

## 基于图像处理技术的 X 线图像拼接方法研究<sup>\*</sup>

杨 帆<sup>1</sup>, 何 艳<sup>1\*\*</sup>, 邓振生<sup>2</sup>, 严 昂<sup>3</sup>

(1. 贵州医科大学 生物医学工程教研室, 贵州 贵阳 550004; 2. 中南大学 生物医学工程研究所, 湖南 长沙 410083; 3. 中南大学湘雅二医院 设备科, 湖南 长沙 410011)

**[摘 要]** **目的:** 探讨一种基于图像处理技术的全脊柱及下肢 X 线图像自动拼接算法的可行性。**方法:** 采用医学图像处理技术, 通过相位相关算法确定粗略重叠区域, 利用 Harris 算法提取特征点和角点邻域灰度信息实现图像的精确配准, 对 40 组多次拍摄的脊柱或下肢 X 线图像进行算法拼接, 并与设备自带软件拼接的图像进行比较。**结果:** 对 40 组多次拍摄的脊柱或下肢 X 线图像进行算法拼接, 误差 4 mm 内拼接成功率达到 95%, 高于自带软件拼接结果。**结论:** 算法拼接法能有效实现多次拍摄的脊柱或下肢 X 线图像拼接。

**[关键词]** X 线图像; 相位相关; 角点; 自动拼接

**[中图分类号]** TP391. 41 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1000-2707(2016)04-0395-04

### The Research of X-ray Image Stitching Method Based on Image Processing Technique

YANG Fan<sup>1</sup>, HE Yan<sup>1</sup>, DENG Zhensheng<sup>2</sup>, YAN Ang<sup>3</sup>

(1. Department of Biomedical Engineering, Guizhou Medical University, Guiyang 550004, Guizhou, China; 2. Department of Biomedical Engineering, Central South University, Changsha 410083, Hunan, China; 3. Equipment Department, the Second Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410011, Hunan, China)

**[Abstract]** **Objective:** To explore the feasibility of automatic stitching method for full-spine and lower limbs X-ray images based on image processing technique. **Methods:** Medical image processing technology was adopted in this research. Phase correlation algorithm was used to identify rough areas, and Harris algorithm to extract features and corner neighborhood gray scale information to actualize accurate image registration. 40 pairs of spine or lower limbs X-ray images were used to conduct algorithm stitching and compared with the result of stitching software. **Results:** 40 pairs of spine or lower limbs X-ray images were used to conduct algorithm stitching, and the stitching success rate with deviation within 4mm was 95%, which was higher than that of stitching software. **Conclusion:** The algorithm stitching method can effectively actualize image stitching of spine or lower limb X-ray images.

**[Key words]** X-ray images; phase correlation; corner; auto-stitching

临床使用的 X 线设备(如 CR、DR 等)常用于骨骼脊柱侧凸和下肢畸形检查<sup>[1]</sup>, 由于单次拍摄面积限制(43 cm × 43 cm), 要获得完整脊柱和全下肢图像至少需要拍摄 2 ~ 3 次, 过去采用有手动对齐胶片和网格拼接<sup>[2]</sup>, 对图像添加标尺<sup>[3-4]</sup>、在暗盒上做标记<sup>[5]</sup>、对系统设备改进<sup>[6]</sup>、Photoshop 手

动<sup>[7]</sup>和后处理工作站<sup>[8]</sup>对多次拍摄的图像进行拼接, 这些方法存在误差大、速度慢或需要特殊设备, 后处理工作站拼接精度不高等缺点。随着图像处理技术的发展, 有学者提出基于特征的图像拼接方法和基于投票策略的拼接方法, 但也存在各自的缺点<sup>[9-11]</sup>。本文利用图像处理技术, 提出一种全自

<sup>\*</sup> [基金项目] 国家自然科学基金地区科学基金项目(81460206)

