



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111031900 A

(43)申请公布日 2020.04.17

(21)申请号 201880054110.2

(22)申请日 2018.06.21

(30)优先权数据

P201730826 2017.06.22 ES

15/638,263 2017.06.29 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.02.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/066611 2018.06.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/234468 EN 2018.12.27

(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

西尔维亚·奥廷冈萨雷斯

米格尔·科尔内莱斯索里亚诺

克劳迪奥·鲁本·米拉索桑托斯

(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 俞立文 杨明钊

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

A61B 5/0464(2006.01)

A61B 5/0468(2006.01)

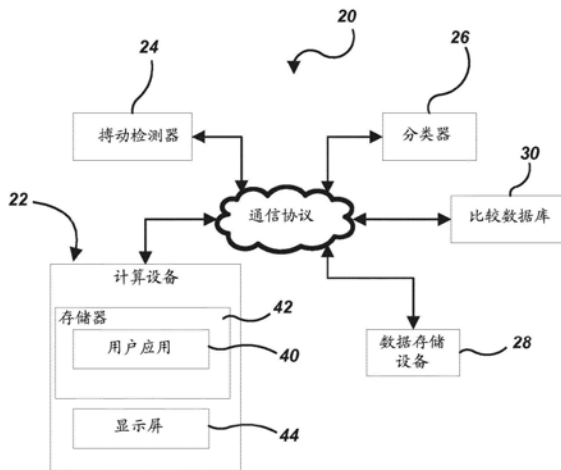
权利要求书6页 说明书17页 附图5页

(54)发明名称

用于对心律失常相关心跳进行分类的系统和方法

(57)摘要

公开了一种心律失常检测系统和相关联的方法,用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对用户的心律失常相关心跳进行分析 and 分类。



1. 一种用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对所述用户的心律失常相关心跳进行分析和分类的方法,所述方法包括以下步骤:

在至少一个计算设备上实施驻留在存储器中的用户应用,所述至少一个计算设备与至少一个比较数据库选择性地通信,所述比较数据库包含表示多个心跳的至少一个ECG记录,每个所述ECG记录包括与每个所表示的心跳相关联的时间位置和搏动类别;

构建实时矩阵,所述实时矩阵对应于与所述用户的心脏活动相关联的所述至少一个导联,所述实时矩阵的至少一行中的每一行表示所述至少一个导联的连续的至少一个心跳,并且所述实时矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征;

将所述至少一个导联分成预定时间长度的多个节段;

对于至少一个节段中的每一个:

定义搏动矩阵,所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳,以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置周围获取的至少一个样本;

将所述搏动矩阵归一化,使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均数和为1的标准偏差;以及

对于在所述节段内的所述至少一个心跳中的每一个:

将所述心跳的行添加到所述实时矩阵;

用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充所述实时矩阵的第一列;

用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充所述实时矩阵的第二列;

用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充所述实时矩阵的第三列;

用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充所述实时矩阵的第四列;

用所述归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充所述实时矩阵的第五列;

通过计算在所述归一化搏动矩阵中的具有在所述第四列的值和所述第五列的值之间的相对最低比的行之间的平均值来确定参考搏动;

用所述参考搏动的平方的平均值填充所述实时矩阵的第六列;

用所述参考搏动的导数的平方的平均值填充所述实时矩阵的第七列;

用在所述参考搏动和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充所述实时矩阵的第八列;

用在所述参考搏动的导数和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充所述实时矩阵的第九列;

用在所述参考搏动的平方和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数填充所述实时矩阵的第十列;以及

用在所述参考搏动的导数的平方和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充所述实时矩阵的第十一列;

将所述实时矩阵传输到与所述至少一个计算设备选择性地通信的至少一个分类器;以

及

确定所述节段是否包含心律失常相关心跳。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中将所述导联分成多个节段的步骤还包括将所述导联分成预定时间长度的多个非重叠节段的步骤。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中将所述导联分成多个节段的步骤还包括将所述导联分成预定时间长度的多个非重叠节段的步骤,其中以预定频率捕获各个节段。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中将所述导联分成多个节段的步骤还包括以下步骤:对于所述至少一个节段中的每一个:

计算给定节段的至少一个心搏间期值的平均值;以及

将紧挨着的后续节段的长度调整为等于所述给定节段的所计算的心搏间期平均值的预定百分比。

5. 根据权利要求1所述的方法,还包括训练所述至少一个分类器的步骤。

6. 根据权利要求1所述的方法,还包括以下步骤:对于所述至少一个比较数据库中的每一个:

对于被包含在所述比较数据库中的所述至少一个ECG记录中的每一个:

对于所述ECG记录的所述至少一个导联中的每一个:

定义导联矩阵,所述导联矩阵的至少一行中的每一行表示所述ECG记录的连续的至少一个心跳,以及所述导联矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征;

将所述导联分成预定时间长度的多个节段;以及

对于所述至少一个节段中的每一个:

定义搏动矩阵,所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳,以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置周围获取的至少一个样本;

将所述搏动矩阵归一化,使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均数和为1的标准偏差;以及

对于在所述节段内的所述至少一个心跳中的每一个:

将所述心跳的行添加到所述导联矩阵;

用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充所述导联矩阵的第一列;

用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充所述导联矩阵的第二列;

用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充所述导联矩阵的第三列;

用所述归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充所述导联矩阵的第四列;

用所述归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充所述导联矩阵的第五列;

通过计算在所述归一化搏动矩阵中的具有在所述第四列的值和所述第五列的值之间的相对最低比的行之间的平均值来确定参考搏动;

用所述参考搏动的平方的平均值填充所述导联矩阵的第六列;

用所述参考搏动的导数的平方的平均值填充所述导联矩阵的第七列;

用在所述参考搏动和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充所述导联矩阵的第八列；

用在所述参考搏动的导数和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充所述导联矩阵的第九列；

用在所述参考搏动的平方和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数填充所述导联矩阵的第十列；以及

用在所述参考搏动的导数的平方和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充所述导联矩阵的第十一列；以及

将所述至少一个导联矩阵中的每一个合并到与被包含在所述比较数据库中的所述至少一个ECG记录相关联的单个ECG矩阵中。

7. 根据权利要求6所述的方法，还包括以下步骤：对于被包含在所述比较数据库中的所述至少一个ECG记录中的每一个：

将所述ECG记录重新采样为适当的公共采样率；

将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的所述时间位置转换为时间单位；以及

将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的所述搏动类别转换为二进制值。

8. 根据权利要求7所述的方法，其中将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的所述搏动类别转换为二进制值的步骤还包括以下步骤：

一旦确定给定心跳具有室上性起源，则为所述心跳的所述搏动类别分配二进制值0；以及

一旦确定给定心跳具有心室性起源，则为所述心跳的所述搏动类别分配二进制值1。

9. 根据权利要求1所述的方法，其中填充所述实时矩阵的所述第三列的步骤还包括用在相对于所述心跳的十个先前心跳和十个后续心跳上计算的间隔平均数填充所述第三列的步骤。

10. 根据权利要求6所述的方法，其中填充所述导联矩阵的所述第三列的步骤还包括用在相对于所述心跳的十个先前心跳和十个后续心跳上计算的间隔平均数填充所述第三列的步骤。

11. 根据权利要求1所述的方法，其中定义所述搏动矩阵的步骤还包括用所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置周围的520毫秒的窗口内获取的至少一个样本填充所述搏动矩阵的列的步骤。

12. 根据权利要求11所述的方法，其中定义所述搏动矩阵的步骤还包括用所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置之前获取的三十个样本和所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置之后获取的六十个样本填充所述搏动矩阵的列的步骤。

13. 根据权利要求6所述的方法，其中定义所述搏动矩阵的步骤还包括用所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置周围的520毫秒的窗口内获取的至少一个样本填充所述搏动矩阵的列的步骤。

14. 根据权利要求13所述的方法，其中定义所述搏动矩阵的步骤还包括用所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置之前获取的三十个样本和所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置之后获取的六十个样本填充所述搏动矩阵的列的步骤。

15. 根据权利要求1所述的方法，其中填充所述实时矩阵的所述第六列的步骤还包括用

在520毫秒的窗口上的所述参考搏动的平方的平均值填充所述第六列的步骤。

16. 根据权利要求6所述的方法,其中填充所述导联矩阵的所述第六列的步骤还包括用在520毫秒的窗口上的所述参考搏动的平方的平均值填充所述第六列的步骤。

17. 根据权利要求1所述的方法,其中填充所述实时矩阵的所述第七列的步骤还包括用在520毫秒的窗口上的所述参考搏动的导数的平方的平均值填充所述第七列的步骤。

18. 根据权利要求6所述的方法,其中填充所述导联矩阵的所述第七列的步骤还包括用在520毫秒的窗口上的所述参考搏动的导数的平方的平均值填充所述第七列的步骤。

19. 一种用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对所述用户的心律失常相关心跳进行分析和分类的方法,所述方法包括以下步骤:

在至少一个计算设备上实施驻留在存储器中的用户应用,所述至少一个计算设备与至少一个比较数据库选择性地通信,所述比较数据库包含表示多个心跳的至少一个ECG记录,每个所述ECG记录包括与每个所表示的心跳相关联的时间位置和搏动类别;

构建实时矩阵,所述实时矩阵对应于与所述用户的心脏活动相关联的所述至少一个导联,所述实时矩阵的至少一行中的每一行表示所述至少一个导联的连续的至少一个心跳,并且所述实时矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征;

将所述至少一个导联分成预定时间长度的多个节段;

对于至少一个节段中的每一个:

定义搏动矩阵,所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳,以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置周围获取的至少一个样本;

将所述搏动矩阵归一化,使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均数和为1的标准偏差;以及

对于在所述节段内的至少一个心跳中的每一个:

将所述心跳的行添加到所述实时矩阵;

用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充所述实时矩阵的第一列;

用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充所述实时矩阵的第二列;

用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充所述实时矩阵的第三列;

用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充所述实时矩阵的第四列;

用所述归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充所述实时矩阵的第五列;

通过计算在所述归一化搏动矩阵中的具有在所述第四列的值和所述第五列的值之间的相对最低比的行之间的平均值来确定参考搏动;

