



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109689157 A

(43)申请公布日 2019.04.26

(21)申请号 201780022149.1

(22)申请日 2017.03.30

(30)优先权数据

62/315,093 2016.03.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/057564 2017.03.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/167891 EN 2017.10.05

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 刘晨光 E·G·哈尔斯内

S·E·格曼 D·B·乔根森

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61N 1/39(2006.01)

A61H 31/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

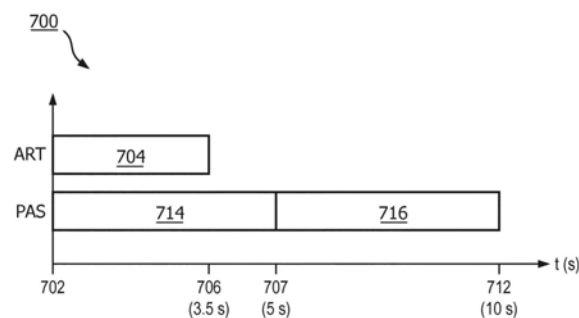
权利要求书2页 说明书15页 附图11页

(54)发明名称

具有用于节律分析的缩短的暂停的自动体外除颤器

(57)摘要

描述了一种自动体外除颤器(AED),其包括两个心电图(ECG)分析器。所述ECG分析器中的一个仅适用于无信号噪声的ECG,并且因此可以在其中没有心肺复苏(CPR)按压能够被提供的“手离开”分析时段期间被使用。所述“手离开”分析时段的长度能够通过与所述第一ECG分析器配合使用所述第二ECG分析器来缩短。因此,实现了在整个心脏骤停救援的过程中的CPR时间的较大的比例。



1. 一种用于在心肺复苏 (CPR) 期间使用的自动体外除颤器 (AED) (10), 包括:
ECG信号的输入部 (812);
用户接口 (818、918), 其具有听觉指令输出和视觉显示中的至少一个;
第一ECG分析器 (831), 其与所述输入部通信并且能操作用于在由不存在来自所述输入部的CPR相关信号噪声伪影表征的手离开时段期间确定可电击心脏节律;
第二ECG分析器 (832), 其与所述输入部通信并且能操作用于在存在来自所述输入部的CPR相关信号噪声伪影的情况下确定可电击心脏节律;
处理器 (834), 其与所述用户接口、所述第一ECG分析器和所述第二ECG分析器通信, 所述处理器能操作用于运行软件指令以仅仅在所述第一ECG分析器和所述第二ECG分析器两者都确定可电击心脏节律不存在的情况下减少所述手离开时段的持续时间,
其中, 所述处理器还能操作用于运行软件指令以发出结束所述手离开时段的用户提示并且在减少持续时间的手离开时段的结束处重新开始CPR。
2. 根据权利要求1所述的AED, 其中, 所述手离开时段包括对应于两个或更多个顺序ECG缓冲区的初始持续时间, 并且其中, 所述第一ECG分析器能操作用于在所述ECG缓冲区中的每个上确定可电击心脏节律。
3. 根据权利要求2所述的AED, 其中, 所述减少持续时间的手离开时段是单个ECG缓冲区, 并且另外, 其中, 所述第一ECG分析器对可电击心脏节律不存在的确定是根据所述单个ECG缓冲区来确定的。
4. 根据权利要求1所述的AED, 其中, 所述手离开时段为大约10秒, 并且另外, 其中, 所述减少持续时间的手离开时段为大约5秒。
5. 根据权利要求1所述的AED, 其中, 所述用户提示包括“不建议电击, 开始CPR”的视觉提示和听觉提示中的一个。
6. 根据权利要求1所述的AED, 其中, 所述第二ECG分析器确定在刚好在所述手离开时段之前出现的CPR按压时段期间可电击心脏节律不存在。
7. 根据权利要求1所述的AED, 其中, 所述第二ECG分析器确定在所述手离开时段期间可电击心脏节律不存在。
8. 根据权利要求1所述的AED, 其中, 所述第二ECG分析器是ART和Vrhythm中的一个。
9. 根据权利要求8所述的AED, 其中, 所述第一ECG分析器是所述患者分析系统 (PAS)。
10. 一种用于在CPR的施加期间控制除颤器的方法, 包括以下步骤:
提供 (604) 除颤器, 所述除颤器具有第一ECG分析器和第二ECG分析器, 所述第一ECG分析器能操作用于在由不存在CPR相关信号噪声伪影表征的手离开时段期间确定可电击心脏节律, 所述第二ECG分析器能操作用于在存在CPR相关信号噪声伪影的情况下确定可电击心脏节律;
从与患者电气接触并且与所述第一ECG分析器和所述第二ECG分析器通信的两个或更多个外部电极接收 (606) ECG信号数据流, 所述ECG信号数据包括心脏信号;
提示 (608) 用于提供连续的CPR时段和手离开时段的听觉输出指令或视觉输出指令中的一个, 在所述CPR时段中所述ECG信号由来自CPR按压噪声伪影的损坏表征, 在所述手离开时段中所述ECG信号由缺乏CPR按压噪声伪影表征;
在由持续时间表征的手离开时段期间利用所述第一ECG分析器分析 (610) 所述心脏信

号;

利用所述第二ECG分析器分析(612)所述心脏信号;

仅仅在所述第一ECG分析器和所述第二ECG分析器两者都确定可电击心脏节律不存在的情况下将所述手离开时段的所述持续时间减少(624)到减少持续时间的手离开时段;并且

发出(626)用于结束所述手离开时段并且用于在所述减少持续时间的手离开时段的结束处重新开始CPR的所述听觉输出指令或所述视觉输出指令中的一个。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述手离开时段包括两个或更多个数据缓冲区,所述两个或更多个数据缓冲区中的每个具有预定长度,并且其中,所述减少持续时间的手离开时段是一个ECG数据缓冲区。

12. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述手离开时段在长度上为大约十(10)秒,并且其中,所述减少持续时间的手离开时段在长度上为大约五(5)秒。

13. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述发出步骤在所述减少持续时间的手离开时段的结束处立即发生。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述发出步骤包括“不建议电击,开始CPR”的语音提示。

15. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述的利用所述第二ECG分析器分析所述心脏信号的步骤在刚好在所述手离开时段之前出现的CPR按压时段期间发生。

16. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述的利用所述第二ECG分析器分析所述心脏信号的步骤在所述手离开时段期间发生。

17. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述第二ECG分析器是ART和Vrhythm中的一个。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中,所述第一ECG分析器是患者分析系统(PAS)。

具有用于节律分析的缩短的暂停的自动体外除颤器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于处置心脏骤停的受害者的经改进的装置和方法,并且特别地用于需要包括心肺复苏(CPR)和除颤电疗的处置方案的那些患者。

背景技术

[0002] 除颤器将高压脉冲递送到心脏以便在正在经历心律不齐(诸如未伴随有自主循环的心室颤动(“VF”)或者心室性心搏过速(“VT”))的患者中恢复正常节律和收缩功能。存在几类除颤器,包括手动除颤器和自动体外除颤器(“AED”)。AED与手动除颤器的不同在于AED能够自动地分析心电图(“ECG”)节律以决定除颤是否必要。在决定需要电击之后,AED装备自己以用于递送电疗电击,并且然后AED建议用户按压电击按钮以递送除颤电击。以这种方式操作的AED被称为半自动的。完全自动AED在没有任何用户输入的情况下递送除颤电击。完全自动AED通常被称为完全自动除颤器以便减少术语的混淆。

[0003] 图1是除颤器1由用户2应用以使遭受心脏骤停的患者4复苏的图示。除颤器1可以以能够由第一应答者使用的AED或者完全自动除颤器的形式。除颤器1还可以以用于由护理人员或者其他高度训练的医务人员使用的手动除颤器的形式。两个或两个电极6由用户2施加在患者4的胸部上以便采集来自患者的心脏的ECG信号。除颤器1然后利用电击分析算法分析针对心律不齐的征兆的ECG信号。仅仅在检测到可电击节律(诸如VF或者非灌注心室性心搏过速(VT)的情况下,除颤器才装备自己以用于递送高压电击。除颤器1经由建议电击的听觉提示或者视觉提示来信号通知用户2。用户2然后按压除颤器1上的电击按钮以递送除颤电击。

[0004] 已经公认,循环在VF的发作之后(经由CPR和除颤)能够恢复得越快,患者将存活事件的几率越好。出于该原因,许多AED(诸如在图1中所示的一个)还包含用户接口,用户接口包括用于通过CPR和除颤电击的编程序列引导用户的可听、听觉和视觉提示。用户接口可以包括用于恰当地施加CPR按压的详细听觉提示、用于将用户引导到恰当的按压速率的可听节拍器、用于示出事件的状态和进展的视觉显示器、信号器、闪光灯等。序列根据由本地医疗机构建立的协议被预编程到设备中。

[0005] 存在自动地分析患者的ECG以决定除颤电击是否适合于处置潜在的心脏节律的若干ECG分析算法。由Lyster等人在题为“Adaptive analysis method for an electrotherapy device and apparatus”的共同受让的美国专利6,671,547中大体描述了一种这样的算法,并且通过引用将其并入本文。所描述的算法涉及当前被采用在AED(诸如由马萨诸塞州安多佛的皇家飞利浦有限公司制造的Heartstart™ FR3 AED)中的患者分析系统(PAS)算法。

[0006] 但是PAS和用于确定可电击状况的类似ECG算法需要相对无噪声的ECG信号。PAS因此要求在分析期间停止CPR,因为CPR引起ECG中的伪影,当其出现时其掩蔽VF或者当VF未出现时显现为VF。前一状况引起分析的灵敏度的不期望的降低,而后一状况引起分析的特异性的不期望的降低。因此,CPR和除颤的所有现有协议要求至少几秒的周期性“手离开”时段

以允许除颤器以对患者安全、有用并且有效的足够的准确度来分析ECG。

[0007] 从中断CPR以用于ECG分析的需要出现若干问题。已经表明,CPR按压的中断(甚至仅几秒)可能降低成功复苏的可能性。因此,在递送除颤电击之前要求停止CPR以用于ECG分析可能降低成功患者结果的几率。总之,对于ECG分析必要的手离开时间应当被最小化以便改善结果。

[0008] 已经开发了针对该问题的若干现有技术方案,其全部涉及减少CPR的停止与电疗的递送之间的延迟的量。一种技术方案例如是开发在存在CPR噪声伪影的情况下能够使用并且因此能够减少或者消除对“手离开”分析时段的需要的ECG分析算法。一种这样的ECG分析技术包含对ECG数据流的小波变换分析。由Addison在题为“Method of Analysis of Medical Signals”的美国专利No.7,171,269中描述了这样的方法,并且通过引用将其并入本文。‘269专利描述了使用小波变换分析将信号分解为心脏信号和CPR相关信号。该方法的另一范例由Coulter等人在题为“Systems and Methods for Analyzing Electrocardiograms to Detect Ventricular Fibrillation”的国际专利申请No.PCT/US2012/045292采用。在那里,心电图信号在被分析并且被分为可电击的ECG或者不可电击的ECG之前由小波(诸如Morlet、Myers或者墨西哥帽小波询问)。

[0009] 遗憾的是,这些ECG分析技术中的许多缺乏在存在CPR噪声伪影的情况下可靠地确定可电击节律必要的准确度,即具有不足的灵敏度,同时不能避免“假阳性”电击决策,即具有不足的特异性。这些技术还易受到外部电噪声(诸如线路噪声)影响并且尚未被采用。由于准确的ECG分析对于恰当地处置患者非常重要,所以存在针对周期性安静和无伪影时段的继续的要求,其当然还要求“手离开”时间。

[0010] PAS算法被布置为仅在无噪声ECG数据流上操作。如果潜在的ECG节律是可电击的,则PAS算法可以要求仅单个五秒数据缓冲区以得出电击决策。因此,CPR的结束与电击的递送之间的时间可以短至五秒。

[0011] 然而,如果潜在的ECG节律是不可电击的,则出于算法特异性和灵敏度要求的原因,PAS要求额外的五秒数据缓冲区以得出不建议电击的NSA决策。如果潜在的ECG信号包含CPR按压噪声或者被患者运动伪影污染,则PAS还可以要求一个或多个额外的ECG数据缓冲区以做出满足其所要求的准确度和特异性的决策。因此,对于除了可电击ECG节律之外的其他情况,PAS要求至少10秒的“手离开”时间来做出这样的确定。

