

• 临床经验与技术交流 •

分次内锥形束 CT 在前列腺癌术后放疗中的运用*

曾露, 龚攀, 李斌, 周继丹, 钟仁明[△]

610041 成都, 四川大学华西临床医学院/华西医院 放疗科

[摘要] **目的:** 分析分次内锥形束 CT (cone beam computed tomography, CBCT) 的质量, 利用分次内 CBCT 分析前列腺放疗中的分次内误差。**方法:** 采用模体验证、分次间半弧、分次间全弧及分次内 CBCT 扫描模式扫描 CTP 503 Phantom, 分析 CBCT 图像的几何、空间分辨率、低对比度及均匀性。纳入 14 例前列腺切除术后放疗患者, 扫描分次间 CBCT 后纠正误差, 在治疗过程中进行分次内 CBCT 扫描, 分析前列腺癌患者放疗中分次内误差。**结果:** 模体验证模式扫描的空间分辨率、低对比度及均匀性均优于其他模式。相比分次间半弧、分次间全弧扫描模式, 分次内 CBCT 存在明显的伪影, 空间分辨率为 3 个线对, 低对比度为 1.52, 均匀性为 3.57%。分次间半弧及分次内 CBCT 均不能清晰显示前列腺瘤床轮廓。前列腺放疗中分次内系统误差与随机误差为在左右方向 (medial-to-lateral, ML) 0.5 mm/0.6 mm, 在头脚方向 (superior-to-inferior, SI) 0.8 mm/0.5 mm, 在胸腹方向 (anterior-to-posterior, AP) 0.7 mm/0.6 mm, 相应的计划靶区 (planning target volume, PTV) 边界为 1.67 mm (ML), 2.35 mm (SI) 与 2.17 mm (AP)。**结论:** 兆伏射线对分次内 CBCT 的影响主要表现在散射伪影, 常规分次间 CBCT 及分次内 CBCT 均不能清晰显示前列腺瘤床。CBCT 纠正后的残余误差及治疗中患者的移动小, 5 mm 的 PTV 边界能够补偿前列腺癌术后放疗的位置误差。

[关键词] 分次内锥形束 CT; 前列腺癌术后放疗

[中图分类号] R730.55; R737.25 **[文献标志码]** A doi:10.3969/j.issn.1674-0904.2021.08.007

引文格式: Zeng L, Gong P, Li B, et al. Application of intra-fractional cone beam CT in post-prostatectomy radiotherapy [J]. J Cancer Control Treat, 2021, 34(8): 731-737. [曾露, 龚攀, 李斌, 等. 分次内锥形束 CT 在前列腺癌术后放疗中的运用 [J]. 肿瘤预防与治疗, 2021, 34(8): 731-737.]

Application of Intra-Fractional Cone Beam CT in Post-Prostatectomy Radiotherapy

Zeng Lu, Gong Pan, Li Bin, Zhou Jidan, Zhong Renming

Department of Radiation Oncology, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, Sichuan, China

Corresponding author: Zhong Renming, E-mail: zrm_100@163.com

This study was supported by grants from Science & Technology Department of Sichuan Province (No. 2021JDKP0070).

[Abstract] **Objective:** To analyze the quality of intra-fractional CBCT, and analyze intra-fractional errors in the post-prostatectomy radiotherapy using intra-fractional CBCT. **Methods:** The CTP 503 phantom was scanned with different CBCT scan modes (including the phantom verification model, the inter-fractional half-arc model, the inter-fractional full-arc model and the intra-fractional scanning mode), and the CBCT images were evaluated by geometry, spatial resolution, low contrast and uniformity. 14 patients with post-prostatectomy radiotherapy were scanned by inter-fractional CBCT to correct the setup errors. Intra-fractional CBCT scans were performed to analyze intra-fractional errors throughout the treatment. **Results:** Spatial resolution, low contrast and uniformity of the phantom verification model were superior to those of other three models. Obvious artifacts existed with the intra-fractional scanning mode, compared with the inter-fractional half-arc model and the inter-fractional full-arc model; spatial resolution, low contrast and uniformity of this mode were 3 line pairs, 1.52 and 3.57%,

respectively. Neither the inter-fractional half model nor the intra-fractional scanning model could clearly show the contour of the prostate bed. Systematic and random errors of intra-fractional CBCT for post-prostatectomy radiotherapy were 0.5 mm

