



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

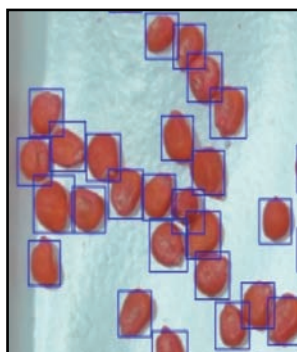
Title inscription: Song Jian | Monthly, Started in 1996

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

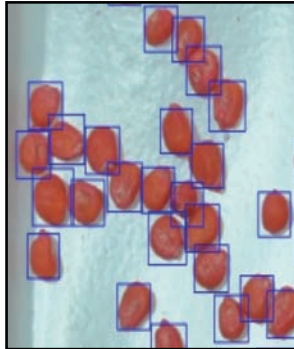
赵奇可, 孙延奎..... 114

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)01-0069-09

论文引用格式: Liu K, Lyu X Q, Gu Y, Yu H F, Ren G Y, Zhang M. The 2D/3D medical image registration algorithm based on rapid digital image reconstruction[J]. Journal of Image and Graphics, 2016, 21(1): 0069-0077. [刘坤, 吕晓琪, 谷宇, 于荷峰, 任国印, 张明. 快速数字影像重建的2维/3维医学图像配准[J]. 中国图象图形学报, 2016, 21(1): 0069-0077.][DOI:10.11834/jig.20160109]

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

内蒙古科技大学信息工程学院, 包头 014010

摘要: 目的 针对2D/3D医学图像配准过程中数字影像重建技术(DRR)生成图像和相似性程度测量两个步骤计算量大、耗时较长这一问题,提出了一种基于Bresenham直线生成算法改进的模式强度与梯度相结合的混合配准算法。方法 首先利用Bresenham直线生成算法原理改进传统光线投射算法(Ray-Casting),完成DRR图像的生成;其次模式强度与梯度相结合并引入多分辨率策略来降低相似性测度的计算复杂度;最终利用改进的鲍威尔优化算法对参数进行优化,完成整个配准过程。结果 实验结果表明,改进的混合配准算法与基于相关系数、互信息和模式强度的配准算法相比,配准效率大幅提升。模拟配准实验和临床配准实验完成时间分别为76.2 s和64.9 s,比传统配准算法效率提升3~6倍。结论 提出的算法在保证配准精度和高鲁棒性的前提下,大幅度地提高了2D/3D医学图像配准算法的运算速度,可以满足临床上精确引导手术进行的实时性要求。

关键词: 2D/3D配准;光线投射算法;Bresenham直线生成算法;改进的模式强度;多分辨率策略;改进的鲍威尔算法

The 2D/3D medical image registration algorithm based on rapid digital image reconstruction

Liu Kun, Lyu Xiaohui, Gu Yu, Yu Hefeng, Ren Guoyin, Zhang Ming

School of Information Engineering, Inner Mongolia University of Science and Technology, Baotou 014010, China

Abstract: **Objective** To overcome existing problems in generating digital reconstructed radiograph (DRR) and to measure the similarity needed for large computations in the process of 2D/3D medical image registration, a hybrid registration algorithm was proposed. This algorithm combines pattern intensity with gradient on the basis of the Bresenham line generation algorithm. **Method** First, the space coordinate system, in which the position of the virtual point light source, 3D volume data, and projection panel can be determined, is established. Second, virtual point light source emits virtual light and the light passes through volume data. The DRR image can be obtained by computing the gray value of points projected by every virtual ray to the image panel via the ray-casting algorithm, which is an enhancement of the Bresenham line generation algorithm. Third, the registration components, including interpolator, space transformation component, optimizer, and pyramid filter, are instantiated. The pyramid filter is initialized such that the number of layers and shrinkage factor of each layer are set. Fourth, the reference image and floating image are processed separately into different resolution sequence images and

收稿日期:2015-07-31;修回日期:2015-09-18

基金项目:国家自然科学基金项目(61179019);内蒙古自治区高等学校科学研究项目(NJZY145);内蒙古科技大学创新基金项目(2014QDL045)

第一作者简介:刘坤(1990—),男,内蒙古科技大学软件工程专业硕士研究生,主要研究方向为医学图像处理。E-mail:liukun19900221@163.com;

通信作者:吕晓琪,博士生导师,E-mail:lxiaoqi@imust.cn

Supported by: National Natural Science Foundation of China (61179019)

image pyramids. The image resolution increases from top to bottom in the two pyramids. The arranged images in a pyramid correspond to those of another pyramid. The transformation parameters are calculated by the improved mode intensity measure, and the optimal transformation parameters are obtained by the improved Powell algorithm. The above process will be executed circularly until the image registration is complete. **Result** The experimental results show that compared with an algorithm based on correlation coefficient, mutual information, and pattern intensity, the proposed method shows a substantial increase in registration efficiency. The completion time of the simulated registration experiment and clinical registration experiment are 76.2 s and 64.9 s, respectively. The proposed method increases efficiency by 3~6 times compared with the traditional registration algorithm. **Conclusion** The hybrid algorithm not only has strong robustness and high clinical requirement accuracy but also significantly reduces the time required for registration.

