

动态心脏超声波序列图像压缩的脊波方法

李宗剑, 曾理, 邹晓兵

(重庆大学 光电技术及系统教育部重点实验室 ICT 研究中心, 重庆 400030;
重庆大学 数理学院, 重庆 400030)

摘要:在介绍脊波理论的基础上,采用平行束投影(Radon 变换)加整数小波变换的方法来实现脊波变换,以此为基础设计出一种压缩方案,并将其应用到动态心脏超声波序列图像的压缩中。由于平行束投影对噪声具有抑制作用,整数小波变换可以节约系数的存储空间,因此在相同的压缩环境下,与直接用 2-D 整数小波变换进行压缩相比,文中的方法能得到更大的压缩比。编码脊波系数时,提出按投影分度方向来组织和预测脊波系数的思想,使得该方法在实现嵌入式编码的同时还具有了较强的鲁棒性。文中的方法可用于远程医疗、CT、MRI 和视频压缩等领域。

关键词:脊波变换;压缩;心脏超声波;嵌入式编码;鲁棒性

中图分类号:TP391

文献标识码:A

文章编号:1673-629X(2007)11-0179-04

Ridgelet Method of Dynamic Serial Echocardiographic Image Compression

LI Zong-jian, ZENG Li, ZOU Xiao-bing

(ICT Research Center, Education Ministry Key Laboratory of Optoelectronic Technology and System,
Chongqing University, Chongqing 400030, China;
College of Mathematics and Physics, Chongqing University, Chongqing 400030, China)

Abstract: In this paper, on the basis of the theory of the ridgelet, the ridgelet transform which was applied to compress dynamic serial echocardiographic images, implemented by combining parallel projection and integer wavelet transform. Because of parallel projection owning the ability of restraining noise, integer wavelet transform could saving the storage space, under the same compression background, our method had a higher compression ratio than using the 2-D integer wavelet transform directly. With the idea of organizing and forecasting ridgelet coefficients according to projection direction, the coding stream is fit for gradual transmission and displaying besides strong robustness. Our method can be used for telemedicine, CT, MRI, video coding and so on.

Key words: ridgelet transform; compression; echocardiography; embedded coding; robustness

0 前言

动态心脏超声波序列图像是在一个周期内对心脏运动进行定时采样得到的序列图像。它的特点是干扰大、噪声多、对比度不明显,而且它的数据量大,这些都为远程医疗的实现带来了困难。

近几年来,脊波作为一种新的分析工具——它适合处理线性或超平面性的奇异性,在图像的压缩领域中已有初步的研究结果。2000年, M. N. Do 和 M. Vetterli 通过比较有限脊波变换(FRIT)和离散小波变换(DWT)在非线形逼近方面的表现,揭示出脊波用于

压缩具有线性特征图像的潜力^[1]。2003年, L. Granni, F. Moschetti 和 P. Vanderghenst 提出了一种适用于视频编码的 FRIT + 2D-DWT 的混合方法^[2],该方法同时利用到脊波对线性奇异性的处理能力和小波对点状奇异性的处理能力。2004和2005年,袁修贵等人将脊波变换和嵌入式零树编码相结合,应用到地震数据和图像压缩中^[3,4]。2006年,张选德和宋国乡设计出一种基于脊波变换的有损压缩算法^[5],该算法与 JPEG2000 相比,能获得更高的压缩率。

从 E. J. Candes 和 D. L. Donoho 的论文^[6,7]知道,二维函数的脊波变换可以通过在该函数的 Radon 域上进行一维的小波变换来实现。因为平行束投影(Radon 变换)对图像的噪声具有抑制作用,整数小波变换能节约系数的存储空间,这些都有利于动态心脏超声波序列图像的压缩。所以在文中,笔者采用平行束投影(Radon 变换)加一维整数小波变换的方式来实现二维

收稿日期:2007-01-30

基金项目:国家自然科学基金项目(60672098);重庆市科技计划攻关项目(CSTC2006AB3027)

