

基于小波变换的三维医学图象压缩技术的研究

李 晖

(深圳中兴通讯股份有限公司视讯测试部, 深圳 518004)

摘 要 满足临床诊断要求的医学影像无失真压缩编码技术的研究是图象压缩编码研究的新领域,也是 PACS 系统和远程医疗诊断系统研究的热点之一. 该文正是以 CT, MRI 等医疗成像设备在临床应用时一次检查产生的人体某一部位的多帧断层图象而形成的序列图象组为对象, 选取目前编码领域最具潜力的小波变换技术, 并将小波变换由二维推广至三维, 同时将二维医学序列图象组视为三维图象而开展的医学影像编码技术研究. 实验结果表明, 在经临床医师确认的失真门限附近, 该技术可以将压缩比提高 20% ~ 47% 左右, 这对实际应用是十分有利的.

关键字 三维小波变换 频率子带 最优比特分配 算术编码

中图分类号: TP391.41 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2000)02-0114-05

Medical Image Compression Based on Three-Dimensional Wavelet Transformation In PACS

LI Hui

(Zhongxing Telecom LTD Video Test Department, Shenzhen 518004)

Abstract In PACS, CT and MRI scanners provided lots of 3D images every day. For this reason, JPEG, as a 2D image coding technology is not compatible. In this paper, a three-dimensional medical images compression method based on 3D wavelet transform is proposed. At first, various filter banks in the slice direction are used and the results of rebuild images are compared to find the best filter bank for 3D transform. Then using MSE as performance index, the author presents a new 3D best quantization method independently. And DPCM is replaced by S+P transform in low-resolution subband for enhance coding efficiency. Furthermore, we test various entropy coding methods, based on which a synthesis entropy coding method is found. We think it best fit for wavelet transform coding. At last, an integrity 3D wavelet transform coding method is proposed. We test out the method on lots of 3D images, the results show that this method can elevate compression ratio region from 20% to 47%, compared with JPEG or 2D wavelet transform. This 3D coding method can offset the failure of 2D coding method in PACS perfectly.

Keywords 3D wavelet transform, Frequency subband, Best bite allocation, Math coding.

0 引言

众所周知, 图象压缩的目的就是尽可能地去掉原始图象的冗余信息. 而冗余信息的产生正是因为图象具有这样或那样的特征. 通过对目前医学最为重要的成像设备(CT, MRI) 成像原理的研究发现, 这些设备与脑部诊断中应用较广的 PET、SPECT 等成像设备有着一个共同的特点, 即一次检查会产生多层(帧)图

象. 以 CT 图象为例, 它是用高准直性的 X 线束围绕身体某一部位做多个端面的扫描, 由计算机读出每个断层面上的 X 线衰减值, 以及由这些数据组成的图象矩阵. 因此, 相邻帧图象之间必然具有一定的相关性, 即帧间相关性, 它形成了 CT 图象组中特有的帧间相关性. 显然, 目前常用的医学压缩编码技术 JPEG, 作为一种二维编码技术, 可以有效地去除帧内的相关性, 却无法去除这种帧间相关性. 因此, 即使不考虑 JPEG 的技术缺陷, 它也是不适合于 CT、MRI

等最重要的医学图象组压缩的, 而这些图象在现代医院中占有无法替代的地位. 因此, 适合于这类图象压缩的编码技术应该是既可以有效去除帧内相关性, 又可以有效去除这种帧间相关性的.

必须注意的是, 由于人体组织结构很复杂, 这种医学图象的帧间相关性和视频图象的帧间相关性有很大的不同, 即由于视频图象的前后两帧图象的大部分背景区域基本不变, 因此其帧间相关性是一种时间相关性, 而医学图象的帧间相关性实际上还是类似于帧内的空间相关性. 因此视频编码中采取的基于预测编码的运动补偿技术, 可以很好的去除时间相关性, 而对于 CT 图象组的帧间相关性却无法达到同样的效果. 在这里, 我们提出一种基于三维小波变换的压缩算法, 可以很好地同时解决这两个问题.

