

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2025.07.004

医学放射物理

透射式X射线管在kV级放射治疗的蒙特卡罗研究

吴翊凯¹, 漆仲禹¹, 陶莉¹, 张慧^{1,2}, Muhammad Zeeshan¹, 叶子睿¹, 常艳奎¹, 裴曦³, 徐榭¹

1. 中国科学技术大学核科学技术学院, 安徽 合肥 230025; 2. 中国科学技术大学附属第一医院放疗科, 安徽 合肥 230031; 3. 安徽慧软科技有限公司, 安徽 合肥 230088

【摘要】透射式X射线管是相对较新的设备、具有可移动、适合小型化设计、辐射屏蔽要求低等特点,是用于kV级X射线放疗的理想放射源,但在放射治疗中的应用研究仍存在一定空白。本研究采用蒙特卡罗软件TOPAS 3.8.1建立透射式X射线管的电子打靶模型,首先探讨不同厚度钨靶对X射线出束效率的影响,结果表明,管电压为50 kV、钨靶厚度为1.4 μm 时射线出射效率最高。基于出射效率最高时的能谱,采用多项式拟合法确定了20~35 keV平均能量范围内对应的铝过滤厚度,拟合平均误差为0.91%。对不同平均能量能谱和不同源皮距条件下X射线在水模体的剂量沉积进行模拟,绘制不同治疗参数下的百分深度剂量曲线及相对归一化剂量深度曲线,并构建了相对归一化剂量直方图。将模拟结果与术中放疗设备Intrabeam和浅层X射线放疗设备SRT-100的深度剂量实验数据进行对比,发现平均相对误差分别为3.71%和4.38%。研究结果为透射式X射线管在kV级X射线放射治疗中的进一步优化提供了理论依据。

【关键词】透射式X射线管;kV级X射线放射治疗;蒙特卡罗;术中放疗;浅层X射线放疗;剂量学

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2025)07-0863-09

Monte Carlo study of transmission X-ray tubes in kilovoltage radiotherapy

WU Yikai¹, QI Zhongyu¹, TAO Li¹, ZHANG Hui^{1,2}, Muhammad Zeeshan¹, YE Zirui¹, CHANG Yankui¹, PEI Xi³, George Xu¹

1. School of Nuclear Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230025, China; 2. Department of Radiotherapy, the First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China, Hefei 230031, China; 3. Anhui Wisdom Technology Co., Ltd., Hefei 230088, China

Abstract: Transmission X-ray tubes are relatively new devices characterized by portability, suitability for miniaturization, and low requirements for shielding, making them ideal radiation sources for kilovoltage X-ray therapy. However, their application in radiotherapy remains underexplored. An electron target model of a transmission X-ray tube is developed using the Monte Carlo toolkit TOPAS 3.8.1. The study investigates the effect of tungsten target thickness on X-ray output efficiency, finding that a tube voltage of 50 kV and a tungsten thickness of 1.4 μm yields the highest emission efficiency. Based on the energy spectrum at this optimal efficiency, polynomial fitting approach is applied to determine the corresponding aluminum filter thickness for mean energies ranging from 20 keV to 35 keV, achieving a mean fitting error of 0.91%. Next, the study simulates dose deposition in a water phantom for spectra with different mean energies and various source-to-surface distances, and plots percent-depth-dose curves, relative normalized dose-depth curves, and relative normalized dose histograms under each treatment condition. Finally, the simulated results are compared with experimental data from the intraoperative radiotherapy system Intrabeam and the superficial X-ray therapy unit SRT-100, obtaining average relative errors of 3.71% and 4.38%, respectively. These findings provide a theoretical foundation for further optimization of transmission X-ray tubes in kilovoltage radiotherapy.

