

不同厚度CT图像重建的DRR对射波刀治疗头部肿瘤精度的影响

王朝壮,王鑫,王恩敏,徐雯倩,孙磊,晋涛
复旦大学附属华山医院,上海 201206

【摘要】采用1、2、3、4、5 mm共5种不同厚度的头部CT图像,将1 mm CT设计的计划作为基础,把基础计划中勾画的结构及靶区复制到其他4种不同的CT上生成相同剂量线分布的治疗计划。然后利用不同厚度CT图像生成的数字重建图像(DRR)进行六维(6D)引导定位治疗照射胶片,分析照射后胶片,得到1、2、3、4、5 mm层厚CT生成的DRR来定位6D追踪治疗头部病灶时产生的总误差是随着CT层厚的增加而增加。在1~4 mm层厚CT生成的DRR定位6D追踪治疗头部病灶产生的总误差随CT层厚的增加而变化较小,5 mm层厚CT生成的DRR定位6D追踪治疗头部病灶产生的误差较大,远大于系统要求误差。

【关键词】头部肿瘤;射波刀;剂量胶片;CT;数字重建图像;六维

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)09-0882-05

Effect of different-thickness CT-based digitally reconstructed radiograph on the accuracy of Cyberknife for head tumor

WANG Chaozhuang, WANG Xin, WANG Enmin, XU Wenqian, SUN Lei, JIN Tao
Huashan Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 201206, China

Abstract: The head CT images of different thicknesses (1, 2, 3, 4, 5 mm) were studied. Taken the plan designed based on 1 mm CT image as the basis, the structure and target area delineated on the basic plan were replicated to the other 4 plans which were designed based on the other 4 CT images and generated the same dose distribution line. Digitally reconstructed radiograph generated with different-thickness CT images was used to perform six-dimensional (6D) skull guided treatment and film irradiation. The analysis of irradiated films showed that the total error of 6D skull to track and treat head lesions was increased with the increase of CT thickness, with a small increases for 1-4 mm CT, but a large increase for 5 mm CT which was far greater than the requirements of the system error.

Keywords: head tumor; Cyberknife; dose film; CT; digitally reconstructed radiograph; six dimensions

前言

射波刀放射治疗设备是一种精确治疗的放射外科治疗设备^[1-3],采用6 MeV小型直线加速器安装在六维(6D)的机械手臂上灵活在空间设置的1 564个出束点中优化出100多个治疗射束,选择12个不同孔径大小的准直器中的1~3个准直器,采用CT重建生成数字重建图像(DRR)引导进行超大分割^[4-6]放射治疗。对头部肿瘤如转移瘤^[7-9]、胶质瘤^[10]、动脉畸形^[11]等神经系统肿瘤,其治疗精度要求在亚毫米

级^[12-14]。对这种超大分割放射治疗,一方面是照射治疗剂量的准确性;另一方面是治疗摆位追踪的准确性。本文在保证剂量质控符合要求的情况下,采用不同厚度CT图像生成的DRR对治疗摆位追踪精度进行探讨,利用直接扫描得到的1、2、3、4、5 mm不同厚度CT图像生成的DRR进行引导治疗照射EBT胶片,分析照射后的胶片,得到DRR对射波刀治疗摆位追踪精度影响的结果。

1 材料与方法

1.1 CT图像数据采集

利用TOSHIBA 64排CT机器对头部模体进行螺旋扫描,扫描曝光条件为120 kV、200 mA,扫描层厚分别为1、2、3、4、5 mm,CT扫描床的起始坐标和终止坐标相同,保证扫描的CT图像包含的组织结构完全

【收稿日期】2017-03-27

【基金项目】上海市科技委项目(16411954000)