用所述参考搏动的平方的平均值填充所述实时矩阵的第六列;

用所述参考搏动的导数的平方的平均值填充所述实时矩阵的第七列;

用在所述参考搏动和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充所述实时矩阵的第八列;

用在所述参考搏动的导数和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充所述实时矩阵的第九列；

用在所述参考搏动的平方和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数填充所述实时矩阵的第十列；以及

用在所述参考搏动的导数的平方和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充所述实时矩阵的第十一列；

将所述实时矩阵传输到与所述至少一个计算设备选择性地通信的至少一个分类器；

确定所述节段是否包含心律失常相关心跳；

计算所述节段的至少一个心搏间期值的平均值；以及

将紧挨着的后续节段的长度调整为等于所述节段的所计算的心搏间期平均值的预定百分比。

20. 一种心率失常检测系统，其用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对所述用户的室上性异位心跳和心室性异位心跳进行分析和分类，所述系统包括：

至少一个计算设备，所述至少一个计算设备与至少一个比较数据库选择性地通信，所述比较数据库包含表示多个心跳的至少一个ECG记录，每个所述ECG记录包括与每个所表示的心跳相关联的时间位置和搏动类别；

其中，所述至少一个计算设备进一步被配置成：

构建实时矩阵，所述实时矩阵对应于与所述用户的心脏活动相关联的所述至少一个导联，所述实时矩阵的至少一行中的每一行表示所述至少一个导联的连续的至少一个心跳，并且所述实时矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征；

将所述至少一个导联分成预定时间长度的多个节段；

对于至少一个节段中的每一个：

定义搏动矩阵，所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳，以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的所述时间位置周围获取的至少一个样本；

将所述搏动矩阵归一化，使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均数和为1的标准偏差；以及

对于在所述节段内的所述至少一个心跳中的每一个：

将所述心跳的行添加到所述实时矩阵；

用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充所述实时矩阵的第一列；

用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充所述实时矩阵的第二列；

用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充所述实时矩阵的第三列；

用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充所述实时矩阵的第四列；

用所述归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充所述实时矩阵的第五列；

通过计算在所述归一化搏动矩阵中的具有在所述第四列的值和所述第五列的值之间

的相对最低比的行之间的平均值来确定参考搏动；

用所述参考搏动的平方的平均值填充所述实时矩阵的第六列；

用所述参考搏动的导数的平方的平均值填充所述实时矩阵的第七列；

用在所述参考搏动和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充所述实时矩阵的第八列；

用在所述参考搏动的导数和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充所述实时矩阵的第九列；

用在所述参考搏动的平方和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数填充所述实时矩阵的第十列；以及

用在所述参考搏动的导数的平方和所述搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充所述实时矩阵的第十一列；将所述实时矩阵传输到与所述至少一个计算设备选择性地通信的至少一个分类器；以及

确定所述节段是否包含心律失常相关心跳。

## 用于对心律失常相关心跳进行分类的系统和方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2017年6月29日提交的美国申请号15/638,263的最早有效申请日的优先权并被赋予美国申请号15/638,263的最早有效申请日的权利,该美国申请要求于2017年6月22日提交的ES申请号201730826的优先权。前面提到的申请的内容通过引用被并入本文。

[0003] 背景

[0004] 本专利申请的主题总体上涉及心电图描记法,并且更特别地涉及用于基于从心电图记录的至少一个导联提取的数据来对心律失常相关心跳(arrhythmia-related heartbeats)进行分类的系统和相关联的方法。

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

[0006] 作为背景,心电图描记法是使用放置在患者的皮肤上的电极来记录患者的心脏在一段时间内的电活动的过程。在身体的不同部分上的电极检测来自心脏内的不同方向的电脉冲。在标准的十二导联心电图(“ECG”)中,心脏的电活动从横越身体的十二个不同的角度(通常被称为“导联”)被测量和记录。由这个非侵入性医疗过程产生的电压与时间的关系曲线图被称为心电图(“ECG”或“EKG”)。ECG是诊断心脏病最常用的非侵入性工具。它也是用于检测和诊断心律失常的标准方法,心律失常是由心脏的异常电活动引起的心脏疾病。取决于心律失常的所源起的区域,它们被广泛地分类为室上性的和心室性的。只能通过在长时间段内监测心脏的电活动来检测短暂、短期或不频繁的心律失常的存在。由心脏病专家对这些长期ECG记录的视觉分析往往是非常冗长乏味的和耗时的。因此,一个主要的挑战是有效的决策支持系统的发展,该系统能够以快速和有效的方式分析大量所记录的ECG数据,以便帮助决策并尽可能快地通知患者关于潜在的治疗选择。

[0007] 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。

[0008] 概述

[0009] 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。

[0010] 本发明通过提供一种心律失常检测系统和相关方法来解决上述问题,该心律失常检测系统和相关方法用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对用户各种类型的心律失常相关心跳——诸如心室性异位心跳——进行分析和分类。在至少一个实施例中,该系统包括与至少一个比较数据库选择性地通信的至少一个计算设备,该比较数据库包含表示多个心跳的至少一个ECG记录,每个所述ECG记录包括与每个所表示的心跳相关联的时间位置和搏动类别。构建实时矩阵,即可以实时地被更新的矩阵,该实时矩阵对应于与用户的心脏活动相关联的至少一个导联,所述实时矩阵的至少一行中的每一行表示所述至少一个导联的连续的至少一个心跳,并且所述实时矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征。至少一个导联被分成预定时间长度的多个节段。对于至少一个节段中的每一个,定义搏动矩阵(beat

matrix),其中所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳,并且所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置周围获取的至少一个样本。在至少一个实施例中,搏动矩阵被归一化,使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均值和为1的标准偏差。对于在所述节段内的至少一个心跳中的每一个,所述心跳的行被添加到实时矩阵。实时矩阵的第一列填充有在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期。实时矩阵的第二列填充有在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期。实时矩阵的第三列填充有在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳上计算的间隔平均数。实时矩阵的第四列填充有归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值。实时矩阵的第五列填充有归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值。通过计算归一化搏动矩阵中的具有在第四列的值和第五列的值之间的相对最低比( relatively lowest ratio)的行之间的平均值来确定参考搏动(reference beat)。实时矩阵的第六列填充有参考搏动的平方的平均值。实时矩阵的第七列填充有参考搏动的导数的平方的平均值。实时矩阵的第八列填充有在参考搏动和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数。实时矩阵的第九列填充有在参考搏动的导数和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数。实时矩阵的第十列填充有在参考搏动的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数。实时矩阵的第十一列填充有在参考搏动的导数的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数。实时矩阵被传输到与至少一个计算设备选择性地通信的至少一个分类器,从而允许分类器确定与用户的心脏活动相关联的至少一个ECG记录的给定节段是否包含心律失常相关心跳。

[0011] 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。

[0012] 附图简述

[0013] 附图示出了本发明的各方面。在这样的图中:

[0014] 图1是根据至少一个实施例的示例性心率失常检测系统的简化示意图;

[0015] 图2是根据至少一个实施例的示例性ECG记录数据结构的架构图;

[0016] 图3是根据至少一个实施例的用于训练至少一个分类器的示例性方法的流程图;

[0017] 图4是根据至少一个实施例的用于构建表示至少一个ECG记录的示例性导联矩阵(lead matrix)的示例性方法的流程图;

[0018] 图5是根据至少一个实施例的用于构建示例性导联矩阵或示例性实时矩阵的示例性方法的流程图;以及

[0019] 图6是根据至少一个实施例的用于对用户的心率失常相关心跳进行分析和分类的示例性方法的流程图。

[0020] 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。

[0021] 详细描述

[0022] 现在转到图1,其示出了示例性心率失常检测系统20的简化示意图。在至少一个实施例中,系统20提供被配置用于接收和处理由至少一个搏动检测器24——例如心电图

(“ECG”)设备获得的选择数据的至少一个计算设备22,该至少一个搏动检测器24(尽管现在已知的或以后开发的能够实质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被替代)被定位和配置成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选择性地通信。在至少一个实施例中,计算设备22和搏动检测器24是一个且同一个设备,因此意图是如本文使用的那些术语与彼此可互换。此外,在至少一个实施例中,至少一个分类器26——例如人工神经网络(“ANN”)(尽管现在已知的或以后开发的能够实质上执行本文描述的功能的任何其他类型的设备、系统或其组合可以被替代)与计算设备22选择性地通信,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,如下面详细讨论的。在至少一个实施例中,计算设备22和分类器26也是一个且同一个设备,因此意图是如本文使用的那些术语与彼此可互换。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选择性地通信,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分析的所述数据连同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也是一个且同一个设备,因此意图是如本文使用的那些术语与彼此可互换。

[0023] 在至少一个实施例中,计算设备22(或可替代地,至少一个分类器26)也与包含先前获得的生物信号数据的至少一个比较数据库30选择性地通信,其目的在下面被进一步讨论。在至少一个这样的实施例中,该至少一个比较数据库30是MIT-BIH心律失常数据库(“MIT-AR”)、美国心脏协会数据库(“AHA”)和MIT-BIH室上性心律失常数据库(“MIT-SV”)中的至少一个。然而在另外的实施例中,现在已知或以后开发的任何其它适当的公共和/或专用比较数据库30可以被替代。在至少一个这样的实施例中并且如下面进一步讨论的,被包含在至少一个比较数据库30中的生物信号数据包括表示多个心跳34的多个ECG记录32(即,在某个采样率下的导联的电压与时间的关系曲线),每个ECG记录32包括在ECG记录32中的每个心跳34的时间位置36连同指示每个心跳34的搏动类别38的注释标签。因此在至少一个实施例中,每个ECG记录32包括两个导联(即,沿不同方向同时测量的电压的两个暂时时间系列)——一个文件指示在电压时间系列中的检测到的搏动的时间位置36,以及另一个文件指示检测到的搏动34的对应的搏动类别38。例如,在至少一个实施例中,使用自动心跳检测算法(诸如实时QRS检测算法)来确定给定心跳34的位置。然而在另外的实施例中,现在已知或以后开发的用于检测心跳34的任何其它类型的装置可以被替代。如下面进一步讨论的,在至少一个实施例中,至少一个比较数据库30包含ECG记录32的离散集合 $k$ ,即 $k = (1, 2, \dots, nb_{ECG})$ ,其中 $nb_{ECG}$ 是在比较数据库30中的ECG记录32的数量。

