

同步辐射双能CT图像的高精度配准研究

李 巧^{1,2} 周光照¹ 肖体乔¹

¹中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201800

²中国科学院大学, 北京 100049

摘要 对双能计算机断层扫描(CT)图像进行三维图像配准是准确获取样品内部元素分布信息的前提。针对同步辐射双能CT成像存在的图像空间失准问题,提出了一种以互信息作为衡量双能CT图像相似度的图像配准方法。采用部分体积(PV)插值算法计算互信息,采用遗传算法进行较优参数的搜索,并以该参数作为Powell算法搜索的起始点,结合基于Hanning窗的部分体积插值(HPV)算法搜索得到最佳配准参数。数值模拟验证了HPV算法的优越性,同时配准精度达到亚像素级。实验结果表明,该方法能够有效配准双能CT图像并获得三维元素分布信息。

关键词 成像系统; 双能计算机断层扫描; 同步辐射; 遗传算法; Powell算法; HPV算法

中图分类号 TP751.1

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201636.0411003

Research on High Accuracy Registration of Dual Energy CT Images in Synchrotron Radiation

Li Qiao^{1,2} Zhou Guangzhao¹ Xiao Tiqiao¹

¹Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China

²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract Image registration is the premise for extracting accurate inner element distribution information of samples from dual-energy computed tomographic (CT) images. In order to solve the misalignment of dual-energy CT images in synchrotron radiation, an image registration method is proposed which uses mutual information as the standard to measure similarity of two dual-energy CT images. The partial volume (PV) interpolation algorithm is used to calculate mutual information and the genetic algorithm is used to search the initial good parameters. Then the original searching point for Powell algorithm is initialized with these parameters and the PV interpolation based on Hanning window (HPV) is combined to search the optimal registration parameters. The numerical simulation testifies the advantages of HPV algorithm and the accuracy of registration achieves subpixel. Experimental results show that the proposed method is effective for dual-energy CT image registration and acquirement of three-dimensional distribution of elements.

Key words imaging systems; dual-energy computed tomography; synchrotron radiation; genetic algorithm; Powell algorithm; HPV algorithm

OCIS codes 110.7440; 100.2000; 100.2960; 100.6890

1 引 言

作为一种有效的元素分析手段,双能计算机断层扫描(CT)成像技术在医疗以及安全检查领域发挥着重要作用^[1]。双能CT成像能够克服单能CT对元素分辨的不敏感性和荧光CT对大样品穿透性差的缺陷。由于

收稿日期: 2015-10-21; 收到修改稿日期: 2015-11-23

基金项目: 国家自然科学基金重点项目(81430087)、国家自然科学基金联合重点项目(U1232205)、国家973计划(2010CB834301)、CAS-CSIRO国际合作项目(GJHZ1303)

作者简介: 李 巧(1990—),男,硕士研究生,主要从事数字图像处理算法方面的研究。E-mail: liqiao@sinap.ac.cn

导师简介: 肖体乔(1966—),男,研究员,博士生导师,主要从事成像光学和X射线光学等方面的研究。

E-mail: xiaotiqiao@sinap.ac.cn(通信联系人)

同步辐射光源具有高强度、强穿透、高分辨等特性,近些年来同步辐射 CT 得到广泛应用^[2-4]。使用同步辐射光源进行的双能 CT 成像,可获得微米至纳米空间分辨的高质量双能 CT 重构图像^[5],有利于后续图像减影并得到更加精确的元素分布信息。郭荣怡等^[6]在上海开展同步辐射装置实验并采用 K 边减影(KES)成像技术得到清晰的铜离子在聚偏氟乙烯改性高分子材料上的分布图像。

由于双能实验本身的限制,不同能量点的 CT 图像重建后样品并未处于相同的位置,即空间失准,直接减影无法很好地消除背景。针对传统的双能 CT 成像,已经出现了双源 CT^[7],大大减轻了后续图像配准的难度。但考虑到同步辐射双能 CT 实验装置本身的复杂性、能量切换的繁琐性和 CT 重建误差等因素,对图像配准的要求进一步提高。

双能 CT 图像对配准的精度要求高,需要达到亚像素精度。目前,亚像素精度图像配准的主要方法有基于插值的方法、扩展的相位相关法和解最优化法^[8]。基于插值的算法最简单,但精度依赖于插值算法的质量,计算量大。扩展的相位相关法对窄带噪声敏感,且支持的变换模型有限。解最优化方法虽然计算量大,但对空间变换模型、强度变换模型不敏感,对噪声的稳健性强。

