



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108601540 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201680081285.3

(22)申请日 2016.12.07

(30)优先权数据

P201531775 2015.12.07 ES

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.08.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/080146 2016.12.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/097858 EN 2017.06.15

(71)申请人 智能解决方案技术公司

地址 西班牙马德里

(72)发明人 泽维尔·伊巴涅斯卡塔拉

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 陆建萍 郑霞

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

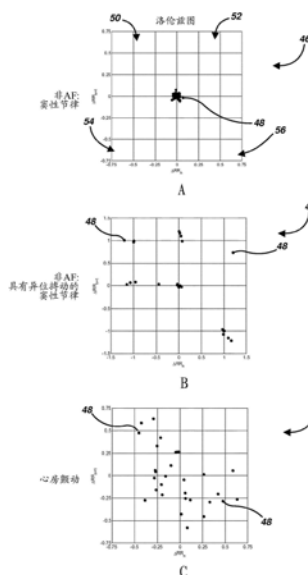
权利要求书3页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

心房颤动检测系统和使用方法

(57)摘要

用于分析和识别用户的心房颤动征象的心房颤动检测系统包括至少一个计算设备,其被配置为接收和处理由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号,并且随后将所述处理的至少一个生物信号作为构成生物信号的至少一个搏动间间隔序列的多个序列段传输到至少一个分类器,该至少一个分类器被配置为确定生物信号的至少一个搏动间间隔序列是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率。基于二维洛伦兹图的归一化直方图被传输到至少一个分类器,例如传输到人工神经网络。



1. 一种用于分析和识别用户的心房颤动征象的方法,所述方法包括以下步骤:
 - 向至少一个计算设备传输由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号;
 - 用单义且可重复的点表示所述生物信号的至少一个搏动中的每一个;
 - 计算在所述生物信号的所述至少一个搏动中的每一个搏动与紧接在前的搏动之间的搏动间间隔;
 - 生成由所述生物信号的连续的搏动间间隔组成的至少一个搏动间间隔序列;
 - 将所述搏动间间隔序列分成具有预定义时间长度的多个有限序列段,所述多个有限序列段由所述搏动间间隔序列的连续的搏动间间隔组成;以及
 - 对于每个序列段:
 - 通过生成表示与所述搏动间间隔序列相关联的数据的分散的散点图来编码所述序列段;
 - 通过生成表示在所述散点图的每个特定区域中绘制的绘制点的量的直方图来编码所述散点图;
 - 通过将每个箱的箱计数除以所述散点图中的绘制点的总和来归一化所述直方图;
 - 将归一化的直方图传输到与所述至少一个计算设备进行选择性通信的至少一个分类器;以及
 - 通过所述分类器确定所述序列段是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,用单义且可重复的点表示所述生物信号的至少一个搏动中的每一个的步骤还包括从所述点中选择在所述生物信号中具有最大绝对导数值的点的步骤。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,将所述搏动间间隔序列分成具有预定义时间长度的多个有限序列段的步骤还包括将所述搏动间间隔序列分成多个有限序列段的步骤,每个有限序列段具有三十秒的长度。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,通过生成散点图来编码所述序列段的步骤还包括通过生成二维散点图来对所述序列段进行编码的步骤。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,通过生成二维散点图来对所述序列段进行编码的步骤还包括以下步骤:
 - 计算在所述序列段的所述至少一个搏动间间隔中的每一个与紧接在前的搏动间间隔之间的搏动间间隔差;以及
 - 将三个连续的搏动间间隔差的不相关性质编码为所述散点图上的绘制点。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中,通过生成二维散点图来对所述序列段进行编码的步骤还包括通过生成二维洛伦兹图来对所述序列段进行编码的步骤。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成直方图的步骤还包括生成包含预定义数量的箱的直方图的步骤,其中所述箱各自具有预定义的箱宽度。
8. 根据权利要求7所述的方法,还包括生成包含四十九个箱的直方图的步骤,其中每个箱具有150毫秒的箱宽度。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,将所述归一化的直方图传输到至少一个分类器的步骤还包括将所述归一化的直方图传输到被训练用于分析所述归一化的直方图的至少一

个人工神经网络的步骤。

10. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 通过所述分类器确定所述序列段是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率的步骤还包括以下步骤:

在所述分类器确定所述序列段是心房颤动节律的概率相对大于所述序列段是非心房颤动节律的概率时, 得出所述序列段是心房颤动节律的结论; 以及

在所述分类器确定所述序列段是非心房颤动节律的概率相对大于所述序列段是心房颤动节律的概率时, 得出所述序列段是非心房颤动节律的结论。

11. 一种用于分析和识别用户的心房颤动征象的方法, 所述方法包括以下步骤:

向至少一个计算设备传输由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号;

用单义且可重复的点表示所述生物信号的至少一个搏动中的每一个;

计算在所述生物信号的所述至少一个搏动中的每一个搏动与紧接在前的搏动之间的搏动间间隔;

生成由所述生物信号的连续的搏动间间隔组成的至少一个搏动间间隔序列;

将所述搏动间间隔序列分成具有预定义时间长度的多个有限序列段, 所述多个有限序列段由所述搏动间间隔序列的连续的搏动间间隔组成; 以及

对于每个序列段:

计算在所述序列段的至少一个搏动间间隔中的每一个与紧接在前的搏动间间隔之间的搏动间间隔差;

将三个连续的搏动间间隔差的不相关性质编码为散点图上的绘制点;

通过生成表示在所述散点图的每个特定区域中绘制的绘制点的量的直方图来编码所述散点图, 所述直方图包含预定义数量的箱, 其中每个箱具有预定义的箱宽度;

通过将每个箱的箱计数除以所述散点图中的绘制点的总和来归一化所述直方图;

将归一化的直方图传输到与所述至少一个计算设备进行选择性通信的至少一个分类器; 以及

通过所述分类器确定所述序列段是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率。

12. 一种用于分析和识别用户的心房颤动征象的心房颤动检测系统, 所述系统包括:

至少一个计算设备, 所述至少一个计算设备被配置为接收和处理由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号, 并且随后将经处理的至少一个生物信号传输到至少一个分类器, 所述至少一个分类器被配置为确定所述生物信号是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率;

其中, 在从所述至少一个搏动检测器接收到所述至少一个生物信号时, 所述至少一个计算设备还被配置为:

用单义且可重复的点表示所述生物信号的至少一个搏动中的每一个;

计算在所述生物信号的所述至少一个搏动中的每一个搏动与紧接在前的搏动之间的搏动间间隔;

生成由所述生物信号的连续的搏动间间隔组成的至少一个搏动间间隔序列;

将所述搏动间间隔序列分成具有预定义时间长度的多个有限序列段, 所述多个有限序列段由所述搏动间间隔序列的连续的搏动间间隔组成; 以及

对于每个序列段：

通过生成表示与所述搏动间间隔序列相关联的数据的分散的散点图来编码所述序列段；

通过生成表示在所述散点图的每个特定区域中绘制的绘制点的量的直方图来编码所述散点图；

通过将每个箱的箱计数除以所述散点图中的绘制点的总和来归一化所述直方图；

将归一化的直方图传输到与所述至少一个计算设备进行选择性通信的至少一个分类器；以及

通过所述分类器确定所述序列段是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率。

13. 根据权利要求12所述的心房颤动检测系统，其中，在用单义且可重复的点表示所述生物信号的所述至少一个搏动中的每一个时，所述计算设备还被配置为从所述点中选择在所述生物信号中具有最大绝对导数值的点。

14. 根据权利要求12所述的心房颤动检测系统，其中，所述序列段中的每一个具有三十秒的长度。

15. 根据权利要求12所述的心房颤动检测系统，其中，对于每个序列段，所述计算设备还被配置为：

计算在所述序列段的至少一个搏动间间隔中的每一个与紧接在前的搏动间间隔之间的搏动间间隔差；以及

将三个连续的搏动间间隔差的不相关性质编码为所述散点图上的绘制点。

16. 根据权利要求12所述的心房颤动检测系统，其中，所述直方图是包含预定义数量的箱的三维直方图，其中所述箱各自具有预定义的箱宽度。

17. 根据权利要求16所述的心房颤动检测系统，其中，所述直方图包含四十九个箱，其中每个箱具有150毫秒的箱宽度。

18. 根据权利要求12所述的心房颤动检测系统，其中，所述至少一个分类器是被训练用于分析所述归一化的直方图的人工神经网络。

19. 根据权利要求18所述的心房颤动检测系统，其中，所述人工神经网络使用整流线性单元隐藏网络、用于输出神经元的柔性最大激活函数以及丢失和最大范数正则化，以便优化所述分类器的性能。

20. 根据权利要求12所述的心房颤动检测系统，其中，所述至少一个搏动检测器是心电图设备。

心房颤动检测系统及使用方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2015年12月7日提交的西班牙申请号为P201531775的优先权,并享有其提交日。前述申请的内容通过引用并入本文。

