

基于 Hermite 插值的小波模极大值重构滤波的肌电信号消噪方法

罗志增 沈寒霄

(杭州电子科技大学机器人研究所 杭州 310018)

摘要: 为了消除混杂在肌电信号中的噪声, 该文提出了基于 Hermite 插值的小波模极大值重构滤波的肌电信号消噪方法。该方法先对肌电信号进行小波分解; 其次, 根据小波系数的奇异性, 利用信号与噪声模极大值在小波尺度上的不同变化特性, 分离出信号与噪声; 再次, 用 Hermite 插值法重构小波系数; 最后从重构的小波系数恢复成去噪后的信号。实验结果表明, Hermite 插值的小波模极大值重构能有效地去除噪声, 提高信噪比, 且保留了肌电信号的细节信息, 为肌电信号的特征提取和模式识别创造了良好的条件。

关键词: 肌电信号; 小波变换; 模极大值; Hermite 插值

中图分类号: TP24

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2009)04-0857-04

Hermite Interpolation-Based Wavelet Transform Modulus Maxima Reconstruction Algorithm's Application to EMG De-noising

Luo Zhi-zeng Shen Han-xiao

(Robotics Research Institute of Hangzhou Dianzi University, Hangzhou 310018, China)

Abstract: In order to eliminate the noise mixed in EMG signal, a Hermite interpolation-based wavelet transform modulus maxima reconstruction algorithm is proposed. The obtained EMG signal is decomposed using the wavelet transform; the singularity and different properties of the signal and noise of the wavelet coefficient modulus under the different scales of wavelet transformation are used to separate the signal and noise; then the wavelet coefficients are reconstructed using Hermite interpolation; Finally, the de-noised signal is got by the wavelet reconstructed algorithm. Experiments show that, the method has good performance in removing noise, improving the signal-to-noise ratio and reserving the detailed information, which brings in favorable conditions to feature extraction and pattern recognition of EMG.

Key words: EMG; Wavelet transform; Modulus maxima; Hermite interpolation

1 引言

表面肌电信号(sEMG)是从人体骨骼肌表面通过电极记录下来的神经肌肉活动时发放的生物电信号, 它反映了神经、肌肉的功能状态^[1]。肌电信号不仅在临床医学、运动医学等领域被广泛应用, 而且成为人工假肢和功能性神经电刺激的理想控制信号。通过有选择性的测取上臂肌肉皮肤表面的表面肌电信号, 对其进行模式识别, 可以实现肌电假手多自由度的控制, 给残疾人带来福音, 因此表面肌电信号的研究与应用在国际上已成为医学和仿生工程领域的热点问题之一。

肌电信号是一种非常微弱的电信号, 信号幅度一般在 100~5000 μV , 很容易受到噪声的干扰。肌电信号的噪声来源有: 探测记录设备的电子器件固有的噪声, 环境噪声, 运动产生的噪声, 肌电信号内在的不平稳性产生的噪声, 其它人体生物电信号产生的噪声^[2]。由于肌电假手的误动作对使

用者的风险极高, 因此在肌电信号运动模式识别之前, 进行消噪处理对提高动作识别率具有重要的实践意义。

从本质上说, 表面肌电信号是一种非平稳信号^[3]。小波变换是近几年兴起的分析非平稳信号的有力工具, 小波变换能反映信号的局部特性, 用小波分解方法分析非平稳的肌电信号, 有利于了解肌电活动的细节, 获取其本质特征, 为基于肌电信号的动作模式识别奠定基础^[4]。Mallat 提出的交替投影小波变换的模极大值重构信号方法有很好的理论基础, 滤波性能稳定, 对噪声依赖性较小, 不需要知道噪声的方差, 但其也存在着如下缺点: 交替投影计算量大; 收敛速度不稳定; 可能出现伪 Gibbs 现象^[5]。基于上述原因, 学者们提出了对模极大重构方法的改进算法, 用 Hermite 插值快速重构小波变换模极大值, 克服交替投影的缺点^[6,7]。本文对表面肌电信号进行小波分解, 根据信号和噪声的模极大值在小波尺度上的不同传播特性, 分离信号与噪声后采用 Hermite 插值法重构, 整个算法程序简单易实现, 去噪效果明显。

