

# 不同分辨率 CT 图像 Sentinel 摆位系统误差研究

黎杰 陈川东 康盛伟 廖雄飞 尹刚 王首龙 王培

610041 成都,四川省肿瘤医院放疗中心

通信作者:王培,Email:dengwangpei@163.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2016.08.013

**【摘要】 目的** 研究不同分辨率 CT 影像在 Sentinel 摆位系统中造成的误差是否对临床治疗产生影响。**方法** 采用相同模体,在大孔径定位 CT 上做两种常用的不同分辨率扫描( $CT_1$ : $0.5\text{ mm}\times 0.5\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}$ ,FOV 256 mm,Matrix 512,层厚 1 mm; $CT_3$ : $1.0\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}\times 3.0\text{ mm}$ ,FOV 256 mm,Matrix 512,层厚 3 mm)。将 CT 影像传输至计划系统,设计简单射野后传输至放疗网络 MOSAIQ 和 Sentinel 系统。通过六维治疗床给予 10 个固定偏差,使用 Sentinel 系统对两组 CT 影像进行摆位得出偏差。配对  $t$  检验两组数据差异,同时进行 CBCT 的独立验证。**结果** 由  $CT_1$  得出的  $x$ 、 $y$ 、 $z$  方向的水平摆位偏差分别为  $(0.19\pm 0.11)$ 、 $(0.59\pm 0.79)$ 、 $(0.67\pm 0.75)$  mm,明显小于  $CT_3$  计算出的  $(0.33\pm 0.16)$ 、 $(1.07\pm 1.09)$ 、 $(1.16\pm 1.30)$  mm ( $P=0.061$ 、 $0.008$ 、 $0.043$ )。两组数据旋转偏差均相近( $P=0.494$ 、 $0.182$ 、 $0.298$ )。**结论** 采用 Sentinel 系统在  $0.5\text{ mm}\times 0.5\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}$  模式下摆位精度更高,但常用  $1.0\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}\times 3.0\text{ mm}$  模式在临床上依然是可以接受的一种选择。

**【关键词】** CT 分辨率; 摆位误差; Sentinel 摆位系统; 放射疗法

**基金项目:**四川省卫生厅课题(110263)

## Computed tomography images with different resolutions in Sentinel system: a setup error analysis

Li Jie, Chen Chuandong, Kang Shengwei, Liao Xiongfei, Ying Gang, Wang Shoulong, Wang Pei

Department of Radiation Oncology, Sichuan Cancer Hospital, Chengdu 610041, China

Corresponding author: Wang Pei. Email: dengwangpei@163.com

**【Abstract】 Objective** To study the impact of setup error caused by computed tomography (CT) images with different resolutions in the Sentinel system on clinical treatment. **Methods** A phantom was scanned by large-aperture positioning CT with two different resolutions ( $CT_1$ : $0.5\text{ mm}\times 0.5\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}$ , FOV 256 mm, Matrix 512, thickness 1 mm; $CT_3$ : $1.0\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}\times 3.0\text{ mm}$ , FOV 500 mm, Matrix 512, thickness 3 mm). The CT images were transferred to the planning system. The radiation fields were designed and transferred to MOSAIQ and Sentinel systems. Ten fixed setup errors were applied to a six degree of freedom couch. The Sentinel system was used to position the two groups of CT images and generate the setup errors. The comparison of two datasets was made by paired  $t$ -test. Cone-beam CT was used for independent verification. **Results** The setup errors in  $x$ -,  $y$ -, and  $z$ -directions were significantly smaller on  $CT_1$  than on  $CT_3$  ( $0.19\pm 0.11$  vs.  $0.33\pm 0.16$  mm,  $P=0.061$ ;  $0.59\pm 0.79$  vs.  $1.07\pm 1.09$  mm,  $P=0.008$ ;  $0.67\pm 0.75$  vs.  $1.16\pm 1.30$  mm,  $P=0.043$ ). There were no significant differences in rotational errors in  $x$ -,  $y$ -, or  $z$ -directions between the two datasets ( $P=0.494$ ;  $P=0.182$ ;  $P=0.298$ ). **Conclusions** The Sentinel system has a higher setup accuracy in the  $0.5\text{ mm}\times 0.5\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}$  mode than in the  $1.0\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}\times 3.0\text{ mm}$  mode. However, the later mode is still an acceptable choice in clinical treatment.