Keywords: transmission X-ray tube; kilovoltage X-ray radiotherapy; Monte Carlo; intraoperative radiotherapy; superficial X-ray radiotherapy; dosimetry

【收稿日期】2025-01-28

【基金项目】安徽省重点研究与开发计划(2023s07020020);国家自然科学基金(12275372)

【作者简介】吴翊凯, E-mail: yikai_wu@mail.ustc.edu.cn

【通信作者】徐榭, 博士, 教授, 博士生导师, E-mail: xgxu@ustc.edu.cn

前言

肿瘤放射治疗的X射线源主要有产生MV级射线的直线加速器和产生kV级射线的X射线管。研究表明,kV级X射线管在治疗皮肤癌等浅表肿瘤时,其疗效能与近距离核素放疗(Brachytherapy, RT)媲美,且对于使用X射线管进行单次大剂量照射,因相对生

物效应好,可达到与使用加速器的外照射放疗接近的疗效,且在疤痕去除上表现出较大潜力^[1-2]。此外,基于kV级X射线管的放射治疗设备因结构紧凑、便于移动以及屏蔽要求低等优势,商业化设备的数量逐渐增加,受到广泛关注^[3]。

kV级X射线放射治疗主要包括术中放疗(Intra-Operative Radiation Therapy, IORT)、浅层X射线放疗(Superficial X-ray Radiotherapy, SRT)及正电压放疗(Orthovoltage Radiotherapy)。IORT设备使用管电压为30~50 kV的X射线管,用在外科手术中治疗乳腺癌、头颈癌等癌症;给予靶区单次10~20 Gy的剂量,以降低肿瘤复发率^[4]。典型设备为Intrabeam(德国,Zeiss),其使用可产生50 kVp X射线的微型透射X射线管,靶材为金靶,向靶区传递球面或平面分布的剂量^[5]。SRT设备使用50~150 kV管电压的X射线管,用于治疗皮肤癌、瘢痕疙瘩等恶性皮肤病变,通常采用分次照射,给予15~20 Gy的总剂量^[6];典型设备为SRT-100(美国,Sensus Healthcare),采用散射式X射线管,管电压50~100 kV,传递平面剂量^[7]。此外,正电压放疗设备管电压为150~300 kV,主要用于皮表恶性病变治疗,由于设备体积较大且需要固定,且目前尚无小型可移动式设备,故本文主要聚焦于IORT及SRT。

透射式X射线管是X射线管中新的分支,采用微米级厚度的金属作为阳极薄膜,固定在金属靶座或者端窗内侧;电子线垂直入射阳极薄膜并在另一端产生X射线,铍窗设置在X射线管的端窗侧,X射线穿过铍窗后从端窗直接出射^[8]。相较于散射式X射线管,透射靶管产生X射线的效率更高,射线通量密度较高,允许射线管采用更为紧凑的圆柱形结构以显著减小设备体积,研究表明其具有应用于IORT、SRT的潜力^[9]。

然而,透射式X射线管目前主要应用于计算机断层扫描和X射线荧光分析中^[10-11],也有部分研究将透射式X射线管和碳纳米阴极X射线管结合,进行微焦点医学影像检测^[12];但在放射治疗领域中,关于这种相对较新的透射式X射线管及其用于放射治疗的研究尚存在诸多不足,限制了透射式X射线管在放疗应用的进一步推广。首先,针对透射式X射线管能谱特性及其在人体组织中的辐射剂量分布规律的研究有限,缺乏系统性数据支持;其次,现有研究多集中于设备厂商推荐的治疗方法,限于几款特定的过滤材料和源皮距(Source Skin Distance, SSD)的模拟与实验,而对于过滤材料与SSD组合对剂量分布的影响缺乏系统性探讨对比;最后,目前临床用户急需针对不同治疗参数组合的治疗方案的指导性建议^[13-17]。

为了弥补透射式X射线管能谱和对人体辐射剂

量数据不足的缺点,本研究使用蒙特卡罗方法来建立透射式X射线管电子打靶模型,系统地研究基于铝过滤产生的不同平均能量能谱和不同SSD对kV级X射线在人体等效组织中剂量沉积的影响,从而进一步优化透射式X射线管在放疗中的应用。

1 研究方法

研究方法包括透射式X射线管在蒙特卡罗程序中的建模、阳极钨靶最佳靶厚度确定、不同平均能量对应铝过滤厚度确定、不同平均能量X射线谱与SSD对剂量沉积的模拟分析。通过这些方法,本文不仅优化了X射线管的设计参数,还评估了其在kV级放射治疗中的实际应用效果。

