

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2007122

# 用于心电信号的能量最大化模拟信息转换系统\*

池博浩, 江浩, 钱慧, 冯忱晖

(福州大学物理与信息工程学院 福州 350108)

**摘要:** 现有便携式心电采集系统需要低功耗高分辨率的模拟数字转换模块, 虽然基于脉冲宽度调制的模拟信息转换器(AIC)可以有效降低系统的采样速率, 但是该系统量化部分的转化时钟与量化精度成正比, 因此存在功耗过高的问题。依据心电信号的能量不平衡特性, 提出一种基于功率熵的精度可调时间-数字转换模块(TDC)设计方法。以能量最大化作为设计准则的基本思想, 通过分析 ECG 信号的功率谱熵, 确定系统观测向量所需的最小量化精度, 实现 AIC 时间编码系统的优化设计。测试结果表明, 该设计方法能够在压缩比为 4, 重构信噪比为 38.91 dB, 重构精度为 0.36% 的情况下, 在采样心电信号的同时减少了 80% 的 TDC 内部时钟动态翻转, 从而有效降低功耗。

**关键词:** 随机解调器; 压缩感知; 亚奈奎斯特采样; 模拟信息转换器; 脉冲宽度调制; 时间-数字转换; 功率谱熵

**中图分类号:** TM935 TH89 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4030

## Energy maximization analog-to-information converter system for ECG signal

Chi Bohao, Jiang Hao, Qian Hui, Feng Chenhui

(College of Physics and Information Engineering, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China)

**Abstract:** The current portable ECG acquisition system needs analog to digital conversion module, which has low power consumption and high resolution. Although the analog to information converter (AIC) based on pulse width modulation can effectively reduce the sampling rate of the system, the quantization part of the conversion clock is proportional to the quantization accuracy. Therefore, there is a problem of high power consumption. In this study, a precision adjustable time to digital conversion (TDC) module based on the power entropy is proposed, which is based on the energy imbalance of ECG signal. The energy maximization is taken as the basic principle of design. The minimum quantization accuracy of system observation vector is determined by analyzing the power spectrum entropy of ECG signal. In this way, the optimal design of AIC time coding system is achieved. Experimental results show that this method can reduce 80% TDC clock dynamic reversal while sampling ECG signals under the conditions of compression ratio of 4, SNR of 38.91 dB and reconstruction accuracy of 0.36%. Therefore, the power consumption can be reduced effectively.

**Keywords:** random demodulation; compressed sensing; sub-Nyquist sampling; analog-to-information converter; pulse width modulation; time to digital conversion; power spectrum entropy

## 0 引言

如今,随着信息技术的高速发展,人们对身体健康状况越来越关注,可穿戴式人体生理检测设备也逐渐得到大众的喜爱。可穿戴式检测设备便于携带,与用户移动终端的联合可以完成各种类型生理信息的采集与分析,从而可以实时监控人体健康情况,这促进了可穿戴式设

备在医疗健康领域的迅速发展。可穿戴式心电检测设备的广泛应用,对低功耗信息采集带来了新的要求。2006年,Donoho<sup>[1]</sup>提出了基于信号稀疏性或可压缩性的压缩感知(compressed sensing, CS)理论,可以有效地降低数据的采集速率<sup>[2-3]</sup>,成为目前便携式终端设备解决低功耗信息采集的主要方法之一。在目前的一些方法中,可穿戴式设备中通常采用 Nyquist 速率采集信息后在信息处理中进行压缩信息,从而可以解决信息处理冗余,但还是

收稿日期:2020-11-15 Received Date: 2020-11-15

\* 基金项目:福建省数字福建重点实验室专项(82917002)、中央引导地方科技发展专项福建省科技厅重点项目(82317241)资助

存在采集冗余。因此,在模拟数字转换过程中直接利用CS基本原理压缩信号的方法引起了研究学者的广泛关注<sup>[3]</sup>。

从模拟信号中直接提取信号所携带的信息是CS领域重要的研究方向之一。Kirolos等<sup>[4-5]</sup>针对模拟信号的压缩采样问题,首次提出了面向频域稀疏信号的模拟-信息转换器(analog-to-information converter, AIC)。近几年来,研究学者提出多种AIC电路设计架构如随机解调<sup>[6]</sup>(random demodulation, RD)、调制宽带转换器<sup>[7]</sup>、时间编码器<sup>[8]</sup>等。但是,AIC是以频域稀疏信号为基础,而心电信号具有典型的能量不均衡特性,在频域上不是绝对稀疏的,因此ECG的信号处理模型往往难以与理想情况下AIC模型匹配,从而影响了信号重构的性能。2012年,Mangia等<sup>[9]</sup>针对自然信号的能量分布不均匀问题,提出了能量最大化的“Rakness”采样基本思想。2016年,Pareschi等<sup>[10]</sup>通过软硬件协同设计的方法,利用能量最大化的基本思想设计采样电路的积分器部分,解决采样过程中因ECG信号的动态范围过大而产生过饱和问题。之后,研究学者们利用能量最大化的思想对观测矩阵进行优化,提出了轻量级结构<sup>[11]</sup>、干扰抑制结构<sup>[12]</sup>等一系列低功耗、高性能能量最大化AIC。现有的研究证明,基于能量最大化的AIC可以有效解决ECG信号的低功耗采样问题。

