

## 光学体表监测系统引导VMAT技术在全身放射性治疗的应用

李壮玲, 钟鹤立, 高艳, 李隆兴, 史亚滨, 邓小年, 付鑫, 张定, 郑芳, 陈洪涛, 陈伟思

深圳市人民医院(南方科技大学第一附属医院, 暨南大学第二临床医学院)肿瘤放疗科, 广东 深圳 518020

**【摘要】目的:**建立光学体表监测系统(OSMS)引导容积旋转调强(VMAT)技术应用于全身放射性治疗(TBI)的基本流程, 评价OSMS在放疗前分次间辅助摆位和放疗中分次内实时监测位置误差的精确性和有效性。**方法:**回顾分析造血干细胞移植前清髓接受OSMS引导VMAT-TBI的白血病患者15例, CT模拟定位, 分别在头先进仰卧位(HFS)和脚先进仰卧位(FFS)采集全身图像数据, 传输至治疗计划系统进行图像融合、多中心VMAT放疗计划设计及剂量验证, 处方剂量为800 cGy/4F, 一天两次。放疗前采用OSMS辅助摆位, CBCT进行位置验证, 治疗中应用OSMS监控, 通过分析离线日志文件获得OSMS实时监测的分次内误差。**结果:**HFS模式计划靶区的平均剂量和覆盖率分别为(905.4±19.0) cGy和(93.0±2.8)%;危及器官肺和肾脏平均剂量分别为(603.7±55.7) cGy和(600.4±49.6) cGy;晶体最大受照剂量为(393.9±58.9) cGy。FFS模式计划靶区的平均剂量和覆盖率分别为(888.5±58.9) cGy和(94.0±3.2)%;衔接处的最大剂量为(1148.9±72.9) cGy。单次放疗实施时间为(75.1±15.1) min。放疗前OSMS辅助摆位, CBCT三维矢量总偏差在平移方向和旋转方向分别为(2.71±1.96) mm和(0.91±0.90)°。在放疗中OSMS监测的分次内运动幅度平移方向三维矢量偏差为(1.95±1.88) mm, 其中偏差在1 mm以内的在LNG、LAT和VRT方向上占比分别为57.5%、79.7%和62.1%;旋转方向三维矢量偏差为(0.76±0.72)°, 其中偏差在1°以内Rtn、Pitch和Roll方向上占比分别为93.1%、85.7%和94.3%。**结论:**VMAT简化TBI流程, 同时提高靶区的覆盖率并较好地保护危及器官;采用OSMS可减少位移误差特别是旋转误差, 为保障TBI精确实施和患者的安全性, 有必要联合OSMS进行辅助摆位和分次内位置监测。

**【关键词】**光学体表监测系统; 容积旋转调强技术; 全身放射治疗; 摆位误差; 分次内运动

**【中图分类号】**R318; R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2024)09-1070-08

## Application of optical surface monitoring system guided volumetric modulated arc therapy in total body irradiation

LI Zhuangling, ZHONG Heli, GAO Yan, LI Longxing, SHI Yabin, DENG Xiaonian, FU Xin, ZHANG Ding, ZHENG Fang, CHEN Hongtao, CHEN Weisi

Department of Radiation Oncology, Shenzhen People's Hospital (First Affiliated Hospital of Southern University of Science and Technology, Second Clinical Medical College of Ji'nan University), Shenzhen 518020, China

**Abstract: Objective** To establish a novel clinical application process of the optical surface monitoring system (OSMS) guided volumetric modulated arc therapy (VMAT) for total body irradiation (TBI), and to assess the accuracy and effectiveness of OSMS in inter-fractional auxiliary positioning before radiotherapy and real-time monitoring of intra-fractional motion during radiotherapy. **Methods** A retrospective analysis was conducted on 15 leukemia patients who underwent OSMS-guided VMAT-TBI before hematopoietic stem cell transplantation. CT simulation positioning was performed, and the whole-body image data which were collected in head-first supine position (HFS) and feet-first supine position (FFS) were transmitted to the treatment planning system for image registration, multicenter VMAT planning and dose verification. The prescription dose was 800 cGy in 4 fractions twice daily. OSMS was used to assist positioning before delivery, and CBCT was used for position verification. During treatment, OSMS was used for monitoring. The intra-fractional error monitored by OSMS in real time was obtained by analyzing the offline log files. **Results** The mean dose and coverage of the target area in HFS plan were (905.4±19.0) cGy and 93.0%±2.8%. The mean doses to lung and kidney were

**【收稿日期】**2024-03-15

**【基金项目】**广东省医学科研基金(A2023242)

**【作者简介】**李壮玲, 硕士, 副主任技师, 研究方向: 放射治疗新技术的应用与研究, E-mail: lizhuangling@163.com

**【通信作者】**钟鹤立, E-mail: zhongheli@tom.com

(603.7±55.7) cGy and (600.4±49.6) cGy, respectively, and the maximum dose to the lens was (393.9±58.9) cGy. The mean dose and coverage of the target area in FFS plan were (888.5±58.9) cGy and 94.0%±3.2%; and the maximum dose at the junction was (1 148.9±72.9) cGy. Fractional treatment delivery time was (75.1±15.1) min. OSMS-assisted positioning was carried out before delivery, and the total deviations of CBCT three-dimensional vector in translational and rotation directions were (2.71±1.96) mm and 0.91°±0.90°, respectively. The three-dimensional vector deviation of the intra-fractional motion amplitude in translational direction monitored by OSMS during the treatment was (1.95±1.88) mm, of which the deviation within 1 mm accounted for 57.5%, 79.7% and 62.1% in longitudinal, lateral and vertical directions, respectively. The three-dimensional vector deviation in rotation direction was 0.76°±0.72°, of which the deviation within 1° accounted for 93.1%, 85.7% and 94.3% in rotation, pitch and roll directions, respectively. **Conclusion** VMAT simplifies TBI process, while improving target coverage and organs-at-risk sparing. The use of OSMS can reduce positioning errors, especially rotation errors. In order to ensure the accurate implementation of TBI and the safety of patients, it is necessary to use OSMS for auxiliary positioning and intra-fractional position monitoring.

