



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106667439 B

(45)授权公告日 2018.07.27

(21)申请号 201611255096.1

审查员 郝星

(22)申请日 2016.12.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106667439 A

(43)申请公布日 2017.05.17

(73)专利权人 深圳市善行医疗科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市前海深港合作
区前湾一路1号A栋201室(入驻深圳市
前海商务秘书有限公司)

(72)发明人 包磊

(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所

44237

代理人 郭梦霞

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

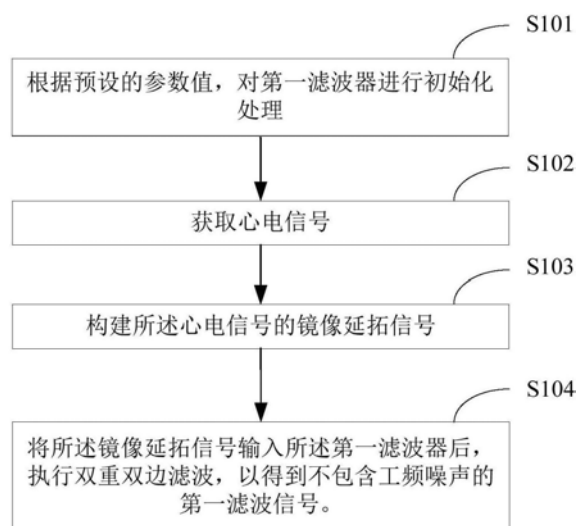
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种心电信号的降噪方法及装置

(57)摘要

本发明适用于信息处理领域,提供了一种心电信号的降噪方法和装置,包括:根据预设的参数值,对第一滤波器进行初始化处理;获取心电信号;构建所述心电信号的镜像延拓信号;将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行双重双边滤波,以得到不包含工频噪声的第一滤波信号。本发明中,只需将第一滤波器初始化,并将心电信号的镜像延拓信号输入第一滤波器,以进行双重双边滤波处理,即可以将心电信号中的工频噪声去除,实现了心电信号的降噪。由于该方法步骤简单,因此计算量较少,对系统性能的要求较低。相对于原始心电信号来说,在一定程度上提升了心电信号的质量,得到了更好的心电图成像效果。



1. 一种心电信号的降噪方法,其特征在于,包括:

根据预设的参数值,对第一滤波器进行初始化处理;

获取心电信号;

构建所述心电信号的镜像延拓信号;

将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行双重双边滤波,以得到不包含工频噪声的第一滤波信号;

所述根据预设的参数值,对第一滤波器进行初始化处理包括:

获取关于所述心电信号的采样率;

获取预设的陷波频率以及第一阻带宽度;

根据所述采样率、所述陷波频率以及所述第一阻带宽度,计算原始滤波器中的各个参数,得到所述第一滤波器;

其中,所述原始滤波器为:

$$\begin{cases} H_i(z) = \beta_0 \frac{1 - 2\gamma z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2\gamma\beta_0 z^{-1} + (1 - \lambda)\beta_0 z^{-2}} \\ \gamma = \cos\omega_0, \beta_0 = \frac{1}{1 + \lambda}, \omega_0 = \frac{2\pi f_0}{f_s}, \lambda = \tan\left(\frac{\Delta\omega}{2}\right), \Delta\omega = 2\pi\Delta f/f_s \end{cases}$$

f_s 为所述采样率, f_0 为所述陷波频率, Δf 为所述第一阻带宽度。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

获取预设的第二阻带宽度以及第三阻带宽度;

根据所述采样率、所述陷波频率、所述第二阻带宽度以及所述第三阻带宽度,分别计算所述原始滤波器中的各个参数,以获得第二滤波器以及第三滤波器;

将所述第一滤波信号输入所述第二滤波器后,执行所述双重双边滤波,以得到第二滤波信号,所述第二滤波信号包括有效信号分量以及残余分量;

将所述第二滤波信号中的残余分量输入所述第三滤波器后,执行所述双重双边滤波,以得到第三滤波信号。

3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行双重双边滤波,以得到不包含工频噪声的第一滤波信号包括:

将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行正向滤波,得到第一正向滤波信号;

对所述第一正向滤波信号执行反向滤波,得到第一反向滤波信号;

将所述第一反向滤波信号迭代输入所述第一滤波器,执行所述正向滤波,获取第二正向滤波信号;

对所述第二正向滤波信号执行所述反向滤波,得到所述不包含工频噪声的第一滤波信号。

4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

对所述第一滤波信号中残余分量的振环噪声进行定位,所述残余分量中包含有多个心跳脉冲信号;

根据所述定位,获取每个所述心跳脉冲信号中未被所述振环噪声所污染的一端的系数;

当所述系数大于预设的阈值时,从所述残余分量中滤除所述系数对应的所述心跳脉冲信号。

5. 一种心电信号的降噪装置,其特征在于,包括:

初始化单元,用于根据预设的参数值,对第一滤波器进行初始化处理;

第一获取单元,用于获取心电信号;

构建单元,用于构建所述心电信号的镜像延拓信号;

