复苏操作模式时，如果节律决策时刻之前的分析区域不够用于长时节律分析时，不执行长时节律分析，根据预设长时默认初始节律状态和所述短时节律状态特征确定节律决策。

以上示例性地示出根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法 400，为了更好地理解该方法，图 5 示出了根据该实施例的节律分析和决策的一个示例性流程框图（其中主要示出整个流程中的各环节及其走向），可以根据该流程框图更好地理解前文所述方法 400 的内容，此处不再赘述。此外，在本申请的又一个实施例中，上述方法 400 可以省略步骤 S410 到 S430，直接从步骤 S440 开始执行，此时步骤 S440 中的心电信号可以是指常规 ECG 带通滤波后的心电信号，也可以是指 CPR 滤波后的心电信号。在该实施例中，可以将心电信号作为按压参考信号分析，如图 6 的示例性流程框图所示的，它可以作为方法 400 的变形方案。

基于上面的描述，根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法 400 及其变形方案结合长时节律状态特征和短时节律状态特征确定节律决策，既能避免受到局部干扰，又能避免对局部节律波动不敏感，从而能够得到更为可靠的节律决策。

以上示例性地描述了根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法。下面结合图 7 描述根据本申请另一方面提供的用于除颤仪的节律分析和决策装置。图 7 示出了根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策装置 700 的示意性框图。如图 7 所示，用于除颤仪的节律分析和决策装置 700 可以包括存储器 710 和处理器 720，存储器 710 上存储有由处理器 720 运行的计算机程序，所述计算机程序在被处理器 720 运行时执行前文所述的根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法。在本申请的进一步的实施例中，用于除颤仪的节律分析和决策装置 700 还可以包括信号采集部件 730，其可以用于采集对目标对象进行心肺复苏过程中的心电信号和/或与胸外按压相关的参考信号，并传送至处理器 720，以由其执行前文所述的根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法。在本

申请的实施例中，上述装置 700 可以是除颤仪。本领域技术人员可以结合前文所述理解根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策装置 700 各部件的结构和操作，为了简洁，此处不再赘述。

此外，根据本申请实施例，还提供了一种存储介质，在存储介质上存储了程序指令，在程序指令被计算机或处理器运行时用于执行本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法的相应步骤。存储介质例如可以包括智能电话的存储卡、平板电脑的存储部件、个人计算机的硬盘、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、便携式紧致盘只读存储器(CD-ROM)、USB 存储器、或者上述存储介质的任意组合。计算机可读存储介质可以是一个或多个计算机可读存储介质的任意组合。

此外，根据本申请实施例，还提供了一种计算机程序，该计算机程序可以存储在云端或本地的存储介质上。在该计算机程序被计算机或处理器运行时用于执行本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法的相应步骤。

基于上面的描述，根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法和装置结合长时节律状态特征和短时节律状态特征确定节律决策，既能避免受到局部干扰，又能避免对局部节律波动不敏感，从而能够得到更为可靠的节律决策。而且，根据本申请实施例的用于除颤仪的节律分析和决策方法和装置可以根据不同状态的心电信号选择不同的节律分析模式，能够进一步提高节律分析结果即片段节律状态的准确性，从而进一步提高节律决策的可靠性。

尽管这里已经参考附图描述了示例实施例，应理解上述示例实施例仅仅是示例性的，并且不意图将本申请的范围限制于此。本领域普通技术人员可以在其中进行各种改变和修改，而不偏离本申请的范围和精神。所有这些改变和修改意在包括在所附权利要求所要求的本申请的范围之内。

本领域普通技术人员可以意识到，结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤，能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行，取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能，但是这种实现不应认为超出本申请的范

围。

在本申请所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的装置和方法，可以通过其他的方式实现。例如，以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如，单元的划分，仅仅为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个装置，或一些特征可以忽略，或不执行。

在此处所提供的说明书中，说明了大量具体细节。然而，能够理解，本申请的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中，并未详细示出公知的方法、结构和技术，以便不模糊对本说明书的理解。

类似地，应当理解，为了精简本申请并帮助理解各个发明方面中的一个或多个，在对本申请的示例性实施例的描述中，本申请的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、或者对其的描述中。然而，并不应将该本申请的方法解释成反映如下意图：即所要求保护的本申请要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说，如相应的权利要求书所反映的那样，其发明点在于可以用少于某个公开的单个实施例的所有特征的特征来解决相应的技术问题。因此，遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式，其中每个权利要求本身都作为本申请的单独实施例。

本领域的技术人员可以理解，除了特征之间相互排斥之外，可以采用任何组合对本说明书（包括伴随的权利要求、摘要和附图）中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者装置的所有过程或单元进行组合。除非另外明确陈述，本说明书（包括伴随的权利要求、摘要和附图）中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代替。

此外，本领域的技术人员能够理解，尽管在此的一些实施例包括其他实施例中所包括的某些特征而不是其他特征，但是不同实施例的特征的组合意味着处于本申请的范围之内并且形成不同的实施例。例如，在权利要求书中，所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

本申请的各个部件实施例可以以硬件实现，或者以在一个或者多个处理器上运行的软件模块实现，或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解，可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器（DSP）来实

现根据本申请实施例的一些模块的一些或者全部功能。本申请还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的装置程序（例如，计算机程序和计算机程序产品）。这样的实现本申请的程序可以存储在计算机可读介质上，或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到，或者在载体信号上提供，或者以任何其他形式提供。

5 应该注意的是上述实施例对本申请进行说明而不是对本申请进行限制，并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换实施例。在权利要求中，不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。本申请可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干装置的单元权利要求中，这些装置中的若干个可以是通过同一个硬件项来具体体现。单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。

10 以上，仅为本申请的具体实施方式或对具体实施方式的说明，本申请的保护范围并不局限于此，任何熟悉本技术领域的技术人员在本申请揭露的技术范围内，可轻易想到变化或替换，都应涵盖在本申请的保护范围之内。本申请的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

权利要求书

1、一种用于除颤仪的节律分析和决策方法，其特征在于，所述方法包括：

获取对目标对象进行心肺复苏过程中所述目标对象的心电信号；

5 将所述心电信号在时间序列上划分为多个分析区域，并确定每个分析区域对应的状态，所述状态包括急救处理状态和/或滤波状态；

对于每个所述分析区域，基于所述分析区域对应的状态确定所述分析区域的片段节律分析模式，并基于所述片段节律分析模式对所述分析区域进行节律分析，以得到所述分析区域的片段节律状态；

