

Impact of respiratory phase on registration errors between CT and cone-beam CT images under different motion states: Phantom experiments

FANG Yaling^{1,2}, WANG Zhi², YANG Xin², CAO Hongli², WANG Man³, GU Kangsheng^{1*}

(1. Department of Medical Oncology, 2. Department of Radiation Oncology, the First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Hefei 230022, China; 3. Department of Nuclear Medicine, Fuyang Hospital Affiliated to Anhui Medical University, Fuyang 236000, China)

[Abstract] **Objective** To observe the impact of respiratory phase on registration errors between CT and cone-beam CT (CBCT) images under different motion states based on phantom experiments. **Methods** 4D CT and CBCT scanning of QUASAR phantom were performed under static conditions, at different motion frequencies (12, 14, 16 breaths per minute) and amplitudes (5, 10, 20 mm respiratory motion). The registration errors were analyzed at full-time phase and at 30%—70% of the phases. **Results** At motion frequencies of 12, 14 and 16 breaths per minute, the full-time phase image registration errors were (0.01±0.06), (−0.05±0.08) and (−0.08±0.09) cm, and the 30%—70% time-phase image registration errors were (0.12±0.42), (0.14±0.38) and (0.09±0.40) cm, respectively, with no difference was found between the two phases (all $P>0.05$). At motion amplitudes of 5, 10 and 20 mm, the full-time phase image registration errors were (−0.04±0.08), (−0.02±0.05) and (−0.06±0.12) cm, respectively, and 30%—70% time-phase image registration errors were (−0.04±0.16), (0±0.10) and (0.39±0.57) cm, respectively. Significant difference of registration error was observed between full-time phase image and 30%—70% time-phase image at a motion amplitude of 20 mm ($P<0.05$), but not found at motion amplitudes of 5 nor 10 mm (both $P>0.05$). **Conclusion** The motion amplitude of 20 mm could impact the registration error between CT and CBCT images, whereas smaller motion amplitude or motion frequency did not cause significant impact.

[Keywords] respiration; radiotherapy; tomography, X-ray computed

DOI:10.13929/j.issn.1003-3289.2026.01.024

不同运动状态下呼吸时相对于 CT 与锥形束 CT 图像配准误差的影响:体模实验

方亚玲^{1,2}, 汪志², 杨欣², 曹泓立², 王嫚³, 顾康生^{1*}

(1. 安徽医科大学第一附属医院肿瘤内科, 2. 放疗科, 安徽合肥 230022;
3. 安徽医科大学附属阜阳医院核医学科, 安徽阜阳 236000)

[摘要] **目的** 基于体模实验分析不同运动状态下呼吸时相对于 CT 与锥形束 CT(CBCT) 图像配准误差的影响。 **方法** 分别于静止状态和不同运动频率(12、14、16 次/分)及运动幅度(5、10、20 mm)下对 QUASAR 呼吸运动体模行 4D CT 和 CBCT 扫描, 观察全时相与 30%~70% 时相下的配准误差。 **结果** 频率分别为 12、14 及 16 次/分时, 全时相图像配准误差分别为 (0.01±0.06)、(−0.05±0.08) 及 (−0.08±0.09) cm, 30%~70% 时相图像配准误差分别为 (0.12±0.42)、

[基金项目] 2023 年度安徽省卫生健康科研项目(AHWJ2023A10025)。

[第一作者] 方亚玲(1990—), 女, 安徽合肥人, 在读硕士, 主管技师。研究方向: 肿瘤放疗技术。E-mail: f_yaling@163.com

[通信作者] 顾康生, 安徽医科大学第一附属医院肿瘤内科, 230022。E-mail: ayfugks@163.com

[收稿日期] 2025-06-09 **[修回日期]** 2025-11-12

(0.14 ± 0.38)及(0.09 ± 0.40)cm;差异均无统计学意义(P 均 >0.05)。运动幅度为 5、10 及 20 mm 时,全时相图像配准误差分别为(-0.04 ± 0.08)、(-0.02 ± 0.05)及(-0.06 ± 0.12)cm,30%~70%时相图像配准误差分别为(-0.04 ± 0.16)、(0 ± 0.10)及(0.39 ± 0.57)cm;全时相图像与 30%~70%时相图像在运动幅度为 20 mm 时的配准误差差异有统计学意义($P < 0.05$),而在运动幅度为 5 及 10 mm 时差异均无统计学意义(P 均 >0.05)。结论 运动幅度达 20 mm 时可影响 CT 与锥形束 CT 图像的配准误差,而幅度或频率较小的运动则不产生显著影响。

