



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110731770 A

(43)申请公布日 2020.01.31

(21)申请号 201910886444.2

(22)申请日 2019.09.19

(71)申请人 杭州电子科技大学

地址 310018 浙江省杭州市下沙高教园区2号大街

(72)发明人 邓木清 张壮 黄晓渝 宁丽萍

(74)专利代理机构 杭州君度专利代理事务所  
(特殊普通合伙) 33240

代理人 杨舟涛

(51) Int. Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

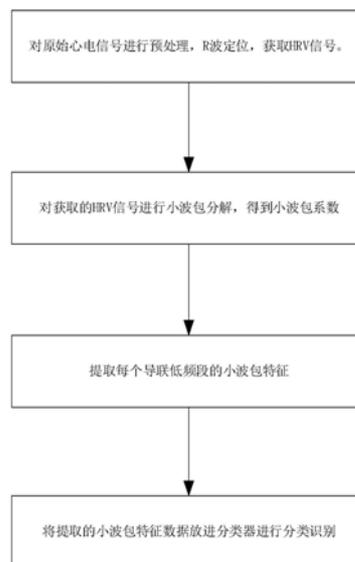
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

## (54)发明名称

一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法

## (57)摘要

本发明公开了一种基于短时HRV信号小波包特征的心肌梗塞检测方法,本发明方法首先对常规十二导联心电图进行数据预处理,R波定位,确定RR间期,获得HRV信号,然后对HRV信号进行小波包分解获得小波包系数,然后对小波包系数进行小波包特征提取,最后将提取的小波包特征进行归一化处理进行分类识别,应用于心肌梗塞的检测,能够在更短时间内进行有效的检测,不需要增加新的检测设备,简单方便,容易操作,预测效率高。



1. 一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法,其特征在于,该方法具体步骤是:

步骤(1).对常规十二导联心电图进行数据预处理,R波定位,确定RR间期,获得HRV信号;

步骤(2).对HRV信号进行小波包分解获得小波包系数;

步骤(3).对小波包系数进行小波包特征提取,所述的小波包特征包括:能量、能量占比、方差、偏态、香浓熵、对数熵、范数熵特征;

步骤(4).将提取的小波包特征进行归一化处理,然后将处理后的小波包特征放入分类器中进行分类识别,识别出数据集中的心肌梗塞患者。

2. 根据权利要求1所述的一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法,其特征在于步骤(1)的具体方法是:

首先通过中值滤波去除基线漂移噪声,通过巴特沃斯滤波器去除50Hz工频噪声,然后通过低通滤波器去除100Hz以上的噪声,通过高通滤波器去除0.5Hz以下的噪声;然后通过连续小波模极值方法定位R波,最后经过一阶差分确定RR间期,获得HRV信号;对于常规12导联心电图,采用12个通道,每个通道时长为2分钟,每个通道获取一个HRV信号。

3. 根据权利要求2所述的一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法,其特征在于步骤(2)的具体方法是:

首先对每一个通道的HRV信号进行小波包分解,小波包分解的层数为3层,小波包分解的第三层共有8个频率段,然后根据频段高低将HRV频段划分为极低频段(0-0.04Hz)、低频段(0.04-0.15Hz)、高频段(0.15-0.4Hz)以及其他频段。

4. 根据权利要求3所述的一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法,其特征在于步骤(3)的具体方法是:

针对HRV低频段提取下列特征:能量、能量占比、方差、偏态、香浓熵、对数熵、范数熵;

通过公式(1)计算HRV低频段的能量 $E_n$ :

$$E_n = \sum_{i=1}^n C_2(i)^2 \quad (1)$$

其中, $C_2$ 表示HRV低频段小波包分解的系数, $i$ 表示HRV低频段小波包分解的系数长度;

通过公式(2)计算HRV低频段的能量占比 $E_r$ :

$$E_r = \frac{\sum_{i=1}^n C_2(i)^2}{\sum_{i=1}^n X(i)^2} \quad (2)$$

其中 $X$ 为小波包分解的第三层中各频段小波包分解的系数, $\sum_{i=1}^n C_2(i)^2$ 表示HRV低频段的

能量能量, $\sum_{i=1}^n X(i)^2$ 表示HRV所有频段的总能量;

