

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2107334

基于小波改进阈值的肌电干扰降噪研究与效果评估*

杨承金 聂春燕 王慧宇 阮新磊
(长春大学 电子信息工程学院 长春 130022)

摘要: 肌电干扰是心电信号采集过程由于肌肉的轻微颤动引起的噪声干扰,因此需要对采集到的心电信号进一步的去噪。针对传统小波阈值去噪算法对心电信号去噪后存在信号震荡与失真问题,提出一种含有两个动态参数的改进小波阈值函数,通过动态参数可以对改进阈值函数进行整体和局部的调节,从而达到可以对不同程度的噪声进行去噪的目的。为了验证新阈值函数的去噪效果,采用信噪比、均方差和心电信号的时频域特征3种评估指标,对改进的阈值函数和传统的肌电干扰去噪算法进行去噪效果的比较。研究表明,改进的阈值函数对心电信号去噪后的特征波形保存较好,克服了软、硬阈值函数的缺点,去噪后在平滑性和保真性方面表现良好。与传统肌电干扰去噪算法相比,对轻微噪声和严重噪声去噪后信噪比分别为38.7948和36.7212,均方差分别为0.0013和0.0018,去噪评估结果最好。

关键词: 心电信号;肌电干扰;小波变换;阈值函数;去噪

中图分类号: TP391.9 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 520.6020

Research of noise reduction algorithm and effect evaluation about EMG interference based on improved wavelet threshold

Yang Chengjin Nie Chunyan Wang Huiyu Ruan Xinlei

(College of Electronics and Information Engineering, Changchun University, Changchun 130022, China)

Abstract: EMG interference is the noise interference caused by slight muscle vibration in the process of ECG acquisition, so it is necessary to de-noise the acquired ECG signal further. Aiming at the problem of oscillation and distortion of ECG signal after de-noising by traditional wavelet threshold, an improved wavelet threshold function with two dynamic parameters is proposed, the improved threshold function can be adjusted in whole and in part by the dynamic parameters, so that the noise can be denoised in different degree. In order to verify the de-noising effect of the new threshold function, the signal-to-noise ratio (SNR), mean square deviation (MSE) and the time-frequency characteristics of ECG were used to evaluate the de-noising effect, the improved threshold function is compared with the traditional EMG denoising algorithm. The results show that the improved threshold function can preserve the characteristic waveform of ECG signal after de-noising, and overcome the shortcomings of soft and hard threshold function. Compared with the traditional EMG interference denoising algorithm, the signal-to-noise ratio of denoising slight noise and serious noise is 38.7948 and 36.7212 respectively, and the mean square deviation is 0.0013 and 0.0018 respectively, the denoising evaluation result is the best.

Keywords: ECG; EMG interference; wavelet transform; threshold function; denoising

0 引言

心电信号是临床医学中最常用的生物电信号,它记录了每一次心动周期产生的电位变化,每一次心脏起伏为一个心动周期,每个正常的心动周期主要包括心房的P波、心室的QRS波、复极化状态的ST段以及心室的复极波T

波^[1],这些心电特征的准确性对诊断心脏的健康状况具有重要的意义。心电信号的幅值为毫伏级,在采集过程中极易受到来自人体内部和外部的噪声干扰的影响,其中,肌电干扰是心电信号在采集过程中贴片电极受到肌肉刺激引起的高频干扰^[2],肌电干扰的存在会对心电信号的特征参数造成破坏,使心脏诊断无法正常进行,甚至造成严重的医疗

收稿日期:2021-07-20

* 基金项目:长春大学秋实基金项目(ZKQ201902, ZKQ202007)资助

事故。因此,肌电干扰的去噪技术一直是学者们研究的热点。

近年来,随着信号处理技术的快速发展,对心电信号的去噪方法逐渐走向成熟,常用来处理肌电干扰的算法有小波阈值法^[3]、经验模态分解法(empirical mode decomposition, EMD)^[4]和低通滤波法^[5]。其中,小波阈值法是在小波变化法的基础上,具有多分辨率分析的特点,还可以对信号的细节进行多尺度的时频域分析,可以有效地解决心电信号与肌电噪声频率叠加的情况,因此被广泛应用在去除肌电干扰的研究中。根据阈值函数的不同,传统的小波阈值去噪算法主要有两种阈值函数:即硬阈值函数^[6]和软阈值函数^[7],但无论是硬阈值函数还是软阈值函数都存在比较明显的不足,硬阈值函数拥有较高的信噪比,但信号在阈值处会产生断点,使信号不连续,产生震荡。软阈值函数将会压缩函数信号,使函数信号产生恒定偏差,所以容易产生信号失真的后果。因此,有学者提出了改进方案,如文献[8]提出了一种含有一个参数的改进阈值函数,一定程度上解决了软、硬阈值函数的缺陷,但参数单一,适用范围有限。文献[9]提出了一种改进阈值函数的小波阈值算法,去噪效果较理想,但计算量大、效率较低以及算法结构较为复杂。