**【Key words】** CT resolution; Setup errors; Sentinel system; Radiotherapy

**Fund program:** Health Department Foundation of Sichuan Province (110263)

放疗中对患者摆位验证通常使用 EPID 和 CBCT,此类系统可以清晰看到患者解剖影像,从而帮助医师和技师确定照射部位是否正确,但缺点是会增加患者额外照射剂量<sup>[1-3]</sup>。激光扫描定位系统在照射前扫描患者外轮廓,并与计划系统外轮廓比

较得出摆位参数,照射中也可以实时扫描监控患者是否发生较大移动<sup>[4-5]</sup>。Sentinel 系统就是此类摆位系统中的一种。由于其摆位参数是通过扫描数据与计划系统中 CT 重建数据配准来得到,因此不同分辨率 CT 图像配准结果会存在一定差异。由于

CBCT 目前是图像配准的标准技术,因此本研究将采用 CBCT 独立验证结果作为标准来比较 Sentinel 的结果。

## 材料与方 法

1.设备与参数:美国医科达 AXESSE 加速器,配备 XVI-CBCT 和 HexaPOD 六维自动治疗床。其中 HexaPOD 六维自动治疗床 6 个维度的运动分别为治疗床横轴方向( $x$ )、纵轴方向( $y$ )和垂直方向( $z$ )的平移和旋转,精度为 0.2 mm 和 0.1°。C-RAD 公司 Sentinel 激光扫描摆位验证与监控系统悬挂于加速器治疗床上方,由激光发射器和激光反射捕捉相机组成;最大扫描体积 900 mm×700 mm×470 mm,扫描分辨率 0.2 mm (图 1)。系统有 3 大功能:cPosition 用于患者摆位,cMotion 用于疗中实时监测,cRespiration 用于呼吸门控。本研究只对 cPosition 模块进行研究。

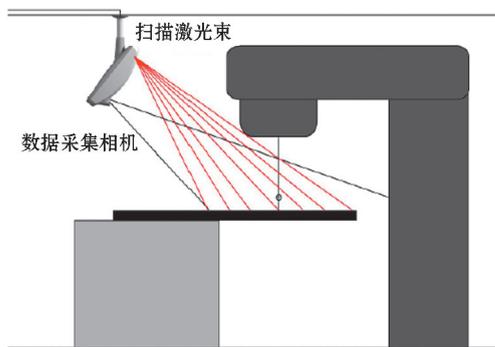


图 1 Sentinel 激光扫描摆位系统图示

2.扫描方法:为了提高 Sentinel 系统识别精度,选用 BRAINLAB ET XR 非规则模体。使用大孔径模拟定位 CT (Philips Brilliance Big Bore, 荷兰)对模体进行扫描。扫描采用两种临床上常用模式:(1) 1.0 mm×1.0 mm×3.0 mm (FOV 500 mm, Matrix 512, 层厚 3 mm), 简称 CT<sub>3</sub>; (2) 0.5 mm×0.5 mm×1.0 mm (FOV 256 mm, Matrix 512, 层厚 1 mm), 简称 CT<sub>1</sub>。CT 影像传输至 MONACO3.0 计划系统,默认条件下自动勾画外轮廓。设计一简单视野后将数据传输至 MOSAIQ 放疗网络、XVI CBCT 和 Sentinel 工作站。使用 Sentinel 系统对模体进行重建扫描,扫描 30 次,间隔 1 min,以观察系统扫描重建的稳定性和重复性。

3.摆位系统误差获取:将模体摆放到 CT 扫描时确定的初始位置,使用 HexaPOD 六维自动治疗床给予模体一个已知的六维偏差,其中  $x$ 、 $y$ 、 $z$  方向的水平位移和旋转角度在六维床的运行范围类随机设

定。模体位置摆好后分别从 MOSAIQ 调用 CT<sub>3</sub> 和 CT<sub>1</sub> 数据进行 Sentinel 扫描,得出两组摆位误差。同时进行 CBCT 扫描,验证 Sentinel 系统计算出的摆位准确性。CBCT 扫描结果选择 Grey Value (T+R),自动配准。按照事先预设的位置进行 10 组数据采集。考虑到设备本身系统误差及临床使用实际情况,将水平水平位移设置在 1~30 mm,旋转位移设置在 0.3°~2.0°。