本文将互信息配准应用于双能 CT 图像配准过程中。互信息配准属于解最优化方法,具有自动化程度高、抗噪性好的优点,已被广泛应用于医学图像、遥感图像等领域^[9-13]。与医学图像配准相似,双能 CT 图像之间往往也存在明显的强度分布差异。将基于 Hanning 窗的部分体积插值算法(HPV)^[14]引入双能 CT 图像配准过程中,以克服部分体积(PV)插值算法的整数极值点问题。将遗传算法与 Powell 算法相结合进行最佳配准参数的优化^[15]。

2 原 理

2.1 物理背景

双能 CT 成像技术是利用高能和低能 X 射线与物体相互作用,通过 CT 扫描并重建三维图像以获取物体内部的电子密度及元素分布信息。首先通过实验采集样品的 CT 投影数据,单幅 CT 投影之间进行校准并重建高低能 CT 数据。投影之间进行校准的目的是避免 CT 重建本身出现大的误差以及伪影。但是重建后高低能 CT 图像仍会出现空间失准问题,这主要由以下因素引起:1) 高低能能量切换后光路的变化;2) CT 重建误差;3) 调焦不准。

因此,可采用互信息配准方法进行进一步配准,来找到双能 CT 图像准确的配准位置。最后,进行高低能图像减影可得到样品内部的元素三维分布。整体的实验以及数据处理流程如图 1 所示。

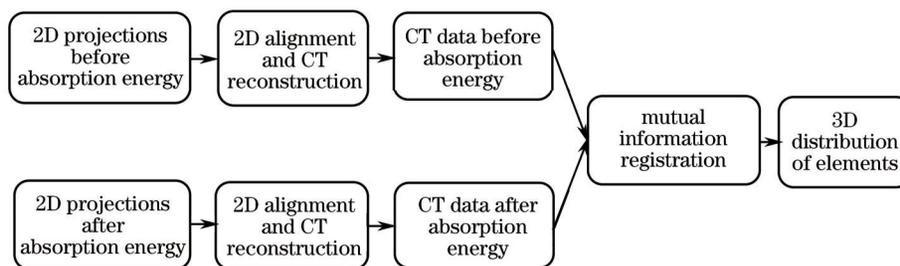


图 1 双能 CT 实验及数据处理流程

Fig.1 Procedure of dual energy CT experiment and data processing

2.2 基于互信息的三维配准

2.2.1 互信息

互信息源于信息论,用来衡量两个随机变量的统计相关性。当两幅待配准图像几何位置对准时,互信息值最大。图像 A 和图像 B 的归一化互信息定义为

$$I(A,B) = \frac{H(A) + H(B)}{H(A,B)}, \quad (1)$$

式中 $H(A)$ 、 $H(B)$ 分别为图像 A、B 的熵, $H(A,B)$ 为图像 A、B 的联合熵。若 A 的概率分布为 $P_A(i)$, B 的概率分布为 $P_B(j)$, A、B 的联合概率分布为 $P_{A,B}(i,j)$, N 为联合直方图级数,则 $H(A)$ 和 $H(B)$ 的定义为

$$H(A) = - \sum_{i=0}^{N-1} P_A(i) \log[P_A(i)], \quad (2)$$

$$H(B) = - \sum_{j=0}^{N-1} P_B(j) \log[P_B(j)]. \quad (3)$$

$H(A,B)$ 由联合概率分布 $P_{A,B}(i,j)$ 求得:

$$H(A,B) = - \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} P_{A,B}(i,j) \log[P_{A,B}(i,j)], \quad (4)$$

联合概率分布可由联合直方图表示,联合直方图的计算方法是造成联合熵偏离实际几何变换参数点的原因。

2.2.2 HPV 插值算法

传统的 PV 插值算法不直接计算插值图像,而是将参考图像与浮动图像上的每对像素点的贡献分配到周边的各个像素点上,因此得到的互信息曲线更加平滑,有益于最优参数的搜索。

