

基于 EZW 的 ECG 压缩算法研究与改进

彭自然¹ 王国军^{1,2}

(中南大学信息科学与工程学院 长沙 410083)¹ (广州大学计算机科学与教育软件学院 广州 510006)²

摘要 嵌入零树小波(Embedded Zerotree Wavelet, EZW)作为一种高效的压缩方式,虽然在编码上具有一定的优越性,但是其多层零树结构信息编码会使信号的压缩比有所降低。因此,研究了 EZW 压缩算法的优化与改进。首先研究了使用提升小波格式处理 ECG 信号,其中重点研究了小波的消失矩提升规律与提升算法;其次对 EZW 压缩算法编码方式的改进进行了研究。对 ECG 分解信息进行特征值检测,然后根据特征信息将 ECG 的小波系数进行加权计算。通过衡量系数的权重,再进行优化编码,从而达到了改进压缩效益的目标。

关键词 小波变换,心电信号,压缩, EZW

中图分类号 TP311 **文献标识码** A **DOI** 10.11896/j.issn.1002-137X.2016.11.027

Research and Improvement of ECG Compression Algorithm Based on EZW

PENG Zi-ran¹ WANG Gou-jun^{1,2}

(School of Information Science and Engineering, Central South University, Changsha 410083, China)¹

(School of Computer Science and Educational Software, Guangzhou University, Guangzhou 510006, China)²

Abstract Embedded zero tree wavelet (EZW) is a kind of efficient compression method, although it has certain advantages in the coding, its multi-tree structure information coding will reduce the signal compression ratio. In this paper, the optimization and improvement of EZW compression algorithm were studied. First, the ECG signal is processed using the lifting wavelet scheme, and the law of lifting and lifting algorithm of wavelet transform are studied. Second, the improvement of the coding method of EZW compression algorithm is studied. Through the ECG information decomposition feature detection value, according to the feature information, the wavelet coefficients of ECG are weighted. By measuring the weight of the coefficient, and optimizing the coding, the goal of improving the efficiency of compression is achieved.

Keywords Wavelet transform, ECG signal, Compression, EZW

1 引言

心电远程监护系统强调数据处理的实时性,实时传输数据信息量大,造成无线传输成本与存储成本高,从而限制了实时监护的应用^[1]。有效压缩心电数据能够极大减少传输的信息量,降低传输成本。经过压缩处理的数据可以在网络上进行良好的输送,经过远程服务器处理后数据分析工程师可以实时分析处理。目前,小波变换作为一种主流的数字信号处理工具,在心电信号特征点的检测、心电信号的压缩等方面都有广泛运用^[2]。基于小波变换的嵌入式零树压缩算法(EZW)因其高效的压缩比成为当前主流的压缩算法^[3],但是其多层树形结构编码方式占用了存储空间,有进一步优化的空间^[4]。EZW 编码的过程是先对图像信号采用传统的小波变换,然后采取渐进式逼迫的方式将每层变换系数放置到指定位置,这种方式到目前为止依然是最高效的编码方法之一,但是 EZW 算法的多层结构编码方式也制约了压缩比的提升。本文研究基于提升方式的小波变换来替代传统的小波变

换,以提高 EZW 算法的速度,同时以信号特征值为导向,通过对小波系数进行加权运算,合理取舍压缩信息,进一步提高心电信号压缩质量与压缩效率^[5,6,9]。

2 心电信号 ECG 与小波变换

心脏活动产生激励电流,电流可以从心脏经过身体组织传到体表,使体表不同部位产生不同的电位变化。心电图(ECG)就是一条连续的曲线,按照心脏激动的时间顺序将体表电位的变化记录下来。典型的 ECG 是由下列波段构成的^[7],如图 1 所示。

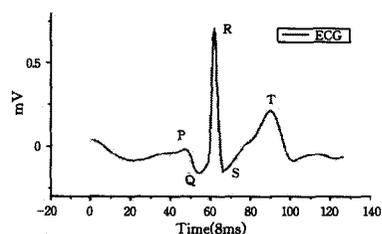


图 1 典型的心电图波形

到稿日期:2016-06-13 返修日期:2016-07-04 本文受国家自然科学基金资助项目(61073037,61272496,61272151),教育部博士点基金资助项目(20110162110043)资助。

