



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109662689 A  
(43)申请公布日 2019.04.23

(21)申请号 201811522801.9

(22)申请日 2019.03.07

(71)申请人 姜炜炜

地址 272000 山东省济宁市古槐路79号济宁医学院附属医院

(72)发明人 姜炜炜

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

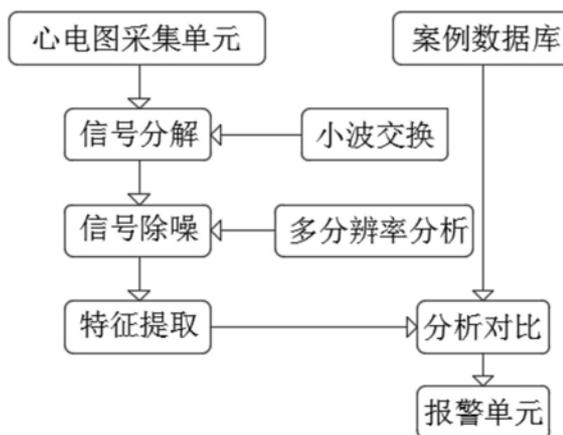
权利要求书1页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种医院基于心电图的健康预警系统

(57)摘要

本发明公开了S1,用于心电图采集单元获取用户数据,采集用于实时心电图数据;S2,对S1中获取的用户数据通过Graph Cut算法进行切割,对切割后的多段数据进行小波交换分解;S3,对S2中除噪后的信号进行误差补偿消除。本发明通过对切割后的图像数据进行小波交换进而完全除噪工作,对除噪后的图像数据进行误差反馈,逐级补偿使其恢复无失真的图像,再对获得的图像数据进行特征提取,获得方向、相邻间隔、变化幅度等信息,与案例数据库中的数据进行参照对比,案例数据库中的数据可为用户过往的心电图数据,也可为与其相类似的心电图数据,当分析对比后其差距较大时,将信号传递至外部报警单元,外部报警单元进行工作进行提示。



1. 一种医院基于心电图的健康预警系统,其特征在于,包括以下步骤:
  - S1,用于心电图采集单元获取用户数据,采集用于实时心电图数据;
  - S2,对S1中获取的用户数据通过Graph Cut算法进行切割,对切割后的多段数据进行小波交换分解;
  - S3,对S2中除噪后的信号进行误差补偿消除;
  - S4,对S3中的数据进行特征提取,并与案例数据库的数据进行分析对比;
  - S5,对S4中对比后的信号进行分析,之后传递至外部报警单元。
2. 根据权利要求1所述的一种医院基于心电图的健康预警系统,其特征在于,所述小波交换分解采用wavedec2函数。
3. 根据权利要求1所述的一种医院基于心电图的健康预警系统,其特征在于,所述信号除噪通过多分辨率分析进行处理。
4. 根据权利要求1所述的一种医院基于心电图的健康预警系统,其特征在于,所述特征提取采用灰度共生矩阵进行图像数据的提取分析。
5. 根据权利要求1所述的一种医院基于心电图的健康预警系统,其特征在于,所述小波交换分解采用wrcoef2函数。
6. 根据权利要求1所述的一种医院基于心电图的健康预警系统,其特征在于,所述小波交换分解采用detcoef函数。

## 一种医院基于心电图的健康预警系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗预警技术领域,尤其涉及一种医院基于心电图的健康预警系统。

### 背景技术

[0002] 心电图是指心脏在每个心动周期中,由起搏点、心房、心室相继兴奋,伴随着生物电的变化,通过心电描记器从体表引出多种形式的电位变化的图形。

[0003] 心电监测是心血管患者病情观察及诊疗的一项重要措施,可以实时监测有无心律失常、心脏搏动的频率等,并根据心电活动采取及时有效的措施。目前一般采用心电图进行心电监测,虽然市场上大多数的动态心电图分析软件都可以对数据进行自动分析但在临床工作中,心电图检测记录过程中易受多种影响出现干扰现象,导致获取数据无效或不准确。

### 发明内容

[0004] 基于背景技术存在的技术问题,本发明提出了一种医院基于心电图的健康预警系统。

[0005] 本发明提出一种医院基于心电图的健康预警系统,包括以下步骤:

