

doi:10.3969/j.issn.1673-9833.2014.02.015

# 心电信号工频干扰陷波器的设计与实现

张喜红, 王玉香

(亳州职业技术学院 电子与电气工程系, 安徽 亳州 236800)

**摘要:** 为了使心电监护装置便携化、低成本, 以C8051F362为核心处理器, 利用窗函数法设计FIR型滤波器。借助Matlab仿真平台, 设计了30 Hz低通滤波器和40 Hz低通滤波器, 并将二者级联组合为一个50 Hz陷波器, 再采用试探法和零、极点调整法对陷波器的滤波系数进行调整, 使其满足心电滤波要求, 并能移植到C8051F362单片机上。以MIT-BIH数据库中的多段心电信号为数据源, 对本陷波器进行测试, 测试结果证明了本算法的有效性和优越性。

**关键词:** 心电信号; 50 Hz陷波滤波器; 噪声; Matlab

**中图分类号:** R540.4<sup>+</sup>1; TN713.<sup>+</sup>7      **文献标志码:** A      **文章编号:** 1673-9833(2014)02-0072-05

## Design and Implementation of 50 Hz Notch Filter for ECG Signal Power Interference

Zhang Xihong, Wang Yuxiang

(Electronics and Electrical Engineering, Bozhou Vocational and Technical College, Bozhou Anhui 236800, China)

**Abstract:** Taking C8051F362 as the core processor, designs FIR filter by means of window function method to develop portable and low cost ECG monitoring device. On Matlab simulation platform, designs 30 Hz and 40 Hz low pass filters, and makes the two cascade combination for a 50 Hz notch filter, then applies the heuristic method and zero, pole adjustment method to adjust the filter coefficient of notch filter, and makes the filter to meet the requirements of ECG filtering and adapt to transplantation to C8051F362 single-chip computer. Tests the notch filter with a lot of ECG data in the MIT-BIH database, and the results demonstrate the validity and superiority of this algorithm.

**Keywords:** ECG signal; 50 Hz notch filter; noise; Matlab

## 0 引言

心电信号 (electrocardiogram signal, ECG signal) 对心脏疾病的诊断具有极其重要的价值。伴随着心脏疾病发病率的持续上升, 研制便携式移动心电监护设备, 使患病人群的心电监护摆脱时空限制显得尤为重要。近年来, 伴随着半导体技术的迅猛发展, 单片机的性能得到了较大地提升, 其集成度越来越高, 体积越来越小, 价格相对便宜, 特别适合应用

于便携式移动心电监护设备中。然而, 在心电信号的获取过程中, 常会伴有各种噪声信号, 如工频噪声、肌电干扰和基线漂移等, 降低了心电信号的信噪比。当噪声严重时, 心电信号将失去临床诊断分析的价值<sup>[1]</sup>。因此, 在诊断分析前, 对心电信号进行降噪处理很重要。工频干扰的消噪可从软件和硬件2个方面着手。硬件的消噪法是通过搭建高阶陷波器电路来实现, 其去噪效果与滤波器阶数有关, 阶数越高, 效果相对越好, 但是必然会增加设备的成

收稿日期: 2013-12-26

基金项目: 亳州职业技术学院教研基金资助项目 (2012JYXM15)

作者简介: 张喜红 (1983-), 男, 山西朔州人, 亳州职业技术学院教师, 主要研究方向为生物医学工程,

E-mail: Zhangxihong1983@163.com

本与体积。软件的消噪法是通过各种滤波算法来实现,如小波变换滤波、自适应滤波、模板匹配滤波等<sup>[2]</sup>,但这些算法的运行大多依赖于高性能的处理器,不适合在单片机上运行。因此,以上因素阻碍了心电监护设备向便携化、低成本化的发展。基于上述现状,本文提出了一种50 Hz工频干扰的数字降噪方法,并将其移植到单片机C8051F362上。

