



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108113665 A

(43)申请公布日 2018.06.05

(21)申请号 201711339403.9

(22)申请日 2017.12.14

(71)申请人 河北大学

地址 071002 河北省保定市五四东路180号

(72)发明人 刘秀玲 张杰烁 熊鹏 刘明

李鑫 王洪瑞

(74)专利代理机构 石家庄国域专利商标事务所

有限公司 13112

代理人 孙丽红 苏艳肃

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

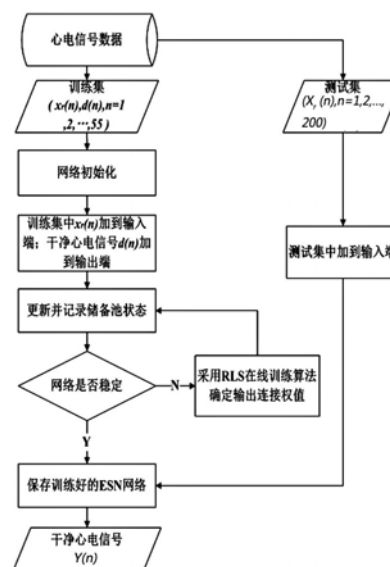
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

## (54)发明名称

一种心电信号自动降噪方法

## (57)摘要

本发明公开了一种心电信号的自动降噪算法,其处理过程是:A)建立回声状态网络并初始化;B)获取人体心电信号并在此基础上构建训练集;C)利用基于递归最小二乘法的在线训练算法训练回声状态网络,获得训练好的回声状态网络;D)构建测试集,将测试集输入训练好的回声状态网络,得到干净的心电信号。经本发明方法的处理,去噪后的干净心电信号不但有效滤除噪声,且恢复了心电信号低频特征波,保留了心电信号的有效信息。



1. 一种心电信号的自动降噪算法,其特征是,包括以下几个步骤:

A) 建立回声状态网络并初始化;

B) 获取人体心电信号并在此基础上构建训练集;

C) 利用基于递归最小二乘法的在线训练算法训练回声状态网络,获得并保存训练好的回声状态网络;

D) 以训练集之后紧邻的心电信号构建测试集,将测试集输入训练好的回声状态网络,得到干净的心电信号。

2. 根据权利要求1所述的心电信号的自动降噪算法,其特征是,步骤A) 包括初始化权值矩阵和网络参数初始化设定,其中:

①初始化权值矩阵过程是:

将输入单元与储备池内部连接的权值矩阵 $W_{in}$ 和储备池内部神经元连接权值矩阵 $W$ 随机初始化,使之都服从均匀分布;

将输出单元与储备池的连接权值矩阵 $W_{back}$ 、储备池与输出单元连接权值矩阵 $W_{out}$ 初始化为零矩阵;

②网络参数初始化设定过程是:

输入神经元个数设定为4,输出神经元个数设定为1,储备池中神经元个数设定为 $N=1000 \pm 300$ ;

储备池稀疏程度 $SD=m/N$ ,其中, $m$ 是储备池中相互连接的神经元个数, $SD$ 取值范围为1~5%;

储备池谱半径 $SR$ 的取值根据在0~1范围内以0.1为步长进行调试,以结果最优时所对应的 $SR$ 值为最终取值, $SR=\max\{abs(W\text{的特征值})\}$ ;

储备池输入单元尺度 $IS$ 的取值为在-1~1范围内以0.01为步长进行调试,以结果最优时所对应的 $IS$ 值为最终取值。

3. 根据权利要求2所述的心电信号的自动降噪算法,其特征是,步骤B) 具体过程如下:

①从所获取的人体心电信号数据中截取若干连续心拍 $x(n)$ ,  $n=1, 2, \dots, M$ ,  $M=55 \pm 2$ , 然后以当前时刻的含噪心电信号 $x(n)$ 、其上一时刻的含噪心电信号 $x(n-1)$ 、当前时刻的含噪心电信号的一阶导数 $x'(n)$ 、当前时刻的含噪心电信号的二阶导数 $x''(n)$ 构成回声状态网

络的输入信号 $x_r(n)$ , 表示为 $x_r(n) = \begin{bmatrix} x(n) \\ x(n-1) \\ x'(n) \\ x''(n) \end{bmatrix}$ ;

定义当前时刻的含噪心电信号 $x(n)$ 所对应的干净心拍数据为 $d(n)$ ;

由 $x_r(n)$ 与 $d(n)$ 组成训练集 $(x_r(n), d(n))$ ,  $n=1, 2, \dots, M$ ;

②定义 $y(n) = g(W_{out}^T(n-1)v(n))$ , 其中 $g(\cdot)$ 为输出神经元激活函数, 选为恒等函数,

即输出神经元为一个线性神经元, 该函数中, 矩阵 $v(n)$  定义为 $v(n) = \begin{bmatrix} r(n) \\ diag(IS) \cdot x_r(n) \end{bmatrix}$ , 其中 $r(n)$ 为储备池状态变量;

