

直肠癌术前放疗中XVMC算法和MC算法剂量差异分析

杨清宇, 夏兵, 张硕

中国医科大学附属第一医院放疗科, 辽宁 沈阳 110001

【摘要】目的:评估直肠癌术前放疗中,使用X射线体素蒙特卡罗(XVMC)算法与ArcherQA中蒙特卡罗(MC)算法获得的剂量分布数据的差异,为临床上XVMC算法的计划评估提供参考。**方法:**对10例直肠癌术前放疗的患者,采用MONACO计划系统中的XVMC算法制定计划。将计划中制定好的CT、组织结构和射野信息传入MC软件,运用MC算法进行二次剂量计算。比较XVMC算法与MC算法间靶区和各危及器官的剂量差异。**结果:**XVMC和MC算法计算的中心点剂量,计划靶区(PTV)的 D_{min} 和 D_{mean} 、小肠的 V_{40} 、膀胱的 D_{mean} 和 V_{45} 、股骨头的 D_{mean} 差异均在2%以内。PTV、脊髓外扩和小肠三者的 D_{max} 在两种算法的差异分别为3.43%、3.59%和3.62%;PTV的 V_{5040} 差异为2.87%。**结论:**XVMC较MC算法低估了计划的剂量最大量,高估了靶区的处方剂量覆盖率,但两种算法之间的差异为临床可接受的范围内(5%以内),计划评估时需注意因算法所带来的剂量计算误差。

【关键词】直肠癌;XVMC算法;放射治疗;MC算法;剂量学

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)07-0793-05

Dosimetric differences between XVMC algorithm and MC algorithm in preoperative radiotherapy for rectal cancer

YANG Qingyu, XIA Bing, ZHANG Shuo

Department of Radiation Oncology, the First Hospital of China Medical University, Shenyang 110001, China

Abstract: Objective To evaluate the difference in dose distribution calculated using X-ray voxel Monte Carlo (XVMC) algorithm and ArcherQA Monte Carlo (MC) algorithm in preoperative radiotherapy for rectal cancer, thus providing reference for the planning and evaluation of XVMC algorithm in clinical practice. **Methods** For 10 patients with rectal cancer undergoing preoperative radiotherapy, the XVMC algorithm in MONACO planning system was used to develop the plan. The CT, tissue structure, and field information from the prepared plan were transmitted to Monte Carlo software, and the MC algorithm was used for the secondary dose calculation. The dose differences between XVMC algorithm and MC algorithm in the target area and organs-at-risk dose calculations were analyzed. **Results** The differences in D_{min} and D_{mean} of the planning target volume (PTV), V_{40} of the small intestine, V_{45} and D_{mean} of the bladder, and D_{mean} of the femoral head calculated by XVMC and MC algorithms for isocenter dose were all within 2%. The differences in the D_{max} of PTV, spinal cord expansion, and small intestine between two algorithms were 3.43%, 3.59%, and 3.62%, respectively; and the difference in the V_{5040} of PTV was 2.87%. **Conclusion** XVMC algorithm underestimates the planned maximum dose and overestimates the prescription dose coverage in the target area as compared with MC algorithm, but the dosimetric differences between the two algorithms are within a clinically acceptable range (within 5%). When evaluating the plan, attention should be paid to the dose calculation errors caused by the algorithm.

Keywords: rectal cancer; X-ray voxel Monte Carlo algorithm; radiotherapy; Monte Carlo algorithm; dosimetry

【收稿日期】2024-02-02

【基金项目】国家重点研发计划(2022YFC2404704)

【作者简介】杨清宇, 硕士, 物理师, 研究方向: 放疗计划和验证, E-mail: 1183280396@qq.com

【通信作者】张硕, 物理师, 研究方向: 放疗计划和验证, E-mail: 2446461662@qq.com

前言

直肠癌是消化系统中常见的肿瘤,20世纪90年代初,直肠癌术前放化疗在美国被确定为标准治疗^[1]。有研究表明,无论治疗方案如何,与单独手术相比,放疗可将肿瘤局部复发率降低50%~60%^[2-3]。放疗的疗效很大程度上取决于放射剂量的准确性。

