

脑电信号的数字处理技术研究

董建, 杜玉晓, 邓俊华

(广东工业大学 自动化学院, 广东 广州 510006)

摘要: 针对 μV 级脑电信号高频干扰和 50 Hz 工频干扰及对线性相位性的要求, 应用频率采样技术设计了 0~40 Hz FIR 低通滤波器; 并克服了传统 FIR 50 Hz 陷波器滤波阶数要求过高和对频率不稳定干扰信号缺乏鲁棒性的弊端, 设计出 50 Hz 自适应陷波器。Matlab 仿真后的波形图和功率谱图表明, 该技术能很好地抑制高频干扰和 50 Hz 工频干扰信号。将经过仿真后的算法通过编程在 DSP 芯片上进行了实现。

关键词: 脑电信号; 数字信号处理(DSP); FIR 数字滤波器; 自适应陷波器

中图分类号: TP752.1

文献标识码: B

The study of EEG digital signal processing technology

DONG Jian, DU Yu Xiao, DENG Jun Hua

(College of Automation, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China)

Abstract: For high-frequency interference and 50 Hz interference of μV level EEG, this article designs 0 ~ 40 Hz FIR low-pass filter by the technology of frequency sampling in accordance with the requirements of linear phase, and overcomes the traditional FIR 50 Hz notch filter lack of robustness for the interference signal of instability frequency, and designs 50 Hz adaptive notch filter. The waves and power spectra after Matlab simulation show the good inhibition for the high-frequency interference and the 50 Hz interference signal. Finally, algorithm through simulation programmed in the DSP chip.

Key words: EEG; DSP; FIR digital filter; adaptive notch filter

脑电图作为临床医学中不可缺少的辅助检查方法, 对神经系统疾病的诊断具有很高的价值。但由于脑电信号比较微弱, 正常人脑电频率主要集中在 0.5 Hz~30 Hz, 在该频率范围信号的处理方面存在较大的困难。

近年来, 各国研究者对脑电信号处理方法展开了深入的研究。HILLYARD S.A. 等首次将去除 EEG 信号中的眨眼伪迹作为目标, 采用回归方法, 在时域和频域上完成对噪声的消除, 但这些方法依赖于对眼电通道高质量的测量, 并且可能移除 EEG 观测信号中的有效成分^[1-4]。RODNEY J C 等通过计算机仿真, 对并发型、多阶段型以及单通道回归去除眨眼伪迹的效果进行比较, 发现其中并发型去噪效果最好^[5]。Berg 等提出采用主要成分分析 (PCA) 方法来移除多通道 EEG 信号中的眼电干扰^[6]。但 PCA 不能完全把眼电干扰从 EEG 信号中分离出来, 针对这个问题他们于 1994 年提出了一种更为有效的基于 PCA 的方法, 但这种方法依赖于精确的 EEG 源模型和 EOG 模型的传递函数^[7]。黄砾研究了傅里叶变换在脑电信号处理中的局限性; 傅里叶变换对眨眼、肌肉

运动等干扰信号不能很好地识别和消除^[8]。

本文针对脑电信号易受高频干扰和 50 Hz 工频干扰的特点, 根据线性相位性的要求, 应用频率采样法设计出 0~40 Hz FIR 低通滤波器, 并采用自适应技术, 克服了传统 FIR 陷波器滤波阶数要求过高和对频率不稳定的干扰信号缺乏鲁棒性的弊端, 设计出了 50 Hz 自适应陷波器。

1 脑电信号的 FIR 低通滤波

1.1 脑电信号的特征分析

一般人的正常脑电频率集中在 0.5 Hz~30 Hz, 表 1 所示为各种脑电波按频率的分类。

通过对各种脑电波进行功率谱分析, 发现人的意识状态决定于哪种波占主导地位。人在熟睡时, 脑电以 δ 波为主, 频率小于 4 Hz; 4 Hz~8 Hz 为 θ 波, 主要与临睡状态下的朦胧意识和梦境出现有关; 8 Hz~13 Hz 为 α 波, 通常见于平静放松的状态; 而当人睁眼并注视某一物体时, 则 β 波 (>13 Hz) 占主导地位, 并随着放松、警觉、激动和焦虑等状态的出现频率逐渐升高甚至高达 35 Hz^[9-10]。