[关键词] 呼吸;放射治疗;体层摄影术,X线计算机

[中图分类号] R73-33; R814.42 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2026)01-0119-05

基于图像引导、人工智能、剂量优化等技术深度融合,精准放疗给予肿瘤靶区“毫米级”打击,同时最大限度保护非瘤组织,使靶区内剂量更高、分布更均匀,由此获得更高的治疗增益比^[1-2]。质子治疗、体部立体定向放疗(stereotactic body radiotherapy, SBRT)和自适应放疗(adaptive radiotherapy, ART)等技术的成熟进一步推动了精准放疗在肺癌、头颈部肿瘤及前列腺癌中的应用。呼吸运动为影响放疗精度的主要因素之一,可致明显几何和/或剂量误差^[3]。美国医学物理师协会发布的 TG76 报告^[4]建议对呼吸运动幅度较大的肿瘤患者进行呼吸运动管理,现有常用方法包括深吸气屏气(deep inspiration breath hold, DIBH)训练或采用呼吸门控、动态肿瘤跟踪等技术^[5-6]。本研究基于体模实验观察不同运动状态下全呼吸时相与特定时相相对于 CT 与锥形束 CT(cone beam CT, CBCT)图像配准误差的影响。

1 材料与方法

1.1 设备与材料 GE Optima 540 螺旋 CT 机、瓦里安实时位置管理(real-time position management, RPM)、VitalBeam 医用直线加速器、瓦里安 kV 级 CBCT 扫描系统、瓦里安 4D 综合治疗控制系统(4D integrated treatment console, 4DITC)及瓦里安 Eclipse15.6 治疗计划系统,以及 QUASAR 呼吸运动体模。

1.2 QUASAR 呼吸运动体模 QUASAR 呼吸运动体模(图 1)内部嵌有一个直径 3 cm、由丙烯酸树脂制成的球形靶区,电子密度与软组织相近;调节其频率为 12、14 及 16 次/分,运动幅度为 5、10 及 20 mm,依次组合模拟 9 种呼吸运动状态,序号分别为 PH1~PH9,以静止状态为 PH0。

1.3 采集与传输计划 CT 图像 将 QUASAR 呼吸运动体模放置于 CT 定位床,以激光摆位线确定中心位置并贴上标记铅点。采用 GE Optima 540 螺旋 CT 机对 PH0 体模行常规 CT 扫描,并分别于 PH1~PH9 状态行 4D CT 扫描;模式及参数:胸部扫描模式,管电压 120 kV,管电流 300 mA,螺距 1.375,层厚 1.25 mm。采集图像过程中,利用瓦里安 RPM 系统记录体模运动曲线。完成扫描后以 Advantage 4D 软件重建呼吸



图 1 QUASAR 呼吸运动体模

信号数据,并将完整的呼吸周期分成 10 个时相,包括 0、10%、20%、30%、40%、50%、60%、70%、80% 及 90%;将全部图像导入瓦里安 Eclipse15.6 治疗计划系统,创建平均密度投影(average intensity projection, AIP)和最大密度投影(maximum intensity projection, MIP)图。由 1 名具有 10 年工作经验的放疗科技师基于 CT 图像灰度值与几何轮廓在 PH0 计划 CT 图像中勾画参考靶区;于模拟特定呼吸运动状态(PH1~PH9)的 4D CT 重建图像中分别勾画基于全呼吸周期的全时相靶区及仅包含呼吸周期中相对稳定阶段(30%~70%时相)的门控时相靶区(图 2);由物理师设计对应放疗计划。

1.4 采集 CBCT 图像 在 VitalBeam 医用直线加速器中应用 X 线容积图像系统分别对不同运动状态下体模行 3D CBCT 和 4D CBCT 扫描(图 3);模式及参数:胸部扫描模式,管电压 125 kV,管电流 270 mA,扫描范围约 16 cm,重建层厚 1 mm。扫描过程中根据预设程序实现体模周期性运动,系统同步采集投影数据,并通过 RPM 系统记录呼吸运动。

