

文章编号:1000-582X(2005)02-0062-03

基于 Simulink 的自适应心音增强*

杨 磊

(重庆交通学院 交通运输学院,重庆 400074)

摘 要:记录心音的过程中,不可避免地要引入很多种噪音。这些干扰噪音对记录的心音波形产生不利因素,甚至会严重影响心音分析的结果。在对心音信号进行进一步的处理之前,必须对噪声加以抑制。针对心音信号的非平稳性,提出了以自适应滤波方法来消除干扰,并提出了以心音间隙期的样值作为参考噪声的分析方法。运用动态系统仿真工具 Simulink,建立了 LMS 自适应滤波的心音增强模型。实验结果表明,该方法能有效地抑制噪音,达到增强心音的目的。

关键词:心音信号;自适应滤波;Simulink;噪声抑制

中图分类号:TP911.72

文献标识码:A

心音的检测和分析是了解心脏和血管状态的一种必不可少的手段,它能够大量具有临床意义的早期诊断信息^[1]。随着医学,电子学,计算机技术的发展,目前录制心音的仪器和方法有了很大的改进,但在记录的过程中,干扰噪声的引入仍然是不可避免的,例如心音传感器与皮肤的摩擦音,呼吸噪音,人体的干扰信号与记录仪器所产生的干扰等^[2]。这些干扰噪音对记录的心音波形产生不利因素,如果不作一定的处理,会影响心音分析的结果。由于心音信号的非平稳性,传统的滤波方法在滤去噪声的同时,也容易丢失部分心音成分。为此,笔者采用自适应滤波,抑制干扰信号,提高心音的信噪比,以达到增强的效果。针对心音信号干扰噪声难以提取的特点,笔者提出了以心音间隙期的样值来计算噪声的统计值。运用动态系统仿真工具 Simulink,建立了 LMS 自适应滤波的心音增强模型。运行结果表明经滤波后可以得到更清晰的心音波形,有助于心音在临床上的进一步处理。

1 自适应滤波算法的推导

假设被噪声污染的心音信号表示为时间序列 $\{X_k\}$ ^[3-5]

$$X_k = S_k + n_k \quad (1)$$

式(1)中 X_k 是记录的心音数据, S_k 是所期望的心音信号样值, n_k 是噪声样值,下标 k 表示抽样时刻。对(1)式中的 S_k 进行线性估计:

$$\hat{S}_k = \sum_{i=0}^M a_i \cdot X_{k-i} = A^T X_k \quad (2)$$

其中 $A^T = [a_0, a_1, \dots, a_M]$, $X_k = [X_k, X_{k-1}, \dots, X_{k-M}]$ 。
定义(2)式的代价函数为:

$$J = E[\hat{S}_k^2] = E[S_k - \hat{S}_k]^2 = E[X_k - n_k - \hat{S}_k]^2 \quad (3)$$

将(2)代入(3)有:

$$E[\hat{S}_k^2] = E[X_k - n_k - A^T X_k]^2 = E[(X_k - A^T X_k)^2] + E[n_k^2] - 2E[(X_k - A^T X_k)n_k] \quad (4)$$

由于 $E[(X_k - A^T X_k)n_k] = E[(S_k + n_k - \sum_{i=0}^M a_i X_{k-i})n_k]$

又有 n_k 与 S_k 不相关,即 $E[S_k \cdot n_k] = 0$,故:

$$E[S_k + n_k - \sum_{i=0}^M a_i (S_{k-i} + n_{k-i})n_k] = E[n_k^2 - \sum_{i=0}^M a_i n_{k-i} n_k] \quad (5)$$

将(5)代入(4)中得:

$$E[\hat{S}_k^2] = E[X_k - A^T X_k]^2 + 2E[\sum_{i=0}^M a_i n_{k-i} n_k] - E[n_k^2] \quad (6)$$