2 小波系数模极大值

函数的奇异性是指函数在某处有间断点或者某阶导数

2007-12-24 收到, 2008-04-22 改回

国家自然科学基金(60705010)和浙江省科技计划(2007C23088)资助课题

不连续,通常用 Lipschitz 指数来度量。

定义 1^[8] 设 n 是一非负整数, $n < \alpha < n+1$, 如果存在两个常数 A 和 $h_0 > 0$ 及 n 次多项式 $P_n(h)$, 使得对任意的 $h \leq h_0$, 均有: $|f(x_0+h) - P_n(h)| \leq A|h|^\alpha$ 则称 $f(x)$ 在点 x_0 为 Lipschitz 指数 α 。函数的某一点的 Lipschitz 指数 α 越大, 该点的光滑度越高, 反之则相反。

2.1 模极大值的定义与处理

定义 2^[8] 设 $Wf(x)$ 是函数 $f(x)$ 的小波变换, 在尺度 s_0 下, 若 $\frac{\partial Wf(s_0, x)}{\partial x}$ 在 $x = x_0$ 有一过零点, 则称点 (s_0, x_0) 是局

部极值点。若对属于 x_0 的某一个邻域内的任意点 x , 有 $|Wf(s_0, x_0)| \geq |Wf(s_0, x)|$, 则称 (s_0, x_0) 为该小波变换的模极大点。模极大值点 (s_0, x_0) 在点 x_0 的左邻域与右邻域都是严格局部最大的。尺度空间 (s, x) 中所有模极大值的连线称为模极大值线。

Mallat 在文献[8]中证明了当 x 在区间 $[a, b]$ 中时, 如果 $f(x)$ 的小波变换满足: $|Wf(s, x)| \leq ks^\alpha$, 其中, k 是大于零的常数, $Wf(x)$ 为 $f(x)$ 的小波变换, 则 $f(x)$ 在区间 $[a, b]$ 中的 Lipschitz 指数是均匀的, 都为 α 。当 $s = 2^j$ 时, 上式就转化为: $|Wf(2^j, x)| \leq k(2^j)^\alpha$; 对上式两边取对数可得: $\log_2 |Wf(2^j, x)| \leq \log_2 k + \alpha j$ 。该公式将小波变换的尺度特征 j 上小波系数的渐近衰减性和 Lipschitz 指数奇异性联系起来, 即如果信号 $f(x)$ 的 Lipschitz 指数 $\alpha > 0$, 则该函数的小波变换模极大值将随着尺度 j 的增大而增大; 反之, 若 $\alpha < 0$, 则该函数的小波变换模极大值将随着尺度 j 的增大而减小。一般地, 信号的 Lipschitz 指数 $\alpha > 0$, 噪声的 Lipschitz 指数 $\alpha < 0$, 如高斯白噪声, 它的 Lipschitz 指数 $\alpha = -(1/2) - \varepsilon$ (对任何 $\varepsilon > 0$)。

对于采集到的含噪信号进行小波分解, 根据信号和噪声在小波不同尺度上模极大值的不同传播特性, 剔除噪声的模极大值, 保留信号的模极大值, 用剩余的信号模极大值重构信号, 即小波模极大值去噪方法的基本思路。

3 Hermite 插值算法重构信号

模极大值重构即利用有限的小波变换各尺度的模极大值构造一个新的小波函数, 最佳地逼近原信号。Mallat 提出的交替投影算法^[8]的基本思想是在希尔伯特空间的多个闭凸集之间作迭代投影, 但程序复杂, 计算量大, 收敛速度不稳定。

本文利用模极大值在邻域范围内局部严格最大, 一阶导数为零的性质, 对相邻两个模极大值之间的点进行 Hermite 插值重构信号。

定义 3^[6,7] $f(x)$ 在 x_0, x_1 处节点函数值已知, 节点处一阶导数存在且等于零, 插值条件为插值多项式 $y(x)$ 在节点处有相同的函数值, 且要求 $y(x)$ 在 x_0, x_1 处与 $f(x)$ 有相同的一阶导数, 定义符合插值条件的 Hermite 插值多项式为 $H(x)$:

$$H(x) = \left(1 + 2 \frac{x-x_0}{x_1-x_0}\right) \left(\frac{x-x_1}{x_0-x_1}\right)^2 y_0 + \left(1 + 2 \frac{x-x_1}{x_1-x_0}\right) \left(\frac{x-x_0}{x_1-x_0}\right)^2 y_1 \quad (1)$$

利用式(1)对小波函数各尺度相邻模极大值之间的节点进行插值, 即能重构小波函数。显而易见, 插值多项式最高次数仅为 3, 算法比交替投影重构简化了许多, 节约了计算时间。

