

应用锁定放大原理去除脑电干扰

邵毅, 童唐骥, 展庆波, 陈颖

(南京大学生物医学电子学研究所, 江苏南京 210093)

[摘要] 介绍了一种新型的去除工频干扰的方法. 算法的主要思想源于硬件电路中的锁定放大器. 它能精确地检验出信号中工频干扰的幅度、频率和相位并重构出干扰信号, 将原始信号减去重构出的干扰信号即能得到正确的低噪声信号. 算法继承了锁定放大器出色的抗干扰能力. 用一段采样频率为 200 Hz 的单导联脑电 (EEG) 数据测试算法, 在其中添加了幅度、频率和相位在一定范围随机变化的噪声信号, 最终得到的还原波形与原波形基本一样. 还原波形与污染波形相比, 信噪比提高了约 30 dB, 取得了令人满意的效果.

[关键词] 锁定放大器, 去噪, 脑电, 工频干扰, 反馈

[中图分类号] TN 713⁺. 7 [文献标识码] A [文章编号] 1672-1292(2009)03-0075-04

An Application of Lock-in Amplifier to Eliminate the Power Line Interference in EEG

Shao Yijong, Tong Tangji, Zhan Qingbo, Chen Ying

(Institute of Biomedical Engineering, Nanjing University, Nanjing 210093, China)

Abstract This paper introduces a new type of power-line interference removal method. The main idea of the algorithm is derived from the lock-in amplifier in hardware circuit which can accurately test the amplitude, frequency and phase of power-line interference in the signal and gain the correct low-noise signal through subtracting the reconstructed interference signal from the original signal. This algorithm inherits the excellent anti-interference ability of lock-in amplifier. This algorithm has been tested in an experiment in which we used a period of single-lead EEG data of 200 Hz sampling frequency. We added the data with noise signal whose amplitude, frequency and phase varied randomly in a certain range. The restored waveform we finally obtained is almost the same as the original waveform. And compared with the pollution waveform, SNR of the restored waveform improves about 30 dB. The results are satisfactory.

Key words lock-in amplifier; denoising; EEG; power-line frequency interference; feedback

通常人体生理电信号的幅值较小, 在采集时会受到外界环境的干扰, 所以在处理这些信号时要滤除噪声, 特别要滤除工频干扰. 滤除工频干扰可以从两个方面着手: 硬件方面, 主要是通过引进更好的仪表放大器以及右腿驱动电路等方法; 软件方面, 主要是传统的 50 Hz 陷波器.

硬件方面技术已经很成熟. 目前的工作一般是对采集到的信号进行数字化处理, 再运用软件来去除工频干扰. 采用软件方法设计工频干扰陷波器可以采用多种平台, 基于 Matlab 设计滤波器比较简单, 易于操作. 龙兴明等人^[1]提出用 Matlab 中滤波器设计工具箱来估计 FIR 滤波器的参数, 从而设计出 50 Hz 陷波器. 戚士涛等^[2]设计的同样是基于 Matlab 的工频干扰陷波器, 只不过采用的是窗函数法设计 FIR 滤波器. 实践证明, 很多情况下传统的 50 Hz 陷波器效果并不能满足要求. 由于电网本身和其中一些设备的影响, 工频干扰的频率并非一成不变^[3], 在中国是在 50 Hz 周围波动, 因此固定去除 50 Hz 干扰的做法显然不够科学. 如果加大陷波器的带宽, 则会带来滤除有用信号并造成信号失真的后果, 且信号在时域上会产生振铃现象^[4].

本文就此提出一种新型的用软件去除工频干扰的方法, 用软件模拟锁定放大器的硬件电路, 不仅继承

收稿日期: 2009-05-04

基金项目: 国家自然科学基金 (60701002) 资助项目.

通讯联系人: 陈颖, 博士后, 副教授, 研究方向: 生物医学信号处理与生物电子学. E-mail: chenying_nj@njbnu.edu.cn

锁定放大器抗噪声的优点^[5],又能方便地用软件测出干扰信号的参数,并将信号滤除.

1 方法

1.1 算法概述

本算法的目的是得到干扰信号的幅度、频率和相位等参数,而后在测得的被工频干扰污染的 EEG 信号中减去所算出的干扰信号,即得到干净的信号.算法中工频干扰被看作有用信号,生理信号被看作噪声^[3].首先设置一个参考信号,运用锁定放大器的模型,不断比较参考信号和工频干扰信号的不同,并利用这种不同不断修正参考信号,最终参考信号将非常逼近原始的工频干扰.那么,最终的参考信号就可以认为是原始的工频干扰信号.

