



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108577823 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201810395606.8

(22)申请日 2018.04.27

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司  
地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 金海岚

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 夏东栋

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

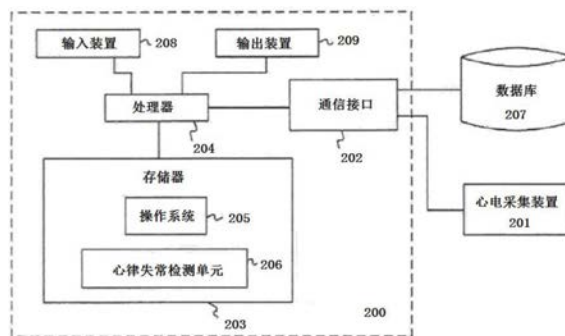
权利要求书3页 说明书14页 附图4页

(54)发明名称

一种心律失常检测装置和心律失常检测系统

(57)摘要

本公开实施例提供一种心律失常检测装置和心律失常检测系统。该装置包括存储器、处理器及存储器上可由处理器执行的计算机指令,后者由处理器执行时实现如下步骤:设定一组递增的时间间隔,每对相邻时间间隔中的一个是另一个的整数倍;将心电信号分别利用各个时间间隔等间隔地划分为心电信号段的序列;确定各个心电信号段内的心律失常概率;对于每对相邻时间间隔:基于时间间隔较短的序列的各个心电信号段中的心律失常概率,并以包含其的、时间间隔较长的序列的相应各个心电信号段中的心律失常概率或检测结果为主导,来确定时间间隔较短的序列的相应各个心电信号段中的心律失常检测结果。该装置能提高和兼顾心律失常检出率和检测定位精度。



1. 一种心律失常检测装置,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可由所述处理器执行的计算机可执行指令,其特征在于,所述处理器执行所述计算机可执行指令时实现如下步骤:

设定一组递增的时间间隔,其中,每对相邻时间间隔中的一个时间间隔是另一个时间间隔的整数倍;

以各个时间间隔分别对同一心电信号进行等间隔划分,以得到各个相应的心电信号段序列,使得一个时间间隔对应一个心电信号段序列;

对于各个心电信号段序列,确定其各个心电信号段内的心律失常概率;

对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列,执行如下的检测结果确定步骤:

基于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段中的心律失常概率,并以包含所述时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段的、时间间隔较长的心电信号段序列的相应各个心电信号段中的心律失常概率或心律失常检测结果为主导,来确定时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段中的心律失常检测结果。

2. 根据权利要求1所述的心律失常检测装置,其特征在于,每对相邻时间间隔中时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段的起始位置与时间间隔较短的心电信号段序列的相应一个心电信号段的起始位置对齐。

3. 根据权利要求1所述的心律失常检测装置,其特征在于,心律失常检测结果包括标识心律失常状况的标签。

4. 根据权利要求1所述的心律失常检测装置,其特征在于,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括:

在较长时间间隔是所述一组递增的时间间隔中的最大时间间隔的情况下,基于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段内的心律失常的概率,并以包含时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段的、时间间隔较长的心电信号段序列的相应各个心电信号段的心律失常的概率为主导,来确定时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段内的心律失常检测结果;否则,

基于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段内的心律失常的概率,并以包含时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的、时间间隔较长的心电信号段序列的相应各个心电信号段的心律失常检测结果为主导,来确定时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段内的心律失常检测结果。

5. 根据权利要求1所述的心律失常检测装置,其特征在于,每个心电信号段序列的各个心电信号段是彼此连续的。

6. 根据权利要求1所述的心律失常检测装置,其特征在于,至少一个心电信号段序列的各个心电信号段是彼此重叠的。

7. 根据权利要求1所述的心律失常检测装置,其特征在于,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段:

在其心律失常的概率大于或等于阈值或心律失常检测结果为肯定并且其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的至少一个心电信号段的心律失常的概率大于阈值的情况下,

则确定其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常检测结果均为肯定。

8. 根据权利要求5或7所述的心律失常检测装置,其特征在於,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段:

在其心律失常的概率大于等于阈值或心律失常检测结果为肯定并且其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常的概率均小于阈值的情况下,则确定其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的至少一个但非全部心电信号段的心律失常检测结果为肯定。

9. 根据权利要求8所述的心律失常检测装置,其特征在於,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括包括,对于时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段:

在其心律失常的概率小于阈值或心律失常检测结果为否定并且其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的至少一个心电信号段的心律失常的概率小于阈值的情况下,则确定其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常检测结果均为否定。

10. 根据权利要求8所述的心律失常检测装置,其特征在於,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段:

在其心律失常的概率小于阈值或心律失常检测结果为否定并且其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常的概率均大于等于阈值的情况下,则确定其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的至少一个但非全部心电信号段的心律失常检测结果为否定。

11. 根据权利要求6所述的心律失常检测装置,其特征在於,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段:

在包含其的时间间隔较长的心电信号段序列的至少两个心电信号段的心律失常的概率均大于等于阈值或心律失常检测结果均为肯定的情况下,则确定所述时间间隔较短的心电信号段序列的相应心电信号段的心律失常检测结果为肯定。

12. 根据权利要求6或11所述的心律失常检测装置,其特征在於,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段:

在包含其的时间间隔较长的心电信号段序列的至少两个心电信号段的心律失常的概率均小于阈值或心律失常检测结果均为否定的情况下,则确定所述时间间隔较短的心电信号段序列的相应心电信号段的心律失常检测结果为否定。

13. 根据权利要求12所述的心律失常检测装置,其特征在於,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段:

在包含其的时间间隔较长的心电信号段序列的至少两个心电信号段的心律失常的概

率或心律失常检测结果不一致时,根据时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常的概率来确定其心律失常检测结果。

14.根据权利要求1所述的心律失常检测装置,其特征在于,所述一组递增的时间间隔具有两个时间间隔,所述两个时间间隔包括第一时间间隔和第二时间间隔,所述第二时间间隔比所述第一时间间隔长,所述整数倍为2倍,所述第一时间间隔对应第一心电信号段序列,所述第二时间间隔对应第二心电信号段序列,仅对于所述第一心电信号段序列和所述第二心电信号段序列执行所述检测结果确定步骤,且所述检测结果确定步骤包括:

基于所述第一心电信号段序列的各个心电信号段中的心律失常概率,并以包含所述第一心电信号段序列的所述各个心电信号段的、所述第二心电信号段序列的相应各个心电信号段中的心律失常概率为主导,来确定所述第一心电信号段序列的所述各个心电信号段中的心律失常检测结果。

15.一种心律失常检测系统,其特征在于,所述心律失常检测系统包括:

心电采集装置,用于采集心电信号;以及

根据权利要求1所述的心律失常检测装置,可通信地连接到所述心电采集装置,用于接收所述心电采集装置所采集的心电信号。

## 一种心律失常检测装置和心律失常检测系统

### 技术领域

[0001] 本公开涉及医疗设备领域,尤其涉及生理信号节律检测系统,更具体地,涉及一种心律失常检测系统。

### 背景技术

[0002] 心电信号作为一种周期性生理电信号,可以反映心脏的功能,心电监护是评估心血管系统的重要手段。随着技术的进步,长时间的心电监护成为可能,而人口老龄化导致人群中心血管系统疾病的患病率增加,对于个体的心电信号的监护和分析对于心血管系统疾病的诊断和预防具有重大意义。

[0003] 心电信号的周期性波形特征,尤其是节律特征,可以反映多种心脏结构和功能性的障碍。各种心律失常通常可以按照发生部位和风险程度进行分类。按照发生部位可以将心律失常划分为窦性、交界性(房室交界区发生的心律失常)房性、室性等。按照风险程度,可以分为:于健康无大碍,不需要医疗处理的类型,比如单纯轻微的窦性心动不齐;于健康有妨害,需要治疗的类型,其中还包括致死性心律失常,诸如心房颤动、心动过速型心房扑动、室性心动过速、心室颤动、心室扑动、三度房室传导阻滞等等。

[0004] 心房颤动(简称房颤)是最常见的持续性心律失常。随着年龄增长,个体的房颤发生率不断增加,75岁以上人群可达10%。房颤时心房激动的频率达300~600次/分,心跳频率往往快而且不规则,有时候可达100~160次/分,不仅比正常人心跳快得多,而且严重无序,心房失去有效的收缩功能。心房扑动与心室颤动的发病率低于房颤,同样危险性极高,特别是室颤,具有极高的致死性。

[0005] 目前的心电监护检测系统,检测的定位精度较差,且容易导致漏检和误检等问题。

### 发明内容

[0006] 为解决上述问题,需要一种心律失常检测系统,其能够提高心律失常的检出率,且可以提高检测定位精度。

[0007] 根据本公开的第一方案,本公开旨在提供一种心律失常检测装置,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可由所述处理器执行的计算机可执行指令,所述处理器执行所述计算机可执行指令时实现如下步骤:

[0008] 设定一组递增的时间间隔,其中,每对相邻时间间隔中的一个时间间隔是另一个时间间隔的整数倍;

