



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107690340 A

(43)申请公布日 2018.02.13

(21)申请号 201680032889.9

(22)申请日 2016.05.23

(30)优先权数据

62/171,595 2015.06.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/061604 2016.05.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/193041 EN 2016.12.08

(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 C·刘 J·K·拉塞尔

D·B·乔根森 H·杜里克

S·E·格曼 C·W·弗莱明

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61N 1/39(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61H 31/00(2006.01)

G06F 19/00(2018.01)

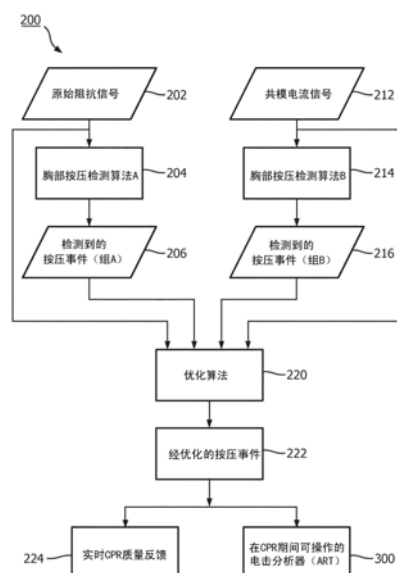
权利要求书4页 说明书11页 附图4页

(54)发明名称

无需使用独立按压计而检测CPR胸部按压状态的方法和装置

(57)摘要

一种方法和相关装置(12),其无需使用独立CPR计而通过分析自动体外除颤器(AED)设备中的存在信号来检测心肺复苏(CPR)期间胸部按压的存在和质量。所述方法包括分析胸腔阻抗信号和共模电流信号两者,其中的每个都可以用标准AED贴片(18)测量。所述方法对测得的信号应用准则,所述准则被用于选择测得的信号中的一个用于提供CPR胸部按压检测。



1. 一种具有用于检测心肺复苏 (CPR) 胸部按压的状态和质量中的至少一个的特征的自动体外除颤器 (AED) 设备 (12), 包括:

前端电路 (32), 其被配置为经由一对 AED 电极 (18) 来获得 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流中的至少一个,

分析电路 (34), 其被配置为:

(a) 通过第一处理算法和第二处理算法针对相关的 CPR 胸部按压伪迹来处理 (i) 所述原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 所述共模电流数据的流中的至少一个, 其中, 所述第一处理算法包括时间峰值检测算法以获得检测到的按压事件候选项的至少一个流, 并且其中, 所述第二处理算法包括频率分析算法以识别检测到的按压事件候选项的所述至少一个流内的假阳性按压事件, 并且

(b) 从检测到的按压事件候选项的所述至少一个流中去除识别出的假阳性按压事件; 以及

输出设备 (24), 其被配置为输出对 CPR 胸部按压的状态和质量中的至少一个的指示, 所述指示响应于没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述至少一个流而被确定。

2. 根据权利要求 1 所述的设备 (12),

其中, 所述前端电路 (32) 还被配置为获得 (i) 所述原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 所述共模电流数据的流两者,

其中, 所述分析电路 (34) 还被配置为 (a) 处理 (i) 所述原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 所述共模电流数据的流两者以获得检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流并且识别检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流内的假阳性按压事件, 并且 (b) 从检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流中去除识别出的假阳性按压事件, 并且 (c) 将没有了相应的识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的第一流与没有了相应的识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的第二流进行比较, 以识别所述第一流和所述第二流之间的检测到的按压事件候选项的经优化的流, 并且

其中, 所述输出设备 (24) 还被配置为输出响应于没有了假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述经优化的流而确定的所述指示。

3. 根据权利要求 2 所述的设备 (12), 其中, 所述分析电路 (34) 通过 (i) 将准则应用于所述第一流和所述第二流并且 (ii) 基于所应用的准则来选择所述第一流和所述第二流中的一个以识别所述经优化的流来识别所述第一流与所述第二流之间的检测到的按压事件候选项的经优化的流。

4. 根据权利要求 3 所述的设备 (12), 其中, 所述准则包括与预测的 CPR 速率时段相似的确定的自相关强度。

5. 根据权利要求 3 所述的设备 (12), 其中, 所述分析电路 (34) 还包括心电图 (ECG) 电击分析电路, 所述心电图电击分析电路被配置为 (i) 在存在 CPR 相关的信号伪迹的情况下响应于经由所述一对 AED 电极获得的 ECG 信号来确定可电击 ECG 事件并且 (ii) 响应于 (a) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述至少一个流和 (b) 对 CPR 胸部按压的状态和质量中的所述至少一个的所述指示中的一个或多个而动态地调整电击决策参数。

6. 根据权利要求3所述的设备(12), 其中, 检测到的按压事件候选项的所述经优化的流指示在CPR协议标准速率之外的CPR胸部按压速率。

7. 根据权利要求3所述的设备(12), 其中, 对所述状态的指示包括对正在执行CPR胸部按压的指示, 并且其中, 对CPR胸部按压的质量的指示包括对所述CPR胸部按压的速率的指示。

8. 根据权利要求3所述的设备(12), 其中, 所述时间峰值检测算法通过在(i)所述原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)所述共模电流数据的流中的所述至少一个中拾取由所述CPR胸部按压引起的伪迹峰值, 来检测由于CPR胸部按压引起的CPR胸部按压伪迹并对其计数, 并且其中, CPR胸部按压的近似深度由(i)所述原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)所述共模电流数据的流中的所述至少一个中的伪迹峰值的幅值来反映, 并且其中, 通过设置自适应阈值来确定CPR胸部按压的近似深度, 并且其中, 所述频率分析算法对(i)所述原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)所述共模电流数据的流中的所述至少一个应用傅立叶变换, 并且在频率域内搜索与CPR胸部按压速率相对应的基频的存在。

9. 根据权利要求1所述的设备(12), 还包括:

存储设备(40), 其被配置为存储(i)检测到的按压事件候选项的所述至少一个流和(ii)没有识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述至少一个流中的一个或多个; 以及

数据输出端口(46), 其能将所存储的(i)检测到的按压事件候选项的所述至少一个流和(ii)没有识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述至少一个流中的一个或多个发送到外部计算机以对所存储的(i)检测到的按压事件候选项的所述至少一个流和(ii)没有识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述至少一个流中的一个或多个进行事件后分析。

10. 根据权利要求1所述的设备(12), 其中, 所述输出设备(24)还被配置为(i)在CPR胸部按压的随后的时段中使用所述指示或所述经优化的流来输出听觉输出和视觉输出中的至少一个, 并且(ii)响应于所述指示, 经由所述听觉输出和所述视觉输出中的至少一个来发出CPR设备引导指令和AED设备引导指令中的至少一个。

11. 一种用于利用自动体外除颤器(AED)设备来检测心肺复苏(CPR)胸部按压的状态和质量中的至少一个的方法, 包括以下步骤:

经由前端电路(32)和一对AED电极(18)来获得(i)原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)共模电流数据的流中的至少一个;

经由分析电路(34), 通过第一处理算法和第二处理算法针对相关的CPR胸部按压伪迹来处理(i)所述原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)所述共模电流数据的流中的至少一个, 其中, 所述第一处理算法包括时间峰值检测算法以获得检测到的按压事件候选项的至少一个流, 并且其中, 所述第二处理算法包括频率分析算法以识别检测到的按压事件候选项的所述至少一个流内的假阳性按压事件;

经由所述分析电路(34)从检测到的按压事件候选项的所述至少一个流中去除识别出的假阳性按压事件; 并且

经由用户输出设备(24)输出对CPR胸部按压的状态和质量中的至少一个的指示, 所述指示响应于没有识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述至少一个