以上这些研究主要集中于AIC观测矩阵设计,本文根据能量最大化的基本思想,对AIC的量化问题进行探索,优化AIC中量化设计模块,提出一种基于脉冲宽度调制(pulse width modulation, PWM)的AIC时间编码系统设计。本文参照时间编码AIC的基本架构,利用随机序列作为PWM的参考信号,将ECG波形信号转化为不同脉宽的方波,之后利用时间数字转换器(time-to-digital converter, TDC),将ECG所携带的信息转换为数字序列。由于TDC的转换频率依赖于数字输出序列的量化精度,而经典的ECG信号通常要求模拟数字转换部分的量化精度在12 bits以上,因此TDC成为AIC时间编码器的主要耗能部件。本文通过分析ECG信号的功率谱熵,确定观测向量所需的最小量化精度,从而实现AIC时间编码系统的优化设计。

## 1 系统方案设计与功耗分析

### 1.1 面向模拟信息转换器的时间编码器

如图1所示,本文所采用的时间编码系统主要由比较器模块、锯齿波发生器模块和TDC组成,其中TDC包含延迟单元、时钟发生器和D触发器模块。PWM对模拟信号进行数字编码,将输入模拟信号的幅值信息转换为PWM波的占空比,即时间信息。如图1所示,参考信

号锯齿波的电压范围为 $0 \sim A$ ,该范围与输入信号电压的动态范围相同。锯齿波是一个转换频率为输入信号频率两倍的周期信号。输入信号 $x(t)$ 与由经PN序列调制产生的锯齿波信号 $r_n(t)$ 进行电压比较,经过自然采样输出不同脉冲带宽的矩形波。输出如下所示:

$$V_{out}(t) = \begin{cases} 1, & x(t) \geq r_n(t) \\ 0, & x(t) \leq r_n(t) \end{cases} \quad (1)$$

输出信号是后续TDC的使能信号。TDC结构以延长线为基础,每个延迟单元配合一个触发器,利用信号通过逻辑门电路的绝对传输时间实现信号测量。TDC通过计数的方式量化占空比,实现了从模拟信号到数字信号的转换。

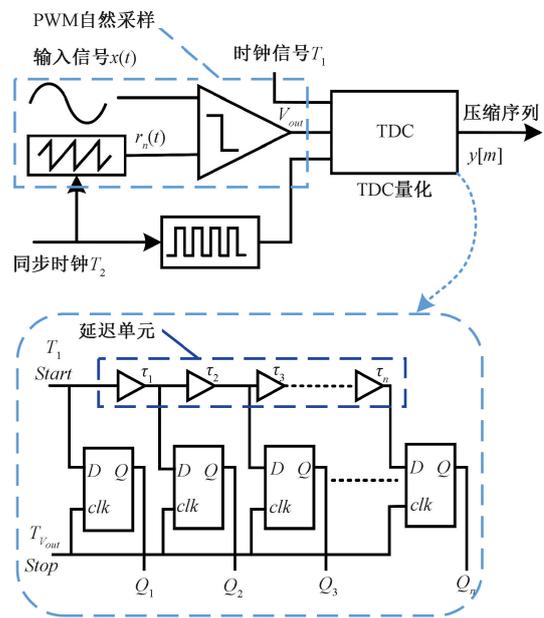


图1 系统结构

Fig. 1 Structure of the system

参考信号和TDC是决定时间编码器是否实现压缩采样的基本单元。当时间编码器对输入信号进行压缩处理时,锯齿波依据AIC的基本原理,利用伪随机序列进行调制,过程如下:1)模拟输入信号 $x(t)$ ,伪随机序列为 $p_c(t)$ ,根据 $p_c(t)$ 高低电平来产生压缩采样通道的调制波信号 $r_n(t)$ ,其中在 $p_c(t)$ 为低电平期间内, $r_n(t)$ 为锯齿波,其余时间保持幅值为高电平。2)调制波 $r_n(t)$ 通过比较器调制 $x(t)$ 产生脉宽调制信号,3)高精度TDC测量脉宽得到 $x(t)$ 的观测向量。

### 1.2 问题的提出

由上述分析可知,基于PWM的AIC时间编码器功耗主要来源来两个部分,第1部分为PWM工作功耗,第2部分为TDC功耗:

$$P_{Total} = P_{PWM} + P_{TDC} \quad (2)$$

当 AIC 输入信号的频率确定时,比较器整体功耗是确定的且相对较小。而 TDC 部分的功耗主要来源内部延迟单元和 D 触发器的功耗,如下所示:

$$P_{TDC} = \sum_{i=1}^n (P_{Delay-cell} + P_{D-FF}) \quad (3)$$

该部分的功耗与量化所需比特位数成正比。

由于心电信号存在能量分布不均的特性。心电信号的绝大部分信息位于 QRS 波群和 T 波上,其中变化最剧烈且占主导地位的是 QRS 波群<sup>[13]</sup>。因此,对于其他位置上多余 TDC 工作的计数,不仅采集不到心电信号信息,还产生了多余的功耗。因此,可通过优化 TDC 的设计,关断 TDC 部分模块来降低 TDC 的功耗,从而有效减少 AIC 时间编码器系统的整体功耗。

