

基于小波变换的混合二维 ECG 数据压缩方法

王兴元, 孟娟

(大连理工大学电子与信息工程学院, 大连 116024)

摘要: 提出了一种新的基于小波变换的混合二维心电图 (electrocardiogram, ECG) 数据压缩方法。基于 ECG 数据的两种相关性, 该方法首先将一维 ECG 信号转化为二维信号序列。然后对二维序列进行了小波变换, 并利用改进的编码方法对变换后的系数进行了压缩编码: 即先根据不同系数子带的各自特点和系数子带之间的相似性, 改进了等级树集合分裂 (set partitioning hierarchical trees, SPIHT) 算法和矢量量化 (vector quantization, VQ) 算法; 再利用改进后的 SPIHT 与 VQ 相混合的算法对小波变换后的系数进行了编码。利用所提算法与已有具有代表性的基于小波变换的压缩算法和其他二维 ECG 信号的压缩算法, 对 MIT/BIH 数据库中的心律不齐数据进行了对比压缩实验。结果表明: 所提算法适用于各种波形特征的 ECG 信号, 并且在保证压缩质量的前提下, 可以获得较大的压缩比。

关键词: ECG 压缩; 小波变换; 等级树集合分裂; 矢量量化; 有效性

中图分类号: R318.19

0 引言

ECG 信号是心脏诊断中一种重要的生理学信号, 其数据量取决于采样速率、采样时间等。通常 ECG 信号的数据量是很庞大的, 如一天的 ECG 数据记录约需 100 MB 的存储空间。因此, ECG 信号的压缩对其存储、传输和远程诊断等具有重要意义, 它已成为生物医学工程中一个非常重要的研究领域^[1]。ECG 数据压缩是指在保留主要诊断信息的前提下, 尽可能多地降低 ECG 信号的比特率。ECG 中的诊断信息主要分布在 P-QRS-T 波群中^[2]。近 30 年来, 人们提出了许多 ECG 数据压缩方法。这些方法大致可分成两大类: 直接方法和变换方法^[1]。在直接方法中, ECG 信号被直接压缩, 例如: AZTEC (amplitude zone time epoch coding) 方法、TP (turning point) 方法、SAPA (scan-along polygonal approximation) 方法以及 DPCM (differential pulse code modulation) 方法^[1,3-6]等。在变换编码方法中, ECG 信号被变换到变换域内以便取得更好的压缩效果, 例如: Fourier 变换、Walsh 变换、离散余弦变换 (discrete cosine transform, DCT)^[7,8]以及小波变换 (wavelet transform)^[9,10]等。在大多数情况下, 直接方法就压缩系统的复杂性而言要优于变换方法; 但是变换方法通常可以获得较高的压缩比, 而且变换方法对于原始 ECG 信号中的噪声并不十分敏感^[1]。

ECG 波形通常表现出两种类型的相关性: 每

个心动周期中相邻采样点之间的心跳内的相关性 (intrabeat correlation) 和相邻心动周期之间的心跳间的相关性 (interbeat correlation)^[2,11]。然而, 近年来大部分的心电压缩方法^[12-15]并没有很好地利用心跳间的相关性。为此, 本文提出了一种 ECG 信号的混合二维压缩方法, 即针对小波变换后不同系数子带的特点, 对于小波系数采用了 SPIHT 和 VQ 相混合的编码方式, 并充分地利用了心跳间的相关性, 从而有效地提高了压缩效果。

1 SPIHT 算法和 VQ 算法

1996 年, Said 和 Pearlman^[16]提出了基于嵌入零树编码思想的 SPIHT 算法。该算法在小波变换域采用了图 1 所示的等级四叉树数据结构 (也称为空间方向树)。这种空间树结构的父子节点之间存在着很强的相关性。相关统计表明, 如果某个较低分辨率上的系数小于某个阈值, 那么在较高分辨率上该系数所对应的后代系数均小于该阈值的可能性极大。如果小波系数大于某给定阈值, 则称其为重要系数; 反之称为不重要系数。

收稿日期: 2006-04-25

基金项目: 国家自然科学基金项目 (60573172) 和辽宁省教育厅高等学校科学技术研究项目 (20040081)