S1,用于心电图采集单元获取用户数据,采集用于实时心电图数据;

S2,对S1中获取的用户数据通过Graph Cut算法进行切割,对切割后的多段数据进行小波交换分解;

S3,对S2中除噪后的信号进行误差补偿消除;

S4,对S3中的数据进行特征提取,并与案例数据库的数据进行分析对比;

S5,对S4中对比后的信号进行分析,之后传递至外部报警单元。

[0006] 优选地,所述小波交换分解采用wavedec2函数。

[0007] 优选地,所述信号除噪通过多分辨率分析进行处理。

[0008] 优选地,所述特征提取采用灰度共生矩阵进行图像数据的提取分析。

[0009] 优选地,所述小波交换分解采用wrcoef2函数。

[0010] 优选地,所述小波交换分解采用detcoef函数。

[0011] 本发明通过对切割后的图像数据进行小波交换进而完全除噪工作,对除噪后的图像数据进行误差反馈,逐级补偿使其恢复无失真的图像,再对获得的图像数据进行特征提取,获得方向、相邻间隔、变化幅度等信息,与案例数据库中的数据进行参照对比,案例数据库中的数据可为用户过往的心电图数据,也可为与其相类似的心电图数据,当分析对比后其差距较大时,将信号传递至外部报警单元,外部报警单元进行工作进行提示。

### 附图说明

[0012] 图1为本发明的流程示意图。

## 具体实施方式

[0013] 下面结合具体实施例对本发明作进一步解说。

### [0014] 实施例一

本发明提出的一种医院基于心电图的健康预警系统,如图1所示,包括以下步骤:

S1,用于心电图采集单元获取用户数据,采集用于实时心电图数据;

S2,对S1中获取的用户数据通过Graph Cut算法进行切割,对切割后的多段数据进行小波交换分解;

S3,对S2中除噪后的信号进行误差补偿消除;

S4,对S3中的数据进行特征提取,并与案例数据库的数据进行分析对比;

S5,对S4中对比后的信号进行分析,之后传递至外部报警单元。

[0015] Graph Cut算法是一种直接基于图切算法的图像分割技术,它仅需要在前景和背景处各画几笔作为输入,算法将建立各个像素点与前景背景相似度的赋权图,并通过求解最小切割区分前景和背景。

[0016] 小波交换分解采用wavedec2函数,wavedec2是多层二维离散小波变换函数,用来对图像img进行多级小波分解。经过小波分解之后得到的所有图像都被称为小波系数,有近似系数,水平细节系数,垂直细节系数,对角细节系数。其调用形式为:

(1)  $[c,s] = \text{wavedec2}(img,N,'wname')$ ;

(2)  $[c,s] = \text{wavedec2}(X,N,Lo\_D,Hi\_D)$ 。

[0017] 参数说明:在matlab中输入:

img:要进行小波分解的图像;

N :指定分解的层数;

wname:指定用什么小波基进行分解,c:为各层分解系数;s:各层分解系数长度,也就是大小。

[0018] 信号除噪通过多分辨率分析进行处理,多分辨率分析通过小波变换把图像分解到不同分辨率上,然后用误差反馈的方法进行逐级补偿。由于所有前级分辨率的编码误差都可以得到补偿,因而可以恢复无失真的图像。

[0019] 误差分离技术的核心是将有用信号与误差信号进行分离,它有两种方式:基于信号源变换和基于模型参数估计的误差信号分离。基于信号源变换的误差分离技术要建立误差信号与有用信号的确定函数关系,然后再经相应信号处理,进而达到将有用信号与误差信号分离的目的。基于模型参数估计的误差分离技术是在确切掌握了误差作用规律并建立了相应数学模型后,对模型进行求解或估计。

[0020] 误差修正技术可分为基于修正量预先获取型和基于实时测量型误差修正技术,其核心是通过某种方式获取误差修正量,再从测量数据中消除误差分量,还可通过误差抑制进行误差的进一步消除,误差抑制技术是在掌握误差作用规律的情况下在测量系统中预先加入随误差源变量变化而自动调控输入输出,从而达到使误差抵消或消除的目的。一般可分为直接抑制型和反馈抑制型。