## 2 基于能量最大化的模拟信息转换系统设计

### 2.1 基于功率谱熵的心电信号能量分析

功率谱熵表示了信号在频域上的不确定性<sup>[14]</sup>,刻画了时间序列谱结构情况,可作为信号复杂性一种新的非线性度量。信号的幅值(能量)在整个频率成分上分布越均匀,信号越复杂,不确定性程度也就越大。本文通过功率谱熵的计算得到不同时频分布下的功率谱熵,获得信号的能量分布情况。

根据频域信息熵的概念,可定义频域信息熵为功率谱熵<sup>[14]</sup>。对于长度为  $N$  的时域离散序列  $x(n), n = 0, 1, \dots, N - 1$ ,其功率谱表示为:

$$S_x(k) = \frac{1}{N} |x(k)|^2 = \frac{1}{N} |FFT[x(n)]|^2, K = 0, 1, 2, \dots, N - 1 \quad (4)$$

信号从时域变换到频域的过程中能量守恒,即:

$$\sum_{n=0}^{N-1} |x_n|^2 = \sum_{K=0}^{N-1} |S_x(k)|^2 \quad (5)$$

将  $\{S_x(k), k = 1, 2, \dots, N\}$  视为信号  $x(t)$  在瞬时频域空间的一种能量划分<sup>[15]</sup>,可以计算信号的功率谱熵为:

$$F_{SE} = - \sum_{k=1}^N p_k \log_2 p_k \quad (6)$$

$$p_k = S_x(k) / \sum_{K=1}^N S_x(k) \quad (7)$$

式中:  $p_k$  表示第  $k$  个功率谱在整个功率谱中所占的百分比,也表示第  $k$  个频率对应幅值出现的概率。归一化功率谱熵为:

$$F_{NSE} = \frac{F_{SE}}{\log_2 N} \quad (8)$$

根据上述定义分析心电信号的功率谱熵,心电信号数据取自 MIT-BIH 心电数据库<sup>[16]</sup>(NO. 100),序列长度  $N=350$ ,功率谱熵如图 2 所示。

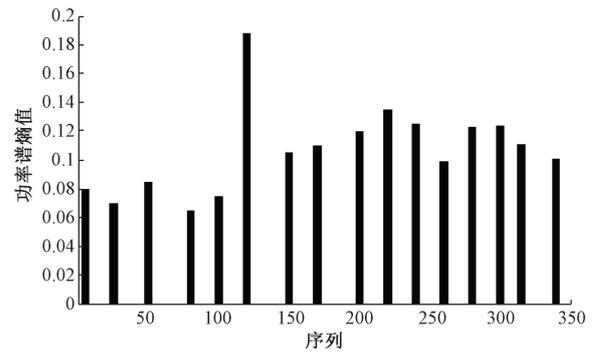


图 2 心电信号功率谱熵

Fig. 2 Power spectrum entropy of ECG signal

由图 2 可知心电信号的能量分布不均,只在少数有限的位置才包含能量,可以依据不同的功率谱熵值对 TDC 的时钟频率自适应量化。

### 2.2 基于能量最大化的 PWM-AIC 系统设计

#### 1) PWM-AIC 系统工作原理

本文所采用的 PWM-AIC 系统工作原理如图 3 所示。

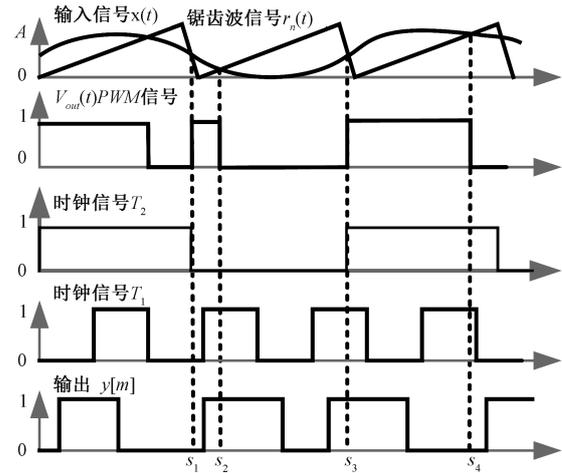


图 3 工作原理波形图

Fig. 3 Waveform of working principle

(1) 在  $s_1$  和  $s_2$  时刻,输入信号  $x(t)$  大于锯齿波信号  $r_n(t)$ ,此时  $V_{out} = 1$ , TDC 处于计数状态。在  $s_1$  和  $s_2$  之差包含了这个时刻输入信号的幅值  $V_{x(t)}$ 。

(2)  $s_2 \sim s_3$  时刻, PWM 信号处于低电平状态,  $V_{out} = 0$  此时 TDC 处于保持状态直到下一个 PWM 信号的上升沿。

(3)  $s_3 \sim s_4$  时刻,  $V_{out}$  输出为高电平。时钟信号给 TDC 内部延迟单元信号,开始通过 TDC 对随机的调制 PWM 信号  $w_n$  进行测量,以脉冲宽度信号作为 TDC 的 D 触发器使能信号。

(4) 将基于 TDC 的压缩采样值通过式(14)的方法

映射到真实的观测向量。

根据上述工作原理,分析 PWM-AIC 系统的信号处理流程。对模拟信号  $x(t)$  进行自然采样得到脉冲宽度调制  $w_n$ , 映射为脉冲宽度的过程如下:

首先将连续的信号离散化  $x_n$ 。以调制信号的参考信号锯齿波为例对信号进行调制,设锯齿波表达式<sup>[17]</sup>:

$$r_n(t) = \frac{A}{T_M} [t - (n-1)T_M], (n-1)T_M \leq t \leq nT_M \quad (9)$$

信号周期为  $T_M$ , 锯齿波动态范围为  $[0, A)$ , 将输入样本信号与参考信号相交时。可以将输入样本定义为:

$$s_n = \{s: s \in [(n-1)T_M, nT_M], r_n(s) = x(s)\} \quad (10)$$

设  $\delta(t)$  为冲激函数,对信号进行抽样。采样过程为:

$$x_n = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\delta(t-s_n)dt = \int_{(n-1)T_M}^{nT_M} x(t)\delta(t-s_n)dt \quad (11)$$

经过图 1 所示的比较器,将  $x_n$  映射为脉冲宽度  $w_n$ , 映射关系如下<sup>[17]</sup>:

$$w_n = \frac{T_M}{A} \cdot x_n = \frac{T_M}{A} \int_{(n-1)T_M}^{nT_M} x(t)\delta(t-s_n)dt \quad (12)$$

可以令:

$$\phi_m(t) = \frac{T_M f_c}{A} \delta(t-s_n) \quad (13)$$

则系统观测值为:

$$y[m] = \sum_{k=0}^{N-1} \int_{(n-1)T_M}^{nT_M} x(t)\phi_m(t)dt \quad (14)$$

矩阵向量形式为:

$$y = \phi \cdot x(t) \quad (15)$$

因此可以得到 PWM-AIC 的观测矩阵  $\phi$ :

$$\phi = \begin{bmatrix} \frac{T_M f_c}{A} \delta_1 & \cdots & \frac{T_M f_c}{A} \delta_1 & & \\ & & & \ddots & \\ & & & & \frac{T_M f_c}{A} \delta_{M-1} & \cdots & \frac{T_M f_c}{A} \delta_M \end{bmatrix} \quad (16)$$

模拟信号经过 PWM 脉宽调制后,幅值信息反映在 PWM 信号脉宽之中,之后使用高速计数频率的 TDC 测量脉宽持续时间。假设锯齿波的频率为  $f_s$ , TDC 时钟频率为  $f_c$ 。在一个锯齿波的周期  $T$  内,锯齿波的幅值从 0 线性增大  $V_c$  到, TDC 在该周期的计数值为  $c_n$ , 即采样系统的输出值,输入信号的瞬时采样值为  $V_x$ , 则可求得这个周期内 PWM 波的占空比为:

$$\rho = \frac{V_x}{V_c} \quad (17)$$

该占空比  $\rho$  所对应的 TDC 计数时间为:

$$s = \frac{c_n}{f_c} \quad (18)$$

令  $s = s_2 - s_1$  可以得到:

$$\rho = \frac{V_x}{V_c} = \frac{s}{T} \quad (19)$$

可以得到 TDC 输出计数值与输入信号的关系:

$$V_x = \frac{f_s V_c}{f_c} C_n \quad (20)$$

最后,可以通过压缩感知重构算法,如压缩采样匹配追踪 (compressive sampling MP, CoSaMP)<sup>[18]</sup>、OMP (orthogonal matching pursuit)<sup>[19]</sup>等算法,重构出输入的原始信号,即完成了对输入模拟信号的模数转换。

## 2) 基于能量最大化的观测向量设计

对于连续的心电模拟信号,仅需采集到心电信号能量分布最多位置的信息即可,从而最大限度地降低 AIC 的采样率提高压缩比。为了尽可能地减少 AIC 采集到功率谱熵值较低的属性数量,可将功率谱熵选择量化优化算法结合到 AIC 的设计之中。PWM-AIC 对应的采样矩阵已经在式 (16) 求得  $\phi$ , 式 (16) 中每一个行向量对应一个心电信号的特征属性。通过心电信号不同频率下的功率谱熵搜索策略来量化 AIC 采样矩阵  $M$  行对应的比特数,从而寻找到功率谱熵对应的最佳量化值。再根据功率谱熵的迭代过程对矩阵  $\phi$  中的每一个行向量进行排序,计算每一行的功率谱熵值所对应量化值,对功率谱熵较小的值量化取为 0。

根据量化器所对应输出熵为<sup>[20]</sup>:

$$H(Q) = - \sum_{i=1}^M P_i \log_2 P_i \quad (21)$$

$P_i$  是量化器输入落入第  $i$  个量化器区间的概率,计算如下:

$$P_i = \int_{b_{i-1}}^{b_i} f_X(x) dx \quad (22)$$

上述的优化问题可以描述为:

$$\max_m [R(N, M)] \quad (23)$$

$$A[m] \geq e$$

$$\text{s. t. } A[m]' \cdot A[m+1]' \leq 0 \quad (24)$$

$$A[m+1]' \leq 0$$

算法基本流程如图 4 所示。

在最大限度地减少 TDC 不必要的时钟翻转同时,使得模型重构的准确率最高。 $A[m]$  为每次重构成功的概率,其中  $e$  为输入的参数,用于约束在求解优化问题时,为该系统的最低重构准确概率。 $A[m]'$  表示离散序列  $m$  点处的一阶导数。由于  $A[m]$  是离散序列,且优化问题需要寻找向下的拐点。优化问题约束的目的就是要找出满足重构准确率大于  $e$  的  $A[m]$  曲线拐点,该拐点所对应的  $\phi$  不仅保证了模型精度,而且去除了大部分冗余,实