1.5 图像匹配及获取摆位误差 于 PH0 行 3D CBCT 扫描,分别于 PH1~PH9 行 3D CBCT 和 4D CBCT 扫描。将 3D CBCT 重建图像与计划全时相图像进行配准,4D CBCT 重建图像与计划 30%~70%时相图像进行配准,获取体模左右(Lat)、上下(Lng)及前后(Vrt)三个方向的配准误差。采用灰度值信息最大化算法初步自动配准,

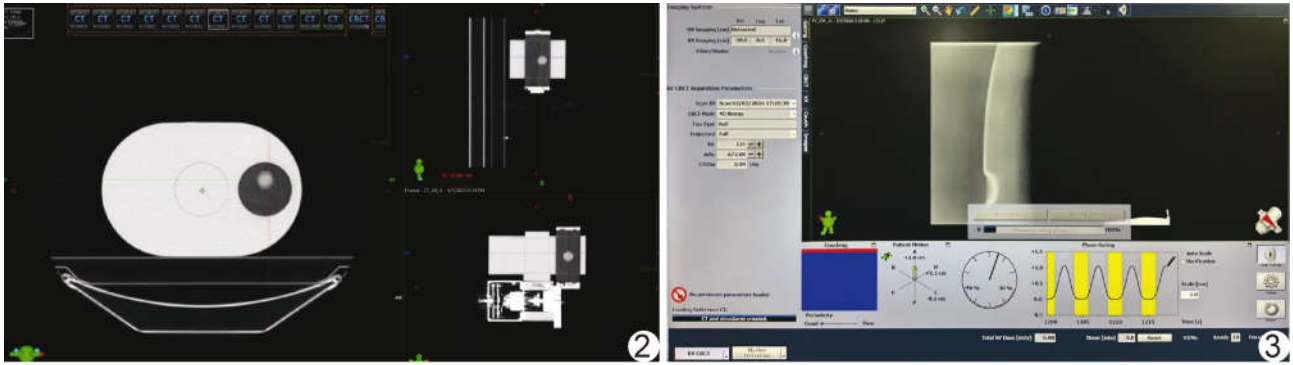


图 2 基于 AIP 及 MIP 图像勾画靶区示意图 图 3 4D CBCT 扫描示意图

由同一放疗科技师在不知晓频率及运动幅度的情况下进行视觉确认,必要时手动微调,确保骨性标记和体模外形达到最佳吻合。配准区域聚焦于包含球形靶区的 ROI。

1.6 配准误差定义与计算 配准误差定义:完成上述图像配准流程后,治疗系统记录的计划 CT 图像与 CBCT 图像之间在 3 个正交方向上的位移。设配准后系统导出的平移向量为 $(\Delta X, \Delta Y, \Delta Z)$,则 Lat 方向误差 $=\Delta X$,Lng 方向误差 $=\Delta Y$,Vrt 方向误差 $=\Delta Z$;通过对每个运动状态下的每次 CBCT 扫描获得 3 个方向的误差值。

1.7 统计学分析 采用 SPSS 26.0 统计分析软件。以 $\bar{x} \pm s$ 表示符合正态分布的计量资料。对不同频率及不同运动幅度下的全时相图像与 30%~70%时相图像配准误差进行配对 t 检验。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

PH0 计划 CT 图像与 CBCT 图像配准误差在体模 Lat、Lng、Vrt 方向分别为 0.03、0.14、0 cm,满足临床摆位精度,可视为配准无显著差异。

频率为 12、14 及 16 次/分时,全时相图像配准误差分别为 (0.01 ± 0.06) 、 (-0.05 ± 0.08) 及 (-0.08 ± 0.09) cm,30%~70%时相图像配准误差分别为 (0.12 ± 0.42) 、 (0.14 ± 0.38) 及 (0.09 ± 0.40) cm;全时相图像与 30%~70%时相图像在不同频率下的配准误差差异均无统计学意义($t = -1.573, -1.324, -1.164, P$ 均 > 0.05)。

运动幅度为 5、10 及 20 mm 时,全时相图像配准误差分别为 (-0.04 ± 0.08) 、 (-0.02 ± 0.05) 及 (-0.06 ± 0.12) cm,30%~70%时相图像配准误差分别为 (-0.04 ± 0.16) 、 (0 ± 0.10)

