



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105578949 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201480052193. 3

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

(22) 申请日 2014. 08. 21

代理人 杨生平 钟锦舜

(30) 优先权数据

61/882, 866 2013. 09. 26 US

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/053(2006. 01)

2016. 03. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/052113 2014. 08. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/047608 EN 2015. 04. 02

(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 维克多利亞·A·艾沃瑞納

普拉莫德辛格·希拉辛格·塔庫爾

罗伯特·J·斯威尼

乔纳森·沃尔特·克鲁格

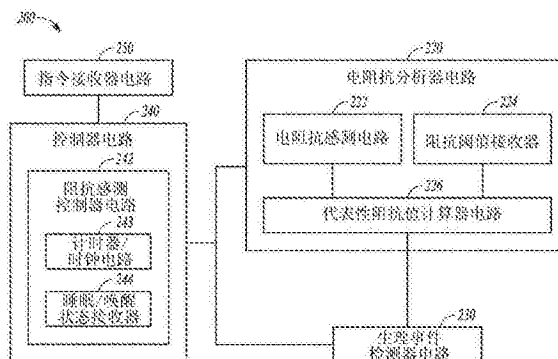
权利要求书3页 说明书16页 附图10页

(54) 发明名称

使用胸部阻抗的心力衰竭事件检测

(57) 摘要

描述了用于检测生理目标事件(如指示HF失代偿状态的事件)的装置和方法。移动医疗装置(AMD)可以测量来自患者的生物阻抗(如胸部阻抗)。AMD可以接收阻抗测量结果的范围或分布内的指定阈值或指定百分位数(如小于第50个百分位数),并且使用多个胸部阻抗测量结果来计算与指定阈值或百分位数对应的代表性阻抗值(Z_{Rep})。代表性阻抗值可以使用自适应过程或者使用阻抗测量结果的估计分布来计算。AMD可以包括生理事件检测器电路,生理事件检测器电路可以生成在指定时间段上的代表性阻抗值的趋势,并且使用代表性阻抗值的趋势来检测如指示HF失代偿的目标生理事件。



1. 一种系统,包括:

移动医疗装置(AMD),包括:

电阻抗分析器电路,包括:

电阻抗感测电路,其被配置为测量来自患者的生物阻抗,所述生物阻抗包括多个胸部阻抗测量结果;

阻抗阈值接收器,其被配置为接收具有所述生物阻抗的范围或分布的指定阈值;以及

代表值阻抗值计算器电路,其被配置为计算与所述指定阈值对应的代表性阻抗值(Z_{Rep}),

其中,所述指定阈值指示具有不大于所述 Z_{Rep} 的值的多个阻抗测量结果的相对数目;以及

生理事件检测器电路,其耦合到所述电阻抗分析器电路,所述生理事件检测器电路被配置为生成在指定时间段上的代表性阻抗值的趋势,并且至少使用代表性阻抗值的趋势来预测或检测目标生理事件。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述阻抗阈值接收器被配置为接收包括小于50%的指定阻抗百分位数的所述指定阈值。

3. 根据权利要求1和2中的任一项所述的系统,其中,所述AMD包括:

存储器电路,其被配置为存储针对彼此不同的相应两个或更多个生物阻抗向量的两个或更多个阻抗阈值;以及

阻抗向量选择器电路,其被配置为从所述两个或更多个生物阻抗向量中选择至少一个,

其中,耦合到所述存储器电路的所述阻抗阈值接收器被配置为从所述存储器电路接收针对所选择的生物阻抗向量的相应阈值,并且其中,所述代表性阻抗值计算器电路被配置为使用所述相应阈值来计算针对所选择的生物阻抗向量的代表值阻抗值。

4. 根据权利要求1到3中的任一项所述的系统,其中,所述生理事件检测器电路被配置为检测指示心力衰竭的恶化的事件。

5. 根据权利要求1到4中的任一项所述的系统,其中:

所述AMD包括可植入心脏装置;并且

其中,所述电阻抗感测电路被配置为使用耦合到所述电阻抗感测电路的两个或更多个电极来测量包括胸内阻抗的生物阻抗,所述两个或更多个电极包括电系缚到所述可植入心脏装置的外壳的罐电极。

6. 根据权利要求1到5中的任一项所述的系统,其中,所述代表性阻抗值计算器电路包括:

具有指定缓冲器大小的数据缓冲器电路,所述数据缓冲器电路被配置为从所述电阻抗感测电路接收并存储多个阻抗测量结果,所述指定缓冲大小使用要由所述电阻抗感测电路在指定时间段内收集的阻抗测量结果的总数目和所述指定阈值来确定;

代表性阻抗值计算电路,其被配置为使用在所述数据缓冲器电路中存储的所述阻抗测量结果来确定临时代表性阻抗值;以及

数据缓冲器控制器电路,其包括比较器,所述比较器被配置为从所述电阻抗感测电路接收阻抗测量结果并将所述阻抗测量结果与所述临时代表性阻抗值进行比较,其中,控制

器被配置为使用在接收到的阻抗测量结果与所述临时代表性阻抗值之间的比较来更新在所述数据缓冲器电路中存储的所述阻抗测量结果。

7. 根据权利要求1到5中的任一项所述的系统,其中,所述代表性阻抗值计算器电路包括:

阻抗分布分析器电路,其被配置为使用所述多个阻抗测量结果来生成阻抗值的统计分布的估计,所述统计分布指示所述阻抗测量结果的出现的频率;以及

基于分布的代表性阻抗值计算器电路,其被配置为使用阻抗值的统计分布的估计和所述指定阈值来确定所述代表性阻抗值。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述阻抗分布分析器电路包括频率直方图分析器电路,所述频率直方图分析器电路被配置为将所述多个阻抗测量结果中的每一个分类到指定离散直方图组区集合中的一个中,并且计算在相应组区内部的所述阻抗测量结果的相对计数,每个直方图组区由阻抗值范围限定。

9. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述阻抗分布分析器电路包括累积直方图分析器电路,所述累积直方图分析器电路被配置为生成所述生物阻抗值的累积直方图,所述累积直方图包括针对指定组区的直到所述指定组区的所有直方图组区中的阻抗测量结果的累积计数。

10. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述阻抗分布分析器电路包括连续频率分布估计器电路或连续累积分布估计器电路中的至少一个,所述连续频率分布估计器电路被配置为使用两个或更多个直方图组区中的量来生成所述生物阻抗的至少部分连续的分布,所述连续累积分布估计器电路被配置为使用两个或更多个累积直方图组区中的累积量来生成所述生物阻抗的至少部分连续的分布。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述直方图分析器电路被配置为使用两个或更多个直方图组区中的所述累积量的线性插值或非线性插值来生成所述至少部分连续的分布。

12. 根据权利要求1到11中的任一项所述的系统,其中,所述电阻抗分析器电路被配置为使用包括在一天中的上午期间收集的阻抗测量结果的所述多个阻抗测量结果的一部分来生成所述代表性阻抗值。

13. 根据权利要求1所述的系统,还包括睡眠状态检测器,所述睡眠状态检测器被配置为检测从睡眠状态过渡到唤醒状态的时间,其中,所述电阻抗分析器电路被配置为使用在从所述睡眠状态过渡到所述唤醒状态之后收集的阻抗测量结果来生成代表性阻抗值。

14. 一种用于操作移动医疗装置(AMD)的方法,包括:

在指定时间段期间测量来自患者的生物阻抗,所述生物阻抗包括指示胸部阻抗的多个测量结果;

接收具有所述生物阻抗的范围或分布的指定阈值;

生成与所述指定阈值对应的代表性阻抗值(Z_{Rep}),其中,所述指定阈值指示具有不大于所述 Z_{Rep} 的值的多个阻抗测量结果的相对数目;

生成在指定时间段上的代表性阻抗值的趋势;并且

至少使用代表性阻抗值的趋势来预测或检测目标生理事件。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中:

生成代表性阻抗值的趋势包括：

使用在第一时间窗口期间计算的第一代表性阻抗值集合来计算第一阻抗统计；

使用在第二时间窗口期间计算的第二代表性阻抗值集合来计算第二阻抗统计，所述第二阻抗统计指示阻抗的基线，并且所述第二时间窗口的至少一部分先于所述第一时间窗口；并且

使用所述第一阻抗统计与所述第二阻抗统计的比较来确定检测指数；并且

检测所述生理事件包括：响应于满足指定准则的检测指数而检测指示心力衰竭的恶化的事件。

16. 根据权利要求15所述的方法，其中：

生成所述第一阻抗统计包括生成所述第一代表性阻抗值集合的第一中心趋势；并且

生成所述第二阻抗统计包括生成所述第二代表性阻抗值集合的第二中心趋势，并且自适应地更新所述第二中心趋势。

17. 根据权利要求14到16中的任一项所述的方法，其中，所述指定阈值包括小于50%的指定阻抗百分位数。

18. 根据权利要求14到17中的任一项所述的方法，其中，生成代表性阻抗值包括：

接收具有指定大小的多个阻抗值并将所述多个阻抗值存储在存储器中，所述大小使用要由所述电阻抗收集的阻抗值的期望数目和所述指定阈值来确定；

使用所述多个阻抗值来计算临时代表性阻抗值；并且

接收阻抗值并将所述阻抗值与所述临时代表性阻抗值进行比较；

使用在接收到的阻抗值与所述临时代表性阻抗值之间的比较来更新所述存储器中的所述多个阻抗值；

使用经更新的多个阻抗值来更新所述临时代表性阻抗值；并且

响应于满足指定会话过期条件使用经更新的临时代表性阻抗值来确定所述代表性阻抗值。

19. 根据权利要求14到17中的任一项所述的方法，其中，生成代表性阻抗值包括：

生成所述生物阻抗值的频率直方图，所述频率直方图包括每个离散直方图组区由阻抗值范围限定的指定离散直方图组区集合，以及在相应组区内部的所述阻抗测量结果的相对计数；

使用所述频率直方图来计算所述生物阻抗值的累积直方图，所述累积直方图包括针对指定组区的直到所述指定组区的所有直方图组区中的阻抗测量结果的累积计数；并且

使用所述累积直方图来确定与所述指定阈值对应的所述 Z_{Rep} 。

20. 根据权利要求14所述的方法，其中，生成代表性阻抗值包括：

使用所述多个阻抗测量结果来生成所述生物阻抗的至少部分连续的分布；并且

使用所述生物阻抗的所述至少部分连续的分布来确定与所述指定阈值对应的所述 Z_{Rep} 。

使用胸部阻抗的心力衰竭事件检测

技术领域

[0001] 本文件大体上涉及医疗装置,更具体地,涉及用于检测和监测指示充血性心力衰竭的恶化的事件的系统,装置和方法。

背景技术

[0002] 充血性心力衰竭(CHF或HF)是一个主要的健康问题,而且仅在美国就影响500多万人。CHF患者通常具有心脏肌肉减弱的扩大的心脏,造成差的心脏血液输出。随着时间的推移,升高的肺血管压力会导致肺部积液。在许多CHF患者中,积液先于HF失代偿的发作或与HF失代偿的发作并发。HF失代偿的特征在于肺部或外周性水肿、心输出量减少和诸如疲劳、呼吸急促等症状。

发明内容

[0003] 经常监测CHF患者并及时检测胸腔积液或指示HF失代偿状态的其他事件可以帮助防止CHF患者的HF恶化,从而减少与HF住院治疗相关的费用。

[0004] 移动医疗装置可用于监测HF患者和检测HF失代偿事件。这种移动医疗装置的实例可包括可植入医疗装置(IMD)、皮下医疗装置、可佩戴的医疗装置或其它外部医疗装置。移动医疗装置可包括能被配置为感测心脏的电活动和机械功能的生理传感器。该移动医疗装置可以任选地传送诸如电刺激的治疗到目标组织或器官,如恢复或提高心脏功能。这些装置的一些可提供诊断特征,如使用经胸阻抗或其它传感器信号以检测疾病或疾病状况。例如,肺部积液降低经胸阻抗,因为在肺部,液体的电阻率比空气低。

[0005] 用于检测HF失代偿的方法或装置的期望性能可以包括高灵敏度、高特异性或高阳性预测值(PPV)中的一种或者多种。灵敏度可以被表示为由检测法正确识别的实际HF失代偿发作的百分比。特异性可以被表示为由检测法正确识别为非HF失代偿事件的的实际非HF失代偿发作的百分比。PPV可以被表示为所检测的HF失代偿发作的百分比,如由检测方法所宣布的,其是实际的HF失代偿事件。高灵敏度可有助于保证及时干预即将发作HF失代偿发作的患者,而高特异性和高PPV可帮助避免不必要的干预和因误报增加的医疗成本。

[0006] HF失代偿检测可能受许多因素的影响,包括生理传感器或生理信号的选择。例如,使用特定的传感器信号的检测器可能在一个患者中提供HF失代偿事件检测的所需精度而在另一个患者中较不敏感或较不特异。此外,使用一种类型的传感器信号的检测器的性能可能随时间例如因患者的疾病进展或新的医疗病况的发展而变化。因此,本发明人已经认识到,仍非常需要改进CHF患者中的HF失代偿事件检测。