第一滤波单元,用于将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行双重双边滤波,以得到不包含工频噪声的第一滤波信号;

所述初始化单元包括:

第一获取子单元,用于获取关于所述心电信号的采样率;

第二获取子单元,用于获取预设的陷波频率以及第一阻带宽度;

计算子单元,用于根据所述采样率、所述陷波频率以及所述第一阻带宽度,计算原始滤波器中的各个参数,得到所述第一滤波器;

其中,所述原始滤波器为:

$$\begin{cases} H_i(z) = \beta_0 \frac{1 - 2\gamma z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2\gamma\beta_0 z^{-1} + (1 - \lambda)\beta_0 z^{-2}} \\ \gamma = \cos\omega_0, \beta_0 = \frac{1}{1 + \lambda}, \omega_0 = \frac{2\pi f_0}{f_s}, \lambda = \tan\left(\frac{\Delta\omega}{2}\right), \Delta\omega = 2\pi\Delta f/f_s \end{cases}$$

f_s 为所述采样率, f_0 为所述陷波频率, Δf 为所述第一阻带宽度。

6. 如权利要求5所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

第二获取单元,用于获取预设的第二阻带宽度以及第三阻带宽度;

计算单元,用于根据所述采样率、所述陷波频率、所述第二阻带宽度以及所述第三阻带宽度,分别重新计算所述原始滤波器中的各个参数,以获得第二滤波器以及第三滤波器;

第二滤波单元,用于将所述第一滤波信号输入所述第二滤波器后,执行所述双重双边滤波,以得到第二滤波信号,所述第二滤波信号包括有效信号分量以及残余分量;

第三滤波单元,用于将所述第二滤波信号中的残余分量输入所述第三滤波器后,执行所述双重双边滤波,以得到第三滤波信号。

7. 如权利要求5所述的装置,其特征在于,所述第一滤波单元包括:

第一正向滤波子单元,用于将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行正向滤波,得到第一正向滤波信号;

第一反向滤波子单元,用于对所述第一正向滤波信号执行反向滤波,得到第一反向滤波信号;

第二正向滤波子单元,用于将所述第一反向滤波信号迭代输入所述第一滤波器,执行所述正向滤波,获取第二正向滤波信号;

第二反向滤波子单元,用于对所述第二正向滤波信号执行所述反向滤波,得到所述不包含工频噪声的第一滤波信号。

8. 如权利要求5所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

定位单元,用于对所述第一滤波信号中残余分量的振环噪声进行定位,所述残余分量

中包含有多个心跳脉冲信号;

第三获取单元,用于根据所述定位,获取每个所述心跳脉冲信号中未被所述振环噪声所污染的一端的系数;

消除单元,用于当所述系数大于预设的阈值时,从所述残余分量中滤除所述系数对应的所述心跳脉冲信号。

一种心电信号的降噪方法及装置

技术领域

[0001] 本发明属于信号处理领域,尤其涉及一种心电信号的降噪方法及装置。

背景技术

[0002] 心电图检查是临床上广泛应用的器械检查方法之一。心电图不仅能够直观地反映检查者的心脏健康,还能够体现检查者的情绪波动状况。心电图检查以心电波形为基础,故心电信号的质量尤为关键。

[0003] 当前,由于可穿戴式心电检测装置的便携性以及强大的数据收集能力,其在家庭保健中占据了越来越重要的地位。用户仅需穿戴该心电检测装置,即可以长时间地对自身的心电信号进行采集。然而,在使用穿戴式心电监测仪的过程中,常常会伴随着用户持续不断地运动,从而导致电极脱落或不服贴等状况,因此,采集得到的心电信号容易产生不稳定的现象,并伴随有多种类型的噪声,强烈的噪声会影响用户病情的诊断。

[0004] 在穿戴式心电检测装置中,工频噪声和振环噪声是心电信号噪声的主要来源之一,基于小波变换的心电信号降噪方法拥有较好的降噪效果,但是对信号处理的计算量庞大,导致对系统性能的要求过高。

发明内容

[0005] 本发明实施例的目的在于提供一种心电信号的降噪方法及装置,旨在解决现有心电信号的降噪方法中计算量庞大,对系统性能的要求过高的问题。

[0006] 本发明实施例是这样实现的,一种心电信号的降噪方法,包括:

[0007] 根据预设的参数值,对第一滤波器进行初始化处理;

[0008] 获取心电信号;

[0009] 构建所述心电信号的镜像延拓信号;

[0010] 将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行双重双边滤波,以得到不包含工频噪声的第一滤波信号;

[0011] 本发明实施例的另一目的在于提供一种心电信号的降噪装置,包括:

[0012] 初始化单元,用于根据预设的参数值,对第一滤波器进行初始化处理;

[0013] 第一获取单元,用于获取心电信号;

[0014] 构建单元,用于构建所述心电信号的镜像延拓信号;

[0015] 第一滤波单元,用于将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行双重双边滤波,以得到不包含工频噪声的第一滤波信号。

