



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108601941 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201780010900.6

阿尔琼·D·沙玛

(22)申请日 2017.02.08

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

(30)优先权数据

代理人 王小衡 胡彬

62/294,577 2016.02.12 US

62/309,258 2016.03.16 US

(51)Int.Cl.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61N 1/362(2006.01)

2018.08.10

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/016952 2017.02.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/139340 EN 2017.08.17

(71)申请人 心脏起搏器股份公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 迪帕·马哈詹

戴维·L·佩尔施巴谢

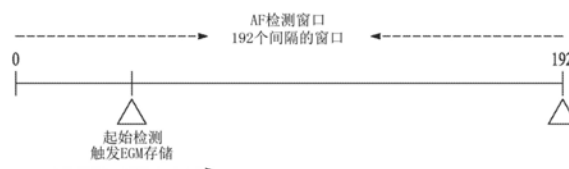
权利要求书2页 说明书14页 附图8页

(54)发明名称

触发对生理状况起始的存储

(57)摘要

一种装置,包括:感测电路,其被配置为生成包括受试者的生理信息的所感测生理信号;检测电路以及控制电路。检测电路使用生理信号来检测受试者的生理状况。控制电路将生理信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中;并且响应于接收到持续检测生理状况的指示而将经采样值存储在非临时存储构件中。



1. 一种装置,包括:

感测电路,其被配置为生成所感测的生理信号,其中,所述生理信号包括受试者的生理信息;

检测电路,其被电耦合到所述感测电路并被配置为使用所述生理信号来检测受试者的生理状况;以及

控制电路,其被配置为将所述生理信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中;并且响应于接收到持续检测生理状况的指示,将经采样值存储在非临时存储构件中。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述控制电路被配置为响应于对所述生理状况的起始的检测而触发将所述生理信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中;并且响应于接收到作为持续检测所述生理状况的指示的所述生理状况确认的指示而将经采样值存储在非临时存储构件中。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述检测电路被配置为检测所述受试者的晕厥,并且其中,所述控制电路被配置为响应于对所述受试者的晕厥的检测而触发将所述经采样值存储在临时存储器存储构件中;并且响应于接收到所述受试者的晕厥的确认的指示而将所述经采样值存储在非临时存储构件中。

4. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述感测电路被配置为生成表示所述受试者的血液动力学信息的所感测血液动力学信号,并且其中,所述检测电路被配置为使用所述血液动力学信号来检测所述受试者的晕厥。

5. 根据权利要求4所述的装置,其中,所述感测电路被配置为生成表示以下中的至少一个的所感测的血液动力学信号:所述受试者的呼吸、所述受试者的血压、所述受试者的一个或多个心音。

6. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述感测电路被配置为生成表示所述受试者的姿势的感测姿势信号和表示患者活动的感测活动信号中的一个或两个,并且其中,所述检测电路被配置为使用姿势信号和活动信号中的一个或两个来检测所述受试者的晕厥。

7. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述感测电路被配置为生成表示所述受试者的心电活动的感测心脏信号,并且其中,所述检测电路被配置为使用心脏活动信号来确定心率并使用所确定心率来检测所述受试者的晕厥。

8. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述感测电路被配置为生成表示所述受试者的心电活动的感测心脏信号,其中,所述检测电路被配置为使用感测心脏信号来确定晕厥期间的心室去极化率,并且被配置为将所确定心室去极化率作为直方图存储在非临时存储构件中。

9. 根据权利要求1-8中任一项所述的装置,

其中,所述感测电路被配置为生成表示受试者的心电活动的感测心脏信号;

其中,所述检测电路被配置为:

使用第一AF检测标准来检测作为生理状况的感测心脏信号中的心房颤动(AF)的起始;

使用第二AF检测标准来确认AF,其中所述第一AF检测标准对AF检测具有比所述第二AF检测标准更高的灵敏度,并且所述第二AF检测标准对AF检测具有比所述第一AF检测标准更高的特异性;并且

将AF确认的指示作为持续检测所述生理状况的指示提供给所述控制电路;并且

其中所述控制电路被配置为：

将所述心脏信号的分段的经采样值循环地存储在所述临时存储器存储构件；并且
响应于接收到AF确认的指示而将所述经采样值存储在所述非临时存储器存储构件中。

10. 根据权利要求9所述的装置，其中，所述检测电路被配置为：

监视对应于心室去极化 (V-V) 间隔的信息；

使用经采样V-V间隔值来确定V-V间隔分布；并且其中所述检测电路，根据所述第二AF检测标准，还被配置为：

将心率密度指数 (HRDI) 确定为与在分布中最常出现的V-V间隔相对应的经采样V-V间隔值的部分；

将HRDI与指定的HRDI阈值进行比较；并且

当所确定的HRDI满足HRDI阈值时，生成AF确认的指示。

11. 根据权利要求9所述的装置，包括：生理感测电路，其被配置为生成包括所述受试者的生理信息的生理信号，其中，所述检测电路被配置为通过将所述第二AF检测标准应用到所感测生理信号来确认AF。

12. 根据权利要求11所述的装置，其中，所述生理感测电路包括心音传感器电路和肺动脉压传感器电路中的至少一个。

13. 根据权利要求9所述的装置，其中，所述检测电路被配置为向所述控制电路提供AF起始的指示，并且其中，所述控制电路被配置为将AF起始的指示存储在所述临时存储构件和所述非临时存储构件中的一个或两个中，所述临时存储构件和所述非临时存储构件与所述心脏信号的分段的经采样值相关联。

14. 根据权利要求13所述的装置，其中，所述检测电路，根据所述第一AF检测标准，被配置为：

将心率模式确定为与在V-V间隔分布中具有最多样本的V-V间隔值相对应的心率；

将所述心率模式与指定的心率模式阈值进行比较；并且

当所述心率模式满足指定的心率模式阈值时，生成AF起始的指示。

15. 根据权利要求13所述的装置，其中，所述检测电路，根据所述第一AF检测标准，被配置为：

监视对应于心室去极化 (V-V) 间隔的信息；

检测超过指定V-V间隔变化阈值的V-V间隔变化；并且

响应于检测到的V-V间隔的变化而生成AF起始的指示。

触发对生理状况起始的存储

[0001] 优先权要求

[0002] 本申请要求2016年3月16日提交的美国临时专利申请序列号62/309,258和2016年2月12日提交的美国临时专利申请序列号62/294,577的在35U.S.C. §119(e) 下的优先权权益,其每个都通过引用整体并入本文。

背景技术

[0003] 流动式医疗设备包括可植入医疗设备(IMD)、可穿戴医疗设备、手持式医疗设备以及其它医疗设备。IMD的一些示例包括心脏功能管理(CFM)设备,诸如可植入起搏器、可植入复律除颤器(ICD)、皮下可植入复律除颤器(S-ICD)、心脏再同步治疗设备(CRT)以及包括这种能力的组合的设备。该设备可用于使用电疗法或其它疗法来治疗患者或受试者,或通过对患者状况的内部监视来帮助医生或护理者进行患者诊断。

[0004] 一些可植入医疗设备可以是仅诊断设备,诸如可植入循环记录器(ILR)和皮下可植入心力衰竭监视器(SubQ HFM)。该设备可以包括与一个或多个感测放大器通信的电极以监视患者内的心电活动,或者可以包括一个或多个传感器以监视一个或多个其它内部患者参数。皮下可植入设备可以包括在不与患者的心脏直接接触的情况下能够感测心脏信号的电极。IMD的其它示例包括可植入药物递送系统或具有神经刺激能力的可植入设备(例如,迷走神经刺激器、压力反射刺激器、颈动脉窦刺激器、脊髓刺激器、深部脑刺激器等)。

[0005] 可穿戴医疗设备的一些示例包括可穿戴复律除颤器(WCD)和可穿戴诊断设备(例如,流动式监视背心、动态心电图监视器、心脏事件监视器或移动心脏遥测设备)。WCD可以是包括表面电极的监视设备。表面电极可以被布置为提供监视中的一个或两个以提供表面心电图(ECG)并且递送复律器和除颤器休克治疗。在一些示例中,可穿戴医疗设备还可以包括由患者穿戴的监视贴片(诸如可粘附的贴片),或者可以被包括在患者穿戴的一件衣服内。

[0006] 手持式医疗设备的一些示例包括个人数据助理(PDA)和智能手机。手持设备可以是诊断设备,其记录心电图(ECG)或其它生理参数,同时设备在患者手中休眠或被保持在患者的胸部。

[0007] CFM设备可用于记录与患者所经历的的心脏事件有关的信息。这些所记录的发作可以从CFM设备上传并由临床医生评估。这些记录可用于监视患者的疾病进展。然而,在检测到生理状况时,状况起始(onset)可能已经过去,并且在记录中不存在关于状况起始的有用信息。关于生理状况的起始的知识可以用于医生和临床医生以用于诊断目的或用于对该患者的需要定制医疗设备的性能以提供最有效的患者治疗。

发明内容

[0008] 对于流动式医疗设备来说,期望正确地检测和识别心脏事件或收集用于识别心脏事件的信息。这有助于为患者提供最有效的基于设备的治疗或基于非设备的治疗。本主题涉及改进对心脏事件的记录。

[0009] 本主题的一个示例装置可以包括：感测电路，其被配置为生成包括受试者的生理信息的所感测生理信号；检测电路以及控制电路。检测电路使用生理信号来检测受试者的生理状况的起始。控制电路将生理信号的分段(segment)的经采样值存储在临时存储器存储构件中；并且响应于接收到对生理状况的确认的指示而将经采样值存储在非临时存储构件中。

[0010] 该部分旨在提供本专利申请主题的简要概述。其不旨在提供对本发明的排他性或详尽的解释。包括详细描述以提供关于本专利申请的其它信息，诸如除了该部分中做出的陈述之外，对从属权利要求的讨论以及从属权利要求和独立权利要求的相互关系。

附图说明

[0011] 在不一定按比例绘制的附图中，相同的数字可以描述不同视图中的类似组件。具有不同字母后缀的相同数字可以表示类似组件的不同实例。附图通常通过示例而非限制的方式说明了本文件中讨论的各种示例。

