

1. 一种用于在对象 (100) 的心肺复苏 (CPR) 期间控制医疗设备的操作的方法, 包括以下步骤:

获得两个或多个时序 ECG 数据集 (110), 其包括第一 ECG 数据集和第二 ECG 数据集;

采集两个或多个时序 CPR 参考信号数据集 (120), 其在时间上对应于所述时序 ECG 数据集;

检测 (130) 在所述 ECG 数据集中的每个上的 CPR 相关的噪声的存在;

分析 (140) 所述 ECG 数据集 (140) 中的每个;

基于分析步骤 (140) 将所述 ECG 数据集中的每个分类 (150) 为“电击”建议或“不电击”建议;

基于分类步骤和确定步骤来确定 (160) 最近的 ECG 建议的可靠性; 以及

基于分类步骤和确定步骤来自动 (170) 向所述医疗设备发布电击决策和可靠性分数。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述确定步骤还基于先前 ECG 数据集的已确定的可靠性。

3. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述 CPR 参考信号数据集的来源选自包括以下的组: 胸阻抗信号、加速计、力传感器或来自自动 CPR 机器的按压状态信号。

4. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 采集步骤、检测步骤、分析步骤、分类步骤和确定步骤中的每个在协议 CPR 周期期间进行, 在所述协议 CPR 周期中, 所述医疗设备对于递送除颤电极是不能操作的, 并且进一步地, 其中, 自动发布步骤在 CPR 周期结束后立即发生。

5. 根据权利要求 1 所述的方法, 还包括在进行所述自动发布步骤之前基于所述分类步骤和所述确定步骤来调整电击决策协议。

6. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中, 所述调整步骤包括缩短在用于向所述医疗设备发布电击决策的所述自动发布步骤中使用的电击决策分析周期的持续时间。

7. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述自动发布步骤还包括在所述医疗设备处发布所述可靠性分数的用户能够感知的指示。

8. 根据权利要求 7 所述的方法, 其中, 所述用户能够感知的指示是在显示器上的所述可靠性分数的图像指示器, 所述显示器被设置在所述医疗设备上。

9. 一种用于确定在执行心肺复苏 (CPR) 期间的心脏节律分析的可靠性的医疗设备 (600), 包括:

前端 (604), 其能够用于获得两个或更多个时序 ECG 数据集, 所述时序 ECG 数据集包括第一 ECG 数据集和第二 ECG 数据集;

输入部 (606、607), 其能够操作以采集两个或更多个时序 CPR 参考信号数据集, 其在时间上对应于所述时序 ECG 数据集;

胸部按压检测器 (608), 其与所述输入部通信, 其能够操作以检测所述 ECG 数据集中的每个是否包含 CPR 相关的噪声;

电击建议算法模块 (620), 其与所述输入部和所述胸部按压检测器通信, 并且能够操作以分析所述 ECG 数据集中的每个并将所述 ECG 数据集中的每个分类为电击建议或不电击建议;

可靠性分析器 (630), 其与所述胸部按压检测器和所述电击建议算法模块通信, 其能够操作以确定最近的 ECG 建议的可靠性;

电击决策生成器 (640), 其与所述可靠性分析器和所述电击建议算法模块通信, 其能够操作以生成电击决策; 以及

输出生成器 (650), 其用于发布对所述电击决策和 ECG 电击建议的可靠性的用户能够感知的指示。

10. 根据权利要求 9 所述的医疗设备, 其中, 所述医疗设备是除颤器。

11. 根据权利要求 9 所述的医疗设备, 其中, 所述输入部选自包括以下的组: 胸阻抗信号、加速度计、力传感器或来自自动 CPR 机器的按压状态信号。

12. 根据权利要求 9 所述的医疗设备, 还包括存储器, 其能够操作以存储所述电击建议算法模块和所述可靠性分析器的输出以供后续检索。

13. 根据权利要求 9 所述的医疗设备, 其中, 所述电击建议算法模块还能够操作以分析所述 ECG 数据集中的每个并将所述 ECG 数据集中的每个分类为伪影。

14. 根据权利要求 9 所述的医疗设备, 其中, 所述输出生成器包括显示器, 所述显示器被设置为与所述医疗设备进行通信, 所述显示器能够操作以显示对所述 ECG 电击建议的所述可靠性的指示。

15. 根据权利要求 14 所述的医疗设备, 其中, 对所述 ECG 电击建议的所述可靠性的所显示的指示包括图形指示器。

16. 根据权利要求 14 所述的医疗设备, 其中, 对所述 ECG 电击建议的所述可靠性的所显示的指示包括文本信息。

17. 一种除颤器 (1000), 包括:

主电路 (670), 其能够操作以分析 ECG 分段并确定电疗电击是否必要;

可靠性分析电路 (630), 其能够操作以分析所述 ECG 分段和之前的 ECG 分段, 以确定所述电击确定决策的可靠性; 以及

显示器 (1020), 其被设置在所述除颤器上, 其能够操作以基于所确定的可靠性来显示可靠性分数。

18. 根据权利要求 17 所述的除颤器, 其中, 所显示的可靠性分数是所述电击决策是否是可靠的文本指示。

19. 根据权利要求 17 所述的除颤器, 其中, 所显示的可靠性分数是图形指示器, 所述图形指示器被设置为指向三分段条形图形中的一个分段的指针图形, 其中, 所述分段中的一个指示可靠的不电击决策, 所述分段中的另一个指示不可靠的决策, 以及所述分段的另一个指示可靠的电击决策。

20. 根据权利要求 19 所述的除颤器, 其中, 所述三分段条形图形包括用于不可靠的分段的一种颜色和用于可靠的分段的另一种颜色。

用于在心肺复苏期间对电击建议的可靠性进行评分的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及一种用于在应用心肺复苏 (CPR) 期间监测对象心脏节律的改进的方法、系统和设备。更具体地,本发明涉及一种医疗设备,其包括在 CPR 期间分析患者生理数据并对电疗电击是否被指示的确定的可靠性进行评分的改进的诊断算法/方法。如果所述设备是除颤器,可靠性评分基于所述确定向用户提供指导和/或控制设备电疗电路。

背景技术

[0002] 在美国,心脏骤停 (SCA) 是主要的死亡原因。在大约 40% 的心脏骤停 (SCA) 患者中,观察到的初始心脏节律是心室颤动 (VF)。CPR 是针对 SCA 的协议处置,其包括在患者中提供循环的胸部按压和通气。在 CPR 的会话 (sessions) 之间插入除颤,以便处置潜在的 VF。众所周知,成功除颤的可能性随 CPR 按压结束和除颤电击递送之间的时间间隔增加而减少。相反地,将最后的按压和电击之间的时间间隔缩短甚至几秒钟能够提高电击成功 (除颤并恢复自主循环 (ROSC))。

[0003] 此外,除颤一般不会终止 VF 的潜在原因,即使其暂时校正了 VF。因此,潜在原因可能诱发除颤后的 VF 的复发。这种现象被称为重颤 (refibrillation)。目前通用的推荐是在再次分析心脏节律之前在电击递送 2 分钟之后立即重新开始胸部按压。然而,一些复苏 (resuscitation) 的思想领袖相信提前故意中断 CPR 以递送目的在于校正重颤的电击是更有利的。

[0004] 除颤器向心脏递送高电压脉冲,以恢复正在经历心律失常 (例如不伴有自主循环的 VF 或心室性心动过速 (VT)) 的患者的正常节律和收缩功能。存在若干类除颤器,包括手动式除颤器、可植入式除颤器和自动体外除颤器 (AED)。AED 不同于手动式除颤器之处在于,AED 能够自动分析 ECG 节律来确定除颤是否是必须的。

[0005] 图 1 是由用户 12 应用除颤器 10 使患有心脏骤停的患者 14 复苏的图示。在心脏骤停时,患者受到威胁生命的中断正常心脏节律的折磨,通常以不伴有自主循环的 VF 和 VT 的形式 (即,可电击的 VT)。在 VF 中,正常节律性心室收缩被快速的、不规则的抽搐代替,其导致心脏的无效的和严重降低的泵送 (pumping)。如果正常节律未在通常理解为大约 8 到 10 分钟的时间框架内恢复,患者可能会死亡。相反地,VF 发作后循环能够恢复 (经由 CPR 和除颤) 地越快,患者 14 从事件存活的机会越好。除颤器 10 可以是以 AED 能够由第一响应者来使用的形式。除颤器 10 也可以是由护理人员或其他训练有素的医务人员使用的手动除颤器的形式。

[0006] 根据本公开的范例性实施例,电极 16 由用户 12 应用于患者 14 的胸部之间,以采集来自患者心脏的 ECG 信号。除颤器 10 随后分析针对心律失常迹象的 ECG 信号。如果检测到 VF,除颤器 10 向用户 12 发信号建议电击。检测到 VF 或其他可电击节律之后,用户 12 随后按压除颤器 10 上的电击按钮,以递送除颤脉冲来使患者 14 复苏。除颤器 10 还能够经

由关于何时启动和停止 CPR 按压周期的视觉和听觉提示向用户 12 发信号。

[0007] 除了检测 ECG 电压之外,除颤器 10 也能够经由患者电极 16 独立地测量患者的经胸阻抗,以相应地调整除颤电击的参数。在阻抗测量结果中的变化也能够用于确定患者运动的程度,例如由 CPR 胸部按压 (CC) 引起的患者运动。在其他除颤器 (未示出) 中,单独的 CPR 传感设备 (诸如加速度计或力传感器) 能够用于提供持续的 CPR 的指示。如果除颤器被集成到自动 CPR 机器,来自机器的按压状态信号能够提供 CPR 指示。

[0008] 在目前可用的 AED 中,通常必须在非 -CPR 的放手 (hands-off) 周期期间进行 ECG 分析,因为由 CPR 相关的运动诱发的电伪影往往使分析算法不可靠。如果 AED 由于伪影错误地做出虚假“电击”确定,它可能递送对于患者来说可能致命的电击。因此,在 CPR 结束和递送电击脉冲之间的不利的数秒长的时间间隔通常被认为对于提供清晰的分析是必须的。出于相同或相似的原因,现有 AED 电击分析算法通常无法检测并允许针对在 CPR 期间发生的早期重颤的处置。

[0009] 许多方法已经被开发,以试图在 CPR 胸部按压期间确定准确的 ECG 测量。例如,2012 年 6 月 1 日提交的、美国申请号为 61/654143、名称为“Method and Apparatus for Analyzing Cardiac Rhythm During CPR”的美国申请教导了,例如,利用对胸部按压伪影进行滤波来允许 CPR 期间的可靠的 AED 诊断的方法。美国专利公布号为 2011/0105930A1、名称为“TRUE ECG MEASUREMENT DURING CARDIO PULMONARY RESUSCITATION BY ADAPTIVE PIECEWISE STITCHING ALGORITHM”的美国专利描述了,例如,使用滤波器从 ECG 去除 CPR 伪影。相似地,名称为“DECIDING ON PATIENT ELECTRIC SHOCK THERAPY”的国际公布 WO 2011/040929 A1 描述了,例如,一种用于在决策关于是否向患者施用电击之前从 ECG 去除 CPR 伪影的方法。另一个范例,名称为“ENHANCED RHYTHM IDENTIFICATION IN COMPRESSION CORRUPTED ECG”的美国专利 7,567,837 描述了,例如,一种用于通过假定所述伪影是高振幅信号而 ECG 是连续高振幅信号之间发现的任何低振幅信号来识别和去除 CPR 伪影。此外,名称为“DETECTING ARTIFACT SIGNALS CAUSED BY CPR OR PATIENT MOTION”的国际公布 WO 2006/015348 A2 描述了,例如,一种用于 ECG 信号中检测 CPR 伪影的存在的方法,但似乎没有提供尝试来从被污染的信号中获得准确的 ECG。