《微型机与应用》2010 年第 4 期

表 1 脑电波按频率的分类

和田丰治分类					walterw 分类				
ξ	θ	α	β	γ	ξ	θ	α	β	γ
(0.5~3) Hz	(4~7) Hz	(8~13) Hz	(18~30) Hz	>31Hz	(0.5~3) Hz	(4~7) Hz	(8~13) Hz	(14~25) Hz	>26 Hz

1.2 脑电信号 FIR 低通滤波器的设计

脑电信号选频的目的是要设计一个 0.5~40 Hz 的 FIR 带通滤波器,但假设 $k=1, \frac{2\pi}{N} = 2\pi \frac{f}{f_s} = 2\pi \frac{0.5}{500}, N=1000$, 显然无法满足系统实时的要求,因而采用 0~40 Hz 的低通滤波器。选择 FIR 滤波器主要原因是:(1)FIR 滤波器具有严格的线性相位性,不存在相位失真,同时又可以具有任意的幅度特性。由于单位冲激响应是有限长的,不存在稳定性的问题。(2)DSP 的强大性能可以获得更陡的过渡带和更高的阻带衰减。

1.2.1 FIR 低通滤波器的结构及其设计原理

设 $h(n)(n=0,1,2,\dots,N-1)$ 为滤波器的冲激响应,输入信号为 $x(n)$,则 FIR 滤波器就要实现下列差分方程:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k) \quad (1)$$

FIR 滤波器的单位脉冲响应 $h(n)$ 是一个有限长序列。对(1)式两端进行 Z 变换,整理后可得到 FIR 滤波器的传递函数为:

$$H(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)Z^{-k} \quad (2)$$

由(2)式可见, FIR 滤波算法实际上是一种乘法累加运算,它的 N 阶 FIR 滤波器的原理图如图 1 所示。图中表明了实现滤波器的整个过程。

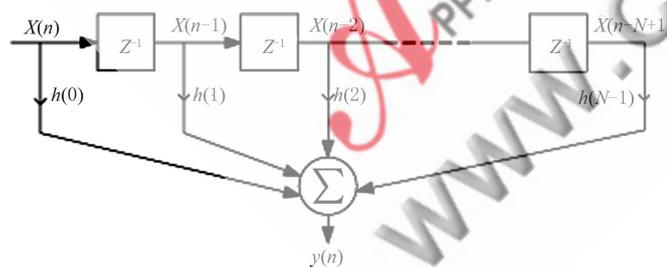


图 1 FIR 滤波器的原理图

FIR 滤波算法实际是不断地输入样本 $x(n)$,经过延时 Z^{-1} ,做乘法累加,再输出滤波结果 $y(n)$ 。

要设计一个 FIR 滤波器,就是要求出它的冲激响应系数 $h(n)$,这里采用频率抽样法来实现。频率抽样设计法的优点是直接在频域内设计,适合于采用简单的线性规划完成最优化设计,但由于受 N 个采样点的限制,使得滤波器截至频率的选择不易随意控制。为了使其随意选择,就应增加采样点数 N,这样会使运算处理时间过长或者硬件成本增加,设计时应考虑成本与实际问题的需要。

《微型机与应用》2010 年第 4 期

1.2.2 FIR 低通滤波器的实现

本系统利用 Matlab 语言^[11],应用频率抽样法设计 0~40 Hz 低通滤波器。脑电采样频率为 $f_s=500$ Hz,所以通带频率 $f_{pass} = 2\pi \frac{f}{f_s} = 2\pi \frac{40}{500} = 0.16\pi$, 抽样点数取 $N=50$;根据 $H(k) = H_d(e^{j\omega})|_{\omega = \frac{2\pi}{N}k} (k=0,1,\dots,N-1)$,当 $k=4$ 时, $\omega_p = \frac{2\pi}{50} \times 4 = 0.16\pi$, 正好在通带边界频率 f_{pass} 处有一个频率采样点。当 $k=10$ 时,阻带上边界频率 $\omega_s = \frac{2\pi}{50} \times 10 = 0.4\pi$,与 $f_{pass} = 2\pi \frac{100}{500} = 0.4\pi$ 相吻合。低通 FIR 滤波器的幅频特性曲线如图 2 所示。由图 2 所示的频率抽样滤波器的阻带衰减可达到 100 dB,能满足系统的要求。图 3 为低通滤波前后脑电信号的对比图,其中图 3(a)为原始信号,图 3(b)为低通滤波后得到的波形图。