Key words: 2D/3D registration; improved Ray-Casting; Bresenham line generation algorithm; improved pattern intensity (PI); multi-resolution; improved Powell algorithm

0 引言

在临床检测和治疗过程中,医生可以通过多种成像模式得到的图像结合图像配准技术来获得病变区域更全面的信息,从而及时判断出病人发病情况。尤其是在手术治疗过程中,医生可以通过 X 射线图像实时地获得病变部位的变化和手术器械的位置,但不能得到病变部位更多的空间信息;通过 3 维 CT 图像可以精确地获得病变部位的空间信息,但由于 3 维图像成像时间较长,在手术过程中并不能够实时获得^[1-2]。因此,在临床手术过程中,医生可以通过将手术中实时获得的 X 射线图像和手术前获得的 3 维 CT 图像进行配准,来达到精确引导手术进行的目的。

目前,随着计算机技术在医学领域内越来越广泛的应用,医学数字图像处理技术也得到了飞速发展,在临床上也得到了广泛应用。2D/3D 医学图像配准作为图像处理的一个分支,也越来越受到领域内更广泛的关注。目前国内外领域内主流方法大致分为以下 3 类^[3]:第 1 类是基于图像灰度的,一般是用数字影像重建技术(DRR)来模拟 X 射线图像成像原理,从现有的 3 维 CT 图像中重建出多幅 DRR 图像来与手术过程中实时拍摄的 X 射线图像进行配准,从而实时获得术中病人摆位,病变区域范围等信息,此类方法精确度较高,但生成 DRR 图像的算法计算复杂,耗费时间较长,使得该类方法不能很好地满足临床应用的实时性要求;第 2 类是基于图像特征的,具体方法为寻找待配准图像中两组特征间的最短特征距离来进行配准,按照特征来源分为内在特征和外在特征,前者需要精确地对边界进行分

割,因此在临床应用中误差较大,后者配准精度较高,但需要侵入性植入标记物,在实际应用中受到很大限制;第 3 类是基于上述两类方法结合,即需要寻找两类图像中对应的几何特征,利用相似性原理进行配准,可同时获得较高的配准速度与精度,但其捕捉范围较小,鲁棒性较弱。

针对上述 3 类方法的特点,提出一种基于 Bresenham 直线生成算法的改进光线投射算法,并利用多分辨率策略^[3]下的模式强度与梯度相结合的相似性测度减少第 1 类方法计算过程中所耗费的时间,从而使配准速度得到很大提升。

1 数字影像重建技术

DRR 是为了模拟 X 光片而从 3 维体数据中重建出来的一系列的 2 维图像,主要用于靶区的定义、验证与确认^[4]。

获得 DRR 图像的算法有多种:剪切法(Shear-Warp)、抛雪球法(Splatting)、光流场法(Light-Field)、光线投射法(Ray-Casting)、傅里叶体绘制法^[5](Fourier-Volume-Rendering)和其他一些基于传统方法改进的衍生算法。本文用的是改进的光线投射算法。

1.1 光线投射算法

传统的光线投射算法基本原理如图 1 所示。首先确定虚拟点光源的固定位置,然后从光源向外发射虚拟射线,射线穿过 3 维 CT 体数据向垂直于射线中轴的投影面进行投射^[6]。射线同平面的交点决定了 DRR 图像中各像素点的位置。当射线以一定的步长向 CT 体数据投射时,可以得到所经过的每个切片上交点的 CT 值,若交点不在网格位置处,

则需要用插值算法计算出该交点的CT值。随着射线的前进,对得到的CT值进行累加,投射结束后,便可以得到一个累加值(累加过程可以加权)。所有的光线投射完毕后,就得到了整个DRR图像上每一点的CT累加值,将这些CT累加值映射成像素灰度值,就得到DRR图像^[7]。

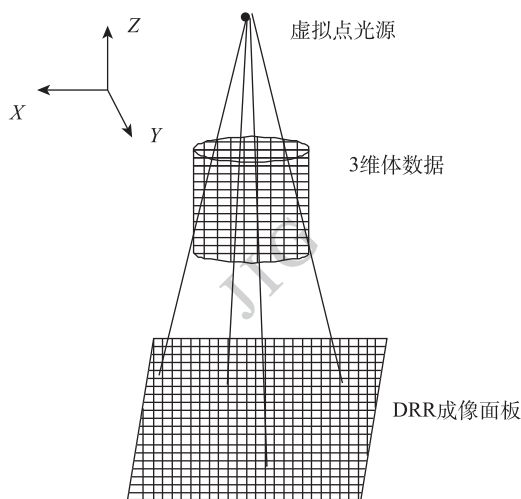


图1 光线投射算法原理图

Fig. 1 Schematic diagram for Ray casting algorithm

1.2 基于Bresenham思想改进的光线投射算法

Bresenham算法是一种高效的直线生成算法,传统的Bresenham算法应用在2维空间内^[8],其原理如图2所示。图2中点A、D、E为实际像素点,点B为实际直线与AD连线的交点。该算法所要完成的任务就是判断将点B绘制在D点,还是绘制在A点。最为简洁的方法就判断AB与BD的距离,如果 $AB > BD$,则将B绘制在D点,反之将其绘制在A点。另外一种辨别方法就是判断点B与点C的坐标大小,若 $B > C$ 则绘制在A点, $B < C$ 则绘制在D点。

