



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109700457 A

(43)申请公布日 2019.05.03

(21)申请号 201910164603.8

(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 李瑞玉 王文杰 李辉
郭义成 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 5/00(2006.01)

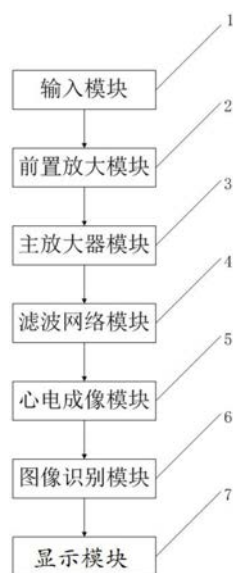
权利要求书5页 说明书10页 附图1页

(54)发明名称

一种心电图采集平台

(57)摘要

本发明属于医疗器械领域,公开了一种心电图采集平台,设置有:输入模块,输入模块与前置放大模块通过导线连接;前置放大模块内部集成仪用放大电路,前置放大模块与主放大器模块通过导线连接;主放大器模块与滤波网络模块通过导线连接;滤波网络模块具有高通滤波电路与低通滤波电路,低通滤波电路采用二阶贝塞尔滤波电路;滤波网络模块通过导线连接有心电成像模块;心电成像模块通过导线连接有图像识别模块;图像识别模块连接有显示模块。本发明可以采集使用者的心电图,通过识别心电图的图像进行诊断,并在显示模块上直观的显示出诊断结果,具有很强的实用性,方便了使用者在没有医生的情况下了解自己的病情。



1. 一种心电图采集平台,其特征在于,所述心电图采集平台设置有:

输入模块,与前置放大模块通过导线连接,用于将人体各部分信号传输至心电放大模块;

前置放大模块,与主放大器模块通过导线连接,内部集成仪用放大电路,用于将输入模块传输来的微弱的变化缓慢的心电信号进行放大;

主放大器模块,与滤波网络模块通过导线连接,用于再次将输入模块传输来的微弱的变化缓慢的心电信号进行放大;

所述主放大器模块利用聚类算法估计每一跳的跳变时刻以及各跳对应的归一化的混合矩阵列向量、跳频频率时,包括以下步骤:

第一步,在 p ($p = 0, 1, 2, \dots, P-1$) 时刻, $\bar{q}_p$ 表示 p 时刻时频响应 $\bar{X}_1(p, q), \bar{X}_2(p, q), \dots, \bar{X}_M(p, q)$ 非0时对应的频率索引, $\bar{q}_p$ 表示的频率值进行聚类,得到的聚类中心个数 $\hat{N}_p$ 表示 p 时刻存在的载频个数, $\hat{N}_p$ 个聚类中心则表示载频的大小,分别用 $f_o^n(p), n=1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示;

第二步,对每一采样时刻 p ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$), 利用聚类算法对 $\mathbf{b}(p, \bar{q}_p)$ 进行聚类,同样可得到 $\hat{N}_p$ 个聚类中心,用 $\mathbf{b}_{n,p}^0, n=1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示;

第三步,对所有 $\hat{N}_p$ 求均值并取整,得到源信号个数的估计 $\hat{N}$, 即

$$\hat{N} = \text{round}\left(\frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \hat{N}_p\right);$$

第四步,找出 $\hat{N}_p \neq \hat{N}$ 的时刻,用 p_h 表示,对每一段连续取值的 p_h 求中值,用 $\bar{p}_h(l), l=1, 2, \dots$ 表示第 l 段相连 p_h 的中值,则 $\bar{p}_h(l)$ 表示第 l 个频率跳变时刻的估计;

第五步,根据第二步中估计得到的 $\mathbf{b}_{n,p}^0, n=1, 2, \dots, \hat{N}, p \neq p_h$ 以及第四步中估计得到的频率跳变时刻估计出每一跳对应的 $\hat{N}$ 个混合矩阵列向量 $\hat{\mathbf{a}}_n(l)$, 具体公式为:

$$\hat{\mathbf{a}}_n(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \mathbf{b}_{n,p}^0 & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \mathbf{b}_{n,p}^0 & l>1, \end{cases} \quad n=1, 2, \dots, \hat{N}$$

这里 $\hat{\mathbf{a}}_n(l) = [\hat{a}_{n,1}(l), \hat{a}_{n,2}(l), \dots, \hat{a}_{n,M}(l)]^T$ ($n=1, 2, \dots, \hat{N}$) 表示第 l 跳对应的 $\hat{N}$ 个混合矩阵列向量估计值;

第六步,估计每一跳对应的载频频率,用 $\hat{f}_{c,n}(l)$ ($n=1, 2, \dots, \hat{N}$) 表示第 l 跳对应的 $\hat{N}$ 个频率估计值,计算公式如下:

$$\hat{f}_{c,n}(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l>1, \end{cases} \quad n=1,2,\dots,\hat{N};$$

滤波网络模块,通过导线连接有心电成像模块,具有高通滤波电路与低通滤波电路,低通滤波电路采用二阶贝塞尔滤波电路,用于对信号进行滤波;

所述滤波网络模块估计得到的归一化混合矩阵列向量估计时频域跳频源信号,具体步骤如下:

第一步,对所有采样时刻索引 p 判断该时刻索引属于哪一跳,具体方法为:如果 $\bar{p}_h(l-1) \leq p < \bar{p}_h(l), l \geq 2$,则表示时刻 p 属于第 l 跳;如果 $1 \leq p < \bar{p}_h(1)$,则表示时刻 p 属于第1跳,其中 $\bar{p}_h(l)$ 的第 l 个频率跳变时刻的估计;

