



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109843166 A

(43)申请公布日 2019.06.04

(21)申请号 201780064441.X

(22)申请日 2017.10.18

(30)优先权数据

62/409,515 2016.10.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.04.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/057100 2017.10.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/075587 EN 2018.04.26

(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 大卫·L·佩什巴赫

阿尔琼·D·沙玛 苏尼帕·萨哈

克日什托夫·Z·西尔耶科

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 王小衡 王天鹏

(51)Int.Cl.

A61B 5/046(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

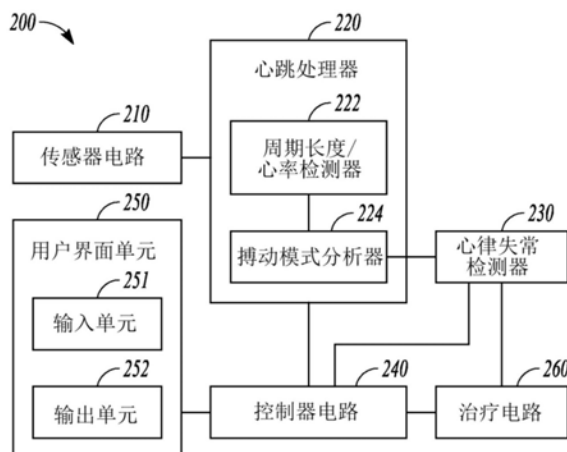
权利要求书2页 说明书20页 附图7页

(54)发明名称

用于心律失常检测的系统

(57)摘要

本文描述了用于检测心律失常诸如心房颤动(AF)的系统和方法。AF检测系统包括用于感测生理信号的传感器电路、用于使用两个以上连续心动周期的周期长度来识别多个搏动模式的心跳处理器。搏动模式可以指示出连续心动周期之间的时间关系。心跳处理器可以基于各种搏动模式的统计测量结果来生成重复性指示符。AF检测系统包括心律失常检测器,其用于基于重复性指示符来检测AF的发作,并且将AF与房室传导异常的其它心律失常区分开。



1. 一种用于检测心律失常的系统,包括:
传感器电路,所述传感器电路被配置为感测生理信号;
心跳处理器,所述心跳处理器配置为:
从感测到的生理信号确定心动周期长度(CL);
基于相应的两个或更多个连续CL来识别多个搏动模式,所述搏动模式指示出所述两个或更多个连续心动周期之间的时间关系;并且
基于所述多个搏动模式的统计测量结果而生成所述搏动模式的重复性指示符,所述重复性指示符指示出CL的随机性;以及
心律失常检测器,所述心律失常检测器被耦合到所述心跳处理器并且被配置为基于所述搏动模式的重复性指示符来检测心房颤动(AF)。
2. 根据权利要求1所述的系统,包括治疗电路,所述治疗电路被配置为响应于对AF的检测而生成并递送AF治疗。
3. 根据权利要求1-2中任一项所述的系统,其中:
所述搏动模式包括连续心动周期的周期长度统计量;并且
所述重复性指示符包括在指定容差内基本相同的所计算的周期长度统计量的计数;
其中,所述心律失常检测器被配置为当所计算的周期长度统计量的计数低于AF阈值时检测到AF。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述周期长度统计量包括最大周期长度、最小周期长度或中间周期长度中的一个,其每个从时间窗口内的连续心动周期来计算。
5. 根据权利要求3-4中任一项所述的系统,其中,所计算的周期长度统计量的计数包括相对计数,并且所述心律失常检测器被配置为当所计算的周期长度统计量的所计算的计数超过至少50%的阈值时检测到AF。
6. 根据权利要求3-5中任一项所述的系统,其中,所述周期长度统计量从具有指定持续时间或指定数量的心动周期的时间窗口内的连续心动周期来计算。
7. 根据权利要求1-6中任一项所述的系统,其中,所述搏动模式包括:逐渐增加了至少指定步长的两个或更多个连续心动周期的上升CL序列;和逐渐减少了至少指定步长的两个或更多个连续心动周期的下降CL序列;
其中,所述心跳处理器被配置为使用来自所确定的心动周期的上升CL序列的第一计数和下降CL序列的第二计数来确定所述重复性指示符;并且
其中,所述心律失常检测器被配置为当所生成的重复性指示符低于AF阈值时检测到AF。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述搏动模式还包括基本相同CL的两个或更多个连续心动周期的相同CL序列,并且其中,所述心跳处理器被配置为进一步使用相同CL序列的第三计数来生成所述重复性指示符。
9. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述心跳处理器被配置为使用以下来生成所述重复性指示符:(1) 包括上升CL序列的所述第一计数和下降CL序列的所述第二计数的累积观察计数;(2) 使用所述第一计数和所述第二计数计算出的预期计数;以及(3) 所述上升CL序列的计数和所述下降CL序列的计数的标准差。
10. 根据权利要求1-9中任一项所述的系统,其中,所述心律失常检测器还被配置为当

所述重复性指示符超过房室传导异常 (ACA) 阈值时检测到ACA。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述房室传导异常包括Wenckebach节律。

12. 根据权利要求1-11中任一项所述的系统,还包括移动式装置,该移动式装置包括所述传感器电路、所述心跳处理器或所述心律失常检测器中的一个或多个的至少一部分。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述移动式装置包括可植入装置或可穿戴装置。

14. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统,其中:

所述心跳处理器还被配置为计算CL的稳定度;并且

所述心律失常检测器被配置为进一步基于所述CL的稳定度和所述搏动模式的重复性指示符来检测AF。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述CL的稳定度包括根据CL的直方图的CL分布。

用于心律失常检测的系统

[0001] 优先权要求

[0002] 本申请要求于2016年10月18日提交的美国临时专利申请序列号62/409,515的35 U.S.C§119(e)下的优先权的权益,其通过引用以其整体并入本文。

技术领域

[0003] 本文档总体上涉及医疗装置,并且更特别地,涉及用于检测和管理心律失常的系统、装置和方法。

背景技术

[0004] 可植入医疗装置(IMD)已用于监视患者健康状况或疾病状态并递送治疗。例如,可植入复律器-除颤器(ICD)可以用于监视某些异常心律并向心脏递送电能以校正异常的节律。一些IMD可以用于监视诸如由于充血性心力衰竭(CHF)而导致的心脏血液动力学性能的慢性恶化,并且提供心脏刺激治疗,包括心脏再同步治疗(CRT)以校正心室内或心室之间的心脏不同步。

[0005] 一些IMD能够检测心律失常,诸如心房颤动(AF)。AF是影响数百万人的最常见的临床心律失常。在AF期间,起源于心房内或心房附近的区域的紊乱电脉冲可能导致到心室的不规则传导,从而导致不适当地快速和不规则的心率。AF可能是阵发性的(在AF自行停止之前可能持续数分钟至数天)、持续性的(可能持续超过一周并通常需要药物治疗或其它治疗来恢复正常的窦性节律)、或永久性的(其中利用治疗不能恢复正常心律)。对AF的及时检测对于评估AF的进展可以是临床上重要的。

发明内容

[0006] 可植入医疗装置能够检测生理事件(诸如心律失常或慢性心脏病的进展),并且获得心电活动信号(诸如电描记图)的采样值。一些IMD还可以与可以测量各种生理信号的多个生理传感器通信。IMD可以被编程为监视和存储从生理传感器中的一些或所有感测到的数据。

[0007] 捕获在(诸如长期在定期安排的门诊办公室访问之间的)较长时间段内获得的精确电描记图或其它生理传感器信息可以帮助医生对装置重新编程(如果需要的话),或者诊断和评估患者的状况。在被编程为检测诸如心房颤动(AF)发作的心律失常的IMD中,除了AF发作(episode)之外的噪声、运动伪影或心脏节律可以被不适当地检测为AF发作。不适当的心律失常检测可能降低检测特异性并导致不适当的AF治疗。向临床医生发出不适当检测到的心律失常事件的警报或向临床医生呈现大量不适当检测到的心律失常事件以用于审查或判决,可能不利地影响装置功效并且无根据地增加与患者管理相关联的成本。至少出于这些原因,本发明人已经尤其认识到了实质上的挑战以及对更高效的心律失常检测和报告系统的需求。

[0008] 本文档尤其讨论了用于检测诸如AF的心律失常的系统、装置和方法。AF检测系统

可以包括用于感测生理信号的传感器电路以及用于基于两个以上连续心动周期的周期长度来识别各种搏动模式 (beat pattern) 的心跳处理器。搏动模式的每个都表示连续心动周期之间的时间关系。心跳处理器可以基于各种搏动模式的统计测量结果来生成重复性指示符。AF检测系统包括心律失常检测器,其可以基于重复性指示符来检测AF,并且将AF与具有房室传导异常的其它心律失常区分开。

[0009] 示例1是用于检测心律失常的系统。该系统可以包括:被配置为感测生理信号的传感器电路;心跳处理器;以及耦合到心跳处理器的心律失常检测器。心跳处理器可以被配置为:从感测到的生理信号来确定心动周期长度 (CL);基于相应的两个或更多个连续CL来识别多个搏动模式,其中搏动模式指示两个或更多个连续心动周期之间的时间关系;并且基于多个搏动模式的统计测量结果来生成搏动模式的重复性指示符,其中重复性指示符指示了CL的随机性。心律失常检测器可以被配置为基于搏动模式的重复性指示符来检测心房颤动 (AF)。

[0010] 在示例2中,示例1所述的主题可选地包括治疗电路,其被配置为响应于对AF的检测而生成并递送AF治疗。

[0011] 在示例3中,示例1-2中的任何一个或多个所述的主题可选地包括搏动模式,其可以包括连续心动周期的周期长度统计量,并且重复性指示符包括在指定容差内基本相同的所计算的周期长度统计量的计数。心律失常检测器被配置为当所计算的周期长度统计量的计数低于AF阈值时检测到AF。

[0012] 在示例4中,示例3所述的主题可选地包括周期长度统计量,其可以包括最大周期长度、最小周期长度或中间周期长度中的一个,其每个都根据时间窗口内的连续心动周期来计算。

[0013] 在示例5中,示例3-4中的任何一个或多个所述的主题可选地包括所计算的周期长度统计量的计数,其可以包括相对计数,并且心律失常检测器被配置为当所计算的周期长度统计量的所计算的计数超过至少50%的阈值时检测到AF。

[0014] 在示例6中,示例3-5中的任何一个或多个所述的主题可选地包括周期长度统计量,其根据具有指定持续时间或指定数量的心动周期的时间窗口内的连续心动周期来计算。

[0015] 在示例7中,示例1-6中的任何一个或多个所述的主题可选地包括搏动模式,其可以包括:逐渐增加了至少指定步长的两个或更多个连续心动周期的上升CL序列、以及逐渐减少了至少指定步长的两个或更多个连续心动周期的下降CL序列;其中心跳处理器被配置为使用来自所确定的心动周期的上升CL序列的第一计数和下降CL序列的第二计数来确定重复性指示符;并且其中心律失常检测器被配置为当所生成的重复性指示符低于AF阈值时检测到AF。

[0016] 在示例8中,示例7所述的主题可选地包括搏动模式,其还包括基本相同CL的两个或更多个连续心动周期的相同CL序列。心跳处理器被配置为进一步使用相同CL序列的第三计数来生成重复性指示符。

[0017] 在示例9中,示例7-8中的任何一个或多个所述的主题可选地包括心跳处理器,其可以被配置为使用以下来生成重复性指示符:(1) 累积观察计数,其包括上升CL序列的第一计数和下降CL序列的第二计数;(2) 使用第一计数和第二计数计算出的预期计数;以及(3)

上升CL序列的计数和下降CL序列的计数的标准差(standard deviation)。

[0018] 在示例10中,示例1-9中的任何一个或多个所述的主题可选地包括心律失常检测器,其还被配置为当重复性指示符超过房室传导异常(ACA)阈值时检测到ACA。

[0019] 在示例11中,示例10所述的主题可选地包括房室传导异常,其包括Wenckebach节律。

[0020] 在示例12中,示例1-11中的任何一个或多个所述的主题可选地包括移动式装置,其可以包括传感器电路、心跳处理器或心律失常检测器中的一个或多个的至少一部分。

