

基于像素分类的医学图像层间插值

田 云¹⁾ 齐 敏¹⁾ 卫旭芳²⁾ 位 军¹⁾ 何贵青¹⁾ 郝重阳¹⁾

¹⁾(西北工业大学电子与信息工程研究所,西安 710072) ²⁾(西北工业大学生物医学工程研究所,西安 710072)

摘 要 鉴于医学图像层间插值是医学数据可视化的一个关键环节,它直接影响人体组织器官的3维重建结果和医疗诊断的正确性和准确性,为此,针对传统医学图像层间插值方法精度不高和效率低下的缺陷,提出了一种基于像素分类的医学图像层间插值方法。该方法首先根据待插值图像与其相邻原始图像的对应像素的相关性对其像素点进行分类,然后采用不同的方式对不同类别的点进行插值,并对其进行错误校验。实验结果表明,该方法能够有效提高插值的效率和精度。

关键词 层间插值 医学可视化 分类 匹配 Cubic-样条

中图分类号:TP391.41 文献标识码:A 文章编号:1006-8961(2008)09-1655-06

Cross-section Interpolation of Medical Images Based on Pixel Classification

TIAN Yun¹⁾, QI Min¹⁾, WEI Xu-fang²⁾, WEI Jun¹⁾, HE Gui-qing¹⁾, HAO Chong-yang¹⁾

¹⁾(Institute of Electronic and Information Engineering, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072)

²⁾(Institute of Biomedical Engineering, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072)

Abstract Image interpolation of cross-sections is one of the key steps of medical visualization. It affects directly the results of reconstructed tissues or organs, which plays an important role in medical treatment and diagnose. The traditional interpolation methods are imprecise or of high computational complexity. Aiming at such problems, an interpolation method based on pixel classification is presented. The method classifies pixels of the image to be interpolated by the relativity of corresponding pixels of its neighbor original images. Then the different methods are adopted to interpolate the different points. In addition, error checkout is introduced to check the mismatching points. Experimental results show that not only the complexity of the proposed approach is reduced, but also its quantitative error frequency is less than the conventional methods.

Keywords cross-section interpolation, medical visualization, classification, matching, Cubic-spline

1 引 言

当前的医学影像设备,如CT(computerized tomography)、MRI(magnetic resonance imaging)所获得的扫描数据通常是X、Y轴向平面的分辨率好于Z轴的轴向分辨率,因为在扫描平面上的采样率大大超过层面与层面间的采样率。而医学图像可视化则通常要求体数据的各个方向具有相同的分辨率,这就需要断层图像进行层间插值^[1]。医学图像的

层间插值是医学可视化的关键技术之一,由于它直接影响人体组织器官的3维重建结果和后续医疗诊断的正确性和准确性,因此只有构造出尽可能精确的规则体数据模型,才能够根据绘制结果更好地理解和分析人体感兴趣组织器官的复杂解剖结构及与周围组织的几何连接关系。

插值方法总体可分为灰度插值(scene-based interpolation)和对象插值(object-based interpolation)两类。现有的灰度插值方法的本质是对两幅原始断层图像的最近邻像素的灰度进行低通滤波。但用这

基金项目:国家博士点基金项目(2004069915)

第一作者简介:田云(1980~),男。西北工业大学硕博连续研究生。主要研究方向为医学图像可视化、图像处理、虚拟现实。发表学术论文多篇。E-mail:tianyun@bnu.edu.cn

种方法插值出的图像必然存在边界模糊等问题,特别是应用在具有分支状的组织,如冠状动脉等断层图像时,影响更为严重^[2]。为解决这一问题,人们提出了基于对象插值的方法^[3-6],其思想是首先通过对原始灰度图像进行分割来提取出感兴趣的组织器官,然后利用其形状信息进行辅助插值。这些方法一般需要人为参与,而 Goshtasby 等人利用匹配对应点来估算待插图像,实现了图像的自动插值^[7],但是该方法在利用较少的特征点估计大量非特征点时,不但精度难以保证,而且易出现病态问题^[8]。文献[9]虽然对上述方法进行了改进,但插值的精度仍然不高,其原因是在确定最佳匹配点对时,不仅没有考虑两点在水平面上投影的相对位置,而且也没有对匹配点对进行错误校验,同时该算法的效率也有待提高,这是因为在确定每一插值图像的像素时,都需要在上下相邻的原始图像中确定最佳匹配点对。本文针对以上问题,提出了一种基于像素分类的医学图像 3 维插值方法,不仅避免了病态问题的产生,而且提高了插值的精度和效率。