1 基于小波的三维图象压缩

1.1 三维小波变换

有关医学图象组的三维分解编码工作最早的文献报道是 Chan(1990) 在 SPIE 上提出的三维图象压缩. 接着, Jun Wang 等人(1996) 又提出了三维小波压缩编码的基本方法^[1], 即将一维小波变换扩展到三维, 并应用于医学图象的压缩. 其后在 SPIE 上亦有关于三维小波编码的文献报道, 但多数工作与 Jun Wang 的工作类似, 并无明显的突破, 国内目前尚未见到与之类似的报道.

有关图象二维小波变换的原理在很多的文献中都可以见到. 限于篇幅, 笔者在这里只简单介绍一下三维小波变换的基本算法(具体的推导请参考文献[2]).

考虑一个三维可分离尺度函数

$$\mathcal{Q}_{x,y} = \mathcal{Q}_x \mathcal{Q}_y \mathcal{Q}_z \tag{1}$$

定义小波空间

$$W_j^3 = (V_j^3)^\perp \tag{2}$$

即

$$V_j^3 \oplus W_j^3 = V_{j-1}^3 \tag{3}$$

其中 $\{V_j\}, j \in \mathbb{Z}$ 是自身中的一串闭子空间列, 则它是一张量积空间, 且

$$V_i^3 = V_i \otimes V_i \otimes V_i \tag{4}$$

式(4) 构成 $L^3(R^3)$ 的一个多分辨率分析, 当且仅当 $\{V_j\}, j \in \mathbb{Z}$ 是 $L^3(R)$ 的一个多分辨率分析. 与二维小波分解类似, 我们可以得到:

$$\left. \begin{aligned} \Psi_1(x,y) &= \mathcal{Q}_x \mathcal{Q}_y \Psi(z) \\ \Psi_2(x,y) &= \mathcal{Q}_x \Psi(y) \mathcal{Q}_z \\ \Psi_3(x,y) &= \Psi(x) \mathcal{Q}_y \mathcal{Q}_z \\ \Psi_4(x,y) &= \mathcal{Q}_x \Psi(y) \Psi(z) \\ \Psi_5(x,y) &= \Psi(x) \mathcal{Q}_y \Psi(z) \\ \Psi_6(x,y) &= \Psi(x) \Psi(y) \mathcal{Q}_z \\ \Psi_7(x,y) &= \Psi(x) \Psi(y) \Psi(z) \end{aligned} \right\} \tag{5}$$

而且对任何 $j \in \mathbb{Z}$, 函数系 $\Psi_1, \Psi_2, \Psi_3, \Psi_4, \Psi_5, \Psi_6, \Psi_7$ 均构成 W_j^3 的规范正交基. 设 $f = f(x,y,z) \in V_j^3$, 类似二维小波分解可导出三维快速小波分解算法:

$$f(x,y,z) = A_{j_2} f(x,y,z) + \sum_{j_1=j_2}^{j_1+1} \sum_{\epsilon=1}^7 D_{j_1}^\epsilon f(x,y,z) \tag{6}$$

其中, $A_{j_2}, D_{j_1}^\epsilon$ 的定义与二维 Mallet 分解类似, 分别代表小波分解的低频和 7 个高频分量. j_1, j_2 的定义和二维类似, 是一固定尺度整数.

1.2 图象组的三维小波变换

在前面我们曾经讨论过 CT 图象的一个特点, 即一次检查能产生多幅图象. 我们把这些具有帧间相关性的多幅图象称为图象组. 一幅平面图象是二维的, 显然, 我们无法对一幅二维平面图象进行三维小波分解, 有了图象组的多帧图象后, 就可能对图象组进行三维小波分解.