通讯作者: 王兴元, 电话: (0411)82056240,

E-mail: wangxy@dlut.edu.cn

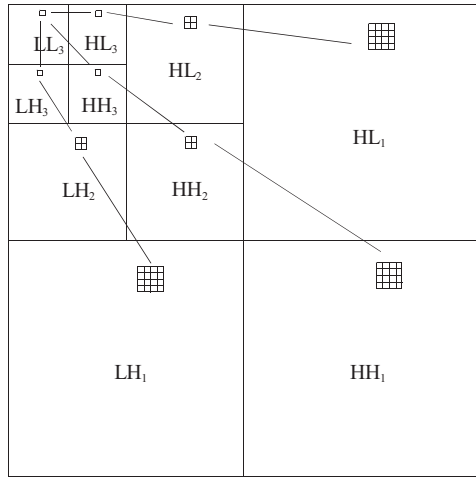


Fig.1 Spatial orientation tree structure

SPIHT 算法在执行过程中使用了 3 个链表存储相关的小波系数:

- (1) 重要像素集合表 (list of significant pixels, LSP);
- (2) 不重要像素集合表 (list of insignificant pixels, LIP);
- (3) 不重要集合表 (待编码集合) (list of insignificant sets, LIS)。

算法通过初始化、排序过程 (sorting pass)、细化过程 (refinement pass) 和量化步长更新这 4 个子过程完成嵌入编码。具体过程可参考文献^[6]。

矢量量化 (VQ) 是一种高效的数据压缩技术^[7], 已广泛应用于图像编码、语音编码和模式识别等相关领域。VQ 是用样本值形成 k 维空间中的一个矢量, 然后对此矢量进行量化, 只传输或存储矢量地址, 因而可以大大提高压缩比, 图 2 给出了 VQ 编码和解码过程。

定义映射 $Q: R^k \rightarrow C$, 即 Q 将 k 维欧氏空间中

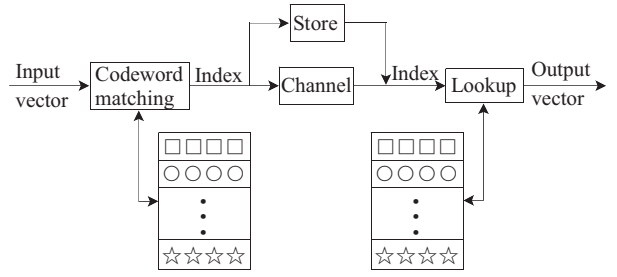


Fig.2 Sketch of encoding and decoding of vector quantization

矢量点 x 映射为子集 C , 这里 $C = \{c_1, c_2, \dots, c_N\}$ 称为码书, N 为码书大小, $c_i = \{c_{i1}, c_{i2}, \dots, c_{ik}\}$ 为码书中的 k 维码字。VQ 过程通常分为 3 个阶段: 码书设计、编码和解码。设 $x_t = \{x_{t(1)}, x_{t(2)}, \dots, x_{t(k)}\}$ 为时刻 t 的 k 维输入矢量, x_t 和 c_i 之间的失真测度用样本与码字间距离的平方

$$d(x_t, c_i) = \|x_t - c_i\|^2 = \sum_{j=1}^{k-1} [x_{t(j)} - c_{ij}]^2$$

来表示。编码器从码书 C 中找出一个与该输入矢量最匹配的码字 c_{i^*} 来代替该输入矢量。找到最匹配码字后, 编码器用码字 c_{i^*} 的标号 i^* 代替输入矢量 x_t 进行存储和传输。VQ 解码器根据接收到的标号很容易从码书中找到相应的码字。

2 本文算法

ECG 信号通常表现出较强的心跳间的相关性以及心动周期内部各采样点之间的心跳内相关性。基于 ECG 信号的这一性质, 本文提出了一种二维 ECG 信号压缩方法。图 3 为该算法的编码过程。下面具体给出编码算法的基本步骤。