[0012] 需要的是一种减少ECG分析所需要的“手离开”时间的经改进的方法和装置。这种需要对于其中潜在的ECG节律是不可电击的或者被污染的状况尤其需要,尽管有手离开指令。这样的改进还增加针对其他类型的ECG节律的“手离开”时间。

发明内容

[0013] 发明人已经认识到由现有技术承受的限制,并且已经发现了消除第二和随后ECG数据缓冲区(即,由“手离开”分析(诸如PAS)要求的扩展分析)的技术。特别地,本发明的方法和装置使得能够在“手离开”时段期间使用单个ECG数据缓冲区分析,其中,单个缓冲分析能够在五秒内完成。这甚至能够在潜在的ECG节律不可电击或者被伪影污染的情况下完成。

[0014] 根据本发明的原理,描述了一种用于在安静状况中分析ECG的方法。所述方法特别地涉及排程的CPR按压时段的结束与关于是否装备以用于除颤电击还是建议继续CPR的决策

的完成之间的“手离开”间隔。本发明的方法采用其中ECG通过两种不同的算法来分析的技术,每种算法均在位于不同频带内的数据上进行操作。类似前述PAS的第一种算法作用于ECG数据缓冲区中的较低频率数据集。将更详细地描述并且被称为优化心律不齐识别技术(ART)算法的第二种算法使用ECG数据缓冲区中的通常较高频率数据集。这些算法同时地并且独立地起作用。发明的选择准则随后以与现有技术方法类似的决策准确度实现在安静时段期间的更快决策。

[0015] 根据本发明的原理,一种用于在心肺复苏(CPR)期间使用的自动体外除颤器(AED)810包括:ECG信号的输入部812;用户接口818,其具有听觉指令输出和视觉显示中的至少一个;第一ECG分析器831,其与所述输入部通信并且能操作用于在由不存在来自所述输入部的CPR相关信号噪声伪影表征的手离开时段期间确定可电击心脏节律;以及第二ECG分析器832,其与所述输入部通信并且能操作用于在存在来自所述输入部的CPR相关信号噪声伪影的情况下确定可电击心脏节律。处理器834与所述用户接口、所述第一ECG分析器和所述第二ECG分析器通信。所述处理器能操作用于运行软件指令以仅仅在所述第一ECG分析器和所述第二ECG分析器两者都确定可电击心脏节律不存在的情况下减少所述手离开时段的持续时间。所述处理器还能操作用于运行软件指令以发出结束所述手离开时段的用户提示并且在减少持续时间的手离开时段的结束处重新开始CPR。

[0016] 在装置的其他实施例中,第二顺序ECG缓冲区可以由所述第一ECG分析器用于确定可电击心脏节律。备选地,可电击心脏节律不存在的决策可以根据所述单个ECG缓冲区来确定。所述手离开时段可以因此在一些状况下从十秒被减少到大约五秒持续时间。

[0017] 在备选实施例中,所述第二ECG分析器可以额外地作用于刚好在所述手离开时段之前的CPR按压时段期间出现的ECG缓冲区。所述AED可以随后基于在手离开时段之前的ECG缓冲区分析和在手离开时段期间出现的单个ECG缓冲区上的分析来确定可电击心脏节律不存在。

[0018] 另外,根据本发明的原理,一种用于在CPR的施加期间控制除颤器的方法包括以下步骤:提供除颤器,所述除颤器具有第一ECG分析器和第二ECG分析器,所述第一ECG分析器能操作用于在由不存在CPR相关信号噪声伪影表征的手离开时段期间确定可电击心脏节律,所述第二ECG分析器能操作用于在存在CPR相关信号噪声伪影的情况下确定可电击心脏节律;从与患者电气接触并且与所述第一ECG分析器和所述第二ECG分析器通信的两个或更多个外部电极接收ECG信号数据流,所述ECG信号数据包括心脏信号;提示用于提供连续的CPR时段和手离开时段的听觉输出指令或视觉输出指令中的一个,在所述CPR时段中所述ECG信号由来自CPR按压噪声伪影的损坏表征,在所述手离开时段中所述ECG信号由缺乏CPR按压噪声伪影表征。所述方法继续以下步骤:在手离开时段期间利用所述第一ECG分析器分析所述心脏信号,并且利用所述第二ECG分析器分析所述心脏信号。所述方法继续以下步骤:仅仅在所述第一ECG分析器和所述第二ECG分析器两者都确定可电击心脏节律不存在的情况下将所述手离开时段的所述持续时间减少到减少持续时间的手离开时段,并且然后发出用于结束所述手离开时段和/或用于在所述减少持续时间的手离开时段的结束处重新开始CPR的听觉输出指令或视觉输出指令。

[0019] 在另一实施例中,所述方法可以包含手离开时段,所述手离开时段包括两个或更多个数据缓冲区,所述两个或更多个数据缓冲区中的每个具有预定长度,并且其中,所述减

少持续时间的手离开时段是持续时间中的一个ECG数据缓冲区。所述手离开时段可以在长度上为大约十(10)秒,并且所述减少持续时间的手离开时段可以在长度上为大约五(5)秒。

[0020] 在所述方法的备选实施例中,所述第二ECG分析器可以额外地作用于刚好在所述手离开时段之前的CPR按压时段期间出现的ECG缓冲区。所述方法可以随后基于在手离开时段之前的ECG缓冲区分析和在手离开时段期间出现的单个ECG缓冲区上的分析来确定可电击心脏节律不存在。

[0021] 如本文出于本公开的目的所使用的,术语“控制器”通常被用于描述与医学装置、系统或者方法的操作有关的各种装置。处理器可以以许多方式(例如,诸如利用专用硬件)来实现以执行本文所讨论的各种功能。处理器还是采用可以使用软件(例如,微代码)编程以执行本文所讨论的各种功能的一个或多个微处理器的控制器的一个范例。控制器可以在采用或没有采用处理器的情况下来实现,并且还可以被实现为执行一些功能的专用硬件和执行其他功能的处理器(例如,一个或多个可编程微处理器和相关联的电路)的组合。可以被采用在本公开的各种实施例中的控制器部件的范例包括但不限于常规微处理器、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0022] 在各种实施方式中,处理器或者控制器可以与一个或多个计算机存储介质(通常在本文中被称作“存储器”,例如易失性和非易失性计算机存储器(诸如RAM、PROM、EPROM和EEPROM、软盘、紧凑盘、光盘、磁带等))相关联。在一些实施方式中,存储介质可以编码有一个或多个程序,其当在一个或多个处理器和/或控制器上运行时,执行本文所讨论的功能中的至少一些。各种存储介质可以被固定在处理器或者控制器内或者可以是可运输的,使得被存储在其上的一个或多个程序可以被加载到处理器或者控制器中以便实现本文所讨论的本发明的各方面。术语“程序”或者“计算机程序”在一般意义上在文本中被用于指代可以被用于对一个或多个处理器或者控制器进行编程的任何类型的计算机代码(例如,软件或者微代码)。

[0023] 在各种实施方式中,术语“低功率待机电路”、“时钟”、“状态改变监测器”、“比较器”适用于通常在本领域中已知的部件,并且可以被体现在常规微处理器、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)中或者可以被集成到上文所描述的处理器或者控制器中。“输出”和“信号”可以被理解为表示特定检测或者处理结果的电或光能脉冲。

附图说明

[0024] 图1图示了根据现有技术的除颤器及其在心脏救援期间的使用。

[0025] 图2a图示了用于在存在来自CPR按压的噪声伪影的情况下分析ECG的本发明的算法的一个过程流实施例。

[0026] 图2b图示了根据本发明的一个实施例的用于根据所分析的ECG来确定可电击心脏节律的过程流。

[0027] 图3图示了根据本发明的第一ECG分析算法和第二ECG分析算法的主要使用的ECG的频率范围。

[0028] 图4图示了根据本发明的一个实施例的来自用于图3中示出的第二ECG分析算法的滤波器之一的范例ECG输出缓冲区。

[0029] 图5图示了根据本发明的一个实施例的用于在第二ECG分析算法中将ECG信号分类

为VF或者未决策的示范性二维决策面。

[0030] 图6图示了根据本发明的一个实施例的流程图方法。

[0031] 图7图示了根据本发明的一个实施例的由除颤器在操作期间做出的自动决策的时间线。

[0032] 图8图示了根据本发明的体外除颤器的功能框图。

[0033] 图9图示了根据本发明的一个实施例的AED的外部表面上的用户接口。

具体实施方式

[0034] 可以由本发明采用的电击建议算法被称为优化心律不齐识别技术(ART)。该算法通常将前述小波变换分析的原理应用到ECG信号流,但是代替地利用一系列固定频率带通滤波器替换小波变换。带通滤波器的集合优选地被构建为具有形状类似被用于产生传统Morlet小波的高斯窗口的频率窗口。以下描述提到了使用ART算法来抑制CPR伪影相关噪声。然而,本发明人注意到,ART算法还可以在没有修改的情况下被使用在分析的安静的手离开时段中。在其中没有CPR伪影相关噪声存在的安静时段期间对ART的这样的使用实际上由本发明的方法和装置引导。

[0035] ART算法通过选择性地通过可能损坏的ECG信号的相对高频分量来抑制CPR伪影相关噪声。ART基于本发明人的以下认识:虽然CPR和有组织的心脏节律可以以大约1至2Hz的类似重复率发生,但是典型的CPR噪声在其信号中具有相对少的高频分量(即,信号倾向于圆形波形)。由于在单个周期期间心脏的快速极化和去极化,心脏活动倾向于具有相对大量的高频分量。正是这些高频分量将由ART捕获和分析。

[0036] 现在转到图示,图2a图示了用于在存在来自CPR按压的噪声伪影的情况下分析ECG的本发明的ART算法200的过程流实施例。在步骤202处,该方法首先优选地从被布置与患者的皮肤电气接触的两个或更多个电极接收ECG信号。ECG信号是其源是患者的心脏的时变电压以及可能地由正施加到患者的CPR按压诱发的电压。信号还可以包括在患者外部的其他伪影信号(诸如患者推挤和运动、外部电气噪声等)。ECG信号优选地被数字化为信号数据流。

[0037] 在滤波步骤206处,通过ART滤波算法来处理经数字化的ECG信号流。此处,信号流中的每个数据点在第一到第四并行滤波步骤206'、206''、206'''和206''''通过第一到第四并联滤波器的集合来滤波,每个滤波器具有不同的带通特性。每个滤波器优选地是有限脉冲响应滤波器。滤波器的数目和每个滤波器的带通特性在本发明的范围内可以稍微不同。

[0038] ART滤波器306的优选布置如下并且被示出在图3中。可以采用四个基本滤波器,其通常适用于图2a中的对应的滤波步骤206。被称为306'的一个和被称为CLAS1 306''的另一个倾向于通过ECG信号的高频分量,并且可以呈现用于以下项的特征:1)将心室颤动与心搏停止节律区分开;2)将心室颤动与有组织的心脏活动区分开;3)将心室颤动与心搏停止节律和有组织的心脏活动区分开。FLATS 306'和CLAS1 306''两者倾向于衰减在与CPR伪影相关联的频率处的数据,使得其输出具有与CPR按压噪声信号分离的心脏信息。如在图3的说明性和示范性实施例中可以看到的,FLATS306'具有大约35Hz的中心频率,并且CLAS1 306''具有大约25Hz的中心频率。CLAS5 306'''被布置为排除射频(RF)噪声。并且CLAS4 306''''可以被布置为通过对排除由例如归因于运输、肌肉收缩、射频干扰等引起的某些伪影造成的

VF的假阳性指示有用的较低频分量。在优选布置中,经数字化的ECG信号输入得到四个经滤波的ECG信号流输出。

[0039] 在图3中还图示了如由ART 310使用的ECG信号中的主要频率范围和第一ECG算法320(诸如PAS)的频率范围的比较。由于PAS对于与在二十(20)赫兹下的频带一起使用是最佳的,所以可以容易地看到,来自相同ECG信号或者数据缓冲区不同ECG信号数据集由两种分析算法中的每种使用。这指示来自采用第一ECG分析算法和第二ECG分析算法的第一ECG分析器和第二ECG分析器的决策是稍微独立的。

