

Varian Trilogy 直线加速器 6 MV 光子线治疗头的蒙特卡罗模拟

宋炳文, 潘建南, 吴思宇, 朱凤盈, 梁嘉乐
南方医科大学顺德医院放射治疗科, 广东 佛山 528300

【摘要】目的:构建一个准确的 Varian Trilogy 直线加速器 6 MV 光子线治疗头的蒙特卡罗模型用于剂量计算。**方法:**根据直线加速器治疗头中各部件的几何参数和材料参数利用蒙特卡罗程序 MCNP5 构建治疗头模型, 超过 20 个部件被定义在 MCNP5 中, 并采用一个尺寸为 $(50 \times 50 \times 50) \text{ cm}^3$ 的水箱模型, 计算治疗头模型在源皮距=100 cm 时, 射野大小分别为 (5×5) 、 (10×10) 、 (20×20) 以及 $(40 \times 40) \text{ cm}^2$ 时的百分深度剂量和横向剂量分布。分析模拟计算结果与实际测量值之间的差异以确定治疗头模型的准确性。**结果:**所有 MCNP5 计算结果的统计误差均小于 5%, 百分深度剂量的计算值与测量值的差异性均小于 2%, 横向剂量分布的最大差异性不超过 3%。**结论:**蒙特卡罗模拟值与实际测量值取得了很好的一致性, 证明了该治疗头模型的准确性, 能够用于更进一步的剂量计算以及辐射防护研究。

【关键词】直线加速器; 蒙特卡罗模拟; MCNP5; 百分深度剂量; 横向剂量分布

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)05-0534-06

Monte Carlo simulation of Varian Trilogy linear accelerator 6 MV photon treatment head

SONG Bingwen, PAN Jiannan, WU Siyu, ZHU Fengying, LIANG Jiale

Department of Radiation Oncology, Shunde Hospital of Southern Medical University, Foshan 528300, China

Abstract: Objective To construct an accurate Monte Carlo model of Varian Trilogy linear accelerator 6 MV photon treatment head for dose calculation. **Methods** The treatment head model was constructed using the MCNP5 package of Monte Carlo code according to the geometric parameters and material parameters of the components in linear accelerator treatment head. Over 20 accelerator components were defined in MCNP5. A water tank model with a size of $(50 \times 50 \times 50) \text{ cm}^3$ was used to calculate the percent depth dose and lateral dose distribution at field sizes of (5×5) , (10×10) , (20×20) and $(40 \times 40) \text{ cm}^2$, respectively, with treatment head model at source skin distance=100 cm. The differences between the simulated results and the actual measured values were analyzed to determine the accuracy of the treatment head model. **Results** The statistical errors of all MCNP5 calculations were less than 5%. The difference between the calculated and measured values of the percent depth dose was less than 2%, and the maximum difference of the lateral dose distribution was no larger than 3%. **Conclusion** The good agreement between Monte Carlo simulations and measurements proves the accuracy of the treatment head model. Therefore, the treatment head model can be used for further dose calculation and radiation protection research.

Keywords: linear accelerator; Monte Carlo simulation; MCNP5; percent depth dose; lateral dose distribution

前言

作为肿瘤治疗的主要三大手段之一,放射治疗的目标是给予肿瘤足够精确的照射剂量,同时使正常组织和危及器官尽可能少地受到照射^[1]。在现代放射治疗实践中,承担这一重要任务的主要为治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)^[2]。其中剂量计算模

块是TPS的核心,直接关系到剂量投送到患者身上的准确性,目前公认的最为准确的剂量计算方法为蒙特卡罗方法,蒙特卡罗剂量算法也是目前医学物理研究的热点之一^[3]。蒙特卡罗剂量计算的关键是构建准确的辐射源模型,而目前传统光子线放射治疗的主要辐射源为医用电子直线加速器^[4-8]。本研究利用 Varian Trilogy 直线加速器 6 MV 光子线治疗头进行蒙特卡罗模拟,为今后进一步的研究奠定基础。

