



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106108885 A

(43)申请公布日 2016. 11. 16

(21)申请号 201610420036.4

(22)申请日 2016.06.14

(71)申请人 上海康情信息科技有限公司
地址 201914 上海市崇明县横沙乡富民支路58号D1-3764室

(72)发明人 刘晶晶 刘志高

(51) Int. Cl.
A61B 5/0402(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

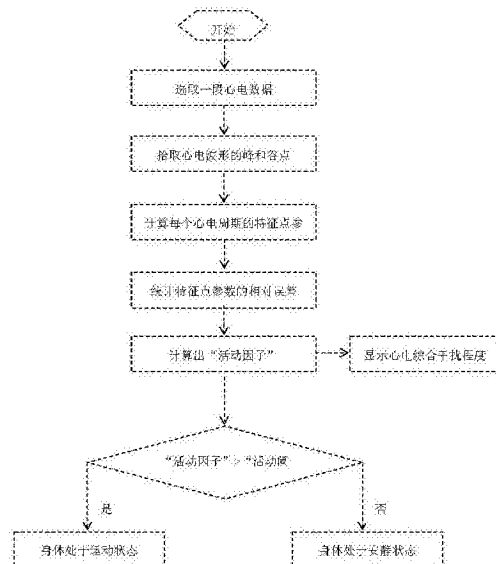
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

评估身体运动状态及心电干扰大小的方法及其仪器

(57)摘要

本发明公开了一种评估身体运动状态及心电干扰大小的方法及其仪器。本发明采用了一种特殊的数据处理技术和算法,从中提取出活动因子,用来评估身体运动状态及心电干扰大小,使得仪器在记录动态心电图的同时,可以监测身体活动状态,拓展动态心电图的应用新领域。



1. 一种评估身体运动状态及心电干扰大小的方法,其特征在于,该方法具体包括如下步骤:
 - A、选取一段心电数据;
 - B、拾取心电波形的峰和谷点;
 - C、计算每个心电周期的特征点参数,包括相邻R波的时间间隔RR、P波和R波的时间间隔PR、S波和T波的时间间隔ST、Q波和T波的时间间隔QT、R波峰面积ER、P波峰面积EP、T波峰面积ET;
 - D、统计特征点参数的相对误差;包括该段心电数据内所有RR特征点参数的相对误差RRrsd、该段心电数据内所有PR特征点参数的相对误差PRrsd、该段心电数据内所有ST特征点参数的相对误差STrsd、该段心电数据内所有QT特征点参数的相对误差QTrsd以及该段心电数据内所有ER特征点参数的相对误差ERrsd、该段心电数据内所有EP特征点参数的相对误差EPrsd、该段心电数据内所有ET特征点参数的相对误差ETrsd;
 - E、计算出活动因子:对该段心电数据内所有心电周期的特征点参数的相对误差值,使用加权平均的方法,计算出活动因子;
 - F、显示心电综合干扰程度和判断身体活动状态:通过活动因子来判断身体是处于安静状态还是和运动状态,活动阈值为通过试验确定的一个经验参数,当活动因子小于活动阈值,表示身体处于安静状态,反之表示身体处于运动状态;同时使用活动因子表示心电综合干扰程度并显示。
2. 根据权利要求1所述的评估身体运动状态及心电干扰大小的方法,其特征在于,在步骤A中,心电数据的长度最好选在3到10之间。
3. 根据权利要求1所述的评估身体运动状态及心电干扰大小的方法,其特征在于,在步骤F中,活动阈值为8-12。
4. 一种可以监测运动状态及其记录动态心电图的仪器,其特征在于,包括心电电极、心电采集盒、数据记录和处理设备;其中,心电图电极包括两个可导电的接触电极;所述心电电极通过导线与心电采集盒相连;所述心电采集盒和接收端相连;心电采集盒采集接触电极的心电电信号,并把数据发送到数据记录和处理设备;数据记录和处理设备可以是采用如权利要求1-3任一项所述方法的心电数据记录和处理软件的手机、计算机、平板电脑。