[0003] 背景

[0004] 本专利申请的主题大体上涉及心房颤动,且更具体地涉及被配置用于分析和识别心房颤动征象的心房颤动检测系统和相关联的使用方法。

[0005] 申请人在此通过引用将在本申请中引用或提到的任何和所有专利和公开的专利申请并入在本文中。

[0006] 作为背景,心房颤动(“AF”)是一种以快速且不规律搏动为特征的异常心律,通常以短暂时段的异常搏动开始,并且随着时间的推移变得更长并且可能持续。AF与心力衰竭、痴呆和中风的风险增加有关。它是一种随着患者年龄的增长发病率增加的最常见的持续形式的心律失常之一,如果不是最常见的话也是常见持续形式的心率失常之一;从40-50岁的0.5%到80岁的5-15%。男性比女性更容易受到影响。在已达40岁的人中患AF的终生风险约为25%。

[0007] AF通常从短暂、罕见的发作进展到更长且更频繁的发作。临床上,基于心律失常的表现和持续时间,区分不同类型的AF。阵发性AF由通常短于48小时的自终止发作组成。当AF发作持续时间超过7天或需要通过心脏复律(药理或电)终止时会表现出持续性AF。当AF持续了一年以上时,这样会认为是长期持续性AF。据说在心律失常的存在被患者和医生两者同意时就会存在永久性AF。一般来说,患者通常被诊断为阵发性AF,随着时间的推移,它将演变为持续形式的AF。阵发性AF复发的分布不是随机的而是聚集的,并且AF负担(有房颤和无房颤的时间比)可以在个体患者中在几个月甚至几年内发生显著变化。无症状AF(隐性AF)甚至在有症状的患者中也是常见的,不管最初的表现是持续性的还是阵发性的。

[0008] 快速且不规律的心率可能被认为是心悸或运动不耐受,并且偶尔可能产生心绞痛(如果高心率导致局部缺血的话)。其他可能的症状包括充血性症状,如呼吸急促或肿胀。心律失常有时仅以中风发作或短暂性缺血发作(“TIA”)被鉴别。此外,AF发作可以自行终止,并且新发作的触发情况不容易预测。因此,对于患者来说根据常规体检或ECG首先意识到AF并不少见,因为它通常不会引起症状。据估计,在大约70%的AF患者中,连续7天的ECG监测可以记录心律失常。为了实时或离线处理这些长期ECG信号,需要AF检测算法。因此,需要一种系统和方法,其能够尽早且尽可能准确地检测AF征象(即,能够区分AF和非AF节律),使得这样的患者可以被迅速诊断和治疗,以便有效地控制疾病。

[0009] 本发明的方面满足了这些需求,并提供了如以下概述中所述的另外的相关优点。

[0010] 概述

[0011] 本发明的方面教导了在构造和使用上的某些益处,这些益处产生了下面描述的示例性优点。

[0012] 本发明通过提供一种心房颤动检测系统和相关联的使用方法来解决上述问题,该检测系统和使用方法被公开用于分析和识别用户的房颤征象。在至少一个实施例中,该系

统包括至少一个计算设备,其被配置为接收和处理由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号,并且随后将所述处理的至少一个生物信号作为构成生物信号的至少一个搏动间(interbeat)间隔序列的多个序列段传输到至少一个分类器,该分类器被配置为确定生物信号的至少一个搏动间间隔序列是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率。在从至少一个搏动检测器接收到至少一个生物信号后,至少一个计算设备还被配置为用单义(univocal)且可重复的点来表示生物信号的至少一个搏动中的每一个。计算在生物信号的至少一个搏动中的每一个搏动与紧接在前的搏动之间的搏动间间隔。生成由生物信号的连续搏动间间隔组成的至少一个搏动间间隔序列。搏动间间隔序列被分成具有预定义时间长度的多个有限序列段,其由搏动间间隔序列的连续搏动间间隔组成。对于每个序列段,通过生成表示与搏动间间隔序列相关联的数据的分散的散点图来编码所述序列段。通过生成表示绘制在散点图的每个特定区域中的绘制点的量的直方图来编码散点图。直方图通过将每个箱(bin)的箱计数除以散点图中的绘制点的总和来归一化。归一化的直方图被传输给与至少一个计算设备选择性通信的至少一个分类器,在该分类器处所述序列段是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率被确定。

[0013] 根据结合附图采用的下面的更详细的描述,本发明的方面的其它特征和优点将变得明显,附图通过示例的方式示出本发明的方面的原理。

[0014] 附图简述

[0015] 附图示出了本发明的各方面。在这样的图中:

[0016] 图1是根据至少一个实施例的示例性心房颤动检测系统的简化示意图;

[0017] 图2是根据至少一个实施例的用于分析和识别心房颤动征象的示例性方法的流程图;

[0018] 图3A是根据至少一个实施例的由示例性心房颤动检测系统的至少一个搏动检测器捕获的示例性生物信号的示意图;

[0019] 图3B是根据至少一个实施例的示例性搏动间间隔序列的图示;

[0020] 图4A-4C是根据至少一个实施例的在二维图上绘制的示例性搏动间间隔序列的序列段的示例性洛伦兹(Lorentz)图的图示;

[0021] 图5A-5C分别是根据至少一个实施例的绘制在三维图上的图4A-4C的序列段的示例性直方图的图示;以及

[0022] 图6A-6C分别是根据至少一个实施例的图5A-5C的归一化直方图的示例性矩阵视图的图示。

[0023] 上述附图在本发明的示例性实施例中的至少一个中示出了本发明的各方面,其在下面的描述中被进一步详细定义。根据一个或更多个实施例,在不同的图中由相同数字指代的本发明的特征、元件和方面表示相同、等效或相似的特征、元件或方面。

[0024] 详细描述

[0025] 现在转到图1,其示出了示例性心房颤动检测系统20的简化示意图。在至少一个实施例中,系统20提供至少一个计算设备22,其被配置为接收和处理由至少一个搏动检测器24获得的选择数据,该至少一个搏动检测器24例如诸如心电图(“ECG”)设备(尽管现在已知或以后开发的能够基本上执行本文描述的功能的任何其他类型的设备、传感器或其组合可以进行替代),该至少一个搏动检测器被定位和配置用于获得与用户的心脏活动(即,用户

的心脏的电活动)相关的生物信号数据。因此,在至少一个实施例中,计算设备22与搏动检测器24进行选择通信。在至少一个实施例中,计算设备22和搏动检测器24是一个且相同的设备——因此,如本文使用的那些术语旨在能够彼此互换。此外,在至少一个实施例中,至少一个分类器26——例如诸如人工神经网络(“ANN”) (尽管现在已知或以后开发的能够基本上执行本文描述的功能的任何其他类型的设备、系统或其组合可以进行替代)——与计算设备22进行选择通信,并且被配置为分析由至少一个搏动检测器24获得并由计算设备22处理的所述数据,如下文详细讨论的。在至少一个实施例中,计算设备22和分类器26也是一个且相同的设备,因此,如本文使用的那些术语旨在能够彼此互换。此外,在至少一个实施例中,至少一个数据存储设备28与计算设备22进行选择通信,并且被配置为存储由搏动检测器24获得的、由计算设备22处理的和由分类器26分析的所述数据,以及如下面进一步讨论的某些其他数据。在至少一个实施例中,计算设备22和数据存储设备28也是一个且相同的设备,因此,如本文使用的那些术语旨在能够彼此互换。

[0026] 首先,应该注意,至少一个计算设备22、至少一个搏动检测器24、至少一个分类器26和至少一个数据存储设备28中的每一个之间的通信可以使用现在已知或以后开发的任何基于有线或无线的通信协议(或协议组合)来实现。因此,本发明不应该被理解为限于任何一种特定类型的通信协议,尽管在此出于说明的目的可以提及某些示例性协议。还应当注意,术语“计算设备”旨在包括现在已知或以后开发的能够基本上执行本文所述的功能的任何类型的计算或电子设备,诸如台式计算机、移动电话、智能电话、膝上型计算机、平板计算机、个人数据助理、游戏设备、可穿戴设备等。因此,系统20不应该被理解为限于与任何一种特定类型的计算或电子设备一起使用,即使在本文中为了说明的目的可以提及或示出某些示例性设备。

