



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110584646 A

(43)申请公布日 2019.12.20

(21)申请号 201910769222.2

(22)申请日 2019.08.20

(71)申请人 广东工业大学

地址 510006 广东省广州市番禺区大学城
外环西路100号

(72)发明人 杨海南 廉迎战

(74)专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限公司 44102

代理人 林丽明

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

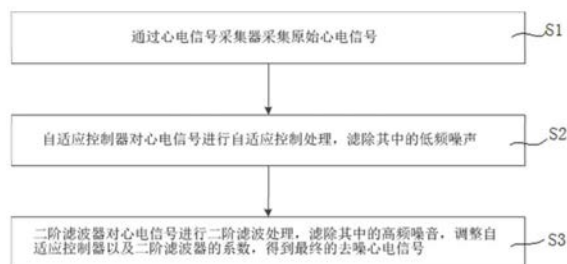
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置及方法

(57)摘要

本发明公开了一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置及方法,通过对采集贴在人体皮肤特殊位置的电极片间的电势差获得的心电信号进行自适应控制处理以及二阶滤波处理,从而滤除其中的低阶与高阶噪音,获得能够用于医用治疗和科研分析有效的心电信号,解决了现有方法采集得到的心电信号存在噪音,影响后续诊断精度的问题。



1. 一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置,其特征在于,包括:心电信号采集器、自适应控制器、二阶滤波器;

所述心电信号采集器用于采集原始心电信号;

所述自适应控制器用于对所述心电信号采集器采集得到的心电信号进行自适应控制处理,滤除其中的低频噪声;

所述二阶滤波器用于对所述自适应控制器处理后的心电信号进行二阶滤波,滤除其中的高频噪音,得到最终的去噪心电信号。

2. 根据权利要求1所述的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置,其特征在于,所述预处理装置还包括模数转换器,用于对所述心电信号采集器采集得到的原始心电信号进行离散化处理。

3. 根据权利要求1所述的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置,其特征在于,所述二阶滤波器具体为对所述心电信号中包括P波、Q波、R波、S波、T波和U波的特征波形进行二阶滤波处理。

4. 根据权利要求1所述的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置,其特征在于,所述二阶滤波器包括以顺序结构连接的第一滤波器和第二滤波器。

5. 根据权利要求1所述的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置,其特征在于,

所述自适应控制器的输入信号包括目标信号以及参考信号,所述目标信号为采集得到的心电信号,所述参考信号为所述目标信号中与噪声信号无关的信号,所述自适应控制处理为抵消目标信号中的噪声信号而保留与参考信号相对应的相关信号,从而得到不含低频噪声的心电信号;

所述自适应控制器的模型为:

$$\begin{cases} X(n) = S(n) - V(n) \\ x(n) = \sum_{k=n-d}^{n-1} X(k) / d \\ y(n) = x(n)m(n) \\ e(n) = X(n) - y(n) \\ m(n+1) = w(n) + \tau m(n)e(n) \end{cases}$$

其中, $S(n)$ 为第 n 时刻的参考信号, $V(n)$ 为第 n 时刻所采集到的目标信号, $X(n)/X(k)$ 是 $S(n)/S(k)$ 与 $V(n)/V(k)$ 叠加后的自适应控制器输入信号; $x(n)$ 为将前 d 个时刻的目标信号采样值取平均的信号; $y(n)$ 表示自适应控制器在时刻 n 的输出信号; $e(n)$ 为第 n 时刻的自适应控制器输入信号 $X(n)$ 与自适应控制器输出值 $y(n)$ 进行减法运算的误差值; $m(n)$ 为自适应控制器的抽头系数, τ 是步长因子,其中 $m(n) \in [1, 100]$, $\tau \in (0.001, 0.1)$ 。

