



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109065145 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201810817077.6

(22)申请日 2018.07.24

(71)申请人 西安蓝港数字医疗科技股份有限公司

地址 710065 陕西省西安市高新区科技二路65号

(72)发明人 武小刚

(74)专利代理机构 北京科家知识产权代理事务所(普通合伙) 11427

代理人 陈娟

(51)Int.Cl.

G16H 40/63(2018.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

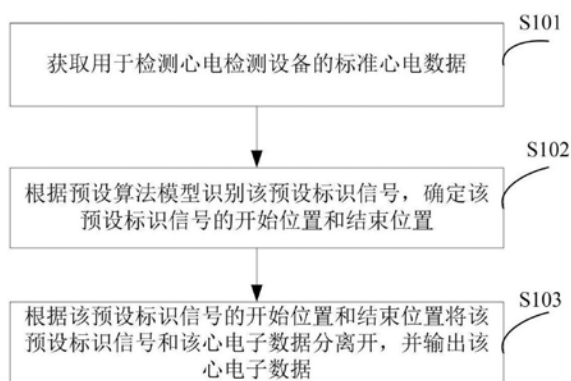
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

(54)发明名称

心电数据处理方法、装置及存储介质

(57)摘要

本发明是关于一种心电数据处理方法、装置及存储介质,包括:获取用于检测心电设备标准心电数据;该标准心电数据包括若干心电子数据,每两个该心电子数据之间设置有用将该心电子数据区分开的预设标识信号;根据预设算法模型识别该预设标识信号,确定该预设标识信号与该心电子数据分离的开始位置和结束位置;根据该预设标识信号与该心电子数据分离的开始位置和结束位置分离该心电子数据,并输出该心电子数据,用以快速地分离出每个心电子数据,且该心电子数据与其实值的误差较小,能够提高被检的心电检测设备检测结果的准确度,同时还能够减小检测者的工作量,提高检测效率。



1. 一种心电数据处理方法,其特征在于,包括:

获取用于检测心电检测设备标准心电数据;所述标准心电数据包括若干心电子数据,每两个所述心电子数据之间设置有用以区分所述心电子数据的预设标识信号;

根据预设算法模型识别所述预设标识信号,确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置;

根据所述预设标识信号的开始位置和结束位置将所述预设标识信号和所述心电子数据分离开,并输出所述心电子数据。

2. 根据权利要求1所述的心电数据处理方法,其特征在于,所述预设标识信号包括方波,所述获取用于检测心电检测设备标准心电数据包括:

通过预设数组长度的动态数组获取所述标准心电数据;

所述根据预设算法模型识别所述预设标识信号,确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置包括:

根据预设差分算法计算所述动态数组当前存储的标准心电数据的第一差分,在预设采样长度内首次确定所述第一差分的平方值大于第一差分阈值时,将所述动态数组存储的最后一位标准心电数据对应的第一位置确定为所述方波的开始位置;

计算所述动态数组内存储的标准心电数据的累加和,并在确定所述标准心电数据的累加和大于第一累加阈值时,所述方波的第一采样点数加1;

继续获取所述标准心电数据,计算所述标准心电数据的第二差分;

在所述预设采样长度内再次确定所述标准心电数据的第二差分大于所述第一差分阈值,且所述方波的第一采样点数累加和大于第一采样点阈值时,保存当前所述动态数组的最后一位标准心电数据对应的第二位置,并将所述第二位置确定为所述方波的结束位置。

3. 根据权利要求2所述的心电数据处理方法,其特征在于,所述预设标识信号还包括与所述方波紧邻的脉冲,所述脉冲位于所述方波之后,所述根据预设算法模型识别所述预设标识信号,确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置包括:

在确定所述方波的结束位置后,根据所述预设差分算法计算所述动态数组存储的所述标准心电数据的第三差分,根据所述第三差分计算所述标准心电数据的差分累加和;

确定所述差分累加和是否大于第二累加阈值;

在确定所述差分累加和大于所述第二累加阈值时,所述标准心电数据的第二采样点数加1,并从所述动态数组中的第一位标准心电数据与所述动态数组中其他的标准心电数据的差值的绝对值中确定出最大值,保存所述最大值对应的标准心电数据以及所述标准心电数据对应的第三位置;

确定所述标准心电数据的第二采样点数的累加和是否大于所述第二预设采样点阈值;

在确定所述标准心电数据的第二采样点数的累加和大于所述第二采样点阈值时,将所述第三位置确定为所述脉冲的结束位置。

4. 根据权利要求3所述的心电数据处理方法,其特征在于,

在确定所述差分累加和小于所述第二累加阈值时,将所述差分累加和设置为零,继续获取所述标准心电数据,重新计算所述标准心电数据的第三差分;

以及,在确定所述标准心电数据的第二采样点数的累加和小于所述第二采样点阈值

时,继续获取所述标准心电数据,重新计算所述标准心电数据的第三差分值。

5.根据权利要求3所述的心电数据处理方法,其特征在于,所述方法还包括:

在确定所述方波的结束位置后,在首次确定所述差分累加和大于所述第二累加阈值时,保存所述动态数组内存储的标准心电数据,并在第二次确定所述差分累加和大于所述第二累加阈值时,所述标准心电数据的第二采样点数加1。

6.根据权利要求5所述的心电数据处理方法,其特征在于,在所述动态数组的预设数组长度为5时,所述预设差分算法包括五点差分公式:

$$y(i) = \frac{1}{12} [y(i-n) - 8y(i-n+1) + 8y(i+n+1) - y(i+n)]$$

其中, i 表示所述动态数组内当前存储的所述标准心电数据, n 表示步长, $y(i)$ 表示所述标准心电数据的差分值。

7.根据权利要求6所述的心电数据处理方法,其特征在于,所述根据所述第三差分值计算所述标准心电数据的差分累加和包括:

$$\text{SUM}_1 = y^2(i_1) + y^2(i_2) + \cdots + y^2(i_n)$$

$$\text{SUM}_{j+1} = \text{SUM}_j - y^2(i_1) + y^2(i_n)$$

其中, i_n 表示所述动态数组内当前存储的第 n 位标准心电数据, SUM_j 表示第 j 次获取所述标准心电数据时,所述动态数组内存储的标准心电数据的差分累加和。

8.一种心电数据处理装置,其特征在于,包括:

数据获取模块,被配置为获取用于检测心电检测设备标准心电数据;所述标准心电数据包括若干心电子数据,每两个所述心电子数据之间设置有用以区分所述心电子数据的预设标识信号;

