



(45)授权公告日 2017.03.29

权利要求书2页 说明书23页 附图21页

1. 一种外部除纤颤器,包括:

一个或多个传感器,所述一个或多个传感器被布置成接触患者并且获得与对所述患者进行的胸部按压有关的测量结果,所述测量结果包括多个胸部按压的深度的值;

一个或多个额外的传感器,所述一个或多个额外的传感器被布置成接触患者并且获得与所述患者的生理参数有关的测量结果,所述生理参数包括二氧化碳水平、脉搏血氧计水平、动脉压、血压和颈动脉血流中的至少一个;

反馈装置,所述反馈装置包括视觉显示装置或听觉反馈装置,所述视觉显示装置或听觉反馈装置被配置成至少部分地基于所述多个胸部按压的深度的值和目标按压深度、以第一速率提供对用户的与由所述用户进行的胸部按压有关的周期性反馈,以及

处理器,所述处理器连接到存储计算机指令的存储器,所述计算机指令用于:

至少部分地基于与患者的生理参数有关的信息、以慢于所述第一速率的第二速率周期性地确定是否要调整所述目标按压深度,使得对于确定是否要调整所述目标按压深度的每个实例,与由所述用户进行的胸部按压有关的反馈的多个实例被提供给所述用户;并且

在至少部分地基于与所述患者的所述生理参数有关的信息确定了要调整所述目标按压深度时,存储经更新的目标按压深度,并且

其中,所述反馈装置被进一步配置成至少部分地基于所述多个胸部按压的深度的值以及所述经更新的目标按压深度来提供对用户的与由所述用户进行的胸部按压有关的周期性反馈。

2. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,对所述用户的与胸部按压有关的所述周期性反馈包括:所述多个胸部按压中的一个或多个的深度的值的指示;以及所述目标按压深度的指示。

3. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,对所述用户的与胸部按压有关的所述周期性反馈包括:表示所述目标按压深度的视觉标记;以及在表示所述目标按压深度的视觉标记之上或之下显示的表示所述多个胸部按压中的一个或多个的深度的值的视觉标记。

4. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,对所述用户的与胸部按压有关的所述周期性反馈包括:具有表示所述目标按压深度的条以及表示所述多个胸部按压中的一个或多个的深度的额外的条的图。

5. 根据权利要求4所述的外部除纤颤器,其中,在表示所述目标按压深度的条之下显示比所述目标按压深度更深的按压,并且在表示所述目标按压深度的条之上显示比所述目标按压深度更浅的按压。

6. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,对所述用户的与胸部按压有关的所述周期性反馈包括:指示所述胸部按压是否正被正确地进行的图标。

7. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,进一步包括被配置成接收与所述患者的心脏活动有关的信息的心电图装置,并且所述处理器被进一步配置成使得所述反馈装置将所述患者的心电图与与胸部按压有关的所述反馈一起显示。

8. 根据权利要求7所述的外部除纤颤器,其中,使得所述视觉显示装置显示所述心电图的配置包括使得所述视觉显示装置对横跨所述显示而移动心电图轨迹进行显示的配置。

9. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,对所述用户的与胸部按压有关的所述周期性反馈包括显示所述多个胸部按压的深度以及所述目标按压深度的指示符的条形图,所

述条形图中的条的长度表示按压深度。

10. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,所述一个或多个传感器包括被定位成依照所述患者的胸骨来移动的加速度计。

11. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,所述处理器被进一步配置成使得所述视觉显示装置显示包括所述生理参数的时间变化图的与所述生理参数有关的信息的图形表示。

12. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,所述处理器被进一步配置成使得所述视觉显示装置显示包括与所述生理参数的值的趋势相关联的趋势数据的与所述生理参数有关的信息。

13. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,所述处理器被进一步配置成确定所获得的与所述患者的所述生理参数有关的信息的趋势、并且使得所述视觉显示装置显示所确定的所述趋势的图形表示。

14. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,所述处理器被进一步配置成使得所述视觉显示装置显示:示出潜在趋势方向的多个箭头;以及与所述多个箭头之一相关联的视觉标记,所述视觉标记指示所确定的所述趋势的方向。

15. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,所述第一速率包括每按压速率,并且所述第二速率包括在10秒与一分钟之间的时间段。

16. 根据权利要求1所述的外部除纤颤器,其中,所述第一速率包括5秒或更小的速率,并且所述第二速率包括10秒或更大的速率。

包括CPR深度信息的除纤颤器显示器

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2011年8月12日提交的标题为“DEFIBRILLATOR DISPLAY INCLUDING CPR DEPTH INFORMATION”的序列号为13/208,871的美国申请的优先权,其全部内容通过引用合并到本申请中。

技术领域

[0003] 本文涉及心脏复苏,并且尤其涉及用于辅助救援者进行心肺复苏(cardio-pulmonary resuscitation,CPR)的系统和技术。

背景技术

[0004] 心脏依赖有组织的电脉冲序列来有效地跳动。与该正常序列的偏离被称为“心律失常”。某些医疗装置包括下述信号处理软件,该信号处理软件分析从医疗患者(例如,急救现场的病人)获取的心电图(ECG)信号以确定何时存在心律失常,如心室颤动(VF)或者可电击室性心动过速(VT)。这些装置包括自动化的外部除纤颤器(defibrillator)(AED)、ECG节律分类器以及室性心律失常检测器。AED是除纤颤器——向患者递送受控的电击的装置——同时比如通过向护理提供者提供口头提示以在对于AED治疗对患者进行评估、将患者附接到AED治疗以及激活AED治疗的过程中与该提供者“对话”而相当容易使用。刚才所述的医疗装置中的某些医疗装置还能够识别两种不同的心脏波形:VT和VF。

[0005] VT是源自室性异位病灶的快速心律失常,其特征通常大于每分钟120跳的速率和宽的QRS波群。VT可以是单形的(通常源于具有相同QRS波群的单个病灶的规则节律)或多形的(不稳定,可以是不规则的节律,具有变化的QRS波群)。图1A示出了用于不稳定VT的示例节律。根据VT维持的速率和时间长度,VT状态下的心脏可以产生脉冲或可以不产生脉冲(即,血液通过循环系统的搏动运动)。VT状态下的心脏活动仍具有一定的组织性(注意,基本上“循环”都是相同大小和形状)。如果不存在与这种VT节律相关联的脉冲,则认为VT是不稳定的和危及生命的状况。可以用电击或者除纤颤治疗不稳定的VT。

[0006] 室上性心动过速(SVT)是在心脏的下腔室(心室)上方开始的快速心跳。SVT是在心腔(心房)、被称为房室(AV)结的心脏导电系统的构成部分之一或二者中开始的异常心脏节律。虽然SVT很少危及生命,但是其症状会是不舒服的,其症状包括心脏狂跳的感觉、在胸部中的颤动或冲击或者额外的心跳(心悸)或头晕。

[0007] VF通常直接危及生命。VF是一种无脉搏的心律失常,具有不规则和混乱的电活动以及心室收缩,其中,心脏立即丢失了其作为泵的能力。VF是心脏性猝死(SCD)的主因。在图1B中图示了VF的示例节律。该波形没有与其相关联的脉搏。没有达到这个节律的组织(注意,循环的不规则大小和形状)。心脏的泵送部分象一袋蠕虫那样颤抖,并且,该活动将不太可能移动任何血液。该节律的校正行为是使用电荷对心脏除纤颤。

[0008] 正常心跳波在窦房结(SA结)处开始,并且朝向左心室的远下角行进。对心脏的大电击可校正VF和不稳定的VT节律。这个大的电击可以强制心脏中的所有心肌细胞同时去极

化。随后,所有的心脏细胞进入短的休息时段。希望窦房结(SA结)在任何其他细胞之前从这个电击中恢复,并且作为结果产生的节律如果不是正常的窦性节律也是产生脉搏的节律。

[0009] 许多AED实现在使用除颤和心肺复苏(CPR)对患者的救护事件期间的特定时间执行ECG分析来识别VT和VF波形的算法。通常在除颤电极附接到患者后的几秒内启动第一次ECG分析。基于第一次分析的结果,可以启动或可以不启动随后的ECG分析。通常,如果第一次分析检测到可电击节律,则建议救援者递送除颤电击。在电击递送后,可以自动地启动第二次分析,以确定除颤治疗成功与否(即,可电击ECG节律已经被转化为正常的或者其他不可电击的节律)。如果这个第二次分析检测到可电击的心律失常连续存在,则AED建议用户递送第二次除颤治疗,然后可以执行第三次ECG分析,以确定第二次电击是有效还是无效。如果可电击节律持续,则向救援者建议递送第三次除颤治疗。

[0010] 在第三次除颤电击后或当如上所述的分析中的任何一个分级检测到不可电击的节律时,由美国心脏协会和欧洲复苏理事会推荐的治疗方案要求救援者查看患者的脉搏或对患者的循环征象进行评估。如果不存在脉搏或循环征象,则可以引导救援者对病人执行CPR持续一分钟或更多分钟的时间段。CPR包括人工呼吸和胸部按压。在这个CPR的时间段后,AED重新启动包含有如上所述的适当除颤治疗的一系列最多达三次另外的ECG分析。三次ECG分析/除颤电击的序列之后是1至3分钟的CPR,以重复的方式持续,只要AED的电源接通并且患者连接到AED装置。通常,AED提供音频提示以通知救援者何时分析即将开始。分析结果是什么以及何时开始和停止CPR的递送。

[0011] 许多研究已经报告,中断胸部按压或者过度地暂停胸部按压会显著地降低病人的自主循环恢复的恢复率和24小时存活率。因此,有益的是,在胸部按压期间识别异常的心脏节律。有近期的临床证据表明在某些情况下在对患者除颤前执行胸部按压会是有益的。具体来说,在临床上有益的是,如果医疗急诊系统的响应时间导致超过4分钟的延迟使得患者处于心脏骤停超过4分钟,则在除颤前使用胸部按压治疗患者。胸部按压伪迹摒除可以采用对ECG的频谱分析,除颤成功预测和治疗决定通常指定在要被检测的ECG频谱中的一组参数。例如,US5,683,424将根据ECG的计算出频谱的质心或中间频率或峰值功率频率与阈值作比较以确定是否需要除颤电击。

[0012] 不幸的是,由于除颤器高压电容器的充电要求,现在的AED要求能够递送大量电流的电池。这导致在尺寸和重量两方面都过大的电池,这限制了这些电池的便携性和方便性,而且在可佩戴的除颤器如LifeVest(ZOLL,Medical,Chelmsford,MA)的情况下,限制了电池的可佩戴性和舒适度。另外,电池仍然是当前制造的AED的最不可靠地元件,因制造缺陷以及总是随着电池而出现的通常的寿命终止而产生定期召回,但是电池对于救生装置是特别麻烦的。

发明内容

[0013] 本文描述了可以用于提供与在向患者施行CPR期间的CPR施行和/或患者状态有关的信息的系统和技术。在本文中描述的系统和技术致力于识别最重要的数据以及以高效且有效的方式向救援者显示信息。显示给救援者的数据可以包括与通过救援者施行的CPR的质量有关的信息,例如包括CPR胸部按压深度。显示给救援者的数据还可以包括与患者状态有关的信息。与患者和CPR有关的数据以提高救援者快速理解患者的状态并且进行有利于

患者的临床决定的能力的方式以图形的方式和/或以文字的方式呈现。

[0014] 本文描述了用于根据测量的患者的生理参数来自动确定目标胸部按压深度的系统和方法。在一些示例中,目标按压深度可以作为对施行胸部按压的指导提供给救援者并且系统可以将目标按压深度修改零点几英寸。

[0015] 在某些实现中,这种系统和技术可以提供一个或多个优点。例如,当救援者可以容易地在单个位置观察格式良好的信息时可以改善患者护理。此外,救援者可以能够将他们施行的CPR(例如,修改按压深度)修改成是更有效的,这是因为系统基于测量的参数确定不同的深度是否可能更有效并且将相关数据以可理解的方式呈现给救援者。

[0016] 在一种实现中,一种用于向需要急诊救助的人提供自适应心肺复苏(CPR)治疗的方法包括:由便携式计算单元获得多个胸部按压的深度的值。该方法还包括:由便携式计算单元获得与人的生理参数有关的信息。方法还包括:至少部分地基于多个胸部按压的深度的值和目标按压深度、以第一速率提供对用户的与由用户进行的胸部按压有关的周期性反馈,并且至少部分地基于与人的生理参数有关的信息、以慢于第一速率的第二速率周期性确定是否要调整目标按压深度,使得对于确定是否要调整目标按压深度的每个实例,与由用户进行的胸部按压有关的反馈的多个实例被提供给用户。

[0017] 实施方式可以包括以下中的一个或多个。

[0018] 方法可以包括向用户提供与目标CPR按压深度有关的信息。

[0019] 对用户的与由用户进行的胸部按压有关周期性反馈可以包括对用户的与按压深度有关的反馈。

[0020] 提供对用户的与胸部按压有关的周期性反馈可以包括在除颤器的图形显示屏上显示多个胸部按压中的一个或多个的深度的值的指示以及目标按压深度的指示。

[0021] 提供对用户的与胸部按压有关的周期性反馈可以包括在除颤器的图形显示屏上显示多个胸部按压中的一个或多个的深度的图形表示以及目标按压深度的指示。

[0022] 提供对用户的与胸部按压有关的周期性反馈可以包括在除颤器的图形显示屏上显示具有表示目标按压深度的视觉标记以及在表示目标按压深度的视觉标记之上或之下显示的表示多个胸部按压中的一个或多个的深度的值的视觉标记的图。

[0023] 提供对用户的与胸部按压有关的周期性反馈可以包括在除颤器的图形显示屏上显示具有表示目标按压深度的条以及表示多个胸部按压中的一个或多个的深度的额外的条的图。

[0024] 可以在表示目标按压深度的条之下显示比目标按压深度更深的按压,并且可以在表示目标按压深度的条之上显示比目标按压深度更浅的按压。

[0025] 提供对用户的与胸部按压有关的周期性反馈可以包括:显示指示胸部按压是否正被正确地进行的图标。

[0026] 方法还可以包括:接收与患者的心脏活动有关的信息,并且将患者的心电图与与胸部按压有关的反馈一起显示在图形显示器上。

[0027] 显示心电图可以包括:横跨显示器而移动心电图轨迹。

[0028] 对用户的与胸部按压有关的周期性反馈可以包括显示多个胸部按压的深度以及目标按压深度的指示符的条形图。

[0029] 条形图中的条的长度可以表示按压深度。

[0030] 获得与多个胸部按压的深度有关的信息可以包括：从被定位成依照患者的胸骨来移动的加速度计获得与对患者进行的胸部按压有关的数据。

[0031] 便携式计算单元可以与便携式除纤颤器集成。

[0032] 便携式计算单元可以是触摸屏平板计算机。

[0033] 方法还可以包括：显示与人的生理参数有关的信息的图形表示。

[0034] 方法还可以包括：显示包括生理参数的时间变化图的与生理参数有关的信息的图形表示。

[0035] 方法还可以包括：显示包括与生理参数的值的趋势相关联的趋势数据的与生理参数有关的信息的图形表示。

[0036] 方法还可以包括：确定所获得的与人的生理参数有关的信息的趋势以及显示所确定的趋势的图形表示。

[0037] 显示所确定的趋势的图形表示可以包括：提供示出潜在趋势方向的多个箭头以及提供与多个箭头之一相关联的视觉标记，视觉标记指示所确定的趋势的方向。

[0038] 第一速率可以是每按压速率，并且第二速率可以是在10秒与一分钟之间的时间段。

[0039] 第一速率可以是5秒或更小的速率，并且第二速率可以是10秒或更大的速率。

[0040] 在一些额外方面，一种外部除纤颤器包括一个或更多个传感器，该一个或更多个传感器被布置成接触病人并且获得与对患者进行的胸部按压有关的测量结果。除纤颤器还可包括一个或更多个额外的传感器，该一个或更多个额外的传感器被布置成接触患者并且获得与患者的生理参数有关的测量结果。除纤颤器还包括视频显示屏，该视频显示屏用于至少部分地基于多个胸部按压的深度的值和目标按压深度、以第一速率显示对用户的与由用户进行的胸部按压有关的周期性反馈。除纤颤器还包括处理器，该处理器连接到存储计算机指令的存储器，该计算机指令用于至少部分地基于与人的生理参数有关的信息、以慢于第一速率的第二速率周期性确定是否要调整目标按压深度，使得对于确定是否要调整目标按压深度的每个实例，与由用户进行的胸部按压有关的反馈的多个实例被提供给用户。

[0041] 根据说明书、附图并且根据权利要求，其他的特征和优点将是明显的。

附图说明

[0042] 图1A是室性心动过速(VT)节律的幅度-时间曲线。

[0043] 图1B是心室颤动(VF)节律的幅度-时间曲线。

[0044] 图2是包括自动电子除纤颤器(AED)和多引线心电图(ECG)装置的一种实现的图。

[0045] 图2A是图2的AED的图。

[0046] 图3A和图3B是ECG分析和充电周期的示例。

[0047] 图4A是示出在与CPR间隔相关联的胸部按压期间对除纤颤装置充电所要采取的动作的流程图。

[0048] 图4B是示出使用基于观测到可电击节律的可能性而选择的不同电流水平来对除纤颤装置充电所要采取的动作的流程图。

[0049] 图4C是示出使用基于观测到可电击节律的可能性的不同电流水平来对除纤颤装置进行自适应充电所要采取的动作的流程图。

[0050] 图4D是示出将除纤颤装置自适应地充电至基于ECG分析而选择的水平所要采取的动作的流程图。

[0051] 图5A是ECG信号的图。

[0052] 图5B是示出与ECG信号强互相关的CPR加速度信号图。

[0053] 图6A是ECG信号的图。

[0054] 图6B是示出与ECG信号低互相关的CPR加速度信号的图。

[0055] 图7是具有显示器的除纤颤装置的图。

[0056] 图8A是示出基于对CPR胸部按压的检测来对除纤颤装置的显示器上呈现的信息进行修改所要采取的动作的流程图。

[0057] 图8B至图8E是示出在除纤颤器显示器上呈现的示例性信息的屏幕截图。

[0058] 图9A是示出在除纤颤装置的显示器上提供CPR质量的指示所要采取的动作的流程图。

[0059] 图9B和图9C是示出在除纤颤器显示器上呈现的示例性信息的屏幕截图。

[0060] 图10A是示出提供释放指示符所要采取的动作的流程图。

[0061] 图10B和图10C是示出在除纤颤器显示器上呈现的示例性信息的屏幕截图。

[0062] 图11是示出在除纤颤器显示器上呈现的示例性信息的屏幕截图。

[0063] 图12A是示出在除纤颤器显示器上呈现的示例性信息的屏幕截图。

[0064] 图12B是示出在除纤颤器显示器上呈现的示例性信息的屏幕截图。

[0065] 图13是示出将目标按压深度调整零点几英寸所要采取的动作的流程图。

[0066] 图14是示出对调整目标按压深度和向救援者提供有关CPR质量的反馈所要采取的动作的流程图。

[0067] 图15A是示出在除纤颤器显示器上呈现的示例性信息的屏幕截图。

[0068] 图15B是示出在除纤颤器显示器上呈现的示例性信息的屏幕截图。

具体实施方式

[0069] 本描述论述了用于以受控的方式提供除纤颤能量的系统和技术。通常,这种能量需要比如通过对电容器充电来建立,并且该能量建立可能需花费相当大长度的时间。使用本文论述的技术,系统能够在要递送除纤颤脉冲的时间之前(例如,在救援者正进行胸部按压时)分析患者的需求并且能够足够地在需要电击的时间之前开始对电容器或其他适当的能量递送机构充电,使得当需要电击时能够立即递送电击。

[0070] 现在参照图2,示出了可以用来在适当的时间提供除纤颤电击的AED10。在示出示例实现的图中,救援者使用AED10来自动地监视在心脏复苏期间的病人。AED10使用测定的ECG信号来监视病人的心脏并且在使用胸部按压技术使病人苏醒时对AED内的除纤颤装置充电。在一些示例中,对除纤颤装置充电的方式(例如,充电速率、所存储的总充电量)可以基于测定的ECG信号。有利地,在CPR胸部按压期间对除纤颤装置充电减少了病人不接收胸部按压的时间量,这是因为如果存在可电击节律,则装置处于戒备并且准备好在救援者完成胸部按压时立即递送电击。

[0071] AED10包括扬声器16、显示屏18、模拟数字转换器20、处理器22以及除纤颤脉冲发生器24。模拟数字转换器20连接到一组ECG引线,这组ECG引线又附接到病人。ECG引线将信