**Keywords:** optical surface monitoring system; volumetric modulated arc therapy; total body irradiation; positioning error; intra-fractional motion

前言

白血病是一种源于造血干细胞的恶性克隆性疾病,其突变祖细胞不受控制地增殖并产生大量异常白细胞,在骨髓、外周血、脾脏和其他器官中积累。根据国家癌症中心 2024 年 3 月发布的《2022 年中国恶性肿瘤流行情况分析》显示,白血病的发病例数在全部恶性肿瘤中排第 14 位,发病率为 8.19 人/万人,死亡率排第 10 位,为 5.01 人/万人<sup>[1]</sup>。目前,白血病的治疗方法主要包括化疗、放疗、造血干细胞移植、分子靶向治疗、免疫治疗等,其中造血干细胞移植是唯一可能治愈的方法<sup>[2]</sup>。目前大剂量化疗联合全身放射性治疗(Total Body Irradiation, TBI)是造血干细胞移植前一种成功的经典预处理方案<sup>[3]</sup>。TBI作为白血病的重要治疗方法之一,可以明显减少患者治疗过程的不适,大大缩短治疗周期,提高治疗后患者的生活质量,但因传统的 TBI 常采用站立位前后/后前方向照射技术,白血病患者通常较虚弱难以坚持,治疗的可重复性不高,而且位置固定和危及器官(Organ at Risk, OAR)保护需附加特殊装置,操作非常复杂,治疗效率极低,被国内大部分的医院摒弃。因此,寻求一种安全高效、精准可行的 TBI 新模式是放疗界治疗白血病的热门研究课题。

随着放疗技术的发展,基于直线加速器的容积旋转调强(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)技术被应用于临床多类型肿瘤的治疗,实现个性化精准放疗<sup>[4-6]</sup>。VMAT在机架旋转时叶片连续运动同时能改变射线剂量率和机架转速,综合了动态调强放疗的剂量分布和旋转治疗的速度优势,具备实现最优计划质量和实施效率的潜力,但对体位重复性提出更为严格要求。光学体表监测系统(Optical Surface Monitoring System, OSMS)是近年来

应用于临床的一种光学引导放射治疗技术,其利用投照于患者身体表面的光斑通过光学成像法重建形成体表轮廓三维影像,该影像与参考影像进行对比获得患者六维方向上实时位置误差信息,由于具有实时引导、高精度、无辐射等优点,可在放疗前辅助精确摆位,在放疗中对体位实时持续监测,而且能与加速器联动,超过预设误差阈值加速器会产生联锁停止出束,产生“门控”效应<sup>[7]</sup>。目前该技术在头颈部、乳腺、肢体等多种部位的肿瘤放疗中得到应用<sup>[8-11]</sup>。本研究的目的是使用 OSMS 引导 VMAT 技术应用于白血病患者 TBI,提供一种基于现有放疗设备加速器的高效安全且精准可行的 TBI 新模式。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选取 2021 年 7 月~2023 年 6 月于深圳市人民医院接受 TBI 骨髓预处理方案的白血病患者 15 例,其中,男 9 例,女 6 例,年龄 20~59 岁,中位年龄 39 岁。身高 155.0~177.4 cm,平均身高(164.8±7.8) cm。

1.2 放疗位置固定和 CT 扫描

位置固定如图 1a 所示。患者取仰卧位,B 枕或 C 枕加热塑面罩固定头部,Blue Bag 全身真空垫进行体部位置固定,四肢尽量往内收,以保证计划设计时叶片范围足够。采用德国西门子 SOMATOM Definition AS CT 机扫描,层厚 3 mm,头先进仰卧位(Head-First Supine position, HFS)模式,范围为头顶至膝盖上 10 cm 左右,在体中轴线放置 4 组 marker 点;整体旋转 180°至脚先进仰卧位(Feet-First Supine position, FFS)模式,范围为脚趾至大腿中段约膝盖上 25 cm 左右,在体中轴放置 3 组 marker 点。真空垫上可在病人身体中轴线处放置铅丝或铅点,为 FFS 计划

中心定位做参考。确保两种模式扫描下的图像有不少于 20 cm 的重叠区域以用于图像融合。为了最大限度地降低由于分次间摆位引起的位置偏移而导致的 OAR 过量的潜在风险,以及尽量减少因日常摆位误差而引起 OAR 潜在重叠剂量的风险,本研究将 HFS-FFS 衔接处重叠区域置于大腿处,放金属标记便于后期图像融合和靶区勾画。

### 1.3 靶区勾画和计划设计

将 CT 图像导入 Varian Eclipse 13.6 治疗计划系统,两个方向的图像进行图像融合,生成完整体表轮廓(图 1c、d)。根据清髓的目的给出处方剂量,为了评估和统计方便,本次选取的处方剂量为每次 200 cGy,每天 2 次,共 4 次,剂量率 200 MU/min。HFS