1.2 算法的数学推导

1.2.1 算法推导

算法的框图如图 1 所示.

假设工频干扰为 $n(t)$, 它的幅度、频率和相位分别为 E_n, f_n 和 ϕ_n . EEG 信号为 $s(t)$, 它可以表示为 x 段正弦信号之和, 每段正弦信号的幅度、频率和相位分别为 E_{ni}, f_{ni} 和 $\phi_{ni}, i = 1, 2, \dots, x$.

然后, 将噪声 $n(t)$ 视为有用信号, 将信号 $s(t)$ 视为干扰信号, 则总信号为 $X(t) = E_n \sin(2\pi f_1 t + \phi_1) + \sum_{i=1}^x E_{ni} \sin(2\pi f_{ni} t + \phi_{ni})$.

设图中 V_{Ref}, V_{Ref90° (与 V_{Ref} 正交) 为参考信号, 其所有初始参数通过经验设定, 初始参数理论上没有要求, 但实际上为了更好的应用, 通常取值与实际工频干扰相差不大. 假设参考信号可以写成如下形式:

$$\begin{cases} V_{Ref} = E_r \sin(2\pi f_2 t + \phi_2) \\ V_{Ref90^\circ} = E_r \cos(2\pi f_2 t + \phi_2) \end{cases}$$

其中, E_r, f_r, ϕ_r 分别为参考信号的幅度、频率、相位.

则框图中, 经过乘法器以后, A 和 B 处的信号为:

$$\begin{aligned} A &= \frac{E_n E_r}{2} \cos[2\pi(f_1 - f_2)t + (\phi_1 - \phi_2)] - \frac{E_n E_r}{2} \cos[2\pi(f_1 + f_2)t + (\phi_1 + \phi_2)] + \\ &\sum_{i=1}^x \frac{E_n E_{ni}}{2} \cos[2\pi(f_{ni} - f_2)t + (\phi_{ni} - \phi_2)] - \sum_{i=1}^x \frac{E_n E_{ni}}{2} \cos[2\pi(f_{ni} + f_2)t + (\phi_{ni} + \phi_2)], \\ B &= \frac{E_n E_r}{2} \sin[2\pi(f_1 - f_2)t + (\phi_1 - \phi_2)] + \frac{E_n E_r}{2} \sin[2\pi(f_1 + f_2)t + (\phi_1 + \phi_2)] + \\ &\sum_{i=1}^x \frac{E_n E_{ni}}{2} \sin[2\pi(f_{ni} - f_2)t + (\phi_{ni} - \phi_2)] + \sum_{i=1}^x \frac{E_n E_{ni}}{2} \sin[2\pi(f_{ni} + f_2)t + (\phi_{ni} + \phi_2)], \end{aligned}$$

如图 1 所示, 在 A, B 经过随后的低通滤波器 (LPF) 后, 其中的高频信号 (和频 $f_1 + f_2, f_{n1} + f_2, f_{n2} + f_2, \dots, f_{nx} + f_2$) 会被滤除. 由于此处的 LPF 的带宽很窄, 截止频率很低, 因此, 除非差频信号 $f_{n1} - f_2, f_{n2} - f_2, \dots, f_{nx} - f_2$ 非常接近直流, 否则仍会被滤除, 无法对后续产生干扰. 又因为一般生理信号在 50Hz 附近的能量不高, 很难对探测结果产生影响, 因此可以忽略这种计算中的干扰.

这样, 在 LPF 后面的 C, D 处的信号为:

$$C = \frac{E_n E_r}{2} \cos[2\pi(f_1 - f_2)t + (\phi_1 - \phi_2)], D = \frac{E_n E_r}{2} \sin[2\pi(f_1 - f_2)t + (\phi_1 - \phi_2)].$$

最后得到 V_1, V_2 :

$$V_1 = \sqrt{C^2 + D^2} = \frac{E_n E_r}{2}, \tag{1}$$

$$V_2 = \frac{D}{C} = \tan[2\pi(f_1 - f_2)t + (\phi_1 - \phi_2)]. \tag{2}$$

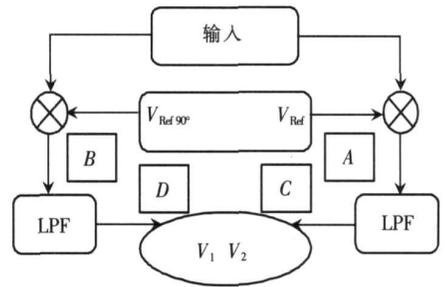


图 1 算法的框架

Fig.1 Algorithm framework

V_1 , V_2 可看成两条曲线. 从这两条曲线中, 可以得到频率差和相位差的信息. 通过测量 V_1 , 可从式 (1) 中得到输入信号 $X(t)$ 的幅度 $E_n = \frac{2V_1}{E_r}$.