[0024] 在开始时,应该注意,在至少一个计算设备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和至少一个比较数据库30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(或协议的组合)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”意欲包括现在已知的或以后开发的能够实质上执行本文描述的功能的任何类型的计算或电子设备,例如台式计算机、移动电话、智能手机、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不应被理解为被限制到与任何一种特定类型的计算或电子设备一起使用,即使

某些示例性设备在本文为了说明性目的而被提及或示出。

[0025] 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位于例如在至少美国专利申请公开号2013/0338472中描述的可穿戴设备(诸如由用户穿戴的衣服或其他附件)上,该专利申请的内容特此通过引用被并入本文。在还有的其它实施例中,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实质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也可移除地与用户——直接与用户的身体或者与可穿戴设备,例如由用户穿戴的衣服或其他附件——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。在可替代的实施例中,计算设备22被定位在其他地方——仍然在用户本地或者远程地,或者甚至被划分,一些功能单元在用户本地的计算设备22中被实现而其他单元在远程计算机工作站中被实现。

[0026] 在至少一个实施例中,计算设备22包含执行用于对心率失常相关心跳34进行分类的示例性方法所必需的硬件和软件,如本文所述的。此外,在至少一个实施例中,计算设备22包括选择性地与彼此协同地工作以执行用于对心率失常相关心跳34分类的示例性方法的多个计算设备,如本文所述的。在至少一个实施例中,计算设备22在计算设备22上提供在本地驻留在存储器42中的用户应用40,用户应用40被配置为选择性地与至少一个搏动检测器24、分类器26和比较数据库30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”意欲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),例如本地硬盘驱动器、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提供被配置成显示分类数据的至少一个显示屏44,如下面更详细讨论的。

[0027] 在使用中,在至少一个实施例中,系统20能够基于从ECG记录32的至少一个导联提取的数据来对心律失常相关心跳34进行分类。在至少一个实施例中,如在图3的流程图中所示的,首先适当地训练至少一个分类器26。在至少一个这样的实施例中,计算设备22的用户应用40访问至少一个比较数据库30中的第一个(302),并且移动到至少一个比较数据库30中的集合k的第一ECG记录32(304),并且将ECG记录32重新采样为适当的公共采样率(306)。在至少一个实施例中,公共采样率是250Hz。然而在另外的实施例中,公共采样率可以是现在已知或以后确定的任何其他采样率。在至少一个实施例中,通过将ECG记录32内插至公共采样率来对ECG记录32进行重新采样。应当注意,在ECG记录32的原始采样率已经是公共采样率的情况下,这个特定步骤可以被跳过。在至少一个实施例中,如果与ECG记录32相关联的心跳34的时间位置36是以采样单位表示,则时间位置36被转换成时间单位(308)。另外,在至少一个实施例中,每个相关联的搏动类别38被转换成二进制值(310)。在至少一个这样的实施例中,具有室上性起源(supraventricular origin) (“SVE”——对应于ANSI/AAMI EC57:1998标准的非异位和室上性异位搏动的类型)的所有心跳34被分配二进制值“0”,并且具有室上性起源 (“VE”——对应于ANSI/AAMI EC57:1998标准的心室和融合异位搏动的类型)的所有心跳34被分配二进制值“1”。应当注意,尽管为了说明性目的,系统20在本文被描述为被配置成对心室性异位心跳34进行分析和分类,但在另外的实施例中系统20可以被配置成使用在本文描述的方法基于从ECG记录32的至少一个导联提取的数据来对任何其他

类型的心律失常相关心跳34进行分析和分类。因此,本发明不应被理解为被限制到仅心室性异位心跳34。

[0028] 继续参考图3,在至少一个实施例中,ECG记录32被过滤以去除任何不必要的高频噪声并校正基线(312)。在至少一个这样的实施例中,用户应用40利用具有0.5Hz的截止频率的二阶巴特沃斯高通滤波器(Butterworth high-pass filter)和在3分贝处具有35Hz的12阶的有限脉冲响应滤波器。然而在另外的实施例中,现在已知或以后开发的用于去除不必要的高频噪声和校正ECG记录32的基线的任何其他装置和/或方法可以被替代。在至少一个实施例中,每个心跳34的时间位置36被调整为在所述心跳34的QRS包络中的最大局部极值处。经调整的心跳34对应于在原始位置周围的小窗口内的平方时间波形的最大峰值的位置(尽管在另外的实施例中,任何其他点可以被选择)。

[0029] 继续参考图3,在至少一个实施例中,用户应用40接下来为ECG记录32的至少一个导联中的每一个构建导联矩阵(400)。在至少一个实施例中,至少一个ECG记录32中的每一个包含导联的离散集合 $j$ ,即 $j = (1, 2, \dots, nb_{lead})$ ,其中 $nb_{lead}$ 是在相关联的ECG记录32中的导联的数量。稍微更详细地,在至少一个这样的实施例中,使用公式 $Data_{lead(j)}^{ECG(k)} = [ECG(k)$

的搏动的数量 $\times$ 特征]来构建导联矩阵,其中每一列(即,特征)表示可以由用户应用40用来更好地区分开SVE或VE心跳34的特征。在至少一个实施例中,导联矩阵在连续的步骤中被构建。稍微更详细地,如在图4的流程图中所示的,在至少一个这样的实施例中,计算设备22的用户应用40移动到在当前ECG记录32中的第一导联 $j$ (402),并且该导联被分成预定时间长度或持续时间的多个非重叠节段 $p$ ,诸如10分钟或500次心跳(虽然在另外的实施例中,任何其他预定时间长度可以被替代)(404)。在至少一个替代实施例中,导联被分成预定时间长度或持续时间的多个重叠节段 $p$ ,诸如10分钟或500次心跳,每个节段 $p$ 以预定频率例如每 $T$ 秒(例如 $T=10$ )或 $H$ 次心跳(例如 $H=10$ )被捕获。换句话说,在这样的实施例中,节段 $p$ 是预定时间长度或持续时间的滑动窗口。如下面详细讨论的,每个导联的心跳34的特征然后被连续地计算,即 $Data_{lead(j)}^{ECG(k)} = [D_1, D_2, \dots, D_M]$ 。因此, $D_p$ ( $p=1, \dots, M$ )只包含在预定时间长度的 $p$

节段内的新心跳34的特征,在该预定时间长度内ECG导联被分割,它的大小是[在 $p$ 节段中的导联的新心跳34的数量 $\times$ 特征]。因此例如,如果 $p$ 是非重叠节段,则 $D_p = [$ 在 $p$ 节段中的导联的新心跳34的数量 $\times$ 特征]。在利用 $p$ 个重叠节段的至少一个替代实施例中, $D_p = [$ 在 $p$ 节段中的最后的 $H$ 个心跳34 $\times$ 特征],即,因为 $p$ 节段现在用滑动窗口被定义,只有最后 $H$ 个心跳的特征被计算。在至少一个实施例中,当使用非重叠段时,导联矩阵的每一行对应于相关联的导联的连续心跳34 $i$ 。换句话说,在这样的实施例中,导联矩阵的每一行代表相关导联的一个心跳34。因此,如在图4的流程图中所示的,在至少一个实施例中,用户应用40移动到在当前导联中的第一节段 $p$ (406),并且对于相关节段的每个心跳34,用户应用40将新的行添加到对应于所述心跳34的导联矩阵(408)。如在图5的流程图中所示的,对于在节段中的至少一个心跳34中的每一个,导联矩阵的第一列填充有在当前心跳34和紧挨着的先前心跳34之间的心搏间期(interbeat interval) (“RR”) (502)。心搏间期是在导联内的连续心跳34之间的时间间隔,其中 $RR(i)$ 对应于在给定心跳34 $i$ 和紧挨着的先前心跳34( $i-1$ )之间的时间差。在至少一个实施例中,假定心搏间期从心跳34的相对时间位置36被计算出,则在导联中的第一个心跳34的RR被设置为零。在至少一个另外的实施例中,基于前RR、后RR、RR上一平均

值——即 $\text{mean}(\text{RR}(1:-1:\text{节段}))$ ——或在相邻RR值之间的连续差异的标准偏差——即前RR-后RR——中的一个或多个来计算特征相关心搏间期。导联矩阵的第二列填充有在当前心跳34和紧挨着的后续心跳34之间的心搏间期(504)。在至少一个这样的实施例中,在导联中的最后一个心跳34的第二列值被设置为零。导联矩阵的第三列填充有在导联中的相对于当前心跳34的预定数量的先前心跳34上(诸如500个先前心跳34)(虽然在另外的实施例中,任何其他预定数量的先前心跳和后续心跳34可以被替代)计算的间隔平均数(506)。在至少一个这样的实施例中,对于导联的前500个心跳34,间隔平均数仅考虑可用的心搏间期。

[0030] 继续参考图5,在至少一个实施例中,用户应用40定义搏动矩阵(508),搏动矩阵的每一行对应于在每个心跳34的时间位置36周围的预定时间长度的窗口(诸如520毫秒)内的相关节段p中的连续心跳34。稍微更详细地,在至少一个这样的实施例中,使用公式 $\text{Beat} = [\text{nbBeats}(p) \times \text{nbSamples}]$ 来定义搏动矩阵,其中 $\text{nbBeats}(p)$ 是在节段p中的检测到的心跳34的数量,并且 $\text{nbSamples}$ 是由用户应用40在给定心跳34的位置周围获取的样本的数量。在至少一个实施例中,所获取的样本的数量是130,50个样本紧挨着在心跳34的参考点之前,以及80个样本紧接在心跳34的参考点之后。然而,在另外的实施例中,任何其他数量的样本可以被替代。一旦搏动矩阵被定义,搏动矩阵就被归一化(“ $\text{Beat}_{\text{norm}}$ ”),使得搏动矩阵的所有行被归一化为具有为0的平均数和为1的标准偏差(510)。从那里,在至少一个实施例中,使用公式 $\text{mean}(\text{Beat}_{\text{norm}}(i, :)^2)$ ,导联矩阵的第四列被填充有归一化搏动矩阵的相应行的平方的平均值(512),即,在520毫秒窗口内的心跳34的面积估计。此外,使用公式 $\text{mean}((\text{Beat}'_{\text{norm}}(i, :))^2)$ ,导联矩阵的第五列被填充有归一化搏动矩阵的相应行的导数的平方的平均值(514),即,变化率的粗略估计。