2 断层图像插值问题表述

以 (x, y, z) 表示一个体素点, $V(x, y, z)$ 表示 (x, y, z) 点的灰度值。 $\Delta_x, \Delta_y, \Delta_z$ 分别表示已知断层图像的在 x, y, z 方向上的采样间距。一般而言, $\Delta_x = \Delta_y = \Delta, \Delta_z > \Delta$ 。断层图像的体素位置为 $x_i = i\Delta, y_j = j\Delta, z_k = k\Delta_z$, 这里 i, j, k 为非负整数, 通常医学影像设备采集到的图像可表示为 $V(x_i, y_j, z_k)$, 其中 $i = 0, 1, 2, \dots, N-1; j = 0, 1, 2, \dots, N-1; k = 0, 1, 2, \dots, M-1$ 。以 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 表示第 k 个断层图像。插值就是将已知的由 M 个断层数据组成的分辨率相异的体数据 V 变换为 x, y, z 3 个方向上采样间距相同的体数据 \hat{V} , 这就需要计算插值 3 维图像 $\{\hat{V}(x_i, y_j, \hat{z}_l), i = 0, 1, 2, \dots, N-1; j = 0, 1, 2, \dots, N-1; l = 0, 1, 2, \dots, A-1\}$, 这里 $\hat{z}_l = l\Delta, A = \text{int}\{(M-1)\Delta_z/\Delta\} + 1, \text{int}\{x\}$ 表示对 x 取整, 且 $\hat{V}(\cdot, \cdot, 0) = \hat{V}(\cdot, \cdot, 0)$ 。由已知断层图像 $V(\cdot, \cdot, z_k), V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 及相邻图像插值即可得到位于任意两幅原始断层图像之间的新的切片图像, 待插图像的片数 n 由层间距 Δ_z 和像素间距 Δ 确定, 即 $n = \text{int}\{\Delta_z/\Delta\} - 1, \Delta_z$ 和 Δ 值可以通过 DICOM (digital imaging and communications in medicine) 图

像中的标签号分别为 (0018, 0050) 和 (0028, 0030) 的两个数据元获得。假定中间某一待插断层切片 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 距离 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 较近, 其两者的距离为 d_1 , 而其距离 $V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 的距离为 d_2 , 则对于插值图像上的每一像素点 (x_i, y_j, z) , 可根据相邻两幅或几幅断层图像的信息确定其灰度值 (如图 1 所示)。

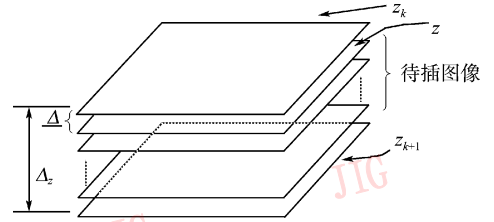


图 1 断层图像间插值

Fig. 1 Cross-section interpolation

3 基于像素分类的层间插值方法

对于新插值图像上的每一像素点 (x_i, y_j, z) , 可首先比较 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 和 $V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 对应像素的灰度差别 (Differ), 再依据对应的 Differ 值 D 的大小确定点 (x_i, y_j, z) 的插值方式。对于给定的某一阈值 T_d , 其中下角 d 表示灰度差 (Differ) 名称。当 $D_{i,j} \geq T_d (i = 0, 1, 2, \dots, N-1; j = 0, 1, 2, \dots, N-1)$ 时, 则在上下两个断层图像中分别以 (x_i, y_j, z_k) 和 (x_i, y_j, z_{k+1}) 为中心取窗宽为 $W \times W$ 的匹配窗, 匹配窗口宽度根据 $W = 2 \times \text{int}\{\Delta_z/\Delta\} + 1$ 获得, 匹配时, 首先在两个窗口内得到一簇连线通过点 (x_i, y_j, z) 的对应点, 然后根据这些对应点之间的灰度、梯度和对应点间位置的匹配程度选取最佳的一对匹配点 (如图 2 所示)。但是由于这样建立起来的匹配点对有可能是误匹配, 为此本文引入错误校验机制对其进行检测和校正。而对于 $D_{i,j} < T_d$ 和与上述误匹配对应的待插像素点 (x_i, y_j, z) , 则利用相邻多幅原始断层图像进行 Cubic-样条插值, 以便计算出整幅待插图像 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 的所有像素点。