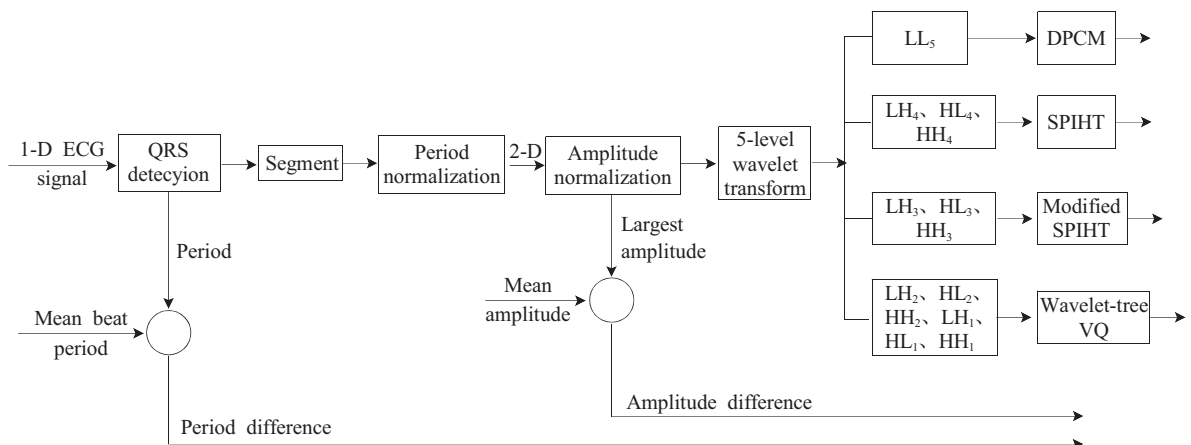


Fig.3 Encoding process of the proposed compression algorithm

2.1 一维 ECG 信号的 QRS 复合波的提取

为了充分利用心跳间的相关性,需要对一维 ECG 信号进行 QRS 复合波的提取,并根据提取出的结果对原始一维 ECG 信号进行重新分割和排列。因此, QRS 复合波提取算法的准确性对本文算法的压缩效果有一定的影响。作者使用了两个较典型的 QRS 复合波提取算法进行了实验,即: Okada^[18]利用数字滤波技术提取 QRS 复合波的算法和 Kadambe 等^[19]基于二进小波变换 (dyadic wavelet

transform, D_yWT) 的 QRS 复合波提取算法。

2.2 二维 ECG 信号序列的建立

图 4 给出了一维 ECG 信号经过 QRS 复合波提取后,被分割、补零和排列成二维 ECG 序列的过程;其中图(B)为从信号起点开始,将信号按心动周期分段、补零后排列而成的二维序列;图 4(C)为图 4(B)的灰度图,图 4(C)中白色带状区域对应于 QRS 复合波。

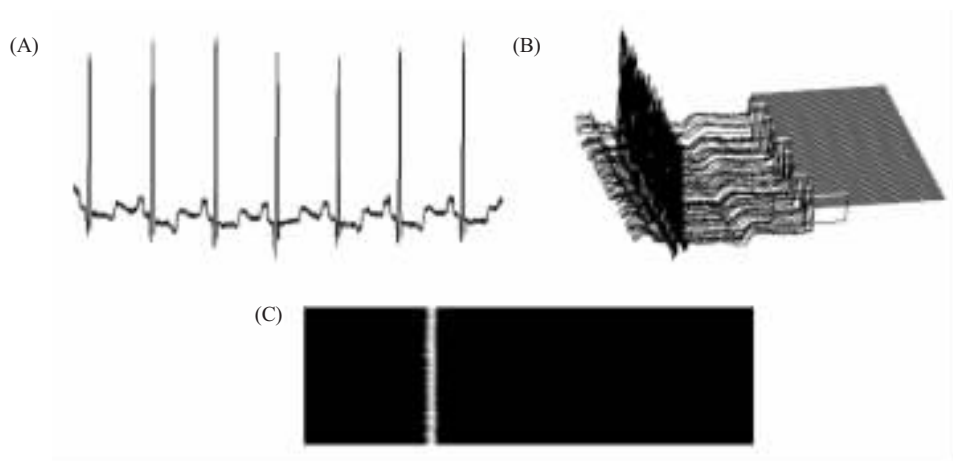


Fig.4 Construction of 2-D ECG data array. (A) Original ECG signal; (B) 2-D ECG data array after cutting, padding zeros and aligning; (C) Gray scale mapping of a 2-D ECG data array

将一维 ECG 信号按心动周期分段 (相当于 R-R 间隔),各个心动周期的值被传输或存储。为使各段长度相同,本算法在各 ECG 序列段后添加了适当数目的零 (图 4B)。此时各心动周期的值已经被编码了,因此不需要对补零的个数进行传输或存储。为了进一步提高编码效率,可由大量的原始心动周期估计出平均心动周期,并将其传输或存储到解码器中,再对各心动周期与平均心动周期的差值进行编码。

幅度标准化可以使 ECG 数据之间的相似性增强。将各 ECG 序列采样值分别除以本段数据的最大值,从而使各段 ECG 数据的最大幅值等于 1。这样,各段之间的幅度差异将减小。为了进一步提高编码效率,可由大量的原始 R 峰峰值估计出平均 R 峰峰值,并将其传输或存储,再对各段 R 峰峰值与平均 R 峰峰值的差值进行编码。