③定义误差 $e(n) = d(n) - y(n)$ 。

4. 根据权利要求3所述的心电信号的自动降噪算法,其特征是,步骤C) 具体过程是:

①选定网络的储备池状态变量初始值为0,即 $r(0)=0$ ,训练集 $(x_r(n), d(n), n=1, 2, \dots, M)$ 中的样本 $x_r(n)$ 经过 $W_{in}$ ,  $d(n)$ 经过 $W_{back}$ 分别加到储备池中,利用公式 $r(n) = (1-\alpha)[f(W \cdot r(n-1) + W_{in} \cdot u(n) + W_{back} \cdot d(n))] + \alpha \cdot r(n-1)$ 进行储备池状态变量 $r(n)$ 的更新;

其中 $f(\cdot)$ 为储备池神经元激活函数,选为非线性的 $\tanh(\cdot)$ 函数;

$u(n) = \psi(n-1) \cdot v(n)$ ,  $\psi(n)$ 为 $v(n)$ 的相关系数矩阵并通过公式 $\psi(n) = \frac{\psi(n-1) - k(n)[v^T(n) \cdot \psi(n-1)]}{\lambda}$ 来进行更新,其中, $k(n) = \frac{u(n)}{\lambda + v^T(n) \cdot u(n)}$ ,  $\lambda$ 为遗忘因子,其取值在0.95~1范围以0.0001为步长进行调试,以结果最优时 $\lambda$ 值为最终取值,  $\psi(0) = \delta \cdot I$ ,  $I$ 为单位矩阵,  $\delta$ 为一个极小的正数,其取值在0~0.001范围内以0.00001为步长调试,以结果最优时 $\delta$ 值为最终取值;

$\alpha$ 为遗忘率,其取值在0~1范围内以0.1的步长进行调试,以结果最优时的 $\alpha$ 值为最终取值;

②根据公式 $W_{out}(n) = W_{out}(n-1) + k(n) \cdot e(n)$ 进行输出权重 $W_{out}$ 的更新;

③通过更新 $W_{out}(n)$ 和 $r(n)$ 使 $y(n)$ 逼近干净ECG信号 $d(n)$ ,使误差 $e(n)$ 能够近似于0,得到训练完成的回声状态网络。

5. 根据权利要求4所述的心电信号的自动降噪算法,其特征是,步骤D)具体过程是:

以构建训练集时所截取的M个心拍之后紧邻的T个心拍构建测试集,测试集 $(X_r(n), n=$

$1, 2, \dots, T, T=200 \pm 10)$ , 其中,  $X_r(n) = \begin{bmatrix} X(n) \\ X(n-1) \\ X'(n) \\ X''(n) \end{bmatrix}$ , 即其包含当前时刻的心电信号 $X(n)$ 、其

上一个心电信号 $X(n-1)$ 、其一阶导数 $X'(n)$ 和二阶导数 $X''(n)$ ;

将测试集 $(X_r(n), n=1, 2, \dots, T)$ 中的 $X_r(n)$ 输入训练完成的回声状态网络,网络输出干净心电信号 $Y(n)$ 。

## 一种心电信号自动降噪方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及心电信号自动检测与分析方法,具体的说是一种心电信号自动降噪方法。

### 背景技术

[0002] 心血管疾病已成为人们健康的头号杀手,具有着高发病率、高致残率、高死亡率。其中,心电信号的低频成分对心血管疾病的智能诊断十分很重要,如其低频成分之一的ST段,代表着心室除极结束后、心室复极开始的一段时间内的电位变化情况,是诊断心肌缺血的重要指标。但与此同时,心电信号本身具有生物电信号的共性:幅值微弱、低频、阻抗大、随机性等,这些特点使得心电信号在采集过程中极易受到各种噪声的干扰。尤其在如今远程医疗背景下,心电信号采集时的噪声呈现了更为复杂特征,从而极易导致心电信号的低频部分被复杂噪声淹没,有效信息丢失的现象发生。

[0003] 目前常用的方法有三种:第一种,经验模态分解(EMD)是提取固有模态函数(IMF)从而对含噪ECG信号进行了降噪,结果可以去除95%的高斯白噪声。然而,EMD并不能分离出与ECG信号频率相似的信号。因此,这种降噪方法有可能从信号中将P波和T波滤除,从而导致误诊。第二种,主成分分析(PCA)和独立成分分析(ICA)都是用于从非高斯噪声信号中寻找独立的源信号的盲源分离技术,对于带内滤波有着明显的优势。但其模型对于含噪ECG信号的细微变化十分敏感,并不太适用ECG信号中含有较为复杂的噪声的情况。第三种,小波去噪方法在去除高频噪声方面取得了不错的结果,但其小波基的选择及阈值的设定是需要通过大量的实验来确定,且对最终滤波效果有直接的影响。由此可见,已有算法在降噪过程中容易丢失心电信号的有效低频信息,影响医生的判断。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种电信号自动降噪算法,以在实现心电信号降噪的同时保留低频特征波,克服已有算法在降噪过程中容易丢失心电信号的有效低频信息的问题。

