

基于顺序形态学的医学图像插值算法的研究

徐艳蕾¹, 赵继印², 李 敏³, 赵婷婷⁴

(1. 吉林农业大学信息技术学院, 吉林长春 130118; 2. 吉林大学通信工程学院, 吉林长春 130022;
3. 大连民族学院机电信息工程学院, 辽宁大连 116600; 4. 浙江大学理学院, 浙江杭州 310058)

摘 要: 医学图像插值方法是医学图像三维重建的关键技术, 插值的结果直接决定了三维重建的效果. 本文在深入研究了顺序形态学理论的基础上, 提出了一种基于顺序形态学的插值算法, 该算法采用百分位膨胀和腐蚀算子, 解决了线性插值和形状插值等算法产生的边界模糊的问题. 仿真实验表明该算法产生的断层图像和原有断层图像过渡自然, 为后续的医学图像三维重建奠定了基础.

关键词: 医学图像插值; 顺序形态学; 百分位膨胀; 百分位腐蚀

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2010) 05-1002-06

The Interpolation Arithmetic Study of Medical Image Based on the Order Morphology

XU Yan-lei¹, ZHAO Ji-yin², LI Min³, ZHAO Ting-ting⁴

(1. College of Information and Technology, Jilin Agriculture University, Changchun, Jilin 130118, China;

2. School of Communication Engineering, Jilin University, Changchun, Jilin 130022, China;

3. College of Electromechanical and information Engineering, Dalian Nationalities University, Dalian, Liaoning 116600, China;

4. College of Science, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310058, China)

Abstract: The interpolation method of medical image is the key technology in domain of 3-d reconstruction of medical image. In this paper, a new interpolation algorithm based on order morphology is presented. The algorithm is implemented using percent dilation and erosion operations to resolve edge illegibility of the other interpolation algorithms like linear interpolation. The order morphological interpolation technique is compared to an existing shape based interpolation method and its advantages include superiority capability on handling various cases such as the branching and holes problem (appearance and disappearance of information) and more accurate volume estimation. By simulation, the arithmetic is proved an effective method, and the produced slice image is similar to original slice image.

Key words: medical image interpolation; order morphology; percent dilation; percent erosion

1 引言

随着医学成像技术的飞速发展及先进的成像技术在医学上的广泛应用, 由二维断层图像重建三维目标成为近年来十分活跃的研究和应用领域^[1]. CT 和 MRI 等医学影像设备得到的图像数据通常都是断层图像数据, 断层序列图像的层间分辨率远低于层内的分辨率, 这就严重地影响了三维目标重建的质量. 为此, 人们提出用插值的方法来提高层间的分辨率^[2].

从广义的角度分析, 插值技术大体上可以分为两类: 基于灰度的插值和基于形状(二值)的插值. 基于灰度的插值方法仅仅利用两个原始断层图像像素的邻域灰度值来估计其层间对应像素的灰度值. 基于灰度的插

值方法有很多^[3], 其中, 最简单的方法为最近邻域插值, 而线性灰度插值则是目前最常用的方法^[4]. 此类方法具有运算量小, 易于实现等优点, 但是容易产生三维目标边界不清和结构模糊等问题^[5]. 基于形状的插值方法隐含假定原始三维灰度图像可以被分割成只包含感兴趣区域的二值图像. 因此, 它首先提取物体的形状特征, 然后再根据此特征进行层间插值. 基于形状的插值方法非常多, 有基于轮廓特征的插值方法^[6], 基于距离变换的形状插值方法和它的改进算法^[7~9], 利用灰度、梯度和距离构造代价函数, 再利用优化算法进行线性插值^[10]. 这类算法能较好地解决三维目标边界不清和结构模糊的问题, 但是运算量大并且不易实现.

数学形态学是一门以严格数学理论为基础的学科,

是一种用于非线性图像处理和分析的理论^[11].数学形态学插值技术在二值图像、灰度图像和彩色图像处理中获得了成功应用^[12].这些方法是应用形态滤波器在两个给定的图像之间产生中间的二维图像,形态学插值方法以应用形态中值^[13]或描述物体间相对距离的插值函数^[14]为基础.对于二值图像的插值,这些方法的主要缺点是输入图像的交集必须是非空的.

