

基于傅里叶梅林变换的图像配准方法

李翰威, 崔飞易, 凌庆庆, 李作家, 夏景涛, 齐宏亮, 陈宏文
南方医科大学南方医院医学工程科, 广东 广州 510515

【摘要】目的:提出一种新的配准框架用于图像引导放射治疗系统中的2D/3D图像配准,有效降低传统方法迭代搜索时间,同时保证放射治疗要求的配准精度。**方法:**利用傅里叶梅林变换方法对正侧位kV图像与对应方位参考CT图像生成的数字重建放射影像(DRR)进行粗配准,根据傅里叶梅林变换计算得到的二维平移向量以及放射治疗系统的机械几何参数反推出参考CT图像的三维空间位置偏差,更新正侧位的DRR图像,最后通过正侧位kV图像与DRR图像的相似度进行精配准达到临床需求。**结果:**采用临床金标准数据验证方法的配准性能,实验结果表明,配准误差为0.5765 mm,平均运行时间为3.34 s。**结论:**该方法鲁棒性强,对图像的噪声不敏感,人工干预少,可满足临床应用的需求。

【关键词】图像配准;傅里叶梅林;图像引导;放射治疗

【中图分类号】R318;TP391

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)05-0562-06

Fourier-Mellin transformation-based method for image registration

LI Hanwei, CUI Feiyi, LING Qingqing, LI Zuoja, XIA Jingtao, QI Hongliang, CHEN Hongwen

Department of Clinical Engineering, Nanfang Hospital, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China

Abstract: Objective To propose a novel 2D/3D image registration frame in image guided radiotherapy system for reducing the time for iterative search and ensuring the registration accuracy required for radiotherapy. **Methods** Fourier-Mellin transformation algorithm was adopted for coarse registration between kV digital radiographs and the corresponding digitally reconstructed radiographs (DRR) generated by CT images in posteroanterior view and lateral view. The 3D position errors of CT images which were estimated based on the 2D translation vector calculated by Fourier-Mellin transformation and the geometric parameters of the radiotherapy system were used for updating the DRR in posteroanterior view and lateral view, and the precise registration between kV images and the DRR images was completed using image similarity metric. **Results** The validation on the clinical gold standard data set showed that the registration error was 0.576 5 mm and that the average running time was 3.34 s. **Conclusion** The proposed method is suitable for clinical application with good robustness, insensitive to image noise and less human intervention.

Keywords: image registration; Fourier-Mellin; image-guided; radiotherapy

前言

图像配准作为一项关键技术广泛应用于放射治疗领域中,配准使放射治疗前的信息(治疗前采集的患者图像信息及其重建模型、靶点和放射治疗计划等)和放射治疗中的信息(治疗中采集的患者图像信息)统一到同一个坐标系统中,并保证治疗中的模型与治疗前的模型是匹配的,提高靶点照射准确率。

目前,临床应用较为广泛的是治疗前采集患者的计算机断层扫描图像(CT),治疗中获取的是X光实时图像或者锥形束CT图像(CBCT)。在2D/3D图像配准应用中,X光实时图像与参考CT图像生成的数字重建放射影像(DRR)进行图像配准,计算出患者治疗前与治疗中的模型偏差并传输到治疗床进行位置纠正,从而保证治疗过程中的靶点准确性^[1-4]。

目前,2D/3D配准方法主要分为3类^[5-6]:(1)基于图像特征方法^[7-12]。图像特征配准方法依赖于三维CT图像以及二维X光图像的几何特征提取,寻找能使两组几何特征之间最小欧式距离的刚性变换,该方法能够有效降低数据计算量,在较大的搜索范围内进行快速匹配,但由于此类方法的配准精度依赖于特征提取以及特征匹配方法,因此缺乏鲁棒性

【收稿日期】2022-12-05

【基金项目】南方医科大学南方医院院长基金(2021C034);广东省医学会医学工程学会分会青年委员会科研课题(2021-GD-MAZD-01)

【作者简介】李翰威,研究方向:医学图像处理,E-mail: lihanwei_1500@126.com

以及精确性。(2)基于图像灰度方法^[13-18]。图像灰度配准方法寻找使得两幅图像相似度量指标最大的刚性变换,利用三维CT图像生成的DRR图像与二维X光图像的相似度作为迭代框架中的目标函数,此类方法的精确性以及鲁棒性会高于基于图像特征的方法,但由于需要多次生成DRR图像进行相似度计算,该方法的执行时间比基于图像特征方法长。(3)混合方法^[19-20]。混合方法融合了几何特征匹配以及灰度相似度测度,将二维图像信息反投影至三维空间并且与CT图像进行相似度匹配,该方法配准精度高于基于图像特征方法。