分离位置确定模块,被配置为根据预设算法模型识别所述预设标识信号,确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置;

信号分离模块,被配置为根据所述预设标识信号的开始位置和结束位置将所述预设标识信号和所述心电子数据分离开,并输出所述心电子数据。

9.一种心电数据处理装置,其特征在于,包括:

处理器;

用于存储处理器可执行指令的存储器;

其中,所述处理器被配置为:获取用于检测心电检测设备标准心电数据;所述标准心电数据包括若干心电子数据,每两个所述心电子数据之间设置有用以区分所述心电子数据的预设标识信号;根据预设算法模型识别所述预设标识信号,确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置;根据所述预设标识信号的开始位置和结束位置将所述预设标识信号和所述心电子数据分离开,并输出所述心电子数据。

10.一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序指令,其特征在于,该程序指令被处理器执行时实现权利要求1至7中任一项所述方法的步骤。

心电数据处理方法、装置及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及心电数据技术领域,尤其涉及心电数据处理方法、装置及存储介质。

背景技术

[0002] 心电检测设备在使用之前,需要根据YY0885-2013(IEC 60601-2-47:2001)的标准进行质量检测,YY0885是国际上公认的标准心电数据库,主要包括AHA、MIT、NST、CU数据库,该数据库为数字信号,每个数据库中均包括若干心电子数据。

[0003] 目前常用的心电检测设备的质量检测方法是:通过YY0885国标模拟信号仪将标准心电数据从数字信号转换为模拟信号,并通过记录器采集该模拟信号,再通过被检的心电检测设备采样并存储,最后将被检的心电检测设备存储的标准心电数据以及心电检测设备的心电数据分析结果进行综合分析,确定心电检测设备是否满足质量要求。

[0004] 在上述过程中,通常记录器是连续采集标准心电数据的,得到的是连续的多个心电子数据,为便于将每个心电子数据与被测心电检测设备的心电分析结果逐一对比分析,需要检测者通过人眼逐一识别每个心电子数据的波形,在判断一个心电子数据的波形结束时,停止采样,记录该心电子数据。但是,这种依赖人眼逐一识别每个心电子数据的方法,得到的心电子数据与其真实值误差比较大,不能准确反映出被检的心电检测设备的真实情况,且增加检测者的工作量,检测效率比较低。

发明内容

[0005] 为克服相关技术中存在的问题,本发明提供一种心电数据处理方法、装置及存储介质。

[0006] 根据本发明实施例的第一个方面,提供一种心电数据处理方法,该方法包括:获取用于检测心电检测设备的标准心电数据;所述标准心电数据包括若干心电子数据,每两个所述心电子数据之间设置有用以区分所述心电子数据的预设标识信号;根据预设算法模型识别所述预设标识信号,确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置;根据所述预设标识信号的开始位置和结束位置将所述预设标识信号和所述心电子数据分离开,并输出所述心电子数据。

[0007] 可选地,所述预设标识信号包括方波,所述获取用于检测心电检测设备的标准心电数据包括:通过预设数组长度的动态数组获取所述标准心电数据;

[0008] 所述根据预设算法模型识别所述预设标识信号,确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置包括:

[0009] 根据预设差分算法计算所述动态数组当前存储的标准心电数据的第一差分值,在预设采样长度内首次确定所述第一差分值的平方值大于第一差分阈值时,将所述动态数组存储的最后一位标准心电数据对应的第一位置确定为所述方波的开始位置;计算所述动态数组内存储的标准心电数据的累加和,并在确定所述标准心电数据的累加和大于第一累加阈值时,所述方波的第一采样点数加1;继续获取所述标准心电数据,计算所述标准心电数

据的第二差分值；在所述预设采样长度内再次确定所述标准心电数据的第二差分值大于所述第一差分阈值，且所述方波的第一采样点数累加和大于第一采样点阈值时，保存当前所述动态数组的最后一位标准心电数据对应的第二位置，并将所述第二位置确定为所述方波的结束位置。

[0010] 可选地，所述预设标识信号还包括与所述方波紧邻的脉冲，所述脉冲位于所述方波之后，所述根据预设算法模型识别所述预设标识信号，确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置包括：在确定所述方波的结束位置后，根据所述预设差分算法计算所述动态数组存储的所述标准心电数据的第三差分值，根据所述第三差分值计算所述标准心电数据的差分累加和；确定所述差分累加和是否大于第二累加阈值；在确定所述差分累加和大于所述第二累加阈值时，所述标准心电数据的第二采样点数加1，并从所述动态数组中的第一位标准心电数据与所述动态数组中其他的标准心电数据的差值的绝对值中确定出最大值，保存所述最大值对应的标准心电数据以及所述标准心电数据对应的第三位置；确定所述标准心电数据的第二采样点数的累加和是否大于所述第二预设采样点阈值；在确定所述标准心电数据的第二采样点数的累加和大于所述第二采样点阈值时，将所述第三位置确定为所述脉冲的结束位置。

[0011] 可选地，在确定所述差分累加和小于所述第二累加阈值时，将所述差分累加和设置为零，继续获取所述标准心电数据，重新计算所述标准心电数据的第三差分值；以及，在确定所述标准心电数据的第二采样点数的累加和小于所述第二采样点阈值时，继续获取所述标准心电数据，重新计算所述标准心电数据的第三差分值。

[0012] 可选地，在确定所述方波的结束位置后，在首次确定所述差分累加和大于所述第二累加阈值时，保存所述动态数组内存储的标准心电数据，并在第二次确定所述差分累加和大于所述第二累加阈值时，所述标准心电数据的第二采样点数加1。

[0013] 可选地，在所述动态数组的预设数组长度为5时，所述预设差分算法包括五点差分公式：

$$[0014] \quad y(i) = \frac{1}{12} [y(i-n) - 8y(i-n+1) + 8y(i+n+1) - y(i+n)]$$

[0015] 其中， i 表示所述动态数组内当前存储的所述标准心电数据， n 表示步长， $y(i)$ 表示所述标准心电数据的差分值。

[0016] 可选地，所述根据所述第三差分值计算所述标准心电数据的差分累加和包括：

$$[0017] \quad \text{SUM}_1 = y^2(i_1) + y^2(i_2) + \dots + y^2(i_n)$$

$$[0018] \quad \text{SUM}_{j+1} = \text{SUM}_j - y^2(i_1) + y^2(i_n)$$

[0019] 其中， i_n 表示所述动态数组内当前存储的第 n 位标准心电数据， SUM_j 表示第 j 次获取所述标准心电数据时，所述动态数组内存储的标准心电数据的差分累加和。