[0040] 如可以从图4看到的,许多振荡存在于经滤波的信号中,使得在缓冲区中存在许多零样本和接近零的样本。为了去除这些效果,额外的包络滤波器可以任选地被应用到数据以便去除局部化零和非零。图4图示了CLAS1滤波器306”的振荡输出402上的效果和任选的包络滤波步骤405。

[0041] 在缓冲步骤304处,经滤波的ECG信号数据的每个流被分割为顺序的时间段(即,缓冲区ECG1、ECG2...ECGi)。一个优选布置是3.5秒长度的非交叠邻接缓冲区。一个采样率是每秒250个样本,其等于每缓冲区875个ECG样本。时间段长度和采样率是预定的,并且可以在本发明的范围内不同。来自每个缓冲区的时间点中的每个具有一值,其取决于输入和潜在的滤波器。在图4中示出了针对CLAS1的经滤波的ECG缓冲区数据集的范例。

[0042] 缓冲步骤204在滤波步骤206之后发生是优选的并且是有利的。通过在缓冲之前滤波,该方法避免在每个缓冲区的边缘处的滤波器瞬变。否则,该方法将要求更长的交叠的缓冲区,其将需要更长的分析时间以及对患者结果的伴随的拖拉的效果。

[0043] 在步骤208处,将经滤波的ECG缓冲区中的每个中的数据与阈值进行比较。落在针对该经滤波的ECG缓冲区的阈值内的数据点的数目(被称为得分)然后被计算以用于由分析步骤210使用。当然,等于数据点的数目的任何数学(诸如比例或者分数)可以在该方法步骤的范围内替代。出于该图示的目的,针对FLATS滤波器的经滤波的ECG缓冲区的得分被指定为FLATS得分。针对CLAS1的经滤波的ECG缓冲区的得分被指定为CLAS得分。因此,图2a图示了阈值比较步骤包括针对并行滤波步骤中的每个的阈值比较,即,第一到第四并行阈值比较步骤208'、208”、208'''和208'''”。

[0044] 针对经滤波的ECG缓冲区得分中的每个的阈值可以以许多方式得到,对其的确定落在本发明的范围之内。阈值可以是固定的(例如,预定的),或者可以是自适应的,例如,基于特定缓冲区中的所有数据点的平均值来计算。例如,FLATS缓冲区数据集可以针对固定阈值评分,并且CLAS缓冲区数据集可以针对自适应阈值评分。

[0045] 分析步骤210通过将经滤波的ECG缓冲区得分与预定决策面进行比较而开始。使用具有CPR损坏噪声的ECG信号数据的数据库构建的决策面定义缓冲区得分的给定集合是指示“VF”还是“未决策”(即,除VF之外)。在图5中图示了CLAS和FLATS维度中的决策面的一个范例。在该范例中,决策面510由CLAS得分和FLATS得分之一的对应对构建。落在决策面510内的得分对指示VF状况。落在决策面510外的得分对指示未决策状况。决策面的额外维度可以使用针对如期望的额外的经滤波的ECG缓冲区的阈值来添加以创建更准确的VF决策。虽然本文仅示出了两个维度,但是三个或更多个维度也可以被用于包含其他CLAS得分的决策面。

[0046] 分析步骤210通过将表示特定心脏信号特性的两个或更多个缓冲得分与决策面进

行比较以便确定VF或者除VF之外来前进。对于图5中所示的范例而言,在520处示出了范例CLAS/FLATS得分对,其指示VF。落在决策面510外(例如,上面和/或右边)的值对530指示未决策(即,除VF之外)状况。

[0047] 每个原始时间分段的ECG缓冲区可以因此被指定为“建议电击”(即,对应于VF)或者“未决策”(即,对应于“除VF之外”)。一旦ECG缓冲区被确定为建议电击或者未决策,ART就重复捕获、获得、滤波并且分析如在“选择下一ECG缓冲区”步骤212中所示的时间序列中的下一ECG缓冲区的步骤。重复的过程实现将每个新缓冲区与先前缓冲区组合以生成VF的存在与否的总体连续确定的额外方法。

[0048] 上文所描述的方法已经示出在具有足以在CPR的施加期间安全地做出电击确定的准确度的情况下并且在不需要在“手离开”时间期间对分析的进一步确认的情况下识别VF。针对CPR污染的ECG的单个缓冲区的ART对VF的灵敏度已经被证明为超过70%(即,ART将在事件中检测到超过70%的真实VF)。类似地,ART的特异性已经被证明为超过ECG的单个缓冲区的95%(即,将不会从“除VF之外”事件的超过95%生成假阳性VF指示)。

[0049] 还可以注意到,在“安静”周期期间的ART性能接近在现有PAS算法中已经证明的性能。与在大约94%的类似数据上的PAS相比较,未被CPR伪影污染的ECG数据上的ART对VF的灵敏度超过80%。在“干净”ECG的缓冲区上的ART和PAS对假VF的特异性是几乎相同的。因此,ART还可以在手离开分析时段期间被成功地且准确地使用。

[0050] 现在转到图2b,该方法继续。该方法的一个优选实施例包括如在与以下若干段落中提到的步骤分离的处理器(诸如DSP)中执行的前述步骤202-212。这样的布置允许每个ECG缓冲区相对地独立于电击决策和控制处理器被依次分析并且被分类为VF或者“未决策”,其主要仅需要来自ECG信号流的分类数据流。该方法的另一优选实施例包括将处理进一步分离为多个分量。例如,在步骤202处输入的ECG信号的数字化可以在前端芯片(诸如ASIC)中处理,数字流被馈送到DSP中以用于将经数字化的ECG信号流滤波为对应于方法步骤206的分离的经滤波的流。又一处理器将然后接收经滤波的流以进行将在以下段落中描述的最终分类、决策制定和响应处理功能。

[0051] 如果在分析步骤210处从ECG缓冲区确定VF(即,“建议电击”结果),则潜在的ECG节律通常被假定是可电击心脏节律。但是对VF确定的最佳响应可能不仅仅是准备潜在的设备以提供电疗。而是,可能优选的是,获得确认确定或者否则以不会过度地中断正在进行中的心脏救援的某种方式将确定传达给用户。单独的决策步骤214因此出于这些目的而保证,并且在图2b中被示出为从分析步骤210取得输入。在以下段落中将提供这样的情况范例。

[0052] 由于ART在几分钟长的CPR时段期间顺序地分析多个ECG缓冲区,所以对VF的正在进行中的患者状况的累积灵敏度将增加(即,检测真实VF状况的更多机会)。但是,还应预期到,累积特异性将减少(即,将“未决策”状况误解为VF的更多机会)。为了在该相对地长时间段内维持总体方法的特异性在可接受水平处,任选的多缓冲区规则可以被开发以用于在时间连续的ECG数据缓冲区上从VF/未决策的决策做出电击决策。稍后第二预定时间段的ECG缓冲区的重复的第二分析步骤210被提供到决策步骤214。决策步骤214然后额外地使其最终决策基于第二分析步骤。

[0053] 例如,分析步骤210可以确定只要三个时间连续的ECG缓冲区指示VF,心脏节律就是可电击的。否则,分析步骤指示不可电击的节律。已经显示,在这些规则下,ART在CPR的长

时段内维持>95%的特异性,同时灵敏度保持>70%。在一些情况下,灵敏度可以超过95%并且特异性可以超过98%。这样的性能对于在CPR时段期间做出电击决策是可接受的。总之,鉴于决策步骤214基本上接收正在进行中的VF/未决策的ECG缓冲区的流,步骤214应用针对潜在设备应当能操作地继续进行除颤电击的递送的最终决策的规则。

[0054] 显示步骤215可以在确定(诸如显示器上的视觉图形或者文本消息、光信号或者细微的可听信号)后立即被启动。优选地,显示步骤215甚至在设备被完全准备以递送电疗之前但是以不会使用户从继续CPR按压分心的无干扰方式被提供,直到设备准备好电击递送。另一方面,存在一些操作模式,其中,可以优选的是,根本不向用户提供电击确定的任何信息直到装备完成。一些普通用户可以不必要从以设备正准备递送电击的仅有指示提供CPR按压分心或者受惊吓。

[0055] 响应于从决策步骤214确定可电击心脏节律存在并且电疗应当被提供,装备步骤216开始。装备步骤216可以包括利用充分的能量对高压充电电路进行充电以对患者进行除颤。装备步骤216可以包括装备步骤已经开始的听觉和/或视觉指示器,以及关于朝向被完全准备以进行电击递送的进展的某个指示(步骤217)。例如,视觉显示器上的动态条形图形指示可以示出对应于高压电路的增加的电荷状态的条形图的渐进填充。显示器上的文本消息还可以指示充电正在进行中。ECG显示器可以与进程指示器同时地被显示在充电状态显示器上。图7图示了这样的显示器的一个示范性实施例。可听进展指示器可以包括当达到完全充电状态时停止的上升频率的连续音调。

[0056] 在完成装备步骤216时,电疗设备被完全准备以递送电击。在装备之后,自动地发出用户提示219以停止CPR来递送电疗的步骤发生是优选的。来自扬声器830的可听提示、照明或者闪光电击按钮灯820和/或显示器指示802可以被用于信号通知用户停止CPR以进行电击递送。参见图8用于用户接口818上的这些指示器的范例。在AED的情况下,提示还可以指示用户按压电击按钮892以递送电击。在全自动除颤器的情况下,仍然在步骤219处,电击可以在提示发生之后自动地被立即递送。如果用户正采用电绝缘手套或者其他这样的保护装置,则在步骤219处“停止CPR”的任何提示可以任选地全部省略。

[0057] 在一些情况下,延迟在步骤219处发出用户提示以停止CPR直到最小数量的CPR已经被提供可以是期望的。例如,在递送电击之前进行至少30秒的不间断的CPR可以是期望的。

[0058] 紧跟在电疗的递送之后,在步骤222处,用户可以自动地被提示以重新开始CPR。在步骤220处,可以任选地使得设备能够检测电疗的递送。检测递送可以通过感测输出电流、按钮按压等获得。然后,该方法过程返回根据心脏救援的状态捕获、获得、滤波和分析的步骤。

[0059] 如果在决策步骤214处ART到达非电击确定(即,“否”决策),则该方法直接地前进到提示步骤222。如先前所指出的,该提示应当尽可能快地被发出,以便在可能的最大程度上减少不利的“手离开”时间。

[0060] 上文所描述的方法步骤允许CPR继续一直到递送电疗的时刻,并且然后紧跟其后重新开始CPR。结果是,在心脏救援期间“动手”时间的比例增加,从而改进总体处置的有效性。等待“手离开”ECG分析的空闲时间可以基本上被消除,从而避免在CPR的停止后太快发生的血压和血流的损失。这些益处可以连同该方法在CPR时段期间处置到VF的恢复的能力

一起实现。如果除颤发生,则该方法简单地检测VF并且准备在正在进行中的CPR按压中间进行电疗。

[0061] 其他优点由本发明的方法提供。本发明人已经发现,使用滤波器而不是小波在某种程度上减少针对VF进行分析所要求的计算负载,并且通过电力线噪声或者类似高频噪声来更有效地抑制干扰。这些方法步骤中的大部分可以因此在单个数字信号处理器(DSP)中完成,DSP被布置为接收ECG信号流、处理流并且然后输出连续的时间对齐的且转换的ECG数据流。DSP还可以与第二处理器并行操作,第二处理器控制AED中的最终电击决策和递送序列。此外,一系列滤波器可以被容易地调节以还提供对由DC偏移引起的信号、50Hz和60Hz外部电力线噪声的更鲁棒的排除。

[0062] 现在转到图6,描述了用于在CPR的施加期间控制除颤器的方法。方法特别地包含由上文所描述的ART ECG分析算法和已知PAS ECG分析算法两者做出的电击决策。优选地,这两个算法同时地并且在ECG信号中缺乏任何CPR相关信号噪声伪影的安静分析时段期间运行。