[0010] 但是,通过对 CPR 期间的胸部按压 (CC) 伪影进行滤波来降低放手的时间间隔可能有限制。这种限制之一是,为了能够对 CC 伪影进行滤波,通常这些技术需要 ECG 以外的一个或多个参考信号。这种信号的采集可能意味着改变 AED 硬件。大多数目前的 AED 只记录表面 ECG 信号来诊断潜在的心脏节律,并且在某些情况下,只记录有限组的参考通道来提高 CPR 施用和除颤电击的递送。另一个限制是没有已知的滤波技术是完美的。无论多好的滤波,也几乎总是至少存在一些留在 ECG 上的残差,其可能潜在地导致通过 AED 电击建议算法对潜在节律的错误确定。在不可电击节律期间,特别是在心搏停止期间,这种不完美的 CC 伪影的滤波可能使电击建议算法错误地呼叫可电击的节律,因为残差对于所述算法来说可能看起来像 VF。另一方面,对于例如 VF 的可电击的心律,滤波技术可能会错误地滤掉一些 VF 信息,这可能因此使节律对于电击建议算法看起来是不可电击的。总之,以前已知的技术没有一个被证明提供从中能够做出充分可靠的电击决策的准确的总体上可以接受的令人满意的 ECG。

发明内容

[0011] 因此,为了解决和克服本文中上述缺点所需要的是,例如,一种用于在 CPR 存在时分析潜在的心脏节律的改进的方法、系统和设备。

[0012] 如上所述,在放手的时间间隔(当没有 CC 伪影要进行滤波时)期间的节律分析总体上比对 CC 伪影进行滤波之后的 CPR 期间的节律分析更可靠。尽管推荐使放手的时间间隔最小化,但在实践中施救者往往在 CPR 期间中断胸部按压。某些这种中断是为了检查 ECG 节律,但也有其他的原因。例如,施救者可以中断 CC 来检查脉搏、移动患者或执行其他任务。根据本发明的方法、系统和设备的范例性实施例能够主动寻找 ECG 波形中的这种干净的分段并对其进行分析,以当需要其指示时,例如,在 2 分钟的 CC 协议结束,如果建议施救者准备递送电击时有准确的潜在节律的意识。通过分析干净分段已知节律之后,节律更容易通过较长的时间的经过而改变。因此,节律类型的可靠性往往随着时间的推移而下降,而不寻找新的干净分段来分析。因此采用一种评分方法,其提供将距最后的放手时间间隔的经过时间和在该时间间隔中的电击决策二者都考虑在内的量度。随着时间从最近的放手时间间隔流逝,所述量度向零移动。这种量度的迹象指示潜在心脏节律的可电击性(阳性)或不可电击性(阴性)。所述评分方法的一个优点是,其是有计算效率的并且能够独立使用或与其他范例性方法和技术结合使用,诸如 2012 年 6 月 1 日提交的、美国申请号为 61/654143,名称为“Method and Apparatus for Analyzing Cardiac Rhythm During CPR”的美国申请中所描述的,其全文在此通过引用并入本文。

[0013] 此外,根据本发明的方法、系统和设备的范例性实施例能够通过提供可靠性分数(RS)来支持由事实上任何电击建议系统做出的决策。RS 能够通过增强电击建议算法的性能潜在地改进 CPR 的质量。

[0014] 在本发明的优选实施例中的 RS 在每个 ECG 分段的结束处被计算,并被分配一个整数,例如,在 - 6 和 + 6 之间。当然,本发明的范围并不局限于这些特定的数字。

[0015] 根据本发明的范例性实施例,描述了一种方法、系统和设备/装置,其能够通过利用(harnessing)在干净的且不需要滤波的 ECG 信号的各部分中发现的信息来提高 CPR 期间的电击建议的准确性。本发明的范例性实施例能够提供对决策的可靠性的指示,以提供或不提供电疗。例如,根据本发明的方法的范例性实施例能够包括以下步骤:获得两个或更多个时序 ECG 数据集;采集两个或更多个对应的时序 CPR 参考信号数据集;检测在每个 ECG 数据集上的 CPR 相关的噪声的存在;分析每个 ECG 数据集并将它们分类为“电击”建议或“不电击”建议;基于分析步骤和检测步骤来确定最近的 ECG 建议的可靠性;以及,基于分类步骤和确定步骤来自动发布电击决策和可靠性分数。范例性方法还能够使用比较步骤的结果来向诸如除颤器的医疗设备发布操作命令,以向操作者提供进一步的指导或修改设备操作协议。

[0016] 本发明的又一目的是描述一种医疗设备,其包括根据本发明的改进的 ECG 分析方法,所述 ECG 分析方法准确地分析 CPR 伪影存在时的 ECG,并提供所述分析的可靠性指示。根据本发明,所述设备能够是除颤器或 AED。范例性设备能够包括:可操作以获得两个或更多个时序 ECG 数据集的前端、可操作以采集两个或更多个相应的时序 CPR 参考信号数据集的输入、胸部按压检测器、分析每个 ECG 数据集并将其分类为电击或不电击建议的电击建议算法模块、确定最近建议的可靠性的可靠性分析器、使用所述建议和所述可靠性指示来

生成电击决策的电击决策生成器,以及用于发布对电击决策及其可靠性的用户指示的输出生成器。所述设备因此能够操作,以给用户对分析方法/算法的鲁棒性的更具信息量的指示,并且能够任选地被配置为动作以自动修正所述设备操作协议。

[0017] 本公开的又一目的是描述根据本发明的除颤器,所述除颤器例如包括本发明的先前描述的目的。例如,范例性除颤器能够包括能够分析 ECG 分段来确定是否指示电疗的主电路,以及确定主电路确定的可靠性的可靠性分析电路。范例性除颤器还能够包括显示器,其能够优选地利用简单并且容易识别的例如图形图标来指示可靠性。

[0018] 根据本发明的范例性实施例,计算出的 RS 落入三个可靠性区域或分段之一中,例如如图 11 所示。例如,在 -6 和 -4 之间的值指示通过电击建议算法得出的不电击建议是可靠的,例如,RS 值越负,不电击建议更可靠。-3 和 3 之间的值表示不可靠性,更负的值指示更不可靠的“电击”建议,并且更正的值指示更不可靠的“不电击”建议。RS 为 0 指示不确定状态。+4 和 +6 之间的值表示通过电击建议算法得出的电击建议是可靠的,例如,RS 值越正,电击建议越可靠。

[0019] 根据本发明的范例性实施例,RS 分数意图与例如核心电击-建议算法的输出一起使用。与可靠性的区域兼容的输出(在电击可靠性区域中的具有 RS 的“电击”输出,以及在非电击可靠性区域中的具有 RS 的“不电击”输出)被认为是“可靠的”。否则,所述算法输出被认为是“不可靠的”。如果评分方法被集成到主除颤器,主决策模块可以集成可靠性分数作为在最终自动电击决策中的关键参数。

[0020] 应当理解,本发明的范围涵盖能够具有所描述的主计算机功能和可靠性分析器功能的设备和系统,在具有或不具有增加至所述设备的附加硬件的情况下被实施,例如,在嵌入计算机可读和/计算机可执行指令中的一个或多个软件模块中,所述计算机可读和/计算机可执行指令能够被存储在计算机或其他数字存储器硬件和/或存储设备上/中,并通过计算机或其他数字硬件处理器或处理设备读取和/或执行。

附图说明

[0021] 在附图中:

[0022] 图 1 是对正在遭受心脏骤停的患者使用除颤器的范例性图示。

[0023] 图 2 是典型 ECG 的记录范例性图示,示出了由不具有伪影的 ECG 带跟随的具有 CPR-诱发的伪影的 ECG 带。

[0024] 图 3a、图 3b、图 3c 和图 3d 共同提供用于在 CPR 期间分析 ECG 的方法的基本流程的范例性图示。

[0025] 图 4a 是根据本发明的范例性实施例的一对时序 ECG 数据集的范例性图示。图 4b 是根据本发明的范例性实施例的一对时序 CPR 参考信号数据集的范例性图示,其也在时间上对应于图 4a 的 ECG 数据集。

[0026] 图 5 是根据本发明的方法的范例性实施例的逻辑真值表的范例性图示,其示出了,例如,导致可靠性决策的检测到的参数的相互作用。

[0027] 图 6 是根据本发明的装置的范例性实施例的功能框图的范例性图示。

[0028] 图 7 图示了施用 CPR 期间的本发明的范例性实施例的操作的范例。

[0029] 图 8 图示了施用 CPR 期间及之后的本发明的范例性实施例的操作的另一范例。

[0030] 图 9 图示了施用 CPR 期间的本发明的范例性实施例的操作的又一范例。

[0031] 图 10 图示了根据本发明的范例性实施例的装置的除颤器实施例。

[0032] 图 11a 和图 11b 图示了根据本发明的可靠性分数显示的两个范例性实施例。

具体实施方式

[0033] 进一步参考附图,图 2 图示了来自其潜在心脏节律为 VF 的对象患者的范例性的 23 秒 ECG 带。波形的第一半(左手侧 50)在 CPR 期间被记录,第二半(右手侧 60)在 CPR 已暂停后(例如,在 ECG 数据上没有胸部按压伪影)被记录。能够看出,在 CPR 期间在左手侧 50, ECG 上诱发的胸部按压伪影掩盖了潜在的 VF 节律。先前的已知的电击建议算法当适用于左手侧 50 时可能评价 CPR 伪影为有规律的 ECG 节律,并且错误地确定建议不电击。这种情况与不具有 CPR 伪影的右手侧 60 波形的评价相反。在右侧手,电击建议算法能够准确地检测 VF 节律并适当地建议电击。因此,图 2 图示了在救援期间发生的 CPR 按压期间获得准确的 ECG 读数的问题。图 2 还图示了现有电击建议算法将可能无法检测 ECG 节律是否从 VF 变化为正常窦性节律或相反地,即重颤。

[0034] 对所识别的问题的基本解决方案以例如图 3a、图 3b、图 3c 和图 3d 涵盖的范例性方法流程表来图示。范例性流程表图示了根据本发明的实施例的用于 ECG 中的一串 ECG 分段的详细的可靠性分数更新程序。

[0035] 总体上,根据本发明的范例性实施例,RS 保持在不可靠的区域,直到由核心电击建议算法做出“电击”或“不电击”建议,其后,RS 在相应的方向上更新:对于“电击”为阳性和对于“不电击”为阴性。其目的是相同类型的后续决策在相同方向上将可靠性分数向可靠性区域移动,直到其达到例如 $+/-6$ 的评分限制。在相反方向上的任何突然的电击建议,例如从电击到不电击,将会暂时将分数移动到不可靠区域内,直到后续建议组将其在另一方向上移出不可靠性区域。随着胸部按压的开始,可靠性分数向零移动并进入不可靠性区域。任何其他类型的伪影能够像胸部按压一样被处置,并也将分数向零移动。

[0036] 图 3 中图示的方法的范例性实施例需要两类数据。例如,第一类是原始 ECG 数据,其通过预定持续时间的分段被数字化并被布置到集合内。ECG 数据不需要输入之前进行滤波。图 4a 图示了 ECG 数据的优选布置,其中,第一 ECG 数据集 202 是 4.5 秒长,并且第二未滤波的 ECG 数据集 202' 与第一 ECG 数据集 202 重叠 0.5 秒。然而,本领域技术人员应当理解,考虑到本文中的教导,本发明的范围包括具有例如不同长度、不同重叠、完全没有重叠的、或在时间上被分隔开的数据分段。图 3a 图示了在获得步骤 110 中的相应的时序 ECG 数据集 202、202' 到方法 100 的输入。

