

基于形态学和小波变换的心电信号去噪算法

陈刚,唐明浩,程晖,戈曼

(东华大学信息科学与技术学院,上海 201620)

摘要:在处理心电信号采集过程中混入的基线漂移、工频干扰及肌电干扰等噪声的过程中,小波变换取得了广泛的应用。针对小波算法的缺陷及不足,提出了一种基于数学形态学和小波阈值的混合算法。该算法利用非线性形态学滤波器滤除基线漂移,将获得的含高频噪声心电信号通过小波阈值算法进行处理,最后获得无噪声的 ECG(心电)信号。采用 MIT/BIH Arrhythmia Database 中的数据对算法进行了验证,实现了三种主要干扰的滤除,本算法效果良好,为后续特征点的识别奠定了基础。

关键词:心电;基线漂移;工频干扰;肌电干扰;小波滤波;形态学滤波

中图分类号:TP911

文献标识码:A

文章编号:1673-629X(2012)02-0100-03

An ECG Denoising Algorithm Based on Morphology and Wavelet Transform

CHEN Gang, TANG Ming-hao, CHENG Hui, GE Man

(College of Information Science and Technology, Donghua University, Shanghai 201620, China)

Abstract: In processing the ECG signal denoised by baseline drift, frequency interference and EMG interference, the wavelet transform had been widely used. Since the algorithm had some shorting in dealing with ECG signal, it proposed a mixed algorithm consisting of ECG wavelet threshold and morphology. This kind of algorithm got rid of baseline drift by nonlinear morphology, then the ECG signal containing high-frequency interference would be processed by wavelet threshold transform, in the end, it got the ECG signal with little noise. The MIT/BIH arrhythmia database was used to prove the algorithm, and the three main noises were removed effectively, the effect of the algorithm was good, and it lays the foundation of recognizing the ECG signal subsequently.

Key words: ECG; baseline drift; frequency interference; EMG interference; wavelet filter; morphological filter

0 引言

心电信号是一种非线性、非平稳的弱信号,在采集过程中容易受到仪器、人体活动等干扰因素的影响而引入噪声,这些常见的噪声包括了工频干扰、肌电干扰及基线漂移等,而 ECG 信号相对于这些干扰是非常微弱的^[1]。噪声的去除对于心电特征点的准确识别具有重要的作用。

常用的 ECG 滤波方法,包括 FIR 滤波、小波滤波、形态学滤波及自适应滤波等,但都存在着一定的不足^[2]。FIR 滤波结构简单、易于实现,但常常会造成 ECG 波形的失真;小波滤波能有效地滤除高频噪声,但在滤除基线漂移时,须对信号进行高尺度的分解与重构,计算量大,实时性差;形态学滤波计算简单,速度快,对 ECG 中基线漂移的去除有着完美的表现,但滤除高频干扰时容易产生截断误差;自适应滤波在处理

ECG 信号时,要采集一个与噪声有关而与信号无关的参考信号,增加了额外的硬件成本,应用受到了一定的限制。

1 基于小波阈值变换的去噪算法

1.1 小波阈值去噪原理

小波变换的定义即是把某一被称为基本小波的函数做位移 b 后,再在不同尺度 a 下与待分析的信号 $f(t)$ 做内积^[3],设 $f(t)$ 是平方可积函数,记作 $f(t) \in L^2(R)$, $\psi(t)$ 为母小波,如果满足容许性条件 $C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(w)|^2}{|w|} dw < \infty$,则:

$$Wf(a, b) = a^{-1/2} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (1)$$

称为 $f(t)$ 的小波变换。式中, $Wf(a, b)$ 是 $f(t)$ 的小波变换式。

小波信号阈值处理方法的基本思想是根据噪声与信号在各尺度上的小波系数具有不同的空间分布特

收稿日期:2011-07-09;修回日期:2011-11-05

作者简介:陈刚(1987-),男,安徽霍邱人,硕士研究生,主研方向为嵌入式系统应用;唐明浩,副教授,主研方向为信号与信息系统。

点,将各个尺度上有噪声产生的小波分类,然后利用小波变换重构原信号^[4]。基于阈值的小波系数法又分为硬阈值和软阈值两种方式,通用阈值 λ 的选取方法为 $\sigma\sqrt{2\ln N}$,其中 σ 为噪声均方差。硬阈值估计公式为:

$$\hat{d}_{j,k} = \begin{cases} d_{j,k}, & |d_{j,k}| \geq \lambda \\ 0, & \text{其它} \end{cases} \quad (2)$$

