

Varian RapidARC 直线加速器 6 MeV-X 线虚拟源模型的建立

夏祥¹, 李永宝², 吴朝霞¹, 王石¹, 马天予¹, 刘亚强¹, 徐寿平³, 王小深³

1. 清华大学工程物理系, 北京 100084; 2. 北京航空航天大学图像处理中心, 北京 100191; 3. 解放军总医院放疗科, 北京 100853

【摘要】目的:减少直线加速器 commission 过程的工作量, 对加速器出束信息进行建模, 使用蒙特卡罗方法进行剂量计算, 并验证模型的准确性。**方法:**将光子束区分为初始光子束和散射光子束, 分别用数学公式描述其能量和方向, 建立虚拟源模型, 使用蒙特卡罗方法计算在水中的剂量分布, 与水箱中的测量数据比较。使用源模型计算病例计划, 与商用 TPS 计算结果比较。**结果:**计算得到的 PDD 误差基本在 1.0% 以内, OAR 误差在 2.0% 以内。在 1 例前列腺病例计划中, 本方法计算得到的 DVH 曲线与不同 TPS 计算得到的结果基本一致。**结论:**本虚拟源模型方法可以很好地模拟直线加速器的出束信息, 计算单个病例时间在 40 s 量级, 可以实现病人治疗前实时的剂量验证, 且有助于直线加速器自动 commission 过程的潜力。

【关键词】直线加速器; 虚拟源模型; 蒙特卡罗; 剂量验证; commission

【中图分类号】R730.55; R815.2

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)06-0561-09

Establishment of a virtual source model of Varian RapidARC linear accelerator with 6 MeV X-ray

XIA Xiang¹, LI Yongbao², WU Zhaoxia¹, WANG Shi¹, MA Tianyu¹, LIU Yaqiang¹, XU Shouping³, WANG Xiaoshen³

1. Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 2. Image Processing Center, Beihang University, Beijing 100191, China; 3. Department of Radiotherapy, Chinese People's Liberation Army General Hospital, Beijing 100853, China

Abstract: Objective To model the accelerator beam information for reducing the workload of linear accelerator commissioning process, and to verify the accuracy of established model based on the dose calculation of Monte Carlo method. **Methods** The energy and direction of the photon beam which was divided into primary photon beam and scattered photon beam were described with mathematical formula in order to establish the virtual source model. The dose distribution in water calculated with Monte Carlo method was compared with the measurement data in the water tank, and the actual plan calculated using source model was compared with the results of commercial treatment planning system (TPS). **Results** The errors of percent depth dose and off-axis ratio curves were basically within 1.0% and within 2.0%, respectively. In a case of prostate plan, the dose-volume histogram curve calculated by the proposed method was basically the same as that calculated by different TPS. **Conclusion** The virtual source model method which can represent the beam information of linear accelerator and calculate the plan for a single case within 40 seconds realizes the real-time dose verification before treatment and has potential in the automatic commission process of linear accelerator.

Keywords: linear accelerator; virtual source model; Monte Carlo; dose verification; commission

前言

医用加速器产生的辐射种类多、能量高、强度大, 且可控性高, 已逐步取代放射性核素在远距离放射治疗中的地位与作用。在医用加速器中, 电子直线加速器因其体积小、重量轻、维护简便等特点, 成

为现代放射治疗中使用最多的设备, 主要生产厂家有 Varian 和 Elekta, 可以满足电子治疗与光子治疗两种临床需求^[1]。

电子直线加速器的结构原理如图 1 所示, 电子在加速管中经加速电场加速, 达到标称能量后与高原子序数的靶材料发生碰撞, 其中一部分与原子核发生非弹性碰撞, 产生韧致辐射, 经均整器均整后, 形成较均匀的输出光子束。根据直线加速器的工作原理, 即粒子种类和经过位置的不同, 大致可以将直线加速器的出束分为 3 类: 初始光子、散射光子以及污染电子。根据这 3 类粒子的特点将其分为 3 个独立

【收稿日期】2017-02-18

【基金项目】国家自然科学基金(11275105)

【作者简介】夏祥, 硕士, 研究方向: 放射治疗, E-mail: xiax10@hotmail.com

【通信作者】吴朝霞, 副研究员, E-mail: zxwu@mail.tsinghua.edu.cn

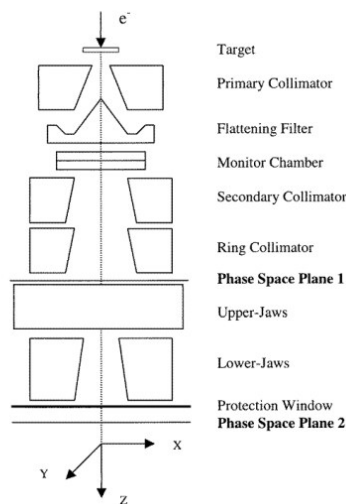


图1 直线加速器结构图
Fig.1 Structure of linear accelerator

的粒子源,并分别对其进行建模,根据测量数据对每个粒子源模型的参数进行调整,可以近似得到加速器实际的输出信息,这一方法被称为虚拟源模型^[2]。

commission是指使用测量数据对加速器的输出信息进行建模,以便于利用电子计算机模拟计算在病人体内的剂量分布,这对于放疗工作的执行,尤其是在逆向调强治疗出现以后,是十分必要的。相对于加速器日常质控来说,加速器的commission工作需要测量大量的数据,花费较多的时间,通常在4~6周^[3]。而蒙特卡罗(MC)方法已被证明在粒子输运以及粒子碰撞方面的准确性,因而可以用来进行放疗过程中剂量沉积的计算。计算机硬件水平的提高以及一系列简化MC算法的提出已经可以满足临床需要,实现使用MC方法验证放射治疗计划的剂量分布,尤其是在肺部等存在较大组织不均匀性部位处的剂量^[4]。