10 基于距离节律决策时刻第一预设时间段内的多个所述分析区域的片段节律状态进行长时节律分析，得到长时节律状态特征；

基于距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个所述分析区域的片段节律状态进行短时节律分析，得到短时节律状态特征，其中，所述第一预设时间段大于所述第二预设时间段；

15 基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，并输出所述节律决策。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述急救处理状态包括按压进行状态、按压过渡状态和按压暂停状态，所述滤波状态包括需要滤波状态和无需滤波状态，所述基于所述分析区域对应的状态确定所述分析区域的片段节律分析模式，包括：

20 当所述分析区域的急救处理状态为按压暂停状态和/或所述分析区域的滤波状态为无需滤波状态时，确定所述分析区域的片段节律分析模式为无干扰模式；

25 当所述分析区域的急救处理状态为按压进行状态或者按压过渡状态，并且所述分析区域的滤波状态为需要滤波状态时，确定所述分析区域的片段节律分析模式为有干扰模式。

3、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述急救处理状态还包括电击状态，所述基于所述分析区域对应的状态确定所述分析区域的片段节律分析模式，还包括：

30 当所述分析区域的急救处理状态为电击状态时，确定所述分析区域的

片段节律分析模式为初始化模式。

- 4、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述心电信号包括原始心电信号和滤波后的心电信号，在所述无干扰模式下，基于所述原始心电信号和/或滤波后心电信号，采用无干扰节律策略进行节律分析；在所述
5 有干扰模式下，仅基于滤波后心电信号，或者基于所述原始心电信号和所述滤波后的心电信号，采用有干扰节律策略进行节律分析。

5、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述确定每个分析区域对应的状态，包括：

获取对目标对象进行心肺复苏过程中与胸外按压相关的参考信号；

- 10 将所述参考信号在时间序列上划分为多个子分析区域，并确定各子分析区域对应的按压情况；

对于所述心电信号的每个分析区域，基于与所述分析区域相对应的一个或多个所述子分析区域的按压情况，确定每个所述分析区域的急救处理状态。

- 15 6、根据权利要求 5 所述的方法，其特征在于，所述基于与所述分析区域相对应的一个或多个所述子分析区域的按压情况，确定每个所述分析区域的急救处理状态，包括：

当与所述分析区域对应的每个所述子分析区域的按压情况均为存在按压事件时，确定所述分析区域的急救处理状态为按压进行状态；

- 20 当与所述分析区域对应的多个所述子分析区域中，部分子分析区域的按压情况为存在按压事件，且其余子分析区域的按压情况为不存在按压事件时，确定所述分析区域的急救处理状态为按压过渡状态；

当与所述分析区域对应的每个所述子分析区域的按压情况均为不存在按压事件时，确定所述分析区域的急救处理状态为按压暂停状态。

- 25 7、根据权利要求 5 所述的方法，其特征在于，所述确定各子分析区域对应的按压情况，包括：

对所述参考信号进行时域分析和/或频域分析，以得到时域按压特征和/或频域按压特征；

- 30 基于所述时域按压特征和/或所述频域按压特征对所述参考信号的各子分析区域进行按压检测，以确定所述各子分析区域是否存在按压事件。

8、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述确定每个分析区域对应的状态，包括：

获取对所述目标对象进行心肺复苏过程中的参考信号；

将所述参考信号在时间序列上划分为多个子分析区域；

5 对于所述心电信号的每个分析区域，对与所述分析区域相对应的一个或多个所述子分析区域的参考信号与所述分析区域的噪声进行相关性分析，根据所述相关性分析的结果确定所述分析区域的滤波方式，并根据所述分析区域的滤波方式确定所述分析区域的滤波状态。

10 9、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征均包括以下中的至少一项：

多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态所占的比例；

多个所述分析区域各自的片段节律状态按照时间排序时，连续多次相同片段节律状态所占的比例；

15 多个所述分析区域各自的对应的状态集合中，不同状态的时间占比和/或不同状态下每种片段节律状态所占的比例；

多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态的加权分值，其中每个所述分析区域的片段节律状态的权重的大小取决于所述分析区域距离节律决策时刻的时间远近和/或所述分析区域对应的状态。
20

10、根据权利要求 9 所述的方法，其特征在于，所述短时节律状态特征还包括：状态为按压暂停状态或无需滤波状态的分析区域中，距离节律决策时刻最近的分析区域与节律决策时刻的时间距离以及其片段节律状态所占的百分比。

25 11、根据权利要求 9 所述的方法，其特征在于，对于一个分析区域：

所述分析区域距离节律决策时刻越近，对所述分析区域的片段节律状态分配的权重越大；以及

当所述分析区域的急救处理状态为按压暂停状态或者滤波状态为无需滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第一权重；

30 当所述分析区域的急救处理状态为按压进行状态并且滤波状态为需

要滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第二权重，其中所述第二权重小于所述第一权重；

5 当所述分析区域的急救处理状态为按压过渡状态并且滤波状态为需要滤波状态时，对所述分析区域的片段节律状态分配第三权重，其中所述第三权重小于所述第二权重。

12、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，包括：

10 当所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况一致时，根据所述长时节律状态特征或所述短时节律状态特征体现的片段节律状态的分布情况确定节律决策；

当所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况不一致时，根据两种分布情况中可靠性更高的一者确定节律决策，或者，根据所述短时节律状态特征体现的片段节律状态的分布情况确定节律决策，或者，输出不确定节律决策。

15 13、根据权利要求 12 所述的方法，其特征在于，所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况的可靠性与长时节律分析和短时节律分析中各自采用的分析区域的状态相关。

14、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，包括：

20 对于每种片段节律状态，根据所述长时节律状态特征与所述片段节律状态相对应的特征，和，所述短时节律状态特征与所述片段节律状态相对应的特征的加权组合，得到所述片段节律状态的加权分值；

