

六维床在颅内肿瘤立体定向放射治疗中的临床应用

钟伟伟, 郑祖安, 刘庆, 董克滢, 廖景龙, 李君超

【摘要】 目的:探讨六维床在颅内肿瘤立体定向放射治疗(SRT)中的临床应用价值。**方法:**对行 SRT 的 37 例颅内肿瘤患者采用个体化头热塑网罩联合发泡胶制作的个体化头枕与碳纤维底板固定, CT 模拟定位获取治疗计划参考图像,每次治疗前行锥形束 CT(CBCT)扫描,CBCT 图像采用骨窗模式与计划参考图像配准,采用 Varian Edge 直线加速器机载 CBCT 影像引导,用六维治疗床在线校正摆位误差。误差校正后再次行 CBCT 扫描,将 CBCT 图像与计划参考图像进行再次配准,记录配准结果,比较六维床校正前后的误差结果。**结果:**颅内肿瘤首次摆位误差中,三个平移方向 X、Y、Z 的摆位误差分别为 (0.114 ± 0.071) cm、 (0.096 ± 0.077) cm、 (0.090 ± 0.069) cm, 3 个旋转方向 Rx、Ry、Rz 的摆位误差分别为 $(0.737 \pm 0.451)^\circ$ 、 $(0.748 \pm 0.384)^\circ$ 、 $(0.701 \pm 0.381)^\circ$ 。六维床在线校正后获得残余误差结果,3 个平移方向 X、Y、Z 的残余误差分别为 (0.020 ± 0.016) cm、 (0.012 ± 0.012) cm、 (0.014 ± 0.011) cm, 3 个旋转方向 Rx、Ry、Rz 的残余误差分别为 $(0.080 \pm 0.080)^\circ$ 、 $(0.076 \pm 0.075)^\circ$ 、 $(0.076 \pm 0.075)^\circ$, 6 个方向上校正前后差异均有统计学意义(P 值均为 0.000)。**结论:**影像引导下的六维治疗床对颅内肿瘤 SRT 的摆位误差有明显的纠正作用,建议在颅内肿瘤立体定向放射治疗时,采用六维方向在线校正摆位误差。

【关键词】 颅内肿瘤; 立体定向放射治疗; 六维床; 摆位误差

【中图分类号】 R739.41; R815 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2018)05-0511-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2018.05.015

Clinical application of PerfectPitch 6D couch in the stereotactic radiotherapy of intracranial tumors

ZHONG Wei-wei, ZHENG Zu-an, LIU Qing, et al. Department of Oncology, Tongji Hospital, Tongji Medical College, Huanzhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, China

【Abstract】 Objective: To investigate the clinical application of PerfectPitch 6D couch in the stereotactic radiotherapy (SRT) of intracranial tumors. **Methods:** SRT was performed in 37 patients with intra-cranial tumor by using individualized polyurethane foam sealing agent pillow in combination with individualized thermoplastic veil and carbon fibre soleplate. CT images were obtained for the reference of radiotherapy planning. Cone beam CT (CBCT) was performed before each session of therapy. Bone window images were matched with the images of CT for radiotherapy planning. Using CBCT affiliated to the Varian Edge linear accelerator for guidance, the position errors were revised by PerfectPitch 6D couch on line. The images of CBCT were regained and re-matched with the images of CT. The results were noted and statistically analyzed. **Results:** Of the initial setup errors in intra-cranial tumor, the positioning errors of X, Y, Z direction was (0.114 ± 0.071) cm、 (0.096 ± 0.077) cm、 (0.090 ± 0.069) cm, respectively, the positioning error of 3 rotation directions Rx, Ry and Rz was $(0.737 \pm 0.451)^\circ$ 、 $(0.748 \pm 0.384)^\circ$ 、 $(0.701 \pm 0.381)^\circ$ respectively. After revising by the PerfectPitch 6D couch, the remained linear errors and rotation errors that matched between the images of CBCT and the images of CT on X-, Y- and Z-axial was (0.020 ± 0.016) cm、 (0.012 ± 0.012) cm、 (0.014 ± 0.011) cm respectively, and the rotation error was $(0.080 \pm 0.080)^\circ$ 、 $(0.076 \pm 0.075)^\circ$ 、 $(0.076 \pm 0.075)^\circ$ respectively. There were significant statistic differences before and after revision in all these 6 directions (all $P = 0.000$). **Conclusion:** The imaging guided six dimensional treatment bed has a significant correction effect on the setup error of intracranial tumor SRT. It is recommended that the positioning error

作者单位: 430030 武汉, 华中科技大学同济医学院附属同济医院肿瘤科放疗中心

作者简介: 钟伟伟(1973-), 男, 湖北武汉人, 技师, 主要从事放疗 CT 定位及放射治疗技术工作。

通讯作者: 郑祖安, E-mail: zazheng@tjh.tjmu.edu.cn

should be corrected online in six dimensional directions when using stereotactic radiotherapy for the treatment of intra-cranial tumor.