号传送给用于监视病人的心脏电节律的处理器22。转换器20将来自ECG引线的信号发送给处理器22。在使用胸部按压技术使病人苏醒时,处理器22使用ECG信号来监视病人的心脏以检测危险节律。

[0072] 如果AED10检测到危险的心脏节律,则AED10生成报警信号。报警信号可被救援者注意到。当救援者向AED10发出指示除纤颤电击的命令时,AED10可以生成对病人的除纤颤电击。除纤颤电击意在治疗病人心脏的危险节律。

[0073] AED10还包括被配置成在胸部按压期间对AED充电的充电模块19。模块19可以基于监视的ECG信号自适应地对AED充电。在一些示例中,仅当通过分析监视的ECG信号确定很可能存在可电击节律时才对除纤颤器预充电。在一些额外的示例中,基于监视的ECG信号来确定和设定对装置充电的水平。在一些额外的示例中,为了保存电力,充电的方法(例如,充电速率)基于监视的ECG信号而不同。例如,如果时间允许,与正常对电容器充电相比,可以更慢地对电容器充电以便保存电力,但是仍要确保正当救援者需要除纤颤器时电容器达到其充满电状态。

[0074] AED10使用节律咨询方法来:a)量化ECG信号的频域特征;b)区分正常和异常ECG节律,如VF;c)检测异常ECG节律的起点;以及d)作出关于心脏生理状态的决定。在ECG信号中存在或不存在胸部按压伪像的情况下该频域测定可以是可靠的。AED10在识别出心脏当前的生理状态之后,可以作出关于适当的治疗动作的决定以使救援者作出该动作并且使用扬声器16和显示屏18将该动作传达给救援者。

[0075] AED10可以并入用于额外治疗动作,如胸部按压、通气或者递送包含新陈代谢养分或基本养分的静脉注射方案的功能。基于节律咨询方法的分析的结果,AED10可以自动地向患者递送适当的治疗。

[0076] AED10还可以被配置于“咨询”模式,其中,在AED10已作出最佳治疗的确定之后AED10将提示护理人员,并且在治疗被递送给患者之前需要由护理人员/装置操作者以按钮按压或语音检测确认的形式确认。

[0077] AED10分析ECG信号以预测除纤颤成功以及来决定除纤颤或者递送替代性治疗如胸部按压、药物如肾上腺素、基本养分如葡萄糖或者其他电治疗如起搏是否合适。

[0078] 在一些示例中,一个或更多个治疗递送装置30自动地将适当的治疗递送给患者。治疗递送装置30例如可以是便携式胸部按压装置、药物灌注装置、通气机和/或包括多种治疗如除纤颤、胸部按压、通气以及药物灌注的装置。治疗递送装置30与除纤颤器AED10物理地分离,并且可以由通信链路32实现对治疗递送装置30的控制。通信链路32可以采用线缆的形式但是优选地链路32经由无线协议。

[0079] 在其他示例中,总体复苏事件的控制和协调以及各种治疗的递送可以由AED10外部的装置34或处理元件来实现。例如,装置34可以从AED10下载并处理ECG数据;分析ECG信号;基于分析进行如上所述和如下所述的那些相关确定;以及控制其他治疗装置30包括AED10。在其他示例中,AED10可以进行包括分析ECG信号的对ECG的所有处理并且可以仅将最终确定的适当治疗传送给控制装置34,然后控制装置34会对其他链接的装置30进行控制动作。

[0080] 胸部按压伪像可以与ECG信号部件分离,使得AED10能够在不停止胸部按压期间的处理的情况下对ECG信号进行处理。例如在标题为“ECG Rhythm Advisory Method”的美国

专利7,565,194中描述了用于分析ECG信号以确定是否存在可电击节律的示例性方法,其全部内容通过引用合并到本申请中。

[0081] 已认识到,CPR期间好的胸部按压对拯救更多心脏骤停的病人是必要的。美国心脏协会在其指导中推荐的按压速率大于每分钟100次按压。许多研究已经报告,中断胸部按压,比如通常为进行ECG分析和对除颤器充电而中断胸部按压,会显著地降低自主循环恢复的恢复率和24小时存活率。由于具有的电压为1000伏特至2000伏特的高压除颤电击的传送的安全问题,救援者被教导在开始除颤电击前停止胸部按压并且将他们的手从病人的胸部已开。通过将在胸部按压期间分析ECG信号作为一种机制使得能够更早对除颤装置中的能量递送装置(例如,电容器)充电,可以减小提供胸部按压的间隔并且提升对患者的护理。

[0082] 图3A示出了ECG分析和充电周期的示例,其中在CPR间隔结束之后开始对除颤装置充电。如图所示,在一些AED装置的工作中,救援者被指示进行用于两分钟CPR间隔300的胸部按压,其后救援者被指示暂停他的或她进行的CPR304。在此时间点,救援者从病人移开他的或她的手、进行ECG分析并且对除颤装置充电(间隔302)。因此,时间段经过(时间段302)救援者没有向病人递送胸部按压的期间。在递送电击307前的经过时间段例如可以约为10秒,其中的一部分专用于进行ECG分析并且一部分专用于对除颤装置充电。虽然存在用于在CPR胸部按压期间不停止处理的情况下对ECG信号进行处理的方法,但是时间段仍可以经过停止胸部按压和可获得用于递送电击的充足的充电量之间。

[0083] 图3B示出了ECG分析和充电周期的示例,其中在CPR间隔结束之前开始对除颤装置充电。CPR间隔可以基于施行胸部按压的时间长度(例如,如图3B所示)、胸部按压的总次数、基于深度或者按压速率的有效胸部按压的总次数、有效胸部按压的总的时间长度或者可以是一个或更多个观察因素如ECG分析和/或如药物递送的介入的定时而可变的。此外,CPR间隔可以由软件或固件更新以处理不同的CPR协议,使得能够根据协议对装置充电和递送除颤治疗。如图所示,在本文所示的操作方法中,在救援者提供胸部按压时对除颤装置充电。类似于相对于图3A所述的方法,救援者被指示进行两分钟CPR间隔308的胸部按压。在两分钟CPR间隔期间,进行ECG分析并且对除颤装置充电(间隔310)。在完成CPR间隔后,指示救援者暂停CPR312并且几乎可以立即向病人递送电击314,因为已经对除颤装置充电。因为在救援者停止胸部按压前除颤装置已经充满电,所以可以大大减小其间救援者不向病人递送胸部按压的时间段并且可以在完成胸部按压后立即或者几乎立即递送电击。例如,在CPR间隔末尾和电击(如果存在可电击节律)递送之间的经过时间可以小于5秒钟(例如,约小于5秒钟、约小于3秒钟、约小于2秒钟、约小于1秒钟、约小于1/2秒钟)。在一些实施方式中,救援者停止胸部按压和递送电击之间的时间长度可以仅基于救援者在定位和按下AED装置上的引起AED装置向病人递送电击的按钮所花费的时间量。

[0084] 在一些额外的实施方式中,在救援者停止胸部按压后,AED装置可以利用很短的时间段(例如,当救援者定位和按下按钮时)来确认向病人递送电击的合理性。例如,可以指示救援者视觉检测并且确认存在可电击节律和/或AED装置可以继续收集并且分析ECG信号(缺少胸部按压导致ECG信号中的伪像较少)以重新确认递送电击的合理性。在一些额外的示例中,AED装置可以在施行胸部按压期间提醒救援者推测的、观察的潜在节律,并且此外可以潜在地提供指示系统在分析和确定潜在的节律中多么可信的置信度。提供这种信息可

以在进行重新确认递送电击的合理性中辅助救援者。总的来说,基于在无胸部按压伪像的情况下对ECG信号的分析用来重新确认的时间段可以很短(例如,约小于5秒钟、约小于3秒钟、约小于2秒钟)。用于重新确认的时间段可以基于生理特征(例如,快心率或慢心率)和/或用于ECG分析的预期置信度水平。

[0085] 由于在救援者接触病人时时将除纤颤装置充电到1000伏特至2000伏特的安全问题,除纤颤装置中可以包括安全互锁以确保救援者将他的或她的手从病人移开前电压不放电。除纤颤器安全互锁可以包括阻止除纤颤器在单元外意外地放电的一个或多个软件控制的硬件和/或软件机构。为了使得除纤颤器能够递送电击,AED装置确认充电过程中多种软件状态和硬件状态符合标准。在除纤颤器达到充满电水平时,立即使能治疗按钮。使能治疗按钮移除了最后的硬件安全互锁并且选择将治疗电荷输出到患者连接器而不是当不递送电击时用于消散电荷的内部电阻网络。当被使能时,救援者按下治疗按钮并且AED登记关闭治疗递送继电器的该按下操作并且递送除纤颤脉冲。安全互锁对治疗按钮的使能进行控制并且直到发生使安全互锁失效的其他动作才允许救援者向病人递送电击。

[0086] 在一些额外的方法中,电绝缘保护层在患者的表面延伸,使得在对除纤颤装置充电期间和递送除纤颤电击期间可以继续安全地并且不停止地进行手动按压。例如,在美国专利6,360,125中描述了示例性电绝缘保护层,其全部内容通过引用合并到本申请中。

[0087] 在一些实施方式中,施行胸部按压的周期不是预先设定的,该周期可以基于观测的ECG信号而改变。ECG分析可以在施行CPR胸部按压时开始。当AED装置基于ECG信号确定存在可电击节律或以其他方式做出递送除纤颤电击会是适当的治疗的确定时,可以开始对AED装置充电。在一些额外的示例中,除了检测可电击节律外,装置还可以确定VF(例如,AMSA)的粗糙度并且调整间隔以便以最高AMSA进行电击。在对装置充电时继续CPR胸部按压。可选地,AED装置可以基于用于对除纤颤装置充电的时间长度来指示救援者他/她应当继续施行胸部按压的时间量。一旦装置充满电,可以指示救援者暂停胸部按压并且几乎可以立即向病人递送电击。

[0088] 图4A是示出在与CPR间隔相关联的胸部按压期间对除纤颤装置充电所要采取的动作的流程图。如上所述,在胸部按压期间除了分析ECG信号外对除纤颤装置充电可以提供减少救援者不向病人施行胸部按压的时间量。通常,为施行胸部按压设定间隔(例如,设定时间长度)。在该间隔期间,系统分析ECG信号并且对除纤颤装置充电。安全互锁使得能够阻止在CPR胸部按压期间除纤颤装置中电荷的意外消散。在CPR间隔的末尾,基于ECG信号分析进行电击病人以及存储的电荷施行给病人还是内部地消散的确定。在一些额外的示例中,当系统在CPR间隔的末尾确定不存在可电击节律时,系统可以存储可以用于在随后CPR间隔中的递送的电荷而不是内部地消散该电荷。

[0089] 此处的示例处理在框402处开始,其中AED分析ECG信号以确定在病人中是否存在可电击节律。在向病人施行胸部按压时测定ECG信号。因此,在不停止胸部按压期间的处理的情况下,AED从ECG信号部件中分离胸部按压伪像以处理ECG信号(例如,如在美国专利7,565,194中所述)。

[0090] 在框404处,AED确定当前时间是否在CPR间隔的末尾附近(例如,大约在CPR间隔末尾的10秒至30秒内)。示例性CPR间隔可以在0分钟至5分钟之间(例如,30秒、1分钟、2分钟、3分钟、4分钟以及5分钟)。如果在用于进行胸部按压的确定的窗口内的当前时间不在CPR间

隔的末尾附近,则AED装置进行分析ECG信号(框402)。在框406处,如果当前时间在CPR间隔的末尾附近,则AED使能安全互锁(不过即使在该时间之前可以使能安全互锁)。

[0091] 在框408处在安全互锁使能的情况下,当胸部按压继续时,AED开始对除纤颤装置充电。基于用于对装置充电的电流和预期的总充电量对除纤颤装置充电所需的时间量可以不同。因此,系统在CPR间隔的末尾之前开始对除纤颤装置充电,使得在CPR间隔的末尾除纤颤装置将会充满电。例如,可以在CPR周期开始时确定用于进行CPR的窗口、可以查找或以其他方式确定用于对除纤颤装置充电的时间并且系统可以被编程为在基本上对应于充电时间的窗口末尾之前的时间对于是否存在可电击节律进行检查。

[0092] 在框410处,AED对ECG信号进行最终分析以确定在患者中是否存在可电击节律。例如,在标题为“ECG Rhythm Advisory Method”的美国专利7,565,194中描述了用于分析ECG信号以确定是否存在可电击节律的示例性方法,其全部内容通过引用合并到本申请中。如果在框422处没有观测到可电击节律,则AED指示救援者继续胸部按压。因此,如果不存在可电击节律,则病人接受不间断的胸部按压。这种胸部按压可能不能将心脏恢复到正常操作中,虽然如此这种胸部按压却可以最大化血液通过心脏的灌注直到更加高度训练的救援者可以到达并且接管。

[0093] 在框424处,AED从除纤颤装置消散电荷而不向病人递送电击。例如,AED可以使用AED装置内的电阻网络来消散存储的电荷,使得不需要救援者中断胸部按压就能够消散电荷。例如,可以通过释放电荷进行消散。电荷还可以“循环”回到装置上的电池中以便延长电池寿命。

[0094] 如果观测到可电击节律,在框414处,AED装置指示救援者中断胸部按压。例如,AED装置可以经由扬声器向救援者提供听觉提示和/或经由显示装置向救援者提供视觉指示。在框416处,AED禁止安全互锁,从而可以通过附接到病人的电极递送电击。

[0095] 在框418处,AED装置向病人递送除纤颤电击。响应于救援者按下AED上的提供递送电击的命令的按钮,可以进行这种递送。还可以自动地递送电击,比如在AED语音发出避开病人的命令后。停止胸部按压后无显著延迟地递送电击是由于先前在施行胸部按压时装置被预充电。

[0096] 在框420处,AED装置指示用户恢复胸部按压。这启动了另一CPR周期,在该CPR周期中将进行类似的ECG分析。因此,刚才所述的处理可以重复直到电击成功地使得病人的心脏大致回到正常操作模式中或者直到尝试不同复苏方式的其他护理人员到达。

[0097] 在一些实施方式中,对向病人递送电击的合理性的重新确认在救援者停止胸部按压后进行。因为在救援者不递送胸部按压的情况下进行重新确认,所以在重新确认期间由AED装置分析的ECG信号被期望存在较少的噪声并且具有较少的伪像,这是因为不再存在来自胸部按压的伪像。因此,ECG分析可以具有较高的置信度。通常,如上所述,用于基于在没有胸部按压的情况下对ECG信号进行分析的重新确认的时间段可以很短(例如,约小于5秒、约小于3秒、约小于2秒)。

[0098] 在一些实施方式中,AED装置可以基于与先前的ECG分析相关联的一个或更多个因素如可信度值来确定是否要进行重新确认分析。例如,如果先前ECG分析导致向病人递送除纤颤脉冲是适当治疗的高可信度(例如,转换灌注节律的高可信度),则AED几乎可以在救援者停止胸部按压后立即递送电击(例如,没有重新确认周期的情况下)。另一方面,如果先前

EGC分析具有向病人递送除纤颤脉冲是适当治疗的较低可信度,则在进行是否要递送除纤颤电击的最终确定之前,AED可以进行重新确认分析。此外或者,可以基于与ECG信号分析是正确的置信度水平相关联的置信度值来确定是否要进行重新确认分析。例如,如果信号噪声极大并且存在的伪像很大,则分析的置信度可能很低使得预期在不存在胸部按压的情况下重新确认分析。

[0099] 图4B是示出使用基于观测到可电击节律的可能性而选择的不同电流水平来对除纤颤装置充电所要采取的动作的流程图。可以通过具有有限寿命的电池或者其他电源对便携式AED装置供电。为了保存用于AED装置的将来使用的电力或者用于向单个病人施行多个电击的电力,可以使用各种充电算法。在一些示例中,AED装置进行在病人中是否存在可电击节律的确定并且仅在存在可电击节律的情况下对除纤颤装置充电。这种充电算法保存电力,这是因为如果没有观测到可电击节律,则AED装置不对除纤颤装置充电并且然后释放电荷或者消散电荷。

[0100] 示例处理在框425处开始,其中在向病人施行胸部按压时AED装置分析ECG信号以确定在CPR间隔的末尾在病人中是否很可能存在可电击节律(例如,如美国专利7,565,194所述)。在框426处,AED确定在CPR间隔的末尾在病人中是否很可能存在可电击节律。虽然不管分析的结果如何CPR间隔会继续,该确定用于决定是否要开始对除纤颤装置充电。可通过对除纤颤装置充电会花费多长时间来确定来设定在何时进行这种确定。当系统可获得不同可能的充电速率并且可以对于ECG分析设定最大时间充电时,可以确定充电速率并且然后可以在CPR末尾之前的时间开始实际充电,其基本上是按照计算的充电速率充电会花费的时间量。

[0101] 确定是否要对除纤颤器预充电的阈值可以不同于确定是否要向病人施行电击的阈值。例如,由于确定用于决定是否要对AED装置预充电,所以可以使用较低的阈值,使得在CPR间隔的末尾如果可以施行电击装置将会充满电。例如,可以使用精确的测定来设定阈值。例如,观测信号产生的高精度值(例如,置信度约大于90%)可以用于设定确定是否要向病人施行除纤颤电击的阈值,而较低的置信度(例如,置信度为50%或更大)可以用于设定确定是否要开始对除纤颤装置充电的阈值。例如,与预测成功转换的某一精确度水平相关联的AMSA数可以用于设定决定是否要对除纤颤器预充电的阈值、设定决定除纤颤器的充电速率的阈值以及设定决定是否要施行除纤颤电击的阈值。该AMSA数可以基于救援者或者医疗顾问的请求而定制。例如,与预测成功转换的为90%或更大(例如,90%或95%)的精确度水平相关联的AMSA数可以用于设定施行除纤颤电击的阈值,并且与预测成功转换的为70%或更大(例如,70%、80%、90%)的精确度水平相关联的AMSA数可以用于设定决定是否要对除纤颤器预充电的阈值。在其他示例中,与预测成功转换的为70%或更大(例如,70%、80%、90%)的精确度水平相关联的AMSA数可以与对除纤颤器充电的最快可能速率相关联;AMSA数的值越低,充电速率被设定的值越低(例如,当观测到与为50%的精确度水平相关联的AMSA数时,充电的速度为一半)。在一些实施方式中,可以使用对转换成功的其他预测器(例如,SCE)。

[0102] 如果在CPR间隔的末尾在病人中不太可能存在可电击节律,则AED继续接收并且分析ECG信号。在框428处,在CPR周期的末尾附近,AED装置对ECG信号进行最终分析以确定是否存在可电击节律。该对是否存在可电击节律的第二确定用作为对仍不存在可电击节律的确认,使得在患者的状况以进行电击会是有利的方式改变的情况下,救援者不放弃向病人

提供电击。

[0103] 相比之下,如果系统确定很可能存在可电击节律,则在框427处,AED对除纤颤装置预充电。在救援者施行CPR胸部按压时进行这种充电。在框428处,在CPR周期的末尾附近,AED装置对ECG信号进行最终的分析。

[0104] 在框429处,AED装置确定是否存在可电击节律。对是否存在可电击节律的该第二确定用作为对仍存在可电击节律的确认,使得当患者的状况以进行电击基本上无效的方式改变时导致救援者不给予患者电击。不同的阈值可以用来确定是否要向病人施行电击而不是用于确定是否要对除纤颤器预充电。

[0105] 如果在该稍后的时间以及根据该稍后的标准不存在可电击节律(虽然确定是否要预充电和确定是否要移除安全互锁以及是否要允许实际递送电击的标准可以是相同),则在框434处,AED指示救援者继续胸部按压,以便病人接受不间断的胸部按压。在框435处,AED从除纤颤装置消散电荷(例如,使用本文所述方法中的一个或更多个方法)而不向病人递送电击,如果装置已被预充电的话(例如,在框427处)。

[0106] 如果观测到可电击节律,在框430处,AED装置确定除纤颤器是否已被预充电(例如,在框427)并且如果该除纤颤器先前没有被预充电(或者完成任何尚不完全充电)则对该除纤颤器充电。在框431处,AED装置指示救援者中断胸部按压(例如,使用本文所述方法中的一个或更多个方法)。在框432处,AED装置递送电击并且在框432处,AED装置指示用户恢复胸部按压。这启动另一CPR周期,在该CPR周期中将进行类似的ECG分析。

[0107] 图4C是示出基于观测到可电击节律的可能性而使用不同电流水平来对除纤颤装置充电采取的动作的流程图。保存AED中的电力的一种示例性方法是以较低的电流在较长的时间段上(例如,在至少30秒的周期上)对AED装置充电,导致与使用较高的电流和较短的时间段(例如,在至多10秒的周期上)将AED装置充电至相同的总电荷相比对电源的消耗较少。通过用较高的充电电流除以较低的充电电流计算的百分比可以大于约50%(例如,大于约50%、大于约60%、大于约75%)并且小于约90%(例如,小于约90%、小于约80%)。此外,在保存AED中的电力的一些示例中,AED可以存储来自没有向病人递送电击的先前周期的电荷因此在随后的充电周期中,“注满”完全充电水平的电荷所需的电荷量较小。

