

# Optical Surface Monitoring 系统跟踪运动靶区的位置精度和剂量精度验证

靳怀志<sup>1</sup>, 石俊田<sup>2</sup>, 戴振晖<sup>1</sup>, 王学涛<sup>1</sup>

1. 广州中医药大学第二附属医院放射治疗区, 广东 广州 510006; 2. 中山大学孙逸仙纪念医院放疗专科, 广东 广州 510120

**【摘要】目的:**评估 Optical Surface Monitoring System(OSMS)测量靶区运动的几何精度和使用 OSMS 跟踪运动靶区放疗时的剂量精度。**方法:**① 分别使用 OSMS 与锥形束 CT 监测腹部模体的位置, 通过移动治疗床使模体产生位移和旋转, 对比二者对模体位置的测量结果; ② 用呼吸运动平台搭载 MatriXX 二维电离室阵列, 测量不同跟踪阈值时模体内相对剂量, 分别与计划剂量分布对比, 分析不同跟踪阈值时计划验证的 gamma 通过率。**结果:**OSMS 和锥形束 CT 系统对模体平移和旋转预设偏移的测量结果差异很小, 使用 OSMS 门控技术时 OSMS 的阈值越小 gamma 通过率越高, 相对剂量分布与计划剂量的一致性也越好。**结论:**OSMS 系统对模体表面位置监测精度高, 可以应用到实际放射治疗的辅助摆位。使用 OSMS 门控技术跟踪运动靶区可以提高靶区的剂量精度, 而且对患者不附加任何电离辐射, 适合应用于分次间的辅助摆位和分次内的靶区跟踪。

**【关键词】**Optical Surface Monitoring System; 锥形束 CT; 运动跟踪; 模体; 放射剂量; 位置精度

**【中图分类号】**R318; TL72

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)06-0641-06

## Verification of the accuracy of localization and dose based on optical surface monitoring system for tracking moving targets

JIN Huaizhi<sup>1</sup>, SHI Juntian<sup>2</sup>, DAI Zhenhui<sup>1</sup>, WANG Xuetao<sup>1</sup>

1. Radiotherapy Area, the Second Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510006, China; 2. Department of Radiotherapy, Sun Yat-sen Memorial Hospital, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510120, China

**Abstract: Objective** To evaluate the geometric accuracy of target motion measurement and dose accuracy in radiotherapy with optical surface monitoring system (OSMS) to track moving targets. **Methods** The positions of abdominal phantom were monitored with OSMS and cone beam computed tomography (CBCT), separately. The displacement and rotation of the phantom were achieved by moving treatment couch. Finally, the measurements of phantom position between two methods were compared. MatriXX two-dimensional ionization chamber array mounted on a respiratory motion platform was used to measure the relative dose in phantom under different tracking thresholds. The obtained doses were compared with planned doses, thereby analyzing the gamma passing rates of verification plans with different tracking thresholds. **Results** The difference between OSMS and CBCT system in measuring the preset displacements of phantom translation and rotation was trivial. When using OSMS gating technology, the smaller the threshold of OSMS was, the higher the gamma pass rate was, and the consistency between relative dose distribution and planned dose was better. **Conclusion** OSMS which has a high accuracy in monitoring the phantom surface position can be applied to the assistant positioning in radiotherapy. Using OSMS gating technology to track moving targets can improve the dose accuracy of target areas, without adding ionizing radiation to patients. OSMS is suitable for inter-fractional assistant positioning and inter-fractional target tracking.

**Keywords:** optical surface monitoring system; cone beam computed tomography; motion tracking; phantom; radiotherapeutic dosage; location accuracy

**【收稿日期】**2018-12-26

**【基金项目】**广东省科技厅自筹经费类项目(2017ZC0165); 广东省医学  
科研基金(A2019196)

**【作者简介】**靳怀志, 工程师, 主要从事肿瘤放射治疗工作, E-mail:  
huaizhijin@126.com

**【通信作者】**王学涛, 主任技师, 主要从事肿瘤放射物理工作, E-mail:  
wangxuetao0625@126.com

## 前言

随着放射治疗<sup>[1-2]</sup>技术的发展, 调强放疗(Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT)<sup>[3]</sup>和立体定向放疗(Stereotactia Body Radiotherapy, SBRT)<sup>[4]</sup>应用越来越广泛, 治疗的精度要求也就越来越高。图像