[0021] 在示例13中,示例12所述的主题可选地包括移动式装置,其可以包括可植入装置或可穿戴装置。

[0022] 在示例14中,示例1-13中的任何一个或多个所述的主题可选地包括心跳处理器,其还被配置为计算CL的稳定度;并且心律失常检测器被配置为进一步基于CL的稳定度和搏动模式的重复性指示符来检测AF。

[0023] 在示例15中,示例14所述的主题可选地包括CL的稳定度,其包括根据CL的直方图的CL分布。

[0024] 示例16是一种用于检测心律失常的方法。该方法包括:感测生理信号;从感测到的生理信号来确定心动周期长度(CL);使用相应的两个或更多个连续CL来识别多个搏动模式,所述搏动模式指示了两个或更多个连续心动周期之间的时间关系;基于多个搏动模式的统计量测量结果来生成搏动模式的重复性指示符,重复性指示符指示了所确定的CL的随机性;以及基于搏动模式的重复性指示符来检测心房颤动(AF)。

[0025] 在示例17中,示例16所述的主题可选地包括响应于对AF的检测而生成和递送AF治疗。

[0026] 在示例18中,示例16-17中的任何一个或多个所述的主题可选地包括搏动模式,其可以包括连续CL的周期长度统计量;并且重复性指示符包括在指定容差内基本相同的所计算的周期长度统计量的计数;其中对AF的检测包括当所计算的周期长度统计量的计数低于AF阈值时检测到AF。

[0027] 在示例19中,示例18所述的主题可选地包括其中周期长度统计量包括最大周期长度、最小周期长度或中间周期长度中的一个,每个周期长度都根据时间窗口内的连续CL来计算。

[0028] 在示例20中,示例16-19中的任何一个或多个所述的主题可选地包括搏动模式,其可以包括:逐渐增加了至少指定步长的两个或更多个连续心动周期的上升CL序列、以及逐渐减少了至少指定步长的两个或更多个连续心动周期的下降CL序列。可以使用来自所确定的心动周期的上升CL序列的第一计数和下降CL序列的第二计数来生成重复性指示符;并且检测AF包括当所生成的重复性指示符低于AF阈值时检测到AF。

[0029] 在示例21中,示例20所述的主题可选地包括搏动模式,其还可以包括基本相同CL的两个或更多个连续心动周期的相同CL序列,并且其中确定重复性指示符还包括使用相同CL序列的第三计数。

[0030] 在示例22中,示例16-21中的任何一个或多个所述的主题可选地包括当重复性指示符超过房室传导异常(ACA)阈值时检测到ACA。

[0031] 在示例23中,示例16-22中的任何一个或多个所述的主题可选地包括计算CL的稳

定度,其中对AF的检测还包括基于CL的稳定度和搏动模式的重复性指示符来检测AF。

[0032] 在示例24中,系统可以可选地组合示例1-23中的任何一个或多个的任何部分或任何部分的组合以包括:用于执行示例1-23所述的功能或方法的任何一个或多个的任何部分的“装置”,或者包括当由机器执行时使机器执行示例1-23所述的功能或方法中的任何一个或多个的任何部分的指令的“非暂时性机器可读介质”。

[0033] 虽然本文的讨论集中于心律失常检测,但这仅意味着作为示例而非限制。本文档中讨论的系统、装置和方法(诸如指示了节律组织程度的搏动模式和重复性指示符)也可以用于监视除了心律失常之外的生理事件,包括慢性疾病的进展,诸如恶化的心力衰竭、心力衰竭失代偿、肺水肿、肺状况恶化、哮喘和肺炎、心肌梗塞、扩张型心肌病、缺血性心肌病、瓣膜病、肾病、慢性阻塞性肺病、外周血管疾病、脑血管疾病、肝病、糖尿病、贫血或抑郁等。

[0034] 本概述是本申请的一些教导的概述并且不旨在是对本主题的排他性或穷举性治疗。关于本主题的进一步细节在详细描述和所附权利要求中找到。在阅读并理解以下详细描述并查看形成其一部分的附图(其每个都不会被视为限制性意义)时,本公开的其它方面对于本领域技术人员将是显而易见的。本公开的范围由所附权利要求及其合法等同物来限定。

附图说明

[0035] 在附图的图中通过示例的方式示出了各种实施例。这种实施例是说明性的并且不旨在是本主题的穷举性或排他性实施例。

[0036] 图1示出了心脏节律管理(CRM)系统的示例以及CRM系统可以在其中操作的环境的部分。

[0037] 图2大致上示出了被配置为检测来自患者的心律失常诸如心房颤动(AF)的心律失常检测系统的示例。

[0038] 图3A-B大致上示出了用于分析搏动模式以确定心脏节律的随机性程度的搏动模式分析器的示例。

[0039] 图4大致上示出了基于心动周期长度统计量的重复性指示符的示例。

[0040] 图5大致上示出了诸如用于检测AF发作的心律失常检测器系统的部分的示例。

[0041] 图6大致上示出了用于检测来自患者的目标心律失常的方法的示例。

[0042] 图7大致上示出了用于从不稳定的且有组织的节律中检测AF并且区分AF的方法的示例。

[0043] 图8大致上示出了可以执行本文所讨论的任何一种或多种技术(例如,方法)所在的示例机器的框图。

具体实施方式

[0044] 本文公开了用于检测心律失常诸如心房颤动(AF)的系统、装置和方法。AF检测系统包括用于感测生理信号的传感器电路、用于使用两个以上连续心动周期的周期长度来识别搏动模式的心跳处理器。搏动模式可以指示连续心动周期之间的时间关系。心跳处理器可以基于各种搏动模式的统计测量结果来生成重复性指示符。AF检测系统包括心律失常检测器,其用于基于重复性指示符来检测AF,并且将AF与具有房室传导异常的其它心律失常

区分开。

[0045] 图1大致上示出了心脏节律管理 (CRM) 系统100的示例以及CRM系统100可以在其中操作的环境的部分。CRM系统100可以包括:移动式医疗装置,诸如可植入医疗装置 (IMD) 110,其可以诸如通过一个或多个引线108A-C电耦合到心脏105;和外部系统120,其可以诸如经由通信链路103与IMD 110通信。IMD 110可以包括可植入心脏装置,诸如起搏器、可植入复律器-除颤器 (ICD)、或心脏再同步治疗除颤器 (CRT-D)。在一些示例中,CRM系统可以包括一个或多个监视或治疗装置 (诸如皮下植入式装置、神经刺激器、药物递送装置、生物治疗装置、移动式医疗装置),或可穿戴外部装置 (诸如智能手机、智能手表、可穿戴健身或活动追踪器、或可穿戴健康监视器)。IMD 110可以耦合到监视医疗装置诸如床边监视器或其它外部监视器,或者可以被其代替。

[0046] IMD 110可以包括气密密封的罐壳体112,其可以容纳电子电路,该电子电路可以感测心脏105中的生理信号,并且可以诸如通过一个或多个引线108A-C将一个或多个治疗电脉冲递送到目标区域,诸如心脏中。CRM系统100可以仅包括一个引线,诸如108B,或者可以包括两个引线,诸如108A和108B。

[0047] 引线108A可以包括近端和远端,近端可以被配置为连接到IMD 110,远端可以被配置为放置在目标位置,诸如心脏105的右心房 (RA) 131中。引线108A可以具有可以位于其远端处或附近的第一起搏感测电极141,以及可以位于电极141处或附近的第二起搏感测电极142。电极141和142可以诸如经由引线108A中的单独导线 (conductor) 被电连接到IMD 110,以诸如允许对右心房活动的感测和对心房起搏脉冲的可选递送。引线108B可以是除颤引线,其可以包括可以连接到IMD 110的近端和可以放置在诸如心脏105的右心室 (RV) 132中的目标位置的远端。引线108B可以具有可以位于远端的第一起搏感测电极152、可以位于电极152附近的第二起搏感测电极153、可以位于电极153附近的第一除颤线圈电极154、以及可以位于距远端一定距离处以诸如用于上腔静脉 (SVC) 放置的第二除颤线圈电极155。电极152至155可以诸如经由引线108B中的单独导线被电连接到IMD 110。电极152和153可以允许感测心室电描记图并且可以允许递送一个或多个心室起搏脉冲,并且电极154和155可以允许递送一个或多个心室心脏复律/除颤脉冲。在示例中,引线108B可以仅包括三个电极152、154和155。电极152和154可以用于感测或递送一个或多个心室起搏脉冲,并且电极154和155可以用于递送一个或多个心室心脏复律或除颤脉冲。引线108C可以包括可以连接到IMD 110的近端和可以被配置为放置在诸如心脏105的左心室 (LV) 134中的目标位置的远端。引线108C可以被植入通过冠状窦133并且可以放置在LV上的冠状静脉中,以诸如允许向LV递送一个或多个起搏脉冲。引线108C可以包括可以位于引线108C的远端处的电极161和可以位于电极161附近的另一电极162。电极161和162可以诸如经由引线108C中的单独导线被电连接到IMD 110,以诸如允许感测LV电描记图并允许从LV递送一个或多个再同步起搏脉冲。附加电极可以被包括在引线108C中或沿着引线108C。在示例中,如图1所示,第三电极163和第四电极164可以被包括在引线108中。在一些示例中 (图1中未示出),引线108A-C中的至少一个或除了引线108A-C之外的附加引线可以在没有处于至少一个心脏腔室内的情況下被植入在皮肤表面下,或被植入在心脏组织处或靠近心脏组织。

[0048] IMD 110可以包括可以感测生理信号电子电路。生理信号可以包括表示心脏105的机械功能的信号或电描记图。气密密封的罐壳体112可以用作诸如用于感测或脉冲递送

的电极。例如,来自引线108A-C中的一个或多个引线的电极可以与罐壳体112一起使用,以诸如用于电描记图的单极感测或用于递送一个或多个起搏脉冲。来自引线108B的除颤电极可以与罐壳体112一起使用,以诸如用于递送一个或多个心脏复律/除颤脉冲。在示例中,IMD 110可以感测诸如位于引线108A-C中的一个或多个引线或罐壳体112上的电极之间的阻抗。IMD110可以被配置为在电极对之间注入电流、感测在相同或不同的电极对之间的所得电压、并且使用欧姆定律确定阻抗。阻抗可以以双极配置(其中相同电极对可以用于注入电流和感测电压)、三极配置(其中用于电流注入的电极对和用于电压感测的电极对可以共享公共电极)、或四极配置(其中用于电流注入的电极可以与用于电压感测的电极不同)来感测。在示例中,IMD 110可以被配置为在RV引线108B上的电极和罐壳体112之间注入电流,并且感测相同电极之间或RV引线108B上的不同电极与罐壳体112之间的所得电压。可以从可以被集成在IMD 110内的一个或多个生理传感器来感测生理信号。IMD 110还可以被配置为从可以耦合到IMD 110的一个或多个外部生理传感器或一个或多个外部电极来感测生理信号。生理信号的示例可以包括以下中的一个或多个:胸阻抗、心内阻抗、动脉压、肺动脉压、RV压、LV冠状动脉压、冠状动脉血温、血氧饱和度、一个或多个心音、身体活动或吃力水平、姿势、呼吸、体重或体温。

[0049] 以上通过非限制性示例且非限制的方式描述了这些引线和电极的布置和功能。取决于患者的需要和可植入装置的能力,这些引线和电极的其它布置和用途可以被预期。

[0050] 如所示出的,CRM系统100可以包括心律失常检测器113,其用于使用从患者检测到的生理信号来检测心律失常事件,诸如心房颤动(AF)发作。心律失常检测器113可以使用从生理信号所确定的心率或周期长度来确定心率(HR)模式或心动周期长度(CL)模式。使用各种HR或CL模式,心律失常检测器113可以生成指示出心率或周期长度的随机性的重复性指示符。更重复的CL或HR模式可能背向AF权衡,而较少重复或更随机的CL或HR模式可能朝向AF权衡。心律失常检测器113可以基于重复性指示符来检测AF。在一些示例中,心律失常检测器113还可以将AF与其它类型的心律失常(诸如具有房室传导异常的心律失常)区分开。心律失常检测器113的示例在下面描述,诸如参考图2-5描述。

