

蒙特卡罗算法两种模式不同不确定度在肺癌的剂量学比较

曹洋森¹, 谢红亮¹, 张珂嘉², 于春山¹, 孙永健¹, 刘永明¹, 张火俊¹

1. 海军军医大学附属上海长海医院放疗科, 上海 200433; 2. 南通大学医学院临床医学系, 江苏 南通 226001

【摘要】目的:对比Monaco治疗计划系统蒙特卡罗算法在PC和PCP模式中设定不同不确定度在肺癌的剂量学差异。**方法:**回顾分析19例Monaco设计的肺癌患者,行CT模拟定位并勾画靶区和危及器官。计划设计完成后分别在PC和PCP模式中设定3%、1%、0.3%、0.1%的不确定度进行最终剂量计算。比较PGTV和PCTV的 D_{95} 、 D_{99} 、 D_5 、 D_1 、 D_{min} 、 D_{max} 以及全肺的 D_{mean} 、 D_{max} 、 V_5 、 V_{10} 、 V_{20} 、 V_{30} 和脊髓 D_{max} 的剂量学差异。**结果:**Monaco治疗计划系统蒙特卡罗算法在不同情况下最终评定的计算结果不确定度排序为 $PCP_0.1\% < PCP_0.3\% < PCP_1\% < PC_0.1\% < PC_0.3\% < PCP_3\% < PC_1\% < PC_3\%$ 。以PCP_0.1%剂量分布为金标准,PC_3%最大误差为3.531%,PC_1%最大误差为0.925%,PC_0.3%最大误差为0.243%,PC_0.1%最大误差为0.103%,PCP_3%最大误差为0.424%,PCP_1%最大误差为0.056%,PCP_0.3%最大误差为0.006%。**结论:**使用Monaco治疗计划系统设计肺癌治疗计划时,推荐使用PC模式下0.3%不确定度以获得较好的剂量计算精度和临床效率。

【关键词】肺癌;蒙特卡罗算法;不确定度;剂量分布

【中图分类号】R811.1;R312

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)04-0402-06

Comparison of dose calculation by two Monte Carlo formulas under different uncertainties in treatment of lung cancer

CAO Yangsen¹, XIE Hongliang¹, ZHANG Kejia², YU Chunshan¹, SUN Yongjian¹, LIU Yongming¹, ZHANG Huojun¹

1. Department of Radiation Oncology, Changhai Hospital, Naval Medical University, Shanghai 200433, China; 2. Department of Clinical Medicine, Medical School of Nantong University, Nantong 226001, China

Abstract: Objective To compare the variations in dose calculation by per calculation (PC) formula and per control point (PCP) formula of Monaco treatment planning system under different uncertainties in the treatment of lung cancer. **Methods** Target areas and organs-at-risk (OAR) were contoured in Monaco treatment planning system after CT-simulation based localization for 19 patients with lung cancer. Final dose calculation was carried out by PC formula and PCP formula under the uncertainty of 3%, 1%, 0.3% and 0.1%. The dosimetric indexes of target areas and OAR were compared, including the D_{95} , D_{99} , D_5 , D_1 , D_{min} , D_{max} of PGTV and PCTV, the D_{mean} , D_{max} , V_5 , V_{10} , V_{20} and V_{30} of the whole lung, and the D_{max} of spinal cord. **Results** The order of the uncertainty of calculation results by Monte Carlo formulas in Monaco treatment planning system was as followed: $PCP_0.1\% < PCP_0.3\% < PCP_1\% < PC_0.1\% < PC_0.3\% < PCP_3\% < PC_1\% < PC_3\%$. With the dose distribution of PCP_0.1% as the gold standard, the maximum errors of PC_3%, PC_1%, PC_0.3%, PC_0.1%, PCP_3%, PCP_1% and PCP_0.3% was 3.531%, 0.925%, 0.243%, 0.103%, 0.424%, 0.056% and 0.006%, respectively. **Conclusion** When designing a lung cancer treatment plan with Monaco treatment planning system, 0.3% uncertainty in PC formula is recommended to achieve better dose calculation accuracy and clinical efficiency.