[0108] 在较长的时间段上以较低的电流对AED装置充电可以发生在CPR间隔期间,因为通常CPR间隔在2分钟至5分钟之间。以较低的电流对装置充电(其被选择成在需要电击前在可获得的充电间隔中允许完全充电或基本上完全充电)和/或仅在有可能向病人施行电击的情况下对装置充电二者均有助于延长用于AED装置的电池寿命。使用来自电池的较少的总电流可以提供额外的优点,比如使得能够使用较小的电池(并且因此使得AED能够更小和更轻)和/或使得能够使用替代性电力装置,如太阳能电源和/或人造电源。

[0109] 在一些额外的示例中,可以基于电池寿命对充电的速度进行调整。例如,如果存在壁装电源则每次均可以容易地对AED充电、如果装置依赖具有强电荷的太阳能电源则可以使用较慢的充电周期对AED充电、如果通过具有小电源的太阳能电源对AED供电则可以使用非常慢的充电周期对AED充电。此外,如果电源有限可以增加CPR间隔因此有充足的充电时间。

[0110] 在一种实施方式中,可以采用“曲柄”发电机。由于使用本文描述的系统和方法,对除纤颤器电容充电的可用时间可以增至多达3分钟至10分钟,假定充电持续时间为3分钟并

且高压反激电路的效率为75%,200焦耳的电容器仅需要至多大约1.5瓦特的电源。由于在最大电压约为2瓦特下通常膜电容器的泄露,所以需要2.5瓦特至3瓦特的发电机。这种电力供应器可以是可商业地获得的外部手摇曲柄电力供应器(新泽西州的Teledex股份有限公司的具有曲柄发电机的超级电池)或者除纤颤器中的内置曲柄发电机,其具有足以在分配的时间内对除纤颤器电容充电的电力输出。作为发电机的一部分,优选地包括额外的能量存储元件,例如上述超级电池中或者所谓的“超级电容”中包含的电池,该“超级电容”比如由Maxwell Technologies(圣地亚哥)制造,例如350法拉,零件号为BCAP0350E270T11。超级电容用于在救援者停止向发电机提供机械能的情况下保持用于诸如信号放大器电路和数字处理电路的低压电路的电力。或者,可以在被定位在在心肺复苏期间可以按压的患者的胸骨中上的结构中包含用于发电机的机械能。目前,商业地存在经由被设置在救援者在CPR期间按压患者的胸骨时救援者手下的小轮廓壳体内部的加速度计传感器通过测量按压深度对救援者胸部按压的执行进行测量的装置(CPR-STATPADZ,ZOLL Medical,Chelmsford,MA)。此外,壳体可以被构造成在胸骨按压期间发生柔性形变,从而引起发电机例如美国专利5,818,132中描述的线性运动电力发电机的致动器运动。按照美国心脏协会推荐,通常患者需要约100磅的力以将胸骨按至所需的2英寸的深度。因此,通过使得壳体变形0.5英寸至1英寸救援者的按压深度会增加至2.5英寸至3英寸以实现2英寸的相同胸骨深度,但是假定发电机的效率为40%将要供应必须为2.5瓦特至3瓦特的必需电力。或者,壳体可以是壳体内包含加速度计和发电机的弹簧承载的两件式壳体,发电机致动器的上部固定到壳体的上部,发电机和致动器的下部固定到壳体的下部,并且当改变上部壳体和下部壳体之间的间隔时生成电力。

[0111] 在另一实施方式中,AED的盖子可以用太阳能电池形成表面,因此提供约为100平方英寸的可用表面积。标准地,目前商业可用非晶硅晶体电池提供约每平方英寸45毫瓦。通过采用更加昂贵的晶体电池以及替代性结构,该电力可以加倍。因此,太阳能电池能够提供4瓦特至10瓦特的电力,其大于足够用于本文所描述的系统和方法的电力。对于人力发电机方式,除了除纤颤器电容外可以包括用于例如在使用装置期间救援者的影子传入太阳能电池前的情况下用于对模拟电子器件和数字电子器件供电的电能量存储元件,如超级电容。因此,甚至在电池已经失效或者电池的性能退化到不能够对除纤颤器供电的程度的情形下现在可以具有目前现有技术不可用的用于在紧急情况下使用的备份电源。在优选实施方式中,会采用可以将失效的电池与电子器件断开的自动防故障开关、中继器或者晶体管,使得在操作期间电力不会通过电池从发电机或太阳能电池转移。

[0112] 由于可以在显著增加的时间段对除纤颤器电容充电,因此峰值充电电流显著降低了十分之九或更多。这使得能够使用明显更小的电池对除纤颤器充电。通常,电池可以包括一个或更多个主电池和/或一个或更多个次级(例如,可充电)电池。可以用于对除纤颤器供电的明显更小的电池的示例包括具有例如小于约10W(例如,小于约10W、小于约7W小于约5W、小于约4W、小于约3W)的相当小的电力输出的任何电池(或多个电池的组合)。在一些示例中,电力输出可以是大于约2.5W并且小于10W(例如,在约2.5W和约10W之间、在约2.5W和约7W之间、在约2.5W和约5W之间、在约2.5W和约4W之间、在约2.5W和约3W之间)。在一个特定示例中,目前ZOLL AEDPlus需要10个锂CR123商业电池对大小、重量以及成本花费相当大的除纤颤器供电。使用本文所述的系统和方法,这可以减少至1个或者至多2个CR123。此外,现

在可以使用甚至更小的碱性电池,比如标准可商业使用‘C’尺寸碱性电池。

[0113] 在框436,在施行胸部按压时AED分析ECG信号(例如,如美国专利7,565,194所述)并且在框437处,AED确定在CPR间隔的末尾患者中是否很可能存在可电击节律。虽然不管分析结果如何CPR间隔将继续,不过确定用于决定是否要开始对除颤装置充电。

[0114] 如果在CPR间隔的末尾患者中不太可能存在可电击节律,则AED继续接收并分析ECG信号。在框439处,在CPR周期的末尾附近,AED对ECG信号进行最终分析以确定是否存在可电击节律。还可以继续该分析直到存在可电击节律。

[0115] 相比之下,如果系统确定很可能存在可电击节律(最初或者进一步监视和分析后),那么在框438处,AED装置开始以低充电电流对除颤装置进行预充电。在其他示例中,充电电流可以基于CPR间隔剩下的时间长度。例如,可以选择充电电流,使得在CPR间隔的末尾装置将会充满电。这可以导致以低速率在延长的时间段上(例如,在大于约30秒的时间段上、在大于约45秒的时间段上、在大于约1分钟的时间段上)充电。例如,如果在最初确定可电击节律,则充电速率可以相当低;但是如果初始时不存在可电击节律但是系统稍后在胸部按压周期中检测到可电击节律,则充电速率可以相当快。在救援者施行CPR胸部按压时进行该充电(虽然可以在CPR胸部按压的提供的末尾之后进行一些充电,虽然不足以对CPR的定时产生实质影响)。

[0116] 在框439处,在CPR周期的末尾附近,AED装置对ECG信号进行最终分析,并且在框440处AED装置确定是否存在可电击节律。如果不存在可电击节律,在框450处,AED装置指示救援者继续胸部按压,使得病人接受不间断的胸部按压。在框452处,AED从除颤装置消散电荷(例如,使用本文所述的方法中的一个或更多个方法)而不向病人递送电击,如果该装置已被预充电的话(例如,在框438处)。

[0117] 如果观测到可电击节律,在框441处,AED装置确定除颤器是否已达到充满电水平并且以高电流将除颤器充电至充满电水平(在需要时)。例如,虽然可以以低电流在延长的时间段进行预充电,但是如果装置没有及时充满电(或者在没有预充电的情况下充电),则实际可以以高电流并且在尽可能短的周期中充电以达到充满电水平。

[0118] 在框444处,AED装置指示救援者中断胸部按压(例如,使用在本文中所述方法中的一个或更多个方法)。在框446处,AED装置递送电击,并且在框448处,AED装置指示用户恢复胸部按压。这启动另一CPR周期,在该周期中将进行类似的ECG分析。

[0119] 图4D是示出基于ECG分析来自适应地将除颤装置充电至选择的水平所要采取的动作的流程图。例如,可以基于与ECG分析相关的因素,比如幅度、ECG信号的频率和/或AMSA值来自适应地确定除颤装置的充电水平(以及递送给病人总的充电量)。例如,如果病人经受具有高幅度ECG信号的VF,则仅可以使用低水平能量的电击。相比之下,在不可能转换为灌注节律的情形下仅会出现低能量电击,比如ECG信号具有低幅度的情形中,则可以将除颤装置充电至较高的能量水平。在一些额外的示例中,除基于ECG分析来确定目标充电之外或者作为基于ECG分析来确定目标充电的替代,可以基于患者的大小(高度、重量、BMI和/或胸阻抗)自适应地确定除颤装置的充电水平(以及递送给病人的总电荷量)。

[0120] 在一些实施方式中,振幅幅度谱面积(AMSA)值可以用于确定如何对除颤装置充电以及何时施行除颤电击。例如,高AMSA值被认为与转换为灌注节律的高可能性相关联。可以监视AMSA值并且可以基于AMSA值的阈值和/或AMSA值中的趋势来对电击水平和/或施

行胸部按压的时间长度进行修改。例如,当通过设置在AED装置中的系统观测到AMSA值变化(例如,增加)时可以施行电击。AMSA值还可以用来确定对除纤颤器充电的速率。例如,与预测成功转换的为70%或更大(例如,70%、80%、90%)的精确水平相关联的AMSA数可以与对除纤颤器充电的最快可能速率相关联;AMSA数的值越低,设定的充电速率越低(例如,当观测到AMSA数与50%的精确水平相关联时,充电的速度为一半)。

[0121] 图4D中,在块462处,在施行胸部按压时AED装置分析ECG信号,并且在框464处,AED装置确定在CPR间隔的末尾病人中是否很可能存在可电击节律。如果在CPR间隔的末尾病人中不太可能存在可电击节律,在框468处,AED装置指示救援者对于另一CPR间隔继续胸部按压并且AED继续接收并分析ECG信号。如果系统确定很可能存在可电击节律,在框466处,AED装置基于对ECG信号的分析来确定充电水平。例如,充电水平或者充电速率可以基于ECG信号的振幅、ECG信号的频率和/或ECG信号的AMSA值。充电水平可以从低充电到高充电变化。通常,如果使用AMSA值,则充电水平与AMSA值成反比,使得如果AMSA值较高则将装置充电至较低水平。在框470处,AED将除纤颤装置充电至所确定的充电水平。充电速率也可以从慢充电速率到快充电速率变化:例如,如果使用AMSA值,则充电速率可以与AMSA值成比例,使得如果AMSA值较高则更快地对装置充电。

[0122] 在框472处,在CPR间隔的末尾附近,AED装置进行最终分析并且确定(在474处)是否存在可电击节律。如果不存在可电击节律,则在框482处,AED指示救援者继续胸部按压,使得病人接受不间断的胸部按压。在框483处,在不向病人递送电击的情况下AED从除纤颤装置消散电荷(例如,使用本文所述的方法中的一个或更多个方法)。

[0123] 如果观测到可电击节律,在框476处,AED指示救援者中断胸部按压(例如,使用本文所述的方法中的一个或更多个方法)。在框478处,AED装置递送电击,并且在框480处,AED装置指示用户恢复胸部按压。

[0124] 除了ECG数据外其他数据可以被包括作为确定是否存在可电击节律的部分并且可以与分析算法结合,例如脉搏血氧计、二氧化碳图、呼吸、阻抗心动以及血压测量结果。数据中的至少一些数据可以仍在时域中而不对其进行任何傅里叶变化或其他变换方法。脉搏血氧计、阻抗心动以及血压测量结果可以用于增大ECG以确定是否存在脉搏。二氧化碳图可以用来确定心肺复苏的总体有效性。根据其全部的内容公共引用合并到本申请中的标题为“Method and Apparatus for Enhancement of Chest Compression During Chest Compression”的美国专利7,220,335以及其全部的内容通过引用合并到本申请中的标题为“ECG rhythm advisory method”的美国专利申请11/430,579教导的技术,额外的测量还可以包括胸部按压期间胸部按压的速度或加速度的测量结果。

[0125] 在一些实施方式中,可以计算ECG信号(具有CPR伪像)和CPR信号(为按压加速度、按压速度或按压位移的形式)之间的互相关。基于ECG信号和CPR信号之间的互相关的强度,系统可以选择适当的分析方法从ECG信号中移除伪像并且确定ECG信号中是否存在可电击节律。例如,ECG信号与CPR信号之间的高互相关值指示大多数的伪像来自胸部按压并且因此指定用于具有CPR伪像的ECG的分析方法可以比其他分析方法更可靠。或者,通常低互相关值指示记录的ECG信号中存在强的与CPR不相关的伪像。

[0126] 图5A和5B示出了观测的ECG信号(图5A)的示例,其示出与CPR加速度信号(图5A)的强互相关,这指示ECG信号无非CPR噪声。可以基于CPR信号与ECG信号的形状的相似性来观

测强互相关。在分析ECG信号期间可以自动地计算互相关。

[0127] 如上所指出的那样,ECG信号和CPR信号之间的低互相关值通常指示在记录的ECG信号中存在强的非CPR相关的伪影。在存在非CPR相关伪影的情况下,在CPR期间进行的ECG分析可能较不可靠(或者可能不可靠)。由于ECG分析的较少的可靠性,系统可以利用较长的不进行CPR的时间段进行重新确认分析(例如,可以利用在停止CPR后和确定是否存在可电击节律前的较长的分析周期)。图6A和图6B示出了观测的ECG信号(图6A)与CPR加速度信号(图6B)弱互相关的示例。这指示ECG具有强的非CPR噪声并且可以使用重新确认分析周期中较长的周期。

[0128] 信息处理技术可以包括但不限于简单组合原则或数学、神经网络、结合模糊逻辑或标准逻辑的专家系统或其他人工智能技术。例如,可以结合多个因素以进行是否要除颤的确定。在一些情形下,即使存在可电击节律(例如,如基于ECG分析所确定的)AED装置可以不推荐向患者递送电击因为一个或更多个因素提示另一治疗可能会更有效。例如,如果存在可电击节律但是基于速度、加速度或按压深度中的一个或更多个测定的胸部按压的质量为低,则AED装置可以推荐继续胸部按压以增加血液循环而不是停止胸部按压以递送电击。

[0129] 在一些实施方式中,AED装置可以结合与除颤的合理性和/或由救援者递送胸部按压的有效性有关的不同的测量结果和输出结果。示例性输出可以包括语句,比如“强烈需要除颤”、“微弱需要除颤”、“需要更快地胸部按压”或者“需要额外的胸部按压”。

[0130] 在一些实施方式中,AED装置可以在胸部按压周期期间递送除颤电击(例如,当救援者递送胸部按压时)。例如,AED可以将除颤电击同步到胸部按压周期。在胸部按压周期的降压阶段(心脏舒张)的早期部分(约前300毫秒)中递送除颤电击可以提高递送电击成功的可能性。当救援者减小对胸部的按压力时降压阶段开始,使得胸部能够上升并且心脏扩张。AED装置可以检测胸部按压阶段和指示降压阶段开始的定时信息并且在降压阶段开始的300毫秒内开始递送电磁治疗。在一些实施方式中,可以在降压阶段开始的25毫秒至250毫秒内开始递送电磁治疗。用于检测胸部按压阶段定时信息的电路和处理可以包括压力传感器和/或加速度计。在标题为“Synchronization of Defibrillation and Chest Compressions”的美国专利申请12/263,813中描述了用于将除颤与胸部按压进行同步的示例性方法,其全部的内容通过引用合并到本申请中。

[0131] 大的自粘电极垫(直径为约5英寸)通常用于向患者递送除颤治疗。该垫还通过递送治疗的导电表面提供ECG监视。在一种实现中,额外的小(直径为约0.5英寸)ECG电极可以集成到大垫中。

[0132] 在一种实施方式中,两个小ECG电极和大垫被配置使得生成至少两个相互正交的ECG引线。这些引线的矢量和生成在时间上的轨迹。用于上述轨迹分析的相同方法还可以用于分析本轨迹。

[0133] 图7示出了具有显示部分502的除颤装置500,显示部分502提供在使用除颤装置期间与患者的状况和CPR施行质量有关的信息。以高效且有效的方式收集数据并将其显示给救援者。如显示器502所示,在施行胸部按压期间,装置500在相同的显示器上将框514中与胸部按压有关的信息显示作为经滤波的ECG波形510和CO₂波形512(或者可以显示SpO₂)。

[0134] 在胸部按压期间,通过收集ECG数据点和加速度计读数并且从ECG波形对动作引发的(例如,CPR引发的)噪声进行滤波来生成ECG波形。可以根据标题为“Method and Apparatus for Enhancement of Chest Compression During Chest Compression”的美国专利7,220,335中教导的技术在胸部按压期间进行胸部按压的速度或加速度的测量,其全部的内容通过引用合并到本申请中。显示经滤波的ECG波形有助于临床医生减少CPR的干扰,这是因为救援者更容易辨认显示的波形。如果没有对ECG波形进行滤波,来自手动胸部按压的伪像使得难以识别有组织的节律的存在除非停止按压。滤波出该伪像使得临床医生能够在不停止胸部按压的情况下观察潜在的节律。

[0135] 当检测到按压时自动显示框514中的CPR信息。框514中显示的与胸部按压有关的信息包括速率518(例如,每分钟按压的次数)和深度516(例如,按英寸或毫米计的按压深度)。可以通过分析加速度计读数来确定按压的速率和深度。显示实际的速率数据和深度数据(除了指示值是在可接受的范围内还是在可接受的范围外之外或者取代指示值是在可接受的范围内还是在可接受的范围外)被认为给救援者提供了有用的反馈。例如,如果胸部按压深度的可接受范围在1.5英寸与2英寸之间,则向救援者提供他的/她的按压仅为0.5英寸的指示可以使得救援者能够确定如何正确地修正他/她施行的胸部按压。

[0136] 在框514中显示的与胸部按压有关的信息还包括灌注执行指示符(PPI)520。PPI520是以形状中的填充量不同来提供关于按压速率和按压深度二者的反馈的形状(例如菱形)。当以为例如大约100次按压/分钟(CPM)的速率(其中,每次按压的深度大于1.5英寸)充分地进行CPR时,整个指示符将被填满。随着速率和/或深度下降到低于可接受的限值,填充量变小。PPI520提供CPR质量的视觉指示,以使得救援者可以致力于使PPI520保持完全填满。

[0137] 如显示器500所示,经滤波的ECG波形510是填满显示装置的整个跨距的完全长度波形而第二波形(例如,CO₂波形512)是部分长度波形并且仅填满显示器的部分。第二波形旁边的显示器部分提供在框514中的CPR信息。例如,显示器将用于第二波形的水平区域分割为两半,在左端上显示波形512并且在右端上显示在框514中的CPR信息。

[0138] 向救援者显示的数据可以基于救援者的动作而改变。例如,基于当前救援者当前是否正向患者施行CPR胸部按压显示的数据可以不同。此外,向用户显示的ECG数据可以基于对CPR胸部按压的检测而改变。例如,基于对当前是否正进行CPR的检测可以自动打开或关闭自适应滤波器。当滤波器接通时(在胸部按压期间),显示经滤波的ECG数据并且当滤波器被关闭时(在没有施行胸部按压时的周期中)显示未经滤波的ECG数据。对是否显示经滤波的ECG数据或未经滤波的ECG数据的指示可以包括有波形。

[0139] 图8A是示出基于对CPR胸部按压的检测来修改在除纤颤装置的显示器上呈现的信息所要采取的动作的流程图。示例性处理在框602处开始,其收集施行胸部按压期间的各种数据。测量结果可以包括EGC信号的测量结果、CO₂的测量结果、SpO₂的测量结果和/或胸部按压质量的测量结果,如深度、速率和释放信息。在框604处,除纤颤装置在显示装置上显示CPR信息、经滤波的ECG波形以及第二波形,如CO₂波形、SpO₂波形或者胸部按压。如上所述,在施行CPR期间在单个显示装置上显示这种信息的组合为观察患者状态和CPR质量的概要提供了方便。