从图 1 中不难看出, 图象组的三维小波分解就是先对图象进行帧内的二维小波分解, 然后对图象组的二维分解系数在 z 方向上进行第三次分解. 这里的 z 方向类似于运动图象组的时间 z 轴方向, 不妨称之为纵深 z 轴(对应于水平 x 轴, 垂直 y 轴). 一次变换的结果是产生 8 个子图象组: 1: 一个低频分量; 2: 一个水平 x 方向; 3: 一个垂直 y 方向; 4: 一个纵深 z 方向上的高通分量; 5: 一个 xy 方向; 6: 一个 xz 方向; 7: 一个 yz 方向上的高通分量; 8: 一个 xyz 方向上的高通分量. 这 8 个子频带的分布如图 2 所示.

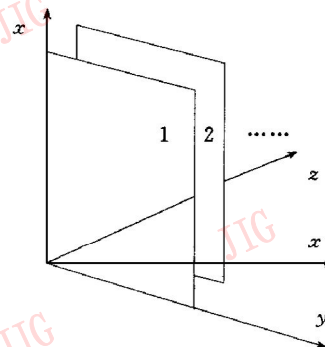


图1 三维坐标选取

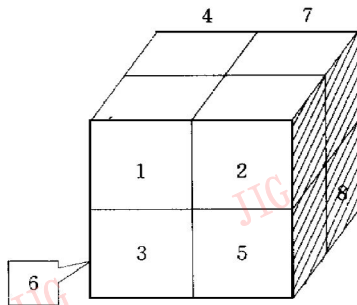


图2 三维分解频带分布

在实际的工作中, 往往还需对低频子带进行第二级、第三级乃至更多级数的分解, 因此, 实际上得到的是一个低频子带和 7 个高频子带系列. 对人眼的视觉特性来说, 不同子带系列其重要性是不一样的, 其中低频子带代表了图象组的一个近似, 它包含了原始图象组的大部分信息. 对其它的高频三维子带, 随着分辨率降低, 其重要性是递增的, 考虑到人眼对水平和垂直边缘轮廓要比对角轮廓敏感, 同一分辨率的高频子带其重要性也是不一样的. 三维小波变换压缩编码正是利用这种特性来压缩原始图象数据的^[3].

2 实际编码方案

2.1 三维小波基的选取

三维小波变换中最优小波基的选取问题可以分为两个方面: (1) 关于帧内小波变换的小波基的选取; (2) 关于帧间小波变换小波基的选取. 尤其是帧间小波变换小波基的选取, 在 PACS 中由于其图象的特性而显得更为重要.

很多文献介绍为了使帧间小波基选取便捷, 往往使帧间小波基与帧内小波基一致^[1]. 前面我们分析过, CT 等医学检查放射设备一次检查可形成多幅图象, 通过对 3 家“三甲”医院的 CT 室调查, 目前国内 CT 检查一般是一次检查成像 10~ 20 帧, 帧间距为 10mm 左右, 也就是说, 我们在纵深方向进行第三维小波变换时, 输入信号的长度将限制在 10~ 20 个象素之间. 在实际测试中发现, 正是由于 CT 图象组的纵深方向象素数较少, 由于边界效应所带来的误差影响与帧内是不一致的(将在下面详细介绍). 因此, 在帧间小波基的选取上应该更多考虑滤波器长度的影响, 即纵深方向小波基的选取不应该简单的与帧内小波基的选取等同.

实际研究中, 我们选取了数十种被各类编码文献称道的双正交小波基, 按不同组合进行测试, 同时

考虑到不同边界的延拓方法. 测试的结果证实了纵深小波基选取关于滤波器长度的考虑是必要的, 即尽量选取抽头数少的滤波器来减少边界(尤其是帧间变换时的边界)的影响. 最终选取的帧内小波基为 Antonini, 帧间小波基为 Villa 4.