引导放射治疗(Image Guide Radiation Therapy, IGRT)可以大大提高摆位和治疗的精度,从而减小病人肿瘤靶区的边界,降低副反应<sup>[5-6]</sup>。虽然MV或kV[包括锥形束CT(Cone Beam Computed Tomography, CBCT)]影像可以在治疗前确认患者摆位,但在治疗过程中肿瘤并非静态,会受到呼吸或脏器运动的影响产生移动,有时患者感觉体位不舒服或因治疗时间较长无法坚持不动以及咳嗽等原因会产生一些移动。针对当前这些问题,瓦里安公司推出一种基于光学原理的肿瘤运动管理技术,即体表监视系统(Optical Surface Monitoring System, OSMS)光学体表监视系统,该系统可以在放疗过程实时监测体表运动信息。

本研究测试了广州中医药大学第二附属医院引进的EDGE直线加速器<sup>[7]</sup>搭载的OSMS系统<sup>[8-10]</sup>,分析OSMS系统对运动靶区的几何测量精度和对运动靶区跟踪照射的剂量获益,为放射治疗提供质量保证(Quality Assurance, QA)<sup>[11]</sup>、质量控制(Quality Control, QC)的依据,为精确开展光学表面跟踪放疗提供技术保障。

## 1 材料与方法

### 1.1 仪器设备

美国瓦里安医疗系统公司的Edge直线加速器配备OSMS、CBCT、Perfect Pitch 六维治疗床。OSMS系统在治疗床周围天花板上安装了3台摄像机,共计6个摄像头,如图1所示。利用光学成像技术和上万个几何节点重建出感兴趣区附近的3D体表图像,体表每个点都有相对于治疗等中心点的位置数据,通过实时获取治疗中的体表图像,并与CT模拟生成的参考体表图像进行配准,从而获得实时位置误差信息。Edge加速器的治疗床为Perfect Pitch 六维治疗床,六维床的平移精度是0.1 mm,旋转精度是0.1°<sup>[12]</sup>。



图1 OSMS系统组成

Fig.1 Composition of optical surface monitoring system (OSMS)

剂量测量工具: IBA 二维空气电离室矩阵MatriXX 系统<sup>[13]</sup>,包括硬件MatriXX 探测平板和OmniPro I'mRT 验证软件,分别用于射野二维剂量分布的测量和数据的gamma分析。

呼吸运动平台:本中心自主研发的呼吸运动平台可以设置不同振幅和周期,搭载MatriXX 实现一维线性周期往复运动,本研究呼吸运动平台设置周期为3 s、振幅为8 mm。

### 1.2 几何精度测量

将腹部模体置于治疗床上按照激光线精确摆位,摆正模体上3个面的铅点位于激光线的中心。主动移动治疗床,预设位移分别在6个方向上进行:上下、左右、前后、旋转、前倾、滚动。上下、左右、前后每个方向上的预设位移均为-3、-2、-1、-0.2、-0.1、0.1、0.2、1、2和3 cm;旋转、前倾、滚动每个方向上预设角度均为-2°、-1°、-0.5°、-0.3°、-0.2°、-0.1°、0.1°、0.2°、0.3°、0.5°、1°和2°。治疗床的移动过程中,仅在1个方向按预设位移移动治疗床,保持其他5个方向治疗床位置不动,分别用OSMS 和CBCT 测量模体的偏移数值,测量值与预设值差异反映出OSMS 和CBCT 上下、左右、前后方向在±3 cm内,旋转、前倾、滚动方向在±2°内位置偏移的探测精准度<sup>[14-15]</sup>。

### 1.3 剂量精度测量

将模拟呼吸运动平台按与治疗床平行的方向放置于治疗床上,并在平台上平铺两块(30×30×3)cm<sup>3</sup>的固体水, MatriXX 放置在固体水上<sup>[16]</sup>,源到测量平面距离为100 cm,测量深度6 cm,如图2所示。gamma分析标准:3 mm/3%<sup>[17]</sup>。设置OSMS 的跟踪阈值,打开模拟呼吸运动平台的开关,当模体移动的范围超出阈值时机器停止出束,模体回归阈值内时继续出束。

