

OSMS在腹部肿瘤放疗摆位中的应用

叶峰, 翟振宇, 牟忠德

江苏省肿瘤医院放疗科, 江苏 南京 210009

【摘要】目的:通过与锥形束计算机断层扫描(CBCT)参照对比,探讨光学表面监测系统(OSMS)在腹部肿瘤放疗中摆位的作用,探讨OSMS的摆位精度及其应用价值。**方法:**选取4名腹部肿瘤患者,应用体表“+”标记与激光灯进行治疗前摆位,行CBCT同时进行OSMS运行前的验证,分别记录OSMS和CBCT提供的配准信息,记录X(左右)、Y(头脚)与Z(前后)方向的平移误差。应用Pearson方法分析摆位误差的相关性、系统误差与随机误差,并用Bland-Altman方法评估OSMS的置信空间。计算常规方法摆位以及经过OSMS摆位后95%的剂量偏移靶区体积的 k 值。**结果:**研究发现OSMS与CBCT的摆位精度具有很好的相关性,X、Y与Z方向的相关系数分别为0.628、0.858、0.682。OSMS摆位在X、Y与Z方向的系统误差 \pm 随机误差分别为(0.01 \pm 0.33)、(-0.14 \pm 0.64)、(0.13 \pm 0.41) mm, k 值为(0.801 9 \pm 0.704 4)%。**结论:**OSMS在实际应用中体现出与CBCT配准数据的一致性,可以摆脱CBCT的引导独立使用,精度较高。

【关键词】腹部肿瘤;光学表面监测系统;摆位误差

【中图分类号】R815

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)07-0828-06

Application of OSMS in positioning for abdominal tumor radiotherapy

YE Feng, ZHAI Zhenyu, MU Zhongde

Department of Radiotherapy, Jiangsu Cancer Hospital, Nanjing 210009, China

Abstract: Objective To investigate the role of optical surface monitoring system (OSMS) in the positioning for abdominal tumor radiotherapy by comparing with CBCT-based positioning, and to explore the positioning accuracy of OSMS and its application value. **Methods** Four patients with abdominal tumor were enrolled. The "+" mark on the body surface and laser lamp were used to realize pre-treatment positioning. During CBCT examination, OSMS was verified before operation. The registration information provided by OSMS and CBCT was recorded separately, and translational errors in X (left-right), Y (head-foot) and Z (front-back) directions were recorded. Pearson method was used for analyzing positioning errors, systematic errors and random errors, and Bland-Altman method for evaluating the confidence interval of OSMS. The k value of 95% dose-shifted target volume after positioning by the conventional method or OSMS was calculated. **Results** There was a good correlation between the positioning accuracy of CBCT and that of OSMS, and the correlation coefficients were 0.628, 0.858 and 0.682 in X, Y and Z directions, respectively. The systemic error \pm random error of OSMS positioning were (0.01 \pm 0.33), (-0.14 \pm 0.64) and (0.13 \pm 0.41) mm in X, Y and Z directions, respectively, and the k value was (0.801 9 \pm 0.704 4)%. **Conclusion** OSMS in the actual application has a high consistency with CBCT registration data. OSMS which has a high accuracy in positioning can be used independently without the guidance of CBCT.

Keywords: abdominal tumor; optical surface monitoring system; positioning error

前言

随着计算机技术、影像学技术和医用直线加速器的不断发展,放疗技术在近年的进步特别是图像

引导放疗的开展不仅能够使肿瘤靶区的外放得以缩小^[1],从而减少周围正常组织的受照剂量,而且也使肿瘤得到更为精准的放疗剂量,从而提高局部控制率^[2-3]。现在常用的图像引导技术有二维X线平片、三维锥形束计算机断层扫描(Three-Dimensional Cone-Beam Computed Tomography, 3D-CBCT)、四维锥形束计算机断层扫描(Four-Dimensional Cone-Beam Computed Tomography, 4D-CBCT)等^[4],这些技术可以提供有用的内部解剖结构信息,是判断摆位误差和内部器官运动的金标准^[5-6],但在长疗程中使