算法 1 功率谱熵搜索策略优化算法

输入:信号信息熵集  $\{Y_i\}_{i=1}^M, Y_i = \{y_1, y_2, \dots, y_M\}$  有  $M$  个信息熵属性, AIC 对应的采样矩阵  $\phi$ 。

输出:根据观测矩阵行向量索引序列的  $R$  值,输出优化后的观测矩阵  $\hat{\phi}$ 。

Initialize:信息熵属性索引序列  $T = \{1, 2, \dots, M\}$ , 量化属性索引序列  $R = M$ 。

1. Repeat until  $T = M$

- 1) 根据  $Y_i = \{y_1, y_2, \dots, y_M\}$  计算各处的功率谱熵的大小,并计算心电信号重构的准确率  $A$ 。
- 2) 根据式(8)重新计算各个点功率谱熵的大小  $p_n$ 。
- 3) 寻找功率谱熵较小的属性索引数  $q = \arg \min_{n \in T} p_n$ 。
- 4) 更新索引序列:原始  $T$  序列中对功率谱熵较小的信息熵对应量化值置 0,  $T_{M-q} \rightarrow T_N$ 。
- 5) 根据索引序列  $T_N$  更新信息熵集  $Y_i$ 。

End

2. 根据重构准确率序列  $A$  计算各点的导数值  $A'$ , 寻找满足式(24)约束条件的拐点位置  $k$ 。

3. 根据拐点位置  $k$ , 计算最优化的信息熵集, 属性数量  $m = M - k + 1$  得到最优优化采样矩阵行向量, 索引序列值  $R$ , 其余位置量化值置 0。

4. 根据  $R$  值更新原始  $\phi$  矩阵为矩阵  $\hat{\phi}$ 。

图 4 算法基本流程图

Fig. 4 Basic flow chart of algorithm

现 TDC 动态功耗的最小化。

根据上述 AIC 优化算法的求解结果, 矩阵  $\hat{\phi}$  仅采集 ECG 信号的 4 个功率谱熵较高的值, 记为  $Y_1, Y_2, Y_3, Y_4$  在对应信号出现的时段, 根据信息熵和量化值对应关系, 生成控制信号用于控制 TDC 的工作时钟频率, 由式(21)计算得到功率谱熵值为 0.088 时对应量化值为 1 bit。

心电信号的能量变化主要集中在 QRS 波和 T 波上。因此, 根据这两处能量分布最为集中的情况, 调整 TDC 时钟频率对 PWM 信号进行快速量化, 以实现模拟信息转换器的能量最大化和降低系统功耗。对心电信号进行采样时, 在心电信号的 QRS 波处 TDC 计数时钟频率调整为正常时钟频率的五倍, 在 T 波处对应 TDC 计数的时钟频率调整为正常时钟频率的两倍。系统部分波形如图 5 所示。

对于一个压缩比为 4, 量化为 5 bits 的 AIC, TDC 的采样时钟频率为 5 MHz。

### 3 系统设计与实验

#### 3.1 系统级仿真设计

本文在 MATLAB/Simulink 平台上对基于 PWM 的 AIC 时间编码器的压缩采样原理进行仿真建模。并通过搭建实验平台来验证基于本文提出方案正确性及系统性能。为了实验输入信号的多样性, 首先在 MATLAB 中产生所需要的输入信号, 存储在 Simulink 平台的内部存储

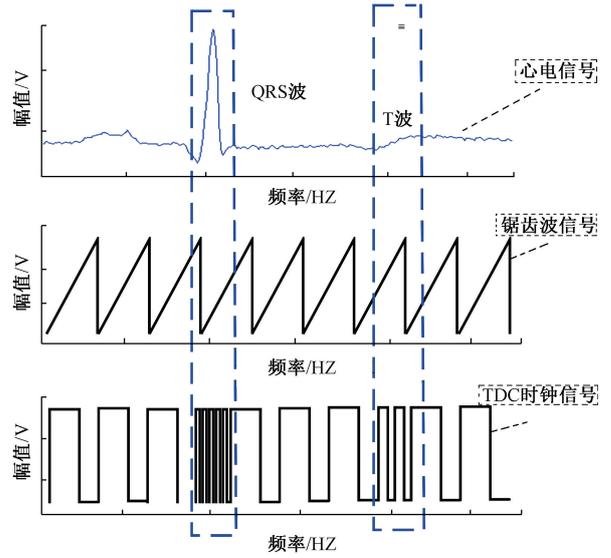


图 5 系统部分波形

Fig. 5 The waveform of the system part

单元中。锯齿波由 Repeating Sequence 模块产生与输入信号通过比较器模块输出 PWM 信号来控制 D 触发器 D 端口。TDC 自适应延迟单元系统形成不同间隔的时钟信号作为 D 触发器 CLK 的始能信号。各个 D 触发器输出端口的输出经过并串转换系统输出压缩序列。