【作者简介】王朝壮,硕士研究生,工程师,研究方向:放射治疗质量控制, E-mail: shanghaidx2005@163.com

相同,保证治疗时X射线经过的组织路径是相同的,排除路径误差引起的累积剂量误差。

1.2 模体

利用射波刀系统附带的E2E(End to End)模体(图1a和图1b),该模体包含了头部治疗的6D追踪模式,另外还包含有金标追踪和脊柱追踪模式。

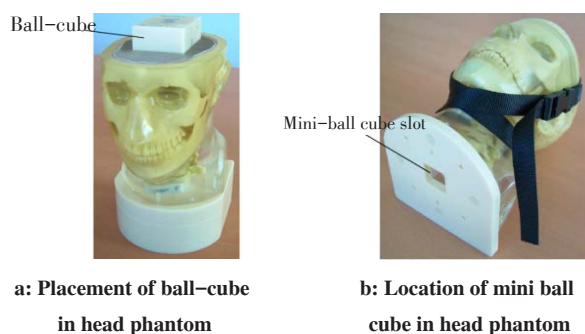
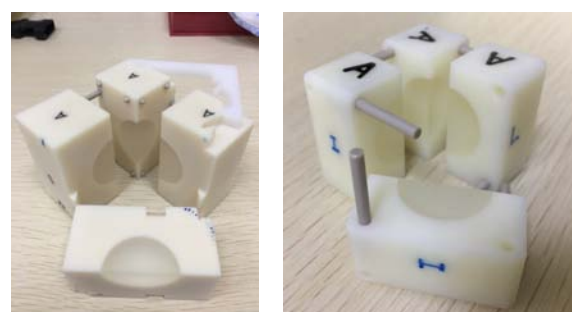


图1 人体头部模型
Fig.1 Head phantom

E2E旨在验证射波刀的几何目标DRR定位精确性。在胶片上记录的球方剂量分布依据放射到模体的辐射反映出目标定位精确性。此测试集成了CT数据获取、治疗计划、机械手定位、影像处理、直线加速器和确保治疗精确性的安全组件。E2E测试包含患者治疗的所有步骤,可以模拟整个治疗过程。针对模体内的胶片执行计划之后,将在曝光胶片上实际放射的剂量分布质心与计划的剂量分布进行比

较。确定每次放射形态的总体位置误差。

E2E质控设备包含两个球方模体,一个球方位于头部,一个袖珍球方位于颈部,具体位置显示如图1a和图1b所示。进行E2E测试时,既可以使用标准2.50英寸(6.350 cm)球方附件(图2a),也可以使用放射剂量胶片装载的袖珍1.25英寸(3.175 cm)随放射测量胶片加载的“球方”附件(图2b)。使用标准和袖珍球方的过程是相似的。胶片分析软件自动识别胶片尺寸并据此进行分析。