评估身体运动状态及心电干扰大小的方法及其仪器

技术领域

[0001] 本发明涉及心电数据处理算法技术,具体涉及一种采用心电数据来评估身体运动状态及心电干扰大小的方法及其仪器。

背景技术

[0002] 心脏周围的组织和体液都能导电,因此可将人体看成为一个具有长、宽、厚三度空间的容积导体。心脏好比电源,无数心肌细胞动作电位变化的总和可以传导并反映到体表。在体表很多点之间存在着电位差,也有很多点彼此之间无电位差是等电的。

[0003] 心电图是反映心脏兴奋的电活动过程,心电图上所记录的电位变化是一系列瞬间心电综合向量在不同导联轴上的反映,也就是平面向量环在有关导联轴上的再投影。心电图代表整个心脏电激动的综合过程,以一个个心肌细胞的电激动为基础,心肌激动时细胞内发生电传变化。

[0004] 动态心电图是一种可以长时间连续记录并分析人体心脏在活动和安静状态下心电图变化的方法。

[0005] 动态心电图技术于1957年由Holter首先应用于监测心脏电活动的研究,所以又称Holter监测心电图仪,目前已成为临床心血管领域中非创伤性检查的重要诊断方法之一。与普通心电图相比,动态心电图于24小时内可连续记录多达10万次左右的心电信号,这样可以提高对非持续性心律失常,尤其是对一过性心律失常及短暂的心肌缺血发作的检出率,因此扩大了心电图临床运用的范围。

[0006] 心电图是在体表记录心脏的电活动,心电数据受到很多因素的干扰。干扰因素包括心电记录系统因素和非心电记录系统因素。其中,非心电记录系统因素主要有电极因素(电极与皮肤接触不良、放置部位不当、电极质量差等)、肌肉电因素(活动产生的肌肉电干扰)、其他因素(静电、电磁干扰)。

[0007] 动态心电图由于受试者为正常的生活状态,身体定有不同程度的运动,使得所记录的运动心电信号中可能混入不同程度的干扰信号,包括呼吸引起的心电信号基线漂移,电极与皮肤间的摩擦噪声,体位移动所引发的扰动,电源噪声以及其它电磁噪声等,这些干扰信号的消除是不可能完全依靠数字信号处理技术来完成的。

[0008] 到目前为止,由于身体活动带来心电图的变化都作为一种信号干扰来处理。

发明内容

[0009] 针对心电图测量中身体活动对信号的干扰存在必然性,以及动态心电图机仅作为心脏检测的单一功能的问题,本发明的目的在于提供一种采用心电数据来评估身体运动状态及心电干扰大小的方法,并提供一种可以监测运动状态及其可记录动态心电图的仪器,拓展动态心电图仪的应用功能。

[0010] 为了达到上述目的,本发明采用如下的技术方案:

一种评估身体运动状态及心电干扰大小的方法,其特征在于,

该方法具体包括如下步骤：

A、选取一段心电数据；

B、拾取心电波形的峰和谷点；

C、计算每个心电周期的特征点参数，包括相临R波的时间间隔RR、P波和R波的时间间隔PR、S波和T波的时间间隔ST、Q波和T波的时间间隔QT、R波峰面积ER、P波峰面积EP、T波峰面积ET；

D、统计特征点参数的相对误差；包括该段心电数据内所有RR特征点参数的相对误差RRrsd、该段心电数据内所有PR特征点参数的相对误差PRrsd、该段心电数据内所有ST特征点参数的相对误差STrsd、该段心电数据内所有QT特征点参数的相对误差QTrsd以及该段心电数据内所有ER特征点参数的相对误差ERrsd、该段心电数据内所有EP特征点参数的相对误差EPrsd、该段心电数据内所有ET特征点参数的相对误差ETrsd；

E、计算出活动因子：对该段心电数据内所有心电周期的特征点参数的相对误差值，使用加权平均的方法，计算出活动因子；

F、显示心电综合干扰程度和判断身体活动状态：通过活动因子来判断身体是处于安静状态还是和运动状态，活动阈值为通过试验确定的一个经验参数，当活动因子小于活动阈值，表示身体处于安静状态，反之表示身体处于运动状态；同时使用活动因子表示心电综合干扰程度并显示。

