



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104665803 B

(45)授权公告日 2017.04.26

(21)申请号 201410753380.6

(22)申请日 2014.12.10

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 104665803 A

(43)申请公布日 2015.06.03

(73)专利权人 上海理工大学  
地址 200093 上海市杨浦区军工路516号

(72)发明人 梁康 孙迎 陆宏伟 刘璐

(74)专利代理机构 上海德昭知识产权代理有限公司 31204

代理人 郁旦蓉

(51)Int.Cl.  
A61B 5/0245(2006.01)

(56)对比文件

CN 103340622 A,2013.10.09,

CN 103445772 A,2013.12.18,

US 8290574 B2,2012.10.16,

陆宏伟等.基于LabVIEW的便携式房颤检测系统的研制.《中国医学物理学杂志》.2792-2795,2011,第28卷(第4期),

Jinseok Lee.et.al.Atrial Fibrillation Detection Using an iPhone4S.《IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING》.2013,第60卷(第1期),203-206.

审查员 郑亮

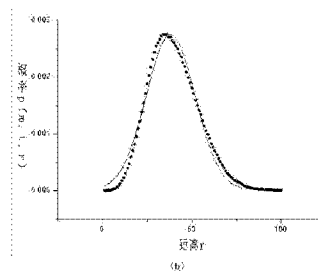
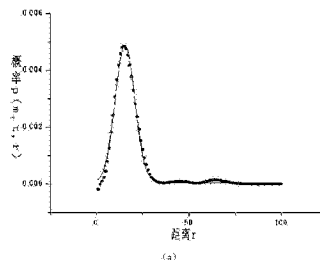
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

基于智能平台的检测房颤系统

(57)摘要

本发明提供一种基于智能平台的检测房颤系统,其特征在于,包括:图像采集模块,利用摄像头连续采集用户的动脉附近皮肤的图像;脉搏主波间期提取模块,根据连续采集到的图像中颜色通道单位面积平均值绘制色彩波形图,色彩波形图的周期与脉搏主波间期相对应;图像采集模块连续采集图像,直至提取出200~300个脉搏主波间期,以及,数据处理模块,利用相空间法对200~300个脉搏主波间期构造概率密度函数曲线,然后进行正态分布曲线拟合,当拟合后的曲线的偏度系数为0到1之间时,判断为用户出现房颤症状。本发明的基于智能平台的检测房颤系统减少了在皮肤处采集图像的时间,提高了最终检测结果的准确性。



1. 一种基于智能平台的检测房颤系统,用于检测用户是否出现房颤症状,至少包含具有内置在所述智能平台内的摄像头的图像采集模块,该图像采集模块利用所述摄像头连续采集所述用户的动脉附近皮肤的图像,其特征在于,还包括:

脉搏主波间期提取模块;以及  
数据处理模块,

其中,所述脉搏主波间期提取模块对所述图像采集模块采集到的图像进行色彩分离,获取每帧图像中颜色通道单位面积平均值,并根据连续采集到的图像中颜色通道单位面积平均值绘制色彩波形图,所述色彩波形图的周期与所述脉搏主波间期相对应,

所述图像采集模块连续采集图像,直至所述脉搏主波间期提取模块提取出200~300个所述脉搏主波间期,利用相空间法对200~300个所述脉搏主波间期构造概率密度函数曲线,然后对所述概率密度函数曲线进行正态分布曲线拟合,当拟合后的正态分布曲线的偏度系数为0到1之间时,判断为所述用户出现房颤症状;当偏度系数不在0到1的范围时,判断为所述用户不出现房颤症状。

2. 根据权利要求1所述的基于智能平台的检测房颤系统,其特征在于,还包括:  
发送模块,用于将所述数据处理模块的判断结果发送出去;

接收模块,用于接收所述发送模块发出的判断结果,并将健康建议通过手机推送的方式显示给用户。

3. 根据权利要求1所述的基于智能平台的检测房颤系统,其特征在于:  
其中,所述动脉附近皮肤为手指指尖皮肤。

4. 根据权利要求1所述的基于智能平台的检测房颤系统,其特征在于:  
其中,所述动脉附近皮肤反射的光线为环境自然光或内置于所述智能平台内的LED闪光灯发出的光线。

5. 根据权利要求1所述的基于智能平台的检测房颤系统,其特征在于:  
其中,所述色彩波形图的横坐标为时间,纵坐标为颜色通道单位面积平均值。

6. 根据权利要求5所述的基于智能平台的检测房颤系统,其特征在于:  
其中,所述脉搏主波间期为所述色彩波形图上相邻两个上升坡度的终点对应的时间长度。

7. 根据权利要求1所述的基于智能平台的检测房颤系统,其特征在于:

其中,所述概率密度函数  $p(m,t,r) = \frac{df(m,t,r)}{dr}$ ,  $f(m,t,r) = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n h(r - \sqrt{\sum_{k=1}^m (x_k - x_{k+m})^2})}{c_m^n}$ ,  $h$

为单位阶跃函数,  $h = \begin{cases} 0 & x < 0 \\ 0.5 & x = 0 \\ 1 & x > 0 \end{cases}$ ,  $m$ 为嵌入维度,  $t$ 为延时,  $r$ 为距离,  $n$ 为脉搏主波间期的个数。

8. 根据权利要求1所述的基于智能平台的检测房颤系统,其特征在于:  
其中,所述概率密度函数进行正态分布拟合前,需要进行线性滤波处理。

## 基于智能平台的检测房颤系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于智能平台的检测房颤系统,属于医学信息技术领域。

### 背景技术

[0002] 心房颤动(以下简称房颤),是一种常见的心律失常的症状,并且随着年龄的增长,房颤的发生率也不断增加。临床上观察并判断房颤问题,主要方法为心电图的检查。尽管心电图观察方法可以准确的检测出房颤患者的症状来,但是这种方法不仅需要长时间的动态心电图观察,更需要高昂的检测费用。基于智能平台的房颤检测系统由于能够随身携带,而且成本很低,因此越来越受欢迎。