<sup>\*\*</sup> 通信作者 E-mail: smileconfidence@163.com

网络出版时间: 2016-04-20 网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/52.5012.R.20160420.1819.026.html>

动的 X 线图像拼接方法,在明确相位相关初步选定图像重叠区域后,通过 Harris 算法提取角点,利用角点邻域的灰度信息实现图像配准,最后通过线性渐变方法实现图像融合。

## 1 材料与方法

### 1.1 实验图像

实验图像由湘雅二医院设备科提供,采集设备为西门子 DR,包括 40 组脊柱和下肢 X 线图像,其中脊柱 29 例,下肢 11 例;40 组图像中男性 10 例,女性 30 例,平均年龄  $(38 \pm 15)$  岁。图像尺寸约为  $3\,000 \times 3\,000$  像素(空间分辨率 = 7 像素/mm)。

### 1.2 方法

**1.2.1 相位相关算法** 相位相关是通过计算图像傅里叶变换,然后计算互功率谱冲击函数,利用峰值信息来获取图像的平移关系<sup>[12-13]</sup>,该方法受光照影响较小,适合图像刚体变换之间位置估计。图像之间互功率谱为:

$$P(\xi, \eta) = \frac{F_1(\xi, \eta) F_2^*(\xi, \eta)}{|F_1(\xi, \eta) F_2^*(\xi, \eta)|} = e^{-j2\pi(\xi x_0 + \eta y_0)}$$

对上式求傅里叶逆变换,可以得到冲击函数  $\delta(x - x_0, y - y_0)$ ,其峰值位置即图像之间平移关系  $(x_0, y_0)$ 。

**1.2.2 Harris 角点检测** Harris 角点检测<sup>[14]</sup>是通过在图像上设置窗口,当窗口朝任意方向移动时,窗口内灰度发生显著变化的点即为角点。由于 X 线图像中骨骼周围灰度变化显著,可以采用 Harris 来检测图像特征,具体算法如下。

对于图像  $I(x, y)$ ,将图像窗口平移  $[u, v]$  后产生灰度变化  $E(u, v)$  为:

$$E(u, v) = [u, v] M \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = [u, v] \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix}$$

其中,  $I_x$  和  $I_y$  分别为图像  $x$  和  $y$  方向的偏导数。由上式定义角点响应函数  $R$  为:  $R = \det M - k(\text{trace} M)^2$ ,  $\det M = \lambda_1 \lambda_2$ ,  $\text{trace} M = \lambda_1 + \lambda_2$  其中,  $k \in (0.04, 0.06)$ ,  $R$  只与  $M$  的特征值有关,当  $R > \text{threshold}$ ,提取  $R$  的正数局部极大值,则为图像角点。

通过相位相关确定图像粗略重叠区域后,该区域特征点检测运用 Harris 算法,角点响应函数采用

文献[15]中定义方式:

$$R = \frac{\det(M)}{\text{trace}(M) + \varepsilon}, \quad M = \sum_{x,y} w(x, y) \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix}$$

这里  $\varepsilon$  可以忽略不计,  $I$  表示图像。

**1.2.3 角点匹配方法改进** 选取以角点为中心的方形区域进行相关计算,根据图像中角点之间相关系数确定角点是否匹配。用  $R_{1 \times N}$  和  $D_{1 \times M}$  表示图像  $I_1$  和  $I_2$  中  $N$  和  $M$  个角点的方形区域,则两幅图像中角点方形区域之间相关系数矩阵  $V$  如下所示:

$$V_{N \times M} = [v_{ij}]_{N \times M} = \begin{bmatrix} v_{1,1} & v_{1,2} & v_{1,3} & \cdots & v_{1,M} \\ v_{2,1} & v_{2,2} & v_{2,3} & \cdots & v_{2,M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & & \vdots \\ \vdots & \vdots & & \ddots & \vdots \\ v_{N,1} & v_{N,2} & v_{N,3} & v_{N,M} \end{bmatrix}$$