【Key words】 Intracranial tumor; Stereotactic radiotherapy; Six-degree bed; Setup error

立体定向放射治疗 (stereotactic radiotherapy, SRT) 是治疗颅内原发肿瘤和脑转移瘤的一种有效和值得肯定的手段, 能够取得很好的剂量分布和控制率。SRT 小野集束照射形成的高剂量大梯度变化突出了靶区位置精确度的要求, 使靶区位置精确度成为立体定向放射治疗的第一要素, 靶区的精确定位和精确摆位是 X 射线 SRT 成功的关键, 如何消除摆位误差必须受到重视。

随着图像引导放射治疗 (image-guided radiotherapy, IGRT) 技术在放疗中的广泛运用, 相关研究者不仅认识到三维线性误差对靶区剂量的影响, 消除旋转误差的必要性也越来越受到研究者的关注。Guckenberger 等^[1]报道, 旋转误差可以对剂量学结果产生较大影响。本研究采用 Varian Edge 直线加速器机载锥形束 CT (cone beam CT, CBCT), 在 SRT 治疗前获取摆位后的位置验证图像得到的误差数据, 从平移和旋转六维方向进行摆位误差分析, 然后采用 PerfectPitch 6D Couch 六维治疗床在六维方向上在线校正摆位误差, 然后再行加速器机载 CBCT 扫描, 获取位置验证图像从六维方向分析残留的摆位误差, 并比较校正前的摆位误差和校正后的残留摆位误差, 旨在探讨利用六维床在 CBCT 引导下实现六维方向上的在线校正, 在颅内肿瘤 SRT 中的应用价值。

材料与方法

1. 病例资料

选取 2017 年 1 月—2017 年 5 月在本院中法新城院区应用美国瓦里安公司 Varian Edge 直线加速器行 SRT 的颅内肿瘤患者 37 例, 其中男 20 例, 女 17 例, 年龄 18~79 岁, 中位年龄 50 岁, 37 例患者均利用六维床在 CBCT 引导下实现六维方向上的在线校正后完成治疗, 共收集 142 次摆位校正前、后的配准结果。

2. 设备及方法

采用 Varian Edge 直线加速器及机载 CBCT, PerfectPitch 6D Couch 六维治疗床, 飞利浦 (Philips) 公司 X 射线计算机体层摄影设备 (Brilliance CT Big Bore), Varian Eclipse 治疗计划系统。

所有患者均取仰卧位, 采用个体化头热塑网罩联合发泡胶制作的个体化头枕与碳纤维底板固定, 网罩加热至 70℃ 塑型, 降温后成型。

患者体位固定后, 在 Brilliance CT Big Bore 上行

CT 模拟定位 (层厚 3 mm, 120 kV, 400 mAs), 获取治疗计划参考图像, 将 CT 图像经 MOSAIQ 网络传输至 Varian Eclipse 治疗计划系统, 进行靶区勾画和治疗计划设计。

3. 验证与治疗

每次治疗前行机载 CBCT 扫描 (扫描参数: 100 kV、150 mAs、有效剂量 0.32 cGy), CBCT Mode 为 Head, 第一次 CBCT 扫描采用骨窗模式与计划参考图像自动配准 (图 1a), 并经高年资医师、物理师和技师共同确认配准结果, 获得平移误差, 包括左右方向 X、进出方向 Y、升降方向 Z, 旋转误差包括俯仰方向 Rx (Pitch)、滚动方向 Ry (Roll)、左右旋转方向 Rz (Rettn); 分析以上 6 个方向的摆位误差结果, 利用六维床在六维方向上校正摆位误差, 误差校正后再行第二次 CBCT 扫描 (图 1b), 所获得的图像再与计划参考图像配准得到 6 个方向校正后的残余误差, 经医师、物理师和技师共同确认配准结果后, 调用治疗参数, 启动加速器进行治疗。

4. 统计学分析

采用 SPSS 23 软件进行统计学分析。为了表示患者摆位误差的绝对数值, 采用测量值的绝对值进行分析, 以均数±标准差 ($\bar{x} \pm s$) 表示。对位置校正前后两次 CBCT 扫描获得的摆位误差数据行配对样本 *t* 检验。以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