2.2 低频子带的处理

Amir 在 1996 年提出了一种基于 S 变换(sequential transform)的预测编码方案(S+ P Transform). 通过大量实验, 我们发现对 32 幅 CT 测试图象而言, 它的表现要优于 DPCM. 同时, 由于该方案也是将原始图象分解成不同方向的子带, 这使得有可能将该变换后的系数与小波变换后的高频系数共同组成统一的数据结构, 从而达到进一步去除相关性的目的. 此外, 我们发现这种方法可以仅通过简单的移位运算来实现, 因此避免了复杂的浮点运算, 使得实现起来快速便捷. 因此, 笔者认为在低频子带处理中采用 S+ P 变换要优于 DPCM.

2.3 三维小波分解的最优化及码字分配方案

量化器的设计在整个小波编码中占有极其重要的地位, 它是决定恢复图象失真大小的主要决定环节. 作者查阅了近几年国内外有关三维小波编码的文献, 尚未见到有关三维最优量化器设计的报道. 一般做法还是基于低频无失真、高频大量化固定比特分配的简单实现方法^[1,3]. 这些方法无疑不是最优的, 也不符合实际图象千差万别的情况.

小波最优量化器的设计, 通常有两种途径, 一是给定量化电平, 希望量化失真最小; 二是给定量化失真要求, 希望每个取样的平均位数最小. 本文正是选择了第一种途径, 根据 Max-Lloyd 量化器原理, 设计了最优的三维小波量化及码字分配方案.

设 Δ_j^k 为 D_j^k 的均匀量化步长, Δ_l 为 P_l 的均匀量化步长, 为简便起见, 假设 D_j^k 和 P_l 在 Q_j^k 和 Q_l 范围内均匀分布(这里 P_l 代表三维小波分解的低频子带, D_j^k 代表三维小波分解后的不同方向的高频子带), 于是分别得到两者的量化误差 MSE 分别为

$$\epsilon_j^k = \frac{1}{12}(\Delta_j^k)^2; \epsilon_l = \frac{1}{12}(\Delta_l)^2 \quad (7)$$

由于

$$\Delta_j^k = Q_j^k 2^{-R_j^k}, \quad \Delta_l = Q_l 2^{-R_l}$$

最终我们的码字分配为

$$R_j^k = R + \frac{3}{2}j - \frac{3}{2} \times \frac{8}{7} \times (1 - \frac{1}{8^j}) + \frac{1}{2} \log_2 \frac{Q_j^k}{Q} \quad (8)$$

$$R_J = R + \frac{3}{2}J - \frac{3}{2} \times \frac{8}{7} \times \left(1 - \frac{1}{8^J}\right) + \frac{1}{2} \log_2 \frac{Q_L}{Q} \quad (9)$$

式(8)、(9)就是在实际工作中得出的三维小波编码系统最优比特分配方案. 具体的推导请参考文献[2]. 从式(8)、(9)不难看到, 最优分配取决于图象分解后各子带的灰度分布区间, 以及分解级数和要求达到的比特率, 而前者是随着图象改变而改变的, 可以通过计算各子带的信息熵而便捷地得到, 因此始终是与图象的具体内容相关的. 这种最优量化器显然比固定的量化器要优越.

2.4 三维小波分解的熵编码方案

Shannon 的信息熵理论告诉我们, 无论采取何种熵编码器, 其输出码率都不可能达到原始图象的信息熵值, 只能最大限度地逼近它^[4]. 因此, 选择一种好的熵编码算法对一个编码系统而言无疑是很重要的. 目前最常用熵编码算法无非是 Huffman 编码、自适应 Huffman 编码以及近几年异军突起的算术编码.