但使用 PV 插值会出现局部整数极值点问题,即配准的结果最终会收敛于靠近最佳配准位置的整数参数点,主要是因为 PV 插值在非整数点插值造成了联合直方图分布的分散^[16],使得配准参数最终趋于整数点。刘哲星等^[17]和陈伟卿等^[18]分别提出将三线性插值(TRI)与 PV 插值结合和改进的 Blackman-Harris PV 插值算法以得到消除局部极值的光滑的互信息曲线。本文将叶波等^[14]提出的 HPV 插值算法扩展到三维图像配准过程中,将插值点对联合直方图的贡献分散到周围 64 点上,成功克服了 PV 插值的整数极值点问题。

假设两幅待配准图像分别为参考图像 R 和浮动图像 F ,配准过程中需要不断地将 F 的像素点做几何变换 T 得到对应的参考图像点。对于浮动图像 F 上的任一点 S_F ,经过几何变换 T 后得到图像 R 空间坐标 S_R , $S_{R,k}$ ($k=0,1,2,\dots,63$) 为包围 S_R 的邻域 $4 \times 4 \times 4$ 立方体体素坐标点。HPV 插值通过以下公式更新每个 $(S_F, S_{R,k})$ 点对的联合直方图项:

$$H[F(S_F), R(S_{R,k})] = H[F(S_F), R(S_{R,k})] + f(\Delta x) \cdot f(\Delta y) \cdot f(\Delta z), \quad (5)$$

$$f(x) = \begin{cases} \left(1 + \cos \frac{2\pi x}{4}\right) / 4, & 0 \leq x < 2 \\ 0, & x \geq 2 \end{cases}, \quad (6)$$

式中 H 为二维联合直方图矩阵,矩阵中每项初始化为 0。在计算联合直方图的过程中,每对像素点更新值为 $f(\Delta x) \cdot f(\Delta y) \cdot f(\Delta z)$,其中, Δx 、 Δy 、 Δz 为 $S_{R,k}$ 在三个维度上与 S_R 点的距离, $f(x)$ 为插值核函数。

3 算法设计

3.1 优化算法介绍

基于互信息的图像配准实际上是一种多参数优化问题,在多维参数空间搜索最佳的多个配准参数,需要使用多参数优化算法。目前应用于互信息图像配准的主要优化算法有模拟退火算法^[19]、遗传算法^[20]和 Powell 算法^[21]。本文采用遗传算法与 Powell 算法。

遗传算法模拟物种进化的过程,通过随机化产生多个个体并组成种群,种群按照自然选择、基因突变、变异的过程不断进化,最终收敛到较好的优化参数值。作为一种随机搜索算法,遗传算法能够在全局范围内搜索极值点,但无法在全局极值点附近进行细化地搜索,因此局部优化能力较弱。

Powell 算法在图像配准过程中能够在多维空间进行多方向搜索,局部优化能力强,但优化结果依赖于起始点的选择。在起始点选择不好的情况下,搜索结果与实际结果可能有较大的偏差。

3.2 整体配准流程

将遗传算法与 Powell 算法结合,充分利用遗传算法的全局优化能力进行全局寻优,在搜索到全局极值点附近后使用 Powell 算法进行局部搜索,最终能够收敛到较好的配准参数。在遗传算法寻找全局极值点过程中,使用计算复杂度更低的 PV 插值计算互信息,接着 Powell 优化过程中使用 HPV 插值计算更加准确的互信息。Powell 优化迭代中,当互信息下降值小于预设的容限值时,迭代终止^[22]。此时找到最佳配准参数,最终实现高精度的配准。

配准过程如下:

- 1) 采用PV插值算法计算互信息,按照遗传算法的步骤进化一定的代数,即进行初步的优化参数搜索;
- 2) 将步骤1)中由遗传算法得到的较优的配准参数作为Powell算法的起始点,改用精度更高的HPV插值算法计算互信息,进行细化搜索;
- 3) 最终得到优化的配准参数;
- 4) 插值得到配准图像,减影获得元素的分布信息。

4 数字模拟

为了验证本文算法的正确性与准确性,模拟产生两幅具有已知几何变换关系的双能CT重建图像。首先,构造两幅位置对准的双能图像 A 和 B ,图像维数为 $128 \times 128 \times 128$,以像素坐标 $(64,64,64)$ 为中心,产生像素半径为 50、灰度值为 128 的球状样品区域。然后,为样品添加元素分布信息,对应于球状样品范围内产生较小的球状元素分布区域,每个区域是按照范围为 $[0,100]$ 的均匀分布在原有灰度值基础上产生的随机变化。为了模拟真实的实验数据,在图像中添加均值为 0.001,方差为 0.001 的高斯噪声。