a: Ball-cube b: Mini-ball cube

图2 球方结构

Fig.2 Ball-cube structure

1.3 胶片

放射治疗测量胶片,使用Gafchromic EBT3预先裁剪的胶片、Gafchromic EBT3预先开槽的胶片(图3),使得胶片可以一起放在胶片立方体中。

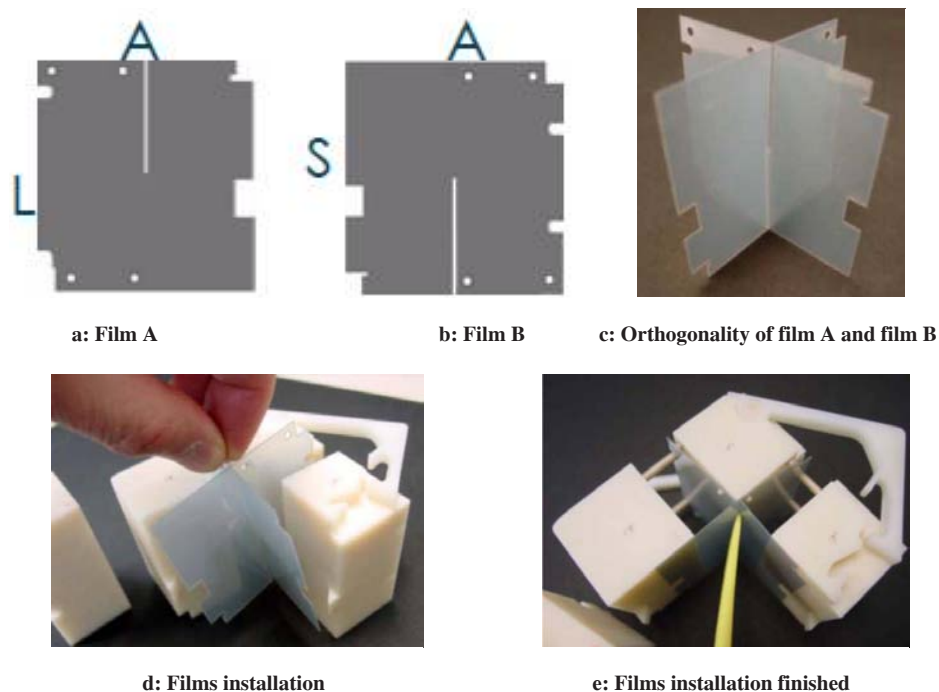


图3 胶片样式及安装方式

Fig.3 Film styles and installation

1.4 胶片扫描仪

使用 16 位(或 48 位颜色)Epson Expression 1680 Professional-E1680-PRO 扫描仪,并且该扫描仪能够生成一致、精确的密度和位置测量结果。使用摄影扫描仪时,首先要执行校准,保证扫描仪空间准确性。

1.5 分析软件

胶片照射之后,利用胶片分析软件进行分析,确认机械和定位追踪的整体误差。此方法允许计算一个阈值级别的质心位置和区域。为了获得需要的阈值级别,将确定已曝光胶片的最小像素密度值和未曝光胶片的平均背景密度。此外,在为每个影像显示的黑色斑点上有一条线,画出了治疗计划列出的大致理想剂量区域。扫描胶片和分析软件如图 4 所示。

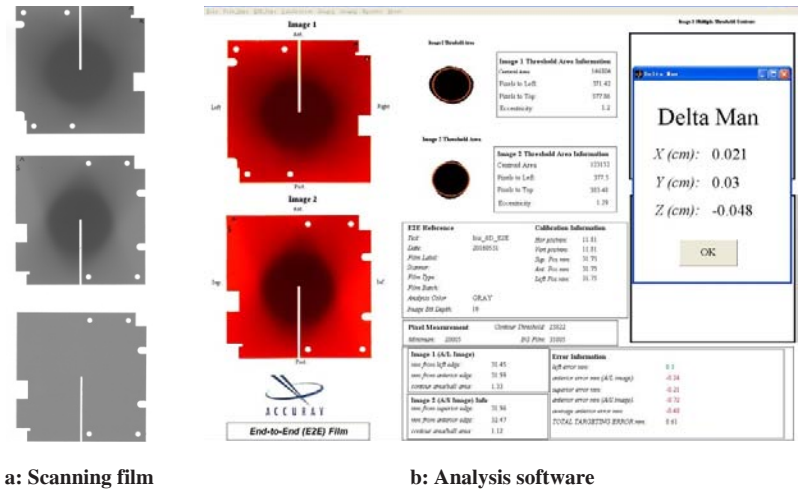


图 4 扫描胶片和分析软件

Fig.4 Scanning film and analysis software

1.6 计划设计

利用 5 种不同厚度 CT 来设计治疗计划,在设计治疗计划中,5 个计划的定位 CT 设置相同,采用 30 mm Fixed 准直器,处方剂量大小为 420 cGy,70% 的剂量线包绕,中心最大剂量为 600 cGy,同样都设置靶区外间隔 2 mm、厚度 2 mm 的外壳 1 和间隔 6 mm、厚度

2 mm 的外壳 2。计划中设计计算时靶区所给的剂量限制 D_{max} 为 3 000 cGy, D_{min} 为 2 400 cGy,外壳 1 和外壳 2 所给的剂量限制分别为 1 200 和 800 cGy,其权重都为 50。治疗计划利用等中心联合适形形式设计的剂量线包绕靶区,其计划剂量线包绕结果如表 1 所示。

表 1 计划中 70% 剂量线的适形指数及覆盖率

Tab.1 Conformity index and coverage rate of the 70% dose line

CT thickness/mm	Conformity		Coverage/%
	CI	nCI	
1	1.08	1.12	96.80
2	1.09	1.12	96.90
3	1.15	1.16	99.12
4	1.16	1.16	99.70
5	1.16	1.17	99.51

