

多抽样率频率抽样 FIR 数字滤波器设计

谭小刚*

(电子科技大学自动化工程学院 成都 610054)

【摘要】采用多抽样率方法设计频率抽样 FIR 数字滤波器,可以获得性能优异的滤波器,以消除心电信号 ECG 中的基线漂移和工频干扰,对目前类似滤波器存在的截止频率不易控制、通带和阻带纹波过大、工频阻带过窄、易受工频波动干扰或消除基线漂移时对 ECG 的低频部分削得过多等问题,提出了一个较好的解决办法。相对于 IIR 滤波器或模拟滤波器避免了因非线性相位滤波带来的失真问题。

关键词 多抽样率; 频率抽样 FIR 数字滤波器; 基线漂移; 工频干扰

中图分类号 TN713⁺.7; TP391

Design of Multirate Frequency-sampling FIR Digital Filter

Tan Xiaogang

(College of Automation Engineering,,UEST of China Chengdu 610054)

Abstract This paper presents the design of frequency_sampling FIR digital filter based on multirate conception for removal of base_line wander and power_line interference from the ECG . We can design high performance digital filter which can be used to resolve the problems involving present filters, such as difficulty of controlling cutoff frequency ,large ripple in stop_band and pass_band, too narrow stop bandwidth for removing power_line interference, sensitivity to the fluctuation of power frequency, or the low frequency part of the ECG being cut off too much when removing base_line wander. This scheme can also avoid distortion resulting from non-linear filtering when compared with IIR digital filter or analog filter.

Key words multirate; frequency_sampling FIR digital filter; base_line wander; power_line interference

在生物医学工程中,心电信号 ECG 因其反映了人体心脏电活动而受到重视。由于心电信号作为心脏电活动在人体体表的表现,信号一般比较弱,幅度仅在 $10\mu\text{V}\sim 5\text{mV}$,频率通常为 $0.05\sim 100\text{Hz}$,而心电信号受到的干扰因素很多,如肌电信号、工频干扰等,而最主要的干扰是工频干扰和受呼吸影响及电极与皮肤接触不良产生的基线漂移。目前国内外研究人员提出了多种处理方案,总体上可分为硬件和软件两大类。硬件方面如采用模拟工频陷波器、耦合电路去除基线漂移等;软件方面如采用平滑处理、自适应陷波、小波处理等^[1,2]。硬件方案和自适应及 IIR 滤波器均会产生非线性相位失真(非线性相位失真会带来时域波形的失真),文献[3]提出了基于多抽样率的窗函数 FIR 滤波器方案,巧妙地解决了基线漂移和工频干扰问题,但由于窗函数法本身的特点,该滤波器通带波纹和阻带衰减互相矛盾,当在阻带(宽度为 0.4Hz)边沿的衰减仅为 25dB 时,通带波纹达 6% 。

2002年4月25日收稿

* 男 31岁 硕士生

对工频干扰，文献[4]规定：在电力系统正常状况下，供电频率的允许偏差为：

- 1) 电网装机容量在 3×10^6 kW 及以上的为 ± 0.2 Hz；
- 2) 电网装机容量在 3×10^6 kW 以下的为 ± 0.5 Hz。

在电力系统非正常状况下，供电频率允许偏差不应超过 ± 1.0 Hz。

目前我国绝大部分地区的供电都是从 3×10^6 kW 以上电网中获得。当大电网发生异常时，市县级地区电网与大电网解列，其时间可能长达数天，这时供电执行地方电网标准，即其频率偏差允许达 ± 0.5 Hz。设计滤波器时可按照 ± 0.2 的标准来进行，不考虑电网解列的情况(当作电网异常)，阻带宽度不小于 0.4 Hz ($49.8 \sim 50.2$ Hz)。