流而被确定。

12. 如权利要求11所述的方法, 其中, 对所述状态的指示包括对正在执行CPR胸部按压的指示, 并且其中, 对CPR胸部按压的质量的指示包括对所述CPR胸部按压的速率的指示。

13. 根据权利要求11所述的方法, 其中, 所述时间峰值检测算法通过在 (i) 所述原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 所述共模电流数据的流中的所述至少一个中拾取由CPR胸部按压引起的伪迹峰值来检测由于CPR胸部按压的CPR胸部按压伪迹并且对其进行计数。

14. 根据权利要求13所述的方法, 并且其中, CPR胸部按压的近似深度由 (i) 所述原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 所述共模电流数据的流中的所述至少一个中的所述伪迹峰值的幅值来反映, 并且其中, 通过设置自适应阈值来确定CPR胸部按压的近似深度。

15. 根据权利要求11所述的方法, 其中, 所述频率分析算法对 (i) 所述原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 所述共模电流数据的流中的所述至少一个应用傅立叶变换, 并且在频率域中搜索与CPR胸部按压速率相对应的基频的存在。

16. 根据权利要求11所述的方法, 其中, 获得还包括获得 (i) 所述原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 所述共模电流数据的流两者, 其中, 处理还包括处理 (i) 所述原始经胸廓阻抗数据的流 (ii) 所述共模电流数据的流两者以获得检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流, 并且识别在检测到的按压事件候选项的所述相应的第一流和第二流内的假阳性按压事件, 并且其中, 去除还包括从检测到按压事件候选项的相应的第一流和第二流中去除识别出的假阳性按压事件; 所述方法还包括:

通过所述分析电路 (34) 将没有了识别出的假阳性按压事件的检测到按压事件候选项的相应的第一流与没有了识别出的假阳性按压事件的检测到按压事件候选项的相应第二流进行比较来识别所述第一流和所述第二流之间的检测到的按压事件候选项的经优化的流,

其中, 输出还包括输出响应于没有了假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述经优化的流而确定的所述指示。

17. 根据权利要求16所述的方法, 其中, 进行比较以识别所述第一流与所述第二流之间的检测到的按压事件的所述经优化的候选项流包括 (i) 将准则应用于所述第一流和所述第二流并且 (ii) 基于所应用的准则来选择所述第一流与所述第二流中的一个来识别所述经优化的流。

18. 如权利要求11所述的方法, 还包括:

经由还被配置为实施心电图 (ECG) 电击分析的所述分析电路 (34), 来在存在CPR相关的信号伪迹的情况下确定可电击ECG事件; 并且

响应于 (i) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流以及 (ii) 对CPR胸部按压的状态和质量中的至少一个的指示中的一个或多个, 经由所述ECG电击分析电路来动态地调整电击决策参数或阈值准则。

19. 如权利要求11所述的方法, 还包括:

经由存储设备 (40) 存储 (i) 至少一个检测到的按压事件候选项的流和 (ii) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述至少一个流中的一个或多个; 并且

经由用于事件后分析的外部分析计算机来分析所存储的 (i) 检测到的按压事件候选项的至少一个流和 (ii) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述

至少一个流中的一个或多个。

20. 根据权利要求11所述的方法, 其中, 输出还包括在所述AED设备上输出所述指示的听觉输出和视觉输出中的至少一个; 所述方法还包括:

响应于所述指示, 经由所述听觉输出和所述视觉输出中的所述至少一个, 发出CPR设备引导指令和AED设备引导指令中的至少一个。

无需使用独立按压计而检测CPR胸部按压状态的方法和装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2015年6月5日提交的美国临时申请No.62/171595的优先权,通过引用将其全部内容并入本文。

技术领域

[0003] 本发明的实施例总体涉及心肺复苏术(CPR),并且更具体而言,涉及一种用于无需使用独立按压计而检测胸部按压状态的方法和装置。

背景技术

[0004] 人们早已认识到,心肺复苏期间的胸部按压必须在正确的时间以正确的速率施加才有效。已经开发了许多在CPR期间检测和监测胸部按压的设备和方法。由纽约Wappinger Falls的Laerdal制造的Q-CPR™仪就是这样一种装置。Q-CPR™仪设计为在CPR期间置于患者胸部并且在救援人员手中,并包含检测胸部按压的施力、深度和速度的传感器。这些信息作为指导反馈给救助者。遗憾的是,这种设备增加了救援人员通常使用的设备套件的费用和复杂性。

[0005] 使用在经胸廓除颤器电极之间传递的电信号的其他方法也已经被开发用于感测CPR胸部按压。一种已知的方法是使用胸部电极之间的经胸廓阻抗(TTI)信号来检测CPR相关的阻抗变化。参见例如Hehua Zhang等人,Resuscitation 83(2012)1281-1286,“Transsthoracic impedance for the monitoring of quality of manual chest compression during cardiopulmonary resuscitation”。另一种已知的方法是以分离心脏相关信号(例如,心电图或ECG)和CPR相关的伪迹的方式来分析胸部电极信号。Addison在国际专利公开W02006085120A1中描述了一种这样的方法,题为“IMPROVEMENTS IN OR RELATING TO SIGNAL ANALYSIS”。遗憾的是,这些方法本身没有表现出足以在独立的基础上使用的精度。

[0006] 为了改善正在进行的和将来的心脏抢救的目的,需要一种用于检测CPR胸部按压的存在和速率的更精确的方法和并入的装置。优选地,这样的方法和装置可以集成到现有的除颤装备中,而不需要诸如前述的Q-CPR™仪的额外的独立CPR按压传感器。

[0007] 因此,需要一种用于克服现有技术中的问题的改进的方法和装置。

发明内容

[0008] 根据本公开的一个方面,一种用于在心肺复苏期间检测胸部按压的状态和/或质量中的一个或多个的方法和装置包括:无需使用额外的独立式CPR计而分析自动体外除颤器(AED)设备中的经胸廓阻抗和共模电流测量结果,所述CPR计例如是诸如纽约Wappingers Falls的Laerdal Medical Corporation的CPRmeter™设备。另外,所述方法和装置可以有利地针对(例如,当CPR计不可用时)回顾性分析使用以在救援后分析程序中提供Q-CPR™类型的报告,所述救援后分析程序是诸如马萨诸塞州安多弗的皇家飞利浦公司出品的Event

Review Pro™软件应用产品。Event Review Pro™产品提供深入的回顾和报告,包括范围广泛的报告类型(在病例层面和机构层面两者)以添加到患者的病历中,提交给国家注册局,并帮助完善培训课程/改进代码响应。

[0009] 根据本公开的实施例的方法和设备也可以被并入到AED中以实时地针对给定的复苏事件提供关于CPR胸部按压的质量的反馈。根据一个实施例,该方法分析胸腔阻抗信号(例如,第一特征信号)和共模电流信号(例如,第二特征信号),其中的每个可以使用标准AED贴片或者电极来测量。在分析特征信号之后,所述方法和装置将准则应用于所分析的第一信号和第二信号,其中,所述准则被用于选择第一特征信号或第二特征信号中的哪个用于以提高的精确度提供针对给定的复苏手术的CPR检测。

[0010] 胸腔阻抗(也被称为经胸廓阻抗或TTI)可以通过使用标准AED电极贴片的AED设备来测量。另外,使用标准AED贴片测量共模电流也是可能的。发明人已经认识到,由于患者的位置、大小、环境、AED电击贴片的位置、用于执行按压的部位等的变化,对于给定的复苏事件,经胸廓阻抗(TTI)有时候会比共模电流更好地反映按压引起的伪迹,并且有时存在相反的情况。本发明人已经进一步认识到利用两种测量的优点,其中,使用两种测量将导致比只使用一种测量改进的按压检测。例如,发明人已经认识到,在大约10%的CPR事件中,在检测CPR胸部按压的存在和速率时,共模电流比TTI更好。