1.3.1 模体计划测试 Plan1: Gantry 0°, 照射野跳数200 MU,照射野分别为调强野和直径为10 cm 圆环



图2 OSMS跟踪MatriXX 测量动态剂量

Fig.2 Measurement of dynamic dose by tracking MatriXX with OSMS

野。获取模拟呼吸过程中在 OSMS 监测阈值为 2、3、5 mm 时 MatriXX 测量的相对剂量。Plan2: Gantry 0°, 照射野跳数 200 MU, 照射野分别为调强野和直径为 10 cm 圆环野, 获取呼吸运动平台在静止条件下 MatriXX 测量的相对剂量。Plan3: Gantry 0°, 照射野跳数 200 MU, 照射野分别为调强野和直径为 10 cm 圆环野, 获取呼吸运动平台在运动无 OSMS 监测条件下 MatriXX 测量的相对剂量。重复执行 3 个计划 10 次, 将 Plan1、Plan2 和 Plan3 在不同阈值测量的剂量分布与计划剂量分布进行对比, 计算 gamma 通过率。

**1.3.2 乳腺治疗计划测试** Plan1: Gantry 0°, 使用 Varian Eclipse 8.6 治疗计划系统进行 20 例乳腺癌验证计划设计。获取模拟呼吸过程中乳腺癌验证计划在 OSMS 监测阈值为 2、3、5 mm 时 MatriXX 测量的相对剂量。Plan2: Gantry 0°, 重复执行上文所提的 20 例验证计划, 获取呼吸运动平台在静止条件下 MatriXX 测量的相对剂量。Plan3: Gantry 0°, 重复执行上文所提的 20 例验证计划, 获取呼吸运动平台在运动无 OSMS 监测条件下 MatriXX 测量的相对剂量。重复执行 3 个计划各 10 次, 对比分析 Plan1、Plan2 和 Plan3 在不同 OSMS 监测阈值条件下的剂量分布、计算 gamma 通过率。

## 2 结果

### 2.1 OSMS 评估

对比 OSMS 与 CBCT 在相同方向相同预设位移

的条件下两系统探测床值的差异(OSMS 床值-CBCT 床值)。OSMS 和 CBCT 在 6 个方向上的预设位移在表 1 中概括为大预设位移和小预设位移。发现 OSMS 摆位与 CBCT 摆位的符合度达到亚毫米级。粗略摆位的预设位移小于 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°。粗略摆位的预设位移大于 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°。

表1 OSMS 与 CBCT 定位在 6 个方向上探测床值的差异

Tab.1 Differences between OSMS and CBCT positionings in 6 directions

偏差	小位移( $r < 1$ cm, 旋转 $< 1^\circ$ )		大位移( $r > 1$ cm, 旋转 $> 1^\circ$ )	
	$\bar{x} \pm s$	范围	$\bar{x} \pm s$	范围
上下偏差/mm	0.22±0.24	-0.3~0.6	0.39±0.44	-0.3~1.0
前后偏差/mm	-0.17±0.13	-0.5~-0.1	0.00±0.21	-0.5~-0.2
左右偏差/mm	-0.06±0.28	-0.5~-0.3	-0.18±0.45	-1.1~-0.4
旋转偏差/°	-0.06±0.11	-0.2~-0.1	-0.11±0.11	-0.3~-0.1
前倾偏差/°	-0.06±0.08	-0.2~-0.1	-0.10±0.09	-0.2~-0.1
滚动偏差/°	0.00±0.07	-0.1~-0.1	-0.02±0.11	-0.2~-0.1

### 2.2 评价 OSMS 相对 CBCT 的患者定位

当 OSMS 使用自身采集重建的图像作为参考图像进行配准时, 在治疗床的移动过程中, 仅在 1 个方向按预设位移移动治疗床, 保持其他 5 个方向的值位于零位。OSMS 对预设偏移的探测准确度见表 2。

表2 单方向偏移的探测准确度( $\bar{x} \pm s$ )

Tab.2 Detection accuracy of single-direction deviation (Mean±SD)

偏差	上下位移	前后位移	左右位移	旋转位移	前倾位移	滚动位移
上下偏差/cm	0.00±0.01	-0.01±0.02	-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/°	0.02±0.02	0.02±0.03	0.03±0.04	0.02±0.02	0.01±0.03	0.02±0.02
前倾偏差/°	0.03±0.02	-0.02±0.03	0.01±0.03	0.01±0.02	0.01±0.03	0.01±0.02
滚动偏差/°	-0.03±0.06	-0.03±0.07	0.02±0.07	0.02±0.04	0.02±0.03	0.01±0.03