通常对加速器的建模方法,是采用对直线加速器机头的物理结构进行模拟,可以得到相空间中所有粒子的信息,并存储为相空间文件^[5]。但是这种方法只针对某一特定的加速器,且一旦加速器结构发生改变,就需要重新生成相空间文件。而虚拟源模型可以将这一工作的适用性大大扩展,与实际水箱测量数据紧密结合,完成后的虚拟源模型所占的存储空间极小。尤其是在对不同加速器进行commission过程中,不需要针对某一台加速器进行过多的额外工作,利用已有的测量数据即可实现对其建模的过程,并可用于第三方的剂量验证过程。

1 材料与方法

1.1 参考数据测量

1.1.1 模型建立 (1)源皮距SSD=100 cm条件下,10 cm×10 cm大小射野的PDD数据;(2)X方向准直器大小10 cm,改变Y方向准直器大小;Y方向准直器大小10 cm,改变X方向准直器大小测量空气中输出因子,以及从2 cm×2 cm到40 cm×40 cm大小方野条件下空气中的输出因子;(3)直线加速器二级准直器和均整器的位置,即X和Y两对准直器上表面以及均整器下表面与靶之间的距离;(4)最大射野(通常为40 cm×40 cm)对角线上参考深度处的profile,对于6 MeV的直线加速器来说, $d_{ref}=1.5$ cm。

1.1.2 模型校验 (1)不同大小方野的PDD数据;(2)不同大小射野、不同深度的profile。

1.2 系统建模

将初始光子、散射光子和污染电子这3类粒子视为3个不同的粒子源,初始光子是指除均整器外不与其他结构发生作用的光子,其能谱符合韧致辐射谱;散射光子指发生过康普顿散射之后的光子,认为其位于均整器位置;污染电子指在加速器内部由于光电效应或康普顿散射产生的次级电子^[6]。其中将初始光子源当作点源,拟合其能谱,然后做离轴的能量修正,在进行剂量计算时,需要进行fluence校正;散射光子源的密度分布利用2或3个二维高斯分布函数来表示,然后做一阶康普顿散射校正;电子比重较小,且只对表面剂量有贡献,在本文中暂不考虑。

1.2.1 Primary photon 由直线加速器光子产生原理可知,初始光子能谱可近似用下面的韧致辐射谱^[7]表示:

$$dEp(E) = dENE^l \exp(-bE), E_{min} \leq E \leq E_{max} \quad (1)$$

其中, E 是光子的能量, $p(E)$ 是能谱的概率密度函数, b 和 l 是公式中的两个参数,没有实际的物理含义,只是用于拟合能谱的参数。 N 是归一化系数,满足以下条件:

$$\int_{E_{min}}^{E_{max}} p(E) dE = 1 \quad (2)$$

对于能谱的计算,利用MC计算软件EGSnrc下的DOSXYZnrc计算单能的射线束在水模体中百分深度剂量PDD,而实际的PDD曲线分布应该是能谱中不同能量成分各自对应的PDD分布的叠加,只是每一个能量成分所占的权重不同。通过调节不同能量成分的权重系数,比较计算得到与实际测量得到的PDD曲线,采用非线性拟合的方法使两者之间的差距最小,可以得到每一个能量成分在整个能谱中的权重系数,也就是整个中心轴上光子的能谱分布曲线。

1.2.2 Scattered photon 加速器的出束用monitor chamber来监测,通常是电离室,刻度单位为跳数

(MU)。一般来说,规定 SSD=100 cm,在参考野情况下,一般为等中心处 10 cm×10 cm 大小的射野,水模体中参考深度处测量到 1 Gy 的吸收剂量时,monitor chamber 测量到的就是 100 MU。也就是说,加速器出束 1 MU,最大剂量点处吸收剂量 1 cGy。

散射光子可分为 extrafocal source 和 monitor chamber backscatter 两部分,利用公式可以推测出不同射野大小下不同位置的输出因子^[8-9],与实际测量得到的输出因子进行比较,利用最小二乘法拟合分布参数,可以分别得到 monitor chamber backscatter 和 extrafocal source 各自的权重系数。根据上述公式得到的 extrafocal source 的权重是基于假设 primary photon 权重为 1 的情况,所以实际权重系数需要再进行一次归一化才能得到。

1.2.3 Horn effect 矫正 由于均整器的衰减作用随着离中心轴距离增加而减小,虽然其平均能量较低,但越远离中心轴处,粒子数目越多,称为 horn effect^[7]。在进行实际剂量计算之前,需要对粒子通量分布进行校正。根据最大野对角线上的粒子通量分布,可以拟合出两个方向上粒子通量减少的斜率,在采样出一个粒子之后,根据位置得到这个点处的粒子通量减小的系数,将这个系数当作粒子的重要性系数,以此来对 horn effect 的校正。或者是对角线上的粒子 fluence 数值存储下来,在采样时根据位置利用线性插值可以得到重要性系数。实际计算过程中采用迭代方法,逐步确定 horn effect 修正系数。

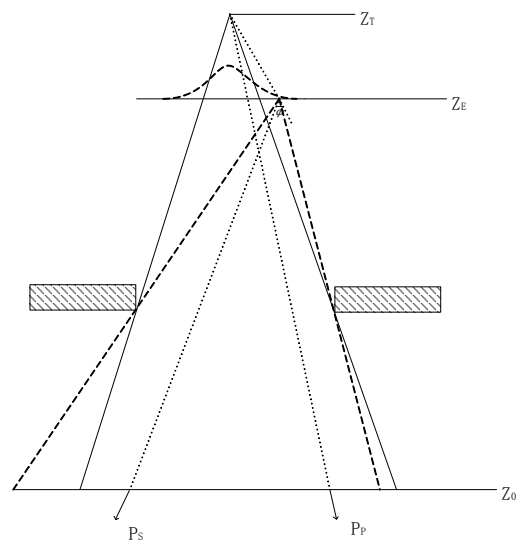
1.3 粒子采样

首先,根据初始光子源、反散射和 3 个高斯分布的权重系数的比值,抽样该粒子是属于哪一个源发射出来的粒子,粒子采样过程如图 2 所示。确定粒子能量、位置和运动方向之后,后续的 MC 计算软件可以模拟粒子碰撞过程,计算剂量沉积。