[0051] 外部系统120可以允许对IMD 110进行编程,并且可以接收关于由IMD 110获取的一个或多个信号的信息,诸如可以经由通信链路103来接收该信息。外部系统120可以包括本地外部IMD编程器。外部系统120可以包括远程患者管理系统,其可以诸如从远程位置监视患者状态或调整一个或多个治疗。

[0052] 通信链路103可以包括感应遥测链路、射频遥测链路或电信链路(诸如互联网连接)中的一个或多个。通信链路103可以提供IMD 110和外部系统120之间的数据传输。传输的数据可以包括:例如由IMD 110获取的实时生理数据、由IMD 110获取并存储在IMD 110中的生理数据、存储在IMD 110中的指示IMD操作状态的数据或治疗历史数据、针对IMD 110的诸如用于将IMD 110配置为执行一个或多个动作的一个或多个编程指令,该一个或多个动作可以包括诸如使用可编程指定的感测电极和配置的生理数据采集、装置自我诊断测试、或一个或多个治疗的递送。

[0053] 心律失常检测器113(尽管如图1所示包括在IMD 110内)可以替代地在皮下植入式装置、可穿戴外部装置、神经刺激器、药物递送装置、生物治疗装置或一个或多个诊断装置中实施。在一些示例中,心律失常检测器113可以在外部系统120中实施。外部系统120可以

包括健康状态监视器,其可以被配置为使用从IMD 110提取到的数据或在外部系统120内的存储器中存储的数据来检测恶化的心力衰竭(WHF)。外部系统120可以包括用户界面,其可以显示关于对AF或其它心脏事件的检测的信息。在示例中,心律失常检测器113的部分可以分布在IMD 110和外部系统120之间。

[0054] 可以使用硬件、软件或硬件与软件的任何组合来实施外部系统120或IMD 110的部分。外部系统120或IMD 110的部分可以使用专用电路来实施或者可以使用通用电路来实施,所述专用电路可以被构造为或配置为执行一个或多个特定功能,所述通用电路可以被编程为或另外配置为执行一个或多个特定功能。这种通用电路可以包括:微处理器或其一部分、微控制器或其一部分、或者可编程逻辑电路或其一部分。例如,除了别的以外,“比较器”还可以包括可以被构造为执行两个信号之间的特定比较功能的电子电路比较器,或者该比较器可以被实施为通用电路的一部分,其可以由对通用电路的一部分下指令去执行两个信号之间的比较的代码来驱动。虽然参考IMD 110进行了描述,但CRM系统100可以包括皮下医疗装置(例如,皮下ICD、皮下诊断装置)、可穿戴的医疗装置(例如,基于贴片的感测装置)或其它外部医疗装置。

[0055] 图2大致上示出了心律失常检测系统200的示例,其可以被配置为检测来自患者的心律失常,诸如心房颤动(AF)发作。心律失常检测系统200可以是心律失常检测器113的实施例。心律失常检测系统200可以包括传感器电路210、心跳处理器220、心律失常检测器230、控制器电路240以及用户界面单元250中的一个或多个。心律失常检测系统200可以配置为用于监视患者健康状态的心脏监视器或诊断装置。在一些示例中,心律失常检测系统200可以另外包括可选的治疗电路260并且被配置为治疗装置。

[0056] 传感器电路210可以包括读出放大器(sense amplifier)电路,其用于读出经由与患者相关联的一个或多个可植入的、可穿戴的或以其它方式的移动式传感器或电极从患者感测到的生理信号。生理信号的示例可以包括:诸如从身体表面上的电极感测到的表面心电图(ECG)、诸如从放置在皮肤下的电极感测到的皮下ECG、从引线108A-C的一个或多个电极或罐壳体112感测到的心内电描记图(EGM)、胸部或心脏阻抗信号、动脉压信号、肺动脉压信号、左心房压力信号、RV压力信号、LV冠动脉压信号、冠动脉血温信号、血氧饱和度信号、诸如由移动式加速度计或声学传感器感测到的心音信号、对活动的生理反应、呼吸暂停指数、一个或多个呼吸信号(诸如呼吸率信号或潮气量信号)、脑利钠肽(BNP)、血液面板、钠和钾水平、葡萄糖水平和其它生物标志物和生化标志物等。传感器电路210可以包括一个或多个其它子电路,以对接收到的生理信号进行数字化、滤波或执行其它信号调节操作。

[0057] 在一些示例中,生理信号可以存储在诸如电子病历(EMR)系统的存储装置中。传感器电路210可以被配置为响应于由系统用户提供或者响应于指定事件的发生而自动生成的命令信号而从存储装置检索生理信号。

[0058] 心跳处理器220可以耦合到传感器电路210以分析搏动模式。心跳处理器220可以包括周期长度/心率检测器222和搏动模式分析器224。在示例中,传感器电路210可以感测心电信号,诸如ECG、皮下ECG或心内EGM,并且周期长度/心率检测器222可以从心电信号中检测指示出心脏的部分(诸如心房、心室、希式束(his-bundle)或隔膜)处的心脏去极化或复极化的电生理事件。感测到的电生理事件的示例可以包括表面或皮下ECG或心内EGM中的P波、Q波、R波、QRS波群或T波。传感器电路210可以另外地或可替换地包括一个或多个传感

器,其被配置为感测指示出心脏收缩的心脏机械活动,并且周期长度/心率检测器222可以从感测到的心脏机械活动中检测指示出在心脏收缩周期期间心房收缩、心室收缩、充盈结束、排空结束或其它指定阶段中的一个或多个的机械—生理事件。用于感测心脏机械活动的传感器的示例可以包括:加速度计或麦克风,其被配置为感测来自心脏的心音信号或心内膜加速度信号;阻抗传感器,其被配置为感测由于心脏收缩而引起的心脏阻抗的周期性变化;或血压传感器或血流传感器,其用于感测由于周期性心脏收缩和心脏瓣膜的打开/关闭而引起的脉动动脉压或流;以及其它传感器。机械—生理事件的示例可以包括:来自感测到的心音信号的S1、S2、S3或S4心音;来自心脏阻抗信号的峰阻抗或谷阻抗;或来自血压信号的峰血压或谷血压等。

[0059] 周期长度/心率检测器222可以使用检测到的电生理事件或机械生理事件来检测HR或CL。在示例中,以秒或毫秒为单位的CL可以被测量为:两个相邻R波(R-R间隔)之间或P波(P-P间隔)之间的时间间隔、或来自心脏阻抗信号的相邻阻抗峰值之间或相邻阻抗谷值之间的时间间隔、或来自血压信号的两个相邻血压峰值(即,收缩压)之间或相邻血压谷值(即,舒张压)之间的间隔等。以每分钟搏动(bpm)为单位的HR可以使用CL来计算,诸如根据 $HR=60秒/CL$ 来计算。

[0060] 可以耦合到周期长度/心率检测器220的搏动模式分析器224可以使用HR或CL测量结果来识别多个搏动模式。搏动模式指示了两个或更多个连续心动周期之间的时间关系。在示例中,可以使用相应的两个或更多个连续CL来识别搏动模式,包括:连续上升CL模式,其特征在于从紧接在前的心动周期加长当前心动周期的CL;连续下降CL模式,其特征在于从紧接在前的心动周期缩短当前心动周期的CL;或相同CL模式,其特征在于具有基本相同的周期长度的连续心动周期;以及其它搏动模式。搏动模式分析器224可以执行对多个搏动模式的统计量分析,并生成指示出所确定的CL的随机性程度的搏动模式的重复性指示符。搏动模式分析器224的示例在下面讨论,诸如参考图3A-B和4讨论。

[0061] 心律失常检测器230可以耦合到搏动模式分析器224以至少基于搏动模式的重复性指示符来检测心律失常。心律失常的示例可以包括心房颤动(AF)、心房扑动(AFL)、房性心动过速、阵发性室上性心动过速(PSVT)、Wolff-Parkinson-White(WPW)综合征、室性心动过速、心室颤动、心动过缓或窦性停顿等。在示例中,心律失常检测器230可以被配置为在AF和不稳定但基本有组织的节律(诸如具有各种程度的房室传导异常(诸如Wenckebach节律)或过早心房收缩(PAC)的心脏节律)之间进行区分。虽然这种不稳定和有组织的节律可能显现出可能类似于诸如AF的房性心律失常的可变HR或CL,但是它们可能具有比典型的AF发作更有组织(或更少随机性)的搏动模式并因此具有更高程度的重复性。在示例中,心律失常检测器230可以随时间推移趋向重复性指示符。如果重复性指示符低于指定阈值,则指示出更无组织的搏动模式并且检测到AF事件。在另一个示例中,心律失常检测器230可以包括第一心律失常检测器和不同的第二心律失常检测器。第一心律失常检测器可以是敏感的,但更少的特定于AF,并且基于HR或CL稳定度来检测AF。第二心律失常检测器可以更多的特定于AF,并且采用基于搏动模式和重复性的方法来确认、拒绝或以其它方式修改由第一心律失常检测器提供的检测。第二心律失常检测器额外地可以将AF发作与不稳定和有组织的节律区分开。心律失常检测器230的示例在下面讨论,诸如参考图5讨论。

[0062] 如图2中所示,心跳处理器220或心律失常检测器230可以分别包括电路组,该电路

组包括一个或多个其它电路或子电路。该电路或子电路可以单独或组合地执行本文描述的功能、方法或技术。在示例中,电路组的硬件可以被不可变地设计为执行特定操作(例如,硬连线的)。在示例中,电路组的硬件可以包括可变地连接的物理组件(例如执行单元、晶体管、简单电路等),其包括被物理地修改(例如,磁性地、电气地、可移动的不变的大量粒子的布置等)以对特定操作的指令进行编码的计算机可读介质。在连接物理组件时,硬件构成部分的基础电气特性例如从绝缘体变为导体,反之亦然。该指令使嵌入式硬件(例如,执行单元或加载机构)能够经由可变连接来在硬件中创建电路组的成员(member),以在运行时执行特定操作的部分。因此,当装置运行时,计算机可读介质被可通信地耦合到电路组成员的其它组件。在示例中,任何物理组件可以被用在多于一个电路组的多于一个的成员中。例如,在运行中,执行单元可以在一个时间点处被用在第一电路组中的第一电路中,并且被第一电路组中的第二电路再使用,或者在不同的时间处被第二电路组中的第三电路中再使用。

[0063] 在各种示例中,心跳处理器220或心律失常检测器230可以被实施为微处理器电路的一部分。微处理器电路可以是专用处理器诸如数字信号处理器、专用集成电路(ASIC)、微处理器或用于处理包括从传感器电路210接收到的生理信号的信息的其它类型的处理器。可替换地,微处理器电路可以是通用处理器,其可以接收并执行执行本文描述的功能、方法或技术的指令集。

[0064] 控制器电路240可以控制传感器电路210、心跳处理器220、心律失常检测器230、用户界面单元250以及这些组件之间的数据和指令流的操作。控制器电路240可以控制心跳模式分析和心律失常检测,并且将用户界面单元250配置为将搏动模式、重复性指示符或检测到的心律失常输出到用户或过程。用户界面单元250可以包括输入单元251和输出单元252。在示例中,用户界面单元250的至少一部分可以在外部系统120中实施。输入单元251可以接收用户的编程输入,诸如用于搏动模式分析的相应参数或用于心律失常检测的参数。输入单元251可以包括输入装置,诸如键盘、屏幕键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、触摸屏或其它指向或导航装置。输入装置可以使系统用户能够对用于感测生理信号、检测心律失常并生成警报等的参数进行编程。输出单元252可以生成人类可感知的信息呈现,包括:目标心律失常的检测、与检测到的心律失常事件相关联的置信度指示符、针对检测到的心律失常而生成的警报或其它系统信息中的一个或多个。输出单元252可以包括用于显示信息的显示器。信息可以以表格;图表;图或任何其它类型的文本、列表或图形呈现格式来呈现,以用于显示给系统用户。输出信息的呈现可以包括音频或其它媒体格式,以警告系统用户检测到的生理事件。