3.1 一类点的灰度估计

3.1.1 确定候选匹配点的位置

为保证上下两个断层中的候选点都落在窗口内, 可以距离 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 较远的原始断层窗口内的点为标准来选取对应点, 假设此断层为 $V(\cdot, \cdot, z_k)$, 对于 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 的一类点 (x_i, y_j, z) (其中 $i,$

j 表示插值切片 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 的 x, y 方向坐标),确定其初始候选匹配点的位置(如图2所示)。

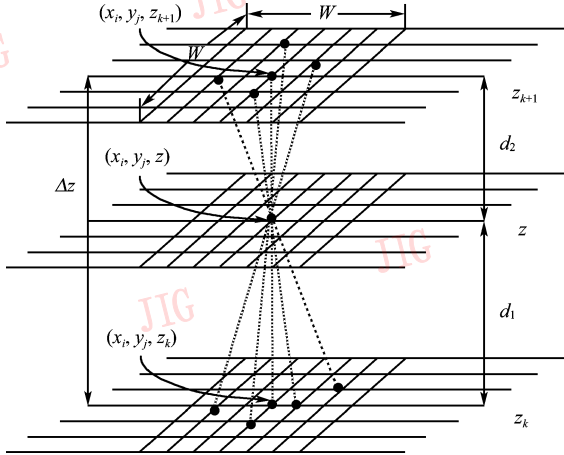


图2 对应点匹配的插值 ($D_{i,j} \geq T_d$)

Fig.2 The interpolation based on corresponding points matching ($D_{i,j} \geq T_d$)

若点 (x_i, y_j, z) 在 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 中的坐标为

$$\begin{cases} x_m(k) = x_i + \left(\frac{2m+1-W}{2}\right)\Delta \\ y_n(k) = y_j + \left(\frac{2n+1-W}{2}\right)\Delta \end{cases} \quad (1)$$

其中, m, n 代表窗口中的坐标, $m, n = 0, 1, 2, \dots, W-1$ 。

则其对应点在 $V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 中的坐标为

$$\begin{cases} x_m(k+1) = x_i + \text{int}\left\{x_i - \frac{d_2}{d_1}x_m(k)\right\} \\ y_n(k+1) = y_j + \text{int}\left\{y_j - \frac{d_2}{d_1}y_n(k)\right\} \end{cases} \quad (2)$$

其中, $m, n = 0, 1, 2, \dots, W-1$; $d_1 = z - z_k$ 为断层图像 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 到 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 的距离, $d_2 = z_{k+1} - z$ 为断层图像 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 到 $V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 的距离, 则有 $d_1 + d_2 = \Delta_z$ 。

3.1.2 初始最佳匹配点的确定

为克服文献[9]算法没有考虑对应点在水平面上投影的相对位置因素而部分程度地影响匹配精度的问题,本文采用了由对应点之间的灰度、梯度和对应点间位置所确定的代价函数来确定初始的最佳匹配点,即

$$\begin{aligned} C(x_m(k), y_n(k), z_k, x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1}) \\ = u_1 [I(x_m(k), y_n(k), z_k) - \\ I(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})] \mathbf{i} + \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} u_2 [\mathbf{grad}(x_m(k), y_n(k), z_k) - \\ \mathbf{grad}(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})] \mathbf{j} + \\ u_3 [\theta(x_m(k), y_n(k), z_k) - \\ \theta(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})] \mathbf{k} + \end{aligned} \quad (3)$$

