



JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS

主办: 中国科学院遥感与数字地球研究所
中国图象图形学学会
北京应用物理与计算数学研究所

中国图象图形学报

2016
01
VOL.21

ISSN1006-8961
CN11-3758/TB



医学图像处理 P69

中国图象图形学报

刊名题字：宋健 | 月刊（1996年创刊）



第21卷第1期（总第237期）
2016年1月16日

中国精品科技期刊
中国国际影响力优秀学术期刊
中国科技核心期刊
中文核心期刊

版权声明

凡向《中国图象图形学报》投稿，均视为同意在本刊网站及CNKI等全文数据库出版，所刊载论文已获得著作权人的授权。本刊所有图片均为非商业目的使用，所有内容，未经许可，不得转载或以其他方式使用。

Copyright

All rights reserved by Journal of Image and Graphics, Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS. The content (including but not limited text, photo, etc) published in this journal is for non-commercial use.

主管单位 中国科学院
主办单位 中国科学院遥感与数字地球研究所
中国图象图形学会
北京应用物理与计算数学研究所

主 编 李小文
编辑出版 《中国图象图形学报》编辑出版委员会
邮政信箱 北京9718信箱
邮 编 100101
电子信箱 jig@radi.ac.cn
电 话 010-64807995
网 址 www.cjig.cn

广告经营许可证 京朝工商广字第0361号
总 发 行 北京报刊发行局
订 购 全国各地邮局
海外发行 中国国际图书贸易集团有限公司
(邮政信箱: 北京399信箱 邮编: 100048)
印刷装订 北京科信印刷有限公司

Journal of Image and Graphics

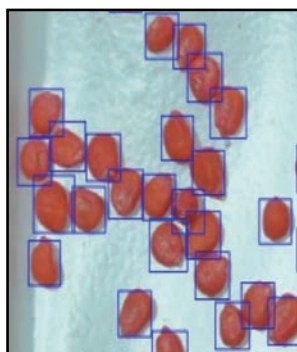
Title inscription: Song Jian | Monthly, Started in 1996

Superintended by Chinese Academy of Sciences
Sponsored by Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS
China Society of Image and Graphics
Institute of Applied Physics and Computational Mathematics

Editor-in-Chief LI Xiaowen
Editor, Publisher Editorial and Publishing Board of Journal of
Image and Graphics
P.O.Box 9718, Beijing, P.R.China
Zip code 100101
E-mail jig@radi.ac.cn
Telephone 010-64807995
Website www.cjig.cn

Distributed by Beijing Bureau for Distribution of Newspapers and Journals
Domestic All Local Post Offices in China
Overseas China International Book Trading Corporation
(P.O.Box 399, Beijing 100048, P.R.China)
Printed by Beijing Kexin Printing Co., Ltd.

CN 11-3758/TB
ISSN 1006-8961
CODEN ZTTXFZ
国外发行代号 M1406
国内邮发代号 82-831
国内定价 60.00元



多尺度特征融合与极限学习机的玉米种子检测
(第0024页)



深度卷积神经网络的显著性检测(第0053页)



双树复小波域的MRI图像去噪(第0104页)

图像处理和编码

空时形状预测与高效编码

朱仲杰, 王玉儿, 蒋刚毅..... 1

第二小方向导数信息熵的兴趣点检测

卢健, 黄杰, 潘峰..... 8

采用面积采样的反走样字符旋转算法

郑凯文, 刘文波..... 17

图像分析和识别

多尺度特征融合与极限学习机的玉米种子检测

柯道, 杜明智..... 24

图像理解和计算机视觉

结合NSCT和压缩感知的红外与可见光图像融合

陈木生..... 39

Plücker直线描述的空间后方交会

盛庆红, 陈姝文, 肖晖, 张斌, 王青, 费利佳..... 45

深度卷积神经网络的显著性检测

李岳云, 许悦雷, 马时平, 史鹤欢..... 53

计算机图形学

以优先点为中心的Delaunay三角网生长算法

尤磊, 唐守正, 宋新宇..... 60

医学图像处理

快速数字影像重建的2维/3维医学图像配准

刘坤, 吕晓琪, 谷宇, 于荷峰, 任国印, 张明..... 69

小波-Lagrange方法进行医学图像层间插值

武士想, 尚鹏, 王立功..... 78

遥感图像处理

多主体框架下结合最大期望值和遗传算法的SAR图像分割

张金静, 李玉, 赵泉华..... 86

第十届图像图形技术与应用学术会议

视差互信息引导下的立体航空影像与LiDAR点云自动配准

吴军, 胡彦君, 饶云, 彭智勇..... 95

双树复小波域的MRI图像去噪

黄学优, 张长江..... 104

快速定位图像尺度和区域的3维跟踪算法

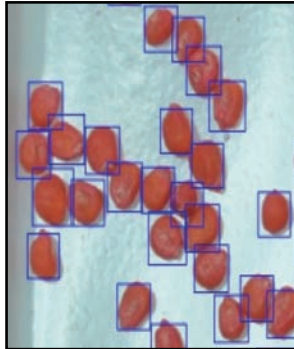
赵奇可, 孙延奎..... 114

局部不变特征点的精度指标

滕日, 周进, 蒋平, 崔雄文..... 122

CONTENTS

JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS



Detection of maize seeds based on multi-scale feature fusion and extreme learning machine(P0024)



Saliency detection based on deep convolutional neural network(P0053)



MRI denoising based on dual-tree complex wavelet transform(P0104)

Image Processing and Coding

- Spatio-temporal shape prediction and efficient coding
Zhu Zhongjie, Wang Yuer, Jiang Gangyi 1
- Interest point detection by using information entropy of the second small direction derivative
Lu Jian, Huang Jie, Pan Feng 8
- Anti-aliasing algorithm for character rotation based on area sampling
Zheng Kaiwen, Liu Wenbo 17