第二步,对第 l ($l=1,2,\dots$)跳的所有时刻 p_l ,估计该跳各跳频源信号的时频域数据,计算公式如下:

$$\begin{cases} \tilde{S}_j(p_l, q) = \frac{1}{\|\hat{\mathbf{a}}_j(l)\|^2} \cdot \hat{\mathbf{a}}_j^H(l) \times \begin{bmatrix} \tilde{X}_1(p_l, q) \\ \tilde{X}_2(p_l, q) \\ \vdots \\ \tilde{X}_M(p_l, q) \end{bmatrix} \\ j = \arg \max_{j_0=1:\hat{N}} (|[\tilde{X}_1(p_l, q), \tilde{X}_2(p_l, q), \dots, \tilde{X}_M(p_l, q)]^H \times \hat{\mathbf{a}}_{j_0}(l)|) \\ \tilde{S}_m(p_l, q) = 0 \quad m=1,2,\dots,M, m \neq j \\ q = 0,1,2,\dots,N_{fft}-1 \end{cases};$$

心电成像模块,与图像识别模块通过导线连接,用于将电子信号转换成图像;

图像识别模块,与显示模块连接,用于识别心电图的图像,与图像识别模块中存储的心脏各个状况的图像进行比对,判断心脏的健康情况;

所述图像识别模块多假设加权处理具体包括:

1) 首先将当前迭代结果作为参考图像为各个块获取相应的多假设集合,在当前迭代重构所得图像中,以当前块为中心,按照设定的窗口尺寸 W 建立搜索窗口,之后在搜索窗口内通过逐像素滑动获取初步的多假设集合;

2) 获得初步的假设集合后,计算各假设与当前块之间的测量域距离,计算过程可表示为:

$$D = \text{norm}(\mathbf{A}\mathbf{u}_i^j - \mathbf{y}_i);$$

其中 $\mathbf{y}_i$ 表示原图像中第 i 个块的测量值, $\mathbf{u}_i^j$ 表示第 i 个块的对应假设集合中的第 j 个假设, D 越大表示改假设与当前块之间的相似性越差,对所有假设按照相似性从高到低的顺序进行排序,并取前 T_{num} 个假设作为最终选定的假设组成新的假设集合;

3) 对所得到的新的假设集合,利用基于弹性网的权重估计模型,计算各假设的对应权重,假设与当前块越相似,所占权重越大,最终使得各假设的加权和在测量域能够最接近原

图像;之后根据所得权重,对各假设去加权和以获得对重构图像的优化估计值即边信息;

显示模块,用于显示心电图的图像与对心脏健康情况的诊断结果;

所述显示模块的图像处理办法包括:

步骤一,获各像素平滑后的光谱曲线 $\varphi(\lambda)$ 结合CIE1931标准色度系统的色匹配函数 $\bar{x}(\lambda)$ 、 $\bar{y}(\lambda)$ 、 $\bar{z}(\lambda)$,采用下式计算得CIE1931标准色度系统下的CIEXYZ三刺激值(X, Y, Z),其中 $\Delta\lambda$ 是成像光谱仪器的光谱采样间隔;

$$\begin{cases} X = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{x}(\lambda) \Delta\lambda \\ Y = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{y}(\lambda) \Delta\lambda ; \\ Z = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{z}(\lambda) \Delta\lambda \end{cases}$$

$$k = \frac{100}{\sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{y}(\lambda) \Delta\lambda};$$

步骤二,根据标准照明体D65的三刺激值(X_{D65} , Y_{D65} , Z_{D65}),通过下式将每个像素的CIEXYZ三刺激值转换至均匀色彩感知空间CIEL^{*}C^{*}h^{*},获得三个色彩感知参量,即明度 L_1^* 、彩度 C_1^* 及色调 h_1 ;

$$\begin{cases} L_1^* = 116 f(Y/Y_{D65}) - 16 \\ a^* = 500 [f(X/X_{D65}) - f(Y/Y_{D65})]; \\ b^* = 200 [f(Y/Y_{D65}) - f(Z/Z_{D65})] \end{cases}$$

$$\begin{cases} f(X/X_{D65}) = \begin{cases} (X/X_{D65})^{1/3} & X/X_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(X/X_{D65}) + 16/116 & X/X_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} \\ f(Y/Y_{D65}) = \begin{cases} (Y/Y_{D65})^{1/3} & Y/Y_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(Y/Y_{D65}) + 16/116 & Y/Y_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} ; \\ f(Z/Z_{D65}) = \begin{cases} (Z/Z_{D65})^{1/3} & Z/Z_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(Z/Z_{D65}) + 16/116 & Z/Z_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} \end{cases}$$

$$\begin{cases} C_1^* = [(a^*)^2 + (b^*)^2]^{1/2} \\ h_1 = \arctan(b^* / a^*) \end{cases};$$

其中,

$X_{D65}=95.047, Y_{D65}=100, Z_{D65}=108.883$;

步骤三, 设置明度系数 k_L 、彩度系数 k_C 和色调系数 k_h 的取值, 通过下式调制步骤二所获各像素的明度 L_1^* 、彩度 C_1^* 及色调 h_1 , 得到调制后的色彩感知参量, 即明度 L_2^* 、彩度 C_2^* 及色调 h_2 , 使可视化效果满足保真复现需求, 则 $k_L=k_C=1, k_h=0$, 改变 k_L 实现调节图像明暗的需求, 改变 k_C 实现调节图像鲜艳程度的需求, 改变 k_h 实现调节图像白平衡的需求;

$$\begin{cases} L_2^* = k_L C_1^* \\ C_2^* = k_C C_1^*; \\ h_2 = h_1 + k_h \end{cases}$$

步骤四, 根据显示设备的白点三刺激值 (X_W, Y_W, Z_W) , 通过下式, 将步骤五所获各像素的明度 L_2^* 、彩度 C_2^* 及色调 h_2 转换至在显示设备上待显示的CIEXYZ值 (X', Y', Z') ;

$$\begin{cases} L^* = L_2^* \\ a^* = C_2^* \cdot \cos(\pi h_2 / 180); \\ b^* = C_2^* \cdot \sin(\pi h_2 / 180) \end{cases}$$

$$Y' = \begin{cases} Y_W \cdot [(L^* + 16) / 116]^{1/3} & [(L^* + 16) / 116]^{1/3} > 0.008856 \\ Y_W \cdot L^* / 903.3 & [(L^* + 16) / 116]^{1/3} \leq 0.008856 \end{cases}$$

$$f_Y = \begin{cases} (Y' / Y_W)^{1/3} & Y' / Y_W > 0.008856 \\ 7.787(Y' / Y_W) + 16 / 116 & Y' / X_W \leq 0.008856 \end{cases}$$

$$X' = \begin{cases} X_W \cdot (a^* / 500 + f_Y)^3 & (a^* / 500 + f_Y)^3 > 0.008856; \\ X_W \cdot (a^* / 500 + f_Y - 16 / 116) / 7.787 & (a^* / 500 + f_Y)^3 \leq 0.008856 \end{cases}$$

$$Z' = \begin{cases} Z_W \cdot (f_Y - b^* / 200)^3 & (f_Y - b^* / 200)^3 > 0.008856 \\ Z_W \cdot (f_Y - b^* / 200 - 16 / 116) / 7.787 & (f_Y - b^* / 200)^3 \leq 0.008856 \end{cases}$$