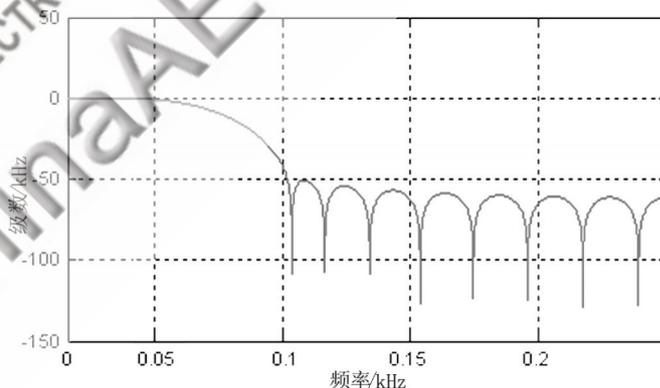


图 2 所设计的 FIR 滤波器的幅频特性曲线

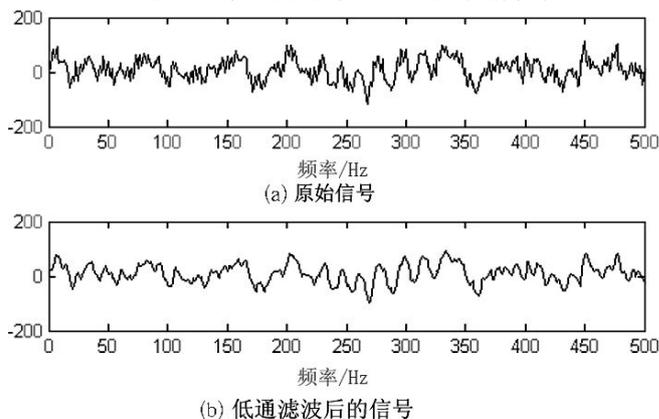


图 3 低通滤波前后脑电信号的对比图

欢迎网上投稿 www.pcachina.com 59

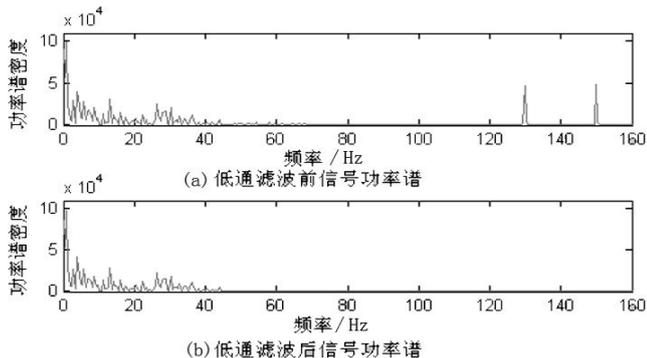


图4 低通滤波前后脑电信号的功率谱图

图4为低通滤波前后脑电信号的功率谱图。通过比较可以明显看到高于40 Hz的信号被滤波掉,达到了设计的要求。

2 脑电信号的50 Hz自适应滤波

脑电信号比较微弱,其非平稳性和背景噪声都很强,往往包含多种干扰成分,如一些50 Hz工频干扰信号等。在50 Hz工频干扰信号中,往往包含丰富的谐波分量以及因电能质量不稳定而造成的其他噪声干扰^[12],用传统的FIR方法设计的50 Hz的陷波器的效果不是很好。经过反复验证,要取得良好的频谱响应和滤波特性,滤波阶数往往很大,并且FIR陷波器是建立在工频干扰固定不变的基础之上的,一旦频率不稳定,这种陷波器就对干扰信号缺乏鲁棒性^[13]。因而本系统采用自适应滤波器来消除工频干扰的影响。

2.1 自适应滤波原理及算法

自适应滤波器的特性变化是自适应算法通过调整滤波器系数来实现的。一般而言,自适应滤波器由两部分构成:一是滤波器结构,二是调整滤波器系数的自适应算法。自适应滤波器的结构采用FIR或者IIR均可,由于IIR存在稳定性的问题,一般采用FIR滤波器作为自适应滤波器的结构。

自适应算法的种类较多,最常用的有最小均方误差算法,即LMS算法。基本的LMS算法如下:

$$h(k, n+1) = h(k, n) + \mu e(n)x(n-k) \quad (3)$$

其中, $h(k, n)$ 和 $h(k, n+1)$ 分别是迭代前后的系数值, n 和 $n+1$ 分别表示前后两个时刻, $k=0 \sim N-1$, N 为滤波器的阶数, μ 为收敛因子, $e(n)$ 为误差信号, $x(n-k)$ 是输入信号。

