



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109674465 A

(43)申请公布日 2019.04.26

(21)申请号 201910164270.9

(22)申请日 2019.03.05

(71)申请人 邢台医学高等专科学校  
地址 054000 河北省邢台市桥西区钢铁北路618号

(72)发明人 候津杰 王永芳 苏叶 胡媛媛  
王丹红 张瑞娟

(74)专利代理机构 重庆市信立达专利代理事务所(普通合伙) 50230  
代理人 包晓静

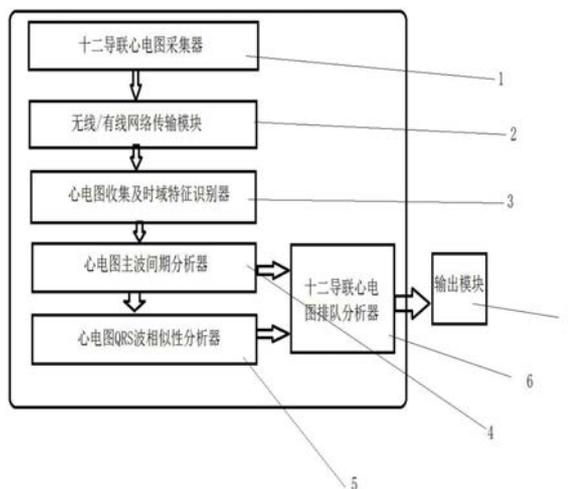
(51) Int. Cl.  
A61B 5/0402(2006.01)  
A61B 5/0472(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称  
一种心电图自动识别系统

### (57)摘要

本发明属于医疗领域,公开了一种心电图自动识别系统,设置有:十二导联心电图采集器;无线/有线网络传输模块;心电图收集及时域特征识别器;心电图主波间期分析器;心电图QRS波相似性分析器;十二导联图排队分析器;输出模块。本发明通过无线/有线网络传输模块来进行有线或者无线传输所采集到的心电图信息;通过心电图收集及时域特征识别器进行及时域特征的分析识别;通过心电图主波间期分析器来分析心电图的主波间期特性,并生成主波间期特性数据;通过心电图QRS波相似性分析器来进行对比分析QRS波的相似性;通过十二导联图排队分析器来对患者的十二导图进行排队分析;最后通过数据输出模块来将所分析的数据进行汇总输出。



1. 一种心电图自动识别系统,其特征在于,所述心电图自动识别系统设置有:十二导联心电图采集器;无线/有线网络传输模块;心电图收集及时域特征识别器;心电图主波间期分析器;心电图QRS波相似性分析器;十二导联图排队分析器;输出模块;

所述无线/有线网络传输模块的无线网络传感器网络覆盖的分布式方法包括:

将任务指定完成时间设为预设网络寿命,并将设为常值的预设网络寿命L按轮来划分为 $\frac{L}{l}$ 轮,每一轮时间为1,在每一轮中通过筛选最大额外有效覆盖时间大于零的节点进行工作,其他冗余节点关闭探测功能进入睡眠;

在每一轮挑出合适的工作节点后,通过比较工作节点与邻居工作节点之间的最大额外有效覆盖时间和剩余能量来选择最优的工作时间方案,从而使得每一轮中总的有效覆盖时间最大,工作节点 $s_i$ 额外有效覆盖时间为: $\Delta C_i = \sum_{j \in R(i)} w(j) \times \Delta T_j^i$ ,其中 $R(i)$ 表示节点 $s_i$ 覆盖的点位置集合, $w(j)$ 表示点位置 $p_j$ 的重要性系数,即 $p_j$ 的权值, $T_j^i$ 表示点位置 $p_j$ 被节点 $s_i$ 覆盖的额外时间,此外在每一轮中都设置了工作节点的剩余能量安全阈值,若工作节点的剩余能量低于该安全阈值时,则该节点将被强制关闭它的探测功能,只维持部分的通讯功能;

所述十二导联心电图采集器电性连接所述无线/有线网络传输模块;所述无线/有线网络传输模块电性连接心电图收集及时域特征识别器;

所述十二导联心电图采集器小波去噪的方法包括:

小波包变换的Mallat算法,对于 $l=0,1,2,\dots$ ,引入记号:

$$d_{j,n}^{(l)} = \int_{\mathbb{R}} f(t) \bar{\mu}_{l,j,n}(t) dt;$$

而且, $D_j^{(l)} = \{d_{j,n}^{(l)}; n \in Z\}$ ,于是, $f(t)$ 在小波包空间:

$$U_j^l = \text{Closespan} \left\{ \mu_{l,j,n}(t) = 2^{\frac{l}{2}} \mu_l(2^l t - n); n \in Z \right\};$$

上的投影写成:

$$g_j^{(l)}(t) = \sum_{n \in Z} d_{j,n}^{(l)} \mu_{l,j,n}(t);$$

基于小波包分解的Mallat算法公式

$$d_{j,n}^{(2l)} = \sum_{m \in Z} \bar{h}_{m-2n} d_{j+1,m}^{(l)}, \quad d_{j,n}^{(2l+1)} = \sum_{m \in Z} \bar{g}_{m-2n} d_{j+1,m}^{(l)};$$

将心电图采集原始信号 $f(t)$ 在小波包空间:

$$U_j^{2l} = \text{Closespan} \left\{ \mu_{2l,j,n}(t) = 2^{\frac{l}{2}} \mu_{2l}(2^l t - n); n \in Z \right\};$$

和

$$U_j^{2l+1} = \text{Closespan} \left\{ \mu_{2l+1,j,n}(t) = 2^{\frac{l}{2}} \mu_{2l+1}(2^l t - n); n \in Z \right\};$$

上的正交投影分别记为 $g_j^{(2l)}(t)$ 和 $g_j^{(2l+1)}(t)$ , $g_j^{(2l)}(t)$ 在相应的特定小波包基 $\{\mu_{2l,j,n}(t); n \in Z\}$ 下展开的系数是 $\{d_{j,n}^{(2l)}; n \in Z\}$ ;  $g_j^{(2l+1)}(t)$ 在小波包基 $\{\mu_{2l+1,j,n}(t); n \in Z\}$ 下展开的系数是

$$\{d_{j,n}^{(2l+1)}; n \in Z\};$$

分解去除噪声系数后再合成,小波包含成的Mallat算法是:

$$d_{j+1,m}^{(l)} = \sum_{n \in Z} (h_{m-2n} d_{j,n}^{(2l)} + g_{m-2n} d_{j,n}^{(2l+1)});$$

合成所得的结果  $D_{j+1}^{(l)} = \{d_{j+1,m}^{(l)}; m \in Z\}$  为:心电图采集原始信号  $f(t)$  在小波包空间:

$$U_{j+1}^l = \text{Closespan} \left\{ \mu_{l,j+1,n}(t) = 2^{\frac{j+1}{2}} \mu_l(2^{j+1}t - n); n \in Z \right\};$$

上的正交投影  $g_j^{(l)}(t)$  在基  $\{\mu_{l,j+1,n}(t); n \in Z\}$  下的系数;

所述心电图收集及时域特征识别器电性连接所述心电图主波间期分析器;所述心电图主波间期分析器电性连接心电图QRS波相似性分析器;

所述心电图QRS波相似性分析器接收的时频重叠信号的表达式如下:

$$y(t) = x_1(t) + x_2(t) + \dots + x_p(t) + n(t);$$

其中  $x_i(t)$  表示第  $i$  个分量信号,  $p$  为分量信号个数,  $n(t)$  表示高斯噪声信号,  $y(t)$  表示接收的时频重叠信号,其三阶累积量的表达式如下:

$$C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = E[y(t) y(t+\tau_1) y(t+\tau_2)];$$

其中,  $\tau_1, \tau_2$  为两个不同时延;由三阶累积量的性质,高斯噪声的三阶累积量恒等于零,上式可以表示为:

$$C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x_1}(\tau_1, \tau_2) + C_{3x_2}(\tau_1, \tau_2) + \dots + C_{3x_p}(\tau_1, \tau_2);$$

$$\text{令 } C_{3x}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x_1}(\tau_1, \tau_2) + C_{3x_2}(\tau_1, \tau_2) + \dots + C_{3x_p}(\tau_1, \tau_2), \text{ 即 } C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x}(\tau_1, \tau_2)$$

