

## · 临床研究 ·

# 导航系统辅助三维打印模板引导下放射性粒子植入治疗恶性肿瘤的剂量评估

吉喆 姜玉良 郭福新 孙海涛 范京红 王俊杰

北京大学第三医院肿瘤放疗科 100191

通信作者:王俊杰, Email: junjiewang\_edu@sina.cn

**【摘要】目的** 对比导航系统辅助三维(3D)打印模板联合引导下<sup>125</sup>I 粒子治疗恶性肿瘤的术前、术后计划差异,验证光学导航辅助下的粒子植入计划完成质量。**方法** 回顾性纳入 2018 年 12 月至 2019 年 11 月于北京大学第三医院接受导航系统辅助 3D 打印模板引导下粒子植入治疗的肿瘤患者共 20 例(男 10 例,女 10 例,中位年龄 60.5 岁),植入部位为头颈部 8 例、胸壁 1 例、盆腔 9 例、椎旁和(或)腹膜后 2 例,中位处方剂量 150 Gy。对比术前、术后计划中的粒子数、针数、相关剂量学参数等。剂量学参数包括靶区 90% 大体肿瘤靶区(GTV)所接受的处方剂量( $D_{90}$ )、GTV 分别接受 100%、150%、200% 处方剂量的体积百分比( $V_{100}$ 、 $V_{150}$ 、 $V_{200}$ )、GTV 接受的最小边缘剂量(MPD)、适形指数(CI)、靶区外体积指数(EI)、均匀性指数(HI)以及 2 cm<sup>3</sup> 范围脊髓接受剂量( $D_{2\text{cm}^3}$ )。采用配对 t 检验及 Wilcoxon 符号秩检验分析数据。**结果** 术后使用针数与术前计划一致[均为 12(9,19) 根];术后实际粒子数较术前计划多,但差异无统计学意义[51(35,68) 和 49(35,63) 颗;  $z=1.859, P>0.05$ ]。术后计划的 MPD 较术前计划高,差异有统计学意义[(80.52±14.89) 和 (67.22±20.56) Gy;  $t=-3.769, P=0.001$ ];其余剂量学参数差异均无统计学意义( $t$  值: -0.533, -0.423,  $z$  值: -0.849~1.416, 均  $P>0.05$ )。术后剂量质量评价为优者 17 例(17/20),为良者 2 例(2/20),为中者 1 例(1/20)。**结论** 联合模式引导对植入计划的完成质量良好,术后实际靶区剂量可达到术前预计划的要求。

**【关键词】** 癌;近距离放射疗法;碘放射性同位素;打印,三维;放射疗法;影像引导;辐射剂量

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20191015-00223

## Dosimetry evaluation of three-dimensional-printing template guided radioactive seeds implantation assisted by navigation system in malignant tumors

Ji Zhe, Jiang Yuliang, Guo Fuxin, Sun Haitao, Fan Jinghong, Wang Junjie

Department of Radiation Oncology, Peking University Third Hospital, Beijing 100191, China

Corresponding author: Wang Junjie, Email: junjiewang\_edu@sina.cn

**【Abstract】Objective** To compare the difference of preoperative and postoperative plans of navigation-assisted three-dimensional (3D)-printing template combined with CT-guided radioactive <sup>125</sup>I seeds implantation for malignant tumors, and verify preliminarily the plan quality of optical navigation-assisted seeds implantation. **Methods** From December 2018 to November 2019, a total of 20 patients (10 males, 10 females, median age: 60.5 years) with malignant tumors received navigation-assisted 3D-printing template combined with CT-guided radioactive <sup>125</sup>I seeds implantation in Peking University Third Hospital. Eight cases were implanted in the head and neck, 1 case in the chest wall, 9 cases in the pelvis and 2 cases in the paravertebral and/or retroperitoneal region. The median prescription dose was 150 Gy. The data in the preoperative and postoperative plans was compared, including seeds number, needles number, and some dosimetry parameters. Dosimetry parameters including dose delivered to 90% gross tumor volume (GTV) ( $D_{90}$ ), percentage of GTV received 100%, 150%, and 200% of the prescribed dose ( $V_{100}$ ,  $V_{150}$ ,  $V_{200}$ ), minimum peripheral dose (MPD), conformal index (CI), external index (EI), homogeneity index (HI) of target volume, and 2 cm<sup>3</sup> range of spinal cord receiving dose ( $D_{2\text{cm}^3}$ ). Paired t test and Wilcoxon signed rank test were used to analyze the data. **Results** The needles number of preoperative and postoperative plans was the same (both 12 (9, 19)), and the seeds number of postoperative plan was more than preoperative plan with no significant difference (51(35, 68) vs 49(35, 63);  $z=1.859, P>0.05$ ). The MPD of postoperative plans was higher than preoperative plans ((80.52±14.89) vs (67.22±20.56) Gy,  $t=-3.769, P=0.001$ ). There were no significant differences in other dosimetry parameters between the two plans ( $t$  values: -0.533, -0.423,  $z$  values: from -0.849 to 1.416, all  $P>0.05$ ). Postoperative dose quality assessment was excellent in 17 cases (17/20), good in 2 cases (2/20) and middle in 1 case (1/20). **Conclusions** The quality of the implantation is good under the guidance of combined mode. The actual target dose after operation can