$$v_{i,j} = \text{corr}(r_{1,i}, d_{1,j})$$

其中,  $\text{corr}$  为 2 个角点方形区域的相关系数,在  $V_{N \times M}$  中找出每行最大相关系数  $v_{i,j}$ ,这里相关系数阈值为 0.9,当  $v_{i,j} > 0.9$ ,则  $I_1$  第  $i$  个角点和  $I_2$  中第  $j$  个角点匹配,得到匹配集  $A$ ;然后调换  $I_1$  和  $I_2$  顺序,再进行相关系数计算,通过相同方法,得到匹配集  $B$ ,最后  $A$  和  $B$  中相同的匹配点集即是两幅图像的匹配点。而  $v_{i,j}$  小于 0.9 时则没有匹配点。

为了提高配准的精确度,可以利用 X 线图像之间是近似刚体变换性质,即用两幅图像之间角点欧式距离保持不变性质,采用角点之间的欧式距离剔除错误匹配的角点。假设上一步两幅图像配准角点集合分别为  $P_1(x, y)$ ,  $P_2(x, y)$ ,两幅图像垂直方向位移为  $H$ ,则它们之间的欧式距离可以表示为:

$$E = \sqrt{(P_1(x, y) - P_2(x, y))^2}$$

这里,  $E \in (H - \Delta, H + \Delta)$ ,当两幅图像匹配角点之间欧式距离在这个范围时,保留匹配角点,  $\Delta$  取  $H$  的 10%。

**1.2.4 RANSAC 和图像融合** 通过角点匹配算法得到匹配点对后,运用 RANSAC(随机一致性采样)<sup>[16]</sup>计算两幅图像空间变换参数。由于临床 X 线图像拍摄环境受光照影响较小,采用线性渐变融合算法<sup>[17]</sup>能实现重叠区域的平滑过渡,且运算量较小。

2 结果

对 40 组具有一定重叠区域的脊柱和下肢 X 线图像进行拼接,图 1 显示两幅待拼接全脊柱和下肢 X 线图像。以图 1 脊柱为例,通过相位相关算法估计两幅图像粗略重叠区域,提取两幅图像重叠区域 Harris 角点,如图 2 所示。紧接着应用前文提出的角点配准算法,并运用 RANSAC 剔除误配点,得到图 3 角点匹配图,最后融合效果如图 4 左图所示。随后对所有拼接的 X 线图像的误差统计,如表 1 所示,这里误差是指垂直方向上偏移距离(mm),计算方法为垂直方向偏移像素与空间分辨率之比。统计结果显示本文算法误差为 $(15.1 \pm 14.9)$ 像素,软件拼接误差为 $(16.2 \pm 16.3)$ ,双尾成对 t 检验  $P=0.252$ 。图 5 显示了设备自带软件拼接结果及局部放大图,图 6 显示了本研究的算法拼接结果及局部放大图。



图 1 全脊柱及下肢 X 线情况  
Fig. 1 Full-spine and lower limbs X-ray images

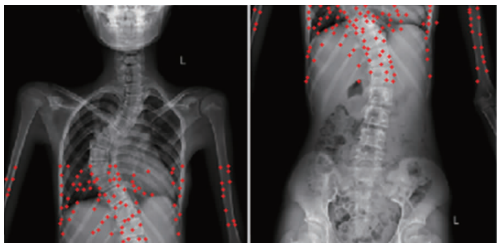


图 2 Harris 算法提取 X 线图像角点  
Fig. 2 Harris algorithm for X-ray images to extract features

