

基于心动周期和经验模式分解的心电信号去噪处理

卢莉蓉¹, 王 鉴³, 牛晓东^{2,3}, 燕慧超⁴

(1. 长治医学院生物医学工程系, 长治, 046000; 2. 长治医学院基础医学部, 长治, 046000; 3 中北大学信息探测与处理山西省重点实验室, 太原, 030051; 4. 中北大学信息与通信工程学院, 太原, 030051)

摘 要: 针对现有心电信号(Electrocardiogram, ECG)去噪方法难以精准剥离与之频带重叠的肌电干扰并无损提取到“干净”ECG的问题, 提出了利用心动周期和经验模式分解对含噪ECG进行去噪处理。本文方法首先对含噪ECG进行经验模式分解, 然后利用心动周期判断固有模态函数分量属于噪声还是有信号, 最后将有用信号的固有模态函数分量重构ECG。为验证本文去噪方法, 首先采用ECG动力学仿真模型评估本文方法在不同参数噪声下的去噪效果; 其次选取MIT-BIH数据库中的基线漂移信号bw, 肌电干扰信号ma和105号、107号、123号ECG分别构建3组真实含噪ECG进行实验。评估与实验结果均表明本文方法可以简单、有效地同时去除ECG中的肌电干扰和基线漂移, 去噪效果优于普通经验法。

关键词: 心电信号(Electrocardiogram, ECG); 去噪; 心动周期; 经验模式分解

中图分类号: TN911.7 **文献标志码:** A

Electrocardiogram Signal Denoising Based on Cardiac Cycle and Empirical Mode Decomposition

LU Lirong¹, WANG Jian³, NIU Xiaodong^{2,3}, YAN Huichao⁴

(1. Department of Biomedical Engineering, Changzhi Medical College, Changzhi, 046000, China; 2. Department of Basic Medicine, Changzhi Medical College, Changzhi, 046000, China; 3. Key Laboratory of Information Detection and Processing, North University of China, Taiyuan, 030051, China; 4. School of Information and Communication Engineering, North University of China, Taiyuan, 030051, China)

Abstract: In order to solve the problem that the existing electrocardiogram (ECG) denoising methods are difficult to accurately separate the overlapped myoelectricity interference and extract “clean” ECG, this paper proposes a method of using cardiac cycle and empirical mode decomposition to denoise the noisy ECG signal. Firstly, empirical mode decomposition is used to decompose the noisy ECG signal, and then the intrinsic modal function components of the signal are determined to be noise or useful signal by cardiac cycle. Finally, the intrinsic modal function components of the useful signal are reconstructed to be ECG signal. For validating the proposed method, the dynamic simulation model of ECG signal is used to evaluate the denoising effect of the method under different parameters of noise; and three groups of real noisy ECG are constructed by selecting baseline drift signal bw, myoelectricity interference signal ma and ECG105, 107 and 123 in MIT-BIH database, respectively. Both the evaluation and experimental results show that the method can remove the myoelectricity interference and baseline drift in ECG at the same time, and the denoising effect is better than the usual empirical method.

Key words: electrocardiogram (ECG); denoising; cardiac cycle; empirical mode decomposition

引言

随着社会的发展,人们的生活水平不断提高,随之带来的患心血管疾病的人数逐年增多,心血管疾病严重威胁着人们的健康,因此对其正确地诊断格外重要。在各种诊断方法中,心电信号(Electrocardiogram, ECG)检查是常用的诊断心血管疾病的一个重要依据。ECG是一种非线性、非平稳的人体生物电信号,它具有信号微弱、易受噪声影响等特点^[1]。这使ECG发生严重的畸变,大大降低对心脏疾病判断的准确性,因此去噪成为ECG检查的首要问题。ECG噪声主要有工频干扰、肌电干扰和基线漂移等。工频干扰一般通过50/60 Hz陷波器即可以很好地消除,而对于肌电干扰和基线漂移的消除,很多学者持有不同的意见并提出了许多的方法,其中主要包括传统滤波器法、小波阈值法以及经验模式分解(Empirical mode decomposition, EMD)法等。