1 材料与方法

1.1 MCNP5 简介

MCNP5 是由美国洛斯阿拉莫斯国家实验室开发

【收稿日期】2018-12-26

【作者简介】宋炳文, 助理工程师, 研究方向: 医疗器械维修, E-mail: 373772143@qq.com

【通信作者】梁嘉乐, 助理工程师, 研究方向: 医疗器械维修, E-mail: ljshunde@163.com

的一款通用程序包,主要用于计算三维复杂几何结构中的中子、光子、电子或者耦合中子/光子/电子输运问题,其拥有丰富的粒子反应截面数据库以及多种减方差技巧^[9]。此外,MCNP5 提供了多种几何描述方法,特别是用于描述规则几何体的“Macrobody”非常方便地描述了加速器治疗头中的部件,此外,通过对面或者体进行交、并、补等逻辑运算,MCNP5 可以方便地构建复杂几何结构,并提供多种计数方式,因而广泛应用于核科学领域。目前医学物理中常用的几种大型通用蒙特卡罗程序有 EGS4、MCNP、GEANT4 等,相比于其他的蒙特卡罗程序,MCNP5 在几何构造、减方差以及源设置上更加全面^[4],因此本研究采用 MCNP5 程序来对加速器治疗头进行建模和剂量计算。

1.2 治疗头建模

作为放射治疗中外照射的主要放射源,医用电子直线加速器治疗头中射束产生的主要工作原理:由电场加速的电子经过偏转磁铁的偏转后,打到金属靶上,高速运动的电子与靶物质中的原子发生相互作用,电子在突然减速过程中发生轫致辐射产生 X 射线,产生的光子束经过初级准直器和均整块后,由次级准直器和多叶光栅形成所需的射野形状^[1-2]。其中初级准直器位于靶的下方,中间一般为圆锥形镂空,轫致辐射产生的光子束经过初级准直器准直后形成锥形束,初级准直器的材料一般为高 Z 材料,以阻挡和吸收光子。由于最初产生的射束分布式中央强度高,边缘强度较弱,因而在初级准直器的下方加上中央厚边缘薄的锥形均整器,使最终光子束的强度分布是平坦并且对称的。均整器的材料一般也是钨、铅等高 Z 材料^[4-8]。

随着计算机技术的提高以及蒙特卡罗程序的不断发展,医用电子直线加速器的模拟也经历了一个由简单到复杂的发展过程,从最初的点源模型到后来的射束部件模型,再到如今的详细加速器模型^[4,10]。此前,已经有很多的研究人员使用各种不同的蒙特卡罗程序对不同厂商的直线加速器治疗头进行了模拟,不同的学者提出了不同的模拟方法,目前常用的模拟方法是先通过模拟电子打靶获得出射 X 射线的能谱,再将能谱用于下一步的剂量计算,甚至在国际原子能机构官网上可以下载使用蒙特卡罗程序建立的一些不同型号的加速器治疗头的相空间文件,这些相空间文件已经包含了次级准直器及其以上的所有部件,并且用户可以直接使用 EGS 或者 GEANT4 程序进行读取,从而减少模拟的复杂性^[11-15]。考虑到本单位所使用的直线加速器型号以及后续能够更方便地进行复

杂的剂量计算,参考 Bednarz 等使用 MCNPX 建立 Varian Clinac 2100C 型直线加速器详细的 6 MV 和 18 MV 光子线治疗头的思路,确定本研究的主要模拟步骤如图 1 所示^[4-10]。其中 Varian Trilogy 直线加速器治疗头主要射束部件的几何参数和材料参数由厂商 (Varian Medical Systems) 提供,屏蔽部件的参数主要来自于 Bryan 等^[4]和 Kry 等^[5]描述,百分深度剂量曲线和横向剂量分布曲线来自于科室新机器验收时水箱的测量数据。