meet the requirements of preoperative planning.

**【Key words】** Carcinoma; Brachytherapy; Iodine radioisotopes; Printing, three-dimensional; Radiotherapy, image-guided; Radiation dosage

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20191015-00223

$^{125}\text{I}$  粒子植人( radioactive  $^{125}\text{I}$  seeds implantation, RISI)在肿瘤局部治疗方面作用肯定<sup>[1]</sup>,但由于涉及介入穿刺操作,难免存在操作误差,且受肿瘤部位及人体复杂解剖因素的影响,既使在影像引导下,对穿刺质量起决定性因素的仍然是医师的个人临床经验和操作水平。虽然近距离放射治疗计划系统(brachytherapy treatment planning system, BTPS)有助于术前规划及术中优化,但如果粒子针穿刺位置不准确,则术后实际剂量往往难以达到术前计划预期,进而影响治疗效果。以上一直是 RISI 进一步推广应用到临床的难点。三维打印模板(three-dimensional-printing template, 3DPT)技术的出现,有助于解决以上问题。借助 3DPT 的引导,实现了对粒子针的准确管控,很大程度上提高了穿刺精度<sup>[2-3]</sup>。多模态影像导航系统(multimodality image navigation system, MINS)则是另一种用于穿刺介入技术的解决方案,该技术可在术中对手术器械进行实时、动态影像化监视、引导,以达到对目标病灶的准确操作,其同样优化了肿瘤介入诊疗过程,提高了操作精度及安全性<sup>[4-5]</sup>。本研究将 MINS 与 3DPT 联合应用于 RISI,开展导航系统辅助 3DPT 联合 CT 引导下 RISI 治疗恶性肿瘤的研究,目的是在计划层面评估该技术的准确性,为合理选择植人技术、优化植人方案提供数据支持与理论基础。

## 资料与方法

1. 临床一般资料。回顾性纳入 2018 年 12 月至 2019 年 11 月于北京大学第三医院接受 MINS 辅助 3DPT 联合 CT 引导下 RISI 治疗的恶性肿瘤患者共 20 例。所有患者皆有完整的影像学资料、术前和(或)术后计划及术中操作数据。参考有关专家共识<sup>[6]</sup>,本研究的患者纳入标准为:(1)手术或外放疗后复发,或拒绝手术、外放疗患者,肿瘤直径≤5 cm;(2)病理学诊断明确;(3)无出血倾向或高凝状态;(4)身体一般情况可[卡氏功能状态(Karnofsky performance status, KPS)评分>70 分]。排除标准为:(1)有严重的未能控制的合并症,如高血压、冠状动脉粥样硬化性心脏病(简称冠心病)、糖尿病、心肾功能不全等;(2)肿瘤破溃或内部液化坏死,感染风险高或预期粒子分布不满意;(3)没有合适的穿刺

路径,预计划靶区剂量达不到处方剂量设计要求。所有患者在治疗前均签署知情同意书。

纳入 20 例患者,其中男 10 例,女 10 例;中位年龄 60.5(34~79)岁;中位 KPS 评分 80(60~90)分。20 例患者中直肠癌 5 例;宫颈癌 4 例;食管癌、肺癌、鼻咽癌各 2 例;下咽癌、喉癌、乳腺癌、肉瘤、结肠癌各 1 例。粒子植入部位盆腔 9 例、头颈部 8 例、椎旁和(或)腹膜后 2 例、胸壁 1 例。中位处方剂量 150(130~160) Gy。粒子中位放射性活度 20.35(14.81~25.91) MBq。研究方案通过本院伦理委员会批准[伦理号:(2019)医伦审第(418-02)号]。