## 1 滤波算法设计与仿真实现

FIR (finite impulse response filter) 与 IIR (infinite impulse response filter) 是常用的2种数字滤波器模型。IIR 滤波器因阶数较低而运算量相对较少,但是,相位特性损害较为严重,因此,该滤波器不适合对心电信号进行滤波处理。FIR 滤波器在阶数较高的情况下,能实现较好的去噪效果,能较好地保持信号的真实概貌,且可设计为线性相位特性,但是,因阶数较高,且滤波器系数多为小数,存在运算量相对较大的缺点<sup>[3]</sup>。综合比较,FIR 滤波器更适合对心电信号进行滤波处理。其经典方法是窗函数法,算法流程是:首先,按要求选定合适、理想的低通滤波器,理想低通滤波器的脉冲响应具有无限长、非因果的特点;接着,通过用最优窗函数对其脉冲响应做截取操作;最终,得到具有因果性和线性相位特性的 FIR 滤波器。

### 1.1 滤波算法原理

心电信号的频率分布在0.05~100.00 Hz之间。根据采样定理,最低采样频率 $f_s=200$  Hz。先依据200 Hz的采样频率,设计一个30 Hz的理想低通滤波器,采用Hamming (汉明)窗对其脉冲响应实施截取操作,使本滤波器具有因果性、线性相位特性。所使用的Hamming (汉明)窗函数为

$$\omega(n) = 0.54 - 0.46 \cos(2\pi n), n = 0, 1, \dots, m, \quad (1)$$

式中 $n$ 为窗宽。

为了达到较为理想的滤波性能,用窗函数法设计FIR 滤波器,但该滤波器具有较高的阶数,且系统传递函数的各项滤波器系数以小数居多,导致大量的浮点运算,因此,它不适合在运算能力有限的单片机上运行。本着简化算式、优化算法性能的原则,本课题组借助Matlab平台中的FDATool工具箱<sup>[4]</sup>,以零、极点调整法与试探法为主要方法,多次调整量化滤波器的各项系数,最终得到式(2)所示的传递函数,

$$H_1(z) = \frac{-0.25 + z^{-1} - 0.5z^{-2} + z^{-3} - 0.25z^{-4}}{-1 + 4z^{-1} - 2z^{-2} + 4z^{-3} - z^{-4}} \quad (2)$$

30 Hz低通滤波器的幅频特性曲线如图1所示。通

过分析可知,本滤波器对50 Hz工频干扰有明显的抑制效果,其衰减将近40 dB,然而处理大于65 Hz的信号频率时,增益伴随频率增高,且无限制地上升,即无法很好地抑制心电信号的高频成份。因此,采用同样的设计方法,构造一个40 Hz低通滤波器,并对其系数进行量化调整,得到传递函数为

$$H_2(z) = 0.25 + 0.5z^{-1} + 0.25z^{-2} = \frac{1 + 2z^{-1} + z^{-2}}{4} \quad (3)$$

该滤波器对50 Hz以上的信号具有较好的抑制作用。最后,将上述2个滤波器进行级联,得到新的滤波器,其传递函数为

$$H(z) = H_1(z)H_2(z) = \frac{(-1 + 2z^{-1} + 5z^{-2} + 4z^{-3} + 5z^{-4} + 2z^{-5} - z^{-6})}{16} \quad (4)$$

级联滤波器的幅频特性曲线如图2所示。从图可以看出,50 Hz的工频干扰信号衰减幅度达40 dB以上。这说明该陷波器能较好地衰减50 Hz工频干扰信号,符合心电信号的滤波要求。

