



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106236075 A

(43)申请公布日 2016.12.21

(21)申请号 201610773451.8

(22)申请日 2016.08.30

(71)申请人 任勇

地址 100084 北京市海淀区清华园荷清苑
13楼5单元202号

(72)发明人 任勇 段瑞洋 王景璟

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 关畅 孙楠

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法

(57)摘要

本发明涉及一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,其步骤:对含噪声心电信号进行多层小波分解获得各层高频小波系数;计算各层高频小波系数的处理阈值:根据便携式心电仪所测心电图的高频小波系数特征确定阈值;对各层高频小波系数进行处理:当分解的层数多于6层时,直接将第一层和第二层高频小波系数置零;当分解的层数小于或等于6层时,第一层高频小波系数也同样置零,其他各层高频小波系数用硬阈值函数进行处理;对处理后的高频小波系数做重构得到降噪后的心电信号。本发明对便携式心电仪所测心电图进行降噪处理,在有效滤除噪声的同时也最大程度保存了原始心电信息。

1. 一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:

1) 对含噪声心电信号进行多层小波分解获得各层高频小波系数;

2) 计算各层高频小波系数的处理阈值:根据便携式心电仪所测心电图的高频小波系数特征确定阈值;

3) 对各层高频小波系数进行处理:当分解的层数多于6层时,直接将第一层和第二层高频小波系数置零;当分解的层数小于或等于6层时,第一层高频小波系数也同样置零,其他各层高频小波系数用硬阈值函数进行处理;

4) 对处理后的高频小波系数做重构得到降噪后的心电信号。

2. 如权利要求1所述的一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,其特征在于:所述步骤1)中,具体过程如下:

1.1) 根据多尺度分析方法对测得的含噪声心电信号利用小波基函数分解为大尺度逼近部分和小尺度细节部分,大尺度逼近部分对应低频逼近系数,小尺度细节部分对应高频小波系数;

1.2) 将大尺度逼近部还进一步分解为更低一层次的逼近部分和细节部分,如此分解下去,获得多个尺度上原始信号所包含的细节信息,进而得到各层细节信息所对应的高频小波系数。

3. 如权利要求1或2所述的一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,其特征在于:所述步骤1)中,分解层数等于 $\log_2 f_s$,其中 f_s 是原信号的采样率。

4. 如权利要求1所述的一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,其特征在于:所述步骤2)中,处理阈值计算方法如下:

$$T_j = \sigma_j \sqrt{2 \log(N)} \frac{L-j+b}{L}, \text{ 其中, } \sigma_j = \frac{\text{median}(x_j)}{0.6785};$$

式中, T_j 是第j阶高频小波系数的处理阈值; σ_j 是第j阶高频小波系数中含有的噪声的标准差; N 是高频小波系数的长度; L 是小波分解的层数, $L = \log_2 f_s$, f_s 是原信号的采样率; j 是所处理的小波系数对应的层次; b 是调节因子,取值范围为 $[0, 2]$ 。

5. 如权利要求1所述的一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,其特征在于:所述步骤4)中,具体重构过程为:重构过程即是多层分解的逆过程,由最高层的逼近部分和细节部分重构得到上一层的逼近部分,并以同样的方式重构得到更上一层的逼近部分,直至最低层即得到降噪后的心电信号。

一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心电图的降噪方法,特别是关于一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法。

背景技术

[0002] 心电图是对人的心脏的健康状况的客观反映,其包含许多重要的生理信息。通常心电图需要病人到医院利用十二导联心电仪测量获得,但是这种测量方式成本较高且难以发现潜伏期较长的心脏疾病。近年来出现了很多可以测量病人单导心电信息的便携式心电仪,便携式心电仪相对于传统的十二导联心电仪其优势在于操作简单、测量成本低、测量环境制约因素小,因此成为移动医疗领域的研究热点。但是便携式心电仪由于其测量方式的不同,会在测得的心电图中引入更大的噪声,如何在保留原始心电信息的情况下对心电图进行有效降噪成为探究其可行性和适用性过程中的关键问题。