CI: Conformity index; nCI: New conformity index

2 结果分析和讨论

根据相同条件下设计的治疗计划执行每个计划

的照射过程,并在执行照射过程中拍片定位,定位球管曝光参数设定为 115 kV、100 mA、100 mS;DRR 的 6D 定位计算摆位误差控制在 0.5 mm 以内,表 2 为治

疗执行的模体平均摆位误差;在照射过程中,拍片验证时间间隔为50 s,机械臂根据定位系统实时验证得

出的计算摆位误差值进行同步补偿;每个计划重复执行3次,得到每个计划执行照射的3张胶片。

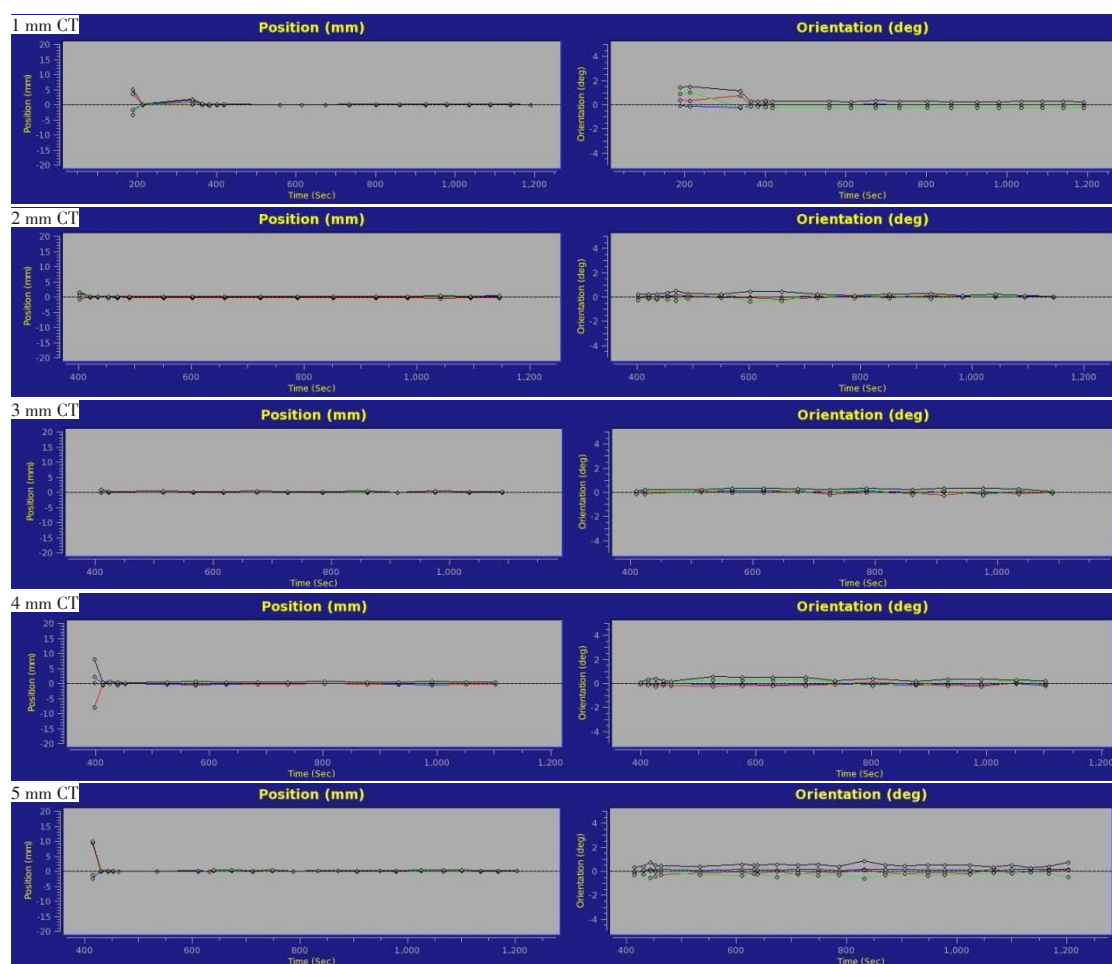
表2 执行治疗计划模体平均摆位误差(mm)
Tab.2 Average position error of treated plans (mm)