[0021] 特征提取采用灰度共生矩阵进行图像数据的提取分析。

[0022] 共生矩阵用两个位置的象素的联合概率密度来定义,它不仅反映亮度的分布特性,也反映具有同样亮度或接近亮度的象素之间的位置分布特性,是有关图象亮度变化的

二阶统计特征。它是定义一组纹理特征的基础。

[0023] 一幅图象的灰度共生矩阵能反映出图象灰度关于方向、相邻间隔、变化幅度的综合信息,它是分析图象的局部模式和它们排列规则的基础。

[0024] 设 $f(x, y)$ 为一幅二维数字图象,其大小为 $M \times N$ ,灰度级别为 $N_g$ ,则满足一定空间关系的灰度共生矩阵为:

$$P(i, j) = \#\{(x_1, y_1), (x_2, y_2) \in M \times N | f(x_1, y_1) = i, f(x_2, y_2) = j\}$$

其中 $\#(x)$ 表示集合 $x$ 中的元素个数,显然 $P$ 为 $N_g \times N_g$ 的矩阵,若 $(x_1, y_1)$ 与 $(x_2, y_2)$ 间距离为 $d$ ,两者与坐标横轴的夹角为 $\theta$ ,则可以得到各种间距及角度的灰度共生矩阵 $P(i, j, d, \theta)$ 。

[0025] 共生矩阵的一个计算,其中(a)为原始图像的灰度值,(b)为从左到右方向上的共生矩阵, $\theta=0$ ,(c)为从左下到右上方向上的共生矩阵, $\theta=45$ ,(d)为从下到上方向共生矩阵, $\theta=90$ ,(e)为从右下到左上方向上的共生矩阵, $\theta=135$ ,相邻间隔 $d=1$ 。

[0026] 纹理特征提取的一种有效方法是以灰度级的空间相关矩阵即共生矩阵为基础的,因为图像中相距 $(\Delta x, \Delta y)$ 的两个灰度像素同时出现的联合频率分布可以用灰度共生矩阵来表示。若将图像的灰度级定为 $N$ 级,那么共生矩阵为 $N \times N$ 矩阵,可表示为 $M(\Delta x, \Delta y)(h, k)$ ,其中位于 $(h, k)$ 的元素 $m_{hk}$ 的值表示一个灰度为 $h$ 而另一个灰度为 $k$ 的两个相距为 $(\Delta x, \Delta y)$ 的像素对出现的次数。

[0027] 对粗纹理的区域,其灰度共生矩阵的 $m_{hk}$ 值较集中于主对角线附近。因为对于粗纹理,像素对趋于具有相同的灰度。而对于细纹理的区域,其灰度共生矩阵中的 $m_{hk}$ 值则散布在各处。

[0028] 实施例二

本发明提出的一种医院基于心电图的健康预警系统,如图1所示,包括以下步骤:

S1,用于心电图采集单元获取用户数据,采集用于实时心电图数据;

S2,对S1中获取的用户数据通过Graph Cut算法进行切割,对切割后的多段数据进行小波交换分解;

S3,对S2中除噪后的信号进行误差补偿消除;

S4,对S3中的数据进行特征提取,并与案例数据库的数据进行分析对比;

S5,对S4中对比后的信号进行分析,之后传递至外部报警单元。

[0029] Graph Cut算法是一种直接基于图切算法的图像分割技术,它仅需要在前景和背景处各画几笔作为输入,算法将建立各个像素点与前景背景相似度的赋权图,并通过求解最小切割区分前景和背景。

[0030] 小波交换分解采用 $wrcoef2$ 函数, $wrcoef2$ 函数是用来重建一幅图像的系数,其实就是根据小波分解之后的系数 $c$ 来重建其对应的图像。重建好的图像的尺度与原始图像一致。即无论你要重构哪个层的系数,最终它的维度都是和原始图像的尺度一致。其调用形式如下:

- (1)  $X = wrcoef2('type', c, s, 'wname', N)$
- (2)  $X = wrcoef2('type', c, s, Lo\_R, Hi\_R, N)$
- (3)  $X = wrcoef2('type', c, s, 'wname')$
- (4)  $X = wrcoef2('type', c, s, Lo\_R, Hi\_R)$