[0011] 优选的，在步骤A中，心电数据的长度最好选在3到10之间。

[0012] 优选的，在步骤F中，活动阈值为8-12。

[0013] 通过上述的算法可知，本发明通过在心电数据数据分析中采用了一种特殊的数据处理技术和算法，引入活动因子和活动阈值概念，实现实时评估身体运动状态及心电干扰大小，使得仪器在记录动态心电图的同时，可以监测身体活动状态和反映心电信号的干扰程度，提高心电信号分析的可信度。

[0014] 一种可以监测运动状态及其记录动态心电图的仪器，其特征在于，包括心电电极、心电采集盒、数据记录和处理设备；其中，心电图电极包括两个可导电的接触电极；所述心电电极通过导线与心电采集盒相连；所述心电采集盒和接收端相连；心电采集盒采集接触电极的心电信号，并把数据发送到数据记录和处理设备；数据记录和处理设备可以是装有本发明算法的心电数据记录和处理软件的手机、计算机、平板电脑。

[0015] 本发明的方法采用了一种特殊的数据处理技术和算法，从中提取出活动因子，用来评估身体运动状态及心电干扰大小，使得仪器在记录动态心电图的同时，可以监测身体活动状态，拓展动态心电图的应用新领域。

[0016] 本发明提供的数据处理技术具有如下优点：

(1)动态心电仪能够实现自动记录身体的活动状态，开辟了动态心电图新的应用领域，可以实现用心电仪来进行被测试者的活动状态分析和睡眠质量的分析；

(2)心电仪能够实时得到心电综合干扰程度，用于判断心电数据的可靠性，以便正确地分析心电图；

(3)“活动因子”的提出，为心电数据的误差分析提供了一个新思路，为心电周期特征增加了一个新参数。

[0017] (4)本发明实现了仅用心电数据来监测心率和运动状态。

附图说明

[0018] 以下结合附图和具体实施方式来进一步说明本发明。

[0019] 图1为可以监测运动状态及其记录动态心电图的仪器的原理图；

图2为活动因子计算方法及身体活动状态判断流程图；

图3为心电周期的特征点示意图；

图4为样本数据心电图；

图5为静息状态实际测量心电图；

图6为活动状态实际测量心电图。

具体实施方式

[0020] 为了使本发明实现的技术手段、创作特征、达成目的与功效易于明白了解，下面结合具体图示，进一步阐述本发明。

[0021] 参见图1，其所示为可以监测运动状态及其记录动态心电图的仪器的原理图。由图可知，该仪器100主要包括心电电极101、心电采集盒102、数据记录和处理设备103三部分。心电电极101为心电传感器，包括两个可导电的接触电极；心电采集盒102由数据采集模块104和蓝牙通讯模块105组成，实现心电电信号采集，并通过蓝牙把数据发送到数据记录和处理设备；心电电极101和心电采集盒102之间由两根导电线连接；数据记录和处理设备103为心电数据记录和处理软件的手机、计算机或平板电脑；

参见图2，其所示为本发明的活动因子计算方法及身体活动状态判断流程图。由图可知，本发明算法步骤如下：

A、选取一段心电数据，如图4所示；

B、拾取心电波形的峰和谷点：寻峰参数可使用经验参数，保证峰和谷为有效的心电周期的特征点，特征点如图3所示；心电周期的特征点包括P波点、Q波点、R波点、S波点、T波点、U波点、tg点、ug点；

C、计算每个心电周期的特征点参数，包括相邻R波的时间间隔RR、P波和R波的时间间隔PR、S波和T波的时间间隔ST、Q波和T波的时间间隔QT、R波峰面积ER、P波峰面积EP、T波峰面积ET；

D、统计特征点参数的相对误差；包括该段心电数据内所有RR特征点参数的相对误差RRrsd、该段心电数据内所有PR特征点参数的相对误差PRrsd、该段心电数据内所有ST特征点参数的相对误差STrsd、该段心电数据内所有QT特征点参数的相对误差QTrsd以及该段心电数据内所有ER特征点参数的相对误差ERrsd、该段心电数据内所有EP特征点参数的相对误差EPrsd、该段心电数据内所有ET特征点参数的相对误差ETrsd；