【收稿日期】2020-02-21

【基金项目】江苏省肿瘤防治研究所博士后经费(SZL201715)

【作者简介】叶峰,硕士,工程师,研究方向:肿瘤放疗物理,E-mail: ye-feng_n@163.com

【通信作者】翟振宇,高级工程师,研究方向:肿瘤放疗物理,E-mail: 1549829033@qq.com

用CBCT会造成不可忽略的辐射剂量,增加患者的经济负担,延长患者治疗时间。

江苏省肿瘤医院新引进的 Varian 加速器 VitalBeam 集成了 3D/4D-CBCT、kV/MV 立体 X 射线成像以及自动触发单视像 kV 成像,以控制肿瘤运动,此外,还提供可通过连续的实时信号评估器官运动的基于电磁信标的定位系统(Calypso[®])以及通过 3D 表面成像定位和监测患者的光学表面监测系统(Optical Surface Monitoring System, OSMS)^[7]。OSMS 的主要优势是非电离辐射,不额外增加治疗时间,并降低病人的经济负担^[8-9]。已有文献报导 OSMS 精度的问题,如 Ramakrishna 等^[10]研究基于框架和无框架的颅内病变治疗的分割内 OSMS 的位移误差,有框架的误差移位为(0.4±0.3) mm,无框架的为(0.7±0.5) mm; Mancosu 等^[11]指出相对于 CBCT 系统,OSMS 的线性矢量位移差异为(0.6±0.3) mm,精度为 0.5 mm; Wen 等^[9]指出 OSMS 可以精确地监测运动,误差小于 0.1 mm; Pallotta 等^[12]指出 CBCT 和光学表面获取之间的配准参数的平均差异小于-1.3 mm,同时还指出在腹部应用中,OSMS 的精度遇到了挑战。因此,本研究选取腹部肿瘤患者,使用治疗计划系统计算常规方法摆位以及经过 OSMS 辅助摆位后 95% 的剂量偏移靶区体积的 k 值,最终验证 Varian 系统 OSMS 的精度,评估 OSMS 应用于腹部肿瘤放疗摆位的可行性。

1 材料与方法

1.1 病例资料

选取 2019 年 3 月至 6 月江苏省肿瘤医院收治的腹部肿瘤患者 4 例,其中男女各 2 例,年龄 33~76 岁,男性为直肠癌,女性为宫颈癌。所有患者均病理证实,放疗前签署放疗知情同意书。放疗处方均为 CTV 50.4 Gy(1.8 Gy/28 次)。

1.2 主要设备

美国 Varian 公司的 VitalBeam 直线加速器; Eclipse 治疗计划系统; 荷兰 Philips 公司的大孔径模拟定位机; 德国 LAP 公司的 3D 可移动激光灯系统; 真空垫。

1.3 体位固定与定位图像采集

采用真空垫固定患者身体,男性患者体位采用俯卧位,双手交叉埋于头下;女性患者体位双手交叉抬臂放在头上,仰卧位。应用 Philips 公司的 CT 模拟定位机进行图像采集,扫描参数为 120 kV、300 mAs、层厚 5 mm。重建后传至 Eclipse 治疗计划系统进行靶区勾画与计划设计,计划设计完成后把计划与结构传至 VitalBeam 直线加速器。

1.4 OSMS

OSMS 可通过 3D 表面成像定位和监测患者。该系统有 3 个安装在天花板上的数据相机盒,每个盒包括一台投影仪、两个数据相机和一个白光闪光灯(图 1)。投影仪将伪随机光学图案投射到患者身上,数据相机获取皮肤上的所有点。通过收集来自 3 个摄像机的所有对应点来重建 3D 表面模型。在处理期间,通过最小化验证和参考图像之间的最接近的平方点距离的总和,连续地获取验证图像并将其登记到所选择的感兴趣区域中的参考表面图像。与已记录的病人图像对比位置信息,计算出体表误差并反馈到计算机,从而实现监控与人机交互。OSMS 的稳定性和准确性由月检和日检保证,每日都必须在加速器自检后进行常规日检。