[0037] 此外,根据本发明的范例性实施例,第二类数据能够包括或包含 CPR 参考信号数据,其也通过预定持续时间的分段被布置到集合内。图 4b 图示了 CPR 数据的优选布置,其中,第一 CPR 参考信号数据集 204 为 4.5 秒长,并且第二 CPR 参考信号数据集 204' 与第一 CPR 数据集 204 重叠 0.5 秒。每个 CPR 参考信号数据集在时间上对应于各个未滤波的 ECG 数据集。因此,本领域技术人员也应当理解,考虑到本文中的教导,本发明的范围包括具有例如不同长度、不同重叠、完全没有重叠、或在时间上被分隔开的 CPR 数据分解分段。图 3a 图示了在获得步骤 120 中的相应的时序 CPR 数据集 204、204' 到方法 100 的输入。

[0038] 进一步参考图 3a,描述了根据本发明的方法的范例性实施例。范例性方法通过将

RS 设置为零来开始,其中 Rⁿ指示分配给当前获得的 ECG 分段和相应采集的 CPR 参考信号数据分段的 RS。ECG 分段优选在步骤 110 中从放置在患者上的电极获得。CPR 参考信号数据能够从多个来源在步骤 120 中采集,包括从电极获得的胸阻抗信号,从 CPR 引导设备获得的力传感器信号的加速度计,或从自动 CPR 机器获得的按压状态信号。

[0039] 来自步骤 120 和 / 或 110 的数据接下来在步骤 130 进行处理,以检测 ECG 数据集上的 CPR 相关的噪声的存在和水平。在现有技术中已经描述了若干种方法来计算 CPR 伪影,事实上几乎所有方法能够适合于在该步骤 130 中使用。如果在步骤 130 中检测到胸部按压(CC),则 RS 或者保持在零,或者向零更新一个单位,并且所述算法返回开始,以处理下一个数据分段。CC 存在时的 RS 处理在后续的图 3 图示中以连接器“B”和“G”之间的步骤来表示。

[0040] 如果没有检测到 CPR 相关的噪声,则在步骤 140 中针对可电击心脏节律的存在分析 ECG 数据集。也能够从许多已知的方法中的一个接收电击建议节律。分析步骤 140 的输出被传递至图 3b 的分类步骤 150,其将 ECG 数据集分类为“电击”建议或“不电击”建议。如果分析指示存在能够由其他原因而不是 CPR 诱发的噪声相关的伪影,则步骤 150 的输出能够任选地为“伪影”。

[0041] 由步骤 150 分类的第一 ECG 数据集利用 RS 进行分配,如果电击建议,RS 为 3,如果不电击建议,RS 为 -3,或者如果是伪影,RS 为 0。范例性方法随后继续进行返回到过程的开始,以评估下一个 ECG 数据集。

[0042] 然而,如果 ECG 数据集是一串 ECG 数据集的第二个或靠后的,则步骤 150 将所述分类传递至确定步骤 160 来确定 RS。在图 3c 中能够看出,确定步骤 160 能够使用来自当前 ECG 数据分段的建议、来自先前 ECG 数据分段的建议、先前 ECG 数据分段上的 CC 状态和 / 或来自先前 ECG 数据分段的 RS 来确定和更新当前 RS。根据本发明的规则,并且通过图 3c 中的逻辑流程的检查,能够在本发明的范例性实施例中的该描述中看到,在“干净的”,即无伪影且无 CPR 噪声的 ECG 建议中的切换致使 RS 分数不可靠。确认“干净的” ECG 数据分段将 RS 提高一个单位,直到最大值,即 +6 或 - 6。第一个“干净的”建议根据建议的性质导致 +3 或 -3 的 RS。在步骤 160 中确定 RS 之后,过程在自动发布步骤 170 中自动地向设备输出当前电击建议和更新的 RS。图 3d 示出。优选地,自动发布步骤 170 包括对当前 RS 的显示。自动发布步骤 170 还能够基于分类步骤 150 和确定步骤 160 的输出来确定由设备使用的最终电击决策。本领域普通技术人员应当理解,最终电击决策能够根据单个或两个或更多建议来确定。然后,过程经由连接器“G”回到开始,以处理下一个 ECG 数据分段。

[0043] 此外,根据本发明的范例性实施例,在自动发布步骤 170 中的对当前 RS 的显示能够是若干种不同的用户可感知的格式。例如,RS 能够被显示为文本消息,其中,RS 数字连同描述其落入的可靠性区域的陈述一起被显示。作为一个范例,任何以下陈述能够在显示 RS 数字或不显示 RS 数字的情况下被示出在 ECG 数据分段确定上的显示器上:

[0044] 可靠的电击建议

[0045] 不可靠的建议

[0046] 可靠的不电击建议

[0047] 优选地,尽管 RS(也)被显示为能够由用户快速并容易地解读的图形化指示。图形显示优选直观的,使得即使是没有设备使用说明书或医生指南文件的培训或知识的用户

也能够快速查明电击决策是可靠的或不可靠的。图 11a 和图 11b 中所示为根据本发明的这种图形指示器的两个范例性实施例。

[0048] 例如,图 11a 图示了范例性图形指示器 1100,其包括指针图形 1110,其指向对应于 RS 的条形图形 1120 上的位置。条形图形 1120 包括三个分段。分段 1130 指示可靠的电击决策的区域,在这种情况下对应于 +4、+5 和 +6 的 RS 分数。分段 1130 优选具有独特的颜色,例如红色。分段 1132 指示不可靠的决策,在这种情况下对应于从 +3 到 - 3 范围内的 RS 分数。1132 分段的独特的颜色优选黄色。最后,分段 1134 指示可靠的不电击决策的区域,在这种情况下对应于 - 4、- 5 和 - 6 的 RS 分数。分段 1134 也应该具有独特的颜色,例如绿色。

[0049] 图 11b 图示了范例性 RS 图形显示 1150,其类似于范例性图形 1100,除了条形为速度计状的弧形。例如,范例性图形指示器 1150 包括指针图形 1160,其指向对应于 RS 的条形图形 1170 上的位置。条形图形 1170 包括三个分段。分段 1180 指示可靠的电击决策的区域,在这种情况下对应于 +4、+5 和 +6 的 RS 分数。分段 1180 优选具有独特的颜色,例如红色。分段 1182 指示不可靠的决策,在这种情况下对应于从 +3 到 - 3 范围内的 RS 分数。分段 1182 的独特的颜色优选为黄色。最后,分段 1184 指示可靠的不电击决策的区域,在这种情况下对应于 - 4、- 5 和 - 6 的 RS 分数。分段 1184 也应该具有独特的颜色,例如绿色。

[0050] 在图 3a- 图 3d 中示出的范例性方法优选在潜在心脏救援期间连续运行,无论是在安装了其的任何设备上。任选地,根据本发明的范例性实施例,范例性方法,特别是采集步骤 120、检测步骤 130、分析步骤 140、分类步骤 150 和确定步骤 160 只在协议 CPR 周期期间进行,在协议 CPR 周期期间,医疗设备对于递送除颤电击是不可操作的。在这种任选情况下,自动发布步骤 170 在 CPR 协议周期结束后立即发生。这种任选情况能够是例如在过程的电疗周期期间发生的对现有的电击建议协议和用户界面感到舒服的用户所希望的。

[0051] 此外,根据本发明的范例性实施例,在图 3a-3d 中图示的范例性方法能够包括未示出的附加的步骤,即基于分类步骤 150 和确定步骤 160 的输出调整在分析步骤 140 和 / 或发布步骤 170 中使用的电击决策协议的步骤。如果 RS 是始终可靠的,调整协议的一个目标能够是缩短向医疗设备发布电击决策所需的电击决策分析周期的持续时间。这能够减少到电击的时间——患者生存的关键参数。如果 RS 是始终不可靠的,对应的目标能够是延长电击决策分析周期的持续时间。例如,持续时间的调整能够通过缩短每个 ECG 数据分段和 / 或通过减少做出电击决策所需的 ECG 数据分段的数量来促进。

[0052] 图 5 是根据本发明的范例性实施例的真值表 500,其示出了在用于当前和之前的 ECG 数据分段和 CPR 参考信号数据集的每种可能的组合的列 570 上的 RS 的更新。例如,影响 RS 更新的参数包括当前分段 510 和先前分段 540 上的 CC 的状态、当前 ECG 分段 520 和先前 ECG 分段 550 上的电击建议的状态、用于先前 ECG 数据分段 530 的 RS、以及当前 ECG 数据分段是否是 ECG 数据流 560 的第一个分段。

[0053] 在图 5 中能够看到,针对每种情况的 RS 根据先前和现有的 ECG 和 CPR 数据的分段通过先前描述的范例性方法来更新。例如,如果不电击建议跟随电击建议,则 RS 降低 7 个单位,以确保 RS 被显示在不可靠的区域内。如果电击建议跟随不电击建议,类似的情况出现。然后,如果新的建议被证实,RS 逐渐再次变得更可靠。具有伪影或 CC 的每个分段以一个单位使 RS 变得更不可靠。

[0054] 图 6 图示了用于确定在 CPR 的执行期间的心脏节律分析的可靠性的医疗设备 600 的范例性实施例。在本范例中,医疗设备 600 为除颤器。设备 600 的基本功能遵照图 3a-图 3d 中示出的范例性方法。ECG 信号和 CPR 参考信号(通常是胸阻抗),如前所述,连续到达设备 600。胸部按压检测模块 608 检查在 ECG 固定长度分段中的胸部按压(CC)的存在。CPR 参考信号也可以用于 CC 检测。核心电击建议算法模块 620 识别 ECG 分段的心脏节律并提出关于心脏节律的可电击性的建议,例如“电击”、“不电击”或任选的“伪影”建议。可靠性分析器 630 接收来自检测器 608 的关于胸部按压的存在以及来自模块 620 的最新 ECG 分段的可电击性的信息并相应地更新可靠性分数。可靠性算法的输出(可靠性分数 RS)被显示在视觉输出上和/或被提交给设备 600 的决策制定模块 640,参与最终决策。

[0055] 根据本发明的以及在本范例中示出的范例性实施例,到医疗设备 600 的两个所需的输入是 ECG 和 CPR 胸部按压。被附接至对象患者的电极 602 检测患者的 ECG 信号。检测到的 ECG 信号被传递至 ECG 前端 604,在前端处,ECG 被处理并被数字化为时变数据流。前端 604 进一步将 ECG 数据流分组为时序 ECG 数据集。在优选实施例中,ECG 数据集是顺序地重叠 0.5 秒的 4.5 秒的分段。每个原始的,即未滤波的 ECG 数据集之后从前端 604 输出到电击建议算法模块 620。

[0056] 此外,根据本发明的范例性实施例,指示 CPR 按压活动的输入能够从多个来源之一获得。例如,图 6 中所示是 CPR 传感器 607,其通常是被放置在患者的胸部和 CPR 给予者的手之间的圆盘状设备。CPR 传感器 607 中的传感器,例如力传感器和加速度传感器,检测 CPR 按压并向设备 600 提供输入信号。备选地,CPR 传感器 607 能够是从自动 CPR 机器获得的按压状态信号。例如,自动 CPR 机器可以提供指示 CPR 按压的开始的输入。