通过公式(3)计算HRV低频段的方差 $\sigma$ :

$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (C_2(i) - \bar{C})^2 \quad (3)$$

其中,  $\bar{C}$  表示HRV低频段小波包分解的系数均值,  $n=N$ ;

通过公式 (4) 计算HRV低频段的偏态  $S_p$ :

$$S_p = \frac{\sum_{i=1}^n (C_2(i) - \bar{C})^3}{N\sigma^3} \quad (4)$$

通过公式 (5) 计算HRV低频段的香浓熵  $E1(s)$ :

$$E1(s) = - \sum_{i=1}^n (C_2(i)^2) \log(C_2(i)^2) \quad (5)$$

通过公式 (6) 计算HRV低频段的对数熵  $E2(s)$ :

$$E2(s) = \sum_{i=1}^n \log(C_2(i)^2) \quad (6)$$

通过公式 (7) 计算HRV低频段的范数熵  $E3$ :

$$E3 = |C_2(i)|^k = \|C_2\|_k^k \quad (7)$$

其中  $k$  表示范数的阶数。

## 一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于模式识别领域,具体涉及一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法。

### 背景技术

[0002] 心肌梗死是冠状动脉急性、持续性缺血缺氧所引起的心肌坏死。临床上多以持续性剧烈胸骨后疼痛为主要表现,休息及硝酸酯类药物不能完全缓解,伴有血清心肌酶增高及进行性心电图变化,可并发心律失常、休克或心力衰竭,常危及生命。通俗来讲,心肌梗死是冠心病中病情严重、情况危急的类型。影像检查也由于自身价格的原因和患者心理的因素,没法在一般人群筛查中广泛使用,单凭影像检查有时无法最大限度发挥诊断效能。相比之下,心率变异性HRV分析近年来比较受关注的无创性心电监测指标之一。临床上通过对HRV的分析能够反映心脏自主神经系统的活动性、均衡性及相关的病理状态等,因而具有广泛的临床应用前景。作为医学影像学的重要补充部分,在心肌梗塞上起到重要作用。

[0003] 本发明方法提出了一种基于短时HRV信号小波包特征的心肌梗塞检测方法,首次使用了短时HRV信号进行分析,通过对常规十二导联心电图时长为2min的数据进行预处理,R波定位,获取HRV信号,然后利用小波包分解方法提能量、能量占比、方差、偏态、香浓熵、对数熵、范数熵特征进行分类识别,应用于心肌梗塞的检测,能够在更短时间内进行有效的检测。

### 发明内容

[0004] 针对现有技术存在的不足,本发明提供一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法,本发明方法操作简单,时长更为短暂。

[0005] 一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法步骤如下:

[0006] 步骤(1).对常规十二导联心电图进行数据预处理,R波定位,确定RR间期,获得HRV信号。

[0007] 步骤(2).对HRV信号进行小波包分解获得小波包系数。

[0008] 步骤(3).对小波包系数进行小波包特征提取,所述的小波包特征包括:能量、能量占比、方差、偏态、香浓熵、对数熵、范数熵特征。

[0009] 步骤(4).将提取的小波包特征进行归一化处理,然后将处理后的小波包特征放入分类器中进行分类识别,识别出数据集中的心肌梗塞患者。

[0010] 步骤(1)的具体方法是:

[0011] 首先通过中值滤波去除基线漂移噪声,通过巴特沃斯滤波器去除 50Hz工频噪声,然后通过低通滤波器去除100Hz以上的噪声,通过高通滤波器去除0.5Hz以下的噪声。然后通过连续小波模极值方法定位R波,最后经过一阶差分确定RR间期,获得HRV信号。对于常规12导联心电图,采用12个通道,每个通道时长为2分钟,每个通道获取一个HRV信号。

[0012] 步骤(2)的具体方法是:

[0013] 首先对每一个通道的HRV信号进行小波包分解,小波包分解的层数为3层,小波包分解的第三层共有8个频率段,然后根据频段高低将HRV频段划分为极低频段(0-0.04Hz)、低频段(0.04-0.15Hz)、高频段(0.15-0.4Hz)以及其他频段。

[0014] 步骤(3)的具体方法是:

[0015] 针对HRV低频段提取下列特征:能量、能量占比、方差、偏态、香浓熵、对数熵、范数熵;

