

小波变换帧间预测医学图像编码¹

涂国防 高绍帅 张 灿*

(中国科学院研究生院 北京 100039)

*(航天总公司七〇四所 北京 100076)

摘 要 该文报道了一种新的医学图像编码方法,称为具有运动补偿的小波变换帧间预测医学图像编码。模拟结果表明:这种新算法比现有的同类算法有更好的性能。

关键词 小波变换, 帧间预测, 医学图像编码

中图分类号 TN911.73, O177.6

1 引 言

近十多年来, X 射线图像、正电子放射断层扫描图像 (PET)、超声扫描图像、核磁共振图像 (NMR) 和计算机断层扫描 (CT) 图像等在医学的各应用领域应用十分广泛,已成为临床医学诊断、处理和治疗的强有力的手段和工具。由于医学图像数据量高,在存贮和远距诊断的医学教学时,必须压缩医学图像数据。因此,近年来提出了帧内医学图像编码^[1]、基于离散余弦变换的帧间医学图像编码^[2]和基于运动估计的帧间医学图像编码^[3]等。本文利用医学图像相邻帧之间的相关性^[4]和小波变换^[5]使信号的低频长时特性和高频短时特性同时得到处理,有效地克服了傅氏变换在处理非平稳的复杂图像信号时所存在的局限性。采用自适应三步梯度算法,对原医学图像进行具有运动补偿的帧间预测,得到位移帧差 $DFD(x, y, \mathbf{D})$ 构成的残差图像,然后进行金字塔型离散小波变换,将残差图像分解成 m 个具有不同统计特性的子图像 $A_i^m f$,对包含重要信息的低频子带集合 $A_i^m f$ 采用无失真的哈夫曼编码;对高频子带集合 $D_i^m f$ 采用四叉树小波编码。这种新的编码方法称为具有运动补偿的小波变换帧间预测医学图像编码。模拟结果表明:这种新的编码方法比现有的同类算法 (MC/DCT) 有更好的性能。

2 小波变换与帧间预测

2.1 小波变换和 Mallat 多分辨率分析

小波变换是一种非平稳信号的分析方法,以小波函数 $\Psi(j, k, x)$ 为基底对信号 $f(x)$ 进行分解:

$$c(j, k) = \langle f, \Psi(j, k, x) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \Psi(j, k, x) dx \quad (1)$$

反演公式:

$$f(x) = \sum_{j \in \mathbb{Z}} \sum_{k \in \mathbb{Z}} c(j, k) \hat{\Psi}(j, k, x) \quad (2)$$

其中小波函数 $\Psi(j, k, x)$ 是由同一基底函数 Ψ 经平移、伸缩而得到的一组函数:

¹ 2000-01-12 收到, 2000-09-23 定稿
国家自然科学基金资助项目 (No.60172041)

$$\Psi(j, k, x) = 2^{j/2} \Psi(2^j x - k), \quad j, k \in z \quad (3)$$

$\hat{\Psi}(j, k, x)$ 是 $\Psi(j, k, x)$ 的对偶小波函数。令 $a = 2^{-j}$, $b = k2^{-j}$ 就构成二进小波变换:

$$c(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \Psi(a, b, x) dx \quad (4)$$

$$\Psi(a, b, x) = (1/\sqrt{a}) \Psi[(a - b)/a] \quad (5)$$

Ψ 为基小波, a 为伸缩因子, b 为平移因子。

小波变换的特点是它的多分辨率。由 (1) 式和 (3) 式可以看到, $c(j, k)$ 表示信号 $f(x)$ 在角频率为 2^j 附近的情况, 每增加 1, 频率增加一倍, 也就是分辨率在高频时较低, 而在低频时可较高。这种多分辨率更能表示信源特性。

在 1986 年 Mallat 将计算机视觉领域的多分辨率分析的思想引入到小波分析中, 从而统一小波基的构造方法^[5,6], 并给出了多分辨率分析的小波分解公式:

$$c_n^j = \sum_k h(k - 2n) c_k^{j+1} \quad (6)$$

$$d_n^j = \sum_k g(k - 2n) d_k^{j+1} \quad (7)$$

c_n^j 为平滑信号, d_n^j 为细节信号。

重构公式:

$$c_n^{j+1} = \frac{1}{2} \left[\sum_k h(n - 2k) c_k^j + \sum_k g(n - 2k) d_k^j \right] \quad (8)$$