[0003] 针对十二导联心电仪所测得心电图的降噪问题,国内外已有相关研究,这些研究方法可以分为三类:传统的数字滤波器方法、数学形态学和神经网络法以及基于小波变换的滤波方法。传统的数字滤波器方法一般是采用合适的滤波器对含噪声心电图进行低通或带通滤波,该方法实时性较好,但是只能滤除一定范围的噪声,且会损失心电信息。数学形态学和神经网络法根据心电图的形态特征进行滤波,效果不错但是计算较复杂,处理的实时性较差。基于小波变换的降噪方法一般通过对多层分解后的小波系数进行阈值处理来进行滤波,效果较好且计算量适中,目前被研究得最多也最成熟。下面将以Donoho(Donoho, D.L.(1995).De-noising by soft-thresholding.Information Theory,IEEE Transactions on,41(3),613-627.)提出的被广泛采用的通用阈值法为例说明该种降噪方法的实施过程:

[0004] 1)先对含噪声的小波变换进行多层小波分解,分解的层数一般为5层;

[0005] 2)针对每一层的高频小波系数,计算通用阈值,其计算公式为:

$$[0006] \quad T_j = \sigma_j \sqrt{2 \log(N)}; \text{其中}, \sigma_j = \frac{\text{median}(x_j)}{0.6785},$$

[0007] 其中 T_j 是第 j 阶高频小波系数的处理阈值, σ_j 是第 j 阶高频小波系数中含有的噪声的标准差, N 是高频小波系数的长度; x_j 表示第 j 阶高频小波系数。

[0008] 3)对每一层的高频小波系数,采用硬阈值函数进行处理,硬阈值函数为:

$$[0009] \quad x_j = \begin{cases} x_j & |x_j| > T_j \\ 0 & |x_j| \leq T_j \end{cases};$$

[0010] 4)对处理后的高频小波系数做逆变换得到降噪后的心电信号。

[0011] 该方法对十二导联心电仪所测心电图能起到较好的降噪效果,但通过研究发现,该方法对便携式心电仪所测心电图的降噪效果不是很理想,降噪后的心电图含有一些毛刺,且常常会出现“过平滑”的现象从而损失一定的心电信息,这并不符合降噪的初衷。

发明内容

[0012] 针对上述问题,本发明的目的是提供一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,采用改进后的基于小波变换的通用阈值法来对便携式心电仪所测心电图进行降噪处理,在有效滤除噪声的同时也最大程度保存了原始心电信息。

[0013] 为实现上述目的,本发明采取以下技术方案:一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:1)对含噪声心电信号进行多层小波分解获得各层高频小波系数;2)计算各层高频小波系数的处理阈值:根据便携式心电仪所测心电图的高频小波系数特征确定阈值;3)对各层高频小波系数进行处理:当分解的层数多于6层时,直接将第一层和第二层高频小波系数置零;当分解的层数小于或等于6层时,第一层高频小波系数也同样置零,其他各层高频小波系数用硬阈值函数进行处理;4)对处理后的高频小波系数做重构得到降噪后的心电信号。

[0014] 所述步骤1)中,具体过程如下:1.1)根据多尺度分析方法对测得的含噪声心电信号利用小波基函数分解为大尺度逼近部分和小尺度细节部分,大尺度逼近部分对应低频逼近系数,小尺度细节部分对应高频小波系数;1.2)将大尺度逼近部还进一步分解为更低一层次的逼近部分和细节部分,如此分解下去,获得多个尺度上原始信号所包含的细节信息,进而得到各层细节信息所对应的高频小波系数。

[0015] 所述步骤1)中,分解层数等于 $\log_2 f_s$,其中 f_s 是原信号的采样率。

[0016] 所述步骤2)中,处理阈值计算方法如下:

$$[0017] \quad T_j = \sigma_j \sqrt{2 \log(N)} \frac{L-j+b}{L}, \text{ 其中, } \sigma_j = \frac{\text{median}(x_j)}{0.6785};$$