对基线漂移，本文对数个样本的 ECG 信号进行了研究，其采样频率均为 250 Hz。首先采用 1000 阶的 FIR 滤波器滤除了原始 ECG 信号中 50 Hz 工频干扰和 99 Hz 以上干扰信号，未滤除基线漂移，以尽量保持信号的原貌，然后对输出 ECG 作频谱分析发现，心电信号在 0.05 Hz 处有一个峰，相对峰值为 8000 ，下一个峰出现在约 1.1 Hz 处，相对峰值为 10000 ，以后大约每隔 $1.0 \sim 1.2$ Hz 就出现一个峰，且峰值的总体趋势逐渐下降，到 35 Hz 处，相对峰值降到 300 ，而峰谷比为 $7 \sim 10$ 左右。如果将 ECG 的频谱看作离散谱，其离散频率为 1.1 Hz，则 ECG 的时域波形一定是周期的，其周期重复频率就是心率。 1.1 Hz 对应心率为 66 BPM，可以认为 0.4 Hz 是可以被滤掉的部分，而 0.8 Hz 是必须保留的部分。

除基线漂移和工频干扰外，对 100 Hz 以上的信号在采样前就被滤掉了(因为本文的采样频率是 250 Hz，为满足采样定理必须进行模拟低通滤波，另外 ECG 的有效信号在 $0 \sim 100$ Hz)。

由于计算机芯片速度的飞速提高，可以采用高阶 FIR 滤波器进行实时信号处理；因为计算机的广泛运用，对 ECG 信号的处理越来越依赖于计算机而不是靠医生直接观察 ECG 时域波形，有了高质量滤波器便可保留有效信息供计算机提取处理的迫切需要。基于以上分析，可以采用线性相位频率采样 FIR 滤波器以免产生非线性相位失真，准确控制阻带及通带频率，运用多抽样率方法大大压缩 FIR 滤波器系数以满足实时处理需要。

1 滤波器设计及实现

1.1 数字高通滤波器的设计

设采样频率为 $F = 250$ Hz，为了减少孔径误差，其频率稳定度远远高于电网频率稳定度(由需要的处理精度确定)。

孔径误差：指因采样频率不稳定造成采样脉冲未在预定时刻 t_0 出现，而是在 t_0 之前或之后出现，所采样的值与实际 t_0 时刻的值之差。

频率稳定度为

$$\max[|f - f_0|]/f_0$$

式中 f_0 为标准频率， f 为实际出现或允许出现的频率。

$$N=125$$

$$|G_d(k)| = [0, a_1, a_2, 1, \dots, 1, a_2, a_1]$$

$$G_d(k) = \exp(-jk\pi(N-1)/N) \quad k=0,1,2,\dots,N-1$$

式中 N 为 $G_d(k)$ 的长度，在计算机上调整 a_1 和 a_2 ，可改变高通滤波器的频率特性^[5]。由傅里叶反变换可求得其 N 点单位抽样响应 $g(n) = \text{IDFT}(G_d(k))$ ，且 $g(n)$ 对称。

1.2 由数字高通滤波器到多带阻带通滤波器

根据多抽样率思想^[6]，对 $g(n)$ 进行插值，每一个 $g(n)$ 后面插入 $K-1$ 个 0 ，令 $h(n) = g(n/K)$ ， $n=0, K, 2K, 3K, \dots, (N-1)K$ ； $h(n)=0$ ， n 为其他。并取 $h(n)$ 的长度为 KN ， $K=F/50=5$ 。

由多抽样率理论很容易推导出 $h(n)$ 的频谱将是 $g(n)$ 的频谱的 K 倍压缩。在 matlab 上仿真, 由 $h(n)$ 的频谱图可以看出, 其阻带中心频率在 0 Hz, 50 Hz, 100 Hz, 150 Hz, 200 Hz 处。

调整 a_1 和 a_2 的值, 可达到阻带宽度为 0.36 Hz 时, 衰减超过 60 dB; 阻带宽度为 0.4 Hz 时, 衰减超过 52 dB; 通带下限频率(或上限频率)与阻带中心频率的差为 $2(F/N)/(F/50)=2 \times 50/N=0.8$ Hz, 通带衰减不超过 3 dB。