[0065] 可选的治疗电路260可以被配置为响应于对心律失常的检测而向患者递送治疗。治疗的示例可以包括递送到心脏、神经组织、其它靶组织的电刺激治疗;心脏复律治疗;除颤治疗;或包括将药物递送到组织或器官的药物疗法。在一些示例中,治疗电路260可以修改现有治疗,诸如调整刺激参数或药物剂量。

[0066] 图3A-B大致上示出了用于分析搏动模式以确定心脏节律的随机性程度的搏动模式分析器的示例。如图3A所示的搏动模式分析器310和如图3B所示的搏动模式分析器320每个都可以是搏动模式分析器224的实施例。

[0067] 搏动模式分析器310可以包括周期长度统计量生成器312和搏动计数器314。周期

长度统计量生成器312可以基于多个连续心动周期的周期长度生成包括周期长度统计量的搏动模式。CL统计量的示例可以包括最大周期长度(maxCL)、最小周期长度(minCL)、中间周期长度(medCL)或平均周期长度(avgCL)中的一个,其每个都从相应时间窗口内的多个连续CL来计算。耦合到CL统计量生成器的搏动计数器314可以生成重复性指示符,其包括在指定容差内基本相同的所计算的CL统计量的百分比。

[0068] 在示例中,在从生理信号分析心脏节律时,CL统计量生成器312可以将多个数据窗口 $\{W\} = (W1, W2, \dots, Wn)$ 应用于连续的HR或CL,并使用数据窗口 $\{W\}$ 内的HR或CL来计算诸如maxCL、minCL、medCL或avgCL的统计量。数据窗口可以被定义为指定的持续时间或指定数量的心动周期。搏动计数器314可以识别并计数与满足指定条件(诸如在指定容差内基本相同)的CL统计量相关联的数据窗口。在其中分别针对数据窗口 $\{W\} = (W1, W2, \dots, Wn)$ 来计算maxCL统计量 $\{\max CL\} = (\max CL1, \max CL2, \dots, \max CLn)$ 的示例中,基本相同的CL统计量可以包括落在定义了maxCL的下限(LB)和上限(UB)的指定范围内的那些。LB和UB可以分别使用 $\{\max CL\}$ 的全部或部分的中心趋势 μ (例如,平均值)和标准差 σ 来确定。在示例中, $LB = \mu - c1 * \sigma$ 并且 $UB = \mu + c2 * \sigma$,其中 $c1$ 和 $c2$ 是控制恒等性的容差的常数。在示例中, $c1$ 和 $c2$ 可以是大约10-20%。搏动计数器314可以确定落入由LB和UB限定的范围内的maxCL的相对计数,诸如分数或百分比。当CL统计量的百分比低于AF阈值时,心律失常检测器230可以检测AF。在示例中,AF阈值为大约50%。基于CL统计量的重复性指示符的示例在下面讨论,诸如参考图4讨论。

[0069] 如图3B所示的搏动模式分析器320可以包括搏动模式生成器322、搏动计数器326以及统计量分析器328。搏动模式生成器322可以生成指示出两个或更多个连续心动周期之间的时间关系的一个或多个搏动模式。通过非限制性示例的方式,搏动模式可以包括连续心动周期的一个或多个上升CL序列323(其逐渐增加了至少指定步长 δ_1)和两个或更多个连续心动周期的下降CL序列324(其逐渐减小了至少指定步长 δ_2)。步长 δ_2 可以与步长 δ_1 不同。

[0070] 搏动模式生成器322可以在自动化过程中计算各种搏动模式,该自动化过程包括计算差CL序列 $\{\Delta CL\} = \{\Delta CL1, \Delta CL2, \dots, \Delta CLn\}$,其中 ΔCLi 表示两个相邻周期长度CL($i+1$)和CL(i)之间的差,即, $\Delta CLi = CL(i+1) - CL(i)$ 。如果差值 ΔCLi 为正且 $\Delta CLi > \delta_1$,则差值 ΔCLi 可以被分配表示CL加长的符号“L”,或如果 ΔCLi 为负且 $\Delta CLi < -\delta_2$,则被分配表示CL缩短的符号“S”,或如果 $-\delta_2 < \Delta CLi < \delta_1$,则被分配表示相同CL的符号“T”。因而,差CL序列 $\{\Delta CL\}$ 然后可以被转换为包括“S”、“L”和“T”中的一个或多个的符号序列。

[0071] 在示例中,上升CL序列323可以包括具有周期长度 $CL1 < CL2$ 的两个连续心动周期的上升序列,其由指示出 $CL2$ 比先前 $CL1$ 长至少 δ_1 的“L”序列或“+1”模式表示。在另一个示例中,上升CL序列323可以包括具有周期长度 $CL1 < CL2 < CL3$ 的三个连续心动周期的上升序列,其由指示出 $CL2$ 比先前 $CL1$ 长至少 δ_1 并且 $CL3$ 比先前 $CL2$ 长至少 δ_1 的“LL”序列或“+2”模式表示。在示例中,下降CL序列324可以包括具有周期长度 $CL1 > CL2$ 的两个连续心动周期的下降序列,其由指示出 $CL2$ 比先前 $CL1$ 短至少 δ_2 的“S”序列或“-1”模式表示。在另一个示例中,下降CL序列324可以包括具有周期长度 $CL1 > CL2 > CL3$ 的三个连续心动周期的下降序列,其由指示出 $CL2$ 比先前 $CL1$ 短至少 δ_2 并且 $CL3$ 比先前 $CL2$ 短至少 δ_2 的“SS”序列或“-2”模式表示。在一些示例中,由搏动模式生成器322生成的搏动模式可以另外包括由“T”序列或“0”模式表示的相同CL序列325。相同CL序列325可以包括在指定容差内的基本相同周期长度的两个或更

多个连续心动周期(诸如在连续周期长度CL1与CL2之间的差落在 δ_1 和 δ_2 之间,即, $\delta_2 < CL2 - CL1 < \delta_1$)。下面表1示出了符号序列和对应的搏动模式的示例。

[0072] 表1

[0073]	序列	搏动模式
	SSS	-3
[0074]	SS	-2
	S	-1
	I	0
	L	+1
	LL	+2
	LLL	+3

[0075] 搏动计数器326可以根据从生理信号测量出的HR或CL序列中识别并计数各种搏动模式。例如,从 $\{\Delta CL\}$ 变换的 $X=LSSLSSLSSI$ 的符号序列包括三个“SS”序列、一个“I”序列、两个“L”序列以及一个“LL”序列。因此,搏动计数器326可以确定如表2中所示的模式计数。

[0076] 表2

[0077]

序列	搏动模式	模式计数
SSS	-3	0
SS	-2	3
S	-1	0
I	0	1
L	+1	2
LL	+2	1
LLL	+3	0

[0078] 统计量分析器328可以基于搏动模式计数(诸如表2中所示的那些搏动模式计数)来确定重复性指示符。在示例中,正搏动模式(诸如对应于“+1”、“+2”、“+3”等的搏动模式)被累积以产生上升CL序列的第一计数(N1)。类似地,负搏动模式(诸如对应于“-1”、“-2”、“-3”等的搏动模式)被累积以产生下降CL序列的第二计数(N2)。对于上面讨论的符号序列X,根据表2,第一计数和第二计数可以被确定为 $N1=2+1=3$,以及 $N2=3$ 。在一些示例中,“I”序

列或“0”搏动模式(如果有的话)可以被计入到上升CL序列或下降CL序列,使得第一计数或第二计数(N1或N2)可以包括“T”序列或“0”搏动模式的计数。

[0079] 统计量分析器328可以使用N1和N2来确定一个或多个复合测量结果(measure),包括上升CL序列和下降CL序列的计数的累计观察计数(R)、预期计数(E)以及标准差(SD),每个都使用N1和N2。这些复合测量结果可以根据下面的等式(1)来确定:

$$[0080] \quad \begin{cases} R = N1 + N2 \\ E = \frac{2N1N2}{R} + 1 \\ SD = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{2N1N2(2N1N2 - R)}{R - 1}} \end{cases} \quad (1)$$

[0081] 统计量分析器328可以使用复合测量结果O、E和SD来确定重复性指示符,诸如根据下面的等式(2)的Z统计量:

$$[0082] \quad Z = (R - E) / SD \quad (2)$$

[0083] 如根据等式(2)所计算的Z统计量可以指示正被分析的CL或HR序列的随机性程度。较大的Z统计量朝向更有组织(即,随机性较小)的CL或HR序列权衡,从而指示出潜在的节律不太可能是AF节律。相反地,较小的Z统计量朝向更随机或无组织的CL或HR序列权衡,从而指示出潜在的节律更可能是AF节律。心律失常检测器230可以将重复性指示符Z与AF阈值进行比较,并且当Z统计量低于AF阈值时检测到AF发作。在一些示例中,如果R基本上大于E(例如,R比E大至少大约20),则心律失常检测器230可以判定潜在的节律是有组织的节律,而不是AF发作。

[0084] 当N1和N2足够大时(诸如当N1和N2每个都大于10时),重复性指示符Z可以遵循标准正态分布,其中平均值为零并且标准差为1。可以将重复性指示符Z与表示潜在的节律不是来自随机过程的指定显著性水平(例如X%)的阈值进行比较。例如,根据标准正态分布,在5%的显著性水平下,阈值为1.96。如果Z统计量的绝对值大于1.96,则在95%的置信度下,潜在的节律不是由随机过程决定的。也就是说,处于分析下的心脏节律不是AF发作。

[0085] 图4大致上示出了基于诸如由如图3A所示的CL统计量生成器312所确定的CL统计量的重复性指示符的示例。心率(HR)序列410可以由周期长度/心率检测器222诸如根据从患者感测到的或从存储装置检索到的生理信号来生成。HR序列410包括根据从生理信号检测到的连续心动周期(在x轴上)的周期长度所确定的心率(以bpm,在y轴上)。通过非限制性示例的方式,图4示出了大约100个心动周期或心跳,以用于确定潜在的节律是AF发作还是其它更有组织的心脏节律。

[0086] 周期长度统计量生成器312可以将第一组数据窗口420应用于HR序列410,并计算数据窗口420的每个数据内的最大周期长度(maxCL),从而得到maxCL统计量{maxCL} = (maxCL1, maxCL2, ..., maxCLn)。可替换地或另外地,周期长度统计量生成器312可以将第二组数据窗口430应用于HR序列410,并计算数据窗口430的每个内的最小周期长度(minCL),从而得到minCL统计量{minCL} = (minCL1, minCL2, ..., minCLm)。数据窗口420或430的长度可以被定义为指定持续时间(诸如大约1-5秒)或指定数量的心动周期(诸如大约3-10个连续心动周期)。第一数据窗口420可以具有与第二数据窗口430不同的持续时间。通过非限制性示例的方式,并且如图4所示,第一数据窗口420每个都具有6个连续心动周期的持续时间,并且第二数据窗口430每个都具有3个连续心动周期的持续时间。在一些示例中,数据窗

口420中的至少一些可以被重叠指定量,或者数据窗口430中的至少一些可以被重叠指定量。

[0087] 搏动计数器314可以在第一组数据窗口420之外识别并计数具有基本相同的maxCL(诸如在先前参考图3A所讨论的指定的下限和上限内)的数据窗口。搏动计数器314可以另外地或可替换地在第二组数据窗口430之外识别并计数具有基本相同的minCL(诸如在参考图3A所讨论的指定的下限和上限内)的数据窗口。心律失常检测器230可以通过将所计算的周期长度统计量的百分比与AF阈值(诸如大约50%)进行比较来检测AF发作。在示例中,搏动计数器314可以确定80%的第一数据窗口420具有基本相同的maxCL值,和/或70%的第二数据窗口430具有基本相同的minCL值。因为超过50%的第一数据窗口420具有基本相同的maxCL,或者超过50%的第二数据窗口430具有基本相同的minCL,所以心律失常检测器230判定心率序列410是有组织的,并且潜在的节律不是AF发作。在示例中,心律失常检测器230可以使用maxCL、minCL、medCL或avgCL中的两个或更多个以及其它周期长度统计量来生成复合统计量。可以使用包括投票、加权组合、决策树或神经网络等的线性或非线性组合来确定复合统计量。