将该思想应用到光线投射算法中需将其扩展至3维空间,基本原理图如图3所示。

设直线的起点坐标为 $P_s: (x_s, y_s, z_s)$,终点坐标为 $P_e: (x_e, y_e, z_e)$, $\Delta x = x_e - x_s, \Delta y = y_e - y_s, \Delta z = z_e - z_s$,设 $\Delta x \geq \Delta y > \Delta z > 1$,设 x_i 所对应的像素点为 $P_{i,r}: (x_i, y_{i,r}, z_{i,r})$,由2维Bresenham直线生成算法可知

$$\begin{cases} y_{i+1,r} = y_{i,r} + 1 & \varepsilon(y_{i+1}) \geq 0 \\ y_{i+1,r} = y_{i,r} & \varepsilon(y_{i+1}) < 0 \end{cases} \quad (1)$$

式中, $\varepsilon(y_{i+1}) = y_{i+1} - y_{i,r} - 0.5$ 。

$$\begin{cases} z_{i+1,r} = z_{i,r} + 1 & \varepsilon(z_{i+1}) \geq 0 \\ z_{i+1,r} = z_{i,r} & \varepsilon(z_{i+1}) < 0 \end{cases} \quad (2)$$

式中, $\varepsilon(z_{i+1}) = z_{i+1} - z_{i,r} - 0.5$ 。

$$P_{i,r}: (x_i, y_{i,r}, z_{i,r})$$

$$1: (x_i + 1, y_{i,r}, z_{i,r})$$

$$2: (x_i + 1, y_{i,r} + 1, z_{i,r})$$

$$3: (x_i + 1, y_{i,r}, z_{i,r} + 1)$$

$$4: (x_i + 1, y_{i,r} + 1, z_{i,r} + 1)$$

由式(1)和式(2)可知, $P_{i+1,r}: (x_i + 1, y_i + 1, z_{i+1,r})$ 一定为图3中点1,2,3,4中的一个。

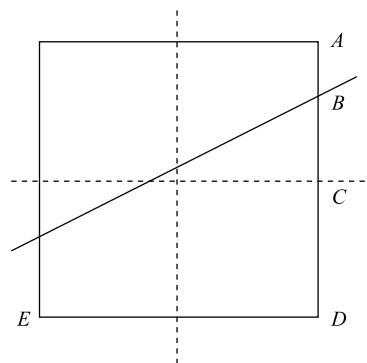


图2 2维Bresenham算法原理图

Fig. 2 Schematic diagram for 2D Bresenham algorithm

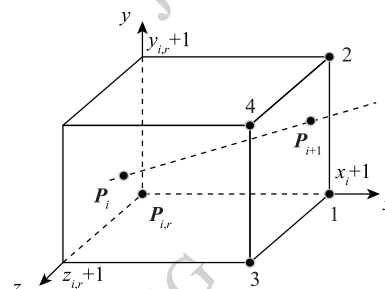


图3 3维Bresenham算法原理图

Fig. 3 Schematic diagram for 3D Bresenham algorithm

$$\begin{aligned} \varepsilon(y_{i+2} - y_{i+1,r} - 0.5) &= y_{i+1} + k_{y,x} - y_{i+1} - 0.5 = \\ &= \begin{cases} y_{i+1} - y_{i,r} - 0.5 + k_{y,x} - 1 & \varepsilon(y_{i+1}) \geq 0 \\ y_{i+1} - y_{i,r} - 0.5 + k_{y,x} & \varepsilon(y_{i+1}) < 0 \end{cases} = \\ &= \begin{cases} \varepsilon(y_{i+1}) + k_{y,x} - 1 & \varepsilon(y_{i+1}) \geq 0 \\ \varepsilon(y_{i+1}) + k_{y,x} & \varepsilon(y_{i+1}) < 0 \end{cases} \quad (3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{式中, } k_{y,x} &= \frac{y_e - y_s}{x_e - x_s}, \varepsilon(z_{i+2}) = z_{i+2} - z_{i+1,r} - 0.5 = \\ &= z_{i+1} + k_{z,x} - z_{i+1,r} - 0.5 = \\ &= \begin{cases} z_{i+1} - z_{i+1,r} - 0.5 + k_{z,x} - 1 & \varepsilon(z_{i+1}) \geq 0 \\ z_{i+1} - z_{i,r} - 0.5 + k_{z,x} & \varepsilon(z_{i+1}) < 0 \end{cases} = \\ &= \begin{cases} \varepsilon(z_{i+1}) + k_{z,x} - 1 & \varepsilon(z_{i+1}) \geq 0 \\ \varepsilon(z_{i+1}) + k_{z,x} & \varepsilon(z_{i+1}) < 0 \end{cases} \quad (4) \end{aligned}$$

式中, $k_{z,x} = \frac{z_e - z_s}{x_e - x_s}$ 。

式(1)~(4)构成了3维直线Bresenham生成算法中计算 $P_{i+1,r}:(x_i+1, y_{i+1,r}, z_{i+1,r}), \varepsilon(y_{i+2})$ 和 $\varepsilon(z_{i+2})$ 的递推公式。

传统光线投射算法与改进后的光线投射算法效果对比图如图4所示,图4(a)为传统光线投射算法生成的股骨DRR图像,图4(b)为改进后的光线投射算法生成的股骨DRR图像。