随着调强放射治疗(IMRT)和容积弧旋转调强(VMAT)技术的引入,计划的复杂性显著增加^[4]。为确保将规定剂量输送到目标体积,同时保护周围的正常组织,从而防止后期毒性,剂量计算的准确性验证是必不可少的。

2021年发布的AAPM TG 219报告中,建议对每个IMRT/VMAT计划进行二次剂量计算或MU检查^[5]。Kry等^[6-8]表明二次独立剂量计算在检测失败计划方面比基于测量的QA更敏感。近年来有多项研究以X射线体素蒙特卡罗(XVMC)算法为基准,检测比较不同的商用算法,包括笔形束算法、筒串卷积算法和各向异性分析算法等剂量差异,展现出良好的一致性^[9-11]。然而XVMC算法作为快速版的蒙特卡罗(MC)算法与完整版MC算法剂量差异,鲜有文献报道。本研究旨在利用独立剂量计算软件,比较XVMC和MC算法在直肠癌术前放疗中的剂量计算差异,评估XVMC算法在直肠癌术前放疗中的剂量计算精确度,为临床XVMC算法的计划评估提供参考。

1 资料与方法

1.1 病例选择

回顾性分析10例2022年6月~2023年1月于中国医科大学附属第一医院放疗科接受IMRT治疗的直肠癌术后患者资料。其中,男8例,女2例;年龄35~71岁,中位年龄51岁;处方剂量均为50.4 Gy/28 F。纳入标准:18~85岁;性别不限;确诊为直肠腺癌,且排除远端转移者。

1.2 体位及CT定位

患者均采用仰卧位,定位前1 h左右排尿,排尿后喝入适当清水,以保持膀胱充盈。用瑞典西门子大孔径CT进行扫描,CT扫描层厚5 mm,扫描范围从腰二椎到坐骨结节下方10 cm左右,扫描并重建后将图像传至MONACO工作站^[12]。

1.3 靶区及正常组织勾画

由腹部放疗组临床医师参照ICRU 50号和ICRU 62报告勾画肿瘤靶区(GTV)和临床靶区(CTV)。正常组织包括小肠、膀胱、肾、脊髓、结肠。CTV各向均匀外扩0.6 cm形成计划靶区(PTV),给予处方剂量50.4 Gy/28 F。

1.4 计划设计

10例临床计划由两名物理师在Monaco5.0.1计划系统^[13]上完成,10例患者均采用7野均分IMRT放射治疗,计划网格均为 $(0.4 \times 0.4 \times 0.4)$ cm³,不确定度为1%(针对整个计划),在Elekta Versa HD加速器上完成治疗。临床计划要求PTV受量达到处方剂量的

95%,CTV达到处方剂量的99%,在保证靶区剂量的前提下危及器官保护尽可能达到小肠 $D_{\max} < 54$ Gy及大于40 Gy的小肠受照射体积小于300 cm³、膀胱 $V_{45} < 30\%$ 、脊髓 $D_{\max} < 40$ Gy、各侧股骨头 $V_{50} < 5\%$,其中 V_{45} 为大于45 Gy的体积百分比, V_{50} 为大于50 Gy的体积百分比。

1.5 二次剂量检查系统

近年来国内外开发了许多内部或商业程序,使用MC代码进行独立剂量计算,如SciMoCa(Scientific RT GmbH,德国慕尼黑)、VERIQA(PTW Freiburg,德国)和ArcherQA(Wisdom Technology Company Limited,中国合肥)。本文采用的二次剂量检查系统是安徽慧软科技研发的独立三维剂量验证软件ArcherQA。将每例临床计划的CT、STRUCTURE和射野相关信息导入MC计算软件ArcherQA,在波束设置、监测单元和计算网格等相同的条件下,运用MC算法进行剂量的二次检验^[14]。ArcherQA验证系统采用GPU和并行处理技术,可大大降低MC模拟计算的时间,同时计算精度可控制在1%以内^[15]。ArcherQA的准确性和高速性已在多份出版物中得到证明^[16-18]。