[0011] 发明人还认识到,可以将改进的CPR胸部按压检测并入到通过CPR伪迹进行分析的ECG分析算法中。例如,高级复苏疗法(ART)算法可能在出现与非常高速率的CPR胸部按压相关联的伪迹的情况下易于出现增加的假阳性“电击建议”指示。通过使用根据本公开的实施例的更精确的CPR参数检测方法,可以进一步改进ART算法。特别地,ART算法可以例如通过在检测到非常高的CPR率的情况下修改其对于可电击节律的灵敏度和特异性极限而得到改善。在AED中的ART算法实现方式的一个例子在题为“AUTOMATED EXTERNAL DEFIBRILLATOR (AED) WITH DUAL ECG ANALYSIS ALGORITHMS”的美国临时专利申请No.62/120397中进行了描述,通过引用将其并入本文。

[0012] 根据本公开的一个实施例,自动体外除颤器设备被提供有用于检测心肺复苏胸部按压的状态和质量中的至少一个的特征。所述AED设备包括前端电路、分析电路和输出设备。所述前端电路被配置为经由一对AED电极(即,响应于被耦合到急救患者的胸部)来获得(i)原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)共模电流数据的流中的至少一个。所述分析电路被配置为通过第一处理算法和第二处理算法针对相关的CPR胸部按压伪迹来处理(i)原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)共模电流数据的流中的至少一个。所述第一处理算法包括时间峰值检测算法,以获得检测到的按压事件候选项的至少一个流。所述第二处理算法包括频率分析算法,以识别检测到的按压事件候选项的至少一个流中的假阳性按压事件。所述分析电路还被配置为从检测到的按压事件的至少一个候选项的流中去除识别出的假阳性按压事件。此外,所述输出设备被配置为输出响应于没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流而确定的CPR胸部按压的状态和质量中的至少一个的指示。

[0013] 在另一个实施例中,所述前端电路还被配置为获得(i)原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)共模电流数据的流两者。在该实施例中,所述分析电路还被配置为处理(i)原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)共模电流数据的流两者以获得检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流。所述分析电路还被配置为识别检测到的按压事件候选项的相应的第一流

和第二流内的假阳性按压事件。所述分析电路还被配置为从检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流中去除识别出的假阳性按压事件。所述分析电路还将没有了相应的识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的第一流与没有了相应的识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的第二流进行比较,来识别第一流和第二流之间的检测到按压事件候选项的经优化的流。此外,所述输出设备被配置为输出响应于没有了假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的经优化的流而确定的指示。

[0014] 根据另一个实施例,所述分析电路通过 (i) 向第一流和第二流应用准则并且 (ii) 基于所应用的准则来识别经优化的流从而选择第一流和第二流中的一个。例如,所述准则可以包括与预测的CPR速率周期类似的确定的自动相关强度。

[0015] 在又一个实施例中,所述AED设备还包括心电图 (ECG) 电击分析电路。所述ECG电击分析电路被配置成响应于在存在CPR相关信号伪迹的情况下经由AED电极对获得的ECG信号来确定可电击ECG事件。所述ECG电击分析电路还被配置为响应于 (a) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的所述至少一个流以及 (b) 对CPR胸部按压的状态和质量中的至少一个的指示,来动态地调节电击决策参数。在一个实施例中,检测到的按压事件候选项的经优化的流可以指示在CPR协议标准速率之外的CPR胸部按压速率。

[0016] 根据另外的实施例,对状态的指示包括对CPR胸部按压正被执行的指示,并且对CPR胸部按压的质量的指示包括对CPR胸部按压的速率的指示。此外,时间峰值检测算法通过在 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流中的至少一个中拾取由CPR胸部按压引起的伪迹峰值,检测由于CPR胸部按压而导致的CPR胸部按压伪迹并对其进行计数。此外,CPR胸部按压的近似深度可以通过 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流中的至少一个中的伪迹峰值的幅值来反映。而且,CPR胸部按压的近似深度可以通过设置自适应阈值来确定。再另外,频率分析算法对 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流中的至少一个应用傅里叶变换,并且在频率域中搜索对应于CPR胸部按压速率的基频的存在。

[0017] 在另一个实施例中,所述AED设备还包括存储设备和数据输出端口。所述存储设备被配置为存储 (i) 检测到的按压事件候选项的至少一个流和 (ii) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流中的一个或多个。所述数据输出端口能将 (i) 检测到的按压事件候选项的至少一个流和 (ii) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流中的一个或多个发送到外部计算机以进行对所存储的 (i) 检测到的按压事件候选项的至少一个流和 (ii) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流中的一个或多个的事件后分析。

[0018] 在又一个实施例中,所述输出设备还被配置为在随后的CPR胸部按压周期中使用所述指示或所述经优化的流来输出听觉输出和视觉输出中的至少一个。所述输出设备还被配置为响应于所述指示,经由听觉和视觉输出中的至少一个,来发出CPR和AED设备引导指令中的至少一个。

[0019] 根据另一实施例,一种用于利用自动体外除颤器设备来从由一对AED电极获得的信号检测心肺复苏胸部按压的状态和质量中的至少一个的方法包括以下步骤:经由前端电路和一对AED电极(即,响应于被耦合到急救患者的胸部),获得 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流中的至少一个;经由分析电路,通过第一处理算法和第二处理

算法针对相关CPR胸部按压伪迹处理 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 模电流数据流中的至少一个, 其中, 所述第一处理算法包括时间峰值检测算法以获得检测到的按压事件候选项的至少一个流, 并且其中, 所述第二处理算法包括频率分析算法, 以识别所述检测到的按压事件候选项的至少一个流内的假阳性按压事件; 经由所述分析电路从检测到的按压事件候选项的所述至少一个流中去除识别出的假阳性按压事件; 并且经由用户输出设备输出对响应于没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流而确定的CPR胸部按压的状态和质量中的至少一个的指示。

[0020] 在另一个实施例中, 所述方法包括其中, 对状态的指示包括对正在执行CPR胸部按压的指示, 并且其中, 对CPR胸部按压的质量的指示包括对CPR胸部按压的速率的指示。所述方法还包括其中, 时间峰值检测算法通过在 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流中的至少一个中拾取由CPR胸部按压引起的伪迹峰值来检测由于CPR胸部按压引起的CPR胸部按压伪迹且对其进行计数。所述方法还包括其中, CPR胸部按压的近似深度由 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流中的至少一个中的伪迹峰值的幅值反映, 另外其中, CPR胸部按压的近似深度是通过设置自适应阈值来确定的。

[0021] 在又一个实施例中, 所述方法包括: 其中, 频率分析算法对 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流中的至少一个应用傅立叶变换, 并且在频率域中搜索与CPR胸部按压速率相对应的基频的存在。

[0022] 在另一实施例中, 所述方法包括: 其中, 获得还包括获得 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流两者, 其中, 处理还包括处理 (i) 原始经胸廓阻抗数据的流和 (ii) 共模电流数据的流两者以获得检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流, 并且识别检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流中的假阳性按压事件, 并且其中, 去除还包括从检测到的按压事件候选项的相应的第一流和第二流中去除识别出的假阳性按压事件。所述方法还包括: 经由分析电路将没有了相应的识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的第一流与没有了相应的识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的第二流进行比较, 以识别第一流和第二流之间的检测到的按压事件候选项的经优化的流。此外, 所述输出还包括输出响应于没有了假阳性按压事件的优化的检测到的按压事件候选项流而确定的指示。比较以识别第一流和第二流之间的检测到的按压事件候选项的经优化的流的步骤包括 (i) 将准则应用于第一流和第二流, 以及 (ii) 基于所应用的准则来选择第一流和第二流中的一个以识别优化的流。