1.1 透射式X射线管模型及最佳靶厚度确定

本研究采用蒙特卡罗方法模拟真空中电子打靶产生光子,并利用水作为人体等效模体,模拟出射X射线在水中的剂量沉积情况。蒙特卡罗方法是一种基于统计学的数值计算方法,被广泛认为是解决粒子在物质中传输问题的精确手段^[18]。在放射治疗领域,基于蒙特卡罗方法的剂量计算方法被视为剂量计算的“金标准”^[19-20]。本研究使用的蒙特卡罗软件为TOPAS 3.8.1,是一款基于Geant4蒙特卡罗模拟工具包封装并拓展的应用程序,主要用于医学物理领域的研究^[21-22]。透射式X射线管是本研究的核心对象,建模原理图如图1所示。

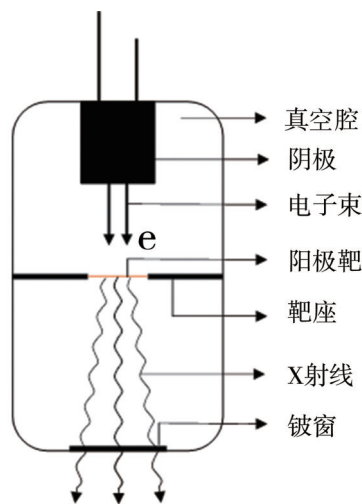


图1 透射式X射线管建模原理图
Figure 1 Schematic diagram of transmission X-ray tube modeling

设置阳极靶材为钨,阳极靶座设置为铜,电子束直径为1 mm,垂直入射阳极靶薄膜;阳极靶薄膜直径5 mm,靶前端5.7 mm处设有铍窗,铍窗厚度75 μm,铍窗内侧为真空,外侧为空气。设置X射线计数平面

于铍窗外紧贴X射线管出束口一侧。对以IORT和SRT为主的kV级X射线放疗,50 kV的管电压是两种治疗模式重合的能量,在本研究中设置打靶的电子能量为50 keV,以便与两种不同治疗模式的剂量沉积结果进行对比。

设置计数平面紧贴于X射线管铍窗外侧,记录铍窗出射的X射线在0~50 keV不同能量范围对应的粒子通量,能量间隔为0.1 keV,计数初始能量为0.1 keV,最大计数能量为50 keV。在距离X射线源0~100 mm处,设置由0.5 mm×0.5 mm×0.5 mm的体素组成的35 cm×35 cm×4 cm(深度方向)的水箱模体。TOPAS中物理模型设置为“g4em-penelope”,对所有粒子能量截断阈值设置为 $5 \times 10^{-6} \mu\text{m}$ 。设置不同的随机数种子,模拟多个电子打靶生成X射线的相空间并进行记录,使在剂量沉积计算中使用的X射线总粒子数为至少 5×10^8 个,计算结果的统计误差(标准偏差, Standard Deviation)均低于3%,模拟实验在配备AMD EPYC 7763×2 CPU和1024 GB内存的服务器上进行,采用256个线程并行计算。

透射式X射线管中,随着阳极靶厚度的增加,产生的X射线粒子数也相应增加。然而,当靶厚度超过一定程度时,过厚的靶材会起到附加过滤的作用,反而导致X射线粒子数的减少^[23]。因此,在建立透射式X射线管的蒙特卡罗模型后,有必要首先模拟阳极靶厚度与X射线产额之间的关系,确定X射线出束效率最高时对应的最佳靶厚,从而将其更有效地应用于kV级放射治疗。

1.2 X射线平均能量与过滤厚度拟合

X射线的平均能量 \bar{E} 是表征射线束质量的重要参数:在同一管电压下,产生X射线的平均能量 \bar{E} 随着靶厚及附加过滤厚度的增加而升高,因为较厚的阳极靶能够更有效地滤除低能光子,使得输出的X射线束中高能成分比例增加,提升射线的平均能量。

