

基于光学表面监测系统进行治疗头部肿瘤放疗实时定位准确性的初步研究

张白霖,戴振晖,朱琳,杨耕,朱远湖,招什武,蔡春雅,李飞,王学涛
广州中医药大学第二附属医院放疗中心,广东 广州 510006

【摘要】目的:评估瓦里安直线加速器EDGE上搭载的光学表面监测系统(OSMS)对偏差探测的准确性(或纠错能力)。**方法:**使用一个颅脑体模,评估OSMS治疗前摆位准确性、治疗中监测偏移精确度、特定条件下(非零床角和仅双摄像头工作)能否正常使用。**结果:**OSMS实现治疗前摆位,其等中心与锥形束CT(CBCT)摆位的偏差范围为 (0.6 ± 0.5) mm,角度最大偏差为 0.3° ;治疗中监测偏移精确度,探测平移偏差范围 (0.1 ± 0.2) mm,探测角度偏差范围 $0.10^\circ\pm 0.07^\circ$;不同的床角下OSMS的精确度接近,挡住其中一个摄像头产生约0.5 mm的不确定度。**结论:**OSMS配合CBCT能够为头部肿瘤放疗的治疗前摆位及治疗中实时监测提供保证。

【关键词】头部肿瘤;光学表面监测系统;锥形束CT;摆位误差;立体定向放射治疗

【中图分类号】R312;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)04-0389-05

Preliminary study on accuracy of real-time positioning with optical surface monitoring system during radiotherapy for head tumor

ZHANG Bailin, DAI Zhenhui, ZHU Lin, YANG Geng, ZHU Yuanhu, ZHAO Shiwu, CAI Chunya, LI Fei, WANG Xuetao
Radiotherapy Center, the Second Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510006, China

Abstract: Objective To evaluate the deviation detection accuracy of optical surface monitoring system (OSMS) in Varian linear accelerator EDGE. **Methods** A head phantom was used to evaluate the positioning accuracy before treatment, monitor the position shift during treatment and assess the performance of OSMS under certain conditions (non-zero couch angle or only two cameras at work). **Results** OSMS achieved the positioning before treatment, and the deviation range between the positioning with CBCT and that with OSMS was (0.6 ± 0.5) mm, with a maximum angle deviation of 0.3° . Moreover, the deviation range of position shift during treatment between OSMS and CBCT was (0.1 ± 0.2) mm, and the deviation range of detection angle was $0.10^\circ\pm 0.07^\circ$. Even at different couch angles, the accuracy of OSMS was similar. However, an uncertainty of 0.5 mm was generated when one of cameras was blocked. **Conclusion** OSMS combined with CBCT in radiotherapy for head tumors can provide guarantee for positioning before treatment and real-time monitoring during treatment.

Keywords: head tumor; optical surface monitoring system; cone beam CT; positioning error; stereotactic radiotherapy

前言

单次高剂量的立体定向放射手术(Stereotactic Radiosurgery, SRS)通常使用头部框架固定方式实现,这种方式提供了高精度的靶区定位和病人不可

移动性,这种主动强迫的方式几乎没有在分次立体定向放射治疗(Stereotactic Radiotherapy, SRT)中应用。使用无框架方法有以下好处:极大提高病人舒适度、实现分次治疗的可行性和优化临床医疗流程(基于框架的方式要求图像采集和治疗在同一天进行)。

配合图像引导的无框架SRS和SRT已经在很多机构成功应用于临床,精确度和框架治疗方式相似^[1-4]。临床中引入锥形束CT(CBCT)提供病人解剖结构的高质量三维图像,CBCT成为辅助病人摆位的强有力工具。尽管如此,CBCT也存在以下缺陷:(1)需要围绕等中心旋转获取图像,因此受限于床角为

【收稿日期】2018-12-11

【基金项目】广东省科技计划项目(2017ZC0165)