其中第一种调用形式的参数说明：

type :指定要进行重构的小波系数,如a-近似图像 ;h-水平高频分量;v-垂直高频分量;d-对角高

c: 是小波分解函数wrcoef2分解的小波系数;

s: 是wrcoef2分解形成的尺度;

wname :指定小波基;

N :指定重构的小波系数所在的层。

[0031] 信号除噪通过多分辨率分析进行处理,多分辨率分析通过小波变换把图像分解到不同分辨率上,然后用误差反馈的方法进行逐级补偿。由于所有前级分辨率的编码误差都可以得到补偿,因而可以恢复无失真的图像。

[0032] 误差分离技术的核心是将有用信号与误差信号进行分离,它有两种方式:基于信号源变换和基于模型参数估计的误差信号分离。基于信号源变换的误差分离技术要建立误差信号与有用信号的确定函数关系,然后再经相应信号处理,进而达到将有用信号与误差信号分离的目的。基于模型参数估计的误差分离技术是在确切掌握了误差作用规律并建立了相应数学模型后,对模型进行求解或估计。

[0033] 误差修正技术可分为基于修正量预先获取型和基于实时测量型误差修正技术,其核心是通过某种方式获取误差修正量,再从测量数据中消除误差分量,还可通过误差抑制进行误差的进一步消除,误差抑制技术是在掌握误差作用规律的情况下在测量系统中预先加入随误差源变量变化而自动调控输入输出,从而达到使误差抵消或消除的目的。一般可分为直接抑制型和反馈抑制型。

[0034] 特征提取采用灰度共生矩阵进行图像数据的提取分析。

[0035] 共生矩阵用两个位置的像素的联合概率密度来定义,它不仅反映亮度的分布特性,也反映具有同样亮度或接近亮度的像素之间的位置分布特性,是有关图象亮度变化的二阶统计特征。它是定义一组纹理特征的基础。

[0036] 一幅图象的灰度共生矩阵能反映出图象灰度关于方向、相邻间隔、变化幅度的综合信息,它是分析图象的局部模式和它们排列规则的基础。

[0037] 设 $f(x, y)$ 为一幅二维数字图象,其大小为 $M \times N$ ,灰度级别为 $N_g$ ,则满足一定空间关系的灰度共生矩阵为:

$$P(i, j) = \#\{(x_1, y_1), (x_2, y_2) \in M \times N \mid f(x_1, y_1) = i, f(x_2, y_2) = j\}$$

其中 $\#(x)$ 表示集合 $x$ 中的元素个数,显然 $P$ 为 $N_g \times N_g$ 的矩阵,若 $(x_1, y_1)$ 与 $(x_2, y_2)$ 间距离为 $d$ ,两者与坐标横轴的夹角为 $\theta$ ,则可以得到各种间距及角度的灰度共生矩阵 $P(i, j, d, \theta)$ 。

[0038] 共生矩阵的一个计算,其中(a)为原始图像的灰度值,(b)为从左到右方向上的共生矩阵, $\theta=0$ ,(c)为从左下到右上方向上的共生矩阵, $\theta=45$ ,(d)为从下到上方向共生矩阵, $\theta=90$ ,(e)为从右下到左上方向上的共生矩阵, $\theta=135$ ,相邻间隔 $d=1$ 。

[0039] 纹理特征提取的一种有效方法是以灰度级的空间相关矩阵即共生矩阵为基础的,因为图像中相距 $(\Delta x, \Delta y)$ 的两个灰度像素同时出现的联合频率分布可以用灰度共生矩阵来表示。若将图像的灰度级定为 $N$ 级,那么共生矩阵为 $N \times N$ 矩阵,可表示为 $M(\Delta x, \Delta y)(h, k)$ ,其中位于 $(h, k)$ 的元素 $m_{hk}$ 的值表示一个灰度为 $h$ 而另一个灰度为 $k$ 的两个相距为 $(\Delta x,$

$\Delta y$ ) 的像素对出现的次数。

[0040] 对粗纹理的区域,其灰度共生矩阵的mhc值较集中于主对角线附近。因为对于粗纹理,像素对趋于具有相同的灰度。而对于细纹理的区域,其灰度共生矩阵中的mhc值则散布在各处。

[0041] 实施例三

实施例一

本发明提出的一种医院基于心电图的健康预警系统,如图1所示,包括以下步骤:

S1,用于心电图采集单元获取用户数据,采集用于实时心电图数据;

S2,对S1中获取的用户数据通过Graph Cut算法进行切割,对切割后的多段数据进行小波交换分解;

S3,对S2中除噪后的信号进行误差补偿消除;

S4,对S3中的数据进行特征提取,并与案例数据库的数据进行分析对比;

S5,对S4中对比后的信号进行分析,之后传递至外部报警单元。

[0042] Graph Cut算法是一种直接基于图切算法的图像分割技术,它仅需要在前景和背景处各画几笔作为输入,算法将建立各个像素点与前景背景相似度的赋权图,并通过求解最小切割区分前景和背景。

[0043] 对图像用小波进行层小波分解,小波交换分解采用detcoef函数:

```
[c,s]=wavedec2(X,2,'bior3.7');
```

提取小波分解结构中的一层的低频系数和低频系数

```
cal=appcoef2(c,s,'bior3.7',1);
```

水平方向

```
chl=detcoef2('h',c,s,1);
```

垂直方向

```
cvl=detcoef2('v',c,s,1);
```

斜线方向

```
cdl=detcoef2('d',c,s,1);。
```

[0044] 信号除噪通过多分辨率分析进行处理,多分辨率分析通过小波变换把图像分解到不同分辨率上,然后用误差反馈的方法进行逐级补偿。由于所有前级分辨率的编码误差都可以得到补偿,因而可以恢复无失真的图像。

[0045] 误差分离技术的核心是将有用信号与误差信号进行分离,它有两种方式:基于信号源变换和基于模型参数估计的误差信号分离。基于信号源变换的误差分离技术要建立误差信号与有用信号的确定函数关系,然后再经相应信号处理,进而达到将有用信号与误差信号分离的目的。基于模型参数估计的误差分离技术是在确切掌握了误差作用规律并建立了相应数学模型后,对模型进行求解或估计。

[0046] 误差修正技术可分为基于修正量预先获取型和基于实时测量型误差修正技术,其核心是通过某种方式获取误差修正量,再从测量数据中消除误差分量,还可通过误差抑制进行误差的进一步消除,误差抑制技术是在掌握误差作用规律的情况下在测量系统中预先加入随误差源变量变化而自动调控输入输出,从而达到使误差抵消或消除的目的。一般可分为直接抑制型和反馈抑制型。

[0047] 特征提取采用灰度共生矩阵进行图像数据的提取分析。

[0048] 共生矩阵用两个位置的象素的联合概率密度来定义,它不仅反映亮度的分布特性,也反映具有同样亮度或接近亮度的象素之间的位置分布特性,是有关图象亮度变化的二阶统计特征。它是定义一组纹理特征的基础。

[0049] 一幅图象的灰度共生矩阵能反映出图象灰度关于方向、相邻间隔、变化幅度的综合信息,它是分析图象的局部模式和它们排列规则的基础。

[0050] 设 $f(x, y)$ 为一幅二维数字图象,其大小为 $M \times N$ ,灰度级别为 $N_g$ ,则满足一定空间关系的灰度共生矩阵为:

$$P(i, j) = \#\{(x_1, y_1), (x_2, y_2) \in M \times N | f(x_1, y_1) = i, f(x_2, y_2) = j\}$$

其中 $\#(x)$ 表示集合 $x$ 中的元素个数,显然 $P$ 为 $N_g \times N_g$ 的矩阵,若 $(x_1, y_1)$ 与 $(x_2, y_2)$ 间距离为 $d$ ,两者与坐标横轴的夹角为 $\theta$ ,则可以得到各种间距及角度的灰度共生矩阵 $P(i, j, d, \theta)$ 。

[0051] 共生矩阵的一个计算,其中(a)为原始图像的灰度值,(b)为从左到右方向上的共生矩阵, $\theta=0$ ,(c)为从左下到右上方向上的共生矩阵, $\theta=45$ ,(d)为从下到上方向共生矩阵, $\theta=90$ ,(e)为从右下到左上方向上的共生矩阵, $\theta=135$ ,相邻间隔 $d=1$ 。