[0020] 根据本发明实施例的第二个方面，提供一种心电数据处理装置，包括：数据获取模块，被配置为获取用于检测心电检测设备标准心电数据；所述标准心电数据包括若干心电数据，每两个所述心电数据之间设置有用以区分所述心电数据的预设标识信号；分离位置确定模块，被配置为根据预设算法模型识别所述预设标识信号，确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置；信号分离模块，被配置为根据所述预设标识信号的开始位置和结束位置将所述预设标识信号和所述心电数据分离开，并输出所述心电数据。

[0021] 根据本发明实施例的第三个方面,提供一种心电数据处理装置,包括:处理器;用于存储处理器可执行指令的存储器;其中,所述处理器被配置为:获取用于检测心电检测设备的标准心电数据;所述标准心电数据包括若干心电子数据,每两个所述心电子数据之间设置有用于区分所述心电子数据的预设标识信号;根据预设算法模型识别所述预设标识信号,确定所述预设标识信号的开始位置和结束位置;根据所述预设标识信号的开始位置和结束位置将所述预设标识信号和所述心电子数据分离开,并输出所述心电子数据。

[0022] 根据本发明实施例的第四个方面,提供一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序指令,该程序指令被处理器执行时实现本发明实施例第一个方面所述方法的步骤。

[0023] 本发明的实施例提供的技术方案可以包括以下有益效果:获取用于检测心电设备的标准心电数据;该标准心电数据包括若干心电子数据,每两个该心电子数据之间设置有用用于将该心电子数据区分开的预设标识信号;根据预设算法模型识别该预设标识信号,确定该预设标识信号与该心电子数据分离的开始位置和结束位置;根据该预设标识信号与该心电子数据分离的开始位置和结束位置分离该心电子数据,并输出该心电子数据。这样,在心电子数据之间设置预设标识信号,并通过预设算法模型识别该预设标识信号,确定出该预设标识信号的开始位置和结束位置,以便于根据该开始位置和结束位置快速地分离出每个心电子数据,且该心电子数据与其实值的误差较小,可提高被测心电检测设备检测结果的精度,同时还能够减小测量者的工作量,提高工作效率。

[0024] 应当理解的是,以上的一般描述和后文的细节描述仅是示例性和解释性的,并不能限制本发明。

附图说明

[0025] 此处的附图被并入说明书中并构成本说明书的一部分,示出了符合本发明的实施例,并与说明书一起用于解释本发明的原理。

[0026] 图1是根据一示例性实施例示出的一种心电数据处理方法的流程图;

[0027] 图2是根据一示例性实施例示出的另一种心电数据处理方法的流程图;

[0028] 图3是根据一示例性实施例示出的一种心电数据处理装置的结构框图;

[0029] 图4是根据一示例性实施例示出的一种心电数据处理装置的硬件结构示意图。

具体实施方式

[0030] 这里将详细地对示例性实施例进行说明,其示例表示在附图中。下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本发明相一致的所有实施方式。相反,它们仅是与如所附权利要求书中所详述的、本发明的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0031] 在对本发明的内容进行详细说明之前,首先对本发明的应用场景进行说明。

[0032] YY0885-2013 (IEC 60601-2-47:2001) 是国际上公认的标准心电数据库,其主要包括AHA、MIT、NST、CU数据库,该数据库为数字信号,每个数据库中均包括若干单个心电子数据。

[0033] 心电检测设备在使用之前,需要依据YY0885检测标准进行检测,目前常用的心电

检测设备的质量检测方法是：首先，通过YY0885国标模拟信号仪将标准心电数据从数字信号转换为模拟信号，并通过记录器采集该模拟信号。为减少所获取的标准心电数据与其实值的误差，可根据获取不同数据库内的标准心电数据设置不同的采样频率和采样精度，例如，可在获取AHA数据库内的标准心电数据时，将采样频率设置为250Hz，采样精度设置为12位；可在获取MIT数据库内的标准心电数据时，将采样频率设置为360Hz，采样精度设置为12位。

[0034] 其次，将模拟信号再通过被检的心电检测设备采样并存储，在采样的过程中将该标准心电数据由模拟信号转换为便于检测的且具有时间标记的数字信号，以便于测试被检的心电检测设备的时间精度。

[0035] 最后，将该数字的标准心电数据与被检的心电检测设备的心电分析结果进行综合比较分析，以确定该心电检测设备是否满足检测标准。

[0036] 在上述过程中，通常记录器是连续采集标准心电数据的，得到的是连续的多个心电子数据，为便于将每个心电子数据与被检的心电检测设备的心电分析结果逐一对比分析，需要检测者通过人眼逐一识别每个心电子数据的波形，在判断一个心电子数据的波形结束时，停止采样，记录该心电子数据。但是，这种依赖人眼逐一识别每个心电子数据的方法，所得到的心电子数据与其真实值的误差比较大，可能会导致不能准确地反映出被检的心电检测设备的真实情况，并且增加检测者的工作量，检测效率比较低。

[0037] 为了解决现有技术，在心电检测设备依据标准心电数据库检测的过程中，需要依赖人工区分每个心电子数据的波形，造成得到的心电子数据与其真实值存在较大的误差，影响被检的心电检测设备检测结果的准确性，以及检测者检测工作量大、效率低的问题，本公开提供一种心电数据处理方法、装置及存储介质，在心电子数据之间设置预设标识信号，并通过预设算法模型识别该预设标识信号，确定出该预设标识信号的开始位置和结束位置，以便于快速地分离出每个心电子数据，且该心电子数据与其实际值的误差较小，提高被测心电检测设备检测结果的精度，同时还能够减小测量者的工作量，提高工作效率。

[0038] 下面通过具体的实施例对本发明的内容进行详细说明。

[0039] 图1是根据一示例性实施例示出的一种心电数据处理方法的流程图，如图1所示，该方法包括以下步骤。

[0040] S101、获取用于检测心电检测设备的标准心电数据。

[0041] 其中，该标准心电数据包括若干心电子数据，每两个该心电子数据之间设置有用以区分该心电子数据的预设标识信号。该预设标识信号可包括单周期或者多个周期的方波和/或脉冲，方波和脉冲的幅值可根据实际应用设置，如设置方波幅值为1mV，脉冲的幅值为5mV。为简化后续根据预设算法模型识别该预设标识信号的计算步骤，则该预设标识信号可选择单周期的方波和/或脉冲。

