

# 基于二维 DCT 和分段编码的 ECG 信号压缩方法

蔡红苹 成礼智

(国防科技大学理学院数学系,长沙 410073)

**摘要** 通过分析心电图(ECG)在相邻采样点和相邻心跳周期存在的冗余信息,提出了一种基于二维离散余弦变换(DCT)的 ECG 信号压缩方法,并提出了采用数据重排和分段编码技术来进一步提高压缩比。对 MIT-BIH arrhythmia database 部分数据进行压缩,实验结果表明,该方法在均方根误差(PRD)约 4.5%时,压缩比可达到 10:1 到 20:1。运算量为 2.75 次乘法/采样点和 7.25 次加法/采样点。其比 Lee 的 2-D DCT 算法提高近一倍,与 Hilton 和 Lu 的离散小波方法压缩效果基本相当,但计算量有较大幅度减少。该方法是目前 ECG 信号压缩算法中计算量小、压缩比较高的一种方法。

**关键词** 图象处理(510·4050) 心电图 信号压缩 二维离散余弦变换 分段编码

中图法分类号:TP391 文献标识码:A4 文章编号:1006-8961(2003)12-1406-06

## ECG Signal Compression Method Based on 2-D DCT and Subsection Encoding

CAI Hong-ping, CHENG Li-zhi

(Department of Mathematics, Science School, National University of Defence Technology, Changsha, 410073)

**Abstract** In this paper, an ECG data compression method based on 2-D DCT transform has been proposed, which utilizes the fact that ECG signals have two types of redundancies—between adjacent samples and between adjacent heartbeats. Furthermore, the technology of the data realignment and the subsection encoding are proposed so as to speed up the coding rate. When the percent root-mean-square difference (PRD) is about 4.5, this method can get the coding rate of 10:1 to 20:1 and the computing complexity of 2.75 multiplicative operations and 7.25 additive operations per sample by the experiment on MIT-BIH arrhythmia database data. This method can improve almost one time above the 2-D DCT method of H. Lee's. And its coding rate is almost the same with the discrete wavelet method in M. Hilton and Z. Lu's paper, but the calculator is much less. The compare indicates this method is a low-complexity and high-coding-rate method among the current ECG data compression methods.

**Keywords** Electrocardiogram (ECG), Signal compression, 2-D DCT, Subsection encoding.

## 0 引言

ECG (Electrocardiogram) 信号的压缩技术对于海量医学图象、信号的存储和传输有着重要意义。怎样在提高压缩比的同时又尽可能地保证信号的失真度最小成为人们研究的主要目标。为了达到这一目标,许多的 ECG 压缩方法不断涌现。这些方法主要可分成直接压缩法和基于离散变换的压缩法两类。直接压缩法包括 DPCM、AZTEC、CORTEC、

SAPA、FAN、熵编码、拐点法等<sup>[1]</sup>,这些方法的实现相对较简单,但压缩比较低;基于离散变换的方法包括基于 Fourier、Walsh、KLT、DCT 等<sup>[1]</sup>,近年来,随着小波变换理论不断完善,离散小波变换也开始应用于 ECG 信号压缩领域<sup>[2-3]</sup>。基于离散变换的方法,其主要思想是把信号的时域表示转换成频域表示,然后利用量化编码方法实现压缩的目的。

现有的基于离散变换的绝大部分方法都是对信号进行一维方向上的去相关性,也就是只考虑到了相邻采样点间的相关性。但是,ECG 信号是一种准

基金项目:国家自然科学基金项目(10171109)

收稿日期:2003-01-27;改回日期:2003-05-27

周期信号,每个心跳周期间也同样有着很强的相关性,因此,采用二维离散变换进行 ECG 信号压缩成为一种有效手段.如基于 KLT 和二维 DCT 的压缩算法<sup>[4]</sup>等,其中 KLT 的变换矩阵随着信号的改变而改变,自适应性能差且计算复杂,而二维 DCT 的去相关性效果可以近似 KLT,其优点是变换矩阵固定,因此它在静态图象压缩中得到了广泛的应用,并成为 JPEG 标准<sup>[5]</sup>使用的变换方法.基于二维 DCT 的 ECG 信号压缩算法<sup>[6]</sup>,在高保真的要求下,压缩比较低,因而限制了它的应用.而文中二维 DCT 方法因结合了数据重排和分段编码的思想,当 PRD≈4.5% 时压缩比达到了 10:1 到 20:1.