[0018] 式中, T_j 是第 j 阶高频小波系数的处理阈值; σ_j 是第 j 阶高频小波系数中含有的噪声的标准差; N 是高频小波系数的长度; L 是小波分解的层数, $L = \log_2 f_s$, f_s 是原信号的采样率; j 是所处理的小波系数对应的层次; b 是调节因子,取值范围为 $[0, 2]$ 。

[0019] 所述步骤4)中,具体重构过程为:重构过程即是多层分解的逆过程,由最高层的逼近部分和细节部分重构得到上一层的逼近部分,并以同样的方式重构得到更上一层的逼近部分,直至最低层即得到降噪后的心电信号。

[0020] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:1、本发明准确性高,在滤除噪声的同时最大程度地保留了原始心电信息。2、本发明适用性强,对不同采样率、不同形态的心电图都能实现较好的降噪效果。3、本发明计算复杂度较低,能够实现实时计算。

附图说明

[0021] 图1是本发明对512Hz采样的便携式心电仪所测得心电图做8层小波分解所得各层高频小波系数示意图;其中 $d_1 \sim d_8$ 分别代表对含噪声心电信号进行8层小波分解得到的第1层到第8层高频小波系数;

[0022] 图2a是原始无噪声心电信号图;

[0023] 图2b是叠加5%高斯噪声后心电信号图;

[0024] 图2c是现有技术中降噪方法对叠加高斯噪声的模拟心电信号降噪效果示意图;

[0025] 图2d是本发明的降噪方法对叠加高斯噪声的模拟心电信号降噪效果示意图;

[0026] 图3是本发明的降噪方法和现有技术中降噪方法的均方根误差比较示意图;其中,带圆圈曲线代表现有技术降噪后均方根误差,带三角形曲线代表本发明的技术降噪后的均方根误差;

[0027] 图4a是便携式心电仪所测含噪声心电信号;

[0028] 图4b是利用本发明的降噪方法对便携式心电仪所测的一个心电图的降噪效果示意图。

具体实施方式

[0029] 下面结合附图和实施例对本发明进行详细的描述。

[0030] 本发明提供一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法,其包括以下步骤:

[0031] 1)对含噪声心电信号进行多层小波分解获得各层高频小波系数:

[0032] 1.1)根据多尺度分析方法对测得的含噪声心电信号利用小波基函数分解为大尺度逼近部分和小尺度细节部分;其中,大尺度逼近部分对应低频逼近系数,小尺度细节部分对应高频小波系数;

[0033] 1.2)将大尺度逼近部还进一步分解为更低一层次的逼近部分和细节部分,如此分解下去,就可以获得多个尺度上原始信号所包含的细节信息,进而得到各层细节信息所对应的高频小波系数;

[0034] 本实施例中采用的分解层数与原信号的采样率有关,分解层数等于 $\log_2 f_s$,其中 f_s 是原信号的采样率,利用该分解层数分解得到的最高层高频小波系数其对应的频率范围一般代表原始信号所含有的基线漂移干扰,通过滤除该部分高频小波系数即可有效滤除原始信号中的基线漂移。

[0035] 2)计算各层高频小波系数的处理阈值:根据便携式心电仪所测心电图的高频小波系数特征确定阈值,该处理阈值计算方法如下:

$$[0036] \quad T_j = \sigma_j \sqrt{2 \log(N)} \frac{L-j+b}{L}, \text{ 其中, } \sigma_j = \frac{\text{median}(x_j)}{0.6785}; \quad (1)$$

[0037] 式中, T_j 是第j阶高频小波系数的处理阈值; σ_j 是第j阶高频小波系数中含有的噪声的标准差; N 是高频小波系数的长度; L 是小波分解的层数, $L = \log_2 f_s$; j 是所处理的小波系数对应的层次; b 是调节因子,该调节因子为一个经验值,取值范围为 $[0, 2]$ 。