[0003] 目前,基于智能平台的房颤检测系统的研究已经取得一定进展。在《A probability density function method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals》文章中,明确提出了一种采用MIT-BIH数据库中的房颤数据与正常窦性心律数据,通过心电数据的RR间期来判断有无房颤问题。其中,MIT-BIH是由美国麻省理工学院提供的研究心律失常的数据库。RR间期就是指心电图两次相邻心跳中R波的波峰之间的距离时间,反映的是两次心跳的间隔。

[0004] 上述论文中检测房颤的主要原理为:从MIT-BIH数据库中获取AF(房颤)与NSR(正常窦性心律)的RR间期数据,以此进行重构相空间,再构造关联的概率密度函数曲线。对概率密度曲线进行低通滤波,并在曲线上选取若干个点,计算这些点的斜率之和,将斜率之和与正常窦性心律滤波后的概率密度函数曲线斜率之和进行比较,从而得出房颤与正常窦性心律的区别。由于人体的心电RR间期与脉搏主波间期基本一致,因此该算法同样适用于脉搏主波间期。

[0005] 但是,经过大量实验验证发现,利用上述论文中的检测房颤的方法,通过500个以下的脉搏主波间期构造概率密度函数曲线,不能准确判断是否存在房颤现象。图1(a)和图1(b)分别为实验中通过100个脉搏主波间期得到的NSR与AF的概率密度曲线对比图,图2(a)和图3(b)分别为通过200个脉搏主波间期得到的NSR与AF的概率密度曲线对比图。从图1和图2中可以很明显发现,当采集的点数过少时,NSR与AF的概率密度曲线的波峰位置没有大幅度的偏移,区分度不大,不能准确判断是否存在房颤现象。通过大量实验验证发现,利用上述论文中的算法,必须提取500个以上的脉搏主波间期才能准确计算斜率,并最终通过对比NSR与AF的概率密度曲线的斜率和得出房颤检测结果。

[0006] 中国专利文献CN 201310270542.6公开了基于智能手机的房颤自动检测系统,该系统检测时指尖轻放于手机摄像头、LED闪光灯上,从手机摄取的图像中提取脉搏波得到脉搏主波间期,并将提取到的脉搏主波间期利用上述论文中算法进行检测。但是,该系统如果提取500个以上的脉搏主波间期构造概率密度函数曲线,需要利用摄像头提取上万帧图像,使得采集图像的时间超过7分钟甚至8分钟以上。

[0007] 由于采集图像的时间过长,使得实际采集过程中的不确定因素更多,例如手机发生移动,被测人手指发生移动等,从而导致提取出的脉搏波间期失真,如果进一步处理

后,会使得检测结果大大偏离真实情况。图3中四幅图为长时间采集图像时得到概率密度曲线图。从图3中可以看出,通过长时间采集图像时提取的脉搏主波周期,用于构造概率密度曲线,得到的概率密度曲线极不规则,不能准确判断是否存在房颤现象。

[0008] 因此,利用上述现有的方法得到的检测结果的准确性很差,亟需开发一种房颤检测系统能减少图像采集时间,从而提高检测结果准确性。

## 发明内容

[0009] 本发明是为了解决上述问题而进行的,目的在于提供一种能减少图像采集时间,从而提高检测结果准确性的基于智能平台的检测房颤系统。

[0010] 本发明为了实现上述目的,采用了以下技术方案:

[0011] 本发明提供一种基于智能平台的检测房颤系统,用于检测用户是否出现房颤症状,其特征在于,包括:

[0012] 图像采集模块,具有内置在智能平台内的摄像头,图像采集模块利用摄像头连续采集用户的动脉附近皮肤的图像;

[0013] 脉搏主波间期提取模块,对图像采集模块采集到的图像进行色彩分离,获取每帧图像中颜色通道单位面积平均值,并根据连续采集到的图像中颜色通道单位面积平均值绘制色彩波形图,色彩波形图的周期与脉搏主波间期相对应;

[0014] 图像采集模块连续采集图像,直至脉搏主波间期提取模块提取出200~300个脉搏主波间期,以及,

[0015] 数据处理模块,利用相空间法对200~300个脉搏主波间期构造概率密度函数曲线,然后对概率密度函数曲线进行正态分布曲线拟合,当拟合后的正态分布曲线的偏度系数为0到1之间时,判断为用户出现房颤症状;当偏度系数不在0到1的范围时,判断为用户不出现房颤症状。

[0016] 另外,在本发明的基于智能平台的检测房颤系统中,还可以具有这样的特征,还包括:发送模块,用于将数据处理模块的判断结果发送出去;接收模块,用于接收发送模块发出的判断结果,并将健康建议通过手机推送的方式显示给用户。

[0017] 另外,在本发明的基于智能平台的检测房颤系统中,还可以具有这样的特征:其中,动脉附近皮肤为手指指尖皮肤。

[0018] 另外,在本发明的基于智能平台的检测房颤系统中,还可以具有这样的特征:其中,动脉附近皮肤反射的光线为环境自然光或内置于智能平台内的LED闪光灯发出的光线。

[0019] 另外,在本发明的基于智能平台的检测房颤系统中,还可以具有这样的特征:其中,色彩波形图的横坐标为时间,纵坐标为颜色通道单位面积平均值。

[0020] 另外,在本发明的基于智能平台的检测房颤系统中,还可以具有这样的特征:其中,脉搏主波间期为色彩波形图上相邻两个上升坡度的终点对应的的时间长度。

[0021] 另外,在本发明的基于智能平台的检测房颤系统中,还可以具有这样的特征:其

中,概率密度函数  $p(m,t,r) = \frac{df(m,t,r)}{dr}$ ,  $f(m,t,r) = \frac{\sum_{j=1}^{N-1} \sum_{k=j+1}^N h(r - \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^{N-m} (x_k - x_{k+m})^2}{C_N^2}})}{C_N^2}$ , h为单位阶