由于ECG与其噪声,特别是肌电干扰噪声的频带相互重叠,采用传统滤波器法进行去噪处理会使去噪误差较大,许多有用的信号被滤除。小波阈值法对阈值的选择依赖性较高,阈值设置过低可能会出现人工噪声,阈值设置过高会损坏ECG^[2-3]。EMD是一种有效的非线性和非平稳信号分析方法^[4],已广泛应用于ECG去噪处理中。但是大多数文献仅局限于利用EMD去除基线漂移^[5-7]。现实ECG中,肌电干扰与基线漂移总是同时存在,单独去除一种噪声的实用意义较小;同时,几乎所有的文献均采用“经验”判断固有模态函数(Intrinsic mode function, IMF)分量属于噪声或有用信号,这常常需要丰富的ECG处理经验,存在偏差。而且,现有文献常通过比较去噪后ECG与“干净”ECG验证其方法的正确性,然而所谓的“干净”是相对含噪ECG而言,现实中不可能采集到真实的“干净”ECG(例如,通常作为“干净”的MIT-BIH Arrhythmia数据库中的ECG信号本身常包含一些噪声),这将降低所测试ECG去噪方法的可信度。另外,还有一些方法将EMD与其他信号处理方法,如滤波器、小波等相结合对ECG去噪,但结合方法在吸收滤波器、小波等方法优点的同时,也包含了这些方法的缺点。而且结合方法复杂,实际效果却十分有限,甚至常常破坏ECG中的P, T特征波^[8-9]。

针对以上缺点,本文利用心动周期和EMD对含有基线漂移和肌电干扰的ECG进行去噪处理。提出的方法首先对含噪ECG进行EMD分解,然后利用心动周期判断IMF分量是噪声分量还是有用信号分量,最后将有用IMF分量重构得到ECG。由于现实中不可能采集到真实的“干净”ECG,所以本文首先采用ECG动力学仿真模型生成“干净”ECG,准确地评估本方法在不同参数噪声下的去噪效果。然后选取MIT-BIH中基线漂移信号bw,肌电干扰信号ma和105号、107号、123号ECG分别构建3组真实含噪ECG进行实验,验证方法的有效性。

1 基于EMD的ECG信号分解

EMD是一种非线性和非平稳信号处理方法,将待分析信号分解为一系列IMF分量^[4]。这一系列IMF分量既保有了待分析信号的特征又具有便于分析处理的特征^[10]。在本文中待分析信号即为含噪ECG。

经过EMD,含噪ECG可分解为 m 个IMF分量和余项之和。设含噪ECG为 $x(t)$, m 个IMF分量为 $c_1(t), c_2(t), \dots, c_m(t)$,余项为 $r_m(t)$,则有

$$x(t) = \sum_{k=1}^m c_k(t) + r_m(t) \quad (1)$$

2 基于心动周期的 ECG 信号重构

m 个 IMF 分量包含了含噪 ECG 的信息,其频率由高到低分布,每一个 IMF 分量所包含的频率段由原始 ECG 自适应决定^[11]。基线漂移的频率一般低于 1 Hz,属于低频噪声,常为高阶 IMF 分量和剩余分量;肌电干扰的频率一般在 5~2 000 Hz^[7],属于宽频噪声,存在于所有 IMF 分量中,但常常显著地表现在低阶 IMF 分量中;剩余 IMF 分量即为 ECG 有用 IMF 分量。因此,如何正确地判断 3 种不同物理意义的 IMF 分量,几乎是所有使用 EMD 方法对 ECG 去噪的关键。常用的判断方法是基于工作者的“经验”,因此会造成一定的误差。本文将利用心动周期对有用 IMF 分量进行判断识别,下文将利用动力学仿真模型生成的 ECG,对方法进行解释说明。

2.1 ECG 动力学仿真模型

ECG 动力学仿真模型^[12]的动力学方程由 1 组 3 个常微分方程给出,即

$$\begin{cases} \dot{x} = \alpha x - \omega y \\ \dot{y} = \alpha y + \omega x \\ \dot{z} = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp\left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (z - z_0) \end{cases} \quad (2)$$

式中: $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$; $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$;
 $\theta = \text{atan2}(y, x)$; ω 为角频率; z_0 为基线值。由式(2)可生成“干净”的 ECG,如图 1 所示。

