



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107550488 A

(43)申请公布日 2018.01.09

(21)申请号 201710934435.7

(22)申请日 2017.09.28

(71)申请人 武汉中旗生物医疗电子有限公司

地址 430000 湖北省武汉市东湖新技术开
发区高新二路380号

(72)发明人 罗伟 张玮

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 唐维虎

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

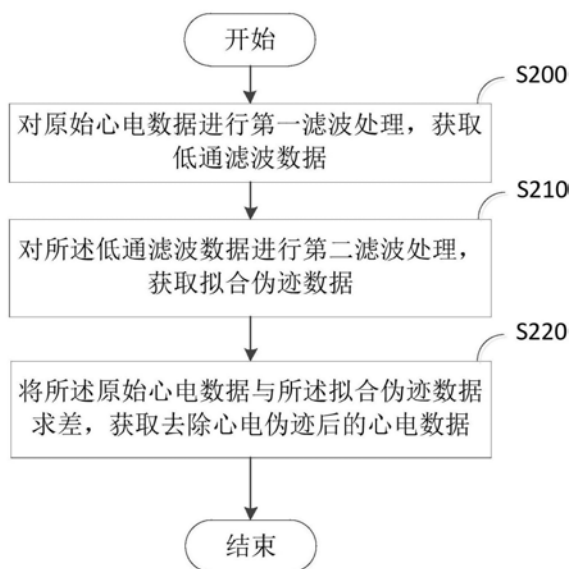
权利要求书1页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

心电伪迹消除方法及装置

(57)摘要

本发明提供了一种心电伪迹消除方法及装置,涉及心电处理技术领域。所述心电伪迹消除方法包括:对原始心电数据进行第一滤波处理,获取低通滤波数据;对所述低通滤波数据进行第二滤波处理,获取拟合伪迹数据;将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差,获取去除心电伪迹后的心电数据。本发明提供的心电伪迹消除方法及装置通过对含有伪迹的心电信号进行两次滤波获取拟合出的伪迹信号,再将原始信号与拟合信号求差,即可获得去除伪迹的心电信号。该方案无需额外的心电参考信息,对于运动伪迹具有很强的鲁棒性,且通过混合滤波进一步降低了局部误差,为儿童心电伪迹的消除提出了一种更准确、更简易的处理方案。



1. 一种心电伪迹消除方法,其特征在于,所述方法包括:
对原始心电数据进行第一滤波处理,获取低通滤波数据;
对所述低通滤波数据进行第二滤波处理,获取拟合伪迹数据;
将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差,获取去除心电伪迹后的心电数据。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在对原始心电数据进行第一滤波处理,获取低通滤波数据之前,还包括:
获取原始心电数据。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,对原始心电数据进行第一滤波处理,获取低通滤波数据,包括:
设置低通滤波的低通截止频率;
将原始心电数据中高于所述低通截止频率的信号滤除,获取低通滤波数据。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,对所述低通滤波数据进行第二滤波处理,获取拟合伪迹数据,包括:
通过最小二乘法获取所述低通滤波数据的多项式拟合曲线系数;
根据所述多项式拟合曲线系数对所述低通滤波数据进行拟合,获取拟合伪迹数据。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述第一滤波处理的窗口函数为汉明窗。
6. 一种心电伪迹消除装置,其特征在于,包括:
第一滤波模块,用于对原始心电数据进行第一滤波处理,获取低通滤波数据;
第二滤波模块,用于对所述低通滤波数据进行第二滤波处理,获取拟合伪迹数据;
求差模块,用于将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差,获取去除心电伪迹后的心电数据。
7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,还包括:
心电采集模块,用于获取原始心电数据。
8. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述第一滤波模块具体包括:
设置单元,设置低通滤波的低通截止频率;
低通滤波单元,将原始心电数据中高于所述低通截止频率的信号滤除,获取低通滤波数据。
9. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述第二滤波模块具体包括:
计算单元,通过最小二乘法获取所述低通滤波数据的多项式拟合曲线系数;
拟合滤波单元,根据所述多项式拟合曲线系数对所述低通滤波数据进行拟合,获取拟合伪迹数据。
10. 一种心电伪迹消除装置,其特征在于,包括FIR低通滤波器和Savitzky-Golay滤波器,所述FIR低通滤波器和所述Savitzky-Golay滤波器级联,
所述FIR低通滤波器用于对含有伪迹的原始心电信号进行低通滤波处理,获取低通滤波数据,
所述Savitzky-Golay滤波器用于对所述低通滤波数据进行最小二乘拟合滤波,获取拟合伪迹数据。

心电伪迹消除方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及心电处理技术领域,具体而言,涉及一种心电伪迹消除方法及装置。

背景技术

[0002] 儿童心电图与成人相比具有较大的区别,儿童心电图机主要用于儿童心电图的测量和诊断,在实际应用中,由于幼儿情绪的不可控,不服从医生的管理。产生的心电波形信号质量差,主要表现为含有大量的高频噪声与运动伪迹,尤其是运动伪迹噪声对患儿的心电波形的识别与诊断带来了极大的不便。

[0003] 目前,心电图运动伪迹处理技术的研究热点主要还是集中在如何有效地将运动伪差消除。为此,国内外的学者们进行了大量的研究,并提出了许多非线性处理方法,主要包括叠加平均法、自适应滤波器法、独立分量分析法 (Independent Component Analysis, ICA) 等。