[0009] 以各个时间间隔分别对同一心电信号进行等间隔划分,以得到各个相应的心电信号段序列,使得一个时间间隔对应一个心电信号段序列;

[0010] 对于各个心电信号段序列,确定其各个心电信号段内的心律失常概率;

[0011] 对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列,执行如下的检测结果确定步骤:

[0012] 基于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段中的心律失常概率,并以

包含所述时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段的、时间间隔较长的心电信号段序列的相应各个心电信号段中的心律失常概率或心律失常检测结果为主导,来确定时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段中的心律失常检测结果。

[0013] 在一些实施例中,每对相邻时间间隔中时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段的起始位置与时间间隔较短的心电信号段序列的相应一个心电信号段的起始位置对齐。

[0014] 在一些实施例中,心律失常检测结果包括标识心律失常状况的标签。

[0015] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括:

[0016] 在较长时间间隔是所述一组递增的时间间隔中的最大时间间隔的情况下,基于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段内的心律失常的概率,并以包含时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段的、时间间隔较长的心电信号段序列的相应各个心电信号段的心律失常的概率为主导,来确定时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段内的心律失常检测结果;否则,

[0017] 基于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段内的心律失常的概率,并以包含时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的、时间间隔较长的心电信号段序列的相应各个心电信号段的心律失常检测结果为主导,来确定时间间隔较短的心电信号段序列的所述各个心电信号段内的心律失常检测结果。

[0018] 在一些实施例中,每个心电信号段序列的各个心电信号段是彼此连续的。

[0019] 在一些实施例中,至少一个心电信号段序列的各个心电信号段是彼此重叠的。

[0020] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段:

[0021] 在其心律失常的概率大于或等于阈值或心律失常检测结果为肯定并且其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的至少一个心电信号段的心律失常的概率大于阈值的情况下,则确定其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常检测结果均为肯定。

[0022] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段:

[0023] 在其心律失常的概率大于或等于阈值或心律失常检测结果为肯定并且其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常的概率均小于阈值的情况下,则确定其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的至少一个但非全部心电信号段的心律失常检测结果为肯定。

[0024] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括包括,对于时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段:

[0025] 在其心律失常的概率小于阈值或心律失常检测结果为否定并且其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的至少一个心电信号段的心律失常的概率小于阈值的情况下,则确定其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常检测结果均为否定。

[0026] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所

述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较长的心电信号段序列的各个心电信号段:

[0027] 在其心律失常的概率小于阈值或心律失常检测结果为否定并且其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常的概率均大于等于阈值的情况下,则确定其包含的时间间隔较短的心电信号段序列的至少一个但非全部心电信号段的心律失常检测结果为否定。

[0028] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段:

[0029] 在包含其的时间间隔较长的心电信号段序列的至少两个心电信号段的心律失常的概率均大于等于阈值或心律失常检测结果均为肯定的情况下,则确定所述时间间隔较短的心电信号段序列的相应心电信号段的心律失常检测结果为肯定。

[0030] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段:

[0031] 在包含其的时间间隔较长的心电信号段序列的至少两个心电信号段的心律失常的概率均小于阈值或心律失常检测结果均为否定的情况下,则确定所述时间间隔较短的心电信号段序列的相应心电信号段的心律失常检测结果为否定。

[0032] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列执行的所述检测结果确定步骤包括,对于时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段:

[0033] 在包含其的时间间隔较长的心电信号段序列的至少两个心电信号段的心律失常的概率或心律失常检测结果不一致时,根据时间间隔较短的心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常的概率来确定其心律失常检测结果。

[0034] 在一些实施例中,所述一组递增的时间间隔具有两个时间间隔,所述两个时间间隔包括第一时间间隔和第一时间间隔,所述第二时间间隔比所述第一时间间隔长,所述整数倍为2倍,所述第一时间间隔对应第一心电信号段序列,所述第二时间间隔对应第二心电信号段序列,仅对于所述第一心电信号段序列和所述第二心电信号段序列执行所述检测结果确定步骤,且所述检测结果确定步骤包括:

[0035] 基于所述第一心电信号段序列的各个心电信号段中的心律失常概率,并以包含所述第一心电信号段序列的所述各个心电信号段的、所述第二心电信号段序列的相应各个心电信号段中的心律失常概率为主导,来确定所述第一心电信号段序列的所述各个心电信号段中的心律失常检测结果。

[0036] 根据本公开的第二方案,提供一种心律失常检测系统,所述心律失常检测系统包括:心电采集装置,用于采集心电信号;以及上述的心律失常检测装置,可通信地连接到所述心电采集装置,用于接收所述心电采集装置所采集的心电信号。

[0037] 应当理解,前面的一般描述和以下详细描述都仅是示例性和说明性的,而不是用于限制本公开。

[0038] 本节提供本公开中描述的技术的各种实现或示例的概述,并不是所公开技术的全部范围或所有特征的全面公开。

## 附图说明

[0039] 为了更清楚地说明本公开实施例的技术方案,下面将对实施例的附图作简单地介

绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅涉及本公开的一些实施例,而非对本公开的限制。

[0040] 图1示出6s的时间段内的房颤波形的示意图;

[0041] 图2示出根据本公开第一实施例的心律失常检测系统的结构框图;

[0042] 图3示出根据本公开第二实施例的由处理器执行的心律失常检测方法的示例的流程图;

[0043] 图4(a)示出根据本公开第三实施例的由处理器执行的心律失常检测方法又一示例中对心电信号进行划分的示意图;

[0044] 图4(b)示出根据本公开第三实施例的由处理器执行的心律失常检测方法又一示例中用于确定心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常的标签的流程图;以及

[0045] 图5(a)示出根据本公开第四实施例的由处理器执行的心律失常检测方法的再一示例中对心电信号进行划分的示意图;

[0046] 图5(b)示出根据本公开第四实施例的由处理器执行的心律失常检测方法的再一示例中用于确定心电信号段序列的各个心电信号段的心律失常的标签的流程图。

### 具体实施方式

[0047] 为了使得本公开实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本公开实施例的附图,对本公开实施例的技术方案进行清楚、完整地描述。显然,所描述的实施例是本公开的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于所描述的本公开的实施例,本领域普通技术人员在无需创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本公开保护的范畴。

[0048] 除非另外定义,本公开使用的技术术语或者科学术语应当为本公开所属领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。本公开中使用的“第一”、“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性,而只是用来区分不同的组成部分。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现该词前面的元件或者物件涵盖出现在该词后面列举的元件或者物件及其等同,而不排除其他元件或者物件。“连接”或者“相连”等类似的词语并非限定于物理的或者机械的连接,而是可以包括电性的连接,不管是直接的还是间接的。“上”、“下”、“左”、“右”等仅用于表示相对位置关系,当被描述对象的绝对位置改变后,则该相对位置关系也可能相应地改变。

[0049] 为了保持本公开实施例的以下说明清楚且简明,本公开省略了已知功能和已知部件的详细说明。

[0050] 相关技术中,需要将心电信号划分(截断)为各个心电信号段,本发明人发现,心律失常的定位精度和检出率与心电信号段的长度(即心电信号的截断长度)有关。

[0051] 例如,在为心电信号的训练数据集中的各个心电信号段设置标签时,一般某心电信号段中心律失常(各种心律失常中的至少一种或多种)出现的时间超过 $1/2$ ,则认为该心电信号段的该一种或多种心律失常的检测结果为肯定,从而可将该心电信号段设置该一种或多种心律失常的标签。举例来说,心电信号段长度为10s,其中有5s以上为房颤,则为该心电信号段设置房颤的标签(认为该心电信号段的心律失常检测结果是发生房颤),其他类型的心律失常的标签的设置(检测结果的确)与之类似。因此,如果将心电信号划分为长度为 $L$ 的多个心电信号段,则心律失常检测的定位精度为 $L/2$ ,只有发生事件在 $L/2$ 以上的心律

失常才能被检出,发生时间短于 $L/2$ 的心律失常不能被检出。

[0052] 然而,心电信号段的长度不能因为追求定位精度而过小,因为信号长度 $L$ 越大,则包含的心电波形的信息越多越全面。特别是房颤、室颤等,其主要的特征为RR间期(也就是R波间期,一个心拍的时间长度)的不规律性,心电信号段的长度越长,就越能准确地反映此种不规律性,从而相应心律失常的检出性就越高。

[0053] 参见图1所示6s的时间段内的房颤波形,如果信号长度 $L$ 过小,例如2s,该波形的前2s的时段内,RR间期均匀,易被误判为正常心电信号;该波形的2s到4s的时段内,只有2个R波;该波形的4s到6s的时段内,则有3个R波,且心率较低,均难以判别。如果针对各长度为2s的时段进行检测,难以分别判断出RR间期不规律。而以6s的时段的心电信号波形来看,能够明显判断出RR间期不规律。所以,心电信号段的长度不能过小,否则容易发生漏检和误检。