彭自然(1969—),男,硕士,副教授,主要研究方向为智能终端技术、生命信号处理;王国军(1970—),男,博士,教授,主要研究方向为信息安全、透明计算。

通过小波分析能够解析出数字信号的局部特性,可以准确地分析出信号畸变时间、信号的趋势、信号的高阶不连续点等特性。小波分析还能以非常小的失真度实现对信号的压缩与消噪,是实现数据压缩的一种有力工具。离散的小波变换能够方便地实现计算机处理,在工程实践中得到了广泛应用。离散的小波变换的基本理论基础是傅立叶变换和多分辨率理论。根据多分辨率理论,相邻尺度空间基函数之间存在二尺度关系^[8]:

$$\varphi(t) = \sum_n h_0(n) \cdot \sqrt{2} \varphi(2t-n) \quad (1)$$

将式(1)对时间进行平移和伸缩,将 V_j 空间剩余尺度系数 $c_{j,k}$ 进一步分解,可分别得到 V_{j+1}, W_{j+1} 空间的剩余系数 $c_{j+1,k}$ 和小波系数 $d_{j+1,k}$ 。

$$c_{j+1,k} = \sum_m h_0(m-2k) c_j(m) \quad (2)$$

$$d_{j+1,k} = \sum_m h_1(m-2k) c_j(m) \quad (3)$$

同样将尺度空间 V_{j+1} 继续分解下去,可得任意尺度空间 V_j , 这就是 Mallat 提出的小波变换快速算法^[10,11]。

$$c_{j-1,m} = \sum_k c_{j,k} h_0(m-2k) + \sum_k d_{j,k} h_1(m-2k) \quad (4)$$

根据式(4)可以利用小波系数重建信号。根据 Mallat 算法,关键操作就是输入信号量与滤波器组进行卷积运算,设输入规模为 N ,滤波器长度为 L ,则算法复杂度为 $N * L$ 。低通与高通两个通道滤波的计算量为 $2 * N * L$ 。同时对于处理实时信号而言,传统 Mallat 算法存在边际效应,信号重建会产生局部失真现象^[12,13]。

3 EZW 数据压缩

通过对 ECG 信号进行小波变换可以发现,一维 ECG 信号的小波在相邻空间的系数之间存在明确的树状对应的关系^[18]。将每个较粗尺度空间上的系数看作父结点,则在较细尺度上的空间对应位置上有 2 个子结点,二叉树的层次结构十分明确。如图 2 所示,第 i 层的每个系数对应了 $i+1$ 层的 2 个小波系数^[19]。

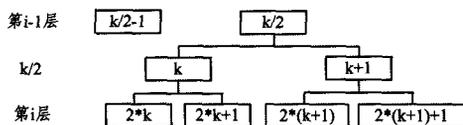


图 2 一维小波系数的零树结构

根据压缩编码需要,可以把小波系数分为 4 类:零树根、孤立零、重要系数、不重要系数。在有损压缩中,若可以忽略一些小于设定阈值的系数,则称小波系数是不重要系数;否则即为重要系数。如果树 T 的根节点 $T(i)$ 是不重要系数,且其所有后代也是不重要系数,那么 T 定义为零树, $T(i)$ 为零树根,用 ZTR 表示。定义系数 $T(i)$ 是孤立零,那么 $T(i)$ 应该满足两个特征: $T(i)$ 是不重要系数,同时在其后代中有重要系数。用 IZ 表示孤立零系数。为了提高编码效率,根据重要系数的正负性质又将其分成正重要系数和负重要系数两类,分别用 POS, NEG 表示。

为了便于处理,先对 ECG 信号分段,工程中常用 $\{2^k | 6 < k < 12\}$ 个数据单元为一段,对每段数据分别进行以下 4 个步骤的处理。

- (1) 对每段 ECG 信号进行多层小波变换。
- (2) 对每层小波分解的高频系数进行小波零树编码,编码

结果是由 ZTR, IZ, POS 和 NEG 表示的符号序列。

通过逐次比较,可以决定小波系数属于 ZTR, IZ, POS 和 NEG 中的哪一类。压缩中有两类信息需要保存:系数所在节点的属性及位置信息和系数的值。设置主表 MT 保存系数节点在二叉树中的位置信息及节点属性,其输出信息起到了恢复各重要值空间位置结构的作用,副表 ST 保存重要系数的幅值。根据主表信息可以准确将副表保存的值恢复到各层高频分量中^[14,15]。具体算法如下。

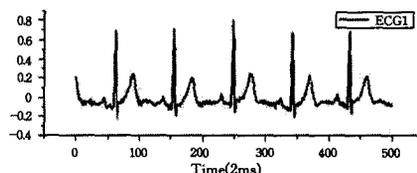
- 1) 如果 $x(i)$ 是正重要系数,则在主表 $MT[i]$ 置 POS, 副表 $ST[K++]$ 置 $x(i)$;
- 2) 如果 $x(i)$ 是负重要系数,则在主表 $MT[i]$ 置 NEG, 副表 $ST[K++]$ 置 $x(i)$;
- 3) 如果 $x(i) < T$, 则根据主表中的 $MT[i/2]$ 及 $MT[i/2+1]$ 的情况来确定;
- 4) 如果 $MT[i/2]$ 及 $MT[i/2+1]$ 都是 ZTR, 则主表 $MT[i]$ 置 ZTR;
- 5) 否则主表 $MT[i]$ 置 IZ, 副表 $ST[K++]$ 置 0。