模式 OAR 包括晶体、肺和肾脏,靶区为患者皮肤内收 3~5 mm,从头顶至膝盖上部放置的金属标记处,并且除晶体(5 mm 环)、肺和肾脏以外的区域;FFS 模式靶区为患者皮肤内收 3~5 mm,从脚趾至膝盖上部放置金属标记处。如图 1e 所示,物理师设计等中心摆位下的分段拼接式(多中心)VMAT 放疗计划。HFS 模式,设计 4 个等中心,分别为 Head、Chest、Abdomen 和 Pelvis,每个等中心采用双弧或三弧优化,为确保剂量,有时需要将双上肢进行单独的靶区定义;FFS 模式设计 3 个等中心,分别是 Feet、Knee 和 Leg,每个等中心采用单弧或双弧优化,确保上下段拼接处的均匀性。

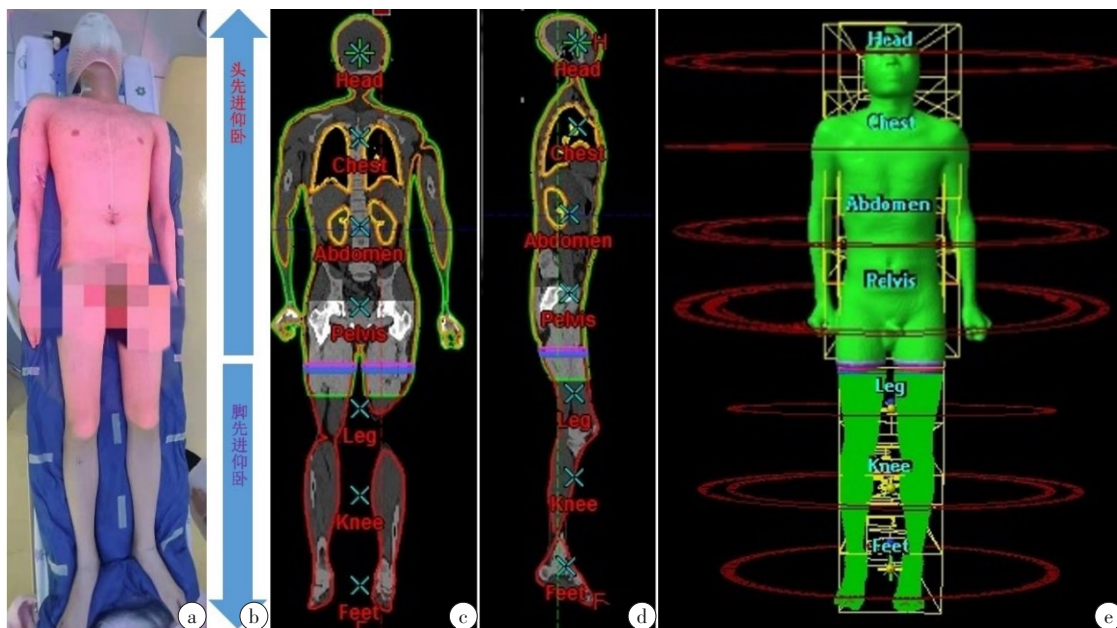


图1 患者位置固定、图像融合及多中心 VMAT-TBI 计划布野

Figure 1 Patient positioning, image registration and arrangement for multi-isocenter VMAT-TBI plan

a:位置固定;b:进床方向;c:图像融合、勾画(冠状位);d:图像融合、勾画(矢状位);e:等中心及 VMAT 布野图示

### 1.4 计划评估与剂量验证

在治疗计划系统中通过剂量统计表、剂量分布图和剂量体积直方图(Dose Volume Histogram, DVH)等,评估靶区剂量分布和 OAR 受照剂量。评估通过后的 VMAT-TBI 计划被传输至 Mosaiq 放疗网络系统和剂量验证系统,计划和体表轮廓传输至 OSMS 系统。使用 Arc-check 三维验证系统或 Delta 4 剂量验证系统进行放疗计划验证。

### 1.5 放疗实施

本项目采用的 OSMS 是英国 VisionRT 公司光学体表监测系统 OSMS 5.1.2 版本,该系统由设立在患

者前方、左右两侧 3 个方向上的投影仪和摄像机组成的摄像单元构成,3 个摄像单元能全面获得患者前部及左右两侧体表轮廓信息,综合 3 个方向摄像头影像,经过计算机运用近距离数字光斑成像法重建形成体表轮廓三维影像,该影像与参考体表影像进行对比获得六维方向上的实时位置误差信息以辅助治疗前精准摆位;并可以进行治疗中 6 个维度的持续位置监测,精度达到亚毫米级。参考体表影像可基于计划 CT 图像的外轮廓生成,也可基于 OSMS 采集的图像生成。再参考表面勾画感兴趣区域(Region of Interest, ROI)作为摆位和运动监控区域。