定义 $R_{nn}(i) = E[n_k \cdot n_{k-i}]$ (7)

$$R_{nn}^T = [R_{nn}(0), R_{nn}(1), \dots, R_{nn}(M)] \quad (8)$$

将(7)、(8)式代入(6)中有:

* 收稿日期:2004-09-06

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30270377)

作者简介:杨磊(1979-),男,重庆交通学院助教,硕士,主要从事通信信号与信息处理、生物医学信号处理方面的研究。

$$E[\tilde{S}_k^2] = E[(X_k - A^T X_k)^2] + 2A^T R_{nn} - R_{nn}(0) \quad (9)$$

根据最小均方误差估计准则,有:

$$\frac{\partial}{\partial A} E[\tilde{S}_k^2] = -2E[(X_k - A^T X_k)X_k] + 2R_{nn} = 0 \quad (10)$$

即 $E[(X_k - A^T X_k)X_k] = R_{nn} \quad (11)$

求解(11)式就可得到(2)式中的最佳滤波系数 A^T 。依据 LMS 算法,(2)式中自适应滤波的系数 A 估计值递推过程为:

$$\tilde{A}_{k+1} = \tilde{A}_k - u \hat{\nabla}_A J|_k \quad (12)$$

其中 $\hat{\nabla}_A J|_k$ 表示代价函数的梯度在时刻 k 时的估计, u 是控制自适应收敛速度与稳定性的控制因子

$$\hat{\nabla}_A J|_k = \frac{\partial}{\partial A} E[\tilde{S}_k^2]|_k \quad (13)$$

为了保证(12)式的收敛,对于 FIR 横向滤波器必须满足:

$$0 < u < \frac{1}{E[X_k^2]} \quad (14)$$

利用式(13)和式(9),就得到式(2)中的自适应滤波系数 \hat{A} 的递推算法:

$$\hat{A}_{k+1} = \hat{A}_k + 2u \{ [(X_k - \hat{A}_k^T X_k)X_k] - R_{nn} \} \quad (15)$$

从式(15)中可以看出,只要有干扰信息 R_{nn} ,就能得到滤波系数 A 的最佳估计 \hat{A} ,也就是说我们能从带噪声的心音信号 X_k 中,得到心音信号 S_k 的最佳估计 \hat{S}_k 。

2 自适应滤波系统的结构

前面已经得出了自适应滤波的算法公式,如式(2)和(15)。从式(15)中可以看出,得到噪声的先验知识是必需的。但是由于心音信号噪声的产生背景本身就比较复杂,再单独采集干扰噪声的样本是非常困难的。因此,可利用心音间隙期的采样值来求得系数。所谓心音间隙期指的是第1心音结束到第2心音开始以及第2心音结束到第1心音开始之间的间隙,它们分别对应心脏的收缩期和舒张期。由于正常心脏的舒张期持续时间比收缩期长,所以在模型中选取舒张期(即 S2 结束到 S1 开始)的数据来计算 R_{nn} 。该自适应心音增强系统的结构图如下:

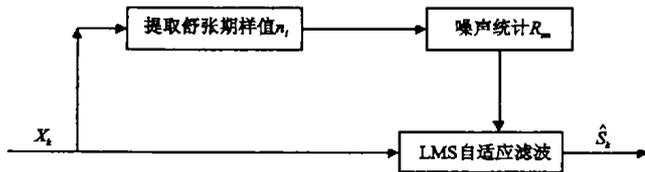


图1 自适应心音增强系统结构

实验中选取滤波器阶数 $M = 64$, 控制因子 $u = 0.005$ 。滤波器类型为 FIR 横向滤波器。

3 Simulink 模型的建立

Simulink 是运行在 MATLAB 环境下,用于建模,仿真和分析动态系统的软件包,它具有直观,方便,灵活的特点^[6]。利用 Simulink 的图形用户界面(GUI)可以很容易地创建一个新的模型,仿真过程是交互的,可以随时修改参数,并能立即看到仿真结果。它的 DSP Blockset 库为数字信号处理系统设计提供了丰富的模块,笔者从中选取 LMS 自适应滤波模块作为核心建立了自适应心音增强系统的模型,如图2所示。其中, S_x 为输入心音样本信号,它在 MATLAB 的工作空间建立。噪声统计值的计算附加在 nLMS 自适应模块中实现。“滤波器系统”模块用于观察滤波器权值的变化情况,“信号显示”模块用于浏览运算过程中的原始心音信号和滤波后的心音信号,一次显示一个心动周期的波形。