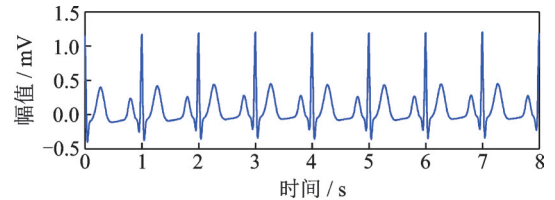


图 1 “干净” ECG 动力学模型

Fig.1 “Clean” ECG generated by dynamic model

2.2 仿真 ECG 的 IMF 分量分析

将仿真的“干净” ECG 进行 EMD 分解,产生的 IMF 分量如图 2 所示。

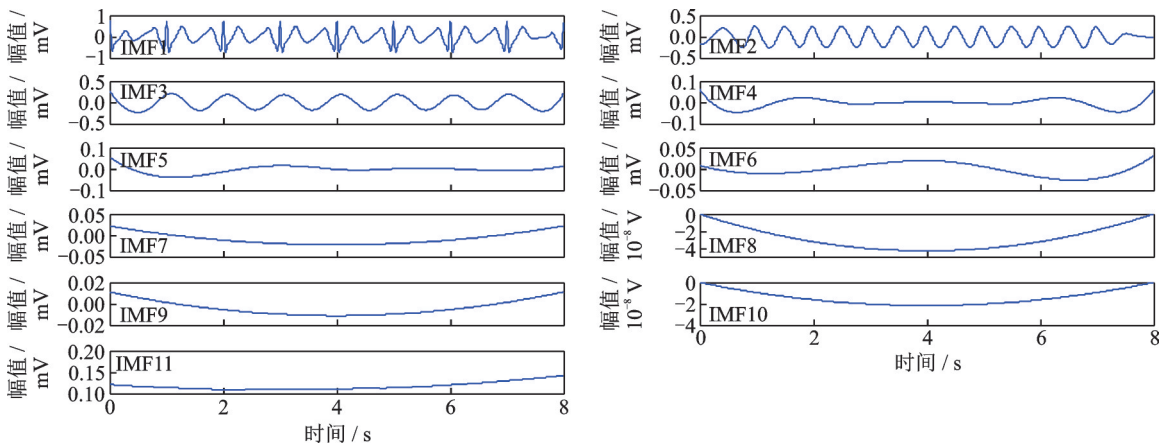


图 2 动力学模型生成“干净” ECG 的 IMF 分量

Fig.2 IMF components of “clean” ECG generated by dynamic model

严格意义上, ECG 是一种非周期的人体生物信号,是记录心脏每一心动周期所产生的电活动变化,因此一般 ECG 可看作近似周期信号。一个完整的心动周期包括 P, Q, R, S, T 特征波。干净 ECG 的 IMF 分量必定在心动周期(或心率)或其谐波分量上呈现一定的规律性。图 2 中, IMF1 包含明显的心动周期特征波,具有周期性; IMF2 实质上是周期性 ECG 的谐波分量,周期近似为 1/2 的心动周期; IMF3 的周期与干净 ECG 心动周期一致。IMF4~10 是由于 EMD 方法缺点(数据有限长导致的端点效应等)产生,都可以归类为伪分量。剩余分量 IMF11 主要是由于 ECG 信号非零的均值特性导致,它对 ECG 波

形没有实质的影响,舍弃。

综上所述,“干净”ECG的有用IMF分量均与心动周期相关,因此可以根据与心动周期是否相关来对IMF分量进行取舍。当IMF分量与心动周期相关时,则此IMF分量为有用信号分量,当IMF分量与心动周期无关时,则此IMF分量为噪声分量。

3 ECG动力学仿真模型对去噪方法的评估

3.1 评价指标

本文将采用信噪比(Signal to noise, SNR)、均方误差(Mean square error, MSE)、自相关系数(Autocorrelation coefficient, AC)作为去噪方法性能的评价指标。定义为

$$\text{SNR} = 10 \lg \frac{\sum_{i=1}^n x^2(i)}{\sum_{i=1}^n [x(i) - f'(i)]^2} \quad (3)$$

$$\text{MSE} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n [x(i) - f'(i)]^2 \quad (4)$$

$$\text{AC} = \frac{\sum_{i=1}^n (x(i) - \bar{x})(f'(i) - \bar{f}')}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x(i) - \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (f'(i) - \bar{f}')^2}} \quad (5)$$

式中: $x(i)$ 为“干净”ECG; $f'(i)$ 为去噪后ECG。SNR越大,MSE越小,说明本文去噪方法的去噪能力越强。AC越大,去噪后ECG与“干净”ECG的偏差越小,相似度越高。

3.2 去噪方法评估

在式(2)生成的“干净”ECG中加入基线漂移和肌电干扰,即可建模成含噪ECG。基线漂移可以建模为一个正弦信号,其典型参数为:频率 $f_{bw}=0.15\sim 0.3$ Hz,幅值 A_{bw} 等于ECG峰峰值 V_{pp} 的15%,如图3(a)所示。肌电干扰可以建模为带限的高斯白噪声,幅值 A_{ma} 为ECG峰峰值 V_{pp} 的10%^[13],如图3(b)所示。最终建模的含噪ECG如图3(c)所示。将图3(c)所示的含噪ECG进行EMD分解,得到一系列IMF分量,如图4所示。