软阈值估计公式为:

$$\hat{d}_{j,k} = \begin{cases} \text{sgn}(d_{j,k})(|d_{j,k}| - \lambda) & |d_{j,k}| \geq \lambda \\ 0 & \text{其它} \end{cases} \quad (3)$$

1.2 基于小波变换的 ECG 滤波

常规心电信号是 mV 级信号,频带范围在 0.05 ~ 100Hz 之间,而大部分 ECG 频谱能量集中在 0.25 ~ 35Hz 之间,在对 ECG 信号进行多尺度分解时(以 db4 小波基为例),基线漂移的能量主要反映在 9 和更高尺度上,高频干扰主要集中在尺度 1 ~ 4 上^[5]。

根据以上原理,文中采用以下步骤进行小波变换:

(1)将含噪 ECG 利用 db4 小波基进行 9 个尺度的小波分解;

(2)对 1 ~ 3 尺度上的小波系数进行软阈值处理,对 4 尺度上的小波系数进行硬阈值处理,去除高频噪声;

(3)将小波分解尺度 9 上的小波系数置零,消除基线漂移;

(4)利用小波逆变换公式重构原信号,得到滤波后的 ECG 信号。

阈值的选择对小波滤波起到了决定性作用,阈值的选取方法很多,但缺省的阈值等方法往往造成信号过于光滑或未完全滤除高频干扰,因此,文中的门限值采取了以下已验证算法,其中, $D_1(n) \sim D_4(n)$ 表示 1 ~ 4 尺度上的细节信息。当 $j = 1 \sim 3$ 时, $th_j = \text{mean}(|D_j(n)|) \cdot \frac{\sqrt{2\ln(N)}}{\ln(1+2^j)}$, 采用软阈值法进行处理;当 $j = 4$ 时,由于 $D_4(n)$ 中含较多 QRS 波群特征信息,这里为了不影响 QRS 波群,采用 $th_{\text{QRS}} = \frac{1}{3} \cdot \frac{|\max(D_4(n)) + \min(D_4(n))|}{2}$, 采用硬阈值处理。

2 基于形态学和小波阈值的去噪算法

2.1 数学形态学原理

数学形态学以图像的形态特征作为研究对象,通过变换和算法,描述图像的基本特征和结构,也被用来进行一维信号处理。

设一维的 ECG 信号的数字化序列为 $f(n)$ ($n = 0, 1, \dots, N-1$), 结构元素^[6]为 $k(m)$ ($m = 0, 1, \dots, M-1$), 且有 $N > M$, 则信号 $f(n)$ 关于结构元素 $k(m)$ 的形

态学膨胀定义为

$$(f \oplus k)(n) = \max_{m=0,1,\dots,M-1} \{f(n-m) + k(m)\}, n = M-1, M, \dots, N-1 \quad (4)$$

信号 $f(n)$ 关于结构元素 $k(m)$ 的形态学腐蚀运算定义为

$$(f \ominus k)(n) = \min_{m=0,1,\dots,M-1} \{f(n+m) - k(m)\}, n = 0, 1, \dots, N-M \quad (5)$$

f 关于 g 的开运算 \circ 和闭运算 \bullet 分别定义为:

$$f \circ k = ((f \ominus k) \oplus k) \quad (6)$$

$$f \bullet k = ((f \oplus k) \ominus k) \quad (7)$$

2.2 基于数学形态学运算的 ECG 滤波

形态学滤波通过组合运用开、闭运算,消除信号中具有特定宽度的波峰和波谷^[7]。传统形态开-闭滤波器 OC(f, g) 和闭-开滤波器 CO(f, g) 定义为:

$$\text{OC}(f, g) = f \circ k \bullet k \quad (8)$$

$$\text{CO}(f, g) = f \bullet k \circ k \quad (9)$$

同时,由于开运算的反扩展性和闭运算的扩展性,相同结构元素的形态滤波器不能滤除全部脉冲。为了降低单向偏移,文中对两种滤波器进行组合平均,得到了组合滤波器。

和余弦、半圆及三角等结构元素相比,直线型结构元素在滤除基线漂移上效果很好^[8]。由于 MIT/BIH 心电数据库的信号采样频率为 360Hz, ECG 中特征波形以 T 波序列最宽,考虑到典型宽度在 50 至 70 个采样点之间,最终选用的结构元素宽度为 72。以上数值单位均为采样点数。