本文针对心电信号中肌电干扰的去噪问题,提出了一种含有两种调节参数的改进阈值函数的小波阈值算法,通过MATLAB设计仿真实验,采用信噪比^[10]、均方差^[11]以及心电信号的时频域特征3种评估指标,对改进小波阈值算法与其他去噪算法进行评估比较。最后,验证了改进后的小波阈值算法的去噪效果。

1 含肌电干扰的心电信号噪声分析

肌电干扰是心电信号在采集过程中贴片电极受到肌肉刺激引起的高频干扰,其频率变化范围较广,在5~2 000 Hz之间,振幅一般不超过1 mV,同时还具有随机性等特点,类似零均值的高斯白噪声^[12],对心电信号整体特征干扰较大,去除较难,在心电图中表现为比较密集的参差不齐的“毛刺”,含肌电干扰的心电信号如图1所示。

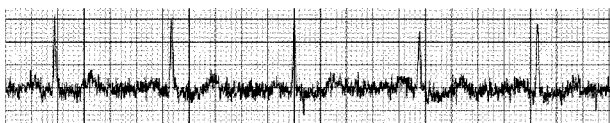


图1 含肌电干扰的心电信号

图1采用国际心电图标准的网状格为背景图,其中,每一个大正方形都是由5×5的小格组成,每小格的宽表示0.04 s,高表示0.1 mV。

肌电干扰的频率分布范围较广,因此与P波、QRS波群和T波在频谱图中造成幅值的叠加,使正常的心电信号频谱波形被“淹没”,心电信号的绝大部分频率集中在0~45 Hz之间,45 Hz之后的频率分量可以近似看作“纯粹的”肌电干扰,同时根据肌电干扰频率分布范围广、且分布均匀

的特点,通过计算大于45 Hz频率分量的功率可以判断出肌电干扰的强度^[13],肌电干扰的频率分布如图2所示。

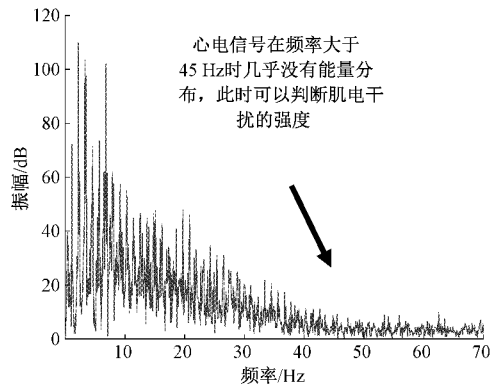


图2 含肌电干扰的心电信号频谱

2 小波阈值去噪算法的研究与分析

小波阈值法是基于小波变换^[14]的对信号进行去噪的方法,它可以对小波分解的系数设置阈值。心电信号在小波域中有效信号所产生的小波系数模值往往较大,而肌电干扰的特性类似于高斯白噪声,在时间域上并不连续,因此噪声所产生的小波系数其模值较小^[15],根据这一特点,只要对小波分解后的系数设置阈值,通过适当的方法将阈值内的噪声去除,即可以把心电信号和噪声分离开来,而阈值函数就是将阈值内噪声去除的方法,因此,阈值函数的选择直接影响信号的去噪效果。小波阈值法的去噪过程如图3所示。

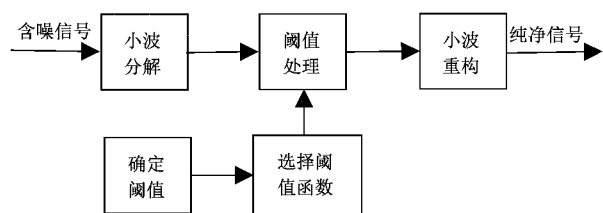


图3 小波阈值法的去噪过程

2.1 硬阈值函数

硬阈值函数的去噪原理是:对阈值内的信号值直接置零,而对阈值外的信号直接对原信号的值进行保留。硬阈值函数的去噪原理如式(1)所示。

$$w_{\lambda} = \begin{cases} w, & |w| \geq \lambda \\ 0, & |w| < \lambda \end{cases} \quad (1)$$

式中: w 表示原信号, λ 表示阈值, w_{λ} 表示去噪后的信号。通过式(1)可以得出,去噪后信号保留了阈值以外信号的原始信息,具有较好的保真性,但在 λ 处不连续,因此去噪后的信号会产生大量震荡点,会对信号的后续分析造成影响。