根据每种片段节律状态的加权分值确定节律决策。

25 15、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述方法能够应用于固定心肺复苏操作模式和连续心肺复苏操作模式，当应用于连续心肺复苏操作模式时，如果节律决策时刻之前的分析区域不够用于长时节律分析时，不执行长时节律分析，根据预设长时默认初始节律状态和所述短时节律状态特征确定节律决策。

30 16、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述分析区域具有以下属性中的至少一个：

每个所述分析区域具有相同的时间长度或者能够按需改变时间长度；
任意两个所述分析区域在时间上是连续的或者间断的；
任意两个所述分析区域在时间上部分重叠或者不重叠。

17、一种用于除颤仪的节律分析和决策方法，其特征在于，所述方法
5 包括：

获取对目标对象进行心肺复苏过程中的参考信号和所述目标对象的
原始心电信号；

对所述参考信号进行按压检测，以得到所述参考信号的时域按压事件
标记；

10 基于所述时域按压事件标记确定瞬时按压间期，并基于所述瞬时按压
间期对所述原始心电信号进行滤波，以得到滤波后的心电信号；

将所述目标对象的心电信号在时间序列上划分为多个分析区域，并对
每个分析区域进行节律分析，以得到每个分析区域的片段节律状态，其中，
所述目标对象的心电信号仅包括所述滤波后的心电信号，或者，所述目标
15 对象的心电信号包括所述原始心电信号和所述滤波后的心电信号；

基于距离节律决策时刻第一预设时间段内的多个所述分析区域的片
段节律状态进行长时节律分析，得到长时节律状态特征；

基于距离节律决策时刻第二预设时间段内的至少一个所述分析区域
的片段节律状态进行短时节律分析，得到短时节律状态特征，其中，所述
20 第一预设时间段大于所述第二预设时间段；

基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，
并输出所述节律决策。

18、根据权利要求 17 所述的方法，其特征在于，对所述参考信号进
行按压检测，以得到所述参考信号的时域按压事件标记，包括：

25 对所述参考信号进行时域分析和/或频域分析，以得到时域按压特征和
/或频域按压特征；

基于所述时域按压特征和/或所述频域按压特征对所述参考信号进行
按压检测，以得到所述参考信号的时域按压事件标记。

19、根据权利要求 17 所述的方法，其特征在于，所述长时节律状态
30 特征和所述短时节律状态特征均包括以下中的至少一项：

多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态所占的比例；

多个所述分析区域各自的片段节律状态按照时间排序时，连续多次相同片段节律状态所占的比例；

- 5 多个所述分析区域各自对应的状态集合中，不同状态的时间占比和/或不同状态下每种片段节律状态所占的比例；

多个所述分析区域各自的片段节律状态的集合中，每种片段节律状态的加权分值，其中每个所述分析区域的片段节律状态的权重的大小取决于所述分析区域距离节律决策时刻的时间远近和/或所述分析区域对应的状态。

10

20、根据权利要求 17 所述的方法，其特征在于，所述基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，包括：

当所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况一致时，根据所述长时节律状态特征或所述短时节律状态特征体现的片段节律状态的分布情况确定节律决策；

15

当所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征各自体现的片段节律状态的分布情况不一致时，根据两种分布情况中可靠性更高的一者确定节律决策，或者，根据所述短时节律状态特征体现的片段节律状态的分布情况确定节律决策，或者，输出不确定节律决策。

20

21、根据权利要求 17 所述的方法，其特征在于，所述基于所述长时节律状态特征和所述短时节律状态特征确定节律决策，包括：

对于每种片段节律状态，根据所述长时节律状态特征与所述片段节律状态相对应的特征，和，所述短时节律状态特征与所述片段节律状态相对应的特征的加权组合，得到所述片段节律状态的加权分值；

25

根据每种片段节律状态的加权分值确定节律决策。

22、根据权利要求 17 所述的方法，其特征在于，所述方法能够应用于固定心肺复苏操作模式和连续心肺复苏操作模式，当应用于连续心肺复苏操作模式时，如果节律决策时刻之前的分析区域不够用于长时节律分析时，不执行长时节律分析，根据预设长时默认初始节律状态和所述短时节律状态特征确定节律决策。

30

23、一种节律分析和决策装置，其特征在于，所述装置包括存储器和处理器，所述存储器上存储有由所述处理器运行的计算机程序，所述计算机程序在被所述处理器运行时执行权利要求 1-22 中的任一项所述的用于除颤仪的节律分析和决策方法。

5 24、根据权利要求 23 所述的装置，其特征在于，所述装置还包括信号采集部件，所述信号采集部件用于采集对目标对象进行心肺复苏过程中与胸外按压相关的参考信号。

25、根据权利要求 24 所述的装置，其特征在于，所述装置为除颤仪。

10 26、一种存储介质，其特征在于，所述存储介质上存储有计算机程序，所述计算机程序在运行时执行如权利要求 1-22 中的任一项所述的用于除颤仪的节律分析和决策方法。