[0007] 本文中描述的各种实施方案可帮助改善目标生理事件的检测,所述目标生理事件例如指示HF的恶化或HF失代偿状态的事件。例如,移动医疗装置(AMD)(如可植入医疗装置或可佩戴的医疗装置)可检测HF失代偿事件,例如使用根据一个或多个胸部阻抗信号计算的一个或多个代表性信号度量。AMD可以包括电阻抗分析器电路和生理事件检测器电路。阻抗分析器电路可以测量来自患者的生物阻抗(如胸部阻抗)。阻抗分析器电路可以接收一范

围或一分布内的指定阈值(如指定百分位数或四分位数,如小于第50个百分位数的百分位数排序),并且可以计算与指定百分位数对应的代表性阻抗值(Z_{Rep})。指定百分位数可以指示具有不大于的值 Z_{Rep} 的多个胸部阻抗测量结果的相对数目。阻抗分析器电路可以使用用于更新代表性阻抗值的自适应过程或者使用阻抗值的估计分布来计算 Z_{Rep} 。生理事件检测器电路可以生成在指定时间段上的代表性阻抗值的趋势,并且使用代表性阻抗值的趋势来检测目标生理事件。

[0008] 还讨论了一种用于操作医疗装置来检测生理事件或状态(如指示HF失代偿状态的事件)的方法。该方法可以包括在指定时间段期间测量来自患者的生物阻抗。所测量的生物阻抗可以包括指示胸部阻抗的多个测量结果。能够接收一范围或一分布内的指定阈值(如指定百分位数或四分位数,如小于第50个百分位数的百分位数排序)。该方法可以包括生成与指定百分位数对应的代表性阻抗值(Z_{Rep})。指定百分位数可以指示具有不大于 Z_{Rep} 的值的多个胸部阻抗测量结果的相对数目。该方法还包括生成在指定时间段上的代表性阻抗值的趋势,并且至少使用代表性阻抗值的趋势来检测目标生理事件。

[0009] 本概述是本申请的一些教导的概述,而不是意在排他或穷尽地处理本发明的主题。关于本主题的进一步的细节参见详细描述和所附的权利要求。通过阅读和理解下面的详细描述和查看构成其一部分的附图,本发明的其他方面对于本领域的技术人员将是明显的,下面的详细描述和附图都不应理解为具有限制意义。本发明的范围由所附的权利要求及其法律等同物限定。

附图说明

[0010] 通过附图中的图形实例说明各个实施方案。这样的实施方案是说明性的并且不是本发明的主题的穷尽的或排他的实施方案。

[0011] 图1示出心律管理(CRM)系统和其中CRM系统操作的环境的部分的实例。

[0012] 图2示出至少基于胸部阻抗的百分位数排序的生理目标事件检测器的实例。

[0013] 图3示出代表性阻抗值计算器电路的实例。

[0014] 图4示出代表性阻抗值计算器电路的另一实例。

[0015] 图5A-图5C示出阻抗分布估计的各种实例。

[0016] 图6示出代表性阻抗的趋势的实例。

[0017] 图7示出使用各种代表性阻抗值的受试者工作特性(ROC)曲线的实例。

[0018] 图8示出用于使用生理信号来检测目标生理事件的方法的实例。

[0019] 图9示出用于计算代表性阻抗值的方法的实例。

[0020] 图10示出用于使用阻抗测量结果的统计分布的估计来计算代表性阻抗值的方法的实例。

具体实施方式

[0021] 本文公开了用于检测一个或多个生理目标事件或病况的系统、装置和方法。该事件可以包括HF失代偿发作的早期前兆。也就是,这些事件可在HF恶化的系统表现之前适当地发生。因此,通过检测该前兆事件,本主题可以提供一种方法和装置来检测即将发生的HF失代偿发作。特别是,本文描述的方法和装置可以适用于检测可以预测到即将发生的HF失

代偿发作的胸部积液。更一般地,本文描述的系统、装置和方法可以用于确定HF状态和/或追踪HF进展,如HF事件的恶化和从HF事件中恢复。该系统还可以用在与胸部积液相关联的其他疾病(如肺炎)的背景中。

[0022] 图1示出心律管理(CRM)系统100和CRM系统100可以操作的环境的一部分的实例。CRM系统100可以包括移动医疗装置,诸如可通过例如一根或多根引线108A-108C电耦合到心脏105的可植入医疗装置(IMD)110,以及可经由例如通信链路103与IMD 110通信的外部系统120。IMD 110可以包括可植入的心脏装置,如起搏器、可植入的复律器-除颤器(ICD)或心脏再同步治疗除颤器(CRT-D)。IMD 110可以包括一个或多个监测或治疗装置,诸如皮下植入装置、可佩戴的外部装置、神经刺激器、药物递送装置、生物治疗装置或一个或多个其它的移动医疗装置。IMD 110可以耦合到,或可以替换为监测医疗装置,诸如床边或其他外部监视器。

[0023] 如图1所示,IMD 110可以包括能容纳电子电路的密封罐112,所述电子电路可以感测心脏105中的生理信号,并且可以如通过一根或多根引线108A-C传送一个或多个治疗电脉冲到目标区域例如在心脏中。CRM系统100可以仅包括一根引线诸如108B,或者可以包括两根引线诸如108A和108B。

[0024] 引线108A可包括可被配置为连接到IMD 110的近端和可被配置为放置在目标位置处(例如在心脏105的右心房(RA)131中)的远端。引线108A可具有可位于或靠近其远端的第一起搏-感测电极141和可位于或靠近电极141的第二起搏-感测电极142。电极141和142可以经由诸如引线108A中的独立导体电连接到IMD 110,例如以允许感测右心房活动和心房起搏脉冲的可选传送。引线108B可以是除颤引线,其可以包括可连接到IMD 110的近端和可以放置在目标位置处例如在心脏105的右心室(RV)132中的远端。引线108B可具有可以位于远端的第一起搏-感测电极152,可位于电极152附近的第二起搏-感测电极153,可位于电极153附近的第一除颤线圈电极154,和可以放置在离远端一段距离的第二除颤线圈电极155,例如为上腔静脉(SVC)放置。电极152至155可以经由引线108B中的独立导体电连接到IMD110。电极152和153可以允许感测心室电描记图并且可以任选地允许传送一个或多个心室起搏脉冲,而电极154和155可以允许传送一个或多个心室复律/除颤脉冲。在实例中,引线108B可以仅包括三个电极152,154和155。电极152和154可以用于感测或传送一个或多个心室起搏脉冲,而电极154和155可用于传送一个或多个心室复律或除颤脉冲。引线108C可包括可以连接到IMD 110的近端和可被配置为放置在目标位置处,例如在心脏105的左心室(LV)134中的远端。引线108C可以通过冠状窦133植入并且可以放置在LV上的冠状静脉中以例如允许传送一个或多个起搏脉冲到LV。引线108C可包括可位于引线108C的远端的电极161和可位于电极161附近的另一个电极162。电极161和162可以经由诸如引线108C中的独立导体电连接到IMD 110,例如以允许感测LV电描记图和任选地允许从LV传送一个或多个再同步起搏脉冲。

[0025] IMD 110可以包括可感测生理信号电子电路。生理信号可以包括表示心脏105的机械功能的电描或信号。密封罐112可以作为电极发挥功能,如用于感测或脉冲传送。例如,来自一根或者多根引线108A-108C的电极可以与罐112一起使用,例如用于电描记图的单极感测或用于传送一个或多个起搏脉冲。来自引线108B的除颤电极可与罐112一起使用,例如用于传送一个或多个复律/除颤脉冲。在一个实例中,IMD 110可以感测例如位于一根或者

多根引线108A-108C或者罐112上的电极之间的阻抗。IMD 110可以被配置为在一对电极之间注入电流,感测相同或不同的一对电极之间的合成电压,以及使用欧姆定律来确定阻抗。可以在其中相同的一对电极可以用于注入电流和感测电压的双极结构中,其中用于电流注入的一对电极和用于电压感测的一对电极可以共用共同电极的三极结构中或者其中用于电流注入的电极可以不同于用于电压感测的电极的四极结构中感测阻抗。在一个实例中,IMD 110可以被配置为在RV引线108B上的电极和罐外壳112之间注入电流,并且感测相同电极之间或者RV引线108B上的不同电极和罐外壳112之间的合成电压。可以从能在IMD 110内集成的一个或多个生理传感器感测生理信号。IMD 110也可以被配置为从一个或多个外部生理传感器或可以耦合到IMD 110的一个或多个外部电极感测生理信号。生理信号的实例可包括胸部阻抗、心内阻抗、动脉压、肺动脉压、RV压力、LV冠状动脉压力、冠状动脉血液温度、血氧饱和度、一种或多种心音、身体活动或运动程度、姿势、呼吸、体重或体温中的一种或多种。

[0026] 以上通过举例的方式而不是通过限制的方式描述这些引线和电极的布置和功能。根据患者的需要和可植入装置的能力,预见到这些引线和电极的其它布置和用途。

[0027] 如图所示,CRM系统100可以包括基于阻抗百分位数的生理事件检测器113。基于阻抗百分位数的生理事件检测器113可以被配置为接收指示患者的胸部阻抗的生理信号。基于阻抗百分位数的生理事件检测器113还可以被配置为接收一定范围或一个分布内的阻抗阈值(如胸部阻抗的阻抗百分位数或四分位数,如百分位数排序)。指示胸部阻抗的生理信号可以使用一个或多个引线108A-C上的电极或罐112或在患者上或内部署的并与IMD 110通信的其他生理传感器来感测。基于阻抗百分位数的生理事件检测器113可以计算与指定阻抗百分位数对应的代表性阻抗值(Z_{Rep}),并且使用代表性阻抗值 Z_{Rep} 来检测目标生理事件或患者的状况(如HF失代偿事件)。HF失代偿事件可以包括HF失代偿发作的一个或多个早期先兆,或者指示HF进展(如HF状态的恢复或恶化)的事件。下面例如参考图2-图4来描述基于阻抗百分位数的生理事件检测器113的实例。

[0028] 外部系统120可以允许IMD 110的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,如可以经由通信链路103接收。外部系统120可包括本地外部IMD编程器。外部系统120可以包括远程患者管理系统,其可以例如从远程位置监控患者状态或调节一个或多个治疗。

[0029] 该通信链路103可以包括一个或多个感应遥测链路、射频遥测链路或电信链路,如因特网连接。通信链路103可为IMD 110和外部系统120之间提供数据传输。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获取并存储的生理数据,在IMD 110中存储的治疗历史数据或指示IMD操作状态的数据,对IMD 110的一个或多个编程指令,例如配置IMD 110来执行一个或多个动作,其可以包括使用例如可编程地指定的感测电极和配置的生理数据采集,装置自诊断测试或传送一种或多种治疗。

[0030] 可以在外部系统120中应用基于阻抗百分位数的生理事件检测器113。外部系统120可被配置成执行HF失代偿事件检测,例如使用从IMD 110提取的数据或者在外部系统120内的存储器中存储的数据。基于阻抗百分位数的生理事件检测器113的一部分可以分布在IMD 110和外部系统120之间。

[0031] 可使用硬件、软件或硬件和软件的任何组合来实施部分IMD 110或外部系统120。

部分IMD110或外部系统120可以使用能被构造或配置为执行一个或多个特定功能的专用电路来实施或者可以利用能被编程或以其他方式配置以执行一个或多个特定的功能的通用电路来实施。这样的通用电路可包括微处理器或其部分,微控制器或其部分,或可编程逻辑电路或其部分。例如,“比较器”可包括,除其他事项外,能被构造为执行两个信号之间的比较的特定功能的电子电路比较器或者所述比较器可以作为通用电路的一部分实施,其可以由指示通用电路的一部分执行两个信号之间的比较的代码驱动。虽然参照IMD 110进行描述,然而CRM系统100可包括皮下医疗装置(例如,皮下的ICD,皮下诊断装置),可佩戴的医疗装置(例如,基于贴片的感测装置)或其他外部医疗装置。

[0032] 图2示出至少基于从患者测量的胸部阻抗的百分位数排序的生理目标事件检测器200的实例。生理目标事件检测器200可以是基于阻抗百分位数的生理事件检测器113的实施方案。生理目标事件检测器200可以被配置为检测指示心力衰竭(HF)的恶化的事件,如HF失代偿事件。生理目标事件检测器200可包括电阻抗分析器电路220,生理事件检测器电路230,控制器电路240和指令接收器电路250中的一个或多个。

[0033] 电阻抗分析器电路220可以被配置为感测来自患者的生物阻抗并使用感测到的生物阻抗来计算代表性阻抗值。电阻抗分析器电路220可以包括电阻抗感测电路222,阻抗阈值接收器224和代表性阻抗值计算器电路226。电阻抗感测电路222可以耦合到一个或多个引线108A-108C上的一个或者多个电极或罐112,并且可以被配置为测量来自其中的患者的生物阻抗。所测量的生物阻抗可以包括胸部阻抗或心内阻抗的多个测量结果。例如,生物阻抗可以包括在RA电极141或142与罐112之间(Z_{RA-Can})、在RV电极152、153或154与罐112之间(Z_{RV-Can})或在LV电极161或162与罐112之间(Z_{RV-Can})感测到的一个或多个阻抗向量。生物阻抗还可以包括阻抗向量,其中,电压感测电极是如从RA电极、RV电极或LV电极选择的彼此正交的当前注入电极($Z_{RA-RV-LV}$)。额外地或备选地,电阻抗感测电路222可以耦合到一个或多个可植入或可佩戴的生理传感器或一个或多个患者监测器以感测或接收指示其生物阻抗的信号。