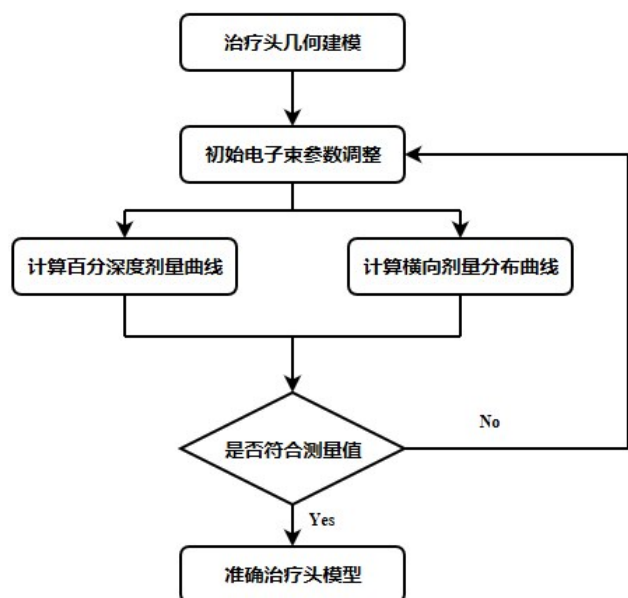


图1 治疗头蒙特卡罗模拟流程图

Fig.1 Flow chart of Monte Carlo simulation of treatment head

医用直线加速器治疗头的蒙特卡罗模拟主要包括治疗头的几何建模以及初始电子束参数的调整。按照射束经过的依次顺序,医用直线加速器治疗头的主要部件包括靶、靶衬底、初级准直器、均整器、次级准直器、多叶光栅 (Multi-Leave Collimators, MLC) 以及屏蔽材料等超过 20 个部件被建立在 MCNP5 中,构建好的治疗头模型如图 2 所示,其中坐标原点取在靶下表面的中心,正 Z 轴方向为靶指向患者的方向,正 Y 方向为臂架指向患者的方向,正 X 轴方向为当患者头部仰卧时患者左侧的方向。由于验收时测量的主要为方形野,为了简化模拟难度,在此次模拟中 MLC 被等效成两个长方体钨金属块。对于沿弧形移动的两对次级准直器,在 MCNP5 中可以使用 TR 卡将次级准直器移动到相应射野大小时的位置。

1.3 MCNP5 参数设置

对于 MCNP5 中物理参数的设置,程序可以通过

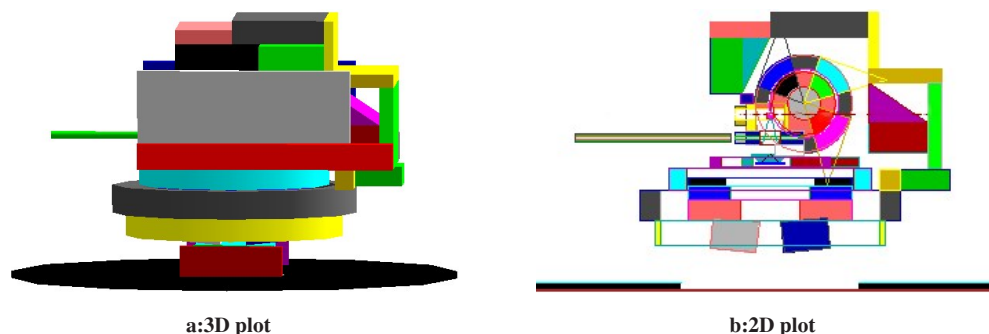


图2 加速器治疗头模型剖面图

Fig.2 Profiles of accelerator treatment head model

调用“MODE P card”来使用详细的光子输运模型对光子与物质的相互作用进行模拟,该模型将相互作用过程处理为光电效应、电子对产生以及康普顿散射等^[9]。电子输运的物理过程计算通过调用“MODE E card”实现。为了减少计算结果的统计涨落,节约模拟时间,使用“CUT card”将光子和电子的能量截断分别设置为“0.01 MeV”和“0.1 MeV”。此外,由于直线加速器治疗头模型涉及到的部件众多,特别是对次级准直器进行移动时,如果部件的几何边界发生重叠,会因为边界碰撞而导致MCNP5在运行期间大量粒子丢失,最终出现致命错误导致输出结果不能通过所有的统计检查而全部置为零,可使用“VOID card”使所有栅元的材料变成真空,防止几何内发生任何粒子碰撞^[4-5]。

1.4 初始电子束参数调整

准确模拟出治疗头的束流参数,需要知道该直线加速器初始电子束的参数。由于每台机器都不相同,并且同型号的直线加速器在不同的单位进行安装调试时,束流参数也不完全一样,因此还需根据实际使用的加速器束流测量参数对加速器治疗头的初始电子束的参数进行调整^[10-11],调整的部分主要为入射电子束的平均能量以及半高宽(Full Width at Half Maximum, FWHM),其中对比的测量数据来自于新机器验收时的水箱测量参数,为了便于与计算值对比,对测量数据进行了一定的插值处理。对于治疗头模型中百分深度剂量曲线和横向剂量分布的计算,采用了一个尺寸接近于实际水箱的(50×50×50) cm³的水模体,源皮距为100 cm,射野中心位于水模体的上表面中心。