顺序形态变换理论是在数学形态学的基础上引入统计方法,是排序统计学和数学形态学的有机结合,顺序形态变换概括了 Minkowski 结构和差运算和中值变换,数字图像的顺序形态变换是像素灰度在结构元素内的有限数据排序^[15].本文在深入研究了顺序形态学理论的基础上提出了一种基于顺序形态学的插值算法,该算法解决了 CT 图像线性插值和形状插值等算法产生的边界模糊的问题.仿真实验表明该算法产生的断层图像和原有断层图像过渡自然,具有边界清晰、准确和结构清楚的优点,为后续医学图像三维重建奠定了基础.

2 顺序形态变换

2.1 顺序形态学的基本理论

- (1) $Z(n)$ 表示 n 维数字空间.
- (2) X, f 或 g 分别表示离散二值图像和多值图像.
- (3) B 表示结构元素.
- (4) $nB = B \oplus B \oplus B \cdots \oplus B$ (共 n 次).
- (5) $f \leq g$ 即 $f(x) \leq g(x)$, $f - g$ 即 $f(x) - g(x)$, $x \in Z(n)$.

定义 1 设数字图像 $f: 0 \leq f(x) \leq m$ (m 为灰度值), $B = \{x_1, x_2, \dots, x_k\}$ 为结构元素, $0 \leq \mu(B) = k < +\infty$, $\mu(\cdot)$ 为测度, 即对 B 点计数. $f(x)$ 在集合 B 上的 k 个值依次排序为: $f(x_1^*) \leq f(x_2^*) \leq \dots \leq f(x_k^*)$, 定义在结构元素 B 上的 d 阶顺序量 (d 为阶数):

$$\text{order}(d: f/B) = f(x_d^*) \quad , \quad d = 1, 2, \dots, k \quad (1)$$

定义 2 $f(x)$ 在结构元素 B 上的 d 阶顺序量 ($d = (k-1)p + 1$ 为阶数) 定义为 f 关于结构元素 B 的顺序形态变换, 记为 $f \oplus B$, 即:

$$\begin{aligned} g_{ij}^{(d)} &= f \oplus B = \text{order}(d: f/B) \\ &= f(x_d^*) \quad (p = 0, 1/(k-1), 2/(k-1), \dots, 1) \end{aligned} \quad (2)$$

2.2 顺序形态变换的性质

- (1) 单调性: 如果 $p \leq q$, 则 $f \oplus B \leq f \oplus B$.

- (2) 扩展性: $f \leq f \oplus B$, 由于

$$f \oplus B = f \oplus B = \max \{f(u), u \in B\}.$$

- (3) 反扩展性: $f \oplus B \leq f$, 由于 $f \oplus B = f \odot B = \min \{f(u), u \in B\}$ ^[16].

由以上定义和性质可知, 顺序形态变换实际为局部排序运算, 反映的是图像中以某一像素为中心的邻域范围内的图像形态. 顺序形态变换中, p 的取值范围为 $0-1$, $p = 1$ 时就相当于数学形态变换中的膨胀运算, 而 $p = 0$ 时相当于数学形态变换中的腐蚀运算. 因此如果 p 取 $0-1$ 中间的值就相当于百分位的膨胀和腐蚀, 以 $p = 1/2$ 作为分界线, $p > 1/2$ 时, 对图像进行百分位膨胀运算, 而 $p < 1/2$ 时, 对图像进行百分位腐蚀运算. 百分位的确定由 p 的取值来决定.

图 1 为百分位的腐蚀和膨胀运算结果. 图 1 中 (a) 图为原图; 图 (b) 为百分位膨胀运算结果, 百分位 p 值取 $13/24$, 从图中可以看出, 稍微有些膨胀的效果 (即边界增大), 从拐角的地方能较清楚的看出膨胀的效果; 图 (c) 也是百分位膨胀运算结果, 百分位 p 值取 $23/24$, 从图中可以看出, 膨胀的效果非常明显; 图 (d) 是百分位腐蚀运算结果, 百分位 p 值取 $9/24$, 从图中可以看出, 腐蚀的程度 (即边界缩小) 不是非常大, 但明显比原图小了一圈; 图 (e) 也是百分位腐蚀运算结果, 百分位 p 值取 $1/24$, 从图中可以看出, 腐蚀的程度非常大, 有的