(3) 最高层的低频小波系数不参与零树编码,这是由于这部分系数(当分段长度为 1024 时,低频小波系数有 32 点)包含 ECG 信号的大部分能量,一般对它们采用渐次逼近的编码算法进行无损压缩。例如,设有经过小波分解后产生的 3 层的高频分量 $X = \{\{19, 2, 1, 3\}, \{9, 1\}, \{6\}\}$, 设定 $T = 5$, 经过 EZW 算法后的结果如表 1 所列。

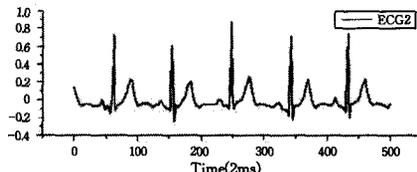
表 1 小波分解后产生主表与副表系数

MT	POS	POS	ZTR	POS	ZTR	ZTR	ZTR
ST	6	9	19				

本文采用 DB4 小波,满足正规性要求。使用 $N=4$ 时对应的小波滤波器系数进行 EZW 压缩,其效果如图 3 所示。



(a) 压缩前原始图像



(b) 解压缩后重建图像

图 3 ECG 信号通过 EZW 压缩前后效果比较

EZW 压缩编码与其他压缩编码方式相比,具有高压比、精度可变的优点。但是因为每轮 EZW 编码中必须嵌入结构标志位编码,所以会带来冗余信息,制约了编码的压缩比的提高。一般而言, EZW 压缩比 CR 在 1.25~1.80 之间,距实时移动 ECG 监护的要求还有较大距离^[16,17]。

4 EZW 改进算法

4.1 提升小波消失矩

在傅立叶变换理论的二进平移和伸缩思想的基础上建立了小波变换和多分辨率分析理论,因此小波分析在具有傅立叶分析某些特性的同时也秉承了一些缺点,比如小波尺度函

数构造困难、小波变换运算量大、时间空间复杂度高等。1996年,Swedens提出了小波提升算法,其中一个重要的特性就是可根据需要来设计小波基,并根据需求进行适应性调整,直接构造出具有独特个性的满足特别需求的小波函数。在数据压缩和去噪处理过程中,经过小波变换后应该使尽量多的小波系数为零或者产生尽量少的非零小波系数。小波的消失矩越高,小波分解后能量就越集中,而高频分量中包含的信号量就越少。为保证小波支撑宽度不变,本文通过使用提升方法提高小波的消失矩来提高压缩的效率^[18]。

双正交小波同时具有紧支撑、高消失矩和对称性等特性,是数字信号进行小波分析处理的常用工具。设双正交小波尺度函数分别为 $\phi(t)$, $\tilde{\phi}(t)$,小波函数及对称的小波函数为 $\psi(t)$, $\tilde{\psi}(t)$ 。对应的二尺度方程为:

$$\begin{cases} \phi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} h(k) \phi(2t-k), \tilde{\phi}(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} \tilde{h}(k) \tilde{\phi}(2t-k) \\ \psi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} g(k) \phi(2t-k), \tilde{\psi}(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} \tilde{g}(k) \tilde{\phi}(2t-k) \end{cases} \quad (5)$$

其精确重构的条件为:

$$\begin{cases} \tilde{h}(Z)h(Z^{-1}) + \tilde{g}(Z)g(Z^{-1}) = 2 \\ \tilde{h}(Z)h(-Z^{-1}) + \tilde{g}(Z)g(-Z^{-1}) = 0 \end{cases} \quad (6)$$

当 N, N' 满足下式时:

$$\begin{cases} \int_{-\infty}^{+\infty} t^k \phi(t) dt = 0, 0 \leq k < N \text{ 且 } \int_{-\infty}^{+\infty} t^N \phi(t) dt \neq 0 \\ \int_{-\infty}^{+\infty} t^k \psi(t) dt = 0, 0 \leq k < N' \text{ 且 } \int_{-\infty}^{+\infty} t^{N'} \psi(t) dt \neq 0 \end{cases} \quad (7)$$

称 $\phi(t)$ 消失矩为 N , $\psi(t)$ 消失矩为 N' 。

Daubechies和Sewdens研究并给出了多相位矩阵因子分解定理,分解定理构成了小波变换提升实现的理论基础。该定理描述如下。

定理 1 给定双正交滤波器初始集合 $\{H_j, \tilde{H}_j, G_j, \tilde{G}_j\}$,则通过如下方法获得一个新的双正交滤波器组 $\{H_j, \tilde{H}_j^{sw}, G_j^{sw}, \tilde{G}_j\}$,其中 S_j 是一个Laurent多项式^[21]:

$$\begin{cases} H_j^{sw} = H_j \\ \tilde{H}_j^{sw} = \tilde{H}_j + S_j \tilde{G}_j \\ \tilde{G}_j^{sw} = \tilde{G}_j + S_j^* H_j \\ \tilde{G}_j^{sw} = \tilde{H}_j \end{cases} \quad (8)$$