作者简介:李宗剑(1981-),男,重庆人,硕士研究生,研究方向为图像处理;曾理,博士,教授,博士生导师,研究方向为图像处理。

的脊波变换。在此基础上,加入基于投影分度方向来组织和预测脊波系数的思想,再结合量化和熵编码,进而构成完整的压缩方案。

1 脊波变换

定义 1^[6] 令 $\Psi: R \rightarrow R$, 满足条件

$$K_{\Psi} = \int \frac{|\Psi(\xi)|^2}{|\xi|^d} d\xi < \infty$$

则称 Ψ 为容许神经激活函数。由 Ψ 产生的脊函数

$$\Psi_{\gamma}(x) = a^{-\frac{1}{2}} \Psi\left(\frac{ux-b}{a}\right)$$

称为脊波。 a, b, u 分别表示脊波的尺度、位置和方向。二维时, $u = (\cos\theta, \sin\theta)$ 。一个脊波的例子如图 1 所示。

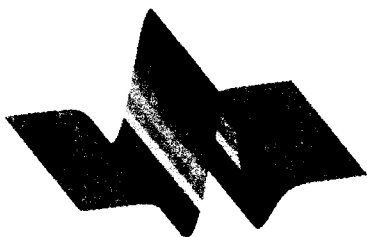


图 1 脊波的一个例子

定义 2^[6] 对于任意的 $f \in L^1 \cap L^2(R^2)$, 二维连续脊波变换(CRT)定义为:

$$CRT_f(a, b, \theta) = \int_{R^2} \Psi_{a,b,\theta}(x) f(x_1, x_2) dx_1 dx_2 \quad (1)$$

定义 3^[8] 设 $f(x) \in L^2(R)$, 一维连续小波变换定义为:

$$W_f(a, b) = \int_R \Psi_{a,b}(x) f(x) dx \quad (2)$$

定义 4^[9] 设 $f(x) \in L^2(R^2)$, 则 $f(x)$ 在 R^2 上的连续 Radon 变换(投影)定义为:

$$R_f(\theta, t) = \int_{R^2} f(x_1, x_2) \delta(x_1 \cos\theta + x_2 \sin\theta - t) dx_1 dx_2 \quad (3)$$

综合定义 2、定义 3 和定义 4, 有^[6]

$$CRT_f(a, b, \theta) = \int_R \Psi_{a,b}(t) R_f(\theta, t) dt \quad (4)$$

即脊波变换可以被精确地表示成在函数的 Radon 域上进行一维的小波变换。

2 压缩方案步骤

在压缩方案中,脊波变换由函数的 Radon 变换加 1-D 小波变换来实现。其中, Radon 变换部分使用平行束投影,小波变换部分使用整数小波变换。编码部分的主要步骤如下:预处理、平行束投影、整数小波变换、按投影分度方向组织和预测脊波系数、量化、熵编码等。

2.1 预处理

预处理的目的是方便平行束投影(Radon 变换)的实现,它通过延拓填充将原序列图像的尺寸扩大,使原序列图像包含在新序列图像的内切圆内。由于延拓填充的像素值几乎全为零值,所以对压缩比不会产生较大的影响。原序列图像的尺寸为 $240 \times 256 \times 15$, 新序列图像的尺寸为 $352 \times 352 \times 15$ 。

2.2 平行束投影

平行束投影的示意图如图 2 所示^[10]。

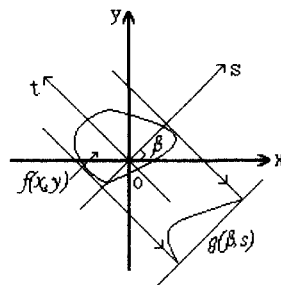


图 2 平行束投影

其中, $f(x, y)$ 代表图像的灰度值, xoy 坐标系固定, sot 坐标系绕 o 点旋转, 两坐标系的关系为:

$$s = x \cos\beta + y \sin\beta$$

$$t = -x \sin\beta + y \cos\beta$$

对于每一个旋转角度 β , 射线穿过图像到达探测器, 便得到该角度下图像的一维投影数据, 即 Radon 变换, 记作 $g(\beta, s)$, 其中 s 表示旋转中心到射线的距离。

$$g(\beta, s) = \int_{R^2} f(x, y) \delta(x \cos\beta + y \sin\beta - s) dx dy \quad (5)$$