2.2 软阈值函数

软阈值函数的去噪原理与硬阈值函数的原理类似,同样对阈值内的信号值直接置0,但对于阈值外的信号,当信

号大于 0 时,去噪后的信号值等于原信号值减去阈值,且当信号小于 0 时,去噪后的信号值等于原信号加上阈值。软阈值函数的去噪原理如式(2)所示。

$$w_\lambda = \begin{cases} \text{sgn}(w)(|w| - \lambda), & |w| \geq \lambda \\ 0, & |w| < \lambda \end{cases} \quad (2)$$

式中: w 表示原信号, λ 表示阈值, w_λ 表示去噪后的信号。由式(2)可以看出,软阈值函数解决了硬阈值函数在 λ 处不连续的缺点,但是会对信号进行“压缩”,使去噪后的信号与原信号之间存在恒定偏差,造成信号失真。

2.3 改进的阈值函数

通过对软、硬阈值函数的分析可知,它们都具有各自的优点,但同时也具有不可忽视的缺点,因此,本文秉承着“取其精华,去其糟粕”的改进思想,在改进阈值函数时应该遵循如下 3 个构建原则:1)阈值函数是连续函数,去噪时不会产生断点;2)阈值外的信号值去噪前后与原信号越接近,失真越小;3)保留软、硬阈值函数的特征。

在构建新的阈值函数时,对于构建原则 1),考虑到函数的连续性,为了避免出现硬阈值函数在阈值点处“一刀切”的情况以及软阈值函数对信号造成“压缩”的情况,可以选择一条单调递增的平滑曲线对阈值点处的信号进行过渡,如指数函数 $w_\lambda = e^w$ 。同时还应该满足 $w_\lambda(\lambda^+) = w_\lambda(\lambda^-)$,即在阈值点处连续。对于构建原则 2),为了使信号去噪后出现较小的失真,因此要求信号去噪后大于阈值的部分满足 $w_\lambda \approx w$,由于 $w_\lambda = f(w)$ 单调递增,因此可以得出 $w_\lambda = f(w)$ 的渐近线为 $w_\lambda = w$ 。对于构建原则 3),通过设计动态参数对新的阈值函数进行动态调节,使新的阈值函数同时具备软、硬阈值函数的特征。

通过上述分析,本文提出了一种新的阈值函数,如式(3)所示。

$$\begin{cases} w_\lambda = \text{sgn}(w) \left(|w| - \frac{p\lambda}{p + (e^{q(|w|-\lambda)} - 1)} \right), & |w| \geq \lambda \\ 0, & |w| < \lambda \end{cases} \quad (3)$$

式中: w 表示原信号, λ 表示阈值, w_λ 表示去噪后的信号,下面对式(3)进行数学分析。

1)连续性:当 $w \rightarrow \lambda$ 时,由式(3)可知:

$$\lim_{w \rightarrow \lambda^+} [\text{sgn}(w) \left(|w| - \frac{p\lambda}{p + (e^{q(|w|-\lambda)} - 1)} \right)] = 0,$$

$$\lim_{w \rightarrow \lambda^-} = 0$$

因此, $w_\lambda(\lambda^+) = w_\lambda(\lambda^-)$,说明函数在 λ 处连续,解决了硬阈值函数在阈值 λ 处不连续的问题。

2)渐进线:当 $w \rightarrow \infty$ 时,由式(3)可知:

$$\lim_{w \rightarrow \infty} \frac{\left[\text{sgn}(w) \left(|w| - \frac{p\lambda}{p + (e^{q(|w|-\lambda)} - 1)} \right) \right]}{w} = 1$$

因此,得出阈值函数曲线的渐近线为 $w_\lambda = w$,解决了软阈值函数恒定偏差的问题,使信号在去噪后失真较小。

3)动态调节特征:式(3)中, p 和 q 为动态调节参数,其中, q 为阈值函数曲线整体调节参数,它可以动态调节函数曲线的整体趋势,具体体现为:设取值范围为 $[0, +\infty)$,随着 q 的增大,阈值函数曲线越贴近渐近线 $w_\lambda = w$,且函数曲线在阈值 λ 处的变化速度越迅速,曲线越贴近硬阈值函数,当 q 趋于 $+\infty$ 时,式(3)变为硬阈值函数,随着 q 的减小,阈值函数曲线越远离渐近线 $w_\lambda = w$,且函数曲线在阈值 λ 处的变化速度越平缓,函数曲线越贴近软阈值函数,当 $q = 0$ 时,式(3)变为软阈值函数。 p 为微调动态参数, p 的变化不会对函数曲线的整体趋势产生影响,只会引起 λ 附近的函数值的变化,设 p 的取值范围为 $[0, 1]$,当 q 不变时,随着 p 的减小,阈值函数曲线在 λ 的曲率越大,使阈值函数曲线在 λ 的右邻域内越贴近渐近线 $w_\lambda = w$,因此可以通过调节参数 p 减小恒定偏差,使去噪效果更理想。