[0042] 在一种可能的实现方式中，可通过预设数组长度的动态数组获取该标准心电数据，例如，可将预设数组长度设置为5，本发明不对预设数组长度进行限制。

[0043] S102、根据预设算法模型识别该预设标识信号，确定该预设标识信号的开始位置和结束位置。

[0044] 在该步骤中，在该预设标识信号包括方波时，一种可实现的方式是，根据预设差分算法计算该动态数组当前存储的标准心电数据的第一差分值，在预设采样长度内首次确定

该第一差分值的平方值大于第一差分值阈值时,将该动态数组存储的最后一位标准心电数据对应的第一位置确定为该方波的开始位置;

[0045] 计算该动态数组内存储的标准心电数据的累加和,并在确定该标准心电数据的累加和大于第一累加阈值时,该方波的第一采样点数加1;

[0046] 继续获取该标准心电数据,计算该标准心电数据的第二差分值;

[0047] 在该预设采样长度内再次确定该标准心电数据的第二差分值大于该第一差分值,且该方波的第一采样点数累加和大于第一采样点阈值时,保存当前该动态数组的最后一位标准心电数据对应的第二位置,并将该第二位置确定为该方波的结束位置。

[0048] 其中,该预设数组长度表示当前动态数组内存储的标准心电数据位数,在该预设数组长度为5时,该预设差分算法可包括五点差分公式:

$$[0049] \quad y(i) = \frac{1}{12} [y(i-n) - 8y(i-n+1) + 8y(i+n+1) - y(i+n)]$$

[0050] 其中,i表示该动态数组内当前存储的该标准心电数据,n表示步长,y(i)表示标准心电数据的差分值,如第一差分值、以及后续步骤中的第二差分值和第三差分值。例如,在步长n=2时,该预设差分算法可表示为:

$$[0051] \quad y(i) = \frac{1}{12} [y(i-2) - 8y(i-1) + 8y(i+1) - y(i+2)]$$

[0052] 第一累加阈值可根据被检的心电检测设备的采样频率和采样通道系数确定,例如,可采用下列算法计算第一累加阈值:第一累加阈值=通道系数*采样点数据*采样频率*0.5,其中,通道系数可根据采集通道的信号的定标电压确定,采样点数据为方波的当前采样点对应的数据值,0.5表示采样的延时时间,单位为秒。为保证该第一累加阈值的精度,可选择在2至3个采样点内确定第一累加阈值。

[0053] 该预设采样长度可包括方波的采样时间长度或者采样点数。该采样时间长度可根据方波的高电平对应的时间长度确定,例如,在方波的高电平对应的时间长度为0.5s时,采样时间长度即为0.5s。采样点数可通过方波的采样时间长度与采样频率的乘积进行转换,假设采样时间长度仍为0.5s,采样频率为250Hz,则采样点数为125。

[0054] 由于该标准心电数据包括多个心电子数据,每两个心电子数据之间均设置有方波,在根据上述方法确定出一个方波的开始位置和结束位置后,为了不影响确定后续心电子数据之间方波的开始位置和结束位置,则在确定出当前方波的开始位置时,该预设采样长度开始累加计算,并在确定出方波的结束位置后,预设采样长度累加计算结束,且在识别下一个方波的开始位置时,重新开始累加计算。

[0055] S103、根据该预设标识信号的开始位置和结束位置将该预设标识信号和该心电子数据分离开,并输出该心电子数据。

[0056] 根据上述方法,在心电子数据之间设置预设标识信号,并通过预设算法模型识别该预设标识信号,确定出该预设标识信号的开始位置和结束位置,以便于根据该开始位置和结束位置快速地分离出每个心电子数据,且该心电子数据与其实际值的误差较小,可提高被测心电检测设备检测结果的精度,同时还能够减小测量者的工作量,提高工作效率。

[0057] 下面根据该预设标识信号包括方波和脉冲,该脉冲紧邻该方波之后的情况对本发明的内容进一步补充说明。图2是根据一示例性实施例示出的一种心电数据处理方法的流

程图,如图2所示,该方法包括以下步骤。

[0058] S201、获取用于检测心电检测设备的标准心电数据。

[0059] 其中,该标准心电数据包括若干心电子数据,每两个该心电子数据之间设置有用子区分该心电子数据的预设标识信号,在本实施例中该预设标识信号包括方波和脉冲,为简化计算步骤,该方波和脉冲可设置为一个周期,方波和脉冲的幅值可根据实际应用设置,如设置方波幅值为1mV,脉冲的幅值为5mV。

[0060] 在一种可能的实现方式中,可通过预设数组长度的动态数组获取该标准心电数据,例如,可将预设数组长度设置为5,本发明不对预设数组长度进行限制。

[0061] S202、根据预设差分算法计算该动态数组当前存储的标准心电数据的第一差分

值。

[0062] 在预设数组长度为5时,预设差分算法可包括五点差分公式:

$$[0063] \quad y(i) = \frac{1}{12} [y(i-n) - 8y(i-n+1) + 8y(i+n+1) - y(i+n)]$$

[0064] 其中,i表示该动态数组内当前存储的该标准心电数据,n表示步长,y(i)表示标准心电数据的差分

值、如第一差分

$$[0065] \quad y(i) = \frac{1}{12} [y(i-2) - 8y(i-1) + 8y(i+1) - y(i+2)]$$

值、以及后续步骤中第二差分

[0066] S203、在预设采样长度内首次确定该第一差分值的平方值大于第一差分阈值时,将该动态数组存储的最后一位标准心电数据对应的第一位置确定为该方波的开始位置。

[0067] 该预设采样长度可包括方波的采样时间长度或者采样点数。该采样时间长度可根据方波的高电平对应的时间长度确定,例如,在方波的高电平对应的时间长度为0.5s时,采样时间长度即为0.5s。采样点数可通过方波的采样时间长度与采样频率的乘积进行转换,假设采样时间长度仍为0.5s,采样频率为250Hz,则采样点数为125。

[0068] 由于该标准心电数据包括多个心电子数据,每两个心电子数据之间均设置有方波,在根据上述方法确定出一个方波的开始位置和结束位置后,为了不影响确定后续心电子数据之间方波的开始位置和结束位置,则在确定出当前方波的开始位置时,该预设采样长度开始累加计算,并在确定出方波的结束位置后,预设采样长度累加计算结束,且在识别下一个方波的开始位置时,重新开始计算。