[0063] 方法在开始步骤602处开始,其中,已经做出在例如心脏急救中或者为了训练过程而使用除颤器的决策。ECG信号的源或者输入部被附接到除颤器(诸如通过经由导线被连接到除颤器的患者电极的集合)。

[0064] 在提供步骤604处,提供了包含两个不同的ECG分析器的除颤器。第一ECG分析器包括ECG分析算法(诸如前述PAS),其特别地能操作用于在通过由在ECG数据流上缺乏信号噪声伪影表征的手离开时段期间自动地确定可电击节律。第一ECG分析器的输出可以是“建议电击”或者“不建议电击”决策。如果第一ECG分析器检测到混杂伪影噪声,则其可以提供“伪影”的输出决策。

[0065] 提供步骤604还提供了第二ECG分析器。第二ECG分析器包含第二ECG分析算法(诸如前述ART),其特别地能操作用于在存在CPR相关信号噪声伪影的情况下确定可电击心脏节律。第二ECG分析器还可以当然在没有伪影的“安静”时段期间使用。由于第二ECG分析器必须考虑由伪影引起的不确定性,所以其决策的灵敏度和特异性可能稍微低于第一ECG分析器。这两个分析器当然从ECG信号的源接收输入。

[0066] 方法在接收步骤606处继续。第一ECG分析器和第二ECG分析器两者从可以来自与患者接触的电极对的输入部接收ECG信号数据流。因此,ECG信号数据包括心脏信号。

[0067] 在接收步骤606的开始,CPR按压可以已经在进行中或者不在进行中,这取决于在那时心脏救援的状态。一些AED救援协议指示CPR应当在第一除颤之前完成:一些AED协议指示除颤应当在救援开始时完成。取决于协议,提示步骤608使得AED发出可以引导用户通过CPR和除颤的连续时段的听觉和/或视觉输出指令。除颤的时段优选地在提示的手离开时段之前,使得可以针对可电击节律评价无伪影ECG数据流。

[0068] 可以看到,类似ART的ECG分析算法可以任选地在任何提示步骤608之前操作。在分析步骤607处,ART算法甚至在存在CPR按压噪声伪影的情况下分析ECG数据流,因此ART能够甚至在手离开时段之前提供电击决策以供使用。

[0069] 提示步骤608发出开始手离开时段的听觉和/或视觉提示(诸如利用“停止CPR”和/或“不要触碰患者”的指令)。因此,ECG信号然后大概开始由缺乏CPR按压噪声伪影表征。

[0070] 在提示步骤608之后不久,第一ECG分析器和第二ECG分析器两者开始在第一分析

步骤610和第二分析步骤612处分析心脏信号。分析被示出在图7中,在开始时间702处开始。利用第一ECG分析器分析心脏信号的步骤610优选地利用被优化用于在无伪影ECG信号上使用的ECG分析算法(诸如PAS)执行。如在图7中可以看到,第一分析优选地在各自具有大约5秒的长度的ECG信号数据缓冲区714、716的序列上执行。也设想其他时间长度,包括针对持续时间的一部分的缓冲区的交叠。图7还图示了PAS分析的持续时间通常是两个ECG数据缓冲区714和716,其各自具有预定长度707,其在该范例中表征大约十(10)秒的总持续时间712。如果仅使用第一分析步骤,则十秒因此是手离开时段的最小长度。如将看到,该持续时间可以基本上由本发明缩短。

[0071] 在该步骤610中还可以使用其他ECG分析算法(诸如在马萨诸塞州安多弗制造的飞利浦MRX除颤器中使用的“Solomon”ECG分析算法)。

[0072] 第一分析器输出步骤614发出关于每个ECG数据缓冲区的决策。因此,步骤614将在每个数据缓冲区分析被完成时(例如,大约每隔五(5)秒)顺序地发出决策。该输出步骤614优选地发出以下决策之一,如在图6中所示:由“是”输出所示的“建议电击”;由“否”输出所示的“不建议电击”;以及“伪影”。“建议电击”利用可接受的统计置信度指示可电击ECG节律的存在。“不建议电击”利用可接受的统计置信度指示可电击ECG节律的缺乏。“伪影”指示已经在太高以致于不能做出确信的电击/无电击决策的水平处检测到信号噪声。针对每个ECG缓冲区的第一分析器输出步骤614被提供到决策步骤618。

[0073] 参见图8,第二ECG分析器832还在手离开时段的开始702处并且在利用第二ECG分析器分析心脏信号的步骤612处在ECG数据流上操作。第二ECG分析算法(诸如前述ART算法)可以针对不同的缓冲长度706(诸如针对如在图7中所示的3.5秒)被优化。第二ECG分析器的ECG数据缓冲区704基于与由第一ECG分析器使用的数据流相同的数据流,但是可以在不同的频率范围上优化,参见图3。第二分析器输出步骤616优选是以下各项之一:如由来自步骤616的“是”输出所示的“建议电击”;或者如由来自步骤616的“否”输出所示的“未确定”。第二分析器输出步骤616在每个3.5秒ECG数据缓冲区的结束处被提供到决策步骤618。

[0074] 在该步骤612中还可以使用其他ECG分析算法(诸如在马萨诸塞州安多弗制造的飞利浦FR2除颤器中使用的“Vrhythm”ECG分析算法,或者考虑ECG数据流中的CPR按压噪声伪影的其他已知ECG算法)。

[0075] 决策步骤618根据来自步骤614和616的第一ECG分析器输出和第二ECG分析器输出来确定手离开时段可以被缩短到减少持续时间的手离开时段的状况。在步骤618中并且还在以下表1中示出了由表做出的确定。

[0076] 表1-S(建议电击),NS(不建议电击,未确定),A(伪影)

[0077]

第二 ECG, ART 输出	S	S	S	NS	NS	NS
第一 ECG, PAS 输出	S	NS	A	S	NS	A
确定	电击	需要第二缓冲区	电击	需要第二缓冲区	无电击	需要第二缓冲区
减少持续时间?	是	否	是	否	是	否
新手离开持续时间	5 s.	10 s.	5 s.	10 s.	5 s.	10 s.

[0078] 如在这两个表中所示,可以存在其中手离开持续时间可以被缩短的若干状况。特别地,在分析步骤610、614和612、616中第一ECG分析器和第二ECG分析器两者已经确定可电击心脏节律不存在的状况可以实现减少持续时间的手离开时段。减少持续时间的手离开时段可以因此包括例如在长度上大约五 (5) 秒的仅一个ECG数据缓冲区。方法包括针对该状况的减少步骤624。

[0079] 在决策步骤618和表1中还示出了其中可以指示减少持续时间的手离开时段的其他状况。如果两个ECG分析器都在其相应的第一ECG数据缓冲区中确定“建议电击”,则可以减少持续时间。如果第一ECG分析器由于伪影而不能做出决策,但是第二ECG分析器指示建议电击,那么可以减少持续时间。方法包括针对这些状况的第二减少步骤628。再次,优选的减少持续时间是五 (5) 秒长。

[0080] 决策表618和表1处的其他状况指示减少手离开持续时间不被指示或者不是合适的。特别地,如果ECG分析器在步骤614和616处指示冲突的决策(即,一个分析器指示“建议电击”并且另一分析器指示“不建议电击”),那么需要二次确认ECG分析(例如,另一ECG缓冲区716)。如果从第二ECG分析器输出的“不建议电击”伴随有来自第一ECG分析器的“伪影”指示,那么也需要二次确认ECG分析(例如,另一ECG缓冲区716)。决策表步骤618因此在正常持续时间步骤620处维持手离开时段在初始持续时间。如果来自CPR的伪影被指示,则任选的提示步骤622可以跟随步骤620以提醒用户保持手离开患者。然后,方法返回分析步骤610、612。

[0081] 如果在决策步骤618处输出的电击决策被指示,并且方法600在步骤628处实现减少持续时间的手离开时段,那么在装备步骤630处除颤器立即开始装备其高压电路以用于除颤电击。优选地,方法600立即开始发出步骤632以及装备步骤630。发出步骤632包括用于结束手离开时段并且用于引导用户递送电疗的听觉和/或视觉输出指令。如果除颤器是完全自动的,则该发出步骤632建议用户保持手离开患者并且电击正被递送。在发出步骤632完成之后,方法600结束。结束步骤可以随后前进到另一固定CPR间隔或者返回步骤606以进行额外的分析。

[0082] 发出步骤626跟随来自每个ECG分析器的“不建议电击”决策和在步骤624处对减少

持续时间的手离开时段的实施,然后除颤器处理器实施“重新开始CPR”发出步骤626。发出步骤626包括发出用于结束手离开时段并且用于在减少持续时间的手离开时段结束处重新开始CPR的指令,以及可听输出或者视觉输出之一。优选地,发出步骤626在减少持续时间的手离开时段结束处立即发生。发出步骤626应当包括指示不建议电击并且立即开始CPR的语音或者视觉提示。一个示范性语音提示是“不建议电击,开始CPR”。

[0083] 方法的备选实施例使用在(即,刚好在步骤608处开始的手离开时段之前发生的CPR按压时段期间进行的)任选步骤607处获得的第二ECG分析器结果。来自该步骤607的“电击/无电击”决策步骤可以代替来自步骤612、616的输出被提供到决策步骤618。方法600的剩余步骤然后发生,如先前所描述的。

[0084] 现在描述优选实施例的示范性性能。ART和PAS ECG分析器被应用到ECG开发数据库中的干净注释节律。PAS单缓冲区分析要求5秒的数据并且ART单缓冲区分析要求3.5秒的数据。因此,所要求的数据的总长度是5秒。获得以下结果。

[0085] 心搏停止-96.8% (722/746)的心搏停止情况仅需要一个缓冲区用于决策。特异性(不建议电击的%)是100%。剩余3.2% (24/746)心搏停止情况需要第二缓冲区分析。

[0086] 正常窦性心律(NSR)-98.4% (438/445)的NSR情况仅需要一个缓冲区用于决策。特异性(不建议电击的%)是100%。剩余1.6% (7/445)NSR情况需要第二缓冲区分析。

[0087] 有组织的节律和其他非心搏停止不可电击节律(ORG)-95.1% (1588/1670)的ORG情况仅需要一个缓冲区用于决策。特异性(不建议电击的%)是100%。剩余4.9% (82/1670)ORG情况需要第二缓冲区分析。

[0088] 所有不可电击情况(心搏停止、NSR和ORG)-96.1% (2748/2861)的不可电击情况仅需要一个缓冲区用于决策。特异性(不建议电击的%)是100%。剩余3.9% (113/2861)不可电击情况需要第二缓冲区分析。

[0089] 心室颤动(VF)-87.1% (532/611)的VF情况仅需要一个缓冲区用于决策。灵敏度(建议电击的%)是96.2% (512/532)。剩余12.9% (79/611)VF情况需要第二缓冲区分析。

[0090] 心室性心搏过速(VT)-70.4% (38/54)的VT情况仅需要一个缓冲区用于决策。灵敏度(建议电击的%)是97.4% (37/38)。剩余29.6% (16/54)VT情况需要第二缓冲区分析。

[0091] 所有可电击情况(VF和VT)-85.7% (570/665)的可电击情况仅需要一个缓冲区用于决策。灵敏度(建议电击的%)是96.3% (549/570)。剩余14.3% (95/665)可电击情况需要第二缓冲区分析。

[0092] 使用用于干净分析的这两个算法的示范性方法返回满足本领域的灵敏度和特异性约束的结果。目前,不可电击节律需要PAS进行大约10秒或者甚至更长的干净分析。通过使用两个算法,它们中的96.1%仅需要具有100%特异性的5秒干净分析。类似地,大多数可电击节律也仅需要具有高灵敏度的5秒分析。

[0093] 现在转到图8,描述了包含本发明的方法的装置。装置包括医学设备(诸如体外除颤器)。图8图示了根据本发明的一个实施例的体外除颤器810的功能框图。除颤器810被配置为旨在用于在包括CPR的心脏救援期间使用的AED。其被设计用于能够在由没有高训练水平的或否则将仅不频繁地使用除颤器810的人员操作小物理尺寸的、轻量级的并且相对简单的用户接口。虽然相对于AED中的应用描述了本发明的本实施例,但是其他实施例包括不同类型的除颤器(例如,手动除颤器、全自动除颤器和护理人员或者临床除颤器/监测器)