[0005] 本发明的目的是这样实现的:

[0006] 一种心电信号的自动降噪算法,包括以下几个步骤:

[0007] A) 建立回声状态网络并初始化;

[0008] B) 获取人体心电信号并在此基础上构建训练集;

[0009] C) 利用基于递归最小二乘法的在线训练算法训练回声状态网络,获得并保存训练好的回声状态网络;

[0010] D) 以训练集之后紧邻的心电信号构建测试集,将测试集输入训练好的回声状态网络,得到干净的心电信号。

[0011] 所述的心电信号的自动降噪算法,步骤A) 包括初始化权值矩阵和网络参数初始化设定,其中:

[0012] ①初始化权值矩阵过程是:

[0013] 将输入单元与储备池内部连接的权值矩阵 $W_{in}$ 和储备池内部神经元连接权值矩阵 $W$ 随机初始化,使之都服从均匀分布;

[0014] 将输出单元与储备池的连接权值矩阵 $W_{back}$ 、储备池与输出单元连接权值矩阵 $W_{out}$ 初始化为零矩阵;

[0015] ②网络参数初始化设定过程是:

[0016] 输入神经元个数设定为4,输出神经元个数设定为1,储备池中神经元个数设定为 $N = 1000 \pm 300$ ;

[0017] 储备池稀疏程度 $SD = m/N$ ,其中, $m$ 是储备池中相互连接的神经元个数, $SD$ 取值范围为1~5%;

[0018] 储备池谱半径 $SR$ 的取值根据在0~1范围内以0.1为步长进行调试,以结果最优时所对应的 $SR$ 值为最终取值, $SR = \max \{ \text{abs}(W \text{的特征值}) \}$ ;

[0019] 储备池输入单元尺度 $IS$ 的取值为在-1~1范围内以0.01为步长进行调试,以结果最优时所对应的 $IS$ 值为最终取值。

[0020] 所述的心电信号的自动降噪算法,步骤B)具体过程如下:

[0021] ①从所获取的人体心电信号数据中截取若干连续心拍 $x(n)$ ,  $n=1, 2, \dots, M$ ,  $M=55 \pm 2$ ,然后以当前时刻的含噪心电信号 $x(n)$ 、其上一时刻的含噪心电信号 $x(n-1)$ 、当前时刻的含噪心电信号的一阶导数 $x'(n)$ 、当前时刻的含噪心电信号的二阶导数 $x''(n)$ 构成回声状

态网络的输入信号 $x_r(n)$ ,表示为 $x_r(n) = \begin{bmatrix} x(n) \\ x(n-1) \\ x'(n) \\ x''(n) \end{bmatrix}$ ;

[0022] 定义当前时刻的含噪心电信号 $x(n)$ 所对应的干净心拍数据为 $d(n)$ ;

[0023] 由 $x_r(n)$ 与 $d(n)$ 组成训练集 $(x_r(n), d(n), n=1, 2, \dots, M)$ ;

[0024] ②定义 $y(n) = g(W_{out}^T(n-1)v(n))$ ,其中 $g(\cdot)$ 为输出神经元激活函数,选为恒等函数,即输出神经元为一个线性神经元,该函数中,矩阵 $v(n)$ 定义为 $v(n) = \begin{bmatrix} r(n) \\ \text{diag}(IS) \cdot x_r(n) \end{bmatrix}$ ,其中 $r(n)$ 为储备池状态变量;

[0025] ③定义误差 $e(n) = d(n) - y(n)$ 。

[0026] 所述的心电信号的自动降噪算法,步骤C)具体过程是:

[0027] ①选定网络的储备池状态变量初始值为0,即 $r(0) = 0$ ,训练集 $(x_r(n), d(n), n=1, 2, \dots, M)$ 中的样本 $x_r(n)$ 经过 $W_{in}$ , $d(n)$ 经过 $W_{back}$ 分别加到储备池中,利用公式 $r(n) = (1-\alpha) [f(W \cdot r(n-1) + W_{in} \cdot u(n) + W_{back} \cdot d(n))] + \alpha \cdot r(n-1)$ 进行储备池状态变量 $r(n)$ 的更新;

[0028] 其中 $f(\cdot)$ 为储备池神经元激活函数,选为非线性的 $\tanh(\cdot)$ 函数;

[0029]  $u(n) = \psi(n-1) \cdot v(n)$ , $\psi(n)$ 为 $v(n)$ 的相关系数矩阵并通过公式 $\psi(n) = \frac{\psi(n-1) - k(n)[v^T(n) \cdot \psi(n-1)]}{\lambda}$ 来进行更新,其中, $k(n) = \frac{u(n)}{\lambda + v^T(n) \cdot u(n)}$ , $\lambda$ 为遗忘因子,其取值在0.95~1范围以0.0001为步长进行调试,以结果最优时 $\lambda$ 值为最终取值, $\psi(0) = \delta \cdot I$ , $I$ 为单位矩阵, $\delta$ 为一个极小的正数,其取值在0~0.001范围内以0.00001为步长调试,以结果最优时 $\delta$ 值为最终取值;