Image Analysis and Recognition

- Detection of maize seeds based on multi-scale feature fusion and extreme learning machine
Ke Xiao, Du Mingzhi 24

Image Understanding and Computer Vision

- Image fusion of visual and infrared image based on NSCT and compressed sensing
Chen Musheng 39
- Space resection method based on Plücker line
Sheng Qinghong, Chen Shuwen, Xiao Hui, Zhang Bin, Wang Qing, Fei Lijiao 45
- Saliency detection based on deep convolutional neural network
Li Yueyun, Xu Yuelei, Ma Shiping, Shi Hehuan 53

Computer Graphics

- Growth algorithm centered on priority point for constructing the Delaunay triangulation
You Lei, Tang Shouzheng, Song Xinyu 60

Medical Image Processing

- The 2D/3D medical image registration algorithm based on rapid digital image reconstruction
Liu Kun, Lyu Xiaoqi, Gu Yu, Yu Hefeng, Ren Guoyin, Zhang Ming 69
- Inter-slice interpolation for medical images by using the wavelet-lagrange method
Wu Shixiang, Shang Peng, Wang Ligong 78

Remote Sensing Image Processing

- Combining the expectation maximization and genetic algorithms for SAR image segmentation within a MAS framework
Zhang Jinjing, Li Yu, Zhao Quanhua 86

Column of IGIA' 2015

- Automatic registration of aerial stereo imagery to LiDAR data through iterative parallax mutual information computation
Wu Jun, Hu Yanjun, Rao Yun, Peng Zhiyong 95
- MRI denoising based on dual-tree complex wavelet transform
Huang Xueyou, Zhang Changjiang 104
- Three dimensional tracking with fast locating of image scale and area
Zhao Qike, Sun Yankui 114
- Extraction precision of local invariant feature points
Teng Ri, Zhou Jin, Jiang Ping, Cui Xiongwen 122

中图法分类号: P237 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2016)01-0078-08

论文引用格式: Wu S X, Shang P, Wang L G. Inter-slice interpolation for medical images by using the wavelet-Lagrange method [J]. Journal of Image and Graphics, 2016, 21(1): 0078-0085. [武士想, 尚鹏, 王立功. 小波-Lagrange 方法进行医学图像层间插值[J]. 中国图象图形学报, 2016, 21(1): 0078-0085.] [DOI:10. 11834/jig. 20160110]

小波-Lagrange 方法进行医学图像层间插值

武士想¹, 尚鹏², 王立功¹

1. 苏州大学医学部放射医学与防护学院, 苏州 215123

2. 中国科学院深圳先进技术研究院转化医学研究与发展中心, 深圳 518055

摘要: **目的** 医学图像 3 维重建通常需要进行层间插值。现有的插值方法虽然种类较多,但在进行医学断层图像插值时,很多方法并不能兼顾图像灰度和目标形状的变化,且计算过程过于复杂。鉴于此,提出一种基于小波与 Lagrange 多项式相结合的插值方法。**方法** 首先对原始图像进行小波变换,获得图像边缘对应小波系数的位置信息,在断层图像的相应小波系数之间运用 Lagrange 多项式进行强度和位置插值。**结果** 通过实验验证,采用本文方法插值得到的图像与线性、Cubic 插值方法相比,不仅在灰度值不等点方面减少了 10%~50%,均方误差平均下降了 3%,而且目标组织轮廓特别是拐角剧烈变化处可改善伪轮廓现象,介于原始断层图像之间,能够满足医学图像层间插值的要求。**结论** 与线性插值方法、Cubic 插值方法相比,新算法由于引入了小波变换这个工具,可将图像剧烈变换部分提取出来,因此,本文方法在处理图像剧烈变化的情况时略有优势。新算法得到的插值图像质量有所提高,计算误差有所降低,可有效用于医学图像目标组织的 3 维重建。

关键词: 断层图像;层间插值;小波变换;Lagrange 多项式

Inter-slice interpolation for medical images by using the wavelet-Lagrange method

Wu Shixiang¹, Shang Peng², Wang Ligong¹

1. School of Radiation Medicine and Protection, Medical College of Soochow University, Suzhou 215123, China

2. Translational Medicine R&D Center, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China

Abstract: **Objective** In the interpolation process, biomedical images can be converted to isotropic discretized data. Thus, biomedical images are convenient for manipulation and analysis. Inter-slice interpolation is often required for the 3D reconstruction of medical images. Although many interpolation methods have been proposed in published literature, most of these methods do not consider the gray levels and objective shape variation of images. Moreover, the calculation processes of existing methods are relatively complicated. Therefore, an interpolation algorithm based on the combination of the wavelet and Lagrange polynomials is proposed in the current study. **Method** First, images were decomposed by using wavelet analysis to obtain the positions of wavelet coefficients that belong to the edges. Second, the Lagrange polynomial was applied to interpolate the intensities and positions between the corresponding wavelet coefficients of the cross-sectional images. **Result** In this

收稿日期: 2015-06-11; 修回日期: 2015-09-07

基金项目: 教育部留学回国人员科研启动基金项目 (K512801315)

第一作者简介: 武士想 (1989—), 女, 苏州大学医学部放射医学与防护学院生物医学工程专业在读硕士研究生, 研究方向为医学图像处理等。E-mail: 2763135883@qq.com

通信作者: 王立功, 教授, E-mail: bastion@163.com

Supported by: Scientific Research Foundation for Returned Scholars, Ministry of Education of China (K512801315)

work, the proposed method used three sets of patients' head magnetic resonance images from clinical settings compared with the linear gray-level and cubic interpolation methods. One slice in these data sets is estimated by each interpolation-method and compared with the original slice by using two measures: number of points of disagreement and mean-squared difference. By using the proposed algorithm, the number of points of disagreement decreased by 10% to 50%, and the mean square error decreased by an average of 3%. The interpolation image smoothed the gray levels and shapes between the original cross-sectional images, thus satisfying the requirements of medical image interpolation. **Conclusion** Compared with the linear interpolation and Cubic interpolation methods, the proposed algorithm is able to extract the image shape transform with wavelet transform. Therefore, the proposed method has certain advantages in dealing with the rapid changes of sequential images. In this study, the proposed method can ensure high image quality and reduce calculation errors. The interpolated images can be used to efficiently perform 3D reconstruction for the object tissues of medical images.