$u_4 \sqrt{(x_m(k) - x_m(k+1))^2 + (y_n(k) - y_n(k+1))^2} \mathbf{l}$
其中, $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}, \mathbf{l}$ 表示4个方向的单位向量 $I(x_m(k), y_n(k), z_k)$ 、 $\mathbf{grad}(x_m(k), y_n(k), z_k)$ 和 $\theta(x_m(k), y_n(k), z_k)$ 分别表示 k 层上点 $(x_m(k), y_n(k))$ 的灰度值、梯度大小和梯度方向; $I(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})$ 、 $\mathbf{grad}(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})$ 、 $\theta(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})$ 分别表示 $k+1$ 层上点 $(x_m(k+1), y_n(k+1))$ 的灰度值、梯度大小和梯度方向; $\sqrt{(x_m(k) - x_m(k+1))^2 + (y_n(k) - y_n(k+1))^2}$ 表示点 $(x_m(k), y_n(k), z_k)$ 和点 $(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})$ 两点在水平面上投影间的距离, u_1, u_2, u_3, u_4 为权重,表示所对应的分量对总的匹配程度的贡献大小。为了便于调节 u_1, u_2, u_3, u_4 , 可将其控制在统一数量级上, 本文用 $\sqrt{2}, 4095/\pi$ 和 $4095/(2(W-1))$ 分别将式(3)中的后3项规格化到 $0 \sim 4096$ 范围中。显然, 当 $u_1 = 0, u_2 = 0, u_3 = 0, u_4 \neq 0$ 时, 此方法即为线性插值; $u_1 = 0, u_2 \neq 0, u_3 \neq 0, u_4 = 0$ 时, 即为基于梯度匹配的对对应点插值; $u_1 \neq 0, u_2 = 0, u_3 = 0, u_4 = 0$ 时, 则此方法变为基于灰度匹配的对对应点插值。

如果点 $(x_m(k), y_n(k), z_k)$ 和点 $(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})$ 构成最佳匹配点对, 则需下式成立。

$$\begin{aligned} C(x_m(k), y_n(k), z_k, x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1}) \\ = \min_{\substack{m=0,1,\dots,W-1 \\ n=0,1,\dots,W-1}} C(x_m(k), y_n(k), z_k, \\ x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1}) \end{aligned} \quad (4)$$

通过以上计算得到的匹配点对, 有可能是误匹配点, 为此需要对其进行进一步的检测和校验。

3.1.3 最佳匹配点校验

为了检测和校正3.1.2节可能出现的误匹配, 本文将 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 和 $V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 两断层图像交换位置, 重新进行3.1.1、3.1.2节的匹配操作, 并将两次匹配一致的点对作为最终的最佳匹配点对, 而将与两次匹配不一致的点对所对应的待插像素点归并为二类点。

3.2 二类点灰度估计

对于二类点, 本文采用 Cubic-样条插值方法估计其灰度值。该方法是通过相邻的多个采样点来拟合出一条曲线, 该曲线具有较好的平滑性, 且这

与人体组织器官的平滑性相吻合;同时, Cubic-样条插值收敛性好,而且不会产生 Runge 现象。而线性插值则由于是仅仅利用相邻的两幅断层图像去估计待插图像,因此这种方式生成的插值图像模糊不清。

为了便于表达,这里将先对各断层切片进行统一编号,然后进行插值。据此,本文所采用的样条插值函数为

$$\hat{f}(V(x_i, y_j, z_k)) = -0.075f(V(x_i, y_j, z_{k-3})) + 0.575f(V(x_i, y_j, z_{k-1})) + 0.575f(V(x_i, y_j, z_{k+1})) - 0.075f(V(x_i, y_j, z_{k+3})) \quad (5)$$

其中, $\hat{f}(\cdot)$ 表示待插图像的像素灰度, $f(\cdot)$ 表示已知图像的像素灰度。式(5)表明了该式插值是一个递归迭代的过程,即先由已知图像插值出其中间图像,然后再由新插值图像和原图像来插值中间位置图像,直到在 z 轴方向的分辨率和 x, y 方向分辨率相等为止。

综上所述,本文的方法流程步骤归纳如下:

- (1) 计算待插图像 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 的相邻两幅原始断层图像 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 和 $V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 的灰度差别;
- (2) 根据步骤(1)的结果将待插图像 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 的像素分为一类点和二类点两类;
- (3) 对步骤(2)的结果再采用两种不同的插值方法估计待插图像 $\hat{V}(\cdot, \cdot, z)$ 的像素灰度值,具体可通过以下步骤完成:
 - ① 对于一类点,在第 k 层图像 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 和第 $k+1$ 层图像 $V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 两幅原始断层图像上初步

寻找最佳匹配的对应对点;

② 交换 $V(\cdot, \cdot, z_k)$ 和 $V(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ 的位置,重复步骤(2)、步骤①,并比较两次匹配结果。若一致,则认为是最优的最佳匹配点对,然后根据该对应点对计算对应的一类点的灰度值;否则,将与该匹配点对对应的待插像素点归并为二类点;

(4) 对于二类点,采用 Cubic-样条插值方法进行插值;