[0140] 在框606处,除纤颤装置确定是否仍正在施行CPR胸部按压。例如,从加速度计收集

的数据可以用来确定救援者是否仍正在施行胸部按压。如果用户仍正在施行胸部按压,则系统继续显示CPR信息、经滤波的ECG波形以及第二波形。如果除颤装置检测到救援者已经停止施行胸部按压,在框608处,除颤装置修改要呈现在显示器上的信息,并且在框609处显示经修改的信息。对在显示器上呈现的信息的示例性修改可以包括在检测到胸部按压停止时自动地从经滤波的ECG波形切换到未经滤波的ECG波形。

[0141] 在框610处,除颤装置确定是否已恢复胸部按压。如果没有恢复胸部按压,则除颤装置继续显示来自经修改的显示609的信息。如果恢复了胸部按压,除颤装置将显示修改为返回到示出CPR信息、经滤波的ECG波形以及CO₂波形或者SpO₂波形。

[0142] 图8B示出在施行CPR胸部按压期间显示的示例性信息而图8C和图8D示出在不存在CPR胸部按压期间显示的示例性信息。除颤装置基于是否检测到胸部按压自动切换呈现的信息。

[0143] 对在显示装置上呈现的信息的示例性修改可以包括对显示的一个或更多个波形进行自动切换。在一个示例中,可以基于存在或者不存在胸部按压来修改显示的测量结果的类型。例如,在施行CPR期间可以显示CO₂或者胸部按压的深度(例如,图8B中显示的CO₂波形620)并且在检测到胸部按压停止时可以将波形切换为显示SpO₂或者脉冲波形(例如,图8C中显示的SpO₂波形622)。

[0144] 对在显示器上呈现的信息的另一示例性修改可以包括在对存在或者不存在胸部按压进行检测时自动从显示器上添加/移除CPR信息。如图8B所示,当检测到胸部按压时,显示器的部分624包括与CPR如深度626、速率628和PPI630有关的信息。如图8C所示,当CPR停止以及系统检测到不存在CPR胸部按压时,除颤装置改变显示器的部分624中的CPR信息改变为包括救援者应当恢复CPR的指示632以及自从上一次检测胸部按压以来空闲时间的指示634。在其他示例中,如图8D所示,当CPR停止时,除颤装置可以移除先前显示CPR数据的显示624的部分并且可以显示第二波形的完全视图。此外,可以在显示器的另一部分上呈现与空闲时间636有关的信息。

[0145] 在一些示例中,除颤装置基于存在或者不存在胸部按压来自动在经滤波的ECG波形和未经滤波的ECG波形之间进行切换。例如,当未检测到胸部按压时可以在不进行滤波的情况下显示ECG波形而当检测到胸部按压时可以显示经滤波的ECG波形。例如,图8E示出在首次启动胸部按压时的ECG波形640。ECG波形的第一部分644显示未经滤波的ECG信号。当除颤器装置确定胸部按压正在进行时装置对ECG信号进行滤波并且显示经滤波的ECG信号如部分642所示。图9A是示出在除颤器装置的显示器上提供CPR质量的指示所要采取的动作的流程图。在框700处,在CPR胸部按压期间除颤器装置分析ECG信号并且在框702处除颤器装置通过测量按压的深度和速率收集与胸部按压有关的信息。可以基于由加速度计收集的测量结果来确定按压的深度和速率。在框704处,除颤器装置在单个用户接口显示经滤波的ECG信号、与CPR胸部按压的深度有关的信息、与CPR胸部按压的速率有关的信息。在框706处,除颤器装置通过将深度测量结果和速率测量结果与指示深度和速率的可接受值的阈值相比较来确定CPR胸部按压的深度和速率是否在可接受的范围内。如果除颤器装置确定深度和速率在可接受的范围内,则除颤器装置继续对胸部按压的质量进行监视。另一方面,如果除颤器装置确定深度和速率在可接受的范围外,则除颤器装置修改显示以提供深度和速率在可接受的范围外的视觉指示。可以以各种方式提供视觉指示,

比如图形表示、突出显示在可接受范围之外的特定值和/或改变显示某些信息的颜色。例如,如果深度或速率在可接受范围内则可以以绿色字体显示该值、如果深度或速率在可接受范围的界值附近则可以以黄字体显示该值以及如果深度或速率在可接受范围之外则可以以红色字体显示该值。可以使用其他的颜色或指示符。

[0146] 图9B示出在施行CPR胸部按压期间当CPR质量在可接受范围内时显示的示例性数据而图9C示出当CPR质量在可接受范围外时对显示的修改。

[0147] 在图9C示出的示例中,胸部按压的速率从每分钟154次按压(图9B)下降到每分钟88次按压。除纤颤器装置确定每分钟88次按压的按压速率在每分钟大于100次按压的可接受范围之下。为了提醒用户按压速率落到可接受范围之下,除纤颤器装置提供视觉指示718以突出速率信息。在本示例中,视觉指示718是速率信息的突出显示。当按压的深度比可接受的深度范围更浅或更深时可以基于深度测量结果来提供类似的视觉指示。

[0148] 在图9B和图9C示出的示例中,灌注执行指示符(PPI)716提供与在CPR期间胸部按压的质量有关的额外信息。PPI716包括基于测量的按压速率和深度而在形状中具有不同的填充量的形状(例如菱形)。在图9B中,深度和速率落到可接受范围(例如,至少100此按压/分钟(CPM)并且每次按压的深度大于1.5英寸)内,因此PPI指示符716a示出完全填满的形状。相比之下,在当速率落到可接受范围之下时的图9C中,减少指示符716b中的填充量,使得仅部分的指示符被填满。局部填满的PPI716b提供CPR的质量在可接受范围之下的视觉指示。

[0149] 除了与CPR胸部按压的速率和深度有关的测量信息外,在一些示例中除纤颤器装置提供与在胸部按压的末尾救援者是否正将他的/她的手完全释放有关的信息。例如,当救援者疲劳时,在两次胸部按压之间救援者可能开始靠在病人上,使得在按压的末尾胸腔不能够完全扩张。如果在两次胸部按压之间救援者不完全释放可能会降低CPR的质量。因此,当用户没有完全释放时向该用户提供视觉指示或音频指示可以是有利的。

[0150] 图10A是示出提供在两次胸部按压之间救援者是否正完全释放的指示所要采取的动作的流程图。在框802处,除纤颤器装置测量CPR胸部按压的深度、速率和释放。可以基于从加速度计收集的信息来确定CPR胸部按压的深度、速率和释放。基于收集的信息,在框804处,除纤颤器确定在两次胸部按压之间救援者是否正完全释放。在框806处,除纤颤器在显示器上提供包括与救援者是否正完全释放有关的信息的指示符。例如,在除纤颤器上的显示器可以包括释放指示框,其中框中填充量的变化指示在两次胸部按压之间救援者是否正完全释放。例如,如图10B所示,当救援者完全释放时框820可以是完全填满。当救援者没有完全释放时,减少释放指示框中的填充量以使得框仅被局部填充(例如,如图10C的框822所示)。

[0151] 如图11所示,在一些示例中,在CPR按压条形图900中视觉表示CPR质量。在检测CPR胸部按压时可以自动显示CPR按压条形图900。

[0152] 在CPR按压条形图900中,特定条的范围或高度传达与按压深度有关的信息。例如,与条904相比,条902具有更大的范围指示与条902相关联的按压深度大于与条904相关联的按压深度。可以通过CPR按压条形图900上的水平延伸线指示优选的深度范围。线可以提供可接受深度(例如,区域910)的指示以及深度太浅(例如,区域912)的指示。此外,与落到按压深度的可接受范围内的按压相比,可以用不同的颜色突出显示落到可接受范围外的按

压。

[0153] 在CPR按压条形图900中,y轴表示时间并且显示每次按压以使得救援者能够观察按压速率。例如,与区域908相比较,区域906包括紧密地间隔的条指示与区域906相关联的时间段中胸部按压的速率大于与区域908相关联的时间段中胸部按压的速率。

[0154] 在一些额外的示例中,如图12A所示,CPR质量的视觉表示可以包括CPR按压深度指示器,如CPR深度计920。在检测CPR胸部按压时CPR深度计920可以自动显示。

[0155] 在CPR深度计920上,相对于目标深度924深度条928视觉指示施行CPR按压的深度。因此,与目标深度924相关的深度条928的相对位置可以用作为对CPR按压深度进行控制的救援者的指导。例如,深度条928位于在目标深度条924之上的区域922中指示按压比目标深度更浅并且深度条928位于在目标深度条924之下的区域926中指示按压比目标深度更深。

[0156] 虽然在图12A中示出的示例将目标深度924被显示作为单个条。但是在一些额外的示例中,目标深度可以被显示作为优选的深度范围。例如,可以在提供可接受按压深度范围的深度计920上包括两个条929a和条929b(如图12B所示)。

[0157] 此外,在一些示例中,与具有在可接受按压深度范围内的深度的按压相比,可以用不同的颜色突出显示具有在可接受范围外的深度的按压。

[0158] 在CPR深度计920上显示的深度条928可以表示最近由救援者施行的CPR按压的按压深度。例如,CPR深度计920可以显示最近10次至20次CPR按压的深度条928(例如,最近10次CPR按压、最近15次按压、最近20次CPR按压)。在另一示例中,CPR深度计920可以显示在特定时间间隔中施行的CPR按压的深度条928(例如,先前10秒、先前20秒)。

[0159] 在一些额外的实施方式中,生理信息(例如,诸如呼气末CO₂信息、动脉压信息、体积CO₂、脉搏血氧计(可能存在波形的振幅)、颈动脉血流(通过多普勒测量)的生理信息)可以用于提供与在特定目标深度递送的CPR的有效性有关的反馈。基于生理信息,系统可以自动调整目标CPR按压深度(例如,计算或查找新的CPR按压目标深度)并且向救援者提供反馈以增加或减小CPR按压深度。因此,系统可以提供与救援者如何始终如一地在目标深度施行CPR按压有关的反馈和与基于测量的生理参数是否应当调整目标深度相关的反馈二者。

[0160] 在一些示例中,系统定期监视并且调整目标CPR按压深度。为了确定预期的目标深度,系统对目标按压深度进行微调并且在确定是否要对目标按压深度进行进一步调整前观察该按压深度的变化如何影响生理参数。更特别地,系统可以确定其为零点几英寸的目标按压深度的调整并且提示救援者将按压深度增加或减少确定的量。例如,系统可以以0.1英寸至0.25英寸(例如,0.1英寸至0.15英寸、0.15英寸至0.25英寸、约2英寸)之间调整目标按压深度并且提供对用户的与基于经调整的目标按压深度观测的按压深度有关的反馈。然后,在不对目标按压深度进行进一步调整的情况下在设定的时间段上系统可以观测生理参数并且基于该生理参数的趋势并且在设定的时间段的末尾确定是否要对目标按压深度进行进一步的调整。

[0161] 图13是用于向对病人施行手动CPR胸部按压的救援者提供反馈的处理的流程图。通常,该处理涉及在急救现场部署各种医疗装置并且向救援者提供与向病人施行CPR相关的反馈。

[0162] 该处理在框930处开始,其中救援者开始施行手动CPR并且激活各种传感器。还在传感器与可以为平板形的反馈单元如图2中的平板装置116或者除纤颤器如图2中的除纤颤

器112之间建立通信链接。在激活两个通信组件时可以进行自动通信,例如通过以熟悉的方式启动自动的蓝牙连接或者WiFi连接。

[0163] 在框932处,通过一个或更多个传感器装置收集病人的一个或更多个生理参数的测量数据。例如,测量的生理参数值可以包括来自二氧化碳监测仪的呼气末CO₂信息、来自病人桡动脉中的动脉管线的动脉压信息。可以将这种与生理参数有关的信息从传感器传送给计算组件,如按压深度确定单元。

[0164] 在框934处,系统分析接收的生理信息并且确定生理信息中的趋势(例如,确定生理信息是否指示病人正在改善、恶化或者保持稳定)。在一些示例中,分析可以包括计算生理信息的导数以确定是否存在正斜率或负斜率。在框936处,确定的趋势数据用于确定趋势是否示出了患者改善。例如,可以基于斜率是正还是负来确定患者的状态。在装置进行这种确定时,装置向在施行CPR按压的救援者提供反馈。例如,反馈可以是关于是否要在相同的深度施行CPR按压或者调整施行CPR按压的深度对救援者进行指导的视觉反馈或听觉反馈。

[0165] 更特别地,如框938所示,如果系统确定生理信息的趋势指示患者改善,则系统提供视觉指示或音频指示以指示救援者以相同的目标深度继续施行CPR按压并且返回到接收生理数据并且分析新收集的生理数据(框932、框934)。另一方面,如果系统确定生理信息中的趋势不指示患者改善,则系统指示救援者将CPR按压深度增加零点几英寸(例如,0.15英寸至0.25英寸)并且返回到接收生理数据并且分析新收集的生理数据。在一些额外的示例中(未示出),系统还可确定生理信息的趋势指示返回自主循环呼吸(ROSC)并且推荐停止按压。例如,在BP、动脉压、CO₂、SpO₂等随着按压暂停而保持、患者可能具有ROSC的情况下,可以在按压暂停期间进行这种确定。

[0166] 在一些实施方式中,系统可以以迭代的方式确定是否要在预定时间间隔调整目标按压深度。因为许多生理参数以慢方式响应CPR按压深度的变化,所以时间间隔的长度可以被选择成使得能够在确定是否要修改目标按压深度前基于当前按压深度来观察生理参数的变化。

[0167] 在一些示例中,系统执行双反馈循环。第一反馈循环以第一速率执行并且向救援者提供与由救援者进行的胸部按压有关的周期性反馈(例如,与和当前目标深度相比胸部按压的深度有关)。第二反馈循环以慢于第一速率的第二速率执行并且用于确定是否要调整周期性反馈的内容(例如,是否要调整目标按压深度)。因此,在一个示例中,双反馈循环对于确定是否要调整目标按压深度的每个实例提供与由救援者进行的胸部按压的深度有关的多个反馈实例。

[0168] 例如,在按压初始时间段中(例如,第一分钟),系统将观测的CPR按压深度与为2英寸的目标按压深度相比较、或者与作为标准或指南组如美国心脏协会的结果或者作为本地医疗系统的特定医师的指导的结果的由既定的标准确定的其他深度相比较。在该时间期间,系统确定根据为2英寸的目标按压深度救援者是否正施行在可接受的深度范围内的按压(例如,按压中的90%的按压在目标深度中的10%的目标深度内)并且提供反馈以辅助救援者在目标深度施行CPR按压。在该时间期间,系统还接收与一个或更多个生理参数有关的信息并且确定目标CPR按压深度是否有效(例如,进行计算以确定某些阈值是否被满足和/或生理参数的观测值是否正在改善)。在初始时间段的末尾,系统基于与生理参数有关的信息来更新目标CPR按压深度、存储经更新的目标深度以及向救援者提供与经更新的目标CPR按

压深度有关的信息。在初始时间段之后,系统继续提供对救援者的与救援者是否正以目标深度正确地施行按压以及是否应当修改目标深度二者有关的反馈。与救援者是否正以目标深度正确地施行按压有关的信息相比可以确定与是否应当修改目标深度有关的信息并且将其以更少的频率提供给救援者。以更少频率确定对目标深度的修改使得系统能够基于可以具有慢反应时间的生理数据的趋势对目标深度进行修改。例如,可以在每个按压时间段上提供与救援者是否正以目标深度正确地施行按压有关的反馈时可以分析与是否应当修改目标深度相关的信息并且每10秒至30秒(例如,每10秒、每20秒、每30秒)将该信息提供给救援者。

[0169] 图14是用于向对病人施行手动CPR胸部按压的救援者提供反馈的处理的流程图。通常,该处理涉及在急救现场部署各种医疗装置并且向救援者提供与向病人施行CPR相关的反馈。该处理基于双反馈循环,该双反馈循环提供与救援者是否正根据救援方案正确地施行胸部按压有关的反馈以及与救援方案(例如,目标CPR按压深度)是否适当相关的反馈。

[0170] 该处理在框950处开始,其中救援者开始施行手动CPR并且激活各种传感器。还在传感器和可以为平板形的反馈单元如图1中的平板装置116或者除纤颤器如图1中的除纤颤器112之间建立通信链接。在激活两个通信组件时可以进行自动通信,例如通过以熟悉的方式启动自动的蓝牙连接或者WiFi连接。

[0171] 在框952处,收集一个或更多个生理参数的测量数据(例如,使用在本文中所述的传感器装置)。这种信息可以从传感器传送到计算组件。例如,测量数据可以包括来自二氧化碳监测仪的呼气末CO₂、来自病人的桡动脉中的动脉管线的动脉压信息。

[0172] 在框954处,系统设定初始按压目标深度。可以基于美国心脏协会推荐和/或基于用于CPR的其他基线推荐来选择目标深度。例如,按压深度可以基于病人的年龄、性别和/或大小。按压目标深度被系统用来向救援者提供与施行CPR按压的质量有关的反馈。

[0173] 在框956处,系统测量通过救援者施行的CPR胸部按压的实际CPR按压深度。例如,除纤颤器或其他装置可以包括被定位成依照病人的胸骨来移动的加速度计。所确定的深度值可以包括对来自加速度计的测量结果进行二次积分。在一些示例中,加速度计可以被附接到壳体,所述壳体又被附接到要放置到病人上的一对除纤颤器电极。

[0174] 在框957处,系统将测量的按压深度与目标按压深度相比较,在框958处,系统关于按压深度向救援者提供视觉反馈和/或音频反馈。例如,系统可以生成下述音频提示和/或视觉提示,指示救援者以更深或者更浅的方式进行按压、显示灌注执行指示符(例如,如上所述)、显示CPR按压条形图(例如,如图11所示)、显示CPR深度计(例如,如图12所示)和/或提供CPR按压深度的其他指示。

[0175] 在框960处,系统确定自从以当前目标深度启动CPR以来是否已经经过了设定的时间段。可以基于被认为基于CPR按压足以观察生理参数变化的平均时间量来设定时间段。例如,设定的时间段可以在10秒与1分钟之间(例如,在10秒和30秒之间、在10秒和20秒之间、在30秒和1分钟之间、约10秒、约20秒、约30秒)。在一个特定示例中,系统可以测量动脉压并且设定的时间段可以约为45秒至60秒以使得在确定是否要修改目标按压深度前能够观测的动脉压的变化。在另一示例中,系统可以测量呼气末CO₂并且该时间段可约为10秒至20秒以使得在确定是否要修改目标按压深度前能够观测呼气末CO₂的变化。

[0176] 如果还未经过设定的时间段,过程返回到框956处并且继续观测胸部按压(框

956)、将按压深度与目标深度相比较(框957)并且向救援者提供与按压深度有关的反馈(框958)。

[0177] 如果经过设定的时间段,在框962处,系统进行计算和/或比较以分析生理数据并且确定测量的生理参数的趋势。或者,系统可以将测量的生理参数值与阈值相比较以确定病人的状态。

[0178] 在框964处,系统确定趋势(或测量的值)是否指示病人状态的恶化。如果趋势不指示病人状态恶化(例如,如果病人在改善或者保持稳定),在框966处,系统指示救援者使用当前的目标CPR按压深度继续CPR并且返回框956处。在另一方面,如果趋势指示病人恶化,在框968处,系统设定新的CPR按压目标深度。例如,如本文所述系统可以将目标按压深度增加零点几英寸。在如上的动脉压示例中,如果动脉压减少和/或动脉压低于约50mmHg,则可以增加目标按压深度。在如上的呼气末CO₂示例中,如果呼气末CO₂下降和/或如果呼气末CO₂约在15至20之下,则可以增加目标按压深度。在框970处,系统指示救援者修改按压深度以在新的、经更新的目标按压深度提供按压。在指示用户修改按压深度后,处理返回至框956处并且继续观测按压深度(在框956处)、将按压深度与新的、经更新的目标深度相比较(在框957处)以及向救援者提供与该按压深度有关的反馈(在框958处)。在一些示例中,仅当救援者以接近于目标深度的深度来实现按压的情况下才调整目标深度。在这种示例中,如果救援者没有实现当前深度则系统不会调整目标深度,因为接收的信息不一定指示更高的目标对病人是合适的。相反,系统可以鼓励救援者来实现可以改善生理状态的当前目标。

[0179] 在一些示例性实现中,系统可以基于包括生理信息和CPR按压质量的多个因素来确定是否要对目标按压深度进行调整。例如,一些救援者如业余救援者可能难以精确地控制CPR按压的深度。如果救援者不能够保持对CPR按压深度的控制,则对目标按压深度进行微调可能扰乱救援者和/或救援者可能不能够对按压深度提供控制以实际地以新的目标深度提供按压。在一些示例中,如果CPR按压深度差异太大(例如,大于0.5英寸)或者绝对深度太远离目标深度,则系统可以指示救援者致力于提供当前目标按压深度并且提供为一致深度的按压而非基于生理参数的变化来调整按压深度。在另一方面,当救援者提供与目标按压深度在特定差异内的CPR按压并且生理测量结果示出深度的增加可以是有利的时,系统调整目标按压深度。