### 1 DCT 和数据分块排列

由于 8×8 的二维 DCT 运算量较小,因此在静态图象压缩标准<sup>[6]</sup>中用到的是 8×8 的二维 DCT,同样,在实验中也采用 8×8 的大小.其 N×M 的二维 DCT 变换式定义如下

$$X(n, m) = \sqrt{\frac{\alpha_n}{N}} \sqrt{\frac{\beta_m}{M}} \sum_{k=0}^{N-1} \sum_{l=0}^{M-1} \left( x(k, l) \cos \frac{(2k+1)n\pi}{2N} \cos \frac{(2l+1)m\pi}{2M} \right) \quad (1)$$

$n=0, 1, 2, \dots, N-1, m=0, 1, 2, \dots, M-1$

其中,  $x(k, l), X(n, m)$  分别表示二维 DCT 变换前后的系数,  $\alpha_n = \begin{cases} 1 & n=0 \\ 2 & n \neq 0 \end{cases}, \beta_m = \begin{cases} 1 & m=0 \\ 2 & m \neq 0 \end{cases}, N, M$  在实验中取 8.

由于 ECG 信号为一维信号,因此,为了对其实施二维 DCT,应先把一维信号转换成二维数据形式.考虑到各相邻心跳周期的相关性,可以实施从一维到二维的转换.因为代表一个心跳周期最显著的特征是 QRS 波群(QRS Complex),所以对信号的划分要先检测出所有的 QRS 波群,然后在对齐 QRS 波群的前提下分割信号,使每行数据代表一个心跳周期.转换过程中需要注意的是,每个心跳周期长度并不严格相等,因此先找出最长的心跳周期(补足数据为 8 的倍数),其他行的数据都按此长度,不足的补平均值,具体过程如图 1 所示.

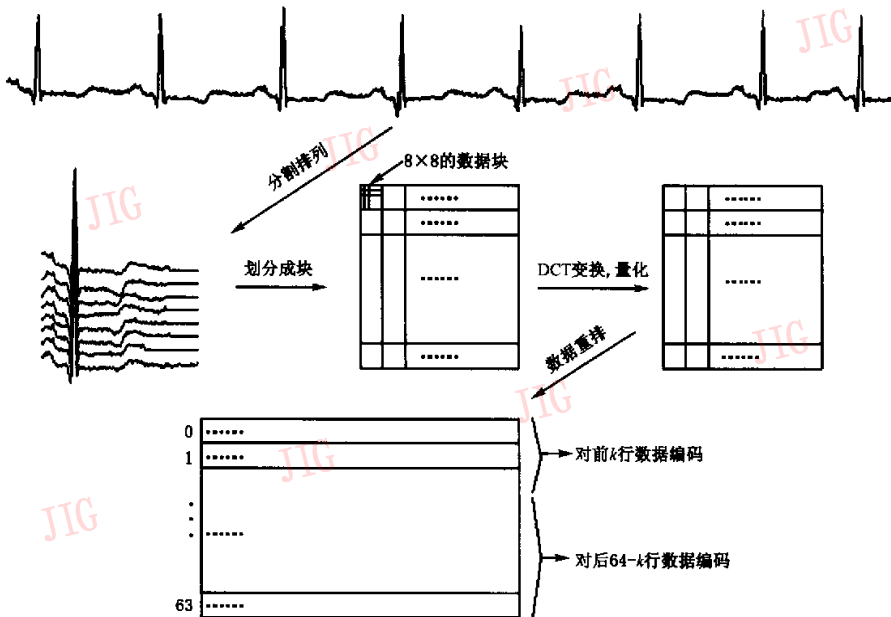


图 1 利用二维 DCT 和分段编码方法压缩 ECG 信号的步骤图

### 2 数据重排和分段编码

对二维划分数据进行了分块的 DCT 以后,可

以根据不同的失真度要求,选择不同的量化表对数据进行量化,量化后的 8×8 数据块的能量绝大部分都集中在低频分量上(即左上角),为了使后续的程序编码效率更高,通常要对块内数据进行重排,在