4.统计方法:采用 SPSS 18.0 软件对两种扫描结果比较行配对  $t$  检验, $P<0.05$  为差异有统计学意义。

## 结 果

1.Sentinel 系统扫描稳定性和重复性:对模体进行 30 次重复扫描,每次扫描结果与初始扫描数据对比,数据显示系统稳定性是符合使用要求的。从表 1 可见在  $x$ 、 $y$ 、 $z$  方向的最大平移偏差为 0.3 mm,最大旋转偏差为 0.2°。

表 1 Sentinel 系统不同方向对刚性模体扫描的稳定性

项目	最大值	最小值	平均值±标准差
$x$ 方向			
平移偏差 (mm)	0.3	0.00	0.09±0.13
旋转偏差 (°)	0.2	0	0.07±0.10
$y$ 方向			
平移偏差 (mm)	0	-0.1	0.00±0.02
旋转偏差 (°)	0	-0.1	-0.03±0.05
$z$ 方向			
平移偏差 (mm)	0	-0.1	0.00±0.02
旋转偏差 (°)	0.1	0	0.04±0.05

2.对于不同分辨率 CT 影像 Sentinel 扫描结果: $x$ 、 $y$ 、 $z$  和  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  是由自动床给定的预设水平偏移和旋转偏移,  $|\Delta x|$ 、 $|\Delta y|$ 、 $|\Delta z|$  和  $|\Delta \alpha|$ 、 $|\Delta \beta|$ 、 $|\Delta \gamma|$  表示 Sentinel 系统给出的偏移与标准偏移差值的绝对值, $S_1$  为由 Sentinel 系统得到的在 CT<sub>1</sub> 模式下扫描图像的摆位偏差, $S_3$  为 CT<sub>3</sub> 模式下扫描图像的摆位偏差。在实验条件较苛刻情况下  $S_1$  最大水平摆位偏差可以达到 2.3 mm, $S_3$  则达到 4.1 mm, $S_1$ 、 $S_3$  最大旋转偏差均达到 0.5°,余见表 2。

3.对于不同分辨率 CT 影像 CBCT 扫描结果: $C_1$  表示由 CBCT 得到的在 CT<sub>1</sub> 模式下扫描图像的摆位偏差, $C_3$  表示在 CT<sub>3</sub> 模式下扫描图像的摆位偏差。从表 3 中可见  $C_1$  的最大水平摆位偏差可以达到 1.5 mm, $C_3$  则达到 2.7 mm。 $C_1$  的最大旋转偏差为 0.4°, $C_3$  的最大旋转偏差为 0.9°。图 2A 是两种分辨率下 Sentinel 系统和 CBCT 系统得出的在  $x$ 、 $y$ 、 $z$

表 2 不同 CT 分辨率下 Sentinel 摆位系统对刚性模体在 6 个方向上的偏差

预设偏差(mm,°)						Δx (mm)		Δy (mm)		Δz (mm)		Δα (°)		Δβ (°)		Δγ (°)	
x	y	z	α	β	γ	S <sub>1</sub>	S <sub>3</sub>										
1	2	3	0.3	-0.5	0.8	0.3	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.3	0.0	0.0	0.0	0.3	0.0
2	3	5	0.3	0.6	0.9	0.3	0.2	0.4	0.4	0.2	1.0	0.1	0.0	0.2	0.0	0.5	0.1
3	-6	-8	-1.0	0.5	-0.8	0.1	0.3	0.1	1.0	0.5	1.0	0.2	0.0	0.1	0.2	0.1	0.1
-5	10	-7	0.7	-1.0	-0.5	0.1	0.4	0.0	0.7	0.7	0.2	0.5	0.5	0.0	0.2	0.1	0.1
-7	-9	-12	-1.0	-1.2	-0.9	0.2	0.3	0.3	0.5	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2
10	15	-20	1.0	2.0	-1.5	0.1	0.2	0.2	0.4	0.2	0.7	0.2	0.3	0.0	0.2	0.0	0.2
-13	10	17	-1.2	1.5	1.0	0.3	0.6	0.7	0.7	0.3	0.4	0.2	0.5	0.0	0.3	0.1	0.3
20	10	0	-2.0	-1.0	1.0	0.3	0.5	0.2	1.0	0.3	1.1	0.2	0.2	0.1	0.0	0.2	0.0
25	15	20	-1.5	-1.0	-2.0	0.2	0.2	2.5	3.7	1.8	2.8	0.4	0.5	0.0	0.3	0.2	0.0
-30	-20	30	-2.0	-1.0	-2.0	0.0	0.5	1.4	2.2	2.3	4.1	0.2	0.0	0.2	0.1	0.0	0.0
平均值						0.19	0.33	0.59	1.07	0.67	1.16	0.25	0.21	0.07	0.15	0.17	0.10
标准差						0.11	0.16	0.79	1.09	0.75	1.30	0.12	0.22	0.08	0.12	0.15	0.11
P 值						0.061		0.008		0.043		0.494		0.182		0.298	