[0038] 本发明根据发掘的小波系数中含有的噪声随着分解层数增高而减弱的这一特性,在层数较低时,可以较好地滤除低层次中噪声系数,而随着层数升高,该阈值又会减小,保证不会滤除有用信号。例如,如图1所示,对512Hz采样的便携式心电仪所测得心电图做8层小波分解所得各层高频小波系数,从图中可以看出,随着分解的层数变高,高频小波系数中含有的心电信息相对噪声来说越来越明显,而现有技术方案没有考虑到这种趋势,因此对于高层小波系数,其计算得到的阈值过大导致代表心电信号的系数也被滤除,从而导致“过平滑”现象,损失心电信息。

[0039] 3)对各层高频小波系数进行处理:根据分解层数的不同,采用不同的阈值处理策略;当分解的层数多于6层时,第一层和第二层高频小波系数几乎包含的全部是噪声信号,因此直接将该高频小波系数置零;当分解的层数小于或等于6层时,第一层高频小波系数也同样置零,其他各层高频小波系数用硬阈值函数进行处理,这样可以保证最小化噪声的影

响；

[0040] 本发明对阈值处理策略进行了改进,现有技术中的处理方法并没有考虑到小波系数中噪声的分布特性,而是对所有层次小波系数均采用硬阈值函数进行处理。

[0041] 4)对处理后的高频小波系数做重构得到降噪后的心电信号:重构过程即是多层分解的逆过程,由最高层的逼近部分和细节部分重构得到上一层的逼近部分,并以同样的方式重构得到更上一层的逼近部分,直至最低层即得到降噪后的心电信号。

[0042] 实施例:为了进一步验证本发明的降噪效果,用模拟心电信号叠加高斯噪声的方式进行验证。所用的模拟心电信号由铭昇电子科技有限公司生产的SKX-2000系列心电模拟仪产生,该仪器产生的心电信号可以认为是无噪的。同时在模拟心电信号上叠加5%~50%的高斯噪声用来进行实验,检测降噪效果的办法是计算降噪后信号与原始信号之间的RMSE(均方根误差),若均方根误差越小,说明降噪后得到的信号越接近原始的无噪声模拟信号,也就说明降噪在滤除噪声的同时也没有带来心电信息的损失,也就说明降噪效果越好。如图2a~图2d所示,在叠加了5%高斯噪声的条件下,本发明降噪方法产生的降噪效果和现有技术降噪方法的降噪效果对比,原有技术降噪后仍然有较多毛刺,且有明显的细节信号损失,而本发明提出的改进后的降噪方法,毛刺较少,且无明显细节信号损失;如图3所示,本发明降噪方法产生的降噪效果和现有技术降噪方法的均方根误差比较,可以看出,相比于现有技术中的降噪方法,本发明的降噪方法有更好的均方根误差表现。

[0043] 如图4a~图4b所示,利用本发明的降噪方法对便携式心电仪所测的一个心电图的降噪效果。从图中可以看出,本发明能够较好得滤出噪声,同时保留了心电信号中含有的原始心电信息。

[0044] 上述各实施例仅用于说明本发明,各部件的结构、尺寸、设置位置及形状都是可以有所变化的,在本发明技术方案的基础上,凡根据本发明原理对个别部件进行的改进和等同变换,均不应排除在本发明的保护范围之外。

