

基于图像引导技术对头颈部肿瘤临床摆位误差的剂量学影响

张一戈¹, 邱小平¹, 陈维军², 狄小云², 周 琼¹, 王方正², 付真富², 孙 龙²

1. 南华大学核科学技术学院, 湖南 衡阳 421001; 2. 浙江省肿瘤医院加速器物理室, 浙江 杭州 311400

【摘 要】目的: 利用图像引导(IGRT)技术对头颈部肿瘤的调强放射治疗(IMRT)进行摆位精确度验证, 获取头颈部肿瘤放射治疗的临床摆位误差, 并计算其对靶区和正常组织物理剂量的影响。从而针对头颈部肿瘤放疗行锥形束 CT 摆位验证频次以及预防靶区外廓范围给出建议。**方法:** 随机选取本院行调强放射治疗的鼻咽癌初治患者, 在放射治疗过程中每周行一次锥形束 CT 摆位验证, 以使实际照射中心与计划中心保持一致。统计整个疗程中摆位误差数据, 将每次锥形束 CT 扫描引导下的移位数据反向带入原始计划, 模拟计算出在照射条件不变的情况下, 因摆位误差影响而产生的实际照射的剂量分布与原始计划的剂量分布中靶区及正常组织的物理剂量差异, 评价临床头颈部肿瘤放疗中摆位误差对靶区和正常组织的剂量学影响。**结果:** (1) 本文选取 10 例患者在放射治疗过程中共进行 60 次锥形束 CT 扫描, 通过刚性配准得到 60 组三维方向平移摆位误差数据。得到临床头颈部肿瘤放射治疗过程中三维方向上的误差绝对值分别为: X 轴(左右)方向(0.180±0.119) cm; Y 轴(前后)方向(0.137±0.112) cm; Z 轴(头脚)方向(0.107±0.084) cm。(2) 通过模拟计算因摆位误差影响的实际剂量与原始计划的剂量比得出靶区 PGTVnx, GTVnd, PGTVnd, PTVna, PTV 剂量 D95 的平均偏差分别为 0.99%(7 cGy~149 cGy), 1.70%(13 cGy~240 cGy), 2.27%(32 cGy~327 cGy), 0.87%(1 cGy~119 cGy), 1.17%(6 cGy~143 cGy); 靶区 D98 的平均偏差分别为 1.35%(13 cGy~186 cGy), 2.34%(1 cGy~321 cGy), 2.93%(37 cGy~383 cGy), 1.31%(5 cGy~171 cGy), 1.71%(17 cGy~244 cGy)。而主要正常组织的剂量平均偏差范围为: 脑干 Dmax 改变 3.28%(39 cGy~385 cGy); 脊髓 Dmax 改变 4.53%(-40 cGy~487 cGy); 腮腺 Dmean 改变 6.58%(-323 cGy~330 cGy)。其中因此超过初始标准限量的脑干 2 例, 脊髓 3 例, 腮腺 2 例, 视神经 2 例。**结论:** 在头颈部肿瘤放射治疗中选取合适的频次在放射治疗过程中行锥形束 CT 摆位校正十分必要, 可以使靶区和正常组织的剂量分布尽量与原始计划保持一致, 为临床放疗提供精确度保证。此外, 若临床头颈部肿瘤放射治疗以锥形束 CT 图像引导作为摆位校正手段, 可以考虑适当减小 CTV-PTV 的外廓范围以及将正常组织做适当外放后再做剂量限制。

【关键词】 图像引导技术; 头颈部肿瘤; 放射治疗; 锥形束 CT; 摆位校正; 剂量偏差

【DOI 编码】 doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.007

【中图分类号】 R739.6

【文献标识码】 A

【文章编号】 1005-202X(2015)01-25-06

Dosimetry Influence Study on Head&Neck Cancer Clinical Placement Error Based on Image-guided Radiotherapy Technique

ZHANG Yi-ge¹, QIU Xiao-ping¹, CHEN Wei-jun², DI Xiao-yun², ZHOU Qiong¹, WANG Fang-zheng², FU Zhen-fu², SUN Long²

1. Department of Nuclear science and technology, University of South China, Hengyang 421001, China; 2. Xhejiang cancer hospital, Hangzhou 311400, China