[0016] 本发明实施例中,只需将第一滤波器初始化,并将心电信号的镜像延拓信号输入第一滤波器,以进行双重双边滤波处理,即将心电信号中的工频噪声去除,实现了心电信号的降噪。由于该方法步骤简单,因此计算量较少,对系统性能的要求较低。该方法能够被应用于各种心电仪之中,相对于原始心电信号来说,在一定程度上提升了心电信号的质量,得到了更好的心电图成像效果,有利于硬件的实现。

附图说明

- [0017] 图1是本发明实施例提供的心电信号的降噪方法的实现流程图；
- [0018] 图2是本发明实施例提供的心电信号的降噪方法S101的具体实现流程图；
- [0019] 图3是本发明实施例提供的心电信号的降噪方法S104的具体实现流程图；
- [0020] 图4是本发明另一实施例提供的心电信号的降噪方法的实现流程图；
- [0021] 图5是本发明又一实施例提供的心电信号的降噪方法的实现流程图；
- [0022] 图6是本发明实施例提供的心电信号的降噪装置的结构框图。

具体实施方式

[0023] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0024] 本发明实施例提供的心电信号的降噪方法及装置可以应用于集成了心电信号分析功能的终端设备中，包括心电监测仪、心电图机以及可穿戴式心电检测装置等心电设备，进一步地，所述终端设备还可以包括显示屏，用于根据获取到的心电信号生成心电图，并实现心电图的展示功能。

[0025] 图1示出了本发明实施例提供的心电信号的降噪方法的实现流程，详述如下：

[0026] 在S101中，根据预设的参数值，对第一滤波器进行初始化处理。

[0027] 应当注意的是，“第一”、“第二”以及“第三”仅为了区分不同的作用对象，便于用户理解。

[0028] 在本实施例中，滤波器主要为带阻滤波器，其包括陷波器，用于在大量频率分量通过该滤波器时，将某些范围的频率分量衰减到极低水平，从而滤除不需要的频率分量，具有相对较大的阻带范围。

[0029] 对第一滤波器进行初始化处理，表示在确认了一个固定的滤波器模型之后，选取适用于对心电信号进行降噪处理的模型参数，从而将参数调节后的滤波器模型应用于后续的降噪过程当中。

[0030] 作为本发明的一个实施例，图2示出了本发明实施例提供的心电信号的降噪方法S101的具体实现流程，详述如下：

[0031] 在S201中，获取关于所述心电信号的采样率。

[0032] 心电设备每秒钟采集心电信号电压的点数即为采样率。具体地，该采样率为存储采样率，即存储数据时候采用的采样率大小。采样率越高，采样周期就越短，得到心电信号的误差就越小，所采集到的心电数据就能更加精确地表示连续的心电波形形态，越接近检查者的真实生理状况。

[0033] 若心电信号的采集过程与降噪过程在同一终端设备上完成，则在接收到用户根据实际所需而调节的采样率后，在对心电信号进行降噪处理的准备阶段，可以直接读取该采样率的数值。

[0034] 若心电信号的采集过程与降噪过程在不同的终端设备上完成，则降噪装置在获取心电信号的原始数据之前，先请求获取信号采集装置所设置的采样率，以使该采集装置将

用户所设置的采集率发送至降噪装置。

[0035] 通常情况下,该采样率在128hz至1024hz之间。

[0036] 在S202中,获取预设的陷波频率以及第一阻带宽度。

[0037] 第一滤波器的阻带的上限频率与阻带的下限频率之差为第一阻带宽度。若心电信号的频率分量属于该阻带宽度所表示的频率范围内或等于陷波频率,则该频率分量被滤除。

[0038] 陷波频率以及第一阻带宽度同样由用户设定。优选地,为了去除工频干扰噪声,陷波频率预设50hz。

[0039] 在S203中,根据所述采样率、所述陷波频率以及所述第一阻带宽度,计算原始滤波器中的各个参数,得到所述第一滤波器。

[0040] 其中,所述原始滤波器为:

$$[0041] \quad \begin{cases} H_i(z) = \beta_0 \frac{1 - 2\gamma z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2\gamma\beta_0 z^{-1} + (1 - \lambda)\beta_0 z^{-2}} \\ \gamma = \cos\omega_0, \beta_0 = \frac{1}{1 + \lambda}, \omega_0 = \frac{2\pi f_0}{f_s}, \lambda = \tan\left(\frac{\Delta\omega}{2}\right), \Delta\omega = 2\pi\Delta f/f_s \end{cases}$$

[0042] f_s 为所述采样率, f_0 为所述陷波频率, Δf 为所述第一阻带宽度。

[0043] 滤波器的原始模型如上述所示,通过步骤S201至S202获取到采样率、陷波频率以及第一阻带宽度三个数值后,将该数值代入原始滤波器中。根据上述公式,得到包含具体参数数值的第一滤波器。

[0044] 在S102中,获取心电信号。

[0045] 本实施例中,心电信号可从多种途径获得。例如可以是,由其他终端设备采集得到心电信号或者采集得到关于心电信号的特征数据后,通过有线或无线的方式传输至本降噪装置中。