图1 VitalBeam 加速器及天花板上的 OSMS 的摄像头(图中箭头所示)

Fig.1 VitalBeam accelerator and cameras of the OSMS on the ceiling (arrows)

1.5 表面影像与参考影像

表面影像由 OSMS 实时采集患者在治疗床上的影像;参考影像有两种: DICOM 参考影像和 VRT 参考影像。

1.6 CBCT 配准图像采集

首先根据患者体表“+”标记和激光灯进行摆位,然后行 CBCT 扫描,扫描结束后 CBCT 图像与定位 CT 图像进行对比,配准框的选取包括肿瘤靶区及其附近骨结构。配准采用的方法是骨性配准,前 3 次 CBCT 验证结束后,以当次 CBCT 为准,修改病人身上摆位“+”标记。以后每周进行 2 次 CBCT 扫描。

1.7 OSMS 配准实验流程

应用体表标记与激光灯进行治疗前摆位,在本研究中,行 CBCT 同时进行 OSMS 运行前的验证,分别记录 OSMS 和 CBCT 提供的配准信息,记录 X(左右)、Y(头脚)与 Z(前后)方向的平移误差。图 2 总结了实验的工作流程。当需要改变病人体表的标志线时,这会受到呼吸系统的影响^[13]。

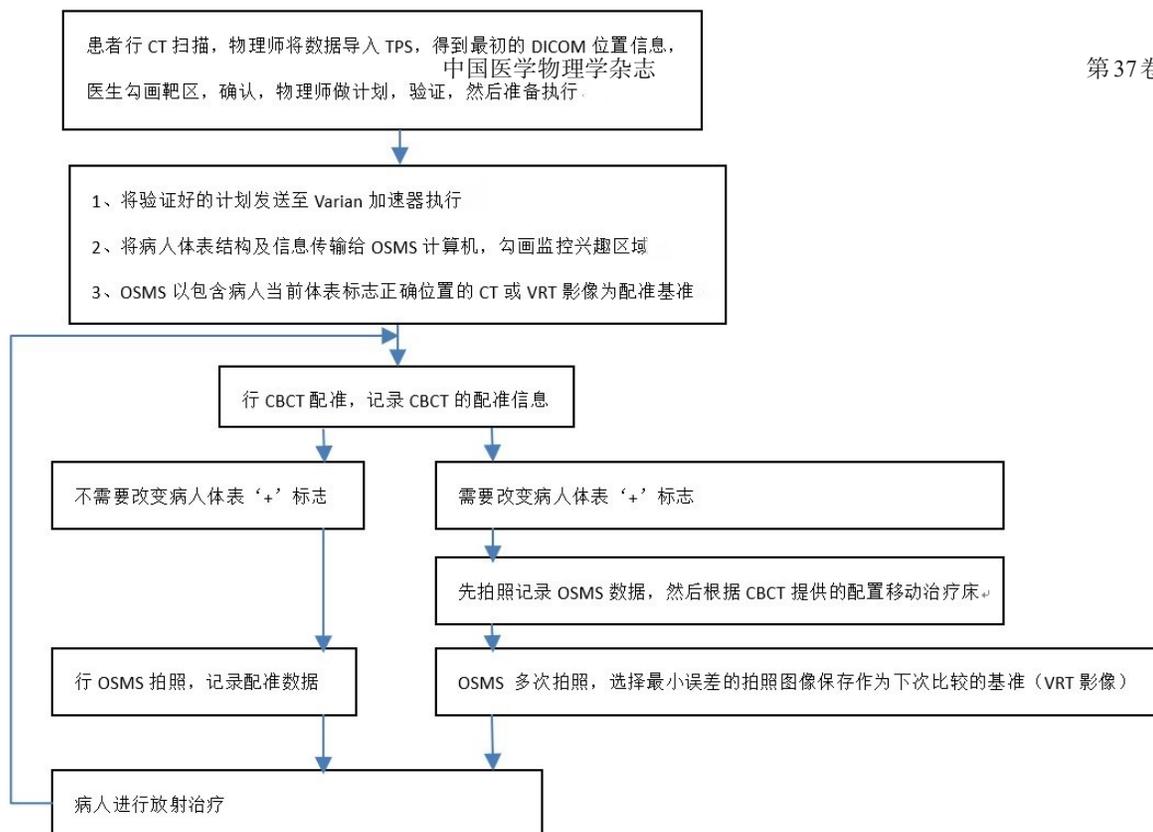


图 2 OSMS 的实验流程

Fig.2 Experimental process of optical surface monitoring system (OSMS)

本研究需要反复照相(OSMS)多次,取其中误差最小的摆位信息作为下次病人照光时的图像参考基准(VRT 参考影像)。在脱离 CBCT 单独使用 OSMS 时,本研究缺乏有效手段在病人受诸多影响因素干扰找到误差最小的地方拍照,所以在本实验中采取随机拍照,这也使得本实验更加接近日后的实际工作状况。最后根据 CBCT 和 OSMS 的配准信息,在治疗计划系统上分别重新计算原始摆位以及根据 OSMS 配准信息的参考剂量,剂量归一方法是 95% 的剂量包含百分之百的靶区。根据式(1),计算 95% 的剂量线偏移靶区的 k 值,如果 $k \leq 2\%$,则设定此次照射为一次合格治疗,否则判断为一次不完善的治疗。