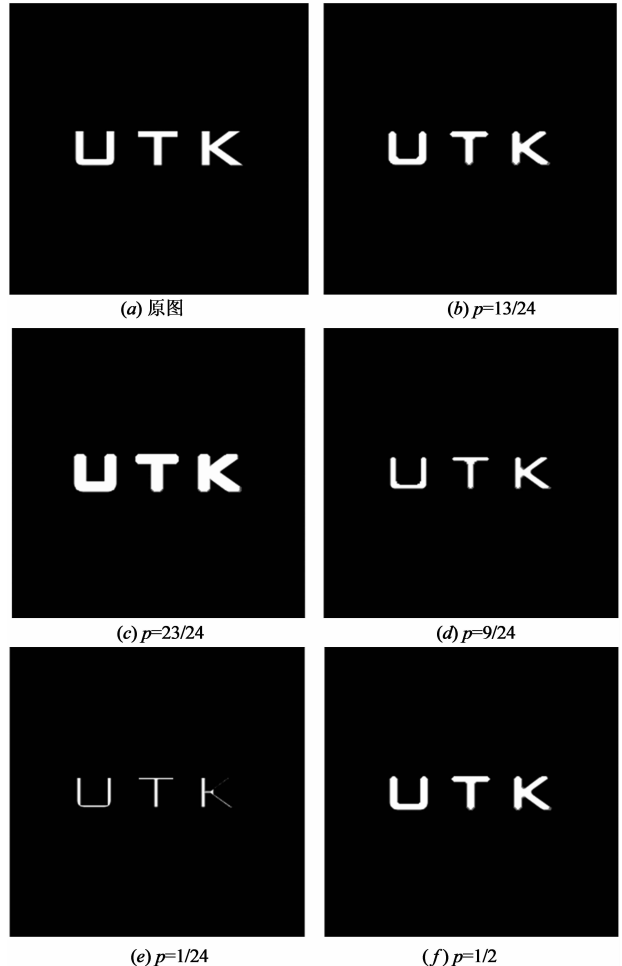


图 1 百分位膨胀腐蚀图

地方已经消失了;图(f)是百分位 p 值取 $12/24(1/2)$ 时的结果,从图中可以看出,几乎和原图没有什么区别.从图 1 的结果可以看出,对于百分位膨胀运算($1/2 < p \leq 1$), p 值越大,膨胀的效果越明显(即边界增大的越大),而对于百分位腐蚀运算($0 \leq p < 1/2$), p 值越小,腐蚀的效果越明显(即边界缩小的越多).而对于 $p = 1/2$ 时的顺序形态运算相当于中值滤波,所以边缘大小几乎没有变化.

3 医学图像插值算法

3.1 医学图像插值问题

对于常见的数字医学影像设备,如 CT,MR 等,所得到的断层序列图像可表示成三维体数据的形式,记为 $S(x, y, z)$, $x = 1, 2, \dots, M$, $y = 1, 2, \dots, N$, $z = 1, 2, \dots, K$. 对于某一给定的 $z = k$, $S(x, y, k)$ 就是此体数据的一个轴向断层图像.一般而言,数字医学影像设备得到的体数据在 x, y 方向的分辨率是相同的,而在 z 方向的采样间隔则要大得多.对于 CT, x, y 方向的分辨率一般为 0.35mm , z 方向则有 $1 \sim 10\text{mm}$ 不等.对于由灰度体数据阈值化分割后所得到的二值数据 V_b ,其中的目标 O 可以表示为

$$O = \{(x, y, z) : V_b(x, y, z) = 1\} \quad (3)$$

那么,第 k 层的目标切片 O_k , $k = 1, 2, \dots, K$ 可定义为

$$O_k = \{(x, y, z) : V_b(x, y, k) = 1\} \quad (4)$$

显然,这样获得的三维目标在 z 方向的分辨率比 x, y 方向的要低得多.因此,为了更好地重建目标,就必须在原始轴向断层序列图像之间插入相应的切片图像,以使目标在 x, y, z 三个方向上的分辨率近似相等.

3.2 基于顺序形态学的医学图像插值算法

在两个连续的断层切片之间产生插值切片,类似于多分辨率的图像的表示和具有渐减分辨率的一系列图片.算法的第一步是分割和二值化,首先分割出感兴趣区域,然后选择合适的阈值进行二值化的处理得到目标物体的二值轮廓线.