#### 3.2 信号的重构与分析

本文选取 MIT-BIH<sup>[21]</sup> 数据库中一例正常的 ECG 信号 (NO. 100) 进行压缩采样仿真。信号的持续时间约为 0.7 s, 共 250 个点, 并将其归一化。参考信号的频率 360 Hz, 稀疏度 57 时, 在 CoSaMP 算法中进行重构, 重构信号的 SNR = 35.55 dB, 其重构结果如图 6 所示。

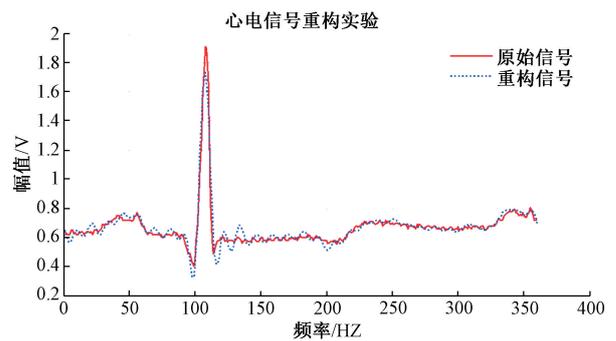


图 6 心电信号重构结果

Fig. 6 The reconstruction results of ECG signal

为了对比 TDC 压缩采样系统与传统 RD 系统的信号重构性能的优劣性, 采用多次谐波信号在 Simulink 上进行仿真实验。然后记录仿真实验结果与相关文献的结果进行对比。

分别测试了输入信号频率为 6 000 Hz, 幅度为 0~0.8 V 时, 稀疏度为 2 和 4 的情况。当 CR=2 时, 信噪比为 36.50 dB, 当 CR=4 时, 信噪比为 40.57 dB, 重构精度高且重构信号与原始信号在大部分时间都基本重合, 仅在信号的起始部分和结尾部分出现较大的偏差, 如表 1 所示。

表 1 该系统与相关文献结果比较

Table 1 Comparison between the system and relevant references

参数	文献[22]	文献[23]	本文
最大输入信号频率/Hz	4 000	1 000	6 000
奈奎斯特采样频率/Hz	8 000	2 000	12 000
稀疏度	2	2	2
亚奈奎斯特采样率/Hz	2 000	500	1 500
压缩比 K	4	4	4
重构波形/dB	27.9	35	36.5

结果表明, 在心电信号测试时可以根据心电信号的能量分布情况, 自适应调整 TDC 的时钟频率, 实现能量最大化对心电信号进行重构并极大程度地降低系统功耗。并且本文的架构能在采集更高频率稀疏信号的情况下依然能够重构出原始信号, 且具有更高的信噪比。本文设计架构可将输入信号以低于奈奎斯特率进行采样并成功重构。

### 3.3 硬件系统验证

#### 1) 验证平台的构建与分析

为了能够准确验证该系统的功能, 在硬件测试实验中采用 NI 公司的 Compact RIO 仪器设备对信号进行采集和分析。具体测试平台实物如图 7 所示。

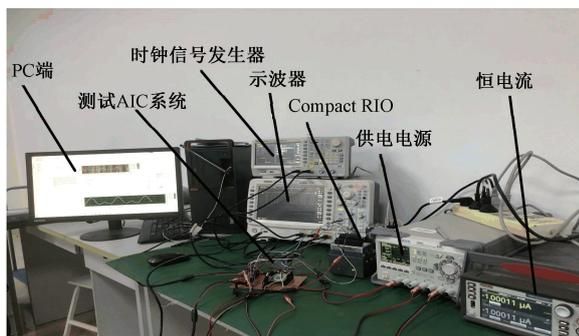


图 7 测试平台实物

Fig. 7 Physical test platform

测试过程是通过 NI-9205 采集数据并保存在 PC 端文件中, 随后在 MATLAB 平台上读取。根据调制波的不同, 该系统不仅可以采集模拟信号不同的特征, 还可以实

现信号的压缩采样。

#### 2) 测试结果分析

心电信号实物测试实验在 1.2 V 电源电压以及 300 kS/s 的采样频率下, 输入心电信号频率为 360 Hz。TDC 时钟频率为 5 MHz。实际测试波形如图 8 所示。