[0031] 继续参考图5,在至少一个实施例中,用户应用40通过计算在归一化搏动矩阵中的具有在第四列值和第五列值之间的相对最低比的行之间的平均值来生成参考搏动(516)。然后,使用公式 $\text{mean}(\text{Ref}^2)$ ,导联矩阵的第六列被填充有在预定时间长度的窗口(诸如520毫秒)上的参考搏动的平方的平均值(518)。此外,使用公式 $\text{mean}((\text{Ref}')^2)$ ,导联矩阵的第七列被填充有在预定时间长度的窗口(诸如520毫秒)上的参考搏动的导数的平方的平均值(520)。

[0032] 继续参考图5,在至少一个实施例中,用户应用40使用下面的相关系数公式来填充导联矩阵的第八列、第九列、第十列和第十一列中的每一列:

$$[0033] \quad C(X, Y) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}}$$

[0034] 其中求和 $\Sigma$ 在520毫秒的窗口内进行(即,130个样本,在给定心跳34之前的50个样本和在给定心跳34之后的80个样本)。在至少一个实施例中,第八列填充有在参考搏动和搏动矩阵的相应行之间的相关系数(522)——即 $C(\text{Ref}, \text{Beat}(i))$ 。第九列填充有在参考搏动的导数和搏动矩阵的相应行的导数之间的相关系数(524)——即 $C(\text{Ref}', \text{Beat}(i)')$ 。第十列填充有在参考搏动的平方和搏动矩阵的相应行的平方之间的相关系数(526)——即 $C(\text{Ref}^2, \text{Beat}(i)^2)$ 。第十一列填充有在参考搏动的导数的平方与搏动矩阵的相应行的导数的平方之间的相关系数(528)——即 $C((\text{Ref}')^2, (\text{Beat}(i)')^2)$ 。应当注意,在至少一个实施例

中,上述列可以以现在已知或以后设想的任何其他顺序被排列。另外在至少一个实施例中,可以从导联矩阵省略一个或多个上述列,或者可以添加具有其他指示符的列。因此,导联矩阵的上述结构仅仅是示例性的。

[0035] 再次参考图4,在至少一个实施例中,用户应用40移动到在当前导联中的下一个节段p(412)并重复步骤408和500。重复该过程,直到在当前导联中的所有节段p都被处理为止(410),此时用户应用40移动到在ECG记录32中的下一导联j(416),并重复步骤404至412。重复该过程,直到在当前ECG记录32中的所有导联j都被处理为止(414)。

[0036] 再次参考图3,在至少一个实施例中,用户应用40移动到在至少一个比较数据库30中的集合k的下一ECG记录32(316),并重复步骤306至400。该过程重复,直到在至少一个比较数据库30中的所有ECG记录32被处理为止(314)。在至少一个实施例中,用户应用40现在已经生成 $[nb_{ECG} \times nb_{lead}]$ 个导联矩阵;每ECG记录32k有一个导联矩阵和相应的至少一个导联j。在至少一个实施例中,用户应用40将与给定的ECG记录32相关联的至少一个导联矩阵——即  $Data_{lead(j)}^{ECG(k)}$ ——合并(318)成每导联单个ECG矩阵,使得每个ECG记录32然后由对应的

的每导联单个ECG矩阵表示——即  $DATA_{database}^j = [DATA_{lead(j)}^{ECG(1)}, DATA_{lead(j)}^{ECG(2)}, \dots, DATA_{lead(j)}^{ECG(nb_{ECG})}]$ ,

其中  $j=1, \dots, nb_{lead}$ , 并且  $nb_{lead}$  是在相关联的ECG记录32中的导联的数量。

[0037] 继续参考图3,在至少一个实施例中,用户应用40移动到下一个比较数据库30(322)并重复步骤304至318。该过程重复,直到所有的比较数据库30被处理为止(320)。在至少一个实施例中,每个心跳34被表示为根据相关联的比较数据库30和心跳34的导联被组织在ECG矩阵中的d维向量——即,d个预测因子或特征/列。在至少一个实施例中,每个ECG矩阵的大小为[比较数据库的搏动数量 $\times$  11]。然后,将至少一个ECG矩阵连同每个搏动的适当标记(即,0和1——分别针对SVE和VE类别)一起传输到至少一个分类器26(324),分类器26继而使用至少一个向量矩阵来训练自身以能够确定ECG记录32的单个导联的未来心跳34是否包含室上性异位(“SVE”)或心室性异位(“VE”)心跳34(600)。在至少一个实施例中,该训练过程(即,步骤302至322)在给定分类器26的寿命中仅被执行一次,并且至少一个比较数据库30的使用仅针对训练过程是被需要的。

[0038] 在至少一个实施例中,如图6中所图示的,用户应用40使用与用于构建上述导联矩阵的方法类似的方法来分析ECG记录32的单个导联的给定节段。稍微更详细地,在至少一个实施例中,对于ECG记录32的给定导联,构建实时矩阵 $D_p$ ,其中  $p=1, \dots, M$  只包含在预定时间长度的p节段内的心跳34的特征,在预定时间长度中ECG导联被分割,它的大小为[在p节段中的导联的心跳34的数量 $\times$ 特征]。用户应用40捕获第一节段(602),并且对于相关联的节段的每个心跳34,用户应用40将新的行添加到对应于所述心跳34的实时矩阵(604)。对于在该节段中的至少一个心跳34中的每一个,实时矩阵的列被填充(500),如上面在步骤502至528中所述的。实时矩阵然后被传输到经训练的至少一个分类器26,分类器26继而分析实时矩阵以确定它是否包含室上性异位(“SVE”)或心室性异位(“VE”)心跳34(606)。在至少一个实施例中,在捕获ECG记录32的另一节段之前,用户应用40计算前一节段的心搏间期的值的平均值(610),然后将该另一节段的长度(即心跳窗口)调整为所计算的前一心搏间期平均值的预定百分比(612),这允许用户应用40基于该通用方法来动态地调整每个节段的大小/长度。然后捕获另一节段(614),并重复步骤604至606。该过程重复,直到在导联中的所有节

段p被处理为止(608)。

[0039] 在至少一个实施例中,至少一个分类器26利用储备池计算技术——特别地,回声状态网络(“ESN”)。稍微更详细地,ESN是递归神经网络的架构,其中在内部节点(通常被称为“神经元”)之间的输入权重和连接权重被随机地生成并被保持固定。只有输出权重使用(通常)简单的线性回归被优化。ESN是具有d个输入节点的递归离散时间神经网络,其中d是输入空间的维度、N个内部(储备池)节点和I个输出节点。在输入节点和内部节点之间的连接由 $N \times d$ 输入权重矩阵 $W^{in}$ 给出。在内部节点当中的连接由 $N \times N$ 矩阵W定义,以及从内部节点到输出节点的连接在 $N \times I$ 权重输出矩阵 $W^{out}$ 中给出。矩阵 $W^{in}$ 和W是随机的,且通常从在 $[-1, 1]$ 上的均匀分布被得出。在这种方法中被训练的唯一权重是对应于储备池输出连接的权重。根据公式 $r(n) = F(\gamma W^{in}x(n) + \beta W r(n-1))$ ,所有内部节点的状态 $r(n)$ 在每个时间步长(n)处(这意味着在每次搏动时)被更新,其中F是ESN激活函数, $x(n)$ 是输入(即,实时或导联矩阵的一行), $\gamma$ 是输入缩放参数,以及 $\beta$ 是连接缩放因子。在至少一个实施例中,S型函数(sigmoid function)被用作激活函数。在至少一个另外的实施例中,可以使用激活函数,诸如整流函数(rectifiers)。

[0040] 在至少一个实施例中,根据公式 $o(n) = W^{out}r(n)$ ,ESN对输入的响应 $r(n)$ 用于计算预期输出 $o(n)$ ,其中 $W^{out}$ 是ESN的输出权重。在至少一个实施例中,在训练过程期间通过线性回归方法来计算输出权重。在至少一个这样的实施例中,使用具有环形拓扑的ESN,即,内部节点被组织在圆中。在这样的实施例中,连接矩阵不再是随机矩阵,并且只具有在下部的次对角线中的非零元素 $W_{i+1,i} = 1$ 和在右上角处的非零元素 $W_{1,N} = 1$ ,其中N是在网络中的节点的数量。输入维度以及因而输入节点的数量是 $d = 11$ (特征的数量)。输出节点的数量 $I = 1$ ,因为输出是二进制标量(在本实施例中为0或1)。在至少一个实施例中,分类器26处理需要二进制输出的分类任务,即,分别针对SVE'和VE类别的0和1。因此,由预期输出公式给出的连续输出必须借助于决策阈值转换成二进制输出。标准分类算法通常使用0.5的默认决策阈值。

[0041] 在至少一个实施例中,在环形ESN中的典型模型构建决策包括:设置网络大小(N)、输入连接矩阵 $W^{in}$ 和缩放参数 $\gamma$ 和 $\beta$ 。这些参数连同输出权重一起在训练至少一个分类器26时改变。稍微更详细地,在至少一个实施例中,系统利用来自至少一个比较数据库30的心跳34来训练ESN。来自相同ECG记录32但不同导联的心跳34被视为独立心跳34以增加训练样本的数量。输入以连续方式馈送到ESN中,即一次一行矩阵 $DATA_{database}^j$ 。在至少一个实施例中,为了设置网络大小(N)和缩放参数 $\gamma$ 和 $\beta$ ,至少一个比较数据库30的心跳34被用于训练。同时优化N, $\gamma$ 和 $\beta$ 可以是非常耗时的和低效的。因此,在至少一个实施例中,分类器首先将内部单元的数量N固定到典型值(例如400),并用 $\gamma = \frac{\alpha}{\sqrt{d}}$ 的至少一个比较数据库30的心跳34训练ESN, $\alpha$ 以0.25的步长从0.1改变到2,以及 $\beta$ 以0.1的步长从0.1改变到1。在至少一个实施例中,为了避免对输入连接的稀疏性的不希望有的依赖,分类器在10个不同的输入随机矩阵 $W^{in}$ 上取平均。因此,训练用不同的 $W^{in}$ 重复十次。分类器然后采用( $\beta$ 和 $\gamma$ 的)组合,其给出在至少一个比较数据库30的验证集上的十个实现上的最佳平均结果。在那之后,使用相同的程序来为这些 $\beta$ 和 $\gamma$ 值找到最佳储备池尺寸N。在至少一个实施例中,对于在SVE'心跳和VE心跳34之间的分类,参数值是 $N = 200$ (节点的数量), $\gamma = 1/\sqrt{d}$ 以及 $\beta = 0.6$ 。应当注意,d是