及 (0.39 ± 0.57) cm;全时相图像与 30%~70%时相图像在运动幅度为 20 mm 时配准误差差异有统计学意义($t = -2.054, P < 0.05$),运动幅度为 5、10 mm 时差异均无统计学意义($t = -0.378, -0.561, P$ 均 > 0.05)。不同运动幅度下 3 个方向配准误差见表 1。不同呼吸状态下,PH9(运动幅度 20 mm、运动频率 18 次/分)对 4D CT 图像质量及靶区显影的影响最为显著(图 4)。

3 讨论

在保护放射敏感组织的前提下向肿瘤组织精准递送治疗辐射剂量具有挑战性^[7];呼吸运动更是精准放疗胸、腹部恶性肿瘤的一大难点^[8]。本研究通过体模实验定量分析不同运动状态下呼吸时相对于 CT 与 CBCT 图像配准误差的影响,发现运动幅度是导致配准误差的关键因素,而频率的影响相对较小;运动幅度为 5 或 10 mm 时,全时相图像与 30%~70%时相图像配准误差较小(< 0.16 cm)而可接受;而一旦运动幅度达到 20 mm,30%~70%时相图像的配准误差显著增大至 (0.39 ± 0.57) cm,且与全时相图像配准误差差异显著;为优化图像引导策略提供了客观依据。

本研究发现,体模运动幅度为 20 mm 时,30%~70%时相图像的显著配准误差主要源于 CBCT 采集过程中大幅呼吸运动引入的严重运动伪影。CBCT 扫描速度较慢(通常需 1 min 左右),采集投影数据跨越多个呼吸周期,使得呼吸运动可致靶区在不同空间位

表 1 不同运动幅度下体模在 Lat、Lng 及 Vrt 方向上的配准误差(cm)

运动幅度	时相	Lat 方向	Lng 方向	Vrt 方向
5 mm	全时相	-0.02 ± 0.05	-0.05 ± 0.09	-0.04 ± 0.07
	30%~70%时相	-0.03 ± 0.10	-0.05 ± 0.18	-0.04 ± 0.15
10 mm	全时相	-0.01 ± 0.04	-0.03 ± 0.06	-0.02 ± 0.05
	30%~70%时相	0.01 ± 0.07	-0.01 ± 0.11	0 ± 0.09
20 mm	全时相	-0.03 ± 0.08	-0.08 ± 0.15	-0.07 ± 0.11
	30%~70%时相	0.18 ± 0.35	0.45 ± 0.62	0.35 ± 0.58

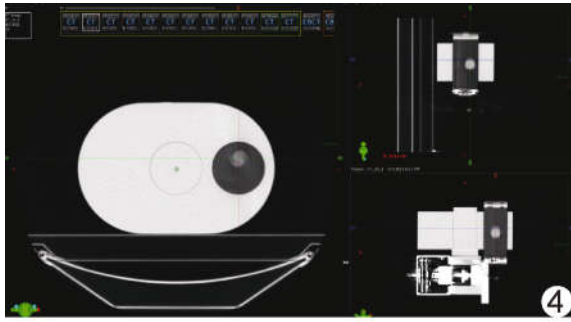


图 4 PH9 4D CT 图示体模球形靶区出现明显运动伪影,边缘模糊、轮廓失真,以 Lng 方向位置偏移最著

置的信息被时间积分至同一组投影数据中,重建后生成的三维图像实质上是运动周期内不同位置的平均态或混合态,造成图像模糊与靶区轮廓失真^[9-10]。本研究进一步发现大幅呼吸运动(即 PH9)对 4D CT 图像质量及靶区显影的影响最为显著,且位置偏移主要体现在于上下方向,与胸腹部生理运动的主方向一致;提示临床对呼吸运动幅度较大者可通过腹压板及呼吸训练等干预以提升配准精度,并从根本上直接减少图像伪影;且精准放疗前可利用 4D CT 个体化评估呼吸运动幅度,对幅度较小者可采用常规 3D CBCT 进行图像引导,而对幅度较大者则需于 4D CBCT 图像引导下实施门控治疗,并将辐照窗口限定于呼吸相对稳定的时相(如 30%~70%时相)。