跃函数, 
$$h = \begin{cases} 0 & x < 0 \\ 0.5 & x = 0 \\ 1 & x > 0 \end{cases},$$
 m为嵌入维度, t为延时, r为距离, n为脉搏主波间期的个数。

[0022] 另外,在本发明的基于智能平台的检测房颤系统中,还可以具有这样的特征:其中,概率密度函数进行正态分布拟合前,需要进行线性滤波处理。

[0023] 发明作用与效果

[0024] 根据本发明的基于智能平台的检测房颤系统,由于具有图像采集模块、脉搏主波间期提取模块和数据处理模块,脉搏主波间期提取模块提取出200~300个脉搏主波间期,数据处理模块利用相空间法对200~300个脉搏主波间期构造概率密度函数曲线,然后进行正态分布曲线拟合,根据拟合后的正态分布曲线的偏度系数能够判断用户是否出现房颤;而且本发明的数据处理模块不需要像现有技术中在计算概率密度函数曲线上点的斜率和,因此不需要采集500个以上脉搏主波间期才能保证计算精度,而只需要采集200~300个脉搏主波间期用于处理并得出判断结果,因此减少了图像采集模块在皮肤处采集图像的时间,使得脉搏主波间期提取模块提取出的脉搏主波间期不容易失真,提高了最终检测结果的准确性。

#### 附图说明

[0025] 图1为现有技术中通过100个脉搏主波间期得到的NSR与AF的概率密度曲线对比图;

[0026] 图2为现有技术中通过200个脉搏主波间期得到的NSR与AF的概率密度曲线对比图;

[0027] 图3为现有技术中长时间采集图像时得到概率密度曲线图;

[0028] 图4是本发明的基于智能平台的检测房颤系统在实施例中的结构示意图;

[0029] 图5为本发明的基于智能平台的检测房颤系统在实施中绘制出的部分色彩波形图;

[0030] 图6为本发明的基于智能平台的检测房颤系统在实施中当嵌入维度m=5,延时t不同时得到的概率密度曲线图;

[0031] 图7为本发明的基于智能平台的检测房颤系统在实施中得到的NSR与AF的概率密度曲线拟合后的对比图;

[0032] 图8为本发明的基于智能平台的检测房颤系统在实施中用户与医生信息交互示意图。

#### 具体实施方式

[0033] 以下参照附图对本发明所涉及的基于智能平台的检测房颤系统做详细阐述。

[0034] 图4是本发明的基于智能平台的检测房颤系统在实施例中的结构示意图。

[0035] 如图4所示,基于智能平台的检测房颤系统10包括图像采集模块1、脉搏主波间期提取模块2、数据处理模块3、发送模块4、以及接收模块5。

[0036] 图像采集模块1具有内置在智能平台内的摄像头,并利用摄像头连续采集用户的动脉附近皮肤的图像。智能平台为智能手机,当然本实施例中的智能平台还可以为平板电

脑等其他智能平台。

[0037] 本实施例中采集手指处的图像,通过提取手指处图像模块,用户需要将手指贴近手机摄像头处,通过光照作用,每次心脏跳动时,会导致手指尖动脉跳动,发生血液容积变化,这个变化的图像也会被手机摄像头捕捉到。这里采用的光线为可以为环境自然光或内置于智能平台内的LED闪光灯发出的光线。当然,本实施例中还可以采集面部皮肤等其他动脉附近皮肤处的图像。

[0038] 在正常环境光照下,用户还可以选择性的关闭摄像头闪光灯的长亮功能,从而避免了因闪光灯长亮产生的高温影响用户的使用体验,甚至是影响到检测的准确性。

[0039] 对于目前阶段的智能手机而言,手机摄像头的每秒预览帧数都是不一样的,部分旧款可能只有20帧/秒,部分新款达到了30帧/秒甚至更高。无论每秒预览帧数是多少,对于采用同一摄像头的智能手机而言,它的每秒预览帧数都是固定的,这就保证了本发明通过摄像头采集图像的时间准确性。

[0040] 脉搏主波间期提取模块2用于对图像采集模块1采集到的图像进行色彩分离,获取每帧图像中颜色通道单位面积平均值,并根据连续采集到的图像中颜色通道单位面积平均值绘制色彩波形图。

[0041] 脉搏主波间期提取模块2对摄像头捕捉到的每帧图像,进行RGB色彩分离,获得红色通道的数据,并计算每帧图像的红色通道数据的单位面积平均值(记为 $Img$ ), $Img$ 的数据在0到255之间。根据所有计算得到的 $Img$ 数据,可以得到手指处图像信息的色彩波形图(即脉搏的PPG波形图),如图5所示,图5纵坐标中的PPG值即 $Img$ 值,横坐标为时间。当然,本实施例中的除了可以采用红色通道数据外,还可以采用蓝色通道数据和绿色通道数据。

[0042] 脉搏主波间期提取模块2获得脉搏的PPG波形数据后,根据波形的特点,采用图5中相邻的两个上升坡度的终点之间的时间作为脉搏主波间期,也即色彩波形图的周期等于脉搏主波间期。

[0043] 图像采集模块1会连续采集手指指尖处的皮肤图像,直到脉搏主波间期的数量为200~300个。色彩波形图和脉搏主波间期的个数会在智能平台的屏幕上显示,当达到预定个数后,图像采集模块1和脉搏主波间期提取模块2自动停止工作。本实施例中,图像采集模块1采集图像为3分钟左右,远小于现有技术中7~8分钟的采集时间。