[0180] 在一些示例中,可能有利的是提供与测量的生理参数(例如,呼气末CO₂或者动脉压)相联系的视觉反馈。与测量的生理参数相联系的反馈可以向救援者提供有关病人的信息并且帮助救援者确定病人状态改善还是恶化。如果救援者是经训练的救援者(例如,EMT或其他医疗人员),则救援者可以基于在生理参数中观测的趋势来修改对病人的治疗。例如,如果呼气末CO₂或者动脉压有下降的趋势,则救援者可以增加按压深度。视觉反馈的各种形式可以传达与测量的生理参数有关的信息。

[0181] 如图15A所示,趋势数据1000可以传达与测量的生理参数有关的信息。趋势数据1000可以包括一组各种方向的趋势箭头(例如,箭头1001a至箭头1001e)。每个箭头的方向可以传达测量的参数的趋势。例如,平直向上指向的箭头1001a为示出生理参数急剧增加、向上成角(例如,以45度角)的箭头1001b为示出生理参数适度增加、平直向右指向的箭头1001c为示出生理参数是稳定的并且不以明显的量增加或减少、向下成角(例如,以45度角)的箭头1001d为示出生理参数是适度下降的以及平直向下指向的箭头1001e为示出生理参

数急剧下降。视觉标记可以从其他箭头区分与观测的生理数据的当前趋势相联系的箭头。在本示例中,箭头1001b以具有比其他箭头更粗的粗体示出。在另一示例中,可以以不同的颜色示出与当前趋势相关联的箭头。因此,观察趋势数据1000的救援者可以快速评估生理参数是否指示了患者状态的改善、稳定或者下降并且相应地调整治疗。

[0182] 在另一示例中,如图15B所示,趋势数据1010可以传达与作为图1012的生理数据的测定生理参数有关的信息。趋势数据相对时间(轴1014)进行绘制并且显示最近的测量结果。在图15B示出的示例中,在图1012上显示最近10秒的测量数据。在一些示例中,为了简化图,该图不包括数据的实际数值(例如,轴1016不包括数据值)。因此,观察趋势数据1010的救援者可以快速评估生理参数是否指示了患者状态的改进、稳定或者下降并且相应地调整治疗。在一些示例中,基于趋势数据与阈值的比较,可以在趋势数据1010上提供额外的视觉标记,如图1012的颜色编码。例如,如果数据的值或者数据的趋势与病人的改善相联系,可以以绿色显示该图并且如果数据的值或者数据的趋势与病人的恶化相联系,可以以红色显示该图。

[0183] 虽然上述实施方式中的至少一些实施方式描述了在手动人工递送胸部按压期间使用的技术和显示器,但是类似的技术和显示器可以与自动化胸部按压装置比如由卓尔医学(ZOLL Medical MA)生产的自动脉冲(AutoPulse)装置一起使用。

[0184] 虽然上述实施方式中的至少一些实施方式描述了与AED装置结合使用的技术和显示器,但是类似的技术和显示器可以与其他除纤颤器装置一起使用。示例性专业级别的除纤颤器装置包括由卓尔医学(ZOLL Medical,MA)制造的R系列装置、E系列装置或者M系列装置以及飞利浦(Philips)MRX装置或者飞利浦XL装置。