2 结果与分析

计算百分深度剂量曲线时,由于要考虑光子在水模体中的剂量建成效应,采用了*F8能量沉积计数器,计数的体素尺寸沿射野中心轴方向为(4×4×2) mm³。

横向剂量分布的计算使用了1型“pedep”电子网格计数,不同深度处计数的网格大小同样为(4×4×2) mm³。百分深度剂量曲线的模拟计算中考虑了不同尺寸的射野,分别为(5×5)、(10×10)、(20×20)、(40×40) cm²。不同尺寸射野的横向剂量分布计算考虑了不同的深度,分别为1.5、5、10 cm。模拟的初始电子数为5×10⁸个,所有的模拟均在Intel Core i7-6700K(主频4 GHz,四核心八线程)处理器上运行,采用多线程并行方式,每个程序运行时间约为60 h,所有模拟结果的统计误差均在5%以内,可以认为是可信的^[9],所有的计数结果均归一到最大吸收剂量处。

相关研究表面,直线加速器初始电子束基本为高斯分布,水模体中的剂量分布强烈依赖于入射到加速器靶上面的电子束的平均能量以及径向强度分布,深度剂量曲线强烈依赖于初始电子束的径向分布,并且对于最初的平均能量相当不敏感,横向剂量分布曲线取决于初始电子束的平均能量^[2, 10-11]。因此,本研究在模拟过程中通过几次迭代手动调整初始电子束的平均能量与径向分布,直到计算的百分深度剂量曲线和横向剂量分布与实际测量值的差异性小于2%^[12-13]。优化前后的初始电子束参数如表1所示。

表1 优化前后初始电子束参数对比
Tab.1 Comparison of initial electron beam parameters before and after optimization