在实际去噪操作时,应该结合去噪评估指标(信噪比、均方差)的结果并根据噪声的干扰程度调节参数 p 和 q 来获得最佳的去噪效果,具体步骤应该为:首先调整体参数 q ,在调节时应当注意 q 的值不应过小,否则去噪后会产生震荡点,同时 q 也不宜过大,否则去噪后会造信号压缩从而失真。 q 设定完成后,通过调节微调参数 p 来对阈值函数进行微调。最后,记录评估结果直到达到预期标准。

图 4 为 $\lambda = 1$ 时,本文改进的阈值函数与软、硬阈值函数的示意图。

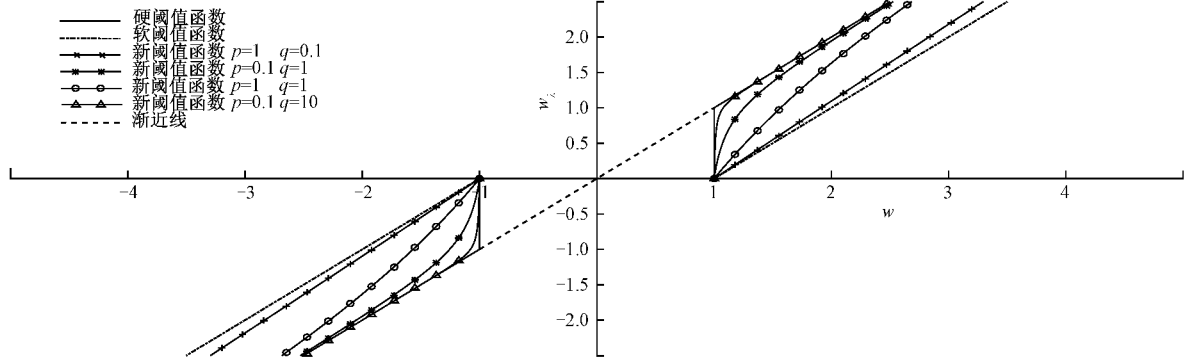


图 4 新阈值函数与软、硬阈值函数示意图

3 去噪仿真实验

本文选择 MIT-BIH 国际心电数据库中的 101 号数据作为原始心电数据,并向原始心电数据中添加不同强度的高斯白噪声作为肌电干扰,通过信噪比和均方差以及心电信号的时频域特征作为实验的评估方法,比较改进阈值函数、软、硬阈值函数、文献[8]以及 EMD 和低通滤波法两种传统的肌电干扰去噪算法的实际去噪效果。

3.1 实验数据的来源

MIT-BIH 心律失常数据库是由美国麻省理工学院在 1980 年创建完成,该数据库中含有 48 组 30 min 长度的 II 导联心电信号片段。在有关心电信号的研究中应用最为广泛,是目前国际上公认的可作为标准的心电数据库之一。由于该数据库中第 101 号数据噪声含量较少,本文实验选取该数据库中的 101 号心电数据作为本实验的原始心电数据,该数据采样频率为 360 Hz,采样点数为 3 600 个采样点。

3.2 去噪效果的评估标准

文中选取信噪比(signal noise ratio, SNR)和均方差(mean square error, MSE)作为比较心电信号去噪效果的客观评价标准,定义分别如式(4)和(5)所示。

$$SNR = 10 \lg \left(\frac{\sum_{n=1}^N y(n)^2}{\sum_{n=1}^N [x(n) - y(n)]^2} \right) \quad (4)$$

$$MSE = \frac{\sum_{n=1}^N [x(n) - y(n)]^2}{N} \quad (5)$$

其中, $y(n)$ 表示纯净的心电信号, $x(n)$ 表示经过去噪处理后的心电信号, N 表示心电信号的采样点数。由以上两式可知, SNR 越大、MSE 越小说明去噪效果较好,反之,则说明去噪效果较差。

3.3 仿真实验设计

本文对 MIT-BIH 数据库的 101 号数据分别添加功率强度为 0.01 Dbw 和 0.5 Dbw 的高斯白噪声,模拟心电信号中轻微肌电干扰和严重肌电干扰,6 种肌电干扰去噪算

法依次做了如下实验。

实验 1:采用改进阈值函数的小波阈值法,在轻微肌电干扰时,设置参数 $p = 0.1$ 和 $q = 5$,在严重肌电干扰时,设置参数 $p = 0.5$ 和 $q = 10$ 。