[0069] 其中,该第一位置以及下文中的第二位置和第三位置,可以通过标准心电数据对应的时间作为位置标记。

[0070] S204、计算该动态数组内存储的标准心电数据的累加和,并在确定该标准心电数据的累加和大于第一累加阈值时,该方波的第一采样点数加1。

[0071] 第一累加阈值可根据被检的心电检测设备的采样频率和采样通道系数确定,例如,可采用下列算法计算第一累加阈值:第一累加阈值=通道系数*采样点数据*采样频率*0.5,其中,通道系数可根据采集通道的信号的定标电压确定,采样点数据为方波的当前采样点对应的数据值,0.5表示采样的延时时间,单位为秒。为保证该第一累加阈值的精度,可选择在2至3个采样点内确定第一累加阈值。

[0072] S205、继续获取该标准心电数据,计算该标准心电数据的第二差分

[0073] S206、在该预设采样长度内再次确定该标准心电数据的第二差分值大于该第一差分阈值,且该方波的第一采样点数累加和大于第一采样点阈值时,保存当前该动态数组的最后一位标准心电数据对应的第二位置,并将该第二位置确定为该方波的结束位置。

[0074] S207、根据该预设差分算法计算该动态数组存储的该标准心电数据的第三差分,根据该第三差分计算该标准心电数据的差分累加和。

[0075] 在本步骤中,可通过下式计算标准心电数据的差分累加和:

$$[0076] \quad \text{SUM}_1 = y^2(i_1) + y^2(i_2) + \cdots + y^2(i_n)$$

$$[0077] \quad \text{SUM}_{j+1} = \text{SUM}_j - y^2(i_1) + y^2(i_n)$$

[0078] 其中, i_n 表示该动态数组内当前存储的第 n 位标准心电数据, SUM_j 表示第 j 次获取该标准心电数据时,该动态数组内存储的标准心电数据的差分累加和。例如,在该动态数组的预设数组长度为5时,则 $n=1,2,3,4,5$,相应地,根据该第三差分计算该标准心电数据的差分累加和可表示为:

$$[0079] \quad \text{SUM}_1 = y^2(i_1) + y^2(i_2) + y^2(i_3) + y^2(i_4) + y^2(i_5)$$

$$[0080] \quad \text{SUM}_{j+1} = \text{SUM}_j - y^2(i_1) + y^2(i_5)$$

[0081] S208、确定该差分累加和是否大于第二累加阈值。

[0082] 该第二累加阈值可根据被检心电检测设备的采样频率和采样通道系数确定,例如,可采用下列算法计算第二累加阈值:第二累加阈值=通道系数*采样点数据*采样频率*0.5,其中,通道系数可根据采集通道的信号的定标电压确定,采样点数据为脉冲的当前采样点对应的数据值,0.5表示采样的延时时间,单位为秒。为保证该第二累加阈值的精度,可选择在2至3个采样点内确定。

[0083] 在确定差分累加和大于第二累加阈值时,执行步骤S209;

[0084] 在确定差分累加和小于第二累加阈值时,将差分累加和设置为零,并返回执行步骤S207。

[0085] S209、该标准心电数据的第二采样点数加1,并从该动态数组中的第一位标准心电数据与该动态数组中其他的标准心电数据的差值的绝对值中确定出最大值,保存该最大值对应的标准心电数据以及该标准心电数据对应的第三位置。

[0086] 在该步骤中,在确定该方波的结束位置后,在首次确定该差分累加和大于该第二累加阈值时,保存该动态数组内存储的标准心电数据,并在第二次确定该差分累加和大于该第二累加阈值时,该标准心电数据的第二采样点数加1。

[0087] 其中,该第三位置可通过最大值对应的时间来标记。

[0088] S210、确定该标准心电数据的第二采样点数的累加和是否大于该第二预设采样点阈值。

[0089] 该第二预设采样点阈值可通过脉冲的时间长度和采样频率的乘积确定,例如,脉冲的时间长度为30ms,采样频率为250Hz时,则第二预设采样点阈值为: $0.03 \times 250 = 7.5$,则第二预设采样点阈值可设置为7。

[0090] 在确定该标准心电数据的第二采样点数的累加和大于该第二预设采样点阈值时,执行步骤S211;

[0091] 在确定该标准心电数据的第二采样点数的累加和小于该第二预设采样点阈值时,返回执行步骤S207。

[0092] S211、在确定该标准心电数据的第二采样点数的累加和大于该第二采样点阈值时,将该第三位置确定为该脉冲的结束位置。

[0093] 在标准心电数据的第二采样点数的累加和大于该第二采样点阈值时,表明该脉冲的信号波形已经采样完毕,则可将第三位置确定为脉冲的结束位置。

[0094] S212、根据该方波的第一位置 and 该脉冲的第三位置分离该心电子数据,并输出该心电子数据。

[0095] 根据上述方法,在心电子数据之间设置预设标识信号,并通过预设算法模型识别该预设标识信号,确定出该预设标识信号的开始位置和结束位置,以便于根据开始位置和结束位置快速地分离出每个心电子数据,且该心电子数据与其实值的误差较小,可提高被测心电检测设备检测结果的精度,同时还能够减小测量者的工作量,提高工作效率。

[0096] 图3是根据一示例性示出的一种心电数据处理装置的结构框图,如图3所示,该装置包括:

[0097] 数据获取模块301,被配置为获取用于检测心电检测设备标准心电数据;该标准心电数据包括若干心电子数据,每两个该心电子数据之间设置有用以区分该心电子数据的预设标识信号;

[0098] 分离位置确定模块302,被配置为根据预设算法模型识别该预设标识信号,确定该预设标识信号的开始位置和结束位置;

[0099] 信号分离模块303,被配置为根据该预设标识信号的开始位置和结束位置将该预设标识信号和该心电子数据分离开,并输出该心电子数据。

[0100] 该数据获取模块301,被配置为通过预设数组长度的动态数组获取该标准心电数据。

[0101] 分离位置确定模块302,还被配置为根据预设差分算法计算该动态数组当前存储的标准心电数据的第一差分,在预设采样长度内首次确定该第一差分的平方值大于第一差分阈值时,将该动态数组存储的最后一位标准心电数据对应的第一位置确定为该方波的开始位置;计算该动态数组内存储的标准心电数据的累加和,并在确定该标准心电数据的累加和大于第一累加阈值时,该方波的第一采样点数加1;继续获取该标准心电数据,计算该标准心电数据的第二差分;在该预设采样长度内再次确定该标准心电数据的第二差分大于该第一差分阈值,且该方波的第一采样点数累加和大于第一采样点阈值时,保存当前该动态数组的最后一位标准心电数据对应的第二位置,并将该第二位置确定为该方波的结束位置。