2.3 整数小波变换

无论是使用 Mallat 方法实现的小波变换还是提升方法实现的小波变换, 变换系数一般都是实数值, 即使原始信号序列是整数序列, 其小波变换系数一般也是实数值。这对小波变换应用于图像压缩产生了一定的限制。首先是变换系数矩阵需要浮点存储, 一般需要更大的存储空间, 其次是难以产生良好的无失真编码器。在文中使用 Daubechies(7, 9) 双正交整数小波变换。具体的实现方法参考文献[11]。

2.4 按投影分度方向组织和预测脊波系数

脊波变换和小波变换相比, 多了一个方向因子, 因此考虑了这个因子具有的特性。从数字实验中得到如下的一个事实: 脊波变换后, 相邻投影分度方向间的数据的相关性较大。因此考虑去除这方面的冗余。投影分度方向为 352, 而 352 可分解为 $2 \times 2 \times 2 \times 2 \times 2 \times 11$, 所以采取下面的组织和预测脊波系数的方式。

记所有的投影分度方向构成的集合为 O , 投影分度方向依次记为 $0, 1, \dots, 351$ 。第一批选取编码的投影

分度方向为 $O_1 = \{32k, k = 0, \cdots, 10\}$, 共 11 个; 第二批选取编码的投影分度方向为 $O_2 = \{16k, k = 1, 3, \cdots, 21\}$, 共 11 个; 第三批选取编码的投影分度方向为 $O_3 = \{8k, k = 1, 3, \cdots, 43\}$, 共 22 个; 第四批选取编码的投影分度方向为 $O_4 = \{4k, k = 1, 3, \cdots, 87\}$, 共 44 个; 第五批选取编码的投影分度方向为 $O_5 = \{2k, k = 1, 3, \cdots, 175\}$, 共 88 个; 第六批编码选取所有剩余的投影分度方向, 共 176 个。编码时, 第二批投影分度方向的数据, 由第一批投影分度方向的预测值和第二批投影分度方向真实值的差值代替; 第三批投影分度方向的数据, 又由第一批和第二批投影分度方向的预测值和第三批投影分度方向真实值的差值代替; 以此类推。这样做可以达到减少编码数据量的目的。

按上述方式编码投影分度方向的数据具有两大优点: 第一, 当解码不能顺利完成时, 用户也能大致了解到传递的内容。因为每解码完一批投影分度方向的数据就可以得到相应原序列图像的一个近似, 解码的投影分度方向的批数越多, 则图像内容的清晰度越高。第二, 鲁棒性较强。因为当部分投影分度方向的数据发生错误时, 这些错误的数据可由相邻投影分度方向的有效数据进行弥补。

2.5 量化

量化公式如(6)式, x_{\min} 和 x_{\max} 分别表示脊波变换后系数中的最小值和最大值。

$$y = \lfloor \frac{x - x_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}} \cdot 255 + 0.5 \rfloor \tag{6}$$

2.6 熵编码

为达到进一步压缩数据的目的, 需对量化后的数据再作基于统计特性的熵编码。文中采用霍夫曼编码和行程编码的混合编码方法^[11]。

3 实验结果

记原数据为 $f(i, j, k)$, 解压后的数据为 $g(i, j, k)$, 数据尺寸为 $L \times M \times N$, 则 MSE(均方差) 和 PSNR(峰值信噪比) 的计算公式如(7) 和(8) 式。

$$MSE = \frac{1}{LMN} \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{N-1} (f(i, j, k) - g(i, j, k))^2 \tag{7}$$

$$PSNR = 10 \lg \left[\frac{255^2 LMN}{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{N-1} (f(i, j, k) - g(i, j, k))^2} \right] \tag{8}$$