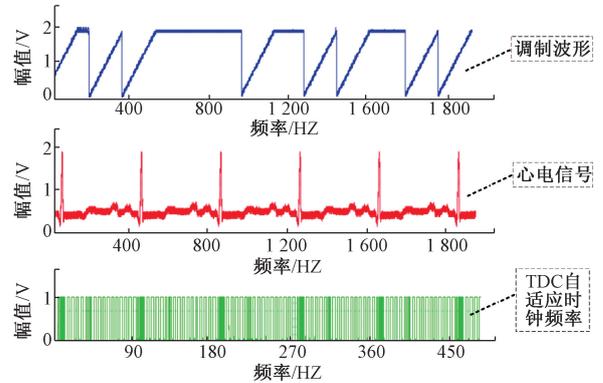


图 8 实际测试波形

Fig. 8 Actual test waveform

通过 NI-9205 采集 TDC 输出数据, 保存在 MATLAB 上, 部分数据读取如图 9 所示。

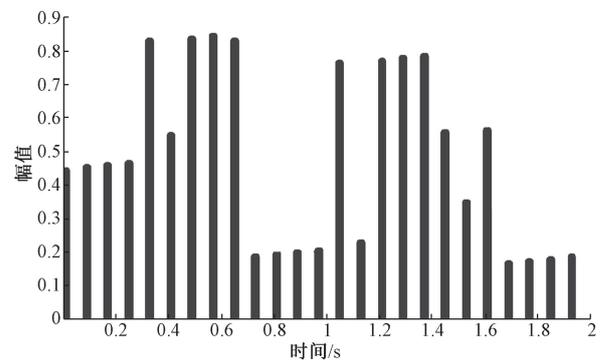


图 9 NI-9205 采集数据

Fig. 9 NI-9205 of data collection

对输出数据保存在 MATLAB 平台上, 使用 CoSaMP 算法重构得到心电信号波形如图 10 所示。

重构信号质量的评价指标<sup>[24]</sup>为均方根误差百分比 (percent root-mean-squared difference, PRD) 和重构信噪比 (reconstruction signal-to-noise ratio, RSNR)。

PRD 反应了原始信号与重建信号之间的能量差:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x(i) - \hat{x}(i))^2}{\sum_{i=1}^n (\hat{x}(i))^2}} \times 100\% \quad (25)$$

式中:  $x(i)$  为原始信号,  $\hat{x}(i)$  为重构信号。

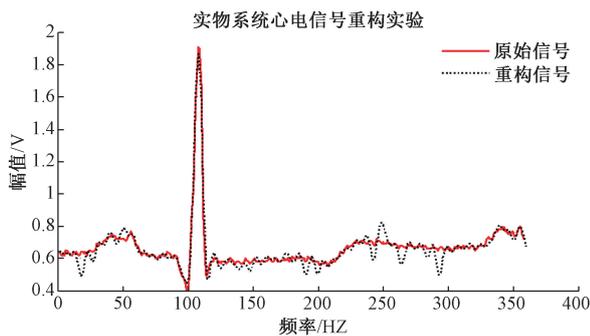


图10 心电信号重构波形

Fig. 10 Reconstruction waveform of ECG signal

RSNR 反映了重建结果的质量:

$$RSNR = 20 \log \left( \frac{\|x(i)\|_2}{\|x(i) - \hat{x}(i)\|_2} \right) \quad (26)$$

根据上述公式计算分析,重构心电信号的信噪比为 38.91 dB,重构精度 0.36%。通过计算可知系统总功耗为 1.2  $\mu$ W。

## 4 结 论

本文提出了一种用于心电信号检测的能量最大化 PWM-AIC 系统。针对心电信号所需量化精度较高,而现有 PWM-AIC 系统 TDC 部分的采样速率与量化精度成正比的问题。根据心电信号能量不均衡特性,提出基于功率谱熵的量化精度可调 TDC 设计方法。通过 MATLAB/Simulink 仿真平台和基于 Compact RIO 的半实物实验平台对精度可调的 PWM-AIC 系统进行了验证。实验结果表明相同压缩比的情况下,本文的精度可调 PWM-AIC 系统设计方法与随机解调硬件系统相比重构性能可以提升 9 dB 左右,整个系统总功耗仅为 1.2  $\mu$ W。

### 参考文献

- [1] DONOHO D L. Compressed sensing [J]. IEEE Transactions on Information Theory, 2006, 52(4): 1289-1306.
- [2] CANDES E J, ROMBERG J, TAO T. Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information [J]. IEEE Transactions on Information Theory, 2006, 52(2): 489-509.
- [3] LASKA J, KIROLOS S, MASSOUD Y, et al. Random sampling for analog-to-information conversion of wideband signals [C]. 2006 IEEE Dallas/cas Workshop on Design, Applications, Integration and Software, 2006: 119-122.
- [4] KIROLOS S, RAGHEB T, LASKA J, et al. Practical issues in implementing analog-to-information converters [C]. 2006 6th International Workshop on System-on-chip for Real-time Applications, 2006: 141-146.
- [5] KIROLOS S, LASKA J, WAKIN M, et al. Analog-to-Information conversion via random demodulation [C]. 2006 IEEE Dallas/CAS Workshop on Design Applications Integration and Software, 2006: 71-74.
- [6] LASKA J N, KIROLOS S, DUARTE M F, et al. Theory and implementation of an analog-to-information converter using random demodulation [C]. 2007 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2007: 1959-1962.
- [7] MISHALI M, ELDAR Y C. From theory to practice: Sub-Nyquist sampling of sparse wideband analog signals [J]. IEEE Journal of Selected Topics on Signal Processing, 2010, 4(2): 375-391.
- [8] YENDURI P K, ROCCA A Z, RAO A S, et al. A low-power compressive sampling time-based analog-to-digital converter [J]. IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems, 2012, 2(3): 502-515.
- [9] MANGIA M, ROVATTI R, SETTI G. Rakeness in the design of analog-to-information conversion of sparse and localized signals [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers, 2012, 59(5): 1001-1014.
- [10] PARESCHI F, ALBERTINI P, FRATTINI G, et al. Hardware-algorithms co-design and implementation of an analog-to-information converter for biosignals based on compressed sensing [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2016, 10(1): 149-162.
- [11] MANGIA M, PARESCHI F, CAMBARERI V, et al. Rakeness-based design of low-complexity compressed sensing [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers, 2017, 64(5): 1201-1213.
- [12] MARCHIONI A, MANGIA M, PARESCHI F, et al. Disturbance rejection with rakeness-based compressed sensing: Method and application to baseline/powerline mitigation in ECGs [C]. 2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), 2018: 1-5.
- [13] FLAHAT E L, BILLARD J, PLOURDE E. A comparison of ECG waveform features for the classification of normal and abnormal heartbeats [C]. 2018 Computing in Cardiology Conference (CinC), 2018: 1-4.
- [14] 傅春, 谭超, 董峰. 基于多频带谱熵的水平气液两相流结构复杂性分析 [J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(5): 1138-1146.