由此想到,能否利用定理1对小波进行提升,在保持原有特性的前提下,提高其消失矩,使压缩的效率得到优化。下面给出一个有关小波消失矩的定理。

定理 2 双正交尺度函数 $\phi(t)$,小波函数 $\psi(t)$,其对应的滤波器 $h(Z), \tilde{h}(Z), g(Z), \tilde{g}(Z)$ 满足式(5)一式(7),则以下3条结论互为充分必要条件^[19,20]:

- (1) 尺度函数 $\phi(t)$ 具有 N 阶消失矩。
- (2) 滤波器系数 $g(Z)$ 具有 N 阶消失矩。
- (3) Laurent多项式 $g(Z) = \sum_n g_n Z^{-n} q(Z)$ 在 $Z=1$ 处有 N 重零点,即:

$$g(Z) = (Z-1)^N q(Z) \quad (9)$$

此定理由消失矩的定义及二尺度差分方程容易得证。设初始的双正交小波具有 N, N' 阶消失矩,则对应的滤波器 $g(Z), \tilde{g}(Z)$ 在 $Z=1$ 处分别有 N, N' 重零点。

$$g(Z) = (Z-1)^N q(Z), \tilde{g}(Z) = (Z-1)^{N'} \tilde{q}(Z) \quad (10)$$

其中, $q(Z), \tilde{q}(Z)$ 为Laurent多项式且有 $q(1) \neq 0, \tilde{q}(1) \neq 0$ 。

根据定理2可知,提高小波函数的消失矩实际上就是提高对应的滤波器 $g(Z)$ 在 $Z=1$ 处的零点的重数。

定理 3 如果采用提升系数 $S(Z)$ 可以将小波函数 $\psi(t)$ 的消失矩从 N 提高到 $N+\Delta N$,则多项式 $S(Z)$ 在 $Z=1$ 处必然有 N 重零点。

证明:将式(9)代入式(8)有:

$$\begin{aligned} g^{sw}(Z) &= (Z-1)^N q(Z) + g(Z)S(Z^2) \\ &= (Z-1)^{N+\Delta N} q^{sw}(Z) \end{aligned} \quad (11)$$

由式(11)可知,Laurent多项式 $g(Z)s(Z^2)$ 一定可以被 $(Z-1)^N$ 整除。由 $h(1) \neq 0$ 知, $s(Z^2)$ 必然可以被 $(Z-1)^N$ 整除,由对称性可得到 $Z=-1$ 也是 $s(Z^2)$ 的重零点。因此,得到 $Z=1$ 是Laurent多项式 $s(Z)$ 的 N 重零点。那么 $s(Z)$ 具有哪些约束条件呢?如何才能构造一个满足要求的 $s(Z)$ 呢?将 $s(Z)$ 多项式展开成如下形式:

$$s(Z, l) = Z^{-1} (Z-1)^N t(Z) \quad (12)$$

其中, $t(Z)$ 为一般意义上的多项式,而参数 l 为反映提升系数起始位置的一个整数。将式(9)代入式(8),并在等式两边同时除以 $Z^{-2l} (Z-1)^N$,得到:

$$\begin{aligned} F(Z) &= Z^{2l} q(Z) + (Z+1)^N h(Z) t(Z^2) \\ &= Z^{2l} (Z-1)^{\Delta N} q^{sw}(Z) \end{aligned} \quad (13)$$

其中, $F(Z) = g^{sw}(Z)/Z^{-2l} (Z-1)^N$ 。由式(13)可知,Laurent多项式 $F(Z)$ 可以被 $(Z-1)^{\Delta N}$ 整除,根据多项式的性质可知,在 $Z=1$ 处的函数值以及前 $\Delta N-1$ 阶导数值都为零,即

$$F^k(1) = 0, k=1, 2, \dots, \Delta N-1 \quad (14)$$

将上述过程反过来,当存在 $F(Z)$ 满足的条件时,按照给出的系数 $s(Z)$ 进行提升所得到的滤波器必然也具有 $N+\Delta N$ 阶消失矩,因此方程给出了提升系数所要满足的充要条件,这给设计提升系数提供了依据^[21]。

4.2 提升算法与实例

本文设计提升系数来将小波函数的消失矩从 N 阶提高到 $N+\Delta N$ 阶,具体过程归纳如下^[22]。

第一步 根据滤波器 $h(Z)$ 及其消失矩 N ,计算相应的Laurent多项式 $q(Z) = h(Z)/(Z-1)^N$ 。

第二步 根据滤波器 $h(Z)$ 及起始位置参数 l ,计算系数 a_k, b_k ,从而得到关于系数 t 的线性方程组:

$$\begin{aligned} At &= B \\ A &= \{a_1, a_2, \dots, a_{\Delta N-1}\}^T \\ B &= \{b_1, b_2, \dots, b_{\Delta N-1}\}^T \end{aligned}$$