E、计算出活动因子：对该段心电数据内所有心电周期的特征点参数的相对误差值，使用加权平均的方法，计算出活动因子；公式为：

$$f = RRrsd * K_{rr} + PRrsd * K_{pr} + STrsd * K_{st} + QTrsd * K_{qt} + ERrsd * K_{er} + EPrsd * K_{ep} + ETrsd * K_{et}。$$

[0022] 其中RRrsd、PRrsd、STrsd、QTrsd、ERrsd、EPrsd、ETrsd为特征点参数的相对误差；Krr、Kpr、Kst、Kqt、Ker、Kep、Ket为对应特征点参数相对误差权值，并且Krr+Kpr+Kst+Kqt+

$Ker+Kep+Ket = 1$ 。

[0023] 例如：

$f = RRrsd *0.2 + PRrsd *0.1+ STrsd *0.2+ QTrsd *0.1+ ERrsd *0.15 + EPrsd *0.1+ ETrsd *0.15$ 。

[0024] 参见图5,其所示为静息状态实际测量心电图。由图可知,“活动因子”f为3 。

[0025] 参见图6,其所示为活动状态实际测量心电图。由图可知,“活动因子”f为15 。

[0026] F、活动阈值的选定:活动阈值用来划分身体是处于安静状态还是和运动状态。活动阈值为通过试验确定的一个经验参数,一般为10。

[0027] G、显示心电综合干扰程度和判断身体活动状态:通过活动因子来判断身体是处于安静状态还是和运动状态,当活动因子小于活动阈值,表示身体处于安静状态,反之表示身体处于运动状态;同时使用活动因子表示心电综合干扰程度并显示。取活动阈值为9,图5为活动因子f为3,小于活动阈值,运动状态可定为安静;图6 为活动因子f为15,大于活动阈值,运动状态可定为活动中。

[0028] 其中,算法第一步所述的:选取一段心电数据,如图4所示,为样本数据心电图,这里样本数据长度为3秒,本方法选取一段心电数据的长度最好选在3到10之间,一方面数据量不至于过大而影响计算速度,一方面数据也能满足统计要求。

[0029] 以图4的样本数据心电图为例,该段心电数据长度3秒,有三个心电周期,心电特征点参数有3组,各特征点参数的相对误差就是三个心电周期中各特征点参数和三个参数平均值之间的误差,再除以参数平均值就得到该参数的相对误差。

[0030] 以上显示和描述了本发明的基本原理、主要特征和本发明的优点。本行业的技术人员应该了解,本发明不受上述实施例的限制,上述实施例和说明书中描述的只是说明本发明的原理,在不脱离本发明精神和范围的前提下,本发明还会有各种变化和改进,这些变化和进步都落入要求保护的本发明范围内。本发明要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