2.3 基于形态学和小波阈值的去噪算法

在上面两种方法的基础上,取长补短,文中提出了基于形态学和小波阈值的混合算法。形态学滤波在滤除基线漂移上性能优越,计算简单,速度快,但在滤除高频干扰时会产生截断误差^[9];小波滤波在滤除基线漂移时,须对信号进行高尺度的分解与重构,计算量大;文中使用形态学滤波,选取直线型结构元素滤除基线漂移,再将信号进行 1 ~ 4 尺度小波分解与重构,阈值的选取和小波滤波器单独滤波时相同,滤除高频干扰,降低了尺度分解的数量,减少了计算量,最终得到干净的 ECG 信号^[10]。

基于形态学和小波阈值的去噪算法的流程图如图 1 所示。

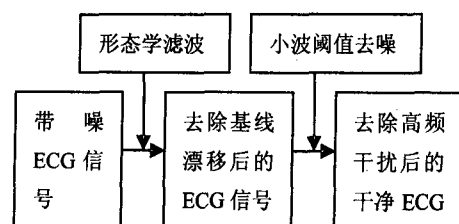


图 1 心电信号处理流程图

2.4 实验结果与分析

为了检验此算法对含噪 ECG 信号的滤波效果,以 MIT/BIH 心电数据库中的标准 ECG 信号进行实验,为了更清晰的评价算法的优劣,文中在标准心电上加入了基线漂移、工频干扰和肌电信号,其中,工频干扰和基线漂移分别用峰值为 QRS 波峰峰值 0.2 倍的 50Hz 正弦信号和 0.2Hz 的正弦信号来模拟;肌电干扰用均值为 0 的高斯白噪声来模拟。

为了评价小波滤波和基于形态学算法的小波阈值滤波两种方法的性能,采用了 3 个指标来测定滤波后的信号 $f'(n)$ 和无噪声信号 $f(n)$ 的差别^[11]:

$$\text{MSE} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (f(n) - f'(n))^2 \quad (10)$$

$$\text{SNR} = 10 \times \lg\left(\frac{\theta^2}{\text{MSE}}\right) \quad (11)$$

$$\text{LocalMax} = \max_n |f(n) - \bar{f}(n)|, n=0, 1, \dots, N-1 \quad (12)$$

式中, MSE 为最小均方误差, SNR 为信噪比, LocalMax 为局部最大误差因子, θ^2 为无噪声信号方差, $\theta^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (f(n) - \bar{f}(n))^2$, $\bar{f}(n)$ 为无噪声信号的均值。

图 2 中, (a) 图是正常的 ECG 信号, (b) 图是含有三种噪声干扰的 ECG 信号; (c) 图是经小波算法滤波后的 ECG 信号; (d) 图是被滤除的噪声干扰信号。

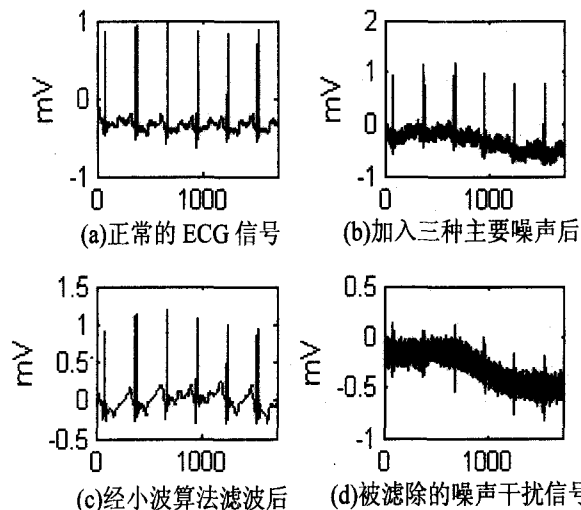


图 2 小波算法滤波效果

图 3 中, (a) 图是正常的 ECG 信号; (b) 图是经形态学滤除基线漂移后的 ECG 信号; (c) 图是再经过小波算法滤波后的 ECG 信号; (d) 图是被滤除的噪声干扰信号。