4 实验与分析

为验证本文方法的有效性,本文分别用两组真实的 DICOM 数据进行了实验(如表 1 所示)。实验时,随机抽取 I、II 组的连续 7 幅断层图像各 10 次,先用前 3 幅和后 3 幅断层图像来内插中间切片,然后用新插值出的切片与原始中间断层图像进行对比。通过实验,本文选择了最优的模拟参数,其中 $W=7, T_d=10, u_1=0.4, u_2=1.1, u_3=1.1, u_4=5.0$ 。在 P4-2.4G/512M/128M 微机上和 IDL 环境下,本文方法的平均用时约 64.406s,文献[5]算法的用时约 117.503s,文献[9]算法的用时约 94.687s。同时,本文还从定量角度用信噪比(SNR)、FOM (family of measures) 度量指标:均方差 $FOM_1(S)$ 、不符合的像素点数 $FOM_2(S)$ 和最大偏差 $FOM_3(S)$ 等指标对插值结果进行了评价^[2,10],其结果如表 2、表 3 所示。

表 1 本文所用的实验数据表
Tab. 1 The experimental data of the paper

编号(组)	人体部位	体数据量	层间距(mm)	像素间距 x/y (mm)
I	头部	512 × 512 × 380	0.625 000	0.488 281 \ 0.488 281
II	胸部	512 × 512 × 25	5.000 000	0.703 125 \ 0.703 125

表 2 I 组数据插值结果
Tab. 2 The interpolation result of data I

方法	SNR 值(dB)	$FOM_1(S)$	$FOM_2(S)$	$FOM_3(S)$
本文方法	16.852 7	240.774	35 187.0	0.269 188
线性插值方法	14.212 3	375.366	35 831.0	0.031 107
Cubic-样条插值方法	16.289 9	254.715	36 092.0	0.253 849
文献[5]方法	16.727 4	290.336	35 201.0	0.287 582
文献[9]方法	16.135 5	306.167	35 223.0	0.142 994

表 3 II 组数据插值结果

Tab.3 The interpolation result of data II

方法	SNR 值 (dB)	FOM ₁ (S)	FOM ₂ (S)	FOM ₃ (S)
本文方法	-9.210 7	1 440.21	72 948	-3.705 83
线性插值方法	-33.347 2	14 245.0	73 502	-4.186 61
Cubic-样条插值方法	-33.979 0	15 174.1	80 648	-5.609 85
文献[5]方法	-10.637 1	1 538.22	74 286	-4.102 71
文献[9]方法	-11.062 5	1 534.10	73 216	-3.909 70

(1) 信噪比

$$SNR = 10 \times$$

$$\log \left(\frac{\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} V^2(x_i, y_j, z)}{\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (V(x_i, y_j, z) - \hat{V}(x_i, y_j, z))^2} \right) \quad (6)$$

(2) 均方差

$$FOM_1(S) = \frac{1}{N \times N} \times \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (V(x_i, y_j, z) - \hat{V}(x_i, y_j, z))^2 \quad (7)$$

(3) 不符合的像素点数

$$FOM_2(S) = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} \tau(|V(x_i, y_j, z) - \hat{V}(x_i, y_j, z)|) \quad (8)$$

其中, $\tau(x) = \begin{cases} 1, & \text{如果 } x > 50 \\ 0, & \text{其他} \end{cases}$

(4) 最大偏差

$$FOM_3(S) = \frac{1}{N \times N} \times$$

$$\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (V(x_i, y_j, z) - \hat{V}(x_i, y_j, z)) \quad (9)$$

其中, $i=0, 1, 2, \dots, N-1; j=0, 1, 2, \dots, N-1$ 。

从以上结果不难看出,本文算法对层间距较大的断层图像具有很好的插值效果。其插值结果的均方差与线性插值方法和 Cubic-样条插值方法相比,下降了一个数量级;同时插值结果也表现出最高的信噪比和最低的最大偏差。尽管文献[5]、文献[9]算法表现出了相似的性能,但其耗时约为本文算法的 1.5 倍以上,这是因为文献[5]、文献[9]算法在插值过程中,需要进行大量的对应点匹配运算,从而造成效率较低。而对于层间距较小的断层图像的插值,本文方法的无偏性不是最优,这是因为在用匹配点插值时,待插值像素点对噪声较敏感的缘故。

图 3 为 II 组数据中第 10 幅原始断层图像和用不同方法插值出的图像的对比。其中图 3(a)为 II 组数据中第 10 幅原始断层图像;图 3(b)~图 3(f)分别是线性插值、Cubic-样条插值、文献[5]、文献[9]算法和本文算法的插值结果。