[0012] 图1是包括IMD的医疗设备系统部分的示例的示意图。

[0013] 图2和3是IMD的其它示例的示意图。

[0014] 图4是医疗设备系统的另一示例的部分的示意图。

[0015] 图5示出了操作流动式医疗设备的方法的示例的流程图。

[0016] 图6示出了流动式医疗设备的示例的部分的框图。

[0017] 图7示出了触发对生理信号的存储的方法。

[0018] 图8示出了正常窦性心律的心率分布的示例的图。

[0019] 图9示出了心房颤动患者的心率分布的示例的图。

[0020] 图10示出了所感测心脏信号的表示。

[0021] 图11是具有与正常窦性心律相对应的第一区域和与心房颤动相对应的第二区域的所感测生理信号的示例。

[0022] 图12示出了响应于对晕厥的检测而触发存储心脏信号的示例。

具体实施方式

[0023] 流动式医疗设备可以包括本文所述的特征、结构、方法或其组合中的一个或多个。例如，心脏监视器或心脏刺激器可以被实现为包括下面描述的有利特征或过程中的一个或多个。意图是这种监视器、刺激器或其它流动式设备不需要包括本文描述的所有特征，而是可以被实现为包括提供独特结构或功能的所选特征。这种设备可以被实现为提供各种治疗或诊断功能。

[0024] 图1是包括流动式医疗设备(即IMD 105)的系统100的部分的示例的示意图。IMD 105的示例包括而不限于起搏器、复率器、除颤器以及其它心脏监视和治疗递送设备，包括心脏设备，所述心脏设备包括一个或多个神经刺激设备、药物、药物递送系统或其它治疗或与其协同工作。在示例中，所示的系统100用于治疗心律失常。IMD 105典型地包括通过一个或多个心脏引线115耦合到患者或受试者的心脏的电子单元。IMD 105的电子单元典型地包括被包含在密封壳体(有时称为筒或“罐”)中的组件。系统100典型地还包括IMD编程器或其它外部系统190，其诸如通过使用射频(RF)或通过一个或多个其它遥测方法，与IMD 105一起传

送一个或多个无线信号185。

[0025] 所示示例包括具有近端和远端的右心室(RV)引线115。近端耦合到头部连接器107。远端被配置为放置在RV中。RV引线115可以包括近端除颤电极116、远端除颤电极118(例如,RV线圈)、RV尖端电极120A以及RV环形电极120B中的一个或多个。除颤电极116(例如,SVC线圈)通常诸如在适于室上性放置在上腔静脉中的位置中被并入到引线主体内。在一些示例中,RV引线115包括在近端除颤电极116附近的环形电极132(例如,SVC环形)。除颤电极118被并入到诸如用于放置在RV中的靠近远端的引线主体内。RV电极120A和120B可以形成双极电极对,并且通常在引线远端处被并入到引线主体内。电极116、118、120A以及120B每个都诸如通过在引线主体内延伸的一个或多个导体而被电耦合到IMD 105。近端除颤电极116、远端除颤电极118或在IMD 105的罐上形成的电极允许向心脏递送复律或除颤脉冲。RV尖端电极120A、RV环形电极120B或在IMD 105的罐上形成的电极允许感测表示RV去极化的RV电描记图信号并递送RV起搏脉冲。IMD 105包括感测放大器电路,以提供对所感测信号的放大或滤波。感测和起搏允许IMD 105调整心室收缩的定时。

[0026] 诸如图1中所示的一些IMD可以不包括用于感测心房中的电活动的任何电极。例如,IMD 105可以是具有单心室腔室感测的ICD。ICD可以包括附接到单个心室引线的电极,并且使用利用心室电极感测到的固有心脏信号以用于心律失常检测和辨别(例如,通过速率感测和/或去极化信号形态分析)。

[0027] IMD可以是仅诊断设备并且不向患者提供电治疗。这种设备可以包括RV尖端电极120A、RV环形电极120B或在IMD 105的罐上形成的电极的组合,以允许感测心室去极化。注意的是,图1的说明性示例示出的引线和电极的特定布置旨在是非限制的。

[0028] 图2是包括流动式医疗设备(即S-ICD 205)的系统200的部分的另一示例的示图。S-ICD 205是皮下可植入的并包括引线215。引线215也是皮下植入的并且引线215的近端耦合到头部连接器207。引线215可以包括电极220A和电极220B以感测心室去极化(例如,使用远场感测),但是在所示的示例中,引线不包括直接接触心脏的任何电极。引线215包括除颤电极218,其可以是线圈电极。S-ICD 205可以使用除颤电极218和在S-ICD 205的罐上形成的电极向心脏提供复律治疗和除颤高能量休克治疗中的一个或多个。在一些示例中,S-ICD205还可以提供用于抗心动过速治疗或心动过缓治疗的起搏脉冲。注意的是,在电极的布置中不提供直接心房感测,但是电极220A和220B允许感测远场心室电描记图信号。

[0029] 图3是无引线的IMD的示例的示图。在所示的示例中,IMD是无引线起搏器305。无引线起搏器305被示出定位在心室腔内的心内膜处,但是无引线起搏器305可以定位在心脏的其它位置处。无引线起搏器305示例具有圆柱形或子弹形状的壳体,并且可以包括沿圆柱形壳体布置的一个或多个电极,以感测心脏的电信号和/或提供用于起搏心脏的电刺激。一个或多个电极可用于通信。无引线起搏器305可以包括将起搏器固定到心肌的机构330。固定机构的示例可以包括一个或多个尖齿、一个或多个有倒钩的尖齿、以及一个或多个螺旋形固定机构。针对示例中所示的设备放置,电极可能不提供直接心房感测,但是电极可以提供RV电描记图信号。

[0030] 流动式医疗设备的其它示例包括可植入循环记录器(ILR)、神经刺激器(包括但不限于迷走神经刺激器、压力感受器刺激器以及脊髓刺激器)或其它IMD。这些类型的设备可以不包括定位在心房中的电极。流动式医疗设备可以是在心脏中没有引线的情况下的仅诊

断设备,并且可以包括一个或多个血液动力学传感器,诸如呼吸传感器、血压传感器或心音传感器。仅诊断设备可以包括姿势传感器或身体活动传感器。

[0031] 图4是医疗设备系统400的另一示例的部分的示图。系统400可以包括一个或多个流动式医疗设备,诸如常规可植入或皮下可植入医疗设备405、可穿戴医疗设备410或手持式医疗设备403。一个或多个医疗设备可以包括通信电路(例如,遥测电路),以将设备所确定的信息传送到通信系统407。通信系统407可以包括外部通信设备412和与外部通信设备412经由网络418(例如,互联网、专有计算机网络或蜂窝电话网络)进行通信的远程系统414。远程系统414可以包括位于远离外部通信设备412和受试者的服务器416,以执行患者管理功能。外部通信设备412可以包括编程器,以对由可植入医疗设备提供的基于设备的治疗的治疗参数进行编程。外部通信设备412和远程系统414中的一个或两个可以包括显示器,以将信息呈现给用户,诸如临床医生。

[0032] 如前所述,一些流动式医疗设备可用于记录由设备中包括的传感器产生的信号。这些经记录信号可以提供有用的信息,临床医生可以对这些信息进行评估以监视患者疾病(例如诸如心力衰竭(HF))的进展。然而,在检测到生理状况时,状况的起始部分或许在触发信号存储时已经过去。关于状况起始的有用信息没有在记录中捕获,并且可能无法在经记录信号中捕获有价值的信息。

[0033] 图5是控制对流动式医疗设备的操作以响应于对患者或受试者的生理状况的检测而触发存储一个或多个生理信号的方法的流程图。在505处,使用医疗设备的感测电路来感测生理信号。生理信号包括受试者的生理信息。

[0034] 在510处,医疗设备使用生理信号来检测受试者的生理状况的起始。生理状况的一些示例包括心房颤动(AF)和晕厥。

[0035] 在515处,将生理信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中。存储构件可以是临时的,这是因为当存储构件被填满时,流动式医疗设备可以重写临时存储构件。在一些示例中,流动式医疗设备循环地或周期性地存储信号分段。在一些示例中,流动式医疗设备响应于对生理状况起始的检测而发起或触发对信号分段的存储。在520处,响应于持续检测生理状况的指示或生理状况的确认而将经采样值存储在非临时存储构件中。

[0036] 图6示出了流动式医疗设备605的示例的部分的框图。设备605包括一个或多个感测电路610、控制电路615、检测电路620,并且可以包括存储器625。感测电路610可以生成包括受试者的生理信息的所感测生理信号。在某些示例中,感测电路610可以电耦合到被包括在引线中的一个或多个可植入电极,所述引线被布置以用于放置在心室中。在某些示例中,感测电路610可以电耦合到被包括在无引线可植入医疗设备中的一个或多个可植入电极。在某些示例中,感测电路610可以是心脏信号感测电路,并且可以电耦合到一个或多个可植入电极,其被配置为在不与受试者直接心脏接触的情况下感测心脏信号(例如,皮下可植入电极)。

[0037] 在一些示例中,感测电路生成表示生理阻抗的信号。例如,可以在RV电极(例如,图1中的RV电极120B)和在设备罐上形成的电极之间施加电流。可以使用另一个RV电极(例如,电极118)和在设备头部107上形成的电极来测量所施加电流产生的电压。然后可以使用欧姆定律计算跨受试者的胸部区域的至少一部分的阻抗。表示生理阻抗的信号可以随受试者的呼吸而变化,以提供呼吸信息。因此,阻抗感测电路可以用作呼吸传感器,以测量呼吸参

数,诸如呼吸率、潮气量、每分钟呼吸量、以及导出的参数(诸如呼吸率与潮气量之比)。监视胸阻抗的方法在Hartley等人于1998年2月27日提交的美国专利号6,076,015,“Rate Adaptive Cardiac Rhythm Management Device Using Transthoracic Impedance”中描述,其全部内容通过引用并入本文。

[0038] 在一些示例中,感测电路610包括肺动脉压(PAP)感测电路。可以将PAP感测电路植入在肺动脉中以生成PAP信号。可植入PAP传感器的示例在2005年10月13日提交的美国专利号7,566,308的题为“Method and Apparatus for Pulmonary Artery Pressure Signal Isolation”中描述,其全部内容通过引用并入本文。

[0039] 在一些示例中,感测电路610包括心音感测电路。心音与来自患者心脏活动和血液流过心脏的机械振动相关联。心音在每个心动周期内复发,并根据与振动相关联的活动进行分离和分类。第一心音(S1)是在二尖瓣紧张期间由心脏发出的振动声音。第二心音(S2)标志着心脏舒张的起始。第三心音(S3)和第四心音(S4)与心脏舒张期间左心室的充盈压力有关。