对图像 A 进行几何变换 $T=[S_x, S_y, S_z, T_x, T_y, T_z]$,进行三线性插值产生参考图像 R ,图像 B 作为浮动图像 F 。 T 对应的坐标变换关系为

$$[X_R, Y_R, Z_R]=[S_x, S_y, S_z] \odot [X_F, Y_F, Z_F]+[T_x, T_y, T_z], \quad (7)$$

式中 $[X_F, Y_F, Z_F]$ 分别为浮动图像 F 的体素点三个坐标, $[X_R, Y_R, Z_R]$ 为由 $[X_F, Y_F, Z_F]$ 经过尺度缩放和平移的参考图像 R 空间的体素坐标。 $[T_x, T_y, T_z]$ 为 x 轴、 y 轴、 z 轴方向的平移因子, $[S_x, S_y, S_z]$ 为 x 轴、 y 轴、 z 轴方向的缩放因子。 \odot 符号表示向量点乘。

图2分别为模拟产生的 R 和 F 的二维切片。

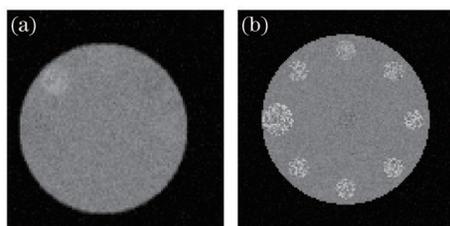


图2 (a) 参考图像切片; (b) 浮动图像切片

Fig.2 (a) Slice of reference image; (b) slice of floating image

4.1 PV插值与HPV插值的互信息曲线比较

在仅考虑平移的情况下考察 HPV 插值算法相对 PV 插值的优越性,将模拟图像 A 进行亚像素精度平移,分别考察两个方向的互信息曲线在理想点附近的变化。即此时缩放因子 $[S_x, S_y, S_z]$ 为 $[1, 1, 1]$, 平移因子 $[T_x, T_y, T_z]$ 取为 $[4.3, 5.6, 3.5]$, 分别考察 PV 插值和 HPV 插值分别在 x 、 y 两个方向左右偏差为 5 pixel 的互信息曲线,步长为 0.1,如图3所示。

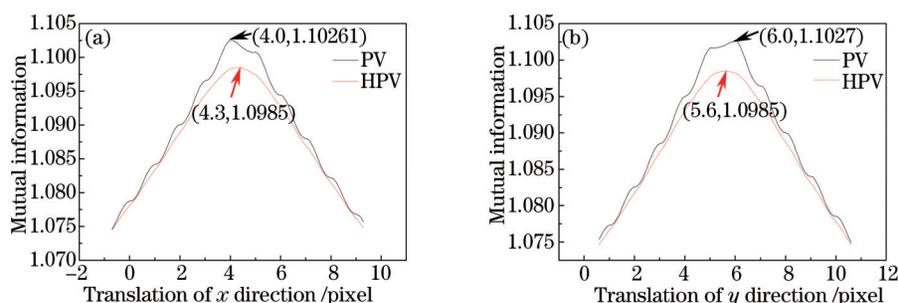


图3 (a) x 方向和(b) y 方向上平移量-互信息曲线

Fig.3 Translation-mutual information curves in (a) x direction and (b) y direction

从图3可以看出,由PV插值得到的互信息曲线在整数点会出现局部极大值,而HPV插值得到的互信息曲线非常平滑,全局极大值点与实际预设值的参数基本吻合。因此,基于HPV插值的图像配准能够达到更高的精度。不足之处在于由于需要将插值点对联合直方图的贡献分配到周围的64个点上,与PV插值相比

计算复杂度非常高,采用多步长采样可以大大加快程序执行速度,同时保证配准精度^[23]。

4.2 配准结果

配准过程中,遗传算法的编码方式选择格雷码编码,变异概率 $p_m = 0.03$,交叉概率 $p_c = 0.85$,种群进化次数 50 次,尺度缩放因子 $[S_x, S_y, S_z]$ 的搜索范围为 $[0.5, 1.5]$,平移因子 $[T_x, T_y, T_z]$ 的搜索像素范围为 $[-10, 10]$,Powell 算法的容限值为 10^{-8} ,HPV 插值计算互信息时的采样步长取为 4。