[0034] 电阻抗感测电路222可以包括用于执行阻抗信号调节(如信号放大、数字化或滤波)的一个或多个模块。一个或多个模块可以被配置为从感测到的阻抗信号提取一个或多个信号度量。信号度量可以包括根据感测到阻抗信号计算的统计参数或形态学参数。统计参数的实例可以包括信号均值、中值或者其他中心趋势度量、信号强度的直方图、或随时间的一个或多个信号趋势。形态学参数的实例可以包括在如心脏周期的指定时间段内的最大值或最小值,正斜率或负斜率或高阶统计数字,以指定频率范围的信号功率谱密度,以及其他形态学描述子。阻抗信号可以在相对于生理事件的指定时间被测得。例如,阻抗能够在心脏周期的相同相位(例如在相对于R波的特定窗口内)或在呼吸周期的相同相位被测得。这可以使阻抗测量结果的的心脏分量或呼吸分量最小化或衰减阻抗测量结果的的心脏分量或呼吸分量。在一些实例中,电阻抗感测电路222可以感测诸如两个阻抗向量的两个或更多个生理信号,并且能够使用两个或更多个生理信号来生成复合信号度量。

[0035] 阻抗阈值接收器224可以被配置为接收阻抗测量结果的范围或分布内的指定阈值,如指示具有不大于代表性阻抗值的值的多个阻抗测量结果(如感测到的阻抗信号的统计信号度量或形态学信号度量)的相对数目的指定阻抗百分位数。在实例中,阻抗阈值接收器224可以接收代表性阻抗值(Z_{Rep})的指定百分位数排序(PR)。PR指示与代表性阻抗值相同

或低于代表性阻抗值的多个阻抗测量结果的百分比。例如，N个阻抗测量结果 $\{Z_1, Z_2, \dots, Z_N\}$ 的第25个百分位数排序可以对应于代表性阻抗值 Z_{Rep} ，其中，25%的N个阻抗测量结果 $\{Z_1, Z_2, \dots, Z_N\}$ 等于或小于 Z_{Rep} 。

[0036] 对应于小于50%的PR(如15%)的代表性阻抗值 Z_{Rep} 对应于如在一天期间的较低阻抗值，并且对应于高于50%的PR(如85%)的 Z_{Rep} 对应于在一天期间的较高阻抗值。如在一天期间的较高阻抗值可以在患者处于直立位置中或醒着时发生，使得一旦在胸腔区域中积聚的胸腔液体可以从胸腔区域排出并再分布到身体的剩余部分。与在这样的状况下测量的较大阻抗可能对如HF失代偿的事件更敏感的信条相反，本发明人已经意识到如在一天期间测量的较低阻抗值可以提供更好性能。例如，阻抗直方图的较低四分位数部分或对应于小于50%的PR的 Z_{Rep} 可以都对胸部液体状态改变或如HF失代偿的事件是敏感的且特定的。本发明人已经意识到具有对应于较低PR(例如，15%)的升高的 Z_{Rep} 的对象比具有对应于较低PR的正常 Z_{Rep} 的对象更有可能发展HF失代偿事件。因此，对应于较低PR的 Z_{Rep} 可以向用户提供增强的积液状态信息，如用于检测指示HF失代偿的事件。

[0037] 阻抗阈值接收器224可以从能够允许终端用户输入指定百分位数或从预设百分位数的列表选择的用户输入装置接收指定阻抗百分位数。例如，用户输入装置可以允许终端用户输入在0与100%之间的百分位数排序(即，第100个百分位数)，或者从在具有X%的增量的0与100%之间的预设百分位数排序值的列表中选择。在实例中，X可以大致为1%-20%。

[0038] 阻抗阈值接收器224可以从指定百分位数可以被预存储或编程在其中的存储器电路接收指定阻抗百分位数。存储器电路可以被配置为存储与如阻抗向量的相应生物阻抗配置对应的多个阻抗百分位数中的每一个。例如，阻抗向量 Z_{RA-Can} 可以与第15个百分位数相关联，阻抗向量 Z_{RV-Can} 可以与第20个百分位数相关联，并且阻抗向量 Z_{LV-Can} 可以与第15个百分位数相关联。在存储器中存储的多个阻抗百分位数还可以与根据阻抗信号计算的各种阻抗度量相关联。例如，针对如 Z_{RV-Can} 的特定阻抗向量，最大阻抗(Z_{max})的阻抗度量可以与第20个百分位数相关联，并且阻抗的最陡斜率的阻抗度量($\max dZ/dt$)可以与第25个百分位数相关联。在另一实例中，在心脏周期或呼吸周期的特定相位处采样的阻抗值可以与第15个百分位数相关联。在阻抗百分位数与相应阻抗配置或阻抗度量之间的关联可以被存储在存储器电路中的数据结构中，数据结构如查找表、关联映射或可搜索数组。

[0039] 阻抗阈值接收器224还可以耦合到阻抗向量选择器电路，阻抗向量选择器电路被配置为从如由电阻抗感测电路222感测到的两个或更多个生物阻抗向量选择至少一个。阻抗阈值接收器224可以例如通过使用查找表或在阻抗向量与在存储器中存储的对应阻抗百分位数之间的关联映射从存储器电路接收与所选择的阻抗向量对应的阻抗百分位数。

[0040] 代表性阻抗值计算器电路226可以耦合到电阻抗感测电路222和阻抗阈值接收器224。代表性阻抗值计算器电路226可以被配置为使用由电阻抗感测电路222提供的阻抗测量结果和由阻抗阈值接收器224接收到的阻抗百分位数来计算代表性阻抗值(Z_{Rep})。当接收到的阻抗百分位数是百分位数排序(例如，第K个百分位数，其中， $0 < K < 100$)时，代表性阻抗值 Z_{Rep} 表示多个阻抗测量结果的第K个百分位数的阻抗。也就是，由电阻抗感测电路222提供的阻抗测量结果的K%等于或小于阻抗测量结果代表性阻抗值 Z_{Rep} 。下面例如参考图3-5来讨论使用阻抗测量结果和接收到的阻抗百分位数来确定 Z_{Rep} 的实例。

[0041] 生理事件检测器电路230可以从电阻抗分析器电路220接收代表性阻抗值并且被配置为使用代表性阻抗值来检测生理目标事件或状况。目标事件或状况可以包括指示疾病的发作、疾病状态的恶化或疾病状态的改变的生理事件。在实例中,生理事件检测器电路230可以检测指示HF失代偿状态、恶化的HF、肺水肿、肺炎、或心肌梗塞、以及其他的事件的存在。在一些实例中,生理事件检测器电路230可以被配置为生成在指定时间段上的代表性阻抗值的趋势,并且使用至少代表性阻抗值的趋势来检测目标生理事件。

[0042] 控制器电路240可以控制电阻抗分析器电路220和子部件电路222、224和226、生理事件检测器电路230的操作,以及这些部件之间的数据流和指令流。控制器电路240可以包括能被配置为控制如由电阻抗感测电路222使用的电阻抗感测的设置的阻抗感测控制器电路242,其中,设置包括用于电流注入的电极和用于感测结果电压的电极。在实例中,阻抗感测控制器电路242可以确定阻抗采集和分析会话。阻抗采集和分析会话可以包括由指定开始和结束时间限定的时间窗口或在其期间电阻抗分析器电路220可以感测和分析阻抗测量结果的指定持续时间。例如,阻抗感测控制器电路242可以触发阻抗采集和分析会话,阻抗采集和分析会话在大约上午的早上5点与早上9点之间开始,并且持续大约2-8个小时。在另一实例中,阻抗采集和分析会话可以被设置为不包括某些时间段,例如晚上的时间或当患者睡着时。

[0043] 阻抗感测控制器电路242可以通过触发事件自动触发阻抗采集和分析会话。触发事件的实例包括一天的特定时间,生理事件如生理状态的改变或患者的健康状况的改变。如图2所示,阻抗感测控制器电路242可以包括用于确定采集阻抗测量结果的时间和持续时间的计时器/时钟电路243和睡眠/唤醒状态接收器244中的一个或两者。计时器/时钟电路243可以被编程以在一天的指定时间(如在早上6点到中午12点之间的上午中)触发阻抗采集和分析会话。计时器/时钟电路243还可以被配置为控制代表性阻抗值计算器电路226以使用所收集的阻抗测量结果的一部分(如在一天中的早上6点与中午12点之间采集到的阻抗测量结果)来生成代表性阻抗值。电阻抗分析器电路220可以使用在一天的指定持续时间期间采集到的阻抗测量结果来生成代表性阻抗值。

[0044] 睡眠/唤醒状态接收器244可以被配置为接收从睡眠状态改变到唤醒状态的指示。在实例中,睡眠/唤醒状态接收器244可以包括睡眠检测器,睡眠检测器被配置为检测患者从睡眠到唤醒状态的过渡。睡眠检测器可以包括加速度计、压电传感器、生物电位电极和传感器或能配置成检测姿势、姿势的改变、活动、呼吸、脑电图或指示睡眠状态或唤醒状态的其他生理信号的其他生理传感器。在另一实例中,睡眠/唤醒状态接收器244可以从终端用户例如经由用户界面接收睡眠到唤醒状态过渡的指示。从睡眠状态到唤醒状态的接收到的过渡可以用于触发在电阻抗感测电路222处的阻抗测量结果。备选地,到唤醒状态的过渡可以用于控制代表性阻抗值计算器电路226以使用包括在到唤醒状态的过渡之后的指定时间期间收集的阻抗测量结果的多个阻抗测量结果的一部分来生成代表性阻抗值。电阻抗分析器电路220可以使用在自从睡眠到唤醒状态的过渡的指定持续时间期间采集到的阻抗测量结果来生成代表性阻抗值。

[0045] 阻抗感测控制器电路242可以被配置为从终端用户接收关于阻抗采集和分析会话的指令,包括会话的开始时间、结束时间或持续时间。例如,阻抗感测控制器电路242可以从指令接收器电路250接收外部编程输入来控制电阻抗分析器电路220和生理事件检测器电

路230中的一个或两者。由指令接收器250接收到的指令的实例可以包括：用于感测如胸部阻抗向量的生理信号的电极或传感器的选择，例如经由时间/时钟243或睡眠/唤醒状态接收器244对阻抗测量结果的计时和持续时间的选择，或者对针对生理事件检测器电路230的检测参数的编程。指令接收器电路250可以包括被配置为可交互地向终端用户呈现编程选项并接收用户的编程输入的用户界面。在实例中，指令接收器电路250的至少一部分(如用户界面)可以被实施在外部系统120中。终端用户指令可以被编程到装置存储器并由阻抗感测控制器电路242检索。

[0046] 图3示出了作为生理目标事件检测器200的一部分的代表性阻抗值计算器电路300的实例。代表性阻抗值计算器电路300可以是代表性阻抗值计算器电路226的实例。

[0047] 代表性阻抗值计算器电路300可以包括数据缓冲器310、代表性阻抗值计算器电路320和数据缓冲器控制器电路330。数据缓冲器310可以被配置为接收和存储如多个阻抗测量结果的生理数据，如从电阻抗感测电路222生成的统计阻抗度量或形态学阻抗度量。

[0048] 数据缓冲器310可以具有确定接收阻抗测量结果的数据缓冲器310的最大容量的指定缓冲器大小。缓冲器大小可以使用要收集的阻抗测量结果的预定数目(N)(例如使用电阻抗感测电路222)和(例如由阻抗阈值接收器224接收到的)指定阻抗百分位数来确定。数目N可以表示在如由指定开始时间、结束时间或持续时间限定的阻抗采集和分析会话中的阻抗测量结果的总数量。例如，在阻抗采集和分析会话期间，如果阻抗测量结果可以以针对T个小时的时间窗口每分钟R个测量结果的数量来生成，则阻抗采集和分析会话中的阻抗测量结果的期望数目(N)可以被确定为 $N=R*T*60$ 。当指定百分位数是第K个百分位数并且K小于或等于50时，则缓冲器大小可以至少足够大以接收 $M=N*K/100=R*T*60*K/100$ 个经数字化的阻抗测量结果。如果K大于50，则缓冲器大小可以至少足够大以接收 $M=N*(100-K)/100=R*T*60*(100-K)/100$ 个经数字化的阻抗测量结果。

[0049] 阻抗采集和分析会话可以被预定为在大约上午5点到9点开始的大约2-8小时的时间片段。额外地或备选地，阻抗采集和分析会话的开始时间可以由如睡眠到唤醒状态过渡的生理事件触发。定义阻抗采集和分析会话的参数可以被终端用户编程到装置。

[0050] 代表性阻抗值计算器电路320可以被配置为使用在数据缓冲器310中存储的阻抗值来计算临时代表性阻抗值。代表性阻抗值计算器电路320可以包括数据排序器电路321，数据排序器电路321被配置为以降序顺序或升序顺序对数据缓冲器中的阻抗测量结果进行排序。代表性阻抗值计算器电路320可以使用经排序的阻抗值来确定临时代表性阻抗值。在实例中，临时代表性阻抗值可以被确定为在存储在数据缓冲器310中的阻抗测量结果之中的最大值 Z_{max} 。在其中代表性阻抗值对应于大于50的百分位数的另一实例中，临时代表性阻抗值可以被确定为在存储在数据缓冲器310中的阻抗测量结果之中的最小值 Z_{min} 。