对  $C_{3y}(\tau_1, \tau_2)$  进行二次傅里叶变换可得到时频重叠信号的双谱  $B_{3y}(\omega_1, \omega_2)$ :

$$B_{3y}(\omega_1, \omega_2) = B_{3x}(\omega_1, \omega_2) = X(\omega_1) X(\omega_2) X^*(\omega_1 + \omega_2);$$

其中,  $\omega_1, \omega_2$  为两个不同频率;

所述心电图主波间期分析器电性连接所述十二导联图排队分析器;所述心电图QRS波相似性分析器电性连接所述十二导联图排队分析器;

所述十二导联图排队分析器电性连接所述输出模块。

2. 如权利要求1所述的心电图自动识别系统,其特征在于,通过所述十二导联心电图采集器来采集患者的心电图。

3. 如权利要求1所述的心电图自动识别系统,其特征在于,通过所述无线/有线网络传输模块可以进行有线或者无线传输所采集到的心电图信息。

4. 如权利要求1所述的心电图自动识别系统,其特征在于,通过所述心电图收集及时域特征识别器可以进行及时域特征的分析识别。

5. 如权利要求1所述的心电图自动识别系统,其特征在于,通过所述心电图主波间期分析器可以分析心电图的主波间期特性,并生成主波间期特性数据。

6. 如权利要求1所述的心电图自动识别系统,其特征在于,通过所述心电图QRS波相似性分析器可以进行对比分析QRS波的相似性。

7. 如权利要求1所述的心电图自动识别系统,其特征在于,通过所述十二导联图排队分析器可以对患者的十二导图进行排队分析。

## 一种心电图自动识别系统

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗系统领域,尤其涉及一种心电图自动识别系统。

### 背景技术

[0002] 目前,随着经济的迅速发展,人们的生活水平得到了极大的提高,然而随着饮食习惯的改变,心血管疾病呈现出高发的趋势。尤其涉及到心电图的检查,心电图包含的信息很多,医生检查心电图的时候需要观察各项指标,费时费力。

[0003] 综上所述,现有技术存在的问题是:心电图自动识别系统短缺,无法满足医生的需要。

### 发明内容

[0004] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种心电图自动识别系统。

[0005] 本发明是这样实现的,一种心电图自动识别系统设置有:

[0006] 将任务指定完成时间设为预设网络寿命,并将设为常值的预设网络寿命L按轮来划分为 $\frac{L}{l}$ 轮,每一轮时间为1,在每一轮中通过筛选最大额外有效覆盖时间大于零的节点进行工作,其他冗余节点关闭探测功能进入睡眠;

[0007] 在每一轮挑出合适的工作节点后,通过比较工作节点与邻居工作节点之间的最大额外有效覆盖时间和剩余能量来选择最优的工作时间方案,从而使得每一轮中总的有效覆盖时间最大,工作节点 $s_i$ 额外有效覆盖时间为: $\Delta C_i = \sum_{j \in R(i)} w(j) \times \Delta T_j^i$ ,其中R(i)表示节点 $s_i$

覆盖的点位置集合, $w(j)$ 表示点位置 $p_j$ 的重要性系数,即 $p_j$ 的权值, $T_j^i$ 表示点位置 $p_j$ 被节点 $s_i$ 覆盖的额外时间,此外在每一轮中都设置了工作节点的剩余能量安全阈值,若工作节点的剩余能量低于该安全阈值时,则该节点将被强制关闭它的探测功能,只维持部分的通讯功能;

[0008] 所述十二导联心电图采集器电性连接所述无线/有线网络传输模块;所述无线/有线网络传输模块电性连接心电图收集及时域特征识别器;

[0009] 所述十二导联心电图采集器小波去噪的方法包括:

[0010] 小波包变换的Mallat算法,对于 $l=0,1,2,\dots$ ,引入记号:

$$[0011] \quad d_{j,n}^{(l)} = \int_R f(t) \overline{\mu_{l,j,n}}(t) dt;$$

[0012] 而且, $D_j^{(l)} = \{d_{j,n}^{(l)}; n \in Z\}$ ,于是, $f(t)$ 在小波包空间:

$$[0013] \quad U_j^l = \text{Closespan} \left\{ \mu_{l,j,n}(t) = 2^{\frac{j}{2}} \mu_l(2^j t - n); n \in Z \right\};$$

[0014] 上的投影写成:

[0015] 
$$g_j^{(l)}(t) = \sum_{n \in Z} d_{j,n}^{(l)} \mu_{l,j,n}(t);$$

[0016] 基于小波包分解的Mallat算法公式

[0017] 
$$d_{j,n}^{(2l)} = \sum_{m \in Z} \bar{h}_{m-2n} d_{j+1,m}^{(l)}, \quad d_{j,n}^{(2l+1)} = \sum_{m \in Z} \bar{g}_{m-2n} d_{j+1,m}^{(l)};$$

[0018] 将心电图采集原始信号f(t)在小波包空间:

[0019] 
$$U_j^{2l} = \text{Closespan} \left\{ \mu_{2l,j,n}(t) = 2^{\frac{l}{2}} \mu_{2l}(2^l t - n); n \in Z \right\};$$

[0020] 和

[0021] 
$$U_j^{2l+1} = \text{Closespan} \left\{ \mu_{2l+1,j,n}(t) = 2^{\frac{l}{2}} \mu_{2l+1}(2^l t - n); n \in Z \right\};$$

[0022] 上的正交投影分别记为 $g_j^{(2l)}(t)$ 和 $g_j^{(2l+1)}(t)$ , $g_j^{(2l)}(t)$ 在相应的特定小波包基 $\{\mu_{2l,j,n}(t); n \in Z\}$ 下展开的系数是 $\{d_{j,n}^{(2l)}; n \in Z\}$ ; $g_j^{(2l+1)}(t)$ 在小波包基 $\{\mu_{2l+1,j,n}(t); n \in Z\}$ 下展开的系数是 $\{d_{j,n}^{(2l+1)}; n \in Z\}$ ;

[0023] 分解去除噪声系数后再合成,小波包合成的Mallat算法是:

[0024] 
$$d_{j+1,m}^{(l)} = \sum_{n \in Z} (h_{m-2n} d_{j,n}^{(2l)} + g_{m-2n} d_{j,n}^{(2l+1)});$$

[0025] 合成所得的结果 $D_{j+1}^{(l)} = \{d_{j+1,m}^{(l)}; m \in Z\}$ 为:心电图采集原始信号f(t)在小波包空间:

[0026] 
$$U_{j+1}^l = \text{Closespan} \left\{ \mu_{l,j+1,n}(t) = 2^{\frac{j+1}{2}} \mu_l(2^{j+1} t - n); n \in Z \right\};$$

[0027] 上的正交投影 $g_j^{(l)}(t)$ 在基 $\{\mu_{l,j+1,n}(t); n \in Z\}$ 下的系数;

[0028] 所述心电图收集及时域特征识别器电性连接所述心电图主波间期分析器;所述心电图主波间期分析器电性连接心电图QRS波相似性分析器;

[0029] 所述心电图QRS波相似性分析器接收的时频重叠信号的表达式如下:

[0030] 
$$y(t) = x_1(t) + x_2(t) + \dots + x_p(t) + n(t);$$

[0031] 其中 $x_i(t)$ 表示第i个分量信号,p为分量信号个数, $n(t)$ 表示高斯噪声信号, $y(t)$ 表示接收的时频重叠信号,其三阶累积量的表达式如下:

[0032] 
$$C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = E[y(t) y(t+\tau_1) y(t+\tau_2)];$$

[0033] 其中, $\tau_1, \tau_2$ 为两个不同时延;由三阶累积量的性质,高斯噪声的三阶累积量恒等于零,上式可以表示为:

[0034] 
$$C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x_1}(\tau_1, \tau_2) + C_{3x_2}(\tau_1, \tau_2) + \dots + C_{3x_p}(\tau_1, \tau_2);$$