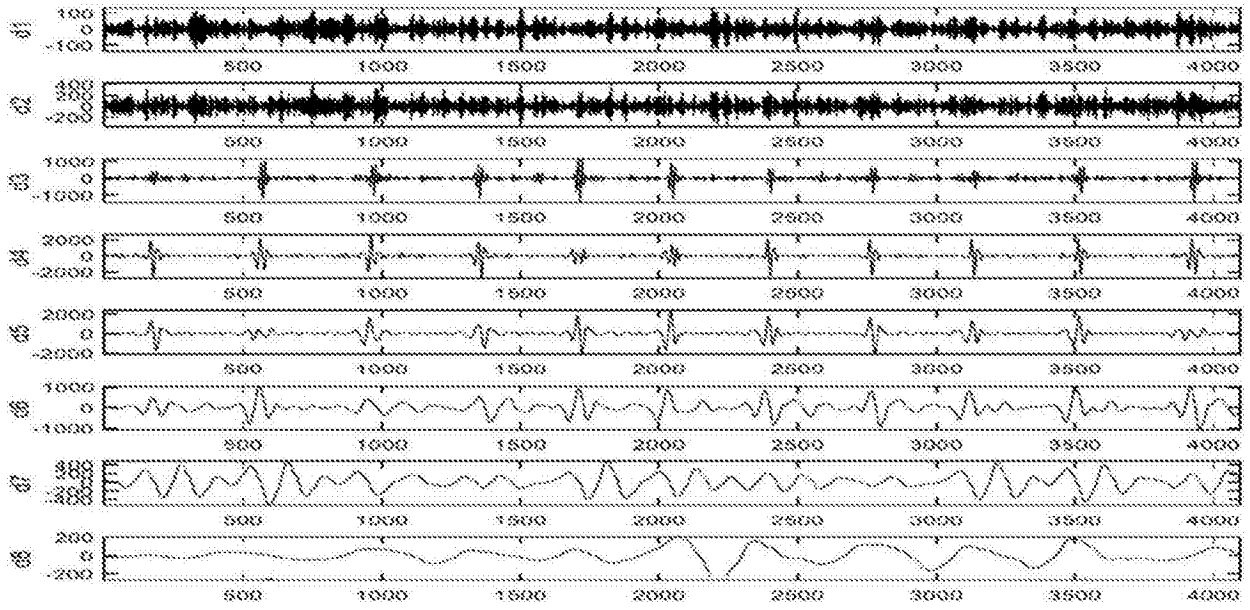


图1

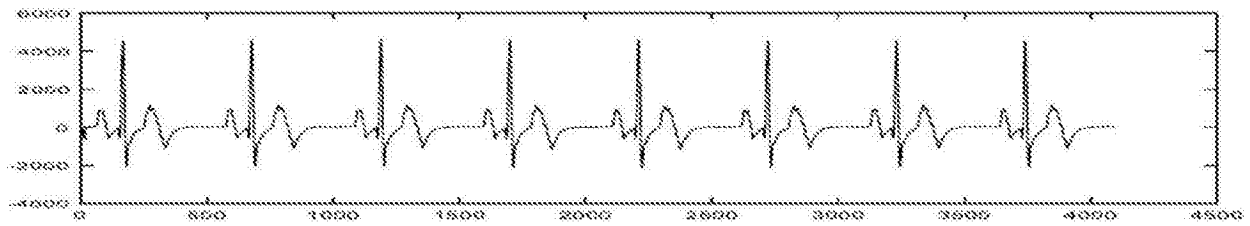


图2a

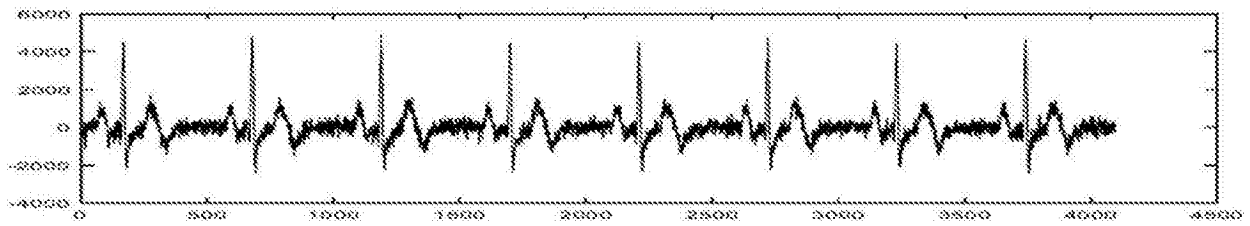


图2b

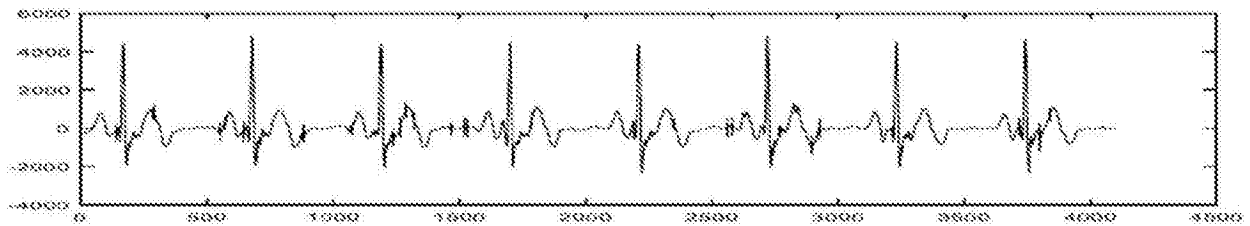


图2c

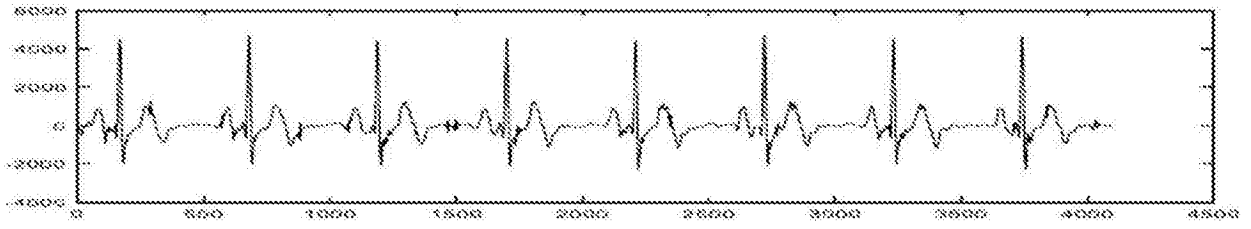


图2d

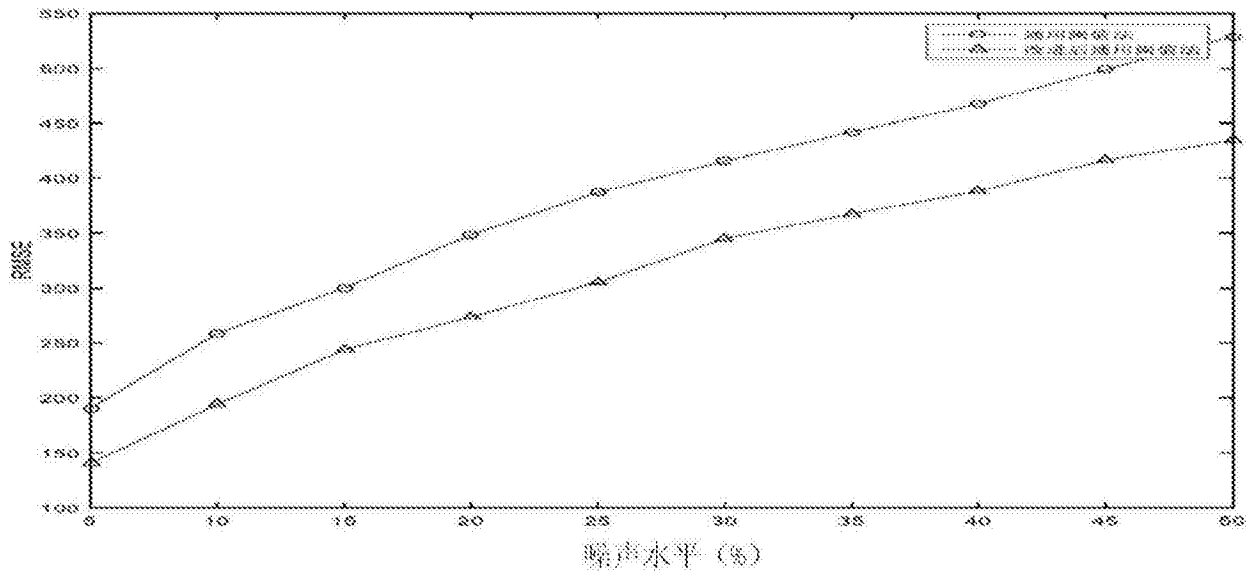


图3

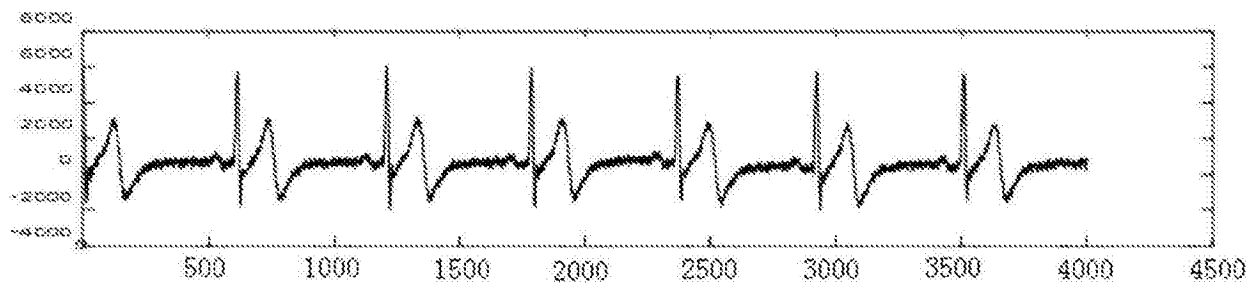


图4a

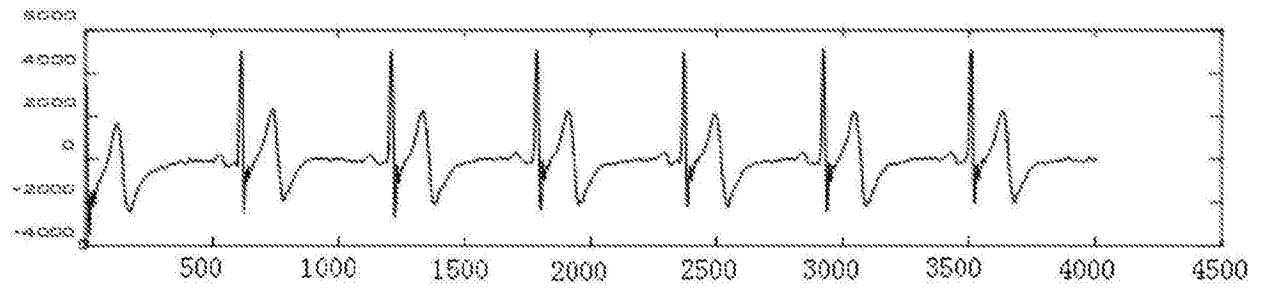