[0044] 数据处理模块3利用相空间法对200~300个脉搏主波间期进行重构概率密度函数曲线,然后对概率密度曲线进行正态分布拟合,通过拟合结果中的偏态系数,当偏态系数为0到1之间,判断为用户出现房颤症状。当偏态系数不在0到1之间时,判断为用户不出现房颤症状。

[0045] 数据处理模块3通过相空间图法,重构概率密度函数,并进行线性滤波,再以正态分布进行拟合,通过拟合结果的偏态系数进行判断是否为房颤。数据处理模块3得到的概率密度曲线也会在手机屏幕上显示。用户可以根据该曲线对房颤结果进行初步判断。

[0046] 相空间重构出现于统计学中,后来Takens等人引入到动力学体系,以混沌特性的时间序列重构为非线性动力学系统。脉搏的主波间期作为可观测的量,根据Takens的嵌入原理,进行相空间重构,同时可以保持系统动力学不变。因此,对于主波间期 $x(n)$ , $n=1, 2, \dots, N$ ,可以构造 $m$ 维的向量 $y(n) = (x(n), x(n-t), \dots, x(n-(m-1)t))$ , $n = (m-1)t+1, \dots, N$ 。该公式中, $m$ 为嵌入维度, $t$ 为延时,通过 $x(n)$ 构造 $y(n)$ 称为相空间重构。

[0047] 借助概率密度函数的方法,构造关联函数 $f(m, t, r)$ 计算相空间中的任意两点之间的距离小于 $r$ 的概率 $f(m, t, r) = \frac{\sum_{i=1}^{m-1} \sum_{j=i+1}^m h(r - \sqrt{\sum_{k=1}^m (x_k - x_{k+m})^2})}{C_m^2}$ 。其中, $h$ 为单位阶跃函数,

$$h = \begin{cases} 0 & x < 0 \\ 0.5 & x = 0 \\ 1 & x > 0 \end{cases}$$

$m$ 为嵌入维度, $t$ 为延时, $r$ 为距离, $n$ 为脉搏主波间期的个数。而概率密度函数

$$p(m, t, r) = \frac{df(m, t, r)}{dr}$$

[0048] 在本实施例中,经大量实验验证发现,在嵌入维度 $m=5$ 的情况下,检验房颤的准确率最高。 $m$ 确定的具体方法为,利用从MIT-BIH数据库的标准房颤数据,对相同数目的脉搏间期用不同的 $m$ 来进行验证发现,当 $m=5$ 时,检验房颤的准确率最高。因此,为了保证检测结果的准确性,本实施例的数据处理过程中嵌入维度取 $m=5$ 。

[0049] 在嵌入维度 $m=5$ 时,不同延时 $t$ 的对应的概率密度曲线如图6所示。实验发现,随着延时 $t$ 取值的增大,对应的概率密度曲线的峰值逐渐降低,拟合的效果也越差,那么选用峰值最高时对应的延时,检验房颤的准确性最高。因此,为了保证检测结果的准确性,本实施例的数据处理过程中延时取 $t=1$ 。

[0050] 通过对提取得到的脉搏主波间期进行相空间法重构概率密度函数曲线,并经过滤波,在滤波后的概率密度曲线上,进行正态分布曲线的拟合,且需要保证拟合的R平方值均在0.95以上,使得拟合程度非常高。

[0051] 利用本实施中的数据模块3对MIT-BIH数据库中的大量房颤数据进行相空间重构、构造概率密度函数、滤波、正态曲线拟合、求偏度系数。通过大量数据的统计发现,利用MIT-BIH数据库中的房颤患者的数据构造概率密度函数曲线,滤波拟合后的曲线的偏度系数为0到1之间;利用MIT-BIH数据库中的无房颤患者的数据构造概率密度函数曲线,滤波拟合后的曲线的偏度系数不在0到1之间。

[0052] 其中,偏度系数是描述分布偏离对称性程度的特征值,借助偏度系数,可以准确的测定分布曲线的偏斜程度。当分布左右对称时,偏度系数为0。当偏度系数小于0时,即重尾在左侧时,该分布左偏。当偏度系数大于0时,即重尾在右侧时,该分布为右偏;并且偏度系数的数值越大,分布曲线向右偏斜的越厉害。偏态系数的计算公式为 $S_k = \frac{n}{(n-1)(n-2)s^3} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3$ ,

为脉搏主波间期的个数, $\bar{x}$ 为脉搏主波间期的平均值, $x_i$ 为第 $i$ 个脉搏主波间期, $s$ 为每个脉搏主波间期的标准差。

[0053] 因此,本实施例基于智能平台的检测房颤系统,以拟合曲线的偏度系数作为依据,判断用户是否存在房颤症状。当拟合后的曲线的偏度值为0到1之间,用户存在房颤现象。当偏度系数不在0到1之间时,判断为用户不出现房颤症状。

[0054] 图7为本发明的基于智能平台的检测房颤系统在实施中得到的NSR与AF的概率密度曲线拟合后的对比图。

[0055] 如图7(a)和图7(b)所示,点状曲线为拟合前的曲线,连续曲线为拟合曲线。在图7

(a)中,拟合曲线的偏态系数为2.332,因此判断为该用户不出现房颤症状。在图7(b)中,拟合曲线的偏态系数为0.552,因此判断为该用户出现房颤症状。

[0056] 发送模块4用于将数据处理模块3的判断结果发送出去。接收模块5用于接收发送模块4发出的判断结果,并将健康建议发送给用户。

[0057] 数据处理模块3得出判断结果后,发送模块4会把此次检测的数据发送给接收模块5,接收模块5包括医生的PC客户端。

[0058] 图8是用户与医生之间进行信息交互的示意图。如图8所示,用户可以将检测得到的数据以Web Service技术,实例化SoapObject对象,并运用AndroidHttpTransport等函数,通过3G、4G或WIFI等通信方式发送至医生客户端。在医生客户端,由医生对数据进行分析 and 给出相关的建议,并通过Web Service技术将诊断建议反馈至用户客户端,供用户进行参考。