表 1 给出了两种滤波方法对含噪 ECG 信号进行处理的滤波性能比较。

从表 1 中可以看出, 文中提出的基于形态学和小

波阈值滤波器的性能要明显优于小波滤波器, 其中, 最小均方误差^[12] MSE、信噪比 SNR 及局部最大误差因子 LocalMax 均小于后者, 验证了本方法的滤波性能, 对于处理含噪 ECG 信号的处理取得了良好的表现。

表 1 两种滤波方法的性能比较

滤波算法	小波滤波器	形态学和小波阈值滤波器
MSE	0.0258	0.0154
SNR	28.2418	33.3812
LocalMax	0.4839	0.2327

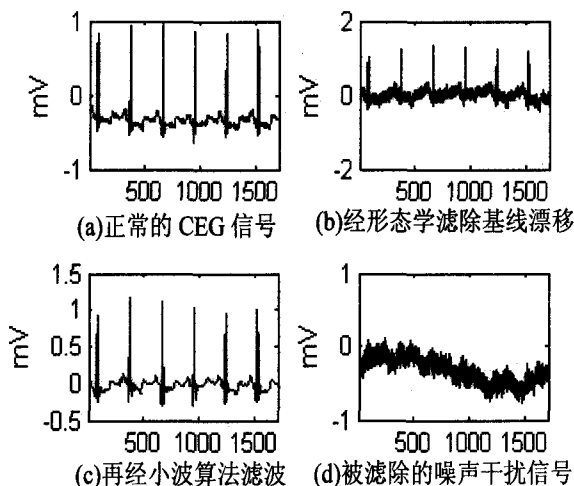


图 3 基于形态学和小波阈值的滤波效果

3 结束语

文中针对以往 ECG 信号的处理算法, 将形态学滤波和小波滤波两种算法的优点加以综合, 首先用数学形态学去除 ECG 信号中基线漂移, 再用小波滤除剩余的高频噪声, 取得了良好的效果。降低了小波算法的复杂度, 提高了基线漂移的滤除性能, 是一种性价比较高的滤波组合方法。

参考文献:

- [1] 高志, 余啸海. Matlab 小波分析工具箱原理与应用 [M]. 北京: 国防工业出版社, 2004.
- [2] Thakor N V, Webster J G, Tompkins W J. Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter [J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 1984, 31(11): 702-706.
- [3] 阴玺, 杨浩, 卞玉萍, 等. 一种改进的心电信号基线漂移矫正方法 [J]. 计算机仿真, 2007, 24(11): 107-109.
- [4] Wariar R. Inter coefficient bandpass filter for the simultaneous removal of baseline wander 50Hz and 100Hz interference from the ECG [J]. Med. Biol. Eng. Comp, 1991, 29(3): 333-336.
- [5] 李文娟, 郭晓静, 吴小培. 结合 ICA 和 PCA 方法的胎儿心电图提取 [J]. 计算机技术与发展, 2007, 17(8): 223-225.

(下转 106 页)

的数量从 1 个扩展至 8 个的过程中,系统整体运算速率近乎于线性地提升。

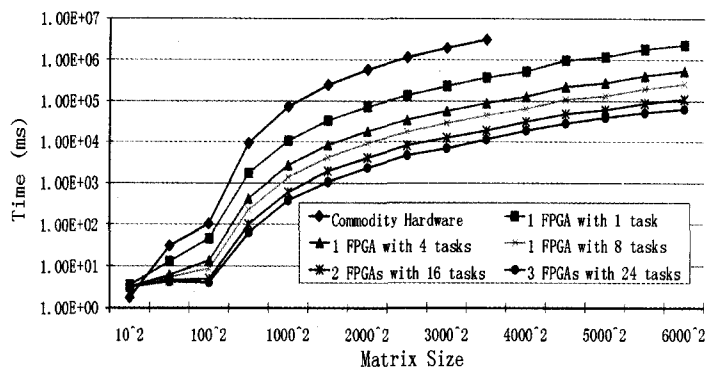


图 5 矩阵乘实验结果

由于存储资源的局限性,FPGA 器件能缓存的数据总量有限,因此,将更多的任务分配到多个 FPGA 平台中完成,最终由计算机进行结果汇聚生成最终结果。在此过程中,当运算任务扩展到两个 FPGA 平台运行时,架构的整体性能近似于成倍的提高。当 FPGA 平台数增至三台时,尽管数据处理性能仍在提高,但由于此时网络连接带宽(1Gpbs)成为了该架构的瓶颈,整体性能不再成线性关系增长。