[0023] 根据又一实施例, 所述方法还包括: 经由被配置为实施心电图 (ECG) 电击分析的分析电路, 来在存在CPR相关的信号伪迹的情况下确定可电击ECG事件; 并且响应于 (i) 没有了上述识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流以及 (ii) 对CPR胸部按压的状态和质量中的至少一个的指示中的一个或多个, 经由所述ECG电击分析电路动态地调整电击决策参数或阈值准则。

[0024] 在又一个实施例中, 所述方法包括经由存储设备存储 (i) 检测到的按压事件候选项的至少一个流和 (ii) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流中的一个或多个; 并且经由用于事件后分析的外部分析计算机来分析所存储的 (i) 检测到的按压事件候选项的至少一个流和 (ii) 没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流中的一个或多个。

[0025] 在又一个实施例中,所述输出还包括在AED设备上输出所述指示的听觉和视觉输出中的至少一个。此外,所述方法还包括响应于所述指示,经由听觉和视觉输出中的至少一个,来发出CPR和AED设备指导指令中的至少一个。

[0026] 通过阅读和理解下面的详细描述,对于本领域的普通技术人员而言,更多的优点和益处将变得显而易见。

附图说明

[0027] 本公开的实施例可以采取各种部件和部件布置以及各步骤和步骤布置的形式。因此,附图是为了说明各种实施例的目的,而不应被解释为对实施例进行限制。在附图中,相同的附图标记表示相同的元件。另外,要注意的是,这些图可能不是按比例绘制的。

[0028] 图1是示出根据本公开的实施例的具有用于检测心肺复苏胸部按压的状态和质量中的至少一个的特征的便携式医学设备的说明性视图,该图还示出了受害者和响应者;

[0029] 图2是根据本公开的实施例的具有用于检测CPR胸部按压的状态和质量中的至少一个的特征的便携式医学设备的更详细的框图。

[0030] 图3是根据本公开的一个实施例的可与阻抗信道信息和/或共模电流信道信息一起使用来检测心肺复苏胸部按压的状态和质量中的至少一个的方法的流程视图;并且

[0031] 图4是根据本公开的一个实施例的与阻抗信道信息和/或共模电流信道信息一起使用来检测CPR胸部按压的状态和质量中的至少一个的方法的流程视图,并且还涉及拯救后分析程序,诸如由马萨诸塞州安多弗的皇家飞利浦有限公司制造的Event Review Pro™软件应用产品。

具体实施方式

[0032] 参考在附图中图示并且在以下描述中详述的非限制性范例更完全地解释本公开的实施例及其各种特种和有利细节。应当注意,在附图中图示的特征不一定按比例绘制,并且一个实施例的特征可以与其它实施例一起命名用,如本领域技术人员将意识到的,即使不在本文中明确陈述。可以省略对公知的部件和处理技术的描述,从而不必要地遮蔽对本公开的实施例。本文使用的范例仅仅旨在便于理解可以实践目前的实施例的方式,并且还旨在使得本领域技术人员能够实践其。因此,本文的范例不应被解释为限制本公开的实施例的范围,实施例的范围仅由权利要求和适用的法律来限定。

[0033] 应理解,本公开的实施例不限于本文描述的特定方法、协议、设备、装置、材料、应用等,因为它们可以变化。还应理解,本文使用的技术仅用于描述特定实施例的目的,而不旨在限制在如请求保护的实施例的范围内。必须注意,如在本文和权利要求书中所使用的,除非上下文以其他方式清楚表明,单数形式的“一”、“一个”以及“所述”包括复数指代。

[0034] 除非另行定义,否则本文使用的所有技术和科学术语,都具有与本公开的实施例所属于的领域中由普通技术人员所共同理解的含义相同的含义。描述了优选方法、设备和材料,但是类似或等价于本文所描述的那些的任何方法和材料能够在实践中或实施例的测试中被使用。

[0035] 根据一个目的,已经开发了一种无需使用集成的或独立的CPR反馈设备而通过分析AED设备中的现有测量结果来检测心肺复苏(CPR)过程中胸部按压的状态/质量的方法。

这种方法可以并入到没有按压计(即CPR计)的低端AED设备中,使得响应者或用户仍然可以获得关于正在施用的CPR的质量的有价值的反馈,类似于他/她可以从集成或独立的CPR反馈设备中获得的。根据本公开实施例的方法也可以用于没有安装可选的CPR反馈设备的高端设备。根据本公开的实施例的方法提供了一种对可以利用标准AED贴片电极测量的胸部阻抗和/或共模电流进行分析的方法。

[0036] 如本文所讨论的,当执行CPR胸部按压时,在阻抗和共模电流测量中存在高度相关的伪迹。那些伪迹反映1) 按压是否正在执行;2) 按压的速率;和3) 按压的深度。作为第一步,检测按压的存在可以a) 如果按压被检测为“关(OFF)”,则提醒响应者尽快开始CPR;和b) 允许系统(即,AED设备)根据CPR的状态(即,响应于确定在给定的复苏和相应的按压期间相关的伪迹存在于阻抗和共模电流测量值中而确定的CPR的状态)来选择对诊断算法的适当调整来做出最佳的电击决策。通过确定按压的速率和/或深度的对按压质量的检测可以支持实时反馈来指导提供者,并为进一步的训练提供回顾性质量检查。

[0037] 如这里将要讨论的,按压的检测可以通过检测对应于按压速率的基频的存在来执行。可以对阻抗/共模电流信号应用傅里叶变换,然后可以在频率域中搜索基频。替代地,可以通过在阻抗和/或共模电流记录(即记录的信号)中拾取由胸部按压引起的伪迹峰值来检测由于按压引起的伪迹且对其进行计数。按压深度可以通过阻抗和共模电流记录(即记录的信号)中伪迹峰值的幅度来反映。自适应阈值将被设置为确定近似的按压深度。另外,胸腔阻抗可以由AED设备测量,并且使用标准AED贴片测量共模电流是可能的。

[0038] 由于患者的位置、大小、环境、电击贴片的位置、用于执行按压的部位等的多样性,有时阻抗可以比共模电流更好地反映由按压引起的伪迹,有时则相反。利用这两种测量的优点将导致比仅使用一个测量更好的按压检测。为了使用两种测量,可以应用以下策略:1) 分别分析两种测量,并基于两个信道的结果得出最终结论;2) 周期性地检查两个信道的信号质量,分析具有较好质量的信道;3) 应用数值方法将两个信道组合,并且然后分析组合的信号。

[0039] 在参照图1和图2的以下讨论中,将在涉及心脏骤停(SCA)情况的实际使用案例的背景下讨论本公开的实施例。然而,本公开的实施例也可以应用于其他类型的情况,例如训练情况。

[0040] 现在转到图1,示出了根据本公开的实施例的示出了具有用于检测心肺复苏胸部按压的状态和质量中的至少一个的特征的便携式医学设备12的说明性视图10。该图还图示了心脏骤停的受害者14和响应者16(例如,使用设备12和/或施用CPR的人)。在该实施例中,便携式医学设备12包括自动体外除颤器设备,其装备有经由电力/信号线或患者引线20耦合到便携式医学设备12的一对AED电极18。另外,一对AED电极18被示为被应用到受害者的胸部,为进一步响应于检测到ECG可电击事件而施用心电图(ECG)电击进行准备。

[0041] 现在转到图2,更详细地示出了根据本公开实施例的具有用于检测心肺复苏胸部按压的状态和质量中的至少一个的特征的便携式医学设备12的框图。在一个实施例中,便携式医学设备12包括AED设备,该AED设备至少包括用户接口22、输出设备24和控制器26。用户接口22被配置用于至少根据本文中讨论的各种实施例中的一个或多个来启动该方法,并且包括任何合适的用户接口,所述用户接口经由信号线28可操作地耦合到至少控制器26,用于连接和/或在紧急情况期间使用,如本文进一步讨论的。例如,用户接口22可以包括图