1.6 评价参数

靶区评价参数为处方剂量覆盖率(因选中患者处方剂量均为5040 cGy所以表述为 V_{5040})、 D_{\max} 、 D_{\min} 、 D_{mean} 、3D γ 通过率和射野中心点剂量。3D γ 通过率限定条件为3%/3 mm,阈值为10%, γ 通过率低于90%为验证失败^[19]。危及器官的评价参数包括小肠 D_{\max} 和 V_{40} 、膀胱 D_{mean} 和 V_{45} 、脊髓 D_{\max} 、双侧股骨头 D_{mean} 、各危及器官的3D γ 通过率。

1.7 统计学方法

应用SPSS 26统计学软件对数据进行处理,符合正态分布的计量资料用均数±标准差表示,采用配对 t 检验方法, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 靶区剂量学比较

XVMC和MC算法靶区剂量的比较见表1。MC算法的 V_{5040} 低于XVMC算法,MC算法的 D_{\max} 高于XVMC算法,差异有统计学意义($P < 0.05$)。XVMC和MC算法的中心点剂量、靶区的 D_{\min} 和 D_{mean} 比较,差异没有统计学意义($P > 0.05$)。图1显示了同一例患者两种算法的等剂量曲线分布图。由等剂量曲线分布图可知,两种算法剂量分布直观无明显差异。

2.2 危及器官剂量学比较

XVMC较MC算法低估了小肠的 D_{\max} ,差异为3.62%,且差异有统计学意义($P < 0.05$)。小肠 V_{40} 、膀

表 1 XVMC 和 MC 算法靶区剂量的比较($\bar{x}\pm s$)

Table 1 Comparison of target area doses between XVMC and MC algorithms (*Mean±SD*)

评价指标	XVMC 算法	MC 算法	偏差/%	t 值	P 值
中心点剂量/cGy	4 206.00±464.10	4 177.50±467.42	0.96	0.043	0.966
PTV					
D _{max} /cGy	5 605.80±37.17	5 798.50±47.52	3.43	-3.194	0.005
D _{min} /cGy	4 228.40±116.80	4 139.20±99.54	-1.97	0.581	0.560
V ₅₀₄₀ /%	97.52±0.42	94.70±0.72	2.87	3.382	0.003
D _{mean} /cGy	5 266.60±14.61	5 280.40±16.80	0.26	-0.620	0.543

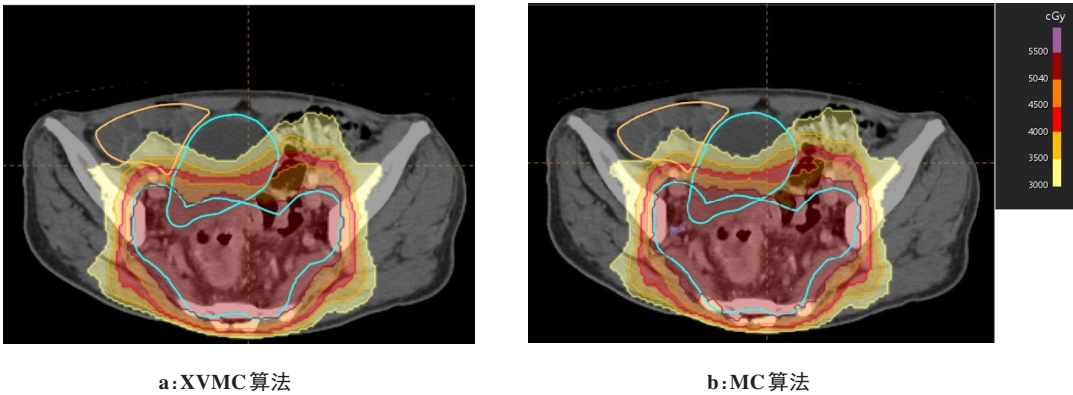


图 1 同一例直肠癌患者的两种算法等剂量曲线分布示意图(蓝色实线为 PTV)