[收稿日期] 2020-12-04 **[修回日期]** 2021-03-07

[基金项目] * 四川省科普培训项目 (编号: 2021JDKP0070)

[通讯作者] [△] 钟仁明, E-mail: zrm_100@163.com

vs 0.6 mm in the medial-to-lateral (ML) direction, 0.8 mm vs 0.5 mm in the superior-to-inferior (SI) direction and 0.7 mm vs 0.6 mm in the anterior-to-posterior (AP) direction; and the corresponding planning target volume (PTV) margins were 1.67 mm (ML), 2.35 mm (SI) and 2.17 mm (AP). **Conclusion:** The influence of megavoltage radiation on intra-fractional CBCT is mainly in artifacts. Neither inter-fractional CBCT nor intra-fractional CBCT can clearly show the contour of the prostate bed. Residual errors after CBCT correction and patients' movements throughout treatment are small. A 5 mm PTV margin can compensate for the position errors in post-prostatectomy radiotherapy.

[Key words] Intra-fractional cone beam CT; Post-prostatectomy radiotherapy

放射治疗是前列腺癌重要的治疗手段之一,为保证其放疗精度,需要利用各种手段监测并消除分次间及分次内误差。分次间误差主要来源于摆位误差,同时前列腺/瘤床的移动、膀胱、直肠的充盈等也会影响其前列腺的分次间误差。分次内误差主要来源于治疗中患者移动、前列腺/瘤床的移动、膀胱、直肠的充盈等,其误差大小通常较分次间误差小。为监测并消除这些误差,千伏级(kilovoltage, kV)平片、电子射野影像(electronic portal imaging, EPI)、常规锥形束 CT (cone beam computed tomography, CBCT)、兆伏级(megavoltage, MV)、超声、磁感应粒子、磁共振等影像引导措施相继在临床得到运用^[1]。

常规 CBCT, MV 射线可以清晰显示骨性结构及部分前列腺,纠正患者的分次间误差,但是不能监测患者治疗中的分次内误差^[1]。为评估分次内误差,常用治疗前扫描的 CBCT 图像与治疗之后 CBCT 图像的差异表示分次内的运动^[2]。这种治疗前后的差异并不能完全代表患者治疗过程中的精度,可能与实际情况存在差异^[3]。kV 平片及 EPI 对前列腺本身无法显影,通常需要植入金属标记点,以金属标记点代替前列腺的位置^[3]。超声引导放疗^[4]与磁感应粒子引导放疗^[5]能监测患者的分次间及分次内误差。但超声引导放疗的影像质量较差,且不同操作者之间容易存在差异。磁感应粒子引导放疗与植入金属标记点类似,属于有创性操作,且植入的粒子有可能会发生迁移^[3, 6]。

分次内 CBCT 是在患者治疗的同时扫描 CBCT, 可以获取患者的三维信息,对患者的分次内误差进行评估。Li 等^[7]利用分次内 CBCT 在肺部中进行运用,证实了肺部肿瘤的分次内误差。但是,到目前为止,并没有利用分次内 CBCT 对前列腺分次内误差进行分析的研究。同时,治疗时的 MV 级射线散射到 CBCT 探测板,对 CBCT 影像质量产生影响^[8-9]。因此,本研究利用标准模体分析 MV 射线对分次内 CBCT 影像质量的影响,并利用分次内 CBCT 分析前列腺放疗中的分次内误差,为影像引导放疗下计划