3.1 解压图像的渐进显示

原序列图像共有 15 张, 选取其中一张作为解码过程的演示, 如图 3 所示, 从图 3a 到图 3d 分别为解码完

第三批、第四批、第五批和第六批分度方向的数据。相应的 MSE 和 PSNR 见表 1。

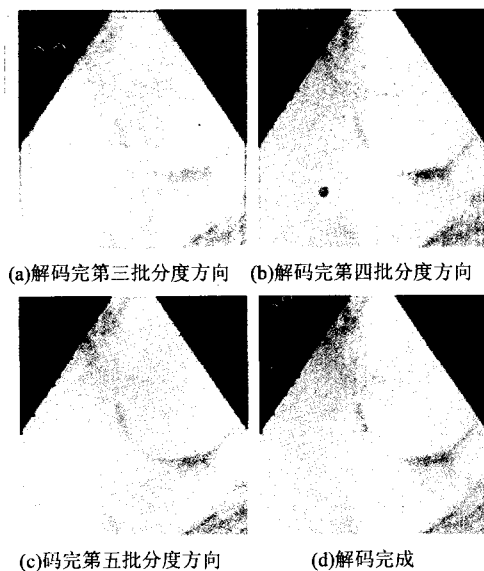


图 3 解压图像的渐进显示

表 1 解压数据的渐进过程

解码完分度方向	第三批	第四批	第五批	第六批
MSE	112.79	51.42	39.42	38.50
PSNR	27.61	31.02	32.17	32.28

3.2 图像序列的预测

前面的讨论都是针对序列中的每张图像, 而忽略了序列图像间还存在较多的冗余, 为了进一步增大压缩比, 这部分的冗余是必须去掉的。笔者的思路是在整个序列中选取几张图像作为参考图像, 用它们来预测其它剩余的图像。从压缩比方面考虑, 就不再对被预测的图像进行补偿了。

以第 1、第 8 和第 15 的张图像作为参考图像, 采用的预测方法为 2 点形式的三次多项式。这种预测方法是用三次多项式来拟合已知数据, 本质上相当于一种低通处理。其表达式如下:

$$\begin{cases} 2|x|^3 - 3|x|^2 + 1 & 0 \leq |x| \leq 1 \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases} \tag{9}$$

分别选取一张参考图像和一张预测图像作为结果演示, 如图 4 所示, 相应的 MSE、PSNR 和压缩比见表 2。可以看出, 预测图像的质量略低于参考图像的质量。

表 2 图像序列的情况

压缩比	类型	MSE	PSNR
55.89	单张		
	参考图像(a2)	38.92	32.23
	预测图像(b2)	46.75	31.43
	整个序列图像	45.34	31.57
101.10	单张		
	参考图像(a3)	52.04	30.97
	预测图像(b3)	59.03	30.42
	整个序列图像	57.75	30.52

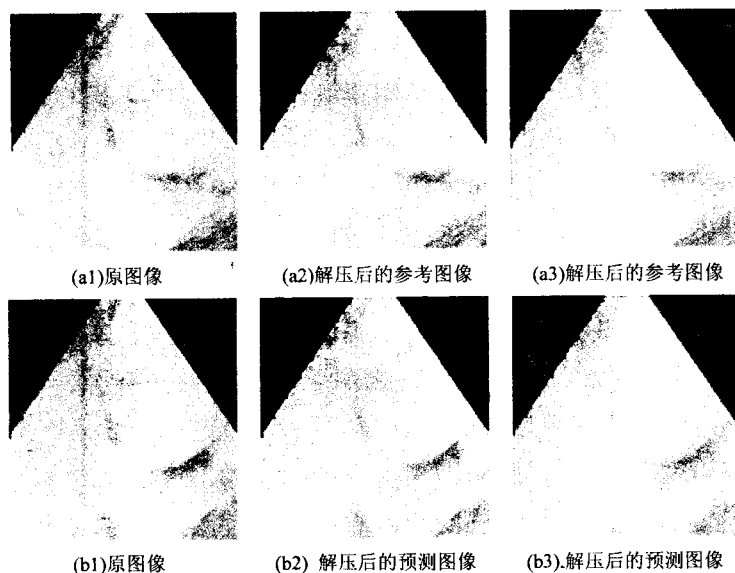


图 4 原图像与解压图像的对比

3.3 压缩方法的比较

所选择的比较方法是用 2-D 整数小波变换进行压缩,在选择相同变换系数(总系数的 25%)的前提下,比较结果见表 3。可以看出,在压缩相同数量的变换系数且解压序列图像的质量大致相当的情况下,该方法与直接用 2-D 整数小波变换进行压缩相比,能得到更大的压缩比。