1.3.1 初始光子的采样 如果是初始光子,根据能谱公式计算出若干个能量节点的密度分布,采样一个粒子确定其能量。对于不在中心轴上的光子,也就是离轴光子的能量,由于均整器的衰减,其能谱的平均能量会随着离轴角度的增加而减小,所以需要对离轴光子能量做衰减校正,在向下的半平面内均匀抽样确定其发射方向,根据发射方向夹角修正能量。

1.3.2 散射光子的采样 如果是散射光子的话,根据 3 个高斯分布进行抽样确定粒子位置,抽样粒子向下发射的方向,根据与初始光子源的连线夹角确定散射角。对于散射光子,可认为是初始光子经过一次康普顿散射形成的光子,其能量需做一次康普顿散射校正:

$$E \rightarrow \frac{E}{1 + (1 - \cos \phi)E/m_e} \quad (3)$$



P_s: Scattered photon; P_p: Primary photon

图2 粒子采样过程

Fig.2 Sampling of particles

其中, m_e 为电子的静止质量, $m_e = m_0 c^2$, ϕ 是光子散射前后运动方向的夹角,根据康普顿散射的公式,可以得到经过散射后的光子能量。

1.4 剂量计算

在完成粒子采样过程后,可以得到粒子的位置、方向和能量信息,将粒子信息传输到剂量计算软件中,可以用于剂量计算。在剂量计算过程中,采用预先存储粒子运动轨迹的计算方法^[10],并结合 GPU 加速可以有效提高计算速度。

1.4.1 水箱测量数据比较 水箱定义:使用大小 60 cm×60 cm×60 cm, voxel 大小为 0.3 cm×0.3 cm×0.3 cm 的水模体,密度为 1,固定 SSD=100 cm,垂直入射模体。

1.4.2 病例计算 解析 RT dicom 文件,得到 CT 图像、Beam 信息以及 dose 曲线,根据 CT 图像生成模体的密度和材料,根据 Beam 信息生成粒子的 fluence,进行 MC 计算后与 dose 文件进行比较。

2 结果

2.1 源模型参数

拟合得到初始光子能谱中的参数 $l=1.374\ 9$, $b=1.339\ 0$,归一化系数 $N=0.133\ 0$,光子能谱中最大可能能量 $E_p=1/b=1.027\ \text{MeV}$,如图 3 所示,在 1.027 MeV 时能谱达到峰值。

初始光子与散射光子比重为 0.788 9/0.211 1,使用 3 个高斯函数来拟合散射光子源的密度分布,3 个高斯函数的参数分别为 $A_1=0.560\ 5$ 、 $\sigma_1=0.247\ 0$; $A_2=0.283\ 7$ 、 $\sigma_2=1.142\ 3$; $A_3=0.155\ 7$ 、 $\sigma_3=3.727\ 3$ 。X 与 Y 方向的两对直准器的反散射因子分别为 $\alpha=0.019\ 4$ 、 $\beta=1.0\text{e}-3$ 。

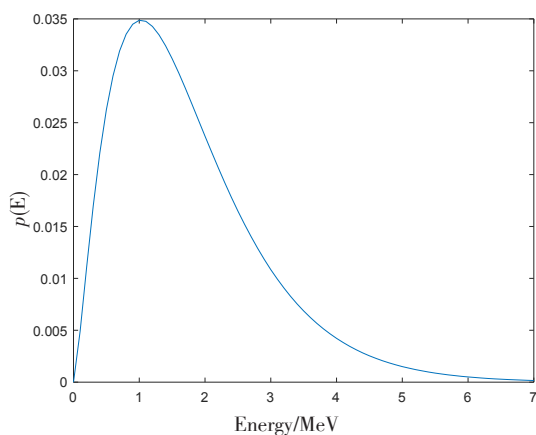


图3 初始光子能谱

Fig.3 Energy spectrum of primary photon

2.2 PDD与OAR

分别选取8 cm×8 cm、10 cm×10 cm、15 cm×15 cm、20 cm×20 cm大小的方野,得到结果后读出剂量曲线,与测量结果进行比较。其中OAR对每一射野大小,都选取了deptho为13、50、100、200、300 mm不同深度处的profile进行比较。