Keywords: lung cancer; Monte Carlo algorithm; uncertainty; dose distribution

前言

【收稿日期】2019-11-17

【基金项目】国家重点研发计划(2017YFC0113104)

【作者简介】曹洋森, 硕士, 主管技师, 研究方向: 肿瘤放射物理, E-mail: caoyangsen@163.com

【通信作者】张火俊, 博士, 主任医师, 研究方向: 恶性肿瘤的射波刀治疗、立体定向放疗、放射介入综合治疗及影像诊断, E-mail: chyzyzhj@163.com

目前国内外主流肿瘤放疗计划系统配备的剂量算法有两大类, 分别是解析算法和蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)算法。解析算法依据初始条件和计算模型, 可以快速得出剂量分布的计算结果。不同解析算法通常在均匀介质中的计算结果准确, 在非均匀介质中计算的剂量分布准确性则差异较大^[1-3]。MC算法是目前公认最精确的辐射输运剂量计算算法^[4-5], 其采用随机抽样的方法, 模拟不同能量的电子

及光子在输运路径上的能量沉积,算法不断追踪光子及次级电子,迭代循环计算相互作用积存的能量在介质上的分布,最终完成所有射野于介质内的剂量分布^[6],故MC算法在非均匀介质中可以获得较为准确的剂量分布。

Monaco 治疗计划系统配备了MC算法,用户在使用MC算法进行剂量计算时需要自定义计算的不确定度。不确定度越低,计算时模拟随机采样的光子数也就越多,计算量也就越大,同时计算结果也更加准确、稳定。Monaco 计划系统允许用户设置的不确定度范围为0.1%~5.0%,有两种计算模式,分别是针对整个计划的不确定度(Per Calculation, PC)和针对每个子野控制点的不确定度(Per Control Point, PCP)。PC模式下计划系统只保证整个计划的不确定度小于设定值(如1%),每个子野控制点的不确定度可能大于或小于设定值;PCP模式下计划中每个子野控制点的不确定度小于设定值(如1%),最终整个计划的不确定度必将小于该设定值,故在相同不确定度设定值下,PCP模式最终计算结果准确度理论上高于PC模式。本研究旨在比较Monaco治疗计划系统MC算法两种模式下不同不确定度计算肺癌剂量分布结果的精确性和稳定性。

1 材料与方法

1.1 临床资料

回顾性分析上海长海医院2019年1月~3月期间行容积调强放疗的19例肺癌患者。患者中位年龄55岁(43~70岁),其中原发性肺癌10例,转移性肺癌9例。

1.2 定位方法

采用真空垫固定患者,体位为仰卧位,患者双手自然抱头。使用荷兰飞利浦公司16排大孔径CT模拟定位机扫描定位。扫描范围为上界中颈部,下界上腹部(包括全肺),扫描条件为120 kVp、265 mAs、5 mm层厚无间隔螺旋扫描,扫描螺距为0.938。

1.3 靶区和危及器官勾画

由临床医师完成每例患者肿瘤靶区(GTV)和临床靶区(CTV)的勾画,再将GTV和CTV各向均匀外放5 mm得到计划肿瘤靶区(PGTV)和计划临床靶区(PCTV)。危及器官的勾画包括全肺、心脏和脊髓,勾画均参照国际辐射单位和测量委员会(ICRU)83号报告^[7]。

1.4 治疗计划系统与治疗设备

治疗计划系统采用瑞典医科达公司的Monaco治疗计划系统(版本5.11.02)。治疗设备采用瑞典医

科达公司的Synergy型直线加速器,配备40对多叶准直器(Elekta MLC i2)。

1.5 处方剂量和计划设计

每例患者均给予25分次,PGTV处方剂量50 Gy, PCTV处方剂量45 Gy的同步增量放疗模式。治疗计划设计使用6 MV X射线,分段弧避开正常肺组织,准直器旋转30°,要求95%体积的PGTV和99%体积的GTV接受50 Gy以上处方剂量,95%体积的PCTV和99%体积的CTV接受45 Gy以上处方剂量,要求全肺剂量 $V_5<65\%$ 、 $V_{20}<30\%$ 、 $V_{30}<20\%$,脊髓(D_{max})不超过40 Gy。待计划设计优化完成后,分别使用PC模式下不确定度3%、1%、0.3%、0.1%和PCP模式下不确定度3%、1%、0.3%、0.1%行最终剂量计算并记录每种模式每种不确定度计划计算的耗费时间。