本研究与近期多项利用先进技术提升放疗精度的研究^[11-14]结果相互印证,并具有独特价值。首先,在影像学引导层面,SWENEY 等^[11-12]证实,相比 3D CBCT,4D CBCT 用于体部 SBRT 治疗有助于精准定位靶区;本研究进一步明确了影响配准误差的关键呼吸运动幅度阈值,为 4D CBCT 引导精准放疗提供了定量依据,并与 VERGALASOVA 等^[13]关于自由呼吸 CBCT 可能低估内靶区的观点相符。其次,本研究与前沿 ART 及人工智能研究方向紧密衔接,如 SUN 等^[14]开发的深度学习框架可基于治疗前 CBCT 自动判断是否为宫颈癌而启动在线 ART 流程;本研究提供的呼吸运动幅度阈值为普适性强的物理规则,可作为个体化人工智能决策模型的重要定量输入特征,辅助构建更高效、精准的 ART 触发机制。此外,影像学引导精准放疗中,摆位误差与运动误差为必须同时管理的两大核心几何不确定因素;既往研究多关注 CBCT 对胸部肿瘤摆位误差的控制与肿瘤靶区边界外放,而本研究聚焦于呼吸运动所致靶区自身移动及由此产生的图像配准误差,提供了控制误差的全局视角。

综上所述,体模运动幅度达 20 mm 时可影响 CT

与 CBCT 图像的配准误差;而较小的幅度或频率则不产生显著影响。本研究存在一定局限性:①采用刚性球体体模,无法模拟真实肿瘤形变和非线性运动轨迹,需通过可形变体模并整合临床数据进行验证;②刚性体模在一定程度上规避了形变带来的复杂配准问题,但未考虑摆位误差因素。

利益冲突:全体作者声明无利益冲突。

作者贡献:方亚玲查阅文献、数据分析、撰写和修改文章;汪志指导、审阅文章;杨欣研究实施;曹泓立图像处理;王媛图像分析;顾康生研究设计、审阅文章、经费支持。

[参考文献]

- [1] 张颖琦,杨怡萍.呼吸运动的控制 in 肿瘤放射治疗中的应用[J]. 临床医学研究与实践,2020,5(31):194-196.
- [2] 吴珈俣,嵇卫星,张建英.呼吸门控放射治疗中时间延迟的测量方法[J]. 中国医疗设备,2022,37(5):161-165.
- [3] MUTAF Y D, SCICUTELLA C J, MICHALSKI D, et al. A simulation study of irregular respiratory motion and its dosimetric impact on lung tumors[J]. Phys Med Biol, 2011,56(3):845-859.
- [4] KEALL P J, MAGERAS G S, BALTER J M, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76[J]. Med Phys, 2006,33(10):3874-3900.
- [5] AZNAR M, NENTAS G, ENMARK M, et al. The role of motion management and position verification in lymphoma radiotherapy[J]. Br J Radiol, 2021,94(1127):20210618.
- [6] YAN S X, MAISONET O G, CARMEN A, et al. Radiation effect on late cardiopulmonary toxicity: An analysis comparing supine DIBH versus prone techniques for breast treatment [J]. Breast J, 2020,26(5):897-903.
- [7] KEIKHAI FARZANEH M J, MOMENNEZHAD M, NASERI S. Gated radiotherapy development and its expansion [J]. J Biomed Phys Eng, 2021,11(2):239-256.
- [8] 陈衍,杨振,曹瑛,等.呼吸运动对 4DCT 扫描下靶区体积及位移的影响[J]. 中国医学物理学杂志,2022,39(3):277-282.
- [9] MAGERAS G S, PEVSNER A, YORKE E D, et al. Measurement of lung tumor motion using respiration-correlated CT[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2004,60(3):933-941.
- [10] SHIMIZU S, SHIRATO H, KAGEI K, et al. Impact of respiratory movement on the computed tomographic images of small lung tumors in three-dimensional (3D) radiotherapy [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2000,46(5):1127-1133.
- [11] SWENEY R A, SEUBERT B, STARK S, et al. Accuracy and inter-observer variability of 3D versus 4D cone-beam CT based image-guidance in SBRT for lung tumors [J]. Radiat Oncol, 2012,7:81.
- [12] 苏心怡.4D-CT 联合呼吸门控技术在肺癌立体定向体部放疗中的应用效果分析[J]. 医学理论与实践,2025,38(6):962-964.
- [13] VERGALASOVA I, MAURER J, YIN F F. Potential underestimation of the internal target volume (ITV) from free-breathing CBCT[J]. Med Phys, 2011,38(8):4689-4699.