实验 2:采用软阈值的小波阈值法去噪。

实验 3:采用硬阈值的小波阈值法去噪。

实验 4:采用文献[8]的算法进行去噪。其中,文献[8]的阈值函数如式(6)所示。

$$w_{\lambda} = \operatorname{sgn}(w) \sqrt{\frac{(w + \lambda)^2 - 4a\lambda^2}{4}} + \frac{1}{2}(w + \lambda) \quad (6)$$

式中: λ 为阈值, a 为动态调节因子,根据文献[8]的介绍,设 $a = 1$ 。

实验 5:采用 EMD 经验模态分解法,进行 9 层 IMF 分解,对每一层求赫斯特指数,对赫斯特指数小于 0.5 的 IMF 层去噪。

实验 6:采用低通滤波法去噪(低通滤波器截止频率为 45 Hz)。

在实验 1~4 中,均选择 db5 小波基进行 8 层小波分解,且阈值 $\lambda = \sqrt{\sigma^2 \ln(N)}$

除计算信噪比和均方差两种参数外,本文还选择比较心电图以及噪声频率的幅度变化情况来作为去噪效果的直观评价标准。

4 心电信号去噪效果的评估与分析

通过上述实验,获得了去噪后心电信号在轻微和严重肌电干扰强度下的时域变化和频域变化,并获得了每种去噪算法的信噪比和均方差,接下来进行去噪效果的评估与分析。

4.1 心电信号去噪效果的时域分析

时域分析是去噪效果的最直观表现,通过时域分析可以直接全面地观察心电信号的去噪效果,6 种去噪算法在轻微和严重两种干扰程度下心电图的去噪结果分别如图 5、6 所示。