1.6 治疗计划评估

靶区剂量评估参数包括PGTV的 D_{95} 、 D_5 、 D_1 、 D_{max} 、 D_{min} ,PCTV的 D_{95} 、 D_5 、 D_1 、 D_{max} 、 D_{min} ,CTV的 $D_{99\%}$ 。其中 D_{95} 为靶区95%体积所接收到的最小剂量, $D_{99\%}$ 为靶区99%体积所接收到的最小剂量, D_5 为最热5%的靶区所接受的剂量, D_1 为最热1%的靶区所接受的剂量。危及器官受量评估参数包括全肺 D_{max} 、 D_{mean} 、 V_5 、 V_{10} 、 V_{20} 、 V_{30} 以及脊髓 D_{max} 。其中, V_x 为 x Gy等剂量线所包绕体积。

1.7 统计学分析

采用SPSS 19统计学软件进行数据处理,数据用均数±标准差表示。比较不同模式下不同不确定度计算结果与PCP模式下0.1%不确定度(PCP_0.1%)计算结果,并进行配对 t 检验。 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 靶区剂量学差异

两种不同模式(PC和PCP)下对应不同不确定度(3%、1%、0.3%、0.1%)的PGTV剂量比较结果见表1。PC_3%及PC_1%与PCP_0.1%在PGTV D_{95} 、PGTV $D_{99\%}$ 、PGTV D_5 、PGTV D_1 、PGTV D_{min} 及PGTV D_{max} 上均存在较大差异($P<0.05$),其中PC_3%在PGTV的各项指标参数结果最大误差为3.531%;PC_1%在PGTV的各项指标参数结果最大误差为0.913%。PC_0.3%、PC_0.1%、PCP_3%、PCP_1%和PCP_0.3%的计算结果与PCP_0.1%相比已趋向逐步稳定,其中PC_0.3%在PGTV的各项指标参数结果最大误差为0.224%。PC_3%及PC_1%会低估PGTV的低剂量区,高估PGTV的高剂量区,靶区剂量均匀度评估变差。

两种不同模式(PC和PCP)下对应不同不确定度

表1 PGTV 不同模式不同不确定度下评估指标的剂量学差异($\bar{x}\pm s$)

Tab.1 Differences in the dosimetric indexes of PGTV calculated by different formulas under different uncertainties (*Mean±SD*)

参数	PC_3%	PC_1%	PC_0.3%	PC_0.1%	PCP_3%	PCP_1%	PCP_0.3%	PCP_0.1%
D ₉₅ /cGy	4 973.84±13.25	5 004.62±8.62	5 013.25±8.02	5 014.56±8.15	5 012.95±8.14	5 015.52±8.26	5 015.59±8.61	5 015.62±8.57
P值	0.000*	0.000*	0.000*	0.001*	0.000*	0.614*	0.654	-
D ₉₉ /cGy	4 951.99±36.92	5 002.56±32.04	5 020.98±32.42	5 022.09±31.55	5 019.04±30.74	5 024.20±31.63	5 024.74±31.47	5 024.89±31.49
P值	0.000*	0.000*	0.002*	0.008*	0.000*	0.034*	0.371	-
D ₅ /cGy	5 244.67±60.64	5 215.42±59.92	5 205.75±60.22	5 203.47±61.07	5 205.08±60.82	5 202.69±61.02	5 202.30±61.15	5 202.29±61.18
P值	0.000*	0.000*	0.000*	0.004*	0.000*	0.031*	0.897	-
D ₁ /cGy	5 302.86±68.96	5 259.19±70.03	5 243.14±70.83	5 239.71±71.35	5 243.21±71.65	5 238.64±71.53	5 237.83±71.67	5 238.09±71.91
P值	0.000*	0.000*	0.000*	0.004*	0.000*	0.123	0.184	-
D _{min} /cGy	4 690.71±77.89	4 789.65±85.85	4 807.60±95.86	4 809.21±95.16	4 800.47±89.70	4 808.98±92.78	4 808.70±95.43	4 808.69±95.98
P值	0.000*	0.002*	0.073	0.648	0.033*	0.904	0.992	-
D _{max} /cGy	5 513.18±113.42	5 373.74±86.31	5 337.08±88.58	5 330.61±90.16	5 347.71±97.78	5 324.82±95.42	5 325.43±93.49	5 325.13±93.76
P值	0.000*	0.000*	0.005*	0.044*	0.000*	0.871	0.819	-