$$k = (1 - (V_{95\%} \cap V_{CTV}) / V_{CTV}) \times 100\% \quad (1)$$

其中, k 为不相交体积的百分比; $V_{95\%}$ 为 95% 的剂量包围的体积; V_{CTV} 为靶区体积。 k 值越接近 0, 代表与标准照射的误差越小。

1.8 统计学分析

采用 SPSS 22.0 软件对数据进行统计学分析。定义系统摆位误差(S)为其均值,随机摆位误差(r)为其标准差, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

分析 OSMS 的摆位误差,应用 Pearson 法分析摆位误差(OSMS 与 CBCT)的相关性、系统误差与随机

误差,并用 Bland-Altman 方法评估 OSMS 的置信空间,使用 SPSS 软件绘制 Bland-Altman 点散布图,直观评价二者的一致性。

根据 CBCT 和 OSMS 的配准信息以及式(1),在治疗计划系统上分别计算常规方法摆位以及经过 OSMS 辅助摆位后 95% 的剂量偏移靶区体积的比例 k 值,设定 $k > 2\%$ 为一次不合格的治疗。

2 结果

OSMS 在 X、Y 和 Z 方向的 $S \pm r$ 分别为 (0.01 ± 0.33) 、 (-0.14 ± 0.64) 和 (0.13 ± 0.41) mm; CBCT 在 X、Y 与 Z 方向的 $S \pm r$ 分别为 (0.00 ± 0.32) 、 (-0.04 ± 0.59) 和 (0.03 ± 0.41) mm。常规摆位的 k 值为 $(1.874 0 \pm 2.286 7)\%$, OSMS 辅助摆位的 k 值为 $(0.801 9 \pm 0.704 4)\%$ ($P < 0.05$)。OSMS 与 CBCT 在 X、Y、Z 方向的相关系数分别为 0.628、0.858、0.682。

Bland-Altman 方法的结果表明 X、Y 和 Z 方向的 95% 的置信空间的均值及方差分别为 $(-0.066 700 \pm 0.278 272)$ 、 $(0.097 080 \pm 0.332 591)$ 和 $(-0.106 250 \pm 0.327 866)$ mm,如图 3 所示,这直观说明了 OSMS 和 CBCT 具有高度的一致性。