[0004] 叠加平均法充分利用了心电信号的准周期性、心拍之间形态的相似性以及运动干扰信号的随机性来达到滤除运动伪迹的目的。但实验表明,叠加平均法需要大量的心动周期信号参与叠加平均才能取得比较好的效果,而且该方法无法反应心动周期波形形态的突然变化。

[0005] 自适应滤波器具有自动调整其自身参数的能力,在非线性滤波领域得到了广泛的应用。自适应滤波法的缺点在于,患者的日常活动非常多样化,由其产生并引入动态心电图的运动干扰信号和传感器输出信号之间的相关性是比较低的,无法达到预期的滤波效果。

[0006] 独立分量分析法 (ICA) 在盲信号分离领域具有独特的优势。独立分量分析法 (ICA) 的优点是它不需要任何关于信号的先验知识就能够完成信号与噪声的分离,但这同时也是它的不足之处,如何结合心电信号的准周期性等先验信息来提高ICA对强干扰噪声的滤除效果仍然是今后研究一个难点。另外,在所有导联都遇到运动干扰的情况下,ICA很难取得比较理想的结果。

[0007] 有些研究这利用小波的多尺度分解并结合阈值系数判定算法实现了对运动伪差的自动识别。选用Haar小波基作为小波变换的基函数,对动态心电信号进行6尺度分解,然后在尺度5与尺度6上通过设定固定阈值来判定是否受到了运动干扰。但是该识别方法存在如下缺点:一方面,阈值系数的取值需要根据实际采集数据的具体情况而进行人工设定,如果临床医生的先验知识不足,选择了不恰当的阈值,算法可能会将大量的室性早搏等心律失常事件误判为运动伪差,这将严重影响分析结果的准确度;另一方面,人体心电信号是非常多样化的,一些运动伪差也会“伪装”成真实心拍的形态,因此对于任何单一参数几乎都不存在确定的阈值能够将它们很好地区分开。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种心电伪迹消除方法及装置,其能够有效改善上述问题。

[0009] 本发明的实施例是这样实现的：

[0010] 第一方面，本发明实施例提供了一种心电伪迹消除方法，所述方法包括：对原始心电数据进行第一滤波处理，获取低通滤波数据；对所述低通滤波数据进行第二滤波处理，获取拟合伪迹数据；将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差，获取去除心电伪迹后的心电数据。

[0011] 第二方面，本发明实施例还提供了一种心电伪迹消除装置，其包括第一滤波模块，用于对原始心电数据进行第一滤波处理，获取低通滤波数据；第二滤波模块，用于对所述低通滤波数据进行第二滤波处理，获取拟合伪迹数据；求差模块，用于将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差，获取去除心电伪迹后的心电数据。

[0012] 第三方面，本发明实施例还提供了一种心电伪迹消除装置，其包括FIR低通滤波器和Savitzky-Golay滤波器，所述FIR低通滤波器和所述Savitzky-Golay滤波器级联，所述FIR低通滤波器用于对含有伪迹的原始心电信号进行低通滤波处理，获取低通滤波数据，所述Savitzky-Golay滤波器用于对所述低通滤波数据进行最小二乘拟合滤波，获取拟合伪迹数据。

[0013] 本发明实施例提供的心电伪迹消除方法及装置，通过对原始心电数据进行第一滤波处理，获取低通滤波数据，以在相位特性不改变的前提下消除原始心电数据中较为明显的高频噪声，筛选出初步的伪迹数据；再对所述低通滤波数据进行第二滤波处理，获取拟合伪迹数据，可使伪迹数据更加平滑，逼近真实的心电伪迹；最后将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差，即可获取去除心电伪迹后的心电数据。本发明实施例提供的心电伪迹消除方法及装置通过对含有伪迹的心电信号进行两次滤波获取拟合出的伪迹信号，再将原始信号与拟合信号求差，即可获得去除伪迹的心电信号。相对与现有技术，本方案无需额外的心电参考信息，减少了数据处理的复杂度，对于运动伪迹具有很强的鲁棒性，增强了去噪的整体效果，且通过混合滤波进一步降低了局部误差，为儿童心电伪迹的消除提出了一种简单、快速且少失真的处理方案。

附图说明

[0014] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案，下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍，应当理解，以下附图仅示出了本发明的某些实施例，因此不应被看作是对范围的限定，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0015] 图1为一种可应用于本发明实施例中的电子设备的结构框图；

[0016] 图2为本发明第一实施例提供的心电伪迹消除方法的流程框图；

[0017] 图3为本发明第一实施例中步骤S300的流程框图；

[0018] 图4为本发明第一实施例中步骤S200的子步骤流程框图；

[0019] 图5为本发明第一实施例中步骤S210的子步骤流程框图；

[0020] 图6为本发明第一实施例提供的儿童哭闹情况下儿童的心电图；

[0021] 图7为本发明第一实施例提供的经过心电伪迹消除方法去噪后获得的心电图；

[0022] 图8为本发明第二实施例提供的心电伪迹消除装置的结构框图；

[0023] 图9为本发明第二实施例提供的另一种心电伪迹消除装置的结构框图；

- [0024] 图10为本发明第二实施例提供的第一滤波模块的结构框图；
[0025] 图11为本发明第二实施例提供的第二滤波模块的结构框图；
[0026] 图12为本发明第三实施例提供的心电伪迹消除装置的结构示意图。