患者首次治疗,治疗师辅助患者平躺于 Truebeam 加速器治疗床上,按照模拟定位的方式,采用头模加全身真空垫对患者进行位置固定,先根据激光线和体表标记等中心摆位进行预摆位,再利用 OSMS 将实时重建的表面与计划 CT 参考表面的 ROI 进行配准比较,当表面呈绿色表明摆位到位,然后使用该加速器搭载的 CBCT 影像验证系统,按照等中心进行扫描。完成扫描后 CBCT 图像与计划 CT 图像进行骨性自动配准,配准后的摆位误差使用六维床纠正,最后采集 OSMS 表面影像,按照临床患者监控的体表范围勾画 ROI,作后续治疗摆位和本次治疗内监控的参考影像。系统将实时重建的表面与参考表面进行刚性配准,计算出两者在六维方向的位置偏差,包括 3 个平移方向:床左右(LAT)、进出(LNG)和升降(VRT);以及 3 个旋转方向:床旋转(Rtn)、进出倾斜(Pitch)和左右转动(Roll)。治疗中 OSMS 位置监测需要在治疗前设定阈值,本研究阈值设定为 3 mm/3°,即线性平移>3 mm 或旋转角度>3°将停止出束。治疗中 OSMS 实时监控的实时运动偏差(Real Time Delta, RTD)数据(六维方向)持续记录,并保存在 OSMS 系统日志文件中,可用于离线回顾性分析。

1.6 数据处理

从 Varian Eclipse 13.6 治疗计划系统中提取放疗计划的剂量学数据, Mosaiq 放疗网络系统中导出

CBCT 位移数据, OSMS 系统日志文件中导出实时监测数据。采用 SPSS 19 和 Excel 2007 软件进行分析,剂量学数据以均数±标准差表示;放疗前 CBCT 验证六维度方向数据用均数±标准差表示,根据头部、体部和下肢分 3 组, 3 组比较采用 One-Way ANOVA 方差分析,组间两两比较,方差齐选择 S-N-K 法,方差不齐采用 Tamhane's T2 法。 $P<0.05$  为差异有统计学意义。放疗中 OSMS 监测体位的数据以均数±标准差表示;三维矢量偏差  $d=\sqrt{x_m^2+y_m^2+z_m^2}$ , 其中  $m$  表示平移或旋转方向,  $x$ 、 $y$  和  $z$  分别代表平移或旋转的 3 个方向偏差。

2 结果

2.1 靶区剂量和 OAR 受照剂量

15 例患者 HFS 模式计划靶区的平均剂量为 (905.4±19.0) cGy, 靶区覆盖率为 (93.0±2.8)%; OAR 肺平均剂量为 (603.7±55.7) cGy (75.5% 处方剂量)、肾脏的平均剂量为 (600.4±49.6) cGy (75.1% 处方剂量)、晶体的最大受照剂量为 (393.9±58.9) cGy (49.2% 处方剂量)。FFS 模式计划靶区平均剂量 (888.5±58.9) cGy, 靶区覆盖率为 (94.0±3.2)%, 衔接处的最大剂量为 (1 148.9±72.9) cGy, 图 2 为剂量分布和 DVH 图。三维剂量验证 HFS 模式剂量验证  $\gamma$  通过率为 (98.3±3.3)%; FFS 模式通过率为 (99.2±1.8)%。