Deviation direction	Thickness of located CT images/mm				
	1	2	3	4	5
RGT	0.1	0.2	0.1	0.0	0.0
ANT	0.1	0.0	0.1	0.2	0.1
INF	0.1	0.2	0.1	0.0	0.1
LFT	0.0	0.1	0.1	0.0	0.1
H-DWN	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1
CW/CCW	0.2	0.1	0.1	0.0	0.3

RGT: Right-left; ANT: Anterior-posterior; INF: Superior-inferior; LFT: Left-right; H-DWN: Up-down; CW/CCW: Clock wise-counter clock wise

从图5可以看出,1 mm CT重建得到的DRR在治疗过程中位置验证计算得到的误差波动性很小,

曲线成直线分布,随着CT层厚的增加,这种治疗过程中追踪验证计算误差波动性增加。



DRR: Digitally reconstructed radiograph

图5 1、2、3、4、5 mm CT层厚重建DRR定位6D追踪治疗过程中的验证误差曲线

Fig.5 Validation error curve of six-dimensional tracing and treatment based on DRR reconstructed with different-thickness CT image

图6是利用1、2、3、4、5 mm层厚的CT生成的DRR来定位6D追踪照射胶片结果随着CT层厚的变化曲线,分析胶片得到的误差值随CT层厚的增加而增加,其中1~4 mm层厚CT生成的DRR定位6D追踪治疗头部病灶产生的总误差随CT层厚的增加而变化较小。按照系统治疗要求,都是符合机器系统要求误差(小于0.9 mm)。但对于5 mm层厚CT生成的DRR追踪产生的误差远超过系统要求误差,因此在利用DRR定位6D追踪治疗头部病灶时不应使用大于5 mm层厚的CT图像。

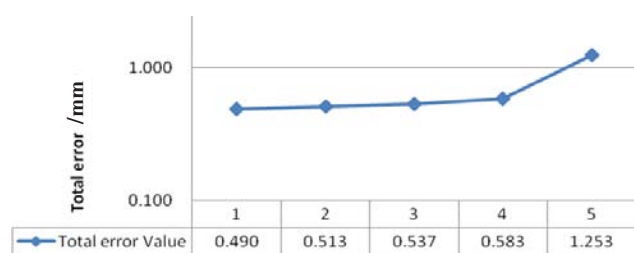


图6 执行计划得到DRR定位照射的总误差

Fig.6 Total error of the DRR irradiation after executing plans

综上所述,造成随CT层厚增加而治疗精度降低的原因大致有以下方面:其一,利用1、2、3、4、5 mm共5种不同层厚的扫描CT图像勾画靶区时,一般在横断面勾画靶区,勾画好的靶区在其它方向(冠状面或矢状面)查看时会发现,CT层厚越厚,勾画的靶区上下层之间变化越大,靶区精细度越低;其二,根据勾画的三维靶区设计治疗计划时,三维靶区边界梯度变化越大,剂量曲线的适形性越低,治疗精度越低;其三,1、2、3、4、5 mm共5种不同层厚的扫描CT图像尽管扫描时参数相同,但使用不同厚度再重建生成的DRR,CT扫描层厚越厚,重建成DRR边界的光滑度越低,而现场通过与CT扫描曝光参数相近采集两个正交图像信息边界是圆滑的,所以导致其对比性明显下降,位置验证计算误差值波动性增加,追踪精度降低,从而引起治疗误差随CT层厚的增加而增加。

3 结论

利用1、2、3、4、5 mm共5种不同层厚的扫描CT图像重建生成的DRR定位6D追踪治疗头部病灶产生的总误差分析,随着CT扫描层厚的增加,导致重建成DRR边界模糊,其对比性明显下降,位置验证计算误差值波动,追踪精度降低,从而引起治疗的总误差随CT层厚的增加而增加。因此,在治疗头部病灶尤其是神经系统病灶时,一定要采用CT薄层无间隔扫描,其层厚为1 mm;尽管2、3、4 mm层厚的CT图像重建生成的DRR对治疗总误差影响较小,但对于医生在勾画病灶靶区