具体实施方式

[0027] 下面将结合本发明实施例中附图,对本发明实施例中的技术方案进行清晰、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0028] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。同时,在本发明的描述中,术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0029] 图1示出了一种可应用于本申请实施例中的电子设备100的结构框图。如图1所示,电子设备100可以包括存储器110、存储控制器120、处理器130、显示屏幕140和心电伪迹消除装置。例如,该电子设备100可以为个人电脑(personal computer,PC)、平板电脑、智能手机、个人数字助理(personal digital assistant,PDA)等。

[0030] 存储器110、存储控制器120、处理器130、显示屏幕140各元件之间直接或间接地电连接,以实现数据的传输或交互。例如,这些元件之间可以通过一条或多条通讯总线或信号总线实现电连接。所述心电伪迹消除方法分别包括至少一个可以以软件或固件(firmware)的形式存储于存储器110中的软件功能模块,例如所述心电伪迹消除装置包括的软件功能模块或计算机程序。

[0031] 存储器110可以存储各种软件程序以及模块,如本申请实施例提供的心电伪迹消除方法及装置对应的程序指令/模块。处理器130通过运行存储在存储器110中的软件程序以及模块,从而执行各种功能应用以及数据处理,即实现本申请实施例中的心电伪迹消除方法。存储器110可以包括但不限于随机存取存储器(Random Access Memory,RAM),只读存储器(Read Only Memory,ROM),可编程只读存储器(Programmable Read-Only Memory,PROM),可擦除只读存储器(Erasable Programmable Read-Only Memory,EPR0M),电可擦除只读存储器(Electric Erasable Programmable Read-Only Memory,EEPROM)等。

[0032] 处理器130可以是一种集成电路芯片,具有信号处理能力。上述处理器可以是通用处理器,包括中央处理器(Central Processing Unit,简称CPU)、网络处理器(Network Processor,简称NP)等;还可以是数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现成可编程门阵列(FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件。其可以实现或者执行本申请实施例中的公开的各方法、步骤及逻辑框图。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0033] 本发明实施例中所应用的电子设备100为实现心电伪迹消除,还应具备自显示功能,其中的显示屏幕140可以在所述电子设备100与用户之间提供一个交互界面(例如用户操作界面)或用于显示图像数据给用户参考。例如,可以显示心电伪迹消除装置获取的心电

图像以及计算获得的心电数据相关的信息。

[0034] 第一实施例

[0035] 请参照图2,本实施例提供了一种心电伪迹消除方法,所述方法包括:

[0036] 步骤S200:对原始心电数据进行第一滤波处理,获取低通滤波数据;

[0037] 本实施例中,所述原始心电数据可以是含有心电伪迹的ECG (electrocardiogram) 心电数据,所述第一滤波处理至少包括低通滤波处理。可以理解的是,对所述原始心电数据进行第一滤波处理,既可以是对含有心电伪迹的ECG心电数据只进行低通滤波处理;还可以是不仅对含有心电伪迹的ECG心电数据进行了低通滤波处理,还进行了其他的能够去除噪声滤波处理。优选的,在对所述原始心电数据进行所述第一滤波处理后,保持所述原始心电数据的相位特性不变。

[0038] 步骤S210:对所述低通滤波数据进行第二滤波处理,获取拟合伪迹数据;

[0039] 本实施例中,所述第二滤波处理至少包括拟合滤波处理。可以理解的是,对所述原始心电数据进行第二滤波处理,既可以是对含有心电伪迹的ECG心电数据只进行拟合滤波处理;还可以是不仅对含有心电伪迹的ECG心电数据进行了拟合滤波处理,还进行了其他的能够使所述低通滤波数据波形更为平滑的处理。优选的,对所述原始心电数据进行所述第二滤波处理,在保证原始数据不失真的前提下平滑噪声起伏。

[0040] 步骤S220:将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差,获取去除心电伪迹后的心电数据。

[0041] 本实施例中,经过步骤S210获取的拟合伪迹数据可以是拟合的心电伪迹数据,通过将原始心电数据与该拟合伪迹数据求差,即可消除原始心电信号中含有的伪迹信号部分,实现对心电伪迹的消除。

[0042] 请参照图3,本实施例中,所述步骤S200之前还可以包括如下步骤:

[0043] 步骤S300:获取原始心电数据。

[0044] 本实施例中,可以通过心电采集设备直接获取受试者的心电数据作为原始心电数据,也可以获取由上一级信号处理设备输出的还携带有心电伪迹的心电数据作为原始心电数据。

[0045] 请参照图4,本实施例中,具体的,所述步骤S200可以包括如下子步骤:

[0046] 步骤S400:设置低通滤波的低通截止频率;

[0047] 对于低通滤波,是低于某个频率为通带,高于某个频率为阻带。本实施例中,通过设置低通滤波的低通截止频率,可使频率低于所述低通截止频率的信号通过,而频率高于所述低通截止频率的信号被滤除。优选的,设置低通截止频率为45Hz,可以滤除大部分高频噪声,并将心电伪迹信号筛选出来。