4 实验分析

本文所述的实验系统构成为: 美国奇石乐公司的肌电信号采集仪、美国 NI 公司的数据采集卡 6024E 和 NI 的 Labview 系统。实验前, 选定一组合适的肌电信号拾取电极, 放于健康男性受试者的尺侧腕伸肌和尺侧腕屈肌处, 用于采集 sEMG 信号。肌电信号采集仪输出至 NI 数据采集卡 6024E, 随后用 Labview 软件获取采样的 N 点数据 $x_N(n)$, ($n=0, 1, \dots, N-1$), 得到表面肌电信号离散的采样值, 然后在 MATLAB7.3 平台中, 完成数据的导入和小波消噪算法。

基于 Hermite 插值重构小波模极大值处理 EMG 的具体算法如下:

(1)对含噪 sEMG 信号进行小波变换, 本实验经过比较选择了 db3(Daubechies)小波, 该小波函数去噪效果较为明显。利用模极大值在其邻域范围内有 $|Wf(s_0, x_0)| \geq |Wf(s_0, x)|$ 的性质求出每一尺度上小波系数的模极大值。保留各尺度上的模极大值, 非模极大值位置的小波系数置零。

(2)在最大尺度 j (在本次实验中 $j = 5$) 上, 计算阈值 t , $t = CM / \text{level}$, M 是最大尺度上幅值最大的小波系数, level 是小波分解的最大尺度, C 为一调节参数, 需要实验多次调节才能确定(一般在 0.3-1.2 的范围内), 本实验 $C = 0.58$, 兼顾了去噪效果和信号保真。若极值点对应的幅值小于 t , 则认为其是噪声的模极大值点, 去掉该极值点, 否则予以保留。这样就得到了最大尺度上新的模极大值点。

(3)模极大值是沿着模极大线从小波函数的小尺度向大尺度传播, 为了寻找大尺度上模极大值点在小尺度上的对应点, 通常采取非正式的即兴算法。在尺度 j 上的每个模极大值点位置构造一个邻域, 邻域半径为仅与尺度 j 有关的常数。如果尺度 $j-1$ 上的极大值点 a 落在某一个尺度 j 极大值 b 的邻域内, 则认为小尺度的模极大值点 a 是大尺度极大值 b 的传播点, 保留 a , 去除落在邻域外面的极值点, 从而得到 $j-1$ 尺度上新的极值点。从最大尺度 j 开始用即兴算法搜索尺度 $j-1$ 上的模极大值, 然后令 $j = j-1$, 重复步骤(3), 直至 $j = 2$ 为止。在本次实验中邻域半径为 2。

(4)在 $j = 2$ 时存在极值点的位置上保留 $j = 1$ 时的相应极值点, 在其余位置上将极值点置为 0。

(5)将每一尺度上保留下来的极值点利用式(1)用 Hermite 插值算法重构小波系数, 然后利用重构得到的小波

系数对信号进行恢复。

图 1(a)为采集到的伸腕肌电信号的原始信号(采集频率 1kHz), 从图中可以清楚看到 110ms~430ms 为肌肉活动阶段, 前后为无动作的肌肉松弛阶段。图 1(b)是经过本文提出的 Hermite 插值重构小波模极大值方法处理后的结果。由图可以看出肌电信号得到了明显的改善, 前后无动作时的松弛阶段的信号的大部分已被去除。这部分信号是采集的肌电信号的主要噪声, 包括了采集系统的固有噪声和脉搏波等噪声源产生的噪声信号^[9]。通过本文提出的去噪算法的处理, 这部分噪声得到了很好的抑制, 而手部动作部分的信号保留得比较好, 特别是起始的边缘特征都较为完整, 为接下来的信号特征提取和模式识别打下了坚实的基础。图 1(c)是采用 Mallat 的交替投影重构小波模极大值方法处理后的肌电信号结果(db3 小波基, 最大尺度 5, 迭代次数为 20), 与图 1(b)效果相当。图 1(d)是由 Donoho 提出的阈值滤波方法^[10](db3 小波基, 最大尺度 5)处理后的结果。该方法程序简单易实现, 运算时间短, 但效果上可以明显看出, 噪声虽然被削去了, 但真实信号本身也削弱了很多, 肌电信号的细节部分也被当做噪声一起除去了, 不利于信号的特征提取与模式识别。