图4b

专利名称(译)	一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法		
公开(公告)号	CN106236075A	公开(公告)日	2016-12-21
申请号	CN201610773451.8	申请日	2016-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	任勇		
申请(专利权)人(译)	任勇		
当前申请(专利权)人(译)	任勇		
[标]发明人	任勇 段瑞洋 王景璟		
发明人	任勇 段瑞洋 王景璟		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7253		
代理人(译)	关畅 孙楠		
其他公开文献	CN106236075B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种应用于便携式心电仪所测心电图的降噪方法，其步骤：
对含噪声心电信号进行多层小波分解获得各层高频小波系数；计算各层高频小波系数的处理阈值：根据便携式心电仪所测心电图的高频小波系数特征确定阈值；对各层高频小波系数进行处理：当分解的层数多于6层时，直接将第一层和第二层高频小波系数置零；当分解的层数小于或等于6层时，第一层高频小波系数也同样置零，其他各层高频小波系数用硬阈值函数进行处理；对处理后的高频小波系数做重构得到降噪后的心电信号。本发明对便携式心电仪所测心电图进行降噪处理，在有效滤除噪声的同时也最大程度保存了原始心电信息。

$$x_j = \begin{cases} x_j & |x_j| > T_j \\ 0 & |x_j| \leq T_j \end{cases};$$