Key words: cross-sectional images; inter-slice interpolation; wavelet transform; Lagrange polynomial

0 引言

图像插值不仅在科学可视化中有很多应用,在医学图像数据处理中亦具有特殊地位,从医学图像的生成到后处理均涉及插值问题。Lehmann 等人^[1]认为自从有了计算机图形学和数字图像处理,便有了图像插值,所谓图像插值就是一个图像数据再生成的过程。

磁共振成像、CT 成像等断层扫描成像是通过可调距离和厚度进行共面采样,获取受检查对象的横断面图像^[2]。在医学数字图像研究中,通常希望根据断层图像恢复其 3 维形状,建立虚拟的器官和组织,以便进行临床分析和诊断。在临床上一些复杂的手术中,医生需要在手术前知道组织的 3 维空间信息,因此,医学图像的 3 维重建应运而生^[3]。而图像的 3 维重建就需要把临床上获取的序列切片堆叠在一起。基于时间和硬件代价方面的考虑,目前,国内用于临床的螺旋 CT 大多是 64 排,层间距一般是 3~7 mm,获取的序列切片层间距远大于片层内像素间的距离。因此,在建立 3 维可视化模型时,断层图像层间距太大,层间分辨率较低,需要通过插值生成新的层面。断层图像插值的目标是在相邻两幅断层图像之间插值出新的插值图像,这样就增加了该序列断层图像的数量,减少了图像之间的间距,便于后续的医学图像 3 维重建。断层图像插值增加了图像数据,而且插值本身也耗费一定的时间,所以在断层图像插值技术中须研究出较适用的算法,才能够真正提高 3 维重建的精度和效率。

一般而言,断层图像的插值方法可以分为基于灰度的插值方法、基于形状的插值方法和基于小波

的插值方法。基于灰度的插值方法是一种直接利用图像的灰度信息来构造插值图像的插值算法,是在上下两层已知图像中利用待插值点指定某个邻域内邻近点的灰度值来计算插值点灰度的方法。基于形状的插值算法通过已知的断层图像的目标形状,直接构造出中间插值图像的轮廓^[4]。

早期简单插值算法有最近邻域插值、线性插值算法等。20 世纪 40 年代末,伴随 Shannon 的信息理论的出现,正弦函数被选为插值函数^[1]。然而,这种具有无限冲击响应性质的理想插值核,却不适用于有限冲击响应的局部插值。从数学方面来看,可以用泰勒和 Lagrange 多项式来逼近正弦函数^[5]。得益于数学学科的发展,此后不同种类的曲线函数被用作插值函数。一般有 B 曲线插值、立方插值等^[6]。这些方法为医学图像处理提供了不同复杂程度的有效插值方法,但是它们仅对图像的灰度进行插值,而不能反映断层图像中组织轮廓由上一幅图像到下一幅图像渐变的中间状态。在建立 3 维可视化模型时,通常希望插值得到的中间断层图像既要保证在灰度上,又要保证在组织轮廓形状上介于原始图像之间。为达此目标,Grevera 等人^[7]提出了基于形状插值的灰度插值算法,利用形态学方法将 2 维灰度图像转换为 3 维二值图,然后进行形状插值。国内上海交通大学的黄海赞等人^[8]提出了一种基于小波的医学图像插值算法,首先通过小波变换及选取合适的阈值获取图像的相应正负系数模板和距离图,得到边缘位置的变化序列,然后对得到的低频分量进行线性插值,最后经过逆变换得到新的插值图像。20 世纪 90 年代末,小波变换被成功应用于图像处理的众多领域中^[9],利用小波的多分辨率分析(MRA)来研究图像插值^[10],借助于 MRA 可

以将一幅高分辨率图像分解为一幅低分辨率图像(近似分量)和在水平、垂直和对角方向上的3个细节分量图。Chang 等人^[11]提出一种局部自适应小波图像插值算法,利用小波变换方法,尝试提取低分辨率图像局部规律变化和尖锐变化的信息,并利用这些信息采用不同的插值核达到插值图像的目的。这些方法虽一定程度上提高了插值精度,但算法复杂,所以有必要进一步提高算法精度同时降低复杂度。提出一种结合小波变换和 Lagrange 多项式的医学图像层间插值方法,通过 Lagrange 多项式改变边缘点对应小波系数的位置和强度,对灰度和形状同时插值,模拟了组织结构由一幅图像到另外一幅图像平缓变化的中间状态。

1 图像的小波变换

为了提高插值图像的边缘精确性,很多插值方法被提出并应用在临床上。线性插值和 Cubic 插值是常用的空域插值方法,但这两种方法均会造成一定程度的图像模糊和减弱对比度。另外一种插值算法便是基于小波的方法,可以同时解决图像模糊和对比度降低的问题。利用小波变换的空间-频域特性可以将小波变换运用于医学图像中,从而可有效地消除高频细节处的光滑效应^[12]。在文献中可查到用于2维图像插值的多种基于小波的方法。