[0016] 通过公式(1)计算HRV低频段的能量 $E_n$ :

$$[0017] \quad E_n = \sum_{i=1}^n C_2(i)^2 \quad (1)$$

[0018] 其中, $C_2$ 表示HRV低频段小波包分解的系数, $i$ 表示HRV低频段小波包分解的系数长度。

[0019] 通过公式(2)计算HRV低频段的能量占比 $E_r$ :

$$[0020] \quad E_r = \frac{\sum_{i=1}^n C_2(i)^2}{\sum_{i=1}^n X(i)^2} \quad (2)$$

[0021] 其中 $X$ 为小波包分解的第三层中各频段小波包分解的系数, $\sum_{i=1}^n C_2(i)^2$ 表示HRV低频段的能量, $\sum_{i=1}^n X(i)^2$ 表示HRV所有频段的总能量。

[0022] 通过公式(3)计算HRV低频段的方差 $\sigma$ :

$$[0023] \quad \sigma = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (C_2(i) - \bar{C})^2 \quad (3)$$

[0024] 其中, $\bar{C}$ 表示HRV低频段小波包分解的系数均值, $n=N$ 。

[0025] 通过公式(4)计算HRV低频段的偏态 $S_p$ :

$$[0026] \quad S_p = \frac{\sum_{i=1}^n (C_2(i) - \bar{C})^3}{N\sigma^3} \quad (4)$$

[0027] 通过公式(5)计算HRV低频段的香浓熵 $E1(s)$ :

$$[0028] \quad E1(s) = - \sum_{i=1}^n (C_2(i)^2) \log(C_2(i)^2) \quad (5)$$

[0029] 通过公式(6)计算HRV低频段的对数熵 $E2(s)$ :

$$[0030] \quad E2(s) = \sum_{i=1}^n \log(C_2(i)^2) \quad (6)$$

[0031] 通过公式(7)计算HRV低频段的范数熵 $E3$ :

$$[0032] \quad E3 = |C_2(i)|^k = \|C_2\|_k^k \quad (7)$$

[0033] 其中 $k$ 表示范数的阶数。

[0034] 本发明有益效果如下：

[0035] 1、本发明方法首次使用了短时程时长长度为2min的心电信号进行小波包分解的方法，并应用于心肌梗塞的检测，在小波包基础上提取了小波包的特征，整个检测方法原理清楚，效率高，能够在短时间内就对心肌梗塞进行检测，当有新的样本被输入模型时，模型将判别出该样本属于哪个类别。

[0036] 2、本发明提出了心肌梗塞的检测方法，将短时HRV与小波包分解相结合，而且不需要增加新的检测设备，简单方便，容易操作。

[0037] 3、本发明整个方法的原理清楚，预测效率高，对其他疾病的预测也有一定的参考价值。

## 附图说明

[0038] 图1为本发明方法的流程图。

[0039] 图2为本发明实施例中某一导联局部预处理后R波定位显示图。

[0040] 图3为本发明实施例中某一导联短时HRV信号显示图。

[0041] 图4为本发明实施例中三层小波包分解结构示意图。

[0042] 图5为本发明实施例中小波包特征数据的分类识别结果。

## 具体实施方式

[0043] 下面结合实施例及附图对本发明的具体实施方式作进一步详细的描述，但本发明的实施和保护范围不限于此。

[0044] 如图1所示，本发明方法步骤如下：

[0045] 步骤(1).对常规十二导联心电图进行数据预处理，R波定位，确定RR间期，获得HRV信号。

[0046] 首先通过中值滤波去除基线漂移噪声、通过巴特沃斯滤波器去除 50Hz工频噪声、心电图频段能量主要在0.5Hz-100Hz左右，然后通过低通滤波器去除100Hz以上的噪声、通过高通滤波器去除0.5Hz以下的噪声。然后通过连续小波模极值方法定位R波，最后经过一阶差分确定RR期间，获得HRV信号。对于常规12导联心电图，采用12个通道，每个通道时长为2分钟，每个通道获取一个HRV信号。图2 为本发明实施例中某一导联局部预处理后R波定位显示图。图3为本发明实施例中某一导联短时HRV信号显示图。