[0054] 因此,本公开旨在提出一种心律失常检测装置和系统,该装置和系统通过将同一心电信号利用不同的时间间隔等间隔地划分为多个心电信号段序列,使得每个心电信号段序列对应一个时间间隔,通过将长时间间隔的心电信号段序列与短时间间隔的心电信号段序列构成长短期的心电信号段序列对,利用长期的心电信号段考虑到充分全面的信息,结合短期的心电信号段来确保定位精度,能够兼顾心电信号中心律失常的检出率和定位精度,且运算耗时处于临床可接受范围内。

[0055] 图2示出根据本公开第一实施例的心律失常检测装置200的结构框图。如图2所示,该心律失常检测装置200包括:存储器203,存储器203上存储有计算机可执行指令;以及处理器204,其中,所述处理器204执行所述计算机可执行指令时,实现如下步骤:

[0056] 设定一组递增的时间间隔 $I_1, I_2, \dots, I_n$  ( $n$ 为时间间隔的数量),其中,每对相邻时间间隔中的一个时间间隔 $I_{t+1}$  (较长时间间隔,  $t$ 为1到 $n-1$ 的范围内的任意整数)是另一个时间间隔 $I_t$  (较短时间间隔)的整数倍;

[0057] 以各个时间间隔 $I_1, I_2, \dots, I_n$ 分别对该同个心电信号进行等间隔划分,以得到各个相应的心电信号段序列 $S_1, S_2, \dots, S_n$ ,也就是说,例如,利用时间间隔 $I_1$ 作为等间隔对同个心电信号进行划分,得到的相应的心电信号段序列 $S_1$ 的每个心电信号段的时间间隔均为 $I_1$ ,利用时间间隔 $I_2$ 作为等间隔对同个心电信号进行划分,得到的相应的心电信号段序列 $S_2$ 的每个心电信号段的时间间隔均为 $I_2$ ,直至利用时间间隔 $I_n$ 作为等间隔对同个心电信号进行划分,从而得到同个心电信号的不同划分结果 $S_1, S_2, \dots, S_n$ ,使得一个时间间隔 $I_t$ 对应一个心电信号段序列 $S_t$ ,也就是心电信号段序列 $S_t$ 的每个心电信号段的间隔长度均为时间间隔 $I_t$ ;

[0058] 各个心电信号段序列 $S_t$ 由时间间隔均为 $I_t$ 的各个心电信号段依序组成,对于各个心电信号段序列 $S_t$ ,可以采用各种方式,例如可以利用相应时间间隔的检测模型等等,来确定其各个心电信号段内的心律失常概率,所述检测模型可以针对相应时间间隔来建立和训练,用于确定相应时间间隔的心电信号段内的心律失常概率(其实现方式在下文中进行了详述,在此不赘述),例如,为了确定各个时间间隔 $I_1, I_2, \dots, I_n$ 的心电信号段内的心律失常概率,需要利用相应的 $n$ 个检测模型(第1检测模型到第 $n$ 检测模型),对于序列 $S_t$ ,例如可以采用相应时间间隔 $I_t$ 的第 $t$ 检测模型确定其中各个心电信号段中的心律失常概率,以序列 $S_t$ 被划分为 $j$ 个心电信号段为例,所得到的各个心电信号段心律失常的概率为 $pt_1, pt_2, \dots, pt_j$ ;

[0059] 每对相邻时间间隔 $I_t$ 和 $I_{t+1}$ 中,时间间隔 $I_{t+1}$ 较长而时间间隔 $I_t$ 较短,对于每对相邻时间间隔 $I_t$ 和 $I_{t+1}$ 所对应的两个心电信号段序列 $S_t$ 和 $S_{t+1}$ ( $t$ 可取1到 $n-1$ 的范围内的任意整数)执行如下的检测结果确定步骤:

[0060] 基于较短时间间隔 $I_t$ 的心电信号段序列 $S_t$ 的各个心电信号段的心律失常的概率 $pt_1$ 、 $pt_2$ 、 $\dots$ 、 $pt_j$ ,并以包含较短时间间隔 $I_t$ 的心电信号段序列 $S_t$ 的各个心电信号段的、较长时间间隔 $I_{t+1}$ 的心电信号段序列 $S_{t+1}$ 的相应各个心电信号段的心律失常的概率或检测结果为主导,来确定较短时间间隔 $I_t$ 的心电信号段序列 $S_t$ 的所述各个心电信号段中的心律失常的检测结果。

[0061] 本文中,当提及“包含”某个心电信号段的“相应各个”心电信号段时,表示:“相应各个”心电信号段恰好有一部分是该某个心电信号段,或者“相应各个”心电信号段彼此组合起来的组合段恰好有一部分是该某个心电信号段。例如,一个时间间隔为8S的心电信号段中的4S部分恰好是某个时间间隔为4S的心电信号段,则前者是包含后者的相应各个心电信号段(之一)。再例如,2个时间间隔为8S的心电信号段中各自有一个4S部分恰好是某个时间间隔为8S的心电信号段的一半,将该两个4S部分组合起来恰好就是所述某个时间间隔为8S的心电信号段,由此,该2个时间间隔为8S的心电信号段也是包含该某个时间间隔为8S的心电信号段的“相应各个”心电信号段。

[0062] 进一步地,所谓“以 $\dots$ 为主导”表示:通过较大的权重因子或逻辑关系来实现其对心律失常的检测结果的主导作用,下文中会结合实施例对该“以 $\dots$ 为主导”的实现方式进行详细说明。

[0063] 在一些实施例中,每对相邻时间间隔中较长时间间隔 $I_{t+1}$ 的心电信号段序列 $S_{t+1}$ 的各个心电信号段的起始位置与较短时间间隔 $I_t$ 的心电信号段序列 $S_t$ 的相应一个心电信号段的起始位置对齐。由此,每个较短时间间隔 $I_t$ 的心电信号段被完整地包含在较长时间间隔 $I_{t+1}$ 的独立心电信号段中,而不是分布在较长时间间隔 $I_{t+1}$ 的数个心电信号段中。因为较长时间间隔 $I_{t+1}$ 的所述独立心电信号段包含了较短时间间隔 $I_t$ 的整个心电信号段,所包含的丰富信息对于后者更具参考意义,对后者的心律失常检测结果起主导作用能够进一步提高心电信号中心律失常的检出率。

[0064] 举例来说,如果要确定时间间隔为 $I_t$ 的心电信号段序列 $S_t$ 的某个心电信号段 $Seg_{t,m}$ ( $m$ 是小于等于 $j$ 的自然数)的心律失常的检测结果,则可以基于该心电信号段 $Seg_{t,m}$ 的心律失常的概率,并以时间间隔为 $I_{t+1}$ 的心电信号段序列 $S_{t+1}$ 的所有心电信号段 $Seg_{t+1,k}$ ( $k$ 为1到心电信号段序列 $S_{t+1}$ 的心电信号段数量的整数)中包含该心电信号段 $Seg_{t,m}$ 的心电信号段 $Seg_{t+1,f}$ ( $f$ 是小于等于所述总段数的自然数)的心律失常的概率或检测结果为主导,来确定时间间隔 $I_t$ 较短的心电信号段序列 $S_t$ 的所述某个心电信号段 $Seg_{t,m}$ 的心律失常的检测结果。

[0065] 在一些实施例中,为各对相邻时间间隔所执行的检测结果确定步骤中,可以由时间间隔为 $I_t$ ( $t$ 为1到 $n$ 的范围内的任意整数)的各个心电信号段中的心律失常概率对其所包含的时间间隔为 $I_{t-1}$ 的各个心电信号段中的心律失常检测结果起主导作用,如此,用户可按定位精度的需要,例如定位精度是 $I_{t-1}$ 的一半,则针对性地确定时间间隔为 $I_{t-1}$ 的各个心电信号段中的心律失常检测结果,同时能够考虑到较长时间间隔的 $I_t$ 的各个心电信号段中包含的丰富信息,从而提高了该定位精度下心律失常的检出率。

[0066] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔 $I_t$ 和 $I_{t+1}$ 可以执行一次上述检测结果确

定步骤,从而对于所述一组递增的时间间隔 $I_1$ 、 $I_2$ 、 $\dots$ 、 $I_n$ ,从最大时间间隔 $I_n$ 开始,逐对相邻时间间隔地执行上述检测结果确定步骤,直至确定最短时间间隔 $I_1$ 的心电信号段序列 $S_1$ 的各个心电信号段 $Seg_1$ 的心律失常的检测结果。具体说来,为各对相邻时间间隔所执行的检测结果确定步骤中,最大时间间隔 $I_n$ 的心电信号段中的心律失常概率而非心律失常检测结果对其所包含的时间间隔为 $I_{n-1}$ 的各个心电信号段中的心律失常检测结果起主导作用,而时间间隔为 $I_t$ ( $t$ 为2到 $n-1$ 的范围内的任意整数)的心电信号段的心律失常检测结果而非心律失常概率对其所包含的时间间隔为 $I_{t-1}$ 的各个心电信号段中的心律失常检测结果起主导作用。如此,该系统所实现的检测的定位精度达到时间间隔最短( $I_1$ )的心电信号段序列 $S_1$ 的心电信号段的间隔长度的一半,且能够考虑到时间间隔最长( $I_n$ )的心电信号段序列 $S_n$ 的各个心电信号段中包含的丰富信息并利用其表征的概率或检测结果作为主导,从而提高了心电信号中心律失常的检出率。