*表示与PCP_0.1%比较,P<0.05

(3%、1%、0.3%、0.1%)的PCTV 剂量比较结果见表2。PC_3%与PCP_0.1%在PCTV的计算结果上存在较大差异,其中PC_3%在PCTV的各项指标参数结果最大误差3.531%;到PC_1%时误差结果已明显缩小,各项指标参数结果最大误差0.913%;到PC_0.3%时计算结果已趋于稳定,各项指标参数结果最大误

差0.224%。此外,PCTV在同一模式不确定度下的指标参数(如D₉₅)计算误差要小于PGTV在该模式不确定度下的相同参数计算误差。PC_3%及PC_1%同样低估了PCTV的低剂量区,高估了PCTV的高剂量区。

表2 PCTV 不同模式不同不确定度下评估指标的剂量学差异($\bar{x}\pm s$)

Tab.2 Differences in the dosimetric indexes of PCTV calculated by different formulas under different uncertainties (*Mean±SD*)

参数	PC_3%	PC_1%	PC_0.3%	PC_0.1%	PCP_3%	PCP_1%	PCP_0.3%	PCP_0.1%
D ₉₅ /cGy	4 589.55±83.82	4 599.98±81.06	4 602.74±81.47	4 605.69±80.65	4 603.34±81.43	4 603.79±81.44	4 603.90±81.37	4 603.88±81.36
P值	0.000*	0.000*	0.002*	0.309	0.059	0.559	0.755	-
D ₉₉ /cGy	4 638.05±144.63	4 659.30±138.67	4 665.05±140.05	4 667.21±140.01	4 665.61±139.41	4 666.60±139.64	4 666.64±139.42	4 666.66±139.49
P值	0.000*	0.000*	0.015*	0.142	0.189	0.832	0.889	-
D ₅ /cGy	5 195.45±61.28	5 176.61±58.15	5 170.86±57.75	5 169.64±58.06	5 170.50±58.24	5 168.94±58.33	5 168.70±58.13	5 168.65±58.19
P值	0.000*	0.000*	0.000*	0.006*	0.000*	0.056	0.402	-
D ₁ /cGy	5 264.93±69.02	5 230.10±67.54	5 218.59±67.00	5 216.21±68.14	5 218.00±67.83	5 215.22±68.02	5 214.75±68.18	5 214.82±68.19
P值	0.000*	0.000*	0.000*	0.004*	0.000*	0.154	0.612	-
D _{min} /cGy	4 033.00±397.13	4 061.82±411.86	4 079.10±416.85	4 075.59±419.34	4 077.58±418.66	4 077.13±417.75	4 076.53±419.02	4 076.53±418.94
P值	0.004*	0.009*	0.076	0.753	0.253	0.812	0.990	-
D _{max} /cGy	5 513.18±113.42	5 373.74±86.31	5 337.08±88.58	5 330.61±90.16	5 347.71±97.78	5 324.82±95.42	5 325.43±93.49	5 325.13±93.76
P值	0.000*	0.000*	0.005*	0.044*	0.000*	0.871	0.819	-

*表示与PCP_0.1%比较,P<0.05

2.2 危及器官剂量学差异

两种不同模式(PC和PCP)下对应不同不确定度(3%、1%、0.3%、0.1%)的全肺剂量比较结果见表3。PC_3%和PC_1%除了在全肺D_{max}上存在存在显著差异外,其他指标参数在不同模式不确定度下的计算差异并不显著。其中全肺D_{max}在PC_3%、PC_1%、PC_0.3%的计算结果与PCP_0.1%相比相差2.920%、