Abstract: Objective To obtain the placement error by the verification in Head&Neck cancer (HNC) radiotherapy with image-guided radiation therapy (IGRT) using on-board MV Cone Beam-CT(CBCT) technique and figure out the influence of the dose with placement error to the target and normal tissues. And the advices for the frequency and prevention would be given for the placement error verification in head & neck cancer radiotherapy by CBCT. **Methods** 10 nasopharyngeal carcinoma patients in intensity-modulated radiotherapy with the same prescription were randomly selected. CBCT scanning was undergone to correct the placement errors once a week in the therapy. All the data of placement errors were recorded during the course of treat-

【收稿日期】 2014-10-10

【项目基金】 浙江省卫生厅科研基金[2009(B026)]

【作者简介】 张一戈(1990-), 女, 黑龙江哈尔滨人, 南华大学核科学技术学院在读硕士研究生, 研究方向: 医学剂量, Tel: 15990031745。

【通讯作者】 邱小平, 南华大学核科学技术学院硕士生导师, Tel: 13007466651 E-mail: nh6651@163.com。

ment. And, each correction datum guided by CBCT scanning registration was placed back to the original plan. With the same exposure, we simulatively computed the target and normal tissue dose distribution of actual exposure by placement error and the original plan. **Results** (1) These 10 patients have undergone the CBCT scanning for 60 times in the course of treatment. The 60 cases of placement error data in 3 directions by the rigid registration were collected. The error absolute values are as follows: (0.180 ± 0.119) cm in X direction, (0.137 ± 0.112) cm in Y direction, (0.107 ± 0.084) cm in Z direction. (2) Under the simulation computation and compare of the actual dose with placement error and the dose with the original plan, we found the mean error of target ROIs' D95 in PGTVnx, GTVnd, PGTVnd, PTVna, PTV was 0.99% (7 cGy-149 cGy), 1.70% (13 cGy-240 cGy), 2.27% (32 cGy-327 cGy), 0.87% (1 cGy-119 cGy), 1.17% (6 cGy-143 cGy), respectively. And the mean errors of target ROIs' D98 were 1.35% (13 cGy-186 cGy), 2.34% (1 cGy-321 cGy), 2.93% (37 cGy-383 cGy), 1.31% (5 cGy-171 cGy), 1.71% (17 cGy-244 cGy). As for the mean errors of the normal tissue dose: Dmax of brain stem changed 3.28% (39 cGy-385 cGy); Dmax of Spinal cord changed 4.53% (-40 cGy-487 cGy); Dmean of Parotid gland changed 6.58% (-323 cGy-330 cGy). Among them, 2 cases in brain stem, 3 cases in spinal cord and 2 cases in the optic nerve exceeded the initial standard limit. **Conclusion** The study concludes that the placement error for clinical radiotherapy for Head&Neck cancer (HNC) turns out to be $(0.163 \pm 0.116, 0.156 \pm 0.113, 0.113 \pm 0.087)$ cm. Although the targets with ROI D95 are within 5%, there exist also some risks of normal tissue. Reasonably, it is necessary to choose the right frequency of CBCT scanning with the placement error correction. Thus we can ensure the target area and the normal tissue dose distribution under the consistence with the initial plan and provide the accuracy for clinical radiotherapy. In addition, if the clinical nasopharyngeal carcinoma radiotherapy is under image-guided CBCT scanning, we can appropriately reduce the margin of target contour area and create a modest margin for the normal tissue, and finally limit the dose.

Key words : IGRT; HNC; radiotherapy; placement correction; cone beam CT; dose error