[0046] 例如,还可以是,由本装置直接采集心电信号、接收心电信号或根据特征数据构建完整的心电信号。

[0047] 在S103中,构建所述心电信号的镜像延拓信号。

[0048] 对于原始的心电信号,利用时间反向等方法可获得其镜像延拓信号。即,假设把心电信号对应的曲线描绘于x-y坐标系的y轴右侧,则生成y轴左侧的新坐标点,每一个新坐标点的横坐标与心电信号的每个横坐标互为相反数,且互为相反数的两个横坐标对应相同的纵坐标。从而使得心电信号在最后一个时间点对应的信号值,成为了其镜像延拓信号的第一个值。将横坐标取相反数后,得到描绘于x-y坐标系的y轴左侧的镜像对称信号,将原始心电信号与该镜像对称信号叠加,成为所述镜像延拓信号。因此,镜像延拓信号在x轴上持续的时间长度将是原始心电信号的两倍。

[0049] 在S104中,将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行双重双边滤波,以得到不包含工频噪声的第一滤波信号。

[0050] 作为本发明的一个实施例,所述双重双向滤波表示需要执行两次双向滤波动作。如图3所示,S104具体为:

[0051] 在S301中,将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行正向滤波,得到第一

正向滤波信号。

[0052] 本实施例中,对镜像延拓信号执行正向滤波,可看做是将该信号从左至右,即正向传输至第一滤波器所在的滤波电路中,依照时间顺序,由该第一滤波电路来对镜像延拓信号执行逐步滤波,从而将滤除后得到的信号作为第一正向滤波信号。

[0053] 在S302中,对所述第一正向滤波信号执行反向滤波,得到第一反向滤波信号。

[0054] 对第一正向滤波信号执行反向滤波的动作,可看做是将该信号从右至左,即反向传输至第一滤波器所在的滤波电路中,依照时间顺序,由该第一滤波电路来对第一正向滤波信号执行逐步滤波,从而将滤除后得到的信号作为第一反向滤波信号。

[0055] 由于第一滤波器可看做是一个因果系统,因此,该滤波过程中的同一个心跳脉冲信号,其造成的振环噪声(ringing artifacts,RAs)会位于脉冲信号的两侧。

[0056] 在S303中,将所述第一反向滤波信号迭代输入所述第一滤波器,执行所述正向滤波,获取第二正向滤波信号。

[0057] 在S304中,对所述第二正向滤波信号执行所述反向滤波,得到所述不包含工频噪声PLI的第一滤波信号。

[0058] 双重双向滤波处理后,第一滤波信号包含有效信号分量以及残余分量。其中,该残余分量将不再包含原始心电信号中的PLI,仅包含RAs以及位于阻带内的宽带噪声。

[0059] 本发明实施例中,只需将第一滤波器初始化,并将心电信号的镜像延拓信号输入第一滤波器,以进行双重双边滤波处理,即可以将心电信号中的工频噪声去除,实现了心电信号的降噪。由于该方法步骤简单,因此计算量较少,对系统性能的要求较低。该方法能够被应用于各种心电仪之中,相对于原始心电信号来说,在一定程度上提升了心电信号的质量,得到了更好的心电图成像效果。

[0060] 作为本发明的另一实施例,如图4所示,所述方法还包括:

[0061] 在S401中,对所述第一滤波信号中残余分量的振环噪声进行定位,所述残余分量中包含有多个心跳脉冲信号。

[0062] 因第一滤波器滤波的作用,在每个心跳脉冲信号的其中一端,将会产生附加多余的RAs。较强及重叠的RAs会干扰脉冲信号的检测,因此,需要在心跳脉冲信号中将产生RAs的一端确定出来,以进行进一步地滤除。

[0063] 本实施例对RAs进行定位的方法包含但不限于差分、低通滤波及阈值等方法。由于此类方法为本领域的技术人员所通用的方法,因此其具体实现原理不再赘述。

[0064] 在S402中,根据所述定位,获取每个所述心跳脉冲信号中未被所述振环噪声所污染的一端的系数。

[0065] 若定位出的RAs位于心跳脉冲信号的右侧,表示该心跳脉冲信号的右端已被RAs所污染,其信号的另一端,即左端未被RAs所污染。因此,获取该心跳脉冲信号左端的系数。

[0066] 在S403中,当所述系数大于预设的阈值时,从所述残余分量中滤除所述系数对应的一个所述心跳脉冲信号。

[0067] 若该系数对应的值比在降噪装置中的预设阈值要大,则表示该心跳脉冲信号属于非有效信号,需要从得到的残余分量中将该信号消除,从而实现了对RAs的滤除。

[0068] 若由于降噪装置自身的暂态效应而造成第一滤波信号中有效信号分量的失真,且该失真仅持续于滤波完成之后的几秒之内,则该失真效果也将会被一同处理。

[0069] 在本实施例中,通过对第一滤波信号中携带的RAs进行定位,可以获取出RAs相反侧的脉冲系数,并在该系数大于预设阈值时,将该心电脉冲信号携带的RAs进行过滤,实现了对原始心电信号中振环噪声的消除,进一步提高了心电信号的降噪效果,保证了最终显示的心电信号能够降低失真,更加符合了用户实际的心电检测状况。