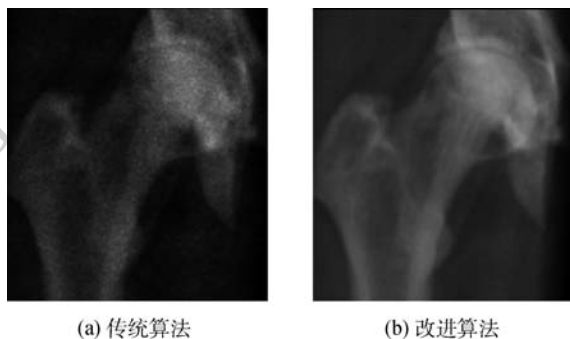


图4 传统光线投射算法与改进后的光线投射算法效果对比图

Fig. 4 Comparison of the effect of the traditional ray casting algorithm and the improved ray casting algorithm ((a) traditional algorithm; (b) improved algorithm)

由图4中两幅DRR图像的对比可以看出,在设置相同阈值的前提下改进的光线投射算法生成的DRR图像显示效果更好,图像包含更多信息,在配准过程中能够更好地模拟X光片图像,使配准能够得到更好的结果。

通过3维直线Bresenham生成算法可以快速的得到一个体素序列,这个体素序列与光线投射算法中每条X射线所遍历的真实像素点最为接近。在计算投影点CT值的过程中只需要进行少量的浮点运算,不需要进行插值运算和求整运算,大大加快了运算速度。实验结果表明,改进的光线投射算法生成一幅 512×512 像素的DRR图像仅需要0.567 s,而传统光线投射算法却需要3.756 s。该算法牺牲的精度在可控范围内,所以本算法既能够满足临床精度要求,又能够大大加快配准的完成。

2 改进的相似性测度算法

2D/3D医学图像配准是将术前获得的3维CT

图像与手术过程中实时获得的2维X光片进行配准,从而指导手术进行的过程^[9]。完成2D/3D配准需要经过两个步骤:第1步是DRR图像的生成,即通过DRR生成算法从术前CT体数据中重建出一系列的2维图像;第2步是2D/2D图像配准,即将重建出的DRR图像与术中获得的2维X光片进行配准。在进行第2个步骤的过程中,需要寻找一种最优的相似性测度算法来对待配准图像和参考图像之间的相似度进行计算。采用模式强度与梯度相结合的相似性测度算法,并在配准过程中采用了多分辨率策略来避免在优化过程中出现局部极值。

2.1 模式强度测度

模式强度是一种具有高精度和高鲁棒性的相似性测度算法,它通过测量差值图像中存在的模式是否降到最低来判断图像配准是否成功^[10-11]。模式强度将一个与其相邻近的差别显著的像素定义为一个模式。当一幅差值图像中的模式降到最低或者消失时,配准成功。计算时将每一个像素都当成中心,其以 r 为半径的区域内的像素都加入计算,通常 $3 \leq r \leq 5$ 。模式强度计算公式为

$$P_{r,\sigma} = \sum_{i,j} \sum_{d^2 \leq r^2} \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + (I_{\text{dif}}(i,j) - I_{\text{dif}}(v,w))^2} \quad (5)$$

$$d^2 = (i-v)^2 + (j-w)^2 \quad (6)$$

式中, I_{dif} 表示差值图像。

模式强度的计算是在每个像素的周围距离为 r 的半径区域内进行的,避免了区域外的像素的影响,消除了图像的空间低频分量,计算的精确度和鲁棒性较高,但是由于模式强度的计算要遍历整个差值图像的每个像素点,计算复杂度高,运算时间长,配准存在一定误差^[11]。

2.2 通过梯度相关改进的模式强度测度

针对上述模式强度测度计算复杂、运算时间长的缺点,利用梯度相关来对其进行改进。首先将模式强度计算的目标函数 S 进行正则化,通过增加一个规范术语 $\frac{1}{WH\pi r^2}$,目标函数正则化之后的函数为

$$S = \frac{1}{WH\pi r^2} \times \sum_{x=1}^W \sum_{y=1}^H \sum_{d^2 \leq r^2} \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + (I_{\text{dif}}(x,y) - I_{\text{dif}}(v,w))^2} \quad (7)$$

式中, W 和 H 分别为DRR图像和X光片的宽和高。

计算过程中只考虑多色光谱中对于实现 DRR 最有作用的单色光,那么将光线的衰减系数近似地看做单色光的衰减,灰度的计算就简化为

$$I(v, w) = I_0 \exp\left(-\int_{r(v, w)} \mu(x, y, z, E) dr\right) \quad (8)$$

X 射线从虚拟点光源 r 射出,穿过 3 维体数据,投射到成像面板上 $r_d(v, w)$,X 射线经过的每个点的位置可以表示为

$$\begin{aligned} r(v, w, \lambda) &= r_s + \lambda(r_d(v, w, \lambda) - r_s) \\ \lambda &\in (0, \dots, 1) \end{aligned} \quad (9)$$