形用户界面,所述图形用户界面经由信号线28可操作地耦合到至少控制器26,用于例如在紧急情况期间结合给定的便携式医学设备实现方式和/或应用使用,如在此进一步讨论的。另外,用户接口22还可以包括从包括以下项的组中选择的至少一个:输入/输出设备、触觉输出设备、触摸屏、光学显示器、麦克风、小键盘、键盘、指向设备、图像捕捉设备、摄像机、音频输出设备以及其任何组合,其根据给定的便携式医学设备实现方式和/或应用的要求而合适地确定。

[0042] 从本文的公开内容将理解,输出设备24被配置为输出对响应于没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流而确定的心肺复苏胸部按压的状态和质量中的至少一个的指示。在一个实施例中,如本文进一步讨论的,输出设备24包括经由信号线28可操作地耦合到至少控制器26的任何合适的输出设备,用于连接和/或在紧急情况和/或其它情况期间使用。例如,输出设备24可以包括从包括以下项的组中选择的至少一个:音频和/或视频输出设备、触觉输出设备、光学设备面板和/或显示器及其任何组合,其根据给定的便携式医学设备实现方式和/或应用的要求而合适地确定。

[0043] 如上所述,控制器26通过合适的信号线可操作地耦合到用户接口22和输出设备24,所述信号线通过附图标记28表示。在一个实施例中,控制器26包括微处理器、微控制器、场可编程门阵列(FPGA)、集成电路、分立模拟或数字电路组件、硬件、软件、固件或其任何组合中的一个或多个来进一步根据给定的便携式医学设备实现方式和/或应用的要求来执行本文所述的各种功能。控制器26可以还包括如本文所讨论的各种模块中的一个或多个。关于控制器26的其他细节将在下面参照附图提供。

[0044] 仍然参照图2,便携式医学设备12可以还包括通/断(ON/OFF)开关30、前端电路模块32、分析电路模块34、电池36、能量源38、存储器40和电击按钮42(例如,用于激活经由AED贴片电极的电击的施用)中的一个或多个。通/断开关30、前端电路模块32、分析电路模块34、电池36、能量源38、存储器40和电击按钮42中的一个或多个中的每个可操作地耦合到至少控制器26,例如经由信号线28。通/断开关30包括用于在ON和OFF之间为便携医学设备12供电的任何合适的开关。

[0045] 前端电路模块32包括用于进一步根据给定便携式医学设备实现方式和/或应用的要求执行如本文所讨论的各种功能的任何合适的集成电路、分立的模拟或数字电路组件、硬件、软件、固件或其任何组合。在一个实施例中,前端电路模块32被配置为经由耦合到急救患者的胸部的一对AED电极获得(i)原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)共模电流数据的流中的至少一个,如本文所讨论的。例如,前端电路模块32可以被实现为计算机程序模块。应该理解,所描述的模块可以是在非瞬态计算机可读介质中呈现的计算机程序模块。在一个实施例中,前端电路模块32还包括带通滤波器44,如将在本文中进一步讨论的。

[0046] 分析电路模块34包括用于进一步根据给定便携式医学设备实现方式和/或应用的要求来执行本文所讨论的各种功能的任何合适的集成电路、分立的模拟或数字电路组件、硬件、软件、固件或其任何组合。在一个实施例中,分析电路模块34被配置为(a)通过第一处理算法和第二处理算法针对相关的CPR胸部按压伪迹来处理(i)原始经胸廓阻抗数据的流和(ii)共模电流数据的流中的至少一个,其中,所述第一处理算法包括时间峰值检测算法以获得检测到的按压事件候选项的至少一个流,并且其中,所述第二处理算法包括频率分析算法以识别检测到的按压事件候选项的至少一个流内的假阳性按压事件,并且(b)从检

测到的按压事件候选项的至少一个流中去除识别出的假阳性按压事件,如本文所论述。在另一个实施例中,分析电路模块34还被配置为实施在CPR胸部按压正在进行的同时针对可电击条件来分析ECG的算法,如本文所讨论的。此外,分析电路模块34可以被实现为计算机程序模块。应该理解,所描述的模块可以是在非瞬态计算机可读介质中呈现的计算机程序模块。

[0047] 在一个实施例中,电池36可以包括用于给定的便携式医学设备实现方式和/或应用的任何合适的电源或电力供应源。另外,能量源38可以包括用于给定的便携式医学设备实现方式和/或应用的任何合适的电源或电力供应源。例如,对于包括AED设备的便携式医学设备,能量源38可以包括适合于存储对除颤电击有效的能量的高压电容器,其中,电容器通过充电电路(未示出)由电池36充电。此外,存储器40可以包括至少可操作地耦合到控制器26的任何合适的存储器和/或存储设备,用于至少将信息存储到其中,并且还用于至少随后从中检索信息。

[0048] 便携式医学设备12还可以包括可操作地耦合到能量源38的一对AED贴片电极18,用于在便携式医学设备12作为AED设备的使用期间施以电击。如本文进一步讨论的,该对AED贴片电极18还经由患者引线20可操作地耦合到前端电路模块32。

[0049] 仍参考图2,便携式医学设备12还包括数据输出端口46。数据输出端口46可操作以将存储的(i)检测到的按压事件候选项的至少一个流和(ii)没有了识别出的假阳性按压事件的检测到的按压事件候选项的至少一个流中的一个或多个发送到外部计算机(未示出)用于事件后分析,如本文进一步讨论的。

[0050] 本公开的实施例认识到,当执行CPR时,在使用AED设备的胸部电极获得的经胸廓阻抗和共模电流测量结果中存在高度相关的伪迹。那些伪迹反映了i) CPR按压是否正在执行;以及ii) 这些CPR按压的速率(和/或深度)。经正确检测和分析,这些参数(或经胸廓阻抗和共模电流中的伪迹)可用于指示CPR质量的度量。另外,针对确定按压手动操作时间和按压速率的提供可以支持实时反馈以引导急救提供者或响应者施用CPR。此外,按压手动操作时间和按压速率可以保留在计算机存储器中供随后使用,例如在事后分析和/或回顾性质量检查中用于进一步的训练。根据本公开的实施例的方法和装置还有利地允许AED设备和/或系统根据被施用的CPR胸部按压的状态来选择对设备和/或系统诊断算法的适当调整,以便呈现最好的ECG电击决策。

[0051] 在一个实施例中,可以通过在经胸廓阻抗和/或共模电流测量信号和/或记录中的一个或多个拾取由胸部按压引起的伪迹峰值来检测由于CPR胸部按压引起的伪迹并且对其进行计数。替代地,还可以通过确定测量信号中基频的存在来检测CPR胸部按压(或由于CPR按压引起的伪迹),所述基频对应于频率域中的按压速率。傅立叶变换可以应用于阻抗/共模电流信号,根据其可以在频率域搜索基频。

[0052] 在操作中,首先通过使用峰值检测算法在时域中检测CPR胸部按压。然后,执行频率分析以搜索基频。如果在某个预定的时间间隔内不能确定基频,则在之前检测到的预定时间间隔内(即,如通过峰值检测算法所确定的)相应的按压峰值被认为是假阳性,并且此后从进一步的考虑中移除。另一方面,如果可以在特定的预定间隔中确定基频,则将在预定间隔内的对应按压峰值视为优化的按压峰值。相应地,剩余的经优化的按压峰值被用于计算CPR胸部按压的按压速率和通/断间隔。