两个连续的断层切片分别用 S_k 和 S_{k+1} 来表示, O_k 和 O_{k+1} 分别表示相应切片的属于目标物体的像素点的集合, B_k 和 B_{k+1} 分别是属于背景的像素点的集合.

首先,测量 S_k 和 S_{k+1} 上的所有像素点到目标物体的距离,生成带有符号(对目标物体内部的区域为正值,对目标物体外的为负值)的距离图,分别标记为 $D(S_k)$ 和 $D(S_{k+1})$,在此文献[17]提出了一种快速的距离计算方法.然后对两个切片 S_k 和 S_{k+1} 作比较,不同的区域标记为 S_k/S_{k+1} .两个切片 S_k 和 S_{k+1} 上的目标物体的情况标记如下:

如果像素点属于 $O_k \cap O_{k+1}$,表示像素点既属于

O_{k+1} 又属于 O_k 那么标记为 W_c

如果像素点属于 O_{k+1}/O_k ,表示像素点属于 O_{k+1} 而不属于 O_k ,标记为 W_{k+1}

如果像素点属于 O_k/O_{k+1} ,表示像素点属于 O_k 而不属于 O_{k+1} ,标记为 W_k

这里 \cap 代表交集, $/$ 代表差集.

这样就可以计算必须包含在插值切片中像素点数.用 N_c 来表示标记为 W_c 的像素点数, N_k 表示标记为 W_k 的像素点数,而 N_{k+1} 表示标记为 W_{k+1} 的像素点数.因此第 i ($i = 1; \dots; n$) 个插值切片的总的像素点数 N_{TOTAL} 就能得出

$$N_{TOTAL} = N_c + N_{k+1} \frac{i}{n+1} + N_k \frac{(n+1) - i}{n+1} \quad (5)$$

为了产生插值切片,选择一个参考切片作为起始切片 S_k .每个中间切片都必须包括 S_k 和 S_{k+1} 的共同像素点 W_c 和一些来自于 S_k/S_{k+1} 的标记为 W_k 和 W_{k+1} 的像素点.对于每个插值切片 i ,属于 W_{k+1} 的像素点必须增加而属于 W_k 的像素点必须减少.这一点类似于顺序形态学中的一定条件下的百分位膨胀和腐蚀运算.一定条件就是需要选择相应的结构元素和百分位值,即选择 p 的取值.

首先结构元素大小的选择,要确定结构元素的大小应先计算标记为 W_k 和 W_{k+1} 的目标物体内部像素点距离,采用上面来自于 S_k 和 S_{k+1} 的距离的计算结果.定义 $D(S_k)$ 值的正值部分为 H_1 ,取值的范围为从 1 到 h_{1max} ,定义 $D(S_{k+1})$ 值的正值部分为 H_2 ,取值的范围为正值从 1 到 h_{2max} .从 H_1 定义一个阈值 T_1 ,介于 1 和 T_1 之间的像素数为 N_k ,那么 T_1 值就是 W_k 减少即进行百分位腐蚀运算的结构元素的大小;相应的从 H_2 定义一个阈值 T_2 ,介于 T_2 和 h_{2max} 之间的像素数为 N_{k+1} ,那么 T_2 值就是 W_{k+1} 增加即进行百分位膨胀运算的结构元素的大小.

百分位的确定,从 H_1 定义阈值 t_1 ,介于 1 和 t_1 之间的像素数为 $N_k \frac{(n+1) - i}{n+1}$,而 $1 \leq t_1 \leq T_1$,因此,百分位腐蚀的百分位为 $p_k = \frac{t_1}{2T_1}$;对于 H_2 定义一个阈值 t_2 ,介于 t_2 和 h_{2max} 之间的像素数为 $N_{k+1} \frac{i}{n+1}$,而 $2T_2 \geq t_2 \geq T_2$,因此百分位膨胀的百分位为 $p_{k+1} = \frac{T_2}{t_2}$.

因此,产生第 i 个插值切片,在一定条件下使用形态腐蚀和膨胀算子.特别的, W_k 减少的像素点对应于百分位形态腐蚀运算,结构元素取 B_{T_1} ,方形,大小为 T_1 ,百分位值为 $p_k = \frac{t_1}{2T_1}$.这个算子通过使用阈值 t_1 使

所有的像素点的距离值都大于 t_1 . 目标物体像素点为 $W_k \oplus B_{T1}, p = p_k = \frac{t_1}{2T_1}$.

