

# 基于专用FFT芯片的ECG信号节点滤波

罗 娱 张凤娟 聂泽东

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

**摘 要** 50/60赫兹电源线引起的电磁干是生理测量中的一个主要问题。使用嵌入式的常规方法即费时又需要大量的计算。在本文中,我们开发了一个基于硬件加速的数字滤波器。与ASIC编入一个可重构的快速傅立叶变换(FFT)的单位,有版权的ARM7TDMI IP hardcore和几个外围IP模块的设计实施。与其他方法相比,这种设计实现了在低频率范围,适合生理信号以及精确的结果。我们的方法明显比传统方法快。仿真和应用结果验证了该方法的准确性和效率。

**关键词** ECG FFT

## Solution for ECG Signal Processing based on a Dedicated FFT Circuit

LUO Yu ZHANG Feng-juan NIE Ze-dong

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055)

**Abstract** Electromagnetic Interference induced by 50/60 Hz power line is a major problem in physiological measurements. Conventional methods using embedded software are time-consuming and require a great amount of calculations. In this paper we present a digital filter based on hardware acceleration. The design was based on ASIC that incorporated a reconfigurable Fast Fourier Transform (FFT) unit, a licensed ARM7TDMI IP hardcore and several peripheral IP blocks. Comparing with other methods, this design achieved satisfactory results in the low-frequency range, which is suitable for physiological signals acquisitions. Our method is remarkably faster than conventional methods. The simulation and experimental results confirmed the accuracy and efficiency of the proposed method.

**Keywords** ECG FFT

## 1 引 言

心电图指的是心脏在每个心跳周期中,通过心电图描记器从体表引出多种形式的电极记录心电图生物电的变化的图形。它对心脏的各种疾病的诊断有着非常重要的意义。在心电图测量中,工频干扰是一个非常严重的干扰源。它会严重影响ECG信号的质量,掩盖掉对诊断非常有用的信息。因此,ECG的滤波是非常重要的而关键的。

文献[1]-[7]是一些从ECG信号中滤除工频干扰的方法。文献[2][3]是模拟滤波器,它的缺点是所用器件多,电路复杂,不易修改参数值。文献[4]-[7]采

用的是数字的方法。它们有陷波器、自适应滤波器、还有基于小波变换和希尔伯特-黄变换的方法。小波变换和希尔伯特-黄变换的复杂度比较高,耗时长,耗能大,在桌上电脑中才能实现。而陷波器有它们固有的缺陷:需要一个带宽极小的信号才能达到一个可以容忍的信号失真度,这就意味着如果工频干扰漂移过多,就不能有效的被滤除了。自适应滤波器引入了一个不能接受的瞬时响应时间,特别是在QRS波群之后。

人体传感网络(简称BSN)在全世界蓬勃发展,它极大的提高了人民的生活质量。但是这种应用场合,ECG的滤波就需要一个实时且低压低频率的移动设备。文献中传统的算法不适合BSN场合,所以需要

罗娱, 硕士研究生, 主要研究方向为ECG算法和数字芯片。张凤娟, 硕士研究生, 主要研究方向为数字芯片和FPGA设计。聂泽东, 中国科学院深圳先进技术研究院医工所医疗机器人与微创手术器械研究中心员工, 主要研究方向为人体通讯、数字芯片和FPGA设计。

一个简单而快速的算法来实现ECG的滤波。

从文献[1]-[7]我们可以知道,工频干扰是由于供电频率引起的。工频干扰是频率可知的正弦波信号。在欧洲和中国大陆,是50Hz,而在美国则是60Hz。个人监护系统中ECG的频带是0.5-50Hz<sup>[8]-[9]</sup>,因此,可以从频域把有用的ECG信号和50/60Hz工频干扰分开。我们开发了一个基于硬件加速的数字滤波器。与ASIC编入一个可重构的快速傅立叶变换(FFT)的单位,有版权的ARM7TDMI IP hardcore和几个外围IP模块的设计实施。相比DSP、FPGA和其他的基于ARM7DMI的嵌入系统而言,我们的计算处理速度非常快<sup>[10]</sup>。

本文,我们实现了一个基于硬件FFT的ECG滤波平台,ECG信号来自MIT-BIH的正常窦性节律数据库。

## 2 系统

### 2.1 专用芯片

该系统中的芯片用的是SMIC0.18um CMOS的工艺。完整的裸片(包括pad)大小是5000um\*3300um。FFT片上的存储单元是ARM7,静态存储管理单元所占的比例分别是10%,40%,10%,和40%。FFT单元等效的与非门是200K。芯片的封装是LQPF-128。

ARM7DMI是芯片的控制器,静态存储管理管理片上的ROM、片上RAM以及片外的RAM和FLASH的。FFT单元是作为一个协处理器,它可配置的实现8到256点的FFT变换。AMBA总线统一连接管理系统的各个单元。