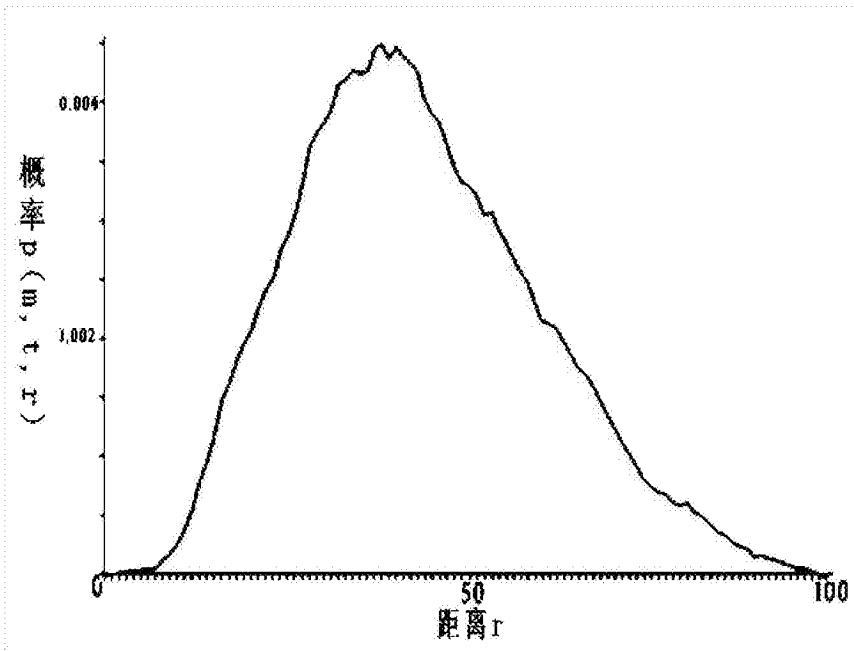
[0059] 实施例作用与效果

[0060] 根据本实施例所涉及的基于智能平台的检测房颤系统,由于具有图像采集模块、脉搏主波间期提取模块和数据处理模块,脉搏主波间期提取模块提取出200~300个脉搏主波间期,数据处理模块利用相空间法对200~300个脉搏主波间期构造概率密度函数曲线,然后进行正态分布曲线拟合,根据拟合后的正态分布曲线的偏度系数能够判断用户是否出现房颤;而且本发明的数据处理模块不需要像现有技术中在计算概率密度函数曲线上点的斜率和,因此不需要采集500个以上脉搏主波间期才能保证计算精度,而只需要采集200~300个脉搏主波间期用于处理并得出判断结果,因此减少了图像采集模块在皮肤处采集图像的时间,使得脉搏主波间期提取模块提取出的脉搏主波间期不容易失真,提高了最终检测结果的准确性。

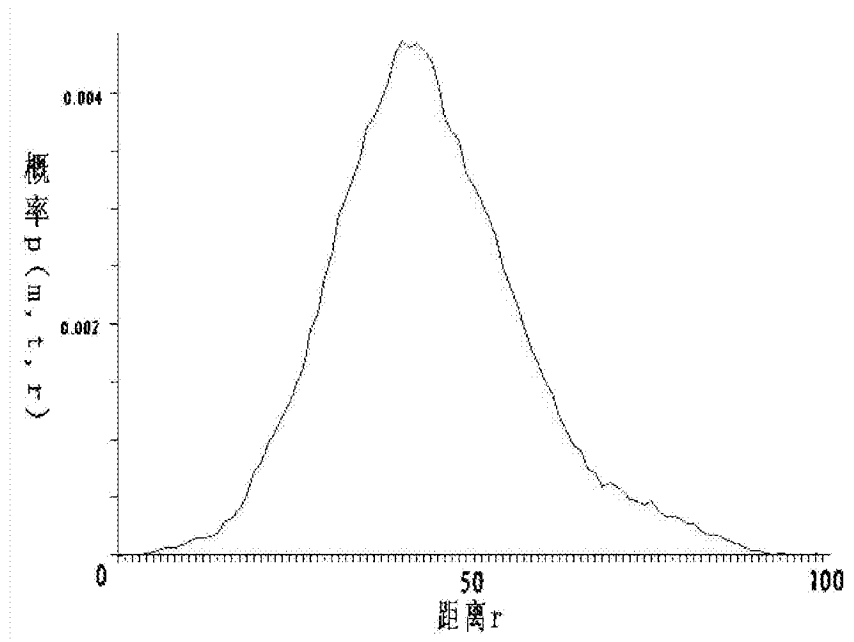
[0061] 另外,由于具有发送模块和接收模块,能够利用发送模块将判断结果发送给医生,并利用接收模块将医生分析后给出的健康建议,反馈给用户,使得用户可以很方便快捷而低成本地进行自身健康状况监测,并得到专业的指导。