步骤五, 根据显示设备红、绿、蓝三通道的原色三刺激值 $(X_{Rmax}, Y_{Rmax}, Z_{Rmax})$ 、 $(X_{Gmax}, Y_{Gmax}, Z_{Gmax})$ 、 $(X_{Bmax}, Y_{Bmax}, Z_{Bmax})$ 结合三通道的伽马系数 γ_R 、 γ_G 、 γ_B , 建立起如下式的特征化模型, 通过特征化模型, 各像素的CIEXYZ值 (X', Y', Z') 计算至对应的数字驱动值 (d_R, d_G, d_B) , 完成了高光谱图像的色彩可视化, 其中N是显示设备单通道的存储位数;

$$\begin{bmatrix} T_R \\ T_G \\ T_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & X_{Gmax} / Y_{Gmax} & X_{Bmax} / Z_{Bmax} \\ Y_{Rmax} / X_{Rmax} & 1 & Y_{Bmax} / Z_{Bmax} \\ Z_{Rmax} / X_{Rmax} & Z_{Gmax} / Y_{Gmax} & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix};$$

$$\begin{bmatrix} d_R \\ d_G \\ d_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (2^N - 1) \cdot (T_R)^{1/\gamma_R} \\ (2^N - 1) \cdot (T_G)^{1/\gamma_G} \\ (2^N - 1) \cdot (T_B)^{1/\gamma_B} \end{bmatrix}。$$

2. 如权利要求1所述的心电图采集平台,其特征在于,所述输入模块与前置放大模块通过导线连接,包括电极板、导联器、导联选择开关,用于将人体各部分信号传输至前置放大模块。

3. 如权利要求1所述的心电图采集平台,其特征在于,所述滤波网络模块具有高通滤波电路与低通滤波电路,低通滤波电路采用二阶贝塞尔滤波电路。

一种心电图采集平台

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械设备领域,尤其涉及一种心电图采集平台。

背景技术

[0002] 目前,随着生活水平的提高,不止病人,普通人也越来越重视身体的健康。而现在心脏疾病在人群中比较普遍,人们经常需要做心电图。但现在市面上的心电设备,都需要在医院进行使用,得到心电图后,需由医生运用专业知识进行图像识别,进而判断病人的身体状况。

[0003] 综上所述,现有技术存在的问题是:现在市面上的心电设备,都需要在医院进行使用,得到心电图后,需由医生运用专业知识进行图像识别,进而判断病人的身体状况。

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采集平台。

[0005] 本发明是这样实现的,一种心电图采集平台设置有:

[0006] 输入模块,与前置放大模块通过导线连接,用于将人体各部分信号传输至心电放大模块;

[0007] 前置放大模块,与主放大器模块通过导线连接,内部集成仪用放大电路,用于将输入模块传输来的微弱的变化缓慢的心电信号进行放大;

[0008] 主放大器模块,与滤波网络模块通过导线连接,用于再次将输入模块传输来的微弱的变化缓慢的心电信号进行放大;

[0009] 所述主放大器模块利用聚类算法估计每一跳的跳变时刻以及各跳对应的归一化的混合矩阵列向量、跳频频率时,包括以下步骤:

[0010] 第一步,在 p ($p = 0, 1, 2, \dots, P-1$) 时刻, $\bar{q}_p$ 表示 p 时刻时频响应 $\bar{X}_1(p, q), \bar{X}_2(p, q), \dots, \bar{X}_M(p, q)$ 非0时对应的频率索引, $\bar{q}_p$ 表示的频率值进行聚类,得到的聚类中心个数 $\hat{N}_p$ 表示 p 时刻存在的载频个数, $\hat{N}_p$ 个聚类中心则表示载频的大小,分别用 $f_o^n(p), n = 1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示;

[0011] 第二步,对每一采样时刻 p ($p = 0, 1, 2, \dots, P-1$), 利用聚类算法对 $\mathbf{b}(p, \bar{q}_p)$ 进行聚类,同样可得到 $\hat{N}_p$ 个聚类中心,用 $\mathbf{b}_{n,p}^0, n = 1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示;

[0012] 第三步,对所有 $\hat{N}_p$ 求均值并取整,得到源信号个数的估计 $\hat{N}$, 即

[0013]
$$\hat{N} = \text{round}\left(\frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \hat{N}_p\right);$$

[0014] 第四步,找出 $\hat{N}_p \neq \hat{N}$ 的时刻,用 p_h 表示,对每一段连续取值的 p_h 求中值,用

$\bar{p}_h(l), l=1,2,\dots$ 表示第1段相连 p_h 的中值, 则 $\bar{p}_h(l)$ 表示第1个频率跳变时刻的估计;

[0015] 第五步, 根据第二步中估计得到的 $\mathbf{b}_{n,p}^0, n=1,2,\dots,\hat{N}, p \neq p_h$ 以及第四步中估计得到的频率跳变时刻估计出每一跳对应的 $\hat{N}$ 个混合矩阵列向量 $\hat{\mathbf{a}}_n(l)$, 具体公式为:

$$[0016] \quad \hat{\mathbf{a}}_n(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(1)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(1)} \mathbf{b}_{n,p}^0 & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \mathbf{b}_{n,p}^0 & l>1, \end{cases} \quad n=1,2,\dots,\hat{N}$$