结果发现当施加线性位移时, 治疗床转动误差主要是滚动, 其次是前倾; 在施加有意转动位移的情况下, 旋转偏差较小。所有方向的线性位移相似, 使等中心位置保持在 0.4 mm 以内。所有预定义的随机位移在每个方向执行 15 次的偏差值为线性在 0.1~0.3 mm 以内, 旋转方向在 0.1°~0.11° 以内。

### 2.3 OSMS 下剂量差异测量

在呼吸运动平台运动过程中, 分别对 OSMS 跟踪与不跟踪时 MatriXX 测量的两组照射野剂量与计划剂量相比较, 通过比较 10 组测量结果发现: 在 OSMS 阈值为 2、3、5 mm 时: 调强野获取的剂量分布图像与计划剂量分布相对比, gamma 通过率分别为

(98.2±0.3)%、(96.4±0.4)%、(93.1±0.3)%；圆环野获取的剂量分布图像与计划剂量分布相对比，gamma通过率分别为(97.5±0.4)%、(96.6±0.5)%、(94.0±0.5)%。而无OSMS跟踪时，10组调强野与圆环野获取的剂量分布分别与计划剂量分布相对比，gamma通过率为(68.4±3.6)%、(70.1±2.9)%。以其中一组测量结果为例，对比调强野与圆环野在OSMS阈值为2 mm和无

OSMS监控下照射野剂量分布图，如图3与图4所示。图3为调强野在OSMS阈值为2 mm与无OSMS监控时测量剂量对比；图4为圆环野在OSMS阈值为2 mm与无OSMS监控时测量剂量对比。在该组测量中，在OSMS阈值为2 mm监控下调强野和圆环野的gamma通过率分别为98.0%和97.4%，但是无OSMS监控的情况下gamma通过率分别为66.7%和70.1%。