[0047] 步骤(2).对HRV信号进行小波包分解获得小波包系数。

[0048] 首先对每一个通道的HRV信号进行小波包分解，小波包分解的层数为3层；根据小波包分解规律，小波包分解的第三层共有8个频率段，然后根据频段高低将HRV频段划分为极低频段(0-0.04Hz)、低频段(0.04-0.15Hz)、高频段(0.15-0.4Hz)以及其他频段。

[0049] 图4为本发明实施例中三层小波包分解结构示意图。

[0050] 步骤(3).对小波包系数进行小波包特征提取，所述的小波包特征包括：能量、能量占比、方差、偏态、香浓熵、对数熵、范数熵特征。

[0051] 针对HRV低频段提取下列特征：能量、能量占比、方差、偏态、香浓熵、对数熵、范数熵；

[0052] 通过公式(1)计算HRV低频段的能量 $E_n$ ：

[0053] 
$$E_n = \sum_{i=1}^n C_2(i)^2 \quad (1)$$

[0054] 其中,  $C_2$ 表示HRV低频段小波包分解的系数,  $i$ 表示HRV低频段小波包分解的系数长度。

[0055] 通过公式(2)计算HRV低频段的能量占比 $E_r$ :

[0056] 
$$E_r = \frac{\sum_{i=1}^n C_2(i)^2}{\sum_{i=1}^n X(i)^2} \quad (2)$$

[0057] 其中 $X$ 为小波包分解的第三层中各频段小波包分解的系数,  $\sum_{i=1}^n C_2(i)^2$ 表示HRV低频段的能量,  $\sum_{i=1}^n X(i)^2$ 表示HRV所有频段的总能量。

[0058] 通过公式(3)计算HRV低频段的方差 $\sigma$ :

[0059] 
$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (C_2(i) - \bar{C})^2 \quad (3)$$

[0060] 其中,  $\bar{C}$ 表示HRV低频段小波包分解的系数均值,  $n=N$ 。

[0061] 通过公式(4)计算HRV低频段的偏态 $S_p$ :

[0062] 
$$S_p = \frac{\sum_{i=1}^n (C_2(i) - \bar{C})^3}{N\sigma^3} \quad (4)$$

[0063] 通过公式(5)计算HRV低频段的香浓熵 $E1(s)$ :

[0064] 
$$E1(s) = - \sum_{i=1}^n (C_2(i)^2) \log(C_2(i)^2) \quad (5)$$

[0065] 通过公式(6)计算HRV低频段的对数熵 $E2(s)$ :

[0066] 
$$E2(s) = \sum_{i=1}^n \log(C_2(i)^2) \quad (6)$$

[0067] 通过公式(7)计算HRV低频段的范数熵 $E3$ :

[0068] 
$$E3 = |C_2(i)|^k = \|C_2\|_k^k \quad (7)$$

[0069] 其中 $k$ 代表范数的阶数。

[0070] 步骤(4).将提取的小波包特征进行归一化处理,然后将处理后的小波包特征放入分类器中进行分类识别,识别出数据集中的心肌梗塞患者。

[0071] 实施例1:

[0072] 本实施例中共采用90个样本,包括45个健康样本和45个异常样本,采用常规12导联心电图,12\*90共1080个样本,将七个提取的特征值进行融合,根据比例2:1将样本分为训练样本720个和测试样本360个进行训练测试,分别采用KNN进行测试,测试准确率为

74.4%；采用ELM进行测试，测试准确率为83.3%；采用随机森林进行测试，测试准确率为81.1%；采用集成学习进行测试，测试准确率为75%。其中ELM与随机森林分类准确率较高。总体而言，整个预测方法原理清楚，效率高，能够在更短的时间里较为准确地识别出该样本的类别。图5为本发明实施例中小波包特征数据的分类识别结果。

[0073] 上述实施例为本发明较佳的实施方式，但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制，其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化，均应为等效的置换方式，都包含在本发明的保护范围之内。