[0088] 图5大致上示出了诸如用于检测AF发作的心律失常检测器系统的部分的示例。系统部分可以包括心跳处理器520和心律失常检测器530,它们分别是心跳处理器220和心律失常检测器230的实施例。心跳处理器520可以包括周期长度/心率检测器222和心跳模式分析器224,它们被先前参考图2描述。如图5所示,心跳处理器520可以另外包括稳定度分析器522,其被配置为计算周期长度或心率的稳定度。在示例中,稳定度可以包括差、方差、标准差或表征周期长度或心率的变化率的其它高阶统计量。在另一个示例中,稳定度可以从HR或CL的洛伦兹图(LP)中导出。LP是根据先前一个或多个CL或HR的当前CL或HR的散点图。基于LP的稳定度可以包括从CL或HR的LP生成的几何指数,诸如LP形状的最大长度、LP形状的最大宽度、LP散点图的密度或扩展测度等。

[0089] 心律失常检测器530可以包括第一心律失常检测器532和第二心律失常检测器534。第一心律失常检测器532可以耦合到稳定度分析器522,以使用CL或HR的稳定度来执行对AF的初始检测。在示例中,稳定度分析器522可以将HR或CL分类为多个搏动类别之一,包括稳定搏动类别、不稳定搏动类别和随机搏动类别。可以使用稳定搏动、不稳定搏动或随机搏动的搏动计数来将稳定度计算为相对量,诸如差、比率、比例或百分比。相对量的示例可以包括不稳定搏动的数量与稳定搏动和不稳定搏动的数量之和的比率,或者随机搏动的数量与稳定搏动和不稳定搏动的数量之和的比率。第一心律失常检测器532可以响应于满足指定条件的相对量而检测AF发作,诸如于2016年1月27日提交的题为“PHYSIOLOGIC EVENT DETECTION AND DATA STORAGE”的共同转让的Maha jan等人的美国专利申请20160220139中公开的那些,其通过引用以其整体而并入于此,包括搏动类别和至少使用搏动类别的AF检测的其公开内容。

[0090] 在示例中,稳定度分析器522可以基于HR或CL分布(诸如HR直方图或CL直方图)来确定稳定度。HR直方图或CL直方图可以包括落入多个心率仓(bin)中的每个内的指定时间段期间的心跳的百分比。每个心率仓定义了HR或CL的范围。指示符可以包括HR或CL的模式,诸如直方图仓(或该直方图仓的代表性心率值),其包括具有落入该直方图仓内的对应HR或CL的最多心跳。指示符可以可替换地或另外地包括心率密度指数(HRDI),其可以被计算为

落入包括心率的模式的直方图仓内的心跳的百分比。第一心律失常检测器532可以响应于心率模式或HRDI每个都满足指定条件而检测目标心律失常(诸如AF发作),诸如于2016年5月28日提交的题为“ATRIAL FIBRILLATION DETECTION”的共同转让的MahaJan等人的美国专利申请序列号15/082,440中公开的那些,其通过引用以其整体而并入于此,包括HRDI和至少使用HRDI的AF检测的其公开内容。

[0091] 第一心律失常检测器可以另外地或可替换地使用多个心跳的形态从生理信号中检测AF。形态可以包括多个形态特征,诸如从搏动(或心动周期)内的信号度量的波形的部分中所选择的样本。在示例中,形态特征可以包括波形的特征点,诸如峰值、谷值、拐点、或者特征点之间的一个或多个中间点。第一心律失常检测器532可以诸如经由用户界面单元250从用户接收或从存储器装置检索模板,其表示在诸如窦性节律的已知节律或诸如AF的指定心律失常期间获得的相同信号度量的形态。第一心律失常检测器532可以将多个搏动的形态测量结果与模板进行比较,并计算形态测量结果与模板之间的相似性得分。相似性得分的示例可以包括相关度、形态测量结果与缩放模板之间的差的总和、多维信号特征空间中的距离测度。在示例中,心律失常检测器532可以使用形态上类似于接收到或检索到的模板的先前一个或多个搏动的形态测量结果(诸如落入指定范围内的相似性得分)来动态地更新模板。第一心律失常检测器532可以响应于满足指定条件的相似性得分(诸如当差低于指定检测阈值时)而检测心律失常。

[0092] 作为心律失常检测器230的实施例的第二心律失常检测器534可以耦合到第一心律失常检测器532和搏动模式分析器224,并且至少使用搏动模式的重复性指示符(诸如基于CL统计量的重复性指示符(如图3A所示)或基于上升或下降CL序列的重复性指示符(如图3B所示))来检测AF。在示例中,第一心律失常检测器532可以是敏感的但更少的特定于AF,并且第二心律失常检测器534可以更多的特定于AF。第二心律失常检测器534可以使用重复性指示符来确认、拒绝或修改由第一心律失常检测器532提供的AF检测,诸如以减少AF发作的假阳性检测。在示例中,第二心律失常检测器534可以被配置为在AF发作和不稳定但基本有组织的节律(诸如具有各种程度的房室传导异常(诸如Wenckebach节律)或过早心房收缩(PAC)的心脏节律)之间进行区分。

[0093] 在各种示例中,当低置信度与来自第一心律失常检测器532的检测相关联时,第二心律失常检测器534可以执行AF检测。第一心律失常检测器和第二心律失常检测器532和534可以具有不同的计算能力。在示例中,第二心律失常检测器534可以使用计算上更密集的算法来检测心律失常,或者用于处理用于检测心律失常事件的比第一心律失常检测器532更大量的数据。在示例中,第二心律失常检测器534可以执行对从患者收集到的历史生理数据的回顾性分析,而第一心律失常检测器532可以执行实时AF检测。

[0094] 虽然第二心律失常检测器534被示出在心律失常检测器530内,但这仅意味是示例而非限制。可替换地,第二心律失常检测器534可以在与第一心律失常检测器232分离的装置中实施,诸如在编程器;手持式、可穿戴的或其它便携式装置;或服务器中实施。在示例中,心律失常检测器530中的子电路的部分(诸如第一心律失常检测器532和第二心律失常检测器534)可以分布在IMD110和外部系统120之间。

[0095] 图6大致上示出了用于检测来自患者的心律失常的方法600的示例。心律失常的示例可以包括心房颤动(AF)、心房扑动(AFL)、房性心动过速、阵发性室上性心动过速(PSVT)、

Wolff-Parkinson-White (WPW) 综合征、室性心动过速、心室颤动、心动过缓或窦性停顿等。方法600可以在诸如可植入或可穿戴医疗装置的移动式医疗装置中或在远程患者管理系统中实施和执行。在示例中,方法600可以由心律失常检测器113或其任何实施例或者由外部系统120执行。

[0096] 方法600通过感测来自患者的生理信号在610处开始。生理信号可以包括心电信号,诸如心电图 (ECG) 或心内电描记图 (EGM)。生理信号可以另外地或可替换地包括指示出心脏机械活动的信号,包括胸部或心脏阻抗信号、动脉压信号、肺动脉压信号、左心房压力信号、RV压力信号、LV冠状动脉压力信号、心音或心内膜加速度信号、对活动的生理反应、呼吸暂停指数、一个或多个呼吸信号 (诸如呼吸率信号或潮气量信号) 等。感测到的生理信号可以被预处理,包括信号放大、数字化、滤波或其它信号调节操作中的一个或多个。在示例中,可以从预处理的生理信号中检测指示出心跳的多个电生理事件或机械生理事件。在一些示例中,可以从感测到的生理信号中检测诸如与搏动相关联的统计量或形态参数或者定时参数的信号度量。

[0097] 在620处,可以使用电生理事件或机械生理学事件来检测心动周期长度 (CL) 或心率 (HR)。CL可以被测量为:两个相邻R波 (R-R间隔) 或P波 (P-P间隔) 之间的间隔、或来自心脏阻抗信号的相邻阻抗峰值之间或相邻阻抗谷值之间的间隔、或来自血压信号的两个相邻血压峰值 (即,收缩压) 之间或相邻血压谷值 (即,舒张压) 之间的间隔等。以每分钟搏动 (bpm) 为单位的HR可以根据 $HR = 60 \text{秒} / CL$ 来计算,其中CL以秒为单位进行测量。

[0098] 在630处,可以诸如通过使用如图2和3A-B所示的搏动模式分析器224、310或320中的一个来分析HR或CL。该分析可以包括在632处基于HR或CL测量结果来计算多个搏动模式,以及在634处使用搏动模式来生成重复性指示符。搏动模式可以指示两个或更多个连续心动周期之间的时间关系。在示例中,在632处,搏动模式可以包括周期长度统计量,诸如最大周期长度 (maxCL)、最小周期长度 (minCL)、中间周期长度 (medCL) 或平均周期长度 (avgCL) 中的一个,每个周期长度都使用时间窗口内的多个连续心动周期的CL来计算。在如图4所示的非限制性示例中,用于计算一个周期长度统计量 (例如, maxCL) 的数据窗口可以具有与用于计算另一个周期长度统计量 (例如, minCL) 的数据窗口不同的长度。在634处,可以识别与诸如在指定容差内基本相同的CL统计量相关联的数据窗口。例如, maxCL的下限 (LB) 和上限 (UB) 可以分别使用从数据窗口计算出的maxCL的全部或部分的中心趋势 μ (例如, 平均值) 和标准差 σ 来确定。在示例中, $LB = \mu - c1 * \sigma$ 并且 $UB = \mu + c2 * \sigma$, 其中 $c1$ 和 $c2$ 是常数。那些落在 (LB, UB) 范围内的maxCL可以被认为是基本相同的, 并且诸如基本相同的maxCL的百分比的相对计数可以被确定为重复性指示符, 其用于检测诸如心房颤动 (AF) 的心律失常。

[0099] 在另一个示例中,在632处,搏动模式可以包括连续心动周期的上升CL序列 (其逐渐增加了至少指定步长 δ_1) 和连续心动周期的下降CL序列 (其逐渐减小了至少指定步长 δ_2)。如先前参考图3B和表1所讨论的,上升CL序列或下降CL序列可以包括各种搏动模式,其特征在于连续CL缩短或加长。CL序列可以被转换为包括表示连续CL缩短或加长的“S”、“L”和“I”符号中的一个或多个的符号序列。特别地,如果 ΔCL_i 为正且 $\Delta CL_i > \delta_1$,则符号“L”表示CL加长,如果 ΔCL_i 为负且 $\Delta CL_i < -\delta_2$,则符号“S”表示CL缩短,并且如果 $-\delta_2 < \Delta CL_i < \delta_1$,则符号“I”表示相同的CL。

[0100] 可以从符号序列识别各种搏动模式。例如,具有周期长度 $CL_1 < CL_2 < CL_3$ 的三个连续

心动周期的上升序列可以由指示出CL2比先前CL1长至少 δ_1 并且CL3比先前CL2长至少 δ_1 的“LL”序列或“+2”模式来表示。在另一个示例中,具有周期长度CL1>CL2>CL3的三个连续心动周期的下降序列可以由指示出CL2比先前CL1短至少 δ_2 并且CL3比先前CL2短至少 δ_2 的“SS”序列或“-2”模式来表示。搏动模式可以另外包括具有基本相同的周期长度的两个或更多个连续心动周期的相同CL序列,其由“1”序列或“0”模式表示。然后在634处,可以根据从生理信号测量到的HR或CL的序列识别出各种搏动模式的发生。上升CL序列的第一计数(N1)和下降CL序列的第二计数(N2)可以用于确定一个或多个复合测量结果,其包括上升CL序列和下降CL序列的累计观察计数(R)、预期计数(E)以及计数的标准差(SD)。可以使用复合测量结果O、E和SD来计算重复性指示符,诸如根据等式(1)和(2)的Z统计量。