小波变换不仅反映了原图的频域信息,而且反映了各频率分量的位置信息^[8]。2维离散小波变换一次可将一幅图像分解为一个低通子带图像(LP)和3个不同方向的高通子带图像(HP)^[13]。由图1可以观察到,低频子图包含了图像的基本信息而3幅高频子图则包含了边缘、文理、尖锐变化等细节信息。在插值过程中,伪轮廓一般出现在形状发生剧烈变化的部分,恰好这部分信息通常包含在高频子图中。因此,经过小波变换便于下一步对信息进行分类处理。

正如在图1中所观察到的,经过小波变换后可生成一幅包含基本信息的低频子图(LL),及代表水平方向细节(HL)、垂直方向细节(LH)、对角线方向细节(HH)3幅高频子图。

医学图像可以通过插值来产生3维重建所需信息的前提是——图像序列是渐变的,可以根据相邻

图片的信息虚拟出一些数据。根据临床所得数据,插值方法的好坏决定了结果的优劣。首先对数据进行上述的信息分类,然后利用 Lagrange 多项式对上述分类信息分别进行处理。根据文献[1]可知, Lagrange 多项式插值核在0处满足恒为1,且在频域具有较好的特性。利用 Lagrange 多项式可根据需要指定哪些点通过,由 Lagrange 公式可知,在插值过程中需要相邻的多幅图像进行参与。在理论上,有了更多的信息可以进行处理便可得到更精确的结果。

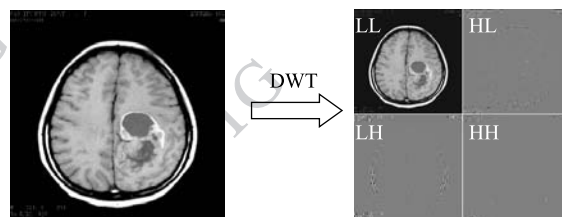


图1 2维图像一次小波分解实例

Fig. 1 Example of one level 2-D decomposition

因此,在图像插值过程中,可以结合两种理论的优点,可能更容易消除图像边缘处易出现的伪轮廓现象。同时,利用多项式可以提高插值精度,特别是偶次的 Lagrange 插值核适合处理需要高对比度的图像^[1]。以上理论知识为建立一种新的插值方法提供了可能性。

2 基于小波-Lagrange 插值方法

如果已知断层图像 $f_{k-n}, f_{k-(n-1)}, \dots, f_{k-1}, f_k, f_{k+1}, \dots, f_{k+(n-1)}, f_{k+n}$ 要通过灰度插值算法得到中间的插值图像 f'_{k+d_1} (令相邻两层图像 f_{k-1}, f_k 之间的距离为1, d_1 为插值图像 f'_{k+d_1} 与已知断层图像 f_k 的距离, $0 < d_1 < 1$), 只需将这些离散的图像与一个被称为插值核的有限长连续冲击响应 $h(z)$ 相卷积, 数学公式表示为

$$f'_{k+d_1} = \sum_{m=-n}^n f_{k+m} \cdot h(m - d_1) \quad (1)$$

在实验中,使用5幅序列图像 f_1, f_2, f_3, f_4, f_5 , 将中间的 f_3 作为参考图像,然后再通过插值得到一幅新的插值图像,通过与原始数据相比较,便于进行插值评价^[14]。

本文基于小波变换与 Lagrange 插值方法流程如图2所示。

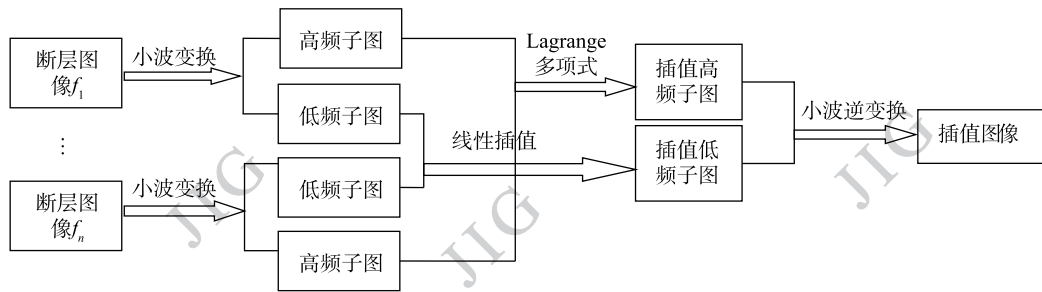


图2 方法流程图

Fig. 2 Flow diagram of the method

2.1 Lagrange 多项式

在数学分析中,经常用到泰勒多项式。在图像重采样中,泰勒多项式有个重要的缺陷:只能在单一点处展开,所以在图像插值中可能会出错。用 Lagrange 多项式替代泰勒多项式,可以根据需要来确定多项式必须通过哪几个点。特别注意的是, $N-1$ 阶 Lagrange 多项式通过 N 个点。用多项式的无限多点逼近正弦函数的数学表达式为(i 代表点数)

$$\text{sinc}(x) = \prod_{i=-\infty, i \neq 0}^{\infty} \left(1 + \frac{x}{i}\right) = \prod_{i=1}^{\infty} \left(1 - \frac{x^2}{i^2}\right) \quad (2)$$

因此, Lagrange 多项式经常被混淆为正弦函数的有限积分,但有限积分却会造成不理想的插值结果。在数学分析的多种文献资料中都有提到 Lagrange 插值核(式(2))。定义 $N-1$ 阶的 Lagrange 插值函数为

$$h_N^{\text{Lagra}}(x) = \begin{cases} \prod_{j=0, j \neq \frac{N}{2}+1}^{N-1} \frac{n-i-x}{n-i} & n-1 \leq x < n \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (3)$$