平均能量 \bar{E} 可以通过能谱的能量加权平均计算得到,具体公式如下:

$$\bar{E} = \frac{\int_{E_{\min}}^{E_{\max}} \varphi(E) \cdot E dE}{\int_{E_{\min}}^{E_{\max}} \varphi(E) dE} \quad (1)$$

其中, $\varphi(E)$ 表示对应能量下X射线的通量密度,单位: W/m^2 ; E 为光子能量,单位:keV。

在管电压、阳极靶靶材及厚度确定条件下,X射线平均能量仅与附加过滤有关。通常研究中使用不同厚度的过滤片作为治疗组件参数,当附加过滤材质不同时,需将不同材质等效为同一材质。附加过滤的厚度只能间接表示射线束质量,而射线的平均能量是表征射线束质量的直接参数,故本研究将射

线的平均能量设置为治疗参数。确定50 kV管电压下,X射线出射效率最大时对应阳极靶厚度,通过蒙特卡罗模拟不同X射线平均能量对应铝过滤的厚度,使用多项式回归方法对铝过滤厚度 x 和平均能量 \bar{E} 的关系式进行拟合:

$$x = a\bar{E}^4 + b\bar{E}^3 + c\bar{E}^2 + d\bar{E} + e \quad (2)$$

其中 a, b, c, d, e 为不同幂次对应系数; x 为铝过滤厚度,单位:mm; \bar{E} 为X射线平均能量,单位:keV。

该回归多项式可预测不同平均能量与铝片厚度关系,使用Python程序完成以上功能。根据回归方程得到不同平均能量X射线对应的铝过滤厚度,将预测厚度输入蒙特卡罗模拟中,计算得到预测平均能量 \bar{E}_p ,对不同的 \bar{E} 及 \bar{E}_p 计算平均相对误差(Mean Relative Error, MRE)来评估预测函数的准确性,公示如下:

$$\text{MRE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|\bar{E}_i - \bar{E}_{p,i}|}{|\bar{E}_i|} \quad (3)$$

其中, n 表示不同平均能量对应能谱的个数; \bar{E}_i 表示标准的平均能量,单位:keV; $\bar{E}_{p,i}$ 表示多项式回归预测的平均能量,单位:keV。

1.3 不同平均能量、SSD的剂量沉积模拟

为探究不同平均能量X射线、不同SSD两种治疗参数对在水模体中沉积剂量的影响。使用多项式回归拟合的平均能量为20、22.5、25、27.5、30、32.5、35 keV共7种能量的X射线谱;在对应SSD为0、10、20、30、40、50、60、70、80、90、100 mm处的情况下进行水箱沉积剂量模拟。分析水箱在照射野中轴线剂量随深度变化趋势:根据相同距离、不同能量;相同能量、不同距离下的剂量沉积情况,绘制百分深度剂量(Percentage Depth Dose, PDD)曲线,计算公式如下:

$$\text{PDD}[i] = \frac{D[i]}{D_{\max}} \quad (4)$$

其中, i 表示水中不同深度点,单位:mm; D_{\max} 为参考深度点处的吸收剂量。

参考深度点选取水箱内吸收剂量达到最大值时,对应的深度点。本研究使用管电压50 kV的低能X射线,水箱中最大剂量点出现在表面,故参考深度点选取在水箱表面。水箱体素在深度方向单位为0.5 mm,将沉积在水箱深度0~0.5 mm的剂量视为水箱的表面剂量。

为更直观地展示不同治疗模式(平均能量、SSD)带来的表面剂量率相对变化,以及剂量衰减趋势,选取特定SSD、平均能量的X射线在水模体表面的剂量作为参考剂量,分别绘制不同SSD、X射线平均能量相对参考剂量的归一化剂量深度曲线,并构建不同平均能量、SSD下对应的相对归一化三维剂量直方