在共 48 次摆位中,OSMS 摆位中有 3 次使 95% 的

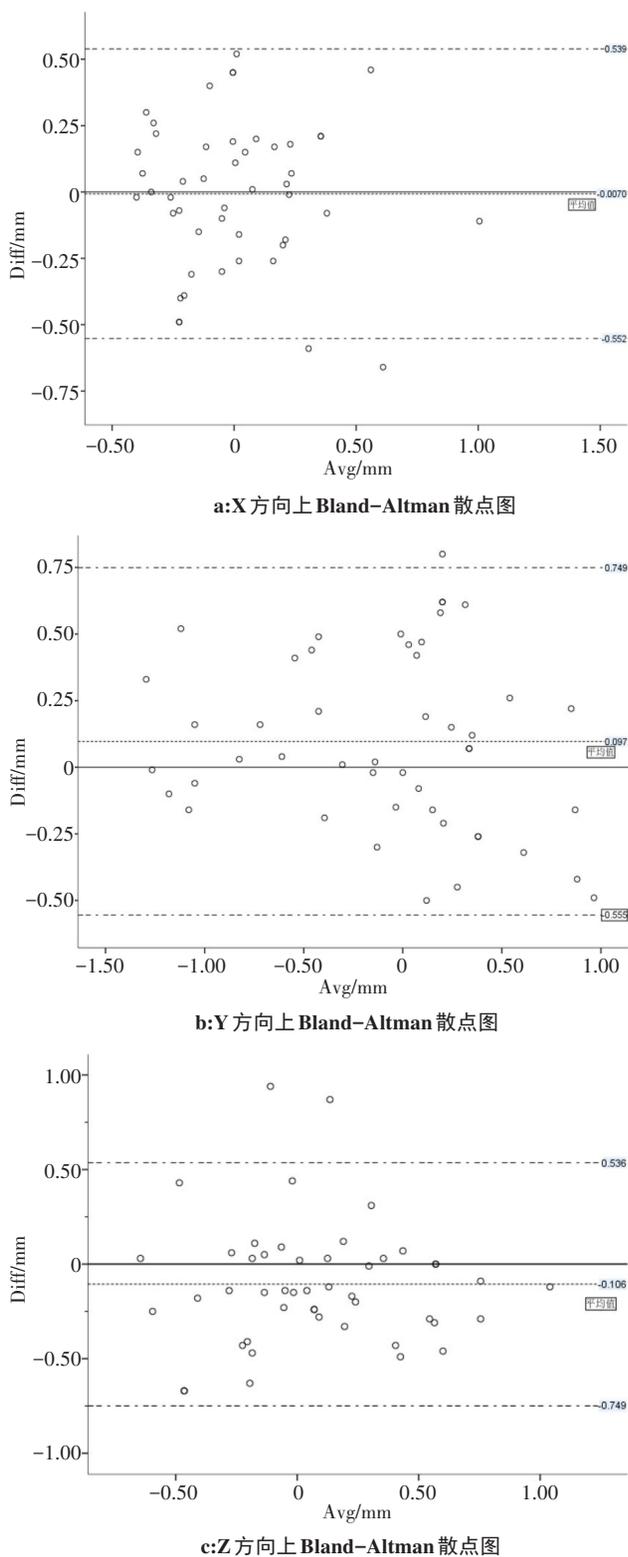


图3 X、Y、Z方向上 OSMS 与 CBCT 的一致性

Fig.3 Consistency between OSMS and CBCT in X, Y, Z directions
 采用 Bland-Altman 方法进行分析, 横轴为 CBCT 与 OSMS 数据的均值误差 (Avg), 竖轴为 CBCT-OSMS 数据的差值 (Diff), 上下二条虚线为 95% 的置信区间线, 中间的一条虚线是平均值