中的应用。

[0094] 除颤器810从例如被连接到患者的两个或更多个电极816接收ECG信号的输入部812。ECG前端电路814经由连接器插头和插座等与输入部812电气通信。ECG前端电路814操作以放大、缓冲、滤波并且任选地数字化由患者的心脏生成的电气ECG信号以产生经数字化的ECG样本的流。经数字化的ECG样本被提供到控制器830,其可以是组合DSP和ARM处理器的处理器。一个示范性控制器是由德州仪器有限公司制造的应用处理器的家族。在装置的一个实施例中,DSP在ART协议下执行所有先前描述的滤波,并且然后将经滤波的ECG数据的多个流传递到ARM处理器。ARM将经数字化的ECG信号数据的流缓冲到对应于预定时间的分段(缓冲区)中。ARM在经滤波的ECG数据上执行结果分析以检测VF、可电击VT或者其他可电击节律。根据本发明,ARM使用结果分析来确定对患者最有益的处置方案。DSP和ARM的这些控制器830部分因此一起操作为第一ECG分析器831和第二ECG分析器832,如在以上方法步骤602到632中所描述的。当然,本发明的范围不限于特定DSP/ARM配置。前述和以下功能可以等效地被实现在单个处理器中或者被分布在多个处理器之中,处理器功能由驻留在存储器(诸如存储器840)中的软件指令的自动运行控制。

[0095] 第一ECG分析器831被布置为与输入部812通信。第一ECG分析器831能操作用于在由不存在来自输入部的CPG相关信号噪声伪影的情况下表征的手离开时段期间确定可电击心脏节律。用于该第一ECG分析器831的示范性ECG分析算法是PAS,但是可以使用其他类似布置的算法。

[0096] 第二ECG分析器832包含可以在存在CPR相关信号噪声伪影的情况下确定可电击节律的分析算法。示范性第二ECG分析器832算法是先前所描述的ART算法,或者可以备选地包括Vrhythm或者其他伪影抑制ECG算法。优选地,第二算法在存在CPR按压相关伪影的情况下具有对可电击心脏节律的大于大约70%的灵敏度和大于大约95%的特异性。ECG分析器的该准确度足以在存在CPR按压噪声的情况下安全地并且有效地评估输入信号的心脏状态。与第一ECG分析器832一样,第二ECG分析器832与输入部通信。

[0097] 除颤器810还包括与用户接口818以及第一ECG分析器831和第二ECG分析器832两者通信的处理器834。处理器834运行控制除颤器以通常根据图6的先前所描述的方法操作的软件指令。处理器834特别地能操作用于运行软件指令(诸如被存储在840中的那些软件指令),以控制手离开时段的持续时间,并且减少当由分析器831、832指示时的手离开时段。例如,处理器834以运行软件指令以仅仅在第一ECG分析器831和第二ECG分析器832两者都确定可电击心脏节律不存在的情况下减少手离开时段的持续时间。处理器834还能操作用于运行软件指令以发出结束手离开时段并且在减少持续时间的手离开时段结束处重新开始CPR的用户提示。

[0098] 如在方法600中先前所描述的,手离开时段的持续时间可以包括对应于两个或更多个顺序ECG缓冲区的初始持续时间。在该实施例中,第一ECG分析器能操作用于在ECG缓冲区中的每个上确定可电击心脏节律。减少持续时间的手离开时段可以是由第一ECG分析算法使用的单个ECG缓冲区的持续时间。在该实施例中,来自第一ECG分析器的对可电击心脏节律不存在的确定根据单个ECG缓冲区来确定。因此,重新开始CPR的用户提示可以更快发出,这导致减少的总体手离开时间。在其中手离开时段是大约10秒并且减少持续时间的手离开时段是大约5秒(即,两个ECG缓冲区分析被缩短到一个ECG缓冲区分析)的情况下,CPR

提示可以例如早五秒发出。该实施例中的用户提示可以包括“不建议电击,开始CPR”的视觉提示和听觉提示之一。

[0099] 除颤器810可以备选地根据备选操作方法来布置,其中,处理器834使用来自从刚好在手离开时段的开始之前发生的CPR按压时段获得的来自第二ECG分析器832的确定。在该备选布置中,第二ECG分析器832确定在CPR期间可电击心脏节律不存在,并且然后在手离开时段之后不久和期间,第一ECG分析器831确定在其第一ECG数据缓冲区中可电击心脏节律不存在。两个确定使得处理器834实施在第一ECG数据缓冲区的结束处(例如,在图7的时间707处)结束的减少持续时间的手离开时段。

[0100] 此外,如在本发明的方法中先前所描述的,如果一个或两个ECG分析器831、832确定可电击节律存在并且处理器834确定除颤电击被指示,那么处理器834还将信号发送到HV(高压)充电电路860以对HV能量存储源870进行充电以准备用于递送电击。当HV能量存储源570被完全充电时,处理器834引导图9的用户接口918上的电击按钮892或者992经由照明灯920开始闪光以将用户的注意力从提供CPR按压的任务重定向到递送电疗的任务。

[0101] 除颤器810还可以经由蜂鸣器824传达可听信息。当HV充电器已经完全装备设备以用于递送电击或者帮助警告用户开始或者停止CPR按压时,蜂鸣器824可以例如由设备系统监测器控制器或者处理器834激活。蜂鸣器824可以针对这些状况通过LED 826的并发激活来辅助这些功能。

[0102] 图9图示了除颤器900的结构实施例,并且特别地通常对应于图8功能框图的用户接口818的AED 800的外部表面上的除颤器用户接口918。用户接口918可以包括视觉显示器902,其提供与心脏救援的状态有关的图形和文本信息。用户接口918还可以包括扬声器930,其发出听觉和可听提示。LED 940可以提供针对准备度或者故障的基于光的信号。LED 940结构上对应于图8的LED 826。用户接口918还可以包括第一、第二和第三可配置按钮954、956、958,其功能取决于救援的状态或者设备的配置而改变。可配置按钮功能还可以由被显示在视觉显示器902上的上下文标签904、906、908指示。例如,如果设备被配置用于高级操作模式,则显示器902可以指示相邻的可配置按钮954被配置为“分析”按钮894。分析按钮894可以操作用于截断正在进行中的救援协议。截断立即停止CPR时段并且准备除颤器以用于立即递送电疗。

[0103] 转到图10,示出了如由装置运行的本发明的方法的部分的示范性用户接口。刚好在手离开分析的开始之前,用户接口918可以借助于视觉显示器902警告用户停止触碰患者(例如,“停止CPR”、“别碰患者”等)。显示器1010是该时间点处的视觉显示器902的一个范例。输入ECG可以被显示以示出在ECG上是否存在伪影。除颤器810还可以呈现其正分析或者CPR按压仍然正被检测的对应的文本消息或者指令。可听指令和引导可以从扬声器930发出,其还对应于显示器1010指令。LED 940或者蜂鸣器824还可以被用于将注意力吸引到显示器。

[0104] 重新开始CPR的视觉显示器1030或者发光的电击按钮显示器1020在手离开时段或减少长度的手离开时段结束处优选地被放置在用户接口918上。哪个显示器1030、1020并且何时显示器被提供根据本发明的方法由处理器834控制。如果可以减少手离开时段,则在例如第一ECG分析器第一ECG缓冲区时间的结束处提供合适的显示器1030、1020。否则,合适的显示器1030、1020被显示在手离开时段的结束处。时间减少由附图标记1040指示。

[0105] 视觉显示器1030优选地指示CPR应当开始或者重新开始。如在1030中所示,指令可以被放置在显示器上,以及ECG迹线和检测到的CPR按压的状态。计时器指示也可以出现。指示可以伴随有“不建议电击,开始PCR”的听觉指令以及闪光灯和蜂鸣器声音。

[0106] 发光的电击按钮显示器1020优选地通过照亮电击按钮来指示电击应当被立即递送。“别碰患者,现在按下电击按钮”的对应指令可以在那时被放置在视觉显示器1030上。此外,LED灯826和蜂鸣器824可以激活以引导用户。

[0107] 对如上文所描述的设备、方法和显示器的额外修改被涵盖在本发明的范围之内。例如,实现所描述的本发明的目标的用户接口显示器和听觉指示器的各种配置落在权利要求的范围之内。