由 (5) 式、(6) 式和 (7) 式知小波分解和重构可以通过高通滤波器 G 和低通滤波器 H 实现。

用可分离的滤波器结构将上述公式推广到二维或三维, 就可实现多维医学图像处理。

2.2 运动补偿帧间预测编码

运动补偿帧间预测编码是通过计算医学图像相邻帧的变化 $DFD(x, y, \mathbf{D}) = U_k(m, n) - U_{k-1}(m+x, n+y)$ 和位移矢量 \mathbf{D} 来压缩医学图像数据。其中 $U_k(m, n)$ 是当前帧的灰度级, $U_{k-1}(m+x, n+y)$ 是前帧的灰度级, $\mathbf{D} = x + y$ 是前帧对应于当前帧的位移矢量。很明显, 运动补偿帧间预测编码的关键是要精确地计算相邻帧的位移矢量 \mathbf{D} , 使位移矢量 \mathbf{D} 能自适应地跟踪医学图像的变化轨迹。

医学图像相邻帧的位移矢量 \mathbf{D} 计算来源于视频编码的块匹配算法 (BMA: Block Matching Algorithm)。块匹配算法是假设 $M \times N$ 个像素子图像区域中的像素产生相等的位移, 计算相邻帧对应的子图像区域位移矢量 \mathbf{D} 。在这种算法中, 首先, 把图像当前帧分成 $M \times N$ 个像素子图像区域, 同前帧相对应 $(M + 2P) \times (N + 2P)$ 个像素子图像区域进行匹配计算 (P 为相邻帧允许的最大位移)。根据最小均方误差函数 (MSE) 寻找最佳匹配, 得到表示位移信息运动矢量。存储或传输时, 只存储或传输匹配块之间的位移帧差 $DFD(x, y, \mathbf{D})$ 构成的残差图像和相对应的位移矢量 \mathbf{D} 。

医学图像相邻帧通常变化缓慢, 纹理比视频图像复杂。位移矢量 \mathbf{D} 的计算采用一种新的位移计算方法, 称为具有运动补偿的块自适应梯度算法^[7]。位移矢量 \mathbf{D} 的递归数学方程为

$$D_n(x, y) = D_{n-1}(x, y) + \Delta D(\Delta x, \Delta y) \quad (9)$$

其中 $\Delta D = \Delta x + \Delta y$; $\Delta x = x - x_0$; $\Delta y = y - y_0$.

当图像只有平行位移时, 平行位移矢量 x 的递归数学方程为

$$x_n = x_{n-1} + \Delta x \quad (10)$$

当图像只有垂直位移时, 垂直位移矢量 y 的递归数学方程为

$$y_n = y_{n-1} + \Delta y \quad (11)$$

根据块自适应匹配算法^[8]得

$$\Delta x = -\varepsilon \text{DFD}(x, y, D) \frac{\nabla_x U_{k-1}(m+x, n+y)}{\nabla_x^2 U_{k-1}(m+x, n+y)} \quad (12)$$

$$\Delta y = -\varepsilon \text{DFD}(x, y, D) \frac{\nabla_y U_{k-1}(m+x, n+y)}{\nabla_y^2 U_{k-1}(m+x, n+y)} \quad (13)$$