[0053] 现在转到图3,示出了根据本公开的一个实施例的可以与阻抗信道信息和/或共模电流信道信息一起使用来检测心肺复苏胸部按压的状态和质量中的至少一个的方法100的流程图。具体而言,图3的过程流程图图示了用于检测“真实”CPR胸部按压的方法的一个实施例,每个按压被视为“事件”。图3的过程在输入步骤102处使用原始阻抗信号的输入,其经由AED前端信号处理电路32从放置在患者躯干上的两个或更多个电极18获得。原始阻抗信号可以任选地在滤波步骤104处用带通滤波器44或经由其他合适的已知信号滤波器方法进行滤波。

[0054] 然后在两个不同的方式中分析在步骤106得到的滤波后的阻抗信号。首先,在峰值检测步骤110处应用基于时间的算法,以从阻抗信号流中确定可能与CPR相关的按压伪迹有关的候选项。然后将候选项提供给检测到的候选项步骤112。

[0055] 其次,在步骤108中将基于频率的分析方法应用于阻抗信号流,以确定可能是假阳性的伪迹事件。当来自步骤112的候选项被馈送到筛选步骤114时,来自步骤108的输出使得可能是假阳性的候选项从流中被去除。然后在输出步骤116输出检测到的按压事件的最终流。

[0056] 尽管已经关于使用经胸廓阻抗信号讨论了图3的过程,但是该过程也可以与由AED电极18和AED前端信号处理电路32捕获的共模电流信号的输入类似地使用。如本文所使用的,共模电流是指在包括患者与AED设备之间通过接地的电容耦合的电路中在患者引线20中均等地流动的电流。患者周围的静电场的变化产生该电流,并且与关联于CPR胸部按压的运动相关。另外,在步骤116得到的输出是移除了假峰值的检测到的按压事件。按压事件的两个数据集,即来自经胸廓阻抗和共模电流,然后以时间相关的方式被存储在计算机存储器中。

[0057] 现在参考图4,示出了根据本公开的一个实施例的使用阻抗信道信息和共模电流信道信息两者来检测CPR胸部的状态和质量中的至少一个的方法200的流程图,并且还涉及拯救后分析程序,诸如由马萨诸塞州安多弗的皇家飞利浦公司制造的Event Review Pro™软件应用产品。特别地,图4示出了本发明方法的流程图,其进一步使用检测到的CPR按压事件的两个数据集来提供对用户或急救提供者有用或者对执行事件后分析的管理员有用或对于在CPR胸部按压间隔期间操作的电击分析算法(例如,ART)有用的输出。如本文中以上所描述,步骤202、204、和206涉及应用于经胸廓阻抗信号的图3处理步骤102至116。类似于上文所讨论的,步骤212、214和216涉及图3处理步骤102至116,如应用于同时获得的共模电流信号。

[0058] 在优化步骤220对检测到的CPR胸部按压事件的两个数据集进行比较。阻抗记录和共模电流记录的质量可以通过检查(即,评估)各自的记录的振幅、稳定性等来评估。在一个实施例中,可以定义三个质量等级:“好”,“一般”和“差”。如果阻抗信号的质量等级比共模电流信号的质量等级好,或者其质量等级相同,则优选地将阻抗信号中检测到的CPR胸部按压事件用作最可靠的集合(或CPR胸部按压事件的经优化的集合)。另一方面,如果阻抗信号的质量等级低于共模电流信号的质量等级,则在共模电流信号中检测到的按压事件被用作最可靠的集合(或优化的按压集合事件)。在大多数情况下,预期按压事件的阻抗信号流将在步骤220被确定为最可靠的组。然而,在一些情况下,按压事件的共模电流信号流将在步骤220被确定为最可靠的集合。

[0059] 换句话说,信号分析电路(即,分析电路或模块34)被配置为响应于阻抗信号流被确定为最可靠的数据集(或经优化的集)来选择在阻抗信号中检测到的CPR胸部按压事件的集合。此外,信号分析电路(即,分析电路或模块34)还被配置为响应于共模电流信号流被确定为最可靠的数据集(或经优化的集)而选择在共模电流信号中检测到的CPR胸部按压事件的集合。然后在步骤220中选择两个数据集中最可靠的集合,并将其提供给输出步骤222以供进一步使用。例如,示出最可靠的CPR胸部按压集合的数据集或模式可以在随后的CPR胸部按压时段中使用,即在“无需动手的(hands-off)”ECG分析和/或除颤电击之后使用。

[0060] 在另一个实施例中,来自步骤212的共模电流信号可以如上所述在比较/优化步骤220处直接使用,并且不需要首先对该信号进行滤波和处理。类似地,如上所述,来自步骤202的原始的经胸廓阻抗信号可以直接用于比较/优化步骤220,并且无需首先对信号进行滤波和处理。

[0061] 相对于最可靠的数据集的示例性用途用于事件后CPR分析,包括用基于软件的分析程序(诸如先前描述的Event Review Pro™软件)进行的事件后CPR分析。关于最可靠的数据集的另一示例性使用是用于提供关于(i)提供的CPR按压的存在和(ii)速率的实时反馈(步骤224)。在该后述的情况下,可以经由输出设备24向AED用户或急救提供者16提供听觉和视觉反馈,以引导用户达到更优的CPR胸部按压表现,或者向AED用户保证正在进行CPR按压是足够的。听觉和视觉反馈可以通过用户输出,例如在AED显示器上,通过闪光灯,蜂鸣器或通过扬声器的听觉指令来提供。一些示例性的CPR反馈指令可以包括以下中的一个或多个:i)听觉指令,例如“更快地按压”,“更缓慢按压”,“用力且快速按压”,ii)视觉反馈,例如指示按压速率高于优选速率,在优选速率之内或低于优选速率的线性刻度的标记物,以及iii)其任何组合。

[0062] 根据另外的实施例,本公开的发明方法可以被并入到AED中,并且具体地并入使用在CPR胸部按压正在进行的同时分析ECG的可电击条件的算法的AED中。因此,关于最可靠或优化的数据集的另一个示例性使用可以是在分析算法输入步骤300处向分析电路34的ECG电击分析器提供输入。分析电路34的ECG电击分析器可以使用按压事件的输入(即最可靠或最优化的数据集),以在协议标准之外的CPR速率情况下(例如速率显著低于100/分钟或显著高于120/分钟,或者在应该提供而未提供CPR的情况下,或者在不应提供CPR而提供CPR的情况下)动态调整其电击决策阈值准则。按压事件的优化数据集的输入因此使得能够更精确地确定AED中的“电击建议”条件,具有更少的假阳性确定。因此,有利地避免了如上面在先前呈现的示例中所讨论的关于异常高的CPR胸部按压速率的状况的较高的假阳性率。

[0063] 尽管上面仅详细描述了一些示例性实施例,但是本领域技术人员将容易理解,在示例性实施例中可以进行许多修改,而实质上不脱离本公开的实施例的新颖性教导和优点。例如,本公开的实施例也可以适用于监视器/除颤器。因此,所有这样的修改旨在被包括在如在以下权利要求中限定的本公开的实施例的范围内。在权利要求中,功能模块构架旨在覆盖在此描述的执行所述功能的结构,不仅是结构等同物,而且覆盖等效结构。

[0064] 另外,在一个或多个权利要求中的置于括号中的任何附图标记都不应被解释为对权利要求的限制。动词“包括”及其现在分词变形“包括”等不排除任何权利要求或说明书整体中列出的元件或步骤以外的元件或步骤的存在。对元素的单数引用并不排除这些元素的复数引用,反之亦然。一个或多个实施例可以通过包括若干不同元件的硬件和/或通过适当

编程的计算机来实现。在枚举了几个器件的设备权利要求中,这些器件中的几个可以由同一个硬件项来体现。尽管在相互不同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不表示不能被有利地使用这些措施的组合。