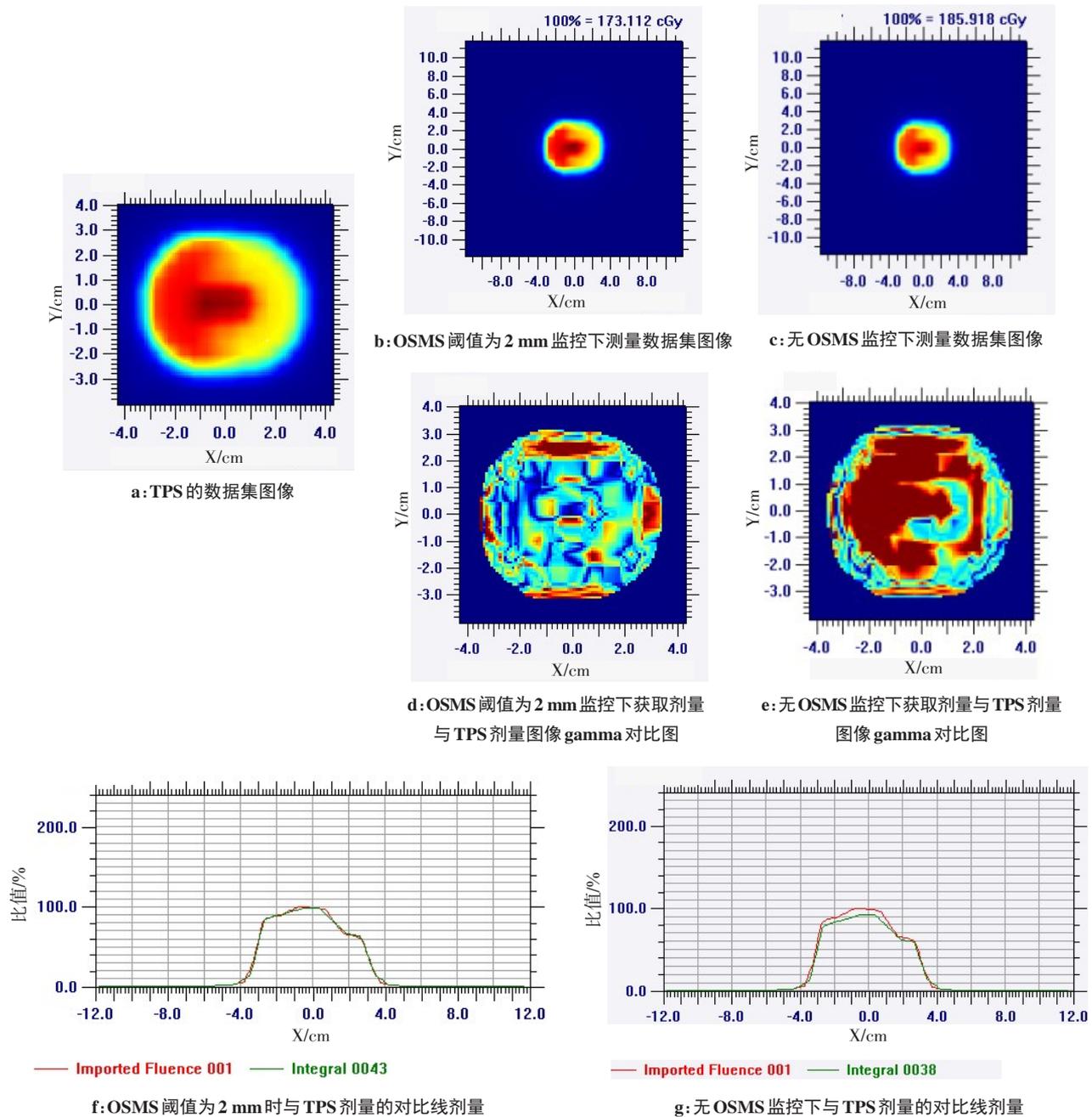


图3 调强野剂量分布

Fig.3 Intensity-modulated field dose distribution

对20例乳腺调强计划按照相同阈值统一计算分析，结果见表3。可以发现呼吸运动平台运动中OSMS系统在阈值为2、3、5 mm时相对无OSMS监控

下的gamma分别提高了43.5%、40.5%、22.0%；OSMS系统在阈值为2、3、5 mm时相对静态条件下gamma通过率偏差分别为0.4%、2.5%、15.1%；而无OSMS监