[0051] 数据缓冲器控制器电路330可以与控制器电路240通信。在一些实例中，数据缓冲器控制器电路330可以被实施为控制器电路240的一部分。数据缓冲器控制器电路330可以包括比较器331，比较器331被配置为更新在数据缓冲器310中存储的阻抗数据。数据缓冲器控制器电路330可以例如从电阻抗感测电路224接收阻抗值 $Z(n)$ ，并且将 $Z(n)$ 与计算出的临时代表性阻抗值进行比较。比较器331可以在比较满足指定条件时输出控制信号以更新数据缓冲器310中的阻抗数据。在其中临时代表性阻抗值是 Z_{max} 的实例中，如果接收到的阻抗值 $Z(n)$ 小于 Z_{max} 并且当接收到的阻抗值 $Z(n)$ 小于 Z_{max} 时，数据缓冲器310中的阻抗数据可以

被更新使得至少 Z_{\max} 可以由接收到的阻抗值 $Z(n)$ 替换。在其中临时代表性阻抗值是 Z_{\min} 的另一实例中,如果接收到的阻抗值 $Z(n)$ 大于 Z_{\min} 并且当接收到的阻抗值 $Z(n)$ 大于 Z_{\min} 时,数据缓冲器310中的阻抗数据可以被更新使得至少 Z_{\min} 可以由接收到的阻抗值 $Z(n)$ 替换。得到的经更新的阻抗值可以由代表性阻抗值计算器电路320接收,其中,新的临时代表性阻抗 Z_{\max} 或 Z_{\min} 可以被计算出。

[0052] 在实例中,数据排序器电路321可以以升序或降序对数据缓冲器310中的M个阻抗测量结果进行排序。如果接收到的阻抗值 $Z(n)$ 小于 Z_{\max} 并且当接收到的阻抗值 $Z(n)$ 小于 Z_{\max} 时, $Z(n)$ 可以被插入到数据缓冲器310中的经排序的阻抗测量结果的序列中,并且可以从数据缓冲器310中移除 Z_{\max} 。数据缓冲器控制器电路330将经排序的阻抗值维持在数据缓冲器310中,使得临时代表性阻抗总是经排序的序列中的第一个或最后一个;由此去除在每次更新数据缓冲器310时对用于计算临时代表性阻抗(如 Z_{\max} 或 Z_{\min})的代表性阻抗值计算器电路320的需要。

[0053] 如果接收到的阻抗值 $Z(n)$ 等于或大于 Z_{\max} 或者等于或小于 Z_{\min} 并且当接收到的阻抗值 $Z(n)$ 等于或大于 Z_{\max} 或者等于或小于 Z_{\min} 时,数据缓冲器控制器电路330可以被配置为不生成用于更新数据缓冲器310的控制信号。因此,数据缓冲器310不被更新,并且代表性阻抗值计算器电路320不重新计算临时代表性阻抗。数据缓冲器控制器电路330可以从电阻抗感测电路222接收下一个新的阻抗值 $Z(n+1)$ 并将其与临时代表性阻抗值 Z_{\max} 进行比较。过程可以继续直到代表性阻抗值计算器电路300已经处理了所有N个阻抗测量结果。得到的临时代表性阻抗值(Z_{\max} 或 Z_{\min})可以被确定为代表性阻抗值,代表性阻抗值可以被传递到生理事件检测器电路230。

[0054] 如果阻抗采集和分析会话如通过预定事件中或被终端用户干预提前终止,则已经收集并处理了 N' ($N' < N$)个阻抗测量结果。因此,数据缓冲器310中的M个阻抗测量结果的 Z_{\max} 构成第 K' ($K' = M/N' * 100$, 其中 $K' > K$)个百分位数排序,而非 N' 个阻抗测量结果的第 K ($K = M/N * 100$)个百分位数。为了获得表示在 N' 个阻抗测量结果之中的第 K 个百分位数的代表性阻抗值,其中 K 等于或小于50,代表性阻抗值计算器电路320可以将代表性阻抗值确定为数据缓冲器310中的M个阻抗测量结果的升序序列的第 $N' * K / 100$ 个测量结果。类似地,如果 K 大于50,则数据缓冲器310中的M个阻抗测量结果的 Z_{\min} 构成第 K' ($K' = (N' - M) / N' * 100$, 其中 $K' < K$)个百分位数排序,而非 N' 个阻抗测量结果的第 K ($K = (N - M) / N * 100$)个百分位数。为了获得表示在 N' 个阻抗测量结果之中的第 K 个百分位数($K > 50$)的代表性阻抗值,代表性阻抗值计算器电路320可以将代表性阻抗值确定为数据缓冲器310中的M个阻抗测量结果的降序序列的第 $N' * (100 - K) / 100$ 个测量结果。

[0055] 图4示出了作为生理目标事件检测器200的一部分的代表性阻抗值计算器电路400的实例。代表性阻抗值计算器电路400可以是代表性阻抗值计算器电路226的实例,并且可以包括阻抗分布分析器电路410和基于分布的代表性阻抗值计算器电路420。

[0056] 阻抗分布分析器电路410可以被配置为使用多个阻抗测量结果来生成阻抗值的统计分布的估计。阻抗分布分析器电路410可以包括频率直方图分析器电路412、连续频率分布估计器电路413、累积直方图分析器电路414或连续累积分布估计器电路416中的一个或多个。这些分析器电路中的每个可以适于独立地生成统计分布估计。

[0057] 频率直方图分析器电路412可以被配置为生成表示在阻抗采集和分析会话中收集

的阻抗测量结果的分布的直方图。频率直方图分析器电路412可以将每个阻抗测量结果(如统计阻抗度量或形态学阻抗度量的值)分类到指定离散直方图组区(bin)集合中的一个离散直方图组区。每个直方图组区可以由阻抗值范围或间隔限定,其中,间隔的宽度确定组区大小。例如,针对范围从00hms到1000hms的阻抗测量结果,可以创建100hms的具有相同组区大小的十个非重叠直方图组区,由 $[(k-1)*10, k*10]0hms$ 表示,其中, $k=1, 2, \dots, 10$ 。相邻直方图组区的阻抗值范围可以是非重叠的或部分重叠的。直方图组区可以具有均匀等同的组区大小。备选地,至少一个组区大小与至少一个另外的组区大小不同。频率直方图分析器电路412可以计算针对每个直方图组区的指示落在相应组区的范围内的阻抗测量结果的数目的量。在一些实例中,频率直方图分析器电路412可以计算针对每个直方图组区的在阻抗采集和分析会话中的阻抗测量结果的总数目的相对数(如百分比)。

[0058] 连续频率分布估计器电路413可以被配置为例如使用在阻抗感测和分析会话中收集的阻抗测量结果来生成阻抗测量结果的至少部分连续的频率分布。至少部分连续的频率分布可以是在特定阻抗值与特定阻抗值的邻域中的阻抗值的无穷小间隔(dZ)内的阻抗测量结果的出现的频率之间的映射的数学函数或图形表示。连续频率分布估计器电路413可以耦合到频率直方图分析器电路412,使得连续频率分布估计器电路413可以使用由频率直方图分析器电路412提供的频率直方图的至少一部分来生成频率分布。

[0059] 累积直方图分析器电路414可以被配置为生成阻抗测量结果的累积直方图。累积直方图包括针对指定组区的直到指定组区的所有直方图组区中的阻抗测量结果的累积计数。例如,针对范围从00hms到1000hms的阻抗测量结果,可以创建由 $[0, k*10]0hms$ 表示的十个累积直方图组区,其中, $k=1, 2, \dots, 10$ 。每个累积组区限定具有比任何先前累积组区更宽的范围的阻抗值间隔。累积直方图分析器电路414可以耦合到频率直方图分析器电路412,使得累积直方图分析器电路414可以使用来自频率直方图分析器电路412的频率直方图来生成累积直方图。

[0060] 连续累积分布估计器电路416可以被配置为例如使用在阻抗感测和分析会话中收集的阻抗测量结果来生成阻抗测量结果的至少部分连续的累积分布。至少部分连续的分布可以是在特定阻抗值与等于或小于特定阻抗值的阻抗测量结果的出现的频率之间的映射的数学函数或图形表示。连续累积分布估计器电路416可以耦合到累积直方图分析器电路414,并且使用由累积直方图分析器电路414提供的累积直方图的至少一部分来生成累积分布。备选地,连续累积分布估计器电路416可以耦合到连续频率分布估计器电路413,并且使用由连续频率分布估计器电路413提供的所估计的连续频率分布来生成累积分布。在实例中,连续累积分布估计器电路416可以通过集成所估计的连续频率分布来生成累积分布。

[0061] 基于分布的代表性阻抗值计算器电路420可以被配置为使用如由频率直方图分析器电路412、连续频率分布估计器电路413、累积直方图分析器电路414或连续累积分布估计器电路416中的一个或多个生成的所估计的统计分布来确定与指定百分位数对应的 Z_{Rep} 。下面例如参考图5A-图5C讨论使用所估计的阻抗分布确定的阻抗分布和代表性阻抗值的估计的实例。

[0062] 图5A-图5C示出如由频率直方图分析器电路412、累积直方图分析器电路414或连续累积分布估计器电路416中的一个或多个生成的那些分布估计的分布估计的各种实例,例如,图5A示出可以由频率直方图分析器电路412生成的频率直方图510的实例。每个阻抗

值可以被分类到由等间距的间隔限定的非重叠组区511的集合中的一个中： $b(1)=[Z(0), Z(1)]$, $b(2)=[Z(1), Z(2)]$, $b(3)=[Z(2), Z(3)]$, \dots , $b(n)=[Z(n-1), Z(n)]$, 其中 $Z(1) < Z(2) < \dots < Z(n)$ 。每个组区 $b(i)$ 可以与表示落入由直方图组区 $b(i)$ 限定的阻抗范围中的阻抗采集和分析会话中的阻抗测量结果的数目的百分比的量 $Q(i)$ 512相关联。阻抗会话中的阻抗值的第 K 个百分位数可以被发现为两个相邻的累积量 $\sum Q(i)$ 。也就是，

$$[0063] \quad \sum_{i=1}^{K-1} Q(i) \leq K \leq \sum_{i=1}^K Q(i)$$

[0064] 例如，如果代表性阻抗值被选择为阻抗采集和分析会话中的阻抗测量结果的第15个百分位数排序，并且 $Q(1)=8\%$ ， $Q(2)=5\%$ ，并且 $Q(3)=5\%$ ，则可以发现：

$$[0065] \quad Q(1)+Q(2) < 15\% < Q(1)+Q(2)+Q(3)$$

[0066] 也就是，第15个百分位数位于 $Q(2)$ 与 $Q(3)$ 之间。因此，基于直方图的代表性阻抗值计算器电路420可以将代表性阻抗值(Z_{Rep})确定为处于由 $b(3)$ 限定的阻抗范围内，也就是， $Z(2) \leq Z_{Rep} \leq Z(3)$ 。 Z_{Rep} 可以被确定为中心阻抗值 $(Z(2)+Z(3))/2$ ，或被确定为组区 $b(3)$ 的下界 $Z(2)$ 或上界 $Z(3)$ 。

[0067] 在一些实例中，对应于第15个百分位数的 Z_{Rep} 可以使用例如由连续频率分布估计器电路413提供的阻抗的估计的连续频率分布来确定。例如，至少部分连续的频率分布可以使用线性函数、分段线性函数或非线性函数通过在边界阻抗值 $Z(2)$ 与 $Z(3)$ 之间进行插值来在组区 $b(3)$ 内生成。非线性函数的实例可以包括：多项式函数、指数函数、幂函数或对数函数；样条曲线；或径向基函数。使用以上的实例，由于 $Q(1)+Q(2)=13\%$ 并且 $Q(1)+Q(2)+Q(3)=18\%$ ，则第15个百分位数的 Z_{Rep} 可以使用在 $Z(2)$ 与 $Z(3)$ 之间的线性插值来估计，也就是， $Z_{Rep}=Z(2)+(15-13)/(18-13)*(Z(3)-Z(2))$ 。

[0068] 基于分布的代表性阻抗值计算器电路420可以被配置为使用所生成的直方图510来确定对应于指定百分位数的代表性阻抗值。例如，当代表性阻抗值是阻抗采集和分析会话中的阻抗值的第 K 个百分位数排序时，基于直方图的代表性阻抗值计算器电路420可以通过对较低直方图组区(即，具有较低范围的直方图组区)的量进行计数和累积来确定代表性阻抗值。

[0069] 图5B示出了可以由累积直方图分析器电路414生成的阻抗值的累积直方图520的实例。累积直方图520可以使用直方图510来生成。累积直方图520可以包括多个累积组区521。每个累积组区 $cb(i)$ 可以由比先前组区 $cb(i-1)$ 更宽的阻抗值的范围限定。例如，累积组区521可以由累积重叠的间隔来限定： $cb(1)=[Z(0), Z(1)]$, $cb(2)=[Z(0), Z(2)]$, $cb(3)=[Z(0), Z(3)]$, \dots , $cb(n)=[Z(0), Z(n)]$, 其中阻抗值 $Z(i)$ 由 $Z(1) < Z(2) < \dots < Z(n)$ 约束。针对每个累积组区，由 $cQ(j)$ 表示的相应累积量522可以根据来自具有落入到累积组区 $cQ(j)$ 的范围中的组区间隔的所有直方图组区511的量 $Q(i)$ 来计算。也就是， $cQ(j) = \sum_{i=1}^j Q(i)$ 。

