

文章编号 1004-924X(2004)06-0632-06

数字 X 光医学影像压缩技术

张雷¹, 杨润魁², 黄廉卿¹

(1. 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033;

2. 驻航天二院军代表室, 北京 100080)

摘要: 针对数字 X 光影像仪(CR)影像的特点以及 CR 成像与成像板(IP)密切关系, 提出一种基于图像阈值分割, 并对分割的不同区域采用不同压缩方法的数字 X 光(CR)医学影像压缩技术。首先分割出暗背景区, 进行中值滤波, 然后行程编码, 再根据 IP 板与 X 光曝光剂量的关系, 将感兴趣区 12 bit 像素降低量化级别降低为 9.3 bit 来降低数据量, 并采用嵌入式小波变换方法实现近无损压缩。实验结果表明, 在高压比条件下, 感兴趣区仍具有较高的峰值信噪比(PSNR), 保证了感兴趣区的图像质量, 具有良好的视觉效果。

关键词: 数字化放射图像; 图像压缩; 感兴趣区;

中图分类号: TP301 文献标识码: A

Computed X radiography image compression

ZHANG Lei¹, YANG Run kui², HUANG Lianqing¹

(1. Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences

Changchun 130033, China; 2. Military Deputy Office of the Second

Institute in Aerospace Industry, Beijing 100080, China)

Abstract: According to the characteristics of computed radiography (CR) imaging and the close relationship between CR imaging procedure and image plate (IP), the compression algorithm is presented to segment image by threshold value, and different compressing methods are used for different segmented area. First, the segmentation process identifies the black surrounding and utilizes run-length coding. Then according to the relationship between imaging plate (IP) and dose of X radiography, the region of interest (ROI) CR images are transformed from 12 bit into 9.3 bit images and followed by Embedded image coding using embedded zerotree of wavelet (EZW) loss compression. This coding algorithm can ensure the image quality of the region of interest and PSNR, and give better visual effects.

Key words: CR image; image compress; region of interest

1 引言

“数字 X 光影像仪”^[1] (Computed Radiogr

phy 简称 CR) 采集的 CR 影像数据量大, 因此有必要在储存和网络传输时对其进行压缩。以往对于医学影像压缩方法主要采用全域离散余弦 (Full frame DCT) 变换方法压缩, 由于医学影像

仅用于医生观察,发展了适于人眼(HVS)的压缩方法^[2]。随着预测编码和小波变换压缩方法研究的深入,对医学影像发展了基于小波二叉树预测压缩方法^[3]及基于CALIC的医学影像无损压缩^[4]等方法。实际上,医生往往对整幅图像中的一部分感兴趣,因而没有必要对整幅图像采用同样的压缩编码方法。因此可借鉴JPEG2000的感兴趣区(regions of interest, ROI)压缩方法^[5]。目前对医学影像采用感兴趣区(ROI)压缩主要方法^[6]是先采用分割算法将病灶区分割为感兴趣区,然后对再图像进行JPEG2000的ROI编码。但这样的压缩方法并不适用CR影像,首先对病灶区分割划分类别过细,如分割时必须要根据胸、脑、四肢等部位,还要根据病变类型才可分割出感兴趣区。其次在对影像编码压缩时没有考虑CR影像的成像特点,CR设备成像规律不同于CT、DR、DAS放射医学影像的成像规律,CR成像与成像板(IP)关系紧密。本文设计一种与CR成像设备IP相结合的感兴趣区压缩方法。

2 JPEG2000的ROI编码机制

基于小波变换的JPEG2000首次提出了基于感兴趣区的图像压缩算法和标准。编码机制如下:

2.1 JPEG2000编码方案

JPEG2000编码方案是通过改进JPEG编码中采用的DCT编码技术而采用以离散小波变换(DWT)作为基础的分块位平面编码机制。具体步骤简述如下:

- (1) 将原图像分解为分量图像;
- (2) 分解各分量图像为若干等长宽的小矩形瓦片(tile);
- (3) 对瓦片分量进行小波分解,得到不同子带的小波系数并对每个子带划分为等宽度的数据块;
- (4) 按数据块的扫描顺序提取各块数据的位平面系数进行熵编码;
- (5) 原图像中如果有ROI部分,转入相应的ROI编码机制优先编码ROI系数。

2.2 MAXSHIFT编码原理

MAXSHIFT作为JPEG2000 Part I部分推荐的ROI编码算法,基本思想是:先通过ROI掩模

(mask)从原图像中选定一块或若干块ROI区域,对图像做小波变换并对边界做适当调整,将小波图像分块然后把块内系数按行排列,将排好的数据进行二进制位平面编码,编码前令与重构ROI区域无关的小波变换系数—非感兴趣区系数以比例系数“缩小”2倍,使ROI系数在位平面编码时排在非感兴趣区系数的前面。这样在解码时,解码端在一定的解码率下可以使ROI系数能得到充分的解码。这样实现了感兴趣区的优先编解码。

3 针对CR影像的ROI压缩方法

然而由于CR影像具有自己的特点,比如CR影像一般会有一定比例的暗背景区、影像中的噪声分布等。对CR影像采用JPEG2000的ROI压缩方法效果并不理想^[7]。本文针对CR图像的特点提出了一种适合CR影像感兴趣区的压缩编码方法。

3.1 暗背景区的分割与压缩编码

CR影像可以分割为两部分,一部分是X射线照射到身体后成像,这部分影像包含身体信息是感兴趣区;另一部分是X射线没有照射到身体成像,不包含身体信息,称为暗背景区,是不感兴趣区。实际上,对于四肢、躯干等部位CR影像中暗背景区占有相当多的部分,所以首先把暗背景区分割出来。如果不考虑噪声影响,暗背景区的像素值相同,那么可以把背景区像素值在整个图像中看作为恒定,而且图像中所有物体与背景区对比度不同,只要使用一个固定的阈值就会有较好的分割效果。本文选择暗背景区像素均值作为阈值,分割后的暗背景区的像素值为阈值,感兴趣区的像素值为0。由于肌肉、脂肪等软组织吸收X射线能力差,有可能会将这部分信息当作暗背景分割出去,考虑到这样的区域常常位于感兴趣区与非感兴趣区分割的边界处,因此采用 5×5 稀疏分布的方块模板作为中值滤波器,中值滤波器能够衰减颗粒信号同时不使边界模糊,这样感兴趣区的内容会原封不动的保存下来。另外由于噪声的影响,对分割出来的暗背景区进行中值滤波,这样还可以消除颗粒噪声影响,适于行程编码(RLE)。

选择暗背景区像素均值作为阈值,将暗背景

区分割出来, 得到二值图像, 然后进行行程编码 (RLE)。

通过阈值分割和中值滤波, 实现了适合医学影像的感兴趣区和非感兴趣区自动分割, 克服了以往过细的分割方法, 使 CR 压缩算法具有普适性。

3.2 感兴趣区的近无损压缩

原始图像减去暗背景区得到残差图像, 该残差图像为感兴趣区。

3.2.1 感兴趣区量化精度的改变

数字 X 光影像仪 (CR) 系统中, 有若干环节共同参与影像成像, 并最终决定 CR 影像的质量, 这些环节可归纳为“四象限”理论^[8], 其中第二象限涉及输入到影像读出装置 (image reader, IRD) 的信号和从 IRD 输出的信号之间的关系最为关键。IRD 的作用是设定每幅影像敏感性范围的机制, 根据记录在 IP 上的成像信息 (X 线剂量和动态范围) 来决定读出条件。即较高的 X 线剂量和较窄的动态范围或较低的 X 线剂量和较宽动态范围之间的关系。当前我们采集的 CR 影像像素值的量化精度 12 bit。经过实验发现, 在大剂量曝光条件下在 12 bit 影像数据中仍会有 1% 的系统噪声^[7], 系统噪声分为: X 线依赖性噪声 (量子噪声) 和非 X 线依赖性噪声 (固有噪声), 且噪声的幅值较小^[8], 主要集中在低比特位。因此考虑能否先降低图像的量化精度, 以降低图像数据量。