2.3 二维小波变换以及利用改进的 SPIHT 与 VQ 混合算法进行系数编码

在利用小波变换进行编码时,一般对于数据进行 3~6 层小波变换可以取得较好的编码效果。因

此,对于建立的二维 ECG 信号序列进行了 5 层小波变换。虽然小波变换具有较好的去相关特性,但是小波变换后的子带间仍具有一定的相似性。因此为了提高重建数据的质量,需要进一步利用这种相似性进行编码。根据小波变换后系数的特点,分别对不同分辨率级的小波系数采取不同的编码方式。

(1) 由于小波变换后的能量大多集中于低频子带 LL_5 ,因此为了保证恢复数据的质量,对低频子带中的系数进行了无失真差分脉冲编码调制 (differential pulse code modulation, DPCM)。

(2) 采用原始的 SPIHT 算法对 LH_4 、 HL_4 和 HH_4 子带的系数进行编码。

(3) 由于原始的 SPIHT 算法并没有考虑同一分辨率级子带之间的相似性,因此对其进行一定的改进,将 LH_3 、 HL_3 和 HH_3 3 个子带中相同空间位置的系数同时编码。如果这 3 个系数中至少有一个系数大于给定阈值,则向编码端传输“1”并将这 3 个系数编码传输;否则,若这 3 个系数均小于给定阈值,则仅向编码端传输“0”,从而减少了编码所需的比特率。

(4) 对于高频子带 LH_2 、 HL_2 、 HH_2 、 LH_1 、 HL_1 和 HH_1 ，为了更好地去除小波系数之间的冗余，采用小波树 VQ 的方法对其进行编码。将小波系数根据其父子关系构成树矢量，将每一个树矢量作为一个码矢量进行 VQ。树矢量的根节点由 LH_2 、 HL_2 和 HH_2 子带中相同空间位置上的 3 个小波系数构成，从而形成了一个统一的码书。

为了重建 ECG 信号波形，压缩数据需要包括以下信息：①平均心动周期及各心动周期与平均心动周期的差值；②平均 R 峰峰值及各段 R 峰峰值与平均 R 峰峰值的差值；③小波系数的编码码流。

3 结果及讨论

本文采用了 MIT/BIH 心律不齐数据库^[20]中的全部 ECG 记录 48 组 Lead II 全长数据作为实验数据，每组数据记录的长度为 30 min，采样频率为 360 Hz，分辨率为 11 bits。

目前，绝大多数压缩算法采用根均方偏差百分比 (percent root-mean-square difference, PRD) 来衡量压缩后重构信号与原始信号之间的误差^[21]。PRD 定义为

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N |x_{org}(i) - x_{rec}(i)|^2}{\sum_{i=1}^N x_{org}^2(i)}} \times 100\% \quad (1)$$

这里 $x_{org}(i)$ 为原始信号， $x_{rec}(i)$ 为相应的重构信号， N 为采样点数。为了验证本文算法的压缩效果，在使用式(1)计算 PRD 时，数据的采样值幅度取在 -1024 到 1023 范围之内，即将原数据库中的各个采样值 (0 到 2047 之间) 减去 1024。

采用压缩比 (compression ratio, CR) 作为评定本文算法去冗余能力的一个评价指标，其定义为 $CR = n_1/n_2$ ，这里 n_1 和 n_2 分别为原始数据和压缩后数据的数据量。

3.1 参数的确定

根据第二代小波相对于第一代小波所表现出来的一些优越性，本文采用了基于提升格式的 9/7 双正交整数小波^[22,23]对二维 ECG 信号序列进行了 5 层小波变换，形成了 16 个系数子带。

在 VQ 中，量化维数对整个量化结构的效果有很大的影响。较大的矢量维数似乎可以增加压缩比，但是在实际中并非如此。而且，随着矢量维数和码书尺寸的增加，VQ 的计算复杂性呈指数倍增加。在本文的小波树 VQ 中，树矢量的根节点选取

了 3 个子带同一空间位置上的 3 个节点，因此矢量的维数为 15。为了减少计算复杂性并保证较好的压缩效果，选取码书尺寸 $N=1024$ 。给定矢量维数和码书尺寸，使用 Linde 等^[24]提出的 LBG 算法来产生相应的初始码书，并采用记录 100 的小波系数作为训练序列。