6. 根据权利要求1所述的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置,其特征在于,所述二阶滤波器的模型为:

$$\dot{v}_{1i} = k_1^i (v_i - v_{1i}) + \varepsilon_i(t) v_i$$

$$\dot{v}_{2i} = k_2^i (v_{1i} - v_{2i})$$

其中 k_1^i 、 k_2^i 为二阶滤波器的系数, v_{1i} 、 v_{2i} 表示二阶滤波器的状态, v_{2i} 为二阶滤波器的输

出, v_i 和 v_{2i} 分别为二阶过滤器的输入和输出, $\varepsilon_i(t)$ 为二阶滤波通信网络引起的噪声系数。

7. 根据权利要求6所述的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置, 其特征在于, 由于存在过滤误差, 所述二阶滤波器的实际系数为:

$$k_{\varepsilon i}(t) = k_1^i + \varepsilon_i(t)$$

其中 k_1^i 为二阶滤波器的系数, $\varepsilon_i(t)$ 为二阶滤波通信网络引起的噪声系数。

8. 根据权利要求7所述的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置, 其特征在于, 所述二阶滤波器的系数 k_1^i 和 k_2^i 的滤波过程为负反馈调节方式, 即当滤波信号增强时, 减小输入的所述心电信号的作用; 当滤波信号减弱时, 加强所述心电信号的作用。

9. 根据权利要求1~8任一项所述自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理方法, 其特征在于, 包括以下步骤:

S1. 通过心电信号采集器采集原始心电信号;

S2. 自适应控制器对采集得到的心电信号进行自适应控制处理, 滤除其中的低频噪声;

S3. 二阶滤波器对自适应控制处理后的心电信号进行二阶滤波处理, 滤除其中的高频噪音, 得到最终的去噪心电信号。

10. 根据权利要求9所述的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理方法, 其特征在于, 所述步骤S3还包括调整所述自适应控制器以及二阶滤波器的系数, 使得所述二阶滤波器收敛时满足预设的收敛率和超调量, 从而完成对自适应控制处理后的心电信号中高频噪音的滤除。

一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置及方法

[0001] 技术邻域

[0002] 本发明涉及医疗设备的技术邻域,尤其涉及一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置及方法。

背景技术

[0003] 随着城市生活的加快,心脏病已经成为正常生活的一大困扰。如何应用正确的检测并预防心脏疾病是当今社会研究的热点。心电图是诊断心脏病的标准,对于心肌梗死、心室肥大等心脏疾病的诊断起到了很大的作用。心电信号中各种特征波形与心脏的机械运动、生理功能以及健康状况存在着密不可分的对应关系,因此通过长期观察心电波形特征的变异情况是医生发现早期心血管类疾病的主要途径之一。然而,心电信号作为人体微弱信号,采集的过程中存在大量噪音,将其有效部分提取出来成为心电检测与识别的前提。目前在医疗上或者科研分析中,心电信号是通过采集贴在人体皮肤特殊位置的电极片间的电势差获得,以这种方式获得的心电信号为含噪心电信号,存在一定的干扰,以此作为诊断的标准会诊断的精度,甚至有可能带来误判。

发明内容

[0004] 本发明为解决现有方法采集得到的心电信号存在噪音,影响后续诊断精度的问题,提供了一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置及方法。

[0005] 为实现以上发明目的,而采用的技术手段是:

[0006] 一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置,包括:心电信号采集器、自适应控制器、二阶滤波器;

[0007] 所述心电信号采集器用于采集原始心电信号;

[0008] 所述自适应控制器用于对所述心电信号采集器采集得到的心电信号进行自适应控制处理,滤除其中的低频噪声;

[0009] 所述二阶滤波器用于对所述自适应控制器处理后的心电信号进行二阶滤波,滤除其中的高频噪音,得到最终的去噪心电信号。

[0010] 上述方案中,通过对采集贴在人体皮肤特殊位置的电极片间的电势差获得的心电信号进行自适应二阶滤波预处理,从而滤除其中的低阶与高阶噪音,获得能够用于医用治疗和科研分析有效的心电信号。

[0011] 优选的,所述预处理装置还包括模数转换器,用于对所述心电信号采集器采集得到的原始心电信号进行离散化处理。在本优选方案中,由于计算机只能识别类似于0/1的离散二进制数或者十六进制数,因此对采集的原始心电信号进行离散化处理。

[0012] 优选的,所述二阶滤波器具体为对所述心电信号中包括P波、Q波、R波、S波、T波和U波的特征波形进行二阶滤波处理。

[0013] 优选的,所述二阶滤波器包括以顺序结构连接的第一滤波器和第二滤波器。在本优选方案中,将第一滤波器和第二滤波器以顺序结构连接使得心电信号在滤波器处理过程