[0101] 在640处,可以至少使用搏动模式的重复性指示符来检测心律失常,诸如心房颤动(AF)。在示例中,当所计算的周期长度统计量的百分比低于AF阈值(诸如大约50%)时,检测到AF发作。在另一个示例中,如果使用等式(1)和(2)计算出的Z统计量低于AF阈值,则检测到AF发作。

[0102] 在各种示例中,在640处对AF的检测可以另外包括诸如基于HR或CL的稳定度的初始AF检测。在步骤632和634处基于搏动模式和重复性指示符的心律失常检测可以确认、拒绝或修改初始AF检测。在一些示例中,重复性指示符可以用于将AF发作与不稳定且有组织的节律区分开。AF检测以及AF与不稳定但有组织的节律之间的区分的示例在下面讨论,诸如参考图7讨论。

[0103] 在650处,可以响应于对心律失常的检测而将治疗递送给患者。治疗的示例可以包括递送到心脏、神经组织、其它靶组织的电刺激治疗;心脏复律治疗;除颤治疗;或包括将药物递送到组织或器官的药物治疗。在一些示例中,可以修改现有治疗以治疗检测到的心律失常,诸如调整刺激参数或药物剂量。对AF的检测,可选地与诸如搏动模式和重复性指示符的其它信息一起,可以被输出给系统用户或过程。在示例中,可以生成关于检测到的心律失常的人类可感知的呈现或警报,并且如经由用户界面250将其呈现给临床医生或患者。

[0104] 图7大致上示出了用于检测心房颤动并将AF与不稳定且有组织的节律区分开的方法700的示例。方法700可以是方法600的步骤630和640的部分的实施例。在示例中,方法700可以在图2中的心律失常检测系统200中实施并由其执行。

[0105] 在702处,可以计算周期长度稳定度或心率稳定度。稳定度可以包括差、方差、标准差或表征周期长度或心率的变化率的其它高阶统计量。在示例中,稳定度可以从HR或CL的洛伦兹图(LP)中导出。基于LP的稳定度测度可以包括从CL或HR的LP中生成的几何指数,诸如LP形状的最大长度、LP形状的最大宽度、LP散点图的密度或扩展测度等。

[0106] 在704处,可以使用CL稳定度来执行初始AF检测。基于稳定度的检测可能是敏感的,但更少的特定于AF。在示例中,如果CL变化率超过指定阈值,则检测到AF。在示例中,HR或CL可以被分类为多个搏动类别之一,包括稳定搏动类别、不稳定搏动类别和随机搏动类别。可以使用稳定搏动、不稳定搏动或随机搏动的搏动计数来将稳定度计算为相对量。如果相对量满足指定条件,则在704处检测到AF,诸如于2016年1月27日提交的题为“PHYSIOLOGIC EVENT DETECTION AND DATA STORAGE”的共同转让的Mahajan等人的美国专利申请20160220139中公开的那些,其通过引用以其整体而并入于此,包括搏动类别和至少使用搏动类别的AF检测的其公开内容。在另一个示例中,稳定度可以是基于HR或CL分布的,

诸如HR直方图或CL直方图。HR直方图或CL直方图可以包括落入多个心率仓中的每个内的指定时间段期间的心跳的百分比。每个心率仓定义了HR或CL的范围。指示符可以包括HR或CL的模式,诸如直方图仓(或该直方图仓的代表性心率值),其包括具有落入该直方图仓内的对应HR或CL的最多心跳。指示符可以可替换地或另外地包括心率密度指数(HRDI),其可以被计算为落入包括心率的模式的直方图仓内的心跳的百分比。初始AF检测可以是基于每个都满足指定条件的心率模式或HRDI,诸如于2016年5月28日提交的题为“ATRIAL FIBRILLATION DETECTION”的共同转让的MahaJan等人的美国专利申请序列号15/082,440中公开的那些,其通过引用以其整体并入于此,包括HRDI和至少使用HRDI的AF检测的其公开内容。

[0107] 如果在706处认为检测到AF,则基于搏动模式和重复性的检测方法可以用于确认、拒绝或修改初始AF检测。在708处,可以确定搏动模式,诸如连续周期长度的周期长度统计量,或者上升CL序列和下降CL序列,如先前在方法600的步骤632处所讨论的。在710处,可以生成重复性指示符。RI可以指示CL或HR的随机性程度。可以基于相同CL统计量的计数或者基于上升CL序列或下降CL序列的计数来计算RI,如先前在方法600的步骤634处所讨论的。

[0108] 在712处,可以将重复性指示符与AF阈值进行比较。如果重复性指示符低于AF阈值,则在713处确认AF检测。如果重复性指示符超过AF阈值,则潜在的节律可以由不稳定的心动周期长度但基本有组织的节律(诸如具有不同程度的房室传导异常(ACA)或过早心房收缩(PAC)的节律)来表征。在714处,可以将重复性指示符与指定的ACA阈值进行比较。如果重复性指示符超过ACA阈值,则在715处可以检测到ACA节律诸如Wenckebach节律。否则,在717处潜在的节律可以被检测为其它类型的心律失常,其还可以使用其它基于定时或形态的节律分类方法而被分类。检测结果(包括AF发作或ACA节律或其它心脏节律的存在或不存在)可以呈现给系统用户,或用于触发对AF治疗的递送或抑制(withholding)。

[0109] 图8大致上示出了示例机器800的框图,在该示例机器800上可以执行本文所讨论的任何一种或多种技术(例如,方法)。该描述的部分可以应用于LCP装置、IMD或外部编程器的各个部分的计算框架。

[0110] 在可替换的实施例中,机器800可以作为独立装置进行操作,或者可以连接(例如,联网)到其它机器。在联网部署中,机器800可以在服务器—客户网络环境中以服务器机器、客户机器或两者的能力进行操作。在示例中,机器800可以用作对等(P2P)(或其它分布式)网络环境中的对等机器。机器800可以是个人计算机(PC)、平板电脑PC、机顶盒(STB)、个人数字助理(PDA)、移动电话、网络电器、网络路由器、交换机或网桥、或者能够执行指定该机器要采取的动作的指令(顺序或以其它方式)的任何机器。此外,虽然仅示出了单个机器,但术语“机器”还应被视为包括以下机器的任何集合,其单独或联合执行一个(或多个)指令集以实施本文所讨论的任何一种或多种方法,诸如云计算、软件即服务(SaaS)、其它计算机集群配置。

[0111] 如本文所述,示例可以包括逻辑或多个组件或机构,或者可以由其操作。电路组是在包括硬件(例如,简单电路、门、逻辑等)的有形实体中实施的电路的集合。电路组成员可以是随时间推移而灵活的和潜在的硬件可变性。电路组包括可以单独或组合地在操作时执行指定操作的成员。在示例中,电路组的硬件可以不变地被设计为执行特定操作(例如,硬连线)。在示例中,电路组的硬件可以包括可变连接的物理组件(例如,执行单元、晶体管、简

单电路等),其包括用于对特定操作的指令进行编码的物理修改(例如,不变聚集粒子的磁、电、可移动的放置等)的计算机可读介质。在连接物理组件时,硬件构件的根本电性质变化,例如从绝缘体变为导体,反之亦然。指令使嵌入式硬件(例如,执行单元或加载机构)能够经由可变连接在硬件中创建电路组的成员,以在操作时执行特定操作的部分。因此,当装置操作时,计算机可读介质可通信地耦合到电路组成员的其它组件。在示例中,任何物理组件可以用在多于一个电路组的多于一个成员中。例如,在操作中,执行单元可以在一个时间点处在第一电路组的第一电路中使用并且由第一电路组中的第二电路重用,或者在不同时间处由第二电路组中的第三电路重用。

[0112] 机器(例如,计算机系统)800可以包括硬件处理器802(例如,中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、硬件处理器核心或其任何组合)、主存储器804和静态存储器806,其中的一些或全部可以经由互连链路(例如,总线)808彼此通信。机器800还可以包括显示单元810(例如,光栅显示器、矢量显示器、全息显示器等)、字母数字输入装置812(例如,键盘)以及用户界面(UI)导航装置814(例如,鼠标)。在示例中,显示单元810、输入装置812和UI导航装置814可以是触摸屏显示器。机器800可以另外包括存储装置(例如,驱动单元)816;信号生成装置818(例如,扬声器);网络接口装置820;以及一个或多个传感器821,诸如全球定位系统(GPS)传感器、指南针、加速度计或其它传感器。机器800可以包括输出控制器828,诸如串行(例如,通用串行总线(USB))、并行或其它有线或无线(例如,红外(IR)、近场通信(NFC)等)连接,以通信或控制一个或多个外围装置(例如,打印机、读卡器等)。

[0113] 存储装置816可以包括机器可读介质822,其上存储有一个或多个数据结构集或指令集824(例如,软件),其体现了由本文描述的任何一个或多个技术或功能或由其使用。指令824还可以在机器800对其执行期间完全或至少部分地驻留在主存储器804内、静态存储器806内或硬件处理器802内。在示例中,硬件处理器802、主存储器804、静态存储器806或存储装置816的一个或任何组合可以构成机器可读介质。

[0114] 虽然机器可读介质822被示为单个介质,但是术语“机器可读介质”可以包括被配置为存储一个或多个指令824的单个介质或多个介质(例如,集中式或分布式数据库,和/或相关联的高速缓存和服务器等)。

[0115] 术语“机器可读介质”可以包括能够存储、编码或携带用于由机器800执行并且使机器800执行本公开的任何一种或多种技术的指令或者能够存储、编码或携带由这种指令使用或与这种指令相关联的数据结构的任何介质。非限制性机器可读介质示例可以包括固态存储器以及光学和磁性介质。在示例中,大规模机器可读介质包括具有多个粒子(其具有不变(例如,静止)质量)的机器可读介质。因此,大规模机器可读介质是非暂时传播信号。大规模机器可读介质的具体示例可以包括:非易失性存储器,诸如半导体存储器装置(例如,电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM))和闪存装置;磁盘,诸如内部硬盘和可移动磁盘;磁光盘;和CD-ROM和DVD-ROM磁盘。

[0116] 还可以经由利用多种传输协议(例如,帧中继、互联网协议(IP)、传输控制协议(TCP)、用户数据报协议(UDP)、超文本传输协议(HTTP)等)中的任何一种的网络接口装置820使用传输介质在通信网络826上发送或接收指令824。示例通信网络可以包括局域网(LAN)、广域网(WAN)、分组数据网络(例如,因特网)、移动电话网络(例如,蜂窝网络)、普通老式电话(POTS)网络、以及无线数据网络(例如,称为 **WiFi®** 的电气和电子工程师协会

(IEEE) 802.11标准系列、称为WiMax®的IEEE 802.16标准系列)、IEEE 802.15.4标准系列、对等(P2P)网络等。在示例中,网络接口装置820可以包括一个或多个物理插孔(例如,以太网、同轴或电话插孔)或一个或多个天线以连接到通信网络826。在示例中,网络接口装置820可以包括多个天线以使用单输入多输出(SIMO)、多输入多输出(MIMO)或多输入单输出(MISO)技术中的至少一个来进行无线通信。术语“传输介质”应被视为包括能够存储、编码或携带用于由机器800执行的指令的任何无形介质,并且包括数字或模拟通信信号或其它无形介质以促进这种软件的通信。

[0117] 上面的详细描述包括对构成了详细描述的一部分的附图的参考。附图通过图示的方式示出了其中可以实践本公开的具体实施例。这些实施例在本文中还被称为“示例”。这些示例还可以包括除了所示或所描述的那些元件以外的元件。然而,本发明人还考虑到了其中仅提供了所示和所描述的那些元件的示例。此外,就特定示例(或其一个或多个方面)而言,或者就本文所示出或所描述的其它示例(或其一个或多个方面)而言,本发明人还考虑了使用所示出或所描述的那些元件(或其一个或多个方面)的任何组合或排列的示例。