基线漂移属于低频噪声,肌电干扰属于高频噪声。通常经验法认为:IMF1包含明显的高斯白噪声,是肌电噪声;IMF6~11没有明显ECG中的QRS特征波,全部作为基线漂移噪声^[6];IMF2~5为ECG的有用IMF分量。重构得到的ECG如图5(a)所示。

本文利用心动周期判断IMF分量是否为ECG的有用分量。由图4可见,IMF1~2不包含显著的心动周期;IMF3~5分量包含明显的心动周期特征波,具有周期性,其周期与“干净”ECG心动周期一致;IMF6是周期性ECG的谐波分量;IMF7周期与心动周期近似完全一致(差别是由于信号长度的有限性导致EMD处理信号端部出现偏差)。自IMF7后,IMF8~11分量的频率将逐步减小,不再含有心动周期。因此利用心动周期判断IMF3~7为有用信号分量,其余IMF分量为噪声,IMF3~7重构ECG如图5(b)所示。

图5(a)是用普通EMD经验法重构ECG与“干净”ECG的对比图,图中可见利用经验法重构的ECG虽然去除了一定的噪声,但仍存在明显的肌电干扰。图5(b)是利用心动周期重构的ECG与“干净”ECG的对比图,可以看出利用心动周期重构的ECG虽然还存在一定噪声,但比普通经验法要小得多。