[0067] 心律失常的检测结果包括肯定和否定,分别表征是否检出了各种心律失常状况。在一些实施例中,心律失常的检测结果可以包括但不限于标识心律失常状况的标签。例如,所述标签可以为“0”或者“1”,分别标识没有检出心律失常以及检出心律失常。在一些实施例中,所述标签还可以标识其他心律失常状况,例如“检出房颤”、“没有检出窦性心律失常”、“检出治疗风险较大的心律失常”,等等。

[0068] 下面以上述“0”和“1”标签作为心律失常的否定和肯定检测结果的示例,结合图3对上述步骤的流程进行举例说明。注意,在下文中,均以标签“0”和“1”作为心律失常的检测结果的示例来对由处理器204执行的心律失常检测方法的各种示例的流程进行说明,将标签修改为其他的心律失常的检测结果可以得到心律失常检测方法的其他变型例,在此不赘述。此外,在下文中,基于心律失常的概率来判断是否检出心律失常的阈值采用0.5,但0.5仅仅作为比较阈值的示例,可以根据具体需求采用不同的阈值从而得到心律失常检测方法的其他变型例,在此不赘述。

[0069] 如图3所示,将所接收的心电信号以一组时间间隔8s(最大时间间隔)、4s和2s(最小时间间隔)分别划分为一组心电信号段序列 $S_3$ 、 $S_2$ 和 $S_1$ ,按照图3中所示出的前后方向,在每对相邻时间间隔中,前一时间间隔(即较长时间间隔)为后一时间间隔(即较短时间间隔)的2倍,且前一序列(即时间间隔较长的心电信号段序列)的各个心电信号段的起始位置与后一序列(即时间间隔较短的心电信号段序列)的相应一个心电信号段的起始位置对齐,例如第3序列的第1心电信号段的起始位置与第2序列的第1心电信号段的起始位置对齐。

[0070] 对于第1序列到第3序列中的各个序列,可以采用各种方式,例如可以利用相应时间间隔的检测模型(第一检测模型、第二检测模型和第三检测模型中的相应一个),来确定其各个心电信号段内的心律失常概率,所述检测模型可以针对相应时间间隔来建立和训练,用于确定相应时间间隔的心电信号段内的心律失常概率。在一些实施例中,各个检测模型可以针对相应时间间隔的心电信号段进行训练,并可以采用机器学习方式来实现,例如可以采用感知机模型、k近邻法模型、支持向量机模型、神经网络模型中的任何一种来实现。在一些实施例中,各个检测模型不仅可针对相应时间间隔来建立和训练,还可以针对不同类型的心律失常,例如按照发生部位划分的窦性心律失常、房性心律失常、房室交界区心律失常、室性心律失常中的任何一种或多种,或者针对需要治疗风险较大的心律失常,例如房颤、房扑、室上性心动过速、伴有传导阻滞的房性心动过速、频发性期前收缩、特殊类型的室

性期前收缩、伴有心动过速的预激综合症、二度莫氏II型传导阻滞、三度房室传导阻滞和重度心动过缓中的任何一种或多种,来建立和训练。由此可以检测出不同类型的心律失常,从而协助医生定位心律失常发生的部位来采取适当的治疗手段。或者可以检测出不同风险水平的心律失常,从而协助医生早期发现需要紧急处理的病例,以避免治疗不及时导致的生命危险,或者避免不严重病例占用医疗资源导致的医疗资源的分配不当。

[0071] 对于第3序列,利用第三检测模型确定其中的各个心电信号段seg31、seg32的心律失常的概率 $p_{31}$ 、 $p_{32}$ ;对于第2序列,利用第二检测模型确定其中的各个心电信号段seg21、seg22、seg23、seg24的心律失常的概率 $p_{21}$ 、 $p_{22}$ 、 $p_{23}$ 、 $p_{24}$ ;对于第1序列,利用第三检测模型确定其中的各个心电信号段seg11、seg12、seg13、seg14、seg15、seg16、seg17、seg18的心律失常的概率 $p_{11}$ 、 $p_{12}$ 、 $p_{13}$ 、 $p_{14}$ 、 $p_{15}$ 、 $p_{16}$ 、 $p_{17}$ 、 $p_{18}$ 。

[0072] 如图3所示,从第3序列从前往后(即从最长时间间隔的序列)逐层进行如下计算。对于8S和4S这一对相邻时间间隔所对应的第3序列和第2序列,执行如下的检测结果确定步骤:基于第2序列(较短时间间隔)的各个心电信号段seg21、seg22、seg23、seg24的心律失常的概率 $p_{21}$ 、 $p_{22}$ 、 $p_{23}$ 、 $p_{24}$ ,以包含该各个心电信号段seg21、seg22、seg23、seg24的第3序列(较长时间间隔)的相应各个心电信号段seg31、seg31、seg32、seg32的心律失常的概率 $p_{31}$ 、 $p_{31}$ 、 $p_{32}$ 、 $p_{32}$ 为主导,来确定第2序列的各个心电信号段seg21、seg22、seg23、seg24的心律失常的标签L21、L22、L23和L24。然后,对于4S和2S这一对相邻时间间隔所对应的第2序列和第1序列,执行如下的检测结果确定步骤:基于第1序列的各个心电信号段seg11、seg12、seg13、seg14、seg15、seg16、seg17、seg18的心律失常的概率 $p_{11}$ 、 $p_{12}$ 、 $p_{13}$ 、 $p_{14}$ 、 $p_{15}$ 、 $p_{16}$ 、 $p_{17}$ 、 $p_{18}$ ,以包含该各个心电信号段seg11、seg12、seg13、seg14、seg15、seg16、seg17、seg18的第2序列的相应各个心电信号段seg21、seg21、seg22、seg22、seg23、seg23、seg24、seg24的心律失常的标签L21、L21、L22、L22、L23、L23、L24、L24为主导,来确定第1序列的所述各个心电信号段seg11、seg12、seg13、seg14、seg15、seg16、seg17、seg18的心律失常的标签L11、L12、L13、L14、L15、L16、L17、L18。注意,心律失常的标签 $L=1$ ,即该心电信号段发生了心律失常;心律失常的标签 $L=0$ ,即该心电信号段为正常心电信号段。

[0073] 在一些实施例中,对于每对相邻时间间隔所对应的两个心电信号段序列 $S_t$ 和 $S_{t+1}$ ,可以采用各种方式来实现标签确定步骤。例如,可以对时间间隔较短的序列 $S_t$ 的各个心电信号段的心律失常的概率 $p_{t1}$ 、 $p_{t2}$ 、 $\dots$ 、 $p_{tj}$ 和包含其的时间间隔较长的序列 $S_{t+1}$ 的相应各个心电信号段的心律失常的概率进行加权计算,对于后者应用较大的权重来实现其主导作用,从而得到时间间隔较短的序列 $S_t$ 的相应各个心电信号段的加权概率,并基于该加权概率来确定时间间隔较短的序列 $S_t$ 的相应各个心电信号段的心律失常的标签。例如,当序列 $S_{t+1}$ 的时间间隔并非最长时间间隔,例如在图3中所示的第2序列,则可以对后一序列即第1序列的各个心电信号段seg11、seg12、seg13、seg14、seg15、seg16、seg17、seg18的心律失常的概率 $p_{11}$ 、 $p_{12}$ 、 $p_{13}$ 、 $p_{14}$ 、 $p_{15}$ 、 $p_{16}$ 、 $p_{17}$ 、 $p_{18}$ 与包含该各个心电信号段seg11、seg12、seg13、seg14、seg15、seg16、seg17、seg18的第2序列的相应各个心电信号段seg21、seg21、seg22、seg22、seg23、seg23、seg24、seg24的心律失常的标签L21、L21、L22、L22、L23、L23、L24、L24所表征的概率进行加权,来确定第1序列的各个心电信号段seg11、seg12、seg13、seg14、seg15、seg16、seg17、seg18的心律失常的标签L11、L12、L13、L14、L15、L16、L17、L18。在一些实施例中,心律失常的标签所表征的概率可以基于心律失常的标签对相应的心律失常的概

率进行修正来得到,例如,当 $p_{21}$ 小于阈值(例如0.5)而 $L_{21}$ 为1时,将 $p_{21}$ 修正为大于等于所述阈值的 $p_{21}'$ 作为表征概率。修正方式不限于此,可采用其他方式将心律失常的概率修正为与相应的心律失常的标签相一致。

[0074] 例如,在加权概率大于等于0.5时,确定相应各个心电信号段的心律失常的标签 $L=1$ ,即发生了心律失常,反之则确定相应各个心电信号段的心律失常的标签 $L=0$ ,即正常心电信号段。标签确定步骤的方式不限于此,下文中结合图4(a)、图4(b)、图5(a)和图5(b)进行了举例说明,在此不赘述。