[0027] 继续参考图1,在至少一个实施例中,至少一个搏动检测器24被定位在可穿戴设备(诸如由用户穿戴的衣服或其他附件)上,例如在至少公开号为2013/0338472的美国专利申请中描述的那样,该申请的内容由此通过引用并入本文。在又一些实施例中,至少一个搏动检测器24可以使用现在已知或以后开发的任何其它装置被适当地定位成与用户接触(或接近用户)。此外,在另外的实施例中,至少一个搏动检测器24可以是现在已知的或以后开发的能够基本上执行本文描述的功能的任何其他类型的设备、传感器或其组合。在至少一个实施例中,计算设备22还能够可移除地与用户接合,或者直接与用户的身体接合,或者与如由用户穿戴的衣服或其他附件的可穿戴设备接合。在至少一个这样的实施例中,搏动检测器24位于计算设备22内。在替代的实施例中,计算设备22被定位在其他地方,或者仍然在用户本地,或者是远程的,或者甚至被划分,其中一些功能单元被实现在用户本地的计算设备22中,而其他单元被实现在远程计算机工作站中。

[0028] 在至少一个实施例中,计算设备22包含执行如本文所述的用于分析和识别心房颤动征象的示例性方法所必需的硬件和软件。此外,在至少一个实施例中,计算设备22包括多个计算设备,这些计算设备选择性地彼此协同工作,以执行如本文所述的分析和识别心房颤动征象的示例性方法。在至少一个实施例中,计算设备22提供本地驻留在计算设备22上的存储器32中的用户应用30,用户应用30被配置为选择性地与至少一个搏动检测器24和分类器26中的每一个通信,如下面进一步讨论的。应当注意,术语“存储器”旨在包括现在已知或以后开发的任何类型的电子存储介质(或存储介质的组合),诸如本地硬盘驱动器、RAM、

闪存、安全数字(“SD”)卡、外部存储设备、网络或云存储设备、集成电路等。在至少一个实施例中,计算设备22提供被配置用于显示心房颤动数据的至少一个显示屏34,如下面详细讨论的。在至少一个这样的实施例中,显示屏34是触摸屏。

[0029] 在使用中,在至少一个实施例中,系统20能够使用包含在与用户的心脏活动相关联的生物信号36中的信息(诸如例如ECG序列)来分析和识别用户/患者中的心房颤动征象,特别是区分AF节律和非AF节律。在至少一个实施例中,如图2的流程图中所示,并且如图3A的示例性示意图中进一步所示,与用户的心脏活动相关联的生物信号36被至少一个搏动检测器24捕获(202)并且被传输到计算设备22的用户应用30(204)。在至少一个这样的实施例中,在搏动检测器24是ECG传感器等的情况下,搏动检测器24感测原始ECG数据并将其作为生物信号36传输到计算设备22。在至少一个实施例中,用户应用30用单义且可重复的点40表示生物信号36的至少一个搏动38中的每一个(206)。在至少一个这样的实施例中,用户应用30从生物信号36中选择具有最大绝对导数值的点40。在至少一个另外的实施例中,其他可重复的点40可被用户应用30选择,诸如例如,R峰值或最大负/正导数值。

[0030] 继续参考图2和图3A,在至少一个实施例中,用户应用30计算生物信号36的至少一个搏动38中的每一个(“ t_n ”)和紧接在前面的搏动38(“ t_{n-1} ”)之间的搏动间间隔42(“ RR_n ”)(208)。在至少一个这样的实施例中,用户应用30使用以下公式: $RR_n = t_n - t_{n-1}$,其中 t_n 表示当前搏动38n的时间戳。在至少一个实施例中,不执行平滑生物信号36或去除任何异位活动的处理。

[0031] 继续参考图2和图3A,并且如图3B中进一步所示,在至少一个实施例中,用户应用30生成由生物信号36的连续搏动间间隔42组成的至少一个搏动间间隔序列43(210)。在至少一个实施例中,用户应用30将搏动间间隔序列43划分成预定义时间长度L的多个有限序列段44,其由搏动间间隔序列43且也是生物信号(36)的连续的搏动间间隔42组成(212)。例如,在示例性实施例中,每个序列段44具有三十(30)秒的长度L。然而,在另外的实施例中,在不脱离本发明的精神或范围的情况下,可以替换在这种情况下认为合适的任何其它长度L。然后,用户应用30通过生成二维散点图46来编码每个序列段44,该二维散点图46表示与搏动间间隔序列43相关联的数据的分散。

[0032] 更详细地并继续参考图2,在至少一个实施例中,用户应用30计算序列段44的至少一个搏动间间隔42中的每一个(“ RR_{n+1} ”)与紧接在前面的搏动间间隔42(“ RR_n ”)之间的间隔差(“ ΔRR_n ”)(214)。在至少一个这样的实施例中,用户应用30使用以下公式: $\Delta RR_n = RR_{n+1} - RR_n$ 。在至少一个实施例中,用户应用30随后将三个连续的搏动间间隔差的不相关性质编码为散点图46上的绘制点48(216),该绘制点48是由对($\Delta RR_n, \Delta RR_{n+1}$)定义的点。在至少一个这样的实施例中,如图4A-4C所示,散点图46是洛伦兹图。例如,如果三个连续的搏动间间隔差非常相似,则相应的绘制点48将在散点图46上接近(0,0);对于三个连续的搏动间间隔差的短-中-长序列,绘制点48将在散点图46的第一象限50中;对于三个连续的搏动间间隔差的长-短-长序列,绘制点48将在散点图46的第二象限52中;对于三个连续的搏动间间隔差的长-中-短序列,绘制点48将在散点图46的第三象限54中;以及对于三个连续的搏动间间隔差的短-长-短序列,绘制点48将在散点图46的第四象限56中。为了说明的目的,图4A描绘了代表长度L为大约三十(30)秒且包含非AF窦性节律的序列段44的示例性散点图46,图4B描绘了代表长度L为大约三十(30)秒且包含具有异位搏动的非AF窦性节律的序列段44的另

一示例性散点图46,以及图4C描绘了代表长度L为大约三十(30)秒且包含房颤节律的序列段44的又一示例性散点图。应该注意的是,在另外的实施例中,现在已知或以后开发的生成序列段44的分散或散点图46的任何其它方法可以进行替代,只要这些方法能够基本上执行本文所述的功能。

[0033] 继续参考图2,在至少一个实施例中,用户应用30接下来通过生成直方图58(二维或三维)来编码每个散点图46,直方图58表示在散点图46的每个特定区域中绘制的绘制点48的量(218)。在至少一个实施例中,直方图58包含预定义数量的箱60,箱60各自具有预定义的箱宽度W。在至少一个这样的实施例中,直方图58包含四十九(49)个箱60,每个箱60具有150毫秒(“ms”)的箱宽度W。此外,在至少一个这样的实施例中,如图5A-5C所示,箱60被布置成矩阵,例如7x7矩阵,其中直方图58包含四十九(49)个箱60,图5A-5C分别继续图4A-4C的例示。在替代的实施例中,箱60排列成阵列,例如四十九(49)个整数的阵列,其中直方图58包含四十九(49)个箱60。在另外的实施例中,在不脱离本发明的精神或范围的情况下,可以替换在这种情况下认为合适的任何其它数量的箱60和/或箱宽度W。

[0034] 继续参考图2,在至少一个实施例中,用户应用30接下来如图6A-6C所示通过将每个箱60的箱计数除以散点图46中的绘制点48的总和来归一化直方图58(220),图6A-6C分别继续图4A-4C和图5A-5C的例示。归一化直方图62表示构成搏动间间隔序列43的序列段44的连续的搏动间间隔42的搏动间间隔差序列。在至少一个实施例中,用户应用30将归一化直方图62传输到至少一个分类器26(222),该分类器26继而分析归一化直方图62以确定搏动间间隔序列43的序列段44(以及同样地生物信号36的相关部分)是心房颤动节律或非AF节律的概率(224)。在至少一个实施例中,如果分类器26确定序列段44为心房颤动节律的概率相对大于序列段44为非AF节律的概率,则用户应用30得出序列段44为心房颤动节律的结论(226)。类似地,如果分类器26确定序列段44为非AF节律的概率相对大于序列段44为心房颤动节律的概率,则用户应用30得出该序列段44为非AF节律的结论(228)。

[0035] 在至少一个实施例中,如上所述,分类器26是人工神经网络(“ANN”)。此外,分类器26必须在执行上述方法之前被训练。在至少一个这样的实施例中,分类器26包含或以其他方式访问基本上代表一整套可能节律的搏动间间隔序列43的足够数量的标记的实例的数据库,诸如例如MIT-BIH心房颤动数据库(“AFDB”)和/或MIT-BIH心律失常数据库(“MITDB”),这允许分类器26自动学习支配决策的内部规则。在至少一个实施例中,ANN使用整流线性单元(“ReLU”)隐藏网络、输出神经元的柔性最大(softmax)激活函数、以及丢弃和最大范数正则化,以便优化分类器26的性能。然而,在另外的实施例中,现在已知或以后开发的任何其它类型的ANN和/或ANN修正可以进行替换。在又一些实施例中,分类器26可以包括现在已知或以后开发的能够基本上执行本文描述的功能的任何其他类型的设备、系统或其组合,而不是作为ANN。