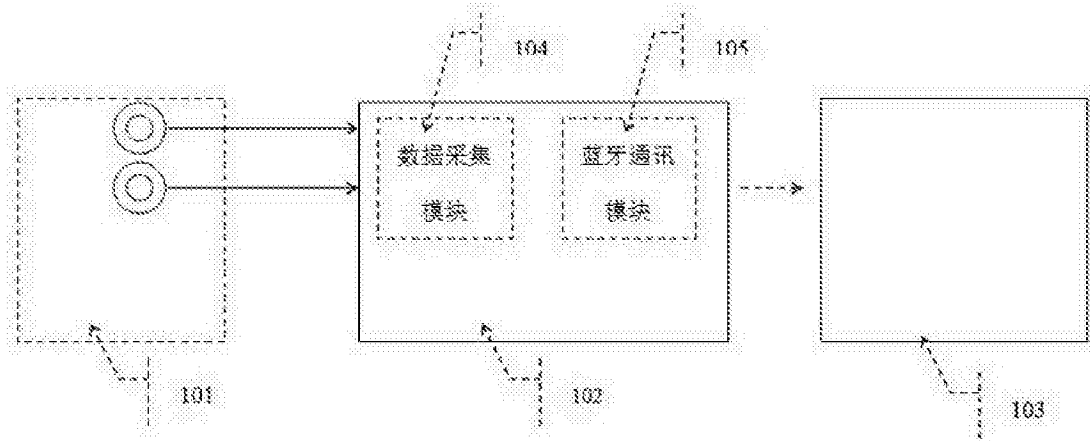


图1

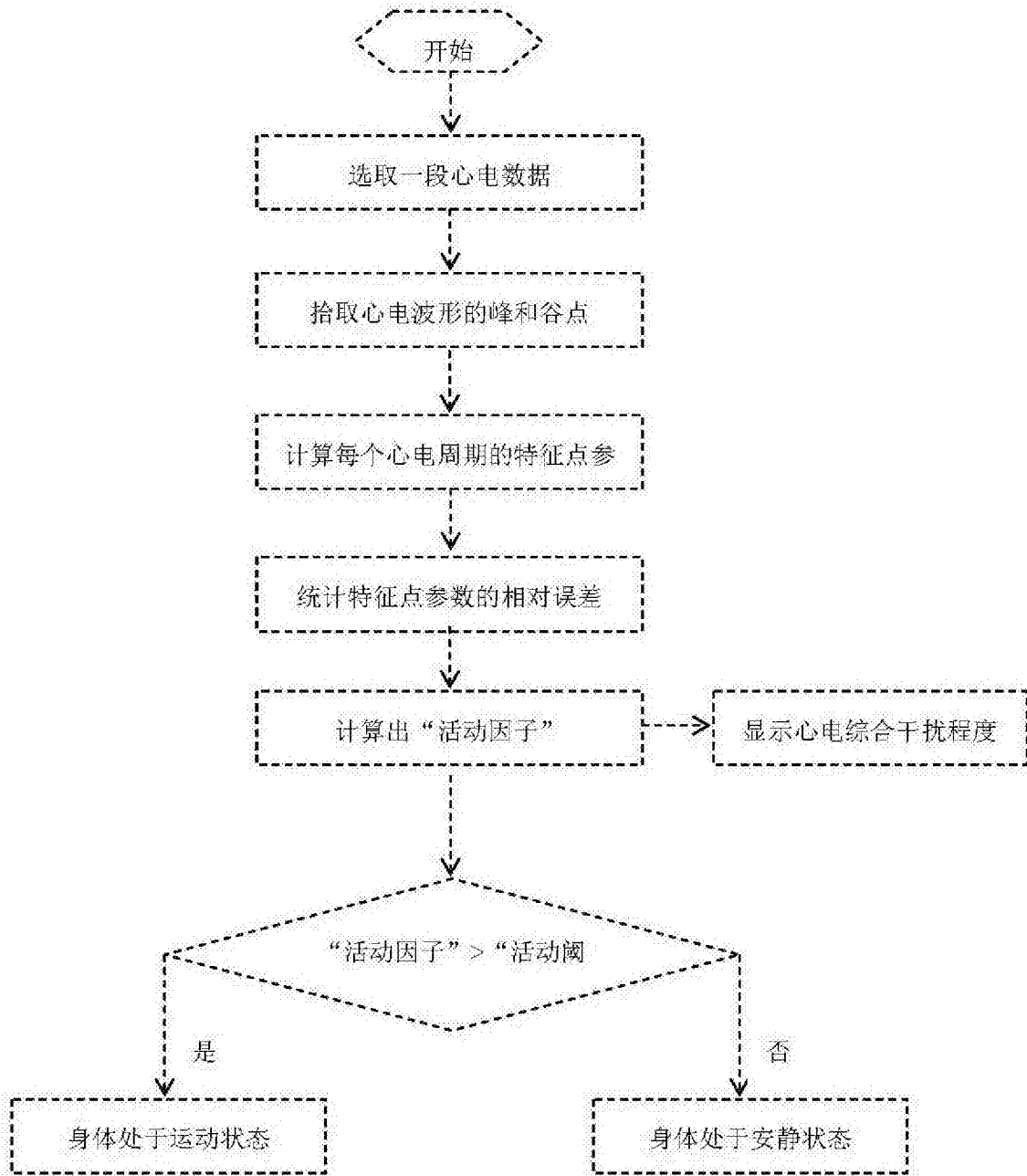


图2