JPEG 压缩标准<sup>[5]</sup>中使用的是 Zig-Zag 顺序,这是因为图象块的高频分量横向和纵向的重要性是基本相同的。但是,二维 ECG 数据与自然图象的高低频分量有着显著不同的特性,例如,相邻采样点间的数据相关性大于相邻心跳周期的数据相关性。因此,通过对量化后的数据进行分析,提出了一种新的块内数据重排顺序,如图 2 所示。块内数据按箭头的方向依次排序,图中部分地地标出了重排数据序号。

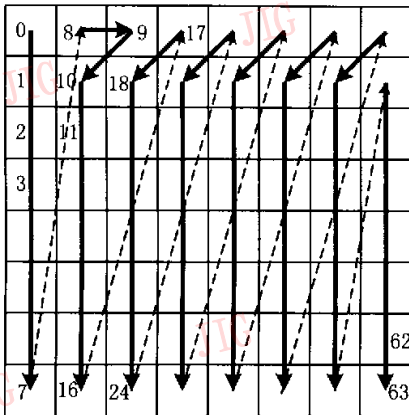


图 2 量化后 8×8 数据块内数据重排顺序

通过对量化后的各数据块数据进行分析比较发现,各个量化后的数据块相同位置上的数据相似性

较大,尤其是右下角数据大部分是 0,为了后续游程编码的游程长度尽可能地大,再继续将每块相同位置的数据放到同一行,使数据重排成宽为  $N/64$ ,高为 64 的矩阵(见图 1)。

$$\tilde{s}_{ji} = s_{ij} \quad j=0,1,\dots,63,i=0,1,\dots,N/64-1 \quad (2)$$

其中,  $s_{ij}$  是量化后的数据,  $\tilde{s}_{ji}$  是对量化数据进行重排后的数据,  $i$  是块的标号,  $j$  是块内数据重排后的标号,  $N$  是信号的总长度。

由于重排后的第一行数据  $\tilde{s}_{0i}$  ( $i=0,1,\dots,N/64-1$ ) (即直流分量)的绝对值都远大于后面各行数据的值,因此,直接采用后续编码会加大数据动态范围,从而降低压缩比,为了解决这一问题,采用 JPEG 标准<sup>[5]</sup>中的方法,先对第一行数据  $\tilde{s}_{0i}$  ( $i=0,1,\dots,N/64-1$ ) 进行差值编码

$$\tilde{s}_{0i} = \begin{cases} \tilde{s}_{00} & i=0 \\ \tilde{s}_{0i} - \tilde{s}_{0,i-1} & i=1,\dots,n/64-1 \end{cases} \quad (3)$$

然后对所有数据进行游程编码,把游程编码码字作为中间格式,继续对游程编码的码字进行 Huffman 编码,生成 Huffman 表和码流。通常为了减小复杂性要限定最大游程长度,表 1 是采用不同的最大游程长度统一编码和分段编码的压缩比(CR)的比较情况。由表 1 可以看出最大游程长度越大,压缩效果越好,尤其是当量化步长增大时(即重构误差增大),压缩比提高越显著。

表 1 不同的最大游程长度统一编码和分段编码的压缩比(CR)的比较

均方根误差 (PRD)(%)	统一编码				分段编码
	RunLenMax=1	RunLenMax=2	RunLenMax=8	RunLenMax=255	
2.54	6.838	8.095	8.990	9.983	10.245( $k=9$ )
3.55	7.550	9.599	11.301	13.080	13.399( $k=6$ )
4.02	8.498	11.718	15.389	18.359	18.766( $k=6$ )
4.69	9.385	14.032	21.048	26.018	26.655( $k=6$ )

注:CR 值未考虑文件头的大小,数据是 MIT-BIH arrhythmia database<sup>[7]</sup>中 Record 100\MLII 前 1 分钟,分段编码前段采用最大游程长度是 8,后段采用最大游程长度是 255,是前段编码的数据行数。

由表 1 可知,最大游程长度越大,压缩效果越好,但是对数据  $\tilde{s}_{ji}$  ( $j=0,1,\dots,63,i=0,1,\dots,N/64-1$ ) 而言,当  $j$  较小时,游程编码的长度一般为 1 或 2 等,不适合采用最大游程长度大的编码;而  $j$  较大时(即高频分量),随着 0 出现频率的增大,游程长度往往很大,适合采用最大游程长度较大的游程编码。因此,本文采用了分段编码的思想,即对重排后的数据  $\tilde{s}_{ji}$  ( $j=0,1,\dots,63,i=0,1,\dots,N/64-1$ ) 按行分成两段分别采用不同的最大游程长度进行编码,可以看出分段编码较直接进行 Huffman 编