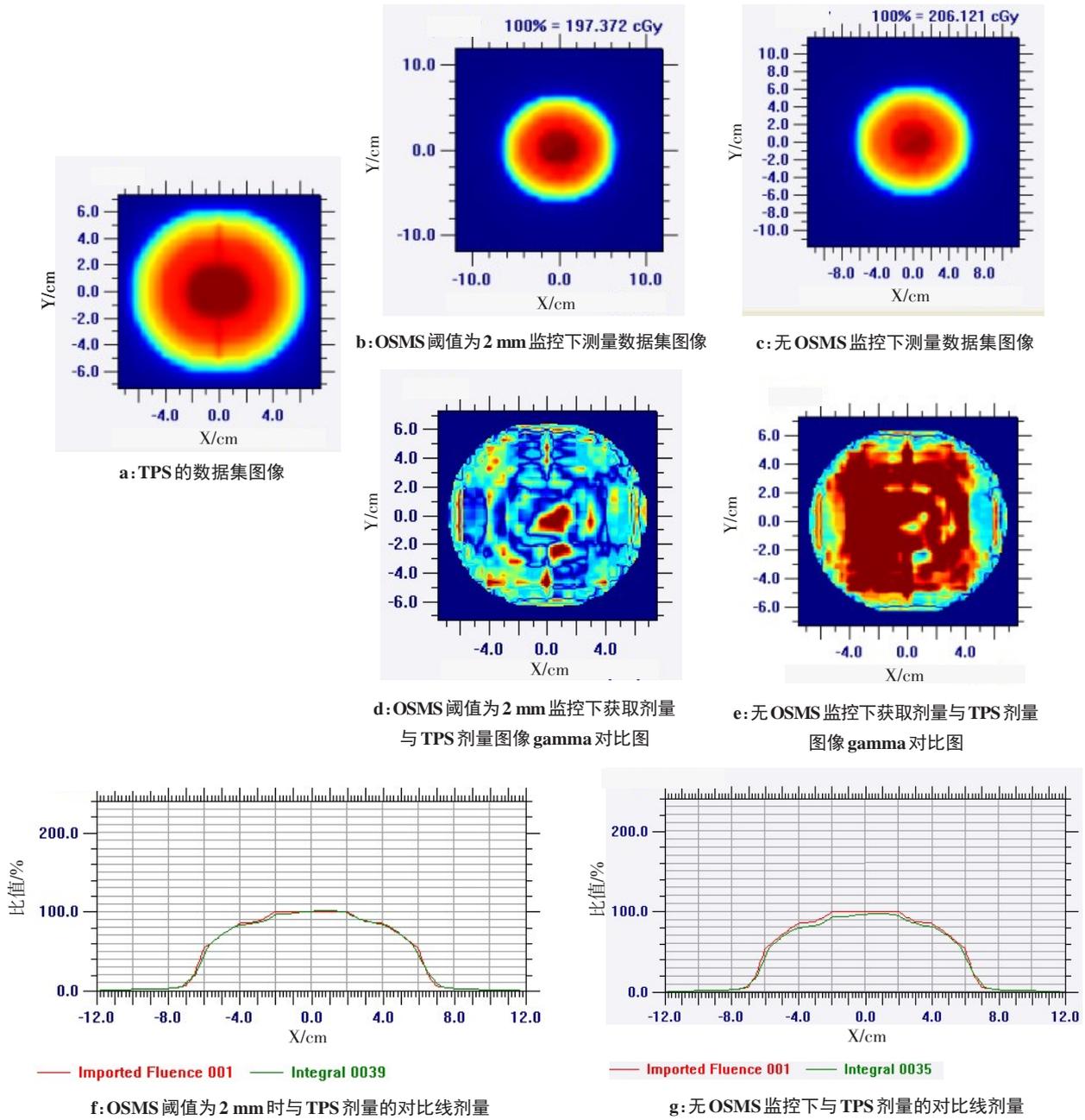


图4 圆环射野剂量分布

Fig.4 Torus radiation field dose distribution

控相对静态条件下 gamma 通过率偏差为 30.1%。呼吸运动平台在运动过程中,OSMS 的阈值越小 gamma 通过率越大,更加接近平台静止下的 gamma 值,对提高靶区剂量的作用越明显,相对剂量分布与计划剂量的一致性也就越好,即为 OSMS 对在放射治疗过程中提高靶区剂量具有明显意义。但在本试验中没有发现与射野的形状以及照射的方式具有相关性。

### 3 讨论

通过本文的研究,发现 OSMS 和 CBCT 在 6 个方向上具有良好一致性,最大线性距离为 0.4 mm,小于在这两个系统的固有精度校准。OSMS 系统监测下

表3 OSMS 不同阈值条件下的乳腺验证计划 Gamma 通过率(%,  $\bar{x} \pm s$ )

Tab.3 Gamma passing rates of breast verification plans under different thresholds (% , Mean±SD)

阈值/mm	OSMS 监控	无 OSMS 监控	模体静止
2	97.9±1.3		
3	95.8±2.2	68.2±7.5	98.3±0.9
5	83.2±4.7		

的照射野 gamma 通过率显著好于无 OSMS 系统监测下照射野 gamma 通过率,且阈值越小对于跟踪运动

靶区提高靶区剂量精度的效果越明显<sup>[18]</sup>。Hou等<sup>[19]</sup>对OSMS的研究结果表明光学表面成像(OSI)技术已经具备0.1 mm的位移变化实时探测能力,对头部运动监测非常有用。OSMS完全可以应用到实际的治疗过程中,提高放疗的治疗精度使病人受益。

目前工作的主要局限在于它只关注于模体测量,在研究安装在EDGE直线加速器上的OSMS准确性这一初步阶段中,还未对病人进行研究,在实验中,只对系统本身进行评估。OSMS系统对模体表面位置监测精度高,可以应用到实际放射治疗的辅助摆位。Pan等<sup>[20]</sup>将OSMS用于脑转移瘤治疗,他们的临床结论是:体表影像引导放射外科治疗(SIG-RS)能够达到了带头架Stereotactic Radiosurgery System(SRS)的临床精度表现,但通过免除头架、免除面罩以及更快的治疗提高了患者舒适度和依从性。使用OSMS门控技术跟踪运动靶区可以提高靶区的剂量精度,而且对患者不产生任何电离辐射,适用于分次间的辅助摆位和分次内的靶区跟踪,有力地保障SRS/SBRT技术的安全应用。因此对于立体定向治疗,可以建议患者通过OSMS预先定位,将皮肤表面与计划CT中的身体轮廓相匹配,再根据CBCT匹配进行最终移位。

【参考文献】

[1] 张俊,赵建国. 宫颈癌的精确放射治疗[J]. 医学研究杂志, 2017, 46(1): 174-177.  
ZHANG J, ZHAO J G. Precise radiotherapy for cervical cancer[J]. Journal of Medical Research, 2017, 46(1): 174-177.