靶区(planning target volume, PTV)边界提供参考。

1 材料和方法

1.1 患者

从 2019 年 6 月到 2019 年 10 月,14 例前列腺癌切除术后患者,年龄 38 ~ 73 岁,中位年龄 66。患者体位固定方式均采用胸腹热塑膜。5 例患者单次剂量 200 cGy,共 33 次,总剂量 6 600 cGy;2 例患者单次剂量 200 cGy,共 25 次,总剂量 5 000 cGy;2 例患者单次剂量 215 cGy,共 28 次,总剂量 6 020 cGy;1 例患者,单次剂量 200 cGy,共 30 次,总剂量 6 000 cGy;1 例患者,单次剂量 200 cGy,共 28 次,总剂量 5 600 cGy;1 例患者,单次剂量 800 cGy,共 3 次,总剂量 2 400 cGy;1 例患者,单次剂量 500 cGy,共 7 次,总剂量 3 500 cGy;1 例患者,单次剂量 800 cGy,共 5 次,总剂量 4 000 cGy。放疗处方平均剂量($5\,467 \pm 1\,336$) cGy(表 1)。

表 1 患者处方

Table 1. Dose Prescription

N	Dose perfraction (cGy)	Fraction	Total dose (cGy)
5	200	33	6,600
2	200	25	5,000
2	215	28	6,020
1	200	30	6,000
1	200	28	5,600
1	800	3	2,400
1	500	7	3,500
1	800	5	4,000

1.2 分次内与分次间的 CBCT 图像收集

所有的患者采用容积旋转调强治疗计划,均在 Elekta Versa HD 直线加速器治疗。在患者摆位完成后扫描 CBCT 图像,将 CBCT 图像与定位图像进行匹配,匹配方式先用自动匹配(骨匹配),再手动调整的方式进行配准。手动调整主要根据患者的直肠

充盈状态进行,目的是避免直肠前壁进入靶区范围。如果直肠充盈不明显,没有进入靶区,则不进行调整;如果直肠充盈明显,突入靶区内,则手动调整,避免直肠剂量过高。配准结果包括前后(anterior-to-posterior, AP)方向,左右(medial-to-lateral, ML)方向,头脚(superior-to-inferior, SI)方向上的平移误差, X、Y、Z 三个轴的旋转误差。根据误差结果移动床纠正分次间误差。纠正后进行治疗的同时,使用分次内 CBCT 扫描。再将分次内的 CBCT 图像与定位图像进行匹配,匹配方式与分次间的匹配方式一致。由于未采用六维治疗床进行旋转误差的纠正,分次内的旋转误差定义为分次间 CBCT 配准结果与分次内 CBCT 配准结果相减。

1.3 不同扫描模式下 CBCT 图像质量

图像质量对图像的匹配结果产生直接影响,因此,本文采用标准模体(CTP 503 phantom)扫描量化分次内 CBCT 的图像质量(图像的几何、空间分辨率、低对比度及均匀性),以消除 CBCT 图像质量对前列腺配准结果(误差结果)的影响。模体 CTP 503 phantom(CATPhan[®] Phantom Laboratory, Salem, NY)根据 XVI R4.5 Elekta Customer Acceptance Tests 标准可以

验证 CBCT 图像的几何、空间分辨率、低对比度(计算方法为:
$$\text{Low contrast} = \frac{((CT_{\text{polystyrene}} - CT_{\text{LDPE}})/10)}{\left\{ \frac{(\text{Mean}_{\text{polystyrene}} - \text{Mean}_{\text{LDPE}})}{(\text{SD}_{\text{polystyrene}} + \text{SD}_{\text{LDPE}})/2} \right\}}$$
),

均匀性(计算方法为:
$$\left(\frac{\text{mean}(\text{high}) - \text{mean}(\text{low})}{\text{mean}(\text{high})} \right) \times 100\%$$
)。分别使用模体验证(机架角度从 180°到 180°)、分次间半弧(机架角度从 45°到 210°)、分次间全弧(机架角度从 180°到 182°)及分次内 CBCT 扫描模式(机架角度从 180°到 182°)进行模体扫描,将不同模式扫描的 CBCT 图像质量进行比较。

1.4 统计学方法

根据公式靶区外扩边界(margin) = 2.5 × Σ + 0.7 × σ^[10],可以计算分次间的 margin 和分次内的一个 margin。Σ 为系统误差,即每个患者均值的标准差;σ 为随机误差,即每个患者标准差的均方根。数据处理用 IBM SPSS Statistics 22 和 Excel 软件。