[0070] 为了确定对应于指定阻抗百分位数的代表性阻抗值，基于分布的代表性阻抗值计算器电路420可以以类似于对如图5A中的频率直方图的使用的方式来使用累积直方图。因为累积直方图建立在累积组区(如被示出在x轴中)与累积量(如被示出在y轴中)之间的关系，所以第 K 个百分位数排序可以通过查找具有累积量 $K\%$ 的累积组区来确定。如图5B中示出的，在523的累积量 $K\%$ 位于 $cQ(2)$ 与 $cQ(3)$ 之间，因此，对应于累积量 $K\%$ 的代表性阻抗值(Z_{Rep})位于 $cb(2)$ 与 $cb(3)$ 之间。因为 $cb(3)$ 通过并入直方图组区 $b(3)$ 来扩展 $cb(2)$ 的范围，所

以之后可以确定代表性阻抗值应当处于由b(3)限定的范围内,也就是, $Z(2) \leq Z_{Rep} \leq Z(3)$ 。 Z_{Rep} 可以被确定为中心阻抗值 $(Z(2)+Z(3))/2$,或者被确定为组区b(3)的下界 $Z(2)$ 或上界 $Z(3)$ 。

[0071] 图5C示出可以由连续累积分布估计器电路416生成的阻抗值的累积分布曲线535的实例。累积分布曲线535包括在阻抗感测和分析会话中收集的阻抗测量结果的至少部分连续分布。连续累积分布估计器电路416可以被配置为使用两个或更多个累积直方图组区的累积量 $cQ(i)$ 来生成累积分布曲线535。在实例中,直方图分析器电路410可以使用两个或更多个直方图组区 $cb(i)$ 的累积量 $cQ(i)$ 的线性曲线拟合、分段线性曲线拟合或非线性曲线拟合来生成至少部分连续分布。例如,如图5C所示,累积分布曲线535可以通过将 $cQ(2)$ 、 $cQ(3)$ 和 $cQ(4)$ 拟合为使在累积量与经拟合的曲线之间的总均方误差最小化的多项式函数来生成。作为多项式函数的备选,可以使用其他非线性曲线拟合函数,包括指数函数、幂函数、或对数函数、样条曲线或径向基函数。数据内插和外插可以用在累积量的线性曲线拟合或非线性曲线拟合。经拟合的至少部分连续分布曲线535可以被表示为 $cQ=f(Z)$,其中变量 Z (被示出在x轴上)表示阻抗值, cQ (被示出在y轴上)表示例如具有不大于 Z 的多个阻抗测量结果的百分比的相对累积量,并且 f 表示至少部分连续的线性函数或非线性函数。例如,针对任何给定阻抗 Z_0 ,可以从经拟合的分布曲线535确定在多个阻抗测量结果之中,存在小于或等于 Z_0 的 $f(Z_0)$ 阻抗测量结果。也就是, Z_0 表示 $f(Z_0)*100$ 的百分位数排序。

[0072] 基于分布的代表性阻抗值计算器电路420可以被配置为使用累积分布曲线535来确定针对指定百分位数的代表性阻抗值。例如,第 K 个百分位数排序可以等价于 $K\%$ 的相对累积量。使用由 $cQ=f(Z)$ 给出的经拟合的分布曲线535,可以确定针对 $cQ=K\%$,对应的代表性阻抗 $Z_{Rep}=f^{-1}(K\%)$,其中 f^{-1} 是函数 f 的反函数。该操作可以被示出在图5C中,其中对应的累积量533($K\%$)可以根据累积分布曲线535被映射到 Z_{Rep} 536。累积分布曲线535上的点534对应于在 $cb(2)$ 与 $cb(3)$ 之间的阻抗。因为 $cb(3)$ 通过并入直方图组区b(3)来扩展从 $cb(2)$ 的范围,所以之后可以确定代表性阻抗值应当处于由b(3)限定的范围内。

[0073] 图6示出了在大约70天的跨度(如被示出在x轴中)上计算的代表性阻抗 Z_{Rep} (如被示出在y轴中)的趋势600的实例。阻抗测量结果可以由可植入医疗装置(IMD)内的阻抗感测电路来采集。阻抗感测电路可以被配置为耦合到RV引线和IMD外壳上的一个或多个电极并采集来自RV-罐阻抗向量(Z_{RV-can})的测量结果。由趋势600中的数据点610表示的代表性阻抗值中的每个表示在24小时阻抗采集和分析会话期间采集到的多个阻抗测量结果之中的第15个百分位数排序。例如,在33天上的代表性阻抗值611达到大约53.50hms的峰值,暗示在33天上的24小时的阻抗采集和分析会话期间采集到的全部 Z_{RV-can} 测量结果中的15%不大于53.50hms。代表性阻抗值可以由代表性阻抗值计算器电路226、300、或400中的一个生成。

[0074] 代表性阻抗值的长期窗口620和短期窗口640可以被指定用于在检测如HF的恶化或指示HF失代偿的事件的目标生理事件中。统计度量可以分别使用长期窗口620和短期窗口640中的阻抗测量结果来生成,并且检测决策可以使用在长期窗口620的统计度量与短期窗口640的统计度量之间的比较来做出。下面例如参考图8-图10来讨论使用代表性阻抗值来检测目标生理事件的方法的实例。

[0075] 图7示出对应于各种代表性阻抗值的受试者工作特性(ROC)曲线的实例。在该实例中,IMD中的阻抗感测电路可以被配置为采集来自RV-罐向量(Z_{RV-can})的阻抗测量结果。ROC

曲线可以用于说明和评价在检测指示HF失代偿的目标事件的检测器或检测算法的性能。ROC曲线描绘针对多个检测阈值(如在根据短期窗口640计算的统计度量与根据长期窗口620计算的统计度量之间的相对差的阈值)在对应的患者年误报率(如被示出在x轴中)上的检测目标事件(如被示出在y轴中)的灵敏度,如图6所示。

[0076] ROC曲线710、720和730分别对应于被计算为在24小时时间段上采集到的阻抗测量结果的第15个、第50个和第85个百分位数排序的每日代表性阻抗值。图7示出针对指定误报率ROC曲线710可以提供比ROC曲线720和730更高的灵敏度的实例。可以针对ROC曲线710、720和730计算在ROC曲线下的面积(A_{ROC})(可以被用于评价检测器的性能的指数)。定性比较也指示710的 A_{ROC} 比720和730的 A_{ROC} 大。因此,在该实例中,在检测指示HF失代偿的事件中,被计算为第15个百分位数排序的代表性阻抗值胜过被计算为第50个或第85个百分位数排序的代表性阻抗值。

[0077] 图8示出了使用如生物阻抗信号的生理信号来检测目标生理事件的方法800的实例。目标生理事件可以包括指示HF的恶化或HF失代偿的事件。方法800可以被实施并运行在如可植入或可佩戴医疗装置的移动医疗装置中,或远程患者管理系统中。在实例中,方法800可以通过在IMD 110中实施的基于阻抗百分位数的生理事件检测器113或与IMD 110通信的外部系统120来执行。

[0078] 在801,可以测量来自患者的生理信号,如生物阻抗信号。使用在被植入或以其他方式附着到患者的如108A-C的可植入引线中的一个或多个或罐112上的一个或多个电极来感测生物阻抗信号。所测量的生物阻抗可以包括多个胸部阻抗测量结果或多个心内阻抗测量结果。所测量的生物阻抗可以被处理以生成一个或多个统计信号度量或形态学信号度量。可以在阻抗采集和分析会话期间感测和处理生物阻抗信号。阻抗采集和分析会话可以包括在检测到的生理事件(如睡眠到唤醒状态过渡)之后的时间持续时间。阻抗采集和分析会话还可以被确定为一天的预定时间间隔,如在早上6点与中午12点之间的上午。

[0079] 在802,可以接收到指定百分位数。指定阻抗百分位数可以指示具有不大于代表性阻抗值的值的阻抗测量结果的相对数目。接收到的阻抗百分位数的实例是代表性阻抗值(Z_{Rep})的百分位数排序(PR)。范围从0到100%的百分位数排序(即,第100个百分位数)指示不大于代表性阻抗值的多个阻抗测量结果的百分比。在实例中,小于第50个百分位数排序的百分位数被接收并用于确定代表性阻抗值。可以例如经由用户输入装置从终端用户或从存储预定百分位数的存储器接收指定阻抗百分位数。当在801选择多于一个生物阻抗向量时,在802各种百分位数可以独立地被选择用于每个选定的生物阻抗向量。

[0080] 在803,使用阻抗测量结果和接收到的指定百分位数来计算代表性阻抗值(Z_{Rep})。可以根据多个阻抗测量结果来计算阻抗值的统计分布的估计。统计分布可以是在特定阻抗值与等于或小于特定阻抗值的阻抗测量结果的出现的频率之间的映射的数学函数或图形表示。利用接收到的指定百分位数,可以根据所估计的统计分布来找到对应的代表性阻抗值(Z_{Rep})。

[0081] 在804,可以生成随时间的代表性阻抗值的趋势。例如,可以在一个或多个阻抗采集和分析会话中收集来自指定阻抗向量的测量结果,并且可以针对每个会话生成代表性阻抗值。第一统计度量可以使用在第一时间窗口期间计算的第一代表性阻抗值集合来生成,并且第二统计度量可以使用在第二时间窗口期间计算的第二代表性阻抗值集合来生成。第

一统计度量和第二统计度量每一个可以均包括均值、中值、模态、百分位数、四分位数、或在第一代表性阻抗值集合或第二代表性阻抗值集合之中的中心趋势的其他度量。在实例中,第二时间窗口可以比第一窗口更长,并且第二时间窗口的至少部分在时间上在第一时间窗口前面。根据第二代表性阻抗值集合计算的第二统计度量可以指示阻抗基线($Z_{Baseline}$)。在一些实例中,第二时间窗口是移动窗口,并且可以例如使用根据旧窗口计算的 $Z_{Baseline}$ 和新窗口中的阻抗值的线性组合来自适应地来更新 $Z_{Baseline}$ 。

[0082] 检测指数(DI)可以使用在第一统计度量与第二统计度量之间的比较来计算。DI表示随时间的阻抗值的趋势,并且可以指示诱发HF失代偿发作的生理状况(如过渡的胸腔积液)的存在或严重性。DI可以被计算为在来自第一短期窗口(Z_{STV})的统计度量与来自第二长期窗口($Z_{Baseline}$)的统计度量之间的差、百分比差或其他相对差。也就是, $DI = Z_{Baseline} - Z_{STV}$,或者 $DI = (Z_{Baseline} - Z_{STV}) / Z_{Baseline}$ 。DI也可以被计算为从第二统计度量($Z_{Baseline}$)到第一统计度量(Z_{STV})的变化的数量。也就是, $DI = (Z_{Baseline} - Z_{STV}) / (T_{Baseline} - T_{STV})$,其中 $T_{Baseline}$ 和 T_{STV} 分别是针对第二时间窗口与第一时间窗口的代表性时间。

[0083] 在805,可以使用至少代表性阻抗值的趋势来检测目标生理事件。如指示HF的恶化的事件的目标事件可以在DI大于阈值时检测到。大的DI可以因此指示代表性阻抗从基线阻抗的大幅下降,基线阻抗可以源自于与HF的恶化相关联的增加的胸腔积液。

[0084] 图9示出了用于确定代表性阻抗值的方法900的实例。方法900可以是用于检测目标生理事件的803的实例。在实例中,方法900可以由如图2所示的代表性阻抗值计算器电路226或如图3所示的代表性阻抗值计算器电路300来执行。

[0085] 可以在901开始阻抗采集和分析会话。阻抗采集和分析会话可以通过指定生理事件触发并持续指定持续时间T,在该指定持续时间T期间采集阻抗测量结果。能够在阻抗采集和分析会话期间收集的阻抗测量结果的总数目N可以被确定为 $N = R * T$,其中R表示由阻抗采样和阻抗度量计算的速率确定的阻抗测量结果速率。

[0086] 在902,可以接收阻抗值集合并将其存储在例如存储器装置中。该集合的大小可以使用阻抗采集和分析会话中的阻抗值的数目和指定百分位数来确定。例如,针对第K个百分位数,该集合的大小可以至少足够存储 $N * K / 100$ 个阻抗测量结果。在903,临时代表性阻抗值可以之后根据该阻抗值集合 tZ_{Rep} 来确定。在实例中, tZ_{Rep} 可以被确定为该阻抗值集合中的最大值 Z_{max} 。在一些实例中,在903,可以以升序或降序对 $N * K / 100$ 个阻抗值进行排序以用于找到 Z_{max} 。

[0087] 在904,可以接收新的阻抗值 $Z(n)$ 并将其与 tZ_{Rep} 进行比较。如果在905接收到的阻抗值 $Z(n)$ 小于 tZ_{Rep} ,或者在新的阻抗值与 tZ_{Rep} 之间的相对差超过阈值 Z_{TH} (例如, $tZ_{Rep} - Z(n) > Z_{TH}$),则可以在906通过利用 $Z(n)$ 替换 tZ_{Rep} 来更新该阻抗测量结果集合。当在903以升序或降序对阻抗测量结果进行排序时,更新可以包括从该集合中移除 tZ_{Rep} 并将 $Z(n)$ 插入在升序序列或降序序列中的适当位置处。可以在907使用经更新的该阻抗值集合(如新集合中的最大值)来计算新的 tZ_{Rep} 。