前言

放射治疗是鼻咽癌首选根治手段,且因鼻咽癌患者的病变部位解剖结构相对较复杂,周围需要保护的危及器官较多,调强放射治疗对于复杂的靶区能够在提供较好的适形度的同时使正常组织受到更少的剂量照射,临床上对常规鼻咽癌放疗一般采取调强的方式进行剂量学优化^[1]。调强放疗中的高剂量梯度和高适形度的剂量分布是建立在静态的计划 CT 图像上的,而在日常治疗过程中,由于多种系统及随机误差的原因使得患者每次的摆位中心不会与计划中心完全一致,致使剂量分布偏离计划中心,引起靶区和正常组织的欠剂或超量。若这种剂量的偏差表现为靶区的欠量或危及器官的超量,则会使肿瘤局部控制率下降,复发率上升,以及引发严重并发症。因此,调强放疗对摆位位置的准确性有较高要求,即使是固定较好的头颈部肿瘤,也需对患者日常摆位误差及其引起的剂量偏差予以评估并实施有效的控制,从而保障每次照射时预防靶区安全边界的准确性和精确度不超出预设的容错标准^[2]。目前有多种技术可以协助对靶区实施摆位校正,如基于射野电子成像系统(Electric portal Image Device,EPID)和锥形束 CT(Cone Beam CT,CBCT)的图像引导技术^[3]。本文利用 Varian 公司的直线加速器的机载锥形束 CT(Cone Beam CT,CBCT)和影像分析软件(On-Board-Imagery,OBI)以每周一次的频率对患者的放射治疗实施摆位校正,根据每次摆位校正的移位数据模拟出各靶区和正常组织在摆位校正前后的剂量学差异。

1 材料

1.1 病例选择

随机选取自 2013 年 12 月起在我院接受调强放射治疗的鼻咽癌患者 10 例。其中男性患者 6 例,女性患者 4 例,其年龄范围在 37 岁~68 岁,临床分期如表 1 所示。入选患者均为首次接受放射治疗,并按计划完成全部放射治疗疗程。

表 1 患者分期情况

Tab.1 Staging Details

分期	N0	N1	N2	N3	合计
T1	0	0	0	0	0
T2	0	0	1	0	1
T3	0	0	3	1	4
T4	0	1	4	0	5
总计	0	1	8	1	10

1.2 主要设备

Philips Bigbore CT 模拟机;Philips Pinnacle3 V9.2 放射治疗计划系统;Varian Trilogy 直线加速器;Varian 公司的直线加速器机载锥形束 CT 影像系统(On-Board-Imagery,OBI)。

2 方法

2.1 靶区和正常组织勾画

本院头颈组病区对鼻咽癌靶区的勾画主要根据 I-CRU 第 50 号及第 62 号报告给出的指导^[4-5],由临床医生在定位扫描的 CT 图像上勾画靶区和正常组织。其患者靶区的勾画情况:GTVnx 为包括根据影像学

CT 和 MRI 及临床检查可见的原发肿瘤部位以及咽后淋巴结;PGTV_{nx} 为根据 GTV_{nx} 适当外廓 2 mm 所形成的预防靶区;GTV_{nd} 为符合诊断标准的颈部转移性淋巴结;PTV_{na} 为需预防照射的淋巴结引流区;PTV 为以上相应靶区三维方向上外廓 5 mm~10 mm 形成的头颈部预防靶区。头颈部靶区周围正常组织主要包括脑干、脊髓、腮腺、晶体、视神经、视交叉、颞叶、颞颌关节、下颌骨等。

2.2 治疗方案

本院利用 Philips Pinnacle3 V9.2 计划系统由物理师进行计划制定及优化,该病区临床医生给出的靶区相应处方剂量如表 2:

表 2 相应靶区处方剂量

Tab.2 The Prescription Dose of the Targets

靶区名称	总剂量(Gy)	治疗次数
PGTV _{nx}	69/70.5	30
GTV _{nd}	69	30
PGTV _{nd}	63	30
PTV _{na}	60	30
PTV	54	30

其中主要评估的正常组织剂量限制条件如表 3:

表 3 主要正常组织限制条件

Tab.3 The Limits of the Main Normal Issues

正常组织	限制条件
脊髓	$D_{\max} \leq 4000 \text{ cGy}$
脑干	$D_{\max} \leq 5400 \text{ cGy}$
眼晶体 (区分左右)	$D_{\max} \leq 600 \text{ cGy}$
视神经 (区分左右)	$D_{\max} \leq 5400 \text{ cGy}$
视交叉	$D_{\max} \leq 5400 \text{ cGy}$
颞叶 (区分左右)	$V_{65} \leq 0.5 \text{ cm}^3$
下颌骨	$D_{\max} \leq 6000 \text{ cGy}$
腮腺 (区分左右)	$V_{30} \leq 50\%; D_{\text{mean}} \leq 3000 \text{ cGy}$