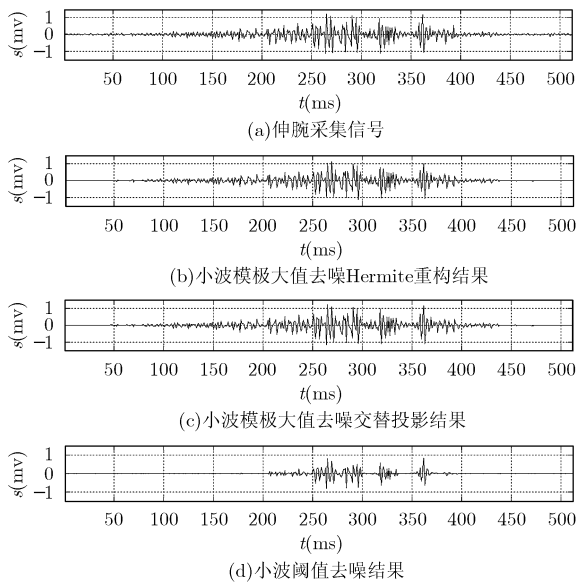


图1 几种消噪方法的结果比较

一种优秀的消噪算法需要有良好的噪声抑制效果, 其执行效率也是考查的一个重要方面。肌电假手的操作者一般是残疾人, 如果算法处理时间过长, 很可能造成动作的滞后或丢失, 给使用者带来不便甚至危险。用 Matlab 的 tic, toc 函数计算运算时间, 计算环境为 CPU 奔腾四 2.8G, 内存 512MB, 分别运行 5 次 Hermite 插值重构和交替投影程序(迭代次数为 20), 比较两者的执行效率如表 1 所示。

由于计算机操作系统的多进程特性, 5 次运算时间略有不同, 取平均后可以发现, Hermite 插值重构算法软件循环

表1 两种重构小波系数方法的运算时间表(s)

	第1次	第2次	第3次	第4次	第5次	平均
Hermite 插值算法运算时间	0.138	0.1412	0.1377	0.1405	0.1382	0.1319
交替投影算法运算时间	2.8981	3.0282	2.6704	3.2167	2.5207	2.8668

时间是毫秒级, 而交替投影算法循环时间是秒级的, 显然 Hermite 插值重构算法执行效率明显优于交替投影重构。

为了进一步讨论消噪的客观结果, 在标准 EMG 信号中加入高斯白噪声, 测试重构信号的信噪比表现。定义信噪比 SNR 如下:

$$SNR = 10 \lg \left| \frac{\sum_{i=1}^N |x(i)|^2}{\sum_{i=1}^N |x(i) - x_r(i)|^2} \right| \quad (\text{dB}) \quad (2)$$

其中 $x(i)$ 为原始标准 EMG 信号, $x_r(i)$ 为重构信号。

对标准 EMG 信号中分别加入信噪比为 3dB, 5dB, 8dB, 10dB, 15dB 的高斯白噪声, 利用本文提到的 3 种消噪方法进行滤波。利用式(2)分别计算滤波后信号的信噪比, 结果如表 2 所示。

表2 3种算法的 SNR 结果比较(dB)

加噪信号 EMG	Hermite 插值	交替投影	阈值
3	4.5341	4.3429	1.4417
5	7.0382	6.3791	1.8655
8	9.828	8.9876	3.4049
10	11.8009	10.8963	3.9966
15	16.3061	15.0687	6.0442

根据表 2 列出的数据, 本文使用的 Hermite 插值算法比交替投影和阈值消噪更大程度地改善了信号的信噪比; 阈值去噪后信号失真, 使得结果远小于前两种方法。图 2 为加入了信噪比 5dB 的 EMG 信号经过 3 种算法去噪后的结果。虽然 Hermite 插值重构的信号在 0~100ms 处仍存在一些毛刺, 但其去掉了大部分噪声, 信号完整平滑, 消噪效果要优于交替投影, 明显优于阈值消噪。

5 结论

本文首次将 Hermite 插值重构小波模极大值的方法运用在表面肌电信号的消噪处理上。利用真实信号和噪声信号奇异性的不同, 得出真实信号的小波系数模极大值在小波小尺度传播到大尺度时幅值增加的特性, 利用这一特性分离真实