码(即 RunLenMax=1 时)的压缩比有显著提高,而较 RunLenMax=255 的统一编码方法也有一定的提高。

图 3 给出了通过实验取不同前段编码的数据行数( $k$ )的压缩效果比较(注:CR 值未考虑文件头的大小),除了第一幅图(PR D=2.54%)中  $k=9$  时压缩比最大外,其余的都是  $k=6$  时压缩比最大。为此本文的压缩方法都采用前段编码的数据行数  $k=6$ ,最大游程长度为 8;后段编码的数据行数为 58,最大游程长度为 255。

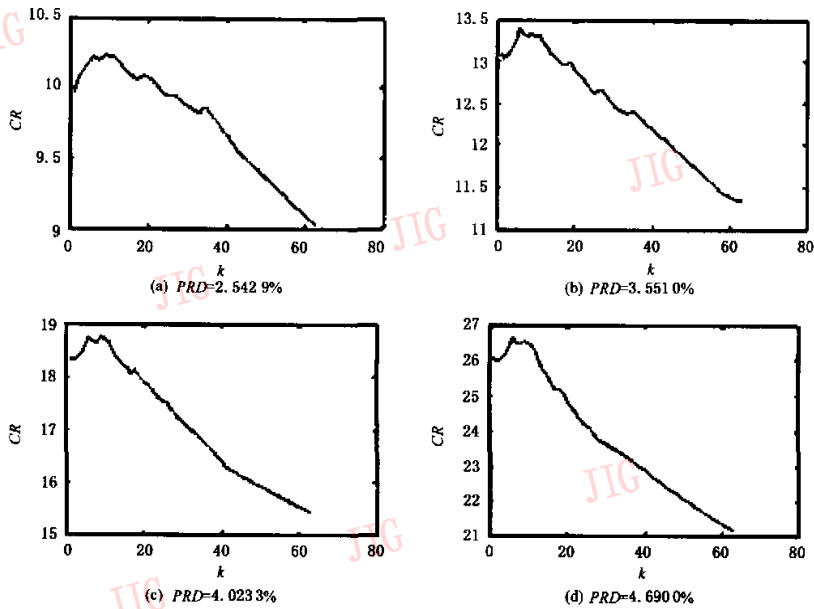


图 3 取不同前段编码数据行数的压缩效果比较

(数据是 MIT-BIH arrhythmia database<sup>[7]</sup>中 Record 100\MLII 前 1 分钟,分段编码前段采用最大游程长度是 8,后段采用最大游程长度是 255,k 是前段编码的数据行数)

### 3 实验

压缩比(CR)和均方根误差(PRD)定义如下

$$CR = \frac{b_{input}}{b_{head} + b_{huf} + b_{code}} \quad (4)$$

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x_{org}(n) - x_{rec}(n))^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x_{org}^2(n)}} \times 100\% \quad (5)$$

其中,  $b_{input}$ 、 $b_{head}$ 、 $b_{huf}$ 、 $b_{code}$  分别是原信号的字节数、压缩文件头的字节数、压缩文件两个 Huffman 表字节数和压缩数据字节数;  $x_{org}(n)$  和  $x_{rec}(n)$  分别是原信号和重构信号序列。

基于二维 DCT 分段编码的 ECG 信号压缩算法实验步骤描述如下:

(1) 检测出各心跳周期的 QRS 波群,在对齐各 QRS 波群的前提下,将原始数据分割成以单个心跳周期为行的二维数据形式;

(2) 将二维数据划分成  $8 \times 8$  的块;

(3) 对各块进行  $8 \times 8$  的 DCT;

(4) 量化;

(5) 按第 2 节所述方法对数据进行重排;

(6) 对前  $k$  ( $=6$ ) 行数据进行最大游程长度为 8 的游程编码,并对游程编码后的数据进行 Huffman 编码;同样对后  $64 - k$  ( $=58$ ) 行数据进行最大游程长度为 255 的游程编码,并对游程编码后的数据进行 Huffman 编码;