物理师根据这些限定条件利用计划系统进行共面 6 MV 的光子照射,9 个照射野的角度分别为 0°、40°、80°、120°、160°、200°、240°、280°、320°。采用逆向方式 DMPO 算法优化计划,优化条件包括最大子野数 60 个;各子野最小面积 5 cm²;各子野最小跳数 5 MU;MLC 叶片间最小距离 0.5 cm;卷积计算次数 30 次,总迭代次数 100 次,若两次迭代间差值小于 10~5 即停止优化。按 ICRU62 号报告要求,靶区的处方剂量至少覆盖 95% 的靶区体积,同时逐层评价等剂量曲线对靶区的包绕程度,在所有靶区和正常组织满足要求后,要求临床医生确认计划并传输计划预约进行放射治疗。

2.3 摆位校正

在患者正式开始放疗期间,第一周进行每日的

CBCT 扫描,之后的每周进行一次的 CBCT 扫描,每次的 CBCT 扫描条件相同。OBI 系统将重建的 CBCT 三维容积图像,并与原始定位 CT 图像进行自动匹配比对,常规鼻咽癌患者的配准区域(Clipbox)设定为鼻咽部靶区所在的颅骨部分和部分颈椎,其中前界至鼻尖;后界至枕骨;上界至眉弓;下界至第五颈椎。因为头颈部固定良好,变异较小,多采用在自动匹配的基础上进行手工匹配方法,重点考虑 PTV 和颈椎中等区域,选择骨匹配为主的方式进行匹配^[6]。配准后系统将给出患者当前实际摆位的中心位置与治疗计划的中心位置在三维方向 (x,y,z) 的偏差值,其中 x 轴 (Laetral)表示左右方向,左方向为正,右方向为负;y 轴 (Ant-post)表示前后方向,前方向为正,后方向为负;z 轴 (Sup-Inf)表示头脚方向,头方向为正,脚方向为负。

2.4 模拟计算摆位误差的剂量学影响

根据每名患者的摆位校正时间结点及移位次数,将治疗过程分成几个分计划。本课题将每五分次划分为一个分计划,将每周一次的 CBCT 摆位校正移位数据按原始计划中心点反向移动,得到六个新的射野中心点作为模拟出的若未经 CBCT 摆位校正的照射中心点。在保持其余所有条件都不变的情况下(包括处方剂量、机架角度、射野形状以及各照射野的机器跳数等),对原始计划不进行重新优化,只计算以不同点为射野中心的物理剂量分布。将先后利用这六个点作为照射中心计算的剂量给定相应的照射次数 5 次,再对这 6 个分计划进行剂量叠加,得到模拟计算的未进行摆位校正的剂量学结果。并通过编写脚本的方式来完成重复计算的内容,可减少出错率,保证原始计划严格不变,并在一定程度上提高效率^[7]。模拟计算出的剂量分布与原始计划之间的偏差便反映出摆位误差对靶区和正常组织受照剂量影响。

3 结果

3.1 摆位误差数据分析

在这 10 例鼻咽癌患者进行的每周 CBCT 扫描校准过程中共产生 60 组三维方向的摆位误差数据,如图 1 所示。

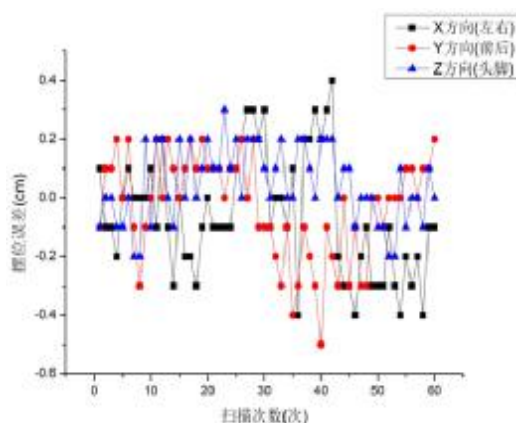


图 1 患者三维方向摆位误差数据

Fig.1 Setup-Error Data in Three Directions

通过取摆位误差数据的绝对值可以更直观的观察到三维方向上摆位误差值并统计其频数分布。经统计计算得到三维方向上摆位误差绝对值均值及标准差分别为 x 方向 (0.180 ± 0.119) cm; y 方向 (0.136 ± 0.112) cm; z 方向 (0.107 ± 0.084) cm。如图 2 所示。