参数	E _{avg} /MeV	FWHM/mm
优化前	6.0	1.0
优化后	5.9	1.2

E_{avg}:平均能量;FWHM:半高宽

不同射野大小下的百分深度剂量曲线结果如图3所示,计算值和测量值的最大差异性约为2%,其中

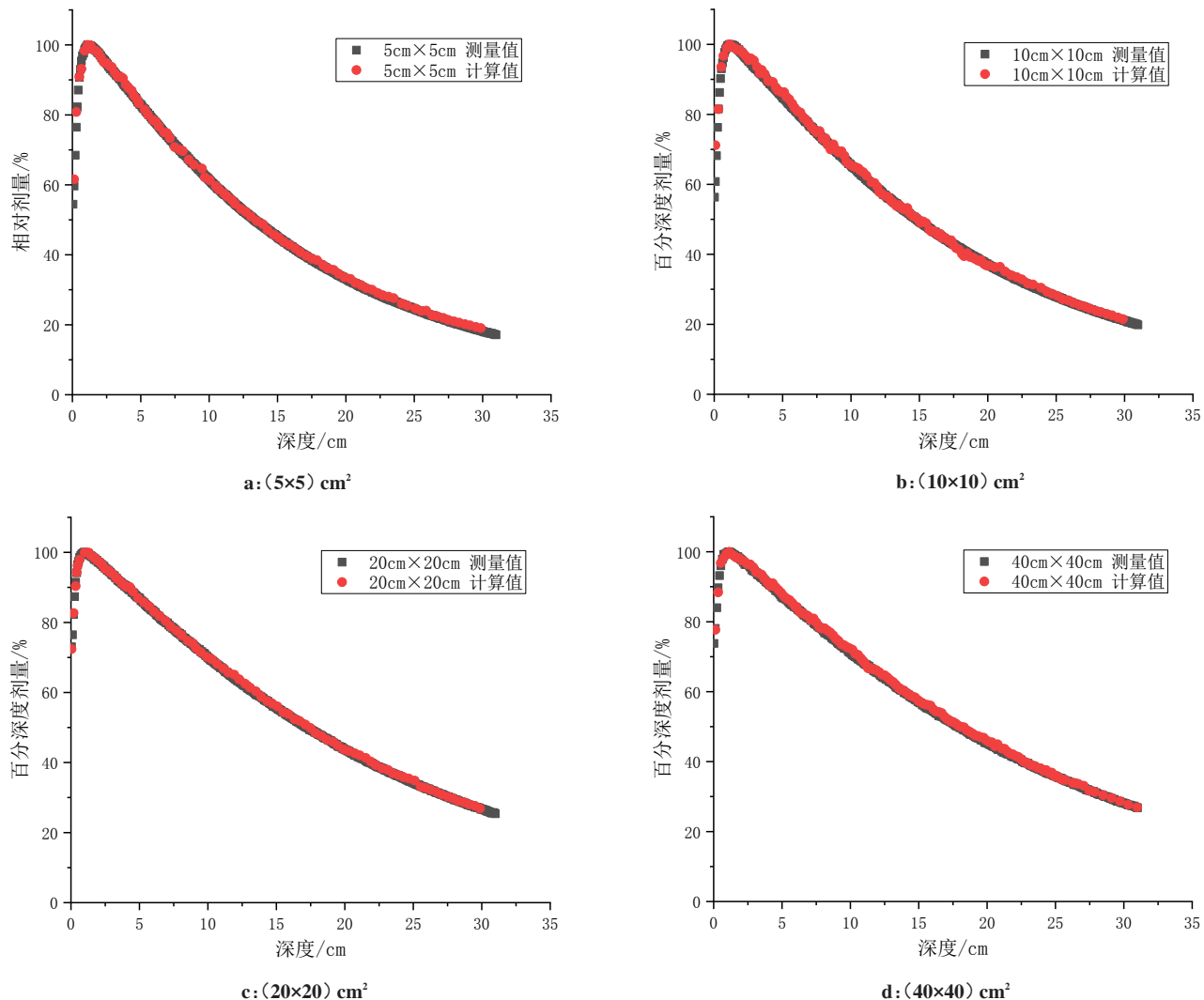


图3 百分深度剂量曲线计算值与测量值的对比

Fig.3 Comparison of calculated and measured values of the percent depth dose

(10×10) cm²射野下的最大剂量点深度约为1.5 cm, 与实际测量值基本相符。

横向剂量分布结果如图4所示, 在射野较大 [(20×20)、(40×40) cm²]时, 剂量曲线呈现明显的马鞍形趋势, 射野范围内计算值和测量值的最大差异性约为2%, 半影区和射野外的剂量分布差异性相对大一些。

3 讨论与结论

本研究基于MCNP5程序对Varian Trilogy直线加速器6 MV光子线治疗头的几何结构和材料成分进行了建模, 构建了一个详细的加速器治疗头模型, 并对程序中的一些物理参数进行设置使模拟过程尽量接近粒子的实际输运过程。研究发现, 水模体中的深度剂量曲线对于初始电子束的平均能量并不敏感, 强烈依赖于径向分布, 并且FWHM越大, 同一深度处的百分深度剂量增加, 横向剂量分布曲线取决

于初始电子束的平均能量, 通过对入射电子束的平均能量以及FWHM进行调试, 使得束流参数与实际测量值达到比较好的符合度, 研究结果达到了目前同类研究中的模拟精度^[12-20]。因此, 该模型可以用于更进一步的剂量计算以及机房和操作人员的辐射防护研究。

直线加速器治疗头是一个很复杂的系统, 其中包含了很多不同的部件。值得注意的是本研究的模拟时间相对于其他研究略长^[10], 这主要是因为模拟了电子的打靶过程, 实际上电子通过韧致辐射产生光子的效率较低, 导致本研究中需要对更多的初始电子进行抽样才能达到在统计误差内的结果, 如何提高模拟效率也是后续研究中值得关注的问题。本研究中由于实验条件的限制, 对于MLC进行了等效处理, 这种情况在研究方形野的情况下比较合适, 后续的研究中将尝试对MLC进行精确的模拟以适应不规则射野的剂量计算条件。