[0048] 步骤S410:将原始心电数据中高于所述低通截止频率的信号滤除,获取低通滤波数据。

[0049] 本实施例中,优选的,低通滤波的滤波窗口函数可以选择汉明窗 (Hamming),其相对于普通的矩形窗,对高频干扰有更好的消除作用。

[0050] 请参照图5,本实施例中,具体的,所述步骤S210可以包括如下子步骤:

[0051] 步骤S500:通过最小二乘法获取所述低通滤波数据的多项式拟合曲线系数;

[0052] 本实施例中,具体的,可先从上一步骤获取的所述低通滤波数据中选取一组以 $n=$

0为中心的(2M+1)个数据。使用如下的多项式来对其进行拟合：

$$[0053] \quad p(n) = \sum_{k=0}^N a^k n_k \quad (1)$$

[0054] 使得这组数据在n=0为中心的近似均方误差最小。其拟合残差为：

$$[0055] \quad C_N = \sum_{n=-M}^M (p(n) - X[n])^2 = \sum_{n=-M}^M \left(\sum_{k=0}^N a_k n^k - X[n] \right)^2 \quad (2)$$

[0056] 为了使拟合残差CN最小，令CN对于各个参数的偏导数为0，故得到：

$$[0057] \quad \frac{\partial C_N}{\partial a_i} = \sum_{n=-M}^M 2n^i (p(n) - X[n]) = 0 \quad (3)$$

[0058] 化简得到：

$$[0059] \quad \sum_{k=0}^N \left(\sum_{n=-M}^M n^{i+k} \right) a_k = \sum_{n=-M}^M n^i X[n] \quad (4)$$

[0060] 方程(4)为最小二乘逼近的正规方程，在此方程中需要满足 $n \leq 2M$ 。最后通过方程(4)即可求解出多项式拟合曲线系数 a_k 。

[0061] 步骤S510：根据所述多项式拟合曲线系数对所述低通滤波数据进行拟合，获取拟合伪迹数据。

[0062] 经过步骤S500获取多项式拟合曲线系数 a_k 后，由上述的拟合函数(1)即可计算获得最终拟合出的更为平滑的拟合伪迹数据波形。

[0063] 本实施例中，通过将含有伪迹的心电信号依次经过低通滤波和拟合滤波处理，既保证了在经过低通滤波后完全保持信号的相位特性，又通过最小二乘拟合法，在尽量保证原始数据不失真的前提下平滑噪声起伏，且只需根据滤波阶数以及单边点数就能计算出多项式系数，减少了数据处理的复杂度。相对于现有技术，本实施例提供的方法更加简单、快速，更能保留极值和宽度等数据分布特性。

[0064] 本实施例提供的心电伪迹消除方法的效果对比如图6和图7所示。

[0065] 其中，图6为儿童哭闹情况下儿童的心电图ECG；图7为图6中的同一心电片段经过本实施例提供的心电伪迹消除方法去噪后获得的心电图像。

[0066] 第二实施例

[0067] 请参照图8，本实施例提供了一种心电伪迹消除装置600，其包括：

[0068] 第一滤波模块610，用于对原始心电数据进行第一滤波处理，获取低通滤波数据；

[0069] 第二滤波模块620，用于对所述低通滤波数据进行第二滤波处理，获取拟合伪迹数据；

[0070] 求差模块630，用于将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差，获取去除心电伪迹后的心电数据。

[0071] 请参照图9，本实施例中，所述心电伪迹消除装置600还可以包括：

[0072] 心电采集模块640，用于获取原始心电数据。

[0073] 请参照图10，本实施例中，具体的，所述第一滤波模块610可以包括如下子单元：

[0074] 设置单元611，设置低通滤波的低通截止频率；

[0075] 低通滤波单元612,将原始心电数据中高于所述低通截止频率的信号滤除,获取低通滤波数据。

[0076] 请参照图11,本实施例中,具体的,所述第二滤波模块620可以包括如下子单元:

[0077] 计算单元621,通过最小二乘法获取所述低通滤波数据的多项式拟合曲线系数;

[0078] 拟合滤波单元622,根据所述多项式拟合曲线系数对所述低通滤波数据进行拟合,获取拟合伪迹数据。

[0079] 第三实施例

[0080] 请参照图12,本实施例提供了一种心电伪迹消除装置700,其包括FIR低通滤波器710和Savitzky-Golay滤波器720,所述FIR低通滤波器710和所述Savitzky-Golay滤波器720级联。

[0081] 本实施例中,所述FIR低通滤波器710用于对含有伪迹的原始心电信号进行低通滤波处理,获取低通滤波数据;所述Savitzky-Golay滤波器720用于对所述低通滤波数据进行最小二乘拟合滤波,获取拟合伪迹数据。

[0082] 本实施例中,将含有伪迹的心电信号通过FIR低通滤波器710进行预处理,借助FIR低通滤波器710相位不变这一优越的性能,能够完全的保持信号的相位特性。在设置FIR低通滤波器710时,为了保留心电信号有效部分,能够滤除一些高频噪声对心电信号的影响,其低通截止频率定位45Hz,其中FIR低通滤波器710的窗口函数选为汉明窗,用于增强去噪的整体效果。