2. 系统、材料及设备信息。(1) BTPS: KLSIRPS-3D 近距离治疗计划系统,北京天航科霖科技发展有限公司。计划系统源数据参考美国医学物理师学会(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)43 号工作组及其更新文件<sup>[7-8]</sup>。(2) CT: Brilliance Bigbore CT, 荷兰 Philips 公司。(3) MINS: IGS-MO 多模态影像导航系统(光学导航),北京新博医疗技术有限公司。(4) 3DPT: 3D 光固化快速成型机打印(上海联泰三维科技有限公司, RS6000),成形精度 0.1 mm, 打印材料均为符合欧洲共同体(European Communities, EEC)标准的医用光固化树脂。(5)  $^{125}\text{I}$  粒子:6711\_1985 型,北京原子高科股份有限公司,半衰期 59.4 d, 剂量率常数为 0.965 cGy · h<sup>-1</sup> · U<sup>-1</sup>。(6) 放射性  $^{125}\text{I}$  粒子植人器械:Mick Radio-Nuclear Instruments, 美国 Eckert & Ziegler BEBIG 公司。

3. 粒子植人治疗流程。3DPT 引导下 RISI 技术流程按行业标准<sup>[9]</sup>,在此基础上应用 MINS。(1)定位及术前计划设计。术前 2 d 内行 CT 扫描,层厚 5 mm,根据病灶位置选择相应体位(仰卧位或俯卧位或侧卧位),真空垫固定,体表标记摆位线。CT 数据传输至 BTPS,行术前计划设计,即勾画大体肿瘤靶区(gross tumor volume, GTV)及靶区周围 2 cm 范围内危及器官(organisms at risk, OAR),设定处方剂量和粒子放射性活度,确定粒子针方向、分布和深度,计算粒子数目和模拟粒子空间分布。通过 BTPS 优化,使 90% GTV 所接受的处方剂量(dose delivered to 90% GTV,  $D_{90}$ )达到处方剂量设置要求。

(2) 3DPT 的设计和制作。在 BTPS 中进行治疗区模板个体化数字建模,加入对位坐标轴和针道

信息，并设定模板打印范围。利用 3D 光固化快速成型机和医用光固化树脂材料加工得到 3DPT。3DPT 包含患者治疗区体表信息、对位标记和针道信息等。

(3) 患者复位及 MINS 辅助下 3DPT 对位与定位。参考定位标记将患者复位，于 CT 机架及 3 根模板定位针上安置光学示踪器，扫描 CT，图像信息传输至 MINS，进行图像融合与配准。进行 CT 图像-患者(目标病灶)-定位针相对位置注册，通过模板坐标、患者体表标记对位 3DPT，在 3 根定位针上安置示踪器，在 MINS 所显示的虚拟定位针的引导下插入 3 根定位针，并实时调整进针位置，使虚拟定位针在术中影像解剖中的所示位置与术前计划所设置的定位针位置一致。3 根定位针进针到位后，行 CT 扫描，确认定位针位置准确，若存在误差则进行微调。确认 3 根定位针位置校对准确。

(4) 穿刺及粒子植入。3DPT 位置准确后，通过模板导向孔将其余粒子针经皮穿刺至预定深度，穿刺过程中，行 CT 扫描监视进针路径，必要时进行微调，避免损伤 OAR。粒子针到位后，参考术前计划植入粒子，行 CT 扫描，确认粒子分布情况。为避免术中实际情况与术前计划的差异，必要时行术中优化，实时改变进针路径及调整粒子分布，最终保证整个靶区放疗剂量达到术前计划要求。需要进行粒子补种的原则是：将术中实际粒子分布与术前计划中的粒子分布进行对比，若应该有粒子的区域缺失粒子且周围 0.5 cm 范围内无粒子，则进行补种。

(5) 术后剂量评估。术后进行 CT 扫描，将图像传输到 BTPS 进行剂量验证，即在术后图像上重新勾画靶区及 OAR，按实际粒子分布计算、评价 GTV 与 OAR 所得到的实际剂量。技术流程示意图见图 1。