相似的, W_{k+1} 像素点的增加对应这些像素点的膨胀运算, 结构元素为 B_{T2} , 方形, 大小为 T_2 . 这个算子通过使用阈值 t_2 使所有的像素点的距离值都小于 t_2 . 目标物体像素点为

$$W_{k+1} \oplus B_{T2}, p = p_{k+1} = \frac{T_2}{t_2}$$

于是, 第 i 个插值切片产生包括切片 S_{k+1} 上的增加, W_{k+1} 点距离小于 t_2 的点(在条件限制下的百分位膨胀)和 S_k 上的减少, W_k 点距离大于 t_1 的点(在条件限制下的腐蚀).

顺序形态学插值算法框图如图 2 所示.

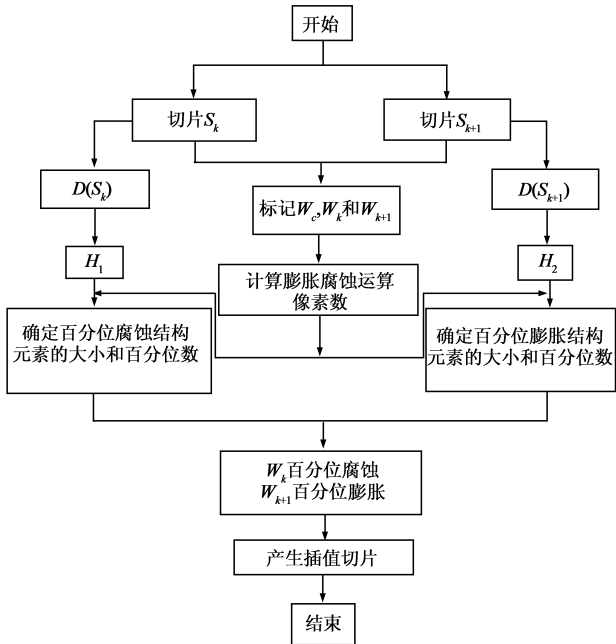


图2 插值算法框图

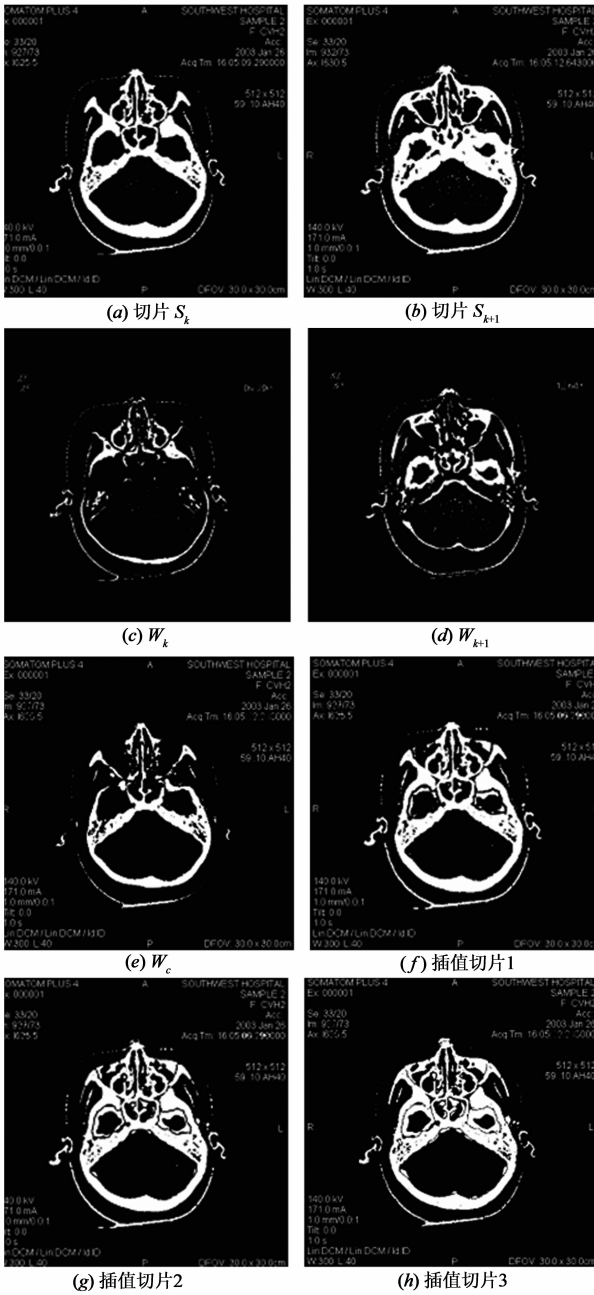
相对于传统的基于形态学的插值方法, 本文提出的基于顺序形态学的插值算法, 由于可以通过选择不同的结构元素来调整插值结果, 也可以通过选择百分位膨胀和腐蚀的百分比来调整插值的结果, 因此具有更高的灵活性, 而且获得的插值切片间的过渡更加自然, 边界清晰.