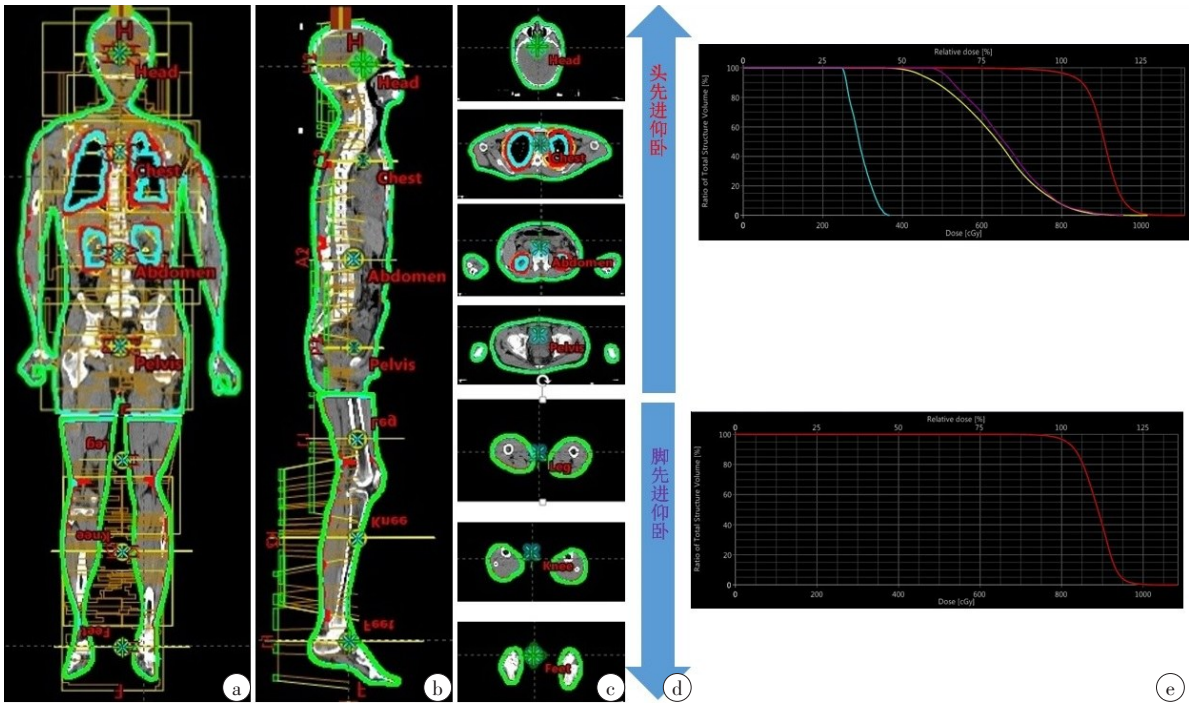


图2 VMAT-TBI计划剂量分布与DVH

Figure 2 Dose distribution and dose-volume histogram of VMAT-TBI plan

a: 剂量分布(冠状位); b: 剂量分布(矢状位); c: 剂量分布(横断位); d: 进床方向; e: DVH

2.2 放疗效率

HFS 模式机器跳数为 (1 733.2±619.6) MU, FFS 模式为 (851.5±266.8) MU, 单次放疗总跳数为 (2 584.7±872.1) MU, 单次照射 200 cGy 放疗实施平均时间为 (75.1±15.1) min, 其中首次耗费的时间最长, 为 (95.5±14.6) min, 与其余次治疗时间 [(68.3±7.1) min] 有统计学差异, 其余次治疗时间之间没有统计学差异。

2.3 体位偏差

放疗前, 激光线加标记点以及 OSMS 辅助摆位, CBCT 三维矢量总偏差在位移方向和旋转方向分别为 (2.71±1.96) mm 和 (0.91±0.90)°; 按照不同部位分为头部 (没有应用 OSMS, 没有受呼吸运动影响)、体

部 (应用 OSMS, 受呼吸运动影响) 和下肢 (应用 OSMS, 没有受呼吸运动的影响) 3 组, 结果发现下肢与头部相比较, 两者在平移方向 LNG、LAT 和 VRT 偏差均没有统计学差异, 但有 OSMS 引导的下肢在旋转方向偏差的三维矢量更小, 仅 (0.51±0.48)°, 而因未用开孔面罩而 OSMS 受限的头部为 (1.63±1.15)°; 在同时应用 OSMS 引导下的体部和下肢相比较, 体部由于有呼吸运动的影响, 无论在平移还是旋转方向的三维矢量都比下肢大, 体部平移方向和旋转方向的三维矢量偏差分别为 (3.35±1.96) mm 和 (1.07±0.93)°, 而下肢平移方向和旋转方向的三维矢量偏差仅为 (2.36±2.01) mm 和 (0.51±0.48)°。详见表 1。

表 1 放疗前分次间摆位偏差 ( $\bar{x}\pm s$ )  
Table 1 Inter-fractional positioning deviations before delivery ( $Mean\pm SD$ )

方向	头部(OSMS-,呼吸-)	体部(OSMS+,呼吸+)	下肢(OSMS+,呼吸-)	$P_1$ 值	$P_2$ 值	$P_3$ 值
LNG/mm	1.08±0.93	2.04±1.84	1.43±2.01	0.00	0.21	0.01
LAT/mm	0.80±0.71	1.16±1.00	0.67±0.71	0.01	0.51	0.00
VRT/mm	1.00±0.74	1.78±1.56	1.26±1.19	0.00	0.13	0.00
Dis/mm	1.80±0.92	3.35±1.96	2.36±2.01	0.00	0.01	0.00
Rtn/°	0.78±0.80	0.38±0.46	0.22±0.29	0.00	0.00	0.00
Pitch/°	0.79±0.83	0.79±0.83	0.31±0.41	1.00	0.00	0.00
Roll/°	0.86±0.83	0.39±0.45	0.20±0.23	0.00	0.00	0.00
Deg/°	1.63±1.15	1.07±0.93	0.51±0.48	0.00	0.00	0.00

Dis 为平移方向 LNG、LAT 和 VRT 的三维矢量偏差; Deg 为旋转方向 Rtn、Pitch 和 Roll 的三维矢量偏差;  $P_1$ : 头部组 vs. 体部组,  $P_2$ : 头部组 vs. 下肢组;  $P_3$ : 体部组 vs. 下肢组

放疗中, OSMS 可以监控患者的体位偏移, 如图 3 所示, OSMS 每 0.5 s 采集一帧图像, 本项目共收集了 15 例 TBI 患者在治疗中的 OSMS 实时监控位移数据, 共 121 859 组, OSMS 监测的分次内运动幅度平移方向三维矢量偏差为 (1.95±1.88) mm, 其中偏差在 1 mm 以内 在 LNG、LAT 和 VRT 方向上占比分别为 57.5%、79.7% 和 62.1%; 在放疗中旋转方向三维矢量偏差为 (0.76±0.72)°, 其中偏差在 1° 以内 在 Rtn、Pitch 和 Roll 方向上占比分别为 93.1%、85.7% 和 94.3%。平移方向和旋转方向偏差频数占比详见图 4。

3 讨论

血液系统恶性肿瘤, 例如急性淋巴细胞白血病和急性髓细胞白血病, 可通过造血干细胞移植治疗, 在造血干细胞移植之前会进行骨髓清除性预处理方案以根除肿瘤细胞并实现免疫抑制, 以便更好地接

受供体移植物<sup>[12]</sup>。全身放射性治疗通常是白血病患者接受造血干细胞移植前预处理方案的重要组成部分, 在欧美国家, 关于 TBI 技术的改进和研究受到多个中心诸多学者的关注, 加拿大的 TomBaker 癌症中心在 2019 年自主研发了 VMAT 剂量优化系统对全身放疗计划进行改进, 并在一年内对 100 多例患者进行治疗, 大部分表现出良好的治疗效果<sup>[13]</sup>, 该中心对技术的改进一直没有停止步伐, 在 2023 年进一步将 TBI 自动计划纳入研究中<sup>[14]</sup>。