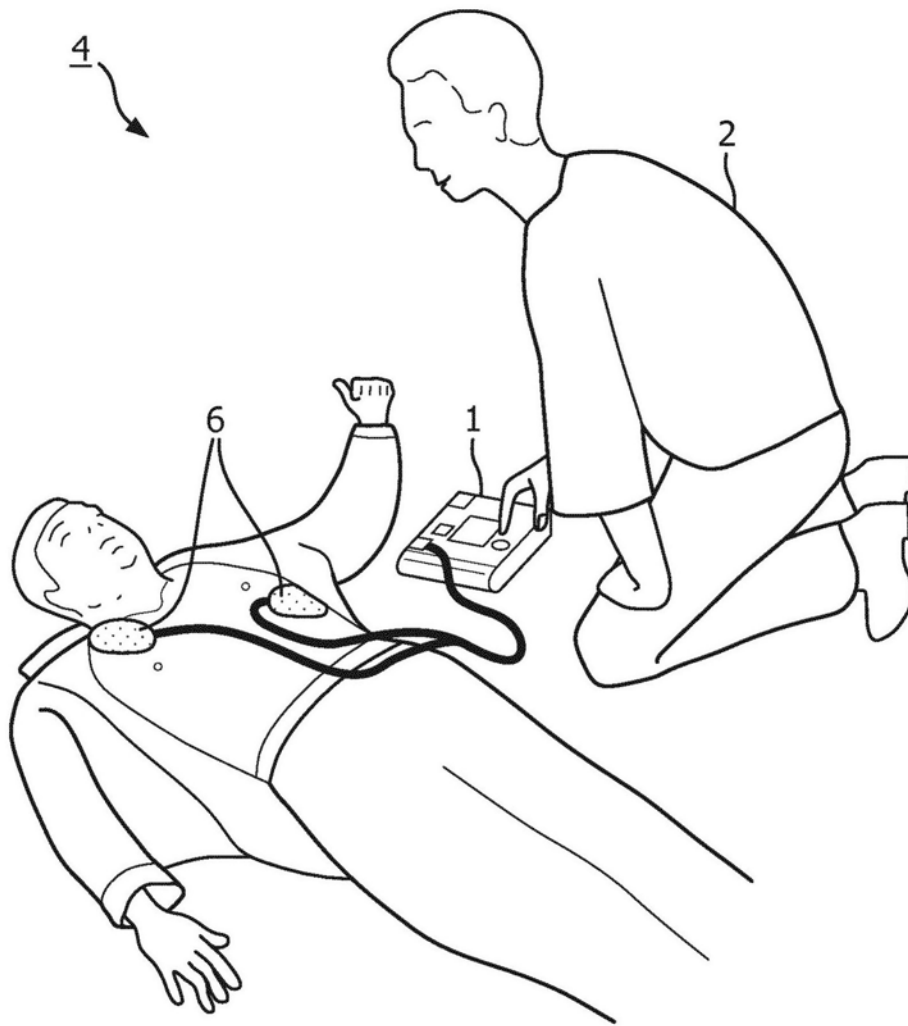


图1现有技术

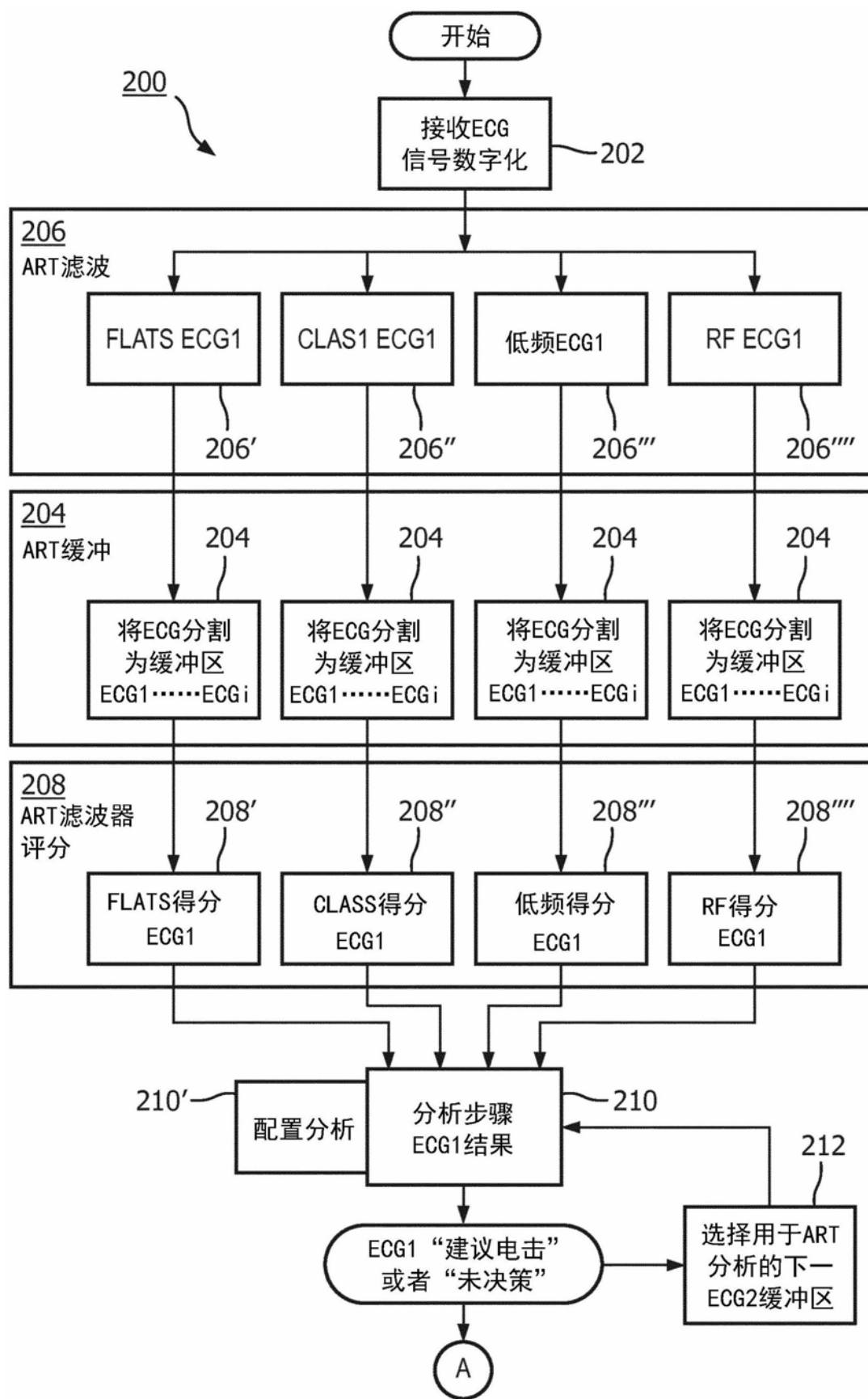


图2a

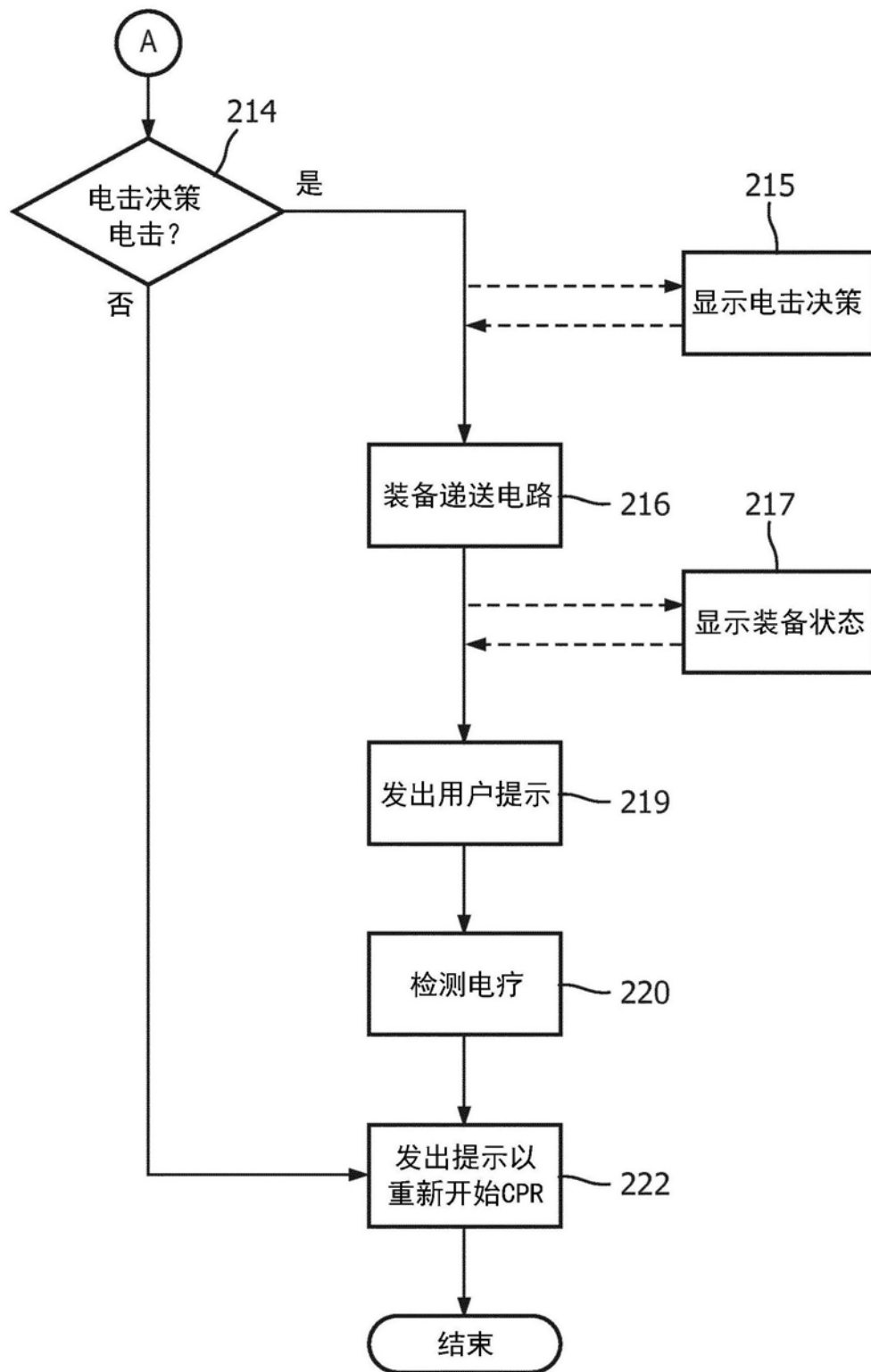


图2b

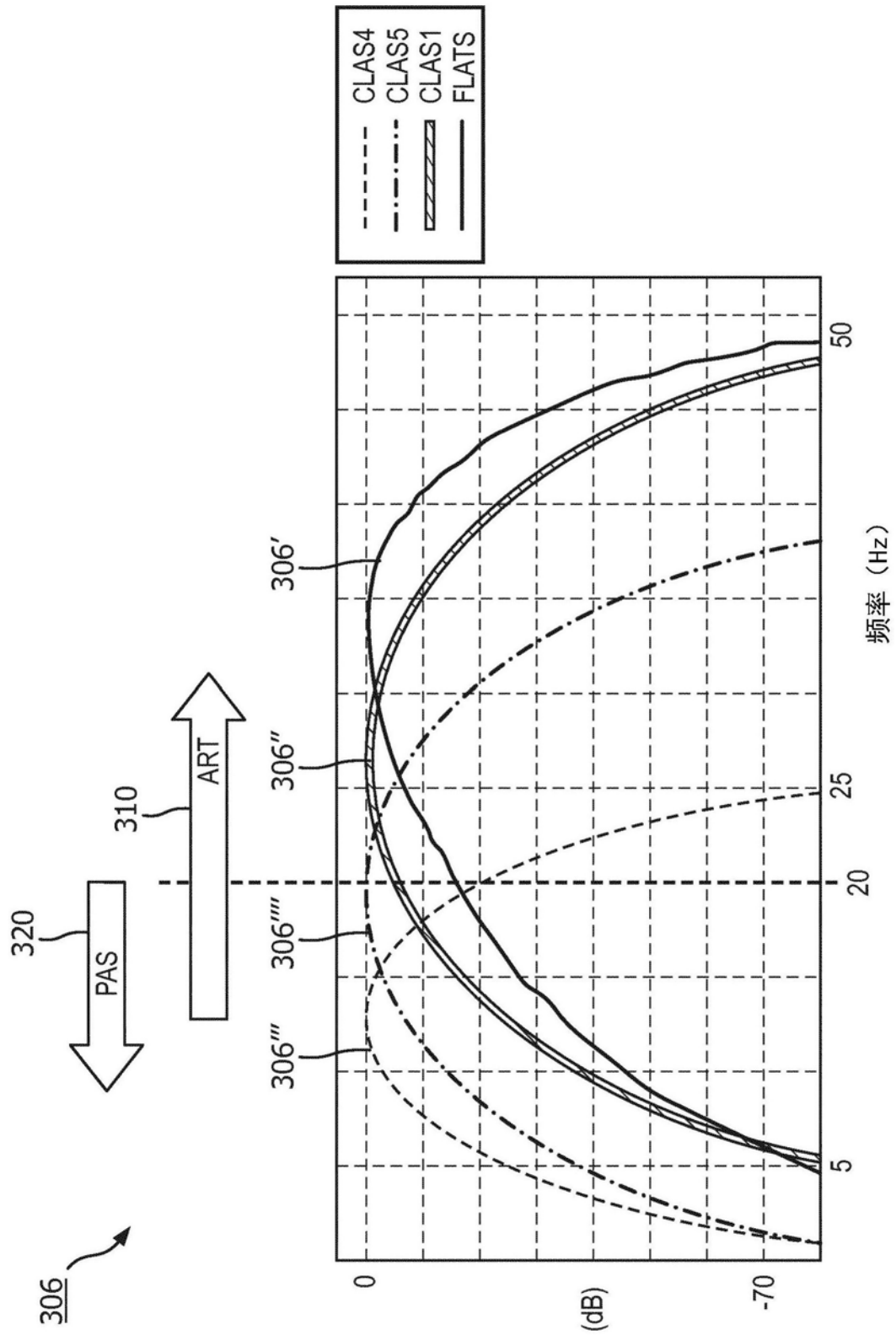


图3

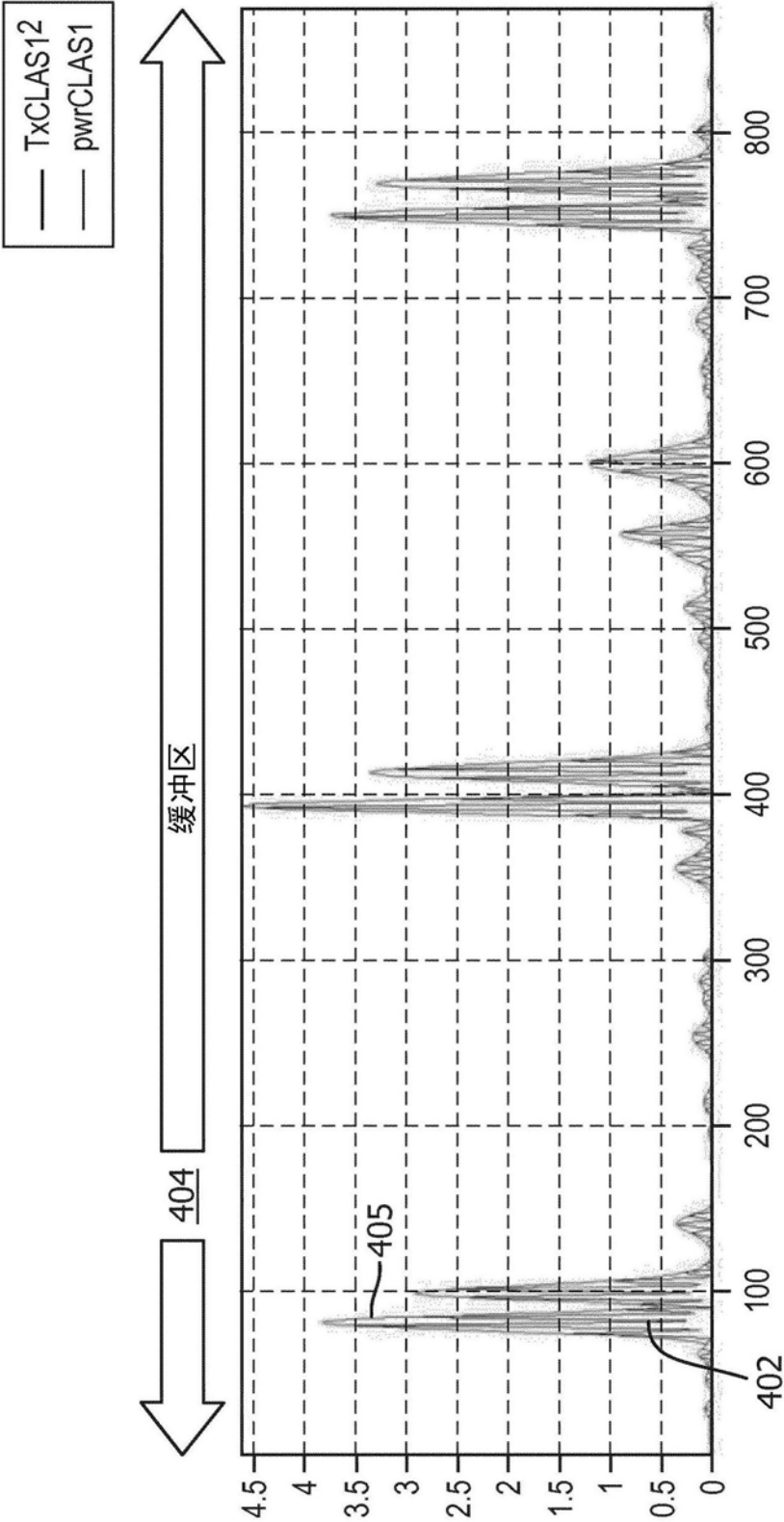


图4

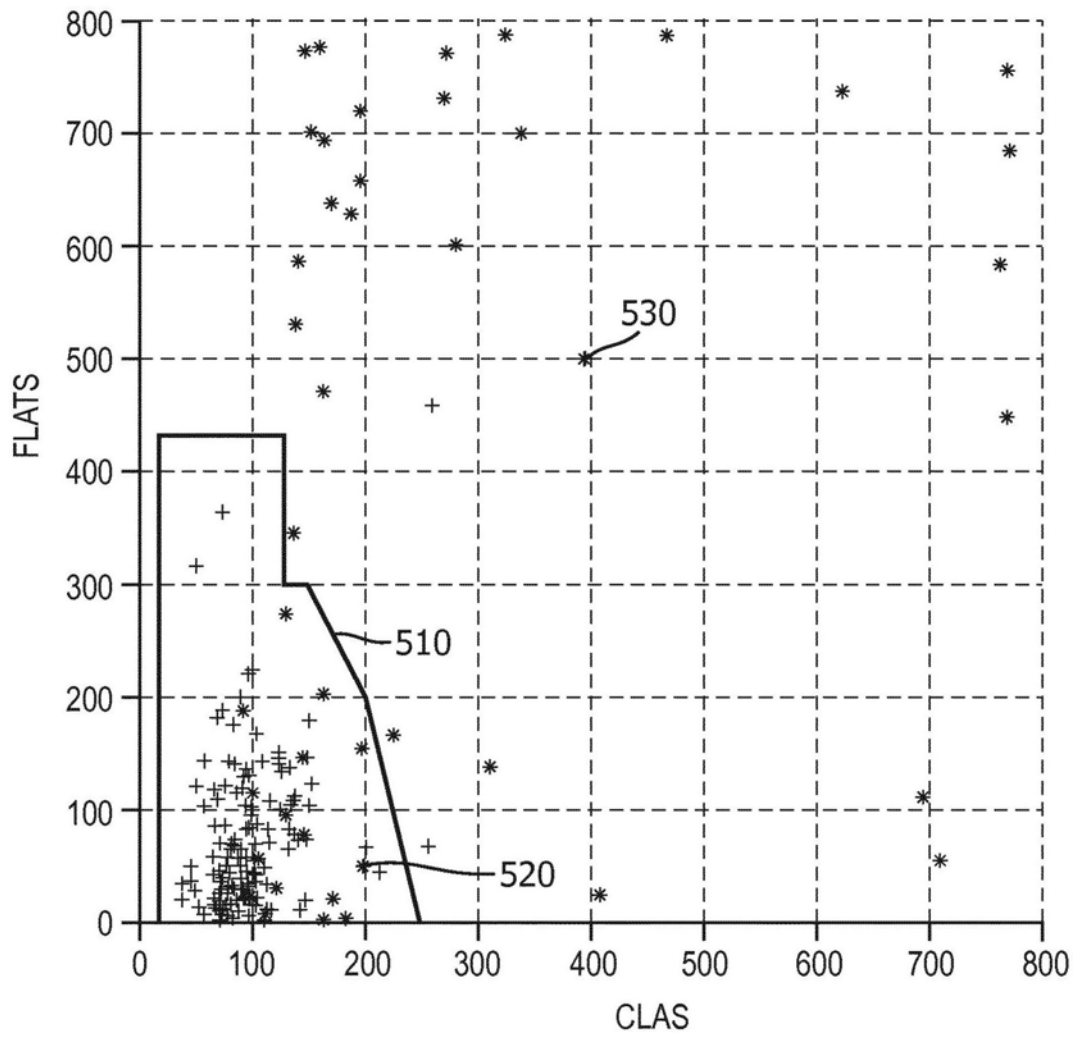


图5

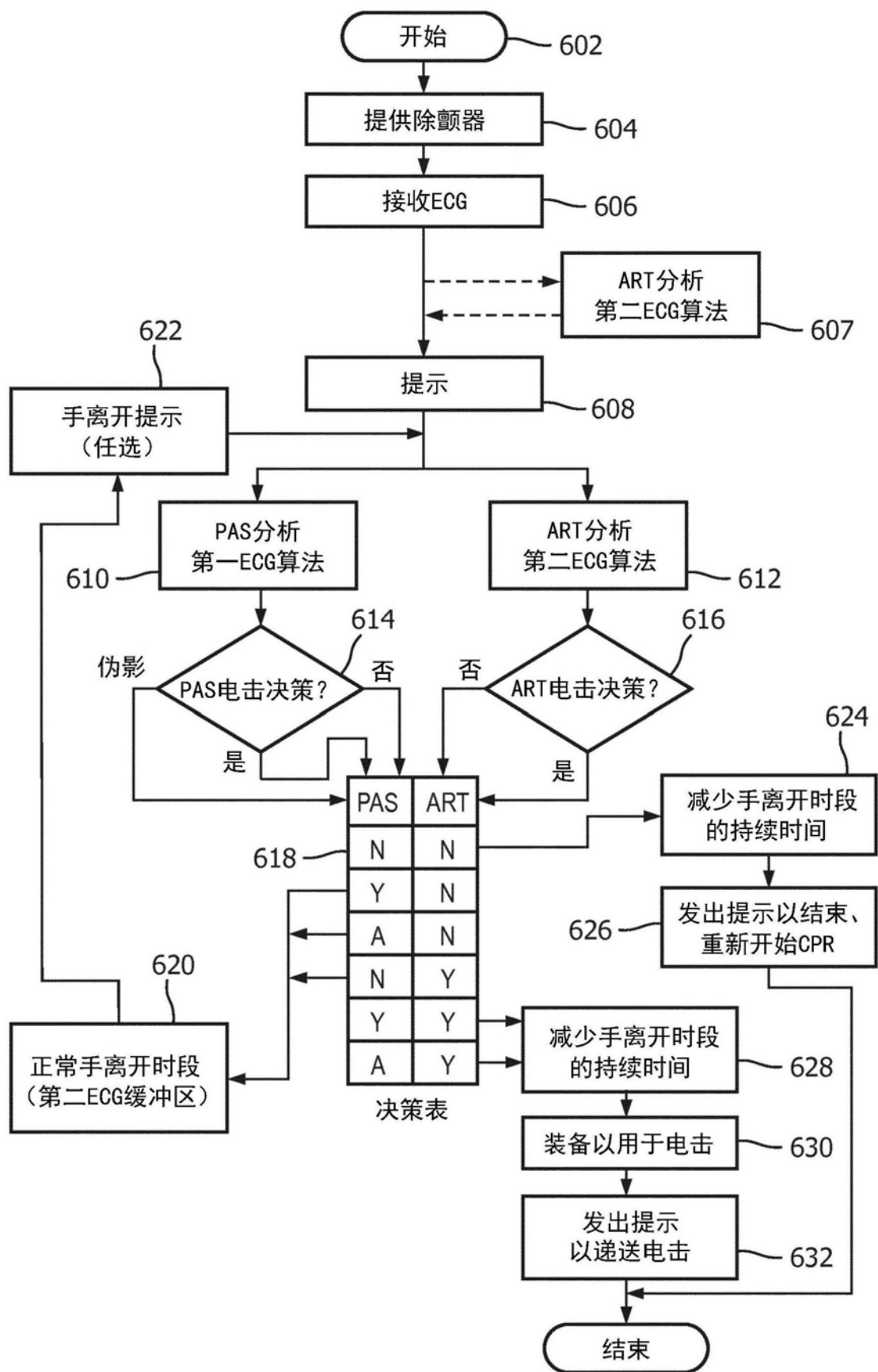


图6

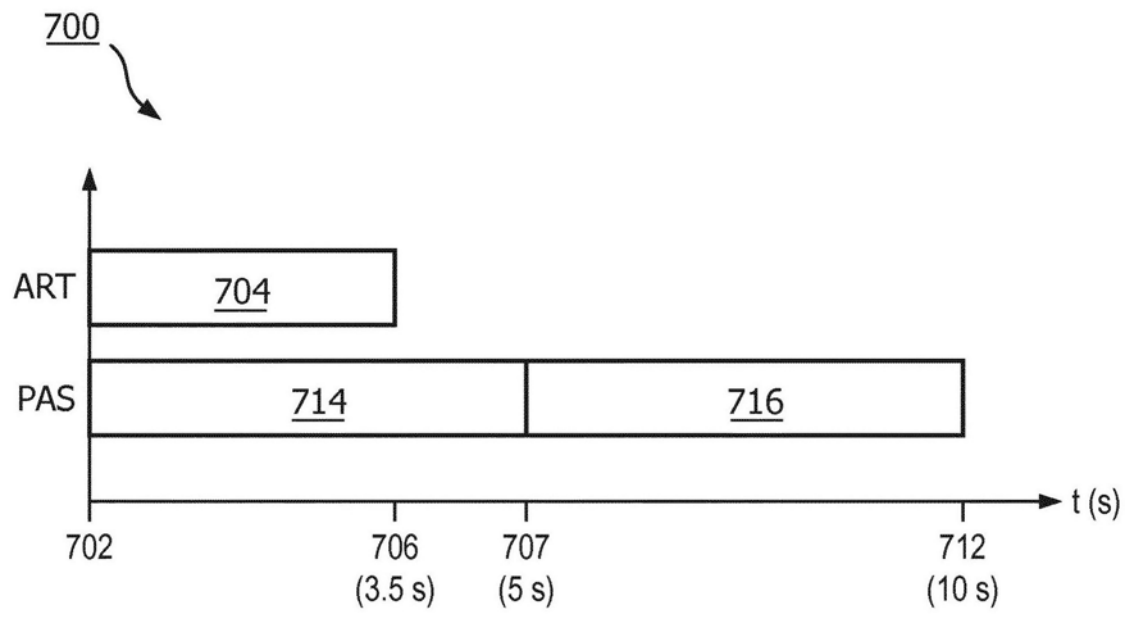


图7

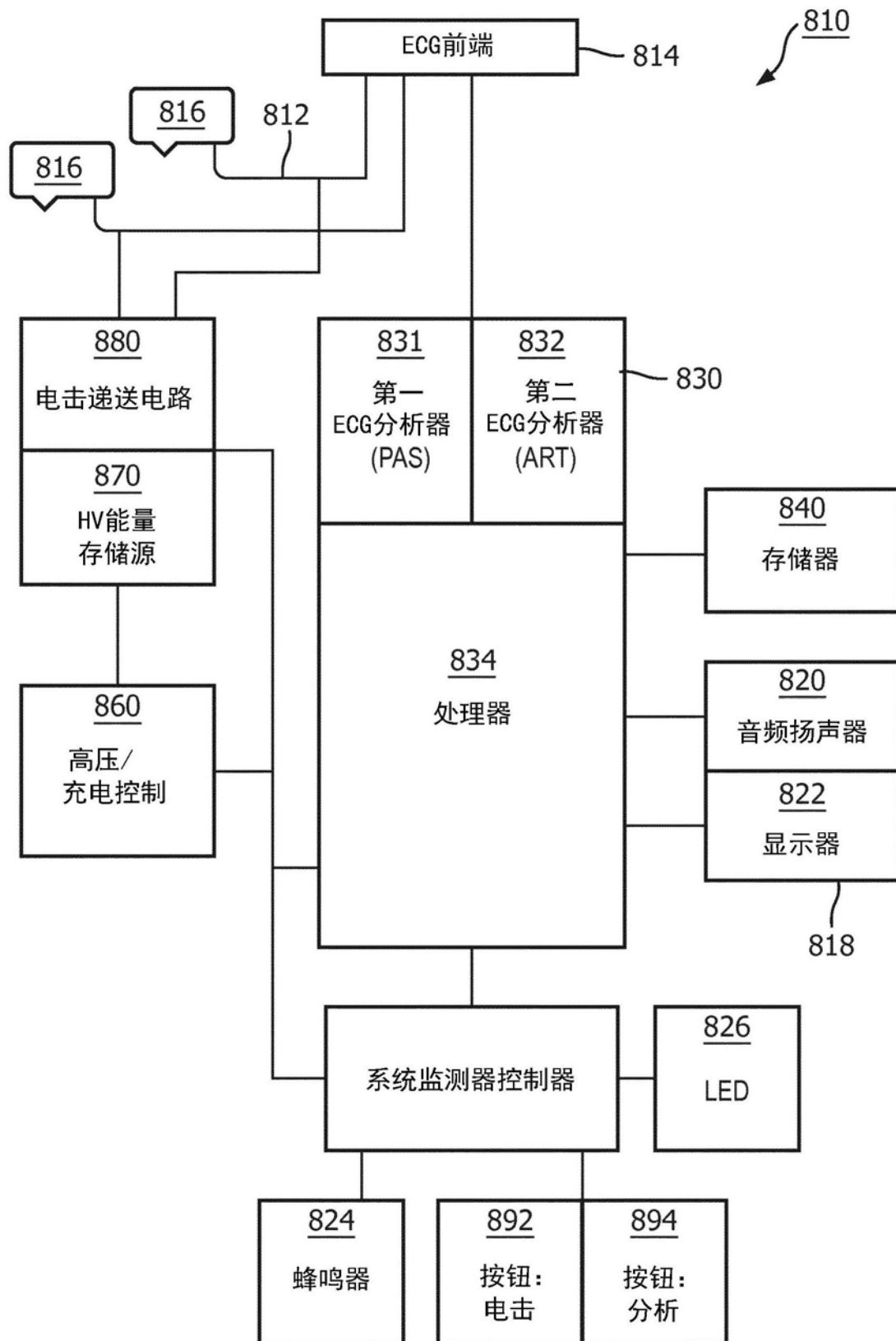


图8

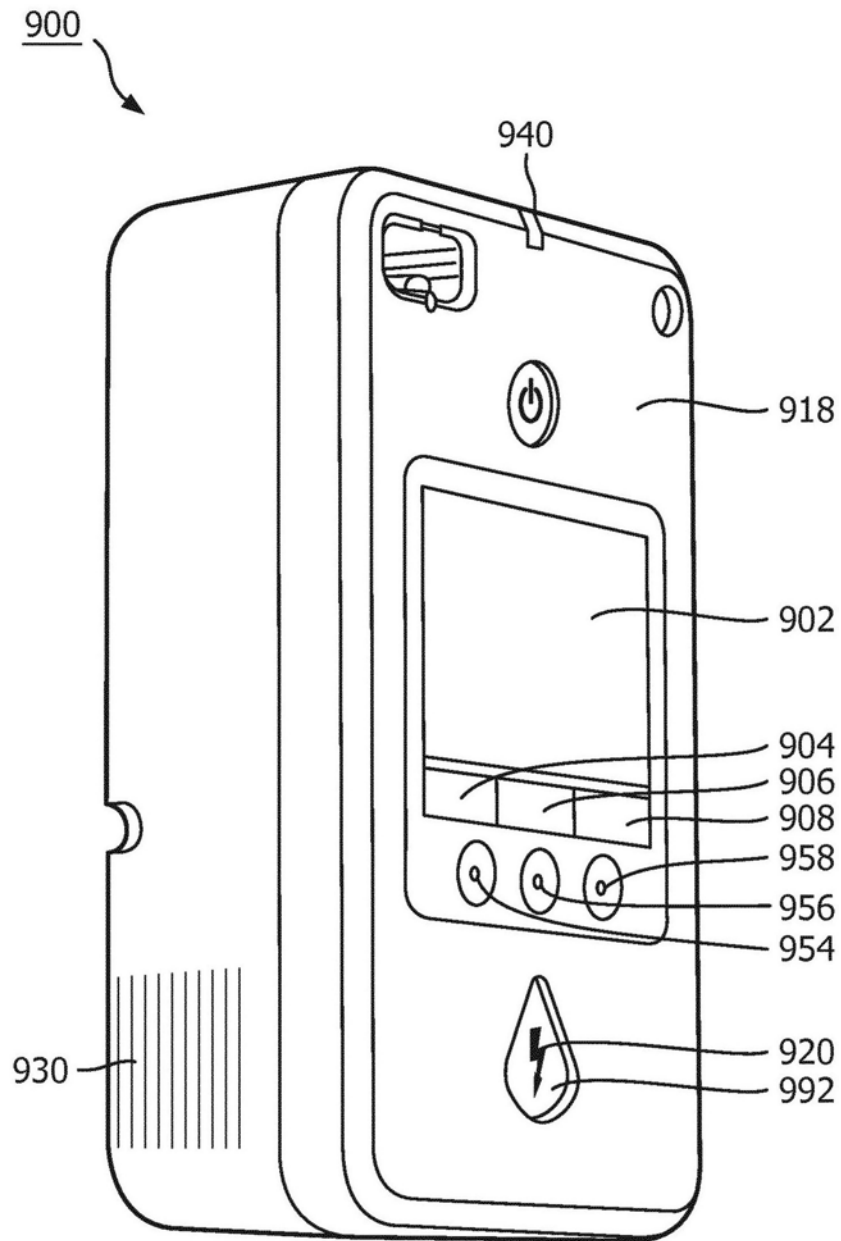