[0040] 生理信号可以是表示由心音传感器电路产生的一个或多个心音的心音信号。心音感测电路的示例包括加速度计或麦克风。用于测量心音的方法可以在2002年12月30日提交的题为“Method and Apparatus for Monitoring of Diastolic Hemodynamics”的美国专利号7,115,096中找到,其全部内容通过引用并入本文。

[0041] 在一些示例中,感测电路610包括姿势感测电路,其生成表示受试者的姿势的姿势信号。姿势感测电路的示例包括加速度计。用于使用多维姿势传感器来确定患者姿势的方法可以在Wang等人于2005年11月18日提交的美国专利号8,366,641的“Posture Detector Calibration and Use”中找到,其全部内容通过引用并入本文。

[0042] 在一些示例中,感测电路610包括身体活动感测电路,其生成表示受试者的身体活动的活动信号。身体活动感测电路的示例包括加速度计。

[0043] 在某些示例中,感测电路610、控制电路615、检测电路620以及存储器625被包括在可穿戴设备或手持式设备中。在变型中,存储器625或存储器的部分可以被包括在单独的設備中,或者可以是位于网络“云”中的中央存储器。

[0044] 控制电路615可以包括解释或执行包括在软件或固件中的指令的微处理器、数字信号处理器、专用集成电路(ASIC)或其它类型的处理器。存储器625可以被集成到控制电路615中或与其分离。检测电路620也可以被集成到控制电路615中,或者可以与控制电路615分离。在某些示例中,感测电路610被包括在第一设备中,且心律失常检测电路和控制电路被包括在第二单独设备中。在某些示例中,第一设备是可植入的,且第二设备是外部的(诸如图4的外部设备412)。

[0045] 流动式医疗设备可用于记录心脏事件以供临床医生分析。例如,可能期望使用流动式医疗(例如,CFM设备)来检测和记录患者的心房颤动(AF)发作,但是患者可以不被指定包括专用心房感测能力的设备。然而,具有这些类型设备的患者可能发展为房性心律失常,诸如AF。对于典型地具有高AF发生率的心力衰竭患者尤其如此。挑战是记录AF发作的起始部分。到设备检测到发作时,起始可能已经过去并且对起始的记录对临床医生不可用。

[0046] 如上所述,图6的感测电路610可以包括心脏信号感测电路。感测电路可以对心脏信号感测电路进行采样。控制电路615发起将所感测心脏信号(例如,电描记图)的分段的经

采样值存储在临时存储器存储构件中。在一些示例中,存储在AF检测窗口期间获得的经采样值。控制电路615可以根据时间表或响应于另一检测到的事件而循环地发起AF检测窗口。

[0047] 图7是AF检测窗口的示例。在该示例中,AF检测窗口包括若干(例如,192个)心室去极化间隔,并且临时存储构件是存储器缓冲器,其被设置大小以存储在间隔上收集到的经采样值。存储器可以是临时存储构件,这是因为当临时存储构件的存储器被填满时,控制电路615可以发起对所存储样本的重写。

[0048] 检测电路620可以使用第一AF检测标准来检测所感测心脏信号中的AF的起始,并且可以使用第二AF检测标准来确认发作为AF。当满足第二AF检测标准时,检测电路620向控制电路615提供AF确认的指示。该指示可以是传送到控制电路615的信号。响应于接收到AF被确认的指示,控制电路615将经采样值存储在非临时存储器存储构件中。存储器可以是非临时的,这是因为该存储器不会经受重写。

[0049] 在某些示例中,临时存储器存储构件是起始缓冲器640,并且非临时存储构件是事件存储缓冲器645。控制电路615响应于AF被确认的指示而发起将起始缓冲器的内容传输到事件存储缓冲器。在一些示例中,临时存储器存储构件是存储器的第一区域,并且非临时存储构件位于存储器的第二区域中,并且控制电路响应于AF被确认的指示而发起将存储器的第一区域的内容传输到存储器的第二区域。在某些示例中,流动式医疗设备605包括通信电路(未示出)以将信息传送到单独的设备。临时存储器可以位于流动式医疗设备中,并且非临时存储器可以位于网络云中。控制电路615响应于AF被确认的指示而发起将设备存储器的内容传输到云存储器。在某些示例中,控制电路615通过将对存储器的指定从临时改变为非临时,将经采样的值存储在非临时存储构件中,并且确实将存储器的内容从一个存储器位置传输到另一个存储器位置。例如,控制电路615可以改变用于指向临时存储器的指针的值。改变指针防止所存储的内容被重写。

[0050] 如图7的示例中所示,因为对心脏信号的存储的触发不取决于对AF起始的检测,所以记录AF发作的起始部分。经记录的AF起始可用于做出治疗受试者的决定。如果在AF起始期间在AF中存在停顿,则可以使用起搏来治疗AF。如果在AF起始期间存在房性心动过速,那么可以使用抗过速起搏来治疗AF。如果在AF起始期间存在心房扑动,那么可以执行心房扑动消融以治疗受试者的AF。

[0051] 在一些示例中,当满足第一AF检测标准时,检测电路620向控制电路615提供AF起始的指示,并且控制电路615将AF起始的指示存储在临时存储构件和非临时存储构件中的一个或两个中,所述临时存储构件和非临时存储构件与心脏信号的分段的经采样值相关联。第一AF检测标准可以对AF检测具有比第二AF检测标准更高的灵敏度,并且第二AF检测标准可以对AF检测具有比第一AF检测标准更高的特异性。

[0052] 根据一些示例,用于检测AF起始的第一AF检测标准是受试者的心率的突然变化。使用所感测心脏活动信号,检测电路620监视对应于心室去极化(V-V)间隔的信息。当检测到超过指定V-V间隔变化阈值的V-V间隔变化时,检测电路620检测AF起始。阈值可以被指定为在指定时间段内发生的V-V间隔变化值或在Y心脏搏动的X中发生的V-V间隔,其中X和Y是整数并且Y大于X。检测电路620响应于检测到V-V间隔的变化而生成AF起始的指示。可替代地,可以将突然的频率变化检测为心率的变化(例如,以每分钟搏动或bpm来测量)。当检测到超过在指定时间段内发生的指定频率变化值的心率变化时,检测电路620检测AF起始。

[0053] 根据一些示例,第一AF检测标准使用对心率模式的测量来检测AF起始。图8示出了正常窦性节律(NSR)的心率分布的示例的图。横轴是每分钟的搏动,且纵轴是心脏搏动样本的百分比。可替代地,横轴可以显示V-V间隔的值。分布的大部分样本位于约50bpm和90bpm之间。心率模式是在分布中具有最多样本的心率,或是与在V-V间隔分布中具有最多样本的V-V间隔值相对应的心率。在图8的示例中,心率模式为60bpm。

[0054] 图9示出了AF中的患者的心率分布的示例的图。可以看出,心率在AF中比在图8中的NSR的示例更不规则。在图9的示例中,心率模式已经转移到90bpm。为了检测AF的起始,图6的检测电路620可以将心率模式确定为与在V-V间隔分布中具有最多样本的V-V间隔值相对应的心率,并将心率模式与指定的心率模式阈值进行比较。当心率模式满足指定的心率模式阈值时,检测电路620生成AF起始的指示。

[0055] 根据一些示例,第一AF检测标准使用对心室去极化(V-V)间隔散布或V-V间隔分散的测量。图10示出了所感测心脏信号1005的表示。所示信号具有若干R波1010。V-V间隔可以被确定为R波之间的间隔。图10中的RR₁是指前两个R波之间的第一间隔;RR₂是第二R波和第三R波之间的第二间隔等等。V-V间隔之间的差异被称为 $\Delta RR_{1,2}$ (例如,RR₂和RR₁之间的差异)、 $\Delta RR_{2,3}$ 等等。

[0056] 图11示出了具有对应于NSR的第一区域1105和对应于AF的第二区域1110的所感测生理信号的示例。在NSR区域中,V-V间隔将更规则,并且V-V间隔中的差异将很小。在AF区域中,V-V间隔将更分散,并且V-V间隔中的差值将比NSR更多样化。

[0057] 在一些示例中,图6的检测电路620包括可以使用所感测生理信号来确定心室去极化(V-V)间隔,并监视对应于V-V间隔的信息。检测电路620可以包括峰值检测器电路,以用于检测所感测生理信号中的R波以确定V-V间隔。检测电路620可以对V-V间隔进行采样并将样本存储在设备存储器625或不同的存储器中。检测电路620可以确定V-V间隔之间的差异,并使用所确定的V-V间隔差异来确定对V-V间隔散布的测量。

[0058] 在一些示例中,对V-V间隔散布的测量包括所确定间隔差异的所确定方差。根据第一AF检测标准,检测电路620可以将所确定方差与指定的方差阈值进行比较,并且当所确定方差满足指定的方差阈值时,生成AF起始的指示。

[0059] 对心室间隔散布的其它测量可以用作第一AF检测标准。在一些示例中,检测电路620确定V-V间隔中的差异,并将间隔差异分类为稳定、不稳定或不稳定和随机中的一个。间隔分类可用于确定V-V间隔散布。

[0060] 在某些变型中,间隔被分类为稳定箱(bin)、不稳定箱或不稳定随机箱。当间隔差异小于来自紧接在前的间隔差异的指定阈值差值时,可以将间隔差异分类为稳定的。当间隔差异大于来自紧接在前的间隔差异的指定阈值差值时,可以将间隔差异分类为不稳定的,并且当间隔差异的大小大于来自紧接在前的间隔差异的指定阈值差值且间隔差异是满足指定负值阈值的负值时,可以将间隔差异分类为不稳定随机的。

[0061] 在某些示例中,阈值差值是与两个间隔之间的频率差小于10bpm相对应的值。因此,如果图10中的RR₂是对应于60bpm的1000ms,并且RR₁是对应于70bpm的857ms,则间隔差异 $\Delta RR_{1,2}$ 被分箱(binned)为稳定的。如果RR₁小于857ms,那么间隔差异被分箱为不稳定的。如果RR₂小于857ms且RR₁等于1000ms,则间隔差异 $\Delta RR_{1,2}$ 被分箱为不稳定随机的。在某些示例中,如果使用的间隔(例如,间隔RR₁和RR₂)被包括在长于指定的最小间隔(例如,与