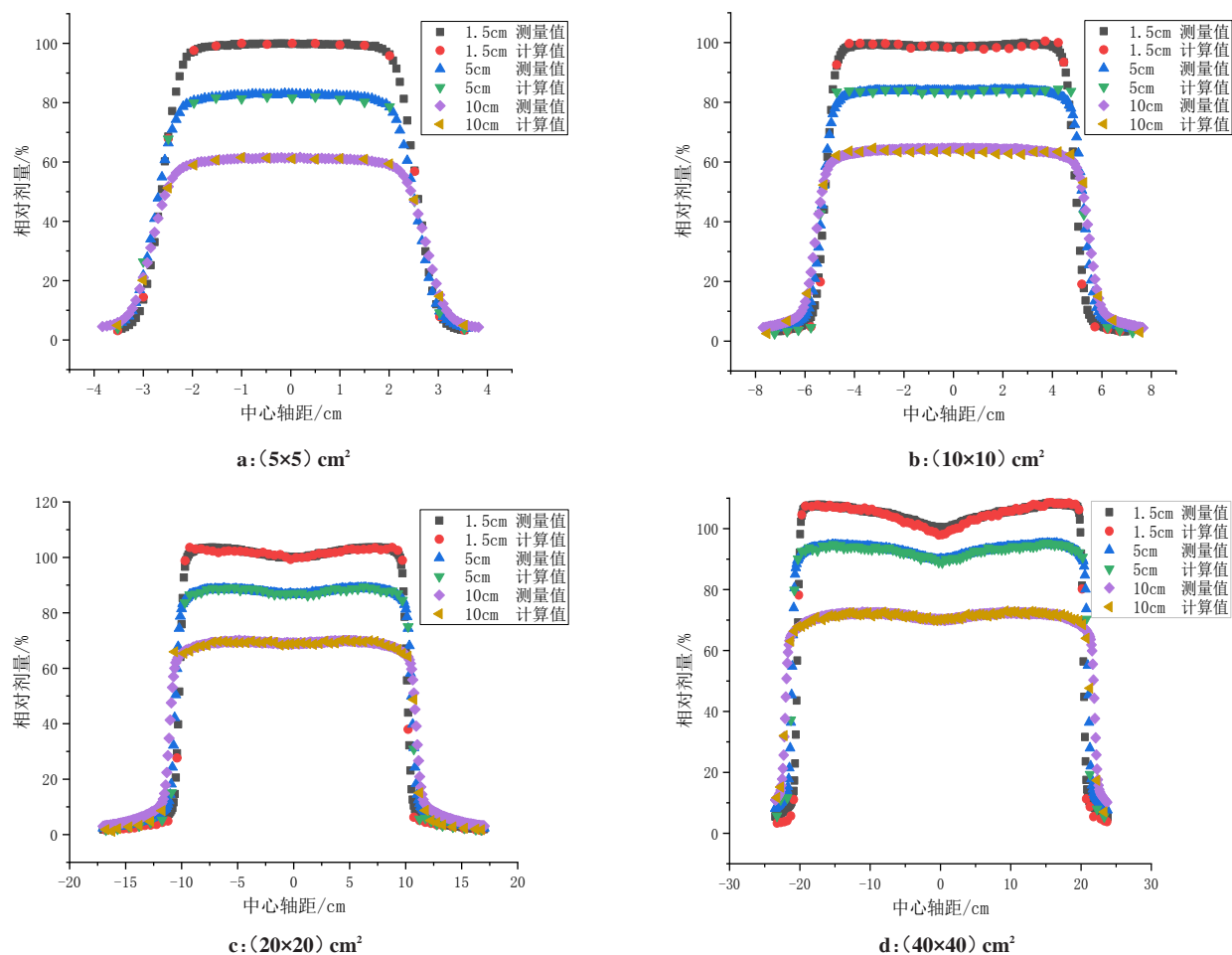


图4 横向剂量曲线计算值与测量值的对比

Fig.4 Comparison of calculated and measured values of lateral dose distribution

【参考文献】

- [1] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999.
HU Y M. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999.
- [2] 时颖华, 周凌宏, 刘迎军, 等. 6 MV 医用电子直线加速器的蒙特卡罗模拟[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2011, 31(2): 220-224.
SHI Y H, ZHOU L H, LIU Y J, et al. Monte Carlo simulation of 6 MV medical linear accelerator[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2011, 31(2): 220-224.
- [3] CHETTY I J, CURRAN B, CYGLER J E, 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.
- [4] BRYAN B, XU X G. Monte Carlo modeling of a 6 MV and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-field dose calculations[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(4): N43-N57.
- [5] KRY S F, TITT U, FOLLOWILL D S, et al. A Monte Carlo model for calculating out-of-field dose from a Varian 6 MV beam[J]. Med Phys, 2006, 33(11): 4405-4413.
- [6] 陈少文, 王学涛, 陈立新, 等. 医用直线加速器的 Monte Carlo 模拟[J]. 核电子学与探测技术, 2009, 29(2): 328-331.
CHEN S W, WANG X T, CHEN L X, et al. Monte Carlo simulation for medical linac[J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2009, 29(2): 328-331.
- [7] 程品晶, 王宇, 凌球. 医用直线加速器治疗头的蒙特卡罗模拟[J]. 核电子学与探测技术, 2009, 29(1): 105-107.
CHENG P J, WANG Y, LING Q. Monte Carlo simulation for the therapy head of a medical linac[J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2009, 29(1): 105-107.
- [8] 张红, 任建, 胡志纲, 等. 蒙特卡罗方法研究均整器对 6 MV X 线能谱的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2014, 31(1): 4617-4621.
ZHANG H, REN J, HU Z G, et al. Monte Carlo study of the effect of flattening filter for 6 MV X ray spectrum[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2014, 31(1): 4617-4621.
- [9] X-5 Monte Carlo Team. MCNP-A general Monte Carlo N-particle transport code, version 5[Z]. Los Alamos National Laboratory, 2003.
- [10] 徐洋洋. 基于蒙特卡罗的医用直线加速器治疗室剂量分布研究[D]. 南昌: 东华理工大学, 2016.
XU Y Y. Study on the dose distribution of medical linear accelerator therapeutic room based on Monte Carlo[D]. Nanchang: East China University of Technology, 2016.