[0017] 这里 $\hat{\mathbf{a}}_n(l) = [\hat{a}_{n,1}(l), \hat{a}_{n,2}(l), \dots, \hat{a}_{n,M}(l)]^T$ ($n=1,2,\dots,\hat{N}$) 表示第1跳对应的 $\hat{N}$ 个混合矩阵列向量估计值;

[0018] 第六步, 估计每一跳对应的载频频率, 用 $\hat{f}_{c,n}(l)$ ($n=1,2,\dots,\hat{N}$) 表示第1跳对应的 $\hat{N}$ 个频率估计值, 计算公式如下:

$$[0019] \quad \hat{f}_{c,n}(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(1)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(1)} f_o^n(p) & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l>1, \end{cases} \quad n=1,2,\dots,\hat{N};$$

[0020] 滤波网络模块, 通过导线连接有心电成像模块, 具有高通滤波电路与低通滤波电路, 低通滤波电路采用二阶贝塞尔滤波电路, 用于对信号进行滤波;

[0021] 所述滤波网络模块估计得到的归一化混合矩阵列向量估计时频域跳频源信号, 具体步骤如下:

[0022] 第一步, 对所有采样时刻索引 p 判断该时刻索引属于哪一跳, 具体方法为: 如果 $\bar{p}_h(l-1) \leq p < \bar{p}_h(l), l \geq 2$, 则表示时刻 p 属于第1跳; 如果 $1 \leq p < \bar{p}_h(1)$, 则表示时刻 p 属于第1跳, 其中 $\bar{p}_h(l)$ 的第1个频率跳变时刻的估计;

[0023] 第二步, 对第1 ($l=1,2,\dots$) 跳的所有时刻 p_l , 估计该跳各跳频源信号的时频域数据, 计算公式如下:

$$[0024] \quad \begin{cases} \tilde{S}_j(p_l, q) = \frac{1}{\|\hat{\mathbf{a}}_j(l)\|^2} \cdot \hat{\mathbf{a}}_j^H(l) \times \begin{bmatrix} \tilde{X}_1(p_l, q) \\ \tilde{X}_2(p_l, q) \\ \vdots \\ \tilde{X}_M(p_l, q) \end{bmatrix} \\ j = \arg \max_{j_0=1:\hat{N}} (|\tilde{X}_1(p_l, q), \tilde{X}_2(p_l, q), \dots, \tilde{X}_M(p_l, q)|^H \times \hat{\mathbf{a}}_{j_0}(l)) \\ \tilde{S}_m(p_l, q) = 0 \quad m=1,2,\dots,M, m \neq j \\ q = 0,1,2,\dots,N_{fft}-1 \end{cases};$$

[0025] 心电成像模块, 与图像识别模块通过导线连接, 用于将电子信号转换成图像;

[0026] 图像识别模块, 与显示模块连接, 用于识别心电图的图像, 与图像识别模块中存储

的心脏各个状况的图像进行比对,判断心脏的健康情况;

[0027] 所述图像识别模块多假设加权处理具体包括:

[0028] 1) 首先将当前迭代结果作为参考图像为各个块获取相应的多假设集合,在当前迭代重构所得图像中,以当前块为中心,按照设定的窗口尺寸W建立搜索窗口,之后在搜索窗口内通过逐像素滑动获取初步的多假设集合;

[0029] 2) 获得初步的假设集合后,计算各假设与当前块之间的测量域距离,计算过程可表示为:

$$[0030] \quad D = \text{norm}(A\mathbf{u}_i^j - \mathbf{y}_i);$$

[0031] 其中 $\mathbf{y}_i$ 表示原图像中第i个块的测量值, $\mathbf{u}_i^j$ 表示第i个块的对应假设集合中的第j个假设,D越大表示改假设与当前块之间的相似性越差,对所有假设按照相似性从高到低的顺序进行排序,并取前 T_{num} 个假设作为最终选定的假设组成新的假设集合;

[0032] 3) 对所得到的新的假设集合,利用基于弹性网的权重估计模型,计算各假设的对应权重,假设与当前块越相似,所占权重越大,最终使得各假设的加权和在测量域能够最接近原图像;之后根据所得权重,对各假设去加权和以获得对重构图像的优化估计值即边信息;

[0033] 显示模块,用于显示心电图的图像与对心脏健康情况的诊断结果;

[0034] 所述显示模块的图像处理方法包括:

[0035] 步骤一,获各像素平滑后的光谱曲线 $\varphi(\lambda)$ 结合CIE1931标准色度系统的色匹配函数 $\bar{x}(\lambda)$ 、 $\bar{y}(\lambda)$ 、 $\bar{z}(\lambda)$,采用下式计算得CIE1931标准色度系统下的CIEXYZ三刺激值(X,Y,Z),其中 $\Delta\lambda$ 是成像光谱仪器的光谱采样间隔;

$$[0036] \quad \begin{cases} X = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{x}(\lambda) \Delta\lambda \\ Y = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{y}(\lambda) \Delta\lambda ; \\ Z = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{z}(\lambda) \Delta\lambda \end{cases}$$

$$[0037] \quad k = \frac{100}{\sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{y}(\lambda) \Delta\lambda};$$

[0038] 步骤二,根据标准照明体D65的三刺激值(X_{D65} , Y_{D65} , Z_{D65}),通过下式将每个像素的CIEXYZ三刺激值转换至均匀色彩感知空间CIEL*C*h*,获得三个色彩感知参量,即明度 L_1^* 、彩度 C_1^* 及色调 h_1 ;

$$[0039] \quad \begin{cases} L_1^* = 116f(Y/Y_{D65}) - 16 \\ a^* = 500[f(X/X_{D65}) - f(Y/Y_{D65})]; \\ b^* = 200[f(Y/Y_{D65}) - f(Z/Z_{D65})] \end{cases}$$

$$[0040] \quad \begin{cases} f(X/X_{D65}) = \begin{cases} (X/X_{D65})^{1/3} & X/X_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(X/X_{D65}) + 16/116 & X/X_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} \\ f(Y/Y_{D65}) = \begin{cases} (Y/Y_{D65})^{1/3} & Y/Y_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(Y/Y_{D65}) + 16/116 & Y/Y_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} ; \\ f(Z/Z_{D65}) = \begin{cases} (Z/Z_{D65})^{1/3} & Z/Z_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(Z/Z_{D65}) + 16/116 & Z/Z_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} \end{cases}$$

$$[0041] \quad \begin{cases} C_1^* = [(a^*)^2 + (b^*)^2]^{1/2} \\ h_1 = \arctan(b^* / a^*) \end{cases} ;$$