[0083] 本实施例中,所述Savitzky-Golay滤波器720基于最小二乘多项式原理,可对数据进行最小二乘法拟合滤波,其能够在尽量保证原始数据不失真的前提下充当平滑噪声起伏的滤波器,且具有跟随基线漂移和运动伪影变化的优势。Savitzky-Golay滤波器720应用简单,无需额外的心电参考信息,更加适合动态心电监测的应用。

[0084] 本实施例通过将FIR低通滤波器710与Savitzky-Golay滤波器720进行级联后的形成新的滤波装置,对儿童心电伪迹进行去噪,使得整体去噪效果得以增强,混合滤波器进一步降低了滤波结果的局部误差。

[0085] 综上所述,本发明实施例提供的心电伪迹消除方法及装置,通过对原始心电数据进行第一滤波处理,获取低通滤波数据,以在相位特性不改变的前提下消除原始心电数据中较为明显的高频噪声,筛选出初步的伪迹数据;再对所述低通滤波数据进行第二滤波处理,获取拟合伪迹数据,可使伪迹数据更加平滑,逼近真实的心电伪迹;最后将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差,即可获取去除心电伪迹后的心电数据。本发明实施例提供的心电伪迹消除方法及装置通过对含有伪迹的心电信号进行两次滤波获取拟合出的伪迹信号,再将原始信号与拟合信号求差,即可获得去除伪迹的心电信号。相对与现有技术,本方案无需额外的心电参考信息,减少了数据处理的复杂度,对于运动伪迹具有很强的鲁棒性,增强了去噪的整体效果,且通过混合滤波进一步降低了局部误差,为儿童心电伪迹的消除提出了一种简单、快速且少失真的处理方案。以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