[0062] 当然,本发明涉及的基于智能平台的检测房颤系统并不仅仅限定于以上实施例中的描述。



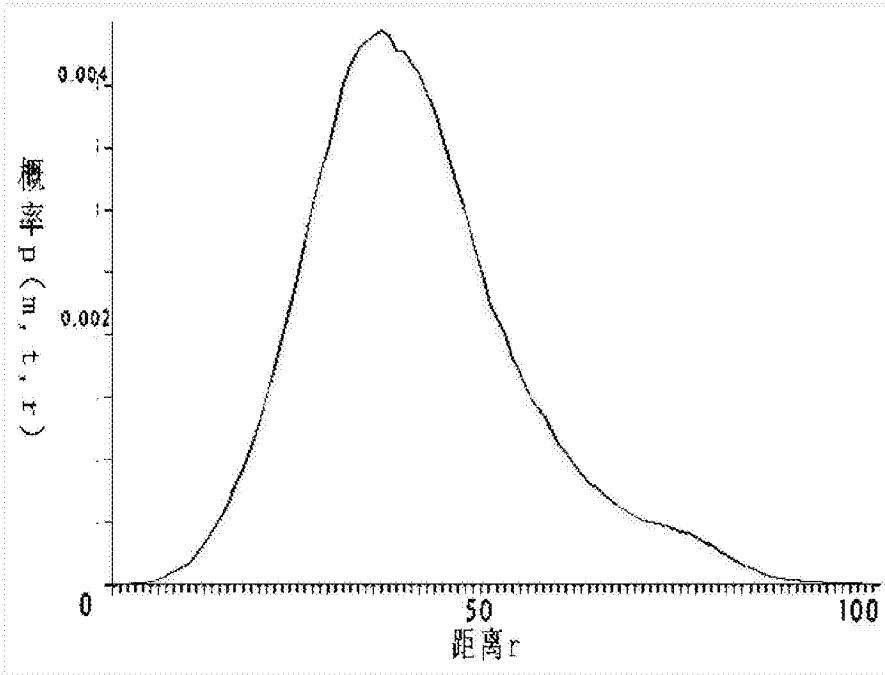


(a)

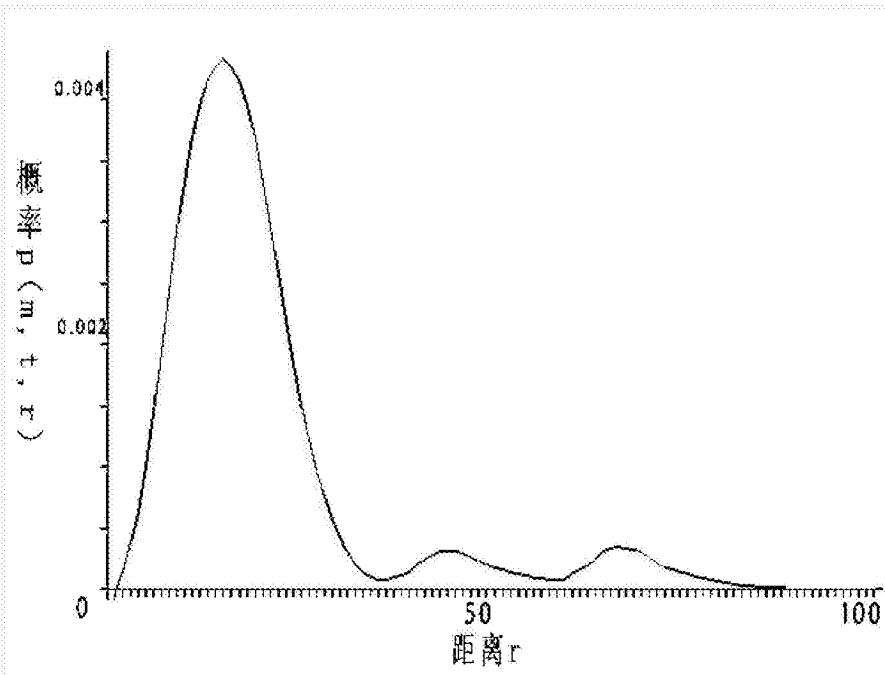


(b)

图1



(a)



(b)