[0118] 在此文档和通过引用而并入的任何文档之间的用法不一致的情况下,以此文档中的用法为准。

[0119] 在此文档中,独立于任何其它情况或者“至少一个”或“一个或多个”的用法,如在本专利文档中常见的术语“一”或者“一个”被用于包括一个或者多于一个。在此文档中,术语“或”用于指非排他性的,或者使得除非另外指明,否则“A或B”包括“A但不是B”、“B但不是A”、以及“A和B”。在此文档中,术语“包括”和“其中”用作相应术语“包含”和“在其中”的简明英语等同用语。而且,在下面的权利要求中,术语“包括”和“包含”是开放式的,也就是说,在权利要求中,包括除了在权利要求中的这样术语之后所列出的那些元素之外的元素的系统、装置、制品、组合物、制剂、或者过程仍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”等仅用作标签,并不旨在对其对象强加数值要求。

[0120] 本文所描述的方法示例可以至少部分地是机器实施或计算机实施的。一些示例可以包括编码有指令的计算机可读介质或者机器可读介质,所述指令可操作以配置电子装置来执行以上示例中描述的方法。这种方法的实施可以包括诸如微代码、汇编语言代码、高级语言代码等的代码。这种代码可以包括用于执行各种方法的计算机可读指令。代码可以形成计算机程序产品的一部分。此外,在示例中,诸如在执行期间或者在其它时间,代码可以有形地存储在一个或多个易失性、非暂时性或非易失性有形的计算机可读介质上。这些有形计算机可读介质的示例可以包括但不局限于硬盘、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。

[0121] 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在审阅以上描述后可以使用其它实施例。提供摘要以符合37 C.F.R. §1.72(b),以允许读者快速确定技术公开的本质。应当理解的是,其不用于解释或限制权利要求书的范围或含义。而且,在以上详细的说明书中,各种特征可以被分组在一起以简化本公开。这不应当被解释为意指未要求保护的公开的特征对任何权利要求是必不可少的。相反,发明主题可以在于少于特定所公开实施例的所有特征。因而,

以下权利要求在此作为示例或实施例被并入到详细的说明书中,其中每个权利要求独立地作为单独的实施例,并且考虑的是这样实施例可以以各种组合或排列彼此组合。本公开的范围应当参考所附权利要求以及这样权利要求所赋予的等同物的全部范围来确定。