注:S<sub>1</sub> 为由 Sentinel 系统得到的在 CT 模式下扫描图像的摆位偏差,S<sub>3</sub> 为 CT 模式下扫描图像的摆位偏差

表 3 不同 CT 分辨率下 CBCT 对刚性模体在 6 个方向上的偏差

预设偏差(mm,°)						Δx (mm)		Δy (mm)		Δz (mm)		Δα (°)		Δβ (°)		Δγ (°)	
x	y	z	α	β	γ	C <sub>1</sub>	C <sub>3</sub>										
1	2	3	0.3	-0.5	0.8	0.3	0.7	0.2	1.3	0.7	0.0	0.2	0.1	0.1	0.1	0.2	0.3
2	3	5	0.3	0.6	0.9	0.2	1.0	0.2	1.4	0.8	0.9	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.9
3	-6	-8	-1.0	0.5	-0.8	0.2	0.9	0.4	1.0	0.6	1.0	0.3	0.2	0.0	0.1	0.2	0.2
-5	10	-7	0.7	-1.0	-0.5	0.4	0.8	0.0	1.4	0.6	0.9	0.3	0.2	0.0	0.0	0.2	0.2
-7	-9	-12	-1.0	-1.2	-0.9	0.1	1.3	0.3	1.1	0.4	1.2	0.3	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2
10	15	-20	1.0	2.0	-1.5	0.1	0.0	0.1	1.3	0.0	0.6	0.3	0.1	0.0	0.1	0.1	0.2
-13	10	17	-1.2	1.5	1.0	0.3	1.5	0.1	2.1	1.1	0.3	0.2	0.2	0.4	0.3	0.0	0.1
20	-10	20	-2.0	-1.0	1.0	0.7	0.1	0.7	2.7	0.5	0.2	0.2	0.3	0.4	0.1	0.1	0.3
25	15	20	-1.5	-1.0	-2.0	0.9	0.2	0.7	1.3	1.3	0.7	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.2
-30	-20	30	-2.0	-1.0	-2.0	0.3	1.5	1.5	0.9	0.6	2.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.1	0.1
平均值						0.35	0.80	0.42	1.45	0.66	0.80	0.24	0.19	0.14	0.13	0.13	0.30
标准差						0.26	0.56	0.45	0.55	0.36	0.62	0.05	0.06	0.15	0.08	0.07	0.23
P 值						0.078		0.002		0.575		0.096		0.811		0.052	

注:C<sub>1</sub> 表示由 CBCT 得到的在 CT<sub>1</sub> 模式下扫描图像的摆位偏差,C<sub>3</sub> 表示在 CT<sub>3</sub> 模式下扫描图像的摆位偏差

方向上的偏差,图 2B 是 3 个方向旋转的偏差。

### 讨 论

由于激光扫描摆位系统具有方便快捷,稳定性好,无需患者接受额外剂量等优势,虽然有些报道认为光学扫描系统整体上精度要低于 CBCT,但临床上可以根据具体情况加以选择<sup>[6]</sup>,如 Krenqli 等<sup>[7]</sup>在前列腺放疗摆位中先采用类似系统摆位,如果误差 >5 mm 再用 EPID 验证。因此有文献认为在临床放疗中<sup>[8]</sup>,特别是在头颈部等外轮廓变化相对较小部位,激光扫描摆位系统可以部分取代 EPID 或 CBCT。