[0042] 其中,

[0043] $X_{D65} = 95.047, Y_{D65} = 100, Z_{D65} = 108.883$;

[0044] 步骤三, 设置明度系数 k_L 、彩度系数 k_C 和色调系数 k_h 的取值, 通过下式调制步骤二所获各像素的明度 L_1^* 、彩度 C_1^* 及色调 h_1 , 得到调制后的色彩感知参量, 即明度 L_2^* 、彩度 C_2^* 及色调 h_2 , 使可视化效果满足保真复现需求, 则 $k_L = k_C = 1, k_h = 0$, 改变 k_L 实现调节图像明暗的需求, 改变 k_C 实现调节图像鲜艳程度的需求, 改变 k_h 实现调节图像白平衡的需求;

$$[0045] \quad \begin{cases} L_2^* = k_L C_1^* \\ C_2^* = k_C C_1^* ; \\ h_2 = h_1 + k_h \end{cases}$$

[0046] 步骤四, 根据显示设备的白点三刺激值(X_W, Y_W, Z_W), 通过下式, 将步骤五所获各像素的明度 L_2^* 、彩度 C_2^* 及色调 h_2 转换至在显示设备上待显示的CIEXYZ值(X', Y', Z');

$$[0047] \quad \begin{cases} L^* = L_2^* \\ a^* = C_2^* \cdot \cos(\pi h_2 / 180); \\ b^* = C_2^* \cdot \sin(\pi h_2 / 180) \end{cases}$$

$$[0048] \quad \begin{cases} Y' = \begin{cases} Y_w \cdot [(L^* + 16) / 116]^{1/3} & [(L^* + 16) / 116]^{1/3} > 0.008856 \\ Y_w \cdot L^* / 903.3 & [(L^* + 16) / 116]^{1/3} \leq 0.008856 \end{cases} \\ f_Y = \begin{cases} (Y' / Y_w)^{1/3} & Y' / Y_w > 0.008856 \\ 7.787(Y' / Y_w) + 16 / 116 & Y' / X_w \leq 0.008856 \end{cases} \\ X' = \begin{cases} X_w \cdot (a^* / 500 + f_Y)^3 & (a^* / 500 + f_Y)^3 > 0.008856 \\ X_w \cdot (a^* / 500 + f_Y - 16 / 116) / 7.787 & (a^* / 500 + f_Y)^3 \leq 0.008856 \end{cases} \\ Z' = \begin{cases} Z_w \cdot (f_Y - b^* / 200)^3 & (f_Y - b^* / 200)^3 > 0.008856 \\ Z_w \cdot (f_Y - b^* / 200 - 16 / 116) / 7.787 & (f_Y - b^* / 200)^3 \leq 0.008856 \end{cases} \end{cases};$$

[0049] 步骤五,根据显示设备红、绿、蓝三通道的原色三刺激值 $(X_{Rmax}, Y_{Rmax}, Z_{Rmax})$ 、 $(X_{Gmax}, Y_{Gmax}, Z_{Gmax})$ 、 $(X_{Bmax}, Y_{Bmax}, Z_{Bmax})$ 结合三通道的伽马系数 γ_R 、 γ_G 、 γ_B ,建立起如下式的特征化模型,通过特征化模型,各像素的CIEXYZ值 (X', Y', Z') 计算至对应的数字驱动值 (d_R, d_G, d_B) ,完成了高光谱图像的色彩可视化,其中N是显示设备单通道的存储位数;

$$[0050] \quad \begin{bmatrix} T_R \\ T_G \\ T_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & X_{Gmax} / Y_{Gmax} & X_{Bmax} / Z_{Bmax} \\ Y_{Rmax} / X_{Rmax} & 1 & Y_{Bmax} / Z_{Bmax} \\ Z_{Rmax} / X_{Rmax} & Z_{Gmax} / Y_{Gmax} & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix};$$

$$[0051] \quad \begin{bmatrix} d_R \\ d_G \\ d_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (2^N - 1) \cdot (T_R)^{1/\gamma_R} \\ (2^N - 1) \cdot (T_G)^{1/\gamma_G} \\ (2^N - 1) \cdot (T_B)^{1/\gamma_B} \end{bmatrix}。$$

[0052] 本发明不仅可以采集使用者的心电图,而且可以通过识别心电图的图像进行诊断,并在显示模块上直观的显示出诊断结果,具有很强的实用性,方便了使用者在没有医生的情况下了解自己的病情。

附图说明

[0053] 图1是本发明实施例提供的心电图采集平台结构示意图;

[0054] 图中:1、输入模块;2、前置放大模块;3、主放大器模块;4、滤波网络模块;5、心电成像模块;6、图像识别模块;7、显示模块。

具体实施方式

[0055] 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。

[0056] 下面结合附图对本发明的结构作详细的描述。

[0057] 如图1所示,本发明实施例提供的心电图采集平台包括:输入模块1、前置放大模块2、主放大器模块3、滤波网络模块4、心电成像模块5、图像识别模块6、显示模块7。

[0058] 输入模块1,与前置放大模块2通过导线连接,用于将人体各部分信号传输至心电放大模块2;

[0059] 前置放大模块2,与主放大器模块3通过导线连接,内部集成仪用放大电路,用于将输入模块1传输来的微弱的变化缓慢的心电信号进行放大;

[0060] 主放大器模块3,与滤波网络模块4通过导线连接,用于再次将输入模块1传输来的微弱的变化缓慢的心电信号进行放大,来使信号具有足够抑制各种干扰信号的能力;