[0057] 指示 CPR 的优选的第二输入在图 6 中通过胸阻抗感测通道 606 示出。为了评价 ECG 信号上的噪声,以检测患者运动或优化电疗法参数,监测 ECG 的很多设备也开发了电极 602 两侧的阻抗测量。在这里,阻抗测量在阻抗通道 606 上获得,以便提供 CPR 输入。CPR 输入的这种来源能够是有利的,因为通常不需要附加的硬件,节省救援时间和费用。

[0058] 但无论其如何被检测,根据本发明的范例性实施例,指示 CPR 按压的输入被提供给按压检测器 608,在按压检测器中,输入被初始数字化为指示胸部按压的频率的一串时变 CPR 参考信号。按压检测器 608 进一步将数字化的 CPR 信号分组为时序 CPR 数据集。在优选实施例中,CPR 数据集是以 0.5 秒顺序重叠的 4.5 秒的分段。每个 CPR 数据集在时间上对应于 ECG 数据集。

[0059] 按压检测器 608 能够利用许多已知的技术之一来确定对应的 ECG 数据集是否包含 CPR 相关的噪声。检测器 608 之后输出所述确定作为优选的二进制指示器,即,胸部按压存在(CC)或不存在(干净的)。所述确定被提供给电击建议算法模块 620 和可靠性分析器 630。

[0060] 电击建议算法模块 620 将分析算法应用于每个 ECG 数据集并将每个数据集分类为“电击”或“不电击”节律,这里被称为建议。如果数据集不能被分类,则该集合可以任选地被分类为“伪影”。分析算法是如在前面的范例性方法讨论中所述的,并且能够是若干种已知方法中的一个。

[0061] 电击决策生成器 640 使用来自电击建议算法模块 620 的输出来确定最终电击决策。单个建议通常被认为在大多数情况下对于做出最终决策不够稳健。一些方法需要两个

连续的电击建议来做出最终决策,或三个建议中的两个来这样做。

[0062] 可靠性分析器 630 利用先前描述的范例性方法,利用来自胸部按压检测器 608 和电击建议算法模块 620 的输入来确定最近建议的可靠性。可靠性分析器 630 的输出是 RS 分数,其能够经由输出生成器 650 提供给用户。任选地,可靠性分析器 630 的输出也能够由电击决策生成器 640 来使用作为确定最终电击决策的参数,例如通过做出决策之前修正建议的数量持续时间。

[0063] 输出生成器 650 将来自电击决策生成器 650 的决策输出命令转换为可动作的发布命令。例如,如果决策输出命令是“装备”,输出生成器 650 控制设备 600 自动开始装备高压电疗电路,诸如 HV 递送电路 680。HV 递送电路 680 还能够经由电极 602 向患者递送除颤电击。

[0064] 输出生成器 650 优选地经由显示器 660 和 / 或经由听觉警报提供对 ECG 电击建议的可靠性的指示。如果被显示,所述指示优选是图形指示器,但也能够包括文本消息。输出生成器 650 还能够生成电击决策的用户可感知的指示,诸如显示器 660 上的适当的听觉和视觉指示器。这向与可行动命令有关的施救者发出警报。

[0065] 根据本发明的范例性实施例,范例性设备 600 能够设置为独立的设备,或者能够被集成到另一医疗设备和 / 或系统中。例如,范例性医疗设备 600 能够被并入用于向医务人员警报在 CPR 期间的心脏节律变化的患者监测系统中。范例性设备 600 还能够与使用 CPR 传感器 607 的 CPR 辅助设备集成。可以在本发明范围内设想和考虑,范例性设备 600 也能够与自动 CPR 机器一起使用,其中,到按压检测器 608 的输入也能够是机器按压状态信号,并且来自输出生成器 650 的输出可以控制机器操作中的变化。针对范例性设备 600 的优选使用 / 实施方式是作为除颤器或 AED 中的部件,其中,输出生成器 650 基于递送除颤电击的需要来提供用于高电压递送电路 680 的装备功能的控制、控制用户界面以引导用户通过心脏救援、以及可选地自动通过电极 602 递送电击。

[0066] 提供以下三个范例来进一步说明根据本发明的范例性实施例的方法的功能。在以下这些范例中,ECG 信号被划分为固定长度的连续分段。胸部按压检测器模块的输出和针对每个分段的核心电击建议算法被示出为在每个分段的末端计算。ECG 信号上的具有胸部按压伪影的分段由“CC”来标记,电击建议的分段被标注为“Sh”,不电击建议的分段由“NS”来标记,并且具有其他类型伪影的分段由“A”来标记。可靠性分数 RS 根据在前文中提到的这些数据进行更新。

[0067] 图 7 图示了根据本发明的范例性实施例的范例 700,其中,潜在的不可电击心脏节律受到 CPR CC 噪声的周期性污染。在每个 ECG 分段中的胸部按压的状态在系列 702 中被示出。对每个 ECG 分段的电击建议在系列 704 中被示出。并且在每个 ECG 分段结束时确定的 RS 在系列 706 中被示出。如图 7 中所示,在长系列的胸部按压分段之后,可靠性分数转到零。通过在安静周期 710 期间停止胸部按压和接受“不电击”建议,分数向负值移动,直到 RS 为最低值 -6。当胸部按压重新开始时,RS 会回零,并且该循环重复。正如所见,恰好在胸部按压去除之后的分段仍是不可靠的。随后的分度变为可靠的,直到恰好在胸部按压重新开始之后的第二分段。

[0068] 图 8 图示了根据本发明的范例性实施例的另一个范例 800,其中,潜在的不可电击的心脏节律受到 CPR CC 噪声的周期性污染。在每个 ECG 分段中的胸部按压状态在系列 802

中被示出。每个 ECG 分段上的电击建议在系列 804 中被示出。以及,每个 ECG 分段结束时所确定的 RS 在系列 806 中被示出。图 8 中所示的是在胸部按压期间的一系列“不电击”建议,其中,可靠性分数为零。一旦在安静周期 810 期间停止胸部按压,RS 偏向负值并在一个 ECG 分段之后进入可靠的不电击区域。但是之后,潜在的的心脏节律在周期 820 期间变化为可电击心律。在确定第一个“电击”建议之后,分数开始朝着正值移动,并在三个不可靠的分段之后进入可靠的电击区域。电击在周期 820 结束时被应用至患者(由电击-建议算法确定的“伪影”分段),于是节律再次在周期 810 期间变为不可电击的,并进入可靠的不电击区域。

[0069] 图 9 图示了根据本发明的范例性实施例的又一范例 900,其中,潜在的不可电击心脏节律受到 CPR CC 噪声的周期性污染。在每个 ECG 分段中的胸部按压状态在系列 902 中被示出。每个 ECG 分段上的电击建议在系列 904 中被示出。以及,在每个 ECG 分段结束时确定的 RS 在系列 906 中被示出。在图 9 中所看到的是一系列 ECG 分段,其中,胸部按压(CC),诸如周期 920,使可靠性分数趋向于零。单个的不可电击的放手分段保持分数在不可靠区域中,而在平静周期 910 期间的一系列即将到来的不可电击的放手分段将 RS 向可靠的不电击区域移动。在这些放手时间间隔期间没有“电击”建议。

[0070] 现在转至图 10,图示了根据本发明的范例性实施例的除颤器 1000,其包括如前所述的可靠性评分功能。在本范例性实施例中,除颤器 1000 是自动体外除颤器(AED),其包括患者监测和除颤电极被连接到的电极连接器插座 1050。插座 1050 因此是 ECG 数据和 CPR 数据的来源。状态指示器 1040 连续提供操作状态。

[0071] 除颤器 1000 还包括许多用户界面元素。例如,提供被照亮的电击按钮 1060,以使用户能够在设备装备自身之后递送电击。扬声器 1070 发出听觉引导和命令,诸如建议或不建议电击。提供显示器 1020,RS 图形在所述显示器 1020 上被提供给用户。能够提供各种用户控件 1030 来操纵 AED 的其他功能。

[0072] 根据本发明的范例性实施例,除颤器 1000 的内部电路被设置为图 6 中所示的主电路 670,其与可靠性分析电路 630 协同运行。可靠性分析算法驻留在电路 630 上,同时核心电击-建议算法模块和胸部按压检测器驻留在主电路 670 上。备选地,这两个模块能够实现为可靠性算法电路 630 的部分。

[0073] 如图所示,主电路 670 操作,以分析所接收的(一个或多个)ECG 分段并确定除颤电击是否是必须的。可靠性分析电路 630 同时操作,以基于对 ECG 分段的当前和先前的分析来确定主电路确定的可靠性。根据可靠性确定来生成 RS,其随后被显示在显示器 1020 上。图形显示的性质优选地类似于如前所述的图 11a 和图 11b 中所示的图形显示的性质。

[0074] 本发明普通技术人员应当理解,考虑到本文中所提供的教导,对参考附图在本文中所描述的设备的变形涵盖在本发明的范围内。例如,图 6 中所示的单个电路的几个或全部可以集成在单个控制器或处理器中,以降低复杂度和空间。具体地,每个主计算机功能和可靠性分析器功能能够实现为单个软件模块。备选地,单个电路的一些所描述的功能能够由其他电路来执行。独立的模拟-数字转换电路例如能够专用于提供 ECG 和 CPR 输入的所有的预处理。实质上实现相同用户界面和设备控制目标的在输出的性质和名称上的变化也落入本发明的范围内。

[0075] 此外,作为本领域普通技术人员将理解,考虑到本文中所提供的教导,在本公开 /

说明书中所描述的和 / 或在附图中所描绘的特征、元件、部件等可以在硬件和软件的各种组合中实现,并提供可以在单个元件或多个元件中被组合的功能。例如,在附图中示出 / 说明 / 描绘的各种特征、元件、部件等的功能能够通过使用专用硬件以及能够与适当的软件相关联的执行软件的硬件来提供。当由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器、或由其中一些能够是共享和 / 或多路复用的多个单独的处理器来提供。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为专指能够执行软件的硬件,其能够隐含地包括,并非限制,数字信号处理器(“DSP”)硬件、存储器(例如,用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储器等)和能够(和 / 或被配置为)执行和 / 或控制过程的事实上的任何单元和 / 或机器(包括硬件、软件、固件及其组合等)。

[0076] 此外,本文中详述本发明的原理、各个方面和实施例的所有陈述,以及本发明的具体范例旨在涵盖结构及其功能等价物二者。额外地,这意味着,这种等价物包括目前已知的等价物及将来开发的等价物二者(例如,能够执行相同或本质上类似的功能,而无论结构如何的任何所开发的元件)。因此,例如,本领域普通技术人员应当理解,考虑到本文中所提供的教导,本文中所呈现的任何框图能够表示体现本发明原理的说明性系统部件和 / 或电路的概念视图。类似地,本领域普通技术人员应当理解,考虑到本文中所提供的教导,任何流程图、流程图等能够表示不同的过程,所述过程能够实质上在计算机可读存储介质中被呈现并由具有处理能力的计算机、处理器或其他设备来执行,无论这种计算机或处理器是否被明确示出。