[0035] 令 $C_{3x}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x_1}(\tau_1, \tau_2) + C_{3x_2}(\tau_1, \tau_2) + \dots + C_{3x_p}(\tau_1, \tau_2)$ ,即 $C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x}(\tau_1, \tau_2)$

[0036] 对 $C_{3y}(\tau_1, \tau_2)$ 进行二次傅里叶变换可得到时频重叠信号的双谱 $B_{3y}(\omega_1, \omega_2)$ :

[0037] 
$$B_{3y}(\omega_1, \omega_2) = B_{3x}(\omega_1, \omega_2) = X(\omega_1) X(\omega_2) X^*(\omega_1 + \omega_2);$$

[0038] 其中, $\omega_1, \omega_2$ 为两个不同频率;

[0039] 所述心电图主波间期分析器电性连接所述十二导联图排队分析器;所述心电图QRS波相似性分析器电性连接所述十二导联图排队分析器;

[0040] 所述十二导联图排队分析器电性连接所述输出模块。

- [0041] 进一步,通过所述十二导联心电图采集器来采集患者的心电图。
- [0042] 进一步,通过所述无线/有线网络传输模块可以进行有线或者无线传输所采集到的心电图信息。
- [0043] 进一步,通过所述心电图收集及时域特征识别器可以进行及时域特征的分析识别。
- [0044] 进一步,通过所述心电图主波间期分析器可以分析心电图的主波间期特性,并生成主波间期特性数据。
- [0045] 进一步,通过所述心电图QRS波相似性分析器可以进行对比分析QRS波的相似性。
- [0046] 进一步,通过所述十二导联图排队分析器可以对患者的十二导图进行排队分析。
- [0047] 本发明通过十二导联心电图采集器来采集患者的心电图,通过无线/有线网络传输模块来进行有线或者无线传输所采集到的心电图信息;通过心电图收集及时域特征识别器进行及时域特征的分析识别;通过心电图主波间期分析器来分析心电图的主波间期特性,并生成主波间期特性数据;通过心电图QRS波相似性分析器来进行对比分析QRS波的相似性;通过十二导联图排队分析器来对患者的十二导图进行排队分析;最后通过数据输出模块来将所分析的数据进行汇总输出。本心电图自动识别系统数据化程度高,通过数据分析对比,可以准确快速的对患者的心电图进行识别,精准高效,有利于减轻医护人员的负担,非常值得推广使用。

#### 附图说明

- [0048] 图1是本发明实施例提供的心电图自动识别系统结构示意图;
- [0049] 图中:1、十二导联心电图采集器;2、无线/有线网络传输模块;3、心电图收集及时域特征识别器;4、心电图主波间期分析器;5、心电图QRS波相似性分析器;6、十二导联图排队分析器;7、输出模块。

#### 具体实施方式

- [0050] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并配合附图详细说明如下。
- [0051] 下面结合附图对本发明的结构作详细的描述。
- [0052] 如图1所示,本发明实施例提供的心电图自动识别系统包括:十二导联心电图采集器1;无线/有线网络传输模块2;心电图收集及时域特征识别器3;心电图主波间期分析器4;心电图QRS波相似性分析器5;十二导联图排队分析器6;输出模块7。
- [0053] 所述十二导联心电图采集器1电性连接所述无线/有线网络传输模块2;所述无线/有线网络传输模块2电性连接心电图收集及时域特征识别器3;
- [0054] 所述无线/有线网络传输模块2的无线网络传感器网络覆盖的分布式方法包括:
- [0055] 将任务指定完成时间设为预设网络寿命,并将设为常值的预设网络寿命 $L$ 按轮来划分为 $\frac{L}{l}$ 轮,每一轮时间为 $l$ ,在每一轮中通过筛选最大额外有效覆盖时间大于零的节点进行工作,其他冗余节点关闭探测功能进入睡眠;
- [0056] 在每一轮挑出合适的工作节点后,通过比较工作节点与邻居工作节点之间的最大