对于式 (2), 在 t 较小时, 可以近似看成:

$$V_2 = \frac{D}{C} = \tan[2\pi(f_1 - f_2)t + (\phi_1 - \phi_2)] \approx 2\pi(f_1 - f_2)t + (\phi_1 - \phi_2) = 2\pi\Delta F t + \Delta\phi. \quad (3)$$

当 $t = 0$ 时, 即在 V_2 曲线的初始点, $V_2 = \Delta\phi$, 等于干扰信号和参考信号的相位差. 而 $\frac{dV_2}{dt} = 2\pi\Delta F$, 即等于 V_2 曲线的斜率, 也就等于干扰信号和参考信号的频率差. 这样, 通过测量 V_1 和 V_3 便可以得到干扰信号的幅度、干扰信号和参考信号的相位差频率差.

1.2.2 去除工频干扰系统的实现

由以上算法可得工频干扰信号与参考信号之间的频率、相位及幅度之间的关系, 则可用如图 2 所示的方法确定干扰的具体参数并滤除它.

在图 2 中, 设定一个参考信号 V_{Ref} 的初始值 (3 个参数都已知), 将含有干扰的输入信号和参考信号按照算法 1.2.1 进行处理, 得到干扰信号和参考信号的乘积, 即可算出干扰信号的幅度、相位差和频率差. 开始时相位差和频率差必然较大, 根据它们来改变参考信号的相位和频率, 再比较含有干扰信号和参考信号的相位差和频率差, 然后再次修正参考信号, 这样重复若干次, 直到相位差和频率差小于某个设定值, 停止重复, 此时即可认为参考信号的频率、相位非常逼近干扰信号的频率相位. 通过

将输出的两个信号的幅度相乘, 就可得到干扰信号的幅度. 最后, 使用已被修正好的参考信号的频率、相位和干扰信号的幅度这 3 个参数, 重构一个仿真的干扰信号. 只需要用输入信号减去仿真的干扰信号, 就可以去除输入信号中的干扰信号.

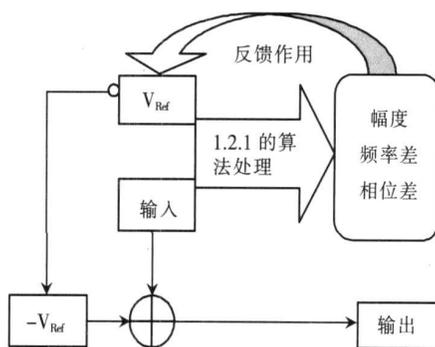


图 2 系统框图
Fig.2 System framework

2 方法验证

本文通过具体的生理信号来检验所提算法. 在 Rodrigo Quiñ Quinoga—EEG, ERP and single cell recordings database^[6] 中得到一组老鼠的 EEG 数据, 共 1 200 个点. 此数据中基本无工频干扰, 采样频率为 200 Hz. 此数据被人为地分段并加入噪声, 一共分为 3 段. 为了模仿真实的工频干扰, 每段噪声的幅度、频率、相位在一定的范围内是随机分布的.

用本文算法去处理被污染信号, 也是分段进行的. 实际中工频干扰信号随时会改变, 因而最好将被污染信号分成小段来去除干扰, 这样即可把每一小段里的干扰信号看作是一个正弦信号, 那么得到的结果将更精确.

本次测验将 1 200 个点分成 6 段, 每段 200 个点, 测试得到的结果如图 3 图 4 所示.

图 3 是用本文算法分段处理后得到的各段的噪声, 图 4 是去噪前后 EEG 信号的对比.

从图 3 图 4 可知, 用本文方法得到的噪声基本就是人为所加的随机的正弦噪声. 对比脑电图及其幅频特性曲线, 可以看出用锁定放大器法基本能将污染波形恢复到原始无污染波形. 通过计算, 可以得出信噪比改善了 32.4 dB, 达到了去除工频干扰的要求. 不过, 该方法在滤除信噪比较大的信号干扰时效果不佳.