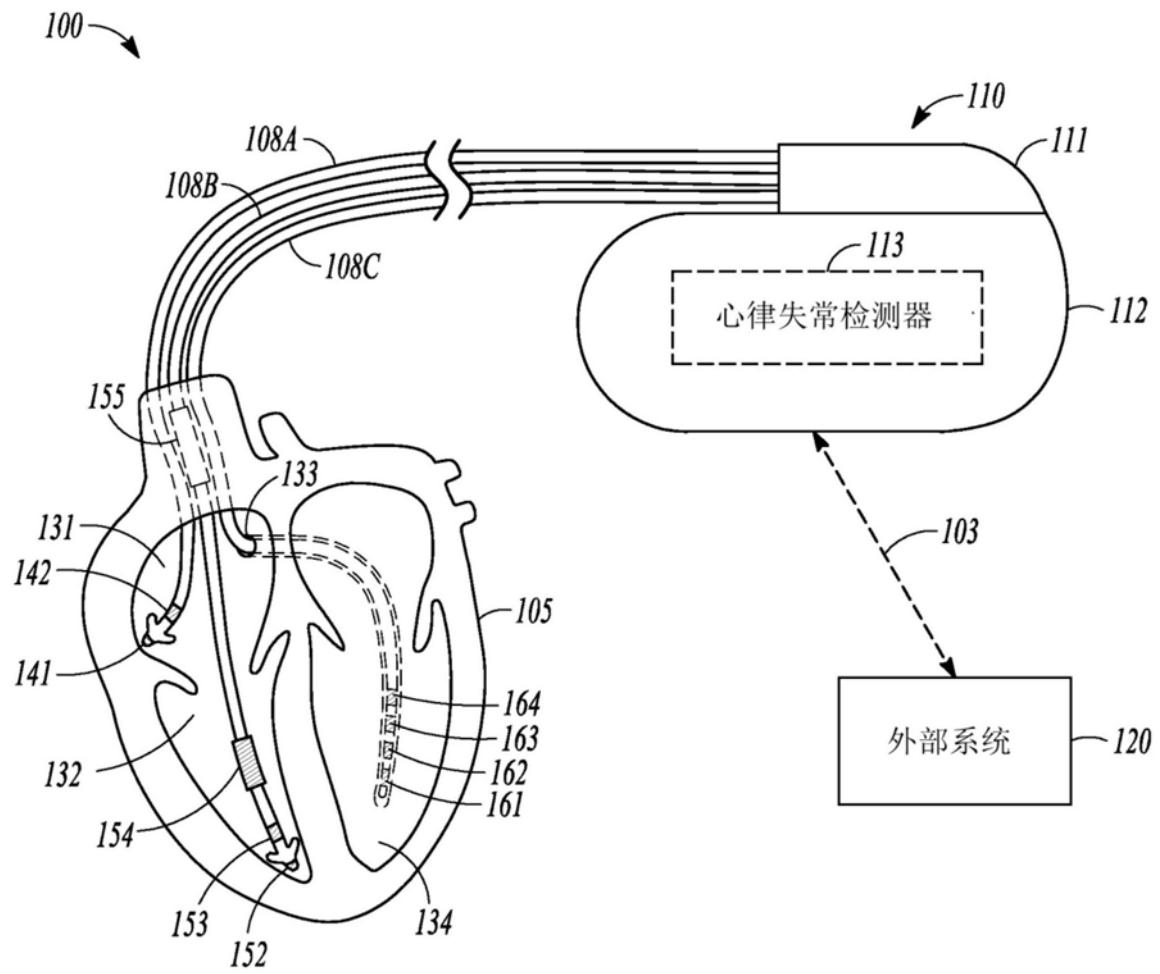


图1

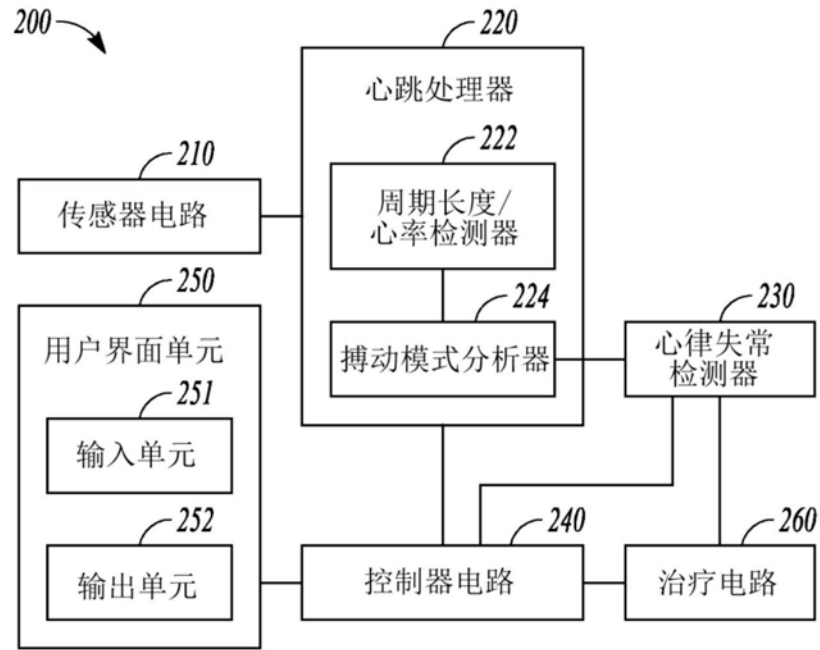


图2

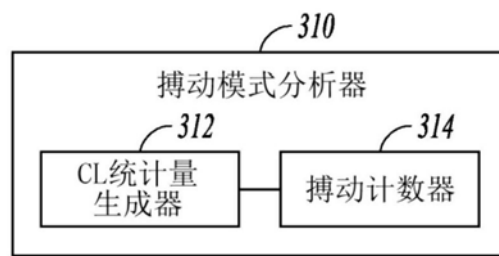


图3A

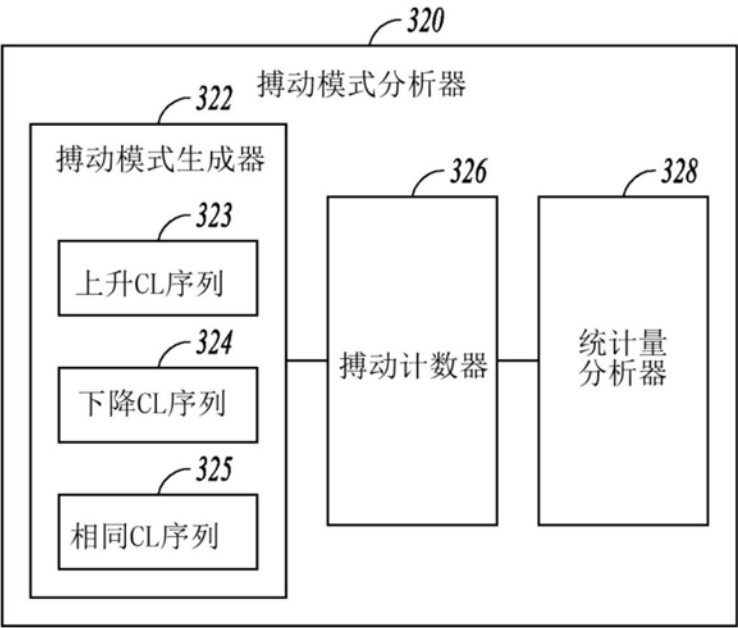


图3B

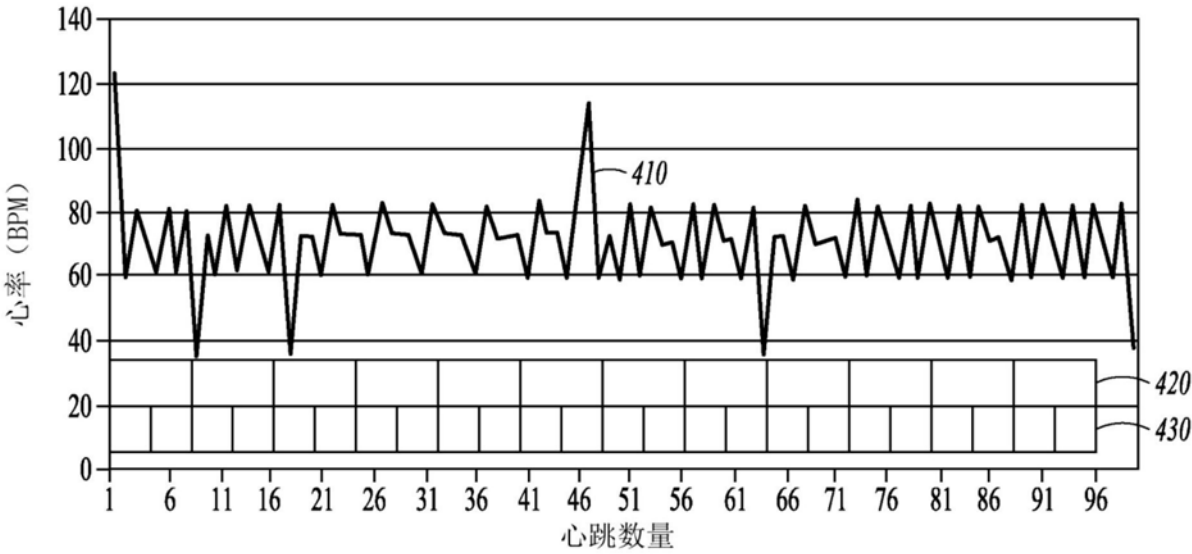


图4

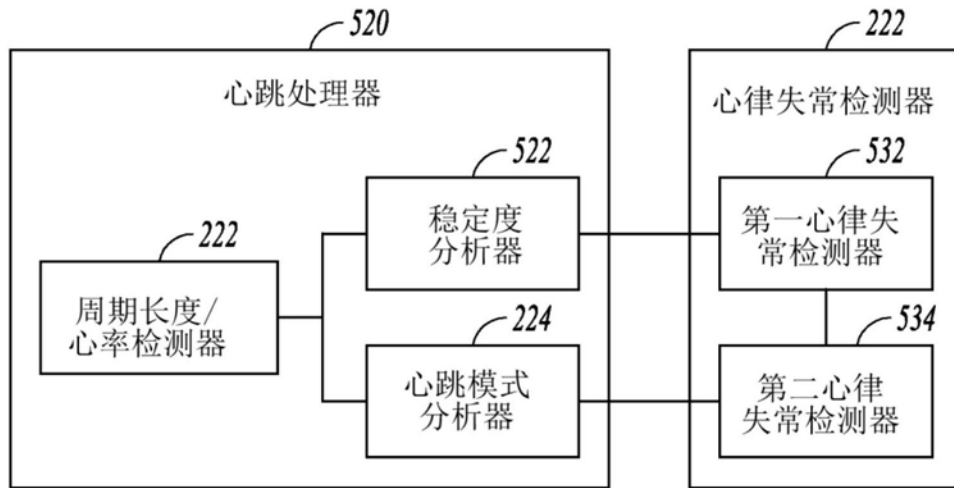


图5

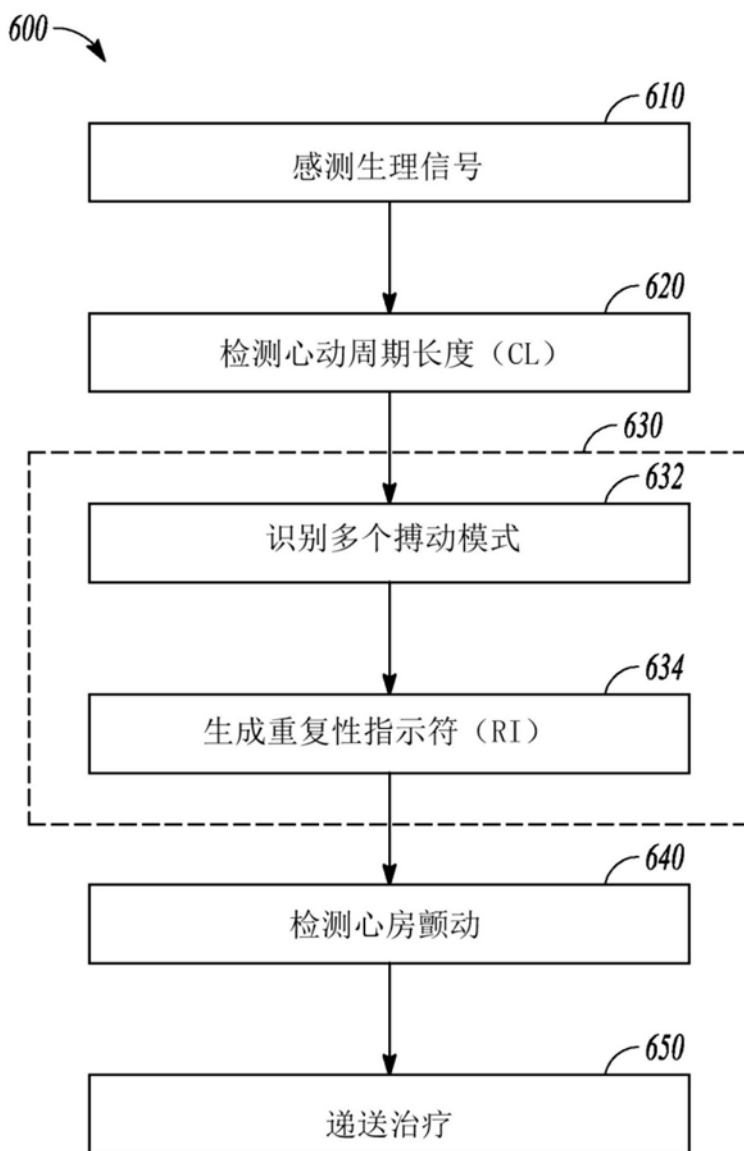


图6

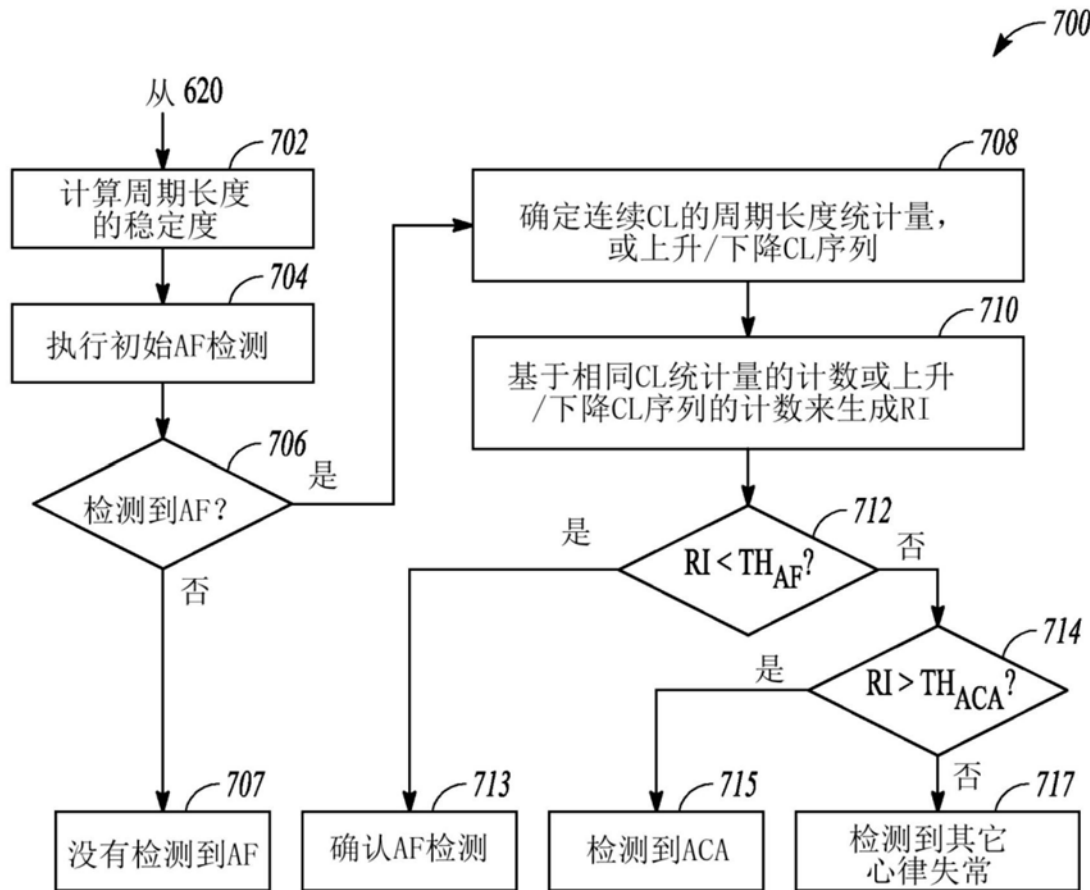


图7

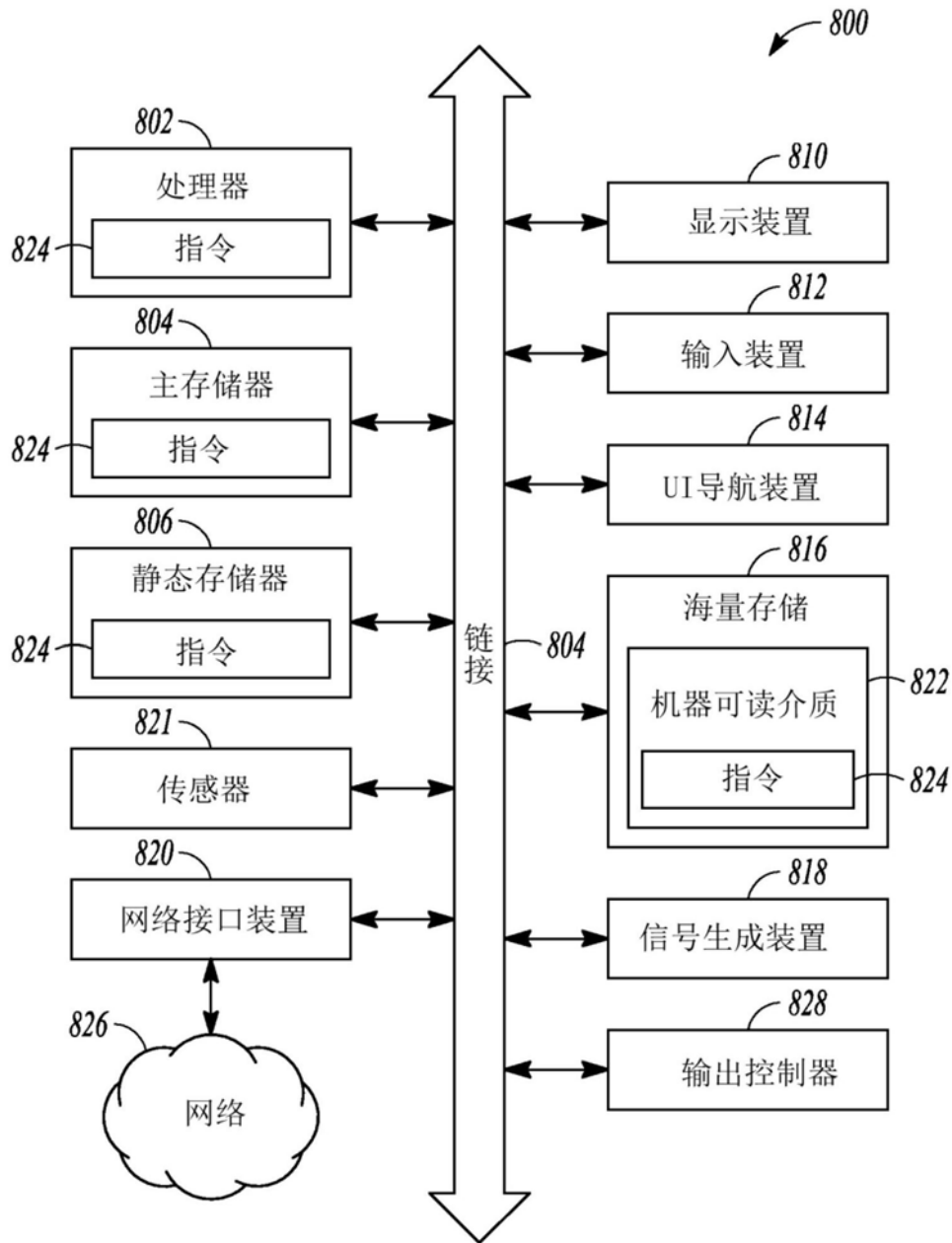


图8

专利名称(译)	用于心律失常检测的系统		
公开(公告)号	CN109843166A	公开(公告)日	2019-06-04
申请号	CN201780064441.X	申请日	2017-10-18
[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	阿尔琼 D 沙玛 苏尼帕萨哈 克日什托夫 Z 西尔耶科		
发明人	大卫·L·佩什巴赫 阿尔琼·D·沙玛 苏尼帕·萨哈 克日什托夫·Z·西尔耶科		
IPC分类号	A61B5/046 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/046 A61B5/7264 G16H50/20 A61B5/0452 A61N1/3621 A61N1/3627 A61N1/3925 A61N1/3956		
代理人(译)	王天鹏		
优先权	62/409515 2016-10-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本文描述了用于检测心律失常诸如心房颤动(AF)的系统和方法。AF检测系统包括用于感测生理信号的传感器电路、用于使用两个以上连续心动周期的周期长度来识别多个搏动模式的心跳处理器。搏动模式可以指示出连续心动周期之间的时间关系。心跳处理器可以基于各种搏动模式的统计测量结果来生成重复性指示符。AF检测系统包括心律失常检测器，其用于基于重复性指示符来检测AF的发作，并且将AF与房室传导异常的其它心律失常区分开。