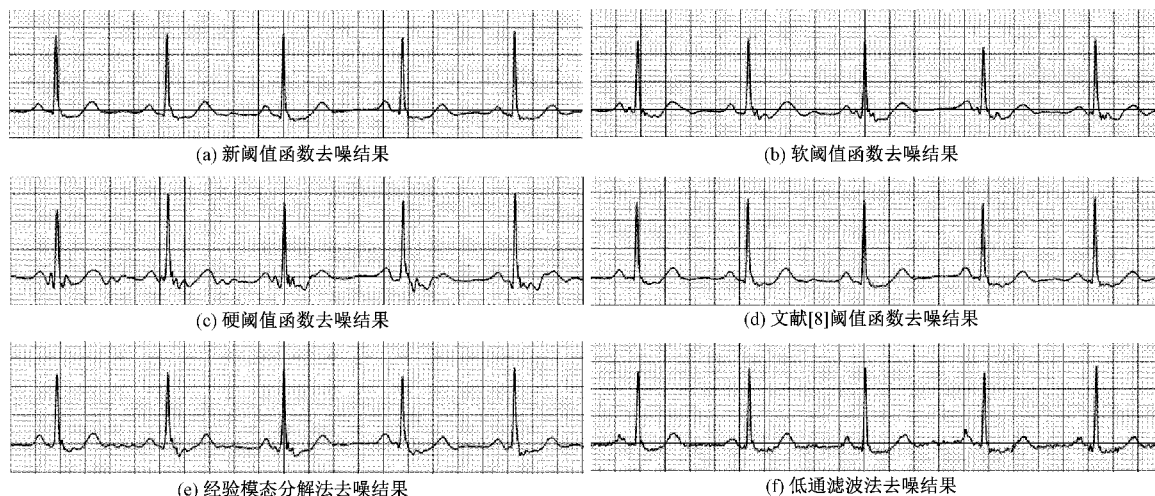


图 5 各算法对轻微肌电干扰的去噪结果

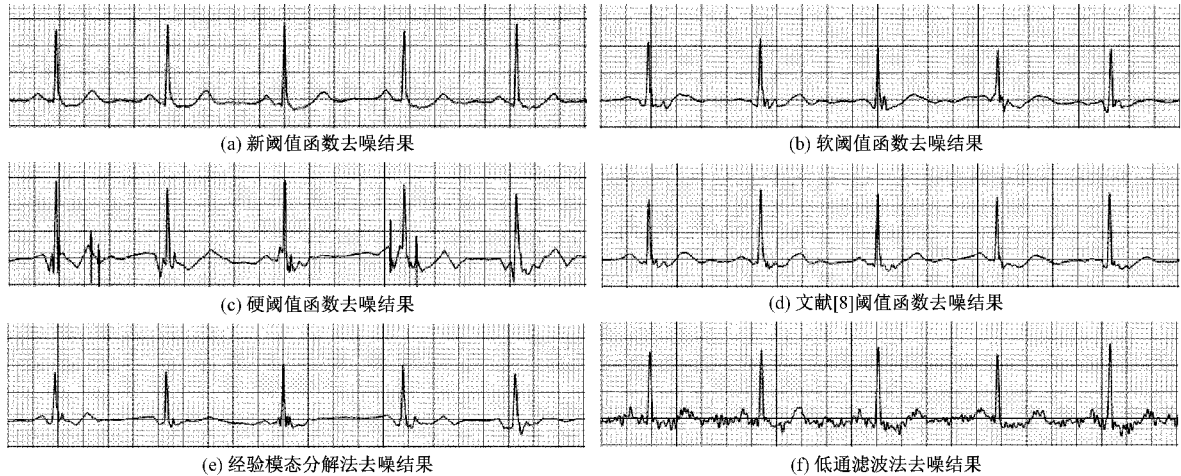


图 6 各算法对严重肌电干扰的去噪结果

通过图 5 可以发现,对于处理轻微的肌电干扰,各算法都表现出不错的去噪效果,其中,新阈值函数和文献[8]的阈值函数都对心电图的各个特征点保存较好,而硬阈值函数在 ST 段和 S 波处出现轻微震荡,软阈值函数和经验模态分解法对心电图的小波形如 U 波的处理效果较差,去噪后出现轻微失真,而低通滤波法对心电图的各特征点虽然保存较好,但对肌电干扰滤除不彻底,存在细微“毛刺”。

通过图 6 可以发现,新阈值函数对严重的肌电干扰处理后,心电图可以很好地保留其各个波形的特征,没有出现震荡以及明显失真的情况,文献[8]的阈值函数对心电图波形保留相对较好,但对 ST 段的波形造成轻微的破坏,硬阈值函数在处理严重肌电干扰时,出现较明显震荡,对

心电图波形影响严重,软阈值函数和经验模态分解法对严重肌电干扰的心电图去噪后造成“压缩”,出现了非常明显的失真,低通滤波法对严重肌电干扰效果较差,滤除不彻底。

4.2 心电信号去噪效果的频域分析

频域分析法是把信号从时间域通过傅里叶变化转换到频率特征描述的一种方法,频域分析的特点是通过频谱图观察信号能量在不同频率上的分布情况,心电信号的频率范围主要分布在 0.05~40 Hz 之间,QRS 波群的频率主要集中在 0.05~33 Hz 之间,6 种去噪算法在轻微和严重两种干扰程度下的去噪效果频谱图分别如图 7、8 所示。

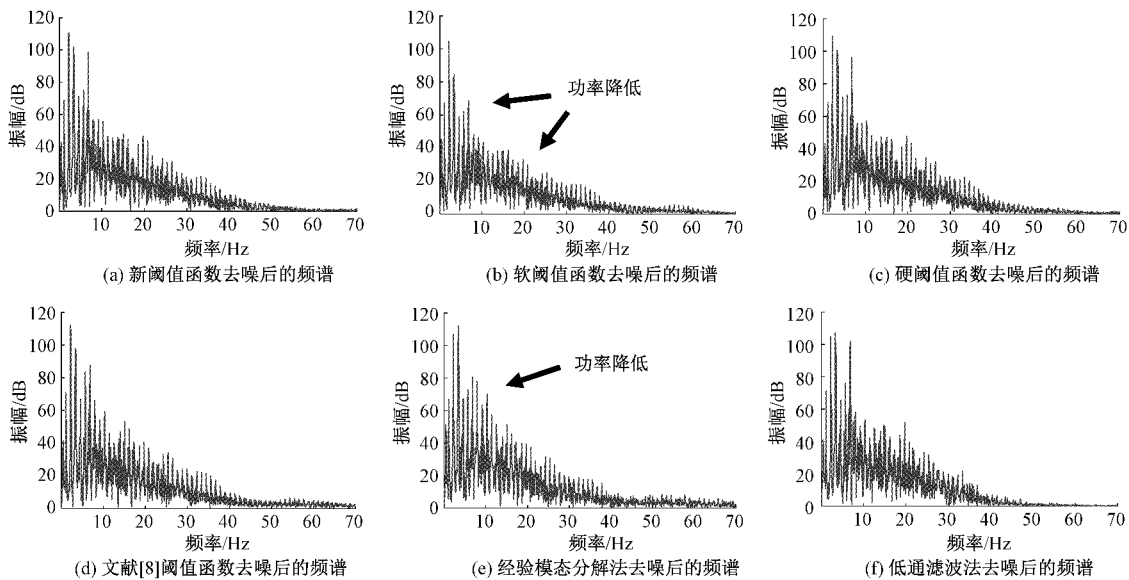


图 7 各算法对微弱肌电干扰的去噪结果频谱图

通过图 7 可以发现,在心电信号的主要频率以外的频率范围内,各个算法对肌电干扰都滤除的比较彻底,没有明显的噪声成分残留,此外,通过软阈值函数和经验模态分解

法去噪后的频谱图可以发现,10~20 Hz 频率范围内的心电信号分量降低,证明了心电信号出现被“压缩”的现象,因此产生了失真。而其他频谱图则没有出现“压缩”情况。