185bpm的心率相对应的324ms的间隔)的三个心室搏动的三元组中,则仅考虑间隔差异以用于分箱。

[0062] 在图11的示例中,更多的V-V间隔差异在NSR区域中将是稳定的。在AF区域中,不稳定的V-V间隔差异和不稳定随机的V-V间隔差异的数量将相对于稳定的V-V间隔差异的数量而增加。检测电路620可以使用稳定的间隔差异的数量和不稳定的间隔差异的数量来确定心室间隔散布的第一度量。第一度量可以包括使用稳定的间隔差异的数量和不稳定的间隔差异的数量所确定的第一比率(例如,第一比率=不稳定的/稳定的)。

[0063] 检测电路620可以使用不稳定随机的间隔差异的所确定部分来确定心室间隔散布的第二度量。第二度量可以包括使用不稳定随机的间隔差异的数量以及包括稳定间隔差异的数量和不稳定间隔差异的数量的总和来确定的第二比率(例如,第二比率=(不稳定随机的)/(稳定的+不稳定的))。

[0064] 在第一度量和第二度量是比率的情况下,在存在AF的情况下第一比率的值将增加,这是因为被分类为不稳定的V-V间隔的数量将增加。在存在AF的情况下,第二比率的值将趋于增加,这是因为被分类为不稳定随机的V-V间隔差异的数量将增加。

[0065] 根据第一AF检测标准,心律失常检测电路620可以将所确定的第一比率与指定的第一比率阈值(例如,比率值为3)进行比较,并将所确定的第二比率与指定的第二比率阈值(例如,比率值为0.06或6%)进行比较。当第一比率满足指定的第一比率阈值并且所确定的第二比率满足指定的第二比率阈值时,检测电路620生成AF起始的指示。

[0066] 为了确认检测到的起始确实是AF,检测电路620使用第二AF检测标准。在一些示例中,检测电路620使用心率密度指数(HRDI)作为第二AF检测标准。检测电路620使用经采样V-V间隔值来确定V-V间隔分布,并将HRDI确定为与在分布中最常出现的V-V间隔相对应的经采样V-V间隔值的部分。(可替代地,HRDI对应于心率分布中最常出现的心率。)在一些变型中,HRDI可以被表示为间隔的分数(例如,百分比)。在图9的NSR的示例中,HRDI是与60bpm的心率模式相对应的81%。图10示出了AF中的患者的心率分布的示例的图。在图10的示例中,HRDI约为23%。检测电路620将HRDI与指定的HRDI阈值进行比较,并当所确定的HRDI满足HRDI阈值时,生成AF的指示。在图9-10的示例中,当HRDI小于25%时,检测电路620可以生成AF的指示作为第二AF检测标准。

[0067] 如先前所解释的,第一AF检测标准可以对AF检测具有比第二AF检测标准更高的灵敏度,并且第二AF检测标准对AF检测具有比第一AF检测标准更高的特异性。可以通过调整第一AF检测标准和第二AF检测标准的阈值来实现灵敏度和特异性的差异。例如,可以降低第一AF检测标准的指定V-V散布阈值以包括作为AF的更多候选节律,并且可以降低第二AF检测标准的HRDI以使第二AF检测更难以满足。

[0068] AF检测的其它方法可以用于第一AF检测标准和第二AF检测标准中的一个或两个。在一些示例中,第二AF检测标准使用所感测心脏信号的形态来确认AF。检测电路620可以计算与所感测心脏信号的形态与表示AF的模板信号的形态的相关性相关联的分数。相关性分数的示例是特征相关性系数(FCC)。FCC可以提供所感测电描记图的形状与表示AF的模板电描记图信号的形状之间的相似度的指示。可以针对特定受试者记录模板,或者可以基于患者群体创建模板。计算相关性分数的方法可以在2007年5月16日提交的美国专利号7,904,142的题为“Self-Adjusting ECG Morphological Feature Correlation Threshold”中找

到,其全部内容通过引用并入本文。当经计算相关性分数满足指定的阈值分数时,检测电路620可以生成AF确认的指示。通过调整阈值分数,对AF的检测可以被调整为敏感或不太敏感。

[0069] 生理信号可以包括受试者的血液动力学系统的信息。在AF期间,受试者的血液动力学系统的性能可能降级。所降级的性能可以在生理信号中反映。当检测到血液动力学功能的降级时,第二AF检测标准可以确认AF。

[0070] 在一些示例中,感测电路610包括PAP感测电路,其生成表示受试者的PA的PAP信号。AF的发作可导致在所感测PAP信号中反映的受试者的PAP降低。检测电路620可以将第二AF检测标准应用于所感测PAP信号,以使用第一AF检测标准来确认AF检测。在某些示例中,当如PAP信号中所反映的PAP下降到低于指定的PAP阈值时,第二AF检测标准生成AF确认的指示。

[0071] 用于确认AF的生理信号可以与用于检测AF起始的生理信号不同。例如,第一AF检测标准可以应用于所感测的电描记图信号,并且第二AF检测标准可以应用于PAP信号。在一些示例中,用于确认AF的生理信号可以与用于检测AF起始的生理信号相同。例如,第一AF检测标准和第二AF检测标准都可以应用于所感测的PAP信号,其中由第一标准进行的检测比由第二标准进行的检测更敏感。

[0072] 在一些示例中,感测电路610包括心音感测电路,其生成表示受试者的一个或多个心音的心音信号。AF的发作可以导致心音信号中可测量的心音参数的变化。例如,在AF发作期间,S1或S2心音的幅度可能减小。在一些示例中,心律失常检测电路620将第二AF检测标准应用于所感测的心音信号,以使用第一AF检测标准来确认AF检测。第一AF检测标准可以应用于如本文先前所述的所感测电描记图信号,或者可以是应用于心音信号的标准,其中由第一标准进行的检测比由第二标准进行的检测更敏感。在某些示例中,第一AF检测标准被应用于与第二AF检测标准不同的心音参数。

[0073] 在一些示例中,检测电路使用多个AF检测窗口。例如,一个窗口可用于检测AF起始,并且第二个窗口可用于确认AF。控制电路615可以使用第一AF检测标准在作为第一AF检测窗口的第一指定检测持续时间期间发起对心脏信号的感测。在第一检测窗口期间感测到的心脏活动信号的经采样值被存储在临时存储构件中。如果未检测到AF起始,则临时存储构件的存储器可以在第一AF检测窗口期间被重写。

[0074] 如果在第一AF检测窗口期间由检测电路620检测到AF起始,则控制电路615在第二AF检测窗口期间发起对心脏信号的感测。检测电路620将第二AF检测标准应用于在第二窗口期间感测到的心脏信号以确认AF。在一些示例中,检测电路620将第二AF检测标准应用于临时存储器存储构件中所存储的经采样值和第二AF检测窗口中感测到的心脏信号以确认AF。

[0075] 如果确认了AF,则控制电路615将在第一检测窗口期间感测到的经采样值存储在非临时存储器存储构件中。控制电路615可以仅存储在第一AF检测窗口期间感测到的分段,这是因为该分段包括AF的起始。第二分段是AF发作的延续。如果在第二AF检测窗口期间未确认AF,则检测电路620可以恢复到检查AF起始。如果在第二AF检测窗口期间未确认AF,则检测电路可以重新发起第一AF检测窗口。

[0076] 根据一些示例,流动式医疗设备包括用于耦合到电极的治疗电路650,以向受试者

提供抗心律失常的心脏治疗。治疗电路向受试者提供电抗心律失常治疗。当由检测电路620确认AF时,控制电路615可以发起电起搏治疗或抗过速起搏治疗以治疗AF发作。

[0077] 根据一些示例,患有HF的患者可能经历晕厥,但是可能难以诊断晕厥的原因。期望使用流动式医疗设备605来检测和记录患者的晕厥发作。可植入循环记录器(ILR)可用于检测未确诊晕厥的原因,但该原因在很大一部分患者中仍然无法解释。ILR通常包括用于在患者晕厥时患者按下的按钮。然而,当发生晕厥时,由于在受试者恢复到足以按下按钮时的缓冲器重写,因此重要信息可能会丢失。

[0078] 图12是响应于检测到诸如晕厥的心脏事件而触发电描记图存储的示例的示图。所感测的生理信号可以包括用于检测晕厥起始的信息。在一些示例中,图6的检测电路620在图12的1255处使用所感测的生理信号来检测晕厥的起始。感测电路610生成所感测的心脏活动信号,并且可以生成一个或多个其它类型的所感测的生理信号。响应于检测到晕厥的起始,控制电路615响应于对晕厥的检测而触发将所感测心脏活动信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中。在1260处,控制电路616响应于接收到晕厥确认的指示而发起将经采样值存储在非临时存储构件中。确认可以是患者或受试者确认晕厥的单独设备中接收到的指示(例如,消息),或者确认可以是使用一个或多个所感测生理信号来确认晕厥的检测电路620中接收到的指示(例如,信号)。

[0079] 检测电路620可以使用所感测的心脏活动信号来确定心率,并且可以使用所确定的心率来检测受试者的晕厥的起始。在一些示例中,检测电路在检测到心率突然增加时检测晕厥。在一些示例中,检测电路620在检测到受试者的心脏搏动中的暂停时检测晕厥。检测电路620将晕厥的指示发送到控制电路615,并且控制电路615发起对所感测心脏活动信号的经采样值的存储。在一些示例中,检测电路使用所感测的心脏活动信号确定晕厥期间的心室去极化率,并将所确定的心室去极化率作为直方图存储在非临时存储构件中。

[0080] 在一些示例中,除了心脏活动信号之外,感测电路610还生成表示受试者的血液动力学信息的所感测的血液动力学信号。血液动力学信号的一些示例包括表示受试者呼吸的信号、表示受试者血压的信号、以及表示受试者的一个或多个心音的信号。

[0081] 检测电路620可以使用血液动力学信号来检测受试者的晕厥。例如,在某些示例中,检测电路620可以检测来自呼吸暂停或呼吸量减少的晕厥。在某些示例中,检测电路620可以在检测到受试者的血压下降到低于指定的血压阈值时检测晕厥。在某些示例中,检测电路620可以在检测到满足心音幅度的指定阈值的所感测心音信号中的心音幅度减少(例如,S2减少)时检测晕厥。