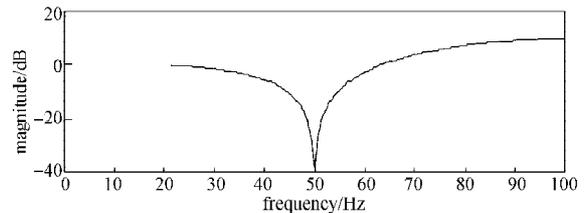


图1 30 Hz低通滤波器的幅频特性曲线

Fig. 1 Amplitude-frequency characteristics curve for 30 Hz low filter

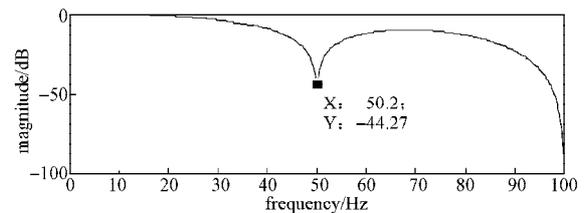


图2 级联滤波器的幅频特性曲线

Fig. 2 Amplitude-frequency characteristics curve for cascade filter

上述设计的50 Hz陷波器是基于采样频率200 Hz,但本系统的A/D采样频率为500 Hz,因此,还要对其进行相应地调整。根据数字信号处理理论,可以通过插值法提高采样率,抽取法降低采样率。经过计算推导可知,对50 Hz陷波器的系统函数先进行5倍的内插,再做2倍的抽取,最后,得到基于采样率500 Hz的工频陷波器传递函数,即

$$H(z) = \frac{-1 + 5z^{-5} + 5z^{-10} - z^{-15}}{16} \quad (5)$$

该工频陷波器的幅频特性如图3所示。由图可知,本陷波器在50 Hz处有明显的陷波效果,但是,

小于 50 Hz 的频段也有了较大地衰减, 衰减幅度近 5 dB, 这不符合本系统的设计要求。

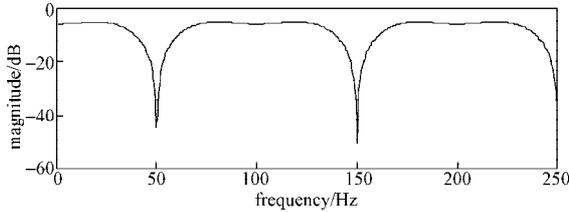


图3 插值抽取后的幅频特性曲线

Fig. 3 Amplitude-frequency characteristics curve after interpolation extraction

因此, 本课题组还是借助 Matlab 软件中的 FDATOOL 工具箱对滤波器系数进行调整, 得到新的传递函数, 即

$$H(z) = \frac{1}{8}(-1 + 5z^{-5} + 5z^{-10} - z^{-15}). \quad (6)$$

其幅频特性曲线如图 4 所示。通过观察发现, 调整后的陷波器在 50 Hz 处陷波效果明显, 且对心信号的其他频段没有造成影响。同时, 从该传递函数可知, 虽然此陷波器的长度为 16, 但有 12 个系数值为 0, 在一定程度上降低了运算量, 且系数已整数化, 公共分母为 2 的整数次幂。单片机可以通过移位操作实现运算, 因此, 该陷波器能满足本系统需求。

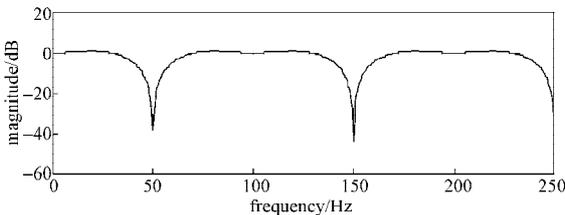


图4 调整后的幅频特性曲线

Fig. 4 Amplitude-frequency characteristics curve after adjustment

## 1.2 滤波算法的仿真实证

为了验证此算法的优越性、有效性, 利用 Matlab 仿真平台, 以美国麻省理工学院的 心率失常 (Massachusetts Institute of Technology-Beth Israel Hospital, MIT-BIH) 数据库中的心电信号作为数据源, 进行仿真试验<sup>[5]</sup>。因数据采样率通常选用工频整数倍, 美国供电标准是 60 Hz, MIT-BIH 数据库中的心电采样率是 360 Hz。而我国供电频率是 50 Hz, 所以在系统的设计中选用 50 Hz 工频 10 倍的采样率。数字信号的处理效果与信号采样率有着密切的关系, 所以不能直接使用 MIT-BIH 心电数据对算法进行评测。为了实现算法的精准测评, 参照文献[6]中的方法, 对 MIT-BIH 心电数据实施了 500 Hz 采样变换。将重采样后的心电信号作为原始心电信号, 以幅度 0.2、频率 50 Hz 的正弦波信号模拟工频噪声。通过式