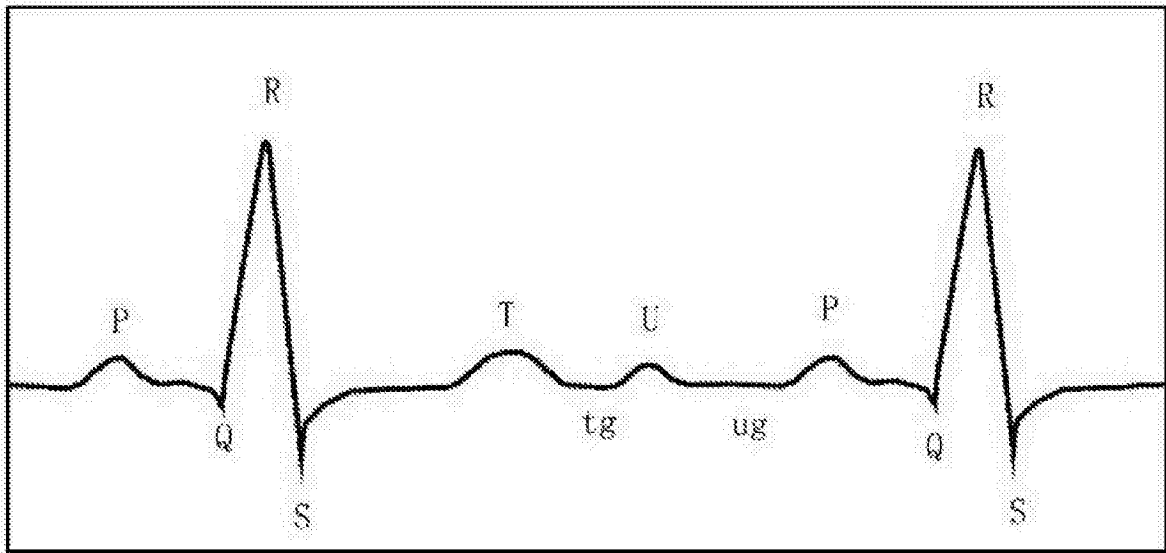


图3

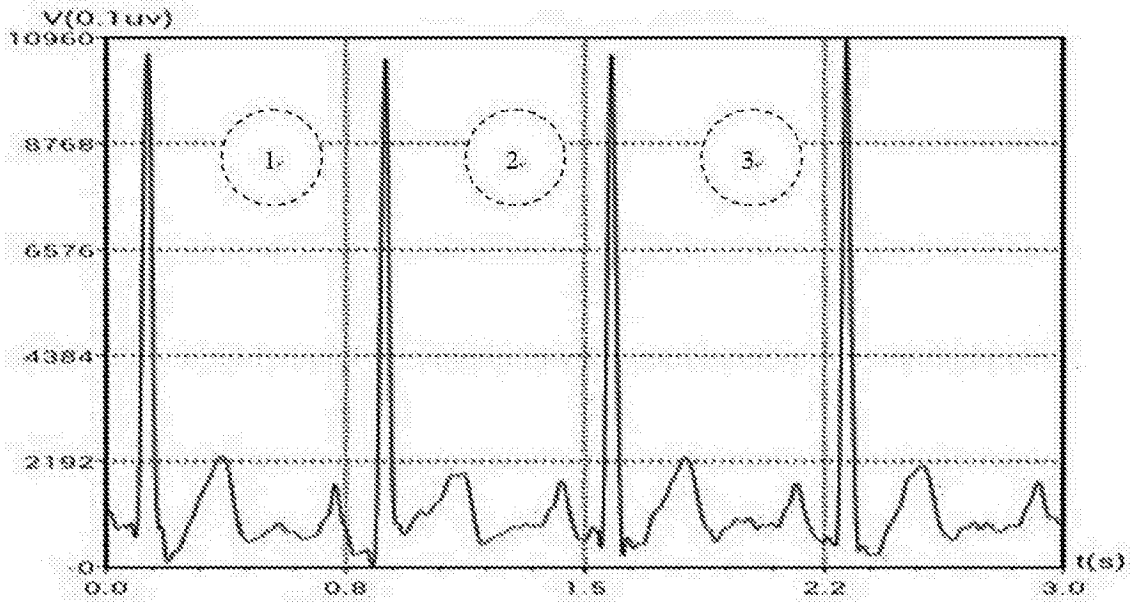


图4