2.2.1 PDD 8 cm×8 cm、10 cm×10 cm、15 cm×15 cm、20 cm×20 cm大小的方野PDD与测量结果比较,如图4所示。PDD值归一化到水下10 cm处,误差基本控制在±15%以内。

2.2.2 OAR 8 cm×8 cm、10 cm×10 cm、15 cm×15 cm、20 cm×20 cm大小的方野OAR与测量结果比较,如

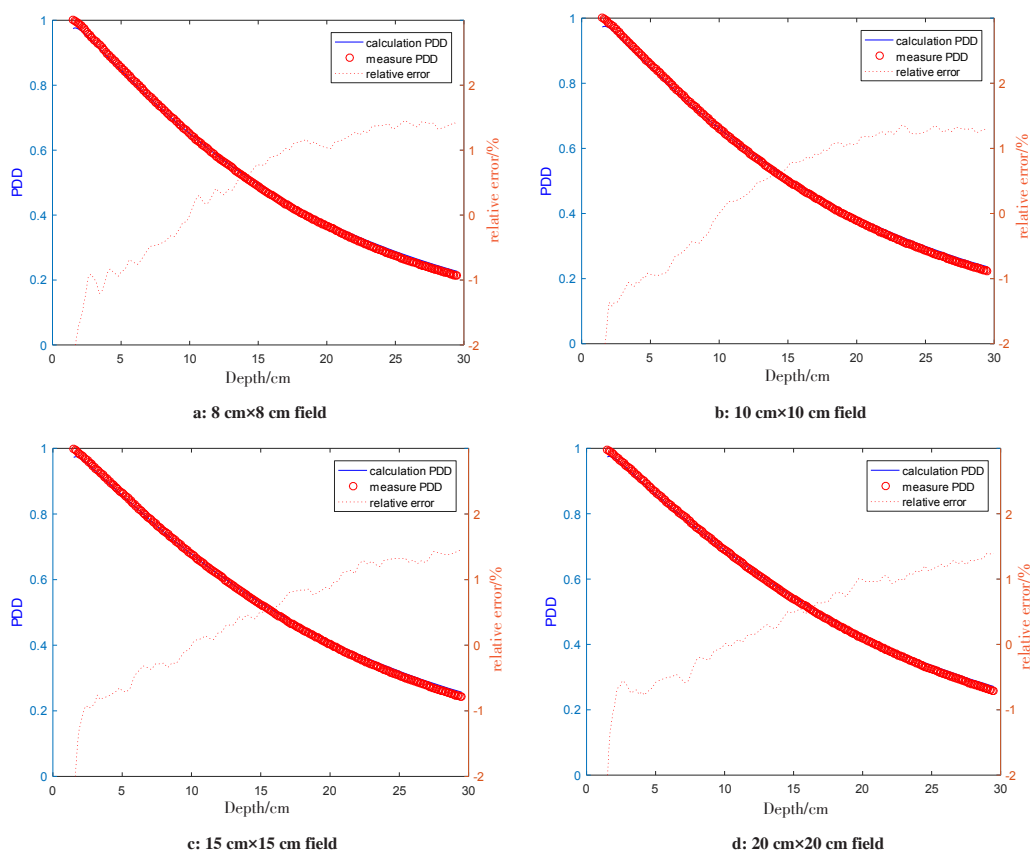


图4 不同射野大小的PDD比较

Fig. 4 Comparison of percent depth dose (PDD) in irradiation fields of different sizes

图5~9所示。计算结果归一化到中心轴处,射野内的误差基本控制在2.0%左右,半影区误差较大,但DTA (Distance To Agreement)也在2 mm左右。

2.3 对于另一台 Varian 直线加速器

10 cm×10 cm方野的PDD与OAR计算结果比较,其中PDD曲线的误差控制在1.0%以内,OAR曲线比较结果较好,但左右对称性相对差一些(图10)。

2.4 病人计划计算

本文采用1例前列腺病例计划进行计算,计算时

间为40 s,计算平台为intel core i7-4790+NVIDIA GeForce GTX TITAN Black。该病例为IMRT动态调强计划,共有5个射野。MC计算得到的剂量分布与TPS计算得到的结果基本一致,剂量分布比较如图11所示,DVH比较如图12所示。

3 分析与讨论

3.1 源模型

虚拟源模型是建立在直线加速器well commissioned

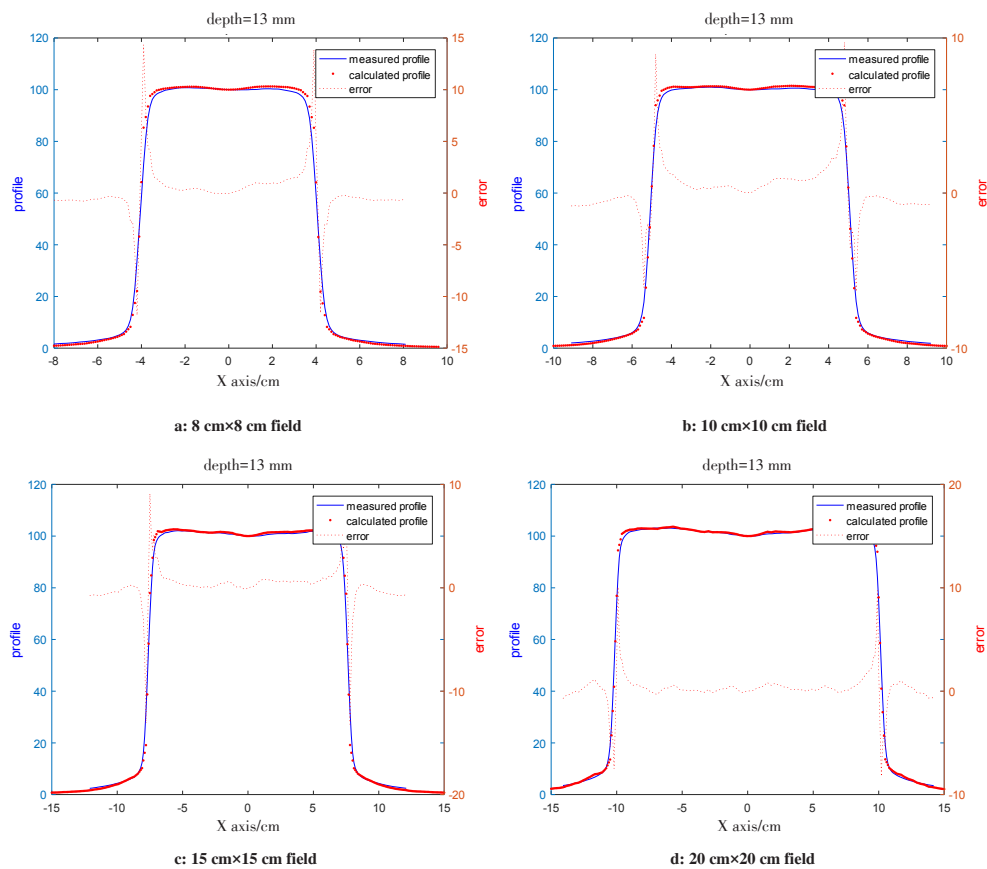


图5 不同射野大小在 13 mm 深度处的 OAR 比较

Fig.5 Comparison of off-axis ratio (OAR) in irradiation fields of different sizes at 13 mm depth