本研究提出一种在频域空间内2D/3D刚性配准方法,利用频域中傅里叶梅林变换后的幅度谱消除图像噪声以及灰度不一致性对图像配准的影响,通过频谱分析寻找三维CT图像生成的DRR图像与二维X光图像的二维几何偏差,将此偏差反投至三维空间,更新DRR图像并拟合此条件下一定搜索范围内的DRR图像与X光图像之间相似度测度的曲线,精确匹配到两者之间的全局最优配准变换。该方法能够在较大搜索范围内进行配准,只需要生成少量DRR图像进行计算,大幅度提升2D/3D配准方法性能和鲁棒性。

1 方法

本研究提出一种基于傅里叶梅林变换的分步配准方法,第一步采用DRR图像以及X光图像的交叉能量频域进行快速粗配准,将误差限制在一定范围内,从而解决搜索范围有限的问题。第二步基于DRR图像与X光图像之间的归一化互相关(Normalized Cross Correlation, NCC)图像相似度配准,以第一步粗配准结果作为初始搜索点,在其邻域附近生成若干DRR图像并计算出这些DRR图像与对应X光图像之间的NCC,亚像素级别的最优解可通过拟合NCC与几何参数之间的多项式曲线获得。

1.1 几何模型

本研究中,世界坐标系建立在三维物体(三维CT图像)的中心,摄像机坐标系建立在X射线源位置,几何模型如图1所示, D 表示射线源与旋转中心的距离, f 表示射线源与探测器距离。

三维物体的投照关系可以通过式(1)获取,其中探测器像素物理坐标为 (u, v) ,摄像机坐标为 (x_c, y_c, z_c) :

$$\begin{bmatrix} U \\ V \\ S \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

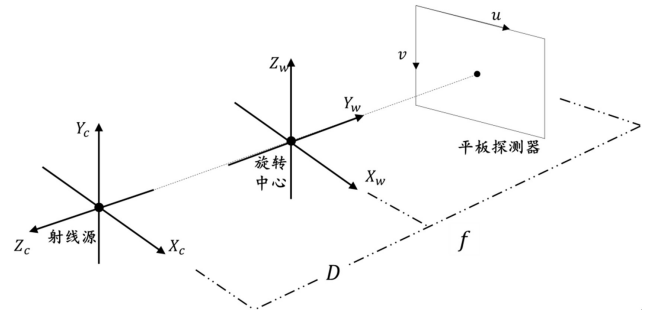


图1 成像系统几何模型

Figure 1 Geometry model of imaging system

其中, f 代表射线源与平板探测器的距离, $u = U/S, v = V/S$ 。其中 3×4 矩阵代表内参数投影矩阵 $\mathbf{P}_{\text{Camera}}^{\text{Image}}$,世界坐标 (x_w, y_w, z_w) 与摄像机坐标 (x_c, y_c, z_c) 的转换关系如下所示:

$$\begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z - D \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

其中, (t_x, t_y, t_z) 代表刚性平移向量, D 代表射线源距离旋转中心的距离。其中 4×4 矩阵代表世界坐标与摄像机坐标的转换矩阵 $\mathbf{T}_{\text{World}}^{\text{Camera}}$,本研究研究仅考虑3个自由度的刚性配准。三维空间到二维平面之间的映射关系可用以下公式表示:

$$\begin{bmatrix} U \\ V \\ S \end{bmatrix} = \mathbf{P}_{\text{Camera}}^{\text{Image}} \mathbf{T}_{\text{World}}^{\text{Camera}} \begin{bmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

1.2 配准框架

本研究方法包括粗配准和精配准两大步骤。粗配准包括图像预处理、侧位X光图像与对应侧位DRR图像计算、正位X光图像与对应正位DRR图像计算、反投影计算、更新正侧位DRR图像。精配准包括优化平移向量。具体配准流程框架如图2所示。