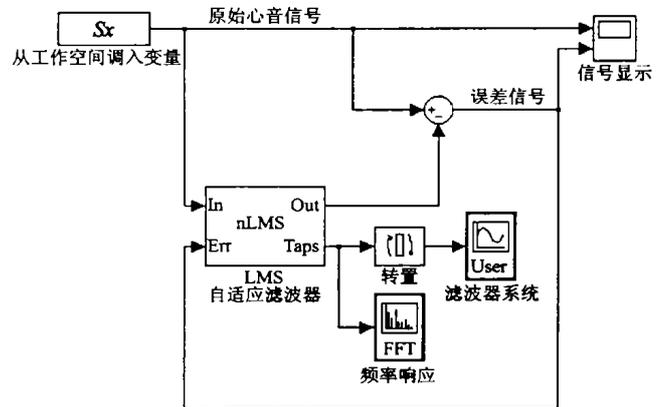


图2 Simulink 自适应心音增强模型

4 模型运行结果及其分析

图3~图4为原始心音信号波形及功率谱图,图5~图6为用传统的低通滤波方法滤波后得到的信号波形及其功率谱图,图7~图8是经自适应心音增强后的信号波形和功率谱图。对比两种滤波后的结果可以看出,传统的低通滤波方法不能恢复出正常的心音成分,但经过自适应增强后的心音无毛刺,曲线清晰,明朗。心音的频率范围为 50~150 Hz,噪声的频率较高,从图8可以看出,噪声得到了有效的抑制,同时心音部分也得到了增强。在高于 150 Hz 部分,功率谱降低了 15~30 dB。