下面以柯达公司的成像板 (IP) 为例分析 CR 的成像规律^[9], CR 影像上的像素灰度值与曝光剂量具有对数关系, 满足等式:

$$cv = \lg(Q) \times 1000 + 2000, \quad (1)$$

式中 cv 是 CR 影像上的像素灰度值, Q 为曝光剂量, 单位为 mR (千分之一伦琴), 如图 1 所示。

可以看出由曝光剂量转换为像素值的过程进行了对数压扩, 对数压扩算法用于数字电话通信中, 在数字电话通信时认为幅值低的数据包含重要信息, 所以对幅值低的数据放大; 又要防止幅值高的数据过载, 所以缩小幅值高数据。由图 1 可知, 为使 CR 系统获得较宽的动态范围, 牺牲了较低的 X 线剂量转换为像素值的精度, 所以减小低比特位量化精度对图像质量的影响不大。

对于 CR 而言, 曝光剂量的高低具有同样重要性, 由于在 CR 图像采集时系统噪声幅值一般

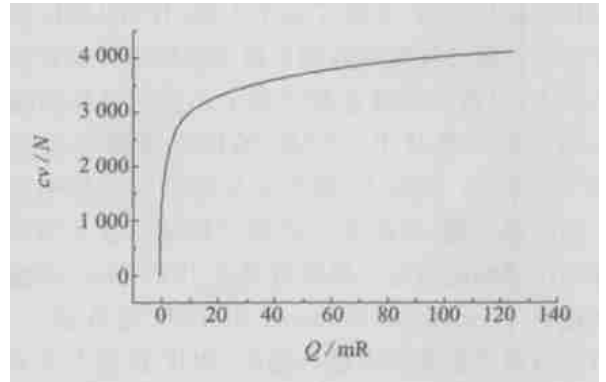


图 1 CR 影像像素灰度值与曝光剂量的关系

Fig. 1 Relation between CR image pixel value and dose of X radiography

较小, 主要分布在低比特位, 所以经过对数压扩变换后, 放大曝光剂量较低的数据, 同时也放大了系统噪声。通过实验发现, 对成像 IP 板进行高剂量曝光成像的信噪比, 远大于低剂量曝光成像的信噪比。因此考虑能否把 CR 图像感兴趣区压缩时先通过对数逆变换—指数变换, 降低量化精度, 即由原来像素值 (0~4096) 区间映射到较小的数值区间, 从而降低感兴趣区的数据量, 然后再进行小波变换编码压缩, 实现 CR 图像感兴趣区的近无损压缩。

首先构造指数变换函数, 降低 12 bit 的量化精度, 以降低图像数据量。由于 CR 图像上相邻像素的均方服从高斯分布, 方差为:

$$\sigma_{\Delta}^2 = Q/42 + 11, \quad (2)$$

σ_{Δ} 为相邻像素的均方根, Q 为曝光剂量。

由 (2) 得到对 CR 影像提高信噪比^[10] (SNR) 的指数转换公式

$$cv_Q = \int_{Q_{\min}}^Q \frac{1}{A \times \sigma_{\Delta}(cv)} \times d(cv), \quad (3)$$

其中 A 为转换常数, cv_Q 为转换后像素值。图 2 给出 cv 与 cv_Q 的映射关系, 本文选取 $A = 1$ 。

当 $A = 1$ 时, 将像素值 cv (0~4094) 映射为 cv_Q (0~613), 即 12 bit 映射为 9.3 bit; 当 $A = 1.19$ 时, 将像素 cv (0~4094) 映射为 cv_Q (0~512), 即 12 bit 映射为 9 bit; 虽然转换图像增加了量化噪声, 但阈值在 cv 域内的噪声分布函数经过指数转换后, 与阈值曝光剂量域的噪声分布函数相同, 当 $A = 1$ 时, 噪声总量仍在 1% 内, 经过指数压扩, 压缩了低曝光剂量对应的原始像素值的同时, 也压缩了原始图像上系统噪声, 所以经过转