[0036] 因此,在至少一个实施例中,分类器26能够使用包含在生物信号36的搏动间间隔序列43的三十(30)秒序列段44中的信息来区分AF节律和非AF节律。因此,在至少一个这样的实施例中,应该考虑每个检测到的搏动,并且不需要形态学评估,以便消除可能与AF节律混淆的异位搏动。以这种方式,系统20能够被集成在执行搏动检测的任何搏动分析系统(包括ECG分析系统)中,诸如可植入或外部心脏监视器或离线分析平台,诸如Holter分析软件。

[0037] 本说明书的方面还可以如下描述:

[0038] 1. 一种用于分析和识别用户的心房颤动征象的方法,该方法包括以下步骤:向至少一个计算设备传输由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号;用单义且可重复的点表示生物信号的至少一个搏动中的每一个;计算在生物信号的至少一个搏动中的每一个搏动与紧接在前的搏动之间的搏动间间隔;生成由生物信号的连续的搏动间间隔组成的至少一个搏动间间隔序列;将搏动间间隔序列划分为预定义时间长度的多个有限序列段,其由搏动间间隔序列的连续的搏动间间隔组成;以及对于每个序列段:通过生成表示与搏动间间隔序列相关联的数据的分散的散点图来编码所述序列段;通过生成表示在散点图的每个特定区域中绘制的绘制点的量的直方图来编码散点图;通过将每个箱的箱计数除以散点图中的绘制点的总和来归一化直方图;将归一化直方图传输到与至少一个计算设备进行选择性通信的至少一个分类器;以及通过分类器确定所述序列段为心房颤动节律或非心房颤动节律的概率。

[0039] 2. 根据实施例1所述的方法,其中,用单义且可重复的点表示生物信号的至少一个搏动中的每一个搏动的步骤还包括从点中选择在生物信号中具有最大绝对导数值的点的步骤。

[0040] 3. 根据实施例1-2所述的方法,其中,将搏动间间隔序列划分成预定义时间长度的多个有限序列段的步骤还包括将搏动间间隔序列划分成多个有限序列段且每个有限序列段具有三十秒的长度的步骤。

[0041] 4. 根据实施例1-3所述的方法,其中,通过生成散点图对所述序列段编码的步骤还包括通过生成二维散点图对所述序列段进行编码的步骤。

[0042] 5. 根据实施例1-4所述的方法,其中,通过生成二维散点图对所述序列段进行编码的步骤还包括以下步骤:计算在所述序列段的至少一个搏动间间隔中的每一个与紧接在前面的搏动间间隔之间的搏动间间隔差;以及将三个连续的搏动间间隔差的不相关性质编码为散点图上的绘制点。

[0043] 6. 根据实施例1-5所述的方法,其中,通过生成二维散点图对所述序列段编码的步骤还包括通过生成二维洛伦兹图对所述序列段进行编码的步骤。

[0044] 7. 根据实施例1-6所述的方法,其中,通过生成直方图对散点图进行编码的步骤还包括生成二维直方图的步骤,该二维直方图表示在散点图的每个特定区域中绘制的绘制点的数量。

[0045] 8. 根据实施例1-7所述的方法,其中,通过生成直方图对散点图进行编码的步骤还包括生成三维直方图的步骤,该三维直方图表示在散点图的每个特定区域中绘制的绘制点的数量。

[0046] 9. 根据实施例1-8所述的方法,其中,生成直方图的步骤还包括生成包含预定义数量的箱的直方图的步骤,其中箱各自具有预定义的箱宽度。

[0047] 10. 根据实施例1-9所述的方法,还包括生成包含四十九个箱的直方图的步骤,其中每个箱具有150毫秒的箱宽度。

[0048] 11. 根据实施例1-10所述的方法,还包括将箱布置成矩阵的步骤。

[0049] 12. 根据实施例1-11所述的方法,还包括将箱布置成阵列的步骤。

[0050] 13. 根据实施例1-12所述的方法,其中,将归一化直方图传输到至少一个分类器的步骤还包括将归一化直方图传输到被训练用于分析归一化直方图的至少一个神经网络

络的步骤。

[0051] 14. 根据实施例1-13所述的方法, 其中, 通过分类器确定所述序列段为心房颤动节律或非心房颤动节律的概率的步骤还包括以下步骤: 在分类器确定所述序列段为心房颤动节律的概率相对大于所述序列段为非心房颤动节律的概率时, 得出所述序列段为心房颤动节律的结论; 以及在分类器确定所述序列段为非心房颤动节律的概率相对大于所述序列段为心房颤动节律的概率时, 得出所述序列段为非心房颤动节律的结论。

[0052] 15. 根据实施例1-14所述的方法, 还包括实现至少一个数据存储设备的步骤, 该至少一个数据存储设备与至少一个计算设备进行选择性通信并被配置为存储由至少一个搏动检测器捕获、由至少一个计算设备处理以及由所述至少一个分类器分析的数据。

[0053] 16. 根据实施例1-15所述的方法, 还包括将至少一个搏动检测器定位在由用户穿戴的可穿戴设备上的步骤。

[0054] 17. 根据实施例1-16所述的方法, 其中, 定位至少一个搏动检测器的步骤还包括将至少一个心电图设备定位在由用户穿戴的可穿戴设备上的步骤。

[0055] 18. 一种用于分析和识别用户的心房颤动征象的方法, 该方法包括以下步骤: 向至少一个计算设备传输由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号; 用单义且可重复的点表示生物信号的至少一个搏动中的每一个; 计算在生物信号的至少一个搏动中的每一个搏动与紧接在前的搏动之间的搏动间间隔; 生成由生物信号的连续的搏动间间隔组成的至少一个搏动间间隔序列; 将搏动间间隔序列划分为预定义时间长度的多个有限序列段, 其由搏动间间隔序列的连续的搏动间间隔组成; 以及对于每个序列段: 计算在所述序列段的至少一个搏动间间隔中的每一个与紧接在前的搏动间间隔之间的搏动间间隔差; 将三个连续的搏动间间隔差的非相关性质编码为在散点图上的绘制点; 通过生成表示在散点图的每个特定区域中绘制的绘制点的量的直方图来编码散点图, 该直方图包含预定义数量的箱, 其中每个箱具有预定义的箱宽度; 通过将每个箱的箱计数除以散点图中的绘制点的总和来归一化直方图; 将归一化直方图传输到与至少一个计算设备进行选择性通信的至少一个分类器; 以及通过分类器确定所述序列段为心房颤动节律或非心房颤动节律的概率。

[0056] 19. 一种用于分析和识别用户的心房颤动征象的心房颤动检测系统, 该系统包括: 至少一个计算设备, 其被配置为接收和处理由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号, 并且随后将所述处理的至少一个生物信号传输到至少一个分类器, 该分类器被配置为确定生物信号是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率; 其中, 在从至少一个搏动检测器接收到至少一个生物信号时, 至少一个计算设备还被配置为: 用单义且可重复的点表示生物信号的至少一个搏动中的每一个; 计算在生物信号的至少一个搏动中的每一个搏动与紧接在前的搏动之间的搏动间间隔; 生成由生物信号的连续的搏动间间隔组成的至少一个搏动间间隔序列; 将搏动间间隔序列划分为具有预定义时间长度的多个有限序列段, 其由搏动间间隔序列的连续的搏动间间隔组成; 以及对于每个序列段: 通过生成表示与搏动间间隔序列相关联的数据的分散的散点图来编码所述序列段; 通过生成表示在散点图的每个特定区域中绘制的绘制点的数量的直方图来编码散点图; 通过将每个箱的箱计数除以散点图中的绘制点的总和来归一化直方图; 将归一化直方图传输到与至少一个计算设备进行选择性通信的至少一个分类器; 以及通过分类器确定所述序列段为心房

颤动节律或非心房颤动节律的概率。

[0057] 20. 根据实施例19所述的心房颤动检测系统, 其中, 在用单义且可重复的点表示生物信号的至少一个搏动中的每一个时, 计算设备还被配置为从点中选择在生物信号中具有最大绝对导数值的点。

[0058] 21. 根据实施例19-20所述的心房颤动检测系统, 其中, 每个序列段具有三十秒的长度。

[0059] 22. 根据实施例19-21所述的心房颤动检测系统, 其中, 散点图是二维散点图。

[0060] 23. 根据实施例19-22所述的心房颤动检测系统, 其中, 计算设备还被配置为: 计算在所述序列段的至少一个搏动间间隔中的每一个与紧接在前的搏动间间隔之间的搏动间间隔差; 以及将三个连续的搏动间间隔差的不相关性质编码为散点图上的绘制点。