剂量线与靶区体积交汇的体积误差超过 2%, 这可能与病人呼吸运动幅度及抓拍的时机不恰当共同导致, 我们也怀疑这和病人的膀胱充盈度有一定的相

关性, 和文献中 [12] 讨论中提到的原因有些近似, 但结论却不同。从本研究结果来看, OSMS 还是可以胜任腹部患者摆位。

常规摆位中, 共有 17 次不合格, 在这 4 例病人中的分布也是不一, 其中一例患者在摆位不合格判定中占据了 8 次之多, 这可能受病人紧张的心理导致身体僵硬以及膀胱充盈度的影响, 从而导致摆位精度下降。此病人在 CBCT 的多次复核下均出现摆位精度过低的情况, 说明病人难以配合和理解技师摆位的要求, 因此这类病人尤其需要辅助设备的帮助。

从图 4 和图 5 来看, OSMS 对摆位误差的纠正是具有明显正相关的作用, 能使常规的一次被判定不合格的疗程变成合理疗程, 消除靶区的冷点, 同时 k 值在 2% 以内。



图4 激光线摆位误差引起的 95% 的剂量线与原靶区覆盖的图
Fig.4 Coverage of the original target area by 95% dose line with laser ray alignment errors

红线是 CTV 靶区, 黄线是 95% 的剂量线

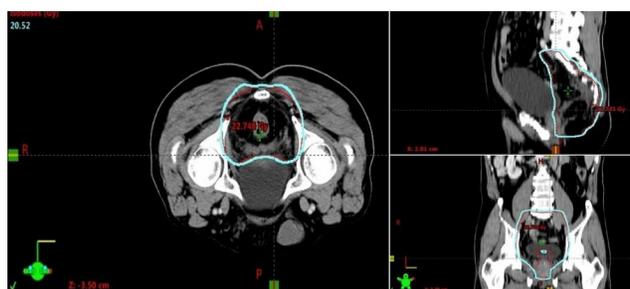


图5 OSMS 配准后 95% 的剂量线与原靶区覆盖的图
Fig.5 Coverage of the original target area by 95% dose line after OSMS registration

红线是 CTV 靶区, 黄线是 95% 的剂量线

3 讨论

本研究是在应用 OSMS 前的验证, 评估 OSMS 在腹部肿瘤中调强放疗的应用价值, 探讨该系统的精度与准确性、与常规“+”标记摆位方式相比有无优势、评价摆位误差与 CBCT 是否一致, 并评估 OSMS 实施后对日常摆位是否有收益。

通过将病人按照常规方法摆位(要求技术人员准确地将体表“+”线和激光线对齐),然后通过CBCT的方法,经过医生确定后得到本次配准信息,以CBCT的标准为金标准。按照图2的实验流程,观察OSMS是否可以有效地替代CBCT。在Varian系统中,虽然CBCT提供了六维的信息,但OSMS提供的配准信息中并没有pitch和roll方向的值,而且在治疗计划系统计算中,不能将旋转(Rtn)方向的误差带入计算,所以在本研究中只是初步讨论了位移误差。

在实际临床应用中,考虑到患者的呼吸运动,OSMS的配准信息其实是动态的。为了不增加治疗时间,本研究采取随机抓拍得到的配准,即OSMS在呼吸周期内的某个瞬间的摆位误差减去CBCT摆位误差就是单独应用OSMS引导下的摆位与CBCT配准的理论误差值。本实验得到的OSMS与CBCT数据, Pearson法分析发现二者的一致性很好,差值范围在临床应用中可接受。