2 结果

2.1 不同 CBCT 扫描模式参数比较

扫描的主要参数包括 kV, mA, mS, 扫描帧数等(表 2)。

表 2 不同 CBCT 模式扫描参数

Table 2. Parameters of Different Scanning Modes

Variable	Phantom calibration	Half arc for inter-fraction	Full arc for inter-fraction	Intra-fraction
kV	120	120	120	120
mA	20	40	40	40
mS	20	20	20	20
Gantry angle	180° ~ 180° (360°)	45° ~ 210° (195°)	180° ~ 182° (358°)	180° ~ 182° (358°)
Average frame	675	433	662	343
Reconstruction mode	CAT-Image Quality	S20-Med-Res	S20-Med-Res	S20-Med-Res

2.2 不同扫描模式 CBCT 影像质量

利用模体(CTP 503 phantom)以不同的模式扫描 CBCT 影像结果对比见表 3 及图 1。分次内 CBCT 的几何尺寸没有发生明显变形,空间分辨率、低对比度与均匀性相比验证的高扫描模式明显降低。相比分次间半弧和分次间全弧扫描模式,分次内 CBCT 存在明显的伪影,空间分辨率为 3 个线对,低对比度为 1.52,均匀性为 3.57%。

2.3 分次间误差及相应 PTV 边界

分次间误差结果见表 4,在 ML、SI 和 AP 方向的

范围分别为(-8.7 ~ 8.1) mm、(-16 ~ 14) mm、(-10 ~ 1.8) mm,在 X、Y、Z 三个轴上的旋转范围为(-3.5 ~ 3.6)°、(-2.7 ~ 3.1)°、(-3.6 ~ 2.4)°。分次间盆腔肿瘤在 ML、SI 和 AP 三个方向平移偏差为(-0.2 ± 2.7) mm、(-0.3 ± 6) mm 和(-1.6 ± 2.5) mm,在 X、Y、Z 三个轴上的旋转误差为(0.1 ± 1.4)°、(0.3 ± 1.3)°、(-0.9 ± 1.4)°,分次间 ML、SI 和 AP 方向的最大位移分别为 8.7 mm、16 mm 和 10 mm。

表 3 不同扫描模式 CBCT 影像质量对比

Table 3. Quality of CBCT images in Different Scanning Modes

Variable	Phantom calibration	Half arc for inter-fraction	Full arc for inter-fraction	Intra-fraction
Geometric deviation	0.36%	0.45%	0.54%	0.27%
Spatial resolution (lp/cm)	10	3	3	3
Low contrast	3.73%	1.36%	1.13%	1.52%
Uniformity	0.0028%	0.0354%	0.0243%	0.0357%
Average HU value (HU)	1,000.99	907.28	923.28	924.98

HU: Hounsfield unit.