使用图 2 中具有能量分辨和已知几何变换关系的模拟图像进行模拟,考察新算法的准确性。首先,将图像 A 按照预设的几何变换参数 T_s 插值作为参考图像 R,以图像 B 作为浮动图像 F,使用新算法分别进行三次实验,分别求得配准参数 T_r 。按照 T_r 配准后的浮动图像的所有像素点与预设参数 T_s 下的实际像素点位置进行实际配准精度的评价。

模拟过程中的配准精度计算公式为

$$\Delta = \left[\sum_{i=1}^n (|q_{F,i} - q'_{F,i}|) \right] / n, \quad (8)$$

$$\Delta_{\max} = \max(|q_{F,1} - q'_{F,1}|, |q_{F,2} - q'_{F,2}|, \dots, |q_{F,n} - q'_{F,n}|), \quad (9)$$

$$|q_F - q'_F| = \sqrt{(x_F - x'_F)^2 + (y_F - y'_F)^2 + (z_F - z'_F)^2}, \quad (10)$$

式中 $q_{F,i}$ 、 $q'_{F,i}$ 分别表示浮动图像 F 的第 i 个体素点在预设参数和配准参数下对应的参考图像坐标, n 为图像 F 的体素点数目。 $|q_F - q'_F|$ 表示两个体素点的几何距离。 Δ 和 Δ_{\max} 分别表示所有体素点的平均几何距离和最大几何距离,当二者满足

$$\begin{cases} \Delta < \sqrt{3} \\ \Delta_{\max} < \sqrt{3} \end{cases}, \quad (11)$$

则说明达到亚像素精度。其中体素对角距 $\sqrt{3}$ 作为 1 pixel 的大小,即配准的亚像素线。

配准精度考察结果如表 1 所示。

表 1 模拟图像配准误差

Table 1 Registration error of simulated image

Preset parameter T_s	Registration parameter T_r	Max geometric distance Δ_{\max}	Average geometric distance Δ
$[-2.3000, 4.2000, 6.7000,$ $1.1200, 0.9100, 0.8000]$	$[-2.1243, 4.1568, 6.4952,$ $1.1191, 0.9093, 0.7997]$	0.3235	0.2688
$[4.5000, -5.1000, -2.3000,$ $0.7810, 0.7810, 0.7030]$	$[4.3475, -5.2769, -2.5520,$ $0.7804, 0.7806, 0.7024]$	0.4643	0.4071
$[3.4000, -4.5000, 6.0000,$ $0.8800, 1.0600, 1.1400]$	$[3.2903, -4.3532, 6.5747,$ $0.8799, 1.0589, 1.1369]$	0.6013	0.4146

从表 1 可以看出,采用 PV 与遗传算法作初始搜索,结合 HPV 和 Powell 算法进一步细化搜索的新算法,配准误差都小于 1 pixel,验证了基于互信息的三维图像配准是适用于双能 CT 图像,同时能够达到亚像素量级的高精度配准。

按照表 1 中第 1 行几何变换参数下的配准结果对模拟的双能 CT 图像进行图像插值,随后进行减影,可得到元素分布信息,如图 4 所示,图 4(a)对应第 60 幅切片的减影结果,图 4(b)对应伪彩色映射后的减影结果,

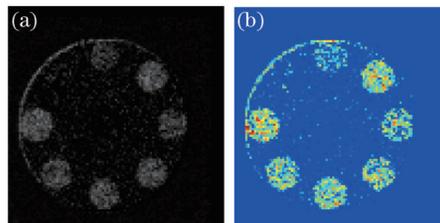


图 4 减影结果。(a) 二维切片减影后的元素分布;(b) 减影切片的伪彩色映射

Fig.4 Subtraction results. (a) Element distribution after subtraction of two-dimensional slices;
(b) false color mapping of subtracted slices

可以看到配准后得到了较为准确的元素分布。但由于仍存在亚像素精度的配准误差,插值后轮廓处的像素值将会分配到相邻像素区域,导致减影后出现两个像素宽度的边缘轮廓线,这是在误差允许范围内的。