【作者简介】张白霖,工程师,研究方向:肿瘤放射物理,E-mail:183489907@qq.com

【通信作者】王学涛,主任技师,研究方向:肿瘤放射物理,E-mail:wangxuetao0625@126.com

0°(±2.5°)的情况;(2)治疗中无法获取图像。当使用非共面照射技术开展放疗时,CBCT无法实现对病人最终的治疗位置进行监测检验,可能导致治疗失败^[5]。

使用光学表面影像技术进行验证摆位和监测病人运动,符合度达到1 mm,并且不受床角限制^[6]。使用这种系统,每日探测的病人表面被配准到一个事先记录的参考表面(通常基于计划CT生成或在第一次治疗前采集的表面影像),计算出两个表面在三维空间中达到最佳匹配时所需床移数据,辅助病人摆位。该系统还可以在治疗过程中实时监测病人,在病人摆位准确度超过预设的阈值时中断或者修正^[7-9]。

本文使用一个颅脑体模进行各种条件下的治疗摆位及运动监测,通过比较CBCT技术,评估瓦里安直线加速器EDGE上搭载的光学表面监测系统(Optical Surface Monitoring System, OSMS)对头部偏差探测的准确性。

1 材料与方法

1.1 设备介绍

OSMS是基于视频的三维表面图像系统,用于获取病人在放疗前及放疗中的身体表面图像。它包括3个吊顶摄像头:2个横向位于治疗床的左右两边,另一个位于治疗床床脚。投影装置向病人投照红光斑,投影装置两边的2个图像传感器获得病人及其身上的光斑图像。综合3个摄像头采集的图像,运用近距离数字光斑成像法重建体模的三维表面^[10]。此系统不需要身体表面标记点,并且成像过程不产生辐

射。瓦里安加速器的OBI系统配备有kV-CBCT设备,对于头部通常使用“全扇面”模式(Full-Fan)扫描,管电压100 kVp,管电流80 mA,曝光时间25 ms,视场野为直径25 cm、长18 cm的圆柱型区域。

1.2 设备校准

OSMS系统被校准到直线加速器坐标系,系统每月每天进行QA,保证摄像头正确校准到治疗等中心,校准使用一块白色专用校准面板,上有32×32矩阵分布的黑色圆点(直径1 cm),相邻点距离2 cm,板上4个角附近各有一个直径1.7 cm的黑色圆点。月检要求当4个较大点被手动选择时,所有图像上的黑点都应准确显示和识别出来。日检要求核对摄像头是否在正确的位置,以及按照月检校准数据自动探测黑点。CBCT系统使用IsoCal校准方法校准XI影像设备等中心点^[11]。通过MV寻找治疗等中心点,然后获得kV等中心点与治疗等中心点的相对位置,保证CBCT等中心在治疗等中心点的1.5 mm半径内。

1.3 设备使用

OSMS将参考表面作为标准,参考表面可基于计划CT图像的外轮廓生成,也可基于OSMS采集的图像生成。如图1所示,在参考表面勾画感兴趣区域ROI,系统将实时重建的表面与参考表面进行刚性配准,计算出两者在六维上(3个方向位移,3个方向旋转)的位置偏差。CBCT重建的三维图像可与参考CT进行配准,获得治疗床6个方向上的校正信息。选择HU值区间进行优化匹配,本工作使用预设的骨性HU值对头部体模进行匹配。为保证机头旋转时,床不会碰撞治疗机头或影像设备,CBCT图像只在床角0°(±2.5°)时获得。