(7) 按文件头(77 字节)、两个 Huffman 表、压缩数据的顺序写入压缩文件。

其中文件头包括文件长度(4 字节)、前段编码行数(1 字节)、前段编码最大游程长度(1 字节)、后段编码最大游程长度(1 字节)、前段编码 Huffman 表长度(1 字节)、后段编码 Huffman 表长度(1 字节)、量化表(64 字节)和前段编码压缩数据总的字节数(4 字节)。

表 2 是 MIT-BIH arrhythmia database<sup>[7]</sup> 中部分数据用本文算法压缩的结果,压缩效果可以达到  $10 : 1 \sim 20 : 1$  ( $PRD \approx 4.5\%$ )。

图 4 是本算法对 MIT-BIH arrhythmia database<sup>[7]</sup> 中 Record 100\MLII 的压缩重构信号比较示意图,可以看出,图 4(b)和图 4(d)相对于原信号都有不同程度的细节丢失,这是因为高频信息在量化中部分丢失的结果,PRD 越大,细节丢失越严

表 2 用本文算法对 MIT-BIH arrhythmia database<sup>[7]</sup> 部分数据进行压缩实验的 CR 和 PRD 值

数据(30分钟)	PRD(%)	CR
100\MLII	2.54	10.912
	3.55	14.459
	4.02	20.496
	4.69	29.531
	5.43	38.999
101\MLII	2.96	7.400
	4.26	9.654
	4.92	12.881
	6.01	17.376
	6.92	21.497
103\MLII	2.60	7.406
	3.65	9.562
	4.30	12.560
	5.18	16.881
	5.98	20.783

重,在选取压缩比时应考虑不同的临床诊断要求。

表 3 列出了文献[6]中的 2-D DCT 算法和本文算法压缩性能比较,不难看出本文算法在压缩性能上要明显优于文献[6]中的算法,在近乎相同的均方

根误差下,压缩比提高了近一倍。

本文的方法相对于利用 EZW 编码的离散小波变换<sup>[2]</sup>和利用 SPIHT 编码的 9-7 小波方法<sup>[3]</sup>压缩效果基本相同,但本文方法的计算量要低.本文使用的 2-D DCT 将文献[8]的一维 8 点快速 DCT(需 11 次乘法,29 次加法),用于 ECG 信号压缩运算量只需 2.75 次乘法/采样点和 7.25 次加法/采样点,而用一维  $N_1-N_2$  离散小波变换需  $N_1+N_2$  次乘法/采样点和  $N_1+N_2-2$  次加法/采样点,也就是若采用 9-7 小波需 16 次乘法/采样点和 14 次加法/采样点,即使采用 5-3 小波也还是需要 8 次乘法/采样点和 6 次加法/采样点.以目前研究较多的 9-7 小波为例进行运算量的比较,本文 2-D DCT 方法的乘法运算量只有其乘法运算量的 1/5.8.

因此通过以上比较分析可以看出,利用数据重排和分段编码的 2-D DCT 压缩方法在 ECG 信号压缩中有着很好的应用研究价值。

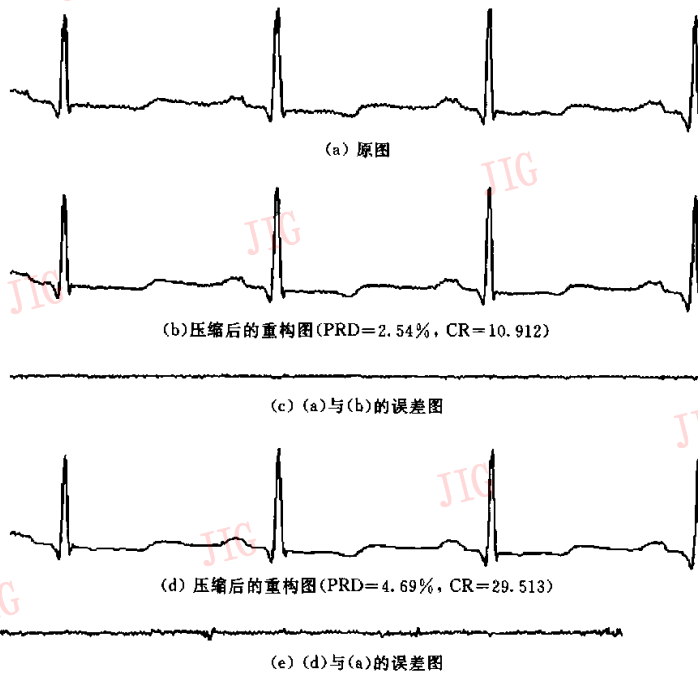


图 4 MIT-BIH arrhythmia database<sup>[7]</sup> 中 Record 100\MLII 的压缩重构信号比较

表 3 文献[6]的算法和本文算法压缩效果比较(PRD 值)