[0088] 在907对 tZ_{Rep} 的更新之后,在908检查会话过期条件。还在905接收到的阻抗值 $Z(n)$ 大于或等于 tZ_{Rep} 时检查会话过期条件,在 $Z(n)$ 与 tZ_{Rep} 之间的相对差落入阈值 Z_{TH} 以下。会话过期条件可以包括达到会话的持续时间的结束的阻抗采集的指示,采集的阻抗值的总计数已经达到预定数目N,诸如患者的医学状况的预定事件或者由终端用户提供的中断的出现。

[0089] 如果在908会话还没有过期,则可以在904接收另一新的阻抗测量结果 $Z_{(n+1)}$,并且过程继续。如果在908会话被确定为过期,则可以在909确定代表性阻抗 Z_{Rep} 。代表性阻抗 Z_{Rep} 可以在采集到的阻抗测量结果的总计数已经达到预定数目 N 时获取 tZ_{Rep} 的值,也就是, $Z_{Rep} = tZ_{Rep}$ 。然而,如果会话响应于预定事件或用户中断的出现而过期使得总计 N' ($N' < N$)个阻抗测量结果被收集并被处理,则在升序阻抗序列中的第 $N' * K / 100$ 个阻抗值可以被当作代表性阻抗值。由此确定的代表性阻抗值具有在处理过的 N' 个阻抗值之中的第 K 个百分位数排序。所计算的 Z_{Rep} 可以之后用于生成如在804的代表性阻抗值的趋势以用在检测目标生理事件中。

[0090] 图10示出了用于使用阻抗测量结果的统计分布的估计来确定代表性阻抗值的方法1000的实例。方法1000可以是用于检测目标生理事件的803的实例。在实例中,方法1000可以由如图2所示的代表性阻抗值计算器电路226或者如图4所示的代表性阻抗值计算器电路400来执行。

[0091] 在1001,可以例如使用在801处采集和处理的多个阻抗测量结果来生成生物阻抗测量结果的直方图。每个阻抗测量结果(如统计阻抗度量或形态学阻抗度量的值)可以被分类到离散直方图组区的指定集合中的一个中,并且可以计算指示落入到相应组区的范围中的阻抗测量结果的数目的量。由此生成的直方图可以表示在阻抗采集和分析会话中收集到的阻抗测量结果的分布。

[0092] 在1002,可以使用在1001处创建的直方图来生成阻抗测量结果的累积直方图。累积直方图包括针对指定组区的直到指定组区的所有直方图组区中的阻抗测量结果的累积计数。每个累积组区定义具有比它的先前累积组区中的任何更宽的范围的阻抗值间隔。累积直方图可以因此被视为直方图中的组区的累积。

[0093] 在1003,可以估计阻抗的累积分布函数。累积分布函数可以包括如使用累积直方图的两个或更多个累积组区的至少部分连续的分布函数。至少部分连续的分布可以使用两个或更多个累积直方图组区的线性曲线拟合、分段线性曲线拟合、或非线性曲线拟合来生成。至少部分连续的分布可以被表示为数学函数 $cQ = f(Z)$,其中, Z 表示阻抗值, cQ 是具有不大于 Z 的值的相对累积量(如多个阻抗测量结果的百分比),并且 f 是建立在特定阻抗值与等于或小于特定阻抗值的阻抗值的出现的频率之间的映射的线性函数或非线性函数。至少部分连续的分布还可以由如图5C中示出的图形分布曲线表示。

[0094] 在1004,可以使用至少部分连续的累积分布函数或分布曲线来确定对应于指定百分位数(例如,第 K 个百分位数排序)的代表性阻抗值。例如,在802处接收到的第 K 个百分位数可以等价于 $K\%$ 的相对累积量,也就是, $cQ = K\%$ 。使用分布函数 $cQ = f(Z)$,代表性阻抗值可以被计算为 $Z_{Rep} = f^{-1}(K\%)$,其中, f^{-1} 是函数 f 的反函数。所计算的 Z_{Re} 可以之后用于生成如在804的代表性阻抗值的趋势以用在检测目标生理事件中。

[0095] 上面的详细描述包括参照附图,其形成详细描述的一部分。附图以图示的方式示出具体实施方案,其中可以实施本发明。这些实施方案也在本文中称为“实施例”。这样的实施例可以包括除了那些显示或描述的要素之外的要素。然而,本发明的发明人还考虑在其中仅提供显示或描述的那些元件的实施例。此外,本发明的发明人还考虑使用显示或描述的那些要素(或其一个或多个方面)的任何组合或排列的实施例,要么参考特定的实施例(或其一个或者多个方面)或参考本文显示或描述的其他实施例(或其一个或者多个方面)。

[0096] 本文件和通过引用并入的任何文件之间用法不一致的情况下,以本文件中的使用为准。

[0097] 在本文件中,所使用的术语“一个(a或an)”,如专利文件中常见的,包括一个或多个,独立于“至少一个”或“一个或多个”的任何其他实例或用法。在这个文件中,除非另有说明,术语“或”用于指非排他,使得“A或B”包括“A而非B”,“B而非A”以及“A和B”。在这份文件中,术语“包括(including)”和“其中(in which)”被用作相应的术语“包括(comprising)”和“其中(wherein)”的普通英语等同物。另外,在下面的权利要求中,术语“包括(including)”和“包括(comprising)”是开放式的,即,包括除了那些在权利要求中这样的术语后列出的要素之外的要素的系统、装置、物品、组合物、制剂或过程仍然认为是落在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”和“第三”等只用作标记,并且不旨在对其客体强加数字要求。

[0098] 本文所述的方法实施例可以是至少部分地执行的机器或计算机。一些实例可包括编码有可操作以配置电子器件实施上述实施例中描述的方法的指令的计算机可读介质或机器可读介质。这样的方法的实现可以包括代码,例如微代码、汇编语言代码、高级语言代码等。这样的代码可以包括用于执行各种方法的计算机可读指令。该代码可形成计算机程序产品的部分。此外,在一个实例中,代码可以被有形地存储在一个或多个易失性,非短暂性或非易失性有形的计算机可读介质中,如在执行期间或在其它时间。这些有形的计算机可读介质的实例可以包括,但不限于,硬盘、可移动磁盘、可移动光盘(例如,压缩盘和数字视频光盘)、磁带盒、存储卡或棒、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)和类似物。

[0099] 以上的描述旨在是说明性的,而不是限制性的。例如,上述实施例(或其一个或多个方面)可彼此组合使用。可以使用其他实施方案,例如通过回顾了上面的描述的本领域的普通技术人员。提供摘要以符合37C.F.R. §1.72(b)以允许读者快速地确定技术公开内容的本质。应该理解,它不会用于解释或限制权利要求的范围或含义。另外,在上述详细说明中,可以将各种特征集合在一起以简化本公开。这不应该被解释为意图使未主张的公开特征对于任何权利要求是必不可少的。而是,本发明的主题可以在于少于特定公开的实施方案的所有特征。因此,由此将下面的权利要求结合到详细描述中作为实施例或实施方案,每个权利要求独立地作为单独的实施例,并且可以预期的是这样的实施方案可以各种组合或排列彼此组合。应参照所附权利要求来确定本发明的范围,连同这些权利要求被赋予的全部等效物范围。