4 结束语

文中设计并实现了基于 FPGA 和 CPU 的 Mapreduce 架构,通过并行处理和内部流水操作,大幅提高数据处理性能,并且在软件层提供了对可编程器件的配置和管理,保证了实际应用的扩展性和灵活性。该架构的提出具有较好的实际应用价值,在今后的工作中,将着重对构建 FPGA 配置的运算实例库,设计架构容错机制等方面继续深入研究。

参考文献:

- [1] Dean J, Ghemawat S. Mapreduce: simplified data processing on large clusters[C]//OSDI'04: Sixth Symposium on Operating System Design and Implementation. [s. l.]: [s. n.], 2004.
- [2] Condie T, Conway N, Alvaro P, et al. Mapreduce online[R/OL]. 2009-10. <http://www.eecs.berkeley.edu/Pubs/>
- [3] Chu C T, Kim S K, Lin Y A, et al. Mapreduce for machine learning on multicore[C]//Advances in Neural Information Processing Systems. Cambridge, MA: MIT Press, 2007: 281-288.
- [4] Mao Y, Morris R, Kaashoek M F. Optimizing mapreduce for multicore architectures[R]. Massachusetts: Computer Science and Artificial Intelligence Lab (CSAIL), Massachusetts Institute of Technology, 2010.
- [5] 张华伟, 魏庆. Java 运行原理与 Java 虚拟机[J]. 光盘技术, 2009(10): 40-42.
- [6] 张琴, 李芳. 可编程 GPU 技术的应用研究[J]. 泰山学院学报, 2008, 30(6): 20-23.
- [7] 刘吉, 杨德伟, 李立京, 等. 基于 FPGA 的高速数据处理系统设计[J]. 电子设计工程, 2011, 19(12): 158-161.
- [8] He B, Fang W, Luo Q, et al. Mars: A mapreduce framework on graphics processors[C]//PACT'08: 17th international conference on parallel architectures and compilation techniques. [s. l.]: [s. n.], 2008: 260-269.
- [9] Shan Yi, Wang Bo, Yan Jing, et al. Fpmr: Mapreduce framework on fpga[C]//FPGA'10: Proceedings of the 18th annual ACM/SIGDA international symposium on field programmable gate arrays. [s. l.]: [s. n.], 2010.
- [10] Yeung J, Tsang C, Tsoi K, et al. Map-reduce as a programming model for custom computing machines[C]//FCCM'08: 16th IEEE Symposium on Field-Programmable Custom Computing Machines. [s. l.]: [s. n.], 2008: 149-159.
- [11] 郑启龙, 房明, 汪胜, 等. 基于 MapReduce 模型的并行科学计算[J]. 微电子学与计算机, 2009, 26(8): 13-17.
- [12] Naous J, Gibb G, Bolouki S, et al. NetFPGA: reusable router architecture for experimental research[C]//Proceedings of PRESTO'08. [s. l.]: [s. n.], 2008: 10-18.
- [13] 李成华, 张新访, 金海, 等. MapReduce: 新型的分布式并行计算编程模型[J]. 计算机工程与科学, 2011, 33(3): 129-135.
- [14] 栾亚建, 黄翀民, 龚高晨, 等. Hadoop 平台的性能优化研究[J]. 计算机工程, 2010, 36(14): 262-266.
- [6] 张坤, 曹鸣. 一种基于小波变换的心电去噪算法[J]. 现代生物医学进展, 2009, 9(19): 3744-3746.
- [7] Dohono D L, Johnstone I M. Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage[J]. Biometrika, 1994, 81(3): 425-455.
- [8] Mallat S G. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation[J]. IEEE Transaction on PAMI, 1989, 11(7): 673-693.
- [9] 李鸿强, 苗长云, 张龙宇, 等. 心电医疗监护物联网关键技术研究[J]. 计算机应用研究, 2010, 27(12): 4600-4603.
- [10] 谢燕江, 杨智, 范正平, 等. 应用小波变换去除膈肌心电图信号中的心电干扰[J]. 电子学报, 2010, 38(2): 366-369.
- [11] 王发牛, 程志友, 梁栋, 等. 一种冗余小波变换的心电信号噪声消除方法[J]. 计算机技术与发展, 2006, 16(11): 199-203.
- [12] 季虎, 孙即祥, 毛玲. 基于小波变换与形态学运算的 ECG 自适应滤波算法[J]. 信号处理, 2006, 22(3): 333-337.

(上接第 102 页)