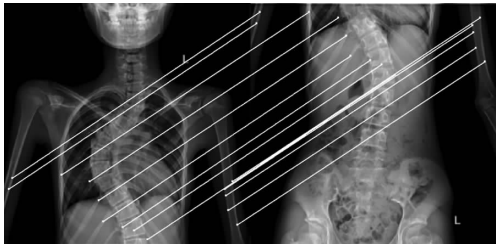
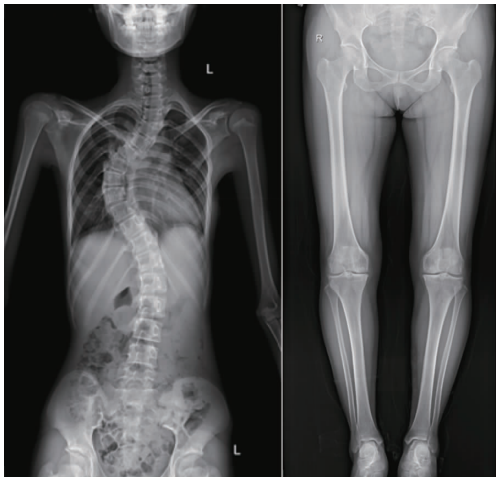


图 3 角点配准结果  
Fig. 3 Corner registration result



全脊柱 下肢  
图 4 全脊柱或下肢 X 线图像融合情况  
Fig. 4 Blending result of full-spine or lower limbs

表 1 两种方法对脊柱及下肢拼接误差  
Tab. 1 The stitching deviation of spine and lower limb

部位	误差 (mm)	本文算法与软件		
		拼接例数(n)	百分比(%)	成功率(%)
脊柱	0-1	6/7	20.7/24.1	93.1/86.2
	1-2	12/10	41.4/34.5	
	2-4	9/8	31.0/27.6	
	>4	2/4	6.9/13.8	
下肢	0-1	5/6	45.5/54.5	100/100
	1-2	6/5	54.5/45.5	
	2-4	0/0	0/0	
	>4	0/0	0/0	

3 讨论

本文对 40 组脊柱和下肢 X 线图像进行拼接实验,图 2 和图 3 显示了 1 例全脊柱 X 线图像拼接过程,通过相位相关算法粗略估计确定重叠区域,再提取角点,与提取整幅图像角点相比,极大减少

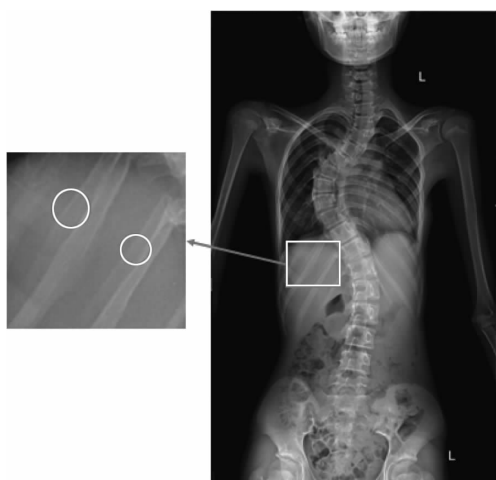


图5 设备自带软件拼接的 X 线结果(右)和局部放情况(左)

Fig.5 X-ray image stitching result of software (right) and partially enlarged view (left)

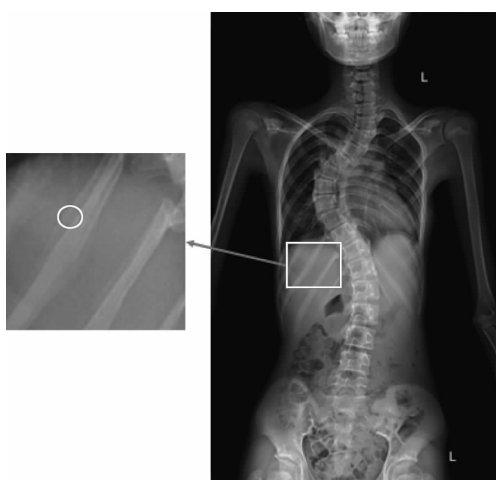


图6 算法拼接法的 X 线结果(右)和局部放大情况(左)

Fig.6 X-ray image stitching result of proposed method (right) and partially enlarged view (left)