[0102] 该预设标识信号还包括与该方波紧邻的脉冲,该脉冲位于该方波之后,该分离位置确定模块302,被配置为在确定该方波的结束位置后,根据该预设差分算法计算该动态数组存储的该标准心电数据的第三差分,根据该第三差分计算该标准心电数据的差分累加和;确定该差分累加和是否大于第二累加阈值;在确定该差分累加和大于该第二累加阈值时,该标准心电数据的第二采样点数加1,并从该动态数组中的第一位标准心电数据与该动态数组中其他的标准心电数据的差值的绝对值中确定出最大值,保存该最大值对应的标准心电数据以及该标准心电数据对应的第三位置;确定该标准心电数据的第二采样点数的累加和是否大于该第二预设采样点阈值;在确定该标准心电数据的第二采样点数的累加和大于该第二采样点阈值时,将该第三位置确定为该脉冲的结束位置。

[0103] 该分离位置确定模块302,被配置为在确定该差分累加和小于该第二累加阈值时,将该差分累加和设置为零,继续获取该标准心电数据,重新计算该标准心电数据的第三差分值;以及,在确定该标准心电数据的第二采样点数的累加和小于该第二采样点阈值时,继续获取该标准心电数据,重新计算该标准心电数据的第三差分值。

[0104] 该分离位置确定模块302,被配置为在确定该方波的结束位置后,在首次确定该差分累加和大于该第二累加阈值时,保存该动态数组内存储的标准心电数据,并在第二次确定该差分累加和大于该第二累加阈值时,该标准心电数据的第二采样点数加1。

[0105] 在该动态数组的预设数组长度为5时,该预设差分算法包括五点差分公式:

$$[0106] \quad y(i) = \frac{1}{12} [y(i-n) - 8y(i-n+1) + 8y(i+n+1) - y(i+n)]$$

[0107] 其中, i 表示该动态数组内当前存储的该标准心电数据, n 表示步长, $y(i)$ 表示该标准心电数据的差分值。

[0108] 该根据该第三差分值计算该标准心电数据的差分累加和包括:

$$[0109] \quad \text{SUM}_1 = y^2(i_1) + y^2(i_2) + \dots + y^2(i_n)$$

$$[0110] \quad \text{SUM}_{j+1} = \text{SUM}_j - y^2(i_1) + y^2(i_n)$$

[0111] 其中, i_n 表示该动态数组内当前存储的第 n 位标准心电数据, SUM_j 表示第 j 次获取该标准心电数据时,该动态数组内存储的标准心电数据的差分累加和。

[0112] 根据上述该的装置,在心电子数据之间设置预设标识信号,并通过预设算法模型识别该预设标识信号,确定出该预设标识信号的开始位置和结束位置,以便于根据该开始位置和结束位置快速地分离出每个心电子数据,且该心电子数据与其实际值的误差较小,可提高被测心电检测设备检测结果的精度,同时还能够减小测量者的工作量,提高工作效率。

[0113] 图4是根据一示例性实施例示出的一种用于心电数据处理装置400的框图。例如,装置400可以是移动电话,计算机,数字广播终端,消息收发设备,游戏控制台,平板设备,医疗设备,健身设备,个人数字助理等。

[0114] 参照图4,装置400可以包括以下一个或多个组件:处理组件401,存储器402,电力组件403,多媒体组件404,音频组件405,输入/输出(I/O)接口406,传感器组件407,以及通信组件408。

[0115] 处理组件402通常控制装置400的整体操作,诸如与显示,电话呼叫,数据通信,相机操作和记录操作相关联的操作。处理组件401可以包括一个或多个处理器409来执行指令,以完成上述心电数据处理方法的全部或部分步骤。此外,处理组件401可以包括一个或多个模块,便于处理组件401和其他组件之间的交互。例如,处理组件401可以包括多媒体模块,以方便多媒体组件404和处理组件401之间的交互。

[0116] 存储器402被配置为存储各种类型的数据以支持在装置400的操作。这些数据的示例包括用于在装置400上操作的任何应用程序或方法的指令,联系人数据,电话簿数据,消息,图片,视频等。存储器402可以由任何类型的易失性或非易失性存储设备或者它们的组合实现,如静态随机存取存储器(SRAM),电可擦除可编程只读存储器(EEPROM),可擦除可编程只读存储器(EPROM),可编程只读存储器(PROM),只读存储器(ROM),磁存储器,快闪存储器,磁盘或光盘。

[0117] 电力组件403为装置400的各种组件提供电力。电力组件403可以包括电源管理系统,一个或多个电源,及其他与为装置400生成、管理和分配电力相关联的组件。

[0118] 多媒体组件404包括在该装置400和用户之间的提供一个输出接口的屏幕。在一些实施例中,屏幕可以包括液晶显示器(LCD)和触摸面板(TP)。如果屏幕包括触摸面板,屏幕可以被实现为触摸屏,以接收来自用户的输入信号。触摸面板包括一个或多个触摸传感器以感测触摸、滑动和触摸面板上的手势。该触摸传感器可以不仅感测触摸或滑动动作的边界,而且还检测与该触摸或滑动操作相关的持续时间和压力。在一些实施例中,多媒体组件404包括一个前置摄像头和/或后置摄像头。当装置400处于操作模式,如拍摄模式或视频模式时,前置摄像头和/或后置摄像头可以接收外部的多媒体数据。每个前置摄像头和后置摄像头可以是一个固定的光学透镜系统或具有焦距和光学变焦能力。

[0119] 音频组件405被配置为输出和/或输入音频信号。例如,音频组件405包括一个麦克风(MIC),当装置400处于操作模式,如呼叫模式、记录模式和语音识别模式时,麦克风被配置为接收外部音频信号。所接收的音频信号可以被进一步存储在存储器402或经由通信组件408发送。在一些实施例中,音频组件405还包括一个扬声器,用于输出音频信号。

[0120] I/O接口406为处理组件401和外围接口模块之间提供接口,上述外围接口模块可以是键盘,点击轮,按钮等。这些按钮可包括但不限于:主页按钮、音量按钮、启动按钮和锁定按钮。

[0121] 传感器组件407包括一个或多个传感器,用于为装置400提供各个方面的状态评估。例如,传感器组件407可以检测到装置400的打开/关闭状态,组件的相对定位,例如该组件为装置400的显示器和小键盘,传感器组件407还可以检测装置400或装置400一个组件的位置改变,用户与装置400接触的存在或不存在,装置400方位或加速/减速和装置400的温度变化。传感器组件407可以包括接近传感器,被配置用来在没有任何的物理接触时检测附近物体的存在。传感器组件407还可以包括光传感器,如CMOS或CCD图像传感器,用于在成像应用中使用。在一些实施例中,该传感器组件407还可以包括加速度传感器,陀螺仪传感器,磁传感器,压力传感器或温度传感器。