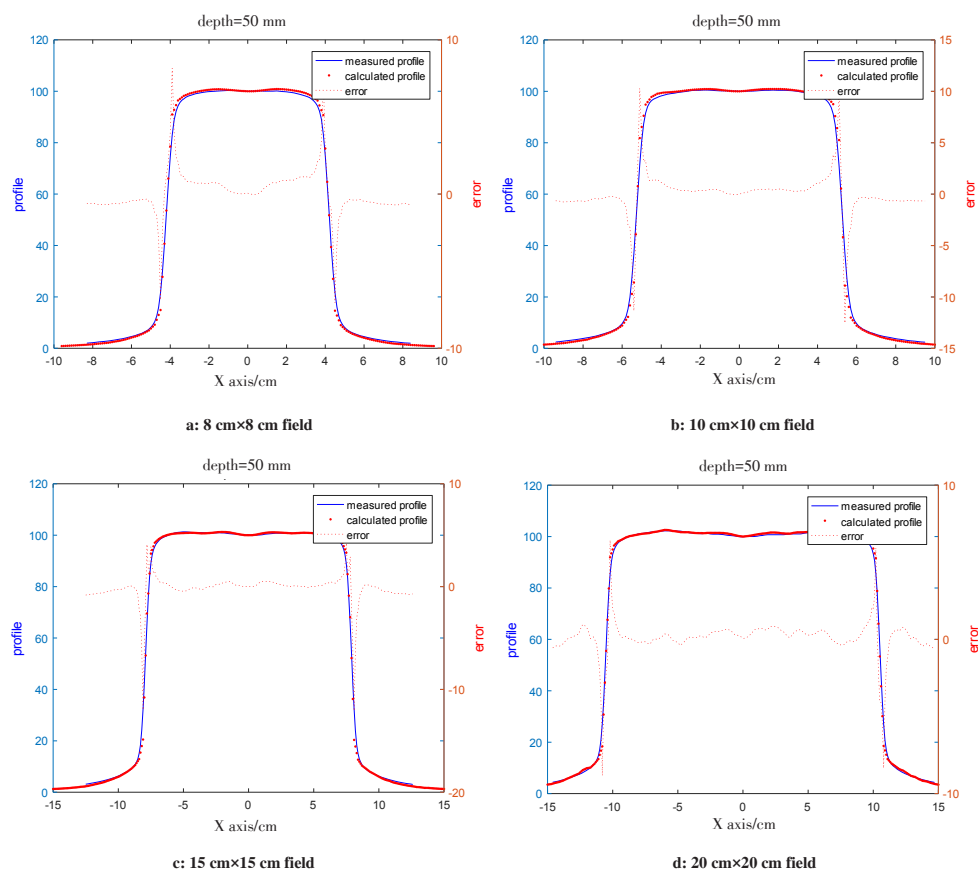


图6 不同射野大小在 50 mm 深度处的 OAR 比较

Fig.6 Comparison of OAR in irradiation fields of different sizes at 50 mm depth

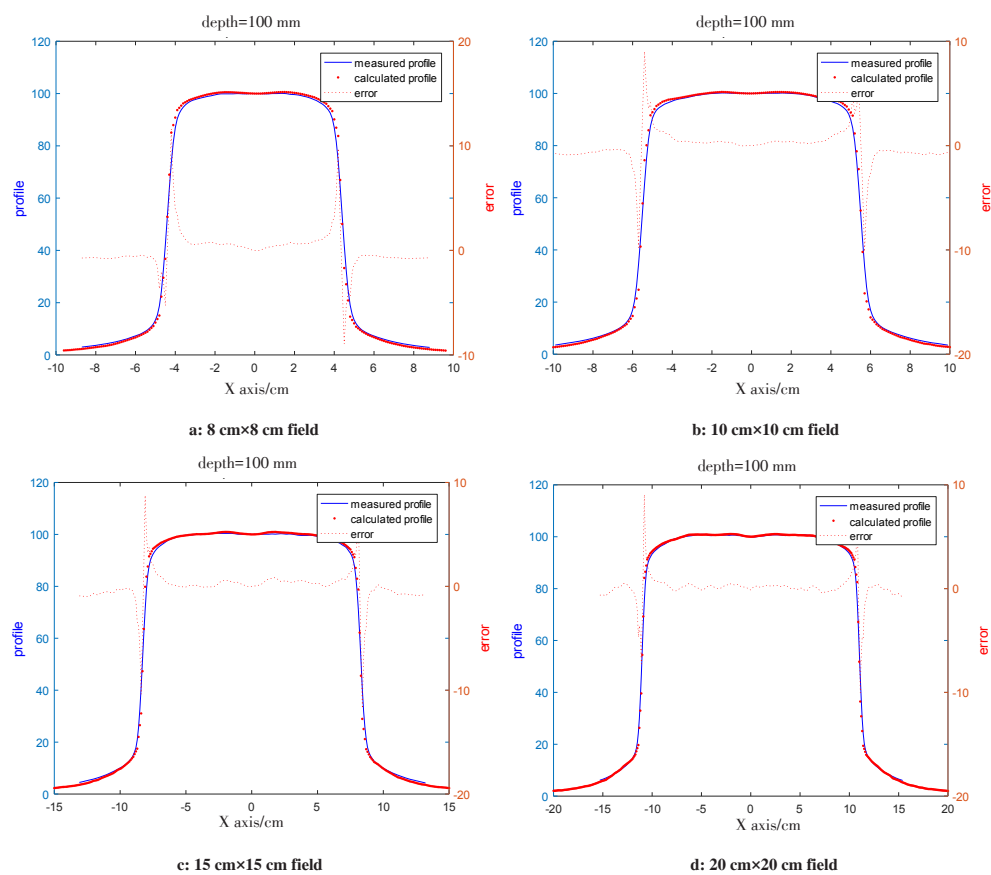


图7 不同射野大小在100 mm深度处的OAR比较

Fig.7 Comparison of OAR in irradiation fields of different sizes at 100 mm depth

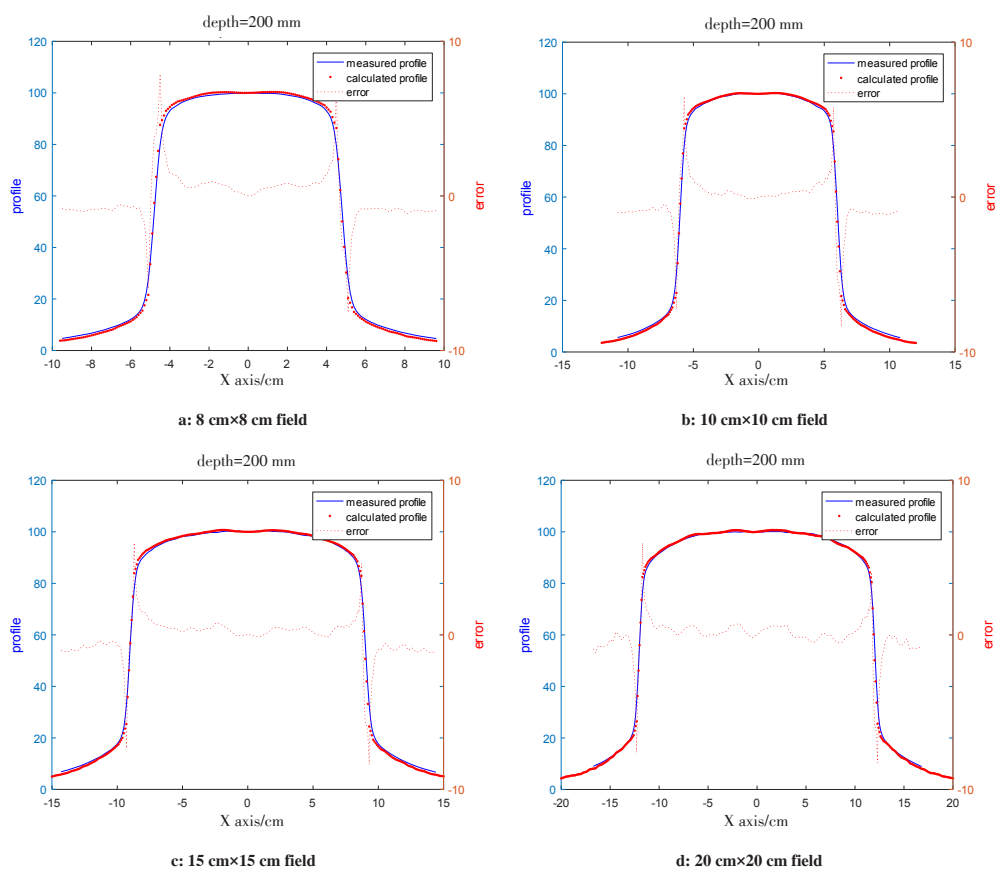


图8 不同射野大小在200 mm深度处的OAR比较