[0185] 此外,除纤颤器可以采用可穿戴除纤颤器的形式,比如由卓尔(ZOLL)医学(Chelmsford,MA)制造的救生衣(LifeVest)。

[0186] 可以采用许多其他的实现而不是所述的这些实现并且其可被所述权利要求所包括。



图1A

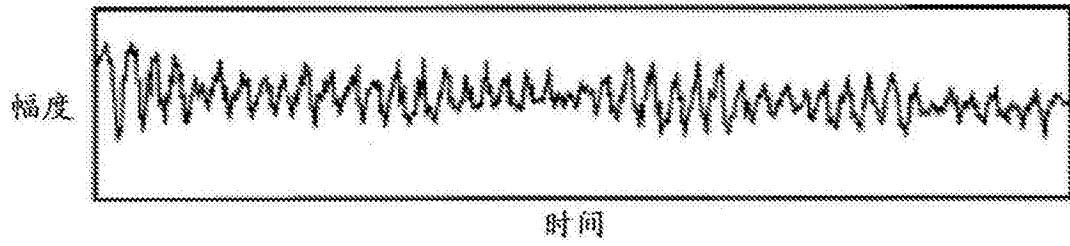


图1B

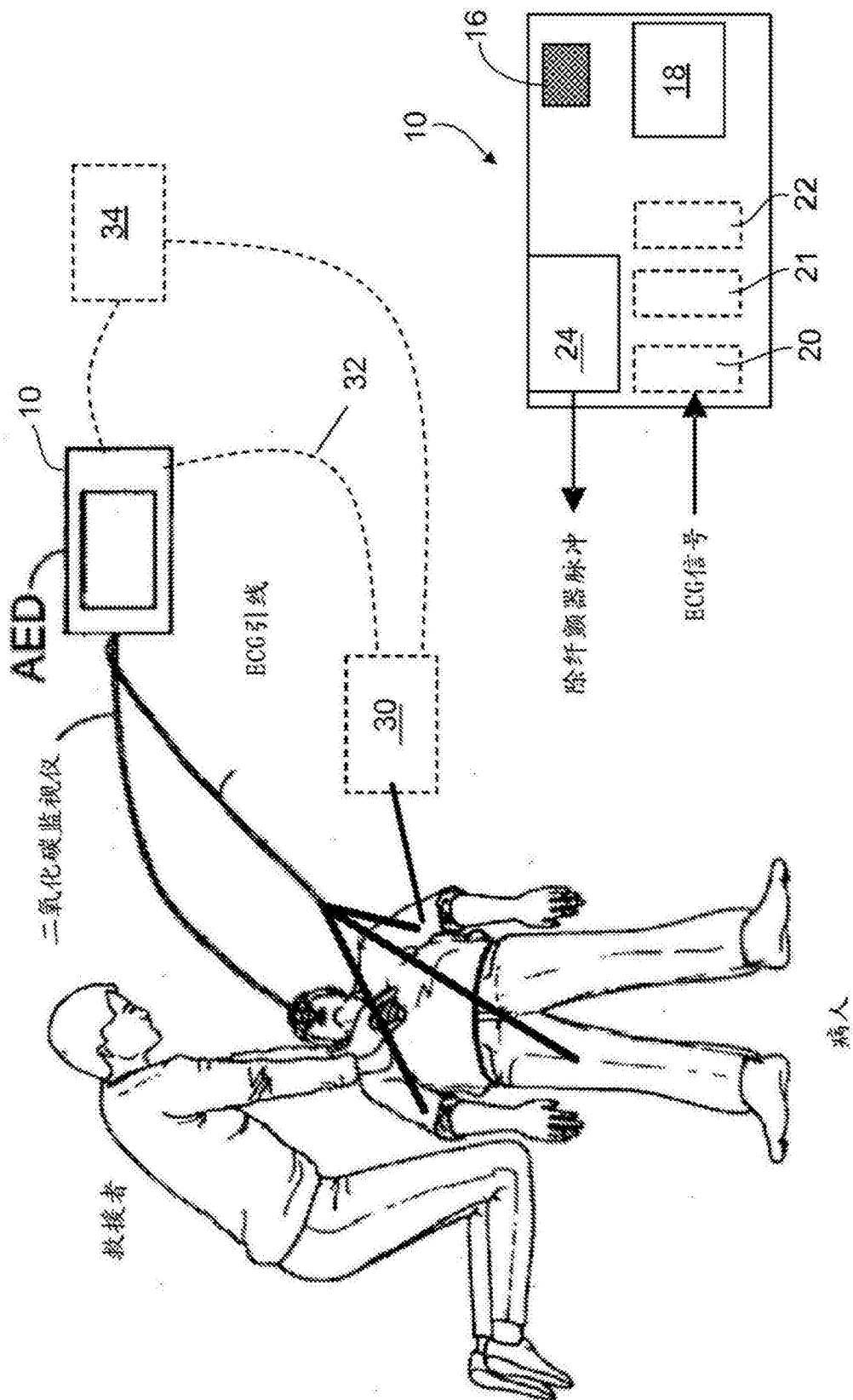


图 2A

图 2

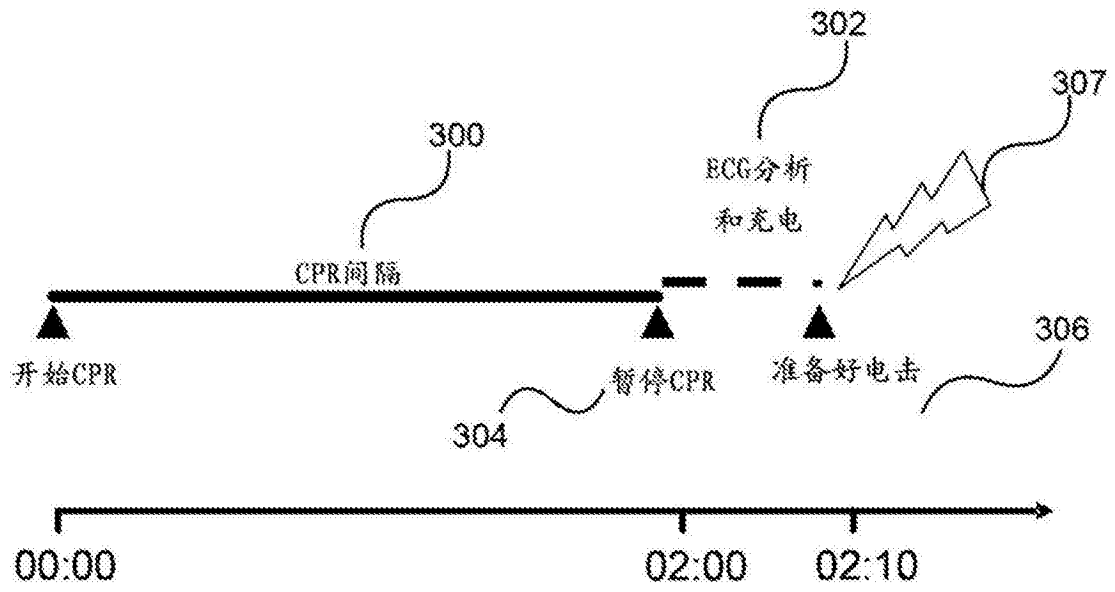


图3A

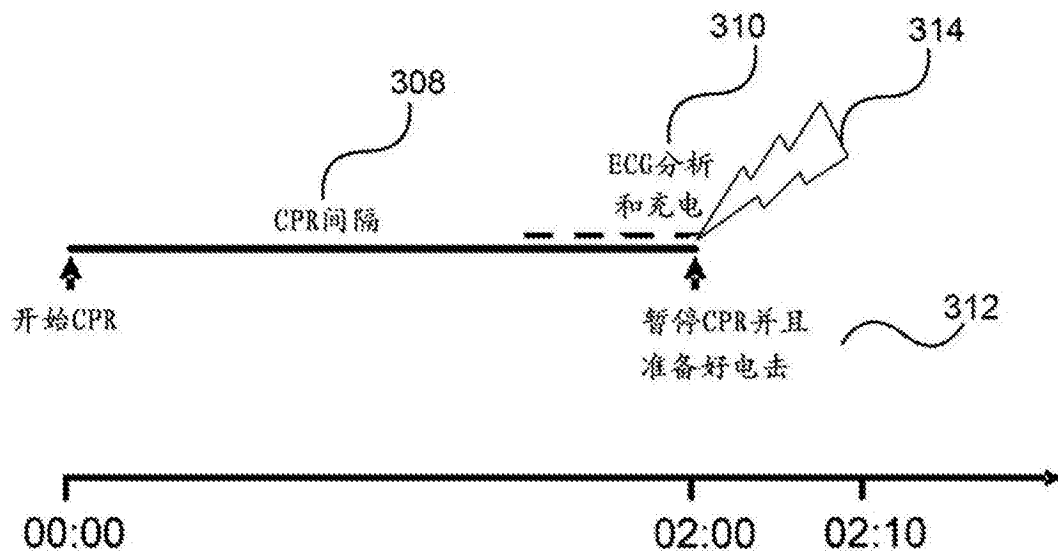


图3B

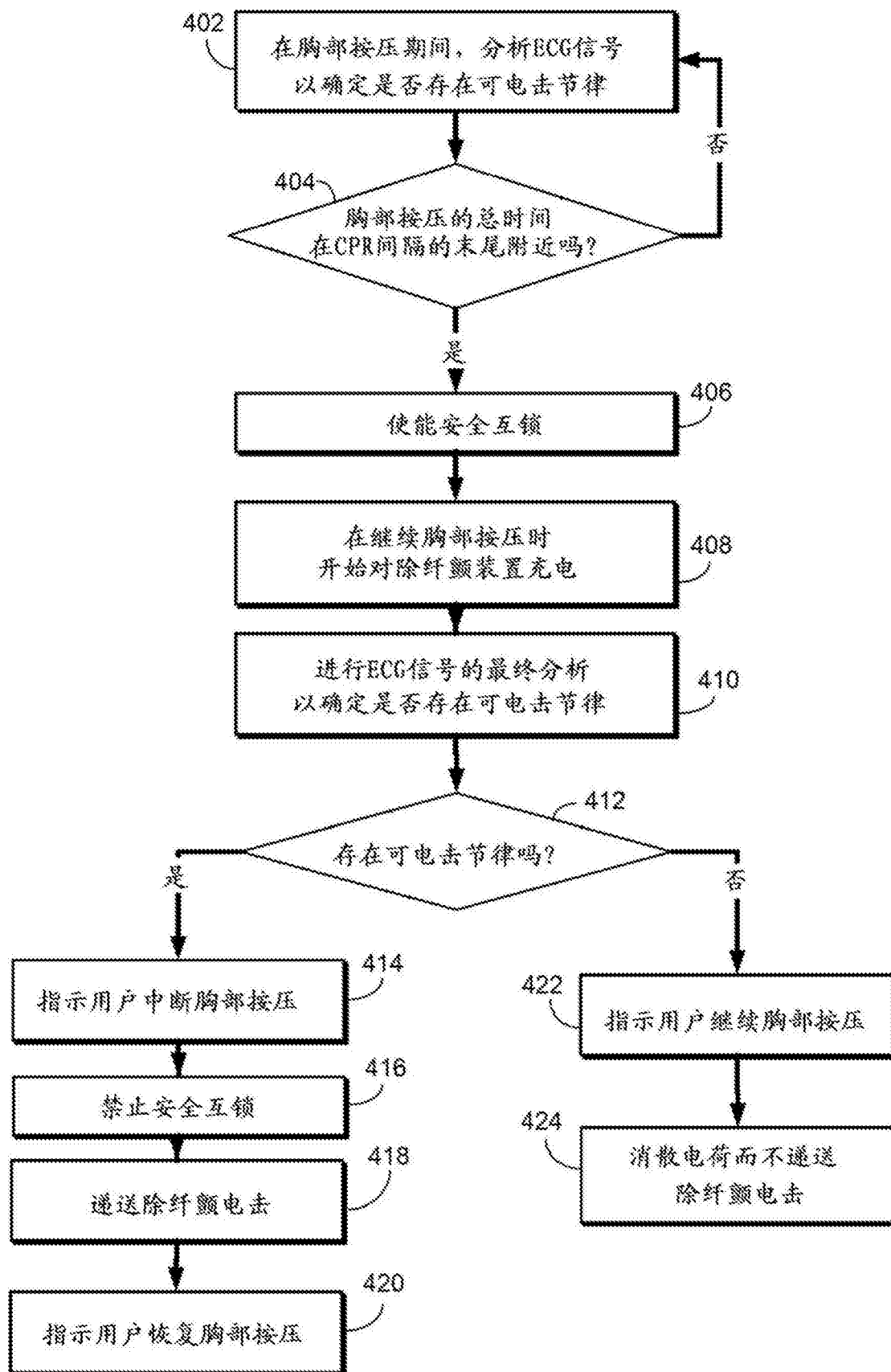


图4A

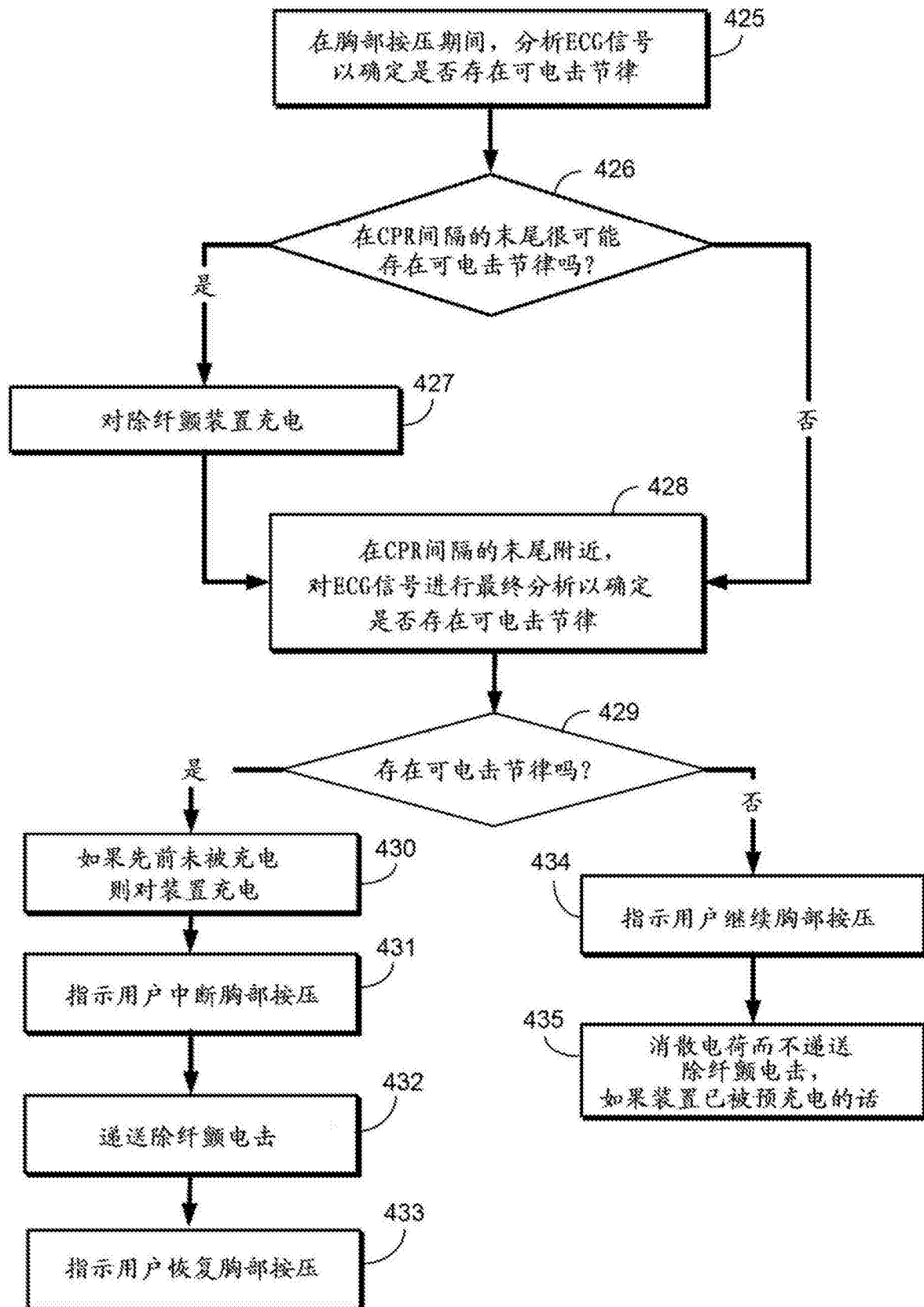


图4B

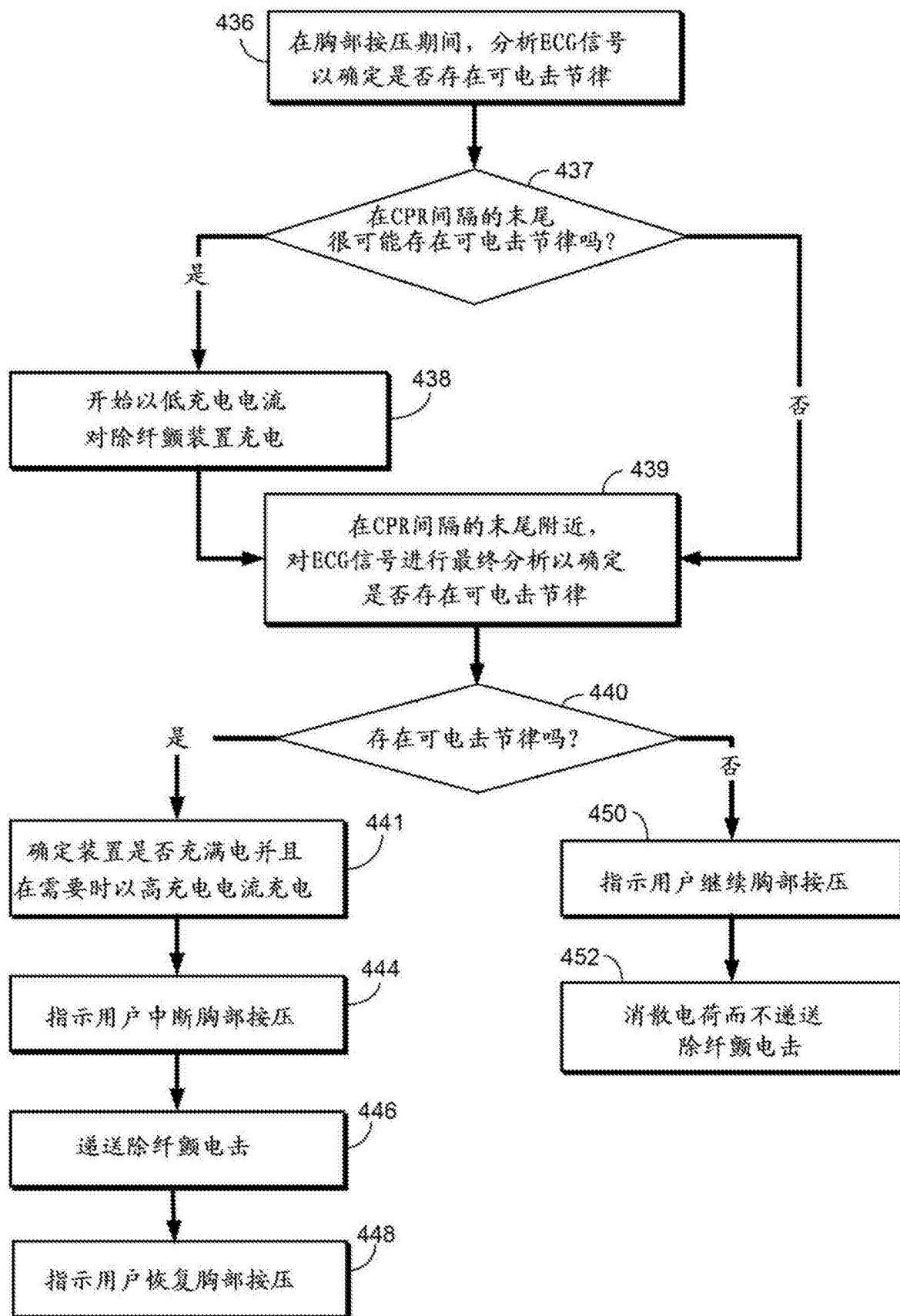


图4C

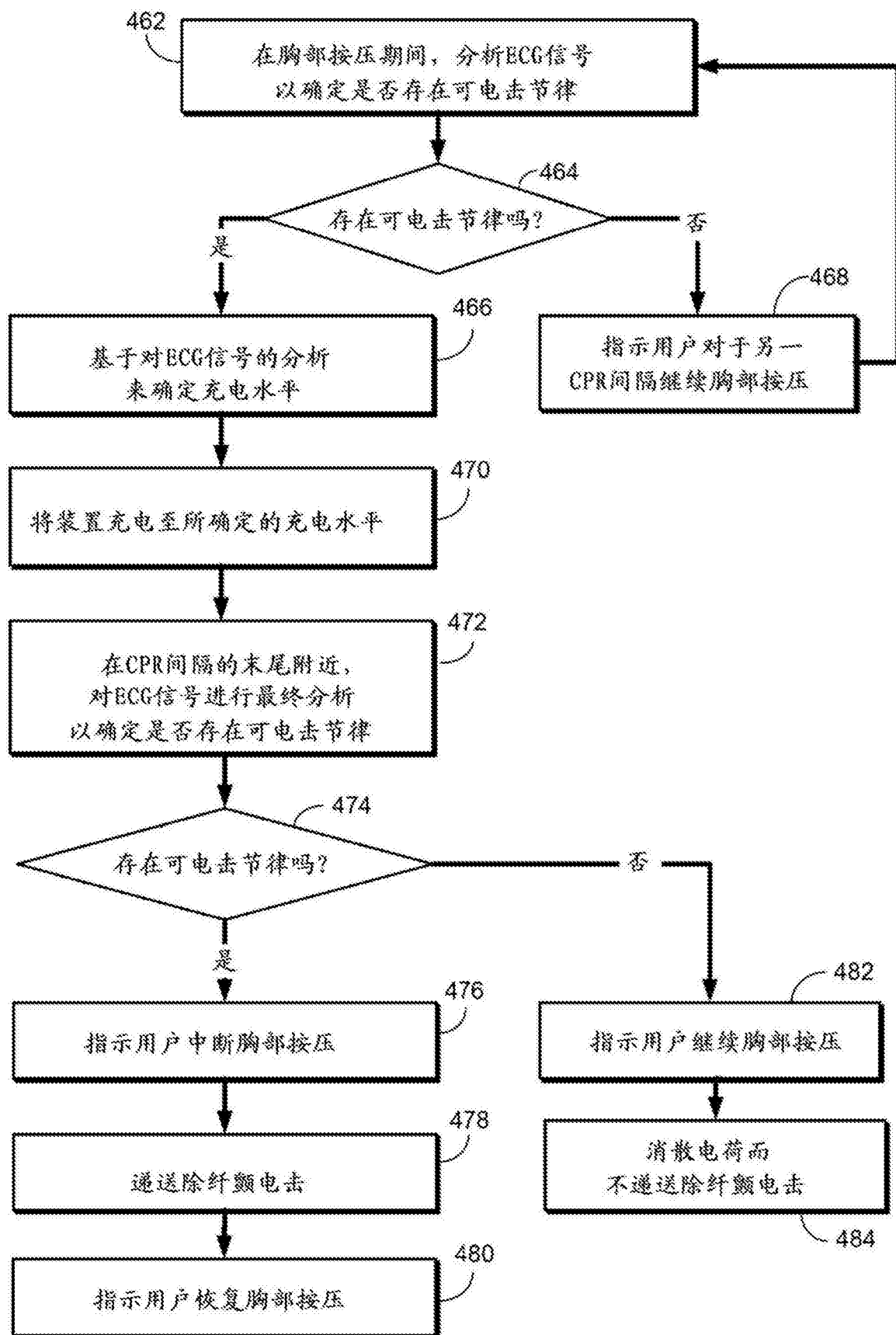


图4D

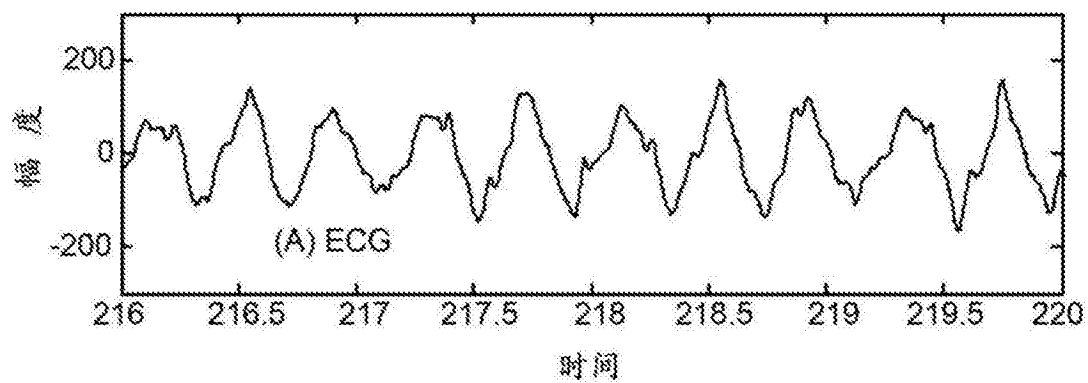