配准过程的运算量,有利于减少错误匹配点。随后采用的线性渐变融合算法能有效实现融合区域平滑过渡,从图4中可以看出本文算法结果没有明显拼接缝隙。表1显示误差4 mm内,脊柱拼接成功率达到93.1%,高于自带软件拼接结果,其中拼接误差大于4 mm的几组数据是由于拍摄时病人运动导致。通过对图像局部细节进行放大,从图5和图6可以看出,自带软件拼接结果出现较大的拼接误差,如图圆圈标识区域,而本文所提算法误差明显低于软件结果。对于下肢图像拼接,受病人运动干扰因素较小,因此成功率较高。通过分析所提

方法与软件结果误差( $P > 0.05$ ),结果无统计学显著差异,所提方法能用于X线图像拼接。

本文针对现有X线图像基于特征的拼接算法,对整幅图像提取特征点,运算量大和特征点误匹配率增加的缺点,提出一种利用相位相关粗略估计重叠区域的图像拼接算法,该方法只对重叠区域进行角点检测,降低了特征点提取算法运算量,并运用角点的方形区域灰度信息和距离抑制等配准手段,保证角点匹配正确,从而有效实现X线图像正确无缝拼接。通过和临床后处理工作站结果进行比较,验证了本算法的拼接可靠性,该算法对于临床诊断脊柱侧凸和下肢畸形具有重要意义。

## 4 参考文献

- [1] 白亚妮,贺洪德,邓振生. CR在双下肢全长投照技术中的应用[J]. 实用放射学杂志, 2006(9):1141-1142.
- [2] Dewaele P, Vuylsteke P, Schoeters EP, et al. Full-leg/full-spine image stitching; a new and accurate CR-based imaging technique [C]. Medical Imaging 1999:131-138.
- [3] Yaniv Z, Joskowicz L. Long bone panoramas from fluoroscopic x-ray images [J]. IEEE transactions on medical imaging, 2004(1):26-35.
- [4] Gooben A, Schluter M, Pralow T, et al. A stitching algorithm for automatic registration of digital radiographs [C]. In A. Campilho and M. Kamel, editors, Image Analysis and Recognition, Lecture Notes in Computer Science, 2008:854-862.
- [5] Markus G, Wilfried B, Berned L, et al. An Algorithm for Automatic Stitching of CR X-ray Images [J]. Advances in Medical Engineering, 2007(114):193-198.
- [6] Wang L, Traub J, Weidert S, et al. Parallax-Free Long Bone X-ray Image Stitching [C]. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), London, UK, 2009:173-180.
- [7] 徐亮,覃涛. DR图像手动拼接技术在全膝关节置换术中的应用[J]. 华中科技大学学报:医学版, 2014(4):456-458.
- [8] 李振宇,苏文姬. DR图像拼接技术的临床应用[J]. 医学理论与实践, 2012(21):2678-2679.
- [9] 张旭峰,严壮志, Wanigasekar NR, 等. 基于拼接技术的医学X光片全景成像[J]. 航天医学与医学工程, 2005(5):360-364.
- [10] 王双玲. 基于双向异步投票策略角点匹配的X线医学图像拼接[D]. 长沙:中南大学, 2011.

(下转第401页)

### 3 讨论

Rh 血型系统的新生儿溶血病是由于母婴 Rh 血型不合造成的,大部分发生在母亲是 Rh 阴性的情况。抗体种类有抗 D、抗 cD、抗 DE、抗 CDE 等。Rh 阳性的 D 变异型母亲,可以产生抗 D,Rh 阴性的母亲怀有 D 变异的胎儿,这两种情况也都可以发生抗 D 引起的 Rh 新生儿溶血病<sup>[2]</sup>。由抗 D 引起的新生儿溶血病比其他血型抗体引起的都要严重,以至于大约 60% 的由抗 D 引起的新生儿溶血病患者都需换血治疗。Rh 新生儿溶血症发病凶险、救治难度大、明显影响出生人口质量。而人群中 Rh(D)阴性率与此病发生率的高低有关,调查不同种族人群中 Rh 血型分布,能对预防 Rh 新生儿溶血症有重要的意义。