第三步 求解 ΔN 阶线性方程组,得到唯一确定的前 ΔN 个 $(t_i)_{i=0}^{\Delta N-1}$ 。

第四步 将 ΔN 个 $(t_i)_{i=0}^{\Delta N-1}$ 代入式(12)。由此可以得到多项式 $t(Z)$,再将其代入式(12)得出提升系数 $s(Z, l)$ 。

本文以Lazy小波为例说明消失矩提升过程^[23]。

$$h(Z) = \tilde{h}(Z) = 1, g(Z) = \tilde{g}(Z) = Z^{-1} \quad (15)$$

显然对应的小波尺度函数与小波函数有消失矩 $N=0, N'=0$ 。现在进行一个 $N=2, N'=2$ 的提升。

$$\begin{aligned} F(Z) &= Z^{2l} q(Z) + (Z+1)^N h(Z) \sum_{i=0}^{\Delta N-1} t_i (Z^2-1)^i \\ &= Z + t_0 + t_1 (Z^2-1) \end{aligned} \quad (16)$$

由 $F^k(1) = 0, k=0, 1$ 得出方程组:

$$\begin{cases} F(1) = 1 + t_0 = 0 \\ F'(1) = 1 + 2t_1 = 0 \end{cases} \quad (17)$$

得解:

$$\begin{cases} t_0 = -1 \\ t_1 = -\frac{1}{2} \end{cases} \quad (18)$$

代入式(16)得 Laurent 多项式 $t(Z)$:

$$t(Z) = -\frac{1}{2}(1+Z) \quad (19)$$

得到提升因子 $s(Z)$:

$$s(Z) = -\frac{1}{2}(1+Z^{-1}) \quad (20)$$

通过代入式(13),得到提升的滤波器为:

$$\begin{cases} \tilde{g}(Z) = -\frac{1}{2}Z^{-2} + Z^{-1} - \frac{1}{2} \\ h(Z) = \frac{1}{2}Z^{-1} + 1 - \frac{1}{2}Z \end{cases} \quad (21)$$

同样构造提升因子 $\tilde{s}(Z) = -\frac{1}{4}(Z^{-1}+1)$,通过提升方案得到:

$$\begin{cases} h(Z) = \frac{1}{2}Z^{-1} + 1 + \frac{1}{2}Z \\ g(Z) = -\frac{1}{8}Z^{-3} - \frac{1}{4}Z^{-2} + \frac{3}{4}Z^{-1} - \frac{1}{4} - \frac{1}{8}Z \\ \tilde{h}(Z) = -\frac{1}{8}Z^{-2} + \frac{1}{4}Z^{-1} + \frac{3}{4} + \frac{1}{4}Z - \frac{1}{8}Z^2 \\ \tilde{g}(Z) = \frac{1}{2}Z^{-1} + Z - \frac{1}{2} \end{cases} \quad (22)$$

图 4 示出了经过不同消失矩小波变换后的效果。

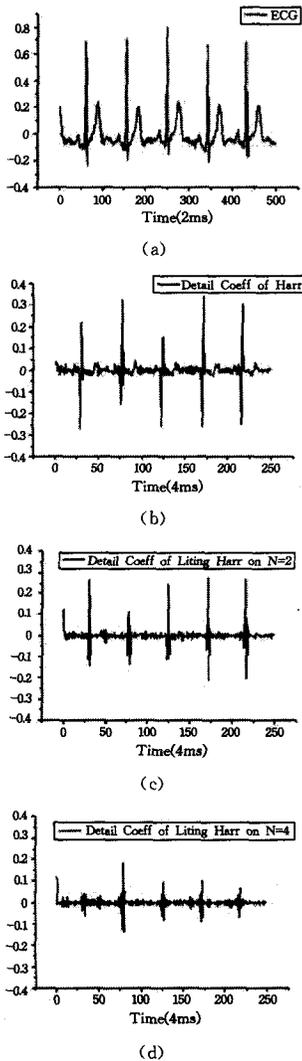


图 4 Harr 小波不同提升格式下的高频系数

如图 4(b)所示,对一段心电数据用 Harr 小波直接进行一层小波分解后,高频系数的 PSNR=11.751;如图 4(c)所示,将 harr 小波进行消失矩为 $N=2$ 的提升后进行一层小波分解,高频系数的 PSNR=17.235;如图 4(d)所示,将 harr 小波进行消失矩为 $N=4$ 的提升后进行一层小波分解,高频系数的 PSNR=22.235。