本研究中, 37 例颅内肿瘤患者共进行 142 次 CBCT 扫描, 其中校正前、后各扫描 71 次, 获得摆位误差数据。所有患者均采用 CBCT 扫描验证并利用六维床在六维方向上校正摆位误差, 增加总治疗时间约 5 min, 其中 CBCT 设置与扫描约 2 min, 图像配准及确认约 2 min, 误差纠正后再行 CBCT 扫描约 1 min。

37 例颅内肿瘤患者摆位后在 CBCT 引导下经六维床在线校正后, 再行 CBCT 扫描, 三个平移方向 X、Y、Z 的残余误差结果分别为 (0.020 ± 0.016) cm、 (0.012 ± 0.012) cm、 (0.014 ± 0.011) cm, 单次最大误差分别为 0.07 cm、0.06 cm、0.04 cm (表 1)。3 个旋转方向 Rx, Ry, Rz 的残余误差结果分别为 $(0.080 \pm 0.080)^\circ$ 、 $(0.076 \pm 0.075)^\circ$ 、 $(0.076 \pm 0.075)^\circ$, 单次最大误差分别为 0.4° 、 0.3° 、 0.3° (表 2)。将校正前的摆位误差数据与校正后的残余误差数据行配对样本 *t* 检验, 结果显示 6 个方向上差异均具有统计学意义 (P 值

均为 0.000)。

表 1 3 个平移方向校正前的摆位误差及校正后的残余误差比较 (cm)

方向	n	最大误差值	$\bar{x} \pm s$	t 值	P 值
X1	71	0.30	0.114±0.071	11.962	0.000
X2	71	0.07	0.020±0.016		
Y1	71	0.39	0.096±0.077	9.340	0.000
Y2	71	0.06	0.012±0.012		
Z1	71	0.35	0.090±0.069	9.580	0.000
Z2	71	0.04	0.014±0.011		

注: X1 表示校正前左右方向误差, X2 表示校正后左右方向残余误差, Y1 表示校正前头脚方向误差, Y2 表示校正后头脚方向残余误差, Z1 表示校正前前后方向误差, Z2 表示校正后前后方向残余误差。

表 2 三个旋转方向校正前的摆位误差及校正后的残余误差比较 (°)

方向	n	最大误差值	$\bar{x} \pm s$	t 值	P 值
Rx1	71	2.00	0.737±0.451	12.530	0.000
Rx2	71	0.40	0.080±0.080		
Ry1	71	1.50	0.748±0.384	14.801	0.000
Ry2	71	0.30	0.076±0.075		
Rz1	71	1.40	0.701±0.381	13.419	0.000
Rz2	71	0.30	0.076±0.075		

注: Rx1 表示校正前绕 X 轴方向误差, Rx2 表示校正后绕 X 轴方向残余误差, Ry1 表示校正前绕 Y 轴方向误差, Ry2 表示校正后绕 Y 轴方向残余误差, Rz1 表示校正前绕 Z 轴方向误差, Rz2 表示校正后绕 Z 轴方向残余误差。

讨 论

X 射线 SRT 是治疗颅内肿瘤的一种有效手段之一。X 射线 SRT 具有高斯形的剂量分布,靶体积内外剂量落差较大,在最大限度提高靶区剂量的同时,尽量降低靶区周围正常脑组织的剂量。靶区的精确定位和正确摆位是 X 射线 SRT 治疗成功与否的关键^[2]。治疗摆位的微小误差可能给计划的实施带来较大差异。治疗摆位的目的在于重复定位时的体位,达到与计划设计确定的靶区与射野的空间关系的一致,保证射线束对准靶区进行精确照射治疗。摆位的精确性和可重复性是现代精准放疗的必要条件之一。近年来已经有研究证实,每个接受治疗的患者每次摆位位置都有差异和变化^[3],这种摆位误差会导致部分靶区剂量分布的改变,甚至造成靶区剂量不足,毗邻器官受照射的剂