式中, $i = j - N/2 + 1$, 插值函数的大小为 $N \times N$ 且 $n \in \{-N/2 + 1, -N/2 + 2, \dots, N/2\}$ 。

图3 将理想插值、Lagrange 三阶和四阶插值函数画在同一坐标中。

2.2 小波子图插值

设 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_4, \lambda_5$ 分别是 f_1, f_2, f_4, f_5 在相同尺度下,相同方向上的小波子图。为了对边缘位置进行插值,就需要选择小波子图中的高频分量进行处理。本实验中,仅对 $d_1 = 0.5$ 处进行插值。

2.2.1 高频子图插值

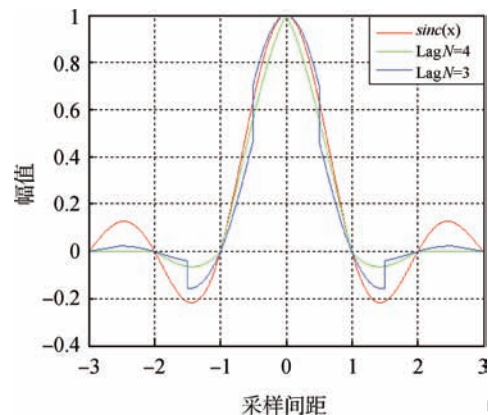


图3 插值函数

Fig. 3 Interpolation functions

小波变换可以灵活选择变换基,且 Harr 小波比较简单,具有支集较短,易于快速实现的特点^[15],选用 Haar 小波进行小波分解。

对高频子图插值选用了两组插值核:1) Lagrange 三阶插值,插值系数为 $\{0.5625, 0.5625, -0.0625, -0.0625\}$;2) Lagrange 四阶插值,插值系数为 $\{0.4688, 0.4688, 0.0391, 0.0391\}$ 。

2.2.2 低频子图插值

低频子图包含了图像的基本信息,经过多次小波分解后这部分信息已非常相似,因此对这部分进行线性插值^[8]。本实验为了对比验证,对这部分同样进行了 Lagrange 三阶、四阶插值。

2.3 插值步骤

由以上分析可知,要在断层图像 f_2 和 f_4 之间的位置 d_1 ($0 < d_1 < 1$) 处进行插值,实验步骤为:

1) 对源图像 f_1, f_2, f_4, f_5 进行 2 维离散小波变换,得到一系列高频小波子图 $f_{HL}^i, f_{LH}^i, f_{HH}^i$ 及低频子图 f_{LL}^i , 其中 $i = 1, 2, 4, 5$ 代表源图像, $r = 1, 2, \dots, n$ 表示小波尺度。

2)在相同尺度且相同方向的高频小波子图之间按 2.2.1 节所述的过程进行插值,得到一系列新的高频子图 $f_{HL}^r, f_{LH}^r, f_{HH}^r$ 。

3)在低频子图之间按 2.2.2 节所述进行插值,得到新的低频子图 f_{LL}^r 。

4)对新的高频小波子图 $f_{HL}^r, f_{LH}^r, f_{HH}^r$ 和低频子图 f_{LL}^r 进行小波逆变换,得到新的插值图像 f_s ,即为 f_2 和 f_4 之间位 d_1 处的插值图像。

3 实验结果分析与比较

为了验证本文插值方法的正确性和有效性,通过 3 组人体头部切片进行实验。第 1 组数据为 5 幅连续序列切片,层间距为 5 mm,大小为 300×300 像素。由临床扫描得到一组层间距为 1 mm,大小为 256×240 像素的序列切片,选取其中 21

幅连续切片,将这 21 幅切片抽样为层间距 3 mm 的 7 幅图片,选取前 5 幅作为第 2 组实验数据;将 21 幅切片抽样为层间距 5 mm 的 5 幅图片作为第 3 组实验数据。实验数据中的 5 幅切片分别标记为 f_1, f_2, f_3, f_4, f_5 ,将线性插值算法和立方插值算法作为对照算法。

图 4—图 6 是 3 组实验数据及其实验结果图,第 1 行 f_1, f_2, f_3, f_4, f_5 为实验中所用数据;第 2 行是插值后的实验结果,a,b 分别为进行线性插值、Cubic 插值的结果,c 为本文中进行小波分解后低频和高频分别使用 Lagrange 三阶、四阶插值后的结果,d 则为进行分解后低频和高频分别使用 Lagrange 四阶、三阶插值后的结果,e 为进行分解后低频使用线性插值、高频用 Lagrange 四阶插值后的结果;第 3 行则分别对应是 a,b,c,d,e 于参考图像 f_3 的绝对值之差。