在直流附近, 低于 0.18 Hz 的信号将被滤掉, 衰减大于 60 dB, 大于 0.8 Hz 的信号将得到保留, 其衰减不超过 3 dB, 在通带内的纹波系数小于 1.2%。

1.3 滤波器实现

设滤波器输入信号为 $x(n)$, 输出信号为 $y(n)$, 则由 $h(n)$ 直接设计时有

$$y(n) = \sum_{m=0}^{KN-1} h(m)x(n-m)$$

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

$$y(n) = \sum_{m=0}^{N-1} g(m)x(n-Km)$$

$$y(n) = \sum_{m=0}^{(N-3)/2} g(m)[x(n-Km) + x(n+mK - K(N-1))] + g((N-1)/2)x[n - K(N-1)/2]$$

当 N 取 125 时, 仅计算 63 次乘法和 124 次加法运算即可, 该滤波器在第 $NK+1$ 个点开始输出第一个完整的数据。

2 滤波器性能

如前所述, 基于多抽样率的窗函数 FIR 数字滤波器的纹波过大, 阻带衰减仅达 20 dB, 远不能满足实际要求。在 matlab 上仿真时发现: 要达到本文所设计的指标, 若采用多抽样等波纹 FIR 设计, 其阶数为 152×5 阶, 而采用多抽样窗函数法(Kaiser 窗)FIR 时, 其阶数达到 304×5 阶。

为了便于比较本文多抽样率思想的频率抽样 FIR 滤波器性能, 又设计了一个 10 阶的 IIR 工频陷波器, 其技术指标为: 阻带中心频率为 50 Hz, 阻带宽度为 0.4 Hz, 阻带衰减大于 60 dB, 通带上下限频率分别为 49.2 Hz 和 50.8 Hz, 通带最大衰减为 3 dB, 无上冲。

频率抽样 FIR、IIR 两种数字滤波器的幅度响应(Magnitude Response)及输入同一 ECG 信号时的输出时域波形(为了便于比较, 各滤波器均从第 $NK+1$ 个点开始输出)如图 1~4 所示, 原始输入 ECG 的时域波形和频域分析及滤波后的频域分析, 如图 5~8 所示。图中, $\omega=2\pi f/F$, $F=250$ Hz 为采样频率, f 为信号中的频率成分。

由图 3~5 可以看出, 频率抽样 FIR 的输出 ECG 比输入 ECG(或 IIR 带阻滤波器的输出 ECG)延时了约 1.24 s, 这是线性相位的结果, 而波形效果却好得多。另外, 由图 6~8 可以看出, 输入 ECG 信号中 100 Hz 以上频率幅度和 50 Hz~100 Hz 之间的频率幅度差不多, 并且在 50.8 Hz 和 52 Hz 处的频率幅度达到 2000, 造成了图 3 中频率抽样 FIR 输出 ECG 波形有较大的脉动。这是由于本文所采用的输入 ECG 波形质量较差, 数据采样前基本未进行抗混叠滤波, 前级处理时产生了较强的非工频干扰。如果在采样前进行抗混叠滤波, 并且采用质量较好的电源设备和前级处理电路, 可以得到质量较好的 ECG 信号, 经频率抽样 FIR 滤波器处理后就能得到高质量的 ECG 波形供计算机作进一步处理或直接输出打印。