图。这些模拟结果将为进一步优化治疗参数和临床应用提供重要参考依据。

1.4 剂量沉积结果与商用设备对比分析

为更直观展示对比不同平均能量 X 射线与 SSD 对实际剂量(剂量率)的影响,选取特定治疗参数的水箱表面剂量作为参考剂量,对其他条件水箱表面剂量进行相对归一化处理,绘制不同 SSD、平均能量的归一化剂量深度曲线,制作水箱表面相对归一化剂量分布表格,绘制相对归一化三维剂量直方图,以供临床剂量参考。最后选取本文中合适的 PDD 曲线,分别与商用的术中放疗设备 Intrabeam、浅层 X 射线放疗设备 SRT-100 的水箱深度剂量实验数据进行归一化对比,用 MRE 反映本研究采用的治疗参数与商用设备治疗参数的差异,评估本研究建立的透射式 X 射线管模型用于 kV 级 X 射线放射治疗的可行性。

2 结果

2.1 透射式 X 射线管最佳靶厚度确定

使用蒙特卡罗软件 TOPAS 模拟阳极钨靶厚度为 0~10 μm 时,记录计数平面收集的 X 射线能谱,计算 X 射线出射效率与平均能量,如图 2 所示。

本研究建立的透射式 X 射线管电子打靶模型,钨靶厚度为 1.4 μm 时达到最佳厚度, X 射线出射效率最高,此时射线平均能量为 13.61 keV。本研究得到最佳钨靶厚度与参考文献[24]所计算出的 1.7 μm 具有较高相似度。对 X 射线平均能量,靶厚 < 1.4 μm,其增速呈先上升后下降趋势,靶厚 ≥ 1.4 μm,平均能量与钨靶厚度基本呈线性增长关系。本研究后续模拟均基于钨靶厚度为 1.4 μm 时产生的 X 射线谱进行模拟。

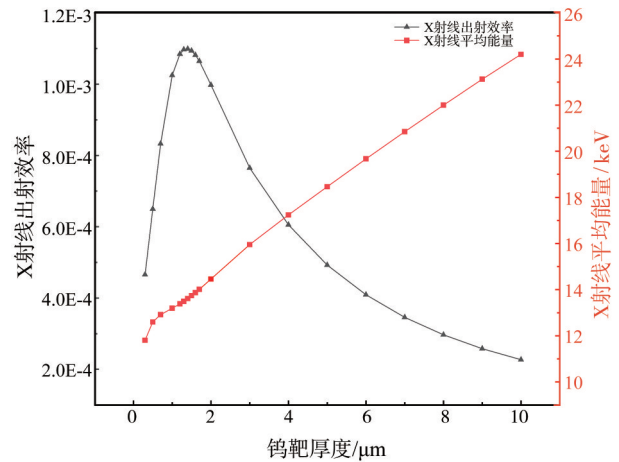
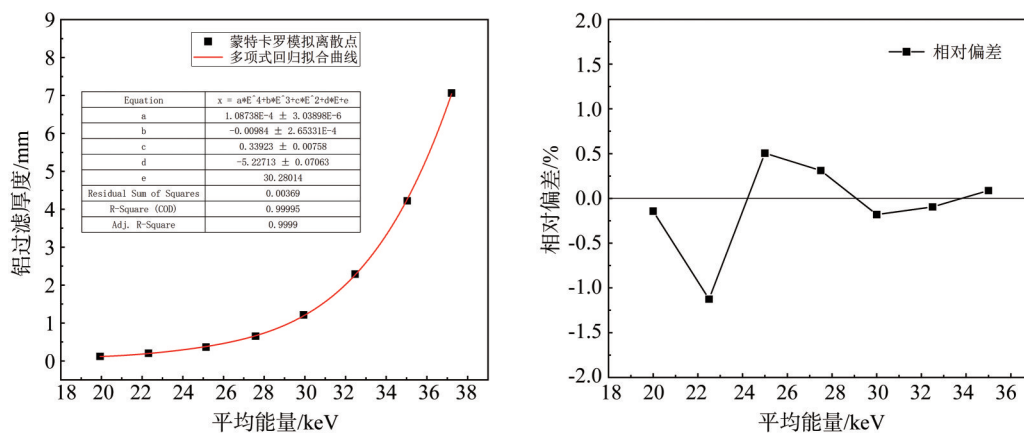