VMAT-TBI 计划设计需根据患者的身高和体宽作调整, 根据身高确定等中心的个数, 本研究项目所有患者身高在 150 cm 以上, 由于 CT 和加速器进床的限制, 均采用 HFS 模式和 FFS 模式进行图像数据采集和计划设计, 其中 HFS 模式用 4 个等中心, 分别为 Head、Chest、Abdomen 和 Pelvis, FFS 模式用 3 个等中心, 分别为 Feet、Knee 和 Leg; 胸、腹部横向位置较宽,

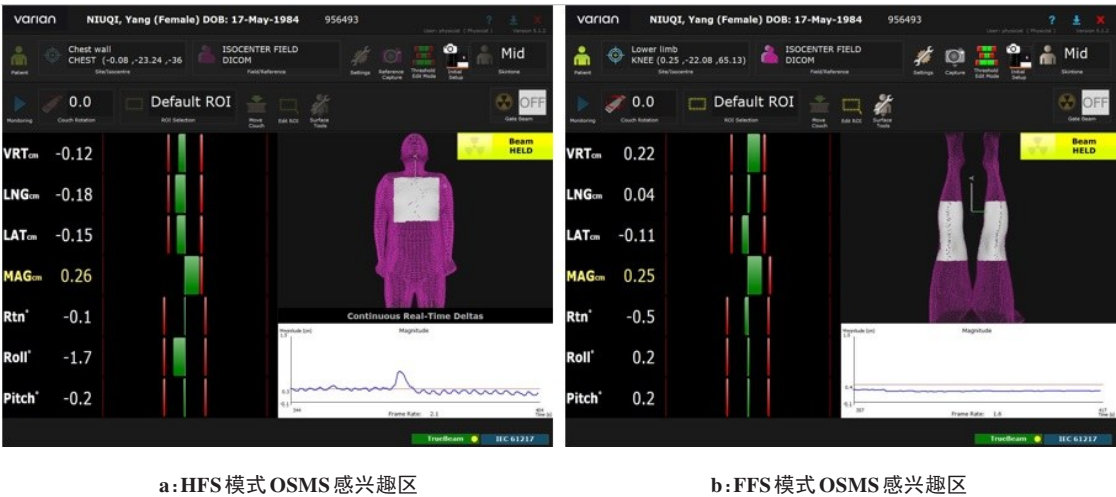


图3 OSMS放疗中位置监测  
Figure 3 OSMS for position monitoring during treatment

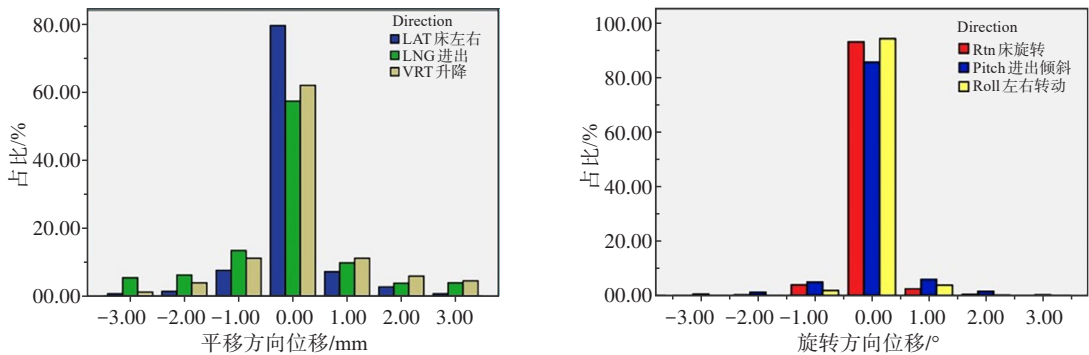


图4 放疗中分次内平移和旋转方向偏差频数占比分布图  
Figure 4 Percentage distribution of real-time deviations in translational and rotation directions during intra-fractional delivery

建议体位固定时,手臂适当向体中轴靠拢,因加速器叶片走位的限制,增加一条小机头 90°的弧以增加体部最宽处计算范围,并额外将手臂作为单独靶区,以提高此部位的剂量,降低优化难度。本研究的 VMAT-TBI 计划剂量分布较好,计划靶区覆盖率分别为(93.0±2.8)%和(94.0±3.2)%,比 Guo 等<sup>[15]</sup>研究结果高,而在 OAR(如肺、肾脏、晶体等)的保护方面则与其文中相仿。

CBCT 是公认的图像引导放疗(IGRT)的金标准,在本研究中,放疗前采集 CBCT 影像,与模拟 CT 配准的差异作为分次间摆位误差<sup>[16]</sup>。CBCT 三维矢量总偏差在平移方向和旋转方向分别为(2.71±1.96) mm 和(0.91±0.90)°,这表明所用的固定方式可确保患者定位的重复性。进一步将部位按照是否采用 OSMS 和是否存在呼吸运动影响进行分组研究,发现没有呼吸影响的下肢与头部相比较,两者在平移方向偏差均没有统计学差异,但有 OSMS 引导的下肢在旋转方向的三维矢量偏差更小,与头部相比两者差异存