4. 治疗参数对比评估。比较术前、术后计划中的各项数据，包括针数、粒子数及相关剂量学参数。剂量学参数包括  $D_{90}$ 、GTV 接受 100% 处方剂量的体积百分比 ( $V_{100}$ )、GTV 接受 150% 处方剂量的体积百分比 ( $V_{150}$ )、GTV 接受 200% 处方剂量的体积百分比 ( $V_{200}$ ) 和 GTV 接受的最小边缘剂量 (minimum peripheral dose, MPD)。适形指数 (conformal index, CI)<sup>[10]</sup>： $CI = (V_{T,ref}/V_T) \times (V_{T,ref}/V_{ref})$ ，其中  $V_T$ 、 $V_{T,ref}$  和  $V_{ref}$  分别为靶区体积、靶区接受处方剂量的体积和处方剂量包含的总体积 ( $cm^3$ )，最理想的 CI 是 1。CI 为 1 时，表明处方剂量正好覆盖靶区，而靶区外体积接受剂量均低于处方剂量，CI 越大表明靶区内接受处方剂量体积越大，而靶区外接受处方剂量的

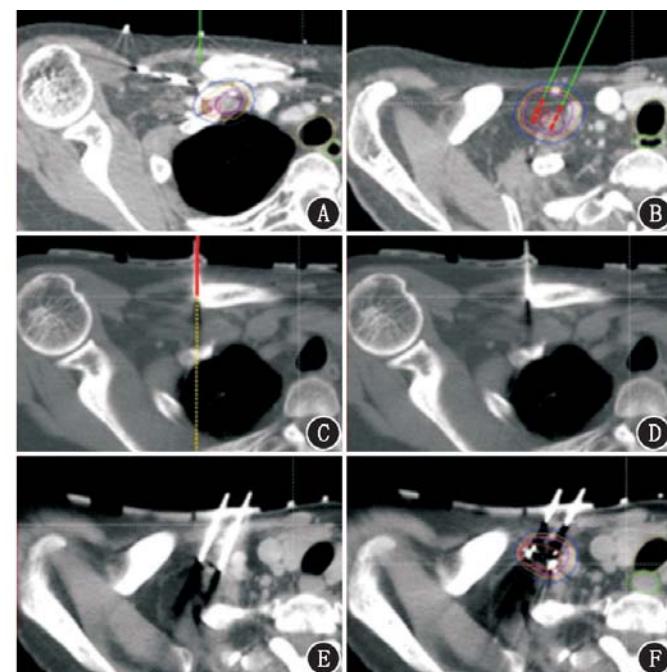


图 1 多模态影像导航系统 (MINS) 辅助三维打印模板 (3DPT) 引导下  $^{125}I$  粒子植入 (RISI) 流程示意图。A. 术前定位针位置设置；B. 术前针道设计、粒子分布、剂量计算；C. 导航引导下插入定位针，使虚拟针位置与术前计划定位针位置一致；D. CT 验证定位针位置与计划一致；E. 按计划插入粒子针；F. 粒子植入，剂量验证

体积越小。靶区外体积指数 (external index, EI)<sup>[11]</sup>： $EI = (V_{ref} - V_{T,ref})/V_T \times 100\%$ ，最理想的 EI 是 0。EI 为 0 时，表明靶区外组织接受剂量均小于处方剂量；EI 越大，表明靶区外接受处方剂量体积越大。均匀性指数 (homogeneity index, HI)<sup>[11]</sup>： $HI = (V_{T,ref} - V_{T,1.5ref})/V_{T,ref} \times 100\%$ ，其中  $V_{T,1.5ref}$  为靶区接受 150% 处方剂量的体积 ( $cm^3$ )。最理想的 HI 是 100%，HI 越大表明靶区剂量分布越均匀。由于病灶位置较分散，所有计划都涉及的 OAR 只有脊髓，故本研究只比较了  $2\text{ cm}^3$  范围脊髓接受的剂量 ( $D_{2\text{ cm}^3}$ )。术后剂量质量评价参考英国哥伦比亚癌症研究中心的质量评价标准<sup>[5]</sup>，术后即刻验证靶区  $D_{90}$ 、 $V_{100}$ ，评价为优、良、中、差 4 组。优： $V_{100} \geq 90\%$ ， $100\% \leq D_{90} \leq 125\%$  (处方剂量)；良： $85\% < V_{100} < 90\%$ ， $90\% < D_{90} < 100\%$ ；中： $75\% \leq V_{100} \leq 85\%$ ， $80\% \leq D_{90} \leq 90\%$ ，或  $D_{90} > 125\%$ ；差： $V_{100} < 75\%$ ， $D_{90} < 80\%$ 。