[2] 林高娟. 宫颈癌的放射治疗进展[J]. 现代肿瘤医学, 2011, 19(1): 183-185.  
LIN G J. Advances in radiotherapy for cervical cancer[J]. Journal of Modern Oncology, 2011, 19(1): 183-185.

[3] STAMBAUGH C, EZZELL G. A clinically relevant IMRT QA IMRT QA workflow: design and validation[J]. Med Phys, 2018, 45(4): 1391-1399.

[4] LAMBRECHT M, CLEMENTEL E, SONKE J J, et al. Radiotherapy quality assurance of SBRT for patients with centrally located lung tumours within the multicentre phase II EORTC lungtech trial: benchmark case results[J]. Radiother Oncol, 2019, 132: 63-69.

[5] ABOUDARAM A, KHALIFA J, MASSABEAU C, et al. Image-guided radiotherapy in lung cancer[J]. Cancer Radiother, 2018, 22(6-7): 602-607.

[6] HARVEY S. CBCT scans: teleradiology services[J]. Br Den J, 2018, 225(8): 684-685.

[7] WEN N, LI H, SONG K, et al. Characteristics of a novel treatment system for linear accelerator-based stereotactic radiosurgery[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(4): 125-148.

[8] ZHAO L R, ZHOU Y B, LI G H, et al. The clinical feasibility and performance of an orthogonal X-ray imaging system for image-guided radiotherapy in nasopharyngeal cancer patients: comparison with cone-beam CT[J]. Phys Med, 2016, 32(1): 266-271.

[9] LI G, BALLANGRUD A, CHAN M, et al. Clinical experience with two frameless stereotactic radiosurgery (fSRS) systems using optical surface imaging for motion monitoring[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(4): 149-162.

[10] LI G, BALLANGRUD A, KUO L C, et al. Motion monitoring for cranial frameless stereotactic radiosurgery using video-based three-dimensional optical surface imaging[J]. Med Phys, 2011, 38(7): 3981-3994.

[11] NOUFAL M P, KALLIKUZHYYIL K A, NIYAS P, et al. Study of impacts of different evaluation criteria on gamma pass rates in VMAT QA using MatriXX and EPID[J]. Polish Journal of Medical Physics and Engineering, 2017, 23(4): 99-107.

[12] SCHMIDHALTER D, FIX M K, WYSS M, et al. Evaluation of a new six degrees of freedom couch for radiation therapy[J]. Med Phys, 2013, 40(11): 111710.

[13] VARASTEH ANVAR M, ATTILI A, CIOCCA M, et al. Quality assurance of carbon ion and proton beams: a feasibility study for using the 2D MatriXX detector[J]. Phys Med, 2016, 32(6): 831-837.

[14] MANCOSU P, FOGLIATA A, STRAVATO A, et al. Accuracy evaluation of the optical surface monitoring system on EDGE linear accelerator in a phantom study[J]. Med Dosim, 2016, 42(2): 173-179.

[15] WEN N, SNYDER K C, SCHEIB S G, et al. Technical Note: evaluation of the systematic accuracy of a frameless, multiple image modality guided, linear accelerator based stereotactic radiosurgery system[J]. Med Phys, 2016, 43(5): 2527-2537.

[16] 张书旭,周凌宏,陈光杰,等. 基于MatriXX系统研究呼吸运动对靶区受照剂量分布影响[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2009, 18(2): 138-141.  
ZHANG S X, ZHOU L H, CHEN G J, et al. MatriXX system in the study of the influence of respiratory motion on target dose distribution [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2009, 18(2): 138-141.

[17] LOW D A, HARMS W B, MUTIC S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions[J]. Med Phys, 1998, 25(5): 656-661.

[18] 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.

[19] HOU J D, GUERRERO M, CHEN W J, et al. Deformable planning CT to cone-beam CT image registration in head-and-neck cancer[J]. Med Phys, 2011, 38(4): 2088-2094.

[20] PAN H, CERVIÑO L, PAWLICKI T, et al. Frameless, real-time, surface imaging-guided radiosurgery: clinical outcomes for brain metastases[J]. Neurosurgery, 2012, 71(4): 844-851.

(编辑:薛泽玲)