[0061] 24. 根据实施例19-23所述的心房颤动检测系统, 其中, 二维散点图是洛伦兹图。

[0062] 25. 根据实施例19-24所述的心房颤动检测系统, 其中, 直方图是二维直方图。

[0063] 26. 根据实施例19-25所述的心房颤动检测系统, 其中, 直方图是三维直方图。

[0064] 27. 根据实施例19-26所述的心房颤动检测系统, 其中, 直方图包含预定义数量的箱, 其中每个箱具有预定义箱宽度。

[0065] 28. 根据实施例19-27所述的心房颤动检测系统, 其中, 直方图包含四十九个箱, 其中每个箱具有150毫秒的箱宽度。

[0066] 29. 根据实施例19-28所述的心房颤动检测系统, 其中, 直方图的箱布置成矩阵。

[0067] 30. 根据实施例19-29所述的心房颤动检测系统, 其中, 直方图的箱布置成阵列。

[0068] 31. 根据实施例19-30所述的心房颤动检测系统, 其中, 所述至少一个分类器是被训练用于分析归一化直方图的人工神经网络。

[0069] 32. 根据实施例19-31所述的心房颤动检测系统, 其中, 人工神经网络使用整流线性单元隐藏网络、用于输出神经元的柔性最大激活函数以及丢失和最大范数正则化, 以便优化分类器的性能。

[0070] 33. 根据实施例19-32所述的心房颤动检测系统, 其中, 在通过分类器确定所述序列段为心房颤动节律或非心房颤动节律的概率时, 计算设备还被配置为: 在分类器确定所述序列段为心房颤动节律的概率相对大于所述序列段为非心房颤动节律的概率时, 得出所述序列段为心房颤动节律的结论; 以及在分类器确定所述序列段为非心房颤动节律的概率相对大于所述序列段为心房颤动节律的概率时, 得出所述序列段为非心房颤动节律的结论。

[0071] 34. 根据实施例19-33所述的心房颤动检测系统, 还包括至少一个数据存储设备, 该至少一个数据存储设备与至少一个计算设备选择性通信, 并且被配置为存储由至少一个搏动检测器捕获、由至少一个计算设备处理以及由至少一个分类器分析的数据。

[0072] 35. 根据实施例19-34所述的心房颤动检测系统, 其中, 至少一个搏动检测器是心电图设备。

[0073] 36. 根据实施例19-35所述的心房颤动检测系统, 其中, 至少一个搏动检测器可定位在用户穿戴的可穿戴设备上。

[0074] 最后, 关于如本文所示和所述的本发明的示例性实施例, 将认识到, 心房颤动检测系统和相关的使用方法被公开并被配置用于分析和识别心房颤动征象。因为本发明的原理

可以在除所示和所述的配置之外的多个配置中实践,所以将理解的是,本发明不以任何方式受到示例性实施例的限制,而是通常针对心房颤动检测系统,并且能够采取多种形式来这样做,而不背离本发明的精神和范围。本领域的技术人员还将认识到,本发明不限于所公开的构造的特定几何形状和材料,而是可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下需要现在已知或以后开发的其它功能上可比较的结构或材料。

[0075] 本文描述了本发明的某些实施例,包括发明人已知的用于实施本发明的最佳模式。当然,关于这些所述的实施例的变型对于在阅读前述描述时的本领域的普通技术人员来说将变得明显。发明人期望熟练的技术人员适当地采用这种变型,并且发明人打算以除本文具体描述的方式外的方式实践本发明。因此,本发明包括被可适用法律所允许的在此所附权利要求书中所述的主题的所有修改和等同物。此外,除非在此另有说明或与上下文明显矛盾,否则上述实施例在其所有可能变型中的任何组合都被本发明包含。

[0076] 本发明的替代实施例、元件或步骤的分组不应被解释为限制。每个组成员可以单独地或与本文公开的其他组成员任意组合地被引用和要求保护。预期出于方便和/或可专利性的原因,组的一个或更多个成员可被包括在组中或从组中删除。当任何这样的包含或删除发生时,说明书被认为包含修改后的组,从而满足所附权利要求中使用的所有Markush组的书面描述。

[0077] 除非另有说明,则表示本说明书和权利要求书中使用的特征、项目、数量、参数、性质、术语等的所有数字将理解为在所有情况下都被术语“大约”修饰。如本文所使用的,术语“大约”是指这样限定的特征、项目、数量、参数、性质或术语包括在所述特征、项目、数量、参数、性质或术语的值之上或之下的正负百分之十的范围。因此,除非相反指出,否则说明书和所附权利要求书中阐述的数值参数是可以变化的近似值。至少,且并不试图将等同原则的应用限制于权利要求的范围,每个数字指示应当至少根据所报告的有效数字的数值并通过应用普通舍入技术来解释。尽管阐述本发明的宽范围的数值范围和数值是近似值,但是尽可能精确地报告具体示例中阐述的数值范围和值。然而,任何数值范围或值固有地包含一定的误差,这些误差必然是由它们各自测试测量中发现的标准偏差引起的。本文中的值的数值范围的叙述仅旨在用作单独引用落入该范围内的每个单独数值的速记方法。除非本文另有说明,否则数值范围的每个单独值都被结合到本说明书中,就像其在本文中被单独引用一样。

[0078] 参考实施例或实施例的方面使用术语“可以”或“能够”也带有“可以不”或“不能够”的替代含义。因此,如果本说明书公开了实施例或实施例的方面可以或能够被包括作为本发明主题的一部分,那么否定限制或排除条件也被明确表示,这意味着实施例或实施例的方面可以不或不能够被包括作为本发明主题的一部分。以类似的方式,参考实施例或实施例的方面使用术语“可选地”意味着这样的实施例或实施例的方面可以被包括为本发明主题的一部分,或者可以不被包括为本发明主题的一部分。这种否定限制或排除条件是否适用将基于否定限制或排除条件是否在所要求保护的主体中叙述。

[0079] 在描述本发明的上下文中(特别是在下面的权利要求的上下文中)使用的术语“一个(a)”、“一个(an)”和“该”以及类似的引用将被解释为覆盖单数和复数两者,除非本文另外说明或与上下文明显矛盾。此外,除非另外特别说明,用于识别的元件的诸如“第一”、“第二”、“第三”等的序数指示符用于区分元件且并不指示或暗示所需或限制数量的这样的

元件,并且并不指示这样的元件的特定位置或顺序。本文所述的所有方法可以以任何合适的顺序执行,除非本文另有说明或与上下文明显矛盾。本文提供的任何和所有示例或示例性语言(例如,“诸如”)仅旨在更好地阐明本发明并且并不对本发明的范围施加限制,除非另外声明。在本说明书中的语言不应被解释为指示实践本发明所必要的任何非要求保护的元素。

[0080] 当在权利要求中使用,无论是提交还是根据修改添加的,开放式过渡术语“包括(comprising)”(连同其等效的开放式过渡短语,诸如“包括(including)”、“包含”和“具有”)包含单独地或与未陈述的主题组合的所有明确陈述的元件、限制、步骤和/或特征;命名元件、限制和/或特征是必要的,但是其他未命名元件、限制和/或特征可以被添加并且仍然形成权利要求的范围内的构造。本文公开的具体实施例可以在权利要求中使用封闭的过渡短语“由...组成”或“基本上由...组成”代替或作为“包括”的修改来被进一步限制。当在权利要求中使用,无论是提交的还是根据修改添加的,封闭的过渡短语“由...组成”排除了权利要求中未明确陈述的任何元件、限制、步骤或特征。封闭的过渡短语“基本上由...组成”将权利要求的范围限制到明确陈述的元件、限制、步骤和/或特征以及实质上不影响所要求保护的主题的基本和新颖特征的任何其它元件、限制、步骤和/或特征。因此,开放式过渡短语“包括”的含义被定义为包括所有具体陈述的元件、限制、步骤和/或特征以及任何可选的、附加的未指明的元件、限制、步骤和/或特征。封闭式过渡短语“由...组成”的含义被定义为仅包括权利要求中具体陈述的那些元件、限制、步骤和/或特征,而封闭式过渡短语“基本由...组成”的含义被定义为仅包括权利要求中具体陈述的那些元件、限制、步骤和/或特征以及实质上不影响所要求保护的主题的基本和新颖特征的那些元件、限制、步骤和/或特征。因此,作为限制情况,开放式过渡短语“包括”(连同其等效的开放式过渡短语)在其含义内包括由封闭式过渡短语“由...组成”或“基本上由...组成”指定的要求保护的主体。因此,本文描述的或如此要求保护的具有短语“包括”的实施例在此被明确地或固有地清楚地描述、启用和支持用于短语“基本上由...组成”和“由...组成”。

[0081] 在本说明书中引用和标识的所有专利、专利出版物和其他出版物都单独地和明确地通过引用以其整体并入本文,目的是描述和公开例如在这些出版物中描述的可与本发明结合使用的组合物和方法。提供这些出版物仅因为它们的公开在本申请的提交日之前。在这方面,任何内容都不应该被解释为承认由于先前的发明或任何其他原因,发明人无权先于这种公开。关于日期的所有陈述或关于这些文件的内容的表述是基于申请人可获得的信息,并不构成对这些文件的日期或内容的正确性的任何承认。