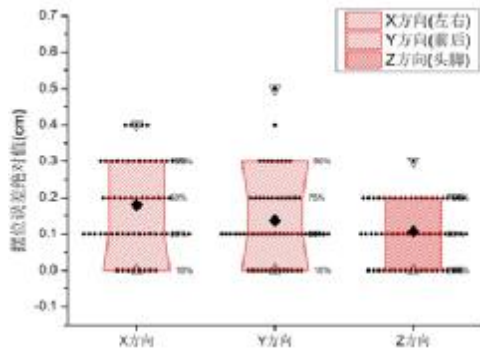


图 2 患者三维方向误差绝对值箱式图

Fig.2 Box Chart of Absolute Setup-error in Three Directions

图中▽表示最大值,△表示最小值,◆表示中位值,而每个●则表示在该误差绝对值出现的次数。在所有的摆位误差数据中,三维方向上误差绝对值均在 0.3 cm 以内(不包含 0.3 cm)的摆位次数为 33 次,约占 55%,其中 x 方向为 41 次(68.33%), y 方向为 50 次(83.33%), z 方向为 59 次(98.33%)。

3.2 摆位误差对靶区及各危及器官的剂量学影响

我们利用通过对患者进行 CBCT 扫描并与原计划 CT 配准得到的三位方向上的偏移数据作为患者临

床放射治疗的摆位误差,将摆位误差值反向带回原计划射野中心则得到能够反映摆位误差的实际照射中心。将原计划射野加载在实际照射中心上进行剂量计算便可得到能够反映摆位误差影响的剂量分布。

分析 10 例患者原始计划与由摆位误差数据反向模拟计划,得到各靶区 D_{95} 的剂量偏差如表 4 所示。

表 4 摆位误差对患者靶区 D_{95} 剂量的影响

Tab.4 Effects on Target D_{95} Caused by Setup-Error

	PGTV _{rx}	PTV _{rx}	GTV _{nd}	PTV _{na}	PTV
患者 1	-0.10%	-0.21%	-0.46%	0.02%	-0.11%
患者 2	-0.20%	-0.51%	-0.99%	-0.17%	-0.20%
患者 3	-0.72%	-1.84%	-1.91%	-0.73%	-1.17%
患者 4	-0.96%	-2.10%	-1.58%	-0.47%	-0.94%
患者 5	-0.70%	-1.06%	-1.04%	-0.25%	-0.46%
患者 6	-2.07%	-1.92%	-3.17%	-0.95%	-1.17%
患者 7	-1.57%	-3.81%	-4.74%	-1.98%	-2.65%
患者 8	-1.38%	-2.57%	-3.57%	-1.77%	-2.17%
患者 9	-1.05%	-1.94%	-3.17%	-1.48%	-1.70%
患者 10	-1.12%	-1.02%	-2.10%	-0.95%	-1.15%

由数据可看出各靶区大部分时候因摆位误差而欠量,但靶区的 D_{95} 剂量偏差均在 5%以内。此外,对各靶区的 D_{95} 与 D_{98} 剂量偏差以及其对应的绝对剂量浮动范围比对如下表 5 所示。

对比可得到靶区 D_{98} 的剂量变化均大于 D_{95} 的剂量变化。对于周围正常组织的剂量影响用差值的方式分析如下表 6。

其中,剂量的单位为 cGy,体积的单位为 cm^3 。正

表 5 摆位误差对患者靶区 D_{95} 剂量及 D_{98} 剂量影响的差异

Tab.5 Difference Between Target D_{95} and Target D_{98} Caused by Setup-Error

	PGTV _{rx}	PTV _{rx}	GTV _{nd}	PTV _{na}	PTV
D_{95} 平均	-0.99%	-1.70%	-2.27%	-0.87%	-1.17%
偏差	(-7 cGy~-149 cGy)	(-13 cGy~-240 cGy)	(-32 cGy~-327 cGy)	(-1 cGy~-119 cGy)	(-6 cGy~-143 cGy)
D_{98} 平均	-1.35%	-2.34%	-2.93%	-1.31%	-1.71%
偏差	(-13 cGy~-186 cGy)	(-1 cGy~-321 cGy)	(-37 cGy~-383 cGy)	(-5 cGy~-171 cGy)	(-17 cGy~-244 cGy)