Fig.8 Comparison of OAR in irradiation fields of different sizes at 200 mm depth

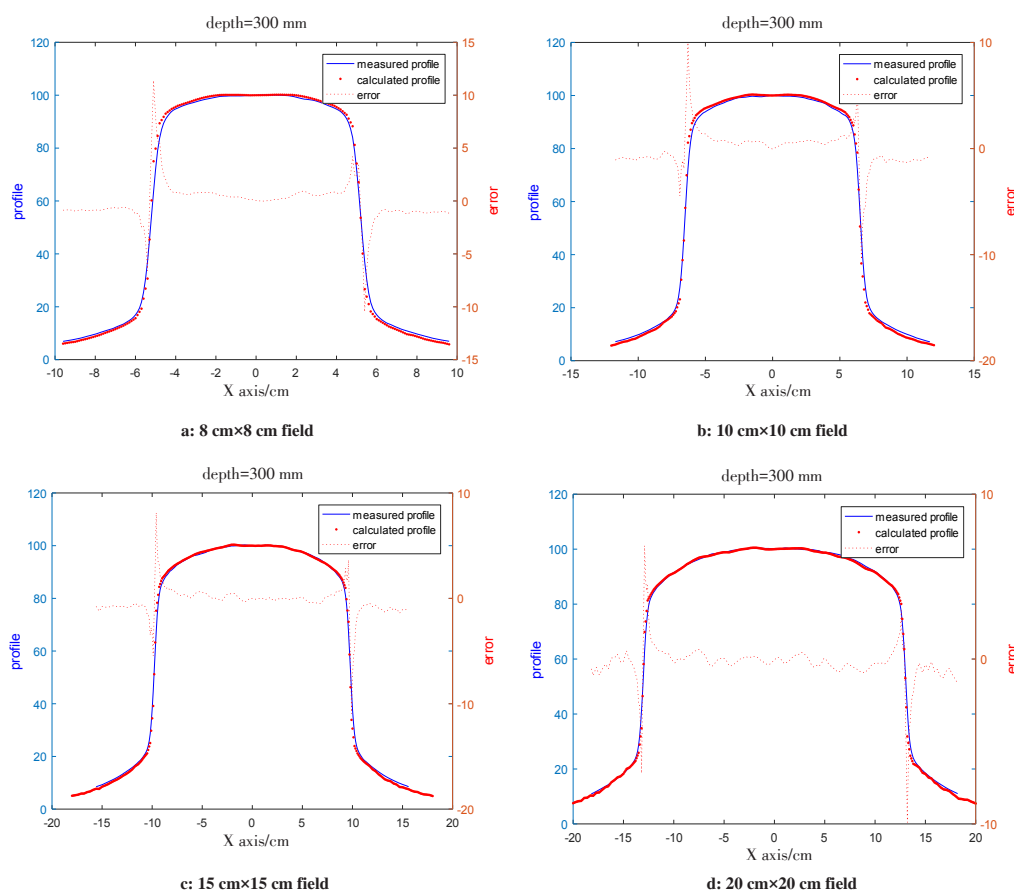


图9 不同射野大小在300 mm深度处的OAR比较

Fig.9 Comparison of OAR in irradiation fields of different sizes at 300 mm depth

的基础上,对于一台通过验收阶段的直线加速器来说,使用虚拟源模型进行建模可以将百分深度剂量的误差控制在1%左右。由于6 MeV直线加速器的电子建成区一般在1.5 cm以内,且本模型没有考虑电子的影响,所以没有考虑1.5 cm以上区域的剂量分布^[11]。