5 实验验证

实验在上海同步辐射线站 BL08U 开展,样品为经过磁铁筛选的富含 Fe 元素的土壤颗粒,土壤颗粒的直径尺寸为 2~3 μm 。经过标定后双能成像的高低能选择为 Fe 的 L3 边 708.5 eV 和 703 eV。通过对样品进行各个 CT 投影角度下的扫描 X 射线显微成像(STXM),获得 CT 的二维投影数据。再经过等斜率断层扫描算法(EST)^[24]重建后获得的双能 CT 图像,维度为 85×128×128。图 5(a)、(b)分别为低能和高能 CT 重建后的第 60 层切片,可以看出高能和低能图像具有明显的差异,且边界不够清晰,但是基本的样品轮廓信息保持一致。

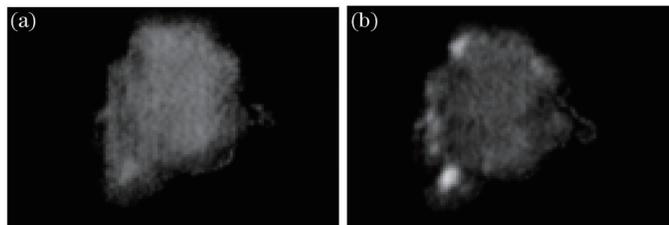


图 5 (a) 低能 CT 二维切片; (b) 高能 CT 二维切片

Fig.5 (a) Low-energy CT slice; (b) high-energy CT slice

图 6(a)、(b)分别为使用互信息配准前和配准后的两幅高低能 CT 切片的叠加结果,可以明显看出未配准情况下叠加后样品轮廓交错在一起。而配准后的样品轮廓较为清晰,显然在未配准的情况下无法直接减影获得元素分布。

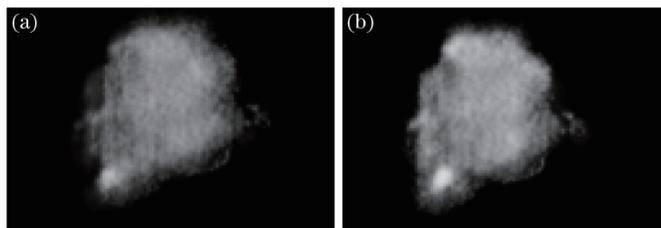


图 6 同一层高低能切片叠加结果。(a) 配准前叠加结果; (b) 配准后叠加结果

Fig.6 Superposition results of high and low energy slices in the same layer.

(a) Before registration; (b) after registration

对三维配准后的双能 CT 数据进行减影,按照光线追迹重新进行 0°角投影,得到如图 7(b)所示的二维累加元素分布。与实验获得的边前边后 0°投影使用 BL08U 提供的互相关配准软件配准后的减影结果[图 7(a)]进行比较,可发现二者的元素分布高度一致,进一步证实了算法的有效性。

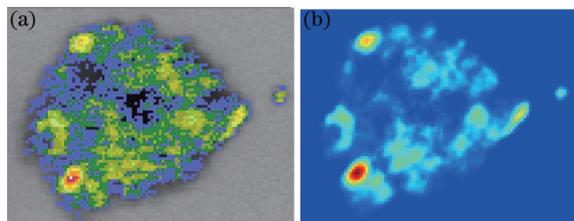


图 7 减影的二维投影比较。(a) 0°投影图配准后的二维减影; (b) 三维配准后经过减影的 0°角投影

Fig.7 Comparison of two-dimensional projection of subtraction results. (a) Two-dimensional subtraction after registration with 0° projection; (b) 0° projection of subtraction results after three-dimensional registration

双能 CT 图像经过配准后进行 L 边减影,可获得土壤颗粒中准确的 Fe 元素分布信息。如图 8 所示,红色部分分布有大量的 Fe 元素,蓝色部分主要由其他成分组成。可以看出,天然土壤磁性纳米颗粒中的 Fe 元素分布呈不规则网络状结构,具有较大的比表面积,这些结构信息在土壤环境学研究中很有价值。