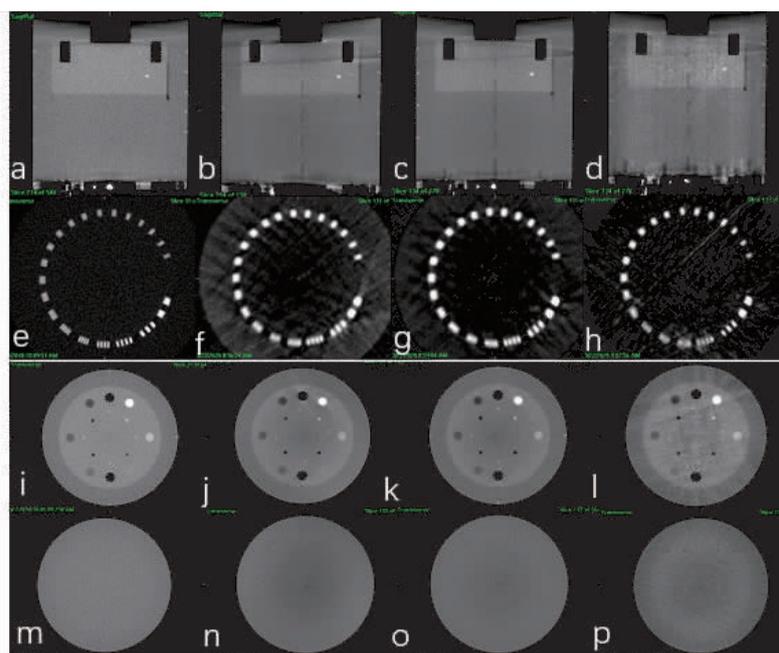


图 1 不同扫描模式下模体的 CBCT 影像

Figure 1. CBCT Images of Phantoms in Different Scanning Modes

Columns from left to right show images for the phantom verification model (Panels a, e, i, and m), the inter-fractional half-arc model (Panels b, f, j, and n), the inter-fractional full-arc model (Panels c, g, k, and o) and the intra-fractional scanning mode (Panels d, h, l, and p), respectively; rows from up to down show the images for geometric deviation (Panels a, b, c, and d), spatial resolution (Panels e, f, g, and h), uniformity (Panels i, j, k, and l), and average HU value (Panels m, n, o, and p), respectively.

表 4 分次间误差及相应 PTV 边界

Table 4. Inter-Fractional Errors and Corresponding PTV Margins

Variable	Inter-fractional error (mm)					
	ML	SI	AP	RX	RY	RZ
Σ	2	5.1	2.6	1.34	1.05	1.16
δ	2.2	4.8	1	0.83	0.98	0.99
Margin	6.54	16.11	7.2			

ML; Medial-to-lateral direction; SI; Superior-to-inferior direction; AP; Anterior-to-posterior direction; RX; Rotation about axis X; RY; Rotation about axis Y; RZ; Rotation about axis Z.

2.4 分次内误差及相应 PTV 边界

分次内患者 CBCT 影像质量见图 2, 分次内误

差结果见表 5。误差在 ML、SI 和 AP 方向的范围分别为 (- 1.7 ~ 2.2) mm、(- 2.9 ~ 1.1) mm、

(-3.7 ~ 1.5) mm, 在 X、Y、Z 三个轴上的旋转范围为(-1.8 ~ 1.7)°、(-1.9 ~ 2.0)°、(-1.3 ~ 1.6)°。在 ML、SI 和 AP 三个方向平移偏差为(0.02 ± 0.7)、(-0.16 ± 0.7)、(-0.26 ± 0.8) mm, 在 X、

Y、Z 三个轴上的旋转误差为(0 ± 0.5)°、(0.09 ± 0.5)°、(-0.01 ± 0.4)°, 相应 PTV margin 均小于 3mm(表 5)。

表 5 分次内误差及相应 PTV 边界

Table 5. Intra-Fractional Errors and Corresponding PTV Margins

Variable	Intra-fractional error (mm)					
	ML	SI	AP	RX	RY	RZ
Σ	0.5	0.8	0.7	0.33	0.24	0.37
δ	0.6	0.5	0.6	0.54	0.68	0.34
Margin	1.67	2.35	2.17			

Abbreviations as indicated in Table 4.