[0070] 作为本发明的又一实施例,如图5所示,所述方法还包括:

[0071] 在S501中,获取预设的第二阻带宽度以及第三阻带宽度。

[0072] 第二阻带宽度以及第三阻带宽度的获取原理与第一阻带宽度相同,均由用户设置在降噪装置中。其区别在于,这三个阻带宽度的数值不同。

[0073] 在S502中,根据所述采样率、所述陷波频率、所述第二阻带宽度以及所述第三阻带宽度,分别计算所述原始滤波器中的各个参数,以获得第二滤波器以及第三滤波器。

[0074] 通过变更滤波器原始模型的参数,能够获得不同的滤波器。为了变更该参数值,通过以第二阻带宽度以及第三阻带宽度来分别替代第一阻带宽度,并利用步骤S201和S202中获取到的采样率以及陷波频率,将对应的数值代入原始滤波器中。根据上述滤波器的原型公式,得到包含不同参数值的第二滤波器和第三滤波器。

[0075] 其中,第二阻带宽度为一个相对较大的阻带宽度值,该值具体为6hz以上;第三阻带宽度为一个相对较小的阻带宽度值,该值具体为6hz以下。

[0076] 优选地,第二阻带宽度的值为10hz,第三阻带宽度的值为4hz。

[0077] 在S503中,将所述第一滤波信号输入所述第二滤波器后,执行所述双重双边滤波,以得到第二滤波信号,所述第二滤波信号包括有效信号分量以及残余分量。

[0078] 完成第一次迭代双重双边滤波后,输出的第二滤波信号的残差部分中,仅包含了强度较大但持续时间较短的RAs。

[0079] 在S504中,将所述第二滤波信号中的残余分量输入所述第三滤波器后,执行所述双重双边滤波,以得到第三滤波信号。

[0080] 完成第二次迭代双重双边滤波后,输出的第三滤波信号中残差部分所具有的噪声强度比原始心电信号所具有的噪声强度低了四个级别,且仅包含有强度较弱且持续时间较短的RAs。该RAs基本上达到了可被忽略不计的水平。因此,得到的最终输出信号为具有良好降噪效果的心电信号,提升了心电信号的质量,得到了更好的心电图成像效果,使得医护人员能够对心电检查者作出更为正确的诊断结果。

[0081] 当上述各个滤波器中的低通滤波系数设置为整数时,能够同时消除PLI及RAs,是一个能够实时进行的降噪过程,提高了心电信号降噪过程中的效率。

[0082] 上述各个发明实施例提供的方法可以应用于穿戴式心电检测装置当中。作为本发明的一个实施例,该穿戴式心电监测装置具体如下:

[0083] 采用基于高聚物织物电极替代传统心电检测装置上的氯化银电极,并将其缝制于用户日常穿着的衣服当中。通过4.0版本的蓝牙技术或蓝牙低功耗技术,将采集得到的心电信号发送至智能手机等移动终端设备中,用以显示原始的心电波形,并将心电信息转发到云端进行存储、分析、反馈预警,从而对心电信号进行降噪处理。由此,保证了用户能够在舒适穿戴的情况下,在后台对心电信号进行处理,提高了心电信号测量的准确性,更好地满足多场景应用及个性化、精准化医疗需求。

[0084] 特别地,该穿戴式心电检测装置使用磁铁弹簧针做为电极连线的接插件,由于磁

铁具有较大的磁力,能够把接口牢牢吸住,因此,即使用户在穿戴使用心电检测装置时发生了任何运动,也能保证电极稳固地贴合、不掉落,从而使得采集到的心电信号更稳定、噪声更少、信号质量更佳。

[0085] 此外,该穿戴式心电检测装置还能是采用导电布制成的心电监测服。导电布能够基于波峰形态来形成电极,增大了电极与皮肤之间的压力,减小了接触电阻,从而也得到了噪声较少、质量更好的心电信号。

[0086] 对应于本发明实施例所提供的心电信号的降噪方法,图6示出了本发明实施例提供的心电信号的降噪装置的结构框图。为了便于说明,仅示出了与本实施例相关的部分。

[0087] 参照图6,该装置包括:

[0088] 初始化单元61,用于根据预设的参数值,对第一滤波器进行初始化处理。

[0089] 第一获取单元62,用于获取心电信号。

[0090] 构建单元63,用于构建所述心电信号的镜像延拓信号。

[0091] 第一滤波单元64,用于将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行双重双边滤波,以得到不包含工频噪声的第一滤波信号。

[0092] 可选地,所述初始化单元61包括:

[0093] 第一获取子单元,用于获取关于所述心电信号的采样率。

[0094] 第二获取子单元,用于获取预设的陷波频率以及第一阻带宽度。

[0095] 计算子单元,用于根据所述采样率、所述陷波频率以及所述第一阻带宽度,计算原始滤波器中的各个参数,得到所述第一滤波器。

[0096] 其中,所述原始滤波器为:

$$[0097] \quad \begin{cases} H_i(z) = \beta_0 \frac{1 - 2\gamma z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2\gamma\beta_0 z^{-1} + (1 - \lambda)\beta_0 z^{-2}} \\ \gamma = \cos\omega_0, \beta_0 = \frac{1}{1 + \lambda}, \omega_0 = \frac{2\pi f_0}{f_s}, \lambda = \tan\left(\frac{\Delta\omega}{2}\right), \Delta\omega = 2\pi\Delta f/f_s \end{cases}$$

[0098] f_s 为所述采样率, f_0 为所述陷波频率, Δf 为所述第一阻带宽度。

[0099] 可选地,所述装置还包括:

[0100] 第二获取单元,用于获取预设的第二阻带宽度以及第三阻带宽度。

[0101] 计算单元,用于根据所述采样率、所述陷波频率、所述第二阻带宽度以及所述第三阻带宽度,分别重新计算所述原始滤波器中的各个参数,以获得第二滤波器以及第三滤波器。

[0102] 第二滤波单元,用于将所述第一滤波信号输入所述第二滤波器后,执行所述双重双边滤波,以得到第二滤波信号,所述第二滤波信号包括有效信号分量以及残余分量。

[0103] 第三滤波单元,用于将所述第二滤波信号中的残余分量输入所述第三滤波器后,执行所述双重双边滤波,以得到第三滤波信号。

[0104] 可选地,所述第一滤波单元64包括:

[0105] 第一正向滤波子单元,用于将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后,执行正向滤波,得到第一正向滤波信号。

[0106] 第一反向滤波子单元,用于对所述第一正向滤波信号执行反向滤波,得到第一反

向滤波信号。

[0107] 第二正向滤波子单元,用于将所述第一反向滤波信号迭代输入所述第一滤波器,执行所述正向滤波,获取第二正向滤波信号。

[0108] 第二反向滤波子单元,用于对所述第二正向滤波信号执行所述反向滤波,得到所述不包含工频噪声的第一滤波信号。

[0109] 可选地,所述装置还包括:

[0110] 定位单元,用于对所述第一滤波信号中残余分量的振环噪声进行定位,所述残余分量中包含有多个心跳脉冲信号。

[0111] 第三获取单元,用于根据所述定位,获取每个所述心跳脉冲信号中未被所述振环噪声所污染的一端的系数。

[0112] 消除单元,用于当所述系数大于预设的阈值时,从所述残余分量中滤除所述系数对应的一个所述心跳脉冲信号。

[0113] 本发明实施例中,只需将第一滤波器初始化,并将心电信号的镜像延拓信号输入第一滤波器,以进行双重双边滤波处理,即可以将心电信号中的工频噪声去除,实现了心电信号的降噪。由于该方法步骤简单,因此计算量较少,对系统性能的要求较低。该方法能够被应用于各种心电仪之中,相对于原始心电信号来说,在一定程度上提升了心电信号的质量,得到了更好的心电图成像效果。

[0114] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0115] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统、装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0116] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统、装置和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0117] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0118] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。

[0119] 所述功能如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计

计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0120] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,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,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