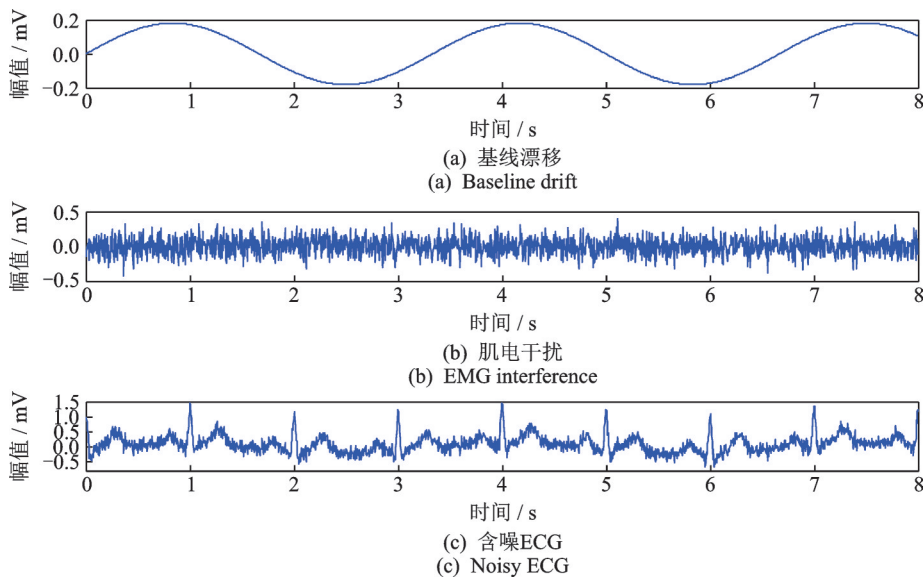


图3 基线漂移、肌电干扰及含噪ECG

Fig.3 Baseline drift, EMG interference and noisy ECG

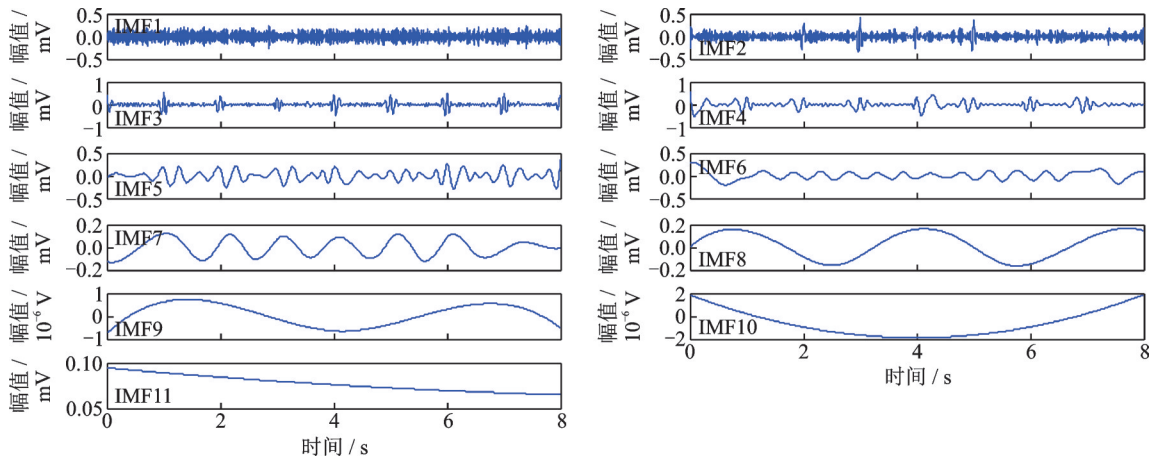


图4 含噪ECG的IMF分量

Fig.4 IMF components of noisy ECG

另外,为了更好地评估方法的去噪性能,本文改变基线漂移和肌电干扰的相关参数,并分别利用本方法和普通经验法对含噪ECG进行去噪。本文构建的3组含噪ECG为: $f_{bw}=0.15\text{ Hz}$, $A_{bw}=0.1V_{pp}$ 的基线漂移和 $A_{ma}=0.05V_{pp}$ 的肌电干扰生成 ECG_1 ; $f_{bw}=0.3\text{ Hz}$, $A_{bw}=0.15V_{pp}$ 的基线漂移和 $A_{ma}=0.1V_{pp}$ 的肌电干扰生成 ECG_2 ; $f_{bw}=0.45\text{ Hz}$, $A_{bw}=0.2V_{pp}$ 的基线漂移和 $A_{ma}=0.2V_{pp}$ 的肌电干扰生成 ECG_3 。去噪后的SNR, MSE和AC如表1所示。

从表1可以看出,对于不同参数噪声下的含噪ECG,相比较普通经验法,采用本文去噪方法后SNR增大, MSE减小, AC增大,即去噪能力增强,去噪后ECG与“干净”ECG的偏差减小,相似度增大。

通过对ECG动力学仿真模型的处理可见,基于心动周期与ECG关系原理所提出的基于EMD的ECG去噪方法可行且简单有效。

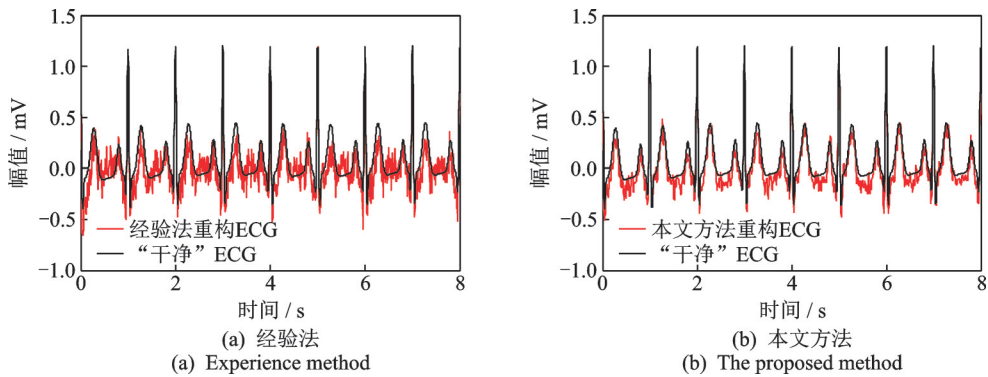


图5 重构的ECG与“干净”ECG的对比图

Fig.5 Comparison between reconstructed ECG and “clean” ECG

表1 不同参数基线漂移和肌电干扰下的两种去噪方法的指标对比

Table 1 Comparison of two denoising methods under baseline drift and EMG interference of different parameters

去噪方法	ECG ₁			ECG ₂			ECG ₃		
	SNR	MSE	AC	SNR	MSE	AC	SNR	MSE	AC
经验法	3.378 2	0.029 8	0.799 8	4.380 6	0.023 6	0.852 4	1.629 7	0.044 5	0.709 4
本文方法	8.821 2	0.008 5	0.983 9	7.772 1	0.010 8	0.959 8	4.472 2	0.023 2	0.881 6

4 真实ECG实验及分析

为了验证本文方法的有效性,选取“MIT-BIH Arrhythmia Database”中的105号ECG,“MIT-BIH Noise Stress Test Database”中的基线漂移bw与肌电干扰ma进行实验。此处的105号ECG、基线漂移bw与肌电干扰ma均为真实提取信号,并且105号ECG可认为是相对“干净”ECG。将105号ECG、基线漂移bw与肌电干扰ma三者叠加,可得到含噪105号ECG。105号ECG、基线漂移bw、肌电干扰ma和含噪105号ECG,如图6所示。将图6(d)的含噪105号ECG进行EMD分解,可得一系列IMF分量,如图7所示。