(7) 构造含工频噪声的仿真心电信号,

$$Y(n) = X(n) + 0.2 \sin(100\pi t). \quad (7)$$

式中:  $Y(n)$  为含工频噪声的心电信号;

$X(n)$  为原始心电信号;

$0.2 \sin(100\pi t)$  为 50 Hz 的工频仿真信号。

通过信噪比 (signal to noise ratio, SNR)、均方根误差 (root mean square error, RMSE) 和计算机执行时间对算法进行评价<sup>[7]</sup>。信噪比为

$$SNR = 20 \log \left( \frac{\sum_{n=1}^N f^2(n)}{\sum_{n=1}^N (f(n) - \hat{f}(n))^2} \right), \quad (8)$$

均方根误差为

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (f(n) - \hat{f}(n))^2}, \quad (9)$$

式 (8) ~ (9) 中:  $f(n)$  为不含噪声的信号;

$\hat{f}(n)$  为去噪后的信号;

$N$  为信号长度。

$SNR$  越高,  $RMSE$  越小, 就表明信号去噪的效果越好。

算法仿真评价参数见表 1。仿真结果见图 5~8。仿真结果表明, 此滤波算法对 50 Hz 工频干扰具有良好的消减作用, 且算法用时相对较少。

表1 算法仿真评价参数表

Table 1 The evaluation parameters table of algorithm simulation

MIT-BIH 心电数据段	SNR	RMSE	CPU 用时 /s
103 号 0' 20'' ~ 0' 24''	74.529 8	0.170 8	0.187 001
100 号 5' 11'' ~ 5' 15''	73.989 9	0.172 9	0.187 005
200 号 0' 22'' ~ 0' 26''	73.948 9	0.173 5	0.180 080
222 号 0' 36'' ~ 0' 40''	74.963 8	0.170 2	0.179 980