3.2 压缩结果及讨论

确定了相应的编码参数之后，对本文算法进行了一些实验及讨论。

首先，作者验证了 Okada^[18]和 Kadambe^[19]所提出的两种不同的 QRS 复合波提取算法对本文算法压缩效果的影响。Kadambe 提取 QRS 复合波的方法利用了小波变换，它相对于其他已有算法的主要优点有：利用了多分辨率分析的方法，具有很强的噪声鲁棒性，并且在分析随时间变化的 ECG 数据的波形方面具有一定的适应性。图 5 给出了两种 QRS 提取算法在不同 CR 处的平均 PRD 值。从图 5 可以看出，本文算法使用基于小波变换的 QRS 复合波提取算法时的压缩效果较好。因此，在下面的仿真实验中均采用了基于小波变换的 QRS 复合波提取算法来提取 QRS 复合波。

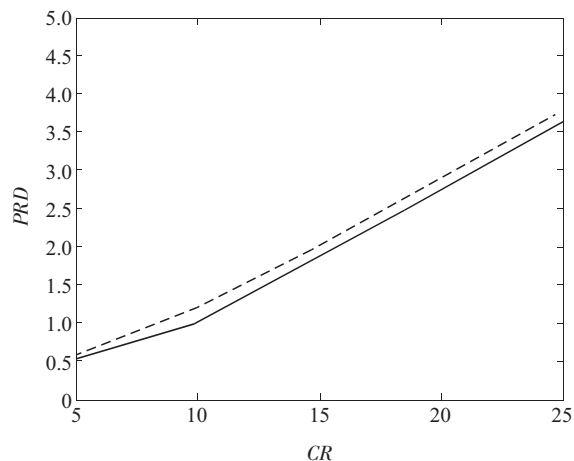


Fig.5 Compression performance of the proposed algorithm with two QRS detectors. —: DyWT; - - -: Okada

在第二部分实验中，运用本文算法对 48 个心律不齐记录数据进行了压缩实验。图 6 给出了几个典型记录的压缩效果图。从图 6 中可以看出，所有记录的结果都很接近，这意味着本文所提出的压缩方法适用于包含不同形态特征的心电信号。

在第三部分实验中，将本文算法与其它基于小波变换的压缩算法进行了比较。近些年，SPIHT 方法被应用于 ECG 信号压缩^[14]，并取得了较好的压

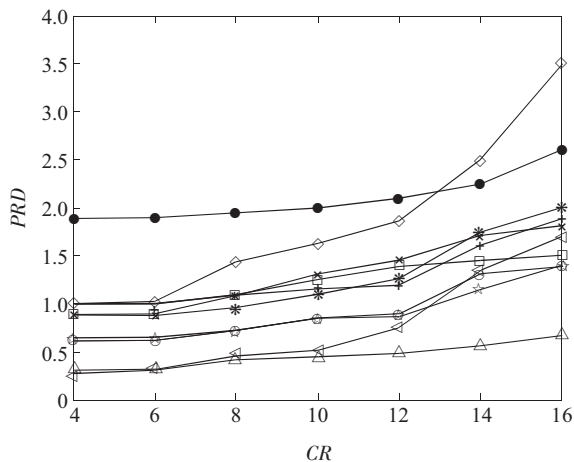


Fig.6 PRD-CR figures of several selected ECG records of the MIT/BIH database. —*— : 100; —+— : 101; —x— : 102; —□— : 103; —●— : 107;—○— : 109; —◇— : 111; —☆— : 115; —△— : 117; —◁— : 119

缩效果。Miaou 等^[15]引入动态 VQ 方法，对 SPIHT 方法进行了一定的改进。由于这两种方法都是基于小波变换的编码策略，为此作者对这两种方法与本文算法进行了比较研究。在文献[14]中，Lu 等使用了 11 个 MIT/BIH 数据记录对其方法进行了测试，这些记录包括 100、101、102、103、107、109、111、115、117、118 和 119。因此，本文同样采用了这 11 个记录的全长数据（30 min 左右）进行了比较实验。表 1 给出了比较结果。从表 1 中可以看出，本文算法的压缩效果稍好于上述两种基于小波变换的压缩方法，其主要的原因是：本文算法将一维信号分割排列成了二维的信号，更好地利用了各心动周期之间的相关性。

Table 1 Results comparisons of different methods based on wavelet transform

CR	PRD		
	SPIHT算法 ^[14]	动态 VQ 算法 ^[15]	本文算法
18	4.9±1.27	3.8±1.53	2.6±1.02
25	7.3±1.72	5.4±1.86	3.9±1.95
32	10.8±2.56	7.2±2.32	5.1±2.40
40	14.7±3.65	9.1±3.18	6.3±3.09