[0052] 纹理特征提取的一种有效方法是以灰度级的空间相关矩阵即共生矩阵为基础的,因为图像中相距 $(\Delta x, \Delta y)$ 的两个灰度像素同时出现的联合频率分布可以用灰度共生矩阵来表示。若将图像的灰度级定为 $N$ 级,那么共生矩阵为 $N \times N$ 矩阵,可表示为 $M(\Delta x, \Delta y)(h, k)$ ,其中位于 $(h, k)$ 的元素 $mhk$ 的值表示一个灰度为 $h$ 而另一个灰度为 $k$ 的两个相距为 $(\Delta x, \Delta y)$ 的像素对出现的次数。

[0053] 对粗纹理的区域,其灰度共生矩阵的 $mhk$ 值较集中于主对角线附近。因为对于粗纹理,像素对趋于具有相同的灰度。而对于细纹理的区域,其灰度共生矩阵中的 $mhk$ 值则散布在各处。

[0054] 通过对切割后的图像数据进行小波交换进而完全除噪工作,对除噪后的图像数据进行误差反馈,逐级补偿使其恢复无失真的图像,再对获得的图像数据进行特征提取,获得方向、相邻间隔、变化幅度等信息,与案例数据库中的数据进行参照对比,案例数据库中的数据可为用户过往的心电图数据,也可为与其相类似的心电图数据,当分析对比后其差距较大时,将信号传递至外部报警单元,外部报警单元进行工作进行提示。

[0055] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,根据本发明的技术方案及其发明构思加以等同替换或改变,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

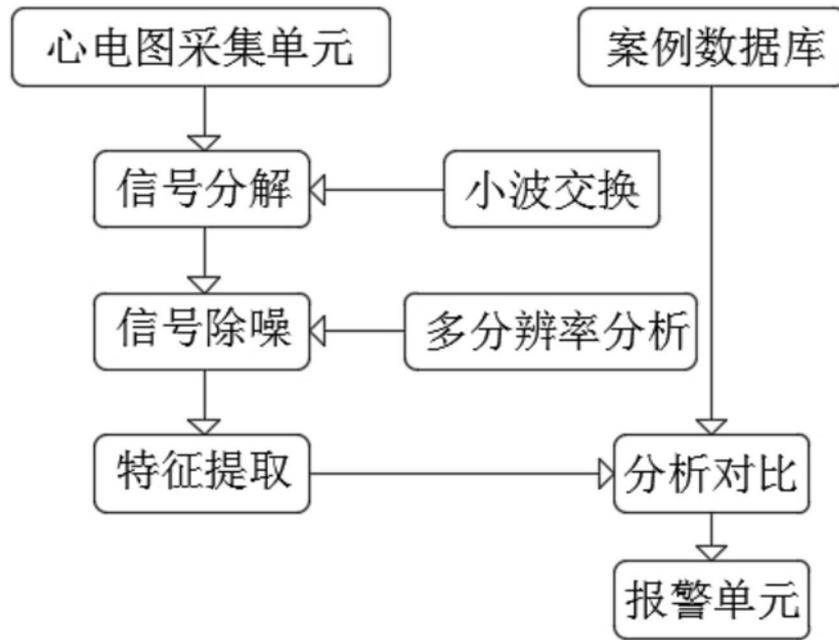


图1

专利名称(译)	一种医院基于心电图的健康预警系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109662689A</a>	公开(公告)日	2019-04-23
申请号	CN201811522801.9	申请日	2019-03-07
[标]发明人	姜炜炜		
发明人	姜炜炜		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/7203 A61B5/7253 A61B5/746		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了S1，用于心电图采集单元获取用户数据，采集用于实时心电图数据；S2，对S1中获取的用户数据通过Graph Cut算法进行切割，对切割后的多段数据进行小波交换分解；S3，对S2中除噪后的信号进行误差补偿消除。本发明通过对切割后的图像数据进行小波交换进而完全除噪工作，对除噪后的图像数据进行误差反馈，逐级补偿使其恢复无失真的图像，再对获得的图像数据进行特征提取，获得方向、相邻间隔、变化幅度等信息，与案例数据库中的数据进行参照对比，案例数据库中的数据可为用户过往的心电图数据，也可为与其相类似的心电图数据，当分析对比后其差距较大时，将信号传递至外部报警单元，外部报警单元进行工作进行提示。