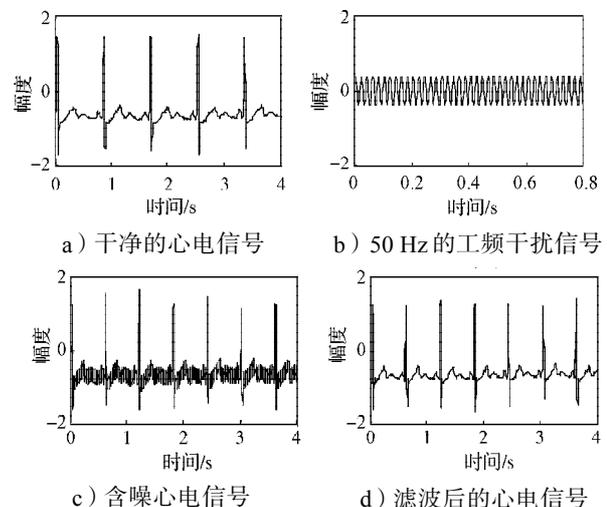


图5 103号心电数据的仿真结果图

Fig. 5 No.103 ECG data simulation results

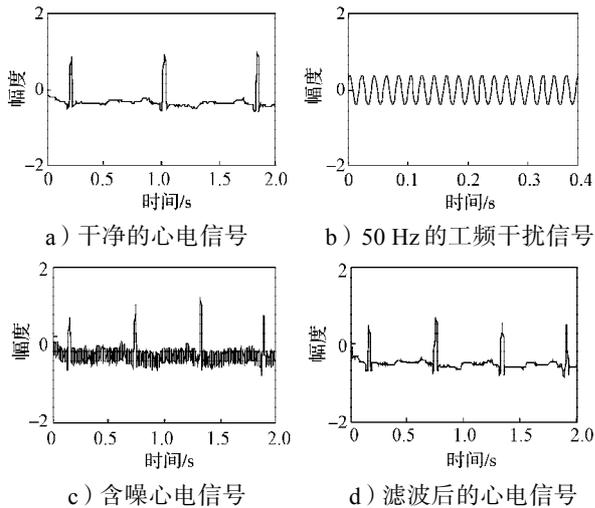


图6 100号心电数据的仿真结果

Fig. 6 No. 100 ECG data simulation results

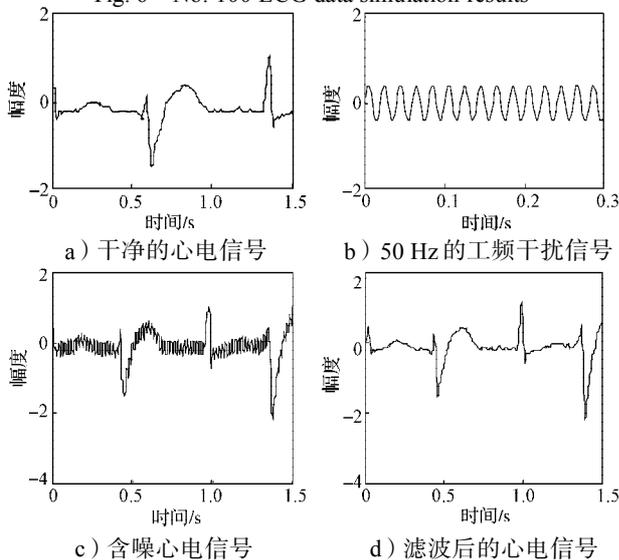


图7 200号心电数据的仿真结果

Fig. 7 No. 200 ECG data simulation results

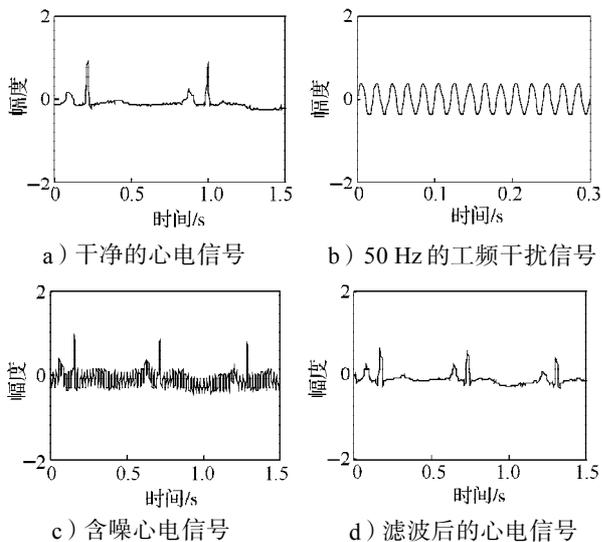


图8 222号心电数据滤波算法仿真结果

Fig. 8 No. 222 ECG data simulation results

## 2 滤波算法移植

为了使本工频干扰陷波算法适合在C8051F362单片机上运行,将式(6)进行逆变换,得到适合编程的离散域式,即

$$Y(n) = \frac{1}{8} [x(n-1) + 5x(n-5) + 5x(n-10) - x(n-15)] \quad (10)$$

单片机C8051F362与传统的单片机相比,其性能和内置资源虽然有所提升,但是RAM空间仍然有限,所以在算法实现的过程中,要尽量节省RAM资源,简化算法运算量。因此,在程序的编写中,尽量少出现浮点、乘、除运算,可将算法中的浮点系数转换为整数分子与分母,如式(10)中的0.125被转换为1/8。对于2的整数次幂的表达式,如果是分母项,可通过右移运算实现;如果是分子项,可通过左移运算实现。如“0.125=1/8”可以用右移3位来完成。为了进一步简化运算量,可将乘法运算转化为移位运算与加和运算,如式(10)中5x(n-5),5x(n-10)可以分别分解为:4x(n-5)+x(n-5)与4x(n-10)+x(n-10)。