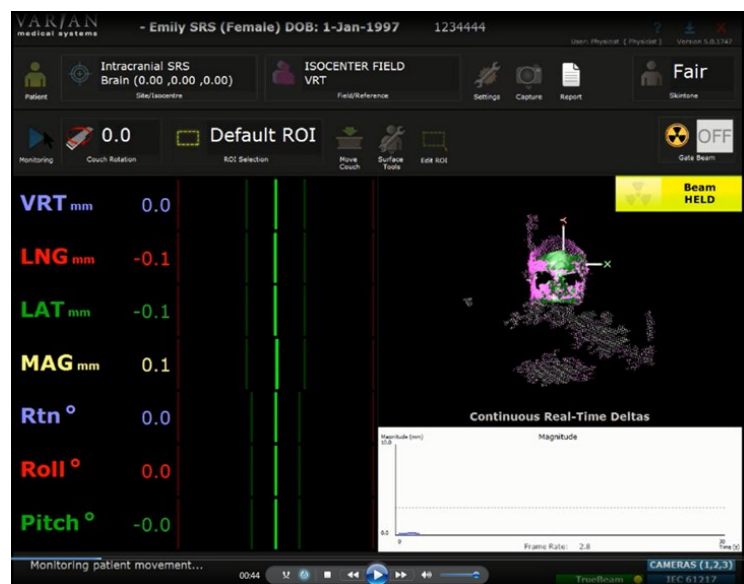


图1 OSMS工作站示意图

Fig.1 Optical surface monitoring system (OSMS) workstation interface

1.4 评估方法

用一个颅脑体模评估OSMS定位准确度,体模包含颅内骨结构,具有脸部表面。体模放置在治疗床上,不带面罩不使用框架,使用西门子CT扫描,层厚1 mm,CT图像导入Eclipse治疗计划系统,生成一个体表轮廓。创建一个虚拟的治疗计划,在体模中选取治疗等中心。

1.4.1 评估治疗前摆位准确性 使用OSMS引导摆位,匹配区域包含额头、眼睛、鼻子和面颊骨,与治疗计划系统(TPS)中的CT轮廓进行匹配,此时治疗床的位置记做“OSMS摆位”。再行CBCT扫描,CBCT图像与TPS中CT图像进行骨性自动配准,配准获得的治疗床修正位移即为OSMS系统相对CBCT系统的摆位准确性。

1.4.2 评估治疗中监测偏移精确度 OSMS采集当前位置图像并设置为参考图像,在加速器Service模式下控制治疗床进行运动,预设位移分别在6个方向上进行:包括上下、左右、前后3个方向上-3.0、-2.0、-1.0、-0.2、-0.1、0.1、0.2、1.0、2.0和3.0 cm,以及旋转(rotation)、前倾(pitch)、滚动(roll)3个方向上-2.0°、-1.0°、-0.5°、-0.3°、-0.2°、-0.1°、0.1°、0.2°、0.3°、0.5°、1.0°和2.0°。另外,分30次在6个方向同时随机偏移。记录OSMS系统显示的偏移监测值,预设值与监测值差异反映OSMS在 ± 3 cm和 $\pm 2^\circ$ 内的偏移监测准确度。

1.4.3 评估特定条件下OSMS的正常使用 将床角调至90°和45°,按1.4.2节的方法评估OSMS的探测准确度。床角调回0°,机架角45°,加速器机头挡住OSMS其中一个摄像头,评估OSMS在仅双摄像头可用条件下的探测准确度。

1.5 统计学方法

统计分析采用95%可信区间,用Shapiro-wilk检验样本是否为正态分布,数据符合正态分布,用平均值表示系统偏差,用标准偏差表示不确定度,因此采用 t 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 OSMS治疗前摆位准确性

OSMS和CBCT均将计划CT作为配准对象,OSMS摆位与CBCT摆位的符合度达到亚毫米级。粗略摆位的偏移小于1 cm和1°时,二者最大平移距离差为0.6 mm,最大旋转角度差为0.2°。粗略摆位的偏移大于1 cm和1°时,二者最大平移距离差为1.1 mm,最大旋转角度差为0.3°。

2.2 OSMS治疗中监测偏移精确度

当OSMS使用自身采集重建的图像作为参考图

像进行配准时,结果如图2~图4和表1所示,单方向位移预设距离时,探测平移偏差范围 (0.1 ± 0.2) mm,探测角度偏差范围 $0.10^\circ \pm 0.07^\circ$ 。其中滚动(roll)方向偏差相对较大,并且偏差值与预设值正相关。OSMS用于二次治疗摆位及治疗中实时监测的精确度较高。