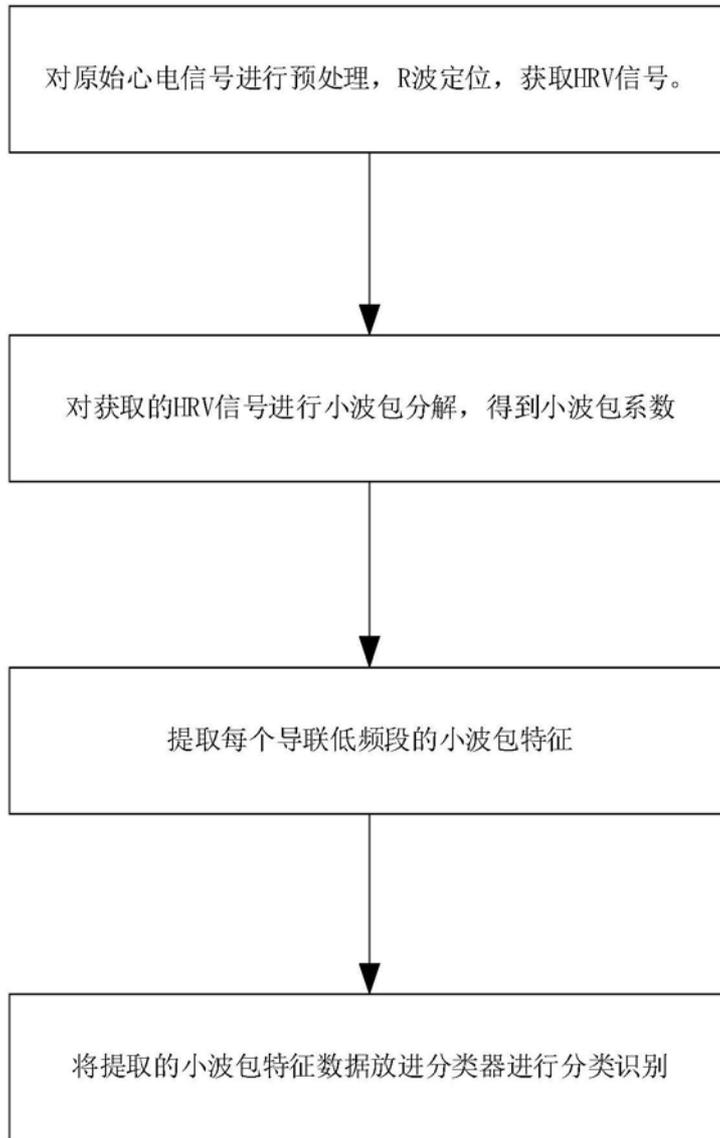


图1

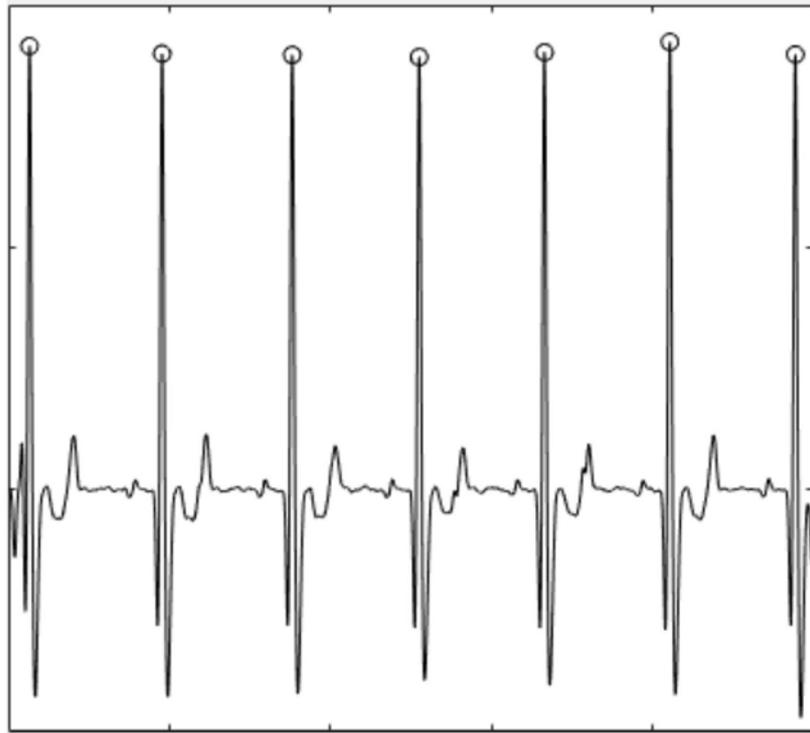


图2

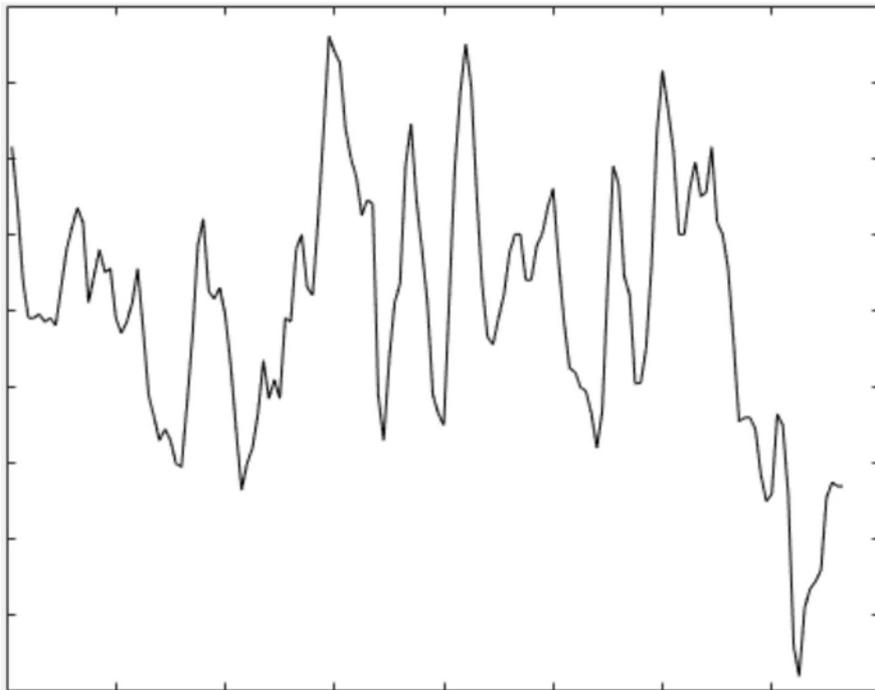


图3

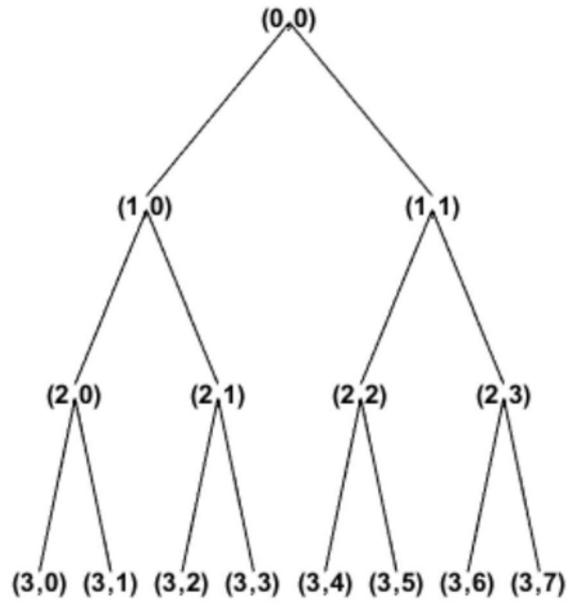


图4

特征 \ 分类器	KNN	ELM	随机森林	集成学习
12 导联七个小波包特征融合	74.7%	83.30%	81.1%	75%

图5

专利名称(译)	一种基于短时HRV信号小波包特征心肌梗塞检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110731770A</a>	公开(公告)日	2020-01-31
申请号	CN201910886444.2	申请日	2019-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
[标]发明人	邓木清 张壮 宁丽萍		
发明人	邓木清 张壮 黄晓渝 宁丽萍		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0456 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02405 A61B5/0456 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7267		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种基于短时HRV信号小波包特征的心肌梗塞检测方法，本发明方法首先对常规十二导联心电图进行数据预处理，R波定位，确定RR间期，获得HRV信号，然后对HRV信号进行小波包分解获得小波包系数，然后对小波包系数进行小波包特征提取，最后将提取的小波包特征进行归一化处理进行分类识别，应用于心肌梗塞的检测，能够在更短时间内进行有效的检测，不需要增加新的检测设备，简单方便，容易操作，预测效率高。