输入维度——即每心跳34使用的特征的数量,例如11。在至少一个实施例中,然后确定最佳输出连接。用这些参数训练ESN以通过简单的线性回归来获得权重 $W^{out}$ 。这个过程重复十次,每次重复使用新的随机生成的输入矩阵 $W^{in}$ 。因此,在至少一个实施例中,至少一个分类器26能够使用被包含在ECG记录32的单个导联的至少一个节段中的信息来区分SVE'心跳34和VE心跳34。

[0042] 本说明书的方面还可以被描述如下:

[0043] 1. 一种用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对用户的心律失常相关心跳进行分析和分类的方法,该方法包括以下步骤:在至少一个计算设备上实现驻留在存储器中的用户应用,至少一个计算设备与至少一个比较数据库选择性地通信,比较数据库包含表示多个心跳的至少一个ECG记录,每个所述ECG记录包括与每个所表示的心跳相关联的时间位置和搏动类别;构建对应于与用户的心脏活动相关联的至少一个导联的实时矩阵,所述实时矩阵的至少一行中的每一行表示所述至少一个导联的连续的至少一个心跳,并且所述实时矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征;将所述至少一个导联分成预定时间长度的多个节段;对于至少一个节段中的每一个:定义搏动矩阵,所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳,以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置周围获取的至少一个样本;将搏动矩阵归一化,使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均数和为1的标准偏差;以及对于在所述节段内的至少一个心跳中的每一个:将所述心跳的一行添加到实时矩阵;用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充实时矩阵的第一列;用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充实时矩阵的第二列;用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充实时矩阵的第三列;用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充实时矩阵的第四列;用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充实时矩阵的第五列;通过计算在具有在第四列的值和第五列的值之间的相对最低比的搏动矩阵的行之间的平均值来确定参考搏动;用参考搏动的平方的平均值填充实时矩阵的第六列;用参考搏动的导数的平方的平均值填充实时矩阵的第七列;用在参考搏动和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充实时矩阵的第八列;用在参考搏动的导数和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充实时矩阵的第九列;用在参考搏动的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数填充实时矩阵的第十列;以及用在参考搏动的导数的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充实时矩阵的第十一列;将实时矩阵传输到与至少一个计算设备选择性地通信的至少一个分类器;以及确定所述节段是否包含心律失常相关心跳。

[0044] 2. 根据实施例1所述的方法,其中将所述导联分成多个节段的步骤还包括将所述导联分成预定时间长度的多个非重叠节段的步骤。

[0045] 3. 根据实施例1-2所述的方法,其中将所述导联分成预定时间长度的多个非重叠节段的步骤还包括将所述导联分成各自具有十分钟的时间长度的多个非重叠节段的步骤。

[0046] 4. 根据实施例1-3所述的方法,其中将所述导联分成多个节段的步骤还包括将所述导联分成预定时间长度的多个重叠节段的步骤,其中每个节段以预定频率被捕获。

[0047] 5. 根据实施例1-4所述的方法, 其中将所述导联分成预定时间长度的多个非重叠节段的步骤还包括将所述导联分成各自具有十分钟的时间长度的多个非重叠节段的步骤。

[0048] 6. 根据实施例1-5所述的方法, 其中将所述导联分成多个节段的步骤还包括以下步骤: 对于至少一个节段中的每一个: 计算给定节段的至少一个心搏间期值的平均值; 以及将紧挨着的后续节段的长度调整为等于所述给定节段的所计算的心搏间期平均值的预定百分比。

[0049] 7. 根据实施例1-6所述的方法, 还包括训练至少一个分类器的步骤。

[0050] 8. 根据实施例1-7所述的方法, 还包括以下步骤: 对于至少一个比较数据库中的每一个: 对于被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录中的每一个: 对于所述ECG记录的至少一个导联中的每一个: 定义导联矩阵, 所述导联矩阵的至少一行中的每一行表示所述ECG记录的连续的至少一个心跳, 以及所述导联矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征; 将所述导联分成预定时间长度的多个节段; 以及对于至少一个节段中的每一个: 定义搏动矩阵, 所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳, 以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置周围获取的至少一个样本; 将搏动矩阵归一化, 使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均数和为1的标准偏差; 以及对于在所述节段内的至少一个心跳中的每一个: 将所述心跳的行添加到导联矩阵; 用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充导联矩阵的第一列; 用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充导联矩阵的第二列; 用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充导联矩阵的第三列; 用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充导联矩阵的第四列; 用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充导联矩阵的第五列; 通过计算在具有在第四列的值和第五列的值之间的相对最低比的搏动矩阵的行之间的平均值来确定参考搏动; 用参考搏动的平方的平均值填充导联矩阵的第六列; 用参考搏动的导数的平方的平均值填充导联矩阵的第七列; 用在参考搏动和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充导联矩阵的第八列; 用在参考搏动的导数和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充导联矩阵的第九列; 用在参考搏动的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数填充导联矩阵的第十列; 以及用在参考搏动的导数的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充导联矩阵的第十一列; 以及将至少一个导联矩阵中的每一个合并到与被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录相关联的单个ECG矩阵内。

[0051] 9. 根据实施例1-8所述的方法, 还包括以下步骤: 对于被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录中的每一个: 将所述ECG记录重新采样为适当的公共采样率; 将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的时间位置转换为时间单位; 以及将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的搏动类别转换为二进制值。

[0052] 10. 根据实施例1-9所述的方法, 其中将所述ECG记录重新采样为适当的公共采样率的步骤还包括将所述ECG记录重新采样为250Hz的步骤。

[0053] 11. 根据实施例1-10所述的方法, 其中将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的搏动类别转换为二进制值的步骤还包括以下步骤: 一旦确定给定心跳具有室上性起源, 则为所述心跳的搏动类别分配二进制值0; 以及一旦确定给定心跳具有心室性起源, 则

为所述心跳的搏动类别分配二进制值1。

[0054] 12. 根据实施例1-11所述的方法,还包括以下步骤:对于被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录中的每一个,过滤所述ECG记录以去除任何不必要的高频噪声并校正所述ECG记录的基线。

[0055] 13. 根据实施例1-12所述的方法,其中过滤所述ECG记录的步骤还包括使用具有0.5Hz的截止频率的二阶巴特沃斯高通滤波器和在3分贝处具有35Hz的12阶的有限脉冲响应滤波器过滤所述ECG记录的步骤。

[0056] 14. 根据实施例1-13所述的方法,还包括以下步骤:对于被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录中的每一个,将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的时间位置调整为在所述心跳的QRS包络中的最大局部极值。

[0057] 15. 根据实施例1-14所述的方法,其中填充实时矩阵的第三列的步骤还包括用在相对于所述心跳的十个先前心跳和十个后续心跳上计算的间隔平均数填充第三列的步骤。

[0058] 16. 根据实施例1-15所述的方法,其中填充导联矩阵的第三列的步骤还包括用在相对于所述心跳的十个先前心跳和十个后续心跳上计算的间隔平均数填充第三列的步骤。

[0059] 17. 根据实施例1-16所述的方法,其中定义搏动矩阵的步骤还包括用所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置周围的520毫秒的窗口内获取的至少一个样本填充搏动矩阵的列的步骤。

[0060] 18. 根据实施例1-17所述的方法,其中定义搏动矩阵的步骤还包括用所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置之前获取的三十个样本和所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置之后获取的六十个样本填充搏动矩阵的列的步骤。

[0061] 19. 根据实施例1-18所述的方法,其中填充实时矩阵的第六列的步骤还包括用在520毫秒的窗口上的参考搏动的平方的平均值填充第六列的步骤。

[0062] 20. 根据实施例1-19所述的方法,其中填充导联矩阵的第六列的步骤还包括用在520毫秒的窗口上的参考搏动的平方的平均值填充第六列的步骤。

[0063] 21. 根据实施例1-20所述的方法,其中填充实时矩阵的第七列的步骤还包括用在520毫秒的窗口上的参考搏动的导数的平方的平均值填充第七列的步骤。

[0064] 22. 根据实施例1-21所述的方法,其中填充导联矩阵的第七列的步骤还包括用在520毫秒的窗口上的参考搏动的导数的平方的平均值填充第七列的步骤。

[0065] 23. 一种用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对用户的心律失常相关心跳进行分析和分类的方法,该方法包括以下步骤:在至少一个计算设备上实现驻留在存储器中的用户应用,至少一个计算设备与至少一个比较数据库选择性地通信,比较数据库包含表示多个心跳的至少一个ECG记录,每个所述ECG记录包括与每个所表示的心跳相关联的时间位置和搏动类别;构建对应于与用户的心脏活动相关联的至少一个导联的实时矩阵,所述实时矩阵的至少一行中的每一行表示所述至少一个导联的连续的至少一个心跳,并且所述实时矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征;将所述至少一个导联分成预定时间长度的多个节段;对于至少一个节段中的每一个:定义搏动矩阵,所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳,以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置周围获取的至少一个样本;将搏动矩阵归一化,