[0082] 应该理解,逻辑代码、程序、模块、过程、方法以及执行每个方法的各个元素的顺序纯粹是示例性的。根据实现方式,它们可以以任何顺序或并行地执行,除非在本公开中另外指出。此外,逻辑代码不相关,且不限于任何特定编程语言,并且可以包括在分布式、非分布式或多处理环境中的一个或更多个处理器上执行的一个或更多个模块。

[0083] 如上所述的方法可用于制造集成电路芯片。所得到的集成电路芯片可以由制造商以原始晶片形式(即,作为具有多个未封装芯片的单个晶片)、作为裸芯片或以封装形式分布。在后一种情况下,芯片安装在单个芯片封装(诸如塑料载体,其中引线固定到母板或其他更高级载体)或多芯片封装(诸如具有表面互连或掩埋互连中的一个或两个的陶瓷载体)中。在任何情况下,芯片然后与其他芯片、分立电路元件和/或其他信号处理设备集成,作为

(a) 中间产品 (诸如主板) 或 (b) 最终产品的一部分。最终产品可以是包括集成电路芯片的任何产品, 从玩具和其他低端应用到具有显示器、键盘或其他输入设备以及中央处理器的高级计算机产品。

[0084] 虽然已经参考至少一个示例性实施例描述了本发明的方面, 但是本领域的技术人员将清楚地理解的是, 本发明不限于此。相反, 本发明的范围将仅结合所附权利要求书来解释, 并且在此清楚地表明, 发明人认为所要求保护的主体是本发明。

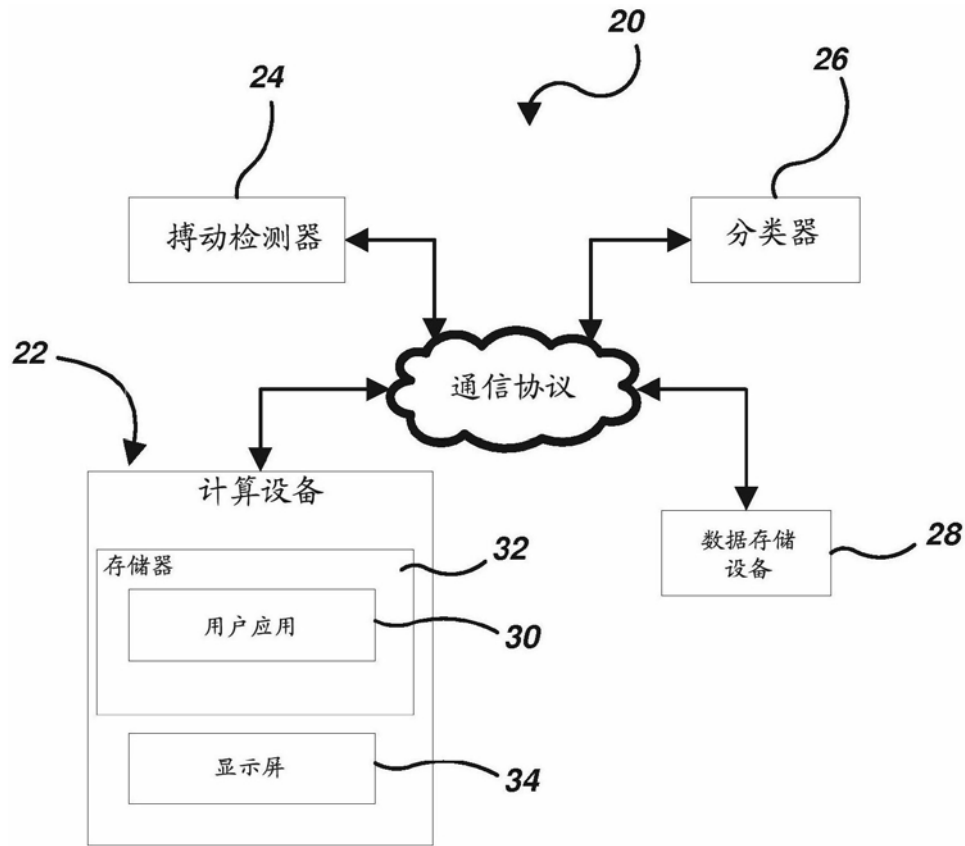
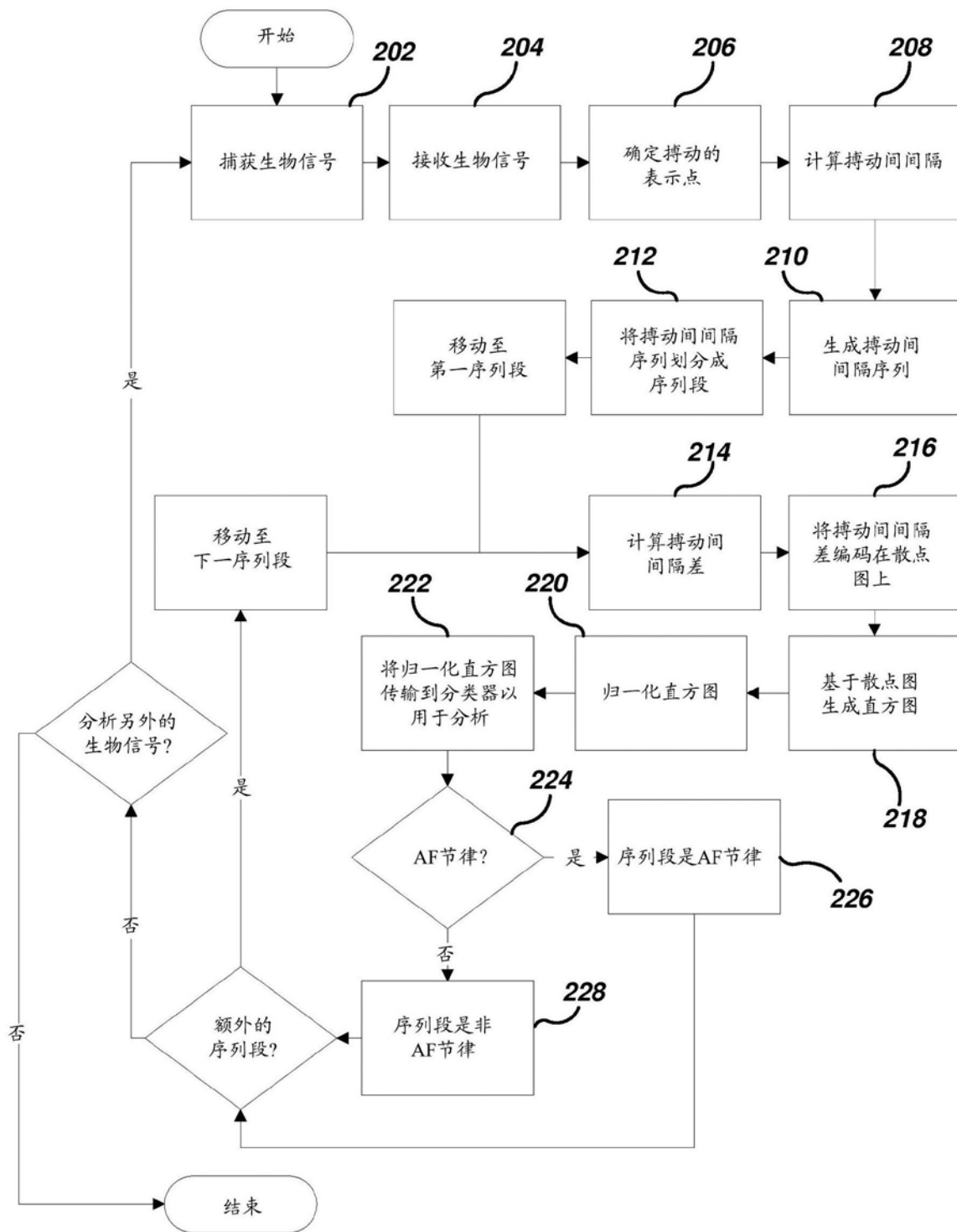