1.3 图像预处理

对正侧位X光图像以及对应DRR图像进行配准前,需要对图像进行预处理。对于精确的图像配准,图像中的低频信号没有包含待配准物体的特征信息,对配准精度作用较小,因此在配准前需要对图像进行高频增强。本研究采用对比度受限的自适应直方图均衡化(Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, CLAHE)方法对X光图像以及对应DRR图像进行增强^[21]。

1.4 基于傅里叶梅林变换的粗配准

1.4.1 原理 傅里叶梅林变换利用图像频谱的相位相关性实现平移、旋转和缩放的两幅图像配准^[22]。设DRR图像是 f_1 ,X光图像是 f_2 ,图像之间的几何变换只

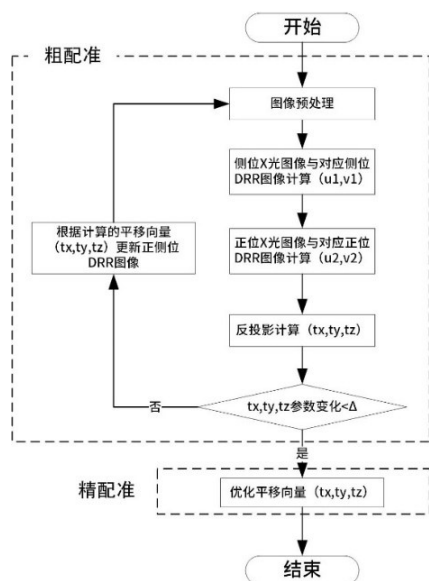


图2 配准流程框架图

Figure 2 Registration flowchart

有二维的平移关系,假设平移向量为 (u_0, v_0) ,则两幅图像之间关系可用式(4)表示:

$$f_2(x, y) = f_1(x - u_0, y - v_0) \quad (4)$$

f_1 和 f_2 对应的傅里叶变换为 F_1 和 F_2 ,两者关系如式(5)所示:

$$F_2(\varepsilon, \eta) = e^{-j2\pi(\varepsilon u_0 + \eta v_0)} F_1(\varepsilon, \eta) \quad (5)$$

f_1 与 f_2 之间的交叉能量频域(Cross Power Spectrum, CPS)可通过式(6)计算:

$$CPS(\varepsilon, \eta) = \frac{F_1(\varepsilon, \eta) F_2^*(\varepsilon, \eta)}{|F_1(\varepsilon, \eta) F_2^*(\varepsilon, \eta)|} = e^{j2\pi(\varepsilon u_0 + \eta v_0)} \quad (6)$$

其中, $F_2^*(\varepsilon, \eta)$ 代表 $F_2(\varepsilon, \eta)$ 的共轭复数,对CPS图像进行反傅里叶变换得到时域中的冲击响应,冲击响应在图像上的像素坐标代表平移向量 (u_0, v_0) 。

1.4.2 算法实现 根据傅里叶梅林变换计算正位X光图像与正位DRR图像之间的平移向量 (u_1, v_1) ,侧位X光图像与侧位DRR图像之间的平移向量 (u_2, v_2) ,由几何模型可得出平移向量与CT图像的三维平移向量 (t_x, t_y, t_z) 存在以下关系:

$$Z_1 \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ 1 \end{bmatrix} = M_{\text{Lat}} \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$Z_2 \begin{bmatrix} u_2 \\ v_2 \\ 1 \end{bmatrix} = M_{\text{Ap}} \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

其中:

$$M_{\text{Lat}} = P_{\text{Camera}}^{\text{Image}} T_{\text{World}}^{\text{Camera}} \quad (9)$$

$$M_{\text{Ap}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -D \\ 0 & -1 & 0 & D \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} M_{\text{Lat}} \quad (10)$$

CT图像的三维平移向量 (t_x, t_y, t_z) 与二维平移向量之间的关系如图3所示,可通过最小二乘法求解得到,因此可通过正侧位的平移向量反投影计算得到三维空间的平移向量。