经验法重构105号ECG与本文方法重构105号ECG的对比如图8所示。通常经验性方法认为:IMF1包含明显的高斯白噪声,是肌电噪声;IMF5~11没有明显ECG中的QRS特征波,全部作为基线漂移噪声;IMF2~4为ECG的有用IMF分量。重构得到的ECG,如图8(b)所示。

本文利用心动周期判断IMF分量是否为ECG的有用分量。目视可见,图7中IMF1不包含显著的心动周期,应为肌电噪声;IMF2~5分量包含明显的心动周期特征波,具有周期性;IMF6是周期性ECG的谐波分量;IMF7的周期与干净105号心动周期近似完全一致(差别是由于信号长度的有限性导致EMD处理信号端部出现偏差)。自IMF7后,IMF8~11分量的频率将逐步减小,不再含有心动周期。因此利用心动周期判断IMF2~7为有用信号分量,其余IMF分量为噪声分量。IMF2~7重构得到重构105号ECG,如图8(c)所示。从图8可以看出,相比较普通经验法,利用本文方法重构105号ECG更好地保留了原105号“干净”ECG的特征点,同时更好地去除了基线漂移和肌电干扰噪声。

进一步,实验又选取了107号、213号ECG,对其加入了真实的基线漂移噪声bw与肌电干扰噪声ma,分别采用本文方法和普通经验法对其进行去噪,去噪后的SNR,MSE,AC的对比如表2所示。从

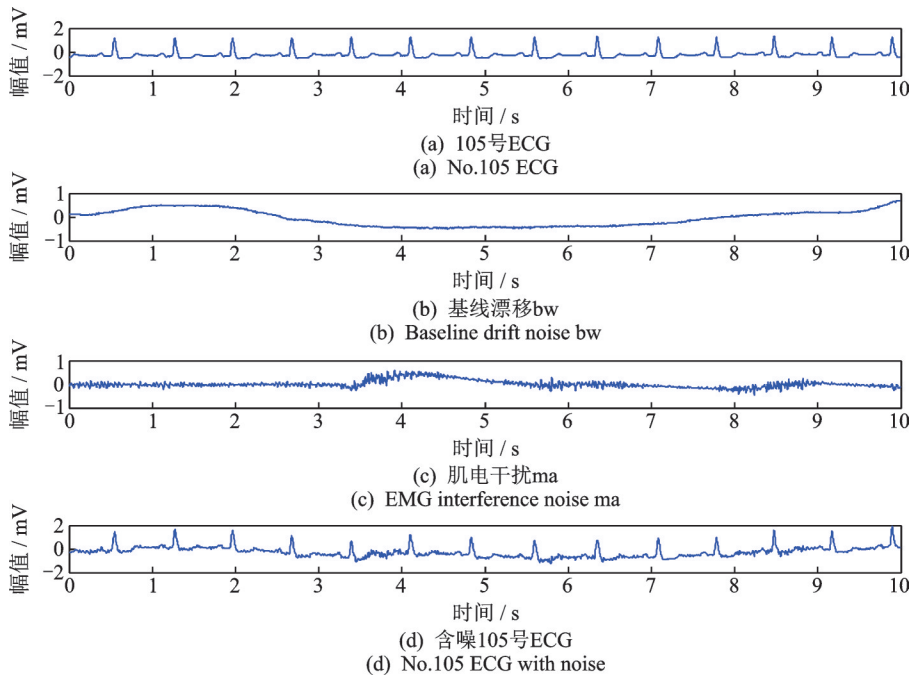


图6 105号ECG、基线漂移bw、肌电干扰ma和含噪105号ECG

Fig.6 No.105 ECG, baseline drift noise bw, EMG interference noise ma and No.105 ECG with noise