Figure 1 Isodose curve distribution calculated by two algorithms for a rectal cancer patient (blue solid line represents PTV)

胱 D_{mean}、V₄₅ 和股骨头 D_{mean} 的两种算法剂量差异均在 1.5% 以内,差异均无统计学意义($P>0.05$)。脊髓外扩 D_{max} 的两种算法剂量差异为 3.59%,但差异无统计学意义($P>0.05$)。具体差异值见表 2。

表 2 XVMC 和 MC 算法各危及器官剂量的比较($\bar{x}\pm s$)

Table 2 Comparison of organs-at-risk doses between XVMC and MC algorithms (*Mean±SD*)

评价指标	XVMC 算法	MC 算法	偏差/%	t 值	P 值
小肠					
D _{max} /cGy	5 321.30±21.22	5 514.20±40.65	3.62	-4.206	0.001
V ₄₀ /%	9.28±1.95	9.30±1.96	0.82	-0.019	0.970
脊髓外扩					
D _{max} /cGy	3 280.30±343.89	3 379.50±349.01	3.59	-0.202	0.842
膀胱					
D _{mean} /cGy	3 550.80±51.70	3 558.40±52.05	0.21	-0.104	0.919
V ₄₅ /%	26.58±2.94	26.83±2.95	1.19	-0.060	0.953
股骨头					
D _{mean} /cGy	2 286.30±140.23	2 254.20±137.56	-1.38	0.163	0.873

2.3 3D γ 值和 DVH 图比较

经过二次剂量检查软件得到的 10 例直肠癌术前放疗患者的计划剂量验证 3%/3 mm 的 γ 平均通过率均大于 97.5%。从图 2 可知,3%/3 mm 标准下, γ 通过率在靶区和各危及器官两种算法计算结果均展现出良好的一致性。当标准提升到 2%/2 mm 时,靶区平均通过率降到 89%,各器官通过率均大于 97%。图 3 是患者 DVH 图的示例图,从图中可以看出,各器官展现出良好的剂量一致性。而观察靶区 PTV,MC 算法曲线明显没有 XVMC 算法陡峭,这就导致在较宽松的 3%/3 mm 标准下,PTV 通过率可以得到保障,而一旦标准提高则通过率会有明显下降,这一现象在图 2 γ 通过率对比图中也有很好的展现。图 4a 为计算剂量之间的比较示例,图 4a 中黄线显示线剖面的位置,图 4b 显示线剖位置的横向 profile(XVMC 为实线,MC 为虚线)。由图 4 可知,MC 计算的 profile 各参考点剂量值多数略低于 XVMC 的剂量值。