单位: %

数据	2-D DCT <sup>[6]</sup>					2-D DCT(本文方法)				
	CR=4	CR=6	CR=12	CR=24	CR=48	CR=10.9	CR=14.5	CR=20.5	CR=29.5	CR=39.0
100\MLII	2.3	3.3	5.3	8.1	10.8	2.54	3.55	4.02	4.69	5.43
100\V5	3.0	4.2	6.7	9.6	13.0	3.35	4.74	5.39	6.39	7.47

## 4 结 语

本文提出了一种用二维 DCT 与数据重排、分段编码相结合的 ECG 信号压缩新算法,并用 C. Loeffler 的 8 点快速 DCT<sup>[8]</sup>降低运算量,用它对 MIT-BIH arrhythmia database<sup>[7]</sup>数据进行压缩实验,达到了较高的压缩比,较 KLT 算法<sup>[4]</sup>降低了运算复杂性,较 H. Lee 的 2-D DCT 算法<sup>[5]</sup>提高了压缩比,与 M. Hilton<sup>[2]</sup>和 Z. Lu<sup>[3]</sup>的离散小波方法压缩效果基本相同,但计算量要小得多,是目前 ECG 信号压缩算法中计算量小、压缩比较高的一种算法。本算法还有以下几方面有待进一步研究改进:

首先,关于 ECG 信号的 QRS 波群检测技术。本文为了降低计算复杂性,采用的是比较简单的检测方法,即寻找局部最大值再取阈值比较,这一方法易于实现,但是通用性还不高,对于不太规则的 ECG 信号检测错误率较高。因此,ECG 信号的 QRS 波群检测技术还有待进一步研究;

其次,本文算法中分段编码方法选取的前段最大游程长度和后段最大游程长度都定为 8 和 255,其实可以选择其他的组合方式,并得出相应的最优分段位置,到底哪种组合方式可使压缩比达到最大也需进一步研究;

最后,现有不少文章就多采样率方面进一步提高 ECG 信号压缩算法的压缩比,本文的方法若是结合这种思想还可以在现有的压缩效果上有所提高,因此可作进一步研究。

### 参 考 文 献

- 1 Jalaleddine S, Hutchens C, Strattan R, et al. ECG data compression techniques--A unified approach [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, 37(4): 329~343.
- 2 Hilton M. Wavelet and wavelet packet compression of electrocardiograms [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1997, 44(5): 394~402.
- 3 Lu Z, Kim D Y, Pearlman W A. Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees (SPIHT) algorithm [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000, 47(7): 849~855.
- 4 Blanchett T, Kember G C, Fenton G A. KLT-based quality controlled compression of single-lead ECG [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1998, 45(7): 942~945.
- 5 ITU, Information technology-digital compression and coding of continuous-tone still images-requirements and guidelines [S], CCITT Recommendation T. 81, 1992.
- 6 Lee H, Buckley K M. ECG data compression using cut and align beats approach and 2-D transforms [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1999, 46(5): 556~564.
- 7 MIT-BIH Arrhythmia Database [DB]. Available: <http://www.physionet.Org/physiobank/database/mitdb/>, 1997-05.
- 8 Loeffler C, Lichtenberg A, Moschytz G. Practical fast 1-D DCT algorithms with 11 multiplications [J]. Proc IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1989, 2(2): 988~991.



蔡红苹 1980 年生,国防科技大学理学院数学系计算数学专业硕士研究生。主要从事图象处理算法的研究。

成礼智 国防科技大学教授,博士生导师,先后获得国防科技大学应用数学硕士学位和信息与通信工程博士学位。感兴趣的研究领域有应用数学、信息与计算科学、小波与离散变换在图象处理中的应用。