图2

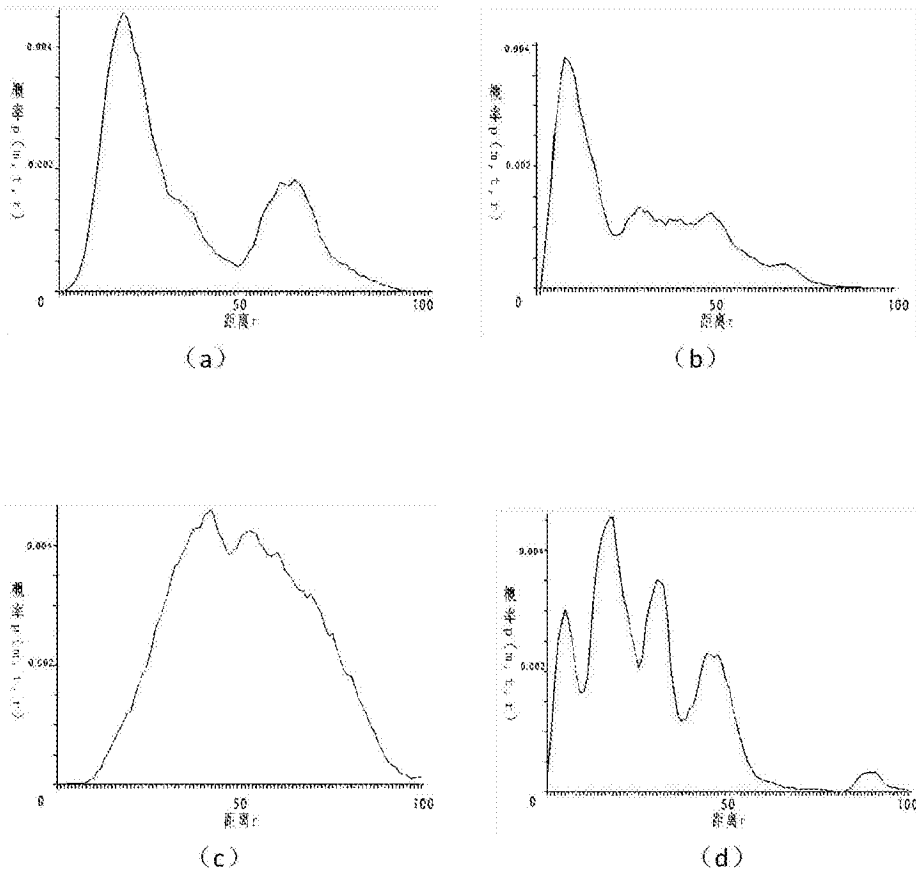


图3

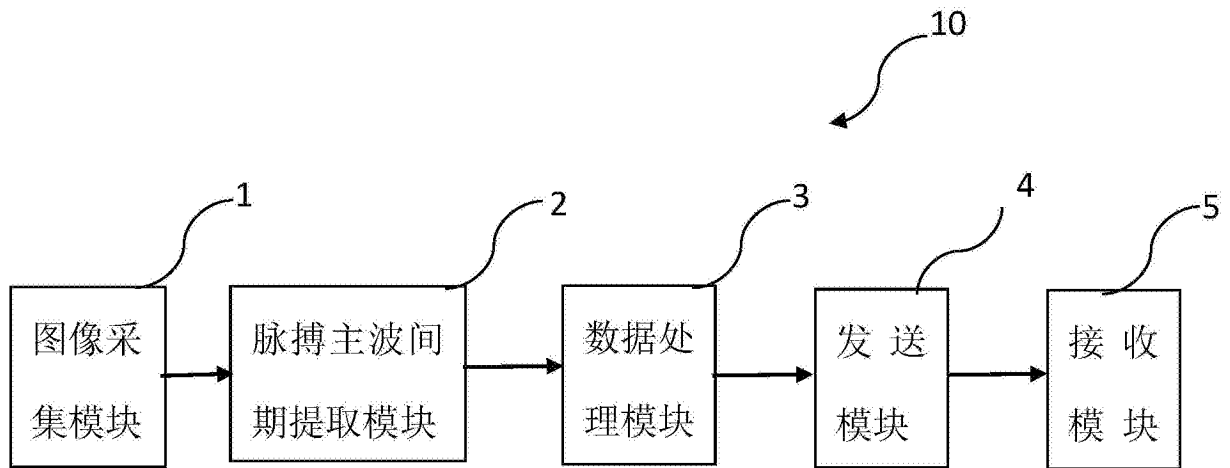


图4

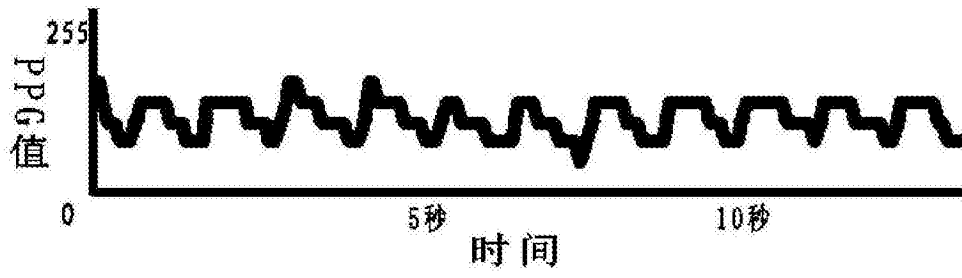


图5

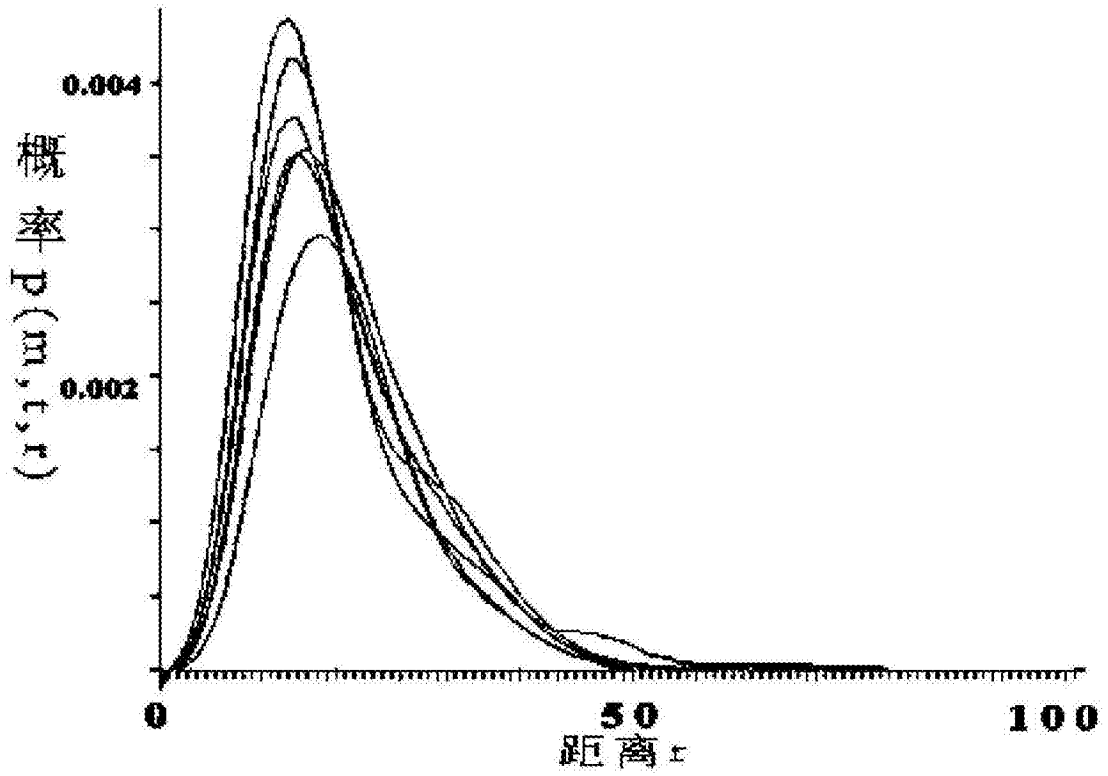