2.2 自适应陷波器的实现

应用以上理论,本系统设计了一种LMS自适应噪声抵消器来实现陷波滤波器。把图5的参考输入 $d(n)$ 换为噪声源,就是一个典型的噪声抵消器系统。当噪声源为单一的正弦分量时,如50 Hz工频干扰时,这种自适应抵消系统即为50 Hz自适应陷波器^[14],原理框图如图5所示。

原始输入信号可以是任一种信号,可以是随机的、确定的、连续的或瞬态的,这里的 $d(t)$ 是被50 Hz工频干扰污染的脑电信号,是时域连续信号。而输入参考信

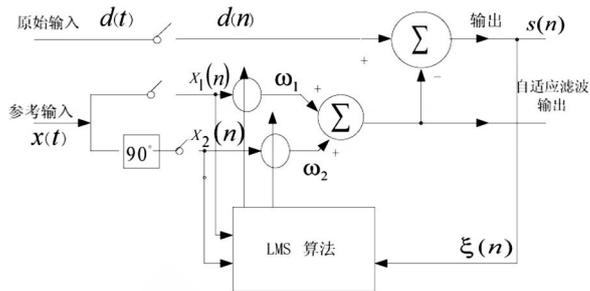


图5 自适应噪声抵消器模型

号是纯余弦信号,频率为 f_0 , 即 $X(t) = C \cos(2\pi f_0 t + \Phi)$, 原始输入信号和参考输入信号均以相同的采样频率 $f_s = 1/t_s$ 采样, $X_1(t)$ 和 $X_2(t)$ 存在 90° 相移。

$$\begin{cases} X_1(n) = C \cos(\omega_0 n t_s + \Phi) \\ X_2(n) = C \sin(\omega_0 n t_s + \Phi) \end{cases} \quad (n=1, 2, \dots, N) \quad (4)$$

同时还有:

$$Y(n) = X_1(n)W_1(n) + X_2(n)W_2(n) \quad (5)$$

$$\xi(n) = d(n) - y(n) \quad (6)$$

自适应陷波器的传递函数为:

$$H(z) = \frac{z^2 - 2z \cos(\omega_0 t_s) + 1}{z^2 - 2(1 - \mu C^2)z \cos(\omega_0 t_s) + (1 - 2\mu C^2)} \quad (7)$$

假设采样频率 $f_s = 500$ Hz, $f_0 = 50$ Hz, 用Matlab函数可以很方便地求出该自适应滤波器的零极点图和频率响应图。图6为其频率响应图。

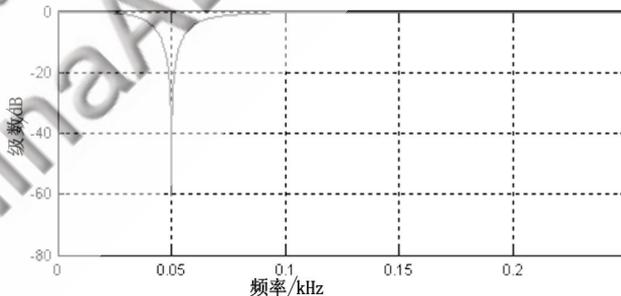


图6 50 Hz自适应滤波器幅频特性图

当参考输入为正弦波时,单一频率的自适应噪声抵消器等效为一个稳定陷波滤波器。当参考频率作缓慢变化时,自适应滤波器也能根据LMS算法改变滤波系数,达到最好的陷波效果。并且,自适应滤波陷波器带宽是可以调节的,比一般的陷波器具有更深的零点。图7为带有50 Hz工频干扰的原始脑电信号和滤除50 Hz工频干扰后的脑电信号波形图。图8为50 Hz工频干扰滤除前后脑电信号的功率谱图。由图中可以看出50 Hz工