图5A

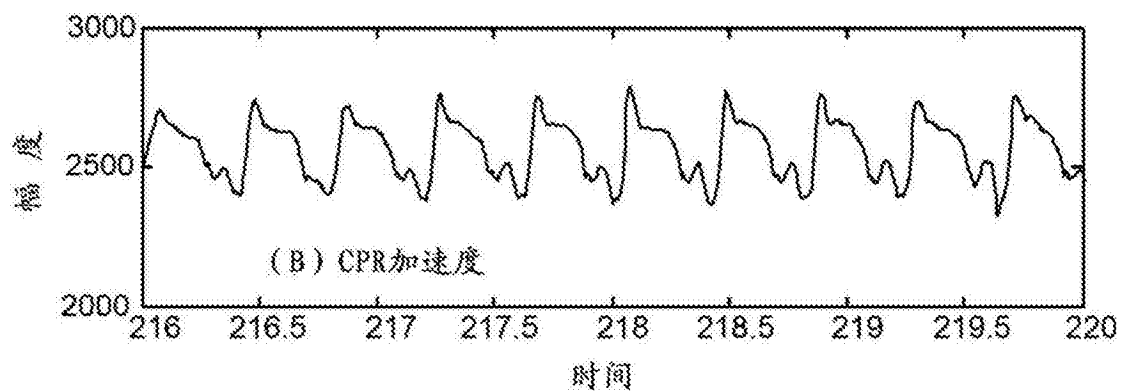


图5B

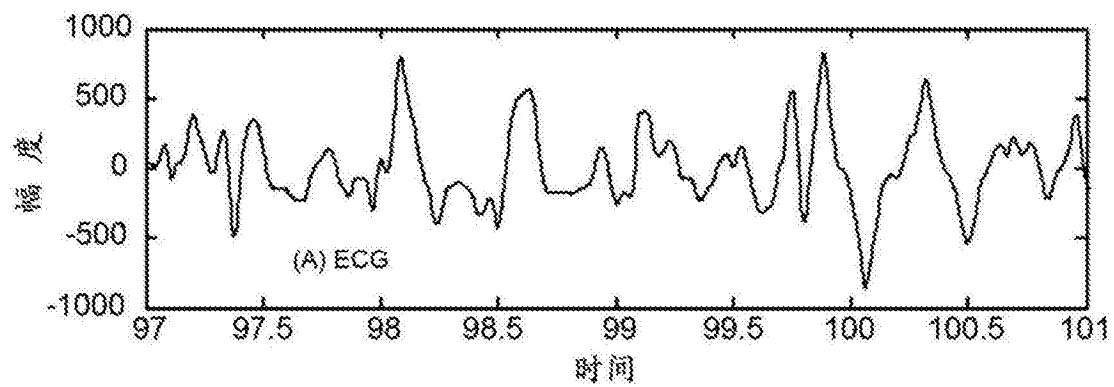


图6A

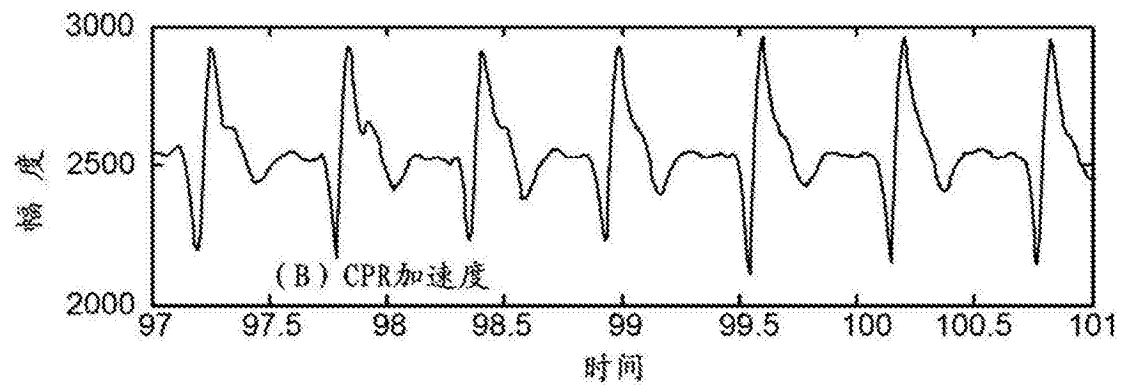


图6B

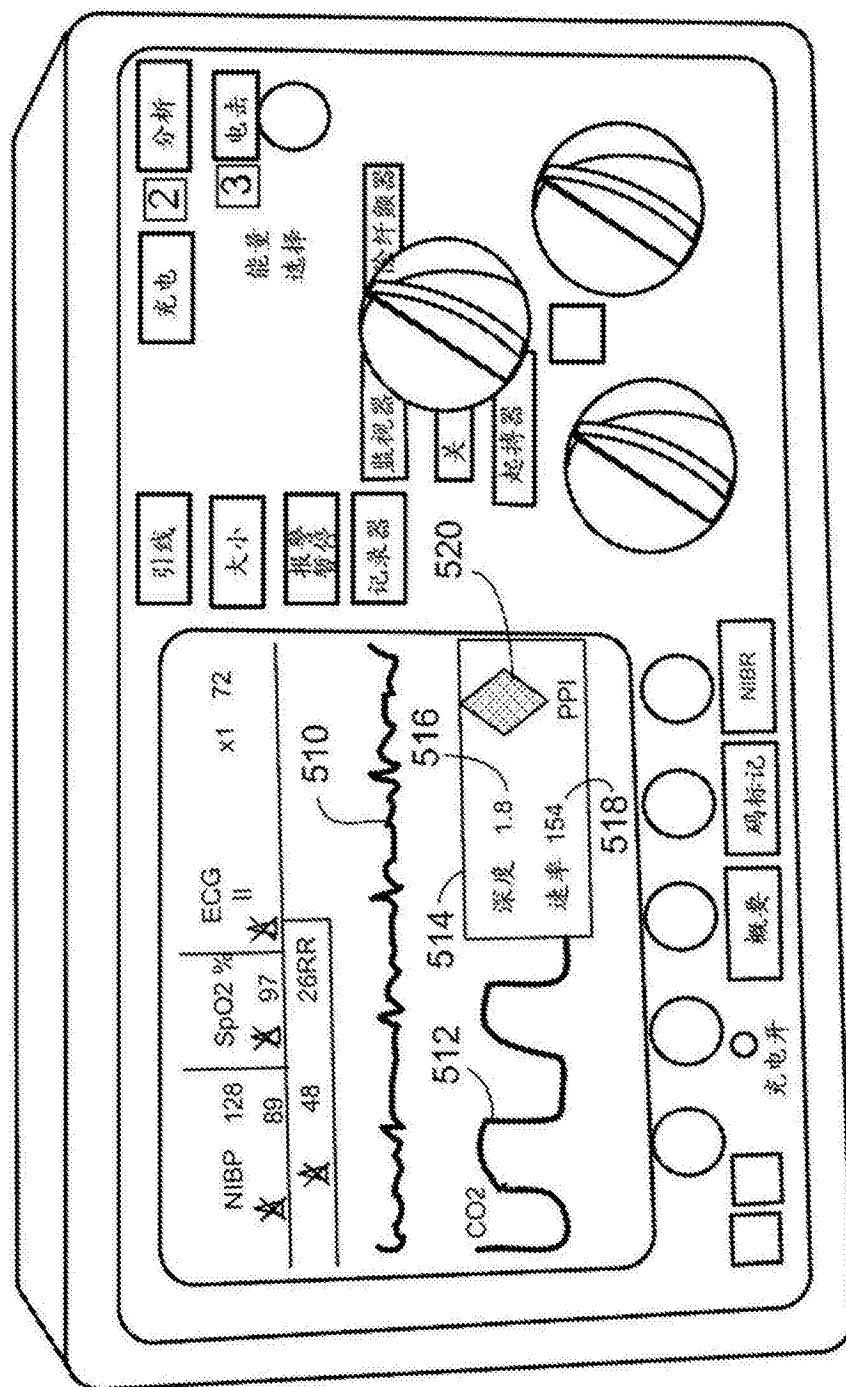


图7

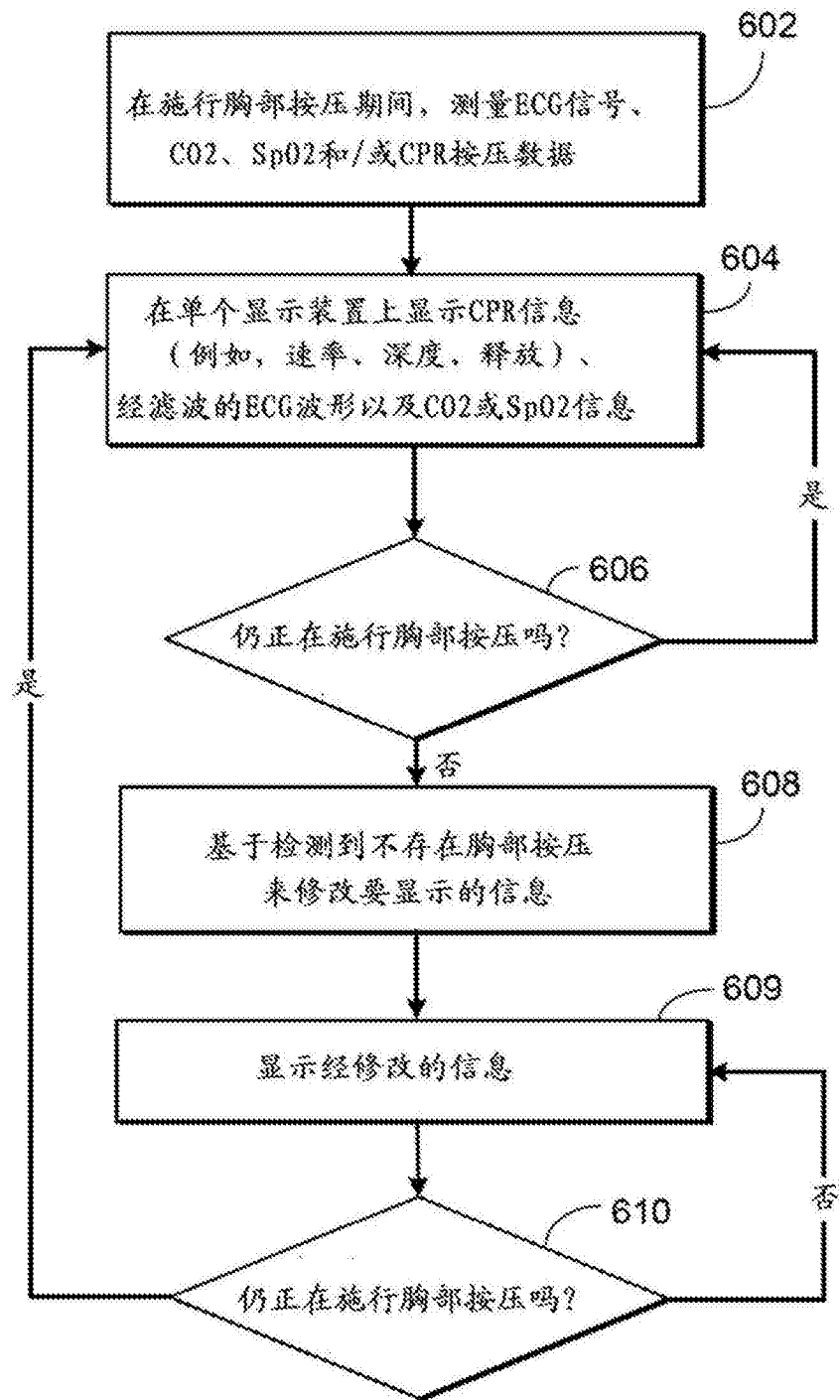


图8A

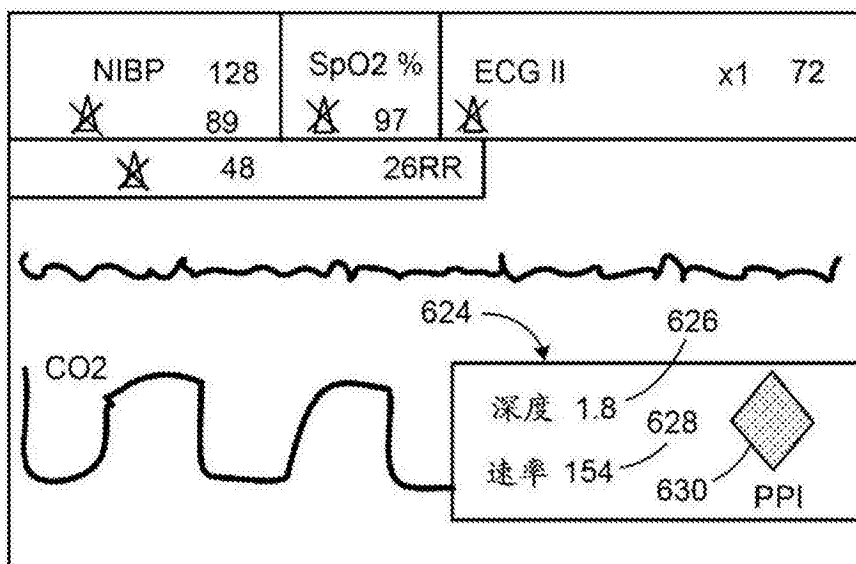


图8B

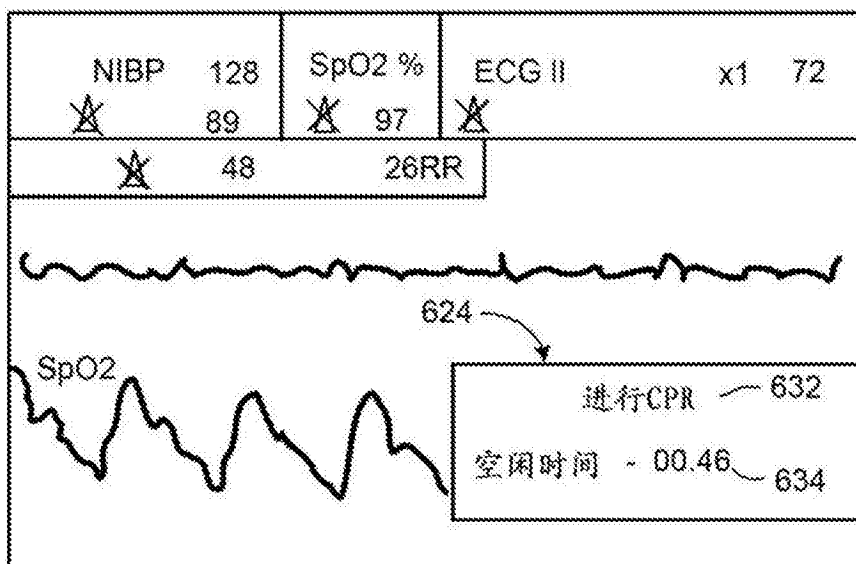


图8C

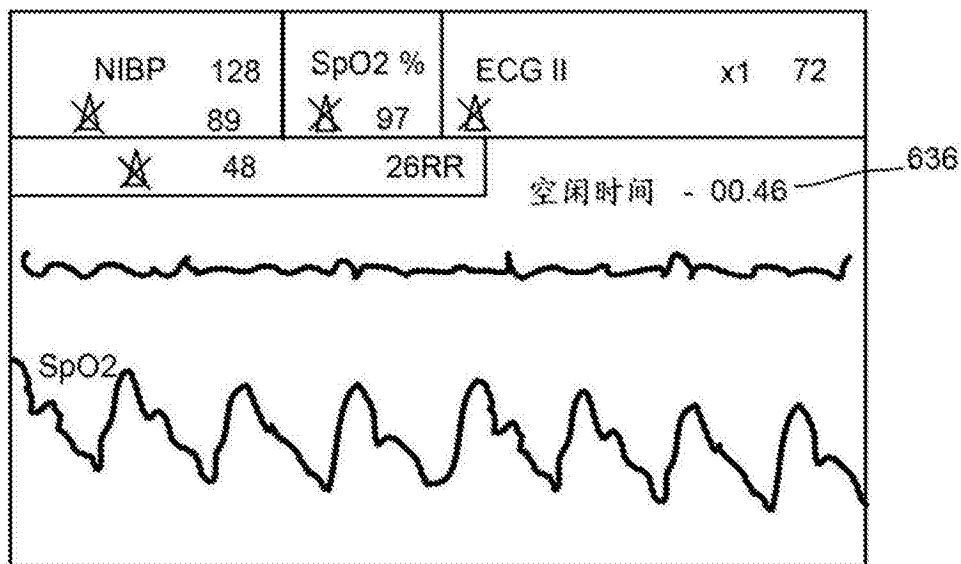


图8D

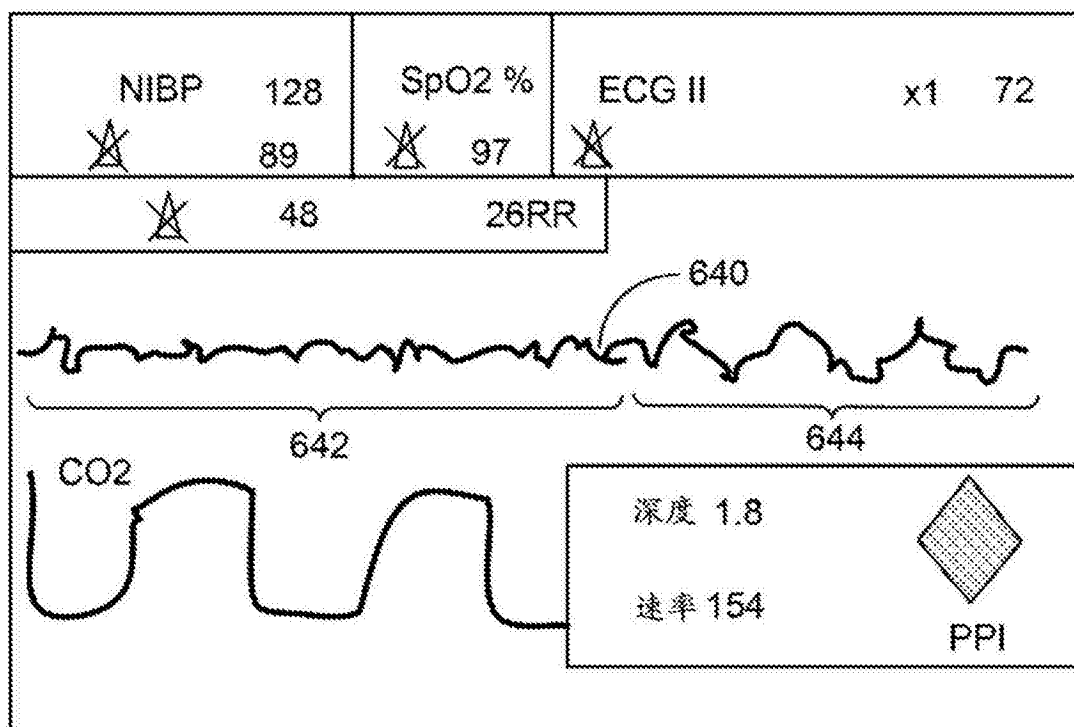


图8E

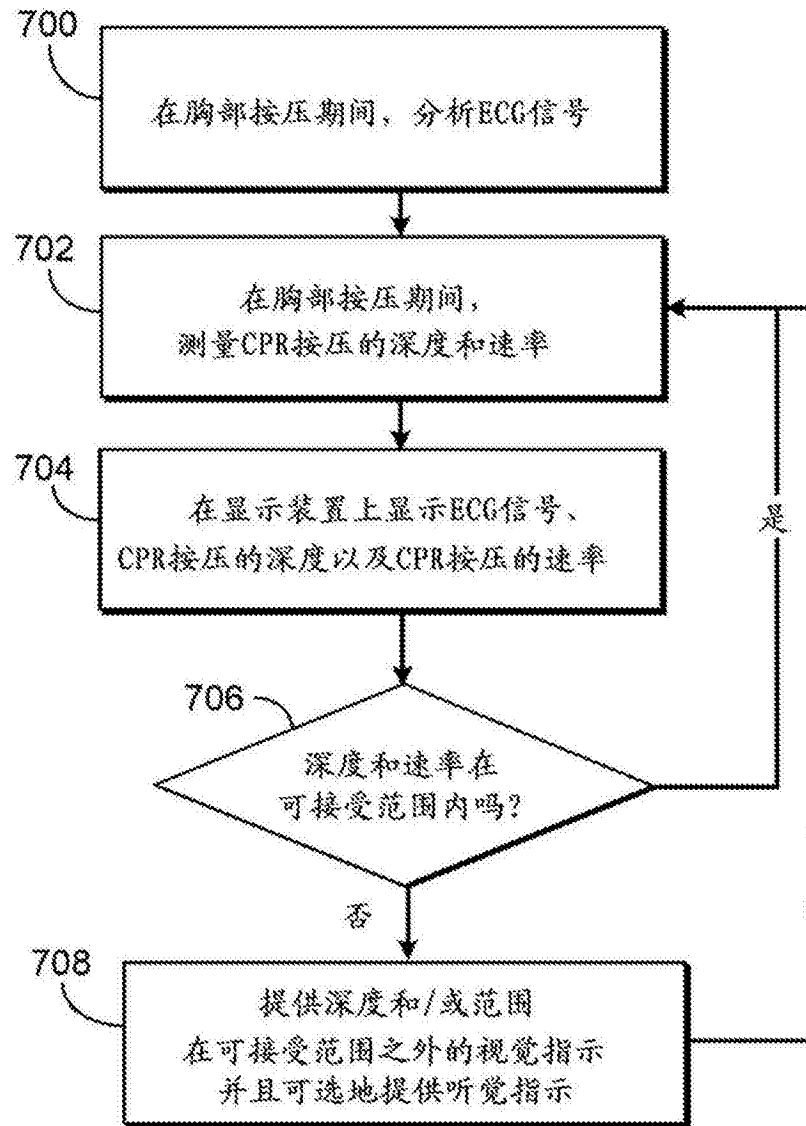


图9A

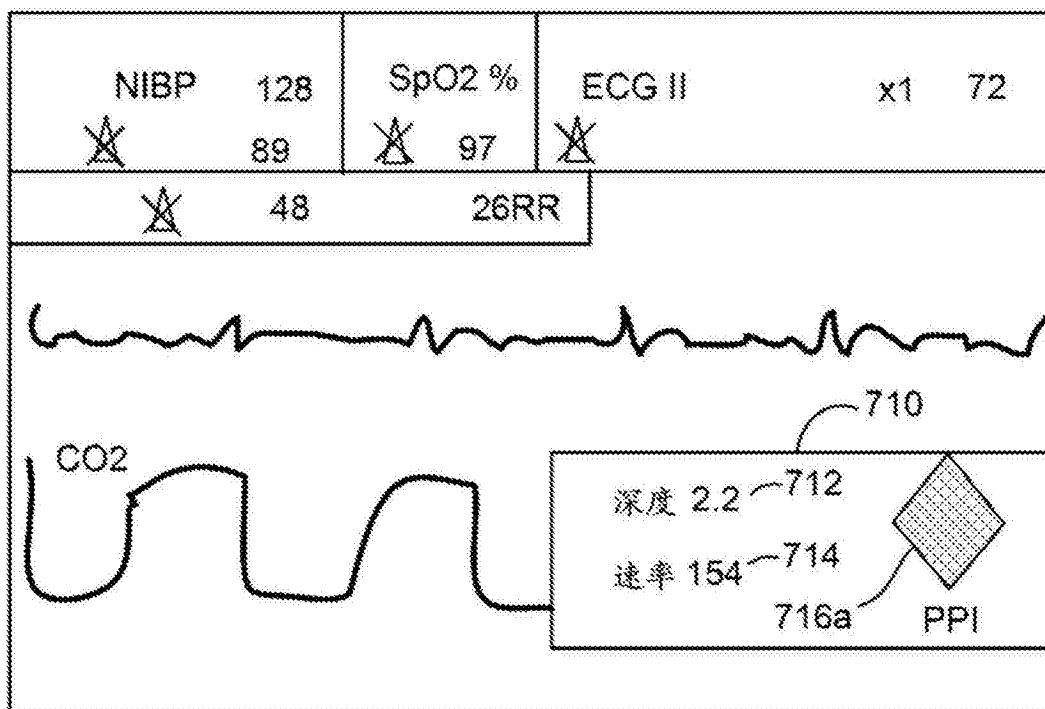