0.925%、0.206%。

两种不同模式(PC和PCP)下对应不同不确定度(3%、1%、0.3%、0.1%)的脊髓剂量比较结果见表3。由表3可知,脊髓D_{max}在PC_3%、PC_1%和PC_0.3%上的计算误差分别为0.892%、0.225%、0.243%,PC_0.1%、PCP_3%、PCP_1%、PCP_0.3%的计算结果与PCP_0.1%的计算结果误差较小或无统计学差异。

表3 危及器官不同模式不同不确定度下危机器官评估指标的剂量学差异($\bar{x}\pm s$)
Tab.3 Differences in the dosimetric indexes of organs-at-risk calculated by different formulas under different uncertainties (Mean±SD)

危及器官	参数	PC_3%	PC_1%	PC_0.3%	PC_0.1%	PCP_3%	PCP_1%	PCP_0.3%	PCP_0.1%
全肺	D _{mean} /cGy	1 213.97±288.82	1 213.50±288.52	1 213.52±288.52	1 213.58±288.52	1 213.55±288.48	1 213.54±288.52	1 213.52±288.49	1 213.52±288.51
	P值	0.111	0.810	0.958	0.023*	0.571	0.399	0.940	-
	D _{max} /cGy	5 410.02±139.12	5 305.17±108.92	5 267.35±101.91	5 259.64±97.55	5 272.14±105.03	5 259.49±97.28	5 256.38±99.29	5 256.55±98.47
	P值	0.000*	0.000*	0.001*	0.131	0.004*	0.029*	0.832	-
	V ₅ /%	57.63±11.93	57.59±11.93	57.60±11.93	57.60±11.93	57.60±11.93	57.60±11.93	57.60±11.93	57.60±11.93
	P值	0.166	0.003*	0.706	1.000	0.331	0.083	0.578	-
	V ₁₀ /%	46.61±11.22	46.58±11.22	46.59±11.22	46.59±11.22	46.59±11.22	46.59±11.22	46.59±11.22	46.59±11.22
	P值	0.087	0.156	0.716	0.057	0.682	0.542	0.667	-
	V ₂₀ /%	20.15±5.03	20.15±5.03	20.14±5.03	20.14±5.03	20.14±5.03	20.14±5.03	20.14±5.03	20.14±5.03
	P值	0.579	0.260	0.331	0.015*	0.625	0.163	1.000	-
	V ₃₀ /%	8.41±3.20	8.40±3.20	8.40±3.19	8.40±3.19	8.40±3.19	8.40±3.19	8.40±3.19	8.40±3.19
	P值	0.313	0.331	1.000	0.071	0.205	0.818	0.553	-
脊髓	D _{max} /cGy	2 842.59±339.32	2 823.79±337.92	2 824.29±338.74	2 817.86±340.20	2 818.85±343.70	2 818.77±339.33	2 817.49±340.15	2 817.46±339.74
	P值	0.003*	0.166	0.003*	0.784	0.493	0.045	0.945	-

*表示与PCP_0.1%比较,P<0.05

2.3 不同模式下不同不确定度计划计算时间差异

当使用PC_3%、PC_1%、PC_0.3%、PCP_3%进行剂量计算时,平均计算时间可控制在5 min以内,使用PC_0.1%时平均计算时间需要13 min,使用PCP_1%时平均计算时间需要40 min,使用PCP_0.3%时平均计算时间需要159 min,使用PCP_0.1%时平均计算时间需要442 min。

3 讨论

目前在各大放射治疗计划系统内应用于剂量计算的算法有很多,但绝大多数均为解析算法。解析算法的优势在于计算速度快、计算结果稳定,只要给出同样的初始条件,势必会得出同样的计算结

果^[8-10];但解析算法在处理复杂情况下能力较差,譬如在肺癌,射线在经过胸壁、肋骨、肺、心脏等一系列不同密度组织后才能到达肿瘤,不同解析算法在这些非均匀介质中剂量分布差异达8.4%~63.0%^[11-13]。MC算法是一种非解析的模拟运算算法,研究证实MC算法在非均匀介质中可以获得更为精准的剂量分布计算结果^[14-15],即便是一些类MC精度的快速解析算法在遇到复杂情况下,计算误差依旧存在^[16-20]。不同于解析算法,MC算法计算的精确性与稳定性取决于计算设定的不确定度,不确定度越低,计算中随机抽样的光子数目也就越多,计算结果也就更加稳定、精确。