中平滑过渡,避免出现对心电信号造成不必要的抖动。

[0014] 优选的,所述自适应控制器的输入信号包括目标信号以及参考信号,所述目标信号为采集得到的心电信号,所述参考信号为所述目标信号中与噪声信号无关的信号,所述自适应控制处理为抵消目标信号中的噪声信号而保留与参考信号相对应的相关信号,从而得到不含低频噪声的心电信号;

[0015] 所述自适应控制器的模型为:

$$[0016] \quad \begin{cases} X(n) = S(n) - V(n) \\ x(n) = \sum_{k=n-d}^{n-1} X(k) / d \\ y(n) = x(n)m(n) \\ e(n) = X(n) - y(n) \\ m(n+1) = w(n) + \tau m(n)e(n) \end{cases}$$

[0017] 其中, $S(n)$ 为第 n 时刻的参考信号,该参考信号为高精度的医疗测量仪和信号处理技术手段下的标本信号,可以通过AD转换储存在PC机中的数据, $V(n)$ 为第 n 时刻所采集到的目标信号, $X(n)/X(k)$ 是 $S(n)/S(k)$ 与 $V(n)/V(k)$ 叠加后的自适应控制器输入信号; $x(n)$ 为将前 d 个时刻的目标信号采样值取平均的信号; $y(n)$ 表示自适应控制器在时刻 n 的输出信号; $e(n)$ 为第 n 时刻的自适应控制器输入信号 $X(n)$ 与自适应控制器输出值 $y(n)$ 进行减法运算的误差值; $m(n)$ 为自适应控制器的抽头系数, τ 是步长因子,其中 $m(n) \in [1, 100]$, $\tau \in (0.001, 0.1)$ 。

[0018] 在本优选方案中,要达到自适应控制效果,只需要适当的增大自适应控制器抽头系数并减小其步长因子,从而抵消目标信号中的噪声信号而保留与参考信号相对应的相关信号。采集得到的心电信号通过自适应控制器的简单滤波处理,可以将肌电干扰中低于50HZ的低频成分噪声滤除,即最终得到的信号为不含低频噪声的心电信号。

[0019] 优选的,所述二阶滤波器的模型为:

$$[0020] \quad \dot{v}_{1i} = k_1^i (v_i - v_{1i}) + \varepsilon_i(t) v_i$$

$$[0021] \quad \dot{v}_{2i} = k_2^i (v_{1i} - v_{2i})$$

[0022] 其中 k_1^i 、 k_2^i 为二阶滤波器的系数, v_{1i} 、 v_{2i} 表示二阶滤波器的状态, v_{2i} 为二阶滤波器的输出, v_i 和 v_{2i} 分别为二阶过滤器的输入和输出, $\varepsilon_i(t)$ 为二阶滤波通信网络引起的噪声系数。在本优选方案中,由于心电信号的采集来源于人体体表,不可避免的会引入肌电干扰。而肌电干扰产生的肌电基线通常在很小电压范围内,所以一般不明显。肌电干扰的主要能量集中在30Hz-300Hz频率范围内,采用二阶过滤器能够滤除心电信号分量中包括基线漂移、肌电干扰和电极接触噪声等的高频成分。

[0023] 优选的,由于存在过滤误差,所述二阶滤波器的实际系数为:

$$[0024] \quad k_{\varepsilon i}(t) = k_1^i + \varepsilon_i(t)$$

[0025] 其中 k_1^i 为二阶滤波器的系数, $\varepsilon_i(t)$ 为二阶滤波通信网络引起的噪声系数。

[0026] 优选的,所述二阶滤波器的系数 k_1^i 和 k_2^i 的滤波过程为负反馈调节方式,即当滤波信号增强时,减小输入的所述心电信号的作用;当滤波信号减弱时,加强所述心电信号的作用。

用。

[0027] 本发明还提供了基于所述自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理方法,包括以下步骤:

[0028] S1.通过心电信号采集器采集原始心电信号;

[0029] S2.自适应控制器对采集得到的心电信号进行自适应控制处理,滤除其中的低频噪声;