1.5 基于图像相似度的精配准

1.5.1 原理 NCC配准算法^[23]是一种经典的统计匹配算法,通过计算模板图像和配准图像的互相关值

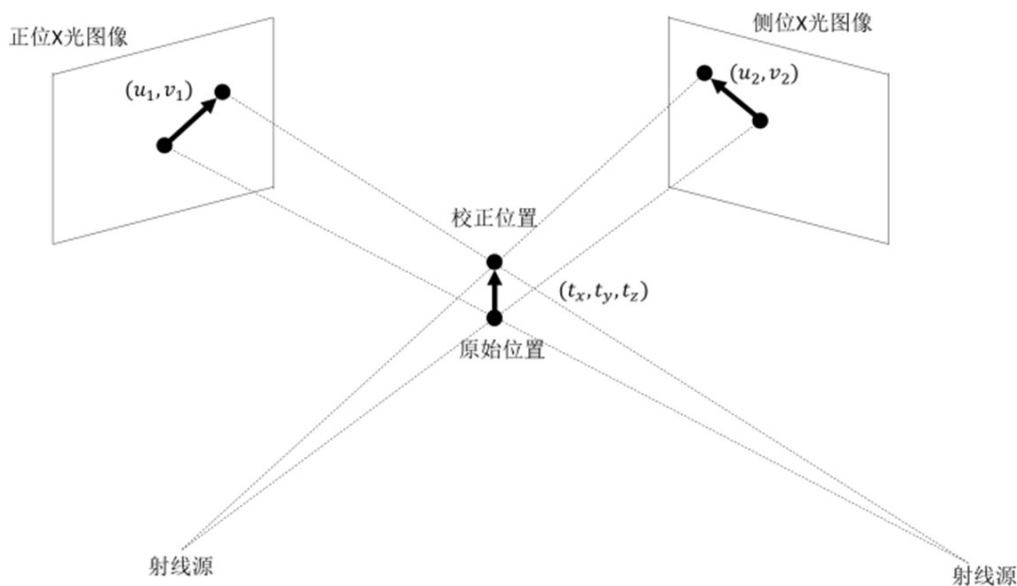


图3 反投影计算三维平移向量

Figure 3 Back-projection to calculate the 3D translation vectors

确定配准程度。设 X 光图像是 f_1 , DRR 图像是 f_2 , 矩阵大小为 $M \times N$, 它们之间的 NCC 系数可通过以下计算得到:

$$\gamma = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (f_1(i,j) - \bar{f}_1)(f_2(i-u, j-v) - \bar{f}_2)}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (f_1(i,j) - \bar{f}_1)^2 \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (f_2(i,j) - \bar{f}_2)^2}}$$

(11)

其中, \bar{f}_1 和 \bar{f}_2 分别表示图像 f_1 和 f_2 的均值。

1.5.2 算法实现 NCC 作为衡量 X 光图像与 DRR 图像配准误差的目标函数, 利用最优化函数对目标函数进行最优解的搜索。用傅里叶梅林变换粗配准的结果作为初始解, 最优解会在初始解的小范围内搜索得到, 因此只需在初始解某一个维度上生成小范围的若干 DRR 图像, 计算出与 X 光图像之间的 NCC 测度, 拟合二次曲线获取最高点即可得到该维度上的最优解。

2 结果

本研究数据在医科达 Synergy 直线加速器上采集, 该机器上配备 CBCT 采集系统, CBCT 系统的探测器大小为 $(410 \times 410) \text{ mm}^2$, 探测器距离旋转中心 536 mm, 射线源距离探测器 1 536 mm, 射线源与探测器可围绕旋转中心进行 360° 旋转。实验数据采用 Medical University Vienna 的金标准猪头数据^[24], 猪头上面镶嵌着标记物, 可以获得金标准平移向量, 通过本研究方法实验结果

与金标准结果进行对比验证本研究方法的配准精度。配准误差使用点配准基准配准误差(Fiducial Registration Error, FRE)^[25]表示:

$$\text{FRE} = \left| \boldsymbol{T} - \boldsymbol{T}_{\text{gold}} \right|$$

(12)