图1



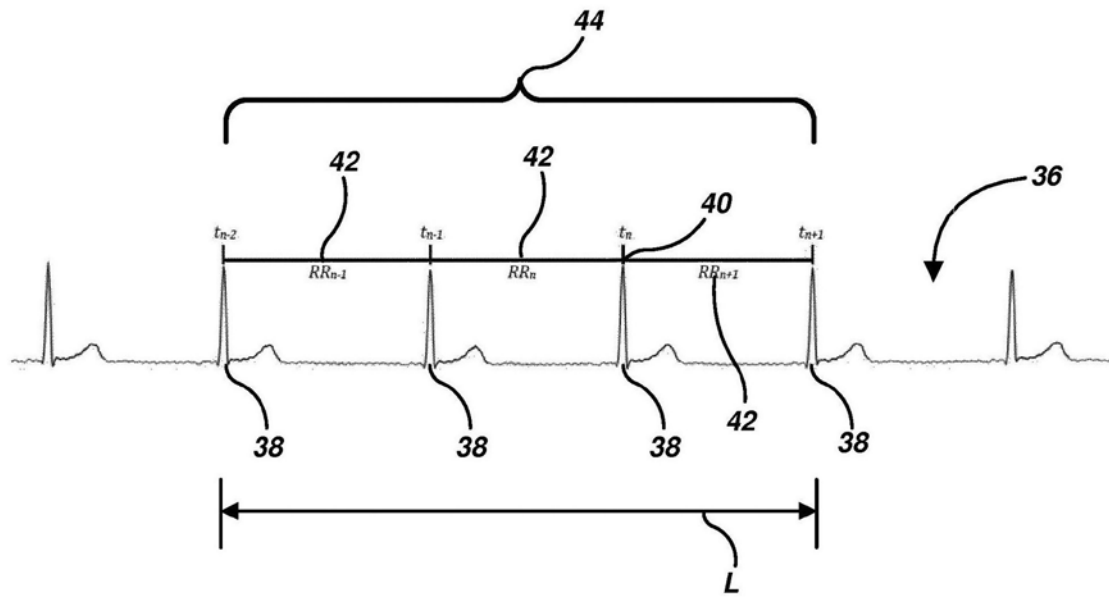


图3A

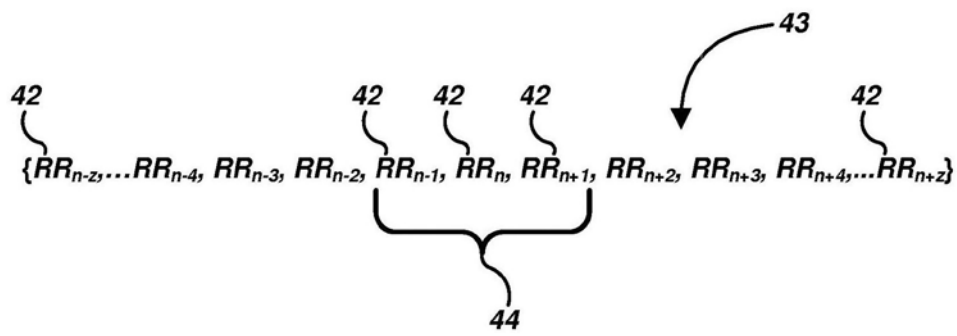


图3B

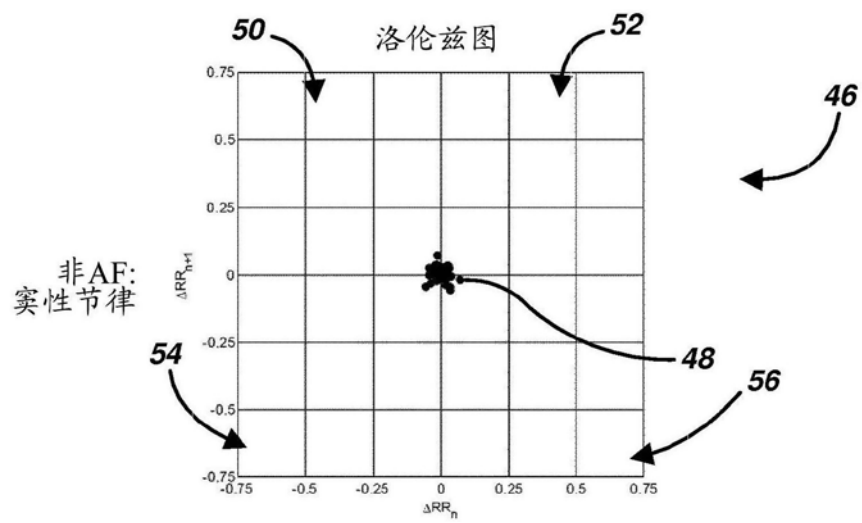


图4A

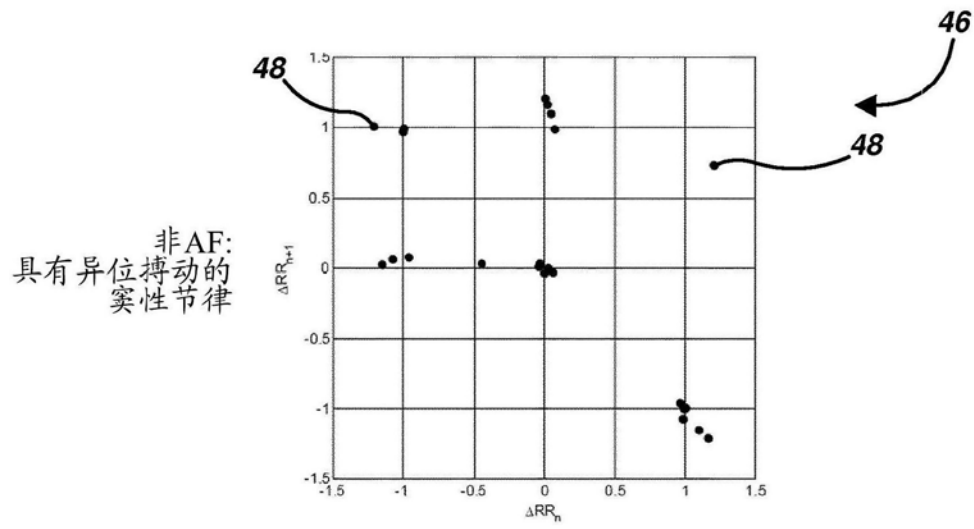


图4B

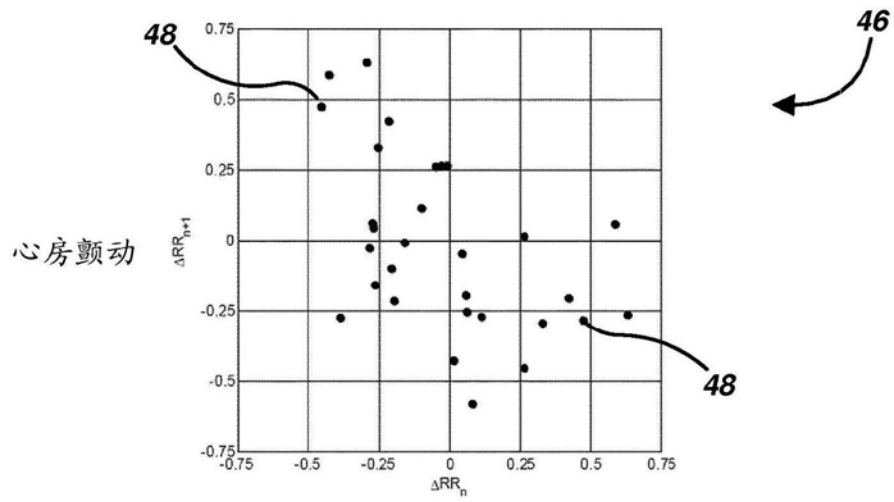


图4C

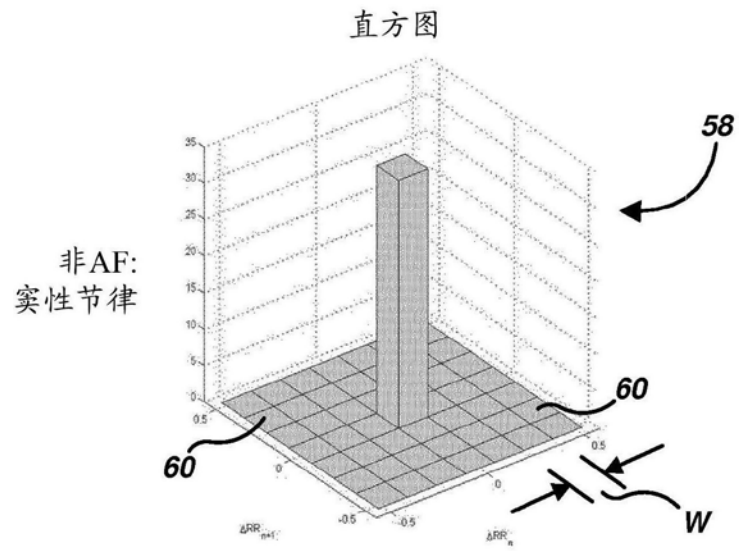


图5A

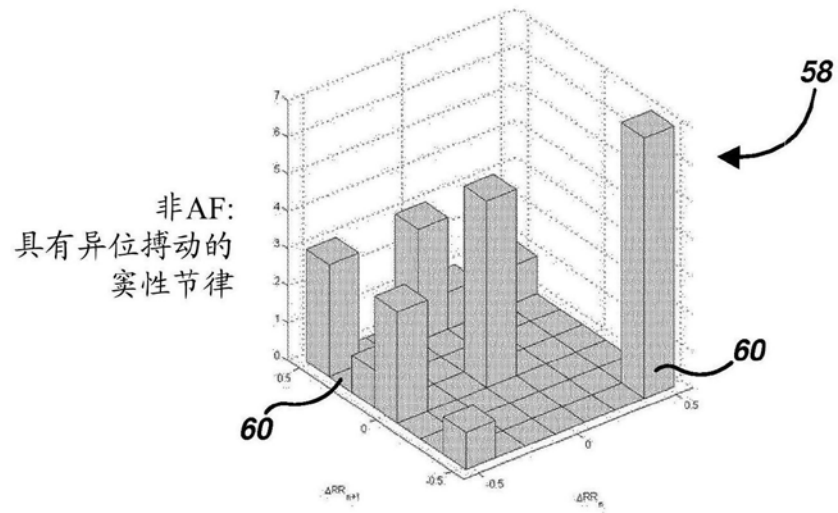


图5B

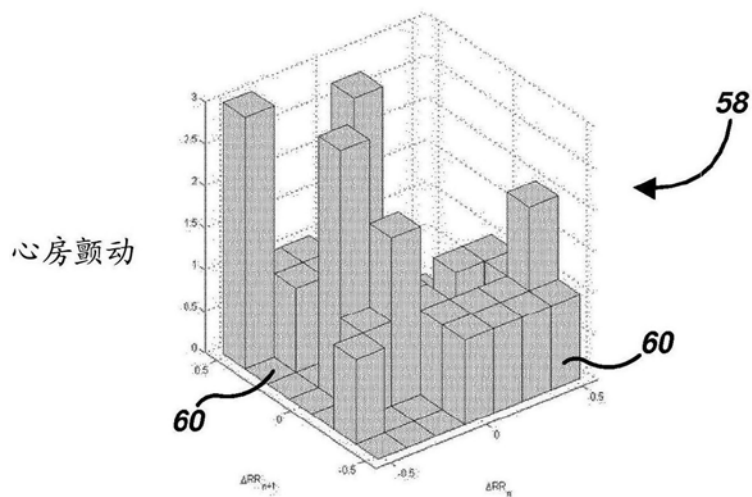


图5C

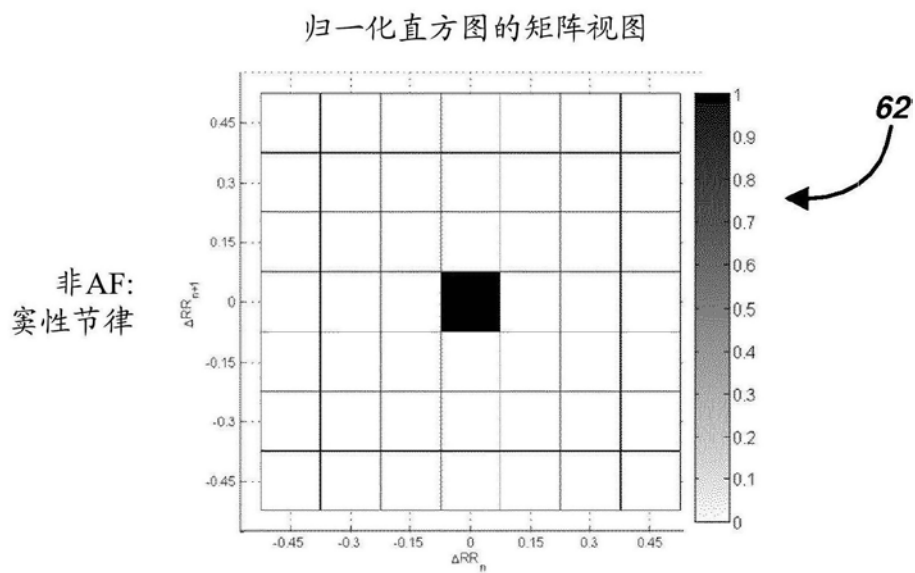


图6A

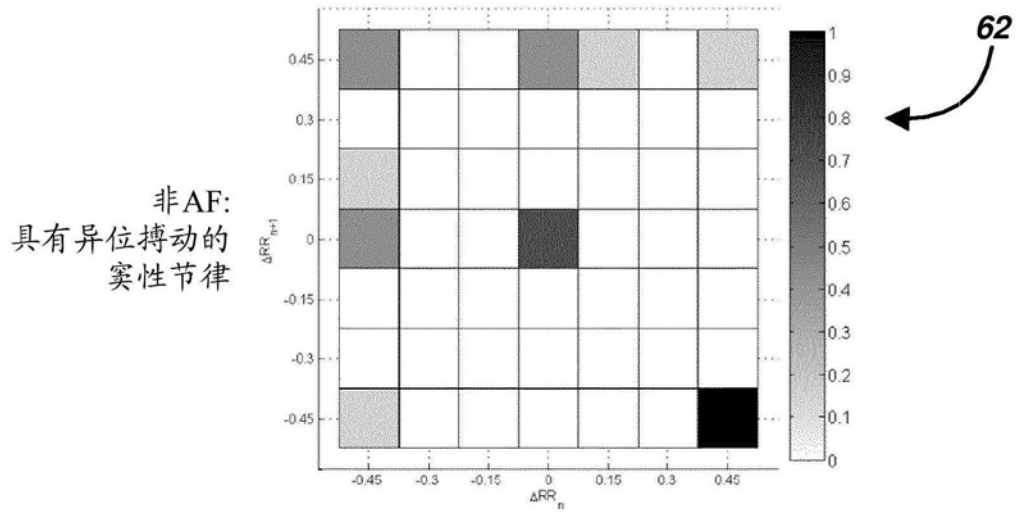


图6B

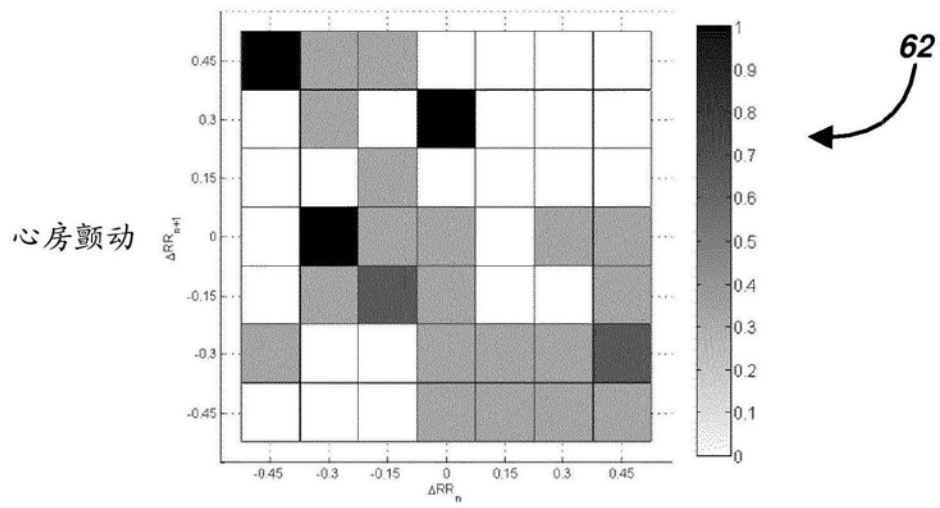


图6C

专利名称(译)	心房颤动检测系统及使用方法		
公开(公告)号	CN108601540A	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	CN201680081285.3	申请日	2016-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	智能解决方案技术公司		
申请(专利权)人(译)	智能解决方案技术公司		
当前申请(专利权)人(译)	智能解决方案技术公司		
[标]发明人	泽维尔·伊巴涅斯卡塔拉		
发明人	泽维尔·伊巴涅斯卡塔拉		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/046 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02405 A61B5/0245 A61B5/046 A61B5/7267 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/044 A61B5/04525		
代理人(译)	陆建萍 郑霞		
优先权	2015031775 2015-12-07 ES		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于分析和识别用户的心房颤动征象的心房颤动检测系统包括至少一个计算设备，其被配置为接收和处理由至少一个搏动检测器捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号，并且随后将所述处理的至少一个生物信号作为构成生物信号的至少一个搏动间间隔序列的多个序列段传输到至少一个分类器，该至少一个分类器被配置为确定生物信号的至少一个搏动间间隔序列是心房颤动节律或非心房颤动节律的概率。基于二维洛伦兹图的归一化直方图被传输到至少一个分类器，例如传输到人工神经网络。