本研究结果显示检测出的 32 例 Rh(D)阴性个体中,其中侗族 16 例,汉族 16 例,侗族的 Rh(D)阴性分布概率为 0.36%,汉族为 0.33%,与东亚人种相当,低于贵州布依族的 9.3%,和苗族的 12.3%,远远低于白色人种的 15%。提示贵州侗族发生 Rh 新生儿溶血的概率低于上述人种或民族。

ABO 血型系统是人类最早发现的血型系统,也是抗原性最强的血型系统之一,ABO 血型系统引起新生儿溶血病的比例高于其他血型系统。ABO 新生儿溶血病是母子 ABO 血型不合引发的新生儿溶血病,主要是由于胎儿红细胞 A 或 B 抗原与来自母体的抗 A 型或抗 B 型抗体反应的结

果。O 型人具有抗 A(B)IgG 抗体的人数比 A 型或 B 型人具有抗 A 型或抗 B 型 IgG 抗体的人数明显为多,所以 ABO 溶血病以母亲为 O 型,子女为 A 型或 B 型的发病率为最高<sup>[3]</sup>。本次研究发现贵州侗族群体中 O 型表型频率为 43.43,O 型基因频率为 0.646 4。远高于 A 型、B 型的表现型和基因型,由此推断侗族人群中的新生儿溶血病是因母婴 ABO 血型不合所致。

### 4 参考文献

- [1] 赵桐茂. 人类血型遗传学[M]. 北京:科技出版社, 1987: 103-351.
- [2] 刘达庄. 免疫血液学[M]. 上海:上海科学技术出版社, 2007:200-203.
- [3] 邓家栋. 临床血液学[M]. 上海:上海科技出版社, 2001:647.
- [4] 万昌发,郑国英. 贵州 5 个少数民族的血型分布调查[J]. 中国输血杂志, 2001(3):178-180.
- [5] 刘阳,田儒林,向辉,等. 湘西自治州土家族、苗族、汉族 ABO 及 RH D 血型抗原分布调查[J]. 临床输血与检验, 2003(3):199-200.
- [6] 钟江,卢显福,潘钦瑞. 贵州苗族 Rh 血型分布[J]. 贵州医药, 2010(34):63-64.
- [7] 钟江,潘钦瑞,杨元. 贵州水族 Rh 血型分布[J]. 贵州中医学院学报, 2010(3):9-10.
- [8] 钟江. 贵州布依族 Rh 血型分布[J]. 贵州中医学院学报, 2014(6)3-4.

(2016-01-08 收稿,2016-03-23 修回)

中文编辑:刘平;英文编辑:赵毅

(上接第 398 页)

- [11] 赵宏,赵凯,江春花,等. 旋转不变的 X 线图像相关度拼接[J]. 中国图象图形学报, 2013(6):654-660.
- [12] Kuglin CD, Hines DC. The phase correlation image alignment method[C]. IEEE International Conference on Cybernetics and Society, 1975:163-165.
- [13] Foroosh H, Zerubia JB, Berthod M. Extension of Phase Correlation to Subpixel Registration[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2002(3):188-200.
- [14] Harris C, Stephens M. A Combined Corner and Edge Detector[C]. Proc. of 4th Alvey Vision Conference, 1988: 147-152.

- [15] Noble J A. Finding corners[J]. Image and vision Computin, 1988(2):121-128.
- [16] Fischler MA, Bolles RC. Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography[J]. Communication of ACM, 1981(6):381-395.
- [17] Szeliski R. Video Mosaics for Virtual Environments[J]. IEEE Computer Graphics and Applications, 1996(2): 22-29.

(2016-01-07 收稿,2016-03-24 修回)

中文编辑:吴昌学;英文编辑:刘华