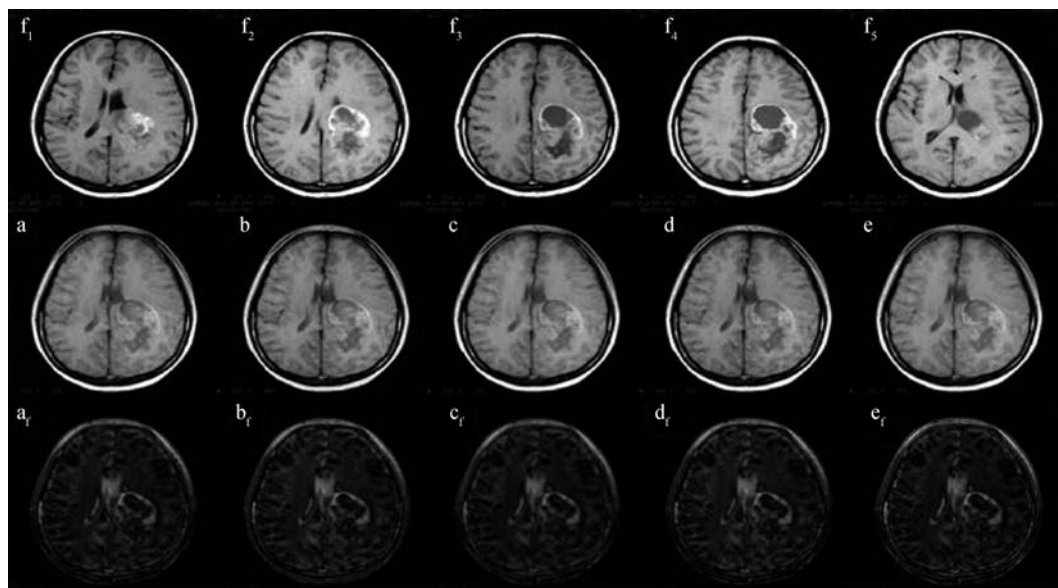


图 4 第 1 组实验结果

Fig. 4 Experimental result of group one

3.1 插值图像效果评价

为便于定量描述,规定 M 为原始图像 f 的总像素点数, $f(v)$ 为 f 中像素点 v 的灰度值, $f'(v)$ 为求得的插值图像中像素点 v 的灰度值。

3.1.1 图像灰度不等点对比

设通过插值得到的图像与参考图像中相应点灰度值不等的像素点总数为 β ,计算方法为

$$\beta = \sum \tau(f(v) - f'(v))$$

$$\tau(x) = \begin{cases} 1 & x = 0 \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (4)$$

图像灰度不等点数比较是衡量插值结果的一个重要指标,不等点数越小表示插值结果越精确。表 1 列出了不同插值方法之间,插值后结果图与参考图像相比图像灰度不等点的比较。表 1 中将线性插值设为 1,其他对照线性插值求得相应数据。从表 1 中可以看出,运用本文方法后灰度值不等点数有了较为明显下降,并且从表 1 中还可以观察到相对线

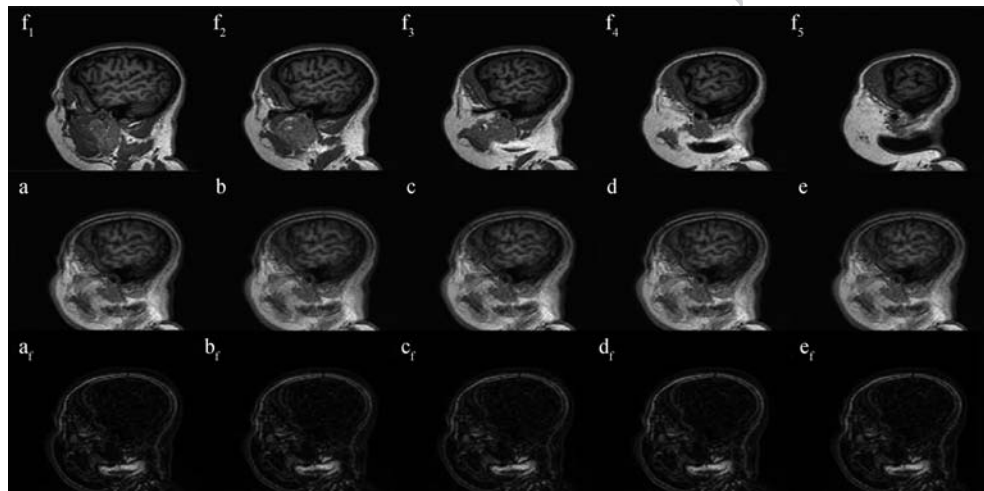


图5 第2组实验结果

Fig. 5 Experimental result of group two

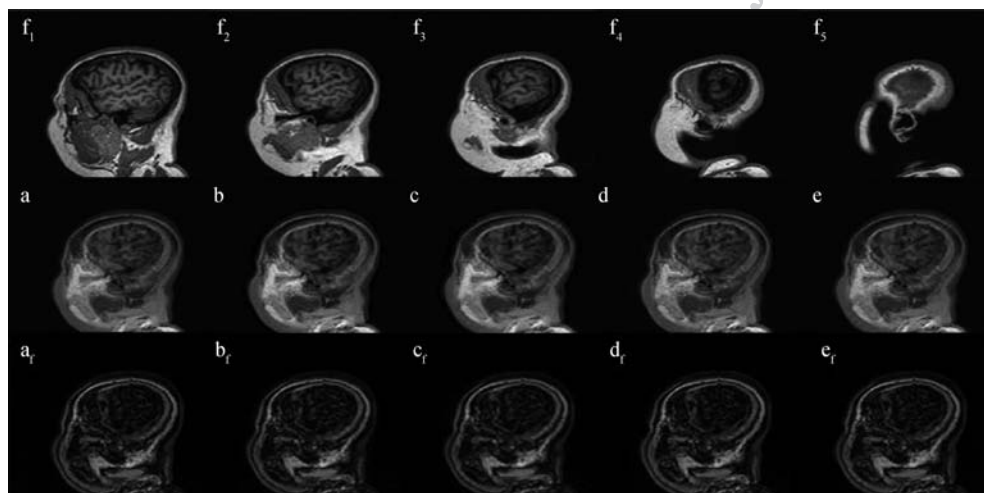


图6 第3组实验结果

Fig. 6 Experimental result of group three

性插值低频分量运用 Lagrange 插值效果更好些。

$$\sigma = \frac{1}{M} \sum |f(v) - f'(v)|^2 \quad (5)$$

表1 灰度值不等点比较

Table 1 Comparison of unequal gray-value points

数据组	线性插值	Cubic插值	本文方法		
			低频三阶 高频四阶	低频四阶 高频三阶	低频线性 高频四阶
1	1	1.009	0.488	0.507	0.562
2	1	1.025	0.873	0.898	0.900
3	1	1.020	0.864	0.873	0.899