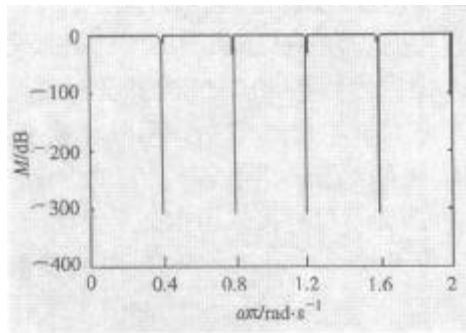


图1 频率抽样 FIR 数字滤波器幅度响应

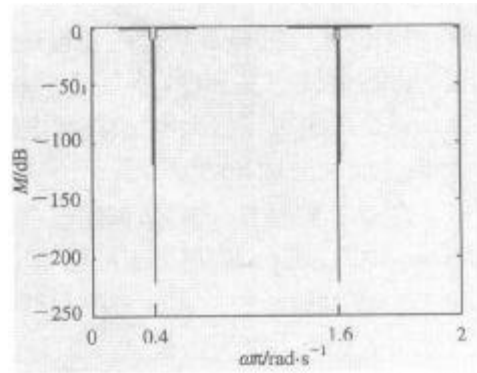


图2 IIR 带阻数字滤波器影响幅度响应

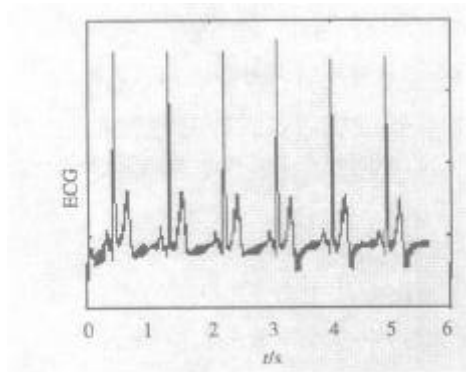


图3 频率抽样 FIR 数字滤波器输出 ECG

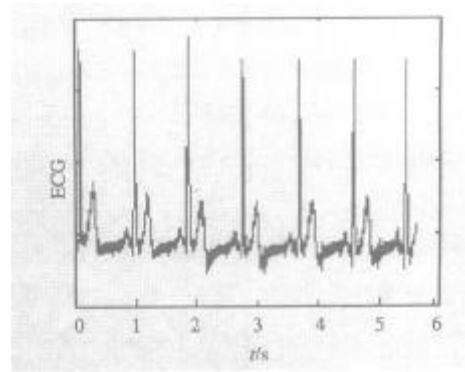


图4 IIR 带阻数字滤波器输出 ECG 波形

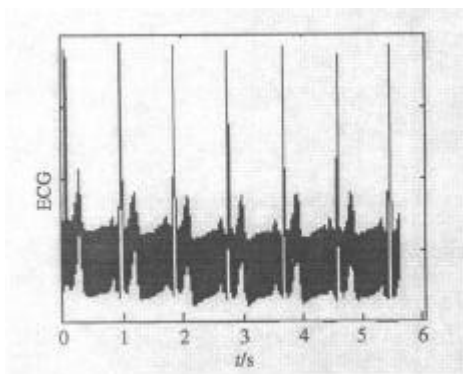


图5 输入 ECG 形

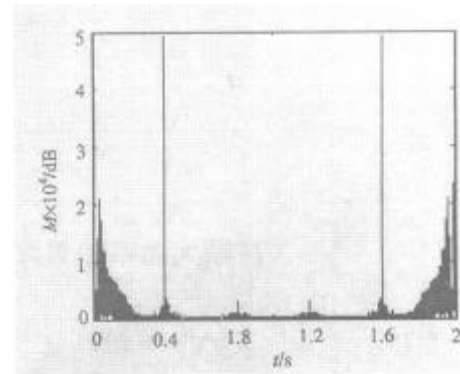


图6 输入 ECG 频率分析

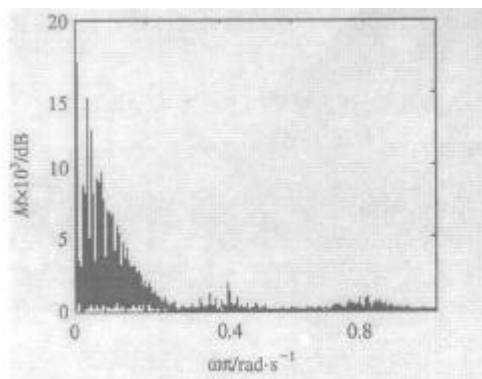


图7 频率抽样 FIR 输出 ECH 频率分析

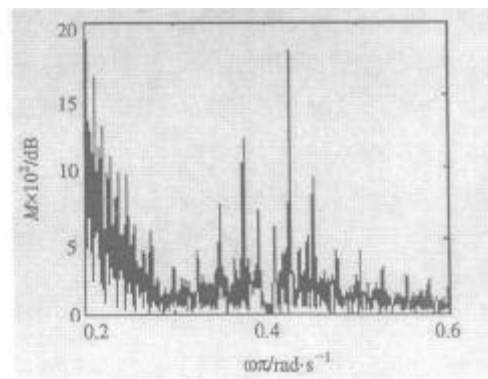


图8 频率抽样 FIR 输出 ECG 频率分析工频局部

3 结 论

基于多抽样率思想的频率抽样 FIR 滤波器设计简单,易于控制通带和阻带截止频率,其运算量被压缩了5倍,仅为63次乘法运算和124次加法运算量,完全满足在386机上的实时处理要求。有效阻带宽度达0.4 Hz,完全满足了一般大电网(其规定波动范围为49.8~50.2 Hz)的要求。通过合理选择 a_1 和 a_2 ,可以设计出性能十分优异的滤波器,通带及阻带纹波不超过1.2%,阻带衰减超过52 dB,其中当电网频率波动在 50 ± 0.18 Hz 时,衰减超过60 dB。另外,当采样频率 F 为工频50 Hz 的整数倍(大于或等于250 Hz)时,可以进行 $F/50$ 倍的压缩,即取 $K=F/50$ 就可直接采用本文所设计的滤波参数,而且滤波器的技术指标如通带波纹、阻带宽度及通带上下限频率等和 $F=250$ Hz 时的技术指标完全相同。