在统计学意义;在同时应用 OSMS 引导下的体部和下肢相比较,体部由于有呼吸运动的影响,无论在平移还是旋转方向的三维矢量偏差都比下肢大。这提示 OSMS 是辅助摆位的有力工具,可提高摆位的精确度,显著减少旋转方向的误差。有研究发现使用可旋转的治疗床可以提高 TBI 的摆位精度和效率<sup>[17]</sup>,如果在没有可旋转的治疗床情况下,摆位的要领是 HFS、FFS 两个方向都要对准中轴线,应用 OSMS 辅助摆位可以提高摆位的速度和精准度。本研究项目分次内的误差用 OSMS 监测采集的数据表示,从结果统计看出,治疗中患者体位在平移方向偏移 1 mm 以内的占比在 60% 以上;旋转方向偏差在 1° 以内的占比在 90% 以上。这表明 OSMS 的分次内实时运动监测功能具有亚毫米级精度,可以实现分次内误差的精确监控。此外,本研究首次治疗相对耗时,约需 1.5 h,因患者对固定体位置及放疗机房环境熟悉程度不同,导致精神紧张程度和肌肉放松程度不同,配合情况不同;放疗技师摆位也存在熟悉的过程,并且



首次摆位需要采集床值,勾画 OSMS 的 ROI 及交代注意事项等,故首次治疗时间长;其余治疗分次时间仅需 1 h 左右,这与多数的大型研究一致<sup>[15, 18-20]</sup>。TBI 相对其他局部放疗来说,需要治疗的时间更长,患者在治疗过程中更容易出现由于呼吸运动、肌肉疲劳引起的不自移动造成的体位变化,为保证患者位置精确度和安全性,有必要采用 OSMS 进行监测。OSMS 能实时、无创性地反馈患者当前的位置信息,当位移偏差超出阈值时及时切断束流,提高放疗实施的精确度。OSMS 引导的 VMAT-TBI 技术与传统的延长源皮距前后-后前 TBI 照射技术相比,VMAT-TBI 不需要额外附加特殊固定设备和挡块,放疗计划靶区剂量分布较理想同时可保护晶体、肺、肾脏等 OAR。患者仰卧位,位置重复性好,舒适性佳,整个治疗过程无明显不适,治疗所需的时间相对减少,所有患者均轻松顺利完成治疗。

多中心 VMAT-TBI 可在有加速器的机构开展,区域性的差异相对较小,而 Tomo-TBI 只有少数放疗中心能开展,对于长度超过 135 mm 的靶区, Tomo-TBI 同样需要 HFS 模式和 FFS 模式下两次 CT 扫描<sup>[21-22]</sup>, Tomo 长距离的进床也可能带来一定位置偏差的风险,治疗时间与多中心 VMAT-TBI 相当, Tomo 搭载 OSMS 等运动管理设施受限,剂量率固定,而加速器可灵活搭载 OSMS 等运动管理设施且剂量率可调节,有研究表明降低 TBI 的剂量率可以在不影响治疗效果的情况下降低肺毒性风险<sup>[23]</sup>。因此本放疗中心将 VMAT-TBI 技术作为白血病患者放疗的首选。

本研究的局限性如下:首先尽管 2021 年 7 月~2023 年 6 月于深圳市人民医院肿瘤放疗科行 TBI 的患者有 44 例,但为了便于比较和统计,本次研究仅将处方为 800 cGy/4F 的 15 例患者纳入统计,患者数量相对较少;其次用于图像融合的区域位于大腿上方,该区域没有明确的 OAR,即使用了金属标记作为融合的参考,但也可能因金属伪影等因素而存在一定的偏倚;有其他研究将 FFS 模式的图像扫描至盆腔<sup>[24-26]</sup>,增加图像融合的准确性;此外,因条件限制本研究头部未采用开放性面膜固定,在应用 OSMS 时存在一定局限性,从本研究放疗前 CBCT 位置验证的结果可以看出,头部旋转方向的偏差还是较大的,而通常旋转明显的下肢因裸露皮肤很好地应用了 OSMS 辅助摆位,旋转方向的偏差明显减少,提示本研究改进的方向应从位置固定开始。为了更好研究 OSMS 引导 VMAT-TBI 技术在真正执行中的情况,本项目组将进一步研究 VMAT-TBI 鲁棒性<sup>[24]</sup>,并追踪自动化计划和标准化等领域的最新进展<sup>[14, 25]</sup>。

综上所述,在 TBI 治疗中,VMAT 技术可以提供

靶区覆盖率和均匀性,同时较好保护肺、肾脏、晶体等 OAR,多中心 VMAT-TBI 是白血病放疗的首选,但对位置的偏差更敏感,放疗实施务必高精度度,对患者体位重复性提出更为严格的要求。利用 OSMS 能极大地提高精确度和安全性,OSMS 是一种有效的光学引导放射治疗工具,OSMS 的分次内实时运动监测功能具有亚毫米级精度,能够辅助摆位,可以实现分次内误差的精确监控。为保障 TBI 治疗精确实施和患者的安全性,有必要联合 OSMS 进行分次内位置监控。