图9B

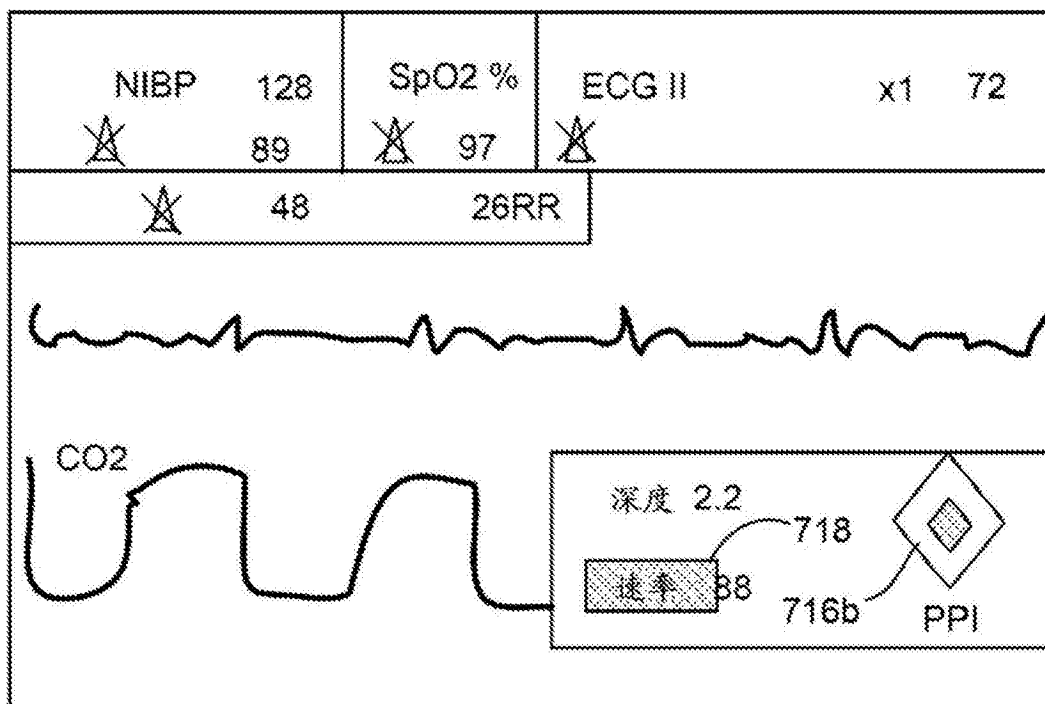


图9C

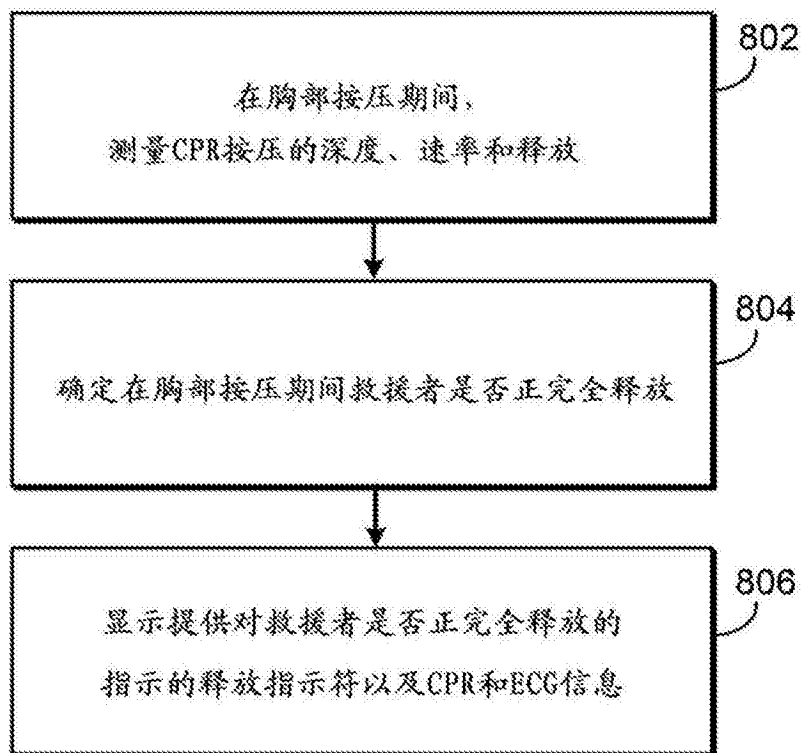


图10A

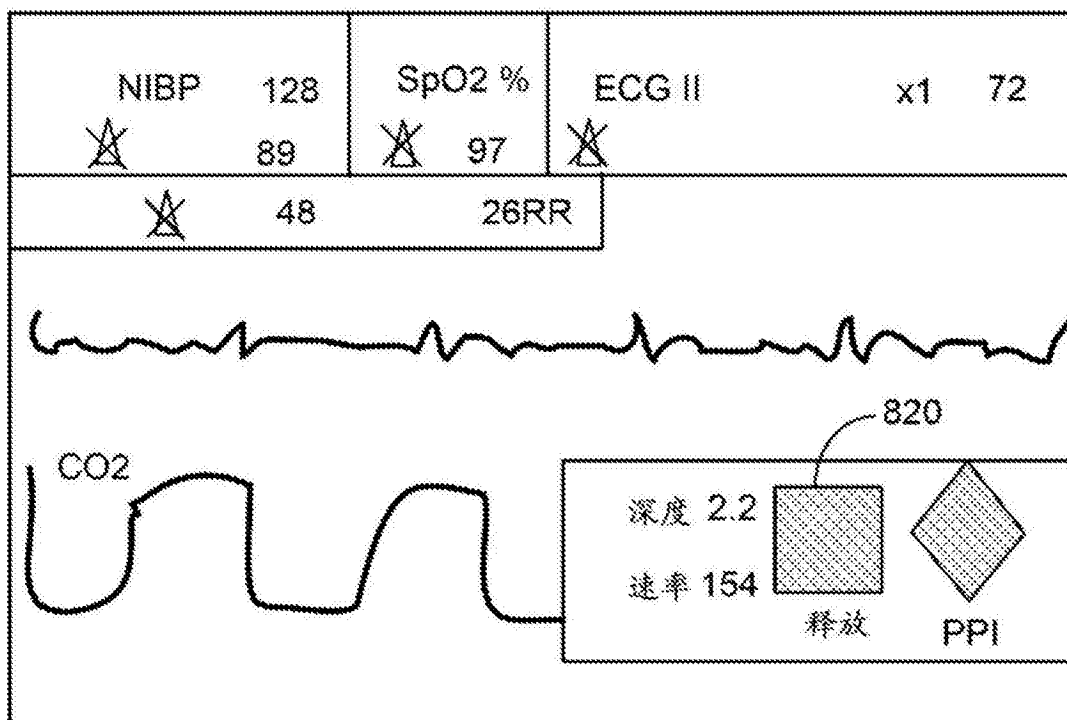


图10B

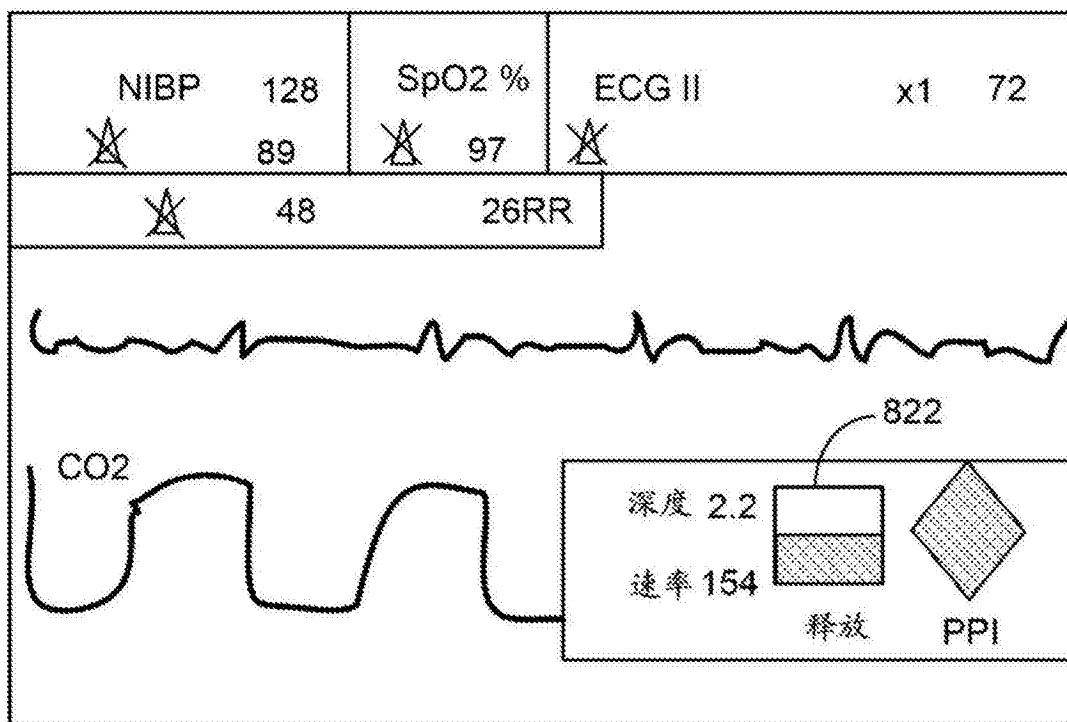


图10C

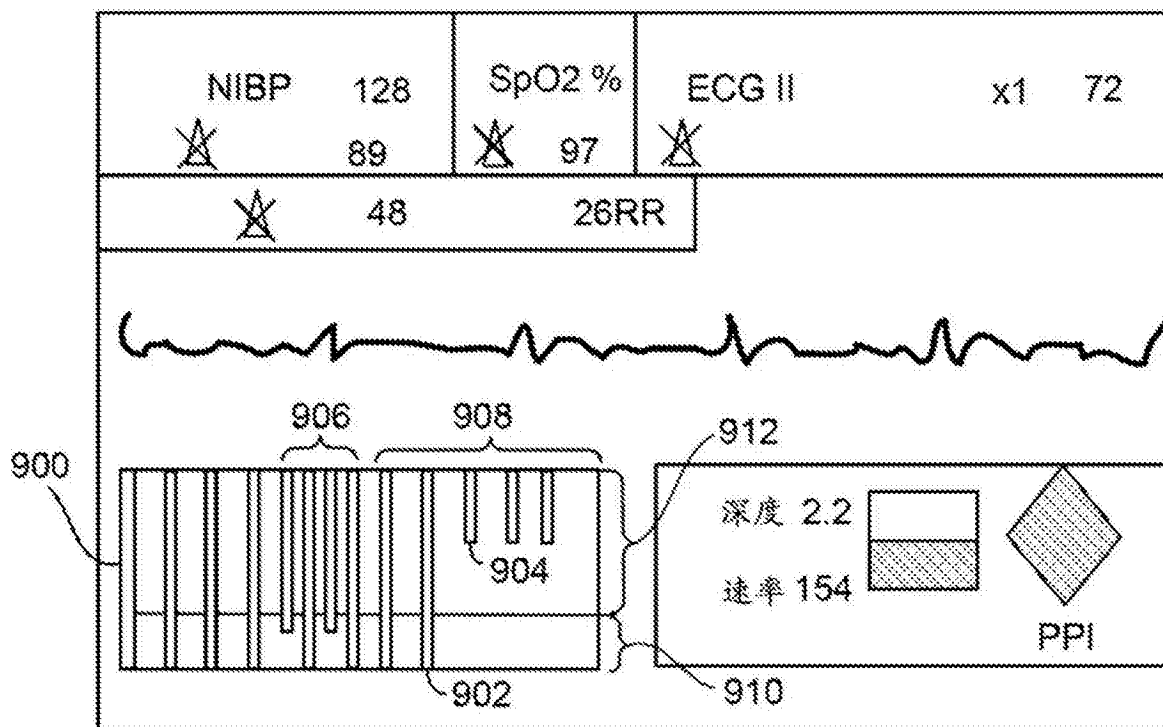


图11

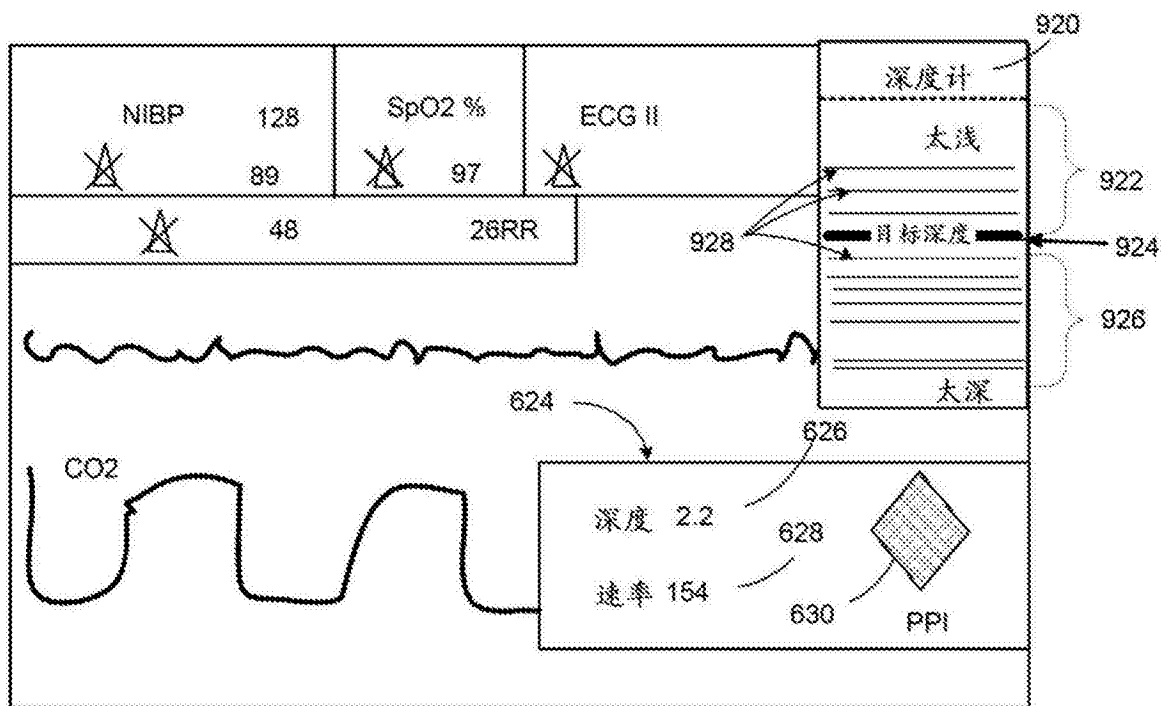


图12A

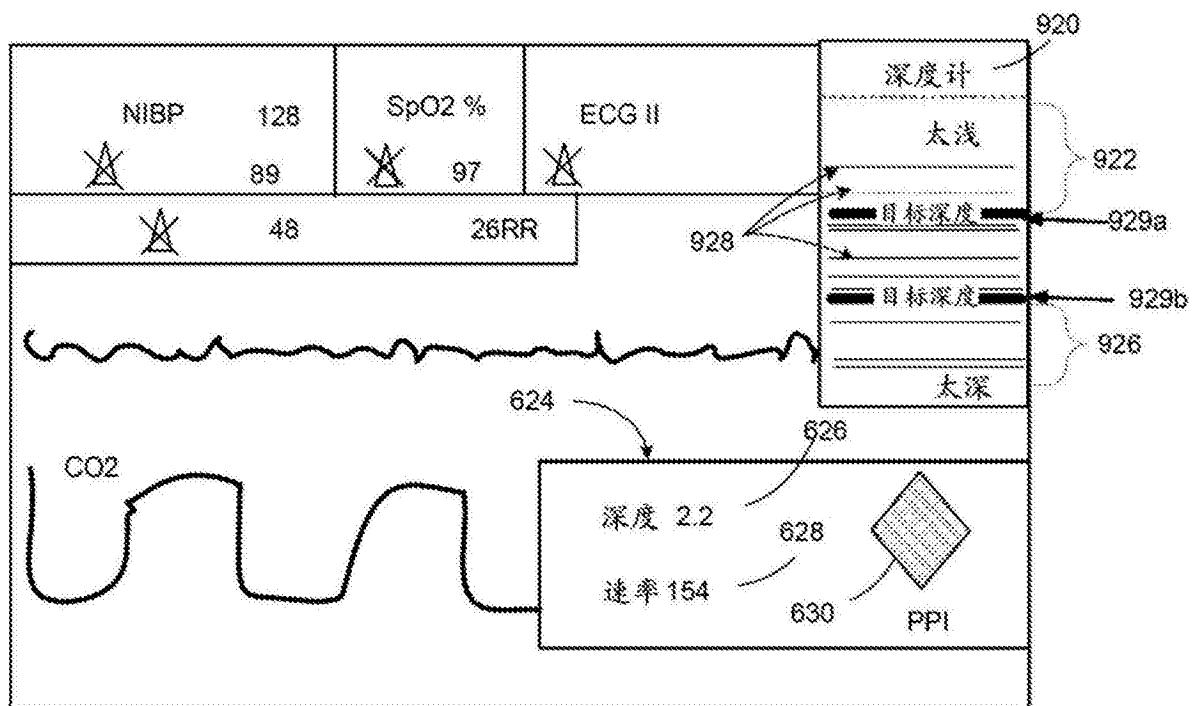


图12B

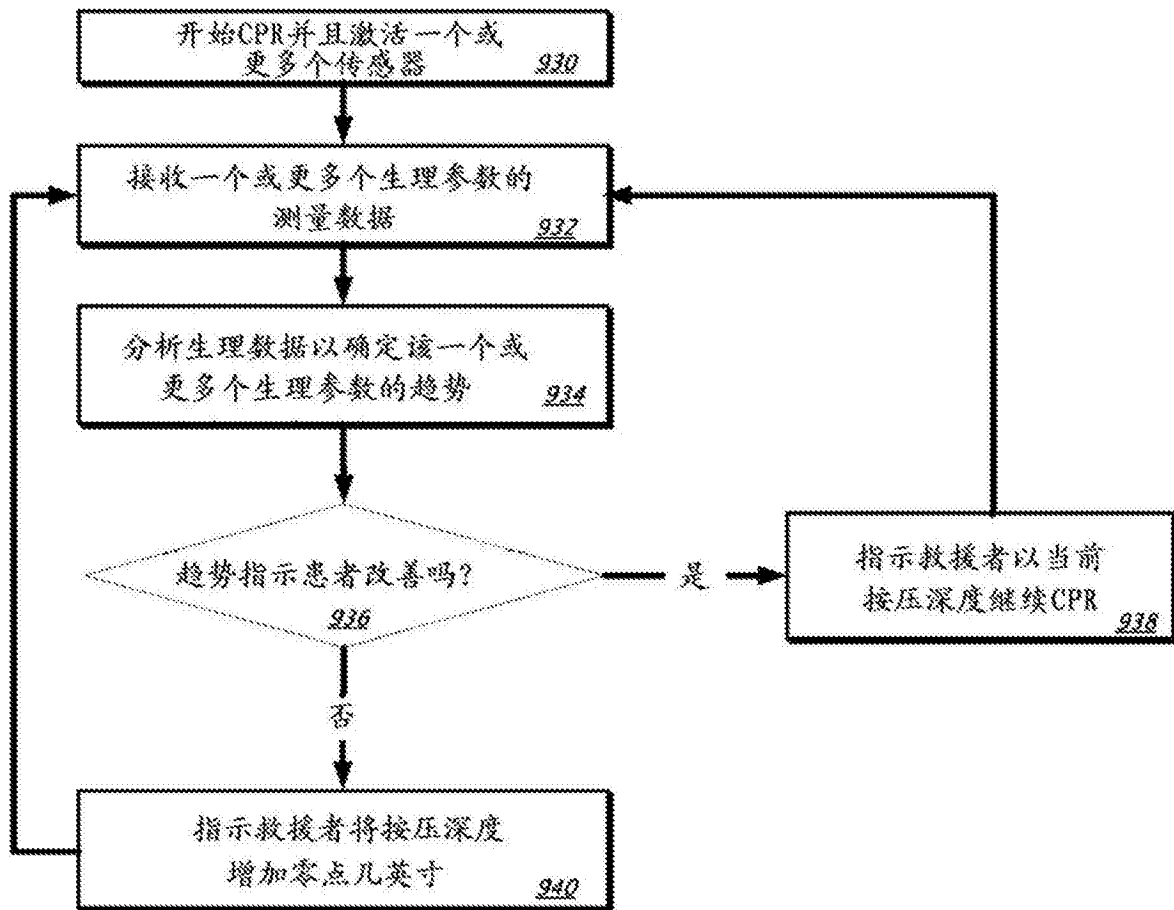


图13

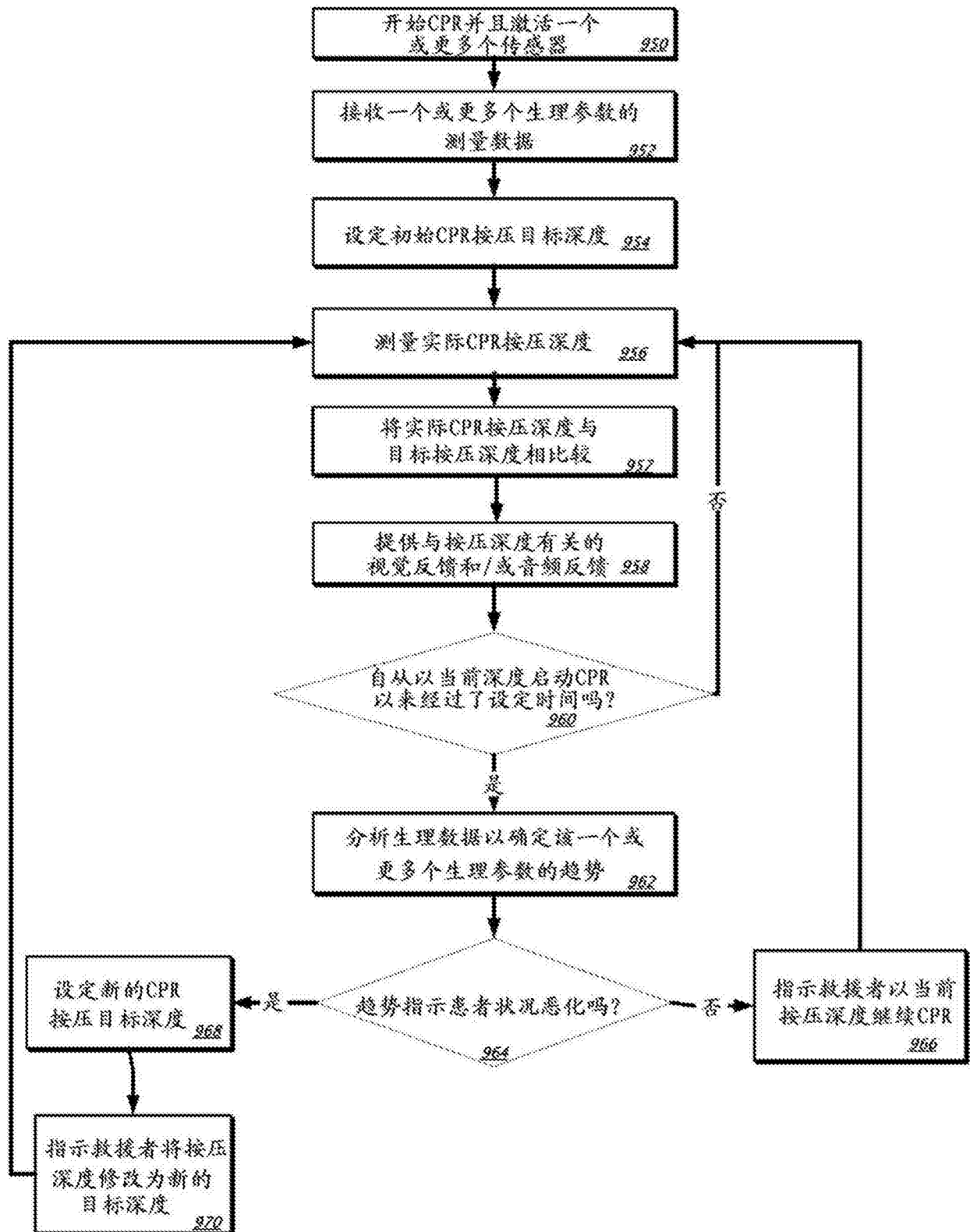


图14

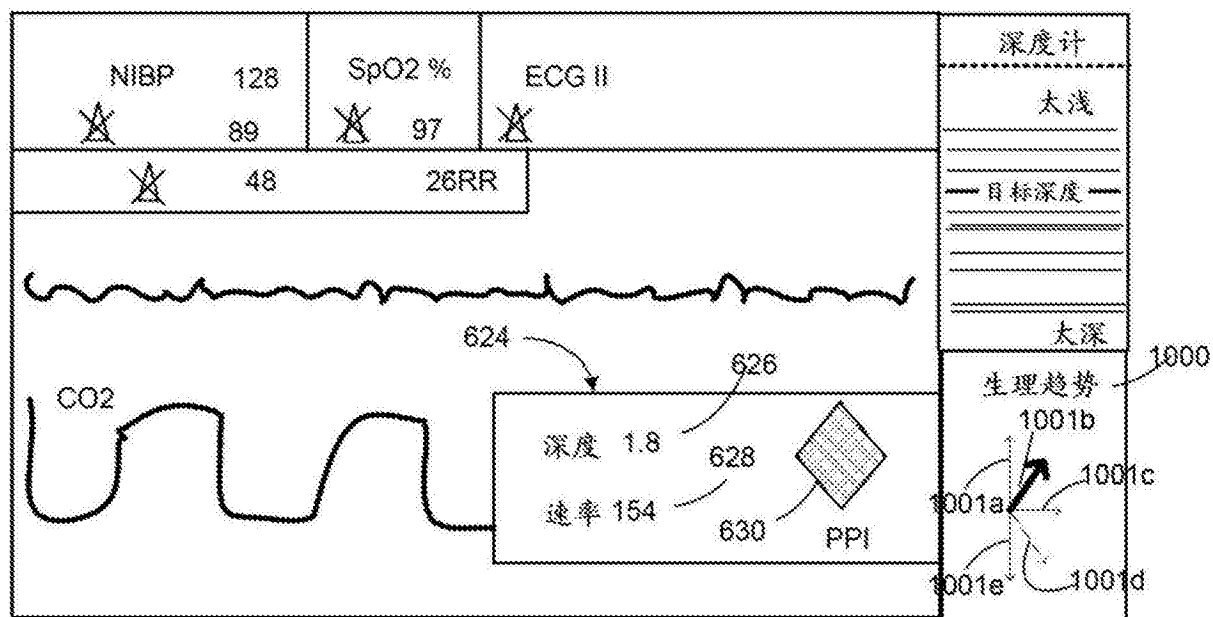


图15A

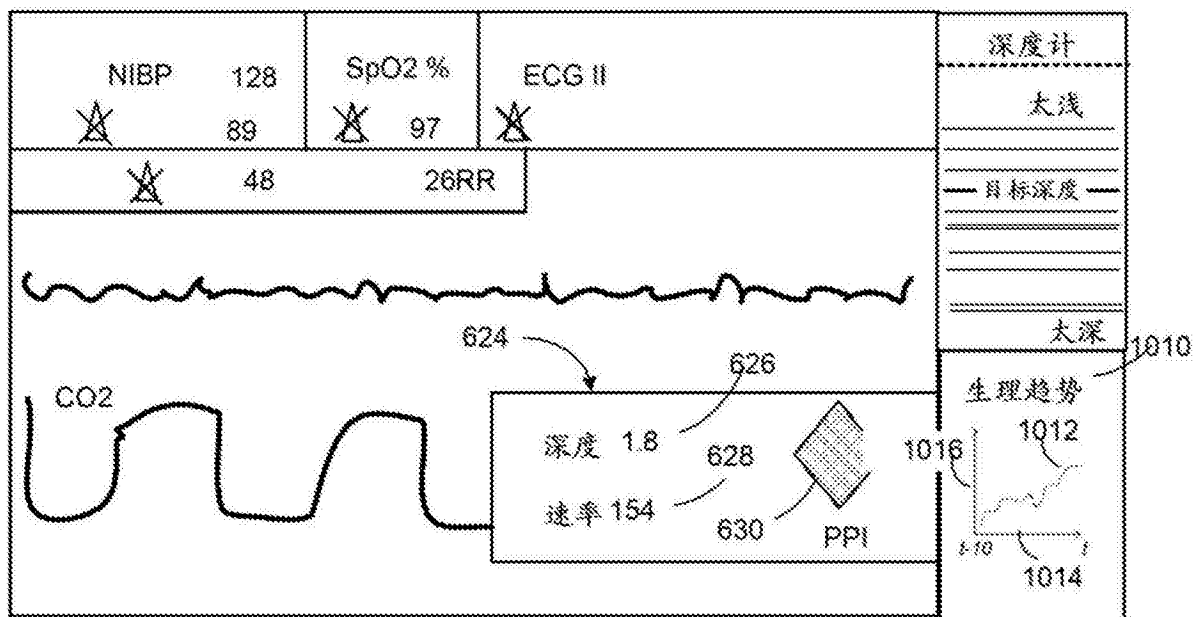


图15B