[0030]  $\alpha$ 为遗忘率,其取值在0~1范围内以0.1的步长进行调试,以结果最优时的 $\alpha$ 值为最终取值;

[0031] ②根据公式 $W_{out}(n) = W_{out}(n-1) + k(n) \cdot e(n)$ 进行输出权重 $W_{out}$ 的更新;

[0032] ③通过更新 $W_{out}(n)$ 和 $r(n)$ 使 $y(n)$ 逼近干净ECG信号 $d(n)$ ,使误差 $e(n)$ 能够近似于0,得到训练完成的回声状态网络。

[0033] 所述的心电信号的自动降噪算法,步骤D)具体过程是:

[0034] 以构建训练集时所截取的M个心拍之后紧邻的T个心拍构建测试集,测试集 $(X_r(n), n=1, 2, \dots, T, T=200 \pm 10)$ ,其中, $X_r(n) = \begin{bmatrix} X(n) \\ X(n-1) \\ X'(n) \\ X''(n) \end{bmatrix}$ ,即其包含当前时刻的心电信号 $X$

$(n)$ 、其上一个心电信号 $X(n-1)$ 、其一阶导数 $X'(n)$ 和二阶导数 $X''(n)$ ;

[0035] 将测试集 $(X_r(n), n=1, 2, \dots, T)$ 中的 $X_r(n)$ 输入训练完成的回声状态网络,网络输出干净心电信号 $Y(n)$ 。

[0036] 经本发明方法的处理,去噪后的干净心电信号不但有效滤除噪声,且恢复了心电信号低频特征波,保留了心电信号的有效信息。

## 附图说明

[0037] 图1是本发明方法实施过程流程图。

[0038] 图2是回声状态网络结构示意图。

[0039] 图3是人体心电信号波形结构示意图。

[0040] 图4是滤波前含噪心电信号图。

[0041] 图5是滤波后干净心电信号图。

## 具体实施方式

[0042] 本实施例在Intel Xeon CPU E5-2697@2.70GHz,内存为128.00GB,Win7,64位操作系统的计算机中实现,整个心电信号自动分类算法采用Matlab语言实现。

[0043] 结合图1,本发明的实施过程如下:

[0044] A) 建立回声状态网络(Echo State Network, ESN):

[0045] ①、初始化权值矩阵:

[0046] 随机初始化输入单元与储备池内部连接的权值矩阵 $W_{in}$ 和储备池内部神经元连接权值矩阵 $W$ ,并且使其都服从均匀分布;

[0047] 输出单元与储备池的连接权值矩阵 $W_{back}$ 、储备池与输出单元连接权值矩阵 $W_{out}$ 初始化为零矩阵;

[0048] ②、参数设定:

[0049] ESN的输入神经元个数设定为4,输出神经元个数设定为1,储备池中的神经元的个数即储备池规模 $N=1000$ ;

[0050] ESN的储备池稀疏程度SD按公式 $SD=m/N$ 计算得到,其中, $m$ 是储备池中相互连接的神经元个数,本例中将 $m$ 取为 $m=20$ ,则 $SD=2\%$ ;

[0051] 储备池谱半径SR定义为 $SR = \max \{ \text{abs}(W \text{的特征值}) \}$ , 由于当 $SR < 1$ 时, ESN才具有回声状态性质, 本例中SR取值根据0~1范围内以0.1为步长进行调试, 结果最优时取为 $SR = 0.4$ ;

[0052] 定义 $W_s$ 为一个随机生成的服从均匀分布的稀疏程度为SD的稀疏矩阵, 则储备池内部神经元连接权值矩阵 $W = SR \cdot W_s$ , 以保证W的谱半径为SR;

[0053] 储备池输入单元尺度IS是输入信号连接至储备池之前需要相乘的一个尺度因子, 通过输入信号与其相乘, 从而将输入信号变换至储备池神经元激活函数的输入范围内, 神经元激活函数输入范围为 $[-1, 1]$ , 本例中IS的取值在-1~1范围内以0.01为步长进行调试, 结果最优时 $IS = [0.01; 0.01; 0.9; 0.8]$ ;

[0054] B) 以250Hz的采集频率采集人体心电原始信号, 其波形结构如图3所示, 并存储为TXT文档的数据形式, 然后用Matlab软件将以TXT文档存储的心电原始信号数据读取到电脑中, 作为原始心电信号, 如图4所示, 构建训练集:

[0055] 定义 $x_r(n)$ 为ESN的输入信号, 其是从原始心电信号截取连续的 $M = 55$ 个心拍 $x(n)$ ,  $n = 1, 2, \dots, 55$ , 以当前时刻的含噪心电信号 $x(n)$ 、其上一时刻的含噪心电信号 $x(n-1)$ 、当前时刻的含噪心电信号的一阶导数 $x'(n)$ 、当前时刻的含噪心电信号的二阶导数 $x''(n)$ 构成,