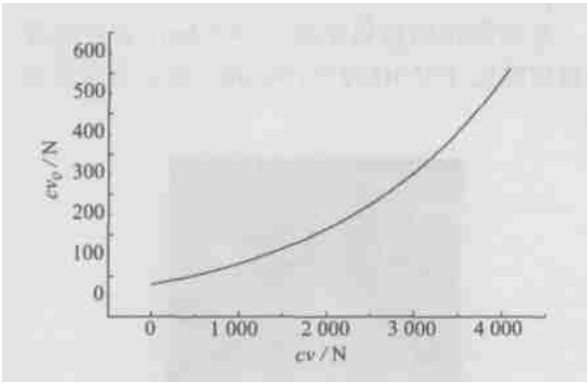


图 2 cv 与 cv_Q 的映射关系

Fig. 2 Mapping relationship between cv and cv_Q

换图像信噪比(噪声为系统噪声加上量化噪声)和原始图像相比大幅提高了。

将像素 $cv_Q(0\sim 613)$ 再映射回 $cv(0\sim 4094)$ 来研究公式(3)的量化效果,图 3 即为原图像与映射后图像各像素值的对应关系。

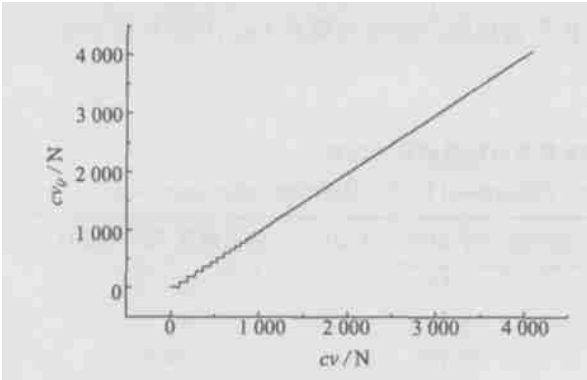


图 3 原图像各像素值与映射后图像的对应关系

Fig. 3 Relationship between original image pixel and mapping image pixel

由图 3 看出,图像转换的量化噪声主要来自像素值较低的部分,这部分也是系统噪声主要分布区。通过对比 12 bit 原图像和映射回 12 bit 图像的信噪比的比较发现,如果图像灰度值大,那么映射图像信噪比高于原图像 1~ 2 dB,若图像灰度值小,那么映射图像信噪比高于原图像 2~ 4 dB。可见这样的转换对图像质量影响不大。

通过公式(3)的转换把原图像 12 bit 像素值转换为 9.3 bit,图像数据量减少了约 1/4。

3.2.2 嵌入式小波变换编码压缩(EZW)

接着对经过指数转换的图像先进行小波变换,然后采用嵌入式零树编码方法^[11]。由于小波变换后图像大部分能量集中在少数几个系数上,在图像编码中,用来表示系数所在位置的开销远

远大于用来表示该系数数值的开销。零树结构正是一种描述图像经过小波变换后系数位置的有效方法。

嵌入式小波零树编码的编码思想是基于不同级小波系数之间仍然有很强相关性的假设,这种相关性以小波树的父子系数关系表现出来。实际上,如果位于较低频率层的小波系数小于某一阈值,则位于较高频率层同方向和空间位置的小波系数小于阈值的可能性极大。如果在较低频率层上的一个系数小于某阈值,而下一较高频率层以及更高频率层上该系数所对应的后代系数集内有若干系数大于阈值,就把较低频率层上的这个系数定为零树,然后阈值减半,再对图像扫描,如此往复下去,不断生成零树。在整个逐次逼近量化过程中,通过不断减半当前阈值,重复扫描和符号编码,直到满足目标比特率需要。