4.3 EZW 编码优化与改进

经过高阶消失矩小波分解,虽然能量集到了低频分量,但是在 ECG 信号的 QRS 波群及 T 波处,信号变化明显,无论如何处理,从图 4 可以看出,总是有些细节信息从高频分量体现出来。因此如何合理地处理这部分信息,成为决定 EZW 效率的另一个关键。本文采取 3 个方面的措施来改进 ECG 信号的分解系数进行加权计算,根据计算后的系数的权重来合理取舍信号细节。相对于采用阈值进行系数过滤处理,这种方法显然更加合理。心电信号 95% 以上的能量集中在 QRS 波 T 波处的 0.25~3.0 的频带之间。如果压缩前检测出 ECG 信号的这些特征信号,就可以准确定位压缩的重要信息,从而可以优先保存关键信息,在信号保真度不变的前提下,进一步提高压缩比,具体步骤如下。

第一步 对原始 ECG 信号进行第二代小波分解。

第二步 在尺度为 16 的分辨率下,定位 R 波,因为 ECG 波的主要能量集中在这层,而 R 波的信息在这层体现得特别清楚。

第三步 在尺度为 8 的分辨率下,定位 T 波;在尺度为 4 的分辨率下,定位 Q 波与 T 波。当 R 波与 T 波两个主峰定位后,再准定 Q, S 波就比较容易。

第四步 在逐层分解的过程中根据所得到的低频分量与高频分量进行加权运算,完成特征值定位。

第五步 运用以上特征定位信息,对小波分解的高频信号量进行预处理,具体算法为:如果高频分量 $x[i]$ 落在特征值对应的区间,保留原值不变;如果高频分量 $x[i]$ 没有落在特征值对应的区间,则进一步判断,如果高频分量 $x[i] > T$, $x[i]$ 保留原值不变;如果高频分量 $x[i] < T$ 或者 $x[i] = T$, 则 $x[i] = 0$ 。

通过这样的处理,确保了特征值相关的细节信息被保留,同时过滤了噪声。其次,改造 EZW 主表 MT 的结构,使之更加精简高效。EZW 加密算法的主表 MT 主要是为了保存结构信息,但是也造成了一些空间浪费。通过第二代小波分解实验发现,分辨率越低,高频分解系数越大,高频分解系数所表征的能量也越大。因此,完全保留低分辨率空间的高频系数,将 EZW 压缩主要运用于高分辨率的分解系数。例如,进行 5 层小波分解,我们只对第 1 层第 2 层进行压缩,完全保留第 3~5 层的信息。这样可以有效减少主表的长度^[23,24]。

最后本文通过限定 ST 表中数据元素的长度来进一步节省空间。由于 ST 表中数据元素是高频分解系数,代表了数据间的差异性细节,相对原始数据而言是数值比较小的。表 2 是采样频率为 100HZ, ADC 转换数据位数为 12 位,数据长度为 64 的一组心电数据经过第二代小波变换后的第 1 层高频分量。

表2 心电数据第1层高频分量

ECG 数据第1层高频分量															
0	2	0	0	-1	0	0	3	0	6	2	0	0	0	0	0
0	0	1	0	0	3	2	0	-1	0	0	1	0	1	2	0
1	2	0	1	0	5	6	0	4	0	5	0	9	0	7	0
0	-4	0	5	0	0	2	0	0	1	0	0	1	0	-7	0

从表2可见,原始数据12位,而高频分量细节仅仅只需4位就可以表示出来。因此重新定义 POS 和 NEG; POS1 表示不超过4位的正系数数据; POS2 表示不超过8位的正系数数据; NEG1 表示绝对值长不超过4位的负系数数据; NEG2 表示绝对值长不超过8位的负系数数据。根据 Huffman 编码方案,有:

$$(ZTR)_2 = (00)_2, (POS1)_2 = (100)_2, (POS2)_2 = (101)_2 \quad (23)$$

$$(IT)_2 = (01)_2, (NEG1)_2 = (110)_2, (NEG2)_2 = (100)_2 \quad (24)$$

这样虽然主表长度 MT 会有所增加,但是大大减少了副表 ST 的长度。

优化后的具体 EZW 算法如下。

第一步 选用框架性好的正交基作为分解的尺度函数,进行二代小波分解。

第二步 对分解系数进行扫描,如果该系数落在特征值的域 W,则在标记向量里相应的位置 1;否则置 0。如果系数超过某一阈值,但没有落在特征域 W,同样进行标记,以保证奇异点信息不被忽略。经过这样的处理,重要信息与框架信息被完好地保留,噪声与可忽略的信息得以屏蔽。