[0077] 此外,本发明的范例性实施例能够采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品是从计算机可用存储介质和 / 或计算机可读存储介质存取的,所述计算机可使用的和 / 或计算机可读的存储介质提供用于由例如计算机或任何指令执行系统使用或与如计算机或任何指令执行系统结合使用的程序代码和 / 或指令。根据本公开,计算机可用存储介质或计算机可读存储介质能够是能够例如包括用于由指令执行系统、装置或设备使用或与指令执行系统、装置或设备结合使用来存储、通信、传播或传输程序的任何装置。这种范例性介质能够是例如电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外线的或半导体的系统(或装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括例如半导体或固态存储器、磁带、可移动计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、闪存(驱动)、硬磁盘和光盘。目前光盘的范例包括光盘-只读存储器(CD-ROM)、光盘读 / 写(CD-R - /W)和DVD。此外,应当理解,此后可以开发的任何新的计算机可读介质也应被视为根据本发明和公开的范例性实施例中所使用或参考的计算机可读介质。

[0078] 已经对用于在应用心肺复苏(CPR)期间监测对象心脏节律的系统、设备和方法的优选实施例和范例性实施例(所述实施例旨在说明,并非限制)进行了描述,应当指出,本领域技术人员能够根据本文所提供的教导(包括附图)做出修改和变化。因此,应当理解,能够在本文所公开的实施例的范围内在本公开的优选实施例和范例性实施例中或对本公开的优选实施例和范例性实施例做出各种修改。