时,CT层厚越厚导致医生勾画病灶靶区的精细程度越低,进而影响病灶靶区治疗的疗效。总之,在利用射波刀尤其是VSI系统治疗头部尤其神经系统病灶时,定位CT一定要采用CT薄层无间隔扫描,扫描厚度为1 mm,从而真正实现剂量雕刻下的精确立体定向放射治疗。

【参考文献】

- [1] SUBEDI G, KARASICK T, GRIMM J, et al. Factors that may determine the targeting accuracy of image-guided radiosurgery[J]. Med Phys, 2015, 42(10): 6004-6010.
- [2] HURKMANS C W, REMEIJER P, LEBESQUE J V, et al. Set-up verification using portal imaging: review of current clinical practice [J]. Radiother Oncol, 2001, 58(2): 105-120.
- [3] CHANG S D, MAIN W, MARTIN D P, et al. An analysis of the accuracy of the CyberKnife: a robotic frameless stereotactic radiosurgical system[J]. Neurosurgery, 2003, 52(1): 140-146.
- [4] BLANCK O, WANG L, BAUS W, et al. Inverse treatment planning for spinal robotic radiosurgery: an international multi-institutional benchmark trial[J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(3): 313-330.
- [5] JANG S Y, LALONDE R, OZHASOGLU C, et al. Dosimetric comparison between cone/Iris-based and InCise MLC-based CyberKnife plans for single and multiple brain metastases [J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(5): 6260.
- [6] OKAMOTO H, HAMADA M, SAKAMOTO E, et al. Log-file analysis of accuracy of beam localization for brain tumor treatment by CyberKnife[J]. Pract Radiat Oncol, 2016, 6(6): e361-e367.
- [7] LIU S H, MUROVIC J, WALLACH J, et al. CyberKnife radiosurgery for brainstem metastases: management and outcomes and a review of the literature[J]. J Clin Neurosci, 2016, 25(44): 105-110.
- [8] VOGEL J, OJERHOLM E, HOLLANDER A, et al. Intracranial control after Cyberknife radiosurgery to the resection bed for large brain metastases[J]. Radiat Oncol, 2015, 10(1): 221.
- [9] TAMARI K, SUZUKI O, HASHIMOTO N, et al. Treatment outcomes using CyberKnife for brain metastases from lung cancer[J]. J Radiat Res, 2015, 56(1): 151-158.
- [10] ABEDALTHAGAFI M, BAKHSHWIN A. Radiation-induced glioma following CyberKnife® treatment of metastatic renal cell carcinoma: a case report[J]. J Med Case Rep, 2012, 6(1): 271.
- [11] HARIDASS A, MACLEAN J, CHAKRABORTY S, et al. Dynamic CT angiography for Cyberknife radiosurgery planning of intracranial arteriovenous malformations: a technical/feasibility report[J]. Radiol Oncol, 2015, 49(2): 192-199.
- [12] 关佳恒, 胡立宏, 王顺, 等. 射波刀治疗精度的验证与分析[J]. 医疗装备, 2015, 28(8): 48-49.
- [13] 李玉, 徐慧军, 张素静, 等. G4射波刀照射精度的验证与评价[J]. 中国现代医生, 2012, 50(15): 112-115.
- [14] LI Y, XU H J, ZHANG S J, et al. Verification and evaluation of G4 CyberKnife geometric targeting accuracy[J]. China Modern Doctor, 2012, 50(15): 112-115.
- [14] 赵瑞, 李莎, 陆军, 等. 射波刀治疗中应注意的影像引导定位问题[J]. 中国医疗装备, 2015, 30(9): 40-46.
- [14] ZHAO R, LI S, LU J, et al. Problems about image-guided locating in CyberKnife treatment[J]. China Medical Equipment, 2015, 30(9): 40-46.

(编辑:陈丽霞)