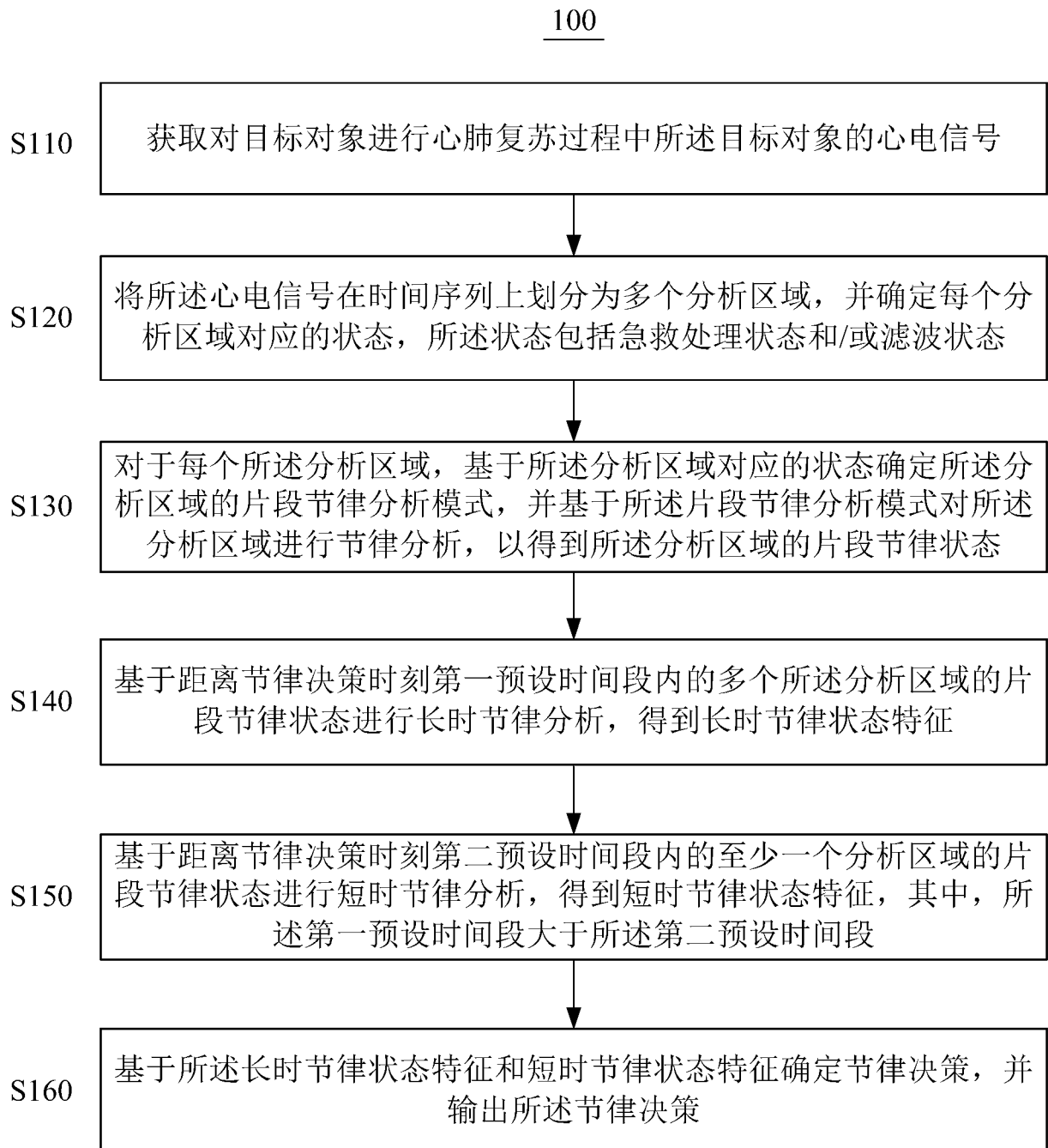


图 1

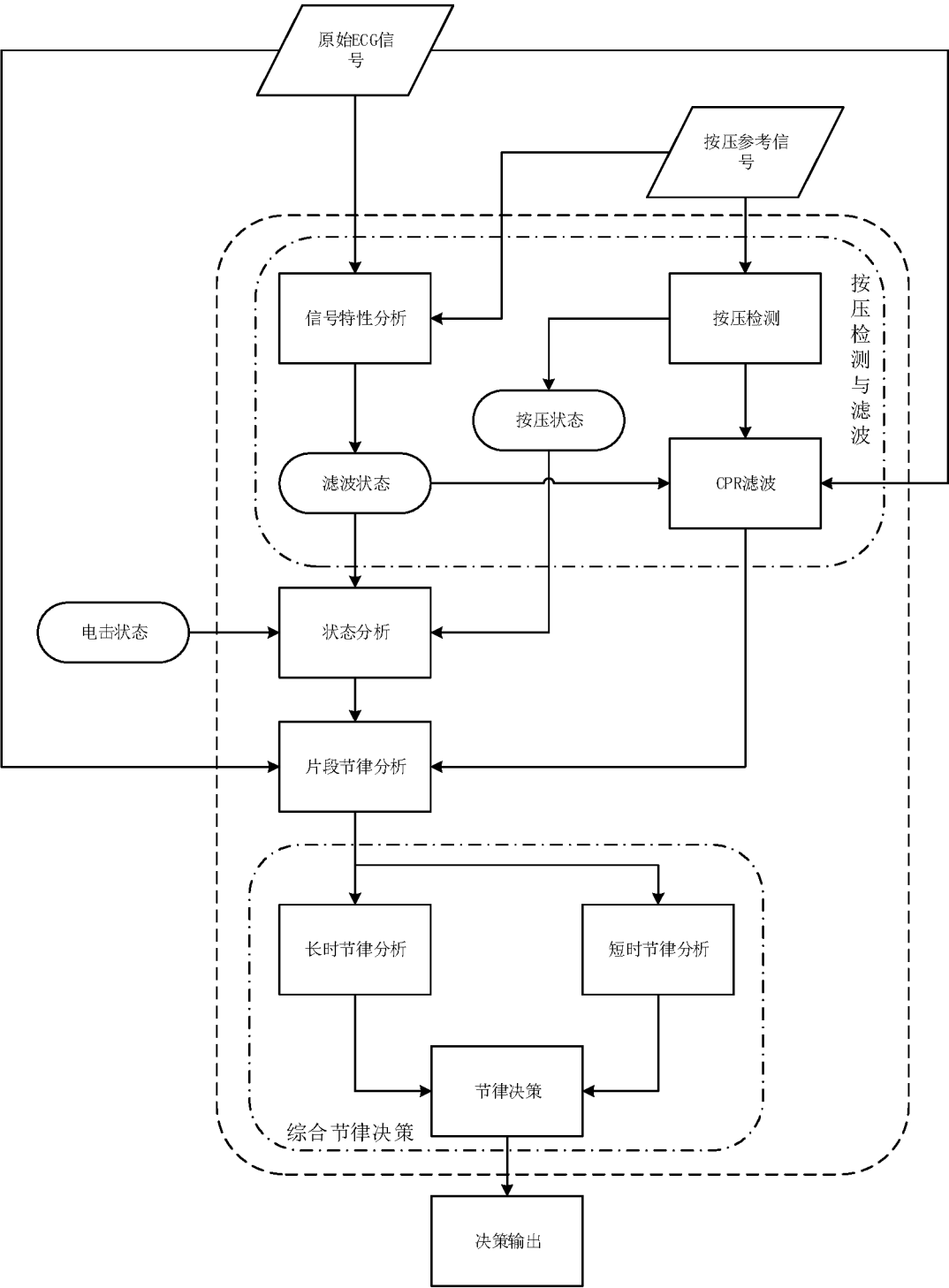


图 2

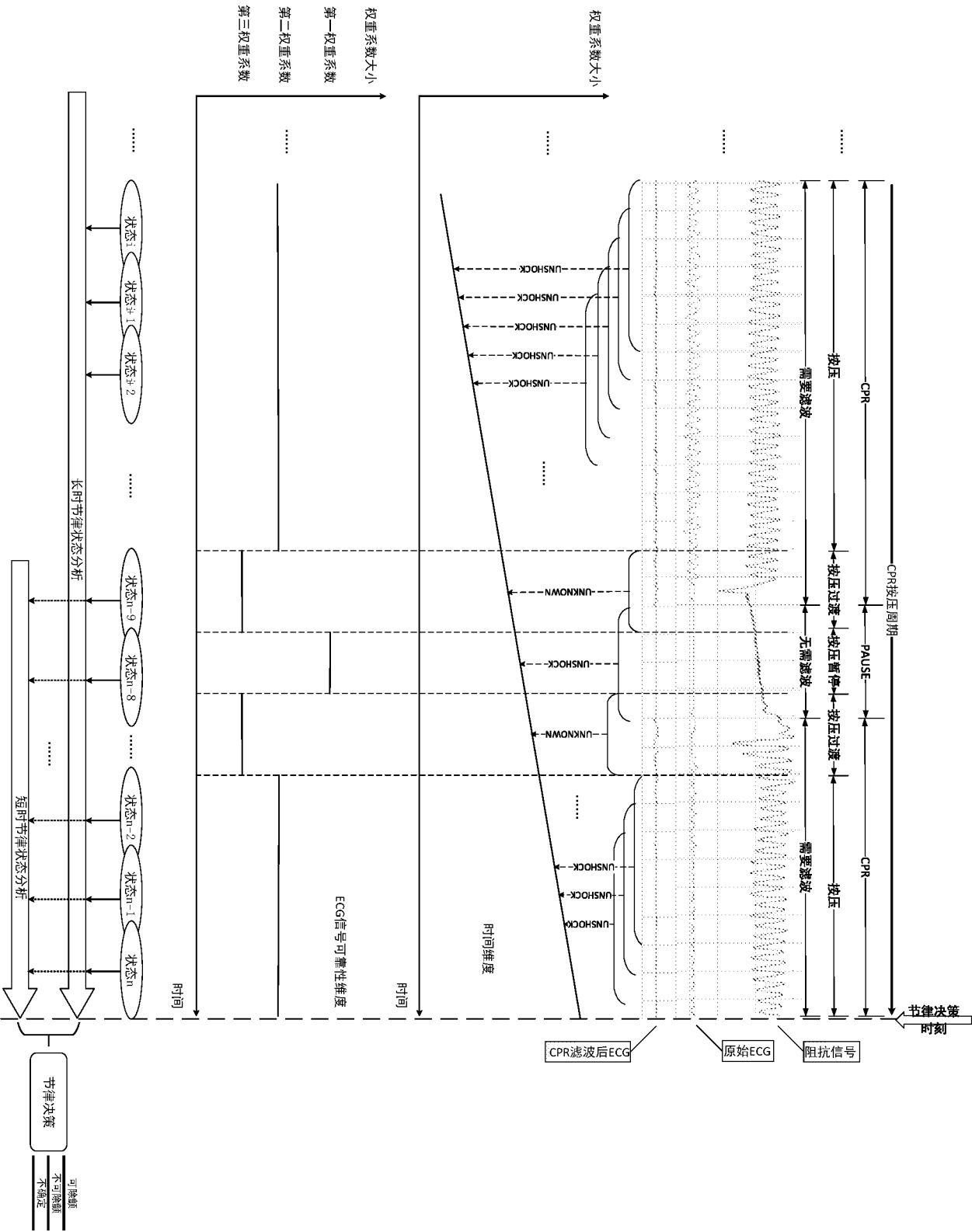


图 3

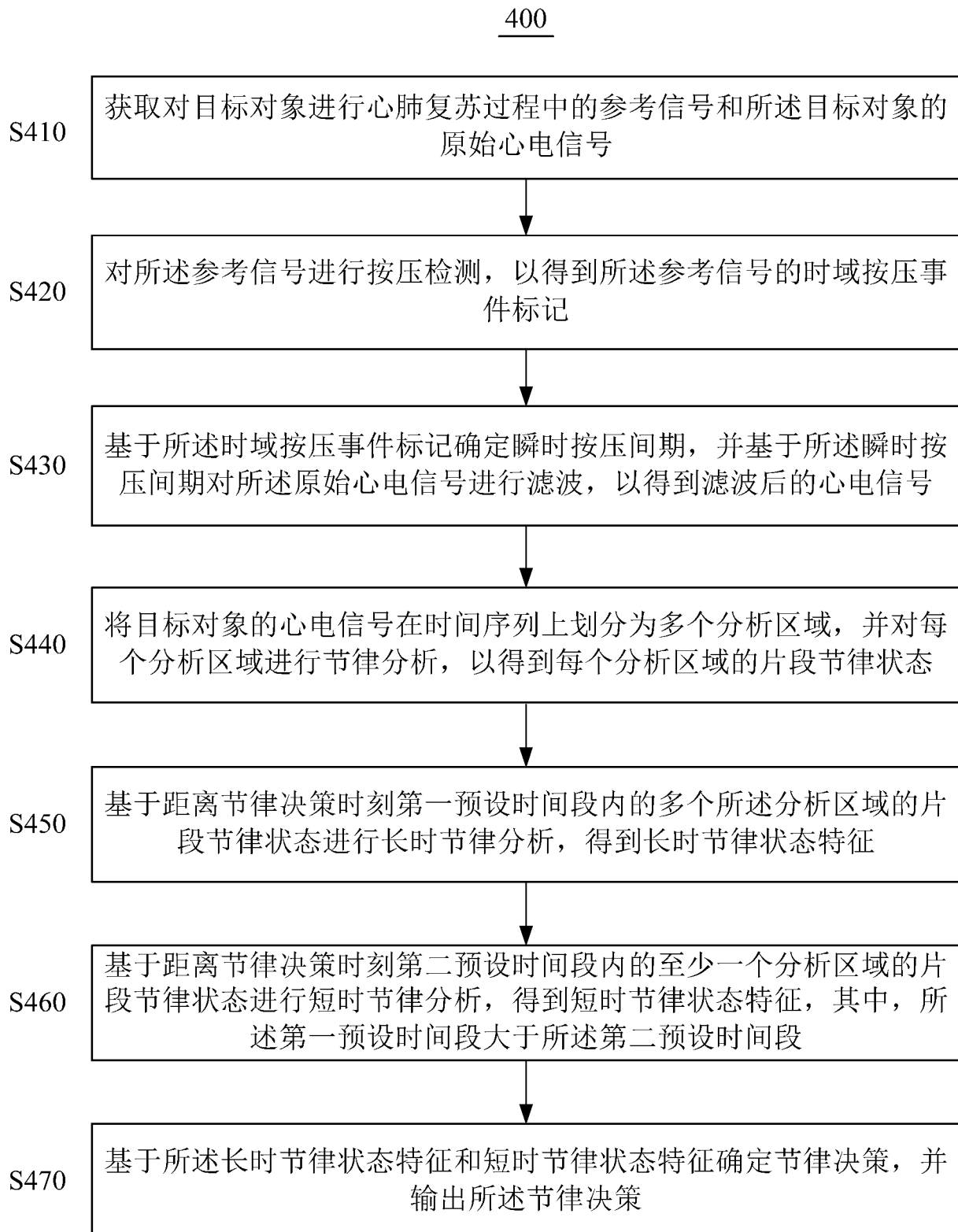


图 4

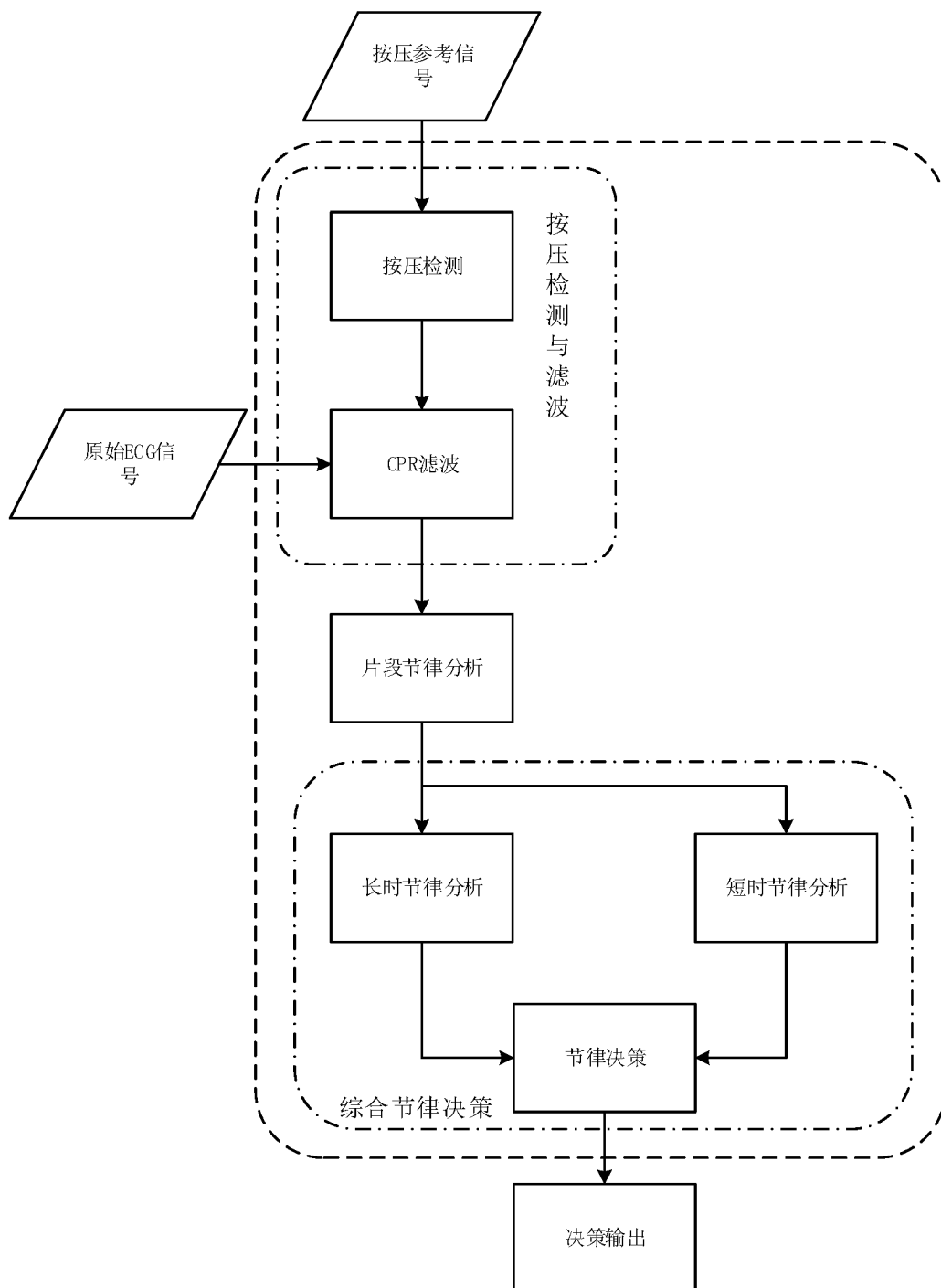


图 5

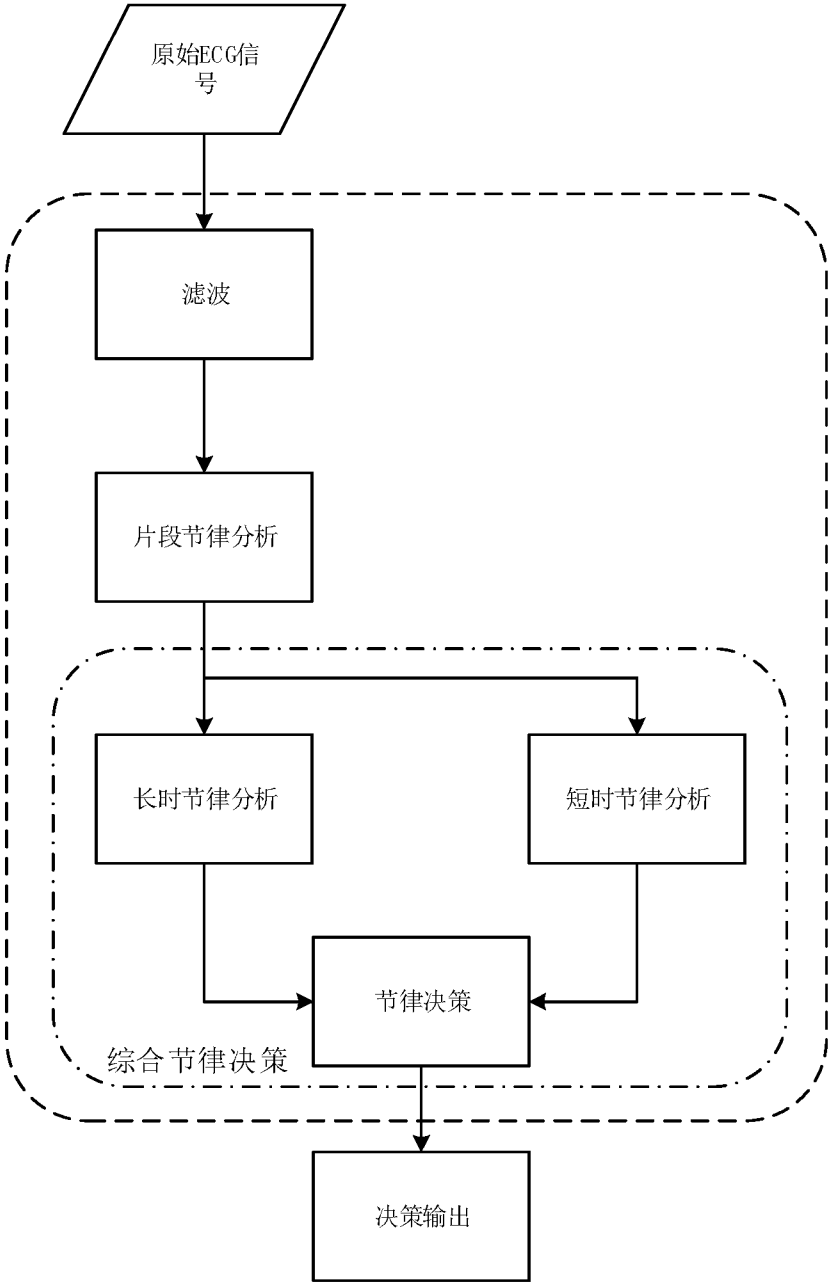


图 6

700

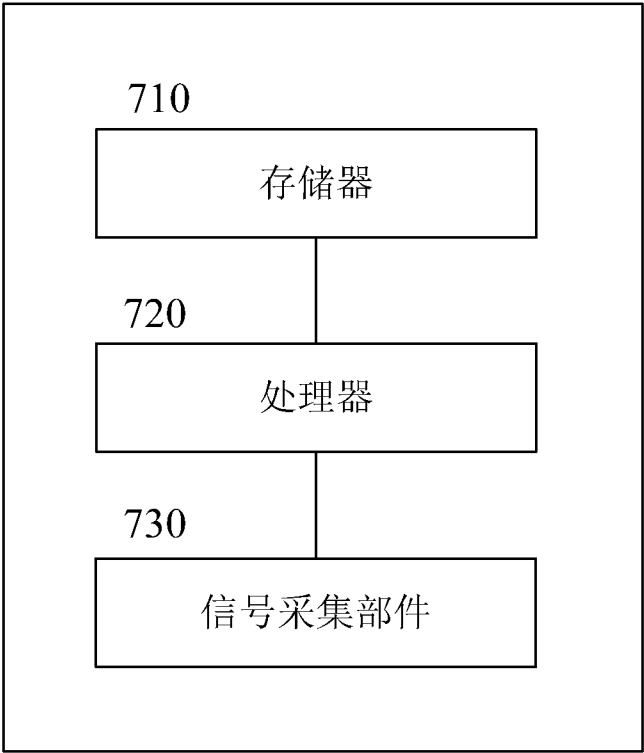


图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2021/140965