[0030] S3.二阶滤波器对自适应控制处理后的心电信号进行二阶滤波处理,滤除其中的高频噪音,得到最终的去噪心电信号。

[0031] 优选的,所述步骤S3还包括调整所述自适应控制器以及二阶滤波器的系数,使得所述二阶滤波器收敛时满足预设的收敛率和超调量,从而完成对自适应控制处理后的心电信号中高频噪音的滤除。

[0032] 与现有技术相比,本发明技术方案的有益效果是:

[0033] 本发明通过对采集贴在人体皮肤特殊位置的电极片间的电势差获得的心电信号进行自适应控制处理以及二阶滤波处理,从而滤除其中的低阶与高阶噪音,获得能够用于医用治疗和科研分析有效的心电信号,解决了现有方法采集得到的心电信号存在噪音,影响后续诊断精度的问题。

附图说明

[0034] 图1为实施例1的装置结构图。

[0035] 图2为实施例2的去噪预处理方法流程图。

[0036] 图3为实施例2中二阶滤波器内部结构示意图。

[0037] 图4为实施例2中步骤S2的心电信号图。

[0038] 图5为实施例2中步骤S3得到的去噪心电信号。

具体实施方式

[0039] 附图仅用于示例性说明,不能理解为对本专利的限制;

[0040] 为了更好说明本实施例,附图某些部件会有省略、放大或缩小,并不代表实际产品的尺寸;

[0041] 对于本领域技术人员来说,附图中某些公知结构及其说明可能省略是可以理解的。

[0042] 下面结合附图和实施例对本发明的技术方案做进一步的说明。

[0043] 实施例1

[0044] 一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置,如图1所示,包括:心电信号采集器1、模数转换器2、自适应控制器3、二阶滤波器4;

[0045] 所述心电信号采集器1用于采集原始心电信号;

[0046] 所述预处理装置还包括模数转换器2,用于对所述心电信号采集器1采集得到的原始心电信号进行离散化处理;

[0047] 所述自适应控制器3用于对离散化的心电信号进行自适应控制处理,滤除其中的低频噪声;自适应控制器3的输入信号包括目标信号以及参考信号,所述目标信号为采集得

到的心电信号,所述参考信号为所述目标信号中与噪声信号无关的信号,所述自适应控制处理为抵消目标信号中的噪声信号而保留与参考信号相对应的相关信号,从而得到不含低频噪声的心电信号;

[0048] 所述自适应控制器3的模型为:

$$[0049] \begin{cases} X(n) = S(n) - V(n) \\ x(n) = \sum_{k=n-d}^{n-1} X(k) / d \\ y(n) = x(n)m(n) \\ e(n) = X(n) - y(n) \\ m(n+1) = w(n) + \tau m(n)e(n) \end{cases}$$

[0050] 其中, $S(n)$ 为第 n 时刻的参考信号, $V(n)$ 为第 n 时刻所采集到的目标信号, $X(n)/X(k)$ 是 $S(n)/S(k)$ 与 $V(n)/V(k)$ 叠加后的自适应控制器3输入信号; $x(n)$ 为将前 d 个时刻的目标信号采样值取平均的信号; $y(n)$ 表示自适应控制器3在时刻 n 的输出信号; $e(n)$ 为第 n 时刻的自适应控制器3输入信号 $X(n)$ 与自适应控制器3输出值 $y(n)$ 进行减法运算的误差值; $m(n)$ 为自适应控制器3的抽头系数, τ 是步长因子,其中 $m(n) \in [1, 100]$, $\tau \in (0.001, 0.1)$;

[0051] 所述二阶滤波器4包括以顺序结构连接的第一滤波器和第二滤波器,用于对所述自适应控制器3处理后的心电信号进行二阶滤波,滤除其中包括P波、Q波、R波、S波、T波和U波的特征波形的高频噪音,得到最终的去噪心电信号;