表示为 $x_r(n) = \begin{bmatrix} x(n) \\ x(n-1) \\ x'(n) \\ x''(n) \end{bmatrix}$ , 为一个 $N \times 4$ 的矩阵; 定义与当前心拍相应的干净心拍数据为 $d$

(n); 由 $x_r(n)$ 与 $d(n)$ 组成训练集 $(x_r(n), d(n), n = 1, 2, \dots, 55)$ 。

[0056] 定义 $y(n) = g(W_{out}^T(n-1)v(n))$ , 其中 $g(\cdot)$ 为输出神经元激活函数, 选为恒等函数, 即输出神经元为一个线性神经元, 该函数中, 矩阵 $v(n)$ 定义为 $v(n) = \begin{bmatrix} r(n) \\ \text{diag}(IS) \cdot x_r(n) \end{bmatrix}$ ,

其中 $r(n)$ 为储备池的状态变量,  $\text{diag}(IS)$ 表示以IS为对角线生成一个对角矩阵;

[0057] 定义误差 $e(n) = d(n) - y(n)$ ;

[0058] C) 利用基于递归最小二乘法的在线训练算法训练回声状态网络:

[0059] ①选定网络的储备池的状态变量初始值为0, 即 $r(0) = 0$ , 训练集 $(x_r(n), d(n), n = 1, 2, \dots, 55)$ 中的样本 $x_r(n)$ 经过 $W_{in}$ ,  $d(n)$ 经过 $W_{back}$ 分别加到储备池中, 利用公式 $r(n) = (1 - \alpha)[f(W \cdot r(n-1) + W_{in} \cdot u(n) + W_{back} \cdot d(n))] + \alpha \cdot r(n-1)$ 进行储备池状态 $r(n)$ 的更新:

[0060] 其中 $f(\cdot)$ 为储备池神经元激活函数, 由于网络进行建模时需要较强的非线性, 选为非线性的 $\tanh(\cdot)$ 函数;

[0061] 该函数中 $u(n) = \psi^{-1}(n-1) \cdot v(n)$ ,  $\psi(n)$ 为 $v(n)$ 的相关系数矩阵的逆矩阵并通过下式来进行更新:

[0062]  $\psi^{-1}(n) = \frac{\psi^{-1}(n-1) - k(n)[v^T(n) \cdot \psi^{-1}(n-1)]}{\lambda}$ ; 其中,  $k(n) = \frac{u(n)}{\lambda + v^T(n) \cdot u(n)}$ ,  $\lambda$ 为遗忘因子, 定义为一个范围为 $0.95 < \lambda < 1$ 的常数, 其取值以0.0001为步长, 进行调试, 以结果最优时 $\lambda$ 值为最终取值, 本例中取 $\lambda = 0.9999$ ,  $\psi(0) = \delta^{-1} \cdot I$ ,  $I$ 为单位矩阵,  $\delta$ 为一个极小的正数, 其取值范围为0~0.001, 以0.00001为步长调试, 以结果最优(即训练集中的输入信号再放进网络

中, 得到的 $y(n)$ 与 $d(n)$ 的误差近似于0时)时 $\delta$ 值为最终取值, 本例中取 $\delta = 0.00172$ ;

[0063] 该函数中 $\alpha$ 为遗忘率, 被定义为一个小于1的正数, 取值范围为0~1, 以0.1的步长

进行调试,以结果最优时的 $\alpha$ 值为最终取值,本例中取值为 $\alpha=0.8$ 。

[0064] ②根据公式 $W_{out}(n) = W_{out}(n-1) + k(n) \cdot e(n)$ 进行输出权重 $W_{out}$ 的更新。

[0065] ③通过更新 $W_{out}(n)$ 和 $r(n)$ 使 $y(n)$ 逼近干净ECG信号 $d(n)$ ,使误差 $e(n)$ 能够近似于0,得到并保存训练完好的回声状态网络。

[0066] 当 $y(n)$ 逼近于 $d(n)$ 时,即误差 $e(n)$ 近似于0,网络为稳定状态,保存训练好的回声状态网络即可用于心电信号去噪。

[0067] D) 验证:

[0068] 以构建训练集时所截取的55个心拍之后紧邻的 $T=200$ 个心拍构建测试集,测试集

$(X_r(n), n=1, 2, \dots, 200)$ , 其中,  $X_r(n) = \begin{bmatrix} X(n) \\ X(n-1) \\ X'(n) \\ X''(n) \end{bmatrix}$ , 即其包含当前时刻的心电信号 $X(n)$ 、其

上一个心电信号 $X(n-1)$ 、其一阶导数 $X'(n)$ 和二阶导数 $X''(n)$ ;