3.1.2 图像均方误差对比

衡量插值结果的另外一个重要指标是均方误差,误差越小表示插值越精确。图像的均方误差(MSE)计算方法为

表2显示的即为使用相应插值方法得到插值结果的均方误差,从表2可观察本文方法的均方误差相较于传统的方法只略有改善。由此可见,本文方法还需进一步改进。

表2 均方误差比较

Table 2 Comparison of MSE

数据组	线性插值	Cubic插值	本文方法		
			低频三阶 高频四阶	低频四阶 高频三阶	低频线性 高频四阶
1	1	1.077	0.970	0.965	0.973
2	1	1.011	0.977	1.070	0.999
3	1	1.001	0.969	1.004	0.986

3.2 形状插值的有效性

3.2.1 轮廓贴图

为了验证本文方法能够提高形状插值的效果,在此选择第1组实验数据作为被测试对象。首先获取实验数据的外轮廓,然后重复前文的操作步骤,分别可得到线性插值、Cubic 插值图像以及利用本文

方法得到的3幅结果图像。图7即为实验所得的相应结果,第1行标号为a、b、c、d、e分别对应第1组实验中所获得的插值结果的轮廓,第2行 a_p 、 b_p 、 c_p 、 e_p 对应第1行的a、b、c、e轮廓图的左上角局部放大图。通过观察线性插值、Cubic 插值结果及本文方法的插值结果,在内层的伪轮廓处,本文得到的结果伪轮廓相对较弱些。

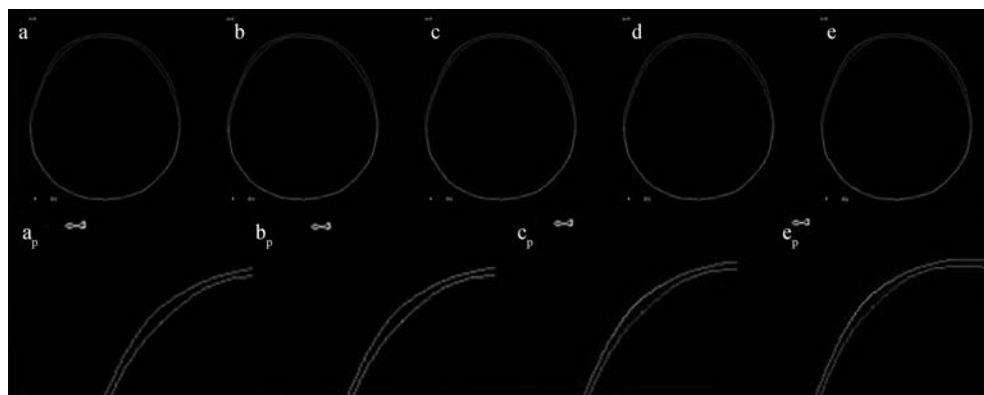


图7 数据1插值图像轮廓及左上角局部放大图

Fig. 7 The interpolation image's profile of group1 and the local amplifying figure of the upper left

3.2.2 行(列)曲线图

为了进一步测试本文方法对形状插值的效果,选取插值图像与参考图像的差值图像测试,在实验中所选的均是靠近轮廓边缘的行(列)作为被测对象。图8(a)(b)(c)分别是选择实验3组数据中的差值图像中的某一行(列)中100个连续的像素的结果。图中红色曲线、蓝色曲线、绿色曲线分别代表线性插值、Cubic 插值和本文方法。从曲线图总体来看,除去个别点外,本文方法对轮廓的插值是有效的。

3.3 算法运行效率

Lagrange 插值函数本身含有高次方,增加了计算复杂度,但随着计算机的高速发展,运算效率也有了极大的发展,因此,计算时间并不是3维建模的最关键问题。由于实验程序使用的是 matlab 编写的,程序未经过优化,所以仅反映了各算法大致运行时间。表3列出的是相对运行效率,将线性插值方法的运行时间设为单位时间1。表3中数值为线性插值方法运行时间的倍数。因为软件自身的设计特点,使线性插值所耗时间大为缩短。

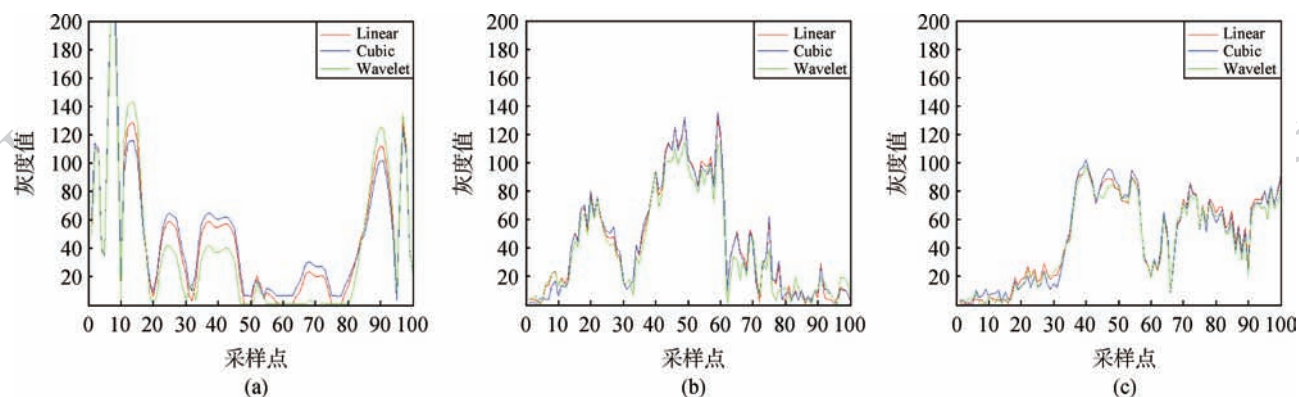


图8 差值图像的某行(列)曲线图

Fig. 8 Profile curve of one line(column) of the absolute difference image

表 3 效率比较
Table 3 Comparison of efficiency

数据组	线性插值	Cubic 插值	本文方法		
			低频三阶 高频四阶	低频四阶 高频三阶	低频线性 高频四阶
1	1	1.01	27.28	29.89	29.42
2	1	1.03	30.27	29.35	29.32
3	1	1.02	28.99	29.40	28.28