FU CH, TAN CH, DONG F. Structural complexity analysis based on the multiband spectral entropy in horizontal gas-liquid two-phase flow [J]. Chinese Journal

- of Scientific Instrument, 2015,36(5):1138-1146.
- [15] 邢海燕,葛桦,韩亚潼,等. 基于熵带与 DS 理论的焊缝等级磁记忆量化评价[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(3):610-616.  
XING H Y, GE H, HAN Y T, et al. Quantitative MMM evaluation of weld levels based on information entropy and DS evidence theory [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016,37(3):610-616.
- [16] APANDI Z F M, IKEURA R, HAYAKAWA S. Arrhythmia detection using MIT-BIH dataset: A review[C]. 2018 International Conference on Computational Approach in Smart Systems Design and Applications (ICASSDA), 2018:1-5.
- [17] SEVUKTEKIN N C, SINGER A C. Representation and reconstruction of finite-energy band-limited signals via pulse-width modulation [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2019, 67(19):5153-5168.
- [18] NEEDELL D, TROPP J A. CoSaMP: Iterative signal recovery from incomplete and inaccurate samples [J]. Applied and Computational Harmonic Analysis, 2009, 26(3):301-321.
- [19] 庄双勇, 赵伟, 黄松岭. 基于压缩感知 OMP 的超谐波测量新算法[J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(6):73-81.  
ZHUANG SH Y, ZHAO W, HUANG S L. New supraharmonics measurement algorithm based on CS-OMP[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(6):73-81.
- [20] KOCH T, VAZQUEZ-VILAR G. A rigorous approach to high-resolution entropy-constrained vector quantization[J]. IEEE Transactions on Information Theory, 2018, 64(4):2609-2625.
- [21] SINGH V, TEWARY S, SARDANA V, et al. Arrhythmia detection - A machine learning based comparative analysis with MIT-BIH ECG data[C]. 2019 IEEE 5th International Conference for Convergence in Technology (I2CT), 2019:1-5.
- [22] FU N, SONG P, ZHANG J, et al. A random demodulation hardware system with automatic synchronization function [C]. 2013 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2013:1554-1558.
- [23] ARRUDA B W S, FREIRE R C S, GURJAO E C, et al. Gain and offset calibration for an analog-to-information converter [C]. 2018 3rd International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT), 2018:1-5.
- [24] CRAVEN D, MCGINLEY B, KILMARTIN L, et al. Compressed sensing for bioelectric signals: A review[J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics,

2015, 19(2):529-540.

## 作者简介



**池博浩**, 2018 年于华北水利水电大学获得学士学位, 现为福州大学硕士研究生, 主要研究方向为信号采集、集成电路与系统等。

E-mail: chibohao2018@163.com

**Chi Bohao** received his B. Sc. degree from North China University of Water Resources and Electric Power in 2018. He is currently a master student at Fuzhou University. His main research interest includes acquisition of signal and integrated circuit and system, et al.



**江浩** (通信作者), 1998 年于南京航空航天大学获得学士学位, 2005 年于厦门大学获得硕士学位, 现为福州大学讲师, 主要研究方向为模拟及混合集成电路设计。

E-mail: jianghao@fzu.edu.cn

**Jiang Hao** (Corresponding author) received her B. Sc. degree from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 1998 and received her M. Sc. degree from Xiamen University in 2005. She is currently a lecturer at Fuzhou University. Her main research interest includes analog and mixed integrated circuit.



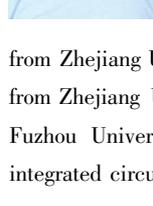
**钱慧**, 2004 年于华中师范大学获硕士学位, 2012 年于福州大学获得博士学位。现为福州大学物理与信息工程学院副教授, 主要研究方向为智能信息处理、智能加速计算、压缩采样电路与系统设计等。

E-mail: qianhui@fzu.edu.cn

**Qian Hui** received her M. Sc. degree from Central China Normal University in 2004, and received her Ph. D. degree from Fuzhou University in 2012. She is currently an associate professor at Fuzhou University. Her main research interest includes intelligent information processing, intelligent accelerated computing, compressed sampling circuit and system design, etc.

**冯忱晖**, 2011 年于浙江大学获得学士学位, 2016 年于浙江大学获得博士学位, 现为福州大学讲师, 主要研究方向为数模混合集成电路设计。

E-mail: fengch@fzu.edu.cn



**Feng Chenhui** received his B. Sc. degree from Zhejiang University in 2011, and received his Ph. D. degree from Zhejiang University in 2016. He is currently a lecturer at Fuzhou University. His main research interest is the mixed integrated circuit design.