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/346(2021.01)i; A61N 1/39(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)

A61B A61N

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)

CNTXT; WPABSC; ENTXTC; CNKI; WPABS; VEN; ENTXT; IEEE: 迈瑞, 胡咪咪, 蒋浩宇, 洪俊标, 黄飞云, 何先梁, 除颤, 电击, 心电, 按压, 心肺复苏, 时间, 时长, 时段, 区间, 区段, 长, 短, ECG, EKG, CPR, Electrocardiograph, Cardiopulmonary Resuscitation, defibrillator, shock, time, segment, long, short

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 1750857 A (ZOLL MEDICAL CORP.) 22 March 2006 (2006-03-22) description, page 7, lines 1-14	1-26
A	CN 104519950 A (CARDIAC SCIENCE CORP.) 15 April 2015 (2015-04-15) entire document	1-26
A	CN 105007980 A (KONINKL PHILIPS NV) 28 October 2015 (2015-10-28) entire document	1-26
A	CN 108025179 A (KONINKL PHILIPS NV) 11 May 2018 (2018-05-11) entire document	1-26
A	US 2008215102 A1 (LAERDAL MEDICAL AS) 04 September 2008 (2008-09-04) entire document	1-26
A	US 2011224746 A1 (SCHILLER MEDICAL SAS) 15 September 2011 (2011-09-15) entire document	1-26



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

20 July 2022

Date of mailing of the international search report

08 August 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
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2021/140965