## 【参考文献】

- [1] 郑荣寿,陈茹,韩冰峰,等. 2022 年中国恶性肿瘤流行情况分析[J]. 中华肿瘤杂志, 2024, 46(3): 221-231.  
Zheng RS, Chen R, Han BF, et al. Cancer incidence and mortality in China, 2022[J]. Chinese Journal of Oncology, 2024, 46(3): 221-231.
- [2] Kantarjian HM, Kadia TM, DiNardo CD, et al. Acute myeloid leukemia: treatment and research outlook for 2021 and the MD Anderson approach[J]. Cancer, 2021, 127(8): 1186-1207.
- [3] Oertel M, Eich HT. Radiotherapy for the treatment of leukemia[J]. Gynakologe, 2022, 28(6): 511-518.
- [4] Cordrey IL, Desai DD, Johnson EL. Analysis of R50% location dependence on LINAC-based VMAT cranial stereotactic treatments[J]. Med Dosim, 2022, 47(1): 79-86.
- [5] Zhang Y, Huang YL, Ding SG, et al. A dosimetric and radiobiological evaluation of VMAT following mastectomy for patients with left-sided breast cancer[J]. Radiat Oncol, 2021, 16(1): 171.
- [6] To D, Khaferllari I, Liu MJ, et al. Evaluation of VMAT planning strategies for prostate patients with bilateral hip prosthesis[J]. Technol Cancer Res Treat, 2021, 20: 15330338211038490.
- [7] Al-Hallaq H, Batista V, Kügele M, et al. The role of surface-guided radiation therapy for improving patient safety[J]. Radiother Oncol, 2021, 163: 229-236.
- [8] Batista V, Gober M, Moura F, et al. Surface guided radiation therapy: an international survey on current clinical practice[J]. Tech Innov Patient Support Radiat Oncol, 2022, 22: 1-8.
- [9] Lehmann J, Standen TS, Kaur G, et al. Methodology of thermal drift measurements for surface guided radiation therapy systems and clinical impact assessment illustrated on the C-rad Catalyst+ HD system[J]. Tech Innov Patient Support Radiat Oncol, 2022, 21: 58-63.
- [10] Bry V, Licon AL, McCulloch J, et al. Quantifying false positional corrections due to facial motion using SGRT with open-face masks[J]. J Appl Clin Med Phys, 2021, 22(4): 172-183.
- [11] MacFarlane MJ, Jiang K, Mundis M, et al. Comparison of the dosimetric accuracy of proton breast treatment plans delivered with SGRT and CBCT setups[J]. J Appl Clin Med Phys, 2021, 22(9): 153-158.
- [12] Giebel S, Labopin M, Socié G, et al. Fludarabine or cyclophosphamide in combination with total body irradiation as myeloablative conditioning prior to allogeneic hematopoietic cell transplantation for acute lymphoblastic leukemia: an analysis by the acute leukemia working party of the EBMT[J]. Bone Marrow Transplant, 2023, 58(5): 506-513.
- [13] Pierce G, Balogh A, Frederick R, et al. Extended SSD VMAT treatment for total body irradiation[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(1): 200-211.
- [14] Frederick R, Van Dyke L, Hudson A, et al. Advanced automated treatment planning for total body irradiation: implementation and effects on standardization[J]. Phys Med, 2023, 112: 102623.
- [15] Guo BQ, Sheen C, Murphy E, et al. Image-guided volumetric-modulated arc therapy of total body irradiation: an efficient workflow from simulation to delivery[J]. J Appl Clin Med Phys, 2021, 22(10): 169-177.
- [16] Stanley DN, Covington E, Harms J, et al. Evaluation and correlation of patient movement during online adaptive radiotherapy with CBCT

- and a surface imaging system[J]. J Appl Clin Med Phys, 2023, 24(12): e14133.
- [17] Losert C, Shpani R, Kießling R, et al. Novel rotatable tabletop for total-body irradiation using a linac-based VMAT technique [J]. Radiat Oncol, 2019, 14(1): 244.
- [18] Springer A, Hammer J, Winkler E, et al. Total body irradiation with volumetric modulated arc therapy: dosimetric data and first clinical experience[J]. Radiat Oncol, 2016, 11: 46.
- [19] Ouyang L, Folkerts M, Zhang Y, et al. Volumetric modulated arc therapy based total body irradiation: workflow and clinical experience with an indexed rotational immobilization system[J]. Phys Imaging Radiat Oncol, 2017, 4: 22-25.
- [20] Tas B, Durmus IF, Okumus A, et al. Total-body irradiation using linac-based volumetric modulated arc therapy: its clinical accuracy, feasibility and reliability[J]. Radiother Oncol, 2018, 129(3): 527-533.
- [21] Konishi T, Ogawa H, Najima Y, et al. Safety of total body irradiation using intensity-modulated radiation therapy by helical tomotherapy in allogeneic hematopoietic stem cell transplantation: a prospective pilot study[J]. J Radiat Res, 2020, 61(6): 969-976.
- [22] Sresty NV, Gudipudi D, Krishnam Raju A, et al. Total body irradiation of bone marrow transplant using helical TomoTherapy with a focus on the quality of dose contribution at junction target volumes [J]. Strahlenther Onkol, 2021, 197(8): 722-729.
- [23] Kim DY, Kim IH, Yoon SS, et al. Effect of dose rate on pulmonary toxicity in patients with hematolymphoid malignancies undergoing total body irradiation[J]. Radiat Oncol, 2018, 13(1): 180.
- [24] Seravalli E, Willemsen-Bosman M, Zoetelief A, et al. Treatment robustness of total body irradiation with volumetric modulated arc therapy[J]. Phys Imaging Radiat Oncol, 2024, 29: 100537.
- [25] Hoebe BA, Pazos M, Seravalli E, et al. ESTRO ACROP and SIOPE recommendations for myeloablative total body irradiation in children [J]. Radiother Oncol, 2022, 173: 119-133.
- [26] Hoebe BA, Pazos M, Albert MH, et al. Towards homogenization of total body irradiation practices in pediatric patients across SIOPE affiliated centers. A survey by the SIOPE radiation oncology working group[J]. Radiother Oncol, 2021, 155: 113-119.

(编辑:薛泽玲)