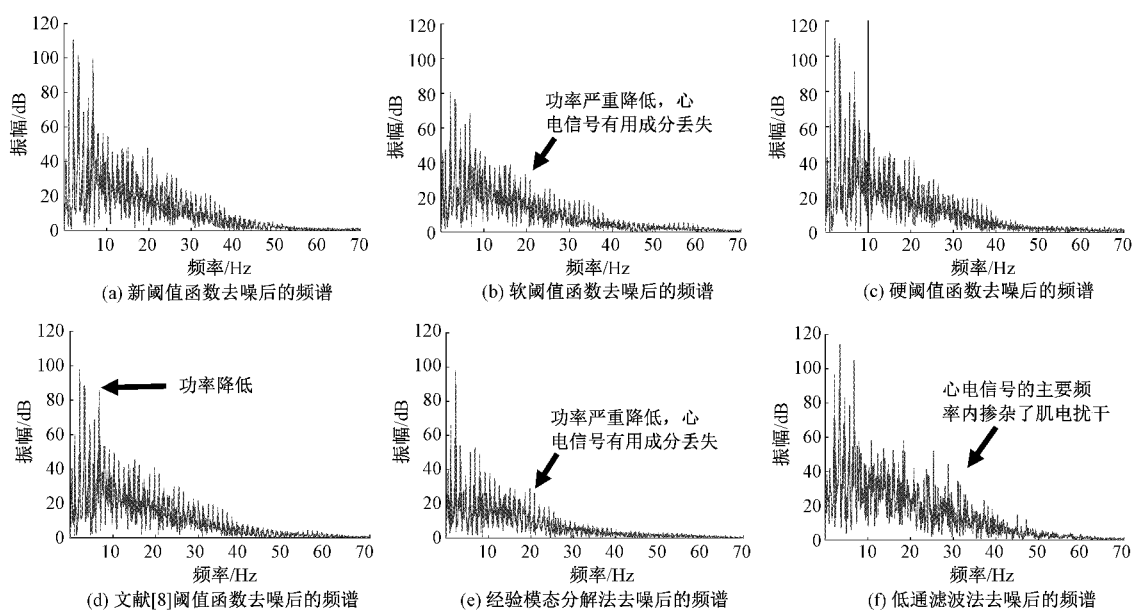


图 8 各算法对严重肌电干扰的去噪结果频谱图

通过图 8 可以发现,新阈值函数和硬阈值函数去噪后的频谱图频率分量保留较好,没有出现信号丢失的情况。软阈值函数和经验模态分解法去噪后的频谱图,频率分量丢失较多,因此造成较严重的失真,文献[8]的阈值函数去噪后的频谱图在 0~10 Hz 内出现心电信号分量降低的情况,该频率范围属于心电信号 QRS 波群的频率分布范围,因此会对 QRS 波群产生一定影响。低通滤波法去噪后,频谱图的各频率成分分布没有规律,说明低通滤波法对严

重的肌电干扰去噪效果较差。

4.3 心电信号去噪后的信噪比与均方差

通过心电信号去噪效果的频域分析可以发现:上述算法去噪后在能量分布上没有较明显的改变,这是由于心电信号各波形在频率分布上较为集中,因此,只通过时频域分析来作为去噪评估指标是不够的,为了更客观准确地分析上述算法的去噪效果,本文在实验过程中记录了每次实验的信噪比和均方差,实验结果如表 1 所示。

表 1 各算法去噪后的信噪比和均方差

去噪算法	微弱肌电干扰		严重肌电干扰			
	SNR	MSE	SNR	MSE		
新阈值函数	$p=0.1$	$q=1$	29.980 1	0.013 0	27.217 7	0.022 9
	$P=0.1$	$q=5$	38.794 8	0.001 3	31.854 4	0.006 6
	$P=0.5$	$q=10$	32.789 5	0.003 8	36.721 2	0.001 8
	$P=1$	$q=20$	31.709 1	0.005 2	29.862 3	0.012 5
软阈值函数			25.075 8	0.033 0	23.804 1	0.037 4
硬阈值函数			23.374 3	0.039 8	26.358 8	0.022 9
文献[8]阈值函数			32.989 8	0.003 1	30.862 3	0.009 6
经验模态分解法			28.709 1	0.021 0	22.516 8	0.051 5
低通滤波法			20.789 5	0.048 0	12.576 6	0.066 8