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)		Publication date (day/month/year)
CN	1750857	A	22 March 2006	EP	1603637 A2	14 December 2005
				WO	2004073493 A2	02 September 2004
				JP	2006518637 A	17 August 2006
				WO	2004073493 A3	21 April 2005
				WO	2004073493 A8	29 September 2005
				US	2004162585 A1	19 August 2004
				US	6961612 B2	01 November 2005
				EP	1603637 A4	14 June 2006
				JP	4531746 B2	25 August 2010
				EP	1603637 B1	25 May 2011
				CN	100584410 C	27 January 2010
CN	104519950	A	15 April 2015	ES	2529223 T3	18 February 2015
				EP	2653189 A1	23 October 2013
				US	2013282072 A1	24 October 2013
				JP	2017086973 A	25 May 2017
				CA	2886555 A1	24 October 2013
				WO	2013158131 A1	24 October 2013
				JP	2015514500 A	21 May 2015
				EP	2653189 B1	26 November 2014
				US	9126055 B2	08 September 2015
				CN	104519950 B	08 March 2017
				JP	6092364 B2	08 March 2017
CN	105007980	A	28 October 2015	JP	6505758 B2	24 April 2019
				JP	2016509937 A	04 April 2016
				US	2016015991 A1	21 January 2016
				WO	2014141080 A1	18 September 2014
				MX	2015011918 A	01 December 2015
				RU	2015143530 A	19 April 2017
				EP	2968963 A1	20 January 2016
				IN	201506254 P4	01 July 2016
				CN	105007980 B	15 August 2017
				EP	2968963 B1	18 October 2017
				US	9919160 B2	20 March 2018
CN	108025179	A	11 May 2018	RU	2672521 C2	15 November 2018
				MX	365730 B	12 June 2019
				JP	6664963 B2	13 March 2020
				WO	2017002061 A1	05 January 2017
				US	2019001144 A1	03 January 2019
				BR	112017028235 A2	28 August 2018
				JP	2018519073 A	19 July 2018
				RU	2018103440 A	31 July 2019
				EP	3316961 A1	09 May 2018
				JP	6553753 B2	31 July 2019
				IN	201847002502 A	20 April 2018
US	2008215102	A1	04 September 2008	EP	3316961 B1	07 August 2019
				US	11076795 B2	03 August 2021
				GB	2446826 A	27 August 2008
				EP	2172245 A1	07 April 2010
				EP	2172245 B1	12 April 2017

International application No.
PCT/CN2021/140965

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (January 2015)

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2021/140965

A. 主题的分类

A61B 5/346(2021.01)i; A61N 1/39(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)

A61B A61N

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))

CNTXT;WPABSC;ENTXTC;CNKI;WPABS;VEN;ENTXT;IEEE:迈瑞, 胡咪咪, 蒋浩宇, 洪俊标, 黄飞云, 何先梁, 除颤, 电击, 心电, 按压, 心肺复苏, 时间, 时长, 时段, 区间, 区段, 长, 短, ECG, EKG, CPR, Electrocardiograph, Cardiopulmonary Resuscitation, defibrillator, shock, time, segment, long, short

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	CN 1750857 A (ZOLL医疗公司) 2006年3月22日 (2006 - 03 - 22) 说明书第7页第1-14行	1-26
A	CN 104519950 A (心脏科学公司) 2015年4月15日 (2015 - 04 - 15) 全文	1-26
A	CN 105007980 A (皇家飞利浦有限公司) 2015年10月28日 (2015 - 10 - 28) 全文	1-26
A	CN 108025179 A (皇家飞利浦有限公司) 2018年5月11日 (2018 - 05 - 11) 全文	1-26
A	US 2008215102 A1 (LAERDAL MEDICAL AS) 2008年9月4日 (2008 - 09 - 04) 全文	1-26
A	US 2011224746 A1 (SCHILLER MEDICAL S A S) 2011年9月15日 (2011 - 09 - 15) 全文	1-26

☐ 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7月20日

国际检索报告邮寄日期

2022年8月8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

李陆美

电话号码 (86-512) 88997448

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2021/140965

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	1750857	A	2006年3月22日	EP	1603637	A2	2005年12月14日
				WO	2004073493	A2	2004年9月2日
				JP	2006518637	A	2006年8月17日
				WO	2004073493	A3	2005年4月21日
				WO	2004073493	A8	2005年9月29日
				US	2004162585	A1	2004年8月19日
				US	6961612	B2	2005年11月1日
				EP	1603637	A4	2006年6月14日
				JP	4531746	B2	2010年8月25日
				EP	1603637	B1	2011年5月25日
				CN	100584410	C	2010年1月27日
CN	104519950	A	2015年4月15日	ES	2529223	T3	2015年2月18日
				EP	2653189	A1	2013年10月23日
				US	2013282072	A1	2013年10月24日
				JP	2017086973	A	2017年5月25日
				CA	2886555	A1	2013年10月24日
				WO	2013158131	A1	2013年10月24日
				JP	2015514500	A	2015年5月21日
				EP	2653189	B1	2014年11月26日
				US	9126055	B2	2015年9月8日
				CN	104519950	B	2017年3月8日
				JP	6092364	B2	2017年3月8日
CN	105007980	A	2015年10月28日	JP	6505758	B2	2019年4月24日
				JP	2016509937	A	2016年4月4日
				US	2016015991	A1	2016年1月21日
				WO	2014141080	A1	2014年9月18日
				MX	2015011918	A	2015年12月1日
				RU	2015143530	A	2017年4月19日
				EP	2968963	A1	2016年1月20日
				IN	201506254	P4	2016年7月1日
				CN	105007980	B	2017年8月15日
				EP	2968963	B1	2017年10月18日
				US	9919160	B2	2018年3月20日
CN	108025179	A	2018年5月11日	RU	2672521	C2	2018年11月15日
				MX	365730	B	2019年6月12日
				JP	6664963	B2	2020年3月13日
				WO	2017002061	A1	2017年1月5日
				US	2019001144	A1	2019年1月3日
				BR	112017028235	A2	2018年8月28日
				JP	2018519073	A	2018年7月19日
				RU	2018103440	A	2019年7月31日
				EP	3316961	A1	2018年5月9日
				JP	6553753	B2	2019年7月31日
				IN	201847002502	A	2018年4月20日
US	2008215102	A1	2008年9月4日	EP	3316961	B1	2019年8月7日
				US	11076795	B2	2021年8月3日
				GB	2446826	A	2008年8月27日
				EP	2172245	A1	2010年4月7日
				EP	2172245	B1	2017年4月12日

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2021/140965

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)

US

9308383

B2

2016年4月12日