图 2 X 射线出射效率及射线平均能量随钨靶厚度变化关系图
Figure 2 Relationship between X-ray emission efficiency and average X-ray energy with tungsten target thickness

2.2 铝过滤厚度与 X 射线平均能量的多项式回归拟合与验证

为得到不同平均能量对应铝过滤厚度。先选取一组初始铝过滤厚度 x_i , 代入 TOPAS 模拟, 得到对应的平均能量 \bar{E}_i 。由式(2)拟合回归公式, 将平均能量为 20、22.5、25、27.5、30、32.5、35 keV 的 7 组平均能量带入多项式回归公式, 得到铝过滤预测厚度 x'_i , 再次代入 TOPAS 模拟得实际的平均能量 \bar{E}'_i , 根据 x'_i, \bar{E}'_i 拟合出精度更高的回归公式, 得多项式: $x = 0.000\ 108\ 738\ \bar{E}^4 - 0.009\ 84\ \bar{E}^3 + 0.339\ 23\ \bar{E}^2 - 5.227\ 13\ \bar{E} + 30.280\ 14$ 对应决定系数 $R^2 = 0.999\ 95$, 如图 3a 所示。对该多项式预测的平均能量和实际值比较, 相对偏差如图 3b 所示, 平均能量的预测值与实际值的平均相对偏差为 0.91%。



a: 铝过滤厚度与 X 射线平均能量拟合多项式回归曲线

b: 回归曲线预测值与实际值相对误差

图 3 铝过滤厚度与 X 射线平均能量的关系

Figure 3 Relationship between aluminum filter thickness and the mean X-ray energy

表1展示本研究在不同理想平均能量使用的实际铝过滤厚度及预测平均能量。随着铝过滤厚度的增

加,X射线实际平均能量也随之增加,且铝过滤的增加量为指数级,与图3a拟合的曲线趋势较为符合。

表1 实际铝过滤厚度与平均能量理想值、预测值表
Table 1 Actual aluminum filtration and predicted average energy values at different ideal average energies

理想平均能量/keV	20.0	22.5	25.0	27.5	30.0	32.5	35.0
预测平均能量/keV	19.93	22.31	25.14	27.58	29.94	32.47	35.03
铝过滤厚度/mm	0.120	0.203	0.365	0.653	1.213	2.290	4.223

绘制平均能量为20~35 keV对应的能谱曲线,如图4所示。最小能谱间隔为0.2 keV。发现随过滤片厚度的提高,X射线能谱中峰值位置逐渐向右偏移,代表射线平均能量逐渐升高,射线整体强度逐渐下降。

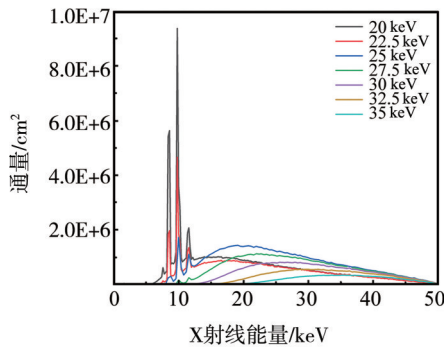


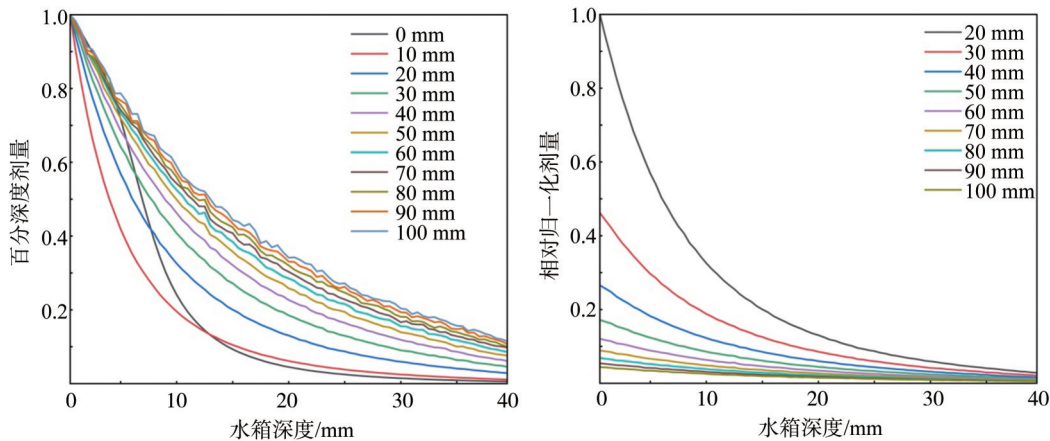
图4 不同平均能量的X射线能谱曲线
Figure 4 X-ray energy spectrum curves at different mean energies