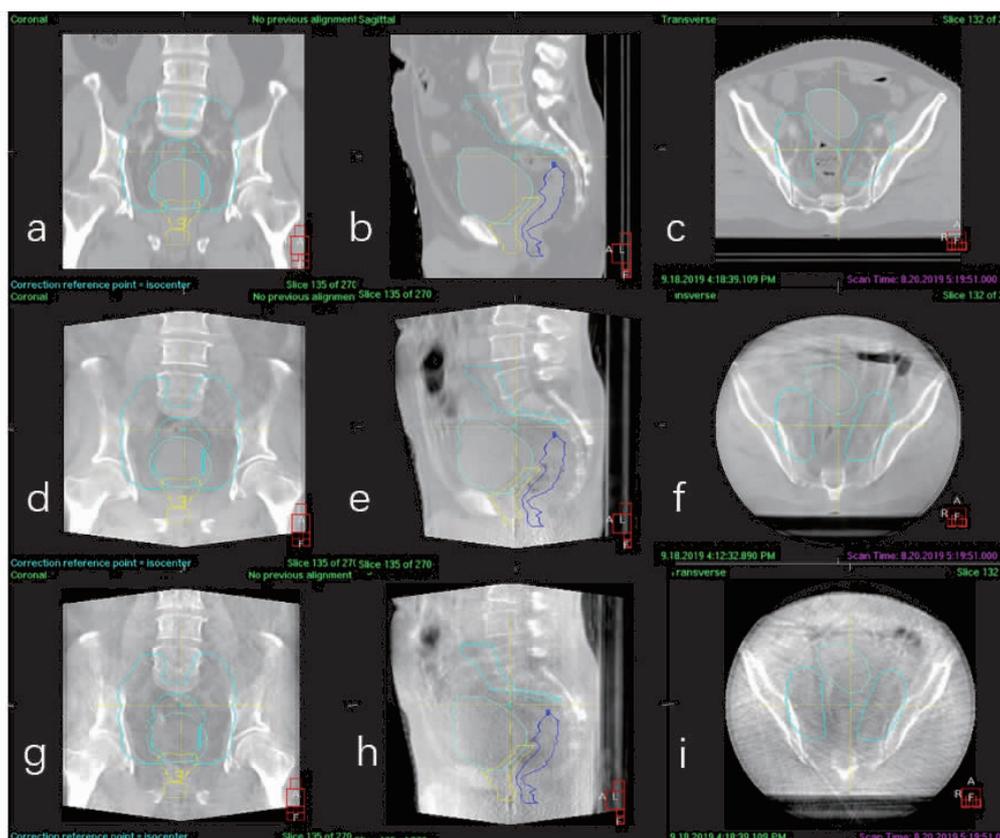


图 2 定位 CT 图像与分次间及分次内 CBCT 影像

Figure 2. CT and Inter-Fractional CBCT and Intra-Fractional CBCT Images

Rows from up to down show CT, inter-fractional CBCT and intra-fractional CBCT, respectively.

3 讨论

分次内 CBCT 是在 MV 射线治疗的同时进行扫描,因此 MV 射线对分次内 CBCT 的质量产生影响。Yoganathan 等^[8]报道, MV 散射射线影响 CBCT 的 CT 值(Hounsfield unit, HU)、对比度噪声比和空间不均

性,且随着 MV 射野面积增加和能量降低,这种影响更明显,但对空间分辨率的影响较小;全弧治疗的影响大于半弧的治疗。为减少或消除 MV 射线对 CBCT 质量的影响,有作者将瓦里安加速器 360 度原本 177 个控制点再一分为二,一个控制点出束 MV,一个控制点扫描 CBCT,这样就减少甚至消除

了 MV 射线对分次内 CBCT 质量的影响^[9]。本研究中分次内 CBCT 的几何尺寸没有发生明显变形,空间分辨率、低对比度与均匀性相比模体验证模式明显降低。相比分次间半弧与全弧扫描模式,分次内 CBCT 的影像质量主要表现在 MV 射线引起的散射伪影,空间分辨率、低对比度与均匀性均无明显差异。

模体验证模式的扫描参数相比分次间及分次内 CBCT 的高,所产生的额外剂量更高,不适合在临床运用。临床中如果使用全弧模式扫描 CBCT,其扫描剂量为半弧扫描模式的 1.8 倍,且两者的 CBCT 质量没有明显差异。McNair 等^[11]也证实,减少扫描条件没有明显增加 CBCT 配准的误差。因此,我们根据扫描剂量 ALARA (As Low As Reasonably Achievable) 的原则,在临床中使用分次间半弧模式进行 CBCT 扫描。可以看出,不管是分次间半弧扫描模式还是分次内 CBCT 模式,前列腺瘤床的轮廓均不能清晰显示。主要原因是前列腺切除后,瘤床位置缺乏明显的组织对比,如果对前列腺未切除者进行扫描,虽然图像质量本身并无明显提高,但是由于有明显的组织对比,轮廓将显示更为清晰。因此,在配准中均采用先用骨性配准,再手动调整的方式进行配准。手动调整主要根据患者的直肠充盈状态进行,目的是避免直肠前壁进入靶区范围,直肠剂量过高。研究显示,这种自动加手动的配准方式,不同匹配者之间的配准误差均值 \pm 标准差在 ML、SI 及 AP 方向分别为 (0.4 ± 0.5) mm、 (1.2 ± 0.9) mm 及 (1.6 ± 0.8) mm^[11]。因此,前列腺癌术后放疗患者扫描分次间及分次内 CBCT 采用该配准方法在临床可行。