4 结 论

提出的基于小波-Lagrange 层间插值方法,将小波变换引入到原有的插值方法中,在时间代价方面相对比较低。插值结果相对于之前的插值方法,图像的均方误差虽然没有明显变化,但是插值结果的灰度值不等点数有了明显下降,伪轮廓现象有所减轻,这在某种程度上说明本文的插值方法是有效的。本文方法同时考虑灰度插值和轮廓细节的插值,模拟了组织结构由一幅图像到另外一幅图像平缓变化的中间状态。插值结果可以有效地用于 3 维重建中。

从本文方法结果图的差值图像上可以发现,误差基本上来自于结构复杂及急剧变化之处,这个问题有很多方法来解决,但是这些方法大都适用范围特别窄,不具有通用性。本文方法虽有些许改进,但插值效果仍不十分理想,有不足之处,图像的高频分量插值结果存在较大的误差,今后的工作将着重于寻求提高高频分量插值的精确度,在图像的均方误差方面仍需要寻找解决方法,以提高插值精确度。

参考文献 (References)

[1] Lehmann T M, Gonner C, Spitzer K. Survey: interpolation methods in medical image processing[J]. IEEE Trans. on Med. Image, 1999, 18(11): 1049-1075. [DOI:10.1109/42.816070]
[2] Tang X Y, Wang L Y, Liu W F. A comprehensive interpolation for medical slices based on combination of linear and matching interpolation[J]. Chinese Journal of Electronics, 2011, 20(1): 82-84.
[3] Jiang Z T, Zheng B N, Wu M. A fully automatic 3D reconstruction method based on images[J]. IEEE Computer Science and Information Engineering, 2009, 5: 327-331. [DOI:10.1109/CSIE.2009.144]

[4] Grevera G J, Udupa J K, Miki Y. A task-specific evaluation of three-dimensional image interpolation techniques [J]. IEEE Trans. on Med. Image, 1999, 18 (2): 137-143. [DOI: 10.1109/42.759116]
[5] Zhu Y X. Research on interpolation methods of medical slices [D]. Nanjing: Southeast University, 2006. [朱杨兴. 医学断层图像插值重建算法的研究 [D]. 南京: 东南大学, 2006.]
[6] Unser M, Aldroubi A, Eden M. Polynomial spline signal approximations: Filter design and asymptotic equivalence with Shannon's sampling theorem [J]. IEEE Transaction on Information Theory, 1992, 38 (1): 95-103. [DOI: 10.1109 / 18.108253]
[7] Grevera G J, Udupa J K. An objective comparison of 3-D image interpolation methods [J]. IEEE Trans. on Med. Image, 1998, 17 (4): 642-652. [DOI: 10.1109/42.730408]
[8] Huang H Y, Qi F H, Chen J. A wavelet-based interpolation of medical images [J]. Acta Automatica Sinica, 2002, 28 (5): 722-728. [黄海赞, 戚飞虎, 陈剑. 基于小波的医学图像插值 [J]. 自动化学报, 2002, 28 (5): 722-728]
[9] Dumic E, Grgic S, Grgic M. The use of wavelets in image interpolation: possibilities and limitations [J]. Radio-engineering, 2007, 16 (4): 101-109.
[10] Gonzalez R C, Woods R E. Digital Image Processing [M]. 2nd ed. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2007: 276-321. [Gonzalez R C, Woods R E. Digital Image Processing [M]. 2 版. 北京: 电子工业出版社, 2007: 276-321.]
[11] Chang G S, Cvetkovic Z, Vetterli M. Locally adaptive wavelet-based image interpolation [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2006, 15 (6): 1471-1485. [DOI: 10.1109/TIP.2006.871162]
[12] Daniel F T, Gabriel T, Mario C M. Wavelet-based interpolation algorithm for MRI images [J]. Proceedings of the VI Latin American Workshop on Magnetism, Magnetic Materials and their Applications, 2004, 369 (1-2): 239-243. [DOI: 10.1016/j.jallcom.2003.09.065]
[13] Lee W L, Yang C C, Wu H T. Wavelet-based interpolation scheme for resolution enhancement of medical images [J]. Journal of Signal Processing Systems, 2008, 55 (1-3): 251-265. [DOI: 10.1007/s11265-008-0206-6]
[14] Xu Z Y, Sonka M, Saha P K. Improved tensor scale computation with application to medical image interpolation [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2011, 35 (1): 64-80. [DOI: 10.1016/j.compmedimag.2010.09.007]
[15] Meng B, Jiang H Q, Wang Z Y. A wavelet transform-based matching interpolation method for low-dose CT [J]. Computer Applications and Software, 2013, 30 (11): 8-12. [孟博, 蒋慧琴, 王忠勇. 一种基于小波变换的低剂量 CT 匹配插值方法 [J]. 计算机应用与软件, 2013, 30 (11): 8-12.]. [DOI: 10.3969/j.issn.1000-386x.2013.11.003]