在这里 ε 是一个收敛系数, $\text{DFD}(x, y, D)$ 为位移帧差, $\nabla_x U_{k-1}(m+x, n+y)$, $\nabla_x^2 U_{k-1}(m+x, n+y)$ 分别表示 x 方向上的一阶数字梯度和二阶数字梯度. $\nabla_y U_{k-1}(m+x, n+y)$, $\nabla_y^2 U_{k-1}(m+x, n+y)$ 分别表示 y 方向上的一阶数字梯度和二阶数字梯度. 数字梯度定义如下:

$$\nabla_x U_{k-1}(m+x, n+y) = U_{k-1}(m+1, n) - U_{k-1}(m-1, n) \quad (14)$$

$$\begin{aligned} \nabla_x^2 U_{k-1}(m+x, n+y) &= U_{k-1}(m+1, n) + U_{k-1}(m-1, n) \\ &\quad - 2U_{k-1}(m, n) \end{aligned} \quad (15)$$

$$\nabla_y U_{k-1}(m+x, n+y) = U_{k-1}(m, n+1) - U_{k-1}(m, n-1) \quad (16)$$

$$\begin{aligned} \nabla_y^2 U_{k-1}(m+x, n+y) &= U_{k-1}(m, n+1) + U_{k-1}(m, n-1) \\ &\quad - 2U_{k-1}(m, n) \end{aligned} \quad (17)$$

由以上推导可知: 这种新的位移估算法是按照前帧的灰度级 $U_{k-1}(m+x, n+y)$ 的数字梯度和位移帧差 $\text{DFD}(x, y, D)$ 求得 D , 它能自适应地跟踪医学图像的变化轨迹.

3 小波变换帧间预测图像编码

本文编码首先按照 (9) 式得到表示位移信息的位移矢量 D 和位移帧差 $\text{DFD}(x, y, D)$. 对位移帧差 $\text{DFD}(x, y, D)$ 构成的残差图像进行金字塔型离散小波变换.

3.1 帧间预测图像编码

本文采用块匹配算法的前向运动补偿预测编码. 当前帧图像为 $U_k(m, n)$, 前帧图像为 $U_{k-1}(m+x, n+y)$. 将大小为 $N \times N$ 的当前帧图像 $U_k(m, n)$ 分割成互不重叠, 大小为 $B \times B$ 的子图像块 R_i , 并假设这个 R_i 图像块中各像素具有相同的位移 D . 对当前帧 $U_k(m, n)$ 的子图像块 R_i , 其顶点坐标为 (x_i, y_i) ; 在前帧图像 $U_{k-1}(m+x, n+y)$ 中寻找一个 $B \times B$ 的子图像块 G_i , 它的顶点坐标为 $(x_i + \Delta x_i, y_i + \Delta y_i)$, 使得 R_i 与 G_i 的均方误差 $E_i = e(\Delta x_i, \Delta y_i)$ 最

小, 即 $(\Delta x_i, \Delta y_i)$ 是子图像块 R_i 在最小均方差准则下的位移矢量。 G_i 需在前帧图像上顶点为 $(x_i + \Delta x_i, y_i + \Delta y_i)$ 的所有 $B \times B$ 的图像块中进行全搜索, 需要计算 $(2P + 1)^2$ 次 MSE 函数 [8], 计算量大。

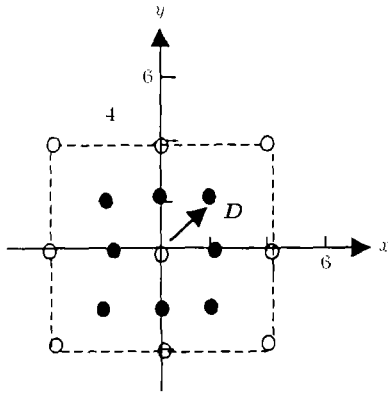


图 1 块自适应三步梯度搜索步骤
 ○ - TSS 第一步搜索点
 ● - 窗口中心 8 个相邻点
 ●+ - 搜索域中找到的最小值点

为了减少块匹配算法的计算, 相继提出了 2-D 对数搜索 (2-DLS)^[9]、三步定向搜索 (TSS)^[10]、新三步定向搜索^[11](NTSS) 和共轭方向搜索 (CDS)^[12] 等算法。这些搜索方法都是计算视频序列图像的位移矢量 D 的有效方法。医学图像相邻帧通常变化缓慢, 纹理结构比视频序列图像复杂。本文根据医学图像的特点, 采用自适应三步梯度算法。