额外有效覆盖时间和剩余能量来选择最优的工作时间方案,从而使得每一轮中总的有效覆盖时间最大,工作节点 $s_i$ 额外有效覆盖时间为: $\Delta C_i = \sum_{j \in R(i)} w(j) \times \Delta T_j^i$ ,其中 $R(i)$ 表示节点 $s_i$ 覆盖的点位置集合, $w(j)$ 表示点位置 $p_j$ 的重要性系数,即 $p_j$ 的权值, $T_j^i$ 表示点位置 $p_j$ 被节点 $s_i$ 覆盖的额外时间,此外在每一轮中都设置了工作节点的剩余能量安全阈值,若工作节点的剩余能量低于该安全阈值时,则该节点将被强制关闭它的探测功能,只维持部分的通讯功能;

[0057] 所述心电图收集及时域特征识别器3电性连接所述心电图主波间期分析器4;所述心电图主波间期分析器4电性连接心电图QRS波相似性分析器5;

[0058] 所述心电图主波间期分析器5电性连接所述十二导联图排队分析器6;所述心电图QRS波相似性分析器4电性连接所述十二导联图排队分析器6;

[0059] 所述十二导联图排队分析器6电性连接所述输出模块7。

[0060] 进一步,通过所述无线/有线网络传输模块2可以进行有线或者无线传输所采集到的心电图信息。

[0061] 进一步,通过所述心电图收集及时域特征识别器3可以进行及时域特征的分析识别。

[0062] 进一步,通过所述心电图主波间期分析器4可以分析心电图的主波间期特性,并生成主波间期特性数据。

[0063] 进一步,通过所述心电图QRS波相似性分析器5可以进行对比分析QRS波的相似性。

[0064] 进一步,通过所述十二导联图排队分析器6可以对患者的十二导图进行排队分析。

[0065] 所述十二导联心电图采集器小波去噪的方法包括:

[0066] 小波包变换的Mallat算法,对于 $l=0,1,2,\dots$ ,引入记号:

$$[0067] \quad d_{j,n}^{(l)} = \int_{\mathbb{R}} f(t) \overline{\mu_{l,j,n}}(t) dt;$$

[0068] 而且, $D_j^{(l)} = \{d_{j,n}^{(l)}; n \in \mathbb{Z}\}$ ,于是, $f(t)$ 在小波包空间:

$$[0069] \quad U_j^l = \text{Closespan} \left\{ \mu_{l,j,n}(t) = 2^{\frac{l}{2}} \mu_l(2^j t - n); n \in \mathbb{Z} \right\};$$

[0070] 上的投影写成:

$$[0071] \quad g_j^{(l)}(t) = \sum_{n \in \mathbb{Z}} d_{j,n}^{(l)} \mu_{l,j,n}(t);$$

[0072] 基于小波包分解的Mallat算法公式

$$[0073] \quad d_{j,n}^{(2l)} = \sum_{m \in \mathbb{Z}} \overline{h_{m-2n}} d_{j+1,m}^{(l)}, \quad d_{j,n}^{(2l+1)} = \sum_{m \in \mathbb{Z}} \overline{g_{m-2n}} d_{j+1,m}^{(l)};$$

[0074] 将心电图采集原始信号 $f(t)$ 在小波包空间:

$$[0075] \quad U_j^{2l} = \text{Closespan} \left\{ \mu_{2l,j,n}(t) = 2^{\frac{l}{2}} \mu_{2l}(2^j t - n); n \in \mathbb{Z} \right\};$$

[0076] 和

$$[0077] \quad U_j^{2l+1} = \text{Closespan} \left\{ \mu_{2l+1,j,n}(t) = 2^{\frac{l}{2}} \mu_{2l+1}(2^j t - n); n \in \mathbb{Z} \right\};$$

[0078] 上的正交投影分别记为 $g_j^{(2l)}(t)$ 和 $g_j^{(2l+1)}(t)$ ,  $g_j^{(2l)}(t)$ 在相应的特定小波包基 $\{\mu_{2l,j,n}(t); n \in Z\}$ 下展开的系数是 $\{d_{j,n}^{(2l)}; n \in Z\}$ ;  $g_j^{(2l+1)}(t)$ 在小波包基 $\{\mu_{2l+1,j,n}(t); n \in Z\}$ 下展开的系数是 $\{d_{j,n}^{(2l+1)}; n \in Z\}$ ;