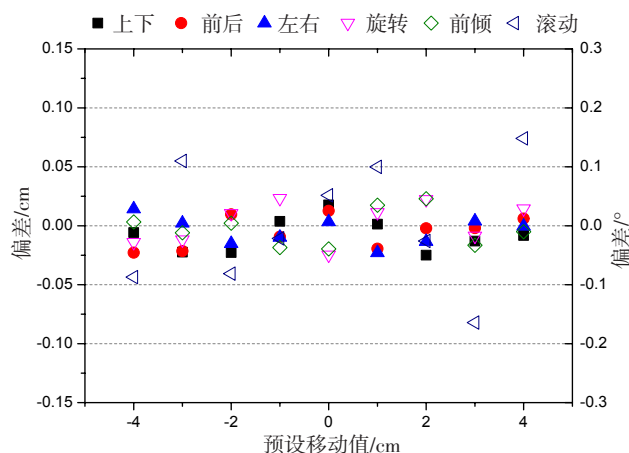


图2 上下方向预设移动时的探测偏差

Fig.2 Detection deviation with predefined shift in vertical direction

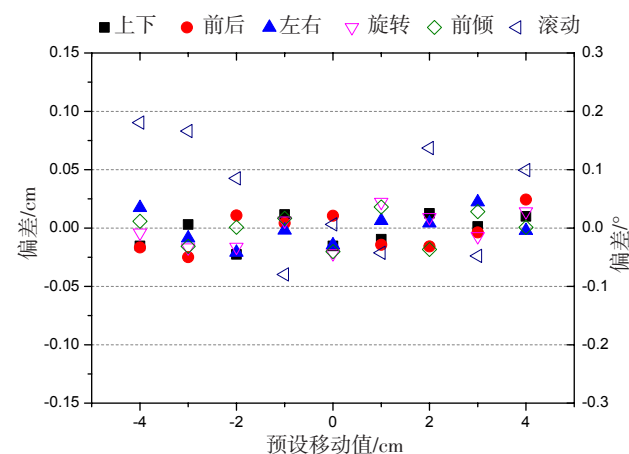


图3 前后方向预设移动的探测偏差

Fig.3 Detection deviation with predefined shift in longitudinal direction

2.3 床角非零时OSMS的准确度

治疗床旋转90°,单方向位移3 cm内和旋转2°内的探测偏差在 (0.0 ± 0.3) mm和 $0.00^\circ \pm 0.05^\circ$;治疗床旋转45°,单方向位移3 cm内和旋转2°内的偏差在 (0.0 ± 0.2) mm和 $0.01^\circ \pm 0.07^\circ$,证明床角非零不会影响OSMS的使用。仅双摄像头可用条件下的治疗中监测偏移精确度为平均偏差 (0.1 ± 0.8) mm和 $0.10^\circ \pm 0.15^\circ$,和3个摄像头采集图像时结果相似,但是标准偏差略高,说明当有摄像头被遮挡视线时,探测不确定度有所增加。

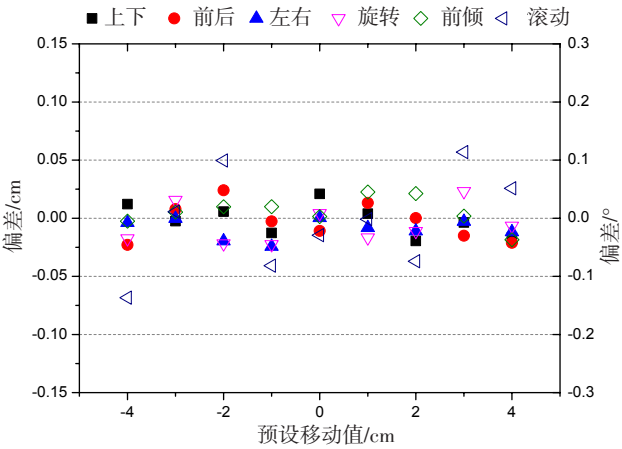


图4 左右方向预设移动的探测偏差
Fig.4 Detection deviation with predefined shift in lateral direction

表1 单方向偏移的探测准确度平均值及标准偏差值 ($\bar{x} \pm s$)
Tab.1 Detection accuracy of single-direction shift ($Mean \pm SD$)