表 6 摆位误差对患者正常组织剂量的影响

Tab.6 Effects on Normal Tissues Dose Caused by Setup-Error

剂量差值	患者 1	患者 2	患者 3	患者 4	患者 5	患者 6	患者 7	患者 8	患者 9	患者 10
脑干最大剂量	39	59	142	76	308	385	101	-371	269	138
脊髓最大剂量	-40	78	161	212	157	252	487	213	197	-8
左侧腮腺平均剂量	80	-41	267	-49	101	-253	-323	264	21	284
右侧腮腺平均剂量	27	37	-146	-129	-104	185	330	-321	-131	-192
左眼晶体最大剂量	16	-5	-3	-68	5	-15	-76	117	-11	71
右眼晶体最大剂量	9	6	-32	-92	-17	109	-113	-9	-26	52
左视神经最大剂量	236	-56	436	-1125	-3	1448	-887	-53	-239	686
右视神经最大剂量	307	-23	71	-1208	-232	-295	-951	-718	-539	167
视交叉最大剂量	305	-279	420	-1158	10	-885	-995	-756	-295	249
左侧颞叶 V_{D6000}	0.39	-0.12	0.65	0.01	0.06	-0.2	-0.6	-0.03	0.79	0
右侧颞叶 V_{D6000}	0.27	-0.03	0.01	-0.02	-0.17	0.72	-0.04	0	-0.15	-0.01
左颞颌关节最大剂量	66	-109	468	-105	112	-236	-440	227	46	415
右颞颌关节最大剂量	55	-26	-212	-344	-83	-278	101	-248	-138	-192
最大点剂量	-20	-38	34	-44	-27	-56	-16	26	-7	37

值表示因摆位误差剂量增加,负值表示因摆位误差剂量减小。其中危机器官剂量增加的频次为 67 次,占 47.86%;剂量减少的频次为 69 次,占 49.29%。因剂量增加而超过标准危机器官限量的有脑干超量 2 例,脊髓超量 3 例,腮腺超量 3 例,视神经超量 2 例。

此外,在层面剂量分布与 DVH 评估曲线方面均可看出摆位误差对患者计划的影响,如图 3 某例患者摆位校正与否剂量 DVH 评估曲线的对比。

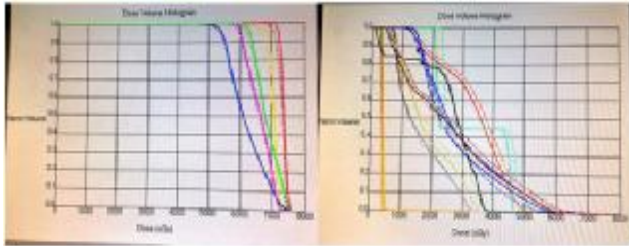


图 3 某例患者摆位误差引起的剂量 DVH 曲线变化

Fig.3 The Change of DVH Caused by Setup-Error of One Patient

其中,左图为各靶区 DVH 曲线,右图为各正常组织 DVH 曲线;实线为原计划相关感兴趣区域的 DVH 曲线,虚线为反向模拟的非摆位误差校正的模拟计划的相关感兴趣区域 DVH 曲线。从 DVH 评估曲线明显看到若不进行摆位校正,靶区剂量均呈减少趋势而正常组织剂量均呈增加趋势。

4 讨论

当前对于结构复杂的头颈部肿瘤大多数医院均已采用调强放射治疗技术。它比常规的三维适形放疗更好地优化配置照射野内射线束,使剂量分布梯度更高,适形度更好,提高了肿瘤的控制率并减少了包括口腔干燥等副反应;但也使得包含系统误差及人员因素在内的各种摆位误差对计划实施的精准性带来较大影响。因此,一些医院尝试开展图像引导的放射治疗(Image Guided Radiotherapy, IGRT),它结合直线加速器与影像设备,在治疗中获取摆位后的影像学信息,再使其与原始计划图像进行刚性配准得到摆位误差数据,并在线纠正偏差以引导此次以及后续的治疗与原始计划保持一致。