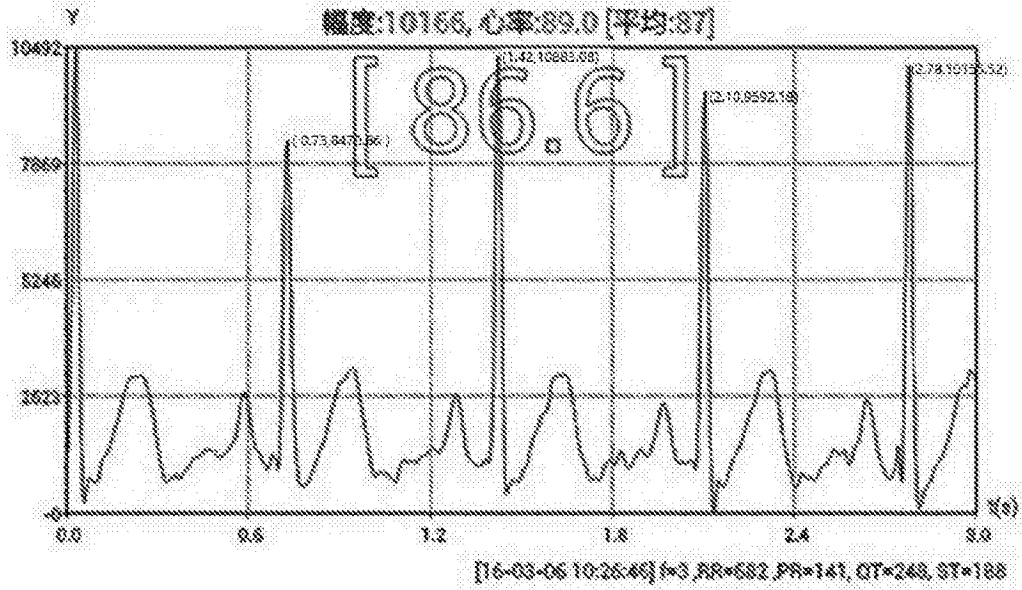


图5

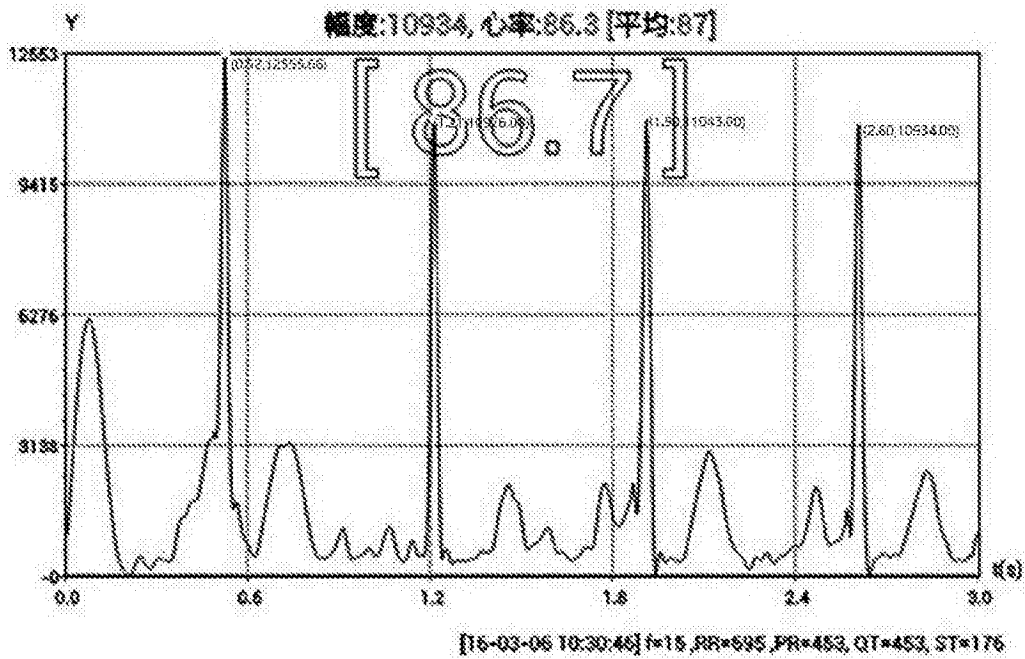


图6