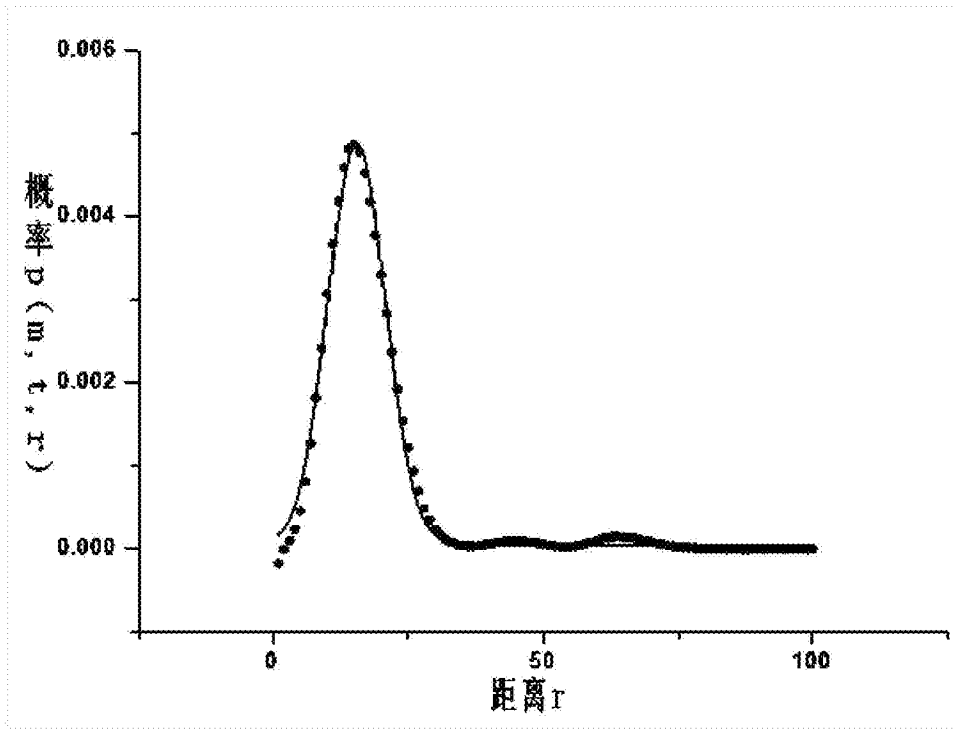
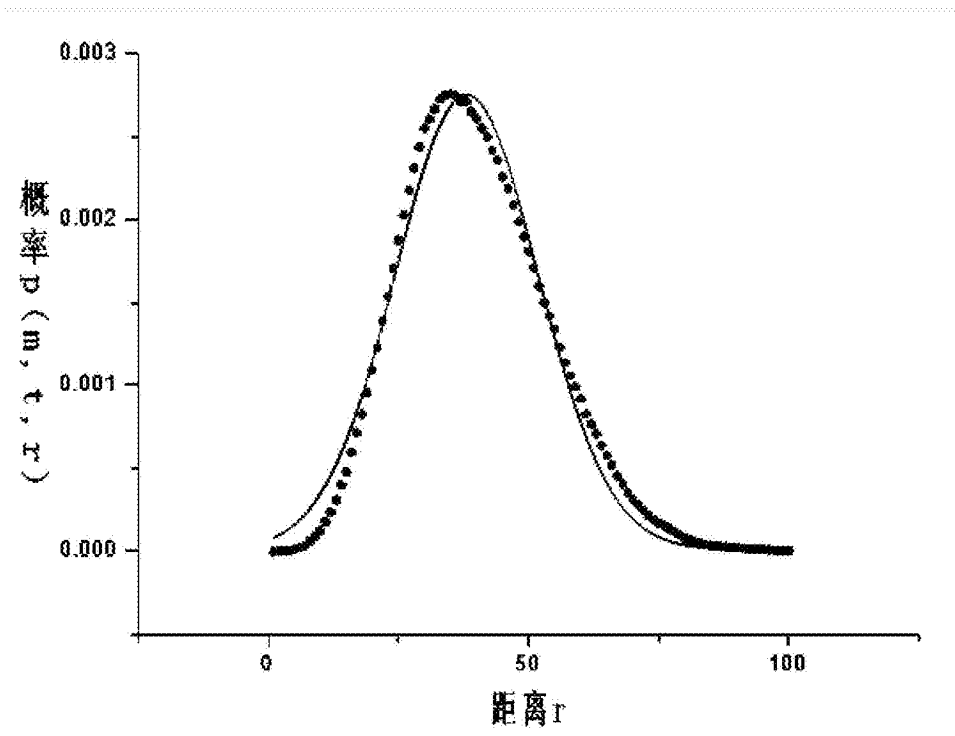


图6



(a)



(b)

图7

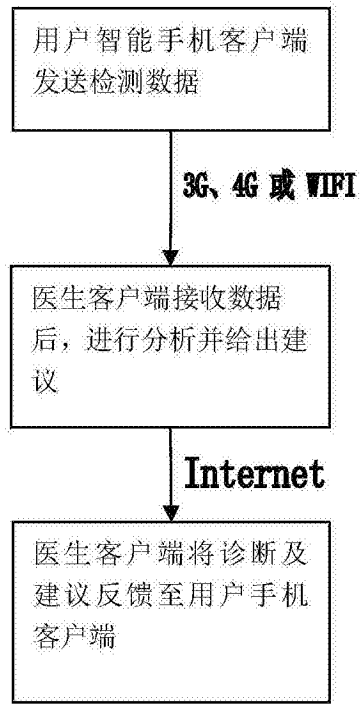


图8