[0069] 将测试集 $(X_r(n), n=1, 2, \dots, 200)$ 中的 $X_r(n)$ 输入训练完成的回声状态网络,网络输出干净心电信号 $Y(n)$ ,如图5所示。

[0070] 从以上处理结果可以看出,含噪心电信号(如图4)与正常心电信号波形(图2)相对比可看出,在噪声的干扰下心电信号低频特征波T波和P波严重失真,经本发明方法的处理,去噪后的干净心电信号(如图5)不但有效滤除噪声,且恢复了心电信号低频特征波,保留了心电信号的有效信息。

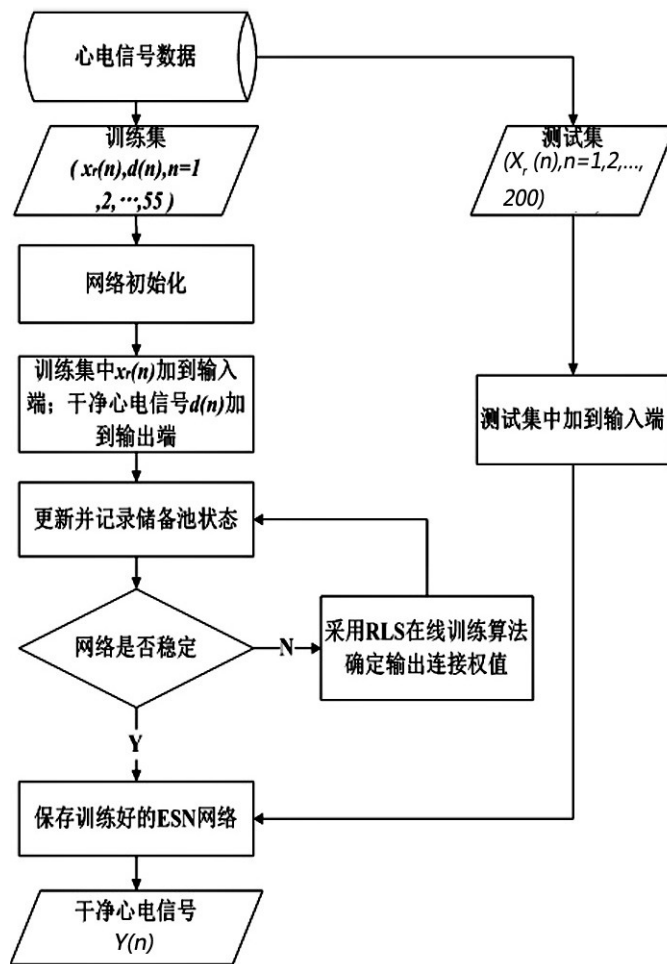


图1

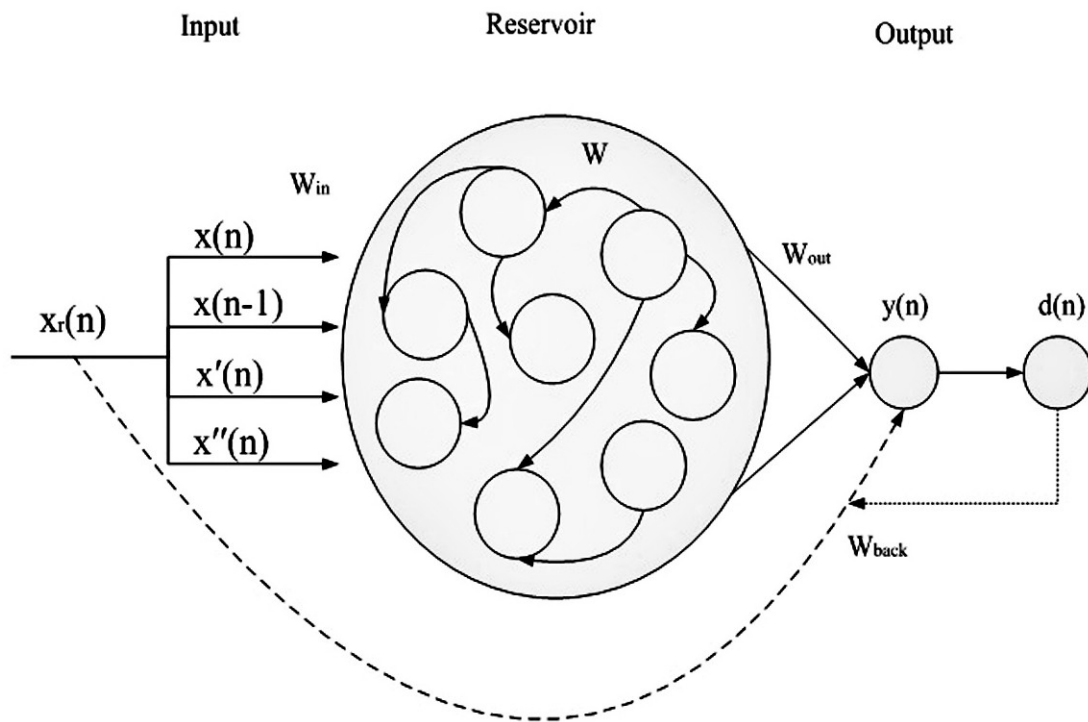


图2

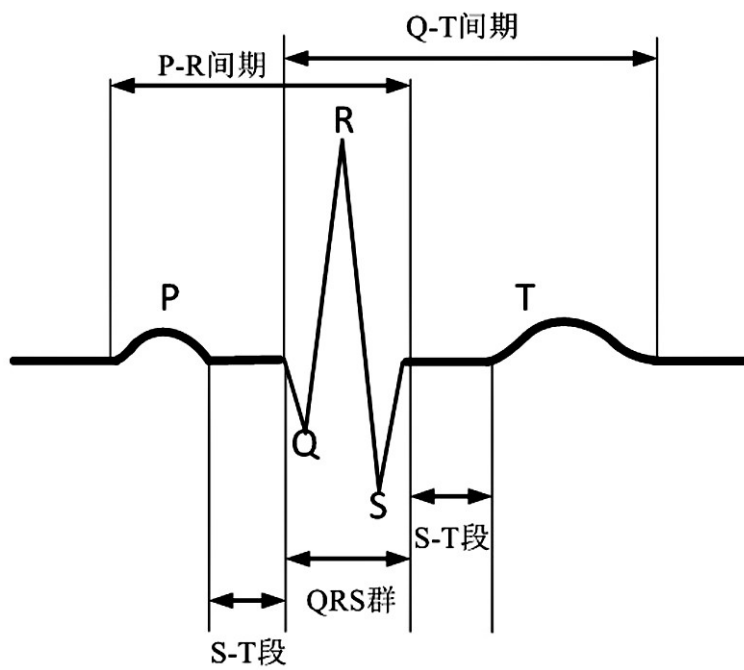


图3

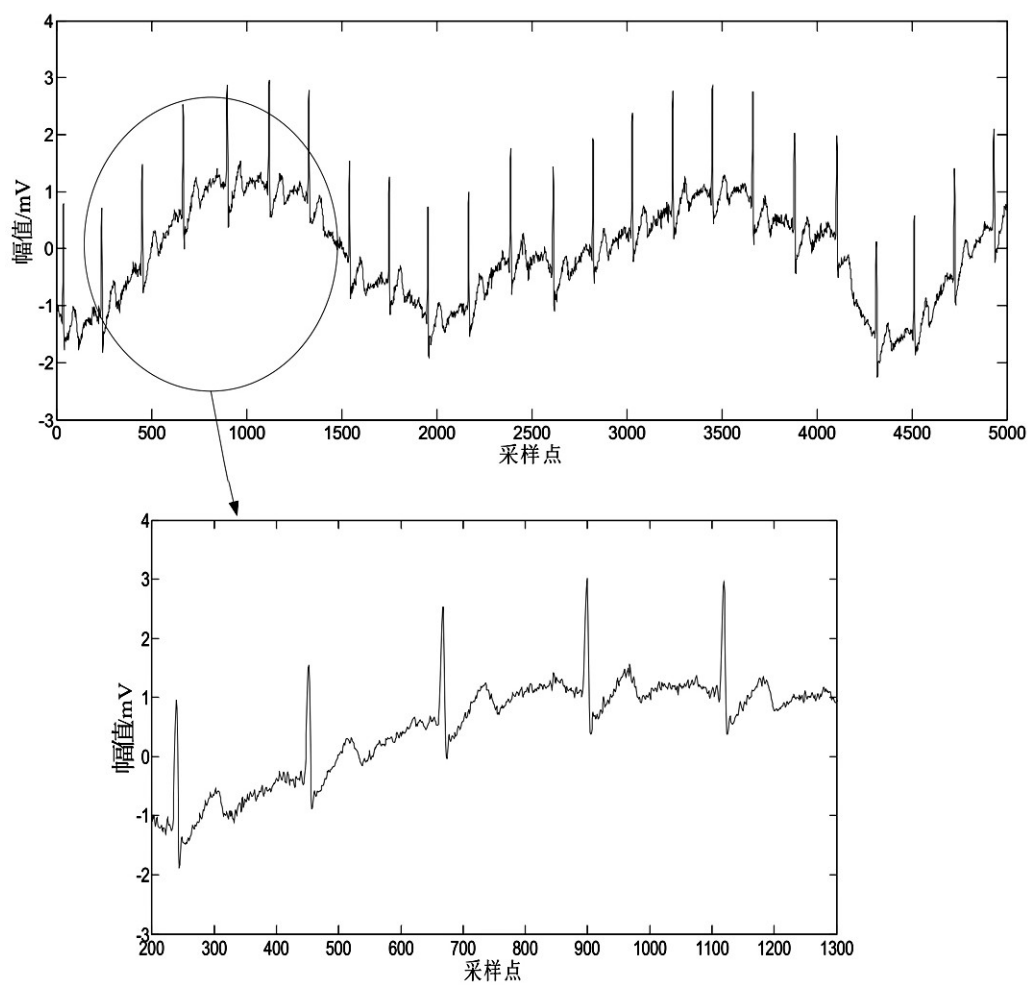


图4

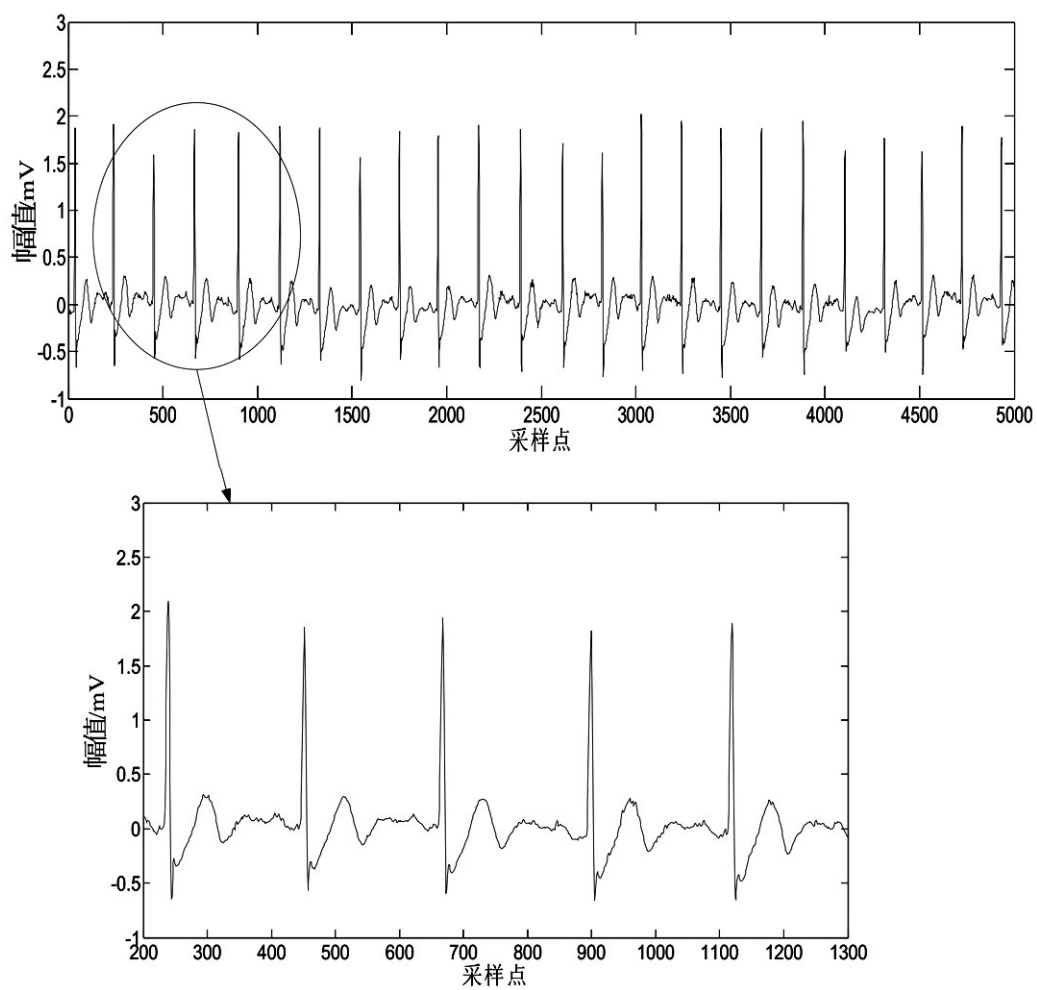


图5

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种心电信号自动降噪方法                                   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN108113665A</a>                   | 公开(公告)日 | 2018-06-05 |
| 申请号            | CN2017111339403.9                              | 申请日     | 2017-12-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 河北大学                                           |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 河北大学                                           |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 河北大学                                           |         |            |
| [标]发明人         | 刘秀玲<br>张杰烁<br>熊鹏<br>刘明<br>李鑫<br>王洪瑞            |         |            |
| 发明人            | 刘秀玲<br>张杰烁<br>熊鹏<br>刘明<br>李鑫<br>王洪瑞            |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0402 A61B5/00                            |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7235   |         |            |
| 代理人(译)         | 孙丽红                                            |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

# 摘要(译)

本发明公开了一种心电信号的自动降噪算法，其处理过程是：A) 建立回声状态网络并初始化；B) 获取人体心电信号并在此基础上构建训练集；C) 利用基于递归最小二乘法的在线训练算法训练回声状态网络，获得训练好的回声状态网络；D) 构建测试集，将测试集输入训练好的回声状态网络，得到干净的心电信号。经本发明方法的处理，去噪后的干净心电信号不但有效滤除噪声，且恢复了心电信号低频特征波，保留了心电信号的有效信息。