图9

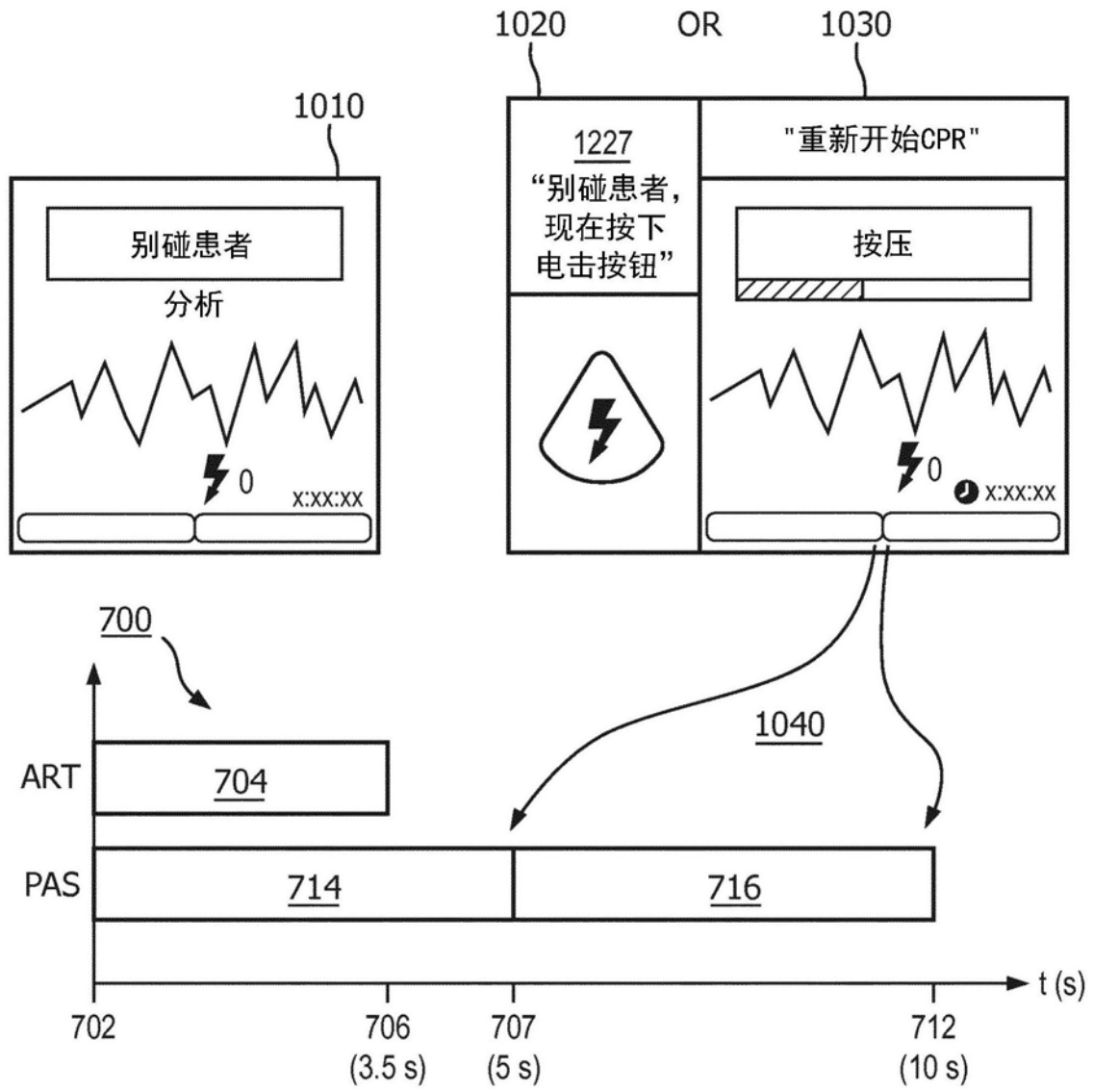


图10

专利名称(译)	具有用于节律分析的缩短的暂停的自动体外除颤器		
公开(公告)号	CN109689157A	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	CN201780022149.1	申请日	2017-03-30
[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	刘晨光 EG哈尔斯内 SE格曼 DB乔根森		
发明人	刘晨光 E·G·哈尔斯内 S·E·格曼 D·B·乔根森		
IPC分类号	A61N1/39 A61H31/00 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/046		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/046 A61B5/7217 A61B5/726 A61B2505/01 A61H31/005 A61H2201/0188 A61H2201/5043 A61H2201/5048 A61H2230/045 A61N1/3993 A61N1/39044 A61N1/3925 A61N1/3987		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/315093 2016-03-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种自动体外除颤器(AED)，其包括两个心电图(ECG)分析器。所述ECG分析器中的一个仅适用于无信号噪声的ECG，并且因此可以在其中没有心肺复苏(CPR)按压能够被提供的“手离开”分析时段期间被使用。所述“手离开”分析时段的长度能够通过与所述第一ECG分析器配合使用所述第二ECG分析器来缩短。因此，实现了在整个心脏骤停救援的过程中的CPR时间的较大的比例。