5. 统计学处理。统计学软件采用 IBM SPSS 20.0。先采用 Shapiro-Wilk 检验验证术前和术后各组数据是否符合正态分布。符合正态分布的定量数据采用  $\bar{x} \pm s$  表示，行配对 t 检验；不符合正态分布的数据采用  $M(P_{25}, P_{75})$  表示，行 Wilcoxon 符号秩检验。 $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 结 果

按既定的技术流程，顺利完成导航辅助 3DPT

联合 CT 引导下 RISI 操作。表 1 为术前与术后计划各参数的比较结果。术后计划的 MPD 较术前计划高 [ $(80.52 \pm 14.89)$  和  $(67.22 \pm 20.56)$  Gy], 差异有统计学意义 ( $t = -3.769, P = 0.001$ ); 其余剂量学参数差异无统计学意义 ( $t$  值:  $-0.533, -0.423, z$  值:  $-0.849 \sim 1.416$ , 均  $P > 0.05$ )。术后实际使用针数与术前计划一致。术后实际粒子数较术前计划多 (中位数分别为 51 和 49 颗), 但差异无统计学意义 ( $z = 1.859, P > 0.05$ )。术后计划中的靶区体积较术前计划大 (中位数分别为  $33.6 \text{ cm}^3$  和  $32.8 \text{ cm}^3$ ), 差异有统计学意义 ( $z = 3.050, P = 0.020$ )。

在术后剂量质量评价方面, 优 17 例 (17/20), 良 2 例 (2/20), 中 1 例 (1/20)。评价质量为良的 2 例中, 1 例术后  $D_{90}$  为处方剂量的 98.7% ( $148.1 / 150.0$ ), 术后  $V_{100}$  为 89.3%; 1 例术后  $D_{90}$  为处方剂量的 96.2% ( $154.0 / 160.0$ ), 术后  $V_{100}$  为 87.3%。评价质量为中的 1 例, 术后  $D_{90}$  为处方剂量的 128.4% ( $166.9 / 130.0$ )。

## 讨 论

3DPT 相对于徒手穿刺, 在穿刺精度及效率上皆有质的飞跃, 多项研究显示通过 3DPT 的引导, RISI 治疗的术后实际剂量可以达到术前计划的设计要求<sup>[2,9,12-13]</sup>。然而 RISI 是一个系统的、连续的、多步骤的操作过程, 3DPT 只解决了粒子针穿刺阶段的针道管控问题, 尚存在多个可能产生误差的操作步骤:(1)模板对位阶段产生的操作误差, 即实际模板位置与术前计划并不能完全一致;(2)患者术中实际体位和影像与术前计划时的体位和影像之间存在偏差;(3)植入粒子阶段产生操作误差, 即实际粒子分布与术前计划可能无法完全一致。以上误差同样会影响治疗准确性。对于第 3 种误差, 有望通

过粒子链得到解决, 目前本研究组正在同步开展相关研究。而对于第 1 和第 2 种误差, 则可通过 MINS 辅助得到解决。MINS 是通过将术前获得的 CT、MRI 或 PET 等图像与术中实时图像进行融合配准, 术中由追踪器(光学定位或磁定位) 实时追踪穿刺针所在位置, 在融合影像上定位病灶位置, 从而指导操作医师进行穿刺<sup>[14]</sup>, 其具有实时性、动态性、可视性等特点, 较多应用于活组织检查、消融等穿刺相关操作<sup>[15-17]</sup>。本研究将 MINS 与 3DPT 相结合, 以求进一步减少误差、以提高 RISI 治疗的准确性, 数据结果也显示 MINS 辅助引导下 RISI 治疗准确性良好。

根据定位原理的不同, MINS 主要包括磁定位导航和光学定位导航<sup>[18]</sup>。磁定位导航主要是在被追踪器械(如穿刺器械)上固定传感器线圈, 当其相对于磁场发射器运动时产生不同强度的电流, 继而通过该电流信号定位被追踪器械而实现导航。磁定位导航的优势在于通过固定于穿刺针针尖内的传感器线圈, 可实现穿刺针针尖的定位; 其不足在于磁场发射器工作范围小, 载有传感器线圈的器械只能在较小范围内运动, 配件需重复使用, 手术准备时间较长, 易受磁场干扰, 稳定性欠佳。光学定位导航主要是在 CT 及拟追踪的手术器械上固定示踪器, 用红外线摄像头探测示踪器的位置信息, 实现手术器械与 CT 之间的空间配准。因 CT 与患者之间的相对位置是固定的, 故进而实现手术器械与患者之间的空间配准。相比于磁定位, 光学定位数据传输速度更快, 精准度更高; 其缺点是光学摄像头与被追踪器械间不能存在障碍物, 且无法追踪针尖位置。由于磁定位导航传感器线圈与粒子针的适配性差, 本研究采用的是光学定位导航, 但光学定位导航的示踪器体积较大, 固定于粒子针上之后, 所占空间较大, 而 RISI 为多针操作, 故无法对所有粒子针配备示踪