表 1 的各项实验结果的数据表明,本文提出的新阈值函数的信噪比和均方差表现均优于软、硬阈值函数,且通过调整动态参数 p 、 q 可以调整阈值函数的最佳去噪状态,从而获得较高的信噪比与较低的均方差。研究结果表明,本文提出的阈值函数改进方法在去噪效果上优于软、硬阈值函数以及传统的肌电干扰去噪算法。

5 结 论

本文提出一种改进的含有两种调节参数的小波阈值函数去除肌电干扰算法,利用 MIT-BIH 国际心电数据库中的 101 号心电信号作为实验数据,通过计算信噪比、均方差和心电信号时频域特征 3 种手段,对改进阈值函数、

软、硬阈值算法以及传统肌电干扰去噪算法,进行去噪效果评估。实验结果表明,本文改进的阈值函数算法克服了软、硬阈值函数去噪后存在恒定偏差和震荡点的缺点,但保留了软阈值函数去噪后平滑性较好以及硬阈值函数去噪后保真性较高的特点。与其他去噪算法相比,采用改进的阈值函数去噪后,信噪比最高,均方差最低,实际去噪效果最好。

参考文献

- [1] 胡瑜,陈涛.抑制心电中工频干扰的数字滤波方法[J].电子测量技术,2011,34(8):22-26.
- [2] 江伟,袁芳,杨柳青.心电信号中去除肌电干扰信号的研究[J].安徽大学学报(自然科学版),2017,41(3):85-89.
- [3] AGOSTINO G, CATALDO G, DOMENICO A G. Improving ECG signal denoising using wavelet transform for the prediction of malignant arrhythmias [J]. International Journal of Medical Engineering and Informatics, 2020, 12(2): 135-150.
- [4] SINGH P, SHAHNAWAZUDDIN S, PRADHAN G. Significance of modified empirical mode decomposition for ECG denoising [J]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2017: 2956-2959.
- [5] 王旭,钱伟,余宇帆.心电信号预处理方法研究[J].中国医学工程,2018,26(12):45-49.
- [6] 焦运良,邢计元,靳尧凯.基于小波变换的心电信号阈值去噪算法研究[J].信息技术与网络安全,2019,38(5):62-66.
- [7] 郑敏敏,高小榕,谢海鹤.心电信号小波去噪的改进算法研究[J].中国生物医学工程学报,2017,36(1):114-118.
- [8] 阿则古丽·图如普,玛利亚木古丽·麦麦提,阿依尼沙汗·买吐孙.一种新的小波阈值去噪方法[J].信息通信,2020(10):45-48.
- [9] 单锐,孟密元,刘文.基于新阈值函数的小波去噪算法及其仿真[J].内蒙古农业大学学报(自然科学版),2015,36(3):153-158.
- [10] 王菲.心电信号基线漂移噪声去除算法研究[D].大连:辽宁师范大学,2018.
- [11] 张梅梅,魏恒焯,周宇.生物医学心电信号降噪技术与应用研究[J].中国医疗器械信息,2018,24(12):164-166.
- [12] 余娇,罗泽峰,崔文超. ECG 信号去噪分析与评估[J].信息通信,2018(3):44-48.
- [13] LI Y D, DAN X, YI C L, et al. Application of adaptive generalized mathematical morphology theory in denoising of ECG signals[A]. Proceedings of 2017 9th IEEE International Conference on Communication Software and Networks, 2017: 900-904.
- [14] 王晓花,徐学军,何秋妮.一种 ECG 信号肌电干扰去除方法的研究[J].智能计算机与应用,2015,5(1):59-62.
- [15] 徐阳,罗明璋,李涛.基于 CEEMDAN 和小波阈值的 ECG 去噪算法研究[J].现代电子技术,2018,41(7):45-48,53.

作者简介

杨承金, 硕士研究生, 主要研究方向为信号检测与处理、检测技术与过程控制。

E-mail: 1016587289@qq.com

聂春燕(通信作者), 博士, 教授, 主要研究方向为信号检测与处理、模式识别、检测技术与过程控制等。

E-mail: 564934745@qq.com

王慧宇, 硕士研究生, 主要研究方向为信号检测与处理、检测技术与过程控制。

E-mail: 872532441@qq.com

阮新磊, 硕士研究生, 主要研究方向为信号检测与处理、检测技术与过程控制。

E-mail: 571656130@qq.com