综上所述,感兴趣区压缩编码解码过程,如图 4 所示。先对图像经过指数变换,将像素 $cv(0\sim 4094)$ 映射为 $cv_Q(0\sim 613)$,然后再进行 EZW 近无损压缩,解码时先进行 EZW 解码,然后还要将像素 $cv_Q(0\sim 613)$ 映射回 $cv(0\sim 4094)$ 。



图 4 感兴趣区压缩编码过程
Fig. 4 Compressing flow of interest region

4 实验结果

在实验中,采用大小为 $1\ 700 \times 1\ 700 \times 12$ bit 的 CR 图像,如图 5 所示,对其进行压缩编码,验证本文算法的有效性。

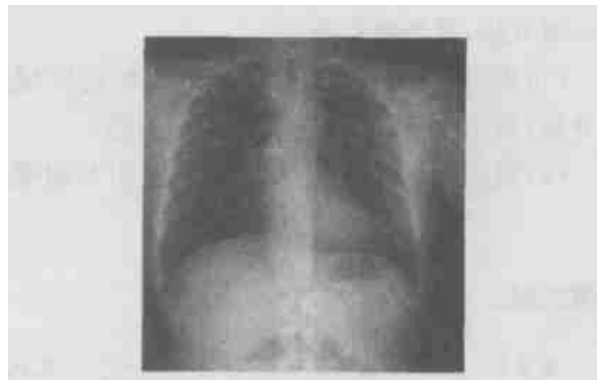


图 5 原图像

Fig. 5 Original image

首先分割出图像暗背景区,取暗背景区的均值作为分割阈值,再进行中值滤波,图 6 所示,最后再对暗背景区进行行程编码。

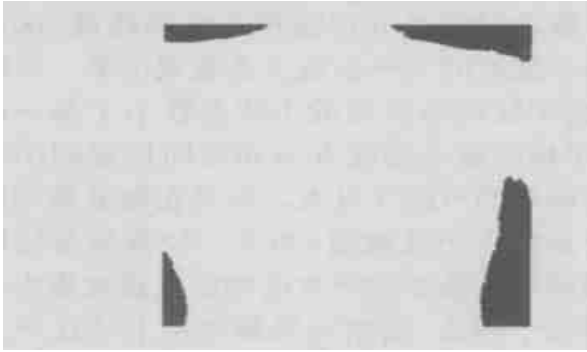


图 6 非感兴趣的暗背景区
Fig. 6 Uninterested black surrounding

接着对感兴趣区图像进行指数变换降低数据量,再进行 EZW 近无损压缩,得到感兴趣区平均码长为 0.912 bpp,重建图像峰值信噪比(PSNR)为 40.22 dB。

整幅图像的编码率为 0.662 bpp,重建图像峰值信噪比(PSNR)为 35.52 dB。图 7 为重建图像。

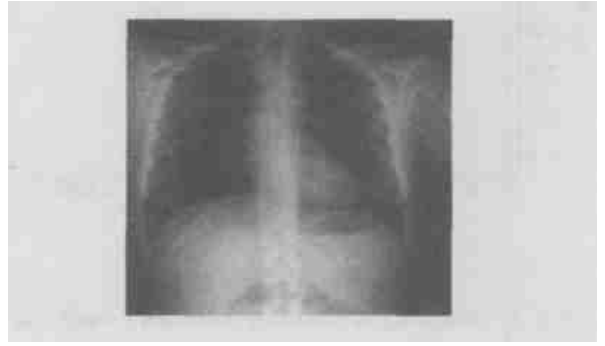


图 7 压缩后重建图像
Fig. 7 Reconstruction of the compressed image

为了更好的体现本文算法的特点和优越性,表 1 给出了针对不同部位 $1\ 400 \times 1\ 400 \times 12$ bit CR 影像压缩后的平均码长 bpp, PSNR 等指标。