参 考 文 献

- 1 费保蔚. 心电信号数字滤波处理方法. 中国医疗器械杂志, 1996, 20(5): 262-266
- 2 王俊贤,李鲁平,程敬之. 利用小波变换进行动态心电图 S-T 段识别. 中国医疗器械杂志, 1998, 22(2):88-91
- 3 VAN JA, Alste, Member, *et al.* Removal of base_line wander and power_line interference from the ECG by an efficient FIR filter with a reduced number of taps. IEEE Transactions on J.A. Biomedicl Engineering, 1985, 32(12): 1052-1060
- 4 中华人民共和国电力工业部. 供用电规则. 北京: 电力工业部, 1996
- 5 胡广书. 数字信号处理--理论、算法与实现. 北京: 清华大学出版社, 1997
- 6 柴新禹, 吴朝霞, 综述. 时频分析方法及其在医学信号处理中的应用. 生物医学工程杂志, 2001, 18(1): 138-144

· 科研成果介绍 ·

高频大功率铁氧体材料及其应用

主研人员: 兰中文 王京梅 余 忠 王豪才 胡荣庆 姬 洪

采用高纯氧化物原料,利用控制 MnZn 铁氧体粉末尺寸($< 1 \mu\text{m}$)、分布的预烧及粉碎技术,成功实现了微细 MnZn 铁氧体粉末制备;采用特种配方及低温高密度烧结方法(包括温度、气氛、升降温模式等),实现了材料微观结构的优化设计和制备,从而使材料的功耗、磁导率、饱和磁感应强度、居里温度等主要技术参数达到当前国际著名铁氧体材料制造公司所公布的相应材料水平(如日本 TDK PC50, 德国 Siemens N49, 荷兰 Philip 3F3等)。

高频大铁氧体功率材料,对 DC-DC 主要变压器进行计算机结构及参数设计,并采用零电流开关电路模式,实现了工作频率1 MHz、输出功率120 W,效率达到82%。

· 渠 涌 ·