[0079] 分解去除噪声系数后再合成,小波包含成的Mallat算法是:

$$[0080] \quad d_{j+1,m}^{(l)} = \sum_{n \in Z} (h_{m-2n} d_{j,n}^{(2l)} + g_{m-2n} d_{j,n}^{(2l+1)});$$

[0081] 合成所得的结果 $D_{j+1}^{(l)} = \{d_{j+1,m}^{(l)}; m \in Z\}$ 为:心电图采集原始信号 $f(t)$ 在小波包空间:

$$[0082] \quad U_{j+1}^l = \text{Closespan} \left\{ \mu_{l,j+1,n}(t) = 2^{\frac{j+1}{2}} \mu_l(2^{j+1}t-n); n \in Z \right\};$$

[0083] 上的正交投影 $g_j^{(l)}(t)$ 在基 $\{\mu_{l,j+1,n}(t); n \in Z\}$ 下的系数;

[0084] 所述心电图QRS波相似性分析器接收的时频重叠信号的表达式如下:

$$[0085] \quad y(t) = x_1(t) + x_2(t) + \dots + x_p(t) + n(t);$$

[0086] 其中 $x_i(t)$ 表示第 $i$ 个分量信号, $p$ 为分量信号个数, $n(t)$ 表示高斯噪声信号, $y(t)$ 表示接收的时频重叠信号,其三阶累积量的表达式如下:

$$[0087] \quad C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = E[y(t)y(t+\tau_1)y(t+\tau_2)];$$

[0088] 其中, $\tau_1, \tau_2$ 为两个不同时延;由三阶累积量的性质,高斯噪声的三阶累积量恒等于零,上式可以表示为:

$$[0089] \quad C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x_1}(\tau_1, \tau_2) + C_{3x_2}(\tau_1, \tau_2) + \dots + C_{3x_p}(\tau_1, \tau_2);$$

$$[0090] \quad \text{令 } C_{3x}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x_1}(\tau_1, \tau_2) + C_{3x_2}(\tau_1, \tau_2) + \dots + C_{3x_p}(\tau_1, \tau_2), \text{ 即 } C_{3y}(\tau_1, \tau_2) = C_{3x}(\tau_1, \tau_2)$$

[0091] 对 $C_{3y}(\tau_1, \tau_2)$ 进行二次傅里叶变换可得到时频重叠信号的双谱 $B_{3y}(\omega_1, \omega_2)$ :

$$[0092] \quad B_{3y}(\omega_1, \omega_2) = B_{3x}(\omega_1, \omega_2) = X(\omega_1)X(\omega_2)X^*(\omega_1 + \omega_2);$$

[0093] 其中, $\omega_1, \omega_2$ 为两个不同频率;

[0094] 本发明通过十二导联心电图采集器来采集患者的心电图,通过无线/有线网络传输模块来进行有线或者无线传输所采集到的心电图信息;通过心电图收集及时域特征识别器进行及时域特征的分析识别;通过心电图主波间期分析器来分析心电图的主波间期特性,并生成主波间期特性数据;通过心电图QRS波相似性分析器来进行对比分析QRS波的相似性;通过十二导联图排队分析器来对患者的十二导图进行排队分析;最后通过数据输出模块来将所分析的数据进行汇总输出。本心电图自动识别系统数据化程度高,通过数据分析对比,可以准确快速的对患者的心电图进行识别,精准高效,有利于减轻医护人员的负担,非常值得推广使用。

[0095] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改,等同变化与修饰,均属于本发明技术方案的范围。