由于基2算法控制单元简单,而且只需要一个蝶形反复使用,可以减少芯片的面积,降低功耗,所以我们的FFT算法采用的是基2算法。

在1.8V供电和1MHz时钟下工作芯片的功耗是1.12mW,而其中FFT单元的功耗是0.69mW。

### 2.2 硬件平台

ECG的频率都比较低,在100Hz以下,所以我们的系统采用的是1MHz的时钟。FFT作为一个硬件加速单元,和我们的低电压的芯片一样,是符合人体传感网络在节点处理的要求的。比起传统的系统,把信号打包传输到台式机上进行处理,我们的系统是在硬件平台上直接处理原始数据,其特点是低频率、低功耗、低噪声。

图1是我们的硬件平台<sup>[10]</sup>。它包括两个工作在1MHz的128K的SRAM,一个1MHz的时钟晶振,一个与电脑相连的DEBUG接口。片外的SRAM是用来存储FFT单元产生的数据和其他单元产生的临时数据。这个硬件平

台是测试用的,所以比较大,真正用来做在节点处理的平台会小很多。

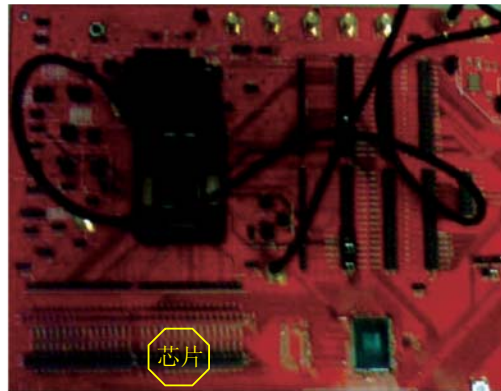


图1 硬件平台的照片

## 3 傅里叶变换

傅里叶变换能将满足一定条件函数表示成三角函数(正弦和/或余弦函数)的线性组合。离散傅里叶变换的公式如下:

$$x_i = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^m \left( a_k \cos \frac{2\pi ki}{N} + b_k \sin \frac{2\pi ki}{N} \right)$$

其中

$$a_0 = \frac{2}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_i, \quad a_k = \frac{2}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_i \cos \frac{2\pi ki}{N}$$

$$b_k = \frac{2}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_i \sin \frac{2\pi ki}{N}$$

FFT是计算离散傅里叶变换的一种速算算法。快速傅里叶变换是1965年由Cooley和Tukey提出的。采用这种算法能使计算离散傅里叶变换所需要的乘法次数大为减少,特别是被变换的抽样点数N越多,FFT算法计算量的节省就越显著。

## 4 基于FFT的滤波

文献[1]-[7]大部分的工频干扰抑制算法都是在电脑或者嵌入式系统中实现的。他们的缺点是耗能耗时多,且不能实时的处理。本文实现了一个实时滤除工频干扰的方法,它耗时少,功耗低,适合在人体传感网络中实现和在节点处理的应用环境。

工频干扰过虑步骤分为四步:(1)我们将原始的ECG数据通过一个hanning窗,得到一个有限长度的信号。加窗是为了防止信号的频率泄露;(2)将有限长度的信号用我们的专用FFT芯片变换到频域;(3)

在频域，由于工频干扰的频率50/60Hz与心电的有效频率0.05-40Hz不重叠，可以直接将干扰的频率分量滤除；（4）将处理之后的频域信号再转换到时域中，得到滤波完结的ECG信号。

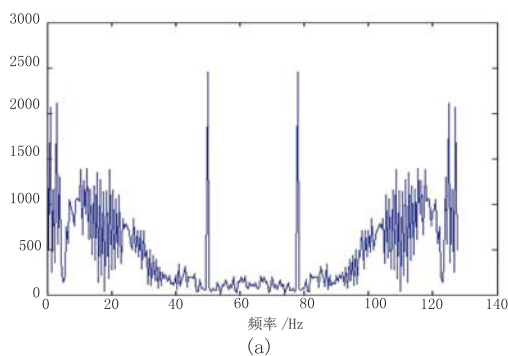
#### 4.1 频谱分析

由于工频干扰的频率50/60Hz与心电的有效频率0.05-40Hz不重叠，可以通过傅里叶变换在频域直接将干扰的频率分量从包含工频干扰的原始ECG信号中分离。在此之前，应该先通过一个hanning窗来减少频率的泄露。

在MIT-BIH的正常窦性节律数据库中，一般ECG的采样频率是128Hz，我们采用256点的FFT来得到ECG的频谱信息。频率分辨率大约为0.5Hz，这个分辨率对于我们仅要求滤除工频干扰是足够了，但是如果要继续做心率分析，就不够了。

#### 4.2 滤波

正常窦性节律的ECG信号的频率分量都是在30Hz以下的，而且它的最大频率值出现在4-12Hz之间<sup>[8]</sup>，



相比工频干扰的频率是50/60Hz。我们可以简单的将这两个频带分离。比起时域滤波，在频域上的滤波方法是最干净的。虽然这种方法看起来比较复杂，但是我们用专用的FFT芯片来进行处理，处理的效果和速度都是非常理想的。