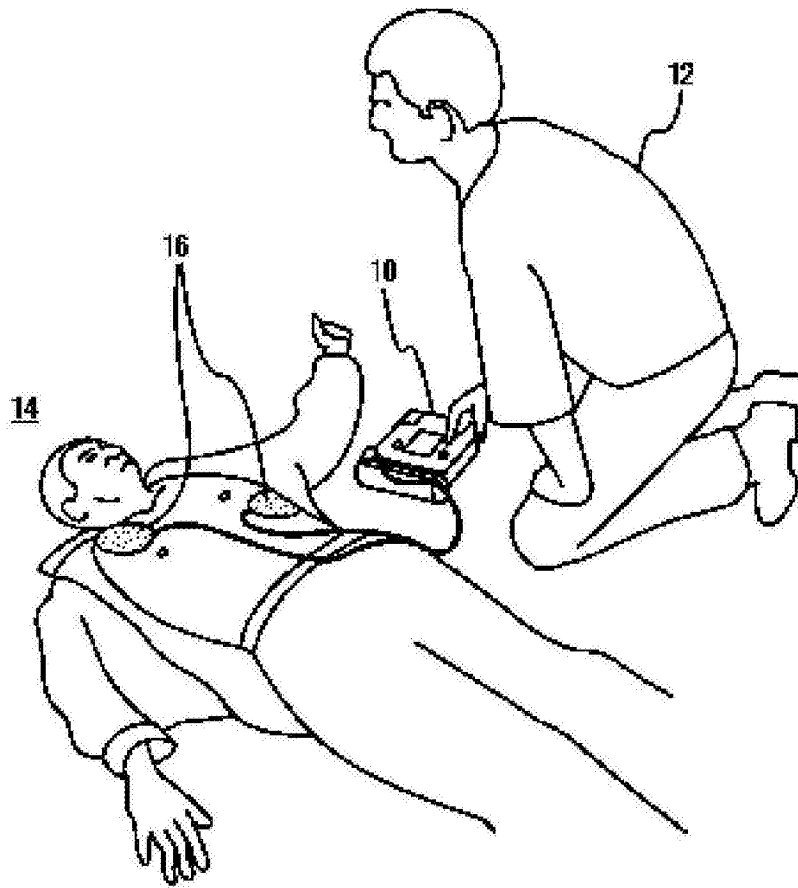


图 1

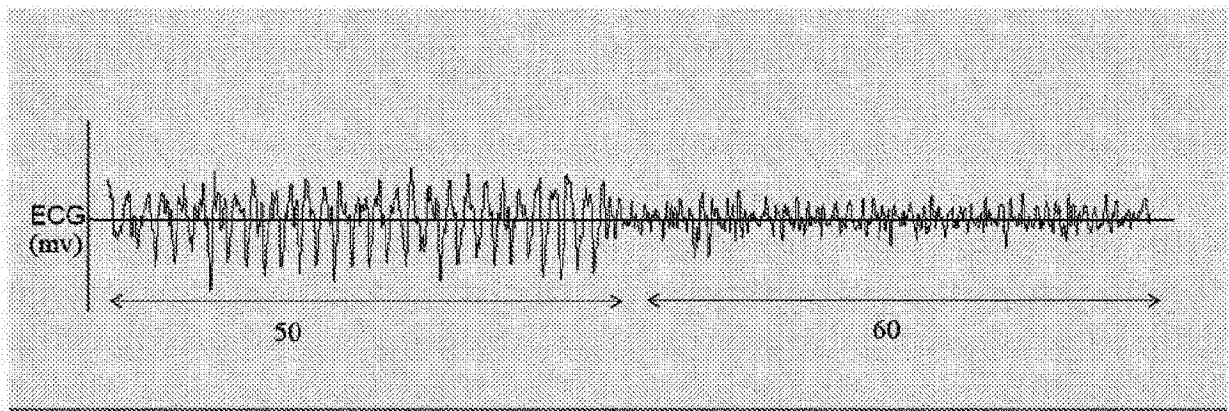


图 2

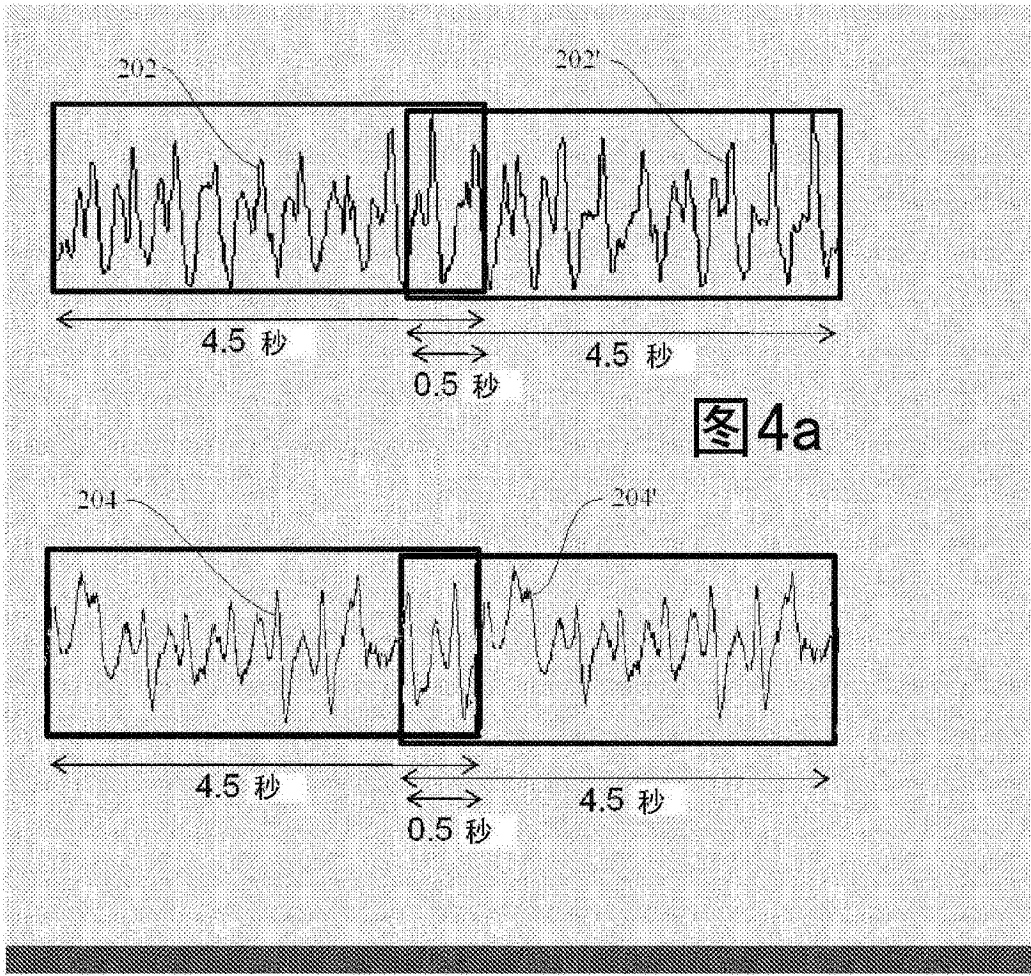


图 4a

图 4b

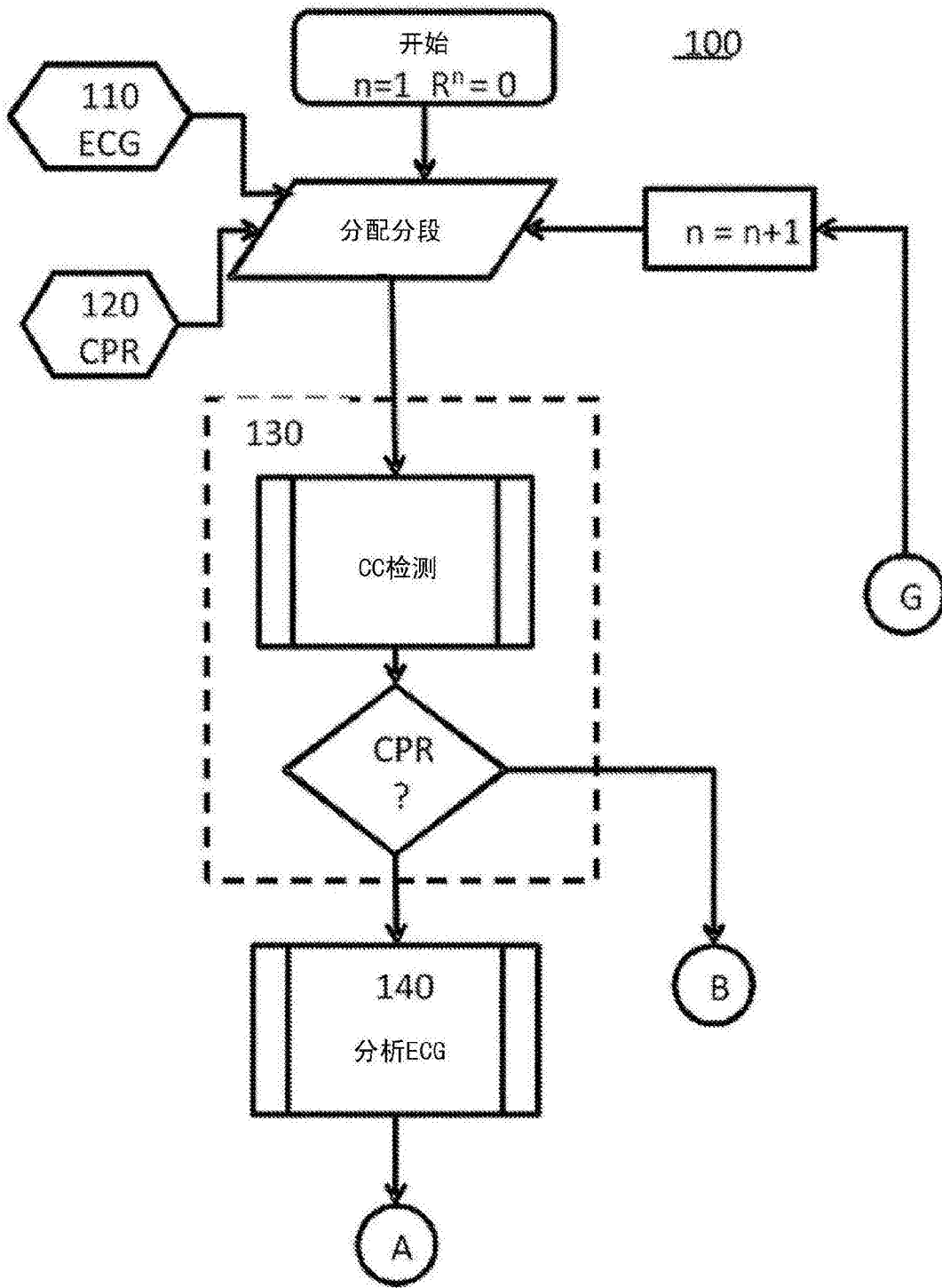


图 3a

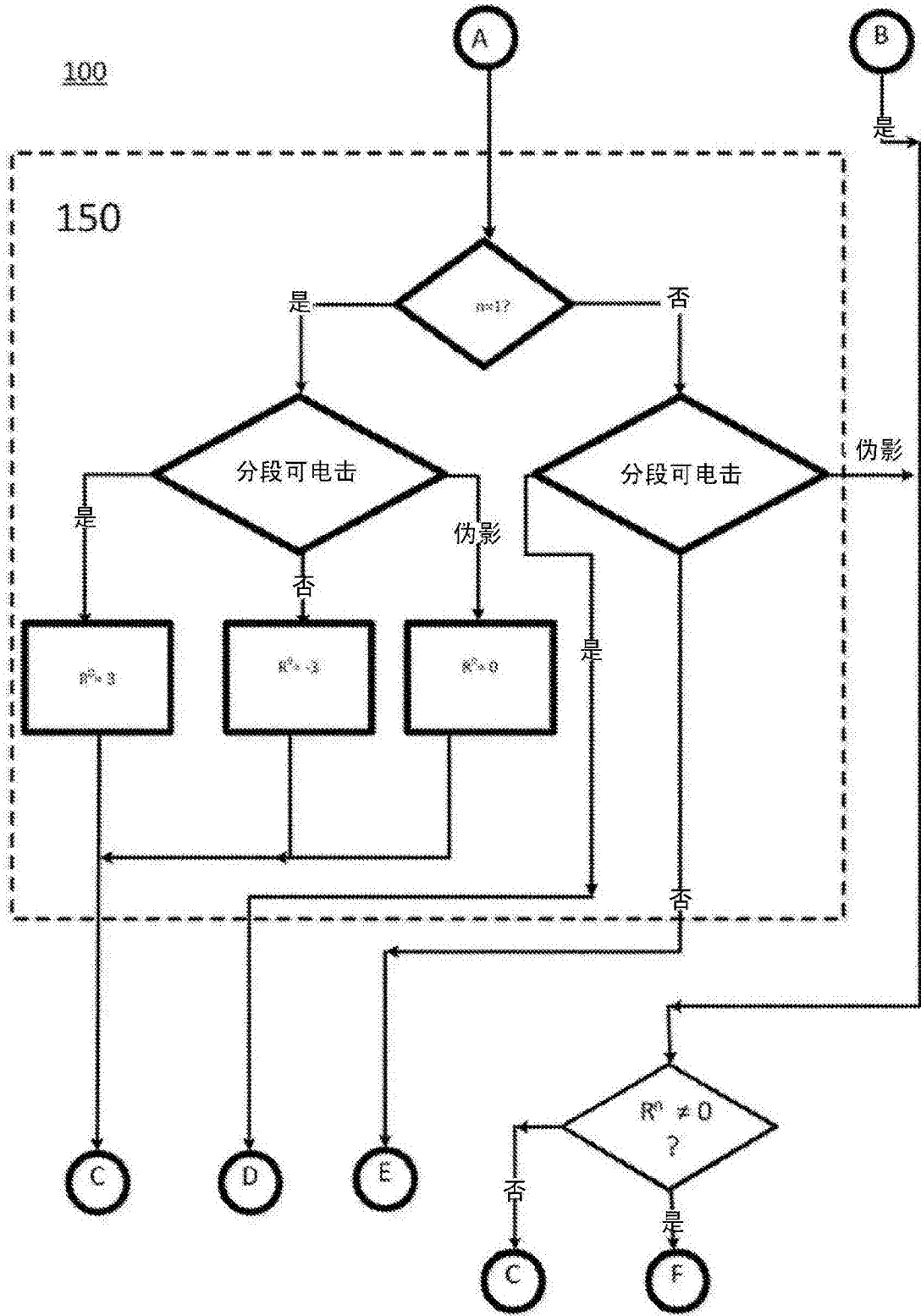


图 3b

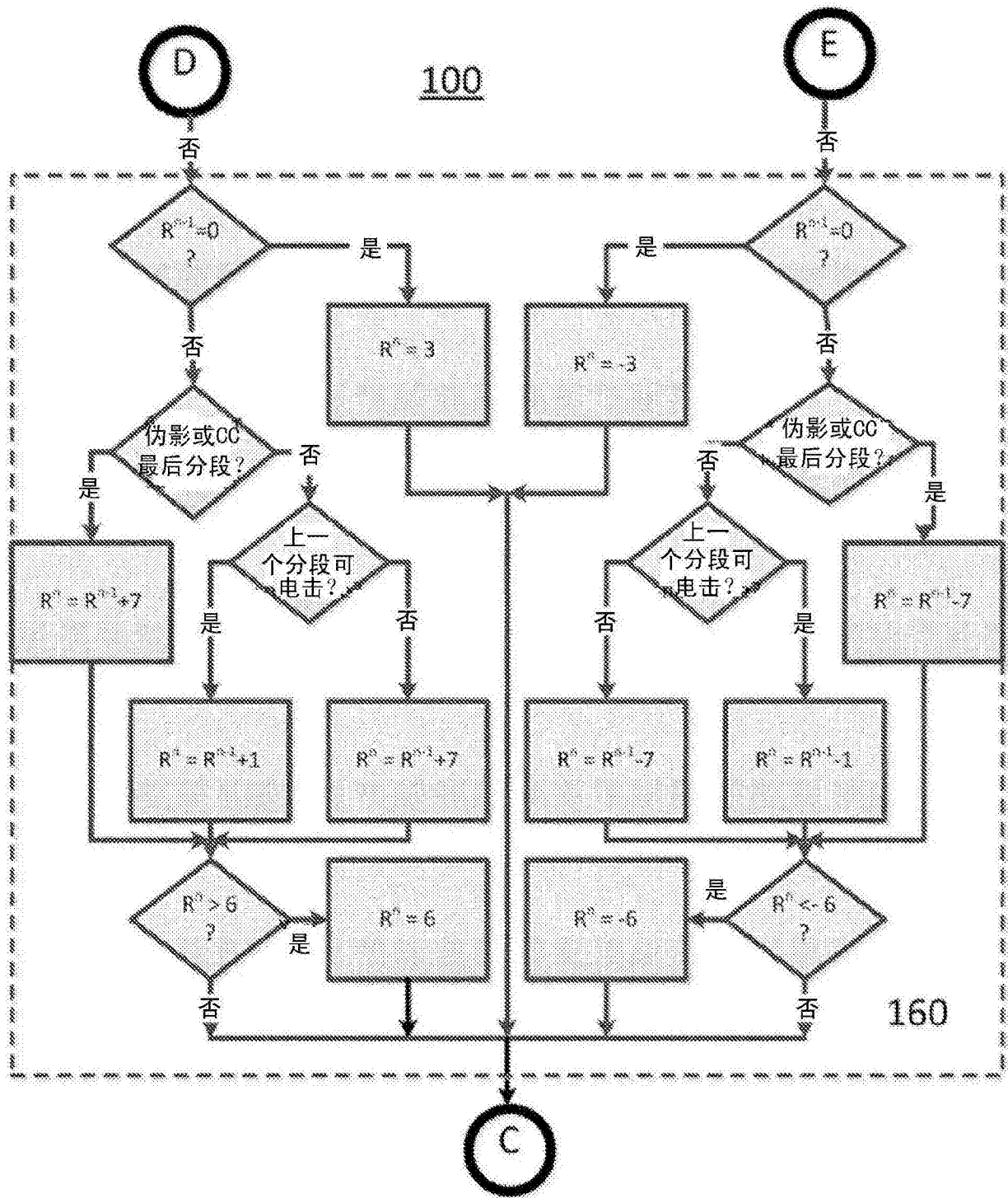


图 3c

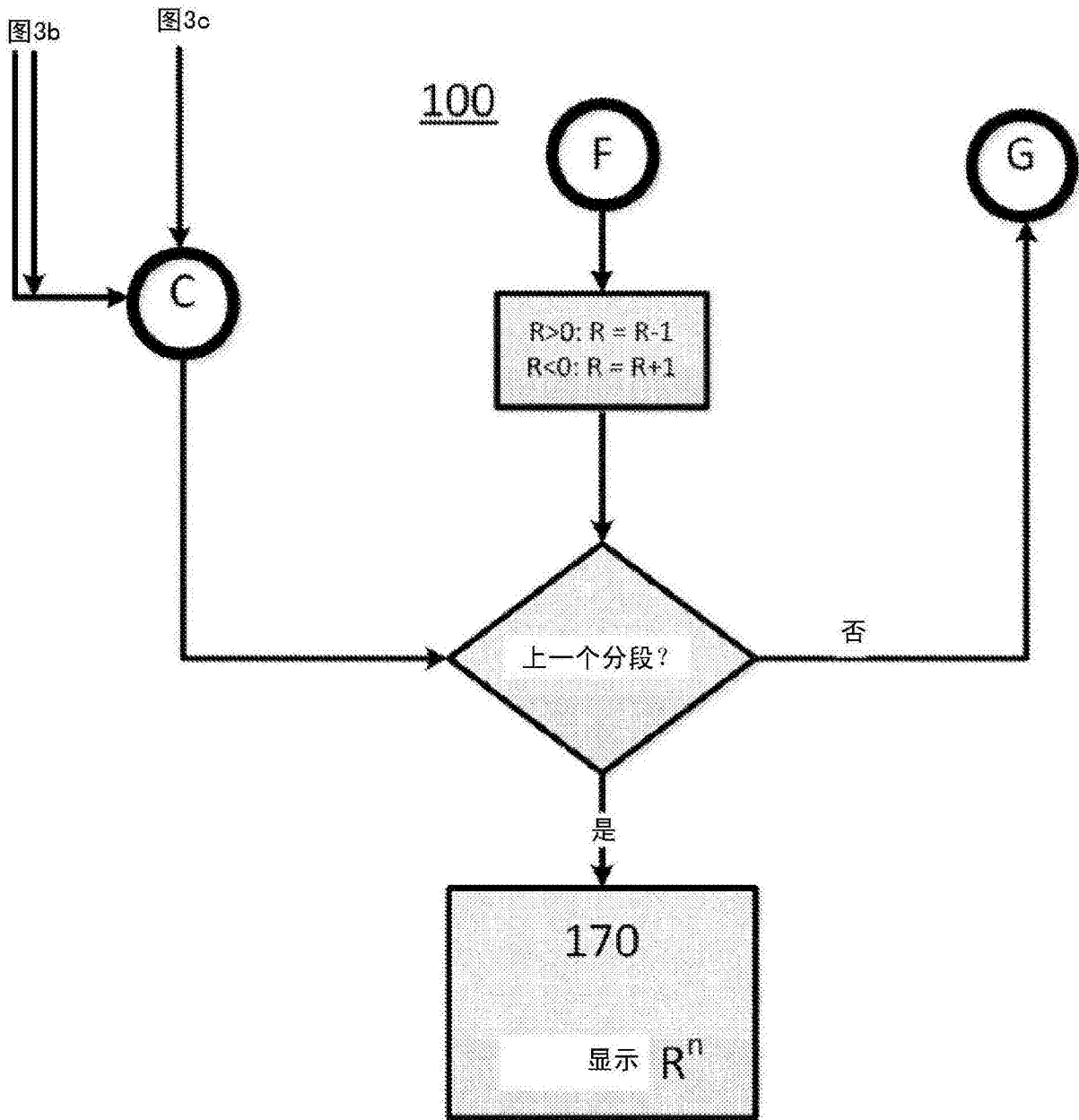


图 3d

500

510 当前分段上的CC	520 当前分段可电击?	530 上一个RS	540 之前分段上的CC	550 之前分段可电击?	560 这是否是第一个分段?	570 在RS上更新
是	N/A	$R \neq 0$	N/A	N/A	否	$R > 0: R = R-1$ $R < 0: R = R+1$
是	N/A	$R = 0$	N/A	N/A	否	$R = 0$
否	否	N/A	N/A	N/A	是	$R = -3$
否	是	N/A	N/A	N/A	是	$R = 3$
否	伪影	N/A	N/A	N/A	是	$R = 0$
否	否	$R = 0$	N/A	N/A	否	$R = -3$
否	否	$R \neq 0$	否	是	否	$R = R-7$
否	否	$R \neq 0$	否	否	否	$R = R-1$
否	否	$R \neq 0$	是	N/A	否	$R = R-7$
否	否	$R \neq 0$	否	伪影	否	$R = R-7$
否	是	$R = 0$	N/A	N/A	否	$R = 3$
否	是	$R \neq 0$	否	是	否	$R = R+7$
否	是	$R \neq 0$	否	否	否	$R = R+1$
否	是	$R \neq 0$	是	N/A	否	$R = R+7$
否	是	$R \neq 0$	否	伪影	否	$R = R+7$