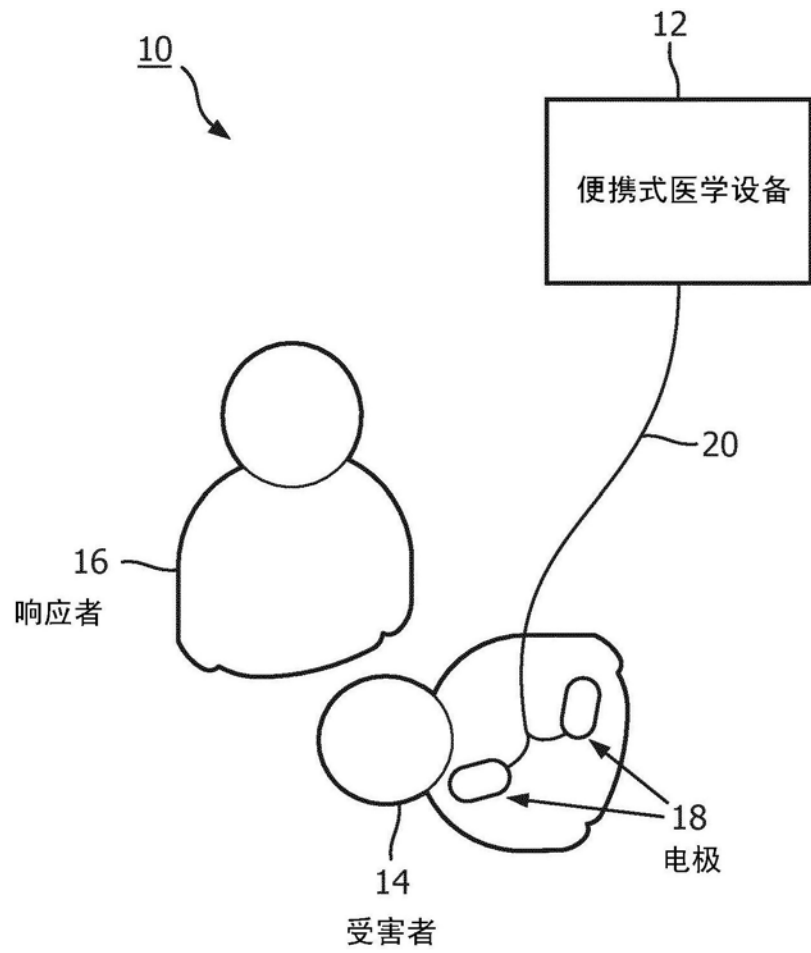


图1

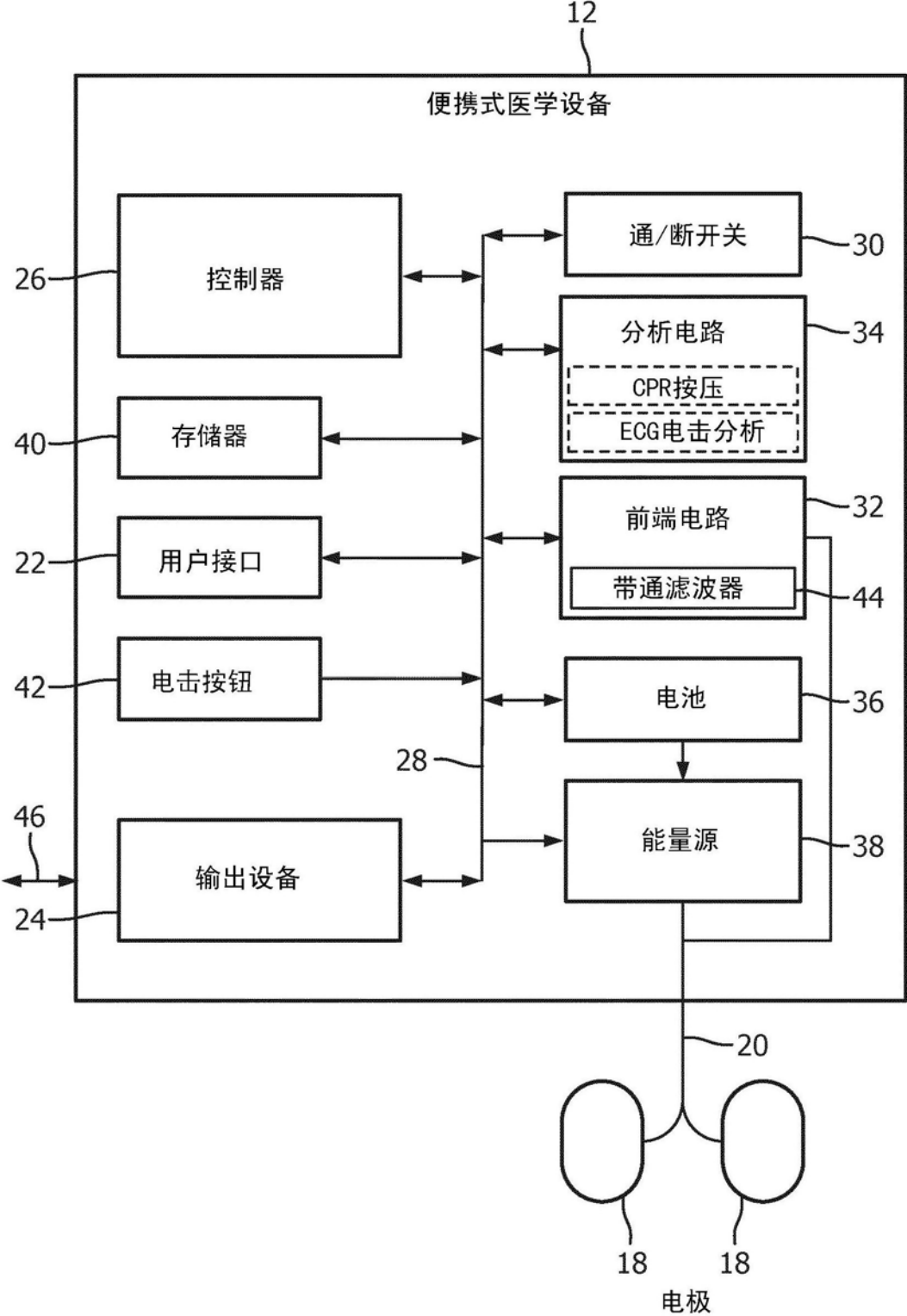


图2

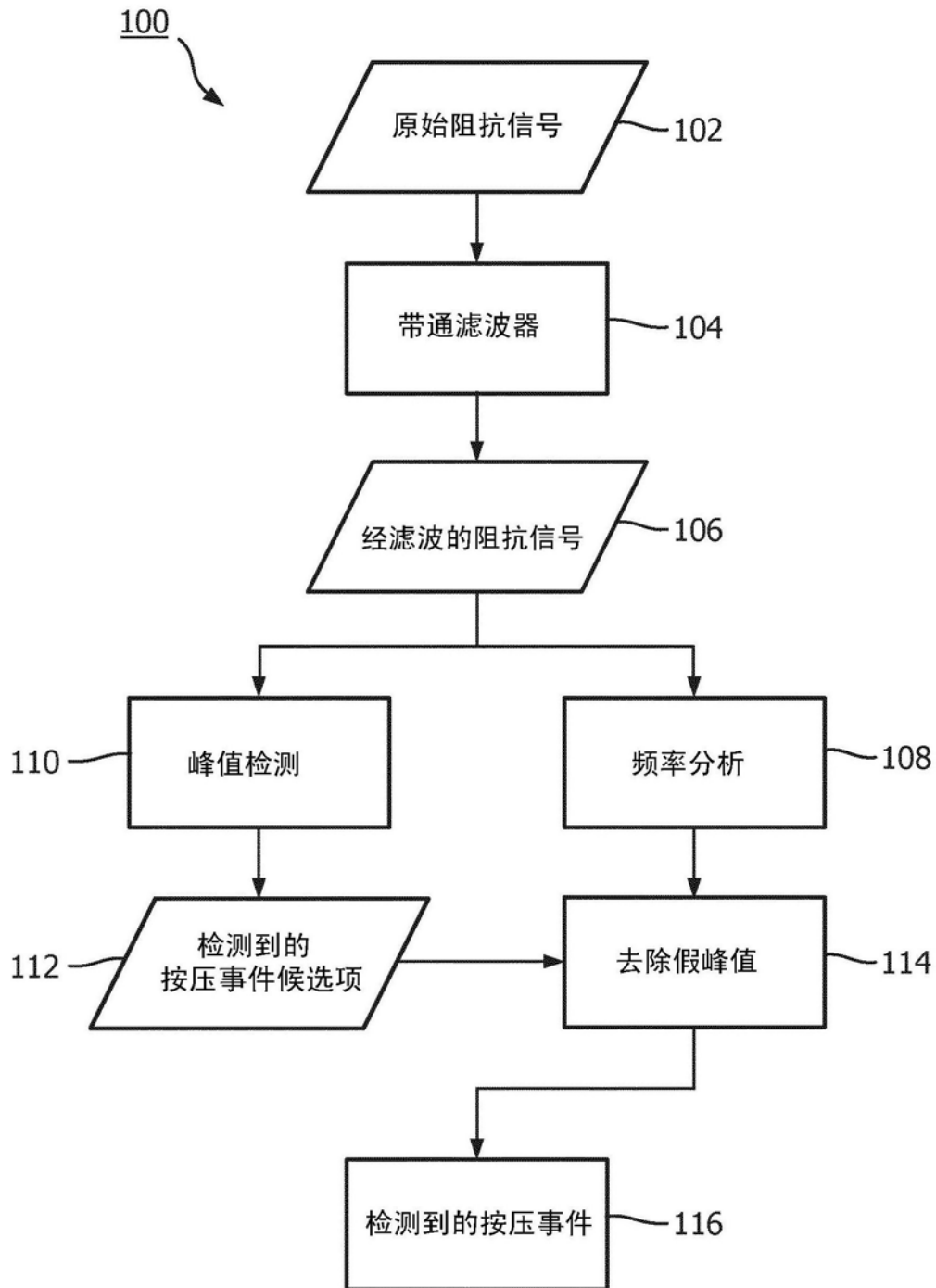


图3

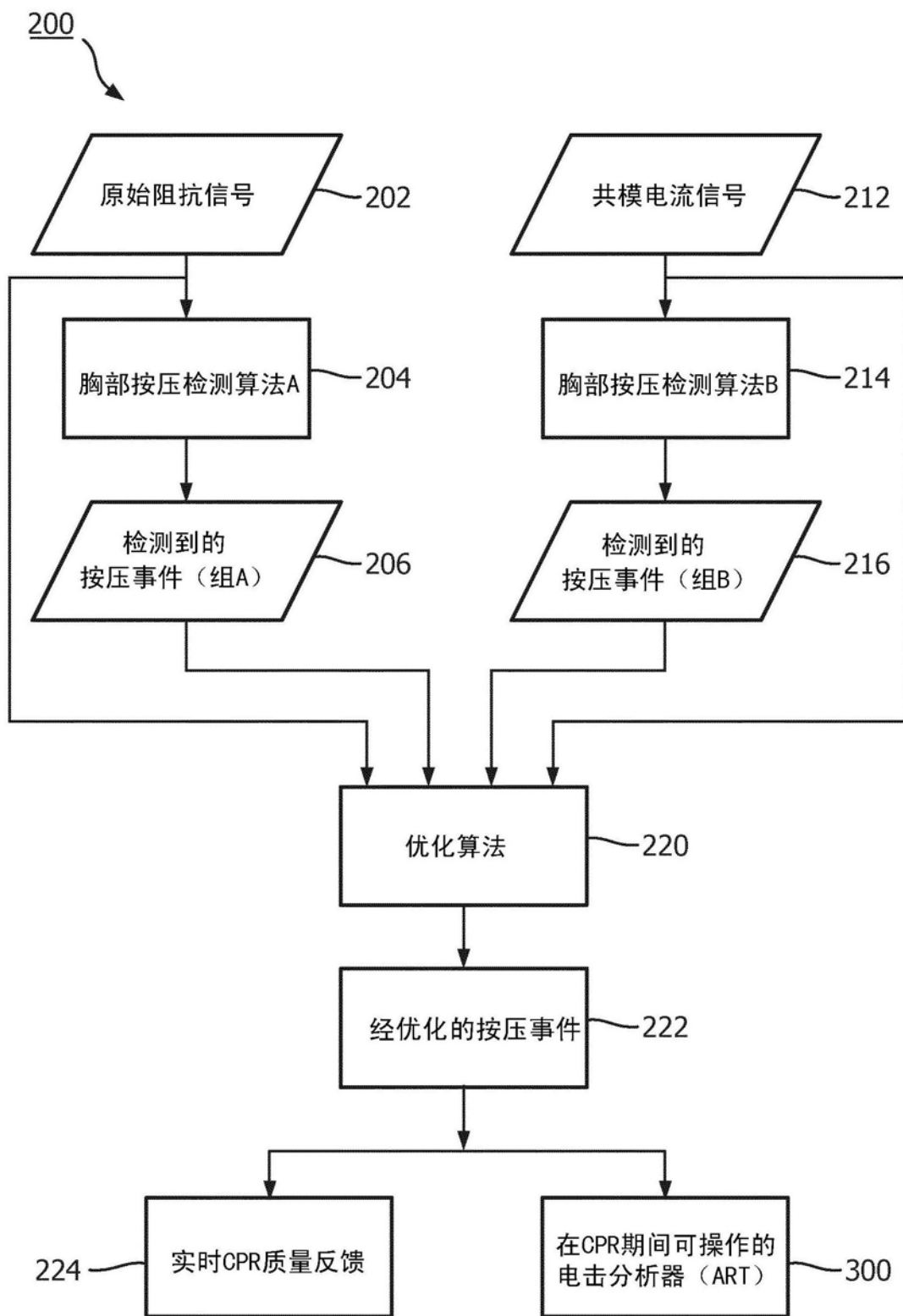


图4

专利名称(译)	无需使用独立按压计而检测CPR胸部按压状态的方法和装置		
公开(公告)号	CN107690340A	公开(公告)日	2018-02-13
申请号	CN201680032889.9	申请日	2016-05-23
[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	C刘 JK拉塞尔 DB乔根森 H杜里克 SE格曼 C W 弗莱明		
发明人	C·刘 J·K·拉塞尔 D·B·乔根森 H·杜里克 S·E·格曼 C·W·弗莱明		
IPC分类号	A61N1/39 A61B5/00 A61B5/053 A61H31/00 G06F19/00		
CPC分类号	A61B5/0535 A61B5/4836 A61B5/6823 A61B5/7257 A61B2505/01 A61H31/005 A61H2201/0157 A61H2201/1207 A61H2201/1619 A61H2201/168 A61H2201/5043 A61H2201/5046 A61H2201/5048 A61H2201/5058 A61H2201/5076 A61H2201/5092 A61H2205/083 A61H2230/04 A61N1/3925 A61N1/ /3993 A61N1/39044 G16H20/30 G16H20/40 G16H50/20 G16H50/30		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/171595 2015-06-05 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种方法和相关装置(12)，其无需使用独立CPR计而通过分析自动体外除颤器(AED)设备中的存在信号来检测心肺复苏(CPR)期间胸部按压的存在和质量。所述方法包括分析胸腔阻抗信号和共模电流信号两者，其中的每个都可以用标准AED贴片(18)测量。所述方法对测得的信号应用准则，所述准则被用于选择测得的信号中的哪一个用于提供CPR胸部按压检测。