与 EPID 和 CBCT 不同, Sentinel 系统只通过外轮廓的比对进行位置偏差的计算,因此系统本身的灵敏度和稳定性较为重要。 Pallotta 等<sup>[9]</sup>的研究中,

250 次扫描的水平偏移量 < (0.5 ± 0.12) mm, 旋转偏移量 < (0.1 ± 0.05)°。在本研究中获得的结果类似, 30 次扫描结果显示水平偏移量平均值 < 0.1 mm, 旋转偏移量平均值 < 0.1°。

在一些研究中表明对于不同 CT 扫描条件, 获得 CT 影像分辨率不同, 重建后体积等会有一定不同<sup>[10]</sup>。本研究为了尽量减少其他因素干扰选用了刚性模体进行研究, Sentinel 系统将扫描重建数据与计划系统重建数据相比较计算摆位偏差, 因此计划系统通过 CT 影像重建的外轮廓直接关系到最终计算结果。本研究结果显示 CT<sub>1</sub> 得出 x、y、z 方向水平摆位偏差明显小于 CT<sub>3</sub> 的, 其中 y、z 方向特别明显, 但旋转偏差无差异; CBCT 得出 CT<sub>1</sub> y 方向水平摆位偏差与 CT<sub>3</sub> 差异明显; 两组偏移量预设值较大 (>20 mm) 情况下 Sentinel 系统计算出在 y、z 方向偏移量

明显较 CBCT 大,  $x$  方向则基本无差别。本实验前对 Sentinel 系统和六维床进行了校准, 但偏差值测量只进行了 1 次; Sentinel 系统稳定性和重复性最大偏差为 0.3 mm; 六维床也存在一定系统误差; 因此最终结果可能会发生一定变化。需要在下一步工作中用更多实验数据进行观察。另外, 将  $x$ 、 $y$ 、 $z$  水平位移设置在 1~30 mm 范围,  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  旋转位移设置在  $0.3^\circ \sim 2.0^\circ$  范围, 是考虑到临床实际情况后随机设定的。不同的设定值对结果有何影响还需要进一步的研究才能得出结论。

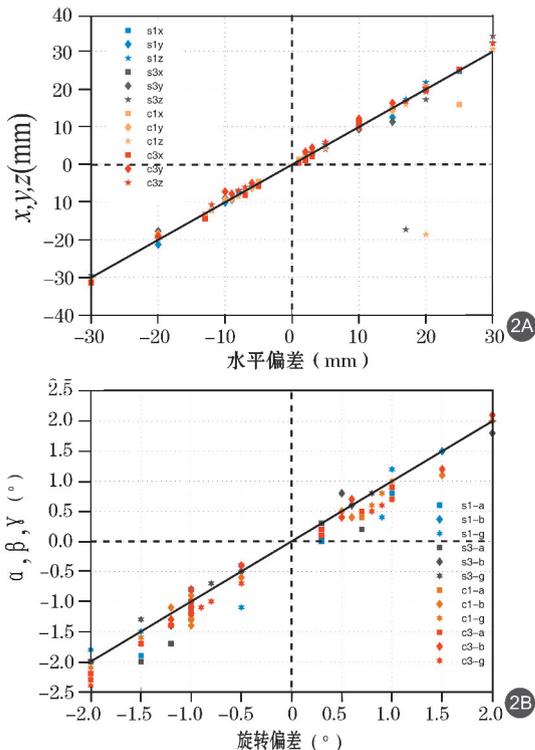


图 2 两种分辨率 CT 影像在 Sentinel 和 CBCT 下相对于刚性模体标准值的偏差

从本研究数据来看, 采用不同分辨率 CT 影像进行激光扫描摆位, 对结果有一定影响。在治疗床横轴方向 ( $x$ ) 影响最小, 垂直方向 ( $z$ ) 次之, 纵轴方向 ( $y$ ) 影响最大; 对 3 个方向旋转影响不大, 可以不予考虑; 通过 CBCT 验证也证实了此结论。在 Pallotta 等<sup>[6]</sup>的研究中, 采用实际患者数据进行了分析, 在  $1.0 \text{ cm} \times 1.0 \text{ cm} \times 3.0 \text{ mm}$  (FOV500 mm, Matrix 512, 层厚 3 mm) 条件下, 使用 Sentinel 系统得出的偏差在治疗床纵轴方向最大。一方面是因为系统本身在此方向上的数据信息量缺乏, 另外也看出 CT 扫描层厚对结果影响较大。从结果来看, 偏移量在 20 mm 以内, 两种分辨率的 CT 产生的位移最大为  $y$  方向, 差异都在 1mm 以内, 不会对最终的摆位结果