本研究中配准得到的分次间误差在 SI 方向的系统误差与随机误差分别为 5.1 mm 和 4.8 mm,明显较头颈部的摆位误差大,需要的 PTV 边界超过 10 mm。由于分次间误差与患者的固定方式、治疗师的摆位技巧、患者的配合度都有关系,提示我们采用的固定方式、治疗师的摆位技巧都需要进一步提高。然而,如果我们采用 CBCT 引导放疗,分次间摆位误差就不再是影响放疗精度的主要因素,在外扩 PTV 边界时,应该以分次内误差进行计算。分次内误差来源于治疗床的位置纠正,治疗中患者移动,前列腺/瘤床的移动,膀胱、直肠的充盈等。研究已经证实,治疗床的纠正不增加分次内误差^[12]。Baker 等^[13]报道,采用超声发现前列腺分次内误差(均值 \pm 标准差)在 SI、ML 及 AP 方向分别为 $(0.2 \pm$

$0.9)$ mm, (-0.2 ± 0.8) mm 和 (-0.2 ± 1.1) mm;最大的误差在前后的方向为 2.8 mm。Langsenlehner 等^[14]采用植入标记点分析分次内误差为 (-0.4 ± 1.8) mm (AP), (-0.4 ± 1.6) mm (SI) 和 (-0.1 ± 0.9) mm (ML)。Kotte 等^[15]发现 66% 的治疗分次中分次内误差超过 2 mm,28% 的分次超过 3 mm,建议至少使用 2 mm 的 PTV 边界考虑前列腺的分次内运动。Mutanga 等^[16]报道的前列腺分次内运动为 (0.9 ± 1.1) mm (AP), (0.6 ± 1.0) mm (SI)。Tanyi 等^[17]报道的前列腺分次内 PTV 边界为 1.4 mm (ML), 2.6 mm (SI) 与 2.3 mm (AP)。

本研究的分次内 CBCT 影像对前列腺瘤床显影不清,主要以骨性标准进行配准,得到的主要误差来源为 CBCT 纠正后的残余误差及治疗中患者的移动。分次内系统误差与随机误差均小于 1 mm,相应的 PTV 边界为 1.67 mm (ML), 2.35 mm (SI) 与 2.17 mm (AP)。基于 Kotte 等^[15], Mutanga 等^[16] 及 Tanyi JA 等^[17] 的研究结果,将前列腺分次内 PTV 边界考虑为 3 mm 是合适的。同时,在此基础上再考虑 2 mm PTV 边界,以补偿 CBCT 纠正后的残余误差及治疗中患者的移动,即在使用 CBCT 纠正分次间误差的基础上,5 mm 的 PTV 边界能够补偿前列腺放疗中的分次内误差。由于前列腺放疗中膀胱、直肠充盈影响前列腺及精囊腺的位置,而精囊腺的位置影响更大^[18]。为进一步减少前列腺癌放疗中的位置误差,应该采用膀胱、直肠协议,保证膀胱、直肠充盈的一致性^[19-20]。

综上所述, MV 射线对分次内 CBCT 的影响主要表现在散射伪影,常规分次间 CBCT 及分次内 CBCT 均不能清晰显示前列腺瘤床轮廓。CBCT 纠正后的残余误差及治疗中患者的移动小,5 mm 的 PTV 边界能够补偿前列腺癌术后放疗的位置误差。

[参考文献]

- [1] Dang A, Kupelian PA, Cao M, et al. Image-guided radiotherapy for prostate cancer [J]. *Transl Androl Urol*, 2018, 7(3): 308-320.
- [2] 王恩阳, 徐飞, 贾明轩, 等. 宫颈癌容积调强弧形治疗与调强放疗技术对患者分次内误差的影响 [J]. *临床误诊误治*, 2016, 29(4): 89-93.
- [3] Alexander, S. E, J. Kinsella, H. A McNair, et al. National Survey of Fiducial Marker Insertion for Prostate Image Guided Radiotherapy [J]. *Radiography*, 2018. 24(4): 275-282.
- [4] Biston MC, Zaragori T, Delcoudert L, et al. Comparison of electromagnetic transmitter and ultrasound imaging for intrafraction monitoring of prostate radiotherapy [J]. *Radiother Oncol*, 2019, 136: 1-