[0122] 通信组件408被配置为便于装置400和其他设备之间有线或无线方式的通信。装置400可以接入基于通信标准的无线网络,如WiFi,2G或3G,或它们的组合。在一个示例性实施例中,通信组件408经由广播信道接收来自外部广播管理系统的广播信号或广播相关信息。在一个示例性实施例中,该通信组件408还包括近场通信(NFC)模块,以促进短程通信。例如,在NFC模块可基于射频识别(RFID)技术,红外数据协会(IrDA)技术,超宽带(UWB)技术,蓝牙(BT)技术和其他技术来实现。

[0123] 在示例性实施例中,装置400可以被一个或多个应用专用集成电路(ASIC)、数字信号处理器(DSP)、数字信号处理设备(DSPD)、可编程逻辑器件(PLD)、现场可编程门阵列(FPGA)、控制器、微控制器、微处理器或其他电子元件实现,用于执行上述心电数据处理方法。

[0124] 在示例性实施例中,还提供了一种包括指令的非临时性计算机可读存储介质,例如包括指令的存储器402,上述指令可由装置400的处理器409执行以完成上述心电数据处理方法。例如,该非临时性计算机可读存储介质可以是ROM、随机存取存储器(RAM)、CD-ROM、磁带、软盘和光数据存储设备等。

[0125] 本领域技术人员在考虑说明书及实践本发明后,将容易想到本发明的其它实施方案。本申请旨在涵盖本发明的任何变型、用途或者适应性变化,这些变型、用途或者适应性变化遵循本发明的一般性原理并包括本发明未发明的本技术领域中的公知常识或惯用技术手段。说明书和实施例仅被视为示例性的,本发明的真正范围和精神由下面的权利要求指出。

[0126] 应当理解的是,本发明并不局限于上面已经描述并在附图中示出的精确结构,并且可以在不脱离其范围进行各种修改和改变。本发明的范围仅由所附的权利要求来限制。