[0075] 处理器204可以通信地联接到存储器203,并且处理器204可以被配置为执行存储于其上的计算机可执行指令。例如,处理器204可以执行存储器203上存储的操作系统205,也可以执行存储器203上存储的心律失常检测单元206中用于实现上述心律失常检测的计算机可执行指令。在一些实施例中,上述心律失常检测的计算机可执行指令可以以应用程序的方式(心律失常检测单元206)存储在存储器203中,但须知,该单元以其功能来划分,因此也可根据功能改变单元的划分,例如,其可以与心电信号的检测分析模块整合。

[0076] 处理器204可以是处理装置,包括例如微处理器、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、加速处理单元(APU)等的一个或更多通用处理装置。更具体地,处理器204可以是复杂指令集计算(CISC)微处理器、精简指令集计算(RISC)微处理器、超长指令字(VLIW)微处理器、实现其它指令集的处理装置、或实现指令集的组合作为处理装置。处理器204还可以是一个或更多专用处理装置,例如专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、片上系统(SOC)等。如本领域技术人员将领会的,在一些实施例中,处理器204可以是专用处理器而不是通用处理器。处理器204可以包括一个或更多已知的处理装置,例如来自Intel™制造的Pentium™、Core™、Xeon™、或Itanium®系列的微处理器,由AMD™制造的Turion™、Athlon™、Sempron™、Opteron™、FX™、Phenom™系列的微处理器,或由太阳微系统公司制造的任何各种处理器。处理器204还可以包括加速处理单元,例如由AMD™制造的台式A-4(6,8)系列™,Intel™制造的Xeon Phi™系列。公开的实施例不限于任何类型的(一个或数个)处理器,其以其他方式被配置为满足识别、分析、保持、生成和/或提供大量心电信号数据或处理这样的心电信号数据的计算需求,或以其他方式被配置为处理与所公开的实施例一致的任何其它类型的数据。此外,术语“处理器”可包括多于一个处理器,例如,多核设计或每一个都具有多核设计的多个处理器。处理器204可以执行存储在存储器203的计算机程序指令序列以执行本文中更详细地说明的各种操作、处理、方法。

[0077] 例如,存储器203可以包括一个或多个计算机程序产品的任意组合,计算机程序产品可以包括各种形式的计算机可读存储介质,例如易失性存储器和/或非易失性存储器。易失性存储器例如可以包括随机存取存储器(RAM)和/或高速缓冲存储器(cache)等。非易失性存储器例如可以包括只读存储器(ROM)、硬盘、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、便携式紧致盘只读存储器(CD-ROM)、USB存储器、闪存等。

[0078] 在计算机可读存储介质中还可以存储各种应用程序和各种数据,例如心电信号的样本数据、训练数据以及应用程序使用和/或产生的各种数据等,例如还可以存储各种检测模型的算法等等。

[0079] 在一些实施例中,心律失常检测装置200还可以包括通信端口202,用于接收心电采集装置201采集的心电信号。

[0080] 在一些实施例中,心律失常检测装置200还可以包括输出装置209。输出装置209可以用于输出检测结果。例如,输出装置209可以为显示器、打印机、投影仪等,以显示检测结果和/或相应的心电信号波形。医生可以通过显示器、打印版本、投影屏幕等查看检测结果和/或心电信号波形。

[0081] 在一些实施例中,心律失常检测装置200还可以包括输入装置208。输入装置208例如可以为键盘、鼠标、遥控器或带触摸功能的触摸屏等。输入装置208可被用于从外部计算机设备、从用户(例如医生)等处接收指令。医生可以利用该输入装置208与心律失常检测装置200进行交互,例如,利用该输入装置208对心电信号段的时间间隔进行设定,对心电信号段的序列的数量(层数)进行设定,从菜单中选用不同类型的检测模型,等等。

[0082] 通信接口202包括接合到硬连线、无线、光学等介质中的任何一个以与另一设备通信的任何机制,诸如存储器总线接口、处理器总线接口、互联网连接、磁盘控制器等。可以通过提供配置参数和/或发送信号来将通信接口202配置成将该通信接口202准备好以提供描述软件内容的数据信号。可以经由发送到通信接口202的一个或多个命令或信号来访问通信接口202。

[0083] 在一些实施例中,心律失常检测装置200还可以经由通信接口202连接到数据库207。可以将多个心电采集装置201采集的心电信号存储在数据库207中,以供各个心律失常检测装置200调用。还可以将心律失常检测单元206的检测结果连同相应的心电信号经由通信接口202传输并存储到数据库207,可供其他心律失常检测装置200作为训练数据集调用,也可供其他用户例如医生调用用于心血管系统疾病的诊断。所述数据库207包括诸如Oracle™数据库、Sybase™数据库、或其他的关系数据库,并且可以包括诸如Hadoop序列文件、HBase、Cassandra或其他的非关系数据库。

[0084] 在一些实施例中,上述心律失常检测装置200可以与心电采集装置201整合为心电监护仪。

[0085] 在一些实施例中,上述心律失常检测装置200可以与心电采集装置201也可以构成一种心律失常检测系统,所述心律失常检测装置200例如通过通信接口202可通信地连接到所述心电采集装置201,用于接收所述心电采集装置所采集的心电信号。

[0086] 下面结合实施例对由处理器204执行的心律失常检测方法的又一示例进行详细说明。

[0087] 图4(a)和图4(b)示出根据本公开第三实施例的由处理器执行的心律失常检测方法的又一示例的示意图,其中,具有两个时间间隔,所述两个时间间隔包括第一时间间隔4s和第二时间间隔8s,所述第二时间间隔比所述第一时间间隔长,且为其2倍。

[0088] 如图4(a)所示,将心电信号以8s和4s的时间间隔分别划分为两组心电信号段序列,所述第一时间间隔4s对应第1序列,所述第二时间间隔8s对应第2序列。

[0089] 第2序列利用第二检测模型计算出的前两个心电信号段的心律失常的概率分别是 $P_1$ 和 $P_2$ ,而第1序列利用第一检测模型计算出的前四个心电信号段的心律失常的概率分别是 $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$ 和 $p_4$ ,注意,每个序列的各个心电信号段是彼此连续的,也就是彼此之间没有间隔也没有重叠部分,是首尾相接的。在一些实施例中,第2序列的第1个心电信号段的起始位置与第1序列的第1个心电信号段的起始位置对齐,且包含第1序列的第1个和第2个心电信号段;第2序列的第2个心电信号段的起始位置与第1序列的第3个心电信号段的起始位置对

齐,且包含第1序列的第3个和第4个心电信号段。

[0090] 鉴于只有第1序列和第2序列这两个序列,则仅对于第1序列和第2序列执行检测结果确定步骤。如图4(b)所示,以第1序列的前两个心电信号段的心律失常的标签Label11和Label12的确定过程为例进行说明,下文中以阈值为0.5进行举例说明,须知阈值可以取其他数值。

[0091] 当较长时间间隔8s的第2序列的第1个心电信号段的心律失常概率 $P1 \geq 0.5$ 时,只要其包含的较短时间间隔4s的第1序列的第1个和第2个心电信号段的心律失常概率 $p1$ 与 $p2$ 中有一个大于等于0.5,即认为第1序列的第1个和第2个心电信号段的标签Label11与Label12均为1(即心律失常检测结果均为肯定)。假如其包含的较短时间间隔4s的第1序列的第1个和第2个心电信号段的心律失常概率 $p1$ 与 $p2$ 均小于0.5,表示第一检测模型和第二检测模型对于同样的心电信号段判断不一致,以针对8s时间间隔的第二检测模型的判断结果(即较长时间间隔8s的第2序列的第1个心电信号段的心律失常概率 $P1 \geq 0.5$ )为主导,认为该条件下,第1序列的第1个和第2个心电信号段的标签Label11与Label12仍旧有一个为1(即心律失常检测结果为肯定),如此实现较长时间间隔8s的第2序列的第1个心电信号段的心律失常概率 $P1 \geq 0.5$ 的主导作用,例如,当 $p1$ 大于等于 $p2$ 时,则设置Label11为1而Label12为0,否则设置Label11为0而Label12为1。

[0092] 在其他实施例中,如果较长时间间隔8s的第2序列的第1个心电信号段包含第1序列的第1到第 $m$ 个心电信号段,导致第2序列的第1个心电信号段的心律失常的概率 $P1 \geq 0.5$ 而第1序列的第1到第 $m$ 个心电信号段的心律失常的概率 $p1 \sim pm$ 中每一个均小于0.5的条件下,认为对应于 $p1 \sim pm$ 中最大值的那个心电信号段的心律失常的标签为1。在其他实施例中,也可以认为对应于 $p1 \sim pm$ 中较大的一些(例如,较大的一半,较大的预定数目个)对应的心电信号段的心律失常的标签为1,但非全部心电信号段的心律失常的标签为1。

[0093] 当较长时间间隔8s的第2序列的第1个心电信号段的心律失常的概率 $P1 < 0.5$ 时,只要其包含的较短时间间隔4s的第1序列的第1个和第2个心电信号段的心律失常概率 $p1$ 与 $p2$ 中有一个小于0.5,即认为其包含的较短时间间隔4s的第1序列的第1个和第2个心电信号段的标签Label11与Label12均为0(即心律失常检测结果均为否定),假如 $p1$ 与 $p2$ 均大于等于0.5,该条件下Label11与Label12仍旧有一个为0(即心律失常检测结果为否定),如此实现较长时间间隔8s的第2序列的第1个心电信号段的心律失常概率 $P1 < 0.5$ 的主导作用,例如,当 $p1$ 大于等于 $p2$ 时,则设置Label11为1而Label12为0,否则设置Label11为0而Label12为1。