[0082] 在一些示例中,感测电路610包括姿势感测电路,并且检测电路620使用包括受试者的姿势信息的所感测姿势信号来检测晕厥。例如,当受试者经历从直立到仰卧的姿势突然改变时,检测电路620可以检测晕厥。在一些示例中,感测电路包括身体活动传感器,并且检测电路620使用检测到的姿势变化和检测到的身体活动减少来检测晕厥。

[0083] 流动式医疗设备605可以使用一个或多个所感测生理信号来确认晕厥。检测电路620可以使用对晕厥检测非常敏感的第一晕厥检测标准,并且可以使用对晕厥检测更特定的第二晕厥检测标准。例如,检测电路620可以使用第一晕厥检测标准的心率信息,并使用第二晕厥检测标准的其它血液动力学信息。响应于确认晕厥,将所感测的电描记图存储在非临时存储构件中。

[0084] 根据一些示例,流动式医疗设备605从第二设备(诸如图4中的外部设备412)接收晕厥的确认。流动式医疗设备605可以包括用于与包括第二通信电路的第二设备无线地通信信息的通信电路635,并且可以包括用户界面。当检测电路620检测到晕厥时,流动式医疗设备605将指示传送到第二设备。第二设备使用用户界面向受试者呈现提示以确认晕厥。流动式医疗设备605可以向第二设备发送频繁的通信或警报,直到返回晕厥的确认或没有晕厥的指示。如果用户确认晕厥,则第二设备发起将晕厥确认指示或没有晕厥指示传送到第一设备。流动式医疗设备响应于从第二设备接收晕厥的确认而将所感测的电描记图存储在非临时存储器中。

[0085] 在一些示例中,检测电路620检测室性心动过速(VT)。控制电路615可以响应于晕厥的确认来调整检测电路的VT检测参数。例如,如果确认晕厥或确认阈值次数,则控制电路615可以调整参数以对VT检测更敏感。

[0086] 本文描述的设备、方法以及系统提供与患者所经历的心脏事件有关的设备记录信息。这些所记录的发作包括对事件的起始的记录。记录可以从设备上传并由临床医生评估。所记录的患者生理状况的起始可以引起对患者状况的改进治疗和提供给患者的更有效的基于设备的治疗。

[0087] 附加描述和示例

[0088] 示例1可以包括主题(诸如装置),其包括:被配置为生成所感测的生理信号的感测电路,其中生理信号包括受试者的生理信息;检测电路,其电耦合到感测电路,并被配置为使用生理信号来检测受试者的生理状况;以及控制电路,其被配置为将生理信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中,并被配置为响应于接收到对生理状况的持续检测的指示而将经采样值存储在非临时存储构件中。

[0089] 在示例2中,示例1的主题可选地包括控制电路,其被配置为:响应于对生理状况起始的检测而触发将生理信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中;并且响应于接收到作为对生理状况继续检测的指示的生理状况确认的指示而将经采样值存储在非临时存储构件中。

[0090] 在示例3中,示例1和2中的一个或两个的主题可选地包括检测电路,其被配置为检测受试者的晕厥,并且其中控制电路被配置为:响应于对受试者晕厥的检测而触发将经采样值存储在临时存储器存储构件中;并且响应于接收到受试者的晕厥确认的指示而将经采样值存储在非临时存储构件中。

[0091] 在示例4中,示例3的主题可选地包括感测电路,其被配置为生成表示受试者的血液动力学信息的所感测的血液动力学信号,并且其中检测电路被配置为使用血液动力学信号来检测受试者的晕厥。

[0092] 在示例5中,示例4的主题可选地包括感测电路,其被配置为生成表示以下中的至少一个的所感测的血液动力学信号:受试者的呼吸、受试者的血压、受试者的一个或多个心音。

[0093] 在示例6中,示例3-5中的一个或任何组合的主题可选地包括感测电路,其被配置为生成表示受试者的姿势的所感测姿势信号和表示患者活动的所感测活动信号中的一个或两个,并且其中检测电路被配置为使用姿势信号和活动信号中的一个或两个来检测受试者的晕厥。

[0094] 在示例7中,示例3-6中的一个或任何组合的主题可选地包括感测电路,其被配置为生成表示受试者的心电活动的所感测心脏信号,并且其中检测电路被配置为使用心脏活动信号来确定心率并使用所确定的心率来检测受试者的晕厥。

[0095] 在示例8中,示例3-7中的一个或任何组合的主题可选地包括感测电路,其被配置为生成表示受试者的心电活动的所感测心脏信号,其中检测电路被配置为使用所感测心脏信号来确定晕厥期间的心室去极化率,并且被配置为将所确定心室去极化率作为直方图存储在非临时存储构件中。

[0096] 在示例9中,示例1-8中的一个或任何组合的主题可选地包括感测电路,其被配置为生成表示受试者的心电活动的所感测心脏信号;其中检测电路被配置为:使用第一AF检测标准来检测作为生理状况的所感测心脏信号中的心房颤动(AF)的起始;使用第二AF检测标准来确认AF,其中第一AF检测标准对AF检测具有比第二AF检测标准更高的灵敏度,并且第二AF检测标准对AF检测具有比第一AF检测标准更高的特异性;并且将AF确认的指示作为持续检测的指示提供给所述控制电路;并且其中控制电路被配置为:将心脏信号的分段的经采样值循环地存储在临时存储器存储构件中;并且响应于接收到AF确认的指示而将经采样值存储在非临时存储器存储构件中。

[0097] 在示例10中,示例9的主题可选地包括检测电路,其被配置为:监视对应于心室去极化(V-V)间隔的信息;使用经采样V-V间隔值来确定V-V间隔分布;并且其中根据第二AF检测标准,检测电路还被配置为:将心率密度指数(HRDI)确定为与在分布中最常出现的V-V间隔相对应的经采样V-V间隔值的部分;将HRDI与指定的HRDI阈值进行比较;并且当所确定的HRDI满足HRDI阈值时,生成AF确认的指示。

[0098] 在示例11中,示例9和10中的一个或两个的主题可选地包括生理感测电路,其被配置为生成包括受试者的生理信息的生理信号,其中检测电路被配置为通过将第二AF检测标准应用到所感测生理信号来确认AF。

[0099] 在示例12中,示例11的主题可选地包括生理感测电路,其包括心音传感器电路和肺动脉压传感器电路中的至少一个。

[0100] 在示例13中,示例9-12中的一个或任何组合的主题可选地包括检测电路,其被配置为向控制电路提供AF起始的指示,并且其中控制电路被配置为将AF起始的指示存储在临时存储构件和非临时存储构件中的一个或两个中,所述临时存储构件和所述非临时存储构件与心脏信号的分段的经采样值相关联。

[0101] 在示例14中,示例9-13中的一个或任何组合的主题可选地包括检测电路,根据第一AF检测标准,检测电路被配置为:将心率模式确定为与在V-V间隔分布中具有最多样本的V-V间隔值相对应的心率;将心率模式与指定的心率模式阈值进行比较;并且当心率模式满足指定的心率模式阈值时,生成AF起始的指示。

[0102] 在示例15中,示例9-13中的一个或任何组合的主题可选地包括检测电路,根据第一AF检测标准,检测电路被配置为:监视对应于心室去极化(V-V)间隔的信息;检测超过指定V-V间隔变化阈值的V-V间隔的变化;并且响应于检测到的V-V间隔的变化而生成AF起始的指示。

[0103] 在示例16中,示例9-15中的一个或任何组合的主题可选地包括存储器,其包括第一起始缓冲器和第二事件存储缓冲器,并且其中控制电路可选地被配置为:将所感测心脏

信号的经采样值存储在起始缓冲器中,并且重写先前存储在起始缓冲器中的经采样值;并且响应于通过第一AF检测标准和第二AF检测标准进行的AF检测而发起将存储在起始缓冲器中的经采样值存储在事件存储构件中,并将所感测心脏信号的随后经采样值存储在事件存储缓冲器中。

[0104] 示例17可以包括主题(诸如医疗设备系统),或者可以可选地与示例1-16中的一个或任何组合的主题组合以包括这种主题:包括第一设备,该第一设备包括:感测电路,其被配置为生成所感测生理信号,其中生理信号包括受试者的生理信息;检测电路,其电耦合到感测电路并被配置为使用生理信号来检测受试者晕厥的起始;第一通信电路,其电耦合到控制电路并被配置为与单独的设备通信无线信号(包括从单独的设备接收晕厥确认的指示);以及控制电路,其电耦合到晕厥检测电路和控制电路,其中控制电路被配置为:响应于对晕厥起始的检测而触发将生理信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中;并且响应于接收到晕厥确认的指示而将经采样值存储在非临时存储构件中。

[0105] 在示例18中,示例17的主题可选地包括第二设备,其包括:第二通信电路,其被配置为与第一设备通信无线信号;用户界面;控制电路,其电耦合到通信电路和用户界面,其中控制电路被配置为:向受试者呈现提示以确认晕厥;并且响应于经由用户界面接收到晕厥的确认而发起将晕厥确认的指示传送到第一设备。

[0106] 示例19可以包括主题(诸如装置),或者可以可选地与示例1-18中的一个或任何组合的主题组合以包括这种主题,包括:感测电路,其被配置为生成表示受试者的心脏活动的所感测心脏信号;控制电路;以及心律失常检测电路,其被配置为:使用第一AF检测标准来检测所感测心脏信号中的心房颤动(AF)的起始;使用第二AF检测标准来确认AF,其中第一AF检测标准对AF检测具有比第二AF检测标准更高的灵敏度,并且第二AF检测标准对AF检测具有比第一AF检测标准更高的特异性;并向控制电路提供AF确认的指示;并且其中,控制电路配置为:使用第一AF检测标准在作为第一AF检测窗口的第一指定检测持续时间期间发起对心脏信号的感测;将在第一检测窗口期间感测到的所感测心脏信号的经采样值存储在临时存储构件中;在第一检测窗口期间循环地重写临时存储构件的存储器;响应于在第一AF检测窗口期间对AF起始的检测而发起在第二AF检测窗口期间使用第二AF检测标准和在临时存储器存储构件中所存储的经采样值来感测心脏信号;并且响应于使用第二AF检测标准确认AF而将在第一检测窗口期间感测到的心脏信号的经采样值存储在非临时存储器存储构件中。