使得所述搏动矩阵的所有行具有0的平均数和1的标准偏差;以及对于在所述节段内的至少一个心跳中的每一个:将所述心跳的一行添加到实时矩阵;用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充实时矩阵的第一列;用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充实时矩阵的第二列;用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充实时矩阵的第三列;用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充实时矩阵的第四列;用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充实时矩阵的第五列;通过计算在具有在第四列的值和第五列的值之间的相对最低比的搏动矩阵的行之间的平均值来确定参考搏动;用参考搏动的平方的平均值填充实时矩阵的第六列;用参考搏动的导数的平方的平均值填充实时矩阵的第七列;用在参考搏动和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充实时矩阵的第八列;用在参考搏动的导数和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充实时矩阵的第九列;用在参考搏动的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数填充实时矩阵的第十列;以及用在参考搏动的导数的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充实时矩阵的第十一列;将实时矩阵传输到与至少一个计算设备选择性地通信的至少一个分类器;以及确定所述节段是否包含心律失常相关心跳;计算所述节段的至少一个心搏间期值的平均值;以及将紧挨着的后续节段的长度调整为等于所述节段的所计算的心搏间期平均值的预定百分比。

[0066] 24.一种心率失常检测系统,用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对用户的室上性异位和心室性异位进行分析和分类,该系统包括:与至少一个比较数据库选择性地通信的至少一个计算设备,比较数据库包含表示多个心跳的至少一个ECG记录,每个所述ECG记录包括与每个所表示的心跳相关联的时间位置和搏动类别;其中该至少一个计算设备进一步被配置成:构建对应于与用户的心脏活动相关联的至少一个导联的实时矩阵,所述实时矩阵的至少一行中的每一行表示所述至少一个导联的连续的至少一个心跳,并且所述实时矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征;将所述至少一个导联分成预定时间长度的多个节段;对于至少一个节段中的每一个:定义搏动矩阵,所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳,以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置周围获取的至少一个样本;将搏动矩阵归一化,使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均数和为1的标准偏差;以及对于在所述节段内的至少一个心跳中的每一个:将所述心跳的一行添加到实时矩阵;用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充实时矩阵的第一列;用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充实时矩阵的第二列;用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充实时矩阵的第三列;用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充实时矩阵的第四列;用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充实时矩阵的第五列;通过计算在具有在第四列的值和第五列的值之间的相对最低比的搏动矩阵的行之间的平均值来确定参考搏动;用参考搏动的平方的平均值填充实时矩阵的第六列;用参考搏动的导数的平方的平均值填充实时矩阵的第七列;用在参考搏动和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充实时矩阵的第八列;用在参考搏动的导数和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充实

时矩阵的第九列;用在参考搏动的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方之间的相关系数填充实时矩阵的第十列;以及用在参考搏动的导数的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充实时矩阵的第十一列;将实时矩阵传输到与至少一个计算设备选择性地通信的至少一个分类器;以及确定所述节段是否包含心律失常相关心跳。

[0067] 25. 根据实施例24所述的心律失常检测系统,其中所述多个节段是预定时间长度的非重叠节段。

[0068] 26. 根据实施例24-25所述的心率失常检测系统,其中非重叠节段中的每一个具有十分钟的时间长度。

[0069] 27. 根据实施例24-26所述的心律失常检测系统,其中多个节段是预定时间长度的重叠节段,每个节段以预定频率被捕获。

[0070] 28. 根据实施例24-27所述的心率失常检测系统,其中重叠节段中的每个具有十分钟的时间长度。

[0071] 29. 根据实施例24-28所述的心律失常检测系统,其中当将所述导联分成多个节段时,该至少一个计算设备进一步被配置为:对于至少一个节段中的每一个:计算给定节段的至少一个心搏间期值的平均值;以及将紧挨着的后续节段的长度调整为等于所述给定节段的所计算的心搏间期平均值的预定百分比。

[0072] 30. 根据实施例24-29所述的心律失常检测系统,其中该至少一个计算设备进一步被配置为训练至少一个分类器。

[0073] 31. 根据实施例24-30所述的心律失常检测系统,其中该至少一个计算设备进一步被配置为:对于至少一个比较数据库中的每一个:对于被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录中的每一个:对于所述ECG记录的至少一个导联中的每一个:定义导联矩阵,所述导联矩阵的至少一行中的每一行表示所述ECG记录的连续的至少一个心跳,以及所述导联矩阵的至少一列中的每一列表示所述至少一个心跳的特征;将所述导联分成预定时间长度的多个节段;以及对于至少一个节段中的每一个:定义搏动矩阵,所述搏动矩阵的至少一行中的每一行表示所述节段的连续的至少一个心跳,以及所述搏动矩阵的至少一列中的每一列表示所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置周围获取的至少一个样本;将搏动矩阵归一化,使得所述搏动矩阵的所有行具有为0的平均数和为1的标准偏差;以及对于在所述节段内的至少一个心跳中的每一个:将所述心跳的行添加到导联矩阵;用在所述心跳和紧挨着的先前心跳之间的心搏间期填充导联矩阵的第一列;用在所述心跳和紧挨着的后续心跳之间的心搏间期填充导联矩阵的第二列;用在相对于所述心跳的预定数量的先前心跳和后续心跳上计算的间隔平均数填充导联矩阵的第三列;用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的平方的平均值填充导联矩阵的第四列;用归一化搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方的平均值填充导联矩阵的第五列;通过计算在具有在第四列的值和第五列的值之间的相对最低比的搏动矩阵的行之间的平均值来确定参考搏动;用参考搏动的平方的平均值填充导联矩阵的第六列;用参考搏动的导数的平方的平均值填充导联矩阵的第七列;用在参考搏动和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行之间的相关系数填充导联矩阵的第八列;用在参考搏动的导数和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数之间的相关系数填充导联矩阵的第九列;用在参考搏动的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的

行的平方之间的相关系数填充导联矩阵的第十列;以及用在参考搏动的导数的平方和搏动矩阵中的对应于所述心跳的行的导数的平方之间的相关系数填充导联矩阵的第十一列;以及将至少一个导联矩阵中的每一个合并到与被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录相关联的单个ECG矩阵内。

[0074] 32. 根据实施例24-31所述的心律失常检测系统,其中该至少一个计算设备进一步被配置为对于被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录中的每一个:将所述ECG记录重新采样为适当的公共采样率;将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的时间位置转换为时间单位;以及将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的搏动类别转换为二进制值。

[0075] 33. 根据实施例24-32所述的心律失常检测系统,其中当将所述ECG记录重新采样到适当的公共采样率时,该至少一个计算设备进一步被配置为将所述ECG记录重新采样到250Hz。

[0076] 34. 根据实施例24-33所述的心律失常检测系统,其中当将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的搏动类别转换成二进制值时,该至少一个计算设备进一步被配置为:一旦确定给定心跳具有室上性起源,则为所述心跳的搏动类别分配二进制值0;以及一旦确定给定心跳具有心室性起源,则为所述心跳的搏动类别分配二进制值1。

[0077] 35. 根据实施例24-34所述的心律失常检测系统,其中该至少一个计算设备进一步被配置为:对于被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录中的每一个,过滤所述ECG记录以去除任何不必要的高频噪声并校正所述ECG记录的基线。

[0078] 36. 根据实施例24-35所述的心律失常检测系统,其中当过滤所述ECG记录时,该至少一个计算设备进一步被配置为使用具有0.5Hz的截止频率的二阶巴特沃斯高通滤波器和在3分贝处具有35Hz的12阶的有限脉冲响应滤波器过滤所述ECG记录。

[0079] 37. 根据实施例24-36所述的心律失常检测系统,其中该至少一个计算设备进一步被配置为:对于被包含在所述比较数据库中的至少一个ECG记录中的每一个,将与所述ECG记录的每个所表示的心跳相关联的时间位置调整为在所述心跳的QRS包络中的最大局部极值。

[0080] 38. 根据实施例24-37所述的心律失常检测系统,其中当填充实时矩阵的第三列时,该至少一个计算设备进一步被配置为用在相对于所述心跳的十个先前心跳和十个后续心跳上计算的间隔平均数填充第三列。

[0081] 39. 根据实施例24-38所述的心律失常检测系统,其中当填充导联矩阵的第三列时,该至少一个计算设备进一步被配置为用在相对于所述心跳的十个先前心跳和十个后续心跳上计算的间隔平均数填充第三列。

[0082] 40. 根据实施例24-39所述的心律失常检测系统,其中当定义搏动矩阵时,该至少一个计算设备进一步被配置为用所述ECG记录中的在所述至少一个心跳的时间位置周围的520毫秒的窗口内获取的至少一个样本填充搏动矩阵的列。

[0083] 41. 根据实施例24-40所述的心律失常检测系统,其中当定义搏动矩阵时,该至少一个计算设备进一步被配置为用在所述至少一个心跳的时间位置之前获取的所述ECG记录的三十个样本和在所述至少一个心跳的时间位置之后获取的所述ECG记录的六十个样本填充搏动矩阵的列。

[0084] 42. 根据实施例24-41所述的心律失常检测系统,其中当填充实时矩阵的第六列时,该至少一个计算设备进一步被配置为用在520毫秒的窗口上的参考搏动的平方的平均值填充第六列。

[0085] 43. 根据实施例24-42所述的心律失常检测系统,其中当填充导联矩阵的第六列时,该至少一个计算设备进一步被配置为用在520毫秒的窗口上的参考搏动的平方的平均值填充第六列。

[0086] 44. 根据实施例24-43所述的心律失常检测系统,其中当填充实时矩阵的第七列时,该至少一个计算设备进一步被配置为用在520毫秒的窗口上的参考搏动的导数的平方的平均值填充第七列。

[0087] 45. 根据实施例24-44所述的心律失常检测系统,其中当填充导联矩阵的第七列时,该至少一个计算设备进一步被配置为用在520毫秒的窗口上的参考搏动的导数的平方的平均值填充第七列。

[0088] 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,心率失常检测系统和相关使用方法被公开并被配置成基于从ECG记录的至少一个导联提取的数据来对室上性异位和心室性异位心跳进行分类。因为本发明的原理可以在超出所示和所述的配置之外的多个配置中被实践,所以将理解的是,本发明不以任何方式被示例性实施例限制,而是通常涉及心率失常检测系统,并且能够采取多种形式来这样做而不偏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。

[0089] 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,关于这些所描述的实施例的变型对于一经阅读前述描述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。

[0090] 本发明的可替代实施例、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马库什组(Markush groups)的书面描述。

[0091] 除非另有说明,否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,除非指出并非如此,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,就像其在本文中单独引用一样。

[0092] 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”的可替代含义。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。