其中, \boldsymbol{T} 为本研究算法得到的三维平移向量, $\boldsymbol{T}_{\text{gold}}$ 为金标准三维平移向量。具体算法实验步骤及结果如下: (1) 以初始平移向量 $(0, 0, 0)$ 生成正侧位 DRR 图像; (2) 图像预处理, 对正侧位 kV 图像以及对应的正侧位 DRR 图像进行 CLAHE 方法增强, 增强结果如图 4 所示; (3) 计算增强后的正侧位 kV 图像、正侧位 DRR 图像的傅里叶频谱以及交叉能量频域, 如图 5 所示, 对交叉能量频域进行反傅里叶变换获取冲击函数最大值的位置; (4) 反投影计算并更新三维平移向量; (5) 根据三维平移向量重新生成正侧位 DRR 图像, 重复步骤 1~4 直到参数变化小于固定阈值, 参数变化计算可根据公式计算 $\Delta T = \left| \Delta t_x \right| + \left| \Delta t_y \right| + \left| \Delta t_z \right|$, 本研究设置变化阈值 Δ 为 1 mm, 实验结果如表 1 所示; (6) 以步骤 (5) 的最终三维平移向量作为初始位置, 在其 3 个方向的邻域范围以一定步长生成正侧位 DRR 图像并计算正侧位 kV 图像与正侧位 DRR 图像之间的 NCC, 形成 NCC 与平移量之间的关系, 通过二次曲线拟合得到最优极值所对应的平移参数, 步长设置为 0.2 mm, 邻域区间范围设置为 $-1 \sim 1 \text{ mm}$, 结果如图 6 所示。

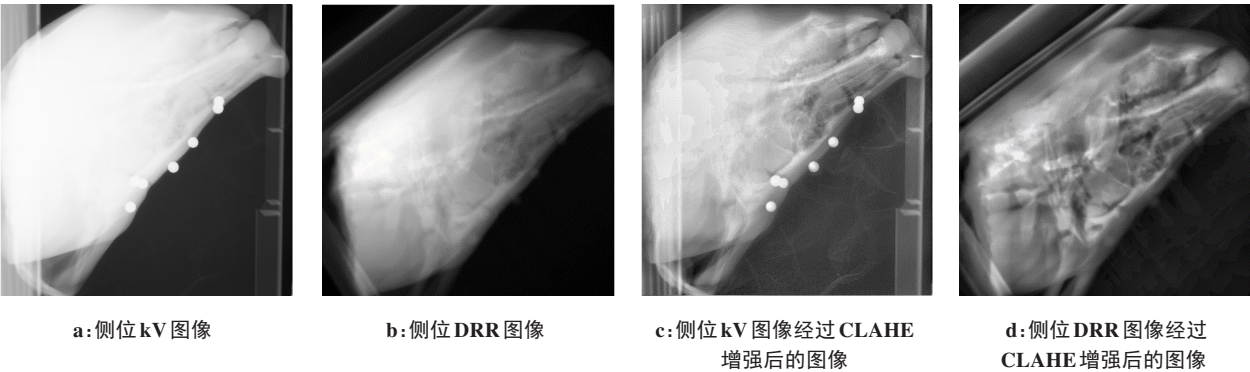


图4 图像增强结果
Figure 4 Results of image enhancement

最终实验结果如表 2 所示, 计算得出的 FRE 值为 0.576 5 mm, 临床要求的配准精度为 2 mm, 本研究方法满足临床精度要求。该方法在 Matlab 2017b 编程平台运行, 平均运行时间为 3.34 s, 满足临床实际应用要求。

3 结论

本研究提出一种 2D/3D 配准方法, 包括粗配准及精配准阶段, 粗配准阶段使用傅里叶梅林变换进行快速匹配, 大大减少传统方法逐步迭代搜索时间, 在粗配准结果的附近进行小范围的邻域搜索, 有利于寻找到最优的配准结果, 保证配准精度。临床上配准误差要求小于 2 mm^[26], 因此本研究算法配准精度在临床可接受范围内。本研究方法限于对 CT 图像