将式(9)代入式(8)可得到像素点 (v, w) 的灰度值为

$$I(v, w) = \int \mu(r(v, w, \lambda))^T d\lambda \quad (10)$$

在差值图像中沿着图像梯度方向的水平和垂直方向对衰减系数求偏导数,同时认为 3 维体数据的体元相对于 2 维图像像素的大小是微不足道的,可以得

$$\frac{\partial I}{\partial v}(v, w) = \left(\sum_i \lambda_i \nabla \mu_i\right)^T \cdot v \quad (11)$$

$$\frac{\partial I}{\partial w}(v, w) = \left(\sum_i \lambda_i \nabla \mu_i\right)^T \cdot w \quad (12)$$

将 $I(v, w) = \frac{\partial I}{\partial v}(v, w)$ 代入式(7)中可以得到模式强度为

$$\begin{aligned} S &= \frac{1}{WH\pi r^2} \times \\ &\sum_{x=1}^W \sum_{d^2 \leq r^2} (\sigma^2 / (\sigma^2 + (\sum_i ((\lambda_i \nabla \mu_i)^T \cdot x) - \\ &\sum_i ((\lambda_i \nabla \mu_i)^T \cdot v))^2)) \end{aligned} \quad (13)$$

通过模式强度计算公式的变形使得计算得到简化,大大减少了计算所需时间。

医学图像配准本质上是通过对几何变换的目标函数不断优化来寻找最佳变换参数的过程,选择合适的优化方法对于得到最佳的配准结果有着重要影响^[12-13]。首先根据具体的配准问题确定一个衡量配准效果的准则,然后按照既定的准则定义相似性测度目标函数,通过优化算法寻求最佳的相似度目标函数值,得到最佳配准参数^[14]。本文采用的是改进的鲍威尔算法^[14]。

2.3 多分辨率策略

多分辨率金字塔算法通常对图像进行平滑以及

下采样处理,经过金字塔算法处理后,形成了不同分辨率的序列图像^[15]。这些图像自上而下分辨率逐渐变大,最底层是原始图像。通常使用的金字塔算法有高斯金字塔、拉普拉斯金字塔、小波变换金字塔等。本文算法中使用高斯金字塔算法对图像进行多分辨率处理, G_k 层图像是通过 G_{k-1} 层图像与高斯核卷积所得,对图像处理的计算公式为

$$G_k(i, j) = \sum_m \sum_n (W(m, n) \times G_{k-1}(2i + m, 2j + n)), 1 \leq k \leq n \quad (14)$$

式中, $G_k(i, j)$ 为第 k 层图像, i 为图像的第 i 列, j 为图像的第 j 行, $W(m, n)$ 为窗口函数。这样通过多分辨率金字塔算法对原始图像进行迭代计算可以得到其他层图像。

2.4 本文算法流程

本文算法具体步骤描述如下:

1) 建立空间坐标系,在建立好的坐标系下确定虚拟点光源、3 维体数据、投影面板位置,实验将 3 维体数据置于虚拟点光源和投影面板的中间位置。

2) 从虚拟点光源发出虚拟光线,穿过 3 维体数据,通过本文改进的光线投射算法得到每条射线所经过的体素序列,并以此来计算得出投影到面板上的点的灰度值,最终得到每个点的灰度值,生成一幅 DRR 图像。

3) 实例化各配准部件,包括插值器、空间变换部件、测度部件、优化器、Registration 部件以及金字塔滤波器,对金字塔滤波器初始化后,还要设置金字塔层数以及金字塔每层的收缩因数。实验将金字塔设置为两层。初始化、参数设置完成后,Registration 部件再连接各个部件,以协调整个配准过程。

4) 各部件准备完毕后,通过读取文件的 read 类将 X 光片和步骤 2) 生成的 DRR 图像读取到内存中。先对待配准的两幅图像进行多分辨率处理,被处理的图像有不同的分辨率,由这些图像构成图像金字塔,顶层图像分辨率最小,底层为原始图像。根据空间变换部件初始化的参数,开始对金字塔顶层图像进行配准,采用改进的鲍威尔算法寻优,并以本文改进的模式强度测度,寻找最优的变换参数,循环执行这个过程,达到收敛条件后输出变换参数。将第 1 层变换参数作为第 2 层变换部件的初始参数,然后开始寻优。

5)判断步骤4)得到的参数是否最优,最优则输出参数和配准所得到的结果,否则以步骤4)得到的参数为初始参数调整3维体数据空间位置,继续进行步骤2),直到得到最优变换结果。