[0093] 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(the)”以及类似的引用将被解释为涵盖单数和复数两者,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,用于标识元件的诸如“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。

[0094] 当在权利要求中被使用时,无论是如所提交的还是根据修改被添加的,开放式过渡术语“包括(comprising)”(连同其等效的开放式过渡短语,例如“包括(including)”、“包含”和“具有”)单独地或与未陈述的主题组合地包含所有明确列举的元件、限制、步骤和/或特征;被指定的元件、限制和/或特征是必要的,但其他未指定的元件、限制和/或特征可以被添加并且仍然形成在权利要求的范围内的构想。本文公开的特定实施例可以在权利要求中使用封闭式过渡短语“由.....组成”或“基本上由.....组成”代替“包括”或作为对“包括”的修改来被进一步限制。当在权利要求中被使用时,无论是如所提交的还是根据修改被添加的,封闭式过渡短语“由.....组成”排除在权利要求中未明确列举的任何元件、限制、步骤或特征。封闭式过渡短语“基本上由.....组成”将权利要求的范围限制到明确列举的元件、限制、步骤和/或特征以及实质上不影响所主张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特别列举的元件、限制、步骤和/或特征以及任何可选的、附加的未指定的元件、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在权利要求中特别列举的那些元件、限制、步骤和/或特征,而封闭式过渡短语“基本上由.....组成”的含义被定义为仅包括在权利要求中特别列举的那些元件、限制、步骤和/或特征以及实质上不影响所主张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)在它的含义内包括由封闭式过渡短语“由...组成”或“基本上由...组成”指定的所主张的主题。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

“实质上由.....组成”和“由.....组成”。

[0095] 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而使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。

[0096] 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。

[0097] 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晶片的单个晶片）、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（诸如母板）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。