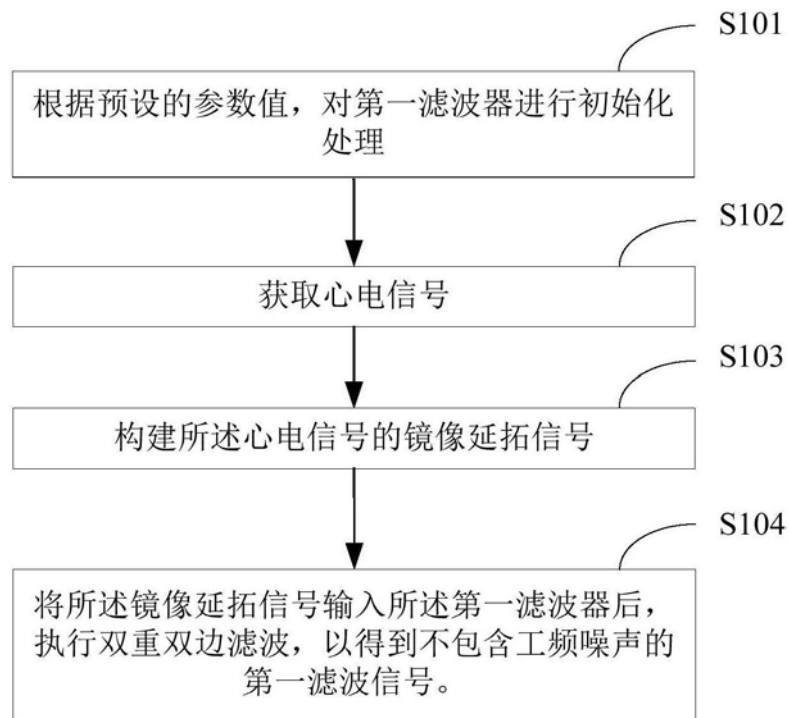


图1

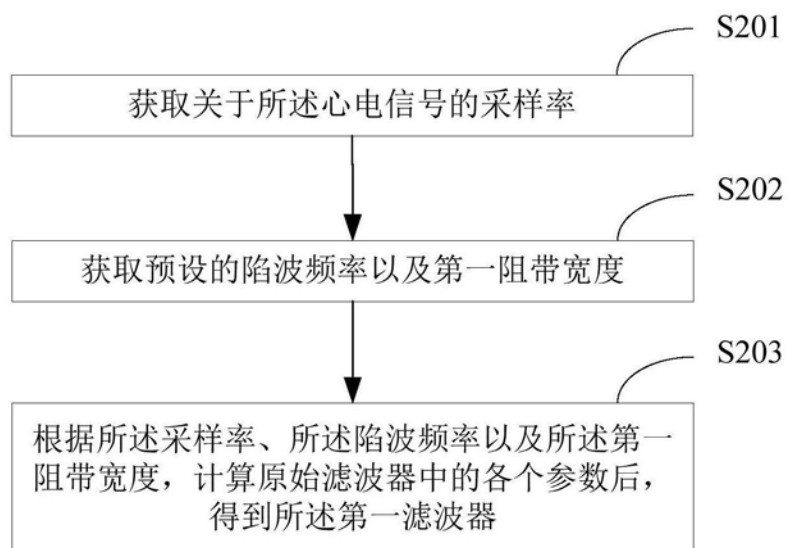


图2

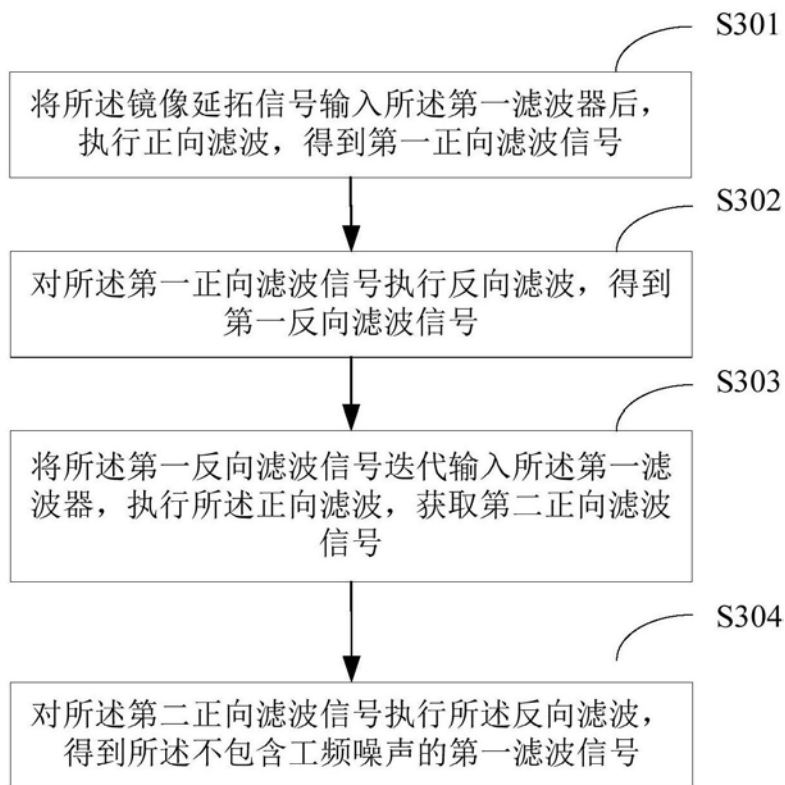


图3

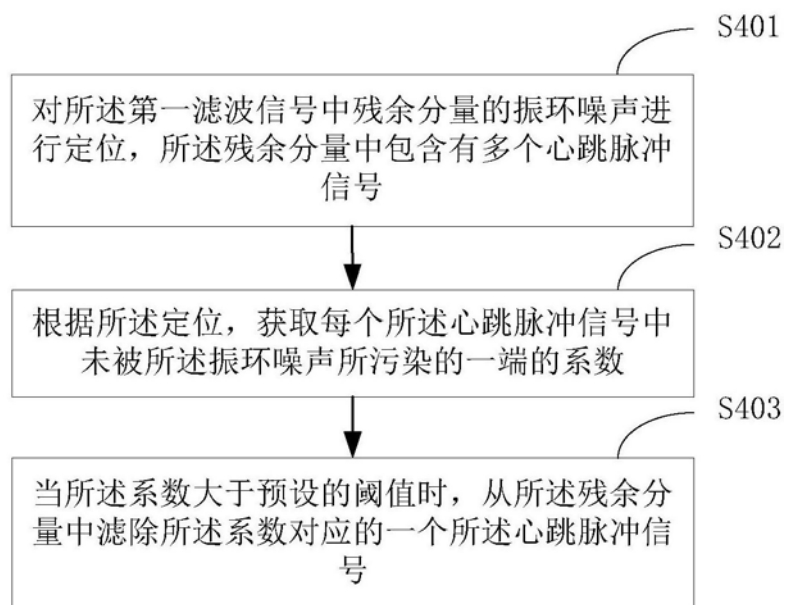


图4

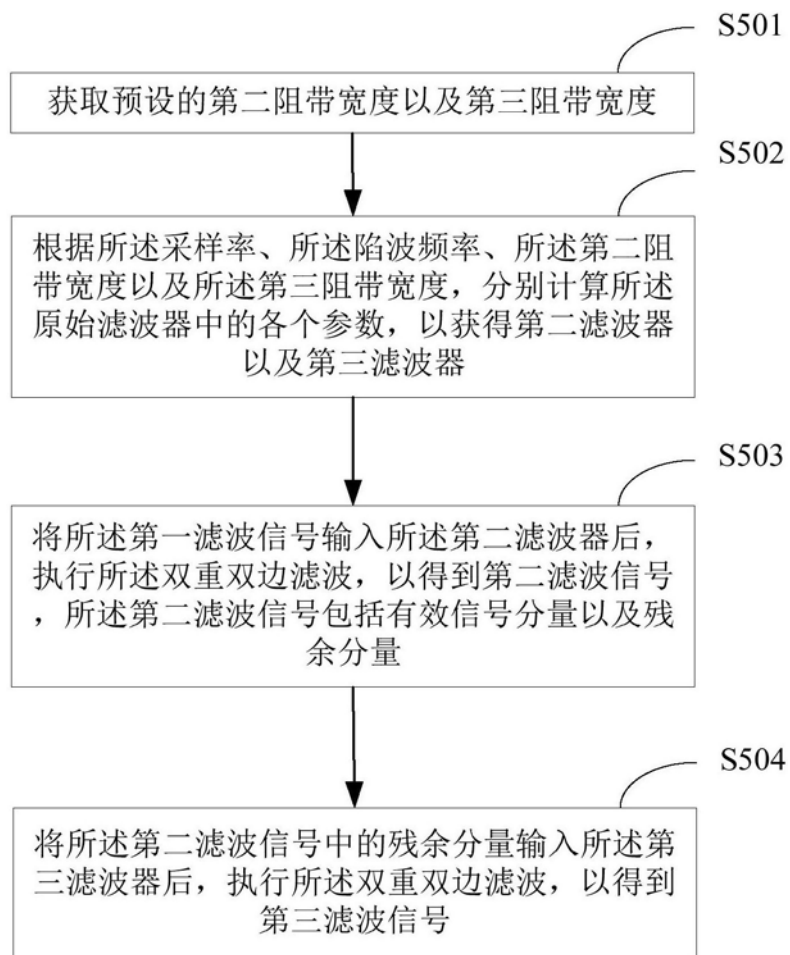


图5

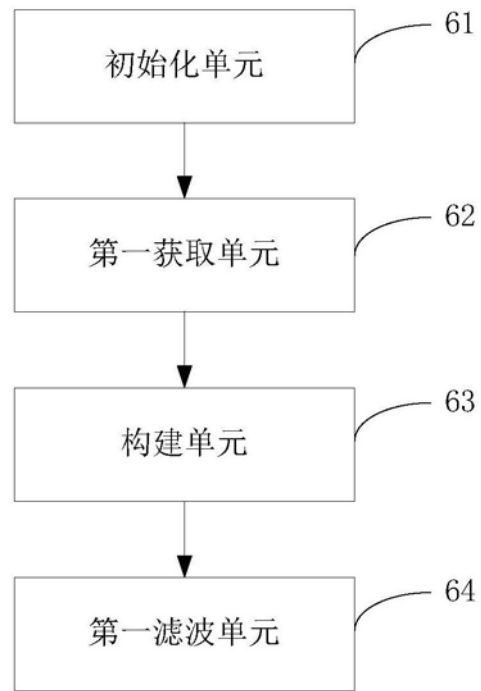


图6

专利名称(译)	一种心电信号的降噪方法及装置		
公开(公告)号	CN106667439B	公开(公告)日	2018-07-27
申请号	CN201611255096.1	申请日	2016-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	包磊		
申请(专利权)人(译)	包磊		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市善行医疗科技有限公司		
[标]发明人	包磊		
发明人	包磊		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B5/7225		
审查员(译)	郝星		
其他公开文献	CN106667439A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明适用于信息处理领域，提供了一种心电信号的降噪方法和装置，包括：根据预设的参数值，对第一滤波器进行初始化处理；获取心电信号；构建所述心电信号的镜像延拓信号；将所述镜像延拓信号输入所述第一滤波器后，执行双重双边滤波，以得到不包含工频噪声的第一滤波信号。本发明中，只需将第一滤波器初始化，并将心电信号的镜像延拓信号输入第一滤波器，以进行双重双边滤波处理，即可以将心电信号中的工频噪声去除，实现了心电信号的降噪。由于该方法步骤简单，因此计算量较少，对系统性能的要求较低。相对于原始心电信号来说，在一定程度上提升了心电信号的质量，得到了更好的心电图成像效果。