4 仿真实验及结果分析

为了验证此算法的性能, 采用 CT 图像进行仿真实验, 实验采用来自于中国数字可视化人体数据集的大小为 512×512 的 CT 切片, 采用 MATLAB7.0 在 Pentium 4 主频 2.66GHz、内存 512M 的 PC 机上进行, 结果如图 3 所示.

图 3 中(a)图和(b)图是两个经过二值化处理的连续的断层切片 S_k 和 S_{k+1} ; 图(c)为 W_k , 表示像素点属于 O_k 而不属于 O_{k+1} ; 图(d)为 W_{k+1} , 表示像素点属于 O_{k+1} 而不属于 O_k ; 图(e)为 W_c , 表示像素点既属于 O_{k+1} 又属于 O_k . 图(f) - (l)是采用本文算法在以上两个切片之间插入的 7 个插值切片. 从图中可以看出得到的插值切片边界清晰, 结构清楚, 切片间的过渡比较自然.

为了验证插值结果的优劣, 引入绝对误差: $E = \left| \frac{S_{i-1} - S_i}{S_i} \right| \times 100\%$, 表 1 是采用本文算法和基于形状的插值算法^[17]得出的绝对误差对照表.



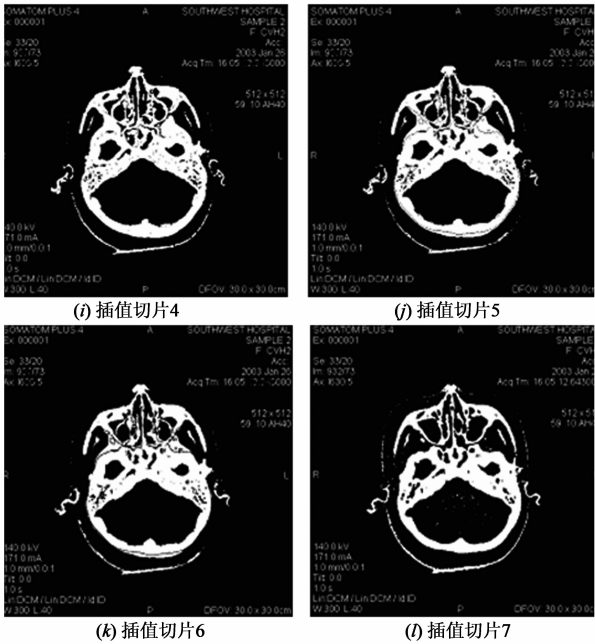


图3 利用本文算法获得的插值切片

表 1 插值绝对误差比较

插值切片		1	2	3	4	5	6	7
E(%)	形状插值	11	22	22	26	29	31	31
	本文算法	4	3	3	3	4	4	5

从表 1 可以看出,本文算法减小了插值切片间的绝对误差,比基于形状的插值算法得到的插值切片间的绝对误差小很多,表明本文算法得到的插值切片间的差异较小。

5 结论

本文针对一般的插值算法容易产生三维目标边界不清和结构模糊等缺点,对顺序形态学进行了深入研究,构建了百分位膨胀和腐蚀算子,在此基础上提出了一种有效的医学图像插值算法。该算法得到的插值图片具有边界清晰、准确和结构清楚的优点,为后续的医学图像三维重建奠定了良好的基础。

参考文献:

[1] 王刚,高新波,姬红兵.三维重建中形状插值的快速算法研究[J].计算机辅助设计与图形学学报,2003,15(8): 1012 – 1015.
Wang Gang, Gao Xin-bo, Ji Hong-bing. Shape-based interpolation algorithm for 3D reconstruction[J]. Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphics, 2003, 15(8): 1012 – 1015. (in Chinese)