准确且可重复的放疗摆位对放疗影响至关重要^[14]。图4是其中一位摆位重复性差的患者,在其疗程中有CBCT验证的12次摆位中,经治疗计划系统单独计算后叠加,其 k 值仍大于3%,从图中箭头指示可以明显看出不重叠区域;经OSMS配准后误差几乎消失(图5)。从图6可以看出,应用工具来校正日常的摆位是非常重要的,不仅可以修正摆位误差,还可以减少计划靶区的外放范围,降低正常组织的放射损伤。本实验中验证了OSMS和CBCT的一致性,这与以往报道也基本一致^[15-16],而Pallotta等^[12]报导了OSMS在骨盆中应用表面成像获益只有45%的比例,但在本研究并没有观察到这种现象,从图4中可以看出摆位越差的患者获益越大,4例患者中只有一例没有收益,但从CBCT的复核来看,此病人摆位的重复性和误差都极小,这时呼吸运动、膀胱充盈度以及抓拍时机选择都是导致OSMS配准信息起伏的原因。

与日常CBCT或其他图像引导方式相比,OSMS对于患者的位置验证是一种可靠并能提高摆位精度的方法。但由于在实际使用中不能看到病人的体征,图像匹配的技术不直观,在遇到大位移偏差时,技术人员一般难以采纳信任,目前我们采取的是小于1 cm的采信,误差过大时通过增加CBCT验证的方式来纠正摆位误差。从本研究数据中,我们发现了带有“+”字线的皮肤经常和骨性标记有着较大的位移,这在一小部分的病人身上尤为明显,由于紧张或其他诸多原因,他们不能很好地配合技术员的摆位要求。虽然有文献指出,在长疗程中,因为误差不会总偏向一个方向,误差会自我消弭,但在本研究中

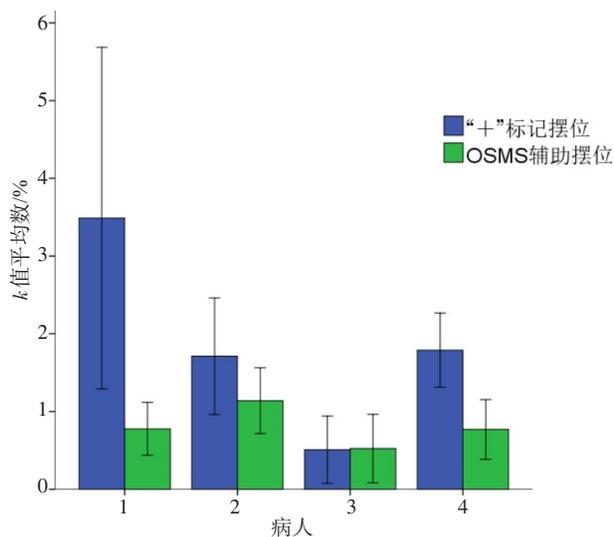


图6 正常摆位和OSMS摆位的误差结果对比

Fig.6 Comparison of error results between normal positioning and OSMS positioning

的一例中我们虽然有误差朝小的方向运动,但12次叠加的数据并不理想。从图5中可以直观地发现,总共12次摆位中,如果没有CBCT或OSMS辅助,此病人在此12次照射中治疗计划系统累加的靶区偏移 k 值高达3%,这或许是部分病人局部控制不利的原因之一。

目前本研究仍有些限制。首先,该研究的样本量过小,没有将旋转误差带入计算,导致真正的 k 值的不准确,只是作了近似省略。其次由于所研究的所有系统都涉及电离辐射,还有因为费用的问题,我们不能对患者在整个疗程中都重复CBCT,只是根据医嘱行CBCT时同时进行OSMS,虽然OSMS在每次照射中都得到了应用,但因为CBCT标准的缺失,我们不得不抛弃没有参照物对比的数据。然而,经过4组数据的对比,虽然每个人的数据都是随机无序的,但与CBCT配准后数据对比,我们也能发现OSMS与CBCT数据趋近一致,这与已发表的诸多文章也保持了一致^[17],说明了OSMS的可靠性。最后这项研究只调查了病人腹部病变位置,重要的保护器官较少,位移误差对重要器官的影响的研究不充分。