- 8.
- [5] Vanhanen A, Syren H, Kapanen M. Localization accuracy of two electromagnetic tracking systems in prostate cancer radiotherapy: A comparison with fiducial marker based kilovoltage imaging [J]. *Phys Med*, 2018, 56 : 10-18.
- [6] Bell LJ, Eade T, Kneebone A, *et al.* Initial experience with intrafraction motion monitoring using Calypso guided volumetric modulated arc therapy for definitive prostate cancer treatment [J]. *J Med Radiat Sci*, 2017, 64(1) : 25-34.
- [7] Li R, Han B, Meng B, *et al.* Clinical implementation of intrafraction cone beam computed tomography imaging during lung tumor stereotactic ablative radiation therapy [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2013, 87(5) : 917-923.
- [8] Yoganathan SA, Maria Das KJ, Maria Midunvaleja K, *et al.* Evaluating the image quality of cone beam CT acquired during rotational delivery [J]. *Br J Radiol*, 2015, 88(1054) : 20150425.
- [9] Ling C, Zhang P, Etmektzoglou T, *et al.* Acquisition of MV-scatter-free kilovoltage CBCT images during RapidArc or VMAT [J]. *Radiation Oncol*, 2011, 100(1) : 145-149.
- [10] van Herk M. Errors and margins in radiotherapy [J]. *Semin Radiat Oncol*, 2004, 14(1) : 52-64.
- [11] McNair HA, Harris EJ, Hansen VN, *et al.* Magnitude of observer error using cone beam CT for prostate interfraction motion estimation: Effect of reducing scan length or increasing exposure [J]. *Br J Radiol*, 2015, 88(1054) : 20150208.
- [12] Ballhausen H, Ganswindt U, Belka C, *et al.* Intra-fraction motion of the prostate is not increased by patient couch shifts [J]. *Radiat Oncol*, 2016, 11 : 49.
- [13] Baker M, Behrens CF. Determining intrafractional prostate motion using four dimensional ultrasound system [J]. *BMC Cancer*, 2016, 16(1) : 484.
- [14] Langsenlehner T, Doller C, Winkler P, *et al.* Impact of inter- and intrafraction deviations and residual set-up errors on PTV margins. Different alignment techniques in 3D conformal prostate cancer radiotherapy [J]. *Strahlenther Onkol*, 2013, 189(4) : 321-328.
- [15] Kotte AN, Hofman P, Legendijk JJ, *et al.* Intrafraction motion of the prostate during external-beam radiation therapy: analysis of 427 patients with implanted fiducial markers [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2007, 69(2) : 419-425.
- [16] Mutanga TF, de Boer HC, Rajan V, *et al.* Day-to-day reproducibility of prostate intrafraction motion assessed by multiple kV and MV imaging of implanted markers during treatment [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2012, 83(1) : 400-407.
- [17] Tanyi JA, He T, Summers PA, *et al.* Assessment of planning target volume margins for intensity-modulated radiotherapy of the prostate gland: Role of daily inter- and intrafraction motion [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2010, 78(5) : 1579-1585.
- [18] Yartsev S, Bauman G. Target margins in radiotherapy of prostate cancer [J]. *Br J Radiol*, 2016, 89(1067) : 20160312.
- [19] Pang EPP, Knight K, Hussain A, *et al.* Reduction of intra-fraction prostate motion-determining optimal bladder volume and filling for prostate radiotherapy using daily 4D TPUS and CBCT [J]. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol*, 2018, 5 : 9-15.
- [20] Hosni A, Rosewall T, Craig T, *et al.* The effect of bowel preparation regime on interfraction rectal filling variation during image guided radiotherapy for prostate cancer [J]. *Radiat Oncol*, 2017, 12(1) : 50.