表 1 20 例肿瘤患者病灶<sup>125</sup>I 粒子植入术前与术后参数比较 [  $\bar{x} \pm s$  或  $M(P_{25}, P_{75})$  ]

时间	病灶体积( $\text{cm}^3$ )	针数(根)	粒子数(颗)	$D_{90}$ (Gy)	MPD(Gy)	$V_{100}(\%)$
术前	32.8(17.4, 48.4)	12(9, 19)	49(35, 63)	153.4(138.1, 156.5)	67.22 $\pm$ 20.56	91.6(90.9, 92.3)
术后	33.6(19.7, 48.7)	12(9, 19)	51(35, 68)	152.1(148.7, 155.8)	80.52 $\pm$ 14.89	91.0(90.2, 94.0)
检验值	3.050	0.000	1.859	0.563	-3.769 <sup>a</sup>	0.133
$P$ 值	0.020	>0.05	0.063	0.573	0.001	0.896
时间	$V_{150}(\%)$	$V_{200}(\%)$	CI	EI(%)	HI(%)	$D_{2 \text{ cm}^3}(\text{Gy})$
术前	65.7(61.0, 70.2)	35.48 $\pm$ 10.23	0.67 $\pm$ 0.07	30.9(23.7, 47.5)	28.2(23.3, 30.8)	0(0, 2.0)
术后	64.9(58.1, 67.8)	36.21 $\pm$ 7.90	0.68 $\pm$ 0.12	27.7(17.4, 43.9)	31.0(27.1, 37.4)	0(0, 1.9)
检验值	-0.644	-0.423 <sup>a</sup>	-0.533 <sup>a</sup>	-0.849	1.416	1.214
$P$ 值	0.519	0.677	0.600	0.396	0.517	0.225

注: CI 为适形指数,  $D_{2 \text{ cm}^3}$  为  $2 \text{ cm}^3$  范围正常组织所受的剂量,  $D_{90}$  为 90% 大体肿瘤靶区 (GTV) 所接受的处方剂量, EI 为靶区外体积指数, HI 为均匀性指数, MPD 为最小边缘剂量,  $V_{100}$ 、 $V_{150}$ 、 $V_{200}$  分别为 GTV 接受 100%、150% 和 200% 处方剂量的体积百分比;<sup>a</sup> 为  $t$  值, 余为  $z$  值

器。本研究仅选取 3 根定位针进行导航,而定位针的位置反映的是 3DPT 的位置,通过对定位针的精确管控,可使 3DPT 的位置准确,减少调整 3DPT 位置的次数和 CT 扫描确认的次数。在操作时间上,手术的平均时间约为 60 min。后续随着操作流程进一步优化,可进一步缩短操作时间。光学导航系统的不足之处,还在于 MINS 与 CT、BTPS 之间的数据传输较慢,需进一步探索与改进。

对比本研究中的术前、术后计划,除 MPD 外,其他剂量学参数差异均无统计学意义(均  $P > 0.05$ ),提示采用 MINS+3DPT 模式进行 RISI 治疗的方式可行,且精确性良好。有差异的剂量学指标为 MPD,MPD 是 100%GTV 接受到的剂量,术后计划的 MPD 较高,提示本研究中的误差并不会造成靶区剂量的下降,相反,靶区边缘获得了更高的剂量。原因可能是对于术后即刻 CT 显示粒子分布不满意的病例,对其补种了粒子,这是术后计划中的粒子数比术前计划中的粒子数多的原因。同样,评价质量为中的 1 例病例,术后  $D_{90}$  超过了处方剂量的 125%,也考虑为此原因。而高剂量对于肿瘤内部及边缘没有 OAR 的病例,有提高局部控制、降低边缘复发的潜在作用。评价质量为良的 2 例病例,  $D_{90}$  也基本达到处方剂量水平(分别达到处方剂量的 98.7% 和 96.2%)。随着操作的进一步熟练和经验的积累,治疗精度会得到进一步提高。另外,术后 GTV 体积较术前计划要大,考虑与术中及术后的出血、水肿、炎性反应等相关,术后的即刻 CT 可以实时明确粒子分布情况,对于肿瘤体积变化或粒子分布欠佳者及时补种粒子,可以有效防止靶区内剂量冷点。