OAR的计算结果与测量数据之间最大的差异在于肩区,也就是准直器半影区的剂量分布,这一现象是由于在建模过程中对初始光子源做了简化处理,即认为初始光子源为点源。但实际上,电子击打靶材料是有焦半径的,通常在0.2~2.0 mm,所以会对半影区的剂量计算结果产生影响。同时,散射光子源的建模是基于散射光子对称分布的假设,用二维高斯分布函数来拟合散射源的密度分布,拟合结果尤其是高斯函数的宽度会对半影区的影响较大。对于OAR射野内的数据比较,虽然整体误差较小,但是在由中心轴到射野边缘区域内,误差是有明显增大趋势。这一现象是由于在校正horn effect时,离中心轴越远的粒子,权重越高。

3.2 在不同加速器上的通用性

仅使用测量得到的PDD曲线与在空气中的出射因子,就可以很好地模拟两台直线加速器的出束信

息,计算结果误差都相对较小。虚拟源模型方法可以在不同的加速器上实现较好的通用性,因而可以实现对直线加速器的commission过程,即通过测量数据,快速计算得到加速器源模型,并可以用于剂量计算,通常可以作为独立第三方的剂量验证方式。

3.3 病人计划计算

根据图11所示的剂量分布,利用MC方法计算得到的剂量分布与TPS计算的结果基本一致,且DVH比较三者之间的符合度也很高。MC方法的优势在于密度不均匀性较大的区域处的剂量计算,TPS采用的解析算法在界面处的计算通常误差较大。

4 结论

虚拟源模型方法将直线加速器的出束分为几个子源,拟合得到的源模型参数可以很好地符合加速器的出束信息,利用MC模拟方法计算得到的PDD与OAR曲线和测量数据基本吻合,拥有对加速器自动commission的潜力。并模拟计算了实际病例计划,计算时间在40 s量级,可以实现治疗前的剂量验证,作为第三方的剂量验证方法,可以检验TPS系统的计算准确性。