[0052] 所述二阶滤波器4的模型为:

$$[0053] \dot{v}_{1i} = k_1^i (v_i - v_{1i}) + \varepsilon_i(t) v_i$$

$$[0054] \dot{v}_{2i} = k_2^i (v_{1i} - v_{2i})$$

[0055] 其中 k_1^i 、 k_2^i 为二阶滤波器4的系数,其滤波过程为负反馈调节方式,即当滤波信号增强时,减小输入的所述心电信号的作用;当滤波信号减弱时,加强所述心电信号的作用; v_{1i} 、 v_{2i} 表示二阶滤波器4的状态, v_{2i} 为二阶滤波器4的输出, v_i 和 v_{2i} 分别为二阶滤波器的输入和输出, $\varepsilon_i(t)$ 为二阶滤波通信网络引起的噪声系数。

[0056] 由于存在过滤误差,所述二阶滤波器4的实际系数为:

$$[0057] k_{\varepsilon i}(t) = k_1^i + \varepsilon_i(t)$$

[0058] 其中 k_1^i 为二阶滤波器4的系数, $\varepsilon_i(t)$ 为二阶滤波通信网络引起的噪声系数。

[0059] 实施例2

[0060] 本实施例2为基于上述实施例1提供的自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置的去噪预处理方法并进行实验,如图2所示,包括以下步骤:

[0061] S1.通过心电信号采集器1采集原始心电信号;

[0062] S2.自适应控制器3对采集得到的心电信号进行自适应控制处理,滤除其中的低频噪声;在本实施例2中,本步骤S2后得到如图4所示的心电信号图;

[0063] S3.二阶滤波器4对自适应控制处理后的心电信号进行二阶滤波处理,如图3所示,先对自适应控制处理后的心电信号放大至 k_1^i 系数倍,然后在对其进行积分运算,同理也是放大 k_2^i 系数倍,再对其做积分处理,从而滤除其中的高频噪音,得到最终的去噪心电信号。

[0064] 对于该步骤,即当二阶滤波器4的调节次数 n 趋向于无穷大时,则需增大抽头系数 m (n) 以达到二阶滤波器4收敛所需要满足的条件,进而使整个滤波器控制系统到达稳定;根据想要达到的收敛率和超调量的大小,对步长因子 τ 进行动态调整:快速的收敛率则增大步长因子 τ ,较小的超调量则减小步长因子 τ ;通过增大 k_1^i 和减小 k_2^i 这两个二阶滤波器4的系数来控制二阶滤波器的高频噪声的阈值,从而达到高频噪声的滤波目的。根据上述参数调整规则动态调整自适应控制器3以及二阶滤波器4,得到最终的去噪心电信号,在本实施例2中,二阶滤波器4的系数分别设置为 $k_1^i=1.8$ 和 $k_2^i=2.1$,在本实施例2中,本步骤S3后得到如图5所示的最终去噪心电信号图。

[0065] 附图中描述位置关系的用语仅用于示例性说明,不能理解为对本专利的限制;

[0066] 显然,本发明的上述实施例仅仅是为清楚地说明本发明所作的举例,而并非是对本发明的实施方式的限定。对于所属邻域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明权利要求的保护范围之内。