2.3 不同治疗方案对剂量沉积影响

2.3.1 不同SSD下的剂量沉积趋势 用于术中放疗的设备 Intrabeam,配备了不同直径球型施源器,施源器

表面 X射线的平均能量范围为 29~30.85 keV, Sethi 等^[4,13]推荐在术中放疗使用实际平均能量为 30 keV 的 X射线进行治疗。故选取平均能量为 30 keV,对应铝过滤厚度为 1.213 mm,验证 SSD 分别为 0、10、20、30、40、50、60、70、80、90、100 mm 时,在水箱中的剂量沉积情况。绘制 PDD 曲线,如图 5a 所示。观察到对 SSD=0 mm 的剂量深度曲线,曲线的斜率(绝对值)随深度增加先降低后增加,而后逐渐降低;SSD>0 cm 的情况,PPD 曲线斜率随着 SSD 的增加而逐渐下降。在最大深度点处(40 mm),对应 SSD 越大,百分深度剂量越高,对应 SSD 为 0~100 mm 的百分深度剂量范围为 0.005~0.112。

以 SSD=20 mm,平均能量为 30 keV 的 X射线谱的水箱表面剂量作为参考剂量,对不同 SSD 的表面剂量进行归一化,SSD=0 时相对归一化剂量为 9.97,SSD=100 mm 相对归一化剂量为 0.044。选取 SSD 为 20~100 mm,绘制以参考剂量进行归一化的深度剂量曲线,如图 5b 所示。发现 SSD 越小,归一化剂量曲线下降的初始斜率(绝对值)也越大。对 SSD=20 mm 剂量曲线,在水下 5 mm 处剂量与 SSD=30 mm 水箱表



a: 平均能量=30 keV 的 X射线在不同 SSD 下的 PDD 曲线
b: 以平均能量=30 keV, SSD=20 mm 的表面剂量为参考剂量,不同 SSD 下的归一化剂量深度曲线

图5 不同SSD下的深度剂量曲线
Figure 5 Depth-dose curves at various source-to-surface distances

面剂量相同,在水下9.5 mm处剂量与SSD=40 mm水箱表面剂量相同。在水下0~40 mm深度,SSD较小的剂量曲线始终在SSD较大的剂量曲线上方。

统计不同平均能量X射线在SSD=100 mm时,即射线穿过100 mm厚度的空气后,能谱的平均能量的变化,如表2所示。

表2 不同平均能量射线经100 mm空气衰减后的平均能量(keV)
Table 2 Mean energies of beams with various initial mean energies after 100 mm air attenuation (keV)

初始平均能量	20	22.5	25	27.5	30	32.5	35
经100 mm空气后平均能量	20.46	22.64	25.39	27.75	30.05	32.51	35.01

发现低能粒子占比最多时,平均能量为20 keV的射线谱,经过100 mm空气衰减后平均能量仅上升0.46 keV,穿过空气前后平均能量升高比仅为2.315%,在平均能量≥27.5 keV时,平均能量升高比小于1%,在平均能量=35 keV时仅为0.32%。表明对20 keV以上的X射线,SSD主要影响X射线的强度,而对平均能量(能谱形状)的影响十分有限

2.3.2 不同能量X射线在水箱中的剂量沉积趋势 使用不同铝过滤厚度对应平均能量为20~35 keV的7种能谱,作为TOPAS中粒子输入文件模拟不同能谱在水中沉积情况。选取SSD=50 mm绘制对应PDD曲线