## 5 结论和分析

### 5.1 仿真

本文的数据都是来自MIT-BIH正常窦性节律数据库。我们把干净的ECG信号加上50Hz的工频干扰，然后在频域滤除掉这个干扰。整个过程见图2。数据的长度是256点，采样率是128Hz，增益是200。滤波的效果非常好，滤波后的ECG信号和干净的ECG信号的误差只有1.12%。图2所示，几乎所有的点都可以对上。从这两个图可以看出来，滤波的效果很好。本文中的方法还用了大量的数据来验证，结果这里不详述。

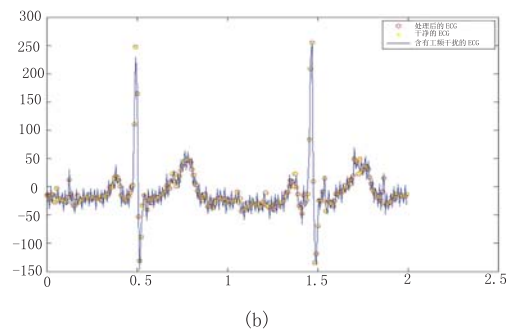


图2 (a) 带有工频干扰的ECG信号的频谱 (b) 滤波的效果图，误差很小

### 5.2 实现

在Lin<sup>[11]</sup>的文章中，一个高效的递归最小二乘滤波器需要1s的反应时间。Ramos<sup>[12]</sup>在FPGA上实现了一个自适应滤波器，在系统时钟为2KHz的情况下，它的反应时间是0.2s。

从聂<sup>[10]</sup>的文章中，可以看出我们的芯片计算完一个256点的FFT只需要2063个时钟周期。我们的系统时钟是1MHz，所以这个时间差不多是2ms。我们的方法需要一个FFT变换和一个IFFT变换，所需的时间将近为5ms，在采样频率为128Hz的条件下，这种处理速度可以说是实时的。

## 6 结论

我们实现了一种实时且精准的基于FFT芯片的ECG工频滤波方法。实验表明我们的方法较之往常文献的

方法更加简单和快捷。

### 参考文献

- [1] Bonneau G, Bertrand M, Guardo R, et al. A preprocessor for on-line data reduction in accelerated playback of ECG's [J]. IEEE Transactions on biomedical engineering, 1983, BME-30(3).
- [2] Adli, Yamamoto Y, Nakamura T, et al. Automatic interference controller device for eliminating the power-line interference in biopotential signals [C] // Proceedings of the 17th IEEE Instrumentation and Measurements Technology Conference. Baltimore USA, 2000: 1358-1362.
- [3] Sudirman R, Zakaria N A, Jamaluddin M N, et al. Study of Electromagnetic Interference to ECG using Faraday Shield [C] // Third Asia International Conference on Modelling & Simulation. Bundang South Korea, 2009.
- [4] Dhillon S S, Dr. Chakrabarti S. Power line interference removal from electrocardiogram using a simplified lattice based adaptive

- IIR notch filter [C] // Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference. Istanbul, Turkey, 2001: 25-28.
- [5] Bahoura M, Ezzaidi H. FPGA-Implementation of Wavelet-based Denoising Technique to Remove Power-Line Interference from ECG Signal [C] // 10th IEEE International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB). Corfu, Greece, 2010.
- [6] Lin B S, Lee W C, Chong F C, et al. Removing residual power-line interference using WHT adaptive filter [C] // Proceedings of the Second Joint EMESBMES Conference. Houston, USA, 2006.
- [7] Bai Y W, Chu W Y, Chen C Y, et al. Adjustable 60Hz Noise Reduction by a Notch Filter for ECG Signals [C] // Instrumentation and Measurement Technology Conference (IMTC). Como, Italy, 2004.
- [8] Murthy V K, Grove T M, Harvey G A, et al. Clinical Usefulness Of ECG Frequency Spectrum Analysis [C] // The Second Annual Symposium on Computer Application in Medical Care, 1978: 610-612.
- [9] Diaz J, Escalona O, Glover B M, et al. Use of Frequency Analysis on the ECG for the Prognosis of Low Energy Cardioversion Treatment of Atrial Fibrillation [C] // 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. Minneapolis, Minnesota, USA, 2009.
- [10] Nie Z D, Li J, Zhang F J, et al. Low-power digital ASIC for on-chip spectral analysis of low-frequency physiological signals [J]. Journal of Semiconductor, 2012, 5.
- [11] Lin D, Hu Y H. Power-Line Interference Detection and Suppression in ECG Signal Processing [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2008, 55(1).
- [12] Ramos R, Antoni M-L, Joaquín D R, et al. FPGA-Based Implementation of an Adaptive Canceller for 50/60-Hz Interference in Electrocardiography [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2007, 56(6).