本研究的不足之处在于:(1)技术开展时间较短,样本量偏小;(2)只限于治疗计划之间的对比,对于后续的临床效果,需进一步观察;(3)由于病例数少及治疗部位过于分散,无法有效比较各区域 OAR 的剂量分布情况;(4)对于 MINS 的导航精度(如图像配准误差、针道偏差等)方面,没有具体量化指标。在后续的研究中,将进一步细化误差分析,并分析 MINS 联合 3DPT 技术较单纯应用 3DPT 技术的优缺点,以进一步明确该技术的适用范围。

**利益冲突** 所有作者均声明不存在利益冲突

## 参 考 文 献

- [1] Wang J, Chai S, Zheng G, et al. Expert consensus statement on computed tomography-guided  $^{125}\text{I}$  radioactive seeds permanent interstitial brachytherapy [J]. J Cancer Res Ther, 2018, 14(1): 12-17. DOI: 10.4103/jcrt.JCRT\_888\_17.

- [2] Ji Z, Jiang Y, Guo F, et al. Dosimetry verification of radioactive seed implantation for malignant tumors assisted by 3D printing individual templates and CT guidance [J]. Appl Radiat Isot, 2017, 124: 68-74. DOI: 10.1016/j.apradiso.2016.12.009.
- [3] 王俊杰.精准时代的放射性粒子植入治疗[J].中华核医学与分子影像杂志, 2018, 38(1): 1-3. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2018.01.001.  
Wang JJ. Radioactive seeds implantation therapy in the era of precision medicine [J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2018, 38(1): 1-3. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2018.01.001.
- [4] Liu TJ, Ko AT, Tang YB, et al. Clinical application of different surgical navigation systems in complex craniomaxillofacial surgery: the use of multisurface 3-dimensional images and a 2-plane reference system [J]. Ann Plast Surg, 2016, 76(4): 411-419. DOI: 10.1097/SAP.0000000000000429.
- [5] Chehab MA, Brinjikji W, Copelan A, et al. Navigational tools for interventional radiology and interventional oncology applications [J]. Semin Intervent Radiol, 2015, 32(4): 416-427. DOI: 10.1055/s-0035-1564705.
- [6] 王俊杰,柴树德,郑广钧,等.3D 打印模板辅助 CT 引导放射性  $^{125}\text{I}$  粒子植入治疗肿瘤专家共识[J].中华放射医学与防护杂志, 2017, 37(3): 161-170. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2017.03.001.  
Wang JJ, Chai SD, Zheng GJ, et al. Expert consensus on 3D-printing template assisted CT-guided radioactive  $^{125}\text{I}$  seed implantation brachytherapy [J]. Chin J Radiol Med Prot, 2017, 37(3): 161-170. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2017.03.001.
- [7] Nath R, Anderson LL, Luxton G, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. American Association of Physicists in Medicine [J]. Med Phys, 1995, 22(2): 209-234. DOI: 10.1118/1.597458.
- [8] Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations [J]. Med Phys, 2004, 31(3): 633-674. DOI: 10.1118/1.1646040.
- [9] Wang J, Zhang F, Guo J, et al. Expert consensus workshop report: guideline for three-dimensional printing template-assisted computed tomography-guided  $^{125}\text{I}$  seeds interstitial implantation brachytherapy [J]. J Cancer Res Ther, 2017, 13(4): 607-612. DOI: 10.4103/jcrt.JCRT\_412\_17.
- [10] van't Riet A, Mak AC, Moerland MA, et al. A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: application to the prostate [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1997, 37(3): 731-736. DOI: 10.1016/s0360-3016(96)00601-3.
- [11] Saw CB, Suntharalingam N. Quantitative assessment of interstitial implants [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1991, 20(1): 135-139. DOI: 10.1016/0360-3016(91)90149-x.
- [12] Ji Z, Jiang Y, Su L, et al. Dosimetry verification of  $^{125}\text{I}$  seeds implantation with three-dimensional printing noncoplanar templates and CT guidance for paravertebral/retroperitoneal malignant tumors [J]. Technol Cancer Res Treat, 2017, 1533034617723221. DOI: 10.1177/1533034617723221.
- [13] 吉喆,姜玉良,郭福新,等.三维打印共面坐标模板联合 CT 引导  $^{125}\text{I}$  粒子植入治疗胸部恶性肿瘤的剂量学评价 [J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2018, 38(1): 4-8. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2018.01.001.