从本研究数据分析得到头颈部鼻咽癌的平均摆位误差为左右方向 (0.180 ± 0.119) cm、头脚方向 (0.136 ± 0.112) cm、前后方向 (0.107 ± 0.084) cm,完全可以控制在 5 mm 范围以内。此外,如 Lu 等人回顾总结 308 例病人的原始计划与分次治疗后的 CBCT 图像结果比对,得到的鼻咽癌调强放疗分次照射间的平均摆位误差分别为左右方向 (0.12 ± 0.4) cm、头脚方向 (0.08 ± 0.11) cm、前后方向 (0.17 ± 0.12) cm^[9],与本文结论基本一致。这说明头颈部肿瘤的平均平移位移可保证在 5 mm 之内,因此认为在临床医生勾画靶区时可对外扩范围做适当的缩减,若选择合适的频次做锥形束 CT 扫描以获取摆位误差并对其进行校正,则更可

以缩减外扩范围,这对靶区的高剂量以及相关危机器官的低剂量控制都提供的更优越的条件。

在本研究中摆位误差三维方向上误差绝对值在 0.3 cm 以内的摆位次数 x 方向为 41 次(68.33%),y 方向为 50 次(83.33%),z 方向为 59 次(98.33%)。可见对本身动度较小的头颈部肿瘤来说,摆位误差主要体现在左右方向,其次是头脚方向。此外,相较于其他病种放射治疗中的摆位误差,头颈部在平移误差方面相对较小。如王湘莲等人在影响引导的乳腺癌调强放疗中得到的疗前平均平移误差为左右方向 (0.24 ± 0.21) cm,头脚方向 (0.44 ± 0.32) cm,前后方向 (0.20 ± 0.21) cm^[9];张学成等在食管癌的摆位误差研究中得到患者的平移摆位误差分别为左右方向 (-0.125 ± 0.328) cm、头脚方向 (-0.063 ± 0.5) cm、前后方向 (0.084 ± 0.326) cm^[10]。结果表明胸腹部的肿瘤放疗摆位误差均略大于头颈部肿瘤的平移摆位误差,但考虑到头颈部患者颈部存在一定的转动活度,旋转误差可能对剂量会有更大的影响。因此对于靶区的外廓范围,应针对不同种类患者的不同特点加入个体化的因素,以确保尽量大的治疗增益比。

本研究通过将原始计划与摆位误差反向模拟计划进行剂量比对的方式,得到临床头颈部肿瘤放射治疗中摆位误差对于靶区剂量的影响基本保持在 5% 以内的结果。根据 ICRU83 号报告中的阐述,若原发灶根治的靶区剂量偏离处方剂量在 5% 以内时,将不会使得原发灶肿瘤失控或并发症增加^[11]。其中各靶区 D_{95} 的剂量偏差最大为 -2.27%,但靶区 D_{95} 的剂量偏差均大于靶区 D_{95} 的偏差。若根据 ICRU 报告将 D_{95} 作为靶区低量来评价,即其中 2% 的体积明显不能达到处方量,这对肿瘤的局控率也是一种威胁。此外,剂量偏差最大的靶区为 GTV_{nd},即符合诊断标准的颈部转移性淋巴结,由于这一部分靶区体积较小较分散,所以因摆位误差引起的剂量缺失会更大,这将使淋巴结转移的几率升高。因此,对于淋巴结及淋巴引流区应作相应的外放以确保治疗剂量。

在本研究中,患者因摆位误差引起的危机器官剂量增加情况的频次约占 47.86%,其中主要正常组织的剂量平均偏差范围为:脑干 D_{max} 改变 3.28% (39 cGy ~ 385 cGy);脊髓 D_{max} 改变 4.53% (-40 cGy ~ 487 cGy);腮腺 D_{mean} 改变 6.58% (-323 cGy ~ 330 cGy)。超过初始标准限量的脑干 2 例,脊髓 3 例,腮腺 2 例,视神经 2 例。可见,虽然摆位误差对肿瘤靶区的影响在可接受范围内,但相关危机器官的受量可能不像原始计划看到的那样,有相当程度的受照超量风险。有一些病人出现定向性的位移,如若全程平均位移均体现在 x 轴方向的一侧,则可能出现一侧的相关危及器官均超量,而另一侧降低;若全程平均位移均体现在 y 轴方向的一侧,则可能出现最上一层或最下一层靶区的欠量;若全程平均位移均体现在 z 轴方向的一侧,则可能出现靶区下方脑干及脊髓组织的超量或贴近