本文算法流程如图5所示。

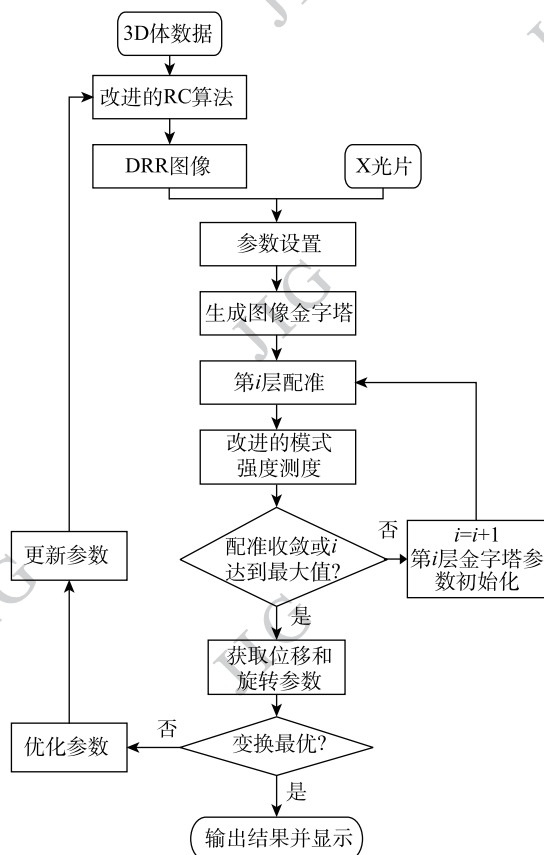


图5 配准流程图

Fig. 5 Registration flow chart

3 实验结果与分析

为了验证本文算法组合在减少配准时间方面的有效性,分别使用不同的算法组合对同一组数据进行实验,以形成实验对比。实验环境配置为:Windows7操作系统,Microsoft Visual Studio 2008开发环境。硬件配置为:内存4.0 GB,显卡Intel(R) Core(TM) i7-3770, CPU @ 3.40 GHz。实验中用到的算法为:DRR生成算法为传统的光线投射算法(Ray-Casting)和本文改进的光线投射算法;相似性测度算法为相关系数、互信息、模式强度和本文改进的模式强度。

实验采用两组数据为实验样本,对每组实验样

本分别进行8种不同算法组合的模拟配准实验。

3.1 模拟配准实验

实验数据为3维体数据为脑部数据,大小为 $512 \times 512 \times 35$ 像素。首先生成一幅DRR图像作为参考图像。记录此时的位置参数,作为评估配准精确性的依据。然后对CT体数据进行空间变换,进行整个配准过程。

配准成功后的理想位置参数为(0,10,10,5,5,5);浮动图像初始位置参数为(0,0,0,0,0,0)。

本文算法实验结果如图6所示,图6(a)为参考图像,即最初模拟X射线图像生成的DRR图像。

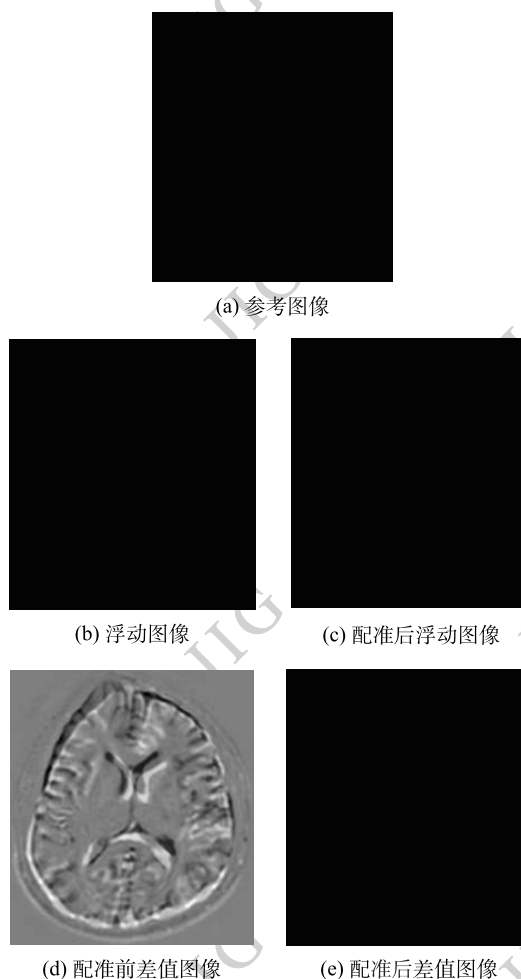


图6 本文算法配准实验结果图

Fig. 6 Final experimental results ((a)reference image; (b) floating image; (c) post-registered floating image; (d) pre-registered difference image; (e) post-registered difference image)

表1中选取3种传统配准算法组合与本文改进后的配准算法组合配准成功后的最终位置参数进行

对比。

将 8 种算法组合完成配准的时间进行了对比, 结果如表 2 所示。

表 1 本文算法组合同传统光线投射算法与相关系数、互信息、模式强度组合算法最终位置参数对比

Table 1 Final position parameters comparison between proposed algorithm and traditional algorithm combined by ray casting with correlation coefficient, mutual information and pattern intensity respectively

参数	Ray-Casting & 相关系数	Ray-Casting & 互信息	Ray-Casting & 模式强度	本文 算法 组合
t_x	0.056	-0.006	-0.034	0.001
t_y	9.574	9.808	9.797	9.980
t_z	9.971	9.890	9.999	9.998
r_x	5.103	4.576	4.958	5.000
r_y	4.785	4.672	5.013	5.003
r_z	4.880	4.824	5.002	4.988

表 2 不同 DRR 生成算法与相似性测度组合配准时间对比

Table 2 Comparison of the registration time between different DRR generation algorithm and similarity measure

Ray-Casting	相关系数	互信息	模式强度	改进模式 强度
传统的	260.2	300.4	418.0	174.9
改进的	197.8	240.5	298.3	76.2

3.2 临床配准实验

实验数据为 3 维体数据为股骨数据, 大小为 $128 \times 120 \times 165$ 。2 维数据为骨盆 X 线图像, 大小为 472×387 。实验以 X 线图像为参考图像, DRR 图像为浮动图像。