方向	上下位移	左右位移	前后位移	旋转	前倾旋转	滚动旋转
上下偏差/cm	0.00±0.01	-0.01±0.01	-0.01±0.01	-0.01±0.02	-0.01±0.01	0.00±0.01
左右偏差/cm	0.00±0.01	0.00±0.01	0.00±0.01	0.00±0.01	0.00±0.01	0.00±0.01
前后偏差/cm	0.01±0.01	0.01±0.01	0.01±0.01	0.01±0.01	0.01±0.02	0.01±0.01
旋转偏差/°	0.03±0.02	0.02±0.03	0.03±0.04	0.03±0.02	0.02±0.03	0.03±0.02
前倾偏差/°	0.03±0.02	-0.02±0.04	0.00±0.03	0.01±0.02	0.00±0.03	0.01±0.02
滚动偏差/°	-0.04±0.07	-0.03±0.07	0.03±0.07	0.02±0.04	0.02±0.03	0.01±0.04

的外轮廓对病人进行预摆位,然后使用CBCT进行内部解剖结构验证实现最终摆位,最后使用OSMS产生一幅新的表面参考图像,这副图像用于之后分次间(多次治疗间)的摆位及分次中(单次治疗过程中)的监测。OSMS与EDGE设备完全整合,OSMS产生的治疗床位移信息能够快速传送至加速器控制系统调整摆位,几乎不需要占用额外的时间,而CBCT采集和重建需约1~2 min^[12]。分次间,需多次使用CBCT验证摆位,引入OSMS一方面缩短各分次的摆位时间,另一方面减少CBCT扫描对病人造成的辐射剂量(通常一次扫描产生的剂量约1~2 cGy)^[13-15]。另外,在非零床角导致CBCT无法使用的条件下,OSMS依然能够实现摆位,这是OSMS相比CBCT在摆位上的一个优点。

OSMS不仅能实时监测到病人自发移动等其他突发状况的发生,还具有实现门控治疗的技术潜力。当OSMS监测到实时图像与参考图像位置偏差超过预设阈值时,加速器暂停出束,直到偏差回到可接受阈值范围内再继续出束。笔者研究组正在对本单位EDGE上使用OSMS开展门控治疗进行基于体模的实验性研究。

3 讨论

放射治疗已进入精确放疗时代,调强放射治疗精度可以达到毫米级别,在数毫米范围内,为了有效保护正常组织,放疗剂量梯度很大。精确放疗定位是对患者放疗质量进行控制的重要前提,它也是有效提升放疗质量的关键环节。本文基于OSMS进行头部肿瘤放疗实时定位准确性的初步研究,结果表明:治疗前摆位,OSMS相对CBCT定位的平均差异较小(1 mm范围内);实时监测偏差小于1 mm。OSMS皮肤表面配准能够与CBCT内部解剖结构建立相关性。对于常规分割放疗及分次立体定向放疗,第一次治疗时,可以先通过OSMS匹配计划CT

本研究还使用OSMS对网状可塑面罩进行表面重建,重建图像不理想,表现为包含无数小孔的表面,说明OSMS暂时不适用于使用网状可塑面罩定位的放疗。这和OSMS使用的光学表面影像技术有关,该技术投射特定光学图案到被监测表面,通过摄像头识别光学图案的扭曲程度计算重建表面轮廓,当表面轮廓突变情况太多(如网状可塑材料包含密集小孔)时,无法拍摄到完整光学图案,导致重建效果不理想。除此之外,OSMS对不同肤色的监测效果基本一致。

总体来说,OSMS在实现提升病人舒适度且无额外的辐射损伤的同时,满足如今放疗对治疗实施精度、治疗时间的需求^[2-4, 16-17]。不过,由于OSMS使用的监测技术是基于一个重要的假设:表面轮廓与内部肿瘤运动是相关的,在某些情况下这个假设可能是不成立的,尤其是肺部肿瘤^[18-20]。临床使用OSMS及其他光学跟踪系统,还需进行更多研究,确保足够的运动相关性。进一步应用于临床,还需要评估临床中病人自身移动和器官变化对定位精度的影响,做更多皮肤表面和内部解剖结构相关性的研究。