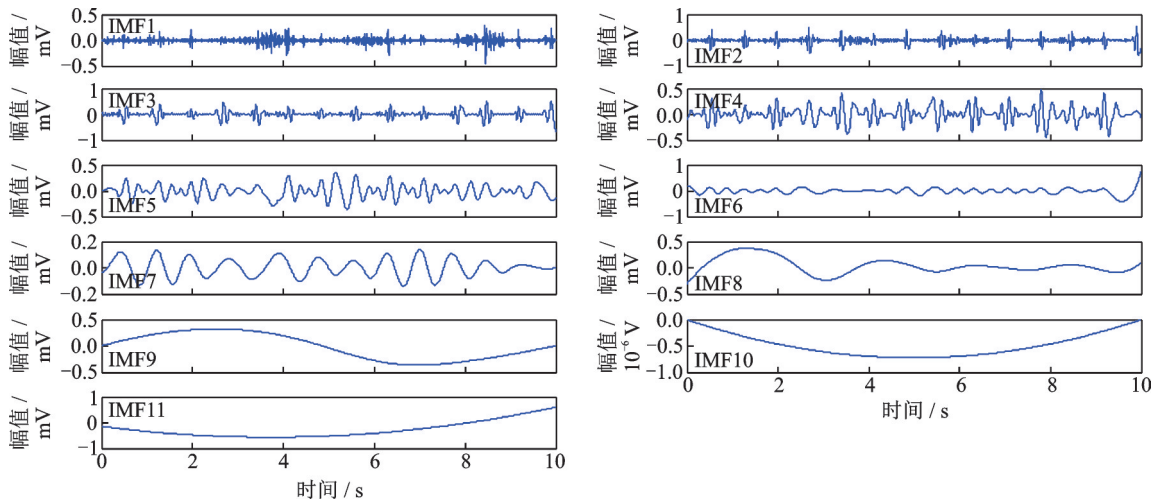


图7 经过EMD,含噪105号ECG生成的IMF分量

Fig.7 IMF components generated by No.105 ECG with noise after EMD

表2可以看出,对于不同的真实ECG信号,相比较普通经验法,采用本文去噪方法后SNR增大,MSE减小,AC增大,即去噪能力增强,去噪后ECG与“干净”ECG的偏差减小,相似度增大。

5 结束语

本文针对现有去噪方法的不足,提出利用心动周期和EMD对含有肌电干扰和基线漂移的ECG进行去噪处理。该方法根据与心动周期是否相关对IMF分量进行取舍(当IMF分量与心动周期相关时此

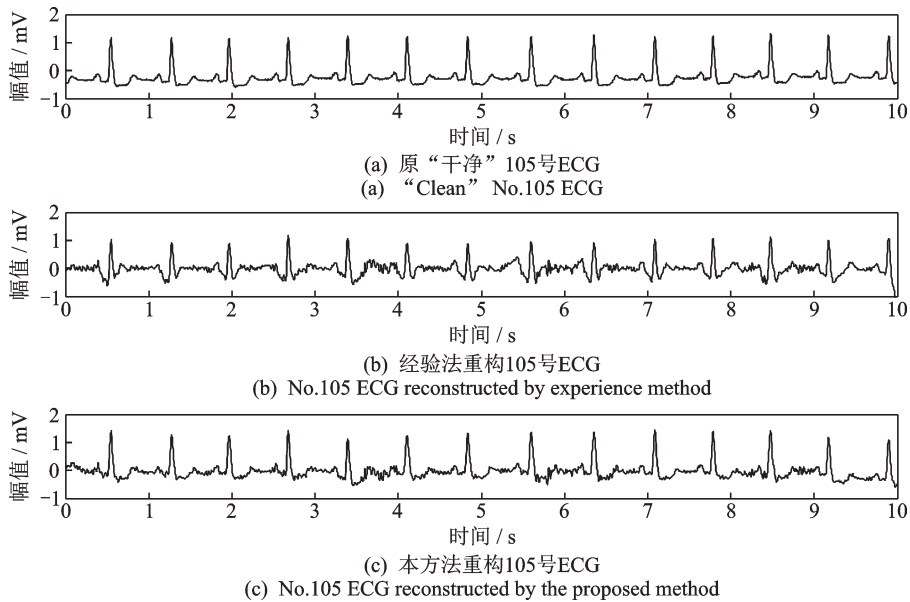


图8 经验法重构105号ECG与本文方法重构105号ECG对比图

Fig. 8 Comparison of No.105 ECG reconstructed by experience method and No.105 ECG reconstructed by the proposed method

表2 不同信号两种去噪方法的指标对比

Table 2 Comparison of two denoising methods for different signals

去噪方法	105号ECG			107号ECG			213号ECG		
	SNR	MSE	AC	SNR	MSE	AC	SNR	MSE	AC
经验法	2.220 4	0.088 3	0.763 8	4.874 8	0.273 7	0.895 4	1.951 4	0.338 0	0.750 5
本文方法	4.132 0	0.056 9	0.930 2	7.017 9	0.167 1	0.975 7	4.148 8	0.203 8	0.983 5