需补充说明的是：表 1 给出的是 11 个记录的平均压缩效果。对于某个特定的记录，上述两种压缩方法的压缩效果可能会优于本文的算法。可见，在实际压缩某一具体的 ECG 信号时，应利用这三种算法进行尝试、比较，以确定选用哪种算法。

在第四部分实验中，将本文算法与其它较有代

表性的二维 ECG 信号压缩方法进行了比较研究。Lee 等^[11]于 1999 年提出了基于二维 DCT 的 ECG 压缩方法。2003 年，Bilgin 等^[25]将著名的 JPEG 图像编码标准运用于 ECG 信号压缩。2005 年，Tai 等^[26]使用了一种经过修改的二维 SPIHT 方法对 ECG 信号进行了压缩处理。作者分别使用上述三种方法和本文算法对相同的 ECG 信号数据——记录 100 进行了压缩实验，图 7 为所得的压缩结果。从图 7 可见，本文算法比其他几种二维算法具有更好的压缩效果。

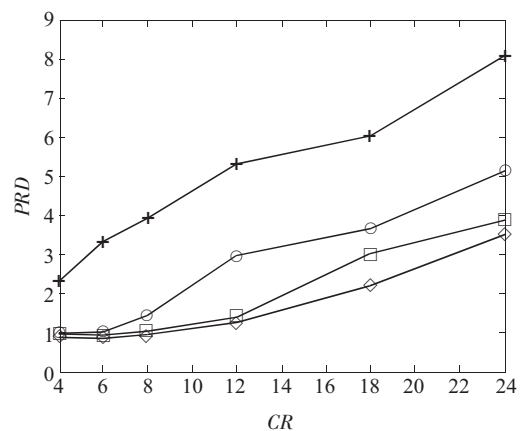


Fig.7 Results comparison of different 2-D ECG compression methods. —+— : Lee; —○— : JPEG; —□— : Tai; —◇— : This paper

为了说明本文算法的压缩效果，图 8 给出了利用本文算法对 MIT/BIH 数据库中记录的原始 ECG 信号 100、105、112 和 115 的压缩效果。由图 8 可见，重建信号较好地保留了原始 ECG 波形的基本特征，即重建 ECG 信号较好地保留了原始 ECG 信号中的临床诊断信息，而且误差信号基本上呈均匀分布。

4 结 论

1) 根据 ECG 信号的心跳内和心跳间的相关性，本文提出了一种新的基于小波变换的混合二维 ECG 信号压缩方法。根据小波变换后系数的特点，对不同的系数子带采用了不同的编码方式。并根据不同子带的各自特点，对 SPIHT 和 VQ 方法进行了一定的改进，充分利用了不同系数子带之间的相似性。改进的 SPIHT 方法将同一分辨率级的 3 个子带相同空间位置的小波系数同时编码，利用了它们之间的相似性；改进的 VQ 方法对于不同的小波子带构造了一个统一的码书，而传统的基于小波变