[0094] 以上以2个序列和两层的检测模型为例,根据具体需要,可以再加一层模型,例如针对时间间隔为2s的附加检测模型,如图3所示,从而将检测的定位精度提高到2s;还例如再加一层针对时间间隔为16s的附加检测模型,从而涵盖更丰富的波形信息,从而进一步提高检出率以及检测精度。在设置多层检测模型的情况下,以上确定过程也可进行调整以适用于相邻序列的标签确定,例如,可以从最长时间间隔的序列逐对时间间隔地进行计算,当相邻时间间隔对中较长时间间隔并非最长时间间隔时,可以先得到该较长时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签(如图3所示的第2序列的各个心电信号段的心律失常的标签L21、L22、L23和L24),对于较长时间间隔的序列的各个心电信号段:在其心律失常的标签为1并且其包含的较短时间间隔的序列的至少一个心电信号段的心律失常的概率大于0.5的情况下,则确定其包含的较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签

均为1;在其心律失常的标签为1并且其包含的较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的概率均小于0.5的情况下,则确定其包含的较短时间间隔的序列的至少一个但非全部心电信号段的心律失常的标签为1,由此实现其心律失常的标签1对于其包含的较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签的主导作用。具体哪个心电信号段的心律失常的标签为1,可通过较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的概率的比较来确定。在一些实施例中,对于较长时间间隔的序列的各个心电信号段:在其心律失常的标签为0并且其包含的较短时间间隔的序列的至少一个心电信号段的心律失常的概率小于0.5的情况下,则确定其包含的较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签均为0;在其心律失常的标签为0并且其包含的较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的概率均大于等于0.5的情况下,则确定其包含的较短时间间隔的序列的至少一个但非全部心电信号段的心律失常的标签为0,由此实现其心律失常的标签0对于其包含的较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签的主导作用。具体哪个心电信号段的心律失常的标签为0,可通过较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的概率的比较来确定。

[0095] 图5 (a) 和图5 (b) 示出根据本公开第四实施例的由处理器执行的心律失常检测方法的再一示例的示意图。

[0096] 如图5 (a) 所示,将心电信号以8s和4s的时间间隔分别划分为两组心电信号段序列,所述第一时间间隔4s对应第1序列,所述第二时间间隔8s对应第2序列。与图4 (a) 和图4 (b) 的区别在于,第2序列的各个心电信号段是彼此重叠的,第2序列利用第二检测模型计算出的前三个心电信号段的心律失常的概率分别是 $P_1$ 、 $P_2$ 和 $P_3$ ,而第1序列利用第一检测模型计算出的前四个心电信号段的心律失常的概率分别是 $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$ 和 $p_4$ 。通过将第2序列的各个心电信号段设置为彼此重叠,能够在心电信号信息量不够充裕时实现信息复用,从而提高心律失常的检出率。相较图4 (a) 和图4 (b) 示出的心律失常检测方法,在应用于同样长度的心电信号信息时,运算量较大,但心律失常的检出率得以进一步提高。

[0097] 例如,第2序列的相邻的心电信号段彼此重叠的部分恰为第1序列的一个心电信号段,如图5 (b) 所示。在一些实施例中,第2序列的第1个心电信号段的起始位置与第1序列的第1个心电信号段的起始位置对齐,且包含第1序列的第1个和第2个心电信号段;第2序列的第2个心电信号段的起始位置与第1序列的第2个心电信号段的起始位置对齐,且包含第1序列的第2个和第3个心电信号段;第2序列的第3个心电信号段的起始位置与第1序列的第3个心电信号段的起始位置对齐,且包含第1序列的第3个和第4个心电信号段。

[0098] 鉴于只有第1序列和第2序列这两个序列,则仅对于第1序列和第2序列执行检测结果确定步骤。如图5 (b) 所示,以第1序列(即较短时间间隔的序列)的第2个心电信号段的心律失常的标签Label12的确定过程为例进行说明。

[0099] 第2序列的第1个心电信号段和第2个心电信号段恰好重叠第1序列的第2个心电信号段,当包含第1序列(即较短时间间隔的序列)的第2个心电信号段的第2序列(较长时间间隔的序列)的至少两个心电信号段例如第1个心电信号段和第2个心电信号段的心律失常的概率 $P_1$ 与 $P_2$ 均大于等于0.5时,较短时间间隔的第1序列的第2个心电信号段的标签Label12为1(即心律失常检测结果为肯定);当包含第1序列(较短时间间隔的序列)的第2个心电信号段的第2序列(较长时间间隔的序列)的至少两个心电信号段例如第1个心电信号段和第2

个心电信号段的心律失常的概率 $P_1$ 与 $P_2$ 均小于0.5时,较短时间间隔的第1序列的第2个心电信号段的Label2为0(即心律失常检测结果为否定)。如此实现第2个心电信号段的第2序列(较长时间间隔的序列)的第1个心电信号段和第2个心电信号段的心律失常的概率 $P_1$ 与 $P_2$ 对于所包含的第1序列(较短时间间隔的序列)的第2个心电信号段的标签的主导作用。

[0100] 当 $P_1$ 与 $P_2$ 判断不一致也就是两者中只有一个小于0.5时,根据时间间隔较短的第1序列的各个心电信号段的心律失常的概率 $p_2$ 来确定其心律失常检测结果,例如,若 $p_2$ 大于等于0.5,则Label2=1,否则Label2=0。

[0101] 以上以2个序列和两层的检测模型为例,其中,较长时间间隔即为最长时间间隔,仅为一对相邻时间间隔对应的两个序列执行检测结果确定步骤,其中,较长时间间隔的心电信号段中的心律失常概率而非心律失常检测结果对其所包含的较短时间间隔的各个心电信号段中的心律失常检测结果起主导作用。

[0102] 根据具体需要,可以再加一层或多层模型,例如针对时间间隔为2s的附加检测模型,从而将检测的定位精度提高到2s;还例如再加一层针对时间间隔为16s的附加检测模型,从而涵盖更丰富的波形信息,从而进一步提高检测精度。在设置多层模型且提供多个序列的情况下,与2个序列的示例相区别,从时间间隔最长的序列与其相邻的时间间隔的序列这一对开始,为各对相邻时间间隔对应的两个序列分别执行检测结果确定步骤:当较长时间间隔为最长时间间隔时,较长时间间隔的心电信号段中的心律失常概率对其所包含的较短时间间隔的各个心电信号段中的心律失常检测结果起主导作用;当较长时间间隔并非最长时间间隔时,则可以由较长时间间隔的心电信号段中的心律失常检测结果(例如标识心律失常状况的标签)对其所包含的较短时间间隔的各个心电信号段中的心律失常检测结果起主导作用。该变型例能够由本领域技术人员基于以上公开内容容易地实现。

[0103] 在设置多层检测模型的情况下,以上确定过程也可进行调整以适用于相邻序列的标签确定,例如,当相邻序列中较长时间间隔的序列并非顶层序列(心电信号段的时间间隔最长)时,可以从顶层序列逐层计算,来得到该较长时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签,对于较短时间间隔的序列的各个心电信号段:在包含其的较长时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签均为1的情况下,则确定所述较短时间间隔的序列的相应心电信号段的心律失常的标签为1;在包含其的较长时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签均为0的情况下,则确定所述较短时间间隔的序列的相应心电信号段的心律失常的标签为0。在一些实施例中,对于较短时间间隔的序列的各个心电信号段:在包含其的较长时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的标签不一致时,根据较短时间间隔的序列的各个心电信号段的心律失常的概率的比较来确定其心律失常的标签。该变型例能够由本领域技术人员基于以上公开内容容易地实现。

[0104] 申请人对MIT-BIH房颤数据库中一位被试8219号的心电信号,其中具有28874秒的正常心拍与7949秒的房颤心拍,分别利用时间间隔4s的第一检测模型、时间间隔8s的第二检测模型、图4(a)和图4(b)所示的检测流程、以及图5(a)和图5(b)所示的检测流程进行了检测。检测结果对比如下。

[0105] 利用时间间隔4s的第一检测模型:正常信号共7223段,被误判为房颤的有288段;房颤信号共1982段,被误判为正常的有1314段,总体判断的准确率为82.6%,定位精度为4s。

[0106] 利用时间间隔8s的第二检测模型:正常信号共3615段,被误判为房颤的有115段;房颤信号共987段,被误判为正常的有426段,总体判断的准确率为88.2%,定位精度为8s。

[0107] 利用图4(a)和图4(b)所示的检测流程:房颤信号的定位精度为4s;正常信号共7223段,被误判为房颤的有216段,房颤信号共1982段,被误判为正常的有1023段,总体判断的准确率为86.5%。