量和体积反而升高。

近年来,随着影像引导放射治疗的发展和锥形束 CT 及其图像配准软件的应用,放射治疗中的摆位误差已被精确测量,图像引导放射治疗有多种配准方式,包括二维方向图像配准、三维方向加单一旋转轴的配准及六维方向图像配准,不同的配准方式有不同的配准结果^[4]。多数锥形束 CT 具有六维方向的图像配准功能,然而由于直线加速器治疗床大多数只能为三维方向线性运动,所以实际上放射治疗的摆位误差校正大多数被限制在三维方向上的线性校正,无法做到从传统的三维平移误差校正精确到三维平移误差加三维旋转误差校正。Handey 等^[5]报道>2°的旋转误差会对图像配准结果产生影响。Gutfield 等^[6]研究结果表明,>2°的旋转误差会使靶区剂量发生 3%~5%的变化,即认为>2°的旋转误差是需要校正的。郑祖安等^[7]研究发现面颈部肿瘤患者体位固定时需注意头 X 轴的后仰与内收。付秀根等^[8]认为旋转误差在临床摆位中应引起足够重视,旋转误差会影响线性误差。所以对于颅内肿瘤的精确放疗来说,三维方向内的线性误差和六维方向内的线性误差加旋转误差同样重要,只对线性误差校正而不对旋转误差校正是不够的,因为旋转误差不仅本身会引起治疗靶区及重要器官的剂量改变,还会影响线性误差对靶区及重要器官的照射剂量。即使很小的旋转误差也可导致靶区剂量分布的改变,甚至造成靶区剂量不足,毗邻器官的照射剂量升高。

X 射线 SRT 的小野具有高斯形的剂量分布,SRT 小野集束照射形成的高剂量大梯度变化突出了靶区位置精确度的要求,使靶区位置精确度成为立体定向放射治疗的第一要素,靶区定位精确度和摆位精确度的累积效果就是靶区的总精确度。Boman 等^[9]研究 18 例行 SRT 的患者,发现如果只行 3D 平移误差的校正,3D 平移校正后治疗计划的适行指数为 0.78,靶区剂量仅为处方剂量的 78%,而行 6D 平移与旋转误差