- [11] SANG H C, OLEG N V, SEUNGSOO L, et al. Reference photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV beam from Varian Clinac 2100 series linear accelerators[J]. Med Phys, 2005, 32(1): 137-148.
- [12] AUBIN J S, STECIW S, KIRKBY C, et al. An integrated 6 MV linear accelerator model from electron gun to dose in a water tank[J]. Med Phys, 2010, 37(5): 2279-2288.
- [13] ASGHAR M, ANDREW J R, DAVID I T. Development and commissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian Clinac 2100EX linear accelerator[J]. Appl Radiat Isot, 2006, 64(6): 656-662.

- [14] 夏祥, 李永宝, 吴朝霞, 等. Varian RapidARC 直线加速器 6 MeV-X 线虚拟源模型的建立[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(6): 561-569.
- XIA X, LI Y B, WU Z X, et al. Establishment of a virtual source model of Varian RapidARC linear accelerator with 6 MeV X-ray[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(6): 561-569.
- [15] 陈隽. 利用蒙特卡罗方法研究射野大小对深度剂量的影响[D]. 苏州: 苏州大学, 2015.
- CHEN J. Monte Carlo simulation of the field size influence on the depth dose[D]. Suzhou: Suzhou University, 2015.
- [16] RODRIGUEZ M, SEMP AU J, FOGLIATA A, et al. A geometrical model for the Monte Carlo simulation of the TrueBeam linac[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(11): N219-N229.
- [17] TAGHI B T, MAHDI G, FATEME A, et al. Monte Carlo simulation of electron modes of a Siemens primus linac (8, 12 and 14 MeV)[J]. J Radiother Pract, 2013, 12(4): 8.
- [18] LIN S Y, CHU T C, LIN J P. Monte Carlo simulation of a clinical linear accelerator[J]. Appl Radiat Isot, 2001, 55(6): 759-765.
- [19] HEYDARIAN M, ASNAASHARI K, ALLAHVERDI M, et al. Dosimetric evaluation of a dedicated stereotactic linear accelerator using measurement and Monte Carlo simulation[J]. Med Phys, 2008, 35(9): 3943-3954.
- [20] BENCHEIKH M, MAGHNOUJ A, TAJMOUATI J, et al. Validation of Monte Carlo simulation of 6 MV photon beam produced by Varian Clinac 2100 linear accelerator using BEAMnrc code and DOSXYZnrc code[J]. Phys Part Nucleic Lett, 2017, 14(5): 780-787.
- (编辑: 薛泽玲)