自适应三步梯度算法是根据三步搜索法^[13], 按照位移矢量递推 (9) 式, (1) 式和 (11) 式自适应地跟踪均方误差极小值点。计算步骤如图 1, 计算过程描述如下:

(1) 用三步搜索法计算原 9 个搜索点位置 (图中为 ○ 的 9 个搜索点) 和搜索与窗口中心 (x_0, y_0) 并行的四个搜索点: $U(x_0 + \Delta x_1, y_0), U(x_0 - \Delta x_2, y_0), U(x_0, y_0 + \Delta y_1)$ 和 $U(x_0, y_0 - \Delta y_2)$ 以及与窗口中心对角线上四个搜索点: $U(x_0 + \Delta x_1, y_0 + \Delta y_1), U(x_0 - \Delta x_1, y_0 + \Delta y_1), U(x_0 + \Delta x_1, y_0 - \Delta y_2)$ 和 $U(x_0 - \Delta x_2, y_0 - \Delta y_2)$ (图中 ● 的 8 个搜索点)。

(2) 如果在窗口中心 (x_0, y_0) , 使得 R_i 与 G_i 的均方误差 $E_i = e(x_0, y_0)$ 最小, 则停止搜索, 找到了子图像块 R_i 与 G_i 的位移矢量 $D = 0$ 。

(3) 如果在窗口中心邻近的 8 个搜索点中有一个搜索点, 使得 R_i 与 G_i 的均方误差 $E_i = e(x_0 + \Delta x, y_0 + \Delta y)$ 最小, 则停止搜索, 找到了子图像块 R_i 与 G_i 的位移矢量 $D = \Delta x_i + \Delta y_i$ (图 1 中 $D = \Delta x_1 + \Delta y_1$)。

否则, 按照三步搜索法, 寻找最小均方误差函数 E_i 。

3.2 多分辨率分解

采用二维 Mallat 的快速算法, 将残差图像的行和列分别做一维小波变换。在第 1 级分解中, 得到 4 个子带信号 A_1, WX_1, WY_1 和 WXY_1 。如此反复, 可对图像进行多级小波分解。图 2 给出了三级小波分解的示意图。

A_i 带保留了原始图像的低频信号, 图像的能量主要集中在低频子带上, 对人的视觉反映灵敏, 对图像的质量影响大。对 A_i 带信号作 8 比特量化和无失真的哈夫曼编码。高频子带 WX_i, WY_i 和 WXY_i 保留了原始图像的高频信息, 代表了图像的细节, 利用同方向各频带相关特性, 采用四叉树小波编码^[14,15]。

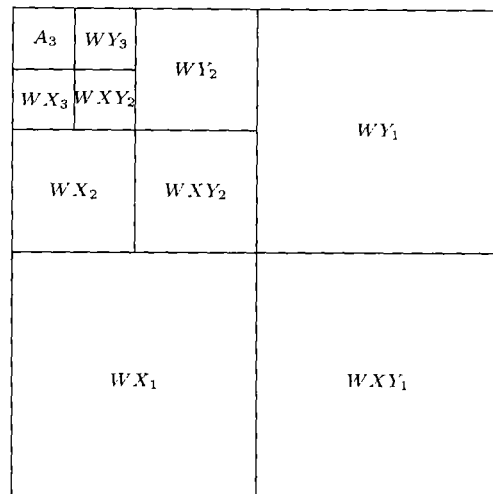


图 2 图像三级小波分解示意图

4 实验结果和分析

计算机模拟是在 PC/586 计算机上进行的。采用一组 10 幅 CT 图像, 每个像素 12bit 数字化的标准 CT 脑医学图像。选用双正交小波基 $D9/7$ 进行实验。

为了比较, 同时模拟了具有运动补偿 DCT 编码^[2](MC/DCT), 二维小波变换编码 [2-DWT] 和新算法 (NEW)。图像质量的客观度量采用峰值信噪比 (PSNR), 图像压缩性能度量采用压缩比 (CR)。实验结果见表 1。