【参考文献】

- [1] BOVA F J, MEEKS S L, FRIEDMAN W A, et al. Optic-guided stereotactic radiotherapy[J]. Med Dosim, 1998, 23(3): 221-228.
- [2] BRENNEMAN J C, STEINMETZ R, SMITH A, et al. Frameless image-guided intracranial stereotactic radiosurgery: clinical outcomes for brain metastases[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2009, 74(3): 702-706.
- [3] RAMAKRISHNA N, ROSCA F, FRIESEN S, et al. A clinical comparison of patient setup and intra-fraction motion using frame-based radiosurgery *versus* a frameless image-guided radiosurgery system for intracranial lesions[J]. Radiother Oncol, 2010, 95(1): 109-115.
- [4] OHTAKARA K, HAYASHI S, TANAKA H, et al. Clinical comparison of positional accuracy and stability between dedicated *versus* conventional masks for immobilization in cranial stereotactic radiotherapy using 6-degree-of-freedom image guidance system-integrated platform[J]. Radiother Oncol, 2012, 102(2): 198-205.
- [5] 邓小武. 放射治疗的物理质量控制与质量保证[J]. 中国肿瘤, 2008, 17(8): 660-665.
DENG X W. Quality control and quality assurance for radiotherapy [J]. China Cancer, 2008, 17(8): 660-665.
- [6] CERVIÑO L I, PAWLICKI T, LAWSON J D, et al. Frame-less and mask-less cranial stereotactic radiosurgery: a feasibility study[J]. Phys Med Biol, 2010, 55(7): 1863-1873.
- [7] PENG J L, KAHLER D, LI J G, et al. Characterization of a real-time surface image-guided stereotactic positioning system[J]. Med Phys, 2010, 37(10): 5421-5433.
- [8] BERT C, METHEANY K G, DOPPKE K, et al. A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup [J]. Med Phys, 2005, 32(9): 2753.
- [9] BERT C, METHEANY K G, DOPPKE K P, et al. Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 64(4): 1265-1274.
- [10] ROGUS R D, STERN R L, KUBO H D. Accuracy of a photogrammetry-based patient positioning and monitoring system for radiation therapy[J]. Med Phys, 1999, 26(5): 721-728.
- [11] GAO S, DU W, BALTER P, et al. Evaluation of IsoCal geometric calibration system for Varian linacs equipped with on-board imager and electronic portal imaging device imaging systems[J]. J Appl Clin Med Phys, 2014, 15(3): 4688.
- [12] STEINKE M F, BEZAK E. Technological approaches to in-room CBCT imaging[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2008, 31(3): 167-179.
- [13] DOWNES P, JARVIS R, RADU E, et al. Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit[J]. Med Phys, 2009, 36(9): 4156-4167.
- [14] YI Y, LAI C J, HAN T, et al. Radiation doses in cone-beam breast computed tomography: a Monte Carlo simulation study[J]. Med Phys, 2011, 38(2): 589.
- [15] AL-OKSHI A, LINDH C, SALÉ H, et al. Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review[J]. Br J Radiol, 2014, 88(1045): 20140658.
- [16] NATH S K, LAWSON J D, WANG J Z, et al. Optically-guided frameless linac-based radiosurgery for brain metastases: clinical experience[J]. J Neurooncol, 2010, 97(1): 67-72.
- [17] CERVIÑO L I, DETORIE N, TAYLOR M, et al. Initial clinical experience with a frameless and mask less stereotactic radiosurgery treatment[J]. Pract Radiat Oncol, 2012, 2(1): 54-62.
- [18] 董百强, 陈明. 立体定向放疗在非小细胞肺癌治疗中的应用[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2016, 36(10): 732-735.
DONG B Q, CHEN M. The application of stereotactic body radiotherapy in treatment of non-small cell lung cancer [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2016, 36(10): 732-735.
- [19] 杨露, 张英杰, 李光俊, 等. 主动呼吸控制和四维CT技术在肺部肿瘤立体定向放射治疗中的应用[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2016, 36(9): 667-671.
YANG L, ZHANG Y J, LI G J, et al. Application of active breathing control (ABC) and four dimensional CT technology in stereotactic radiotherapy of lung tumor [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2016, 36(9): 667-671.
- [20] IONASCU D, JIANG S B, NISHIOKA S, et al. Internal-external correlation investigations of respiratory induced motion of lung tumors [J]. Med Phys, 2007, 34(10): 3893-3903.

(编辑:陈丽霞)