造成大的影响。另外, 考虑到 CT 分辨率越高, 患者所受辐射剂量会相应提高, 经济负担也更大。

总之, 综合考虑认为, 虽然在  $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm} \times 1.0 \text{ mm}$  (FOV256 mm, Matrix 512, 层厚 1 mm) 模式下摆位精度更高, 但采用常用的  $1.0 \text{ cm} \times 1.0 \text{ cm} \times 3.0 \text{ mm}$  (FOV 500 mm, Matrix 512, 层厚 3 mm) 模式在临床上依然是可以接受的一种选择。

参 考 文 献

- [1] Schaly B, Bauman GS, Song W, et al. Dosimetric impact of image-guided 3D conformal radiation therapy of prostate cancer [J]. Phys Med Biol, 2005, 50 ( 13 ): 3083-3101. DOI: 10.1088/0031-9155/50/13/008.
- [2] Sykes JR, Amer A, Czajka J, et al. A feasibility study for image guided radiotherapy using low dose, high speed, cone beam X-ray volumetric imaging [J]. Radiother Oncol, 2005, 77 ( 1 ): 45-52. DOI:10.1016/j.radonc.2005.05.005.
- [3] Walter C, Boda-Heggemann J, Wertz H, et al. Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kV portal images vs. cone-beam CT [J]. Radiother Oncol, 2007, 85 ( 3 ): 418-423. DOI: 10.1016/j.radonc.2007.10.014.
- [4] Marrazzo L, Simontacchi G, Agresti B, et al. Evaluation of a surface acquisition system for checking patient positioning [J]. Radiother Oncol, 2009, 92 ( S1 ): S73. DOI:10.1016/S0167-8140(12)72782-2.
- [5] Pallotta S, Marrazzo L, Simontacchi G, et al. Laser/camera based system for patient setup verification: a study on phantom and patients [J]. Radiother Oncol, 2010, 96: S529.
- [6] Pallotta S, Simontacchi G, Marrazzo L, et al. Accuracy of a 3D laser/camera surface imaging system for setup verification of the pelvic and thoracic regions in radiotherapy treatments [J]. Med Phys, 2013, 40: 011710. DOI: 10.1118/1.4769428.
- [7] Krenqli M, Galano S, Mones E, et al. Reproducibility of patient setup by surface image registration system in conformal radiotherapy of prostate cancer [J]. Radiat Oncol, 2009, 4: 9. DOI: 10.1186/1748-717X-4-9.
- [8] 顾文栋, 李奇林, 高旻, 等. 002LFC 调强放疗模体评价 SentinelTM 监控与摆位验证系统的精确性研究 [J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2013, 22 ( 6 ): 493-496. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2013.06.019.
- [9] Gu WD, Li QL, Gao M, et al. A 002LFC intensity-modulated radiotherapy (IMRT) phantom evaluation of SentinelTM system for patient set-up verification in radiotherapy [J]. Chin J Radiat Oncol, 2013, 22 ( 6 ): 493-496. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2013.06.019.
- [9] Pallotta S, Marrazzo L, Ceroti M, et al. A phantom evaluation of SentinelTM. a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy [J]. Med Phys, 2012, 39 ( 2 ): 706-712. DOI:10.1118/1.3675973.
- [10] 曾自力, 刘兵, 王勇兵, 等. 不同扫描与观察条件下三维适形放疗计划系统重建 CT 图像定义体积变化的研究 [J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2010, 19 ( 4 ): 351-354. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2010.04.024.
- Zeng ZL, Liu B, Wang YB, et al. Impact of scanning and observing conditions on definitive volume of rebuilt CT images in three dimensional conformal radiotherapy planning system [J]. Chin J Radiat Oncol, 2010, 19 ( 4 ): 351-354. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2010.04.024.