3 讨论

在肿瘤的高精准放射治疗中,计划系统剂量计

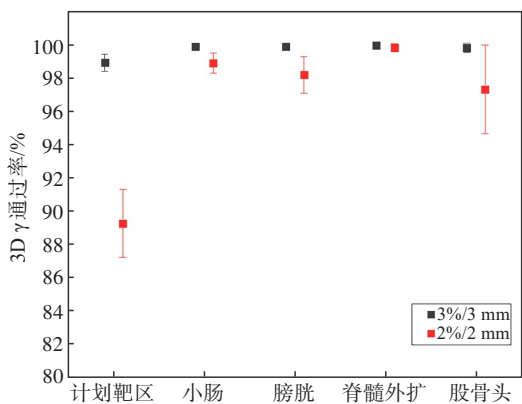


图2 3D γ 通过率对比图

Figure 2 Comparison of 3D gamma passing rate

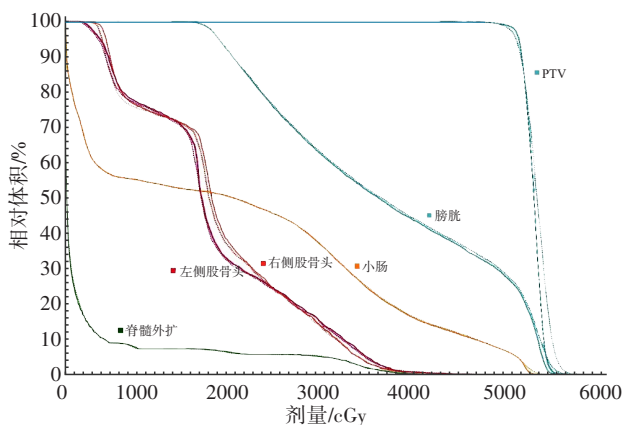
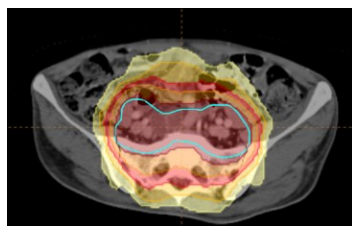
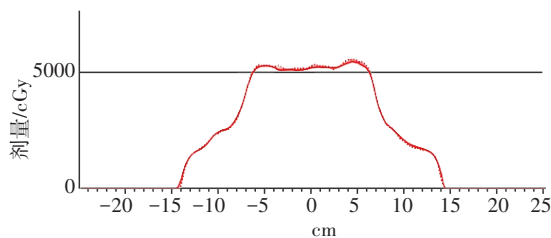


图3 两种算法的剂量体积直方图(实线为XVMC算法,虚线为MC算法)

Figure 3 Dose-volume histogram curves of two algorithms (The solid line represents XVMC algorithm, and the dashed line represents MC algorithm)



a: 患者剂量示例(蓝色实线为PTV),黄线显示线剖面的位置



b: 显示线剖面横向XVMC(实线)和MC(虚线)之间的profile比较

图4 同一例直肠癌患者IMRT治疗剂量计算比较示例

Figure 4 Comparison of dose calculation for IMRT in a rectal cancer patient

离开患者几何体会抵消。电子对产生的结果是一个电子和一个正电子。XVMC算法使用默认的传统蒙特卡(EGS4)横截面、近似值和采样技术,例如所产生的电子相对于入射光子方向的角度由电子质量和光子能量的比率近似。XVMC算法开发了上述等一系列

先进的方差减少技术,使模拟速度增加5~9倍,但也因此损失一定程度的计算精度,使XVMC算法与完整版的MC算法剂量计算存在一定差异。

XVMC和MC算法的3D γ 通过率表明,XVMC算法的剂量计算与MC算法有较好的一致性,XVMC

算的准确性直接影响靶区和危及器官的剂量分布,对治疗效果起到关键作用。MC算法一直是放射治疗计划剂量计算的金标准,但由于计算门槛较高且计算时间较长,MC算法对于放疗剂量计算的应用受到阻碍^[20]。近年来,随着计算机、网络编程的发展,模拟计算成本变低和开源MC代码的出现(如代码EGSnrc)^[21],使许多计划系统(如MONACO)及二次剂量检查系统(ArcherQA)已经开始使用MC算法^[22-23]。但计划系统为提高计划优化速度,往往会以某种方式对MC算法进行简化(如XVMC算法),使其与完整版MC算法剂量计算有所差异。