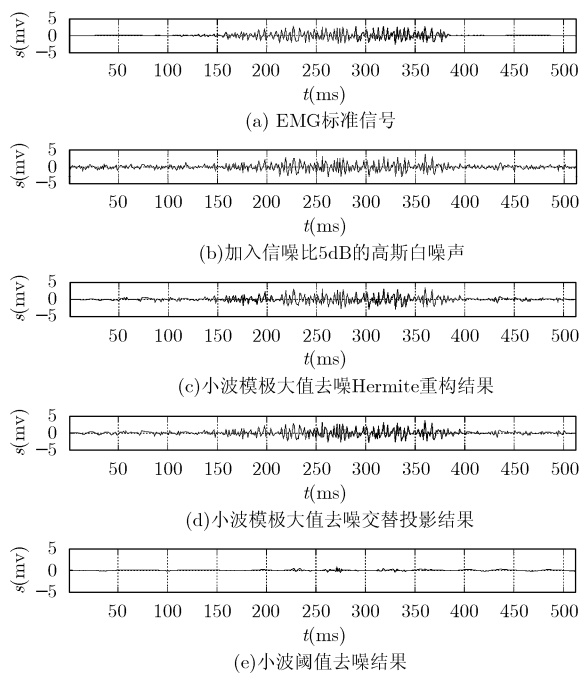


图2 几种消噪方法对加入信噪比5dB白噪声的EMG信号滤波结果比较

信号与噪声信号, 并利用 Hermite 插值快速重构小波系数, 该方法去噪效果显著, 运算速度快, 且保留了肌电信号的边缘特性, 为后续的信号特征提取与动作模式识别提供了保障。利用模极大值去噪, 小波分解尺度的选择非常重要, 尺度过小, 小波系数受噪声影响非常大, 产生许多伪极值点; 尺度过大会使信号丢失某些重要的局部奇异性, 因此需要选择合适的尺度, 如何针对信噪比自适应地确定小波分解层数, 进一步提高信号消噪的效率是下一步研究的主要方向。

参考文献

- [1] Deluca C. Physiology and mathematics of myoelectric signals [J]. *IEEE Trans. on Biomedicine Engineering*, 1979, 26(3): 313-325.
- [2] 曹玉珍, 陈成, 胡勇, 等. 基于独立成份分析的肌电信号消噪方法的研究[J]. *信号处理*, 2003, 19(4): 369-372.
Cao Yu-zhen, Chen Cheng, and Hu Yong, *et al.*. An improved fenoise method based on independet component analysis to remove ECG noise in surface EMG signal[J]. *Signal Processing*, 2003, 19(4): 369-372.
- [3] Frigo C, Ferrarin M, and Frasson W, *et al.*. EMG singnals detection and processing for on-line control of functional electrical stimulation [J]. *Electromyogr & Kinesiogr*, 2000,

- 10(5): 351-360.
- [4] 罗志增, 张清菊, 蒋静坪. 表面肌电信号的小波消噪改进算法[J]. *浙江大学学报(工学版)*, 2007, 41(2): 213-216.
Luo Zhi-zeng, Zhang Qing-ju, and Jiang Jing-ping. Improving method for surface electromyography denoising based on wavelet transform [J]. *Journal of Zhejiang University (Engineering Science)*, 2007, 41(2): 213-216.
- [5] 磨国瑞, 彭进业, 磨少清, 等. 基于反对称双正交小波分解系数的模极大值的信号快速重构[J]. *电子与信息学报*, 2007, 29(8): 1860-1863.
Mo Guo-rui, Peng Jin-ye, and Mo Shao-qing, *et al.*. Fast signal reconstruction from modulus maxima based on anti-symmetrical biorthogonal wavelets [J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2007, 29(8): 1860-1863.
- [6] 韩民, 田岚, 翟广涛, 等. 基于 Hermite 插值的小波变换模极大值重构信号快速算法[J]. *系统仿真学报*, 2005, 11(11): 2616-2623.
Han Min, Tian Lan, and Zhai Guang-tao, *et al.*. Fast reconstruction algorithm based on Hermite interpolation from modulus maxima of wavelet transform [J]. *Journal of System Simulation*, 2005, 11(11): 2616-2623.
- [7] 孙丰荣, 翟广涛, 李艳玲, 等. 由小波变换模极大值重构信号的快速算法[J]. *小型微型计算机系统*, 2005, 26(12): 2147-2149.
Sun Feng-rong, Zhai Guang-tao, and Li Yan-ling, *et al.*. Fast algorithm of signal reconstruction from modulus maxima of the wavelet transform [J]. *Mini-Micro System*, 2005, 26(12): 2147-2149.
- [8] Mallat S and Hwang W L. Singularity detection and processing with wavelets [J]. *IEEE Trans. on Inform. Theory*, 1992, 38(2): 617-643.
- [9] 李仲宁, 罗志增. 基于小波变换的空域相关法在肌电信号中的应用[J]. *电子学报*, 2007, 35(7): 1414-1418.
Li Zhong-ning and Luo Zhi-zeng. Spatial correlation filering based on wavelet transformation application to EMG de-noising [J]. *Acta Electronica Sinica*, 2007, 35(7): 1414-1418.
- [10] Donoho D L. De-noising by soft-thresholding [J]. *IEEE Trans. on Inform. Theory*, 1995, 41(3): 613-627.

罗志增: 男, 1965年生, 教授, 主要研究方向为机器人技术、传感器及多信息融合、生物医学信息监测与利用。
沈寒霄: 男, 1983年生, 硕士生, 研究方向为智能信息处理。