实验结果表明, NEW 与 MC/DCT 比较, 信噪比提高 4dB, 主观图像质量大幅度改善。这主要是小波变换具有时频局域性, 保留了原图像块的纹理, 边缘等细节。另一方面, NEW 与 2-DWT 比较, 压缩比提高 15%, 信噪比提高 2dB。

表 1 实验结果

算法	PSNR(dB)	CR
2-DWT	49	12.5
MC/DCT	47	15
NEW	51	15

5 结 论

本文报道了一种具有运动补偿的小波变换帧间预测医学图像编码算法, 模拟结果表明: 这种新算法信噪比为 51dB, 压缩比为 15, 比现有的同类算法 (MC/DCT) 信噪比提高 4dB。与 2-DWT 比较, 压缩比提高 15%, 信噪比提高 2dB。

参 考 文 献

- [1] P. Roos, M. A. Viergever, Reversible intraframe compression of medical images, IEEE Trans.on Med. Imaging, 1991,10(12), 413-420.
- [2] H. Lee, Y. Kim, Statistical ditribution of DCT coefficients and their application to an interframe compression algorithm for 3-D medical images, IEEE Trans. on Med. Imaging, 1993, 12(11), 478-485.
- [3] A. Nosratinia, N. Monserlian, Interframe coding of magnetic resonane images, IEEE Trans. on Med. Imaging, 1996, 15(5), 639-648.

- [4] 涂国防, 张灿, 会议电视编码中的块自适应递归算法, 电子科学学刊, 1996, 18(1), 25-30.
- [5] S. Mallat, Multifrequency channel decomposition of images and wavelet models, IEEE Trans. on ASSP, 1989, 37(12), 2091-211.
- [6] S. Mallat, A theory for multiresolution signal decomposition, the wavelet representation, IEEE Trans. on Pattern Anal Mach, Intel, 1989, 11(7), 11674-693.
- [7] Tu Guo Fang, Zhang Can, Block adaptive gradient algorithm for motion compensated prediction coding. IEEE ICCASS' 96, Shanghai, 1996, 192-195.
- [8] 李津生, 涂国防, 综合业务数位网, 台北, 台湾儒林公司出版社, 1992, 259-295.
- [9] R. Jain, K. Jain, Displacement measurement and its application in interframe image coding, IEEE Trans. on Comm., 1981, COM-29(12), 1800-1808.
- [10] R. H.Kanek, T. Ishiguro, Motion compensated interframe coding for video conferencing. IEEE Trans. on Comm., 1983, COM-33(8), 888-895.
- [11] L. Renxiang, Z. Bing, A new three-step search algorithm for block motion estimation. IEEE Trans. on Comm., for Video Tech. 1994, CAS-4(4), 438-442.
- [12] R. Srinivasan, K. Rao, Predictive coding based on efficient motion estimation, IEEE Trans. on Comm., 1985, COM-33(8), 888-895.
- [13] 涂国防, 运动补偿图像编码中的并行三步算法, 中国科学院研究生院学报, 1995, 12(1), 21-25.
- [14] M. R. Banham, *et al*, A wavelet transform image coding technique with a quadtree structure, In, ICASS'94, Boston, 1994, 653-656.
- [15] J. Shapiro, Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients, IEEE Trans. on SP, 1993, 41(12), 3445-3469.

INTERFRAME PREDICTIVE CODING OF MEDICAL IMAGE USING A WAVELET TRANSFORM

Tu Guofang Gao Shaoshuai Zhang Can*

(Graduate School, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039, China)

**(Institute of 704, Company of Aerospace Industry, Beijing 100076, China)*

Abstract In this paper, a new medical image coding algorithm is reported. This type of algorithm is called interframe predictive coding of medical image using a wavelet transform for motion compensated estimation. Simulation results show that this new algorithm has better performance than the other algorithms of the same kind.

Key words Wavelet transform, Interframe prediction, Medical image coding

涂国防: 男, 1954年生, 教授, 博士生导师, 从事图像编码和信息处理的教学和科研工作.

高绍帅: 男, 1976年生, 博士生, 信号与信息专业.

张 灿: 女, 1954年生, 高级工程师, 从事信息处理和数字通信的科研工作.