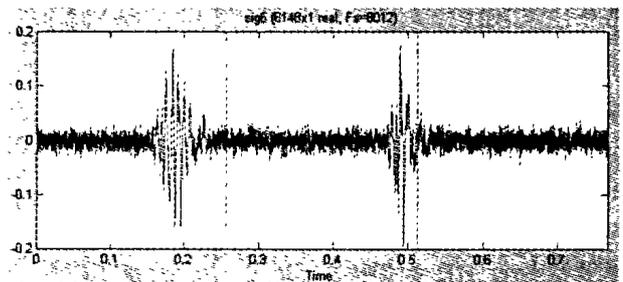


图3 原始心音信号

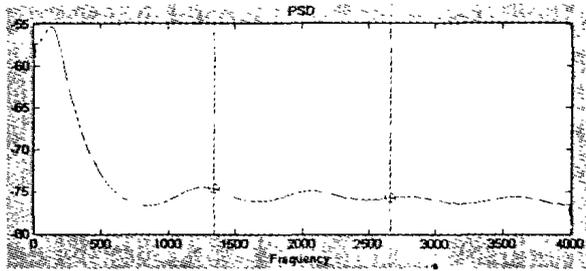


图4 原始心音信号的功率谱

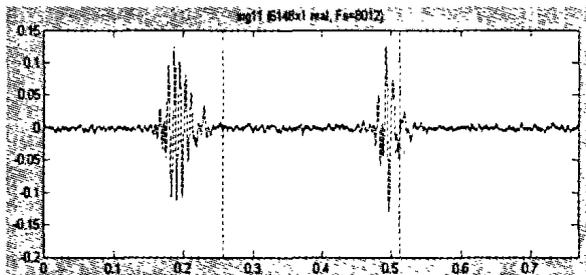


图5 低通滤波后的心音信号

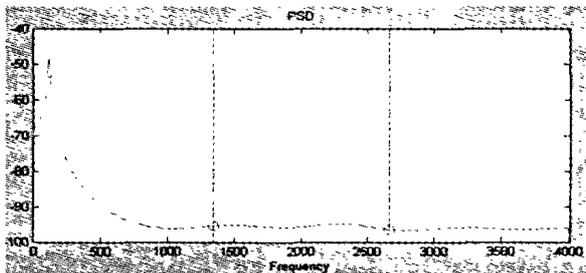


图6 低通滤波后信号的功率谱

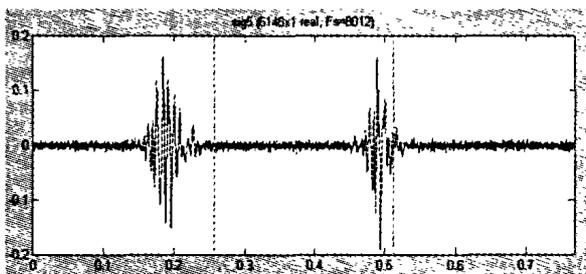


图7 自适应增强后心音信号

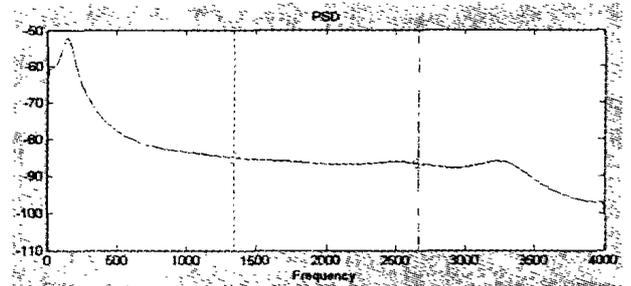


图8 增强后心音信号的功率谱

5 结语

心音信号有重要的临床应用价值,在对它进行成分识别以及进一步的分析之前,抑制干扰噪声是非常必要的。笔者以自适应滤波算法为基础,以心音间隙期的样值来计算噪声的统计值,并建立了 Simulink 心音干扰抑制模型。实验结果表明运用自适应滤波算法抑制干扰噪声是十分有效的。

参考文献:

- [1] 徐成斌. 心音图学[M]. 北京:北京科技出版社,1982.
- [2] 吴延军,徐径平,赵艳,等. 心音的产生与传导机制[J]. 生物医学工程学杂志,1996,13(3):280-288.
- [3] 张贤达. 现代信号处理(第二版)[M]. 北京:清华大学出版社,2002.
- [4] 陆光华,彭学愚,张林让,等. 随机信号处理[M]. 西安:西安电子科技大学出版社,2002.
- [5] VARADY P. Wavelet - based Adaptive Denoising of Phonocardiographic Records[A]. IEEE 2001 Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference[C]. Istanbul, Turkey, 2001.
- [6] 姚俊,马松辉. Simulink 建模与仿真[M]. 西安:西安电子科技大学出版社,2002.

Adaptive Enhancement of Heart Sound Based on Simulink

YANG Lei

(Chongqing Communication Institute, Chongqing 400074, China)

Abstract: In the course of recording heart sound, it is inevitable that many kinds of noise will be merged in the main signal. These kinds of noise disbenefit the heart sounds, even import awful influence to analysis result. So, before further processings of phonocardiographic records, noise must be suppressed. Because heart-sound is a highly nonstationary signal, this paper presents the application of adaptive filter method to the elimination of noise, and at the same time, employs the datum of heart-sound plot as the reference noise. With simulink, a modeling and simulation tool for dynamical systems, the model of LMS adaptive heart-sound enhancement is established. Tests prove this method makes effective denoising and heart-sound enhancement.

Key words: heart sound; adaptive filter; simulink; noise suppression