为了测试上面 3 种熵编码的效率, 我们进行了两种试验: 一是对不同量化等级的高频系数分别使用上述 3 种编码方法进行试验; 一是对同一量化级数的 8 个频率子带分别进行 3 种编码试验. 通过试验发现, 对于高频子带当原始图象经变换和量化后, 随着其量化级数的递增, 图象的恢复质量递减, 量化后图象的灰度级数也是递减的, 且其信息熵也是逐渐减小的. 这种递减也说明量化后系数的概率分布开始是集中在某些灰度级上(例如 0). 因此由于计算机的整数码长, 使得 Huffman 编码的效率随之降低, 而算术编码则正好与之相反, 由于这种集中在少数灰度级的概率分布, 使得算术编码的优势可以有效地体现出来. 在低频子带, 自适应 Huffman 编码的效果是最好的, 而恰恰不是算术编码(在其它质量等级的测试中, 也可得到同样的结论). 这是因为低频子带是原始图象的精确图象, 其灰度分布比较平均, 算术编码的优势就不容易体现出来了. 在实际的测试中, 我们发现在输出信噪比为 34db 的时候, Huffman 编码对三维小波高频分解系数的编码效率已经降低到 55%, 而算术编码的效率仍然在 90% 以上.

因此, 我们认为, 在最终的熵编码方案中, 应该根据不同子带的特性, 采取不同的熵编码方式, 即低频子带的熵编码器应该和高频子带不同, 而不是简

单的采取某种固定的熵编码器. 从实验结果看, 这种综合熵编码器在不同的质量等级上均始终保持 94%~95% 的编码效率, 而没有像使用单一编码器那样, 编码效率会随着压缩比的提高而下降, 其效益是十分明显的.

基于以上讨论, 最终形成的编码方案如图 3 所示:

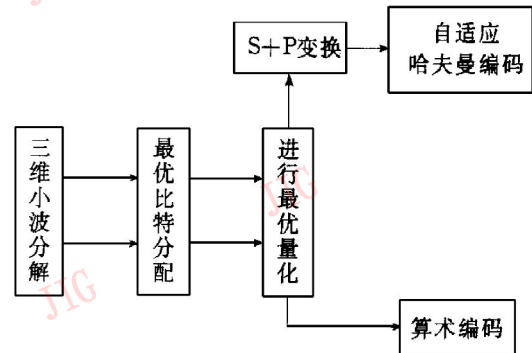


图3 三维小波编码的方案流程图

3 试验结果及结论

本次工作中主要选取的是 3 组 CT 图象(一组是层距为 10mm 的腹部图象, 一组是层距 2mm 的头部图象, 每组图象 16 帧, 256 级灰阶). 由于目前还没有比较成熟的三维医学图象组编码手段, 因此最后压缩效率的评价对比对象主要是成熟的二维 JPEG 压缩技术和二维小波压缩技术.

从表 1、表 2 可见, 使用 3D 小波压缩技术对图象压缩比的提高是很明显的. 在压缩门限处, 腹部图象组 3D 小波压缩的压缩比比二维 JPEG 提高了 47.29%, 比二维小波编码提高了 39.96%; 而头部图象组 3D 小波压缩编码的压缩比则分别比二维 JP 比和二维小波编码提高了 35.29% 和 30.35%.

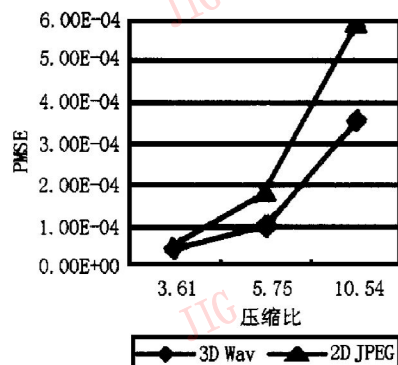
表 1 腹部图象组在不同恢复质量下的压缩比

测试图象	均方差	信噪比(dB)	压缩比	
腹部	3D Wav	2.93	43.49	3.21
	2D Wav	3.01	43.35	2.51
	2D Jpeg	3.03	43.32	2.44
腹部	3D Wav	11.8	37.41	5.22
	2D Wav	11.5	37.51	3.71
	2D Jpeg	12.0	37.39	3.64
腹部	3D Wav	27.6	33.71	7.39
	2D Wav	27.6	33.71	5.28
	2D Jpeg	27.7	33.69	5.01