图 5

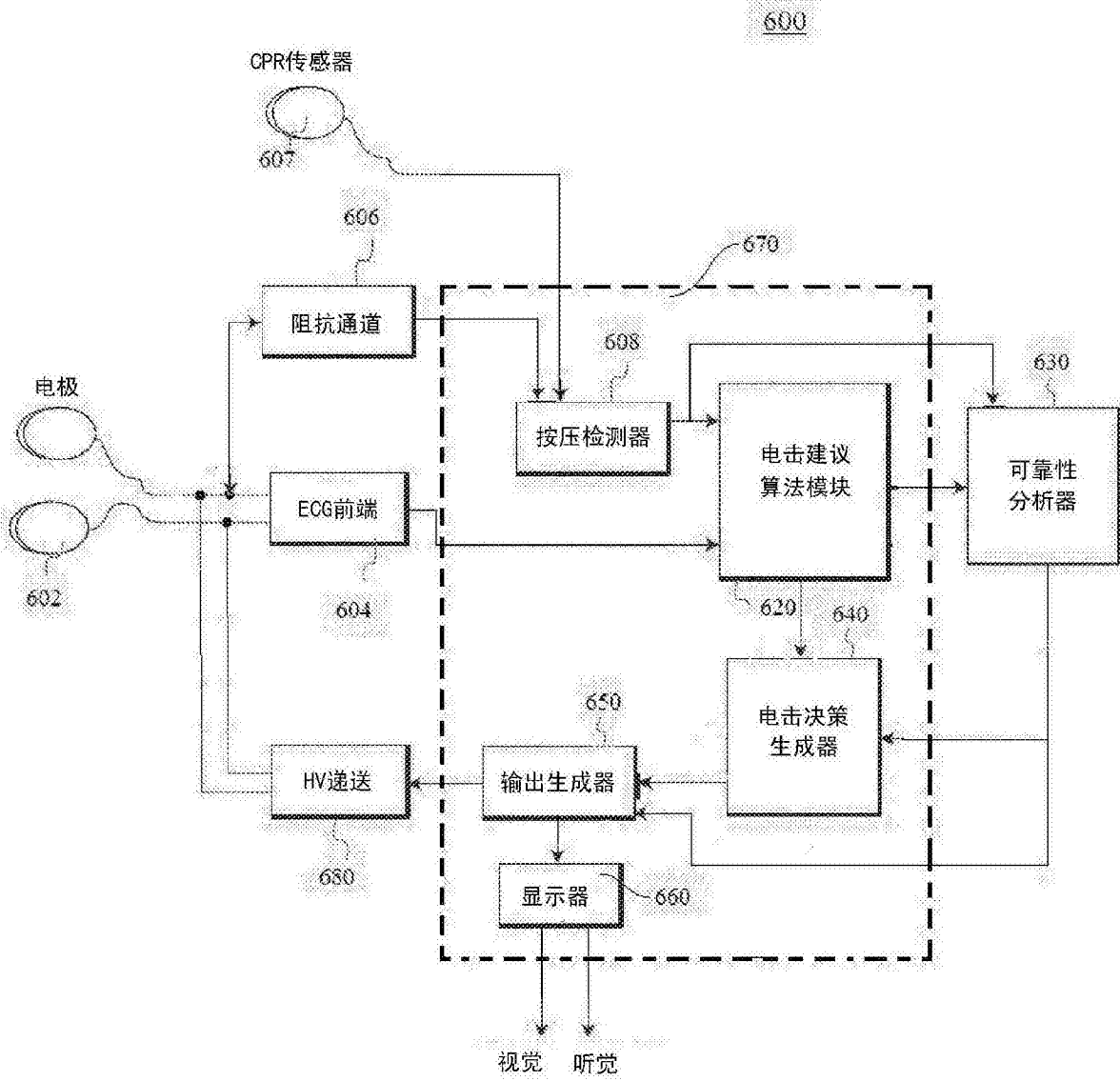


图 6

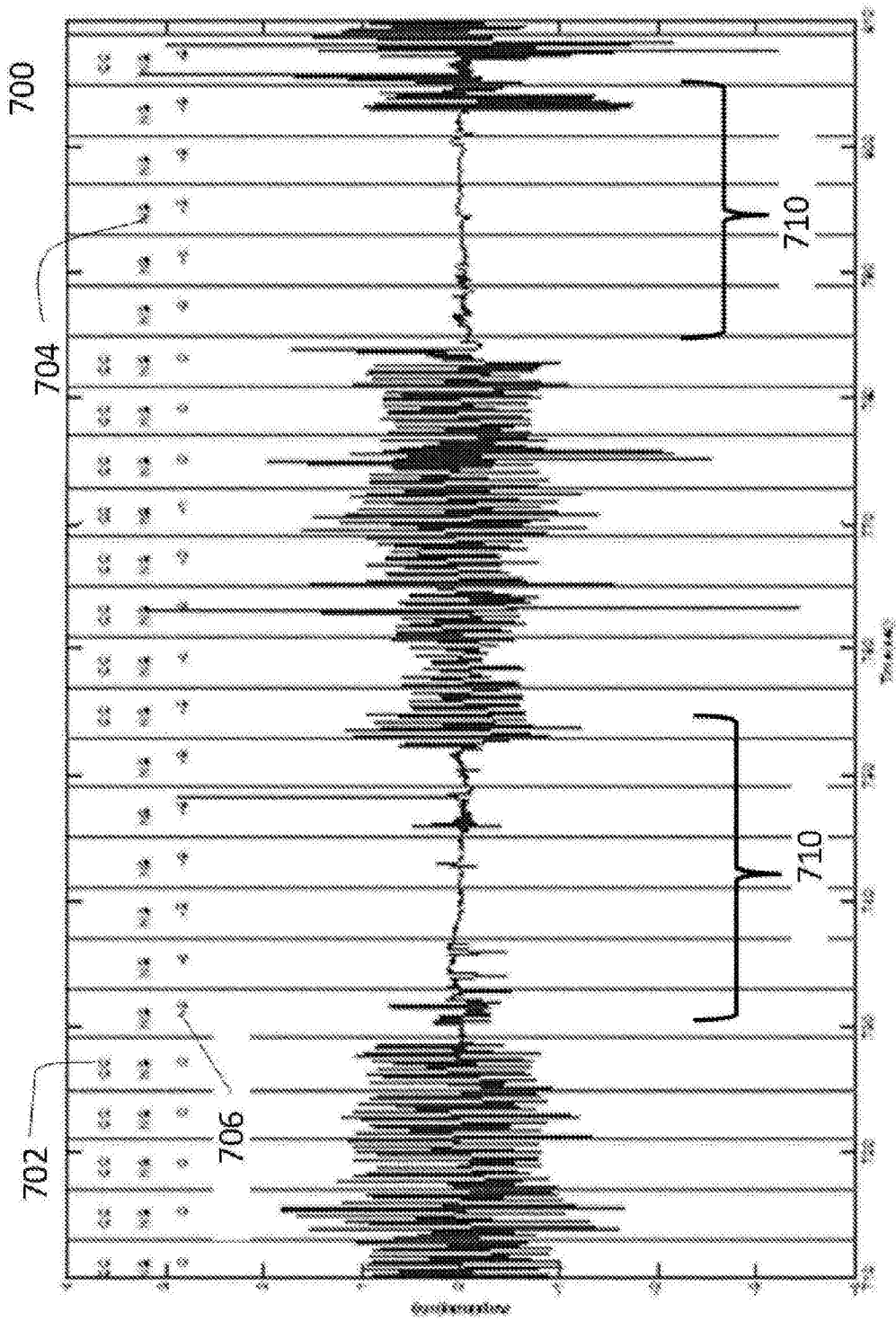


图 7

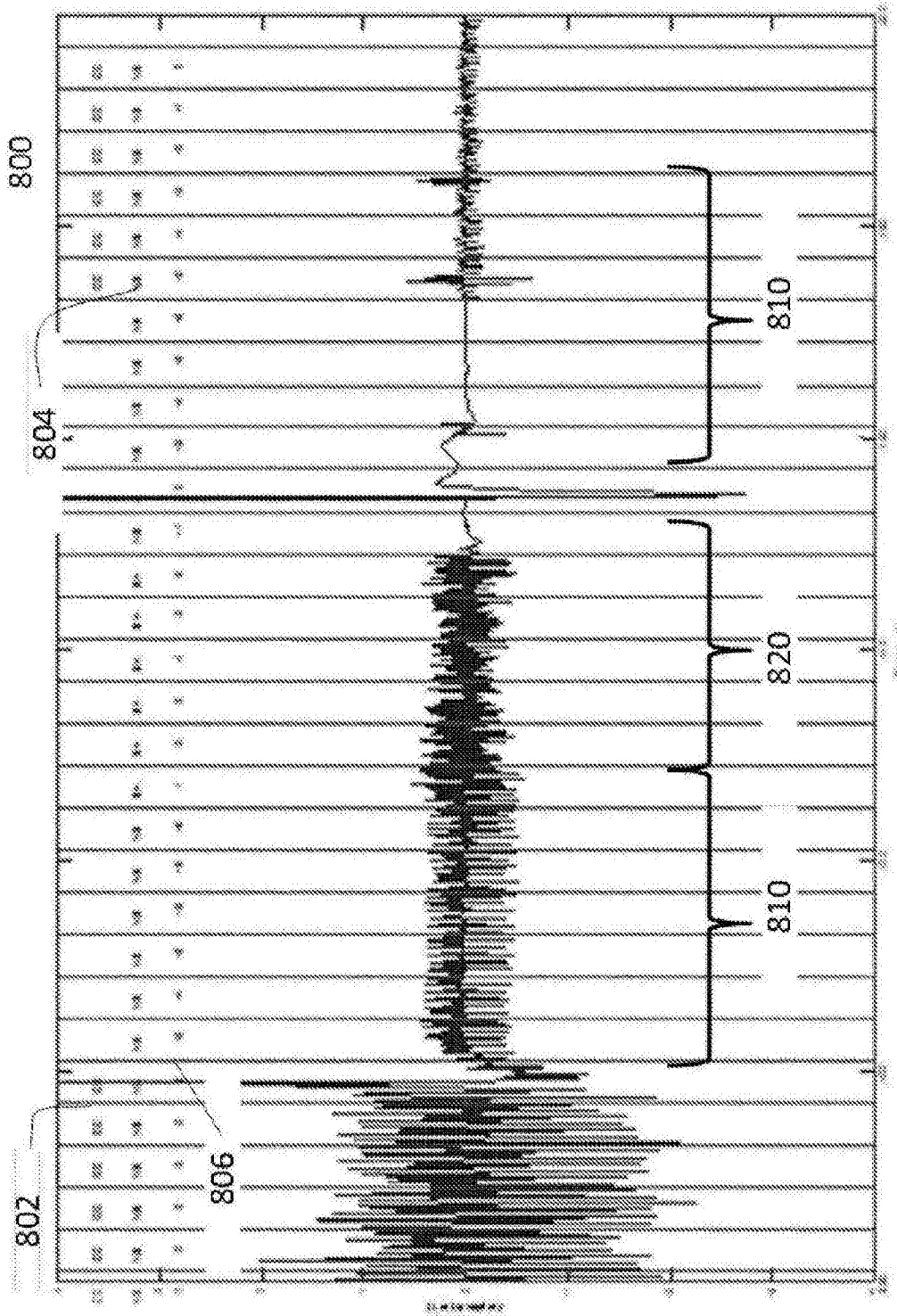


图 8

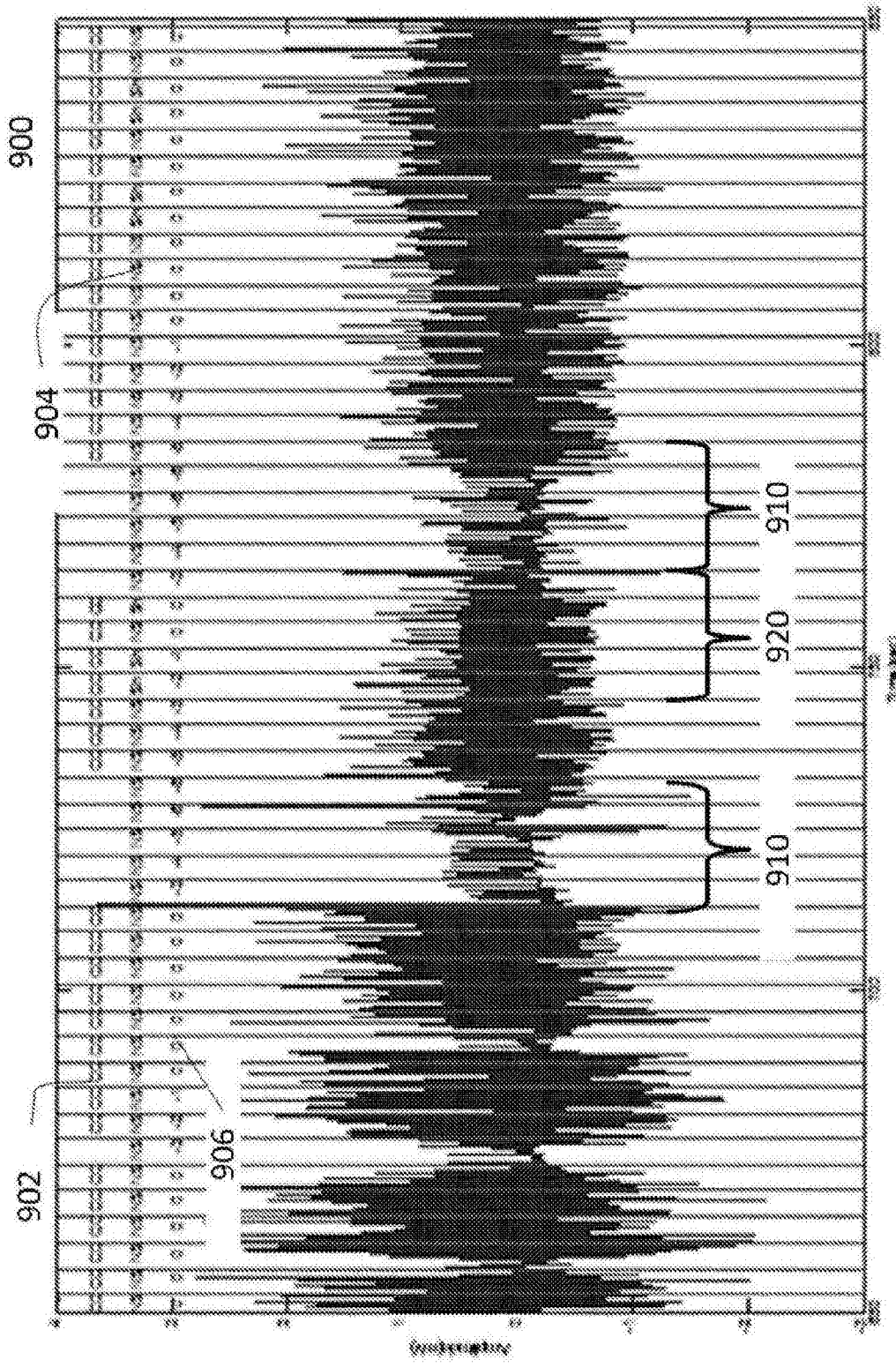


图 9

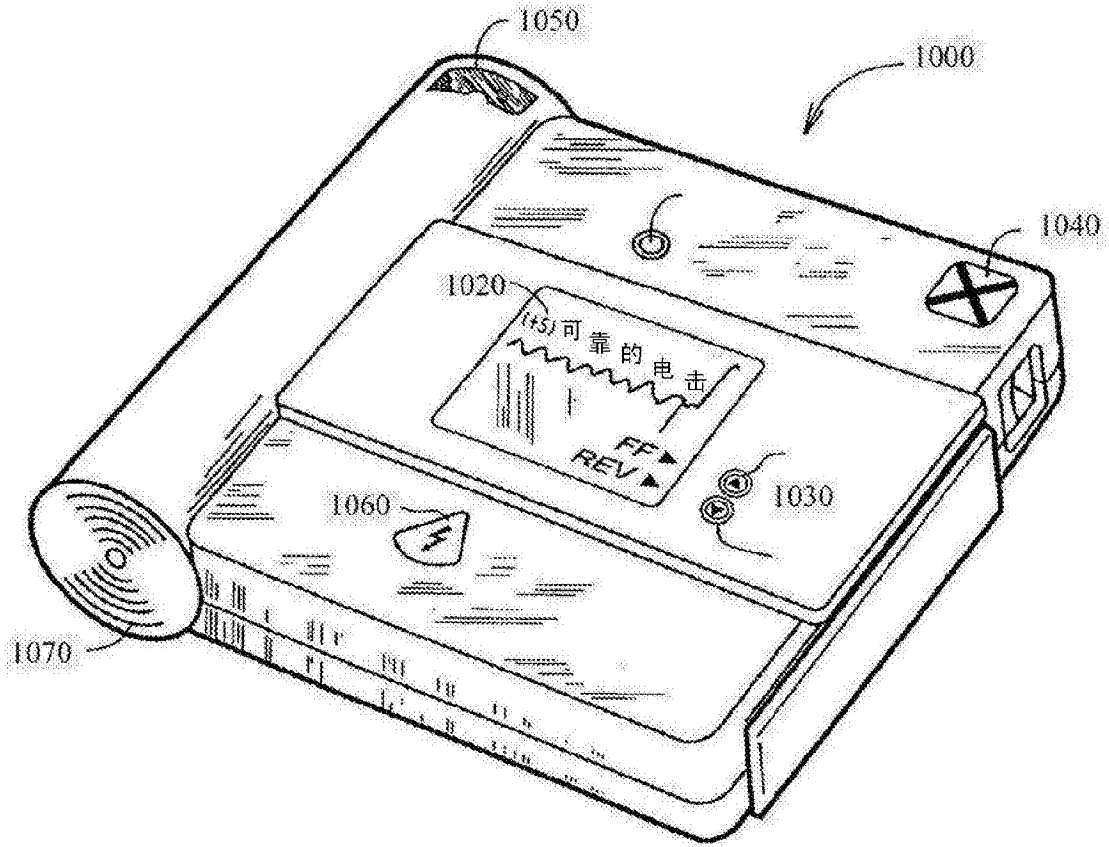


图 10

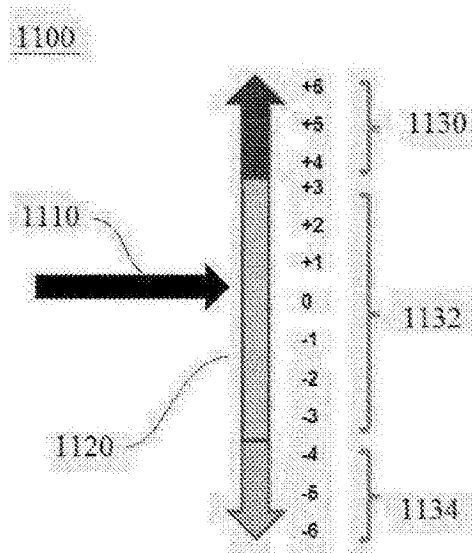


图 11a

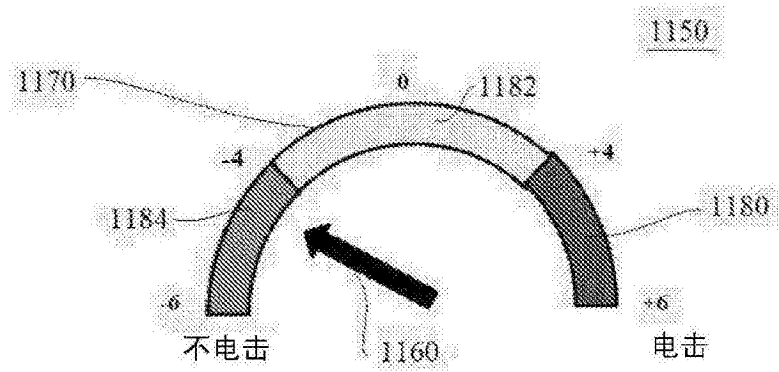


图 11b

专利名称(译)	用于在心肺复苏期间对电击建议的可靠性进行评分的方法和装置		
公开(公告)号	CN105007980A	公开(公告)日	2015-10-28
申请号	CN201480013956.3	申请日	2014-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	R·菲罗萨巴迪 S·巴巴埃萨德赫		
发明人	R·菲罗萨巴迪 S·巴巴埃萨德赫		
IPC分类号	A61N1/39 A61B5/00 A61B5/0464 A61B5/046		
CPC分类号	A61B5/053 A61B5/04012 A61B5/7221 A61N1/39 A61N1/3925 A61N1/39044 A61N1/3993		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/778658 2013-03-13 US		
其他公开文献	CN105007980B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于检测和使用干净的ECG分段的方法、系统和设备被描述为提供针对由电击建议算法做出的决策的可靠性分数，所述干净的ECG分段不需要滤波来去除伪影或CPR诱发的噪声。所述方法能够在提供有显示器的系统和/或设备中实施，所述显示器用于向用户指示电疗分析电路的确定的相对质量。