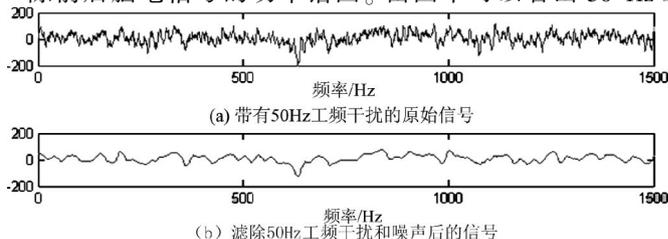


图7 50 Hz工频干扰去除前后脑电信号图

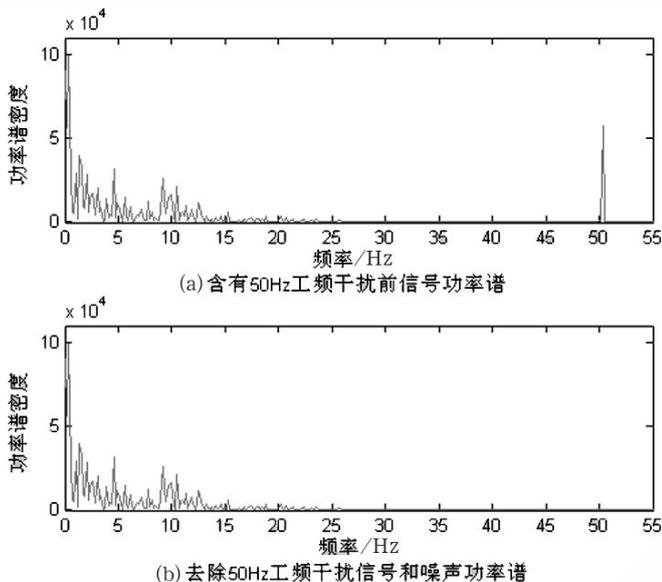


图8 50 Hz工频干扰去除前后脑电信号功率谱图

频干扰信号被干净的滤除掉了,达到了设计的目的。

3 脑电信号滤波算法的具体实现

数字滤波算法的实现是软件部分最关键的问题所在,它的运算速度和精度直接决定了系统的实时性和数据的准确性。本系统用汇编语言和C语言编写了相对应的DSP算法程序来实现对采集的脑电信号的数字滤波处理。

3.1 TMS320VC5509 编程资源及开发平台

TMS320VC5509有丰富的编程资源,包括了统一的存储空间及I/O空间,片内存储空间共有320KB,包括64KB的片内ROM和256KB的片内RAM,完全可以满足DSP算法对内存的需要,本系统扩展了一块512KB的Flash,用来固化应用程序。

TMS320VC5509的软件开发平台是CCS2.0,它是TI公司推出的用于开发其DSP芯片的集成开发环境,采用Windows风格界面,集编辑、编译、链接、软件仿真、硬件调试及实时跟踪等功能于一体,极大方便了DSP程序的设计与开发。

3.2 脑电信号滤波算法的实现过程

本系统FIR数字滤波和自适应滤波的软件实现流程图如图9所示。

本文设计在Matlab仿真后得到了较好的滤波前后表明,很好地抑制了高频干扰和50Hz工频干扰信号。最后将验证后的算法在DSP芯片上得到了实现。

参考文献

- [1] HILLYARD SA, GALAMBOS R. Eye-movement artifact in the CNV [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1970,28(6): 173-182.
- [2] HITON JLW, LUE F, OLDOSKY H M. A spectral method for removing eyemovement artifacts from the EEG [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1978,44