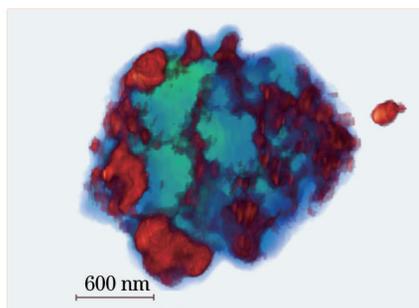


图 8 土壤颗粒的三维铁元素分布

Fig.8 Three-dimensional distribution of Fe element in soil particles

6 结 论

将互信息配准引入双能 CT 图像三维配准过程中,使用对配准参数定位更加准确、互信息曲线更加平滑和极值点更少的 HPV 插值算法,同时改进了原有的互信息配准过程。使用 PV 插值较快地计算互信息,结合遗传算法迭代几十次后获得较优参数,作为 Powell 算法的起始点,此时改用 HPV 插值计算互信息。模拟结果验证了该算法能够达到亚像素精度,为双能 CT 成像过程中的图像空间失准问题提供了有效的解决手段。实验结果表明,基于互信息的双能 CT 图像配准可获得高精度的元素分布信息,为双能 CT 成像方法在材料科学、土壤环境学等领域的应用提供了重要的技术保障。

参 考 文 献

- 1 Zheng Peng. Research on the performance of dual-energy CT system[D]. Beijing: Tsinghua University, 2012.
郑 鹏. 双能 CT 系统性能研究[D]. 北京: 清华大学, 2012.
- 2 Xu Feng, Hu Xiaofang, Lu Bin, *et al.*. Microstructures-evolution observation of boron carbide ceramic during sintering process by synchrotron radiation X-ray computed tomography[J]. Journal of Inorganic Materials, 2009, 24(1): 175-181.
许 峰, 胡小方, 卢 斌, 等. 碳化硼固相烧结微观结构演化的同步辐射 CT 观测[J]. 无机材料学报, 2009, 24(1): 175-181.
- 3 Ye Linlin, Xue Yanling, Tan Hai, *et al.*. X-ray phase contrast micro-tomography and its application in quantitative 3D imaging study of wild ginseng characteristic microstructures[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(12): 1234002.
叶琳琳, 薛艳玲, 谭 海, 等. X 射线相衬显微层析及其在野山参特征结构的定量三维成像研究[J]. 光学学报, 2013, 33(12): 1234002.
- 4 Xiao Tiqiao, Xie Honglan, Deng Biao, *et al.*. Progresses of X-ray imaging methodology and its applications at Shanghai synchrotron radiation facility[J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(1): 0100001.
肖体乔, 谢红兰, 邓 彪, 等. 上海光源 X 射线成像及其应用研究进展[J]. 光学学报, 2014, 34(1): 0100001.
- 5 Hao Jia, Zhang Li, Xing Yuxiang, *et al.*. Dual-energy CT imaging method using synchrotron radiation[J]. Journal of Tsinghua University (Science and Technology), 2011, 51(4): 457-461.
郝 佳, 张 丽, 邢宇翔, 等. 基于同步辐射光源的双能 CT 成像方法[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2011, 51(4): 457-461.
- 6 Guo Rongyi, Ma Hongjuan, Xue Yanling, *et al.*. K-edge digital subtraction X-ray imaging for observation of Cu^{2+} adsorption in polymer particles[J]. Acta Optica Sinica, 2010, 30(10): 2898-2903.
郭荣怡, 马红娟, 薛艳玲, 等. 利用 X 射线 K 边减影成像研究铜离子在聚合物材料上的吸附[J]. 光学学报, 2010, 30(10): 2898-2903.
- 7 Flohr T G, Mc Collough C H, Bruder H, *et al.*. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system[J]. European Radiology, 2006, 16(2): 256-268.
- 8 Li Jun, Peng Qimin, Fan Zhihua. A survey of sub-pixel image registration methods[J]. Journal of Image and Graphics, 2008, 13(11): 2070-2075.
黎 俊, 彭启民, 范植华. 亚像素级图像配准算法研究[J]. 中国图象图形学报, 2008, 13(11): 2070-2075.
- 9 Li Chao, Li Guangyao, Tan Yunlan, *et al.*. Medical image registration algorithm based on Powell algorithm and improved genetic algorithm [J]. Journal of Computer Applications, 2013, 33(3): 640-644.
李 超, 李光耀, 谭云兰, 等. 基于 Powell 算法与改进遗传算法的医学图像配准方法[J]. 计算机应用, 2013, 33(3): 640-644.
- 10 Pluim J P W, Maintz J B, Viergever M A. F-Information measures in medical image registration[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2004, 23(12): 1508-1516.