本文算法实验结果如图 7 所示。图 7(a) 为在骨盆 X 线图像上裁剪的感兴趣区域, 即参考图像。

表 3 中选取 3 种传统配准算法组合与本文改进后的配准算法组合配准成功后的最终位置参数进行对比。

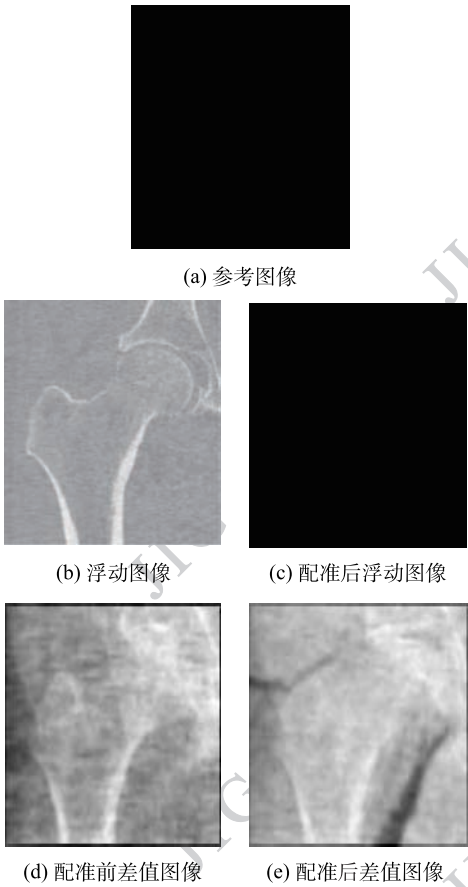


图 7 本文算法配准实验结果图

Fig. 7 Final experimental results((a)reference image; (b)floating image; (c)post-registered floating image; (d)pre-registered difference image; (e)post-registered difference image)

表 3 本文算法组合同传统光线投射算法与相关系数、互信息、模式强度组合算法最终位置参数对比

Table 3 Final position parameters comparison between proposed algorithm and traditional algorithm combined by ray casting with correlation coefficient, mutual information and pattern intensity respectively

参数	Ray-Casting & 相关系数	Ray-Casting & 互信息	Ray-Casting & 模式强度	本文 算法 组合
t_x	-1.564 3	-1.566 0	-1.597 3	-1.570 8
t_y	0.203 3	0.1954 4	0.233 7	0.261 7
t_z	-0.064 7	-0.059 3	-0.0719	-0.065 1
r_x	68.557	69.318	70.509	65.060
r_y	67.221	67.408	67.657	66.928
r_z	0.005 5	0.005 6	0.005 9	0.005 2

将 8 种算法组合完成配准的时间进行了对比, 结果如表 4 所示。

表 4 不同 DRR 生成算法与相似性测度组合配准时间对比

Table 4 Comparison of the registration time between different DRR generation algorithm and similarity measure

Ray-Casting	相关系数	互信息	模式强度	改进模式强度
传统的	175.1	190.2	200.2	180.1
改进的	159.8	155.2	176.9	64.9

由表 1 和表 3 可以看出本文算法组合与传统算法组合在同一空间变换的前提下, 配准完成时的位置移动参数相差不大, 甚至在一定程度上优于传统配准算法组合, 因为对于传统光线算法的改进是获得与光线投射算法中每条 X 射线所遍历的真实像素点最为接近的体素序列, 所以产生的实验误差可以忽略, 而对传统模式强度测度的改进降低了其由于计算时间过长而导致的误差, 因此本文算法配准精确度和准确性完全满足临床诊断需求。

由表 2 和表 4 可以看出与传统的算法组合相比, 单一使用改进的光线投射算法或者改进的模式强度算法都能够在一定程度上加快配准的完成速度, 但效果在数据量小的情况下并不是太明显。本文中使用改进的光线投射算法与改进的模式强度测度相组合, 首先通过对光线投射算法的改进减少了计算过程中的插值和求整操作, 使得配准过程中每一幅 DRR 图像生成的时间减少, 然后利用多分辨率策略将浮动图像和参考图像分解为多幅不同分辨率的图像, 降低相似性计算过程中的复杂度, 再利用利用梯度相关改进的模式强度测度进行图像配准, 改进的相似性测度可以很好地解决传统模式强度需要遍历差值图像所有像素点而造成的计算量大的问题, 使得 2 维图像配准时间大大减少, 最终完成整个配准过程。通过实验对比可以看出在相同数据的实验下, 本文算法更加能够非常明显的做到加速配准完成的任务。

由实验可以看出本文算法在满足医生诊断和临床应用要求精度的前提下, 大大减少了配准完成所需要的时间。

4 结 论

基于 Bresenham 直线生成算法的改进光线投射算法由于不需要进行插值运算和求整运算, 所以在配准过程中可以快速地生成每一幅 DRR 图像, 而且由图 4 可以看出其效果要比传统光线投射算法更接近真实 X 光片图像。模式强度测度作为最适合 2D/3D 图像配准的传统算法, 其配准精度高, 鲁棒性强, 但其计算时耗费大量时间, 导致配准不能达到临床应用的实时性要求, 所以本文使用基于梯度改进的模式强度, 既能够保证算法的高精确度和强鲁棒性, 又能够很好地减少计算所耗时间。由实验结果可以看出, 由改进的光线投射算法生成 DRR 图像, 由改进的模式强度作为相似性测度, 既能够很好的满足临床精度要求, 又能够大大地减少配准完成所需要的时间。可以满足临床上精确引导手术进行的要求。虽然本文结论在刚性医学图像上得到验证, 但并未验证在非刚性图像上的实际效果, 所以下一步计划是通过实验验证该算法在非刚性图像配准上的有效性并加以改进, 同时将该算法中 DRR 图像的生成和相似性测度的计算移植到 GPU 上运行使得计算时间进一步缩短。