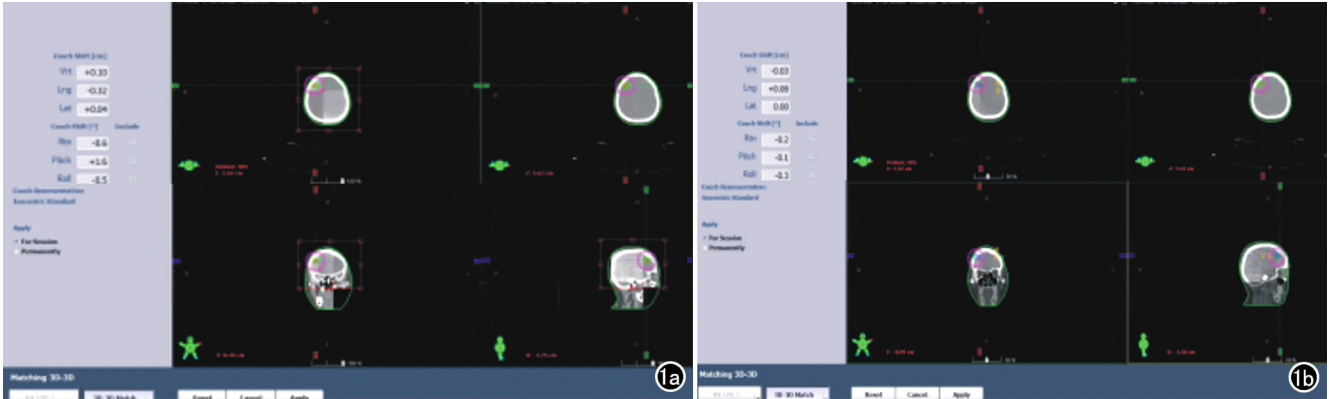


图 1 肺癌脑转移患者,女,62 岁。a) 六维方向校正前 CBCT 图像; b) 六维方向校正后 CBCT 图像。

校正后,治疗计划的适行指数提高至 0.91,靶区剂量提高至处方剂量的 92.1%,认为旋转误差的校正正在临床应用中具有重要意义。张平等^[10]研究认为应在配备有六维治疗床的基础上开展立体定向放射治疗。本研究中,行 SRT 的颅内肿瘤患者首次 CBCT 扫描得到的三个平移方向 X、Y、Z 的摆位误差分别为 (0.114 ± 0.071) cm、 (0.096 ± 0.077) cm、 (0.090 ± 0.069) cm;利用六维床在六维方向在线校正后,三个平移方向 X、Y、Z 的残余误差结果分别为 (0.020 ± 0.016) cm、 (0.012 ± 0.012) cm、 (0.014 ± 0.011) cm。首次 CBCT 扫描得到的三个旋转方向 Rx、Ry、Rz 的旋转误差分别为 $(0.737 \pm 0.451)^\circ$ 、 $(0.748 \pm 0.384)^\circ$ 、 $(0.701 \pm 0.381)^\circ$;利用六维床在线校正后获得的残余旋转误差分别为 $(0.080 \pm 0.080)^\circ$ 、 $(0.076 \pm 0.075)^\circ$ 、 $(0.076 \pm 0.075)^\circ$ 。六个方向校正前后差异均具有统计学意义(P 值均为 0.000)。治疗时的残余误差线性方向最大值均 <0.1 cm,旋转方向最大值均 $<0.5^\circ$,可见利用六维床在 CBCT 引导下实现的在线校正可以明显降低 SRT 的摆位误差,提高摆位精度,可为颅内肿瘤开展精确 SRT 治疗提供支持。

鉴于大多数直线加速器治疗床只能做三维方向线性运动,有学者研究通过矩阵变换,用旋转误差补偿角度替代六维治疗床^[11];由于此研究只报道矩阵公式,未报道入组病例数,虽然该方法具有很强的可操作性,但也有一定的局限性,如只能运用在固定野照射技术中,且对加速器的机械参数有一定的要求,此方法在临床上的推广价值值得商榷。国内学者申江峰等^[12]利用 Tomotherapy HD 治疗系统在只能纠正四维方向误差的情况下,研究得出头颈部肿瘤放疗摆位过程中应注意不同方向的相互影响关系,尤其注意前后方向、前后旋转与上下方向及左右方向与顺时针、逆时针旋转方向的摆位精确性,从而为六维方向的摆位误差提供参考。

综上所述,本研究采用 Varian PerfectPitch 6D Couch 六维治疗床对颅内肿瘤 SRT 患者在六维方向上在线纠正摆位误差,利用 CBCT 扫描测量摆位误差,结果显示在六维方向上在线校正后的误差明显小

于校正前,差异均具有统计学意义,并分析了旋转误差纠正的可行性和有效性,六维治疗床在校正摆位误差方面具有重要的临床应用价值。

参考文献:

- [1] Guckenberger M, Meyer J, Vordermark D, et al. Magnitude and clinical relevance of translational and rotational patient setup errors: a cone-beam CT study[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 65(3): 934-942.
- [2] 殷蔚伯, 余子豪, 徐国镇, 等. 肿瘤放射治疗学[M]. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2008: 192.
- [3] Michalski JM, Graham MV, Bosch WR, et al. Prospective clinical evaluation of electronic portal imaging device[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1996, 34(4): 943-951.
- [4] 袁珂, 邓小武, 陈立新, 等. 放疗摆位偏移检测二维和三维 X 射线图像自动配准技术对比研究[J]. 中华肿瘤防治杂志, 2014, 21(15): 1184-1189.
- [5] Handey J, Mageras GS, Sun J, et al. The effects of out-of-plane rotations on two dimensional portal image registration in conformal radiotherapy of the prostate[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1995, 33(5): 1331-1343.
- [6] Gutfeld O, Kretzler AE, Kashani R, et al. Influence of rotations on dose distributions in spinal stereotactic body radiotherapy (SBRT)[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2009, 73(5): 1596-1601.
- [7] 郑祖安, 付秀根, 钟伟伟, 等. 面颈部肿瘤影像引导精确放射治疗摆位误差的研究[J]. 中华肿瘤防治杂志, 2012, 19(20): 1554-1556.
- [8] 付秀根, 袁响林, 郑祖安, 等. 锥形束 CT 分析发泡胶个体化头枕在头颈部肿瘤调强放射治疗中的应用[J]. 放射学实践, 2017, 32(5): 522-525.
- [9] Boman E, Kapanen M, Laaksomaa M, et al. Treatment accuracy without rotational setup corrections in intracranial SRT[J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(4): 86-94.
- [10] 张平, 罗龙辉, 戴鹏, 等. ExacTrac 6D 影像精确引导系统在脑转移瘤 SRS 中的应用[J]. 中国医疗设备, 2017, 32(5): 40-43.
- [11] 王彬冰, 单国平. 补偿角度算法纠正放射治疗摆位旋转误差[J]. 中国医学装备, 2015, 12(6): 28-30.
- [12] 申红峰, 王小深, 欧光明, 等. 基于图像引导头颈部肿瘤放射治疗患者摆位误差的相关性分析[J]. 中国医学装备, 2016, 13(10): 22-24.

(收稿日期: 2017-11-03 修回日期: 2018-01-09)