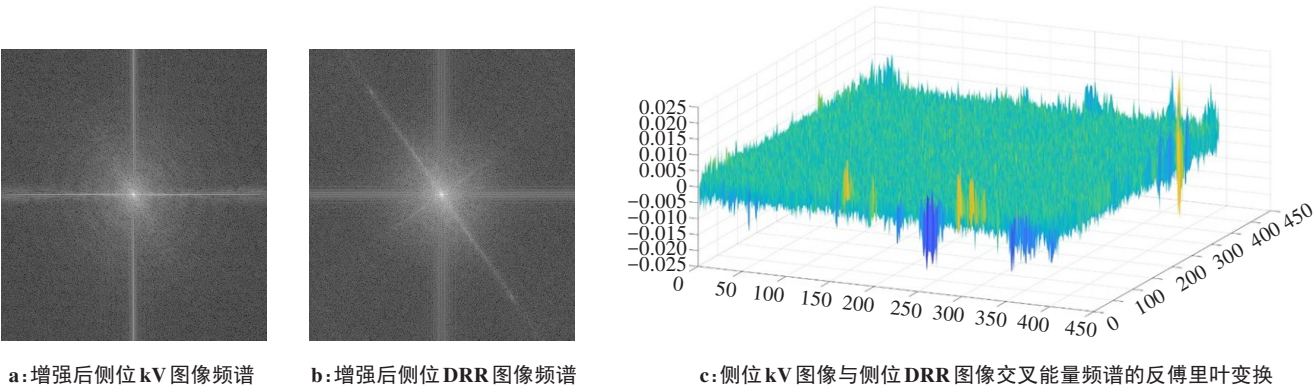
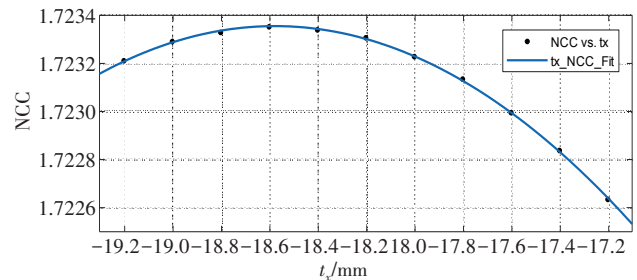


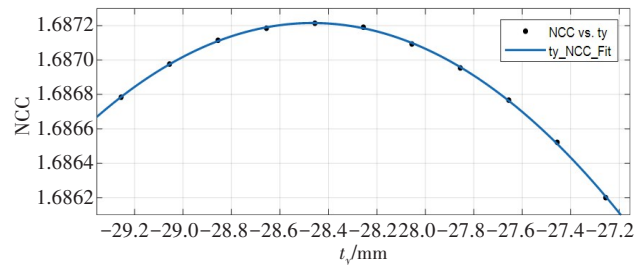
图5 频谱结果图
Figure 5 Frequency spectra

表 1 粗配准阶段反投影结果(mm)
Table 1 Back-projection results in coarse registration (mm)

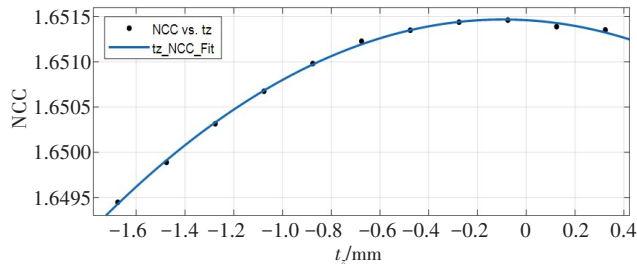
| 迭代次数 | u_1 | v_1 | u_2 | v_2 | t_x | t_y | t_z | ΔT |
|------|-------|-------|-------|-------|---------|---------|--------|------------|
| 1 | -28 | -42 | 0 | -44 | -18.204 | -28.256 | -0.024 | - |
| 2 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | -0.651 | 47.087 |
| 3 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | -0.651 | 0 |



a: t_x 与NCC之间的曲线拟合结果



b: t_y 与NCC之间的曲线拟合结果



c: t_z 与NCC之间的曲线拟合结果

图6 精配准结果

Figure 6 Results of precise registration

表 2 本文研究方法配准结果与金标准结果对比(mm)

Table 2 Comparison of registration result between the proposed method and gold standard (mm)

| 方法 | t_x | t_y | t_z | FRE |
|--------|-----------|-----------|----------|---------|
| 本文研究方法 | -18.581 3 | -28.464 6 | -0.095 8 | 0.576 5 |
| 金标准 | -18.661 2 | -28.795 2 | -0.261 8 | |

的三维刚性平移偏差校正,下一步计划将引入三维旋转对摆位误差的影响计算,为精准放疗计划准确实施提供重要保障。

【参考文献】

[1] 戴建荣, 胡逸民. 图像引导放疗的实现方式[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2006, 15(2): 132-135.
Dai JR, Hu YM. Realizations of image-guided radiotherapy [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2006, 15(2): 132-135.
[2] Verellen D, Ridder M, Storme G. A (short) history of image-guided radiotherapy[J]. Radiat Oncol, 2008, 86(1): 4-13.
[3] Santos JD, Popple R, Agazaryan N, et al. Image guided radiation therapy (IGRT) technologies for radiation therapy localization and delivery[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2013, 87(1): 33-45.
[4] Khamene A, Bloch P, Wein W, et al. Automatic registration of portal images and volumetric CT for patient positioning in radiation therapy [J]. Med Image Anal, 2006, 10(1): 96-112.
[5] Markelj P, Tomaževič D, Likar B, et al. A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions[J]. Med Image Anal, 2012, 16(3): 642-661.
[6] Tomazevic D, Likar B, Pernus F. 3-D/2-D registration by integrating 2-D information in 3-D[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2006, 25(1): 17-27.
[7] Benameur S, Mignotte M, Parent S, et al. 3D/2D registration and

- segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models [J]. Comput Med Imaging Graph, 2003, 27(5): 321-337.
- [8] Yamazaki T, Watanabe T, Nakajima Y, et al. Improvement of depth position in 2D/3D registration of knee implants using single-plane fluoroscopy[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2004, 23(5): 602.
- [9] Groher M, Bender F, Hoffmann RT, et al. Segmentation-driven 2D-3D registration for abdominal catheter interventions [J]. Med Image Comput Comput Assist Interv, 2007, 10(Pt 2): 527-535.
- [10] Groher M, Jakobs TF, Padoy N, et al. Planning and intraoperative visualization of liver catheterizations: new CTA protocol and 2D-3D registration method[J]. Acad Radiol, 2007, 14(11): 1325-1340.
- [11] Yoon S, Chang HY, Lee D. Topological recovery for non-rigid 2D/3D registration of coronary artery models[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2021, 200: 105922.
- [12] Liao H, Lin WA, Zhang J, et al. Multiview 2D/3D rigid registration *via* a point-of-interest network for tracking and triangulation [C]// Computer Vision and Pattern Recognition. IEEE, 2019.
- [13] Birkfellner W, Wirth J, Burgstaller W, et al. A faster method for 3D/2D medical image registration-a simulation study [J]. Phys Med Biol, 2003, 48(16): 2665-2679.
- [14] Bruin PW, Kaptein BL, Stoel BC, et al. Image-based RSA: roentgen stereophotogrammetric analysis based on 2D-3D image registration [J]. J Biomech, 2008, 41(1): 155-164.
- [15] Chen X, Gilkeson RC, Fei B. Automatic 3D-to-2D registration for CT and dual-energy digital radiography for calcification detection[J]. Med Phys, 2007, 34(12): 4934.
- [16] Yang K, Luo Y, Zhao Y, et al. A novel 2D/3D hierarchical registration framework *via* principal-directional Fourier transform operator[J]. Phys Med Biol, 2021, 66(6): 065030.
- [17] Liu S, Yang B, Wang Y, et al. 2D/3D multimode medical image registration based on normalized cross-correlation[J]. Appl Sci, 2022, 12(6): 2828.
- [18] Hunsche S, Sauner D, Majdoub FE, et al. Intensity-based 2D-3D registration for lead localization in robot guided deep brain stimulation [J]. Phys Med Biol, 2017, 62(6): 2417.
- [19] Turgeon GA, Lehmann G, Guiraudon G, et al. 2D-3D registration of coronary angiograms for cardiac procedure planning and guidance[J]. Med Phys, 2005, 32(12): 3737-3749.
- [20] Vermandel M, Betrouni N, Gauvrit JY, et al. Intrinsic 2D/3D registration based on a hybrid approach: use in the radiosurgical imaging process[J]. Cell Mol Biol, 2006, 52(6): 44-53.
- [21] Zuiderveld K. Contrast limited adaptive histogram equalization[M]. San Diego: Academic Press Professional, 1994.
- [22] Reddy BS, Chatterji BN. An FFT-based technique for translation, rotation, and scale-invariant image registration[J]. IEEE Trans Image Process, 1996, 5(8): 1266-1271.
- [23] Yoo JC, Han TH. Fast normalized cross-correlation[J]. Circuits Syst Signal Process, 2009, 28(6): 819.
- [24] Pawiro SA, Markelj P, Pernuš F, et al. Validation for 2D/3D registration I: a new gold standard data set[J]. Med Phys, 2011, 38(3): 1481-1490.
- [25] Fitzpatrick JM, West JB, Maurer CR. Predicting error in rigid-body point-based registration[J]. IEEE Trans Med Imag, 1998, 17: 694-702.
- [26] Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators [J]. Med Phys, 2009, 36(9 Part 1): 4197-4212.

(编辑:陈丽霞)