[0061] 滤波网络模块4,通过导线连接有心电成像模块5,具有高通滤波电路与低通滤波电路,低通滤波电路采用二阶贝塞尔滤波电路,用于对信号进行滤波;

[0062] 心电成像模块5,与图像识别模块6通过导线连接,用于将电子信号转换成图像;

[0063] 图像识别模块6,与显示模块连接,用于识别心电图的图像,与图像识别模块6中存储的心脏各个状况的图像进行比对,进而判断心脏的健康情况。

[0064] 显示模块7,用于显示心电图的图像与对心脏健康情况的诊断结果。

[0065] 所述主放大器模块利用聚类算法估计每一跳的跳变时刻以及各跳对应的归一化的混合矩阵列向量、跳频频率时,包括以下步骤:

[0066] 第一步,在 p ($p = 0, 1, 2, \dots, P-1$) 时刻, $\bar{q}_p$ 表示 p 时刻时频响应 $\bar{X}_1(p, q), \bar{X}_2(p, q), \dots, \bar{X}_M(p, q)$ 非0时对应的频率索引, $\bar{q}_p$ 表示的频率值进行聚类,得到的聚类中心个数 $\hat{N}_p$ 表示 p 时刻存在的载频个数, $\hat{N}_p$ 个聚类中心则表示载频的大小,分别用 $f_o^n(p), n = 1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示;

[0067] 第二步,对每一采样时刻 p ($p = 0, 1, 2, \dots, P-1$), 利用聚类算法对 $\mathbf{b}(p, \bar{q}_p)$ 进行聚类,同样可得到 $\hat{N}_p$ 个聚类中心,用 $\mathbf{b}_{n,p}^0, n = 1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示;

[0068] 第三步,对所有 $\hat{N}_p$ 求均值并取整,得到源信号个数的估计 $\hat{N}$, 即

$$[0069] \quad \hat{N} = \text{round}\left(\frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \hat{N}_p\right);$$

[0070] 第四步,找出 $\hat{N}_p \neq \hat{N}$ 的时刻,用 p_h 表示,对每一段连续取值的 p_h 求中值,用 $\bar{p}_h(l), l = 1, 2, \dots$ 表示第1段相连 p_h 的中值,则 $\bar{p}_h(l)$ 表示第1个频率跳变时刻的估计;

[0071] 第五步,根据第二步中估计得到的 $\mathbf{b}_{n,p}^0, n = 1, 2, \dots, \hat{N}, p \neq p_h$ 以及第四步中估计得到的频率跳变时刻估计出每一跳对应的 $\hat{N}$ 个混合矩阵列向量 $\hat{\mathbf{a}}_n(l)$, 具体公式为:

$$[0072] \quad \hat{\mathbf{a}}_n(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \mathbf{b}_{n,p}^0 & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \mathbf{b}_{n,p}^0 & l>1, \end{cases} \quad n=1,2,\dots,\hat{N}$$

[0073] 这里 $\hat{\mathbf{a}}_n(l) = [\hat{a}_{n,1}(l), \hat{a}_{n,2}(l), \dots, \hat{a}_{n,M}(l)]^T$ ($n=1,2,\dots,\hat{N}$) 表示第1跳对应的 $\hat{N}$ 个混合矩阵列向量估计值;

[0074] 第六步, 估计每一跳对应的载频频率, 用 $\hat{f}_{c,n}(l)$ ($n=1,2,\dots,\hat{N}$) 表示第1跳对应的 $\hat{N}$ 个频率估计值, 计算公式如下:

$$[0075] \quad \hat{f}_{c,n}(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l>1, \end{cases} \quad n=1,2,\dots,\hat{N};$$

[0076] 所述滤波网络模块估计得到的归一化混合矩阵列向量估计时频域跳频源信号, 具体步骤如下:

[0077] 第一步, 对所有采样时刻索引 p 判断该时刻索引属于哪一跳, 具体方法为: 如果 $\bar{p}_h(l-1) \leq p < \bar{p}_h(l), l \geq 2$, 则表示时刻 p 属于第1跳; 如果 $1 \leq p < \bar{p}_h(1)$, 则表示时刻 p 属于第1跳, 其中 $\bar{p}_h(l)$ 的第1个频率跳变时刻的估计;

[0078] 第二步, 对第1 ($l=1,2,\dots$) 跳的所有时刻 p_1 , 估计该跳各跳频源信号的时频域数据, 计算公式如下:

$$[0079] \quad \begin{cases} \tilde{S}_j(p_l, q) = \frac{1}{\|\hat{\mathbf{a}}_j(l)\|^2} \cdot \hat{\mathbf{a}}_j^H(l) \times \begin{bmatrix} \tilde{X}_1(p_l, q) \\ \tilde{X}_2(p_l, q) \\ \vdots \\ \tilde{X}_M(p_l, q) \end{bmatrix} \\ j = \arg \max_{j_0=1:\hat{N}} (|\tilde{X}_1(p_l, q), \tilde{X}_2(p_l, q), \dots, \tilde{X}_M(p_l, q)|^H \times \hat{\mathbf{a}}_{j_0}(l)) \\ \tilde{S}_m(p_l, q) = 0 \quad m=1,2,\dots,M, m \neq j \\ q = 0,1,2,\dots,N_{fft}-1 \end{cases};$$

[0080] 所述图像识别模块多假设加权处理具体包括:

[0081] 1) 首先将当前迭代结果作为参考图像为各个块获取相应的多假设集合, 在当前迭代重构所得图像中, 以当前块为中心, 按照设定的窗口尺寸 W 建立搜索窗口, 之后在搜索窗口内通过逐像素滑动获取初步的多假设集合;

[0082] 2) 获得初步的假设集合后, 计算各假设与当前块之间的测量域距离, 计算过程可表示为:

$$[0083] \quad D = \text{norm}(\mathbf{A} \mathbf{u}_i^j - \mathbf{y}_i);$$

[0084] 其中 y_i 表示原图像中第 i 个块的测量值, u_i^j 表示第 i 个块的对应假设集合中的第 j 个假设, D 越大表示改假设与当前块之间的相似性越差,对所有假设按照相似性从高到低的顺序进行排序,并取前 T_{num} 个假设作为最终选定的假设组成新的假设集合;