3 结语

传统的软件方法主要是用 Matlab 设计 FIR 滤波器来去除 50 Hz 工频干扰, 此方法通常能满足一般滤波的要求, 但是用 FIR 设计陷波器后常常有一个很宽的过渡带或者衰减不够, 这两种情况都会给陷波造成不好的影响. 在设计传统陷波器时, 必须要知道被陷波器的中心频率才能设计出合适的滤波器, 但电网中

供电的频率并不是固定的,这个中心频率将无法确定。

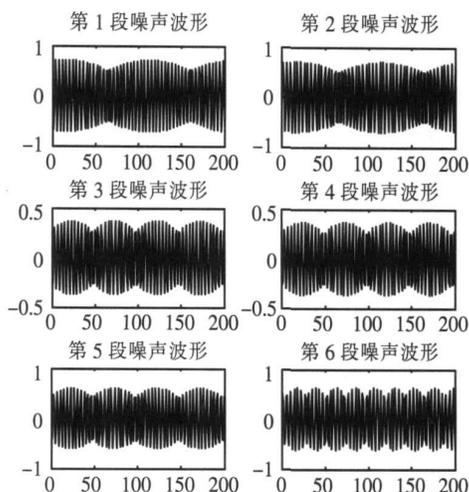


图 3 各段噪声的波形

Fig.3 Waveform of noise

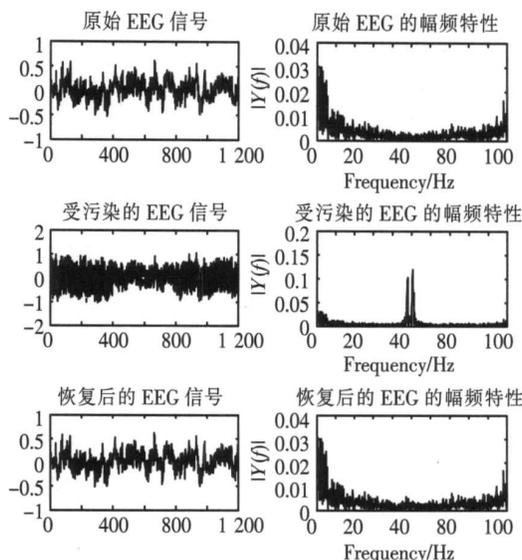


图 4 去噪前后 EEG 波形及其幅频特性曲线

Fig.4 EEG waveform before and after denoising and the amplitude-frequency characteristic curve

本文的算法继承了锁定放大器出色的抑制噪声能力,既使在工频干扰幅度很大的情况下,依然能还原出原来的 EEG 波形.本算法采用抵消噪声的方法,思想简单,数学推算过程也不复杂,且反应迅速,不要过多学习的时间.相比传统的 50Hz 陷波器,此算法不会产生相移和振铃现象,也不会滤除 50Hz 附近的有用信号.

相比传统方法,本文提出的方法计算简单、容易操作,运用锁定放大器的思想,可以抑制干扰,通过反馈和计算能很好地重构出干扰信号并将其减去.在信号的能量与干扰的能量在不同的频率范围时,即使干扰的幅度比信号幅度大,依然能消除干扰.

通过实践,本文算法在信噪比很小的时候滤波效果很明显,但是当噪声很小时效果并不是很好.此算法理论上不仅能够滤除 50Hz 左右的工频干扰,还能滤除其它频率的干扰,因此通用性较广.

[参考文献] (References)

[1] 龙兴明,周静. 心电信号预处理中基于 MATLAB 的陷波器设计 [J]. 重庆师范学院学报:自然科学版, 2003, 20(3): 26-28
 Long Xingming, Zhou Jing. The design of 50Hz band-stop filter based on MATLAB and its application in ECG signal pre-processing [J]. Journal of Chongqing Normal University: Natural Science Edition, 2003, 20(3): 26-28 (in Chinese)

[2] 戚士涛,汤黎明,吴敏,等. 基于 MATLAB 的工频干扰陷波器设计 [J]. 医疗卫生装备, 2005, 26(8): 3-4
 Qi Shitao, Tang Liming, Wu Min, et al. Design of 50Hz notch filter based on MATLAB [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2005, 26(8): 3-4 (in Chinese)

[3] Tong T J, Chen Y, Tong J J, et al. A new application of lock-in amplifier adaptive noise canceller [C] // The 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. New York: IEEE Press, 2009.

[4] Suzanna M M, Martens M, Massimiliano M, Schi S, GuidO e J, et al. An improved adaptive power line interference canceller for electrocardiography [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2006, 53(11): 2220-2231.

[5] 高晋占. 微弱信号检测 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2007.
 Gao Jinzhan. Detection of Weak Signals [M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2007 (in Chinese)

[6] Rodrigo Quian Quiroga. EEG, ERP and single cell recordings database [EB/OL]. <http://www.vis.caltech.edu/~rodri/data.htm>

[责任编辑: 严海琳]