本研究中,XVMC和MC算法使用相同的机器特定光束数据进行模型拟合,包括波束参数、射束轮廓和输出因子等,因此模型建模对结果影响较小,两种算法间的剂量差异主要源于算法内部剂量计算差异。XVMC算法是一种特殊用途的MC代码,最初版本仅适用于电子束,而后增加了光子传输算法,其中包括每个体素中预先计算的相互作用密度。光子与物质相互作用主要有3种:光电效应、康普顿散射、电子对效应。在XVMC算法代码中忽略了光电效应过程,因为它在放射治疗的射线能量范围内影响很小。光子与物质发生康普顿散射作用的产物是一个电子和一个光子,其能量和角度是从微分康普顿散射截面中采样的。XVMC算法中使用VMC电子算法模拟康普顿电子,并通过重复每一步来传输散射光子。如果光子离开几何体或能量低于用户定义的截止能量(一般为0.2 MeV),则该过程停止。该近似过程对结果的影响很小,因为在大多数情况下,光子进入和

算法可满足于临床剂量计算精度的要求。研究显示,对于直肠癌术前IMRT计划剂量计算中,在射野和计算网格等相同情况下,XVMC算法计算的靶区、小肠和脊髓外扩的 D_{\max} 均低于MC算法,差异分别为3.43%、3.62%和3.59%;靶区(D_{\min} 、 D_{mean} 和中心点剂量)、小肠 V_{40} 、膀胱 D_{mean} 及 V_{45} 和股骨头 D_{mean} ,算法差异均小于2%。值得注意的是靶区的处方覆盖率,XVMC算法的 V_{5040} 要高于MC算法,差异为2.87%,且差异有统计学意义($P<0.05$)。AAPM第85号报告^[24]和Mampuya等^[25]研究表明处方剂量偏离5%或者更多就会改变肿瘤反应和组织发病率。考虑到这一点,尽管本研究观察到统计学上的显著差异(PTV和小肠的 D_{\max} 差异均大于3.4%),但两种算法之间的差异在可接受的范围内(5%)。