脑干或脊髓组织的靶区欠量。尤其对于那些靶区围绕或紧贴在危及器官附近的患者,危及器官超量的几率非常大。对于此类肿瘤范围较大的病例,我们也可以考虑在放射治疗中途(如靶区可观测到明显退缩时)进行靶区的重新勾画及计划的重新优化,这就可以进一步改善临近危及器官的受量情况。

综上所述,在放射治疗过程中我们有必要采取一定的措施监测和控制摆位误差,尤其对于靶区与周围正常组织相对距离较小的患者更要加强摆位误差的验证频次,并考虑适当的对相关危机器官也予以一定的外放后再做剂量限制。此外,可在放射治疗初始阶段行连续几次的位置验证,从中找出一些定向性的位移予以校正,并可取其平均值作为后续放疗中该病人的靶区外放范围重新优化计划。这也是一种更具个体化的精确放射治疗的思想,吻合于当前的热门研究方向---自适应放射治疗。自 Di 等^[12]在 1997 年提出自适应放疗概念后,临床上也关注到一些由解剖学结构形变的随机误差给剂量学分布带来的影响以及个体化自适应放射治疗方案的研究。对于头颈部肿瘤来说,颈部皮肤因消瘦的牵拉形变以及一些腺体的体积缩减都将使实际照射剂量偏离原始计划^[13]。进一步研究解剖学形变对临床放射治疗剂量的影响及自适应技术的实施方案将更好地保证鼻咽癌放射治疗精准有效。

【参考文献】

- [1] Eisbruch A. Clinical aspects of IMRT for head-and-neck cancer[J]. Med Dosim, 2002, 27: 99-104.
- [2] 张淑慧,杨敬贤.肿瘤放射治疗摆位技术质量控制的探讨[J].中国医学物理学杂志, 2013, 6(30): 4507-4511
- Zhang SH, Yang JX. Quantity Control Discussion in Tumor Radiotherapy Positioning Technology[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2013, 6(30): 4507-4511.
- [3] 沈海英,沈瑛琦,李永春,等. 电子射野影像装置用于监控放射治疗中初次摆位误差的研究[J]. 生物医学工程与临床, 2010, 17(7): 303-305.
- Shen HY, Shen SQ, Li YC, et al. Electronic portal imaging device in the initial position error of monitoring radiation therapy[J]. Biomedical Engineering and Clinical Medicine, 2010, 14(7): 303-305.
- [4] ICRU Report50[S]. MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
- [5] ICRU Report62[S]. MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
- [6] Silanpaa J, Chang J, Mageras G, et al. Developments in megavoltage CBCT with an amorphous silicon EPID: reduction of exposure and synchronization with respiratory gating [J]. Med Phys, 2005, 32: 819.
- [7] 陈维军,狄小云,王彬冰,等. Pinnacle 计划系统脚本在调强放疗计划中的应用研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 27(3): 1858-1861.
- [8] Lu H, Lin H, Feng G, et al. Interfractional and intrafractional errors assessed by daily cone-beam computed tomography in nasopharyngeal carcinoma treated with intensity-modulated radiation therapy. A prospective study [J]. J Radiat Res, 2012, 53(6): 954-960.
- [9] 王湘连,张立波,姚晔,等.影像引导乳腺癌跳墙放疗的临床研究[J]. 中国肿瘤, 2014, 23(5): 426-429.
- Wang XL, Zhang LB, Yao Y, et al. clinical research of image guided intensity modulated radiotherapy for breast cancer [J]. China Cancer, 2014, 23(5): 426-429.
- [10] 张学成,杨植,王永锋,等. 兆伏级锥形束 CT 在食管癌放射治疗中摆位误差的分析[J]. 现代肿瘤医学, 2013, 21(3): 627-629.
- Zhang XC, Yang Z, Wang YF, et al. Study of megavoltage cone-beam computed tomography to 3-dimensional conformal radiotherapy of esophageal carcinoma [J]. Journal of Modern Oncology, 2013, 21(3): 627-629.
- [11] ICRU Report83 [S]. MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 2010.
- [12] Di Y, Vicini F, Wong J, et al. Adaptive radiation therapy[J]. Phys Med Biol, 1997, 42(1): 123-132.