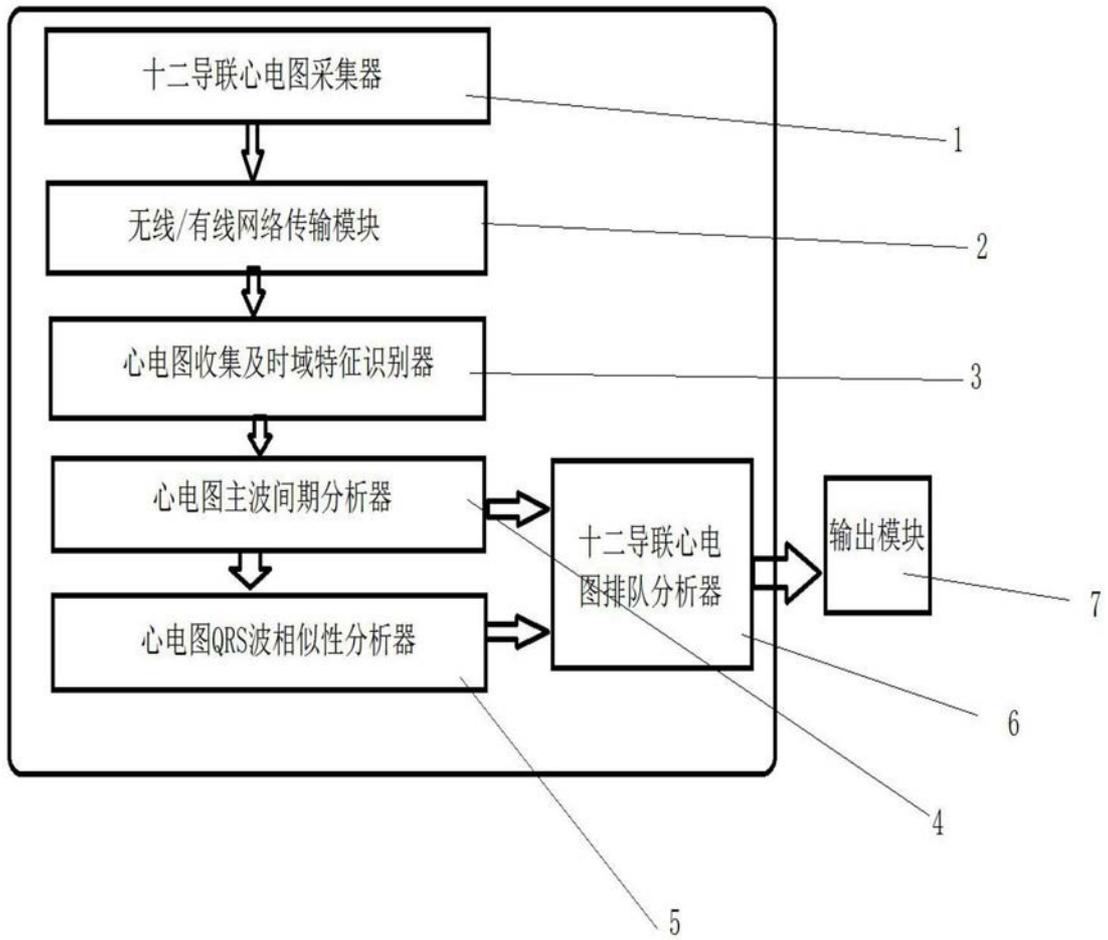


图1

专利名称(译)	一种心电图自动识别系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109674465A</a>	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	CN201910164270.9	申请日	2019-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	邢台医学高等专科学校		
申请(专利权)人(译)	邢台医学高等专科学校		
当前申请(专利权)人(译)	邢台医学高等专科学校		
[标]发明人	候津杰 王永芳 苏叶 胡媛媛 王丹红 张瑞娟		
发明人	候津杰 王永芳 苏叶 胡媛媛 王丹红 张瑞娟		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/7203		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于医疗领域，公开了一种心电图自动识别系统，设置有：十二导联心电图采集器；无线/有线网络传输模块；心电图收集及时域特征识别器；心电图主波间期分析器；心电图QRS波相似性分析器；十二导联图排队分析器；输出模块。本发明通过无线/有线网络传输模块来进行有线或者无线传输所采集到的心电图信息；通过心电图收集及时域特征识别器进行及时域特征的分析识别；通过心电图主波间期分析器来分析心电图的主波间期特性，并生成主波间期特性数据；通过心电图QRS波相似性分析器来进行对比分析QRS波的相似性；通过十二导联图排队分析器来对患者的十二导图进行排队分析；最后通过数据输出模块来将所分析的数据进行汇总输出。