[0108] 利用图5(a)和图5(b)所示的检测流程:房颤信号的定位精度为4s;正常信号共7223段,被误判为房颤的有141段,房颤信号共1982段,被误判为正常的有1260段,总体判断的准确率为84.8%。

[0109] 以上可见,利用本公开的两个实施例的房颤检测流程,均确保了4s的定位精度,且判断的准确率均显著优于利用时间间隔4s的第一检测模型所得到的准确率。

[0110] 以上各个实施例的检测流程实现为一系列步骤,但,并非本公开的检测流程一定要由各个实施例所包含的各个步骤及其特定组合来实现,不同实施例所包含的各个步骤在不偏离本公开的主旨的情况下,也可以互相组合,且各个步骤的次序也可做调整,以上这些组合的改变和次序的调整所能实现的检测流程均作为本公开的实施例包含于此。

[0111] 以上实施例仅为本发明的示例性实施例,不用于限制本发明,本发明的保护范围由权利要求书限定。本领域技术人员可以在本发明的实质和保护范围内,对本发明做出各种修改或等同替换,这种修改或等同替换也应视为落在本发明的保护范围内。

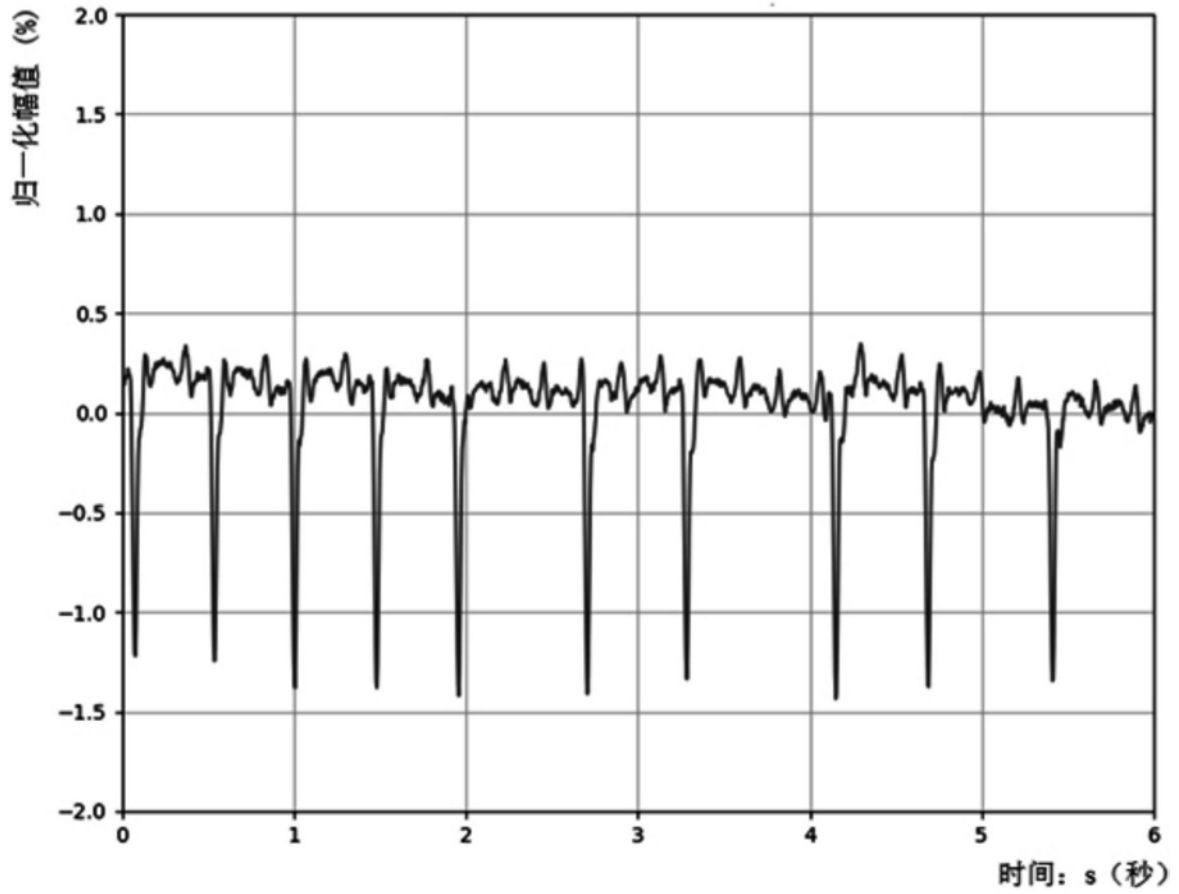


图1

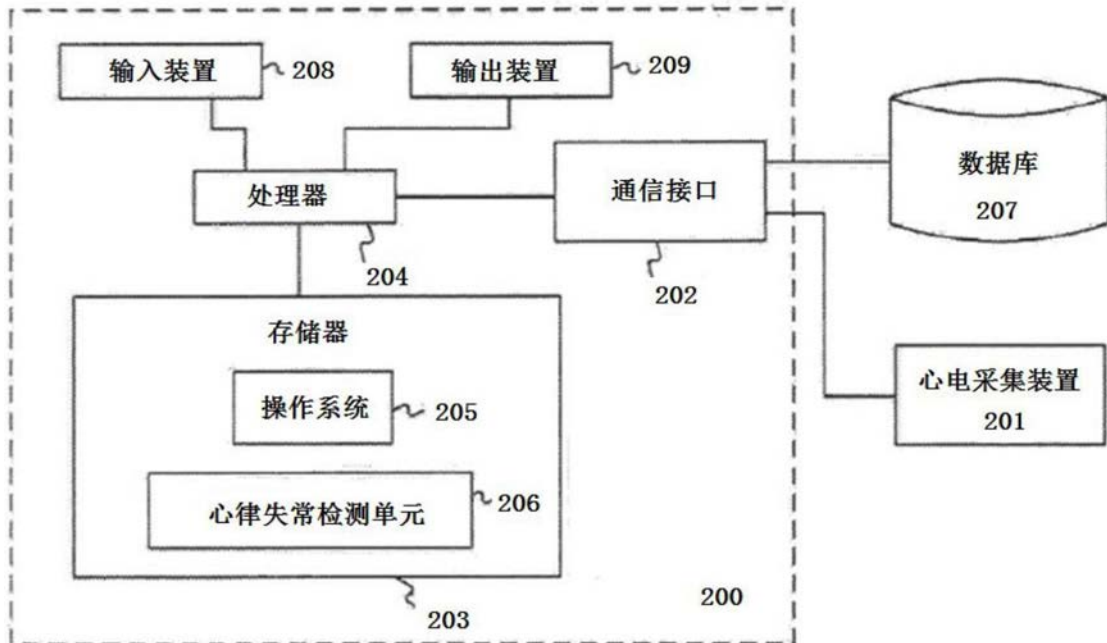


图2

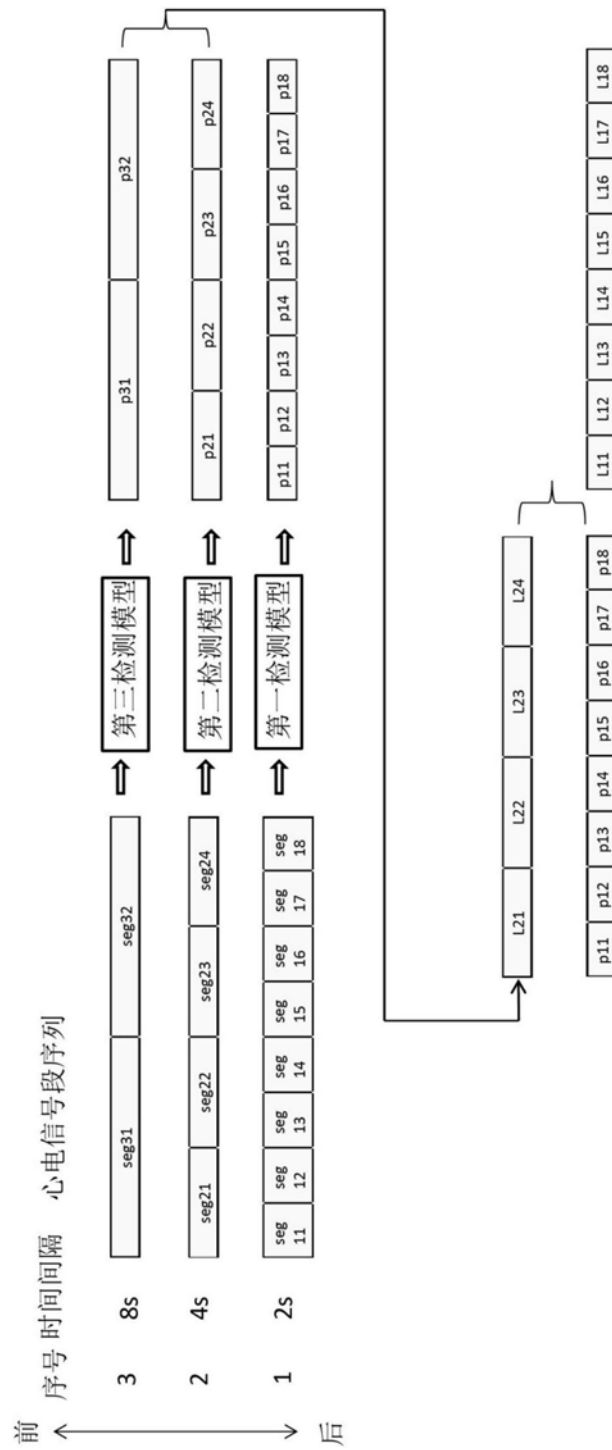


图3

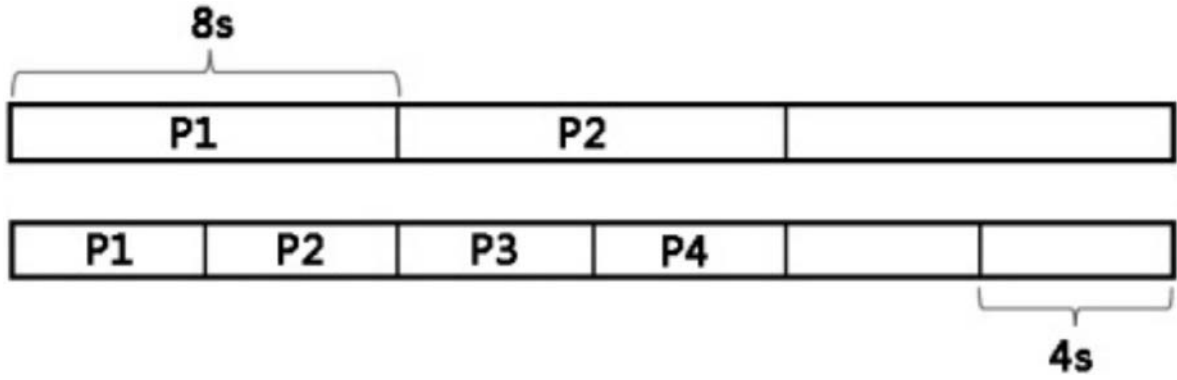


图4(a)

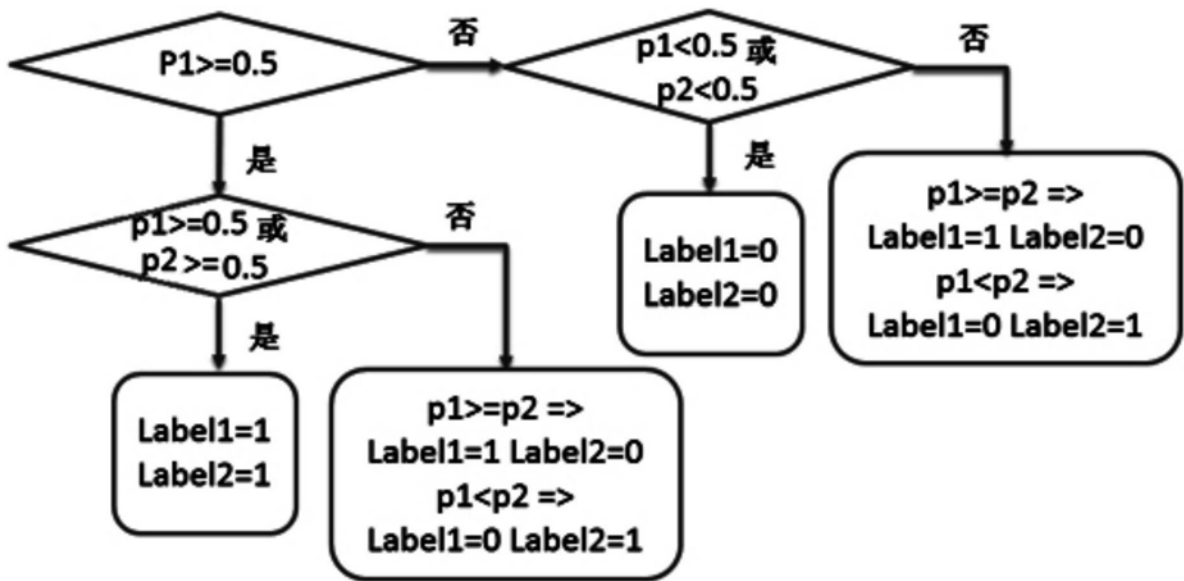


图4(b)

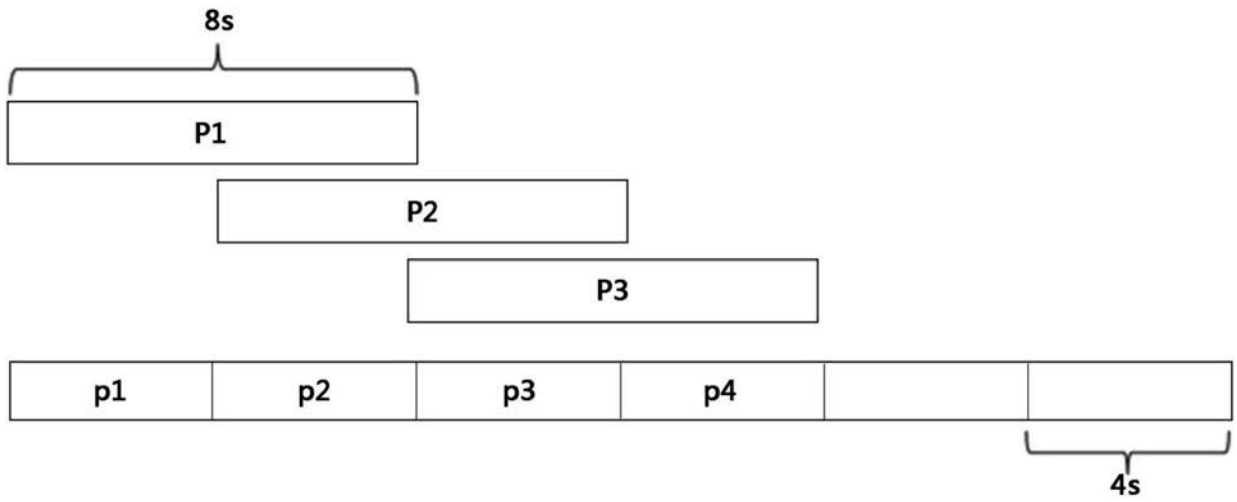


图5 (a)

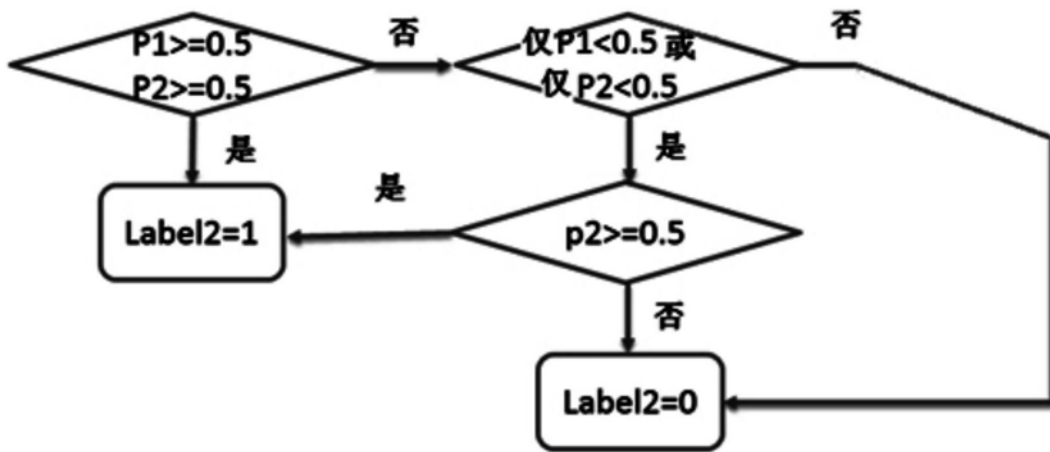


图5 (b)

专利名称(译)	一种心律失常检测装置和心律失常检测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN108577823A</a>	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	CN201810395606.8	申请日	2018-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	金海岚		
发明人	金海岚		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02405 A61B5/0245 A61B5/72 A61B5/0456 A61B5/0464 A61B5/046 A61B5/7264 A61B5/7275		
代理人(译)	黄威 夏东栋		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>	<a href="#">SIPO</a>	

摘要(译)

本公开实施例提供一种心律失常检测装置和心律失常检测系统。该装置包括存储器、处理器及存储器上可由处理器执行的计算机指令，后者由处理器执行时实现如下步骤：设定一组递增的时间间隔，每对相邻时间间隔中的一个为另一个的整数倍；将心电信号分别利用各个时间间隔等间隔地划分为心电信号段的序列；确定各个心电信号段内的心律失常概率；对于每对相邻时间间隔：基于时间间隔较短的序列的各个心电信号段中的心律失常概率，并以包含其的、时间间隔较长的序列的相应各个心电信号段中的心律失常概率或检测结果为主导，来确定时间间隔较短的序列的相应各个心电信号段中的心律失常检测结果。该装置能提高和兼顾心律失常检出率和检测定位精度。