常规配备了MC算法的治疗计划系统商家给出

的不确定度建议值是1%。对于 Monaco 治疗计划系统内置了针对整个计划(PC)和针对每个子野控制点(PCP)单独设定不确定度。基于PC模式与PCP模式的计算原理以及TPS允许用户设置的不确定度范围(0.1%~5.0%)可知,PCP_0.1%是 Monaco 治疗计划系统可以达到的最高计算精度,故本研究以PCP_0.1%的计算结果为金标准来比较分析其余模式不确定度下的剂量学差异。因为肺癌更能体现MC算法在非均匀介质中的能量累积剂量计算的优势,故本研究采用肺癌患者的临床资料。

结果显示,对PGTV,PC_3%的平均计算误差是1.720%(0.815%~3.531%),最大误差超过3%;PC_1%的平均计算误差是0.438%(0.219%~0.913%);PC_0.3%的平均计算误差是0.089%(0.023%~0.224%);PC_0.1%的平均计算误差是0.041%(0.011%~0.103%),最大误差略大于0.1%;PCP_3%的平均计算误差是0.153%(0.053%~0.424%);PCP_1%的平均计算误差是0.008%(0.002%~0.014%);PCP_0.3%的平均计算误差是0.002%(0.000%~0.006%)。按最大误差值排序,PGTV几种模式的最终不确定度均为PCP_0.3%<PCP_1%<PC_0.1%<PC_0.3%<PCP_3%<PC_1%<PC_3%。对PCTV,PC_3%的平均计算误差是1.167%,最大误差超过3%;PC_1%的平均计算误差是0.327%;PC_0.3%的平均计算误差是0.077%;PC_0.1%的平均计算误差是0.037%,最大误差略大于0.1%;PCP_3%的平均计算误差是0.097%;PCP_1%的平均计算误差是0.006%;PCP_0.3%的平均计算误差是0.001%。PCTV几种模式的最终不确定度同样为PCP_0.3%<PCP_1%<PC_0.1%<PC_0.3%<PCP_3%<PC_1%<PC_3%。危及器官几种模式的最终不确定度均也同为PCP_0.3%<PCP_1%<PC_0.1%<PC_0.3%<PCP_3%<PC_1%<PC_3%。

无论针对靶区还是危及器官,最终不确定度的排序相同,为PCP_0.1%<PCP_0.3%<PCP_1%<PC_0.1%<PC_0.3%<PCP_3%<PC_1%<PC_3%。按最大计算误差严格考量,其中PC_3%最大误差为3.531%,PC_1%最大误差为0.925%,PC_0.3%最大误差为0.243%,PC_0.1%最大误差为0.103%,PCP_3%最大误差为0.424%,PCP_1%最大误差为0.056%,PCP_0.3%最大误差为0.006%,可以说除PC_3%外最大误差都小于用户设定条件。在临床工作中期望最终的计算精度和稳定性越高越好,综合考量计算时间在5 min以内的计算精度有PC_3%、PC_1%、PC_0.3%、PCP_3%,其中PC_0.3%计算精度最高,平均误差0.077%(0.000%~0.243%),平均计算耗费时间

4.95 min(3.28~6.67 min),具体计算耗费时间取决于计划子野(控制点)数,故在使用 Monaco 治疗计划系统设定临床计划时推荐使用PC模式下0.3%不确定度以获得较好的剂量计算精度和临床效率。