4 结论

OSMS和CBCT系统的变化都非常接近,意味着这两种系统在可接受误差范围内可以互换代替使用,但OSMS摆位相比于传统的激光“+”字线摆位有明显提高,在条件允许的情况下,应尽量使用OSMS。由于OSMS在摆位中,呼吸以及膀胱充盈度会影响皮肤表面,同时带有“+”字线的皮肤经常和骨性标记有着较大的位移,所以不可避免地会产生随机误差。

从实验数据分析来看,OSMS在实际应用中位移误差体现出了和CBCT配准数据较高的一致性,因此初步结论是独立引导使用,相对于传统的“+”字线摆位有明显的提高。下一步研究我们将增加研究样本数量,并且将旋转角度也纳入研究之中。

总之,OSMS是一种有效的低成本图像引导工具,优势是快速、无创、无电离辐射,作为日常工具可快速辅助患者摆位,降低正常器官的辐射,提高局部控制率及日后生活质量^[18]。本研究把OSMS直接应用于患者摆位,为本单位日后开展OSMS工作提供了定量指标。

【参考文献】

- [1] 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.
- [2] JENSEN N B, ASSENHOLT M S, FOKDAL L U, et al. Cone beam computed tomography-based monitoring and management of target and organ motion during external beam radiotherapy in cervical cancer [J]. *Phys Imaging Radiat Oncol*, 2019, 9: 14-20.
- [3] O'DONNELL B, SHIAO J C, PEZZI T A, et al. Stereotactic body radiation therapy, intensity-modulated radiation therapy, and brachytherapy boost modalities in invasive cervical cancer: a study of the National Cancer Data Base [J]. *Int J Gynecol Cancer*, 2018, 28(3): 563-574.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] BALTER J M, KESSLER M L. Imaging and alignment for image-guided radiation therapy [J]. *J Clin Oncol*, 2007: 931-937.
- [7] MHATRE V, PATWE P, DANDEKAR P J. SU-G-JcP4-04: commissioning and acceptance testing of optical surface monitoring system on TrueBEAM STx as Per Task Group 147 [C]. Fifty-eighth Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine, 2016.
- [8] PAXTON A B, MANGER R P, PAWLICKI T, et al. Evaluation of a surface imaging system's isocenter calibration methods [J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2017, 18(2): 85-91.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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, 41(2): 173-179.
- [12] PALLOTTA S, VANZI E, SIMONTACCHI G, et al. Surface imaging, portal imaging, and skin marker set-up vs. CBCT for radiotherapy of the thorax and pelvis [J]. *Strahlenther Onkol*, 2015, 191(9): 726-733.
- [13] HAMMING V C, VISSER C, BATIN E, et al. Evaluation of a 3D surface imaging system for deep inspiration breath-hold patient positioning and intra-fraction monitoring [J]. *Radiat Oncol*, 2019, 14(1): 125.
- [14] MURDOCH M R, WIERZBICKI M. Minimum planning target volume coverage necessary for the delivery of the prescribed dose in lung radiotherapy [J]. *J Med Imag Radiat Sci*, 2015, 46(1): S28.
- [15] OLIVER J A, KELLY P, MEEKS S L, et al. Orthogonal image pairs coupled with OSMS for noncoplanar beam angle, intracranial, single-isocenter, SRS treatments with multiple targets on the Varian Edge radiosurgery system [J]. *Adv Radiat Oncol*, 2017, 2(3): 494-502.
- [16] 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.
- [17] MA Z, ZHANG W, SU Y, et al. Optical surface management system for patient positioning in interfractional breast cancer radiotherapy [J]. *Biomed Res Int*, 2018, 2018(3): 1-8.
- [18] OEHLER C, LANG S, DIMMERLING P, et al. PTV margin definition in hypofractionated IGRT of localized prostate cancer using cone beam CT and orthogonal image pairs with fiducial markers [J]. *Radiat Oncol*, 2014, 9(1): 1-7.

(编辑:谭斯允)