- 11 Maes F, Vandermeulen D, Suetens P. Medical image registration using mutual information[J]. Proceedings of the IEEE, 2003, 91(10): 1699-1722.
- 12 Wang Xiaofei, Yan Qiuqing, Zhang Junping. Registration of remote sensing images based on binary function fitting[J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(s2): s210001.
王晓飞, 阎秋静, 张钧萍. 基于二元函数拟合的遥感图像配准方法[J]. 光学学报, 2014, 34(s2): s210001.
- 13 Qiao Yulong, Zhao Yuanmeng, Zhang Cunlin, *et al.*. Terahertz/visible dual-band image registration based on hybrid Powell algorithm [J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(2): 0211005.
乔玉龙, 赵源萌, 张存林, 等. 基于混合 Powell 法的太赫兹/可见光双波段图像配准[J]. 光学学报, 2015, 35(2): 0211005.
- 14 Ye Bo, Lu Xuesong, Zhang Su, *et al.*. Study on local extremum of object function in mutual information-based image registration[J]. Computer Engineering and Applications, 2007, 43(6): 58-61.
叶 波, 陆雪松, 张 素, 等. 基于互信息图像配准中的局部极值问题研究[J]. 计算机工程与应用, 2007, 43(6): 58-61.
- 15 Yang Fan, Zhang Hanling. Multiresolution 3D image registration using hybrid genetic algorithm and Powell's method[J]. Journal of Optoelectronics·Laser, 2006, 17(6): 622-625.
杨 帆, 张汗灵. 遗传算法和 Powell 法结合的多分辨率三维图像配准[J]. 光电子·激光, 2006, 17(6): 622-625.
- 16 Plum J P W, Maintz J B A, Viergever M A. Interpolation artefacts in mutual information-based image registration[J]. Computer Vision and Image Understanding, 2000, 77(2): 211-232.
- 17 Liu Zhexing, Jiang Guiping, Zhang Yu. Analysis and overcome of local maxima of criteria function in mutual information-based image registration[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2003, 22(6): 503-507.
刘哲星, 江贵平, 张 煜, 等. 基于互信息量图像配准中目标函数局部极值的成因分析与克服[J]. 中国生物医学工程学报, 2003, 22(6): 503-507.
- 18 Chen Weiqing, Hua Shungang, Ou Zongying. Improvement of PV interpolation in mutual information-based medical image registration [J]. Computer Engineering and Applications, 2010, 46(20): 113-115.
陈伟卿, 华顺刚, 欧宗瑛. 互信息医学图像配准中 PV 插值算法的改进[J]. 计算机工程与应用, 2010, 46(20): 113-115.
- 19 Cao Zhiguo, Wang Yong. Multispectral image registration based on mutual information and simulated annealing-simplex method[J]. Computer Engineering and Applications, 2005, 41(17): 65-67.
曹治国, 汪 勇. 基于互信息和模拟退火-单纯形法的多谱段图像配准[J]. 计算机工程与应用, 2005, 41(17): 65-67.
- 20 Ge Peiming, Chen Qiu, Li Yaochen. Application of mixed genetic algorithms to medical image registration[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(3): 326-331.
葛培明, 陈 虬, 李尧臣. 混合遗传算法在医学图像配准中的应用[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(3): 326-331.
- 21 Thévenaz P, Unser M. Optimization of mutual information for multiresolution image registration[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2000, 9(12): 2083-2099.
- 22 William H P, Saul A T, William T V, *et al.*. Numerical recipes in C++[M]. Hu Jianwei, Zhao Zhiyong, Xue Yunhua, *et al.*. Transl. Beijing: Electronic Industry Press, 2005: 308-313.
威 廉, 索 尔, 威 廉, 等. C++数值算法[M]. 胡健伟, 赵志勇, 薛运华, 等译. 北京: 电子工业出版社, 2005: 308-313.
- 23 Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, *et al.*. Multimodality image registration by maximization of mutual information[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1997, 16(2): 187-198.
- 24 Miao J W, Forster F, Levi O. Equally sloped tomography with oversampling reconstruction[J]. Physical Review B, 2005, 72(5): 052103.

栏目编辑: 苏 岑