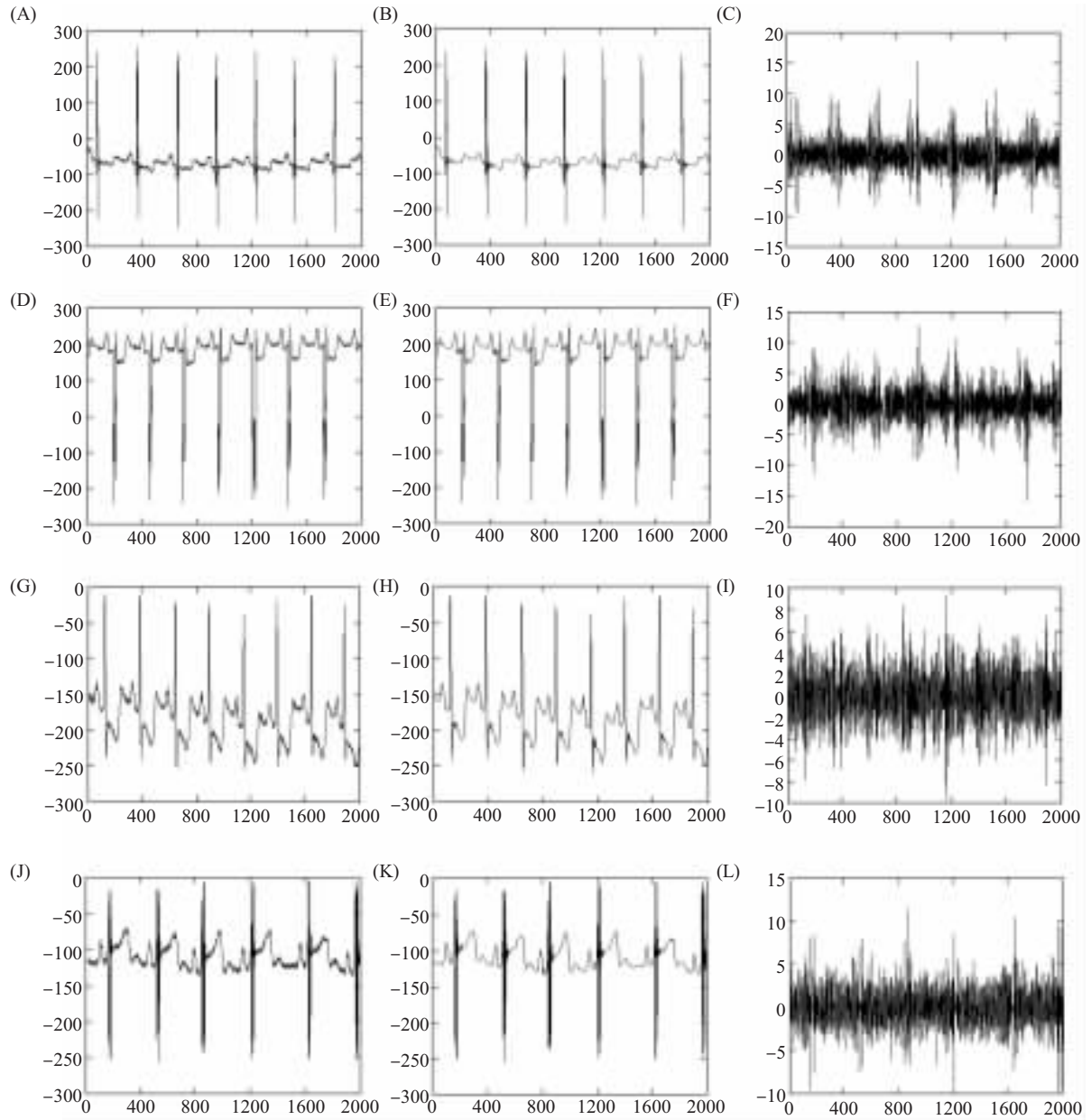


Fig.8 Compression effects of four records of the MIT/BIH database using the proposed algorithm. (A) Original ECG signal of record 100; (B) Reconstructed signal of record 100 ($PRD=3.52$, $CR=25$); (C) Error signal of record 100; (D) Original ECG signal of record 105; (E) Reconstructed signal of record 105 ($PRD=2.85$, $CR=25$); (F) Error signal of record 105; (G) Original ECG signal of record 112; (H) Reconstructed signal of record 112 ($PRD=1.97$, $CR=25$); (I) Error signal of record 112; (J) Original ECG signal of record 115; (K) Reconstructed signal of record 115 ($PRD=2.28$, $CR=25$); (L) Error signal of record 115

换的 VQ 方法需要构造多个码书，这样就减少了码书设计的复杂性。通过对 MIT/BIH 心律不齐数据库中的记录数据的压缩实验，验证了本文压缩算法的有效性。同时，将本文算法与其它基于小波变换的压缩方法以及其他二维 ECG 信号压缩方法的压缩效果进行了比较，结果表明本文算法具有较好的

压缩效果。

2) 本文的实验数据取自 MIT/BIH 心律不齐数据库，它们被认为是没有噪声干扰的。对于实际 ECG 信号的压缩，由于 ECG 信号中存在一些噪声干扰，因此需要先采取一定的措施消除干扰信号，才能保证获得较好的压缩效果。

参考文献:

- [1] Jalaleddine S, Hutchens C, Strattan R, Coberly W. ECG data compression techniques—a unified approach. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1990,37(4):329~343
- [2] 王兴元. 复杂非线性系统中的混沌. 北京: 电子工业出版社, 2003. 114~150
- [3] Cox JR, Nolle FM, Fozzard HA, Oliver GC. AZTEC, a preprocessing program for real-time ECG rhythm analysis. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1968,15(2):128~129
- [4] Hamilton PS, Tompkins WJ. Compression of the ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1991,38(3):253~259
- [5] Nave G, Cohen A. ECG compression using long-term prediction. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1993,40(9):877~885
- [6] Philips W. ECG data compression with time-warped polynomials. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1995,42(11):1095~1101
- [7] Ahmed N, Milne PJ, Harris SG. Electrocardiographic data compression via orthogonal transform. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1975,22(6):484~487
- [8] Shankara BR, Murthy ISN. ECG data compression using Fourier descriptors. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1986,33(4):428~433
- [9] Hilton M. Wavelet and wavelet packet compression of electrocardiograms. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1997,44(5):394~402
- [10] Ramakrishnan AG, Saha S. ECG coding by wavelet-based linear prediction. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1997,44(12):1253~1261
- [11] Lee H, Buckley KM. ECG data compression using cut and align beats approach and 2-D transform. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1999,46(5):556~564
- [12] Anant K, Dowla F, Rodrigue G. Vector quantization of ECG wavelet coefficients. *IEEE Sig Proc Lett*, 1995,2(7):129~131
- [13] Bradie B. Wavelet packet-based compression of single lead ECG. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1996,43(5):493~501
- [14] Lu Z, Kim DY, Pearlman WA. Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2000,47(7):849~856
- [15] Miaou SG, Yen HL, Lin CL. Wavelet-based ECG compression using dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2002,49(7):671~680
- [16] Said A, Pearlman WA. A new, fast, and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees. *IEEE Trans Circ and Sys for Video Tech*, 1996,6(3):243~250
- [17] 孙圣和, 陆哲明. 矢量量化技术及应用. 北京: 科学出版社, 2002. 41~50
- [18] Okada M. A digital filter for the QRS complex detection. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1979,26(12):700~703
- [19] Kadambe S, Murray R, Boudreaux-Bartels GF. Wavelet transform-based QRS complex detector. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1999,46(7):838~848
- [20] Moody GB, Mark RG. The impact of the MIT/BIH arrhythmia database. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 2001,22(3):45~50
- [21] Zigel Y, Cohen A, Katz A. The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2000,47(11):1422~1430
- [22] Sweldens W. The lifting scheme: A custom-design construction of biorthogonal wavelets. *Appl Comput Harmon Anal*, 1996,3(2):186~200
- [23] Calderbank AR, Daubechies I, Sweldens W. Wavelet transforms that map integers to integers. *Appl Comput Harmon Anal*, 1998,5(4):332~369
- [24] Linde Y, Buzo A, Gray RM. An algorithm for vector quantizer design. *IEEE Trans Commun*, 1980,1(1):84~95
- [25] Bilgin A, Marcellin MW, Altbach MI. Compression of Electrocardiogram signals using JPEG2000. *IEEE Trans Con Elec*, 2003,49(4):833~840
- [26] Tai SC, Sun CC, Yan WC. A 2-D ECG compression method based on wavelet transform and modified SPIHT. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2005,52(6):999~1008

HYBRID 2-D ECG COMPRESSION METHOD BASED ON WAVELET TRANSFORM

WANG Xing-yuan, MENG Juan

(School of Electronic & Information Engineering, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China)

Abstract: In this paper, the authors proposed a new hybrid two-dimensional (2-D) wavelet-based electrocardiogram (ECG) data compression method. A 1-D ECG data was first segmented and aligned to a 2-D data array, which fully utilizing the two kinds of correlation of heartbeat signals. And then 2-D wavelet transform was applied to the constructed 2-D data array. A modified coding method was employed to the wavelet coefficients. First, modified the set partitioning hierarchical trees (SPIHT) method and the vector quantization (VQ) method, according to the individual characteristic of different coefficient subband and the similarity between the subbands. Second, a hybrid compression method of the modified SPIHT and VQ was employed to the wavelet coefficients. Records selected from the MIT/BIH arrhythmia database were tested. The experimental results showed that the proposed method was suitable for various morphologies of ECG data, and that it achieved high compression ratio with the characteristic features well preserved.

Key Words: Electrocardiogram (ECG) compression; Wavelet transform;
Set partitioning hierarchical trees (SPIHT); Vector quantization (VQ); Validity

This work was supported by grants from The National Natural Sciences Foundation of China (60573172) and The Superior University Science Technology Research Project of Liao Ning province (20040081)

Received: Apr 25, 2006

Corresponding author: WANG Xing-yuan, Tel: +86(411)82056240, E-mail: wangxy@dlut.edu.cn