《微型机与应用》2010年第4期

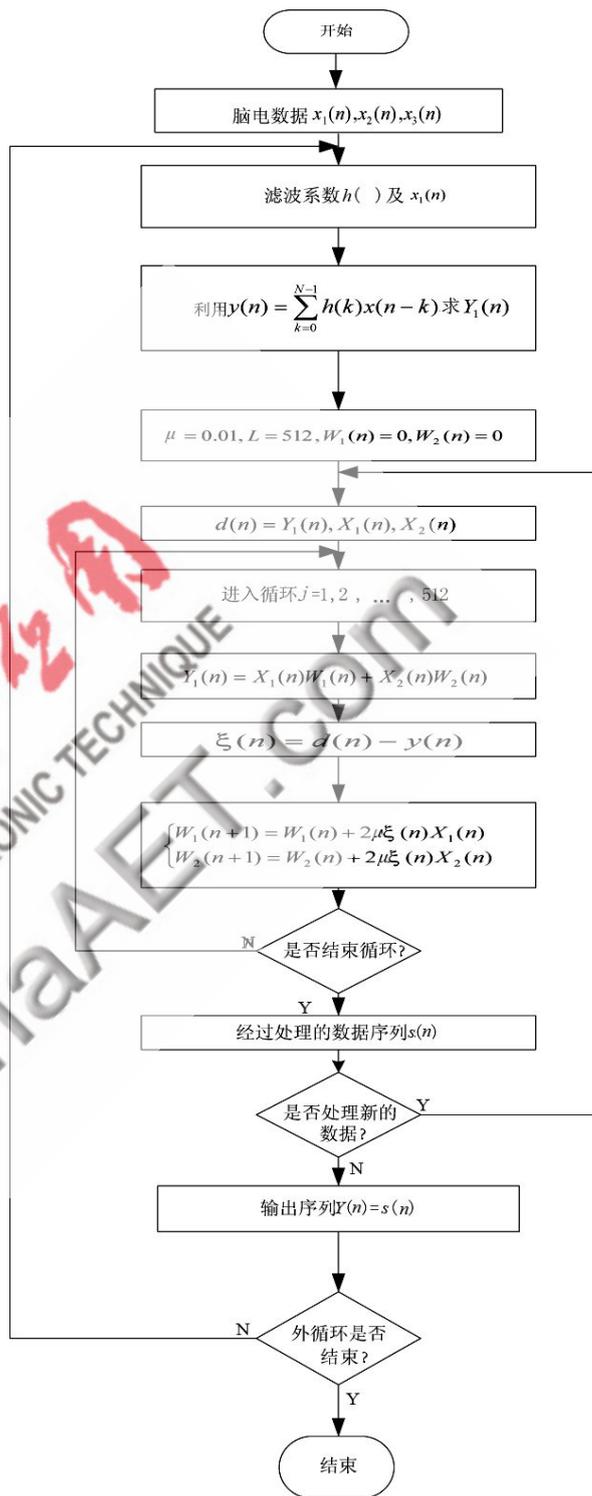


图9 数字低通滤波和50 Hz陷波软件流程图

(11):735-741.

- [3] GRATON G, COLES M G, DONCHIN E. A new method for off-line removal of ocular artifact. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1983,55(4):468-484.
- [4] OESTENBURG J C W, VERBATEN MN, SLANGER J L. The removal of the eyemovement artifact from the EEG by regression analysis in the frequency domain [J]. *Biological Physiology*, (下转第64页)

欢迎网上投稿 www.pcachina.com 61

(上接第 61 页)
1983,16(2):127-147.

- [5] CROFT R. J, BARRY R J. EOG correction: Which regression should we use[J]. Psychophysiology, 2000, 37(6): 123-125.
- [6] BERG P, SCHERG M. Dipole models of eye activity and its application to the removal of eye artifacts from the EEG and MEG[J]. Clin Physiol Mas, 1991, 12(8): 49-54.
- [7] BERG P, SCHERG M. A multiple source approach to the correction of eye artifacts [J]. Electroenceph clin Neurophysiol, 1994, 90(3): 229-241.
- [8] 黄砾. FOURIER 变换在脑电信号处理中的应用及其局限[J]. 广西师范大学学报(自然科学版), 1997, 15(4): 49-52.
- [9] 傅娟, 宁新宝, 司俊峰. 脑电生物反馈仪的设计与实现[J]. 微处理机, 2004(4): 62-64.
- [10] 胡广书, 朱常芳. 脑电及诱发电位的应用——脑电生物反馈及脑机接口[J]. 世界医疗器械, 2002, 8(2): 52-55.
- [11] 张志勇, 徐彦琴. MATLAB 教程——基于 V6.x 版本[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2003.

64

[12] 刘东辉, 孙晓云, 何品纯, 等. 数字滤波及陷波器在心电图信号检测中的应用[J]. 工业仪表与自动化装置, 2002(2): 46-48.

《电子技术应用》 www.ChinaAET.com

- [13] 杨福生. 生物医学信号的处理和识别[M]. 天津: 天津科技翻译出版公司, 1997.
- [14] GLOVER J R. Adaptive noise cancelling applied to sinusoidal interference [J]. IEEE Trans. Aoust. Speech Signal Process, 1980: 25-46.

(收稿日期: 2009-10-19)

作者简介

董建, 男, 1982 年生, 硕士研究生, 主要研究方向: 嵌入式系统开发、DSP 技术。

杜玉晓, 男, 1973 年生, 硕士生导师, 主要研究方向: 嵌入式系统。

邓俊华, 男, 1984 年生, 硕士研究生, 主要研究方向: 嵌入式系统。

《微型机与应用》2010 年第 4 期