表 3 压缩方法的比较

压缩方法	文中的方法	2-D 整数小波变换
MSE	45.34	42.82
PSNR	31.57	31.81
压缩比	55.89	44.92

3.4 鲁棒性

按投影分度方向组织系数决定了不同的投影分度方向对图像的重建具有不同的重要性,越先编码的分度方向,其重要性越高,同一批次的分度方向具有相同的重要性。分别考虑在第三批、第四批、第五批或第六批投影分度方向中,有若干个投影分度方向发生错误时,对重建图像质量的影响,参看表 4,从中看出,文中的压缩方案具有较强的鲁棒性。

表 4 鲁棒性的表现

发生错误属于的分度方向	第三批	第四批	第五批	第六批
PSNR 下降率	2.65%	2.35%	2.01%	0.85%

4 总 结

动态心脏超声波序列图像是非常粗糙的一类图像,通常存在明显的杂乱回波噪声,平滑区域几乎不存

在^[12]。而脊波变换作为一种新的分析工具,在处理高维空间超平面状的奇异性问题时,有它适用的一面。文中尝试将脊波变换应用到动态心脏超声波序列图像的压缩中,取得了一定的效果。文中,脊波变换的实现由平行束投影(Radon 变换)加整数小波变换完成。平行束投影(Radon 变换)对噪声具有抑制作用,整数小波变换能节约系数的存储空间,因此在相同的压缩环境下,与直接用 2-D 整数小波变换进行压缩相比,文中的方法能得到更大的压缩比。基于投影分度方向组织和预测脊波系数的思想,让该方法在实现嵌入式编码的同时具有较强的鲁棒性。文中的方法可用于远程医疗、CT、MRI 和视频压缩等领域。

参考文献:

- [1] Do M N, Vetterli M. Orthornormal finite ridgelet transform for image compression[C]//IEEE International Conference on Image Processing (ICIP). New York: [s. n.], 2000: 367-370.
- [2] Granni L, Moschetti F, Vanderghenst P. Ridgelet transform applied to motion compensated images[J]. IEEE ICASSP, 2003, 3: 381-384.
- [3] 袁修贵, 宋守根. Ridgelet 变换在地震数据压缩中的应用[J]. 中南大学学报: 自然科学版, 2004, 35(2): 300-303.
- [4] 袁修贵, 张 安. Ridgelet 变换在图像压缩中的应用[J]. 计算机工程与科学, 2005, 27(11): 34-36.
- [5] 张选德, 宋国乡. 基于脊波变换的图像压缩算法[J]. 现代电子技术, 2006(6): 62-64.
- [6] Candes E J. Ridgelet: theory and application[D]. California: Department of Statistics, Stanford University, 1998.
- [7] Candes E J, Donoho D L. Ridgelet: a key to higher-dimensional intermittency[C]//Philosophical Transactions of the Royal Society. Ser. A. London: [s. n.], 1999: 2495-2509.
- [8] Mallat S. A wavelet tour of signal processing[M]. [s. l.]: Academic Press, 1998.
- [9] Beylkin G. Discrete Radon transform[J]. IEEE Trans ASSP, 1987, 35(1): 162-172.
- [10] Hu Jicun. Cone beam tomographic image reconstruction: algorithm development and application in small animal imaging[D]. Marquette: Dept. of Biomedical Engineering, Marquette University, 2004.
- [11] 张旭东, 卢国栋, 冯 健. 图像编码基础和小波压缩技术——原理、算法和标准[M]. 北京: 清华大学出版社, 2004.
- [12] Li Zeng, Jansen C P, Marsch S, et al. Wavelet compression of four-dimensional arbitrarily size echocardiographic data[J]. IEEE Trans on Medical Imaging, 2002, 21(9): 1179-1187.