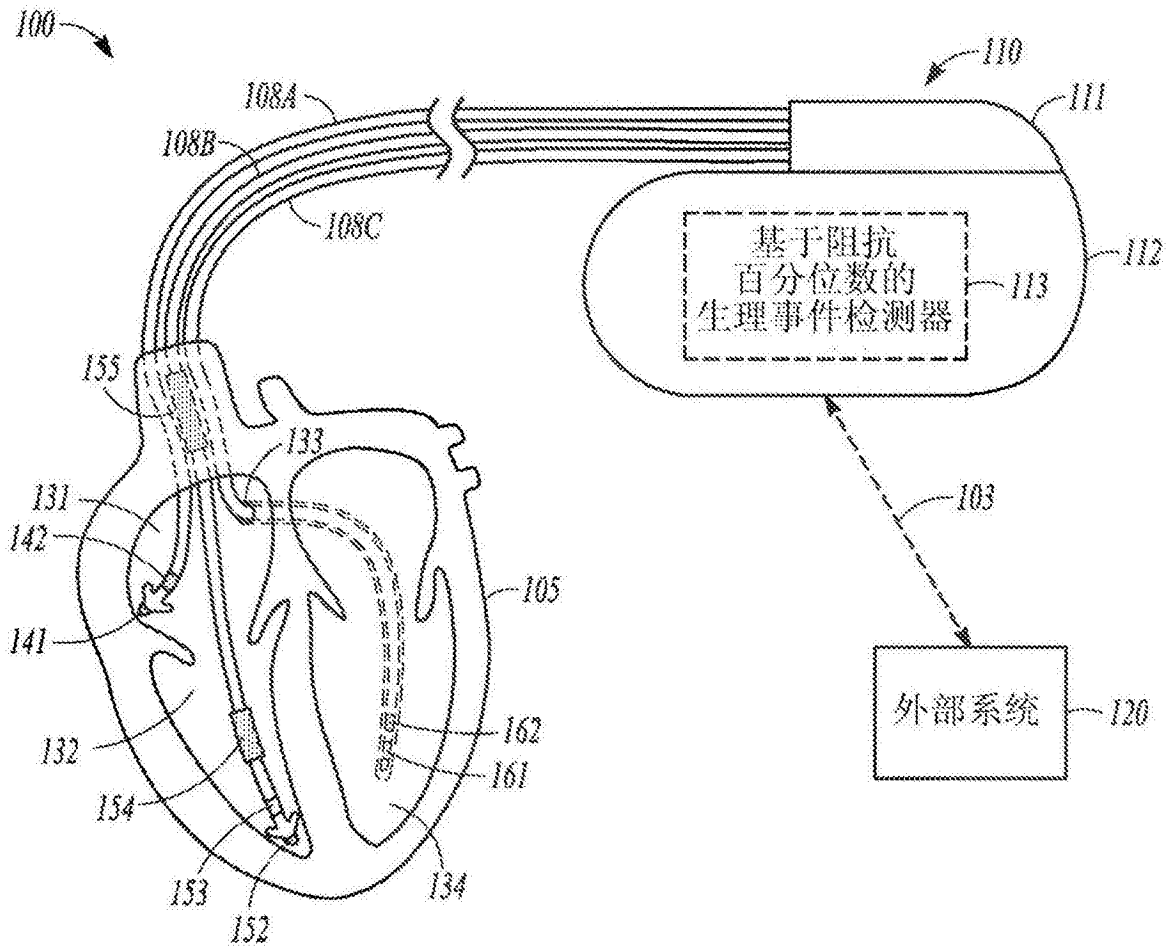


图1

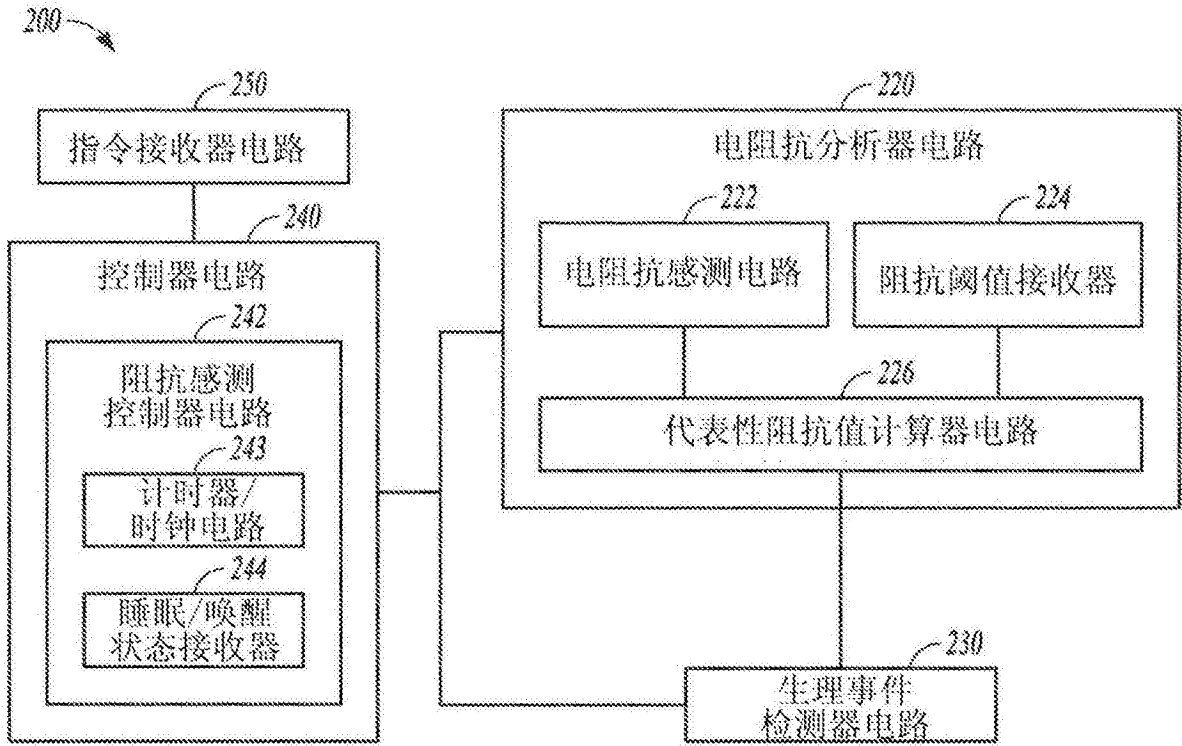


图2

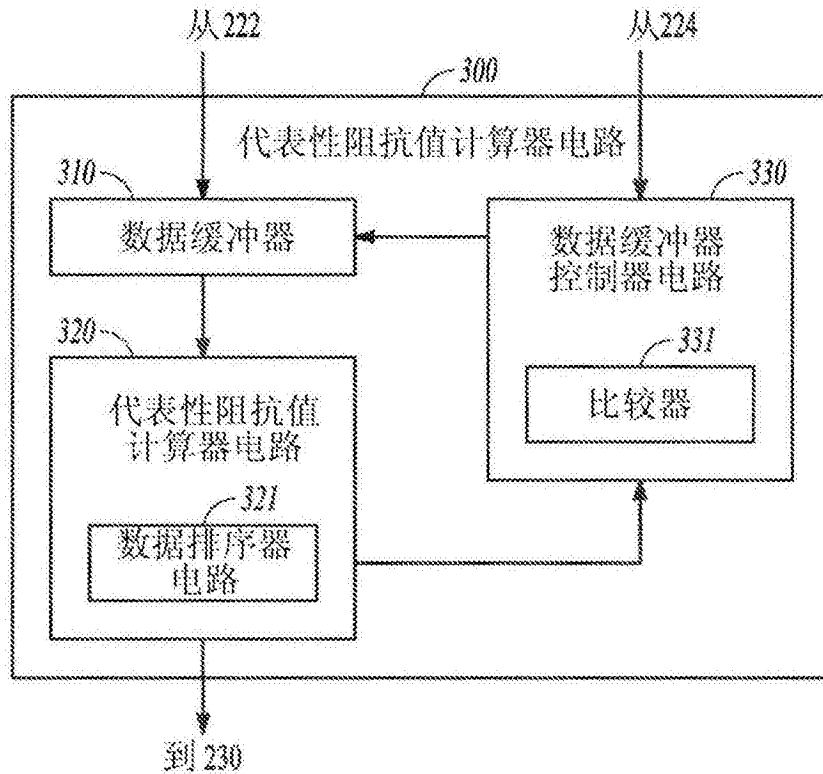


图3

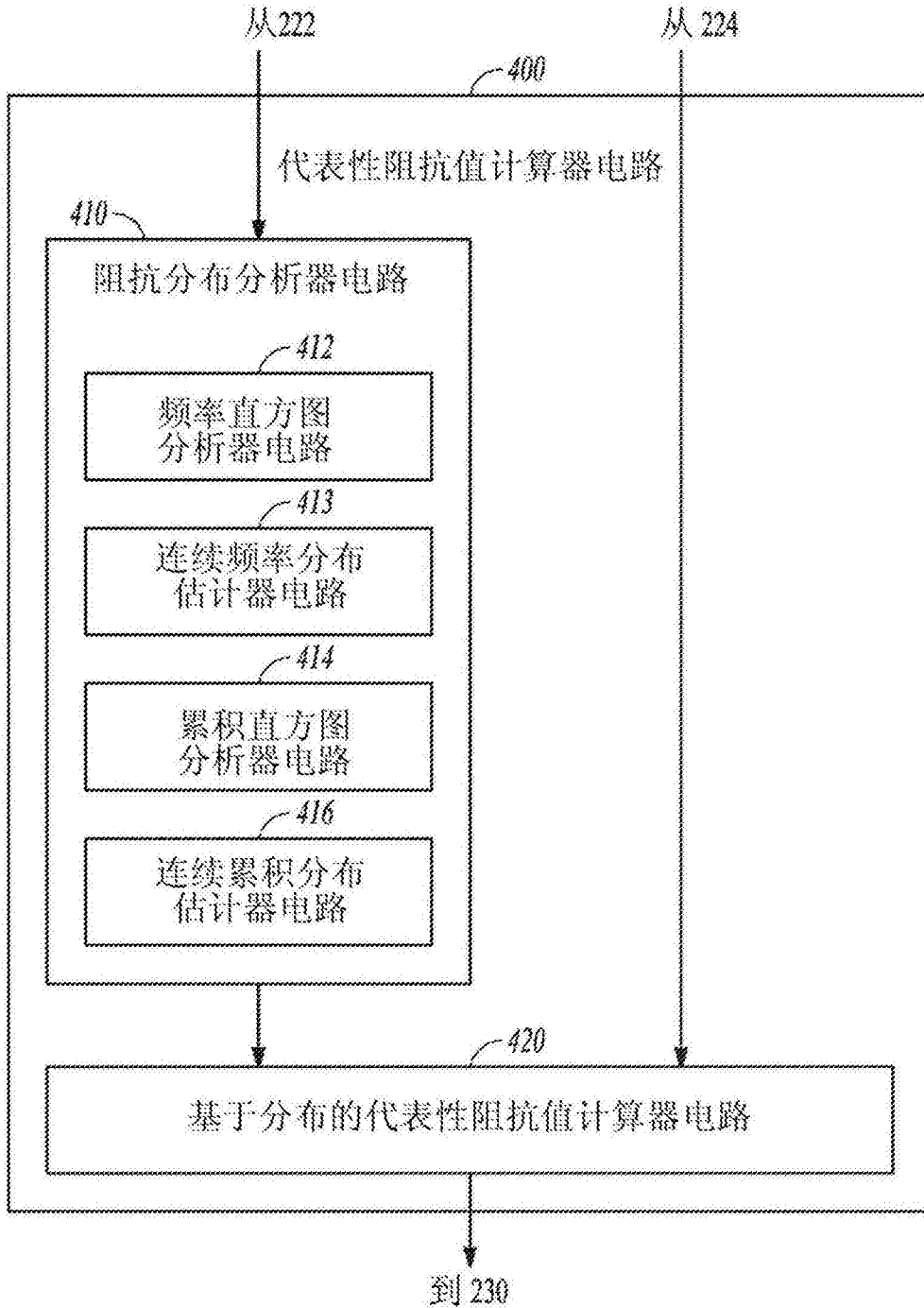


图4

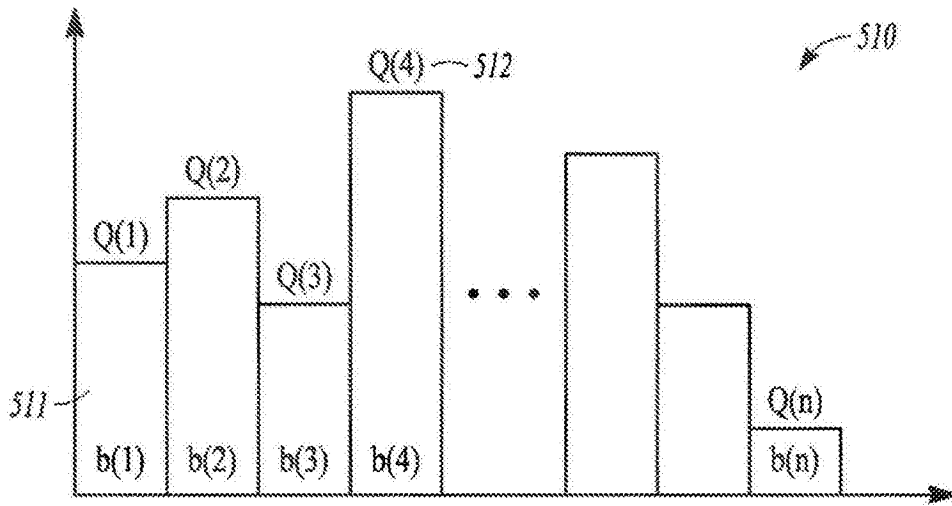


图5A

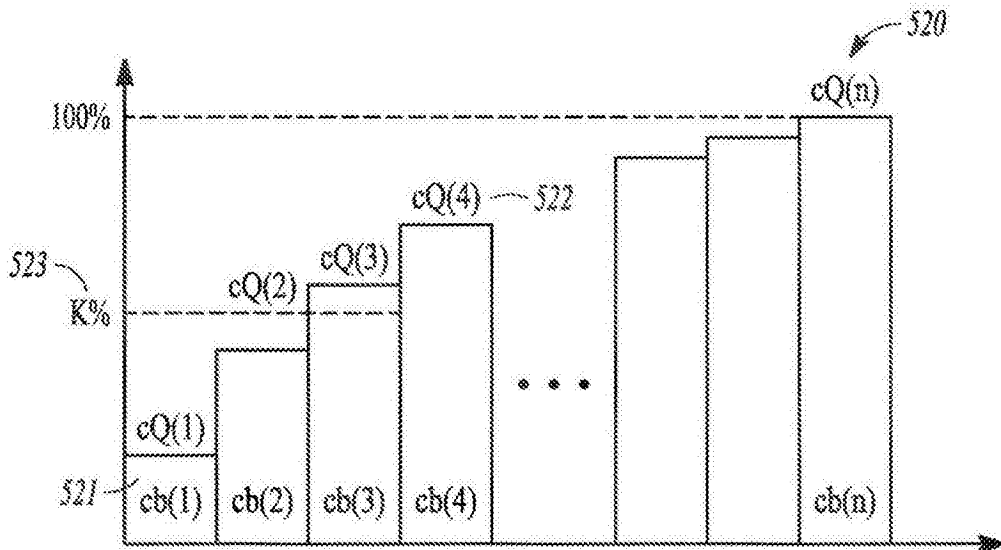


图5B

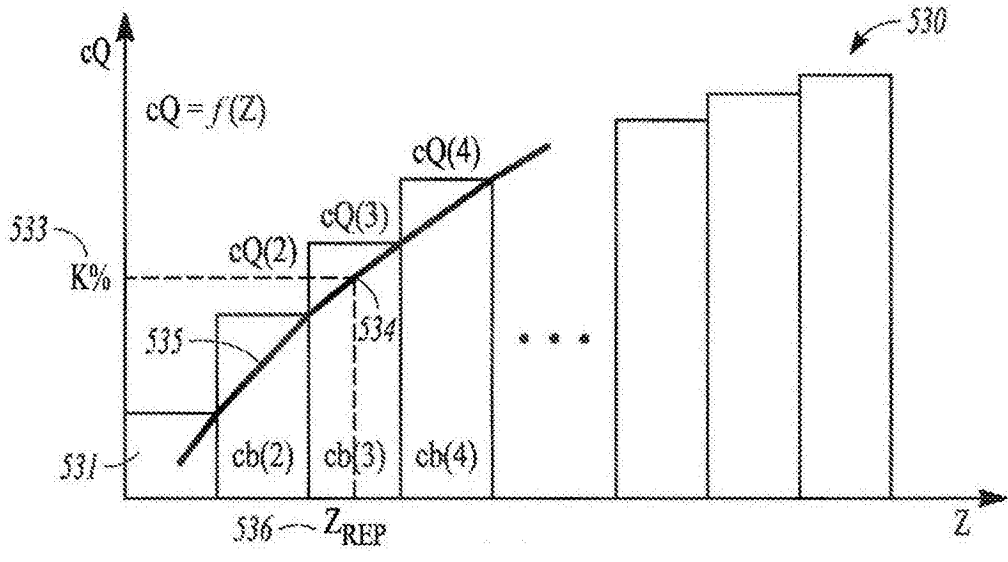


图5C

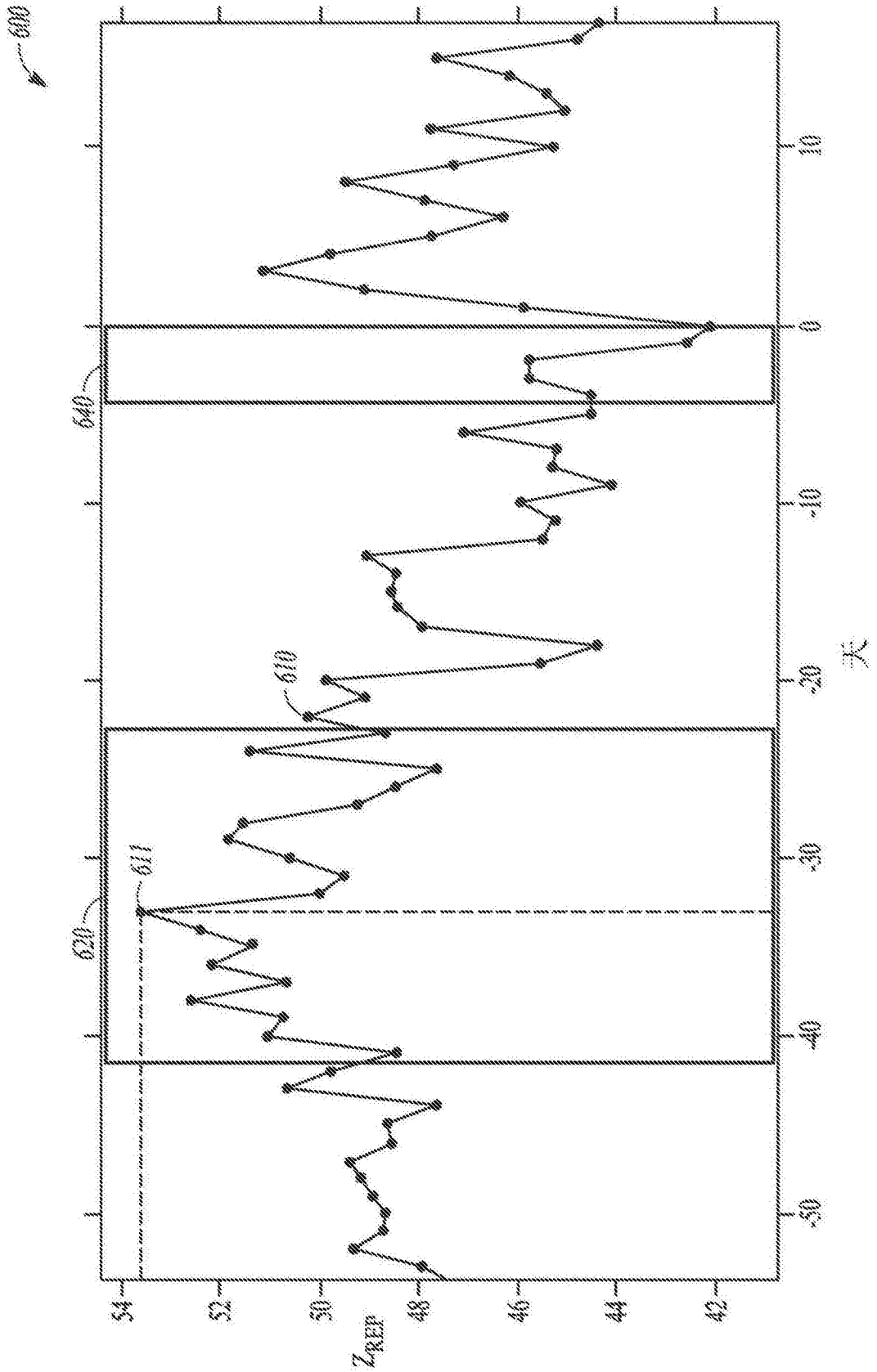


图6

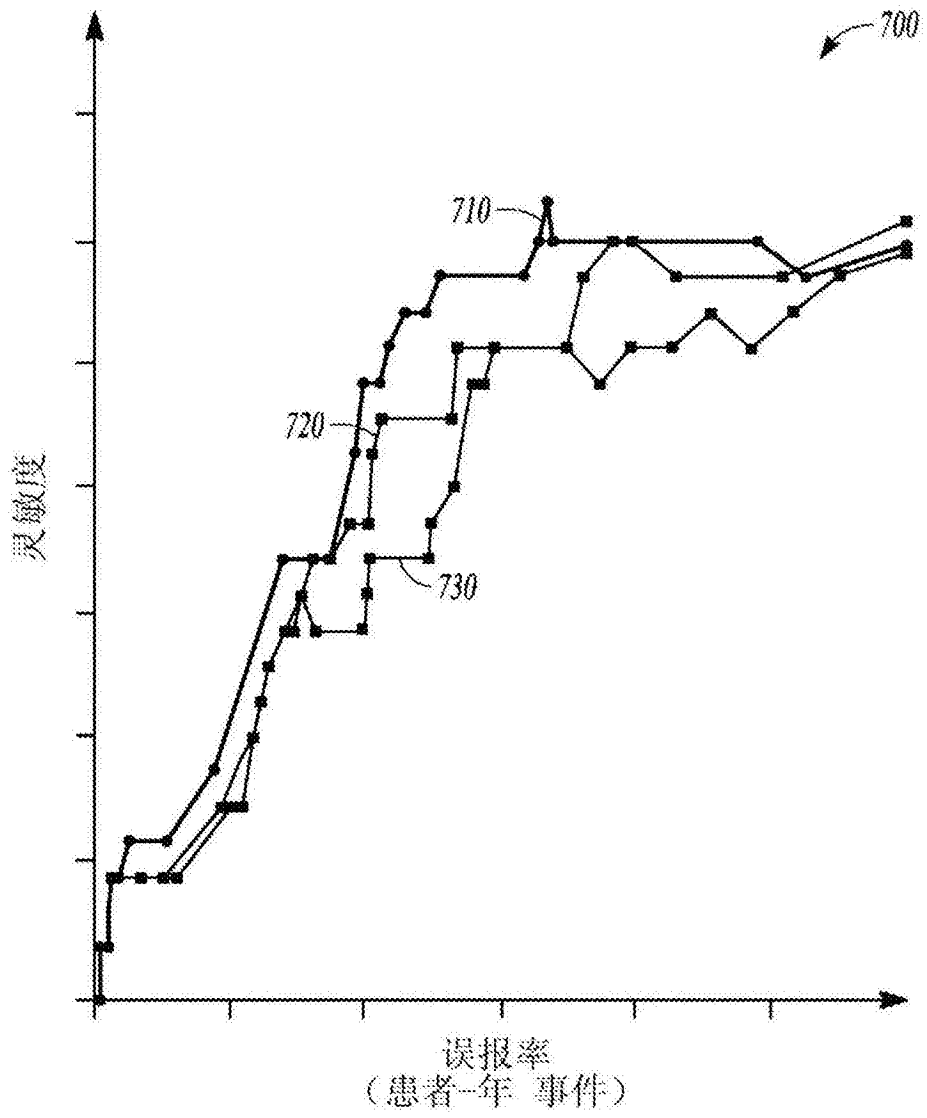


图7

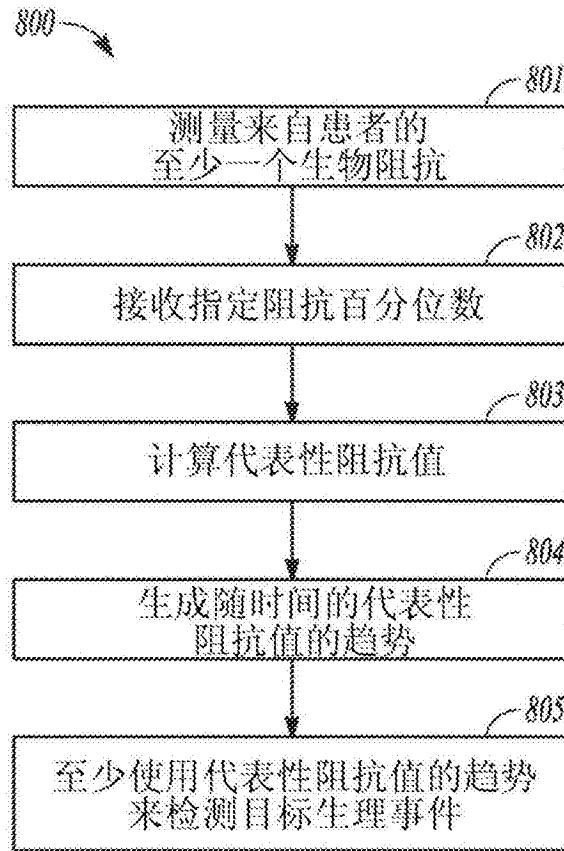


图8

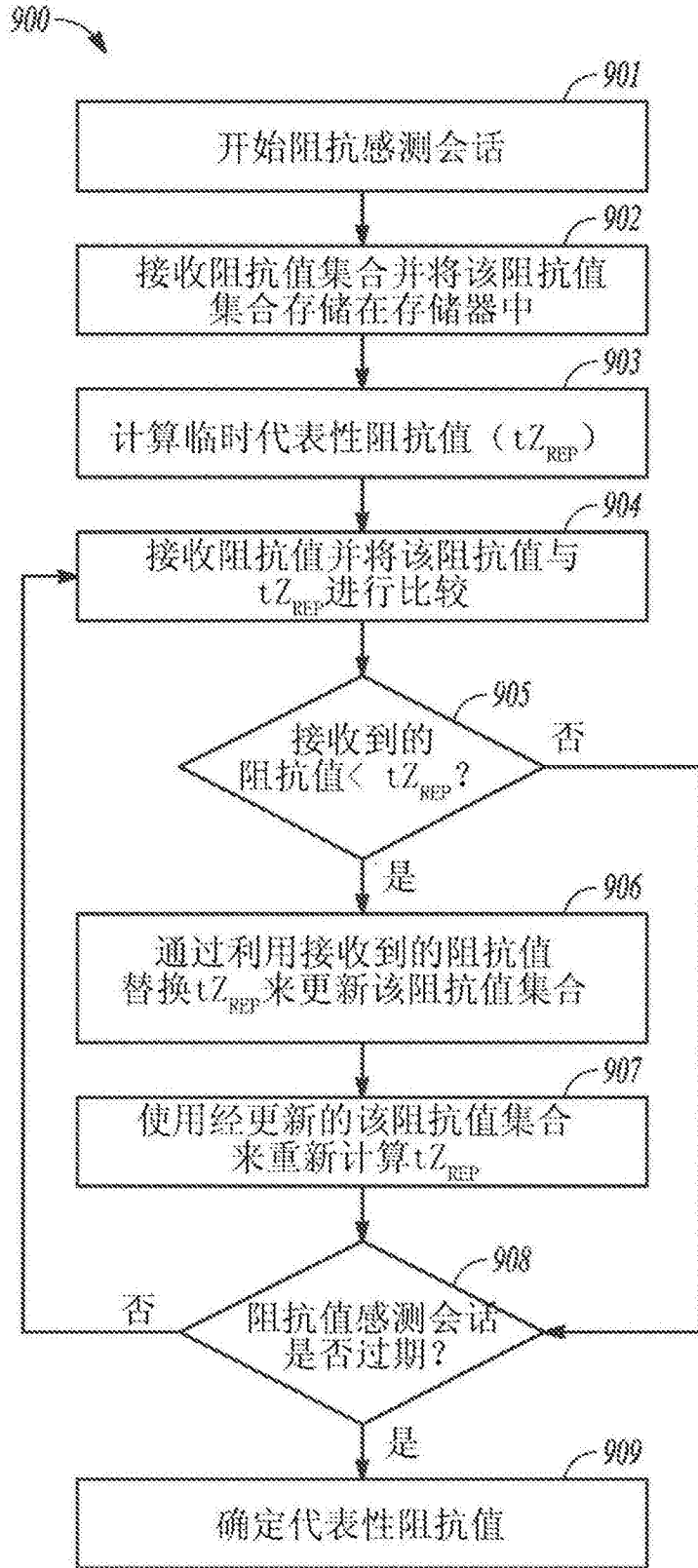


图9

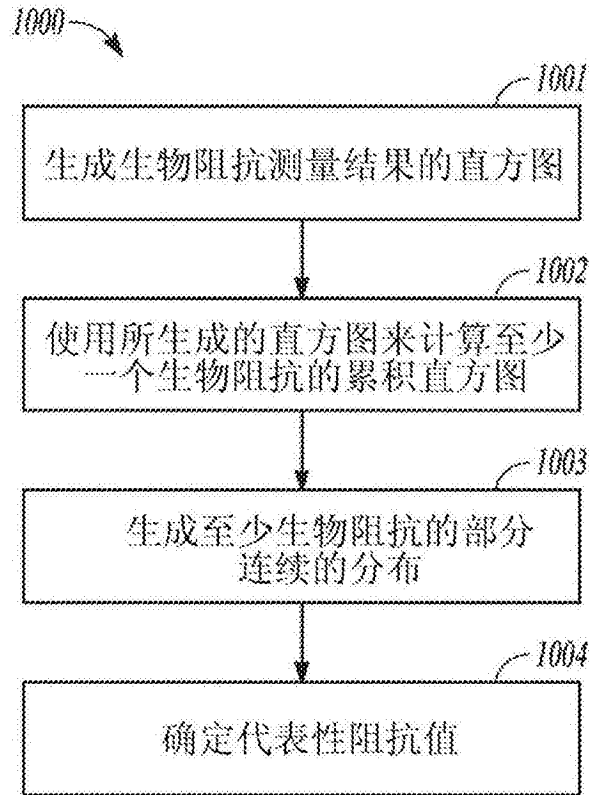


图10

专利名称(译)	使用胸部阻抗的心力衰竭事件检测		
公开(公告)号	CN105578949A	公开(公告)日	2016-05-11
申请号	CN201480052193.3	申请日	2014-08-21