表 1 不同部位的 CR 影像采用本文算法后压缩结果的比较

Tab. 1 The comparasion of different CR imaging regions compressed by the algorithm mentioned here

部位	全部图像平均码长(bpp)	压缩图像 PSNR(dB)	感兴趣区平均码长(bpp)	感兴趣区 PSNR(dB)
手	0.415	31.76	0.873	41.58
颈椎	0.547	38.43	0.930	40.91
胸部	0.682	36.76	0.864	40.57
头	0.629	35.46	0.871	41.35

由上表可知,手部的 CR 影像编码率最高,这是由于该 CR 影像暗背景区比例较大。

5 结束语

本文结合 CR 成像特点,提出了基于感兴趣区压缩方法,其创新点在于:

(1) 提出了对 CR 图像非 X 射线照射区域进行分割,采用中值滤波后,进行行程编码。

(2) 对感兴趣区进行指数变换,是对放射吸收

引起的对数变换的反变换,变换后使原来 12 bit 像素值降低为 9.3 bit。

通过本文方法对影像的感兴趣区分割方法简单,并充分考虑了 CR 影像的成像特点,进行了指数变换的预处理。实验表明,本文的基于感兴趣区压缩算法不仅可以保证重要信息的近无损恢复,还可以使整幅图像的压缩比大幅度提高,这在 CR 影像的传输与存储领域有着很大的应用潜力。

参考文献:

[1] 黄廉卿. 数字 X 光(CR)系统的影像处理[J]. 光机电信息, 2000, 17(1): 1-5.

HUANG L Q. Image processing of computed radiography (CR) system[J]. *Optic Mechanic Electronic Information*, 2000, 17(1): 1-5. (in chinese)

- [2] ALBANESI M G. Federico guerrini an HVS based adaptive coder for perceptually lossy image compression[J]. *Pattern Recognition*, 2003,36():997-1007.
- [3] ATSUSHI M. Lossless compression of medical image by hierarchical sorting[M]. *Annual Reports of the Research Reactor Institute. Kyoto University*, 2001, (3): 2441-2444.
- [4] Clunie D A. Lossless compression of grayscale medical images - effectiveness of traditional and state of the art approaches [J]. *SPIE*, 2000, 3980: 74-84.
- [5] ISO/IEC JTC 1/SC 29/ WG 1, ISO/IEC FCD 15444 1: Information technology JPEG 2000 Image Coding System: Core coding system[EB/LD]. March 2000, www.jpeg.org/FCD15444 1.html.
- [6] ANUP A. Fast JPEG 2000 decoder and its use in medical imaging[J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2003, 7(3) : 184-190.
- [7] 王波波,黄廉卿.基于多尺度隐马尔可夫模型的CR影像降噪方法研究[J]. *光学精密工程*,2002 10(2): 188-192.
WANG B B,HUANG L Q. Research of anti-noise method in CR image processing based on MHMM[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2002 10(2) : 188-192. (in chinese)
- [8] 刘恒殊,黄廉卿.基于模糊集理论的CR图像处理方法[J]. *光学精密工程*,2002,10(1) : 94-97.
LIU H SH, HUANG L Q. Processing method of CR image based on fuzzy set theory[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2002, 10(1): 94-97. (in chinese)
- [9] YOUNG S S, WHITING B R, *et al.* Foos Statistically lossless image compression for CR and DR[J]. *SPIE*, 1999, 3658: 406-419.
- [10] WHITING B R, MUKA E. Image quantization: statistics and modeling[J]. *SPIE*, 1998, 3336: 24.
- [11] SHAPIRO J M. Embedded image coding using zerotree of wavelet coefficients[J]. *IEEE Tran on Signal Processing*, 1993, 41(12) : 3445-3462.

作者简介:张雷(1972-),男,吉林白山人,中国科学院长春光学精密机械与物理研究所博士研究生,主要研究方向为图像处理与压缩的研究。