参考文献 (References)

- [1] Wang L, Gao X, Cui X L, et al. 2D/3D rigid registration by integrating intensity distance [J]. Editorial Office of Optics and Precision Engineering, 2014, 22(10): 2815-2824. [王雷, 高欣, 崔学理, 梁志远. 基于灰度距离融合的 2D/3D 刚性配准 [J]. 光学精密工程, 2014, 22(10): 2815-2824]
- [2] Nakamoto T, Arimura H, Nakamura K, et al. A computerized framework for monitoring four-dimensional dose distributions during stereotactic body radiation therapy using a portal dose image-based 2D/3D registration approach [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2015, 40: 1-12.
- [3] Zhang Y, Wang M, Song Z J. Multi-step 2D-3D image registration in image-guided spine surgery [J]. Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphics, 2007, 19(9): 1154-1158. [张翼, 王满宁, 宋志坚. 脊柱手术导航中分步式 2D/3D 图像配准方法 [J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2007, 19(9): 1154-1158]
- [4] Li X, Zhou L H, Zhen X, et al. The application of 2D/3D rigid image registration in tumor radiation treatment planning [J].

- Chinese Journal of Medical Physics, 2011, (2): 2510-2514. [李欣, 周凌宏, 甄鑫, 等. 2D/3D 刚性图像配准在肿瘤放疗计划中的应用[J]. 中国医学物理学杂志, 2011, (2): 2510-2514.]
- [5] Zhang M. Research on two dimensional and three dimensional medical image registration algorithms in radiation therapy [D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2010. [张密, 放射治疗中 2D/3D 医学图像配准算法研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2010.]
- [6] Jiao P F, Qin A, Zhao W D, et al. 2D /3D registration system based on single X-ray image and CT data [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2010, (6): 460-464. [焦培峰, 秦安, 赵卫东, 等. 基于单幅 X 线图像和 CT 数据的 2D/3D 配准系统[J]. 医用生物力学, 2010 (6): 460-464.]
- [7] Du X G, Dang J W, Wang Y P. Generation algorithm of digital reconstruction radiographs based on CUDA [J]. Computer Science, 2015, 42(2): 301-305. [杜晓刚, 党建武, 王阳萍. 基于 CUDA 的数字重建影像生成算法[J]. 计算机科学, 2015, 42(2): 301-305.]
- [8] Tu X M, Liu X W. Generalizing Bresenham's algorithm to 3D straight-Line [J]. Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphics, 2001, 13(9): 779-782. [屠晓明, 刘雄伟. 直线 Bresenham 生成算法的三维推广[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2001, 13(9): 779-782.]
- [9] Lin W. Research of multi-resolution 2D-3D medical image registration based on mutual information and ant colony algorithm [D]. Nanning: Guangxi University, 2013. [林蔚. 基于互信息和蚁群算法的多分辨率二维—三维医学图像配准的研究[D]. 南宁: 广西大学, 2013.]
- [10] Liang W. 2D-3D registration of medical image [D]. Nanjing: Southeast University, 2004. [梁玮. 2D-3D 医学图像配准研究[D]. 南京: 东南大学, 2004.]
- [11] Chou C R, Frederick B, Mageras G, et al. 2D/3D image registration using regression learning [J]. Computer Vision and Image Understanding, 2013, 117(9): 1095-1106.
- [12] Zhang R, Wang L, Xia W, et al. Comparison of similarity measurement and optimization methods in 2D /3D image registration [J]. Laser & Infrared, 2014, 44(1): 98-102. [张冉, 王雷, 夏威, 等. 2D/3D 图像配准中的相似性测度和优化算法[J]. 激光与红外, 2014, 44(1): 98-102.]
- [13] Dang J W, Hang L H, Wang Y P. 2D-3D Medical image registration based on GPU [J]. Computer Science, 2013, 40(4): 306-309. [党建武, 杭利华, 王阳萍, 等. 基于 GPU 的 2D-3D 医学图像配准[J]. 计算机科学, 2013, 40(4): 306-309.]
- [14] Lu X Q, Yu H F, Zhang C T. Particle swarm combined with improved powell algorithm of multi-resolution 3D medical image registration [J]. Application Research of Computers, 2014, 31(12): 3898-3901. [吕晓琪, 于荷峰, 张传亭. 粒子群与改进的鲍威尔算法相结合的多分辨率三维医学图像配准[J]. 计算机应用研究, 2014, 31(12): 3898-3901.]
- [15] Du X G, Dang J W, Wang Y P, et al. An algorithm multi-resolution medical image registration based on firefly algorithm and Powell [C]//Proceedings of Intelligent System Design and Engineering Applications. Hong Kong, China: IEEE, 2013: 274-277.