[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	维克多利亞A艾沃瑞納 普拉莫德辛格希拉辛格塔庫爾 羅伯特J斯威尼 喬納森沃爾特克魯格		
发明人	维克多利亞·A·艾沃瑞納 普拉莫德辛格·希拉辛格·塔庫爾 羅伯特·J·斯威尼 喬納森·沃爾特·克魯格		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/0538 A61B5/0402 A61B5/0537 A61B5/4878 A61B5/7275 A61B5/7282 A61B2505/03 A61B2505/07 G16H40/60		
代理人(译)	楊生平		
优先权	61/882866 2013-09-26 US		
其他公开文献	CN105578949B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了用于检测生理目标事件(如指示HF失代偿状态的事件)的装置和方法。移动医疗装置(AMD)可以测量来自患者的生物阻抗(如胸部阻抗)。AMD可以接收阻抗测量结果的范围或分布内的指定阈值或指定百分位数(如小于第50个百分位数),并且使用多个胸部阻抗测量结果来计算与指定阈值或百分位数对应的代表性阻抗值(ZRep)。代表性阻抗值可以使用自适应过程或者使用阻抗测量结果的估计分布来计算。AMD可以包括生理事件检测器电路,生理事件检测器电路可以生成在指定时间段上的代表性阻抗值的趋势,并且使用代表性阻抗值的趋势来检测如指示HF失代偿的目标生理事件。