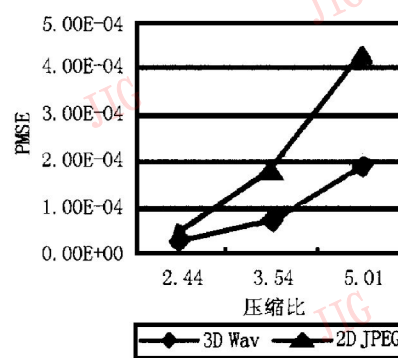
表2 头部图象组在不同恢复质量下的压缩比

测试图象		均方差	信噪比(dB)	压缩比
头部	3D Wav	3.04	43.31	3.96
	2D Wav	3.09	43.23	3.79
	2D Jpeg	3.11	43.20	3.61
头部	3D Wav	9.64	38.29	7.55
	2D Wav	9.69	38.27	5.85
	2D Jpeg	9.79	38.22	5.70
头部	3D Wav	31.7	33.15	14.26
	2D Wav	32.0	33.08	10.94
	2D Jpeg	31.8	33.10	10.54

实际工作中,笔者选取了各种符合人眼视觉特性的客观参量将各种编码方案进行对比.从上面的对比



(a) 腹部测试图象



(b) 头部测试图象

图4 PMSE与压缩比的关系对比曲线图

同时从图4中还可以看到,二维JPEG压缩的编码曲线的斜率呈现急剧增大的趋势,这是因为在JPEG中使用的是简单的固定量化器.这样,在压缩比加大的时候,过份强调保持低频分量,而对高频分量量化过大,从而导致失真度的急剧上升.而三维小波编码曲线则不会如此,因为我们的最优量化方案使得在各个量化等级的失真都是缓慢上升的(曲线斜率较二维JPEG编码要小得多).

我们对一组16帧 256×256 大小的8bit CT图象组进行编码,在P-200的计算机上,平均一帧图象的编码时间是5~6s.考虑到还没有使用小波分解的快速算法,以及将来可以采用网络并行计算来减小时间开销,在实际上三维小波编码在实际上应该是可行的.同时本文利用小波变换来去除帧间相关性的思路,对视频图象同样是可行的,但是必须解决的问题是如何在三维小波分解的基础上进行运动矢量量化的问题.这也是笔者目前正在研究的问题.

图(如图4)中可以很明显的看到,三维小波压缩编码技术在客观参量评比上比二维编码技术有着极大的提高.同时我们注意到图4中的失真最大数值是在信噪比为33dB左右,而这个数值是笔者在两家“三甲”级别医院通过对20多位具有1~20年临床经验的医师进行主观测试的基础上得出的,在这个门限以上,即使是具有20年临床经验的医师也无法分辨图象的失真,因此是不影响临床诊断的,而且在本文的方法中充分考虑了高频信息的保留,这对心血管等细节丰富的医学图象的诊断是极为重要的.

参考文献

- 1 Atilla Baskurt, Hugues Benoit-Cattin, Christophe Odet, On a 3D medical image coding method using a separable-3D-wavelet transform, SPIE, 2431: 173~ 183.
- 2 李晖. PACS中基于小波的三维图象压缩技术的研究[硕士学位论文]. 武汉: 武汉大学, 1998.
- 3 Chan K K, lau C C, Lou S L, Hayrapetian A. Three-dimensional transform compression of Image from dynamic Studies. SPIE. 1232: 322~ 326.
- 4 姚庆栋, 毕厚杰, 王兆华, 徐孟侠. 图象编码基础. 北京: 人民邮电出版社, 1984年.



李晖 武汉大学电子信息学院图象与信息技术研究室硕士研究生. 专业领域为医学图象处理、图象编码.