下面为本滤波算法的代码:

int adc\_buffer[16]; //定义全局变量数组,用于存放当前A/D采样的前16次采样结果。

//函数名: filter()。输入变量: n为当前采样点计数值。功能: 实现50 Hz工频陷波。

```
int filter(int n)
```

```
{ int filter_temp=0; //滤波运算暂存变量
```

```
int filter_out=0; //滤波输出结果
```

```
if(n>=15) //如果当前采样点数大于滤波窗口长度,则进行滤波。
```

```
{//滤波传递函数通过加减行移位实现
```

```
filter_temp=adc_buffer[n-1]+adc_buffer[n-5]<<
```

```
2+adc_buffer[n-5]+adc_buffer[n-10]<<2+
```

```
adc_buffer[n-10]-adc_buffer[n-15];
```

```
filter_out=filter_temp>>3;
```

```
}
```

```
return filter_out; //返回滤波输出结果
```

```
}。
```

## 3 结语

针对心电信号采集过程中的50 Hz工频干扰,设计了一种陷波器算法。该算法具有较好的低频特性,滤波效果较佳,且运算时长相对较短。该滤波器系统函数的阶数虽然较高,但大多数系数为0,且各非0项系数虽然是小数,但将其分式化后,分母项刚好

为2的整数倍,因此,便于通过移位运算与累加运算实现,且能被移植到C8051F362单片机上。本陷波器为心电监护设备的便携化奠定了基础,极具推广价值和前景。

#### 参考文献:

- [1] 周 静. 心电信号中工频干扰的消除[J]. 生物医学工程研究, 2003, 22(4): 61-64.  
Zhou Jing. Elimination of Power-Line Interference from ECG Signals[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2003, 22(4): 61-64.
- [2] 戚仕涛, 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, 20(3): 8-9.  
Qi Shitao, Tang Liming, Wu Min, et al. Design of 50 Hz Notch Filter Based on MATLAB[J]. Chinese Medical Equipment, 2005, 20(3): 8-9.
- [3] 鄢 刚, 张阿卜. 适合单片机实时处理的简单 FIR 滤波器设计[J]. 现代电子技术, 2007, 11 (250): 46-48.  
Yun Gang, Zhang Abu. Design of FIR Filter Suitable for Processing of the Single Chip in Real-Time[J]. Modern Electronics Technique, 2007, 11 (250): 46-48.
- [4] 施琴红, 赵明镜. 基于 MATLAB/FDATOOL 工具箱的 IIR 数字滤波器的设计及仿真[J]. 科技广场, 2010(7): 56-58.  
Shi Qin hong, Zhao Mingjing. Design and Simulation of IIR Digital Filter Based on MATLAB/FDATOOL[J]. Science Mosaic, 2010(7): 56-58.
- [5] 宋喜国, 邓亲恺. MIT-BIH 心律失常数据库的识读及应用[J]. 中国医学物理学杂志, 2004, 21(4): 230-232.  
Song Xiguo, Deng Qinkai. On the Format of MIT-BIH Arrhythmia Database[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2004, 21(4): 230-232.
- [6] 王均乔. 基于单片机的心电信号实时滤波算法设计与实现[D]. 北京: 北京交通大学, 2009, 16-20.  
Wang Junqiao. Design and Realization of ECG Real-Time Filtering Algorithm Based on Single Chip Microcomputer [D]. Beijing: Beijing Jiaotong University, 2009, 16-20.
- [7] 孙九菊, 郭峰林, 杨 茜. 一种滤除心电信号 50 Hz 工频干扰的算法[J]. 武汉工业学院学报, 2012, 31(2): 62-64.  
Sun Jiuju, Guo Fenglin, Yang Qian. An Algorithm for Filtering 50 Hz Frequency Interference of ECG[J]. Journal of Wuhan Polytechnic University, 2012, 31(2): 62-64.
- [8] 孟 旭, 唐晓英, 刘伟峰, 等. 消除心电信号工频干扰的新型 IIR 自适应陷波器设计[J]. 医疗卫生装备, 2008, 29(8): 15-18.  
Meng Xu, Tang Xiaoying, Liu Weifeng, et al. Design of a New IIR Adaptive Notch Filter for Eliminating AC Interference on ECG Signals[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2008, 29(8): 15-18.

(责任编辑: 邓 彬)