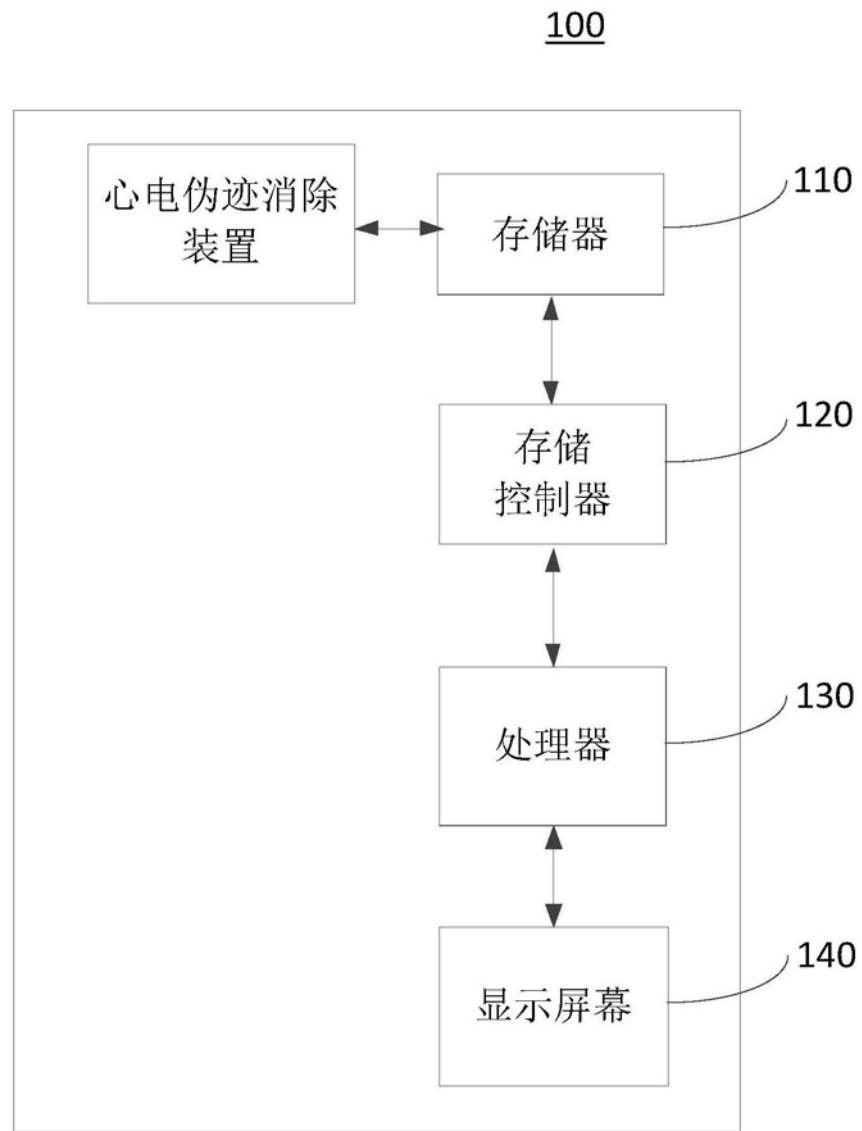


图1

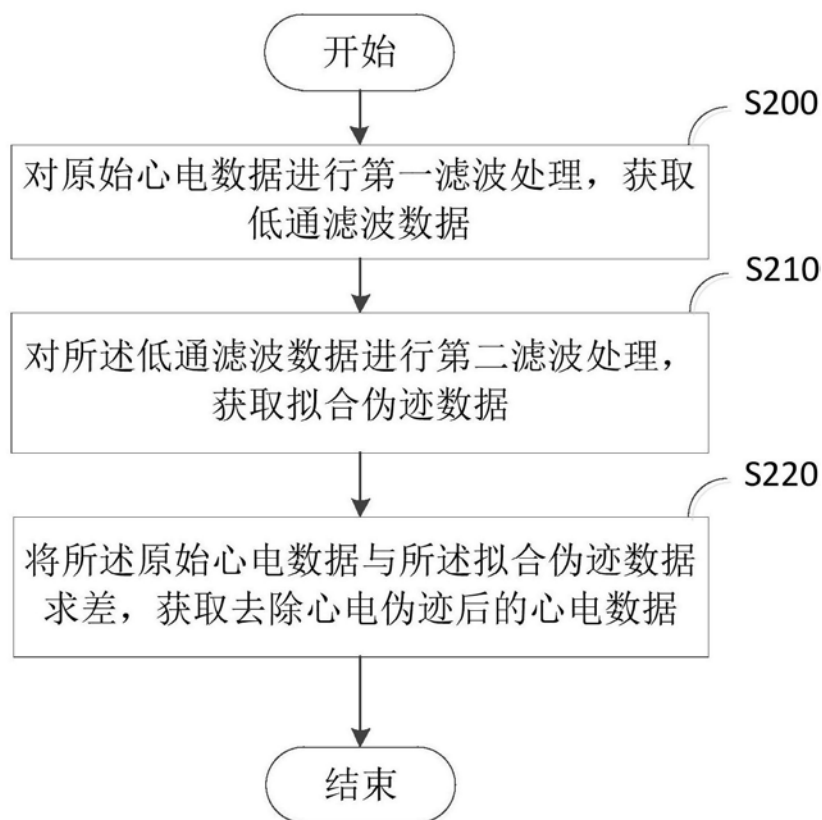


图2

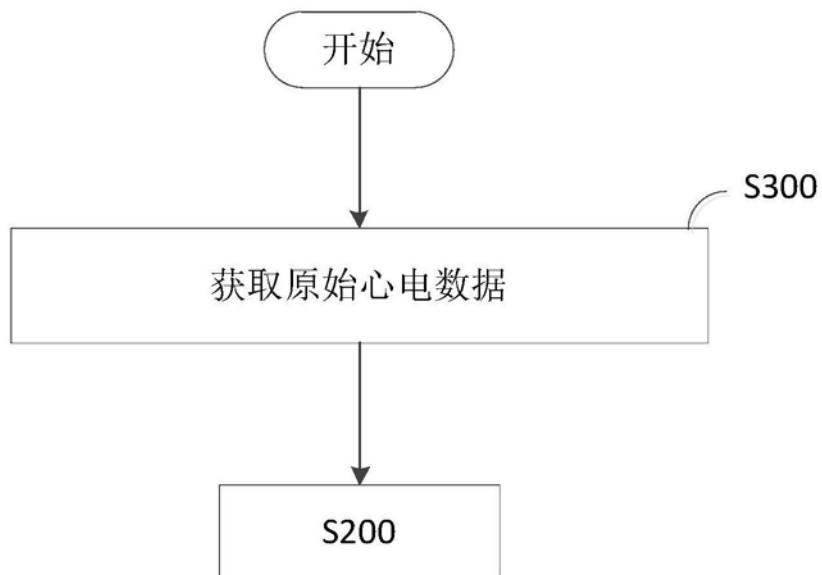


图3

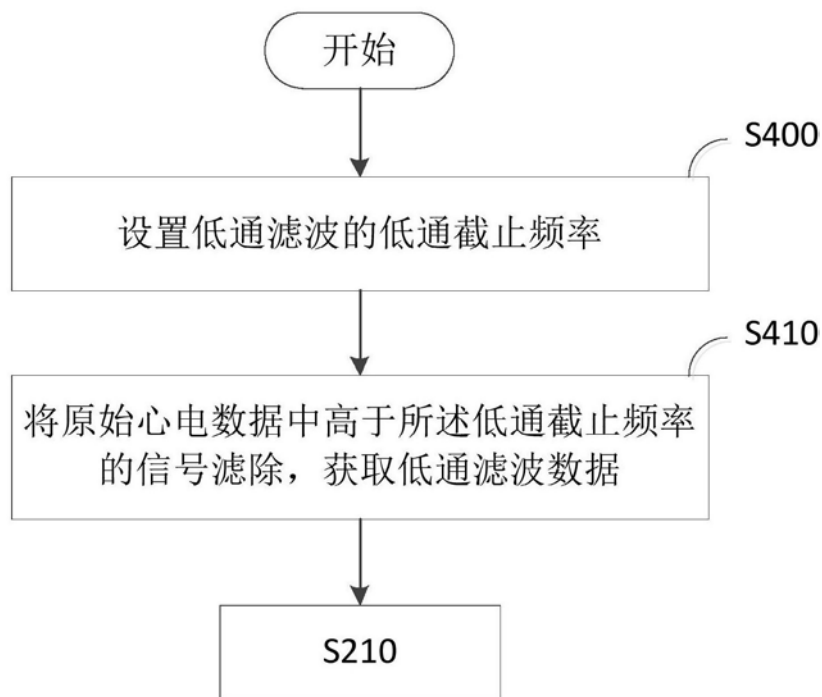


图4

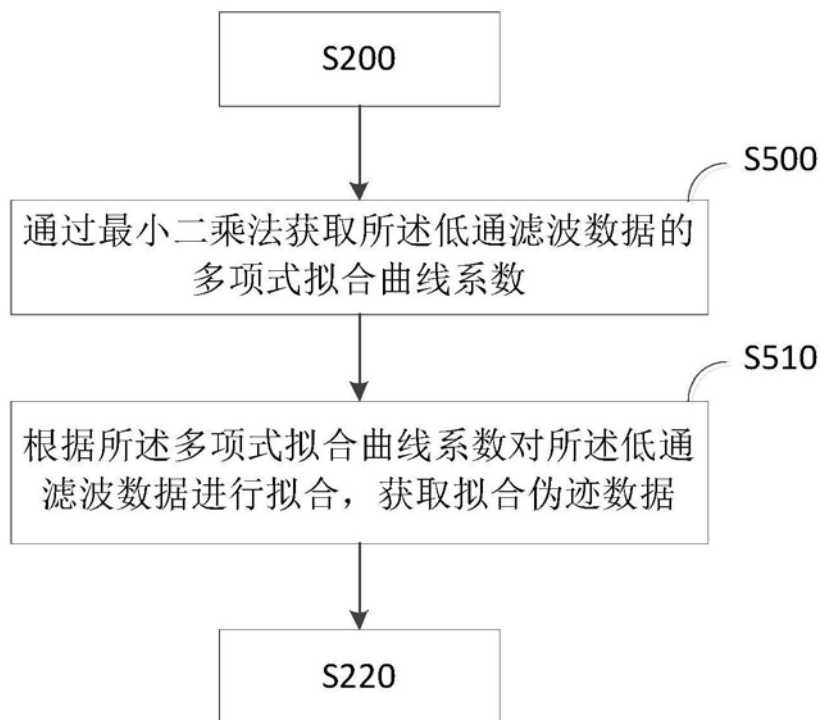


图5

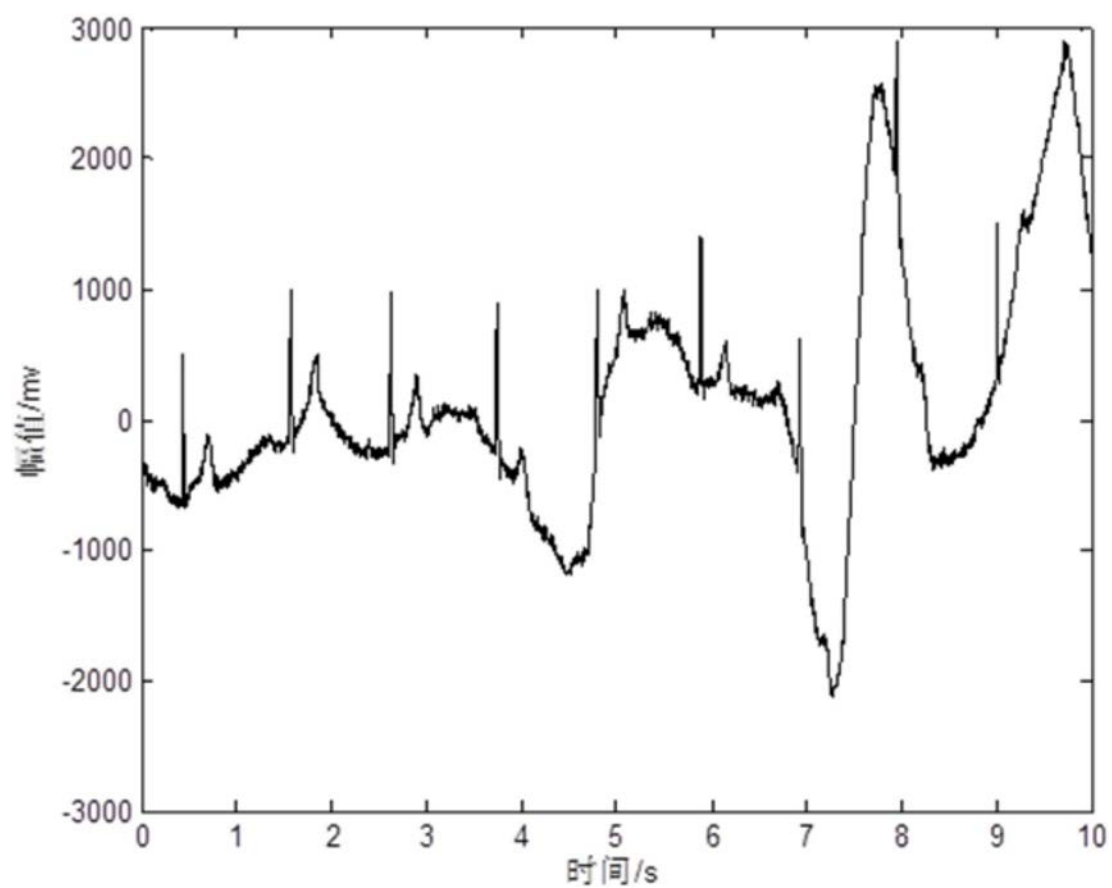


图6

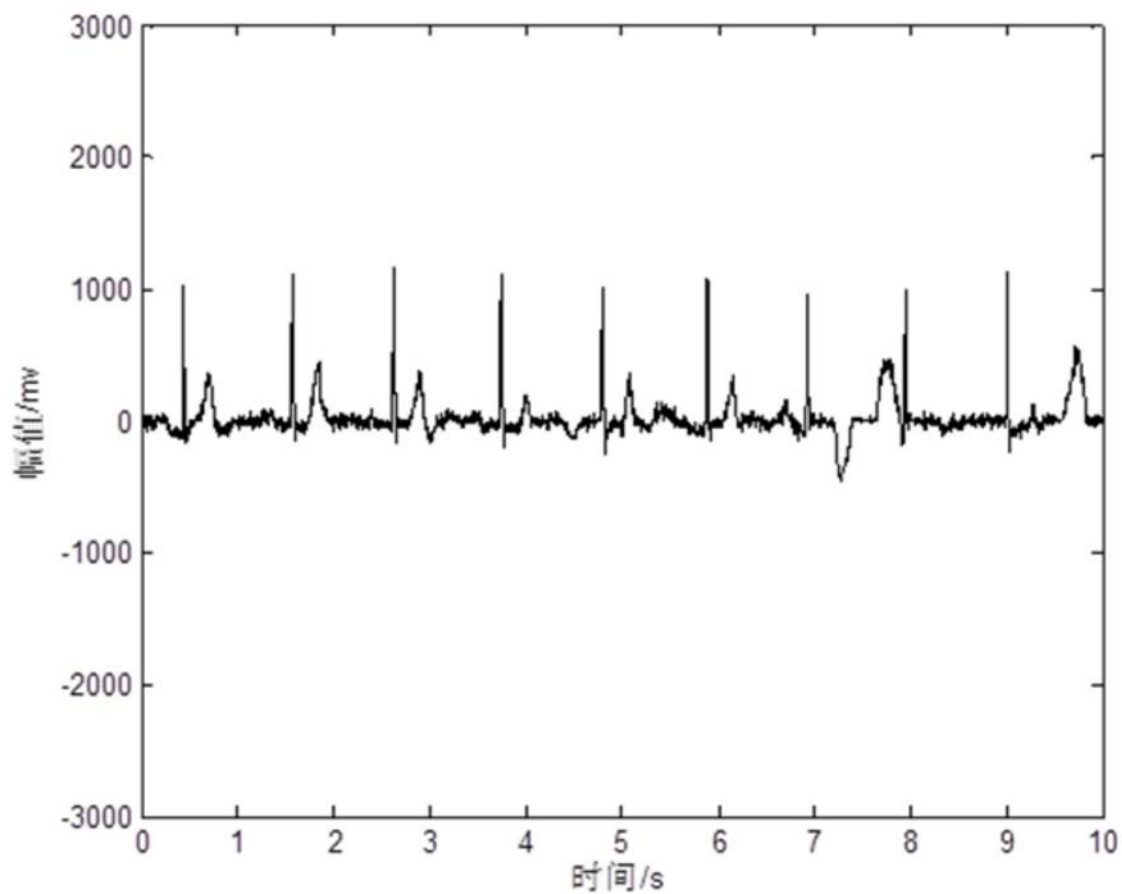


图7



图8



图9