【参考文献】

- [1] Conference NIOHC. NIH consensus conference adjuvant therapy for patients with colon and rectal cancer[J]. JAMA, 1990, 264(11): 1444-1450.
- [2] Benson AB, Venook AP, Al-Hawary MM, et al. NCCN guidelines insights: rectal cancer, version 6.2020[J]. J Natl Compr Canc Netw, 2020, 18(7): 806-815.
- [3] Kang BM, Baek JH, Park SJ, et al. Impact of adjuvant therapy type on survival in stage II/III rectal cancer without preoperative chemoradiation: a Korean multicenter retrospective study[J]. Ann Coloproctol, 2018, 34(3): 144-151.
- [4] Chun M, Joon AH, Kwon O, et al. Impact of plan parameters and modulation indices on patient-specific QA results for standard and stereotactic VMAT[J]. Phys Med, 2019, 62: 83-94.
- [5] Zhu TC, Stathakis S, Clark JR, et al. Report of AAPM Task Group 219 on independent calculation-based dose/MU verification for IMRT[J]. Med Phys, 2021, 48(10): e808-e829.
- [6] Kry SF, Glenn MC, Peterson CB, et al. Independent recalculation outperforms traditional measurement-based IMRT QA methods in detecting unacceptable plans[J]. Med Phys, 2019, 46(8): 3700-3708.
- [7] Rusydi M, Abdullah B, Tahir D, et al. Implementation technique of radiotherapy patients dose verification 3DCRT and IMRT[J]. J Phys Conf Series, 2019, 1341(8): 082025.
- [8] Mehrens H, Taylor P, Followill DS, et al. Survey results of 3D-CRT and IMRT quality assurance practice[J]. J Appl Clin Med Phys, 2020, 21(7): 70-76.
- [9] 曹洋森, 谢红亮, 张珂嘉, 等. 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[J]. 中国医学物理学杂志, 2020, 37(4): 402-407. Cao YS, Xie HL, Zhang KJ, et al. Comparison of dose calculation by two Monte Carlo formulas under different uncertainties in treatment of lung cancer[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2020, 37(4): 402-407.
- [10] Tsuruta Y, Nakata M, Nakamura M, et al. Dosimetric comparison of Acuros XB, AAA, and XVMC in stereotactic body radiotherapy for lung cancer[J]. Med Phys, 2014, 41(8): 081715.
- [11] 陈旒, 张九堂, 刘义保, 等. XVMC算法和PB算法在非小细胞肺癌调强放疗中的剂量学比较[J]. 肿瘤学杂志, 2016, 22(3): 188-193. Chen N, Zhang JT, Liu YB, et al. Dosimetric comparison of X-ray voxel Monte Carlo and pencil beam dose calculation algorithm in radiation therapy for non-small cell lung cancer[J]. Journal of Chinese Oncology, 2016, 22(3): 188-193.
- [12] García M, Martínez-Villacampa M, Santos C, et al. Phase II study of preoperative bevacizumab, capecitabine and radiotherapy for resectable locally-advanced rectal cancer[J]. BMC Cancer, 2015, 15: 59.
- [13] Clements M, Schupp N, Tattersall M, et al. Monaco treatment planning system tools and optimization processes[J]. Med Dosim, 2018, 43(2): 106-117.
- [14] Campos GF, Souto AC, Lencart JB, et al. Development of an independent MU calculation software for radiotherapy treatments with stereotactic cones[J]. J Appl Clin Med Phys, 2022, 23(4): e13542.
- [15] Xu XG, Liu TY, Su L, et al. ARCHER, a new Monte Carlo software tool for emerging heterogeneous computing environments[J]. Ann Nucl Energy, 2015, 82: 2-9.
- [16] 徐遥. 外照射光子放疗虚拟源建模方法及其在剂量验证中的临床应用[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2021. Xu Y. Method of virtual source modeling for external photon radiotherapy and its clinical application in dose checking[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2021.
- [17] Su L, Yang YM, Bednarz B, et al. ARCHERRT - a GPU-based and photon-electron coupled Monte Carlo dose computing engine for radiation therapy: software development and application to helical tomotherapy[J]. Med Phys, 2014, 41(7): 071709.
- [18] 梁永广, 杨波, 汪之群, 等. 基于TrueBeam加速器的Mobius3D与ArcherQA放射治疗计划验证的临床应用与评估[J]. 中国医学装备, 2022, 19(10): 18-22. Liang YG, Yang B, Wang ZQ, et al. Clinical application and assessment of the validation of Mobius3D and ArcherQA radiotherapy plans based on TrueBeam accelerator[J]. China Medical Equipment, 2022, 19(10): 18-22.
- [19] Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM task group No. 218[J]. Med Phys, 2018, 45(4): e53-e83.
- [20] Livingstone AG, Crowe SB, Sylvander S, et al. Clinical implementation of a Monte Carlo based independent TPS dose checking system[J]. Phys Eng Sci Med, 2020, 43(3): 1113-1123.
- [21] Lobo J, Popescu IA. Two new DOSXYZnrc sources for 4D Monte Carlo simulations of continuously variable beam configurations, with applications to RapidArc, VMAT, TomoTherapy and CyberKnife[J]. Phys Med Biol, 2010, 55(16): 4431-4443.
- [22] Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, et al. Report of the AAPM task group no. 105: issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning[J]. Med Phys, 2007, 34(12): 4818-4853.
- [23] Xu Y, Zhang K, Liu Z, et al. Treatment plan prescreening for patient-specific quality assurance measurements using independent Monte Carlo dose calculations[J]. Front Oncol, 2022, 12: 1051110.
- [24] Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, et al. AAPM report No. 85: tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams[J]. 2004.
- [25] Mampuya WA, Matsuo Y, Nakamura A, et al. Differences in dose-volumetric data between the analytical anisotropic algorithm and the X-ray voxel Monte Carlo algorithm in stereotactic body radiation therapy for lung cancer[J]. Med Dosim, 2013, 38(1): 95-99.

(编辑:陈丽霞)