IMF分量为有用信号分量;当IMF分量与心动周期无关时此IMF分量为噪声分量),最后将有用IMF分量重构得到ECG。

为验证本文去噪方法的可行性,本文首先采用ECG动力学仿真模型,评估本文方法在不同参数噪声下的去噪效果;并与普通经验法对比证明本文去噪方法可行且简单有效。采用动力学仿真模型的原因是模型生成的ECG作为“干净”的ECG可对去噪方法进行正确的定性与定量评估。其次选取MIT-BIH中基线漂移bw,肌电干扰ma和105号、107号、123号ECG分别构建3组真实含噪ECG进行实验。通过对比实验可知,本文方法可以同时有效地去除ECG中的肌电干扰和基线漂移,去噪效果优于普通经验法。另外,本文方法对采集良好的ECG均有效。但对一些采集不好的ECG,其QRS特征波不明显;经过EMD分解后,其IMF分量可能将不包含明显的心动周期,则本文方法失效,解决方案将是下一步的研究内容。

参考文献:

[1] 刘乐乐. 心电信号去噪及特征波检测算法研究[D]. 重庆:重庆邮电大学,2018.
LIU Lele. Research on the denoising and feature wave detection of ECG signal[D]. Chongqing: Chongqing University of Posts and Telecommunications,2018.

- [2] 马子骥,郭帅锋,刘宏立,等. 基于EEMD和模糊阈值的去噪方法[J]. 计算机工程与科学, 2017, 39(4): 763-768.
MA Ziji, GUO Shuaifeng, LIU Hongli, et al. EEMD and fuzzy threshold based noise suppression[J]. Computer Engineering and Science, 2017, 39(4): 763-768.
- [3] ZHANG X, LI J, XING J, et al. A particle swarm optimization technique-based parametric wavelet thresholding function for signal denoising[J]. Circuits Systems and Signal Processing, 2017, 36(1): 247-269.
- [4] 胡广书. 现代信号处理教程[M]. 2版. 北京:清华大学出版社, 2015: 393.
HU Guangshu. Modern signal processing course [M]. 2nd ed. Beijing:Tsinghua University Press, 2015: 393.
- [5] 王锐峰. 基于EMD分解的心电信号特征点检测和QTc分析[D]. 深圳:深圳大学, 2018.
WANG Ruifeng. ECG signal feature detection and QTc analysis based on empirical mode decomposition [D]. Shenzhen: Shenzhen University, 2018.
- [6] 张喜红,王玉香. 基于EMD算法的心电信号基线漂移去除方法研究[J]. 重庆科技学院学报(自然科学版), 2016, 18(4): 98-100.
ZHANG Xihong, WANG Yuxiang. The method of ECG baseline wander removal based on EMD [J]. Journal of Chongqing University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2016, 18 (4): 98-100.
- [7] 马婵. 心电信号预处理算法研究[D]. 杭州:杭州电子科技大学, 2009.
MA Chan. Research on preprocessing algorithm of ECG signal[D]. Hangzhou: Hangzhou University of Electronic Science and Technology, 2009.
- [8] 肖淑苹. EMD-SVM在纹理图像识别中的应用[J]. 计算技术与自动化, 2017, 36(4): 149-153.
XIAO Shuping. Application of EMD-SVM in texture image recognition [J]. Computing Technology and Automation, 2017, 36 (4): 149-153.
- [9] 王彩霞,刘义艳. 基于经验小波变换的结构损伤特征提取[J]. 计算机与数字工程, 2020, 48(1): 189-193.
WANG Caixia, LIU Yiyang. Feature extraction of structural damage based on empirical wavelet transform [J]. Computer and Digital Engineering, 2020, 48 (1): 189-193.
- [10] AGRAWAL S, GUPTA A. Fractal and EMD based removal of baseline wander and powerline interference from ECG signals [J]. Computers in Biology and Medicine, 2013, 43(11): 1889-1899.
- [11] LIN Li, GUAN Dejun, ZHANG Dongrui, et al. Refined analysis of heart sound based on Hilbert-Huang transform[C]// Proceedings of Information and Automation(ICIA), 2012 International Conference on. Shenyang, China: IEEE, 2012: 100-105.
- [12] MCSHARRY P E, CLIFFORD G D, TARASSENKO L, et al. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003, 50(3): 289-294.
- [13] FRIESEN G M, JANNETT T C, JADALLAH M A, et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, 37(1): 85-98.

作者简介:



卢莉蓉(1982-),女,副教授,研究方向:生物医学工程, E-mail: llr1982@163.com。



王鉴(1977-),女,博士研究生,副教授,研究方向:信号处理, E-mail: wangjian@nuc.edu.cn。



牛晓东(1980-),通信作者,男,博士研究生,副教授,研究方向:生物信号处理, E-mail:nxd9703@163.com。



燕慧超(1990-),男,博士研究生,研究方向:智能信息处理, E-mail:b1705012@st.nuc.edu.cn。