[0107] 在示例20中,示例19的主题可选地包括治疗电路,其电耦合到控制电路并且被配置为耦合到电极以向受试者提供抗心律失常的心脏治疗,并且其中控制电路被配置为响应于AF确认的所生成的指示而发起对抗心律失常起搏治疗的递送。

[0108] 实施例21可以包括或可选地与实施例1-20中任何一个或多个的任何部分的任何部分或组合进行组合,以包括这种主题:可以包括用于执行示例1-20的任何一个或多个功能的装置,或包括在由机器执行时促使机器执行示例1-20的任何一个或多个功能的指令的机器可读介质。

[0109] 这些非限制性示例可以以任何排列或组合进行组合。

[0110] 以上详细描述包括对形成详细描述的部分的附图的参考。附图通过示图的方式示出了可以实践本发明的具体实施方式。这些实施方式在本文中也称为“示例”。本文件中提

及的所有出版物、专利以及专利文件都通过引用其整体并入本文,如同通过引用单独并入一样。如果该文件与通过引用并入的那些文件之间的使用不一致,则所并入的一个或多个引用的使用应被视为对本文件的使用的补充;针对不可调和的不一致性,以该文件中的使用为准。

[0111] 在本文件中,如在专利文件中常见的,使用术语“一”或“一个”以包括一个或多个,独立于“至少一个”或“一个或多个”的任何其它实例或用法。在本文件中,术语“或”用来指非排他性的,或者使得“A或B”包括“A但不是B”、“B但不是A”以及“A和B”,除非另有指示。在所附权利要求中,术语“包括”和“其中”用作相应术语“包含”和“在其中”的简明英语等同物。此外,在以下权利要求中,术语“包括”和“包含”是开放式的,也就是说,包括除权利要求中的这种术语之后所列出的那些元件之外的元件的系统、设备、物品或过程仍然被认为落入该权利要求的范围内。此外,在下面的权利要求中,术语“第一”、“第二”以及“第三”等仅被用作标签,并且不旨在对它们的对象施加数字要求。

[0112] 本文描述的方法示例可以至少部分地是机器或计算机实现的。一些示例可以包括利用指令编码的计算机可读介质或机器可读介质,所述指令可操作以配置电子设备来执行如以上示例中描述的方法。这种方法的实施方式可以包括代码,诸如微码、汇编语言代码、更高级语言代码等。这种代码可以包括用于执行各种方法的计算机可读指令。该代码可以形成计算机程序产品的部分。此外,代码可以在执行期间或在其它时间处有形地存储在一个或多个易失性或非易失性的有形计算机可读介质上。这些计算机可读介质可以包括但不限于硬盘、可移动磁盘、可移动光盘(例如,压缩盘和数字视频盘)、磁带盒、存储卡或存储棒、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)等。在一些示例中,载体介质可以携带实现该方法的代码。术语“载体介质”可用于表示在其上传输代码的载波。

[0113] 以上描述旨在是说明性的而非限制性的。例如,上述示例(或其一个或多个方面)可以彼此组合使用。诸如本领域普通技术人员根据查看上面描述可以使用其它实施例。摘要被提供为遵守37C.F.R. §1.72(b),以允许读者快速确定技术公开的性质。其被提交具有的理解是,其将不会被用来解释或限制权利要求的范围或含义。另外,在上面的详细描述中,各种特征可以被分组在一起以使本公开合理化。这不应被解释为旨在不要求公开的特征对任何权利要求都是必不可少的。相反,发明主题可能在于少于特定公开实施例的所有特征。因此,以下权利要求在此并入到详细描述中,其中每个权利要求作为单独的实施例依靠其本身。本发明的范围应该参考所附权利要求以及这些权利要求有权的等同物的全部范围来确定。