[0098] 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。

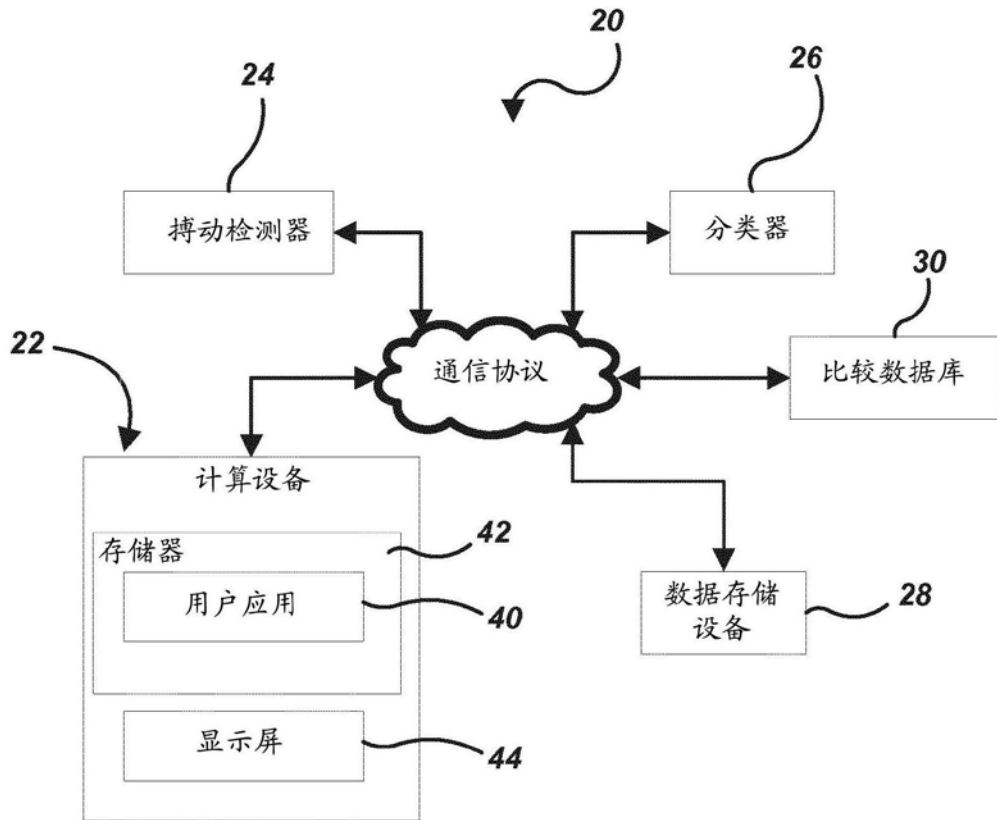


图1



图2

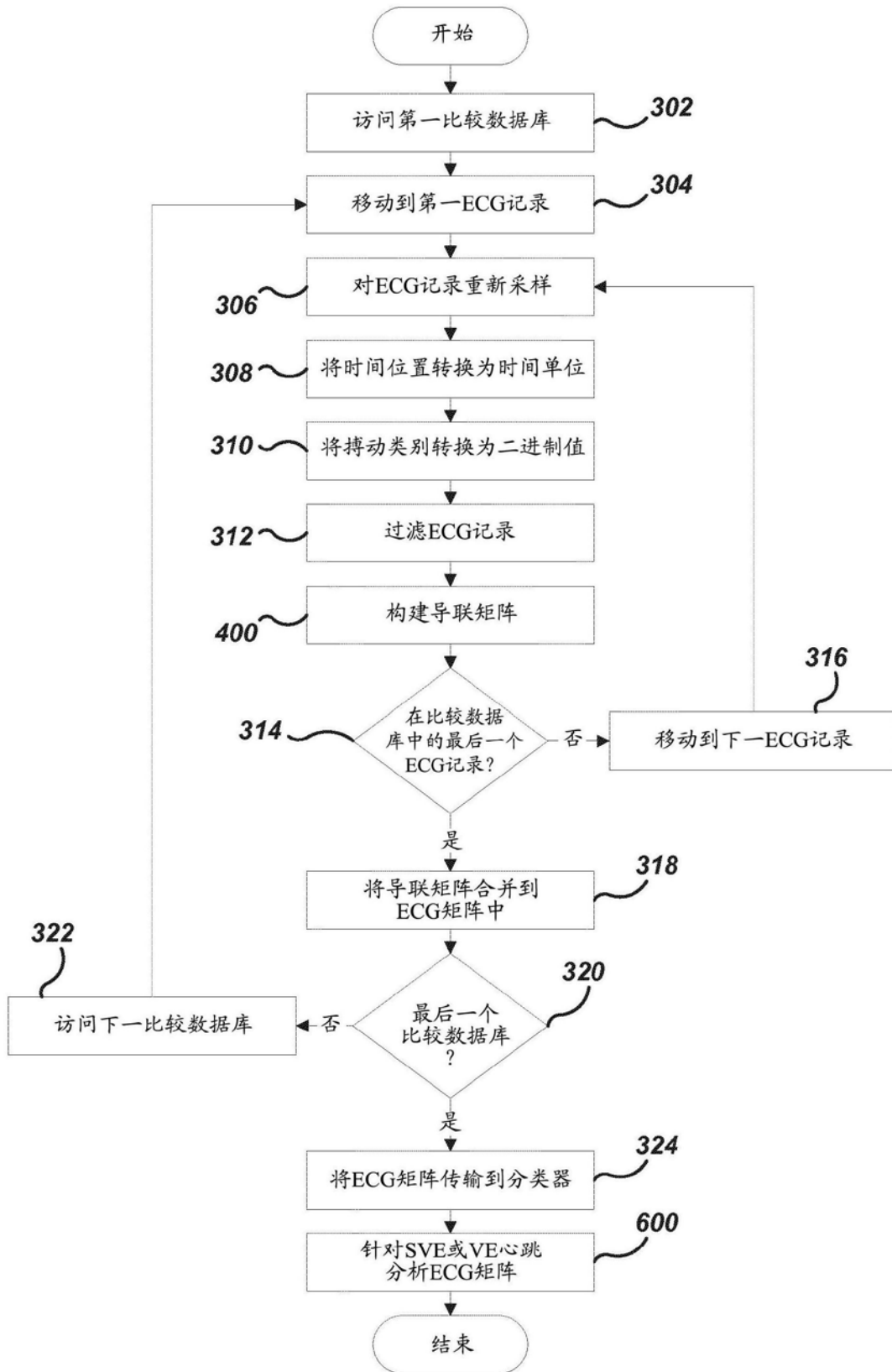


图3

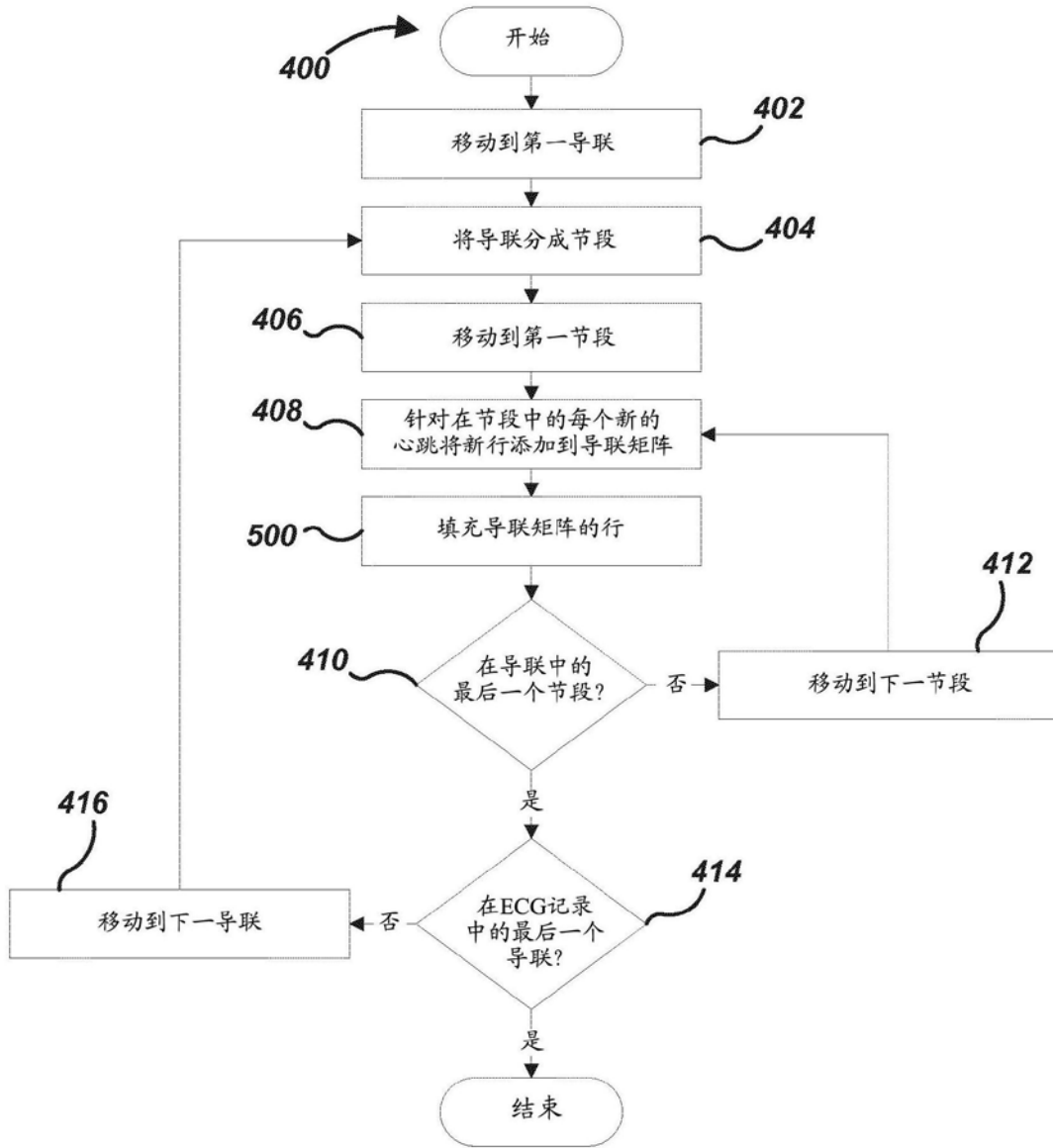


图4

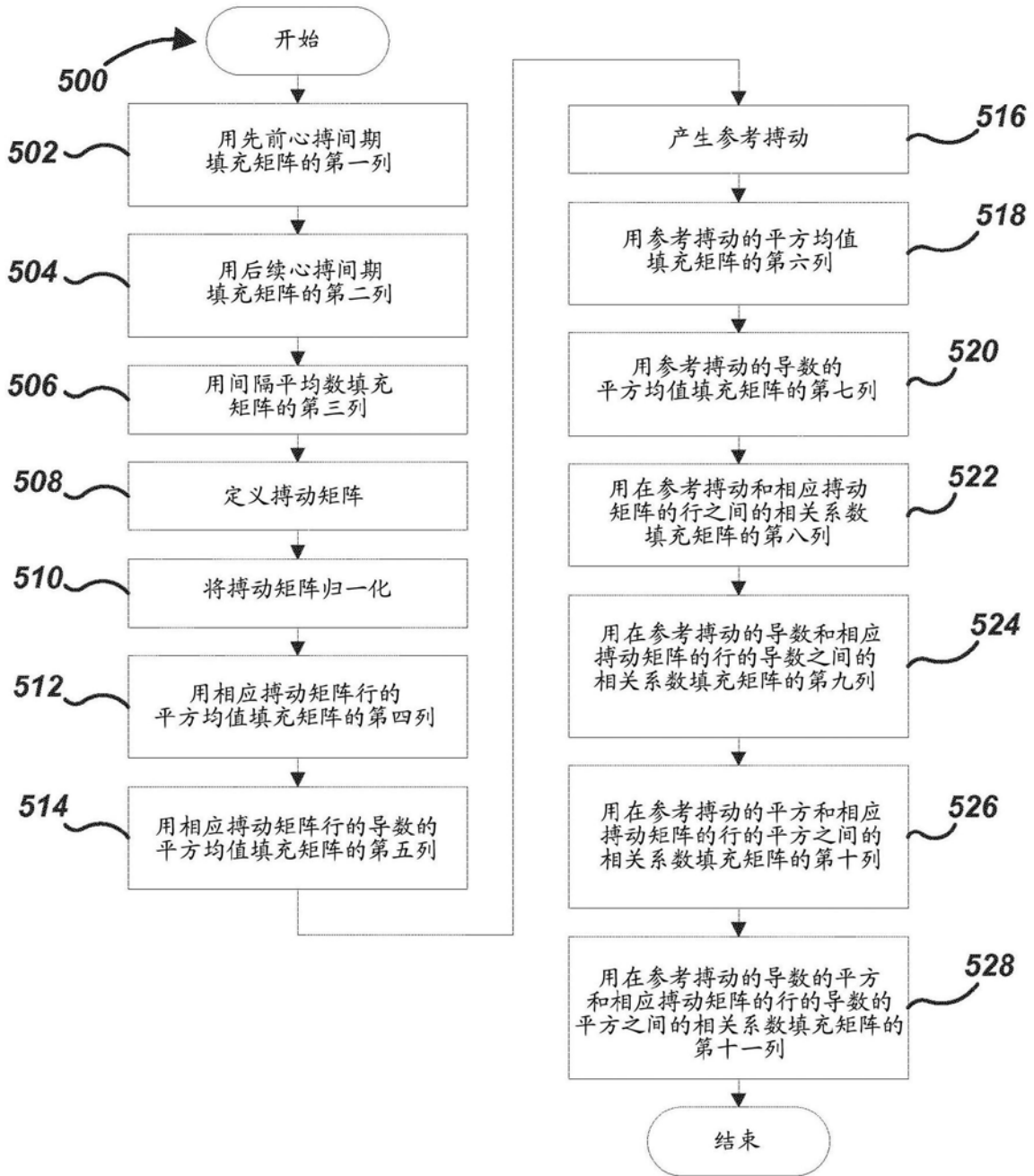


图5

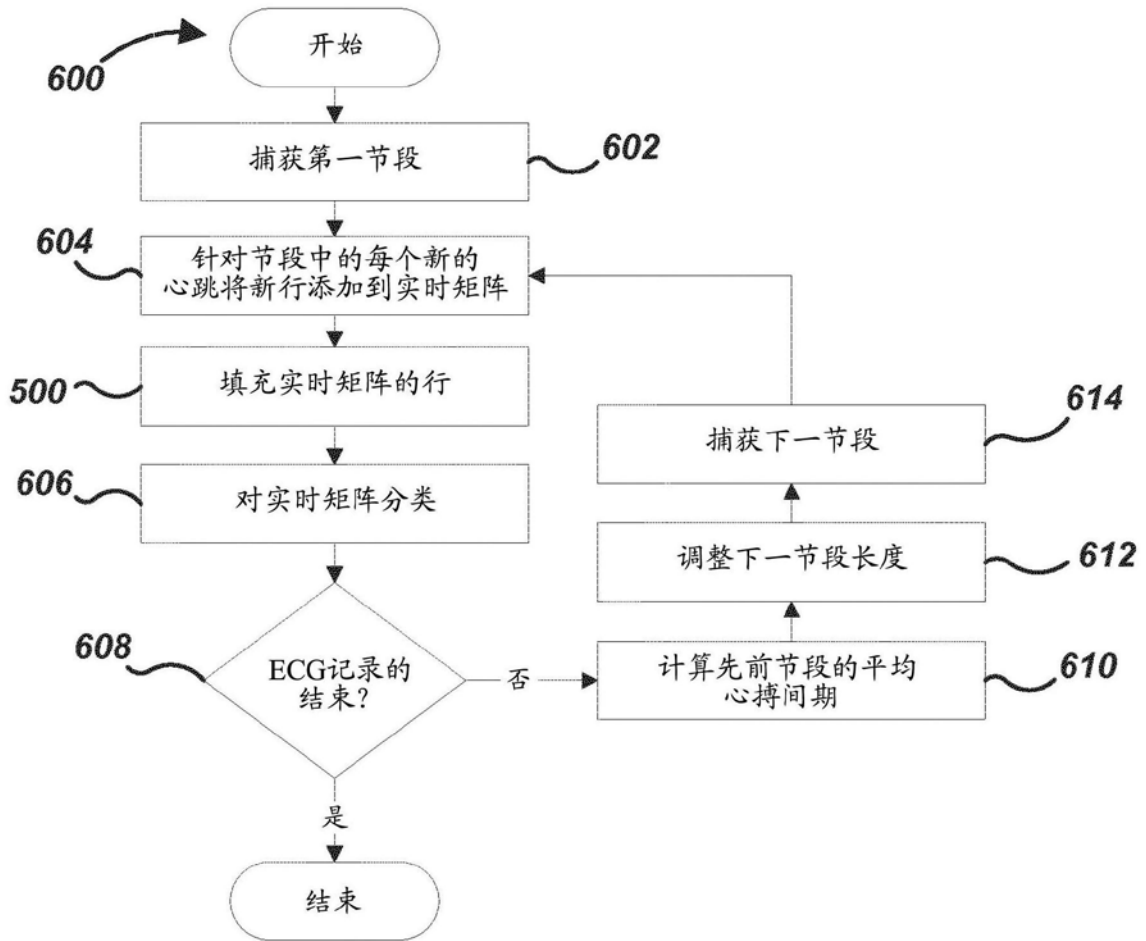


图6

专利名称(译)	用于对心律失常相关心跳进行分类的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN111031900A</a>	公开(公告)日	2020-04-17
申请号	CN201880054110.2	申请日	2018-06-21
[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 西尔维亚·奥廷冈萨雷斯 米格尔·科尔内莱斯索里亚诺 克劳迪奥·鲁本·米拉索桑托斯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/046 A61B5/0464 A61B5/0468		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0245 A61B5/04012 A61B5/0432 A61B5/04525 A61B5/046 A61B5/0464 A61B5/0468 A61B5/7267 G06N3/0445 G06N3/0481 G06N3/08 G16H50/70		
优先权	2017030826 2017-06-22 ES 15/638263 2017-06-29 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了一种心律失常检测系统和相关联的方法，用于基于由至少一个ECG记录的至少一个导联所捕获的与用户的心脏活动相关联的至少一个生物信号来对用户的心律失常相关心跳进行分析和分类。