[0085] 3) 对所得到的新的假设集合,利用基于弹性网的权重估计模型,计算各假设的对应权重,假设与当前块越相似,所占权重越大,最终使得各假设的加权和在测量域能够最接近原图像;之后根据所得权重,对各假设去加权和以获得对重构图像的优化估计值即边信息。

[0086] 所述显示模块的图像处理方法包括:

[0087] 步骤一,获各像素平滑后的光谱曲线 $\varphi(\lambda)$ 结合CIE1931标准色度系统的色匹配函数 $\bar{x}(\lambda)$ 、 $\bar{y}(\lambda)$ 、 $\bar{z}(\lambda)$,采用下式计算得CIE1931标准色度系统下的CIEXYZ三刺激值 (X, Y, Z) ,其中 $\Delta\lambda$ 是成像光谱仪器的光谱采样间隔;

$$[0088] \quad \begin{cases} X = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{x}(\lambda) \Delta\lambda \\ Y = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{y}(\lambda) \Delta\lambda ; \\ Z = k \sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{z}(\lambda) \Delta\lambda \end{cases}$$

$$[0089] \quad k = \frac{100}{\sum_{\lambda=380}^{780} \varphi(\lambda) \bar{y}(\lambda) \Delta\lambda};$$

[0090] 步骤二,根据标准照明体D65的三刺激值 $(X_{D65}, Y_{D65}, Z_{D65})$,通过下式将每个像素的CIEXYZ三刺激值转换至均匀色彩感知空间CIEL*C*h*,获得三个色彩感知参量,即明度 L_1^* 、彩度 C_1^* 及色调 h_1 ;

$$[0091] \quad \begin{cases} L_1^* = 116f(Y/Y_{D65}) - 16 \\ a^* = 500[f(X/X_{D65}) - f(Y/Y_{D65})]; \\ b^* = 200[f(Y/Y_{D65}) - f(Z/Z_{D65})] \end{cases}$$

$$[0092] \quad \begin{cases} f(X/X_{D65}) = \begin{cases} (X/X_{D65})^{1/3} & X/X_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(X/X_{D65}) + 16/116 & X/X_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} \\ f(Y/Y_{D65}) = \begin{cases} (Y/Y_{D65})^{1/3} & Y/Y_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(Y/Y_{D65}) + 16/116 & Y/Y_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} \\ f(Z/Z_{D65}) = \begin{cases} (Z/Z_{D65})^{1/3} & Z/Z_{D65} > 0.008856 \\ 7.787(Z/Z_{D65}) + 16/116 & Z/Z_{D65} \leq 0.008856 \end{cases} \end{cases} ;$$

$$[0093] \quad \begin{cases} C_1^* = [(a^*)^2 + (b^*)^2]^{1/2} \\ h_1 = \arctan(b^* / a^*) \end{cases} ;$$

[0094] 其中,

[0095] $X_{D65}=95.047, Y_{D65}=100, Z_{D65}=108.883$;

[0096] 步骤三, 设置明度系数 k_L 、彩度系数 k_C 和色调系数 k_h 的取值, 通过下式调制步骤二所获各像素的明度 L_1^* 、彩度 C_1^* 及色调 h_1 , 得到调制后的色彩感知参量, 即明度 L_2^* 、彩度 C_2^* 及色调 h_2 , 使可视化效果满足保真复现需求, 则 $k_L=k_C=1, k_h=0$, 改变 k_L 实现调节图像明暗的需求, 改变 k_C 实现调节图像鲜艳程度的需求, 改变 k_h 实现调节图像白平衡的需求;

$$[0097] \quad \begin{cases} L_2^* = k_L C_1^* \\ C_2^* = k_C C_1^* ; \\ h_2 = h_1 + k_h \end{cases}$$

[0098] 步骤四, 根据显示设备的白点三刺激值(X_W, Y_W, Z_W), 通过下式, 将步骤五所获各像素的明度 L_2^* 、彩度 C_2^* 及色调 h_2 转换至在显示设备上待显示的CIEXYZ值(X', Y', Z');

$$[0099] \quad \begin{cases} L^* = L_2^* \\ a^* = C_2^* \cdot \cos(\pi h_2 / 180); \\ b^* = C_2^* \cdot \sin(\pi h_2 / 180) \end{cases}$$

$$[0100] \quad \begin{cases} Y' = \begin{cases} Y_w \cdot [(L^* + 16) / 116]^{1/3} & [(L^* + 16) / 116]^{1/3} > 0.008856 \\ Y_w \cdot L^* / 903.3 & [(L^* + 16) / 116]^{1/3} \leq 0.008856 \end{cases} \\ f_Y = \begin{cases} (Y' / Y_w)^{1/3} & Y' / Y_w > 0.008856 \\ 7.787(Y' / Y_w) + 16 / 116 & Y' / X_w \leq 0.008856 \end{cases} \\ X' = \begin{cases} X_w \cdot (a^* / 500 + f_Y)^3 & (a^* / 500 + f_Y)^3 > 0.008856 \\ X_w \cdot (a^* / 500 + f_Y - 16 / 116) / 7.787 & (a^* / 500 + f_Y)^3 \leq 0.008856 \end{cases} \\ Z' = \begin{cases} Z_w \cdot (f_Y - b^* / 200)^3 & (f_Y - b^* / 200)^3 > 0.008856 \\ Z_w \cdot (f_Y - b^* / 200 - 16 / 116) / 7.787 & (f_Y - b^* / 200)^3 \leq 0.008856 \end{cases} \end{cases};$$