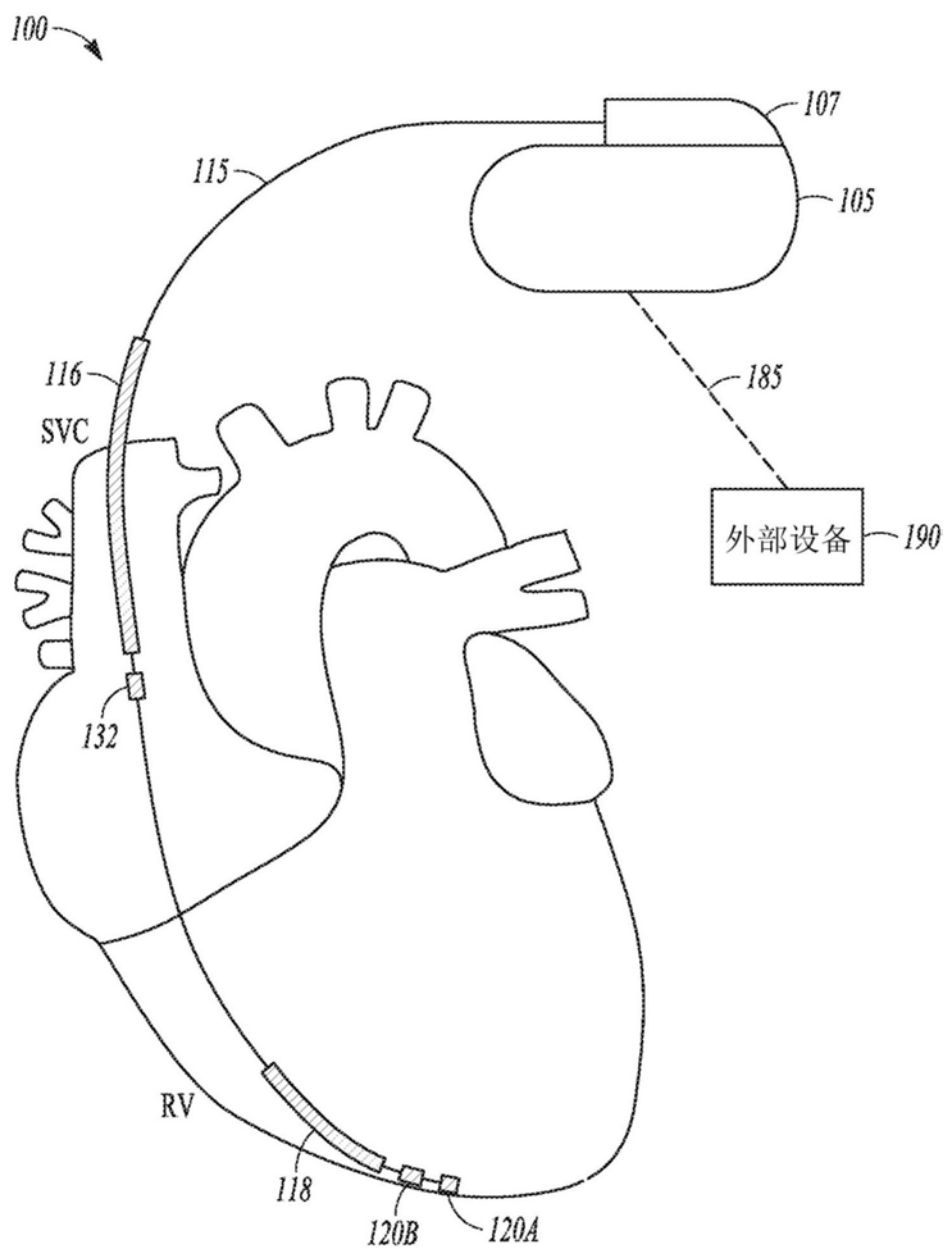


图1

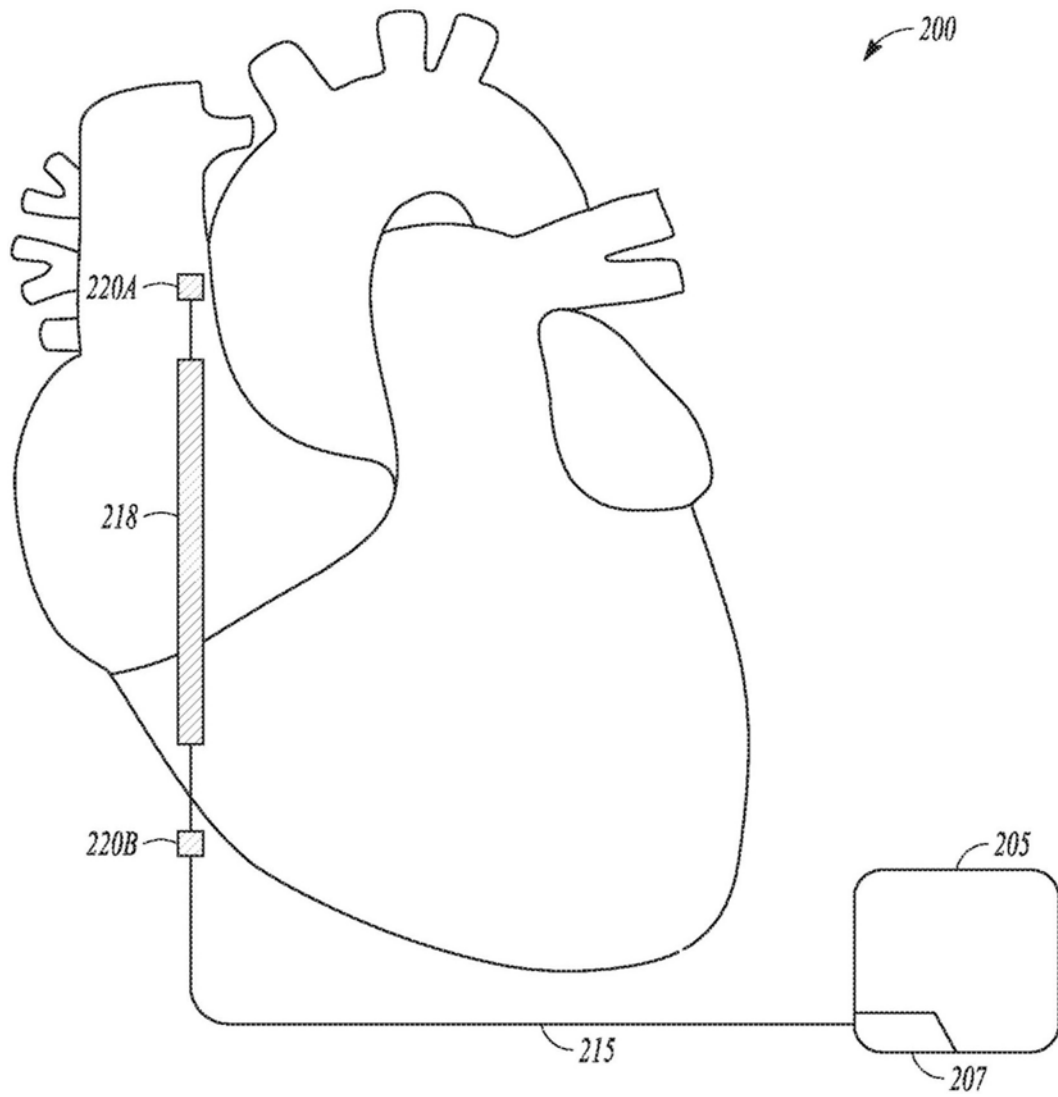


图2

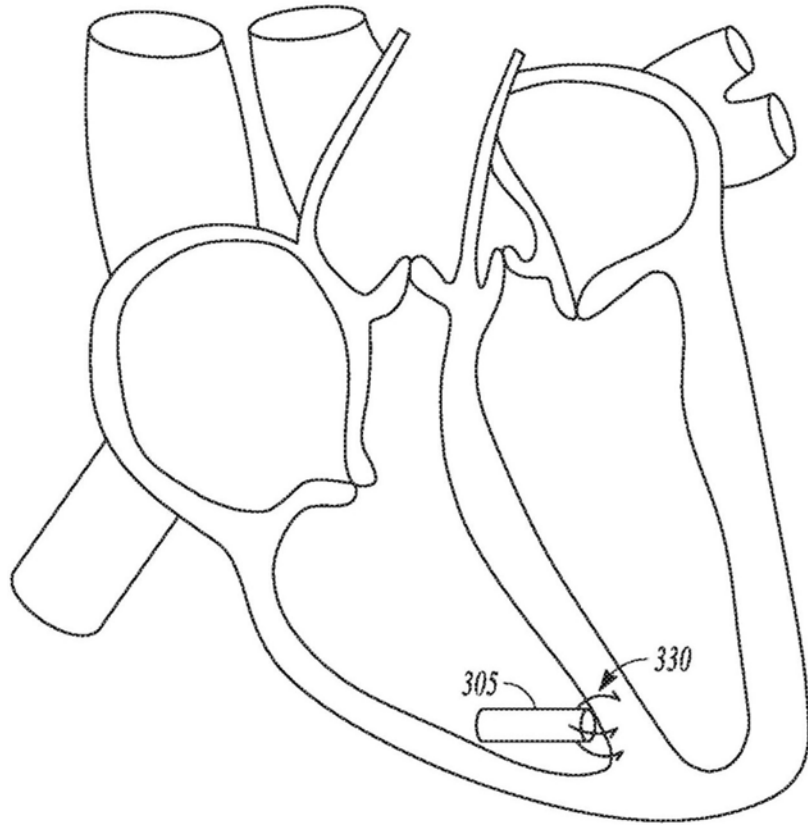


图3

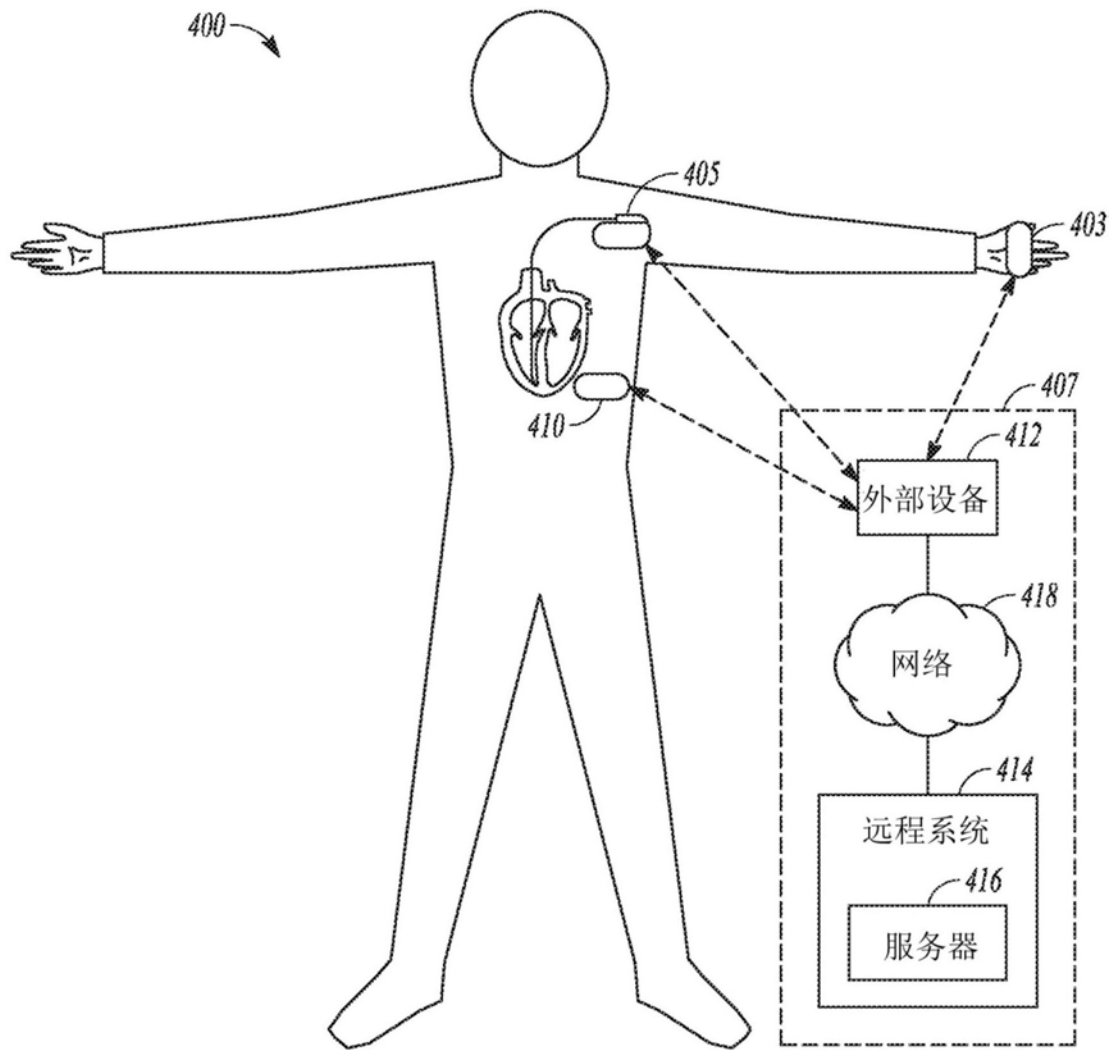


图4

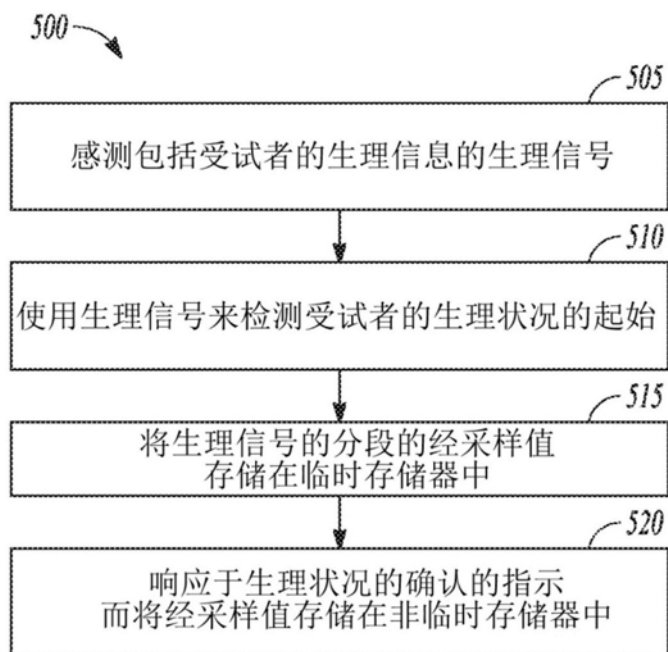


图5

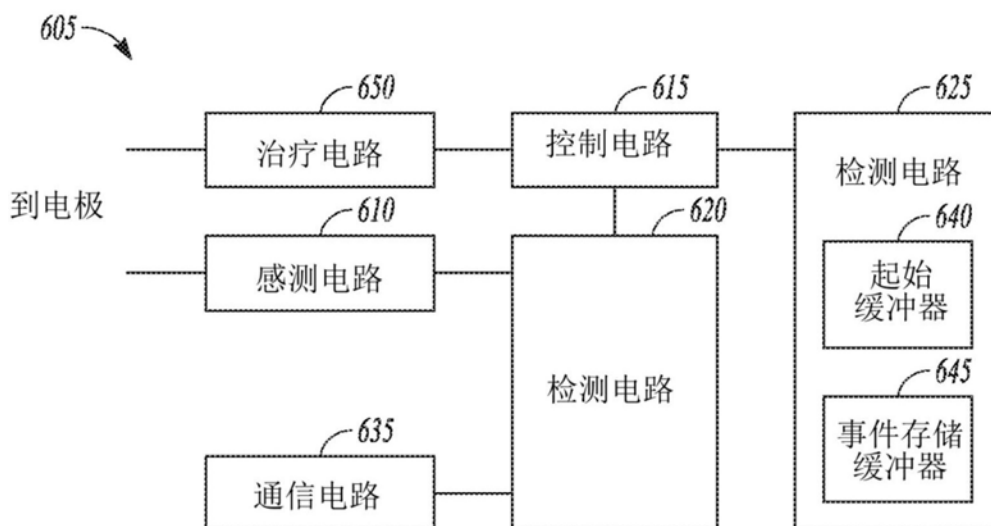


图6

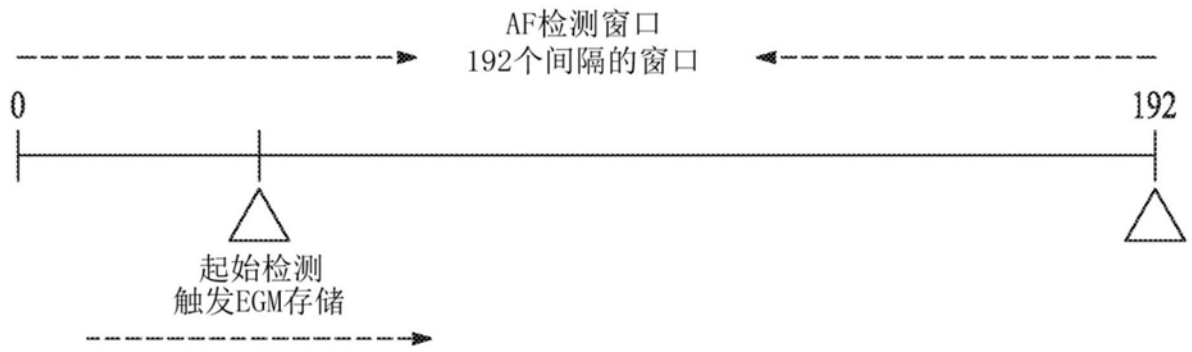


图7

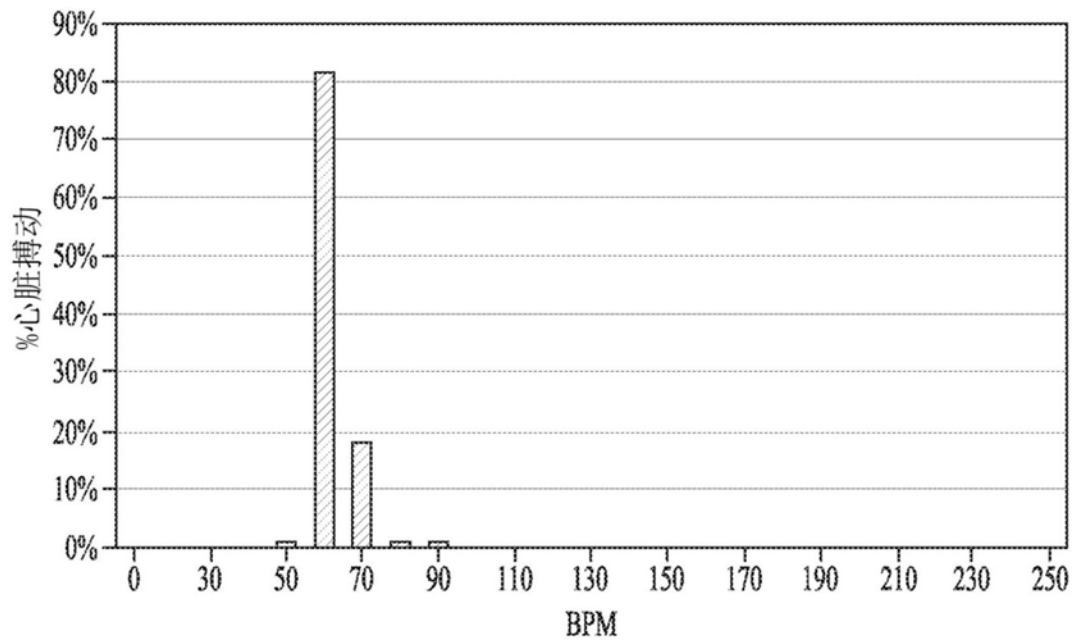


图8

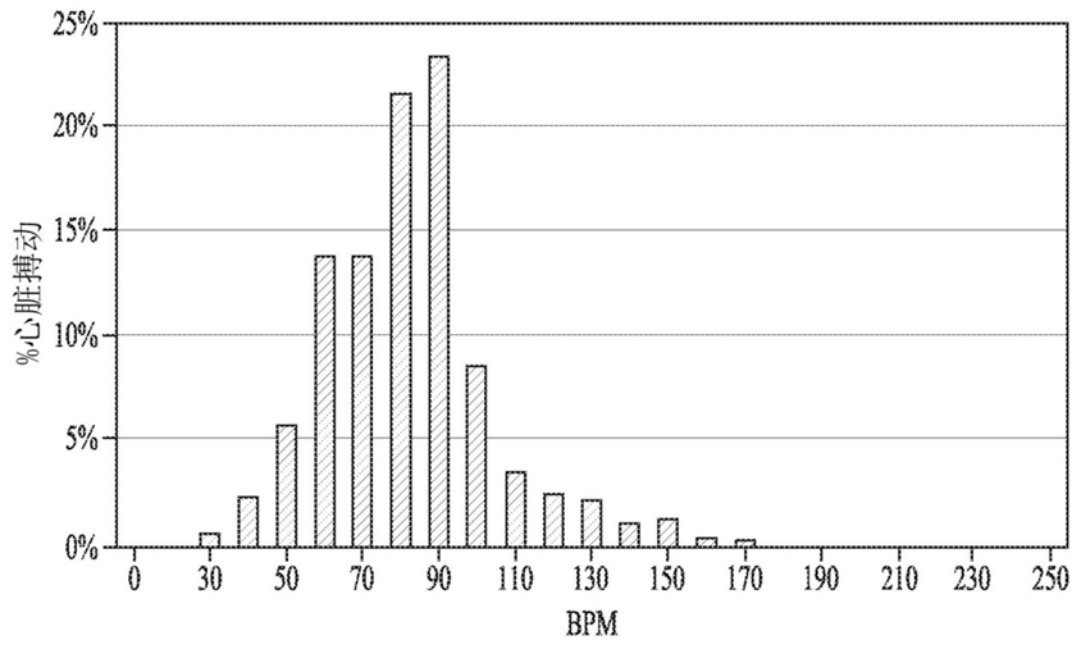


图9

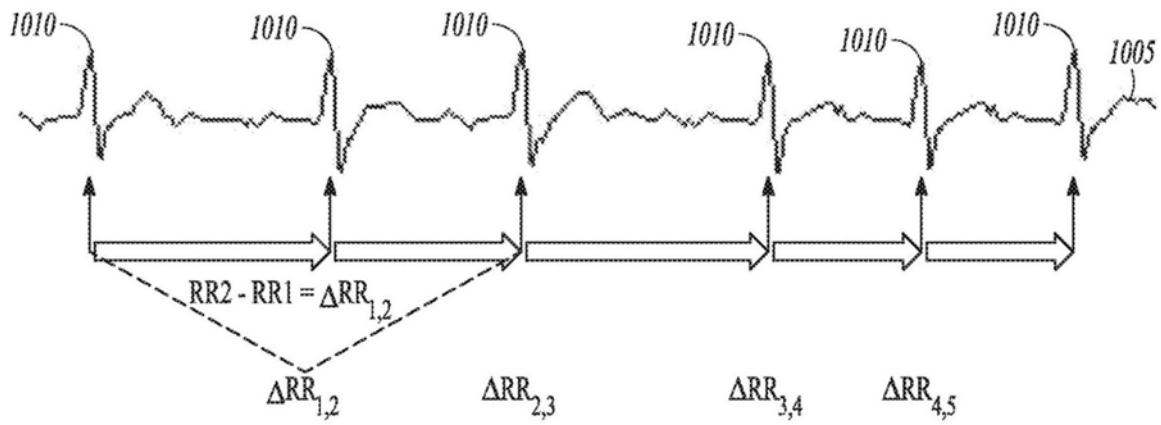


图10

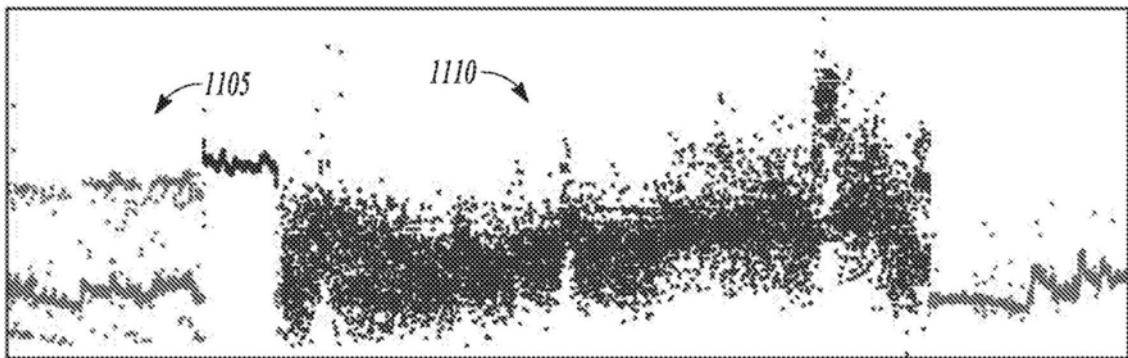


图11

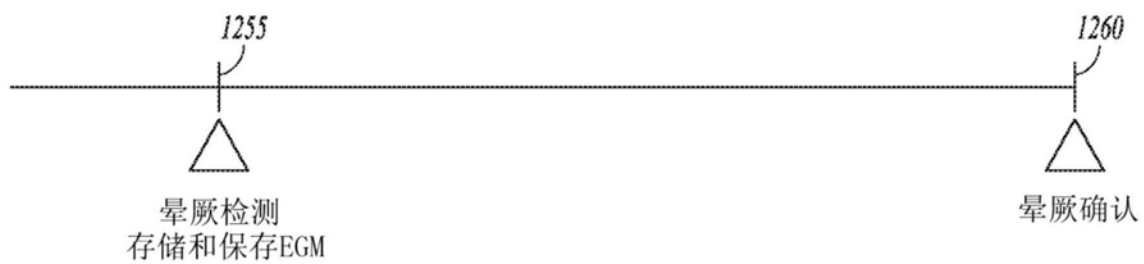


图12

专利名称(译)	触发对生理状况起始的存储		
公开(公告)号	CN108601941A	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	CN201780010900.6	申请日	2017-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
[标]发明人	迪帕马哈詹 戴维L佩尔施巴谢 阿尔琼 D 沙玛		
发明人	迪帕·马哈詹 戴维·L·佩尔施巴谢 阿尔琼·D·沙玛		
IPC分类号	A61N1/362 A61B5/00		
代理人(译)	胡彬		
优先权	62/294577 2016-02-12 US 62/309258 2016-03-16 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种装置，包括：感测电路，其被配置为生成包括受试者的生理信息的所感测生理信号；检测电路以及控制电路。检测电路使用生理信号来检测受试者的生理状况。控制电路将生理信号的分段的经采样值存储在临时存储器存储构件中；并且响应于接收到持续检测生理状况的指示而将经采样值存储在非临时存储构件中。