【参考文献】

- [1] HAN T, MIKELL J K, SALEHPOUR M, et al. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media [J]. Med Phys, 2011, 38(5): 2651-2664.
- [2] REIS C Q, NICOLUCCI P, FORTES S S, et al. Effects of heterogeneities in dose distributions under nonreference conditions: Monte Carlo simulation vs dose calculation algorithms [J]. Med Dosim, 2019, 44(1): 74-82.
- [3] CAO Y, YANG X, YANG Z, et al. Superficial dose evaluation of four dose calculation algorithms [J]. Radiat Phys Chem, 2017, 137: 23-28.
- [4] 曹洋森, 于春山, 张火俊, 等. 射波刀蒙特卡罗与射线追踪算法在肺部肿瘤中的剂量学比较 [J]. 医疗卫生装备, 2016, 37(4): 97-99.
- CAO Y S, YU C S, ZHANG H J, et al. Comparison of dose distributions calculated by Monte Carlo and ray-tracing algorithms for treatment of lung tumors with CyberKnife [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2016, 37(4): 97-99.
- [5] FIPPEL M, HARYANTO F, DOHM O, et al. A virtual photon energy uence model for Monte Carlo dose calculation [J]. Med Phys, 2003, 30(3): 301-311.
- [6] DENG J, GUERRERO T, MA C M, et al. Modelling 6 MV photon beams of a stereotactic radiosurgery system for Monte Carlo treatment planning [J]. Phys Med Biol, 2004, 49(9): 1689-1704.
- [7] ICRU. Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT) contents [J]. J ICRU, 2010, 10(1): 1-106.
- [8] CHAIKH A, OJALA J, KHAMPHAN C, et al. Dosimetric and radiobiological approach to manage the dosimetric shift in the transition of dose calculation algorithm in radiation oncology: how to improve high quality treatment and avoid unexpected outcomes? [J]. Radiat Oncol, 2018, 13(1): 60.
- [9] MIURA H, MASAI N, OH R J, et al. Clinical introduction of Monte Carlo treatment planning for lung stereotactic body radiotherapy [J]. J Appl Clin Med Phys, 2014, 15(1): 38-46.
- [10] SHARMA S C, OTT J T, WILLIAMS J B, et al. Clinical implications of adopting Monte Carlo treatment planning for CyberKnife [J]. J Appl Clin Med Phys, 2010, 11(1): 31-42.
- [11] WILCOX E E, DASKALOV G M, LINCOLN H, et al. Comparison of planned dose distributions calculated by Monte Carlo and ray-trace algorithms for the treatment of lung tumors with Cyberknife: a preliminary study in 33 patients [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2009, 77(1): 277-284.
- [12] KANG K M, JEONG B K, CHOI H S, et al. Combination effects of tissue heterogeneity and geometric targeting error in stereotactic body radiotherapy for lung cancer using CyberKnife [J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(5): 193-204.
- [13] CAO Y, ZHU X, ZHANG Y, et al. A modified formula for dose calculations of stereotactic ablative body radiotherapy for non-small cell lung cancer [J]. Med Dosim, 2018, 43(3): 207-213.
- [14] XIANG H F, FISHER K, RUSSO G A, et al. Measurements of CyberKnife stereotactic body radiation therapy (SBRT) dose to target volumes in a dynamic lung phantom and comparison with Monte

Carlo *versus* ray-tracing dose calculations[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 81(2): S868.

[15] CHAN M K, KWONG D L, NG S C, et al. Accuracy and sensitivity of four-dimensional dose calculation to systematic motion variability in stereotatic body radiotherapy (SBRT) for lung cancer[J]. J Appl Clin Med Phys, 2012, 13(6): 303-317.

[16] OJALA J J, KAPANEN M. Quantification of dose differences between two versions of Acuros XB algorithm compared to Monte Carlo simulations-the effect on clinical patient treatment planning[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(6): 213-225.

[17] OJALA J J, KAPANEN M K, HYÖDYNMAA S J, et al. Performance of dose calculation algorithms from three generations in lung SBRT: comparison with full Monte Carlo-based dose distributions[J]. J Appl Clin Med Phys, 2014, 15(2): 4-18.

[18] SOH R C, TAY G H, LEW W S, et al. A depth dose study between AAA and AXB algorithm against Monte Carlo simulation using AIP CT of a 4D dataset from a moving phantom[J]. Rep Pract Oncol Radiother, 2018, 23(5): 413-424.

[19] HOFFMANN L, ALBER M, SÖHN M, et al. Validation of the Acuros XB dose calculation algorithm *versus* Monte Carlo for clinical treatment plans[J]. Med Phys, 2018, 45(8): 3909-3915.

[20] BUSH K, GAGNE I M, ZAVGORODNI S, et al. Dosimetric validation of Acuros XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations [J]. Med Phys, 2011, 38(4): 2208-2221.

(编辑:谭斯允)