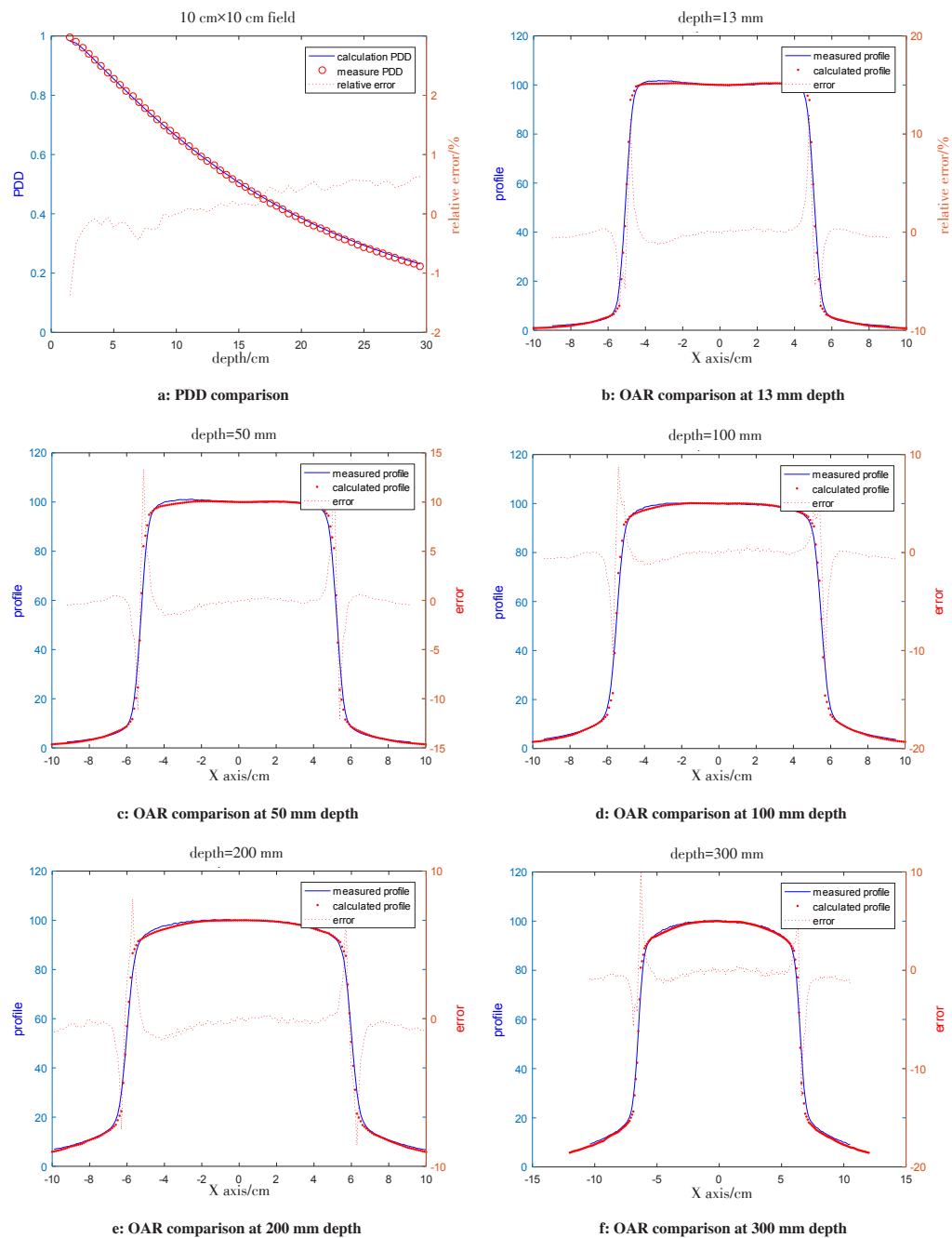


图10 另一台直线加速器PDD与OAR的比较

Fig.10 PDD and OAR comparison of another linear accelerator

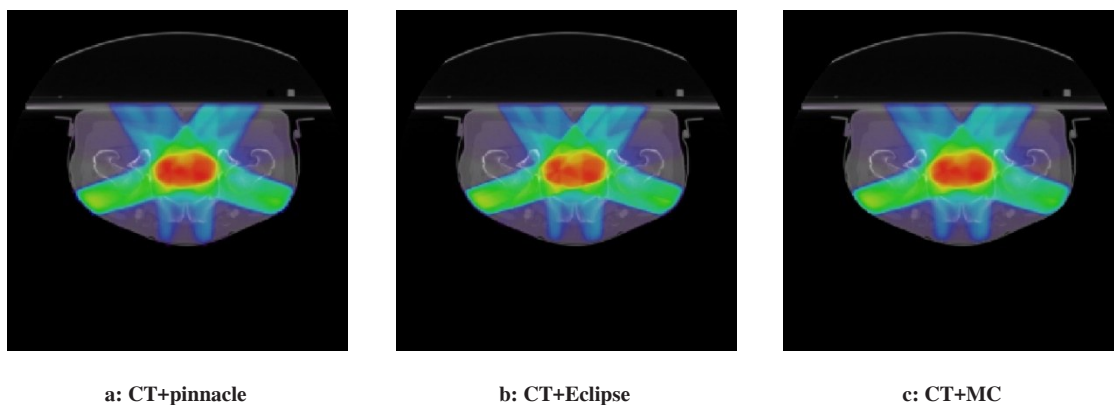


图11 pinnacle、Eclipse和MC计算得到的剂量分布比较

Fig.11 Dose comparison among pinnacle, Eclipse and MC

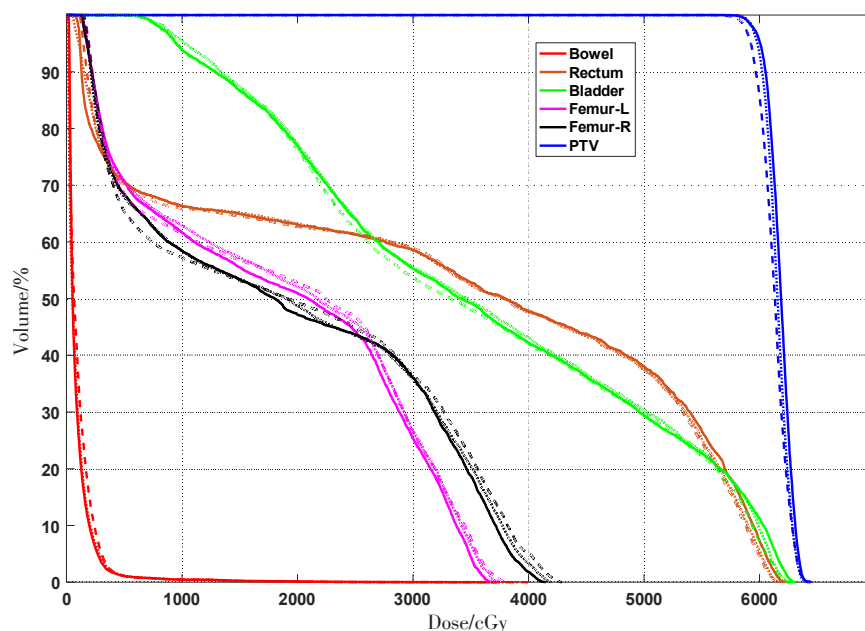


图12 pinnacle(实线), Eclipse(虚线)和MC(点线)计算的DVH比较

Fig.12 Dose-volume histogram comparison among pinnacle (solid line), Eclipse (dash line) and MC (dot line)

【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. Tumor radiotherapy physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999.
- [2] DENG J, MA C M, HAI J, et al. Commissioning 6 MV photon beams of a stereotactic radiosurgery system for Monte Carlo treatment planning[J]. Med Phys, 2003, 30(12): 3124-3134.
- [3] DAS I J, CHENG C, WATTS R J, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the therapy physics committee of the AAPM[J]. Med Phys, 2008, 35(9): 4186-4215.
- [4] FIX M K, KEALL P J, DAWSON K, et al. Monte Carlo source model for photon beam radiotherapy: photon source characteristics[J]. Med Phys, 2004, 31(11): 3106-3121.
- [5] 陈上河, 王石, 吴朝霞, 等. 基于蒙特卡罗模拟的CyberKnife病人治疗计划剂量验证[J]. 中国医学物理学杂志, 2015, 32(4): 451-457.
CHEN S H, WANG S, WU Z X, et al. Dose verification of CyberKnife treatment plan based on Monte Carlo simulation[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2015, 32(4): 451-457.
- [6] FIPPEL M, HARYANTO F, DOHM O, et al. A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation[J]. Med Phys, 2003, 30(3): 301-311.
- [7] ALI E S, ROGERS D W. Functional forms for photon spectra of clinical linacs[J]. Phys Med Biol, 2012, 57(1): 31-50.
- [8] JIANG S B, BOYER A L, MA C M. Modeling the extrafocal radiation and monitor chamber backscatter for photon beam dose calculation[J]. Med Phys, 2001, 28(1): 55-66.
- [9] VERHAEGEN F, SEUNTJENS J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams[J]. Phys Med Biol, 2003, 48(48): R107-R164.
- [10] LI J S, SHAHINE B, FOURKAL E, et al. A particle track-repeating algorithm for proton beam dose calculation[J]. Phys Med Biol, 2005, 50(5): 1001-1010.
- [11] YANG J, LI J S, QIN L, et al. Modelling of electron contamination in clinical photon beams for Monte Carlo dose calculation[J]. Phys Med Biol, 2004, 49(12): 2657-2674.

(编辑:陈丽霞)