最后,进行嵌入式编码。算法如下。

1)扫描标志向量,如果标志为 1,则查找系数表,将对应的系统进行编码;否则略过。

2)如果系数小于 0,取反后判断其绝对值是否大于 16,如果大于或等于 16 则标记为 NEG2;否则标记为 NEG1。

3)如果系数大于 0,判断其绝对值是否大于 16,如果大于或等于 16,则标记为 POS2;否则标记为 POS1。

4)如果系数等于 0,并且子节点的对应的信息为 ZTR,则置主表信息为 ZTR;否则置 1Z。

经过以下处理,编码结构如表 3 所列。

表3 EZW 编码结构

总字节数	低频系数与保留高频系数	分解系数编码主表	分解系数编码副表
------	-------------	----------	----------

以上编码需要先做特征值检测,然后再实现数据压缩。实验证明,在失真率可容忍的前提下,压缩比 CR 可达到 8:1,远远超过普通 EZW 算法的压缩效率。

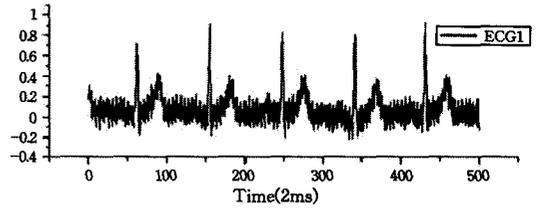
5 实验结果与结论

评价 EC 压缩算法的性能主要有压缩比(CR)和均方误差比(PRD)两个指标。设有 $f(i)$ 为原始数据, $f'(i)$ 为解压缩后的重构数据。PRD 定义为:

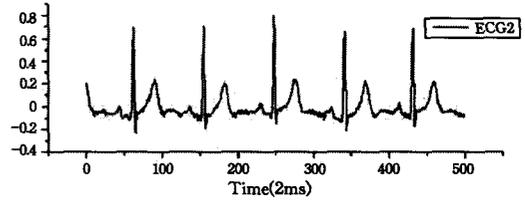
$$PRD = \sqrt{\frac{\sum [f(i) - f'(i)]^2}{\sum f(i)^2}} \times 100 \quad (25)$$

$$CR = \frac{N * b}{B} \quad (26)$$

其中, N 表示采样点的个数; b 表示采样的位数; B 表示压缩后样本所需要的总的位数。从本文项目中研制出的健康监护手表 mWatch 中获取 3200ms 时长的 3200 个数据作为测试样本。图 5(a)是没有经过数字滤波的原始 ECG 图像,图 5(b)是经过优化 EZW 压缩再解压后得到的重构图。虽然 CR=8,但是 PRD 仅有 7.1,说明失真度很小。



(a)原始图像



(b)解压后重建图像

图5 经过 EZW 再解压重构的 ECG 图

本文采用普通 EZW 算法和本文的 EZW 优化算法分别对 ECG 进行数据压缩,表 4 列出了测试结果。图 6 表明,同样条件下优化 EZW 算法的 PRD 具有明显优势。实验结果表明,本文提出的 ECG 压缩算法高压比高,失真度低。经过高比例压缩仍然能够完美重建 ECG 图像。本文算法已在本文项目中研制出的健康监护手表 mWatch 中得到应用。

表4 经典 EZW 算法和优化 EZW 算法测试对比

	CR	2	4	6	8
PRD	优化 EZW	1.35	2.51	3.74	5.16
	普通 EZW	2.68	3.74	6.67	12.42

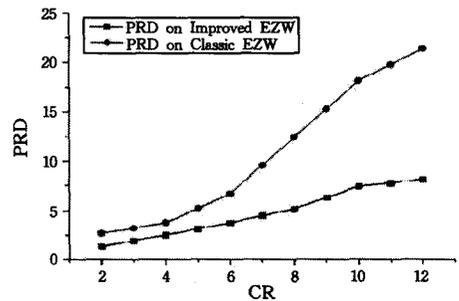


图6 优化 EZW 与经典 EZW 效果比较

结束语 在移动心电实时监护系统中,对 ECG 实时信号进行有效压缩至关重要,实践中要求压缩比约为 10,同样又要能够保证关键信息不丢失、不失真。本文方法以 EZW 为基础,较经典 EZW 方法有所提高,但本文认为基本 ECG 的特殊性、周期性还有更好的方法值得探索。

参考文献

[1] Dehkordi V R, Daou H, Labeau F. A Channel Differential EZW Coding Scheme for EEG Data Compression[J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2011, 15(6): 831-838