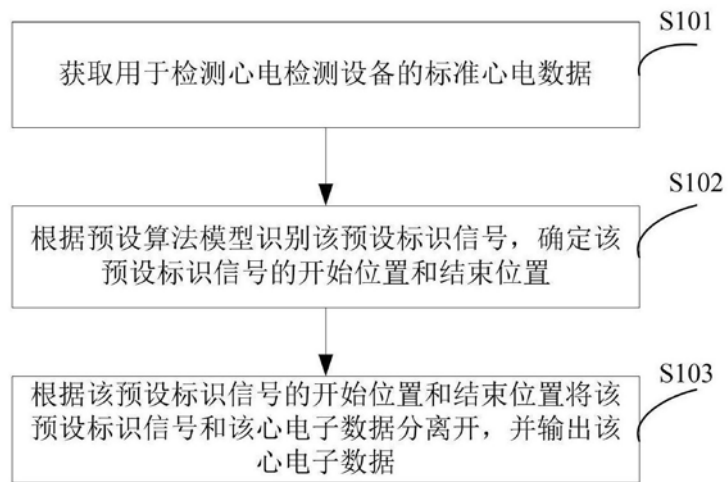


图1

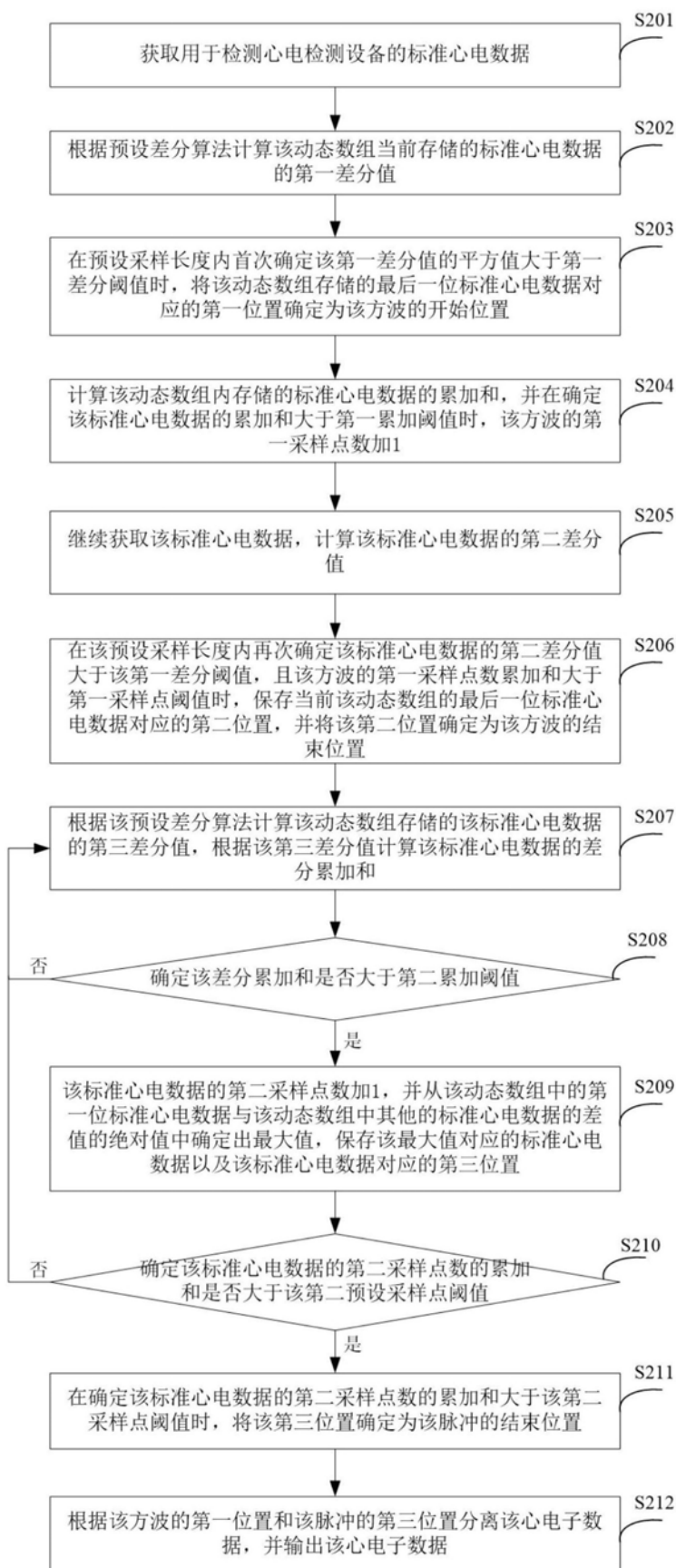


图2

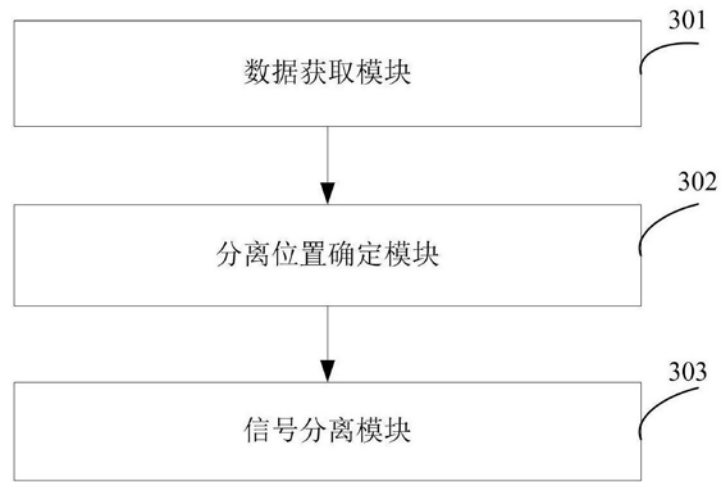


图3

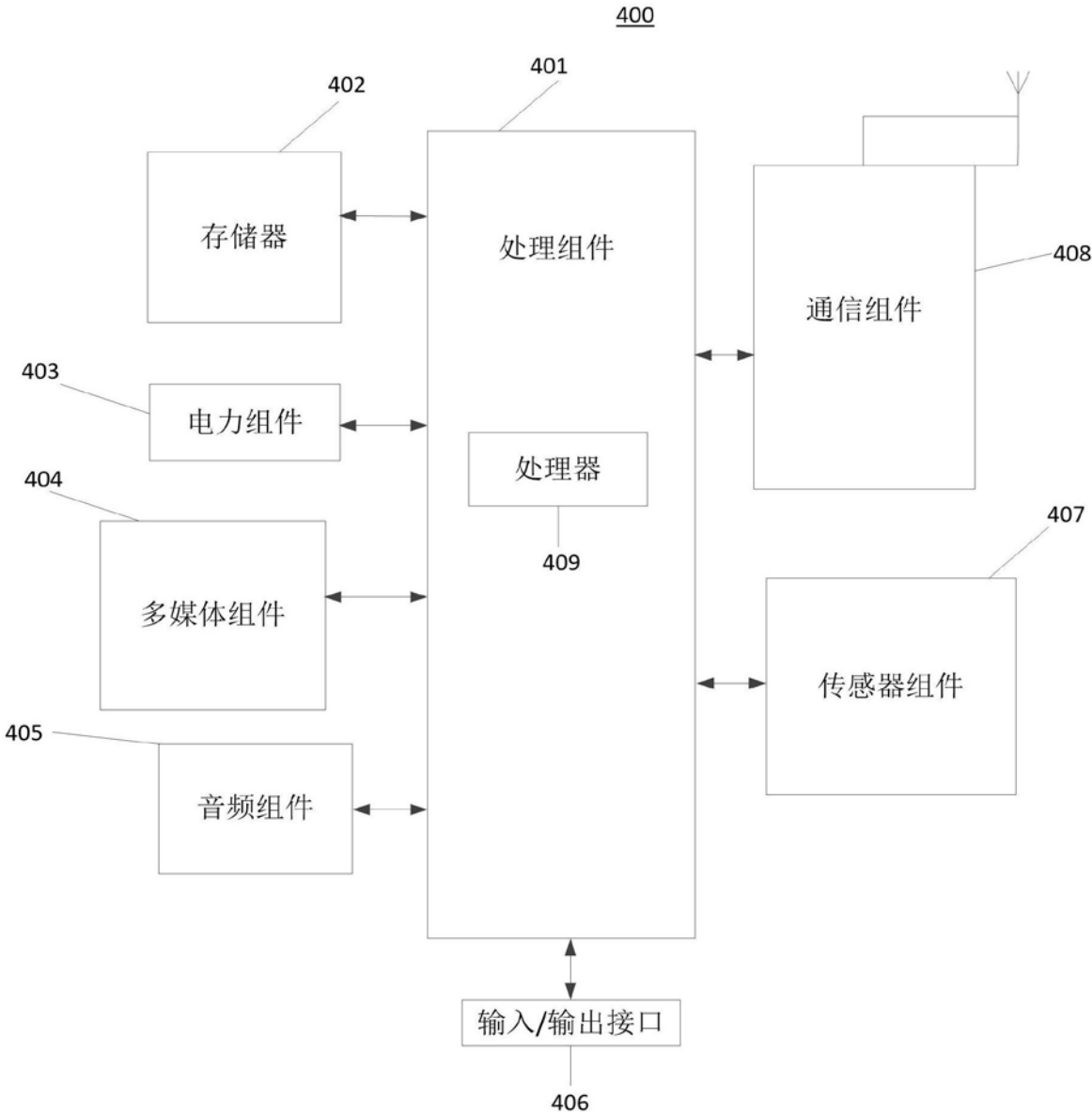


图4

专利名称(译)	心电数据处理方法、装置及存储介质		
公开(公告)号	CN109065145A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201810817077.6	申请日	2018-07-24
[标]发明人	武小刚		
发明人	武小刚		
IPC分类号	G16H40/63 A61B5/00 A61B5/0402		
CPC分类号	G16H40/63 A61B5/0402 A61B5/72		
代理人(译)	陈娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明是关于一种心电数据处理方法、装置及存储介质，包括：获取用于检测心电设备的标准心电数据；该标准心电数据包括若干心电子数据，每两个该心电子数据之间设置有用于将该心电子数据区分开的预设标识信号；根据预设算法模型识别该预设标识信号，确定该预设标识信号与该心电子数据分离的开始位置和结束位置；根据该预设标识信号与该心电子数据分离的开始位置和结束位置分离该心电子数据，并输出该心电子数据，用以快速分离出每个心电子数据，且该心电子数据与其实际值的误差较小，能够提高被检的心电检测设备检测结果的准确度，同时还能够减小检测者的工作量，提高检测效率。