[2] 曲桂红,张大力,阎平凡.序列断层间图像轮廓的分形插值方法[J].电子学报,2001,5(5):661 – 663.
Qu Gui-hong, Zhang Da-li, Yan Ping-fan. A fractal approach to

the reconstruction of planer contours[J]. Acta Electronica Sinica, 2001, 5(5): 661 – 663. (in Chinese)

[3] Lehmann T M, G C nner C, Spitzer K. Survey: interpolation methods in medical image processing[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1999, 18(11): 1049 – 1075.

[4] Thevenaz P, Blu, T, Unser M. Interpolation revisited[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000, 19(7): 739 – 758.

[5] Meijering E H W, Niessen W J, Viergever M A. Quantitative evaluation of convolution-based methods for medical image interpolation[J]. Medical Image Analysis. 2001, 5(2): 111 – 126.

[6] 於文雪,罗立民,傅瑶,等.三维人脑计算机图谱表面重建的层间轮廓线插值[J].电子学报,2000,2(2):52 – 54.
YU Wen-xue, LUO Li-min, FU Yao, et al. Intermediate contour interpolation for computed atlas surface reconstruction of 3 – D human brain[J]. Acta Electronica Sinica, 2000, 2(2): 52 – 54. (in Chinese)

[7] Raya S P, Udupa J K. Shape-based interpolation of multidimensional objects [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1990, 9(3): 32 – 42.

[8] Herman G T, Zheng J, Bucholtz C A. Shape-based interpolation [J]. IEEE Computer Graphics and Applications, 1992, 12(3): 69 – 79.

[9] Higgins W E, Morice C, Ritman E L. Shape-based interpolation of tree-like structures in three-dimensional images [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1993, 12(3): 439 – 450.

[10] Goshtasby A, Turner D R, Ackerman L V. Matching tomographic slices for interpolation [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1992, 11(4): 507 – 516.

[11] 崔屹.图像处理与分析—数学形态学方法及应用[M].北京:科学出版社,2000.1 – 2.
Cui Yi. Image processing and analysis-mathematic morphology methods and applications[M]. Beijing: Science Press, 2000. 1 – 2. (in Chinese)

[12] Serra J. Image analysis and mathematical morphology[M]. Orlando, FL, USA: Academic Press, 1983. 4 – 5.

[13] Iwanowski M, Serra J. Morphological interpolation and color images[A]. Proceedings of 10th International Conference on Image Analysis and Processing ICIAP_99[C]. Venice, Italy: IEEE Press, 1999. 50 – 55.

[14] Meyer F. A morphological interpolation method for mosaic images [A]. Mathematical morphology and its application to image and signal processing[C]. Kluwer, Dordrecht, USA: Kluwer Academic Publishers, 1996. 337 – 344.

[15] 迟健男,方帅,等.基于多结构元顺序形态变换的灰度图像边缘检测[J].中国图象图形学报,2006,11(1): 41 – 46.
Chi Jiang-nan, Fang Shuai, et al. Gray-scale image edge detection based on multi-structuring elements order morphology

transformation[J]. Journal of Image and Graphics, 2006, 11 (1):41 – 46. (in Chinese)

[16] Yanlei Xu, Jiyin Zhao, Yubin Jiao. Gray-scale image edge detection based on order morphology transformation[A]. The 7th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCI-CA' 08) [C]. Chongqing, China: IEEE Press, 2008. 5970 – 5975.

[17] N. Mouravliansky, G K . Matsopoulos, et al. Combining a morphological interpolation approach with a surface reconstruction method for the 3-D representation of topographic data[J]. Journal of Visual Communication & Image Representation, 2004, 15(4):565 – 579.

作者简介:



徐艳蕾 女, 1979 年 10 月出生于河北省, 2009 年 6 月在吉林大学通信与信息系统专业获得博士学位, 现为吉林农业大学讲师, 主要研究方向为数字图像处理.
E-mail: yanleixu@163.com



赵继印(通信作者) 男, 1961 年出生于吉林省, 现为吉林大学教授, 博士生导师. 现主要从事智能信息处理与传输方面的教学和研究工作. E-mail: zhaojiyin2000@163.com