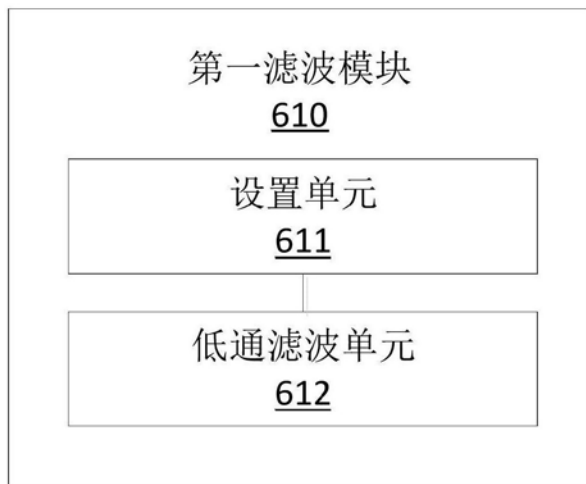


图10



图11



图12

专利名称(译)	心电伪迹消除方法及装置		
公开(公告)号	CN107550488A	公开(公告)日	2018-01-09
申请号	CN2017110934435.7	申请日	2017-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	武汉中旗生物医疗电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	武汉中旗生物医疗电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	武汉中旗生物医疗电子有限公司		
[标]发明人	罗伟 张玮		
发明人	罗伟 张玮		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种心电伪迹消除方法及装置，涉及心电处理技术领域。所述心电伪迹消除方法包括：对原始心电数据进行第一滤波处理，获取低通滤波数据；对所述低通滤波数据进行第二滤波处理，获取拟合伪迹数据；将所述原始心电数据与所述拟合伪迹数据求差，获取去除心电伪迹后的心电数据。本发明提供的心电伪迹消除方法及装置通过对含有伪迹的心电信号进行两次滤波获取拟合出的伪迹信号，再将原始信号与拟合信号求差，即可获得去除伪迹的心电信号。该方案无需额外的心电参考信息，对于运动伪迹具有很强的鲁棒性，且通过混合滤波进一步降低了局部误差，为儿童心电伪迹的消除提出了一种更准确、更简易的处理方案。