- issn.2095-2848.2018.01.002.
- Ji Z, Jiang YL, Guo FX, et al. Dosimetry evaluation for CT guided  $^{125}\text{I}$  seeds implantation assisted by three-dimensional-printing co-planar coordinate template in chest malignant tumor [J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2018, 38(1): 4-8. DOI:10.3760/cma.j. issn.2095-2848.2018.01.002.
- [14] Wood BJ, Kruecker J, Abi-Jaoudeh N, et al. Navigation systems for ablation[J]. J Vasc Interv Radiol, 2010, 21(8 Suppl): S257-263. DOI:10.1016/j.jvir.2010.05.003.
- [15] Liu FY, Yu XL, Liang P, et al. Microwave ablation assisted by a real-time virtual navigation system for hepatocellular carcinoma undetectable by conventional ultrasonography [J]. Eur J Radiol, 2012, 81(7): 1455-1459. DOI:10.1016/j.ejrad.2011.03.057.
- [16] Appelbaum L, Solbiati L, Sosna J, et al. Evaluation of an electromagnetic image-fusion navigation system for biopsy of small lesions: assessment of accuracy in an *in vivo* swine model[J]. Acad Radiol, 2013, 20(2): 209-217. DOI:10.1016/j.acra.2012.09.020.
- [17] Wu J, Zhou P, Luo X, et al. Novel laser positioning navigation to aid puncture during percutaneous nephrolithotomy: a preliminary report[J]. World J Urol, 2019, 37(6): 1189-1196. DOI:10.1007/s00345-018-2496-z.
- [18] Ricci WM, Russell TA, Kahler DM, et al. A comparison of optical and electromagnetic computer-assisted navigation systems for fluoroscopic targeting[J]. J Orthop Trauma, 2008, 22(3): 190-194. DOI:10.1097/BOT.0b013e31816731c7.

(收稿日期:2019-10-15)

## · 读者 · 作者 · 编者 ·

### 中华医学会系列杂志论文作者署名规范

为尊重作者的署名权,弘扬科学道德和学术诚信精神,中华医学会系列杂志论文作者署名应遵守以下规范。

#### 一、作者署名

中华医学会系列杂志论文作者姓名在题名下按序排列,排序应在投稿前由全体作者共同讨论确定,投稿后不应再作改动,确需改动时必须出示单位证明以及所有作者亲笔签名的署名无异议书面证明。

作者应同时具备以下四项条件:(1)参与论文选题和设计,或参与资料分析与解释;(2)起草或修改论文中关键性理论或其他主要内容;(3)能按编辑部的修改意见进行核修,对学术问题进行解答,并最终同意论文发表;(4)除了负责本人的研究贡献外,同意对研究工作各方面的诚信问题负责。仅参与获得资金或收集资料者不能列为作者,仅对科研小组进行一般管理者也不宜列为作者。

#### 二、通信作者

每篇论文均需确定一位能对该论文全面负责的通信作者。通信作者应在投稿时确定,如在来稿中未特殊标明,则视第一作者为通信作者。集体署名的论文应将对该文负责的关键人物列为通信作者。规范的多中心或多学科临床随机对照研究,如主要责任者确实超过一位的,可酌情增加通信作者。无论包含几位作者,均需标注通信作者,并注明其 Email 地址。

#### 三、同等贡献作者

不建议著录同等贡献作者,需确定论文的主要责任者。确需著录同等贡献作者时,可在脚注作者项后另起一行著录“前×位作者对本文有同等贡献”,英文为“×× and ×× contributed equally to the article”。英文摘要中如同等贡献者为第一作者且属不同单位,均需注录其单位,以 \*、#、△、※ 等顺序标注。同一单位同一科室作者不宜著录同等贡献。作者申请著录同等贡献时需提供全部作者的贡献声明,期刊编辑委员会进行核查,必要时可将作者贡献声明刊登在论文结尾处。