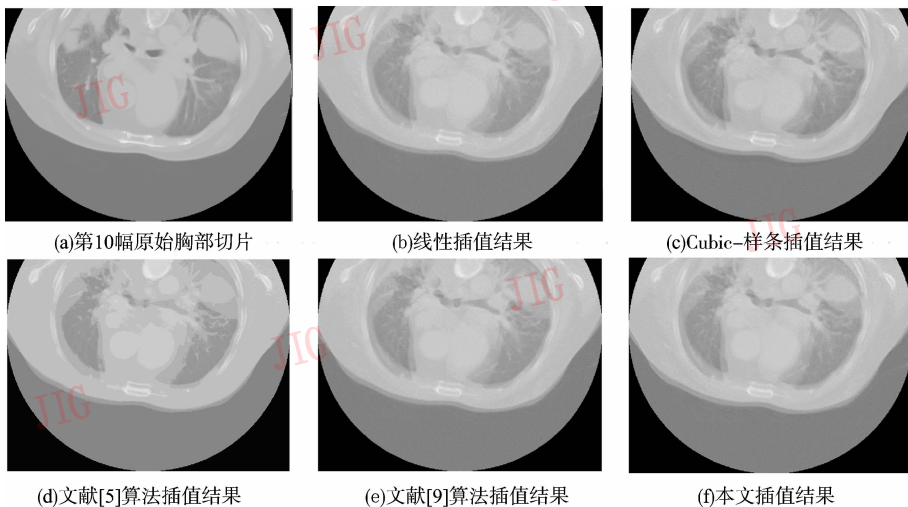


图 3 不同算法插值结果对比

Fig.3 Interpolated result compare of the different algorithms

5 结 论

由上述实验结果可以看出,本文提出的方法不但效率高,而且能够插值出较满意的结果,尤其适用于层间距较大的断层图像的插值。由于本文所用的Ⅱ组实验数据的层间距是层内像素间距的7倍,因此用中间隔一幅原始断层图像的相邻图像插值出的中间结果与原始图像有一定的差别是符合客观实际的。同时,表2、表3也表明了本文方法较其他方法的插值结果具有最大的信噪比和最小的偏差。但文中在最佳匹配点获取时需要多个参数的联合调节,因此如何自动获取合理的参数使得匹配的结果最优,将是下一步研究的重点。

参考文献 (References)

- 1 Tang Z S. Visualization of 3D Spatial Data Sets [M]. Beijing: Tsinghua University Press, 1999. [唐泽圣. 三维数据场可视化 [M]. 北京:清华大学出版社,1999.]
- 2 Grevera G J, Udupa J K. An objective comparison of 3-D image interpolation methods [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998, **17**(4): 642 ~ 652.
- 3 Grevera G J, Udupa J K. Shape-based interpolation of multidimensional grey-level images [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1996, **15**(6): 881 ~ 892.
- 4 Lee T Y, Lin C H. Feature-guided shape-based image interpolation [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002, **21**(12): 1479 ~ 1489.
- 5 Penney G P, Schnabel J A, Rueckert M A, *et al.* Registration-based interpolation [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2004, **23**(7): 922 ~ 926.
- 6 Bors A G, Kechagias L, Pitas I. Binary morphological shape-based interpolation applied to 3-D tooth reconstruction [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002, **21**(2): 100 ~ 108.
- 7 Goshtasby A, Turner D A, Ackerman L V. Matching of tomographic slices for interpolation [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1992, **11**(4): 507 ~ 516.
- 8 Wu Bo-ying, Wang De-ming, Ding Xiao-hua, *et al.* Principles of Numerical Analysis [M]. Beijing: Science Press, 2003. [吴勃英, 王德明, 丁效华等. 数据分析原理 [M]. 北京: 科学出版社, 2003.]
- 9 Miao Bin-he, Deng Yuan-mu, Huang Fei-zeng, *et al.* Interpolation of 3-D images based on point matching [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2000, **17**(1): 14 ~ 16. [缪斌和, 邓元木, 黄斐增等. 基于对应点匹配的断层图像三维插值方法 [J]. 中国医学物理学杂志, 2000, **17**(1): 14 ~ 16.]
- 10 Lu R, Marziliano P, Thng C H. Comparison of scene-based interpolation methods applied to abdominal images [A]. In: Proceedings of the IEEE 26th Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society [C], San Francisco, CA, USA, 2004: 1561 ~ 1564.