- [2] Cheng K J, Dill J. Lossless to Lossy Dual-Tree BEZW Compression for Hyperspectral Images[J]. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 2014, 52(9): 5765-5770
- [3] Chopra G, Pal A K. An Improved Image Compression Algorithm Using Binary Space Partition Scheme and Geometric Wavelets [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2011, 20(1): 270-275
- [4] Strahl S, Hansen H, Mertins A. A Dynamic Fine-Grain Scalable Compression Scheme With Application to Progressive Audio Coding[J]. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 2011, 19(1): 14-23
- [5] Ktata S, Mahjoubi H. A zero tree coding for compression of ECG signal using EZW and SPIHT[C]//38th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society (IECON 2012). Montreal, QC, 2012: 1458-1464
- [6] Gupta T V S, Naveen C, Satpute V R, et al. Image security using chaos and EZW compression[C]//2014 Students Conference on Engineering and Systems(SCES). Allahabad, 2014: 1-6
- [7] Wei Z. An Improved Image Encoding Algorithm Based on EZW and Huffman Joint Encoding[C]//2014 Ninth International Conference on P2P, Parallel, Grid, Cloud and Internet Computing(3PGCIC). Guangdong, 2014: 217-220
- [8] Kancelkis D, Kančelkis D. A new approach to quad-tree analysis in EZW algorithm[C]//2012 19th International Conference on Systems, Signals and Image Processing(IWSSIP). Vienna, 2012: 600-603
- [9] Singh R, Srivastava V K. Performance comparison of arithmetic and Huffman coder applied to EZW codec[C]//2012 2nd International Conference on Power, Control and Embedded Systems(ICPCES). Allahabad, 2012: 1-6
- [10] Srikanth S, Meher S. Compression efficiency for combining different embedded image compression techniques with Huffman encoding[C]//2013 International Conference on Communications and Signal Processing(ICCSIP). Melmaruvathur, 2013: 816-820
- [11] Hadjem T, Azzaz M S, Tanougast C, et al. A new image cryptocompression system SPIHT-PSCS[C]//2014 International Conference on Control, Decision and Information Technologies (CoDIT). Metz, 2014: 706-711
- [12] George R, Manimekalai M A P. A novel approach for image compression using zero tree coding[C]//2014 International Conference on Electronics and Communication Systems (ICECS). Coimbatore, 2014: 1-5
- [13] Singh P, Singh P. A comparative study of improved Embedded Zerotree Wavelet image coder for true and virtual images[C]//2012 Students Conference on Engineering and Systems(SCES). Allahabad, Uttar Pradesh, 2012: 1-5
- [14] Chen Z, Mu C, Xu F. An improvement of embedded zero tree wavelet coding based on compressed sensing[C]//2014 5th IEEE International Conference on Software Engineering and Service Science(ICSESS). Beijing, 2014: 1177-1180
- [15] Loomans M J H, de With P H N. Complexity reduction of wavelet codecs through modified quality control[C]//2013 IEEE International Conference on Image Processing. Melbourne, VIC, 2013: 1670-1674
- [16] Sun Zhen-yu, Chen Xiang, Zhang Yao-jun, et al. Nonvolatile Memories as the Data Storage System for Implantable ECG Recorder[J]. *ACM Journal on Emerging Technologies in Computing Systems*, 2012, 8(2): 1-16
- [17] Gu Xiao-qi, Zhu Yong-xin, Zhou Sheng-yan, et al. A Real-Time FPGA-Based Accelerator for ECG Analysis and Diagnosis Using Association-Rule Mining [J]. *ACM Trans. Embed. Comput. Syst*, 2016, 15(2): 1-23
- [18] Mishra S, Sawarkar S, Saha P. Comparison of different wavelet coder[C]//Proceedings of the International Conference Workshop on Emerging Trends in Technology 2011(ICWET '11). ACM, New York, NY, USA, 2011: 92-95
- [19] Mishra S, Sawarkar S, Ghosh S. Modified EZW, a wavelet coder [C]//Proceedings of the International Conference & Workshop on Emerging Trends in Technology 2011(ICWET '11). ACM, New York, NY, USA, 2011: 88-91
- [20] Ebrahimzadeh A, Azarbad M. ECG compression using wavelet transform and three-level quantization[C]//2010 6th International Conference on Digital Content, Multimedia Technology and its Applications(IDC). Seoul, 2010: 250-254
- [21] Khan J, Bhuiyan S M A, et al. Embedded-Zerotree-Wavelet-Based Data Denoising and Compression for Smart Grid[J]. *IEEE Transactions on Industry Applications*, 2015, 51(5): 4190-4200
- [22] Cheng K J, Dill J. Lossless to Lossy Dual-Tree BEZW Compression for Hyper spectral Images[J]. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 2014, 52(9): 5765-5770
- [23] Chopra G, Pal A K. An Improved Image Compression Algorithm Using Binary Space Partition Scheme and Geometric Wavelets [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2011, 20(1): 270-275
- [24] Dong Wei-jun, Zhou Ming-quan, Gen Guo-hua. The Improvement of EZW Coding Based on Multi-Wavelet Transform[J]. *Computer Science*, 2005, 32(7): 176-179 (in Chinese)
董卫军, 周明全, 耿国华. 基于多小波的零树编码[J]. *计算机科学*, 2005, 32(7): 176-179
- [25] Zhu Ling-yun, Lu Xiong. A Study of Ambulatory ECG Down-sampling Compression Method Based on Feature Waves Detection[J]. *Journal of Chongqing University of Technology (Natural Science)*, 2011, 25(5): 70-74 (in Chinese)
朱凌云, 卢雄. 基土特征波形检测的动态心电图数据压缩方法[J]. *重庆理工大学学报(自然科学版)*, 2011, 25(5): 70-74