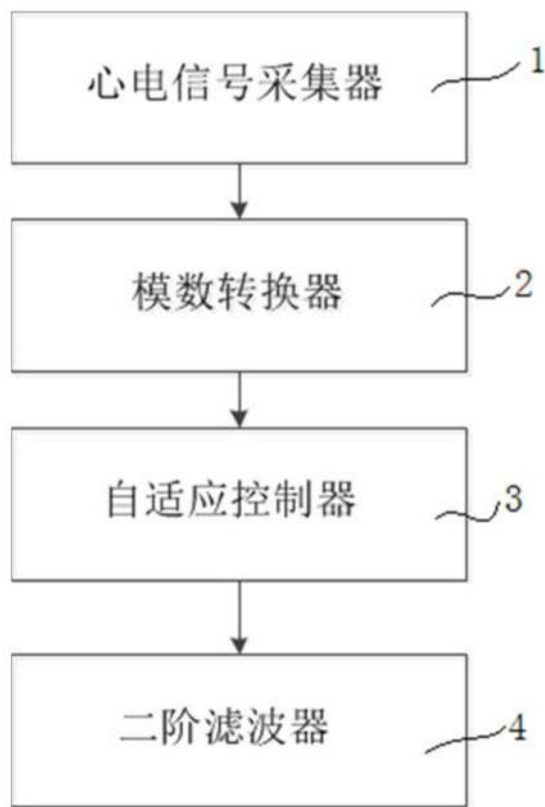


图1

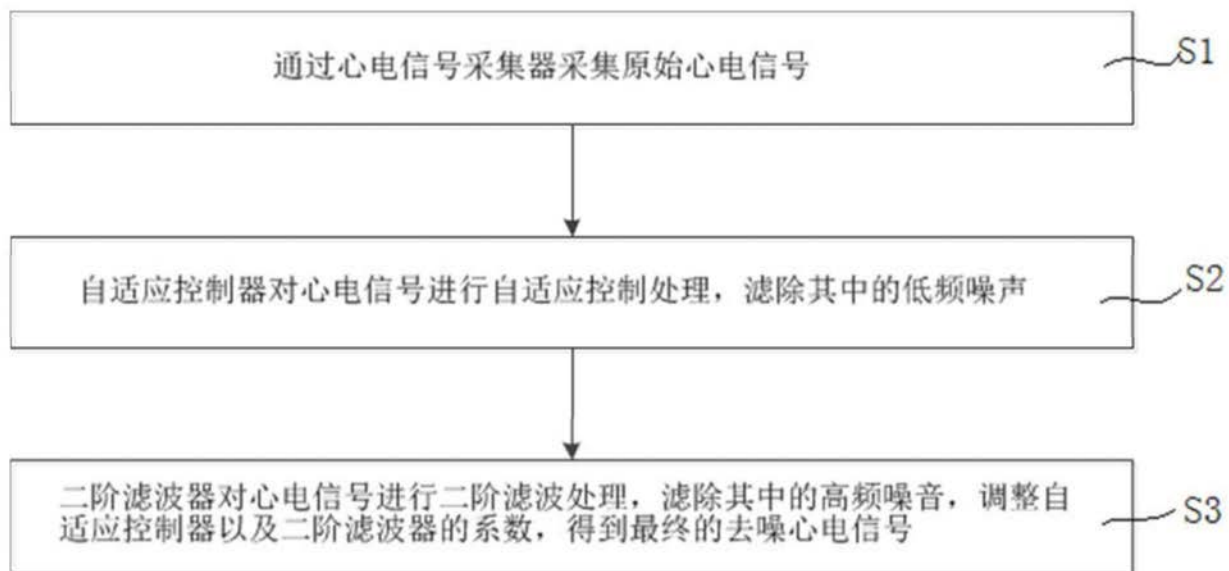


图2

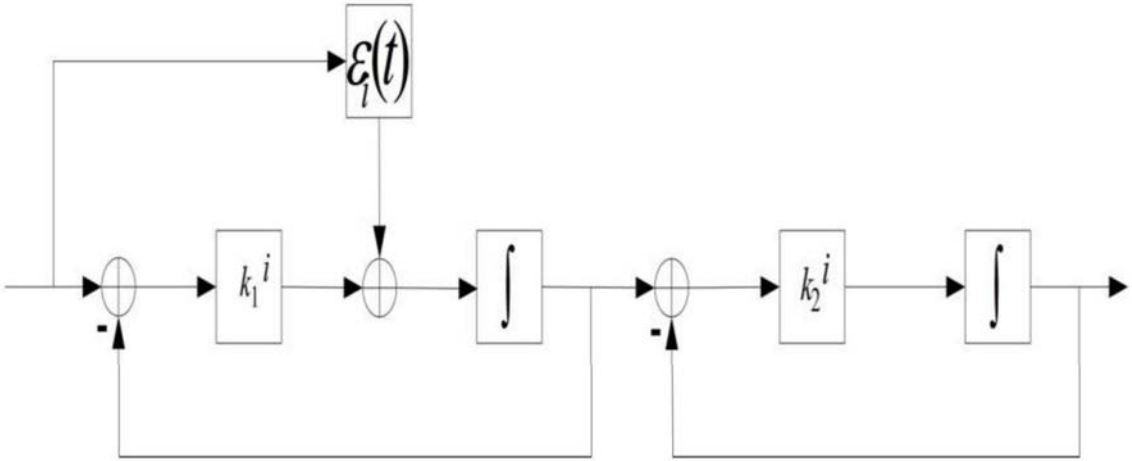


图3

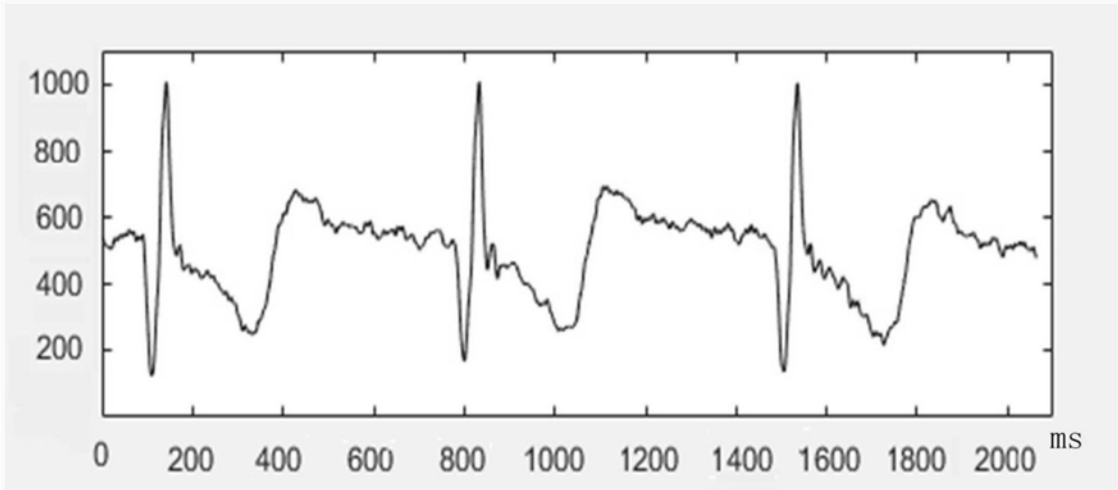


图4

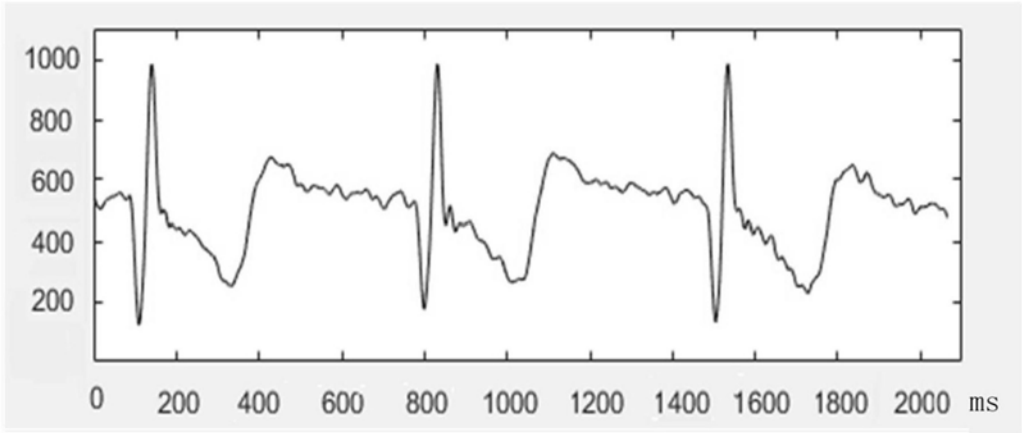


图5

专利名称(译)	一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置及方法		
公开(公告)号	CN110584646A	公开(公告)日	2019-12-20
申请号	CN201910769222.2	申请日	2019-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
[标]发明人	杨海南 廉迎战		
发明人	杨海南 廉迎战		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/04017 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7207 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	林丽明		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种自适应二阶滤波心电信号去噪预处理装置及方法，通过对采集贴在人体皮肤特殊位置的电极片间的电势差获得的心电信号进行自适应控制处理以及二阶滤波处理，从而滤除其中的低阶与高阶噪音，获得能够用于医用治疗和科研分析有效的心电信号，解决了现有方法采集得到的心电信号存在噪音，影响后续诊断精度的问题。