[0101] 步骤五,根据显示设备红、绿、蓝三通道的原色三刺激值 $(X_{Rmax}, Y_{Rmax}, Z_{Rmax})$ 、 $(X_{Gmax}, Y_{Gmax}, Z_{Gmax})$ 、 $(X_{Bmax}, Y_{Bmax}, Z_{Bmax})$ 结合三通道的伽马系数 γ_R 、 γ_G 、 γ_B ,建立起如下式的特征化模型,通过特征化模型,各像素的CIEXYZ值 (X', Y', Z') 计算至对应的数字驱动值 (d_R, d_G, d_B) ,完成了高光谱图像的色彩可视化,其中N是显示设备单通道的存储位数;

$$[0102] \quad \begin{bmatrix} T_R \\ T_G \\ T_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & X_{Gmax} / Y_{Gmax} & X_{Bmax} / Z_{Bmax} \\ Y_{Rmax} / X_{Rmax} & 1 & Y_{Bmax} / Z_{Bmax} \\ Z_{Rmax} / X_{Rmax} & Z_{Gmax} / Y_{Gmax} & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix};$$

$$[0103] \quad \begin{bmatrix} d_R \\ d_G \\ d_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (2^N - 1) \cdot (T_R)^{1/\gamma_R} \\ (2^N - 1) \cdot (T_G)^{1/\gamma_G} \\ (2^N - 1) \cdot (T_B)^{1/\gamma_B} \end{bmatrix}。$$

[0104] 本发明在使用时,输入模块1便会监测使用者的心脏数据,并将此数据通过导线传输至前置放大模块2和主放大模块3,将输入模块1传输来的微弱的变化缓慢的心电信号进行放大,来使信号具有足够抑制各种干扰信号的能力,然后将信号通过导线传输至滤波网络模块4;滤波网络模块4,具有高通滤波电路与低通滤波电路,低通滤波电路采用二阶贝塞尔滤波电路,对信号进行滤波处理,然后将信号传输给心电成像模块5;信号在心电成像模块5进行成像,并将图像传输给识别模块6;图像识别模块6可以识别心电图的图像,与图像识别模块6中存储的心脏各个状况的图像进行比对,进而判断心脏的健康情况;图像识别模块6连接有显示模块7,然后显示模块7上可显示心电图的图形与图像识别模块6对心脏状况的诊断结果。

[0105] 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。

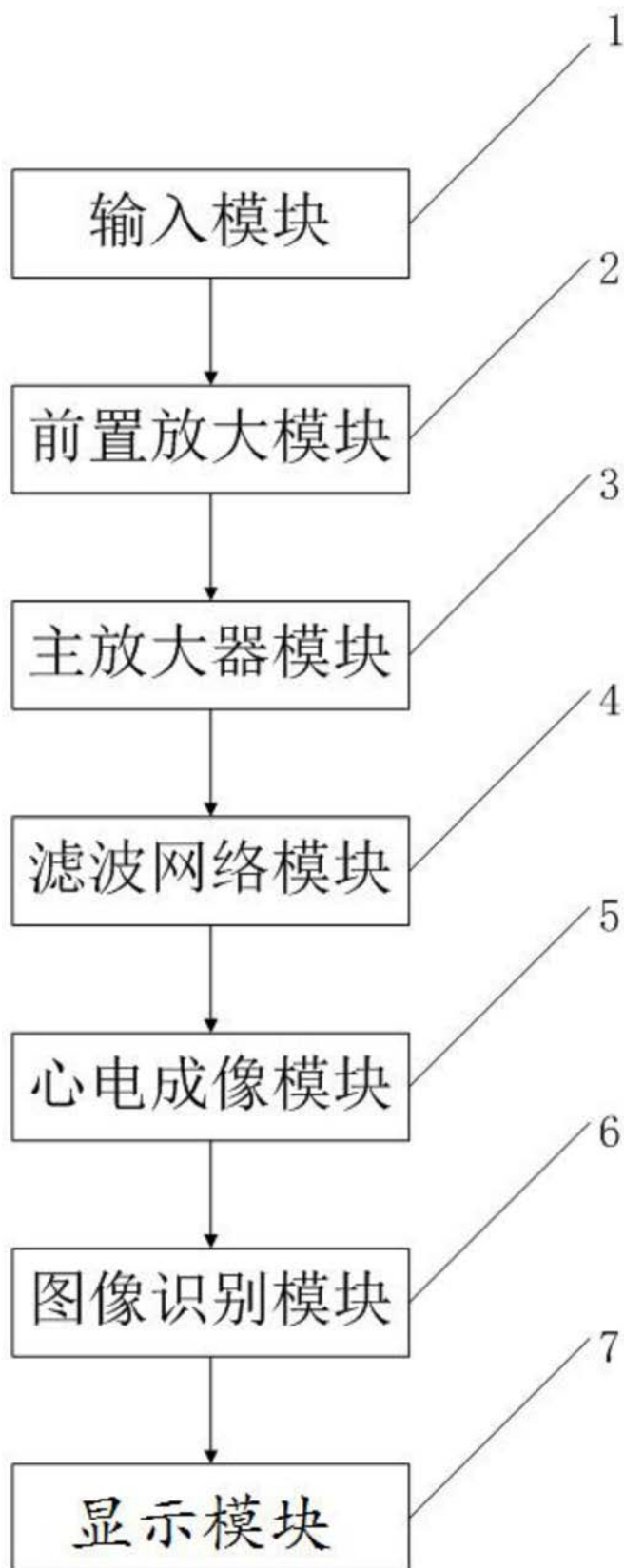


图1

专利名称(译)	一种心电图采集平台		
公开(公告)号	CN109700457A	公开(公告)日	2019-05-03
申请号	CN201910164603.8	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 李瑞玉 王文杰 李辉 郭义成 张瑞娟		
发明人	候津杰 李瑞玉 王文杰 李辉 郭义成 张瑞娟		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗器械领域，公开了一种心电图采集平台，设置有：输入模块，输入模块与前置放大模块通过导线连接；前置放大模块内部集成仪用放大电路，前置放大模块与主放大器模块通过导线连接；主放大器模块与滤波网络模块通过导线连接；滤波网络模块具有高通滤波电路与低通滤波电路，低通滤波电路采用二阶贝塞尔滤波电路；滤波网络模块通过导线连接有电成像模块；电成像模块通过导线连接有图像识别模块；图像识别模块连接有显示模块。本发明可以采集使用者的心电图，通过识别心电图的图像进行诊断，并在显示模块上直观的显示出诊断结果，具有很强的实用性，方便了使用者在没有医生的情况下了解自己的病情。