线,如图6a所示。发现射线平均能量越高,PDD曲线随深度增加,下降趋势越慢。且能量越高,在水箱最深处(40 mm)的百分剂量越高,百分剂量与平均能量成线性关系。

为反映不同平均能量对应绝对剂量的差别,选取SSD=50 mm,平均能量为20 keV的表面剂量值作为参考剂量,绘制相对归一化剂量深度曲线,如图6b所示。更厚的过滤厚度会将X射线能谱硬化,使能谱中能量高的粒子数占比增加,射线总体穿透深度也更深。

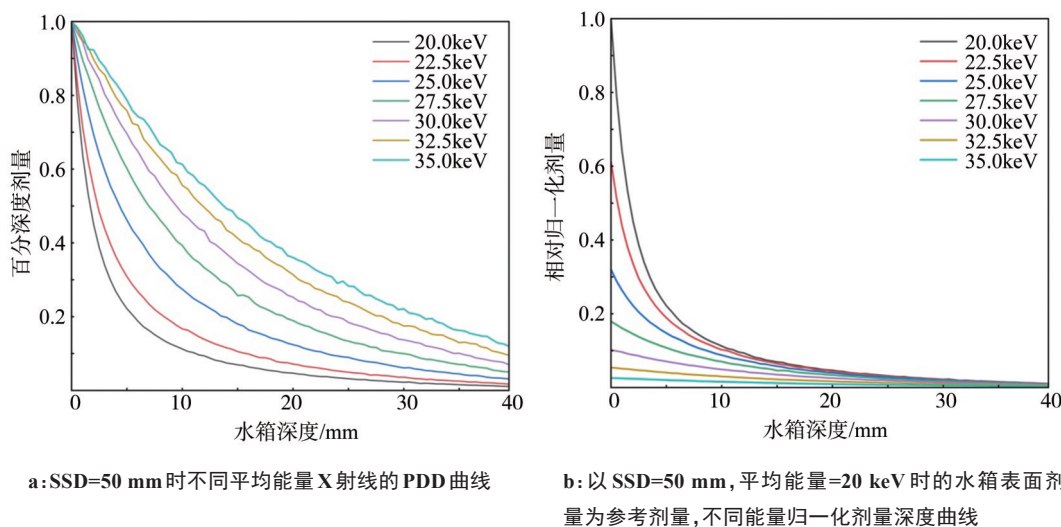


图6 不同平均能量的深度剂量曲线
Figure 6 Percent depth dose curves of X-rays with different average energies

对于平均能量为20~27.5 keV的X射线,归一化剂量曲线在水箱表面相差较大,在水下20 mm后不同平均能量的剂量差异显著减小。对于靶区在皮肤表皮及0~20 mm深度的浅层皮肤区域而言,在保证皮肤受到有效剂量在最大剂量阈值内时,可以使用相对平均能量较高,过滤较薄的过滤片;对于在一定深度下才需要剂量传递的靶区,可以优先考虑能量接近27.5 keV的能量照射,可避免皮肤及浅表组织遭

受过大剂量照射。
2.3.3 不同平均能量、SSD相对归一化剂量表、相对归一化剂量三维直方图 选取平均能量=27.5 keV,SSD=50 mm时的水箱表面剂量作为参考剂量,建立不同平均能量、SSD相对参考剂量的归一化剂量表,以反映本研究中,不同SSD、不同平均能量(不同铝过滤厚度)对实际射线源的绝对剂量分布占比(表3)。

由表3可得,在本文选取的SSD和平均能量范围

表3 以平均能量=27.5 keV,SSD=50 mm为基准的水箱表面最大归一化剂量表
Table 3 Maximum relative normalized dose at water phantom surface based on 27.5 keV average energy and 50 mm source-to-surface distance

源皮距/mm	能量						
	20 keV	22.5 keV	25 keV	27.5 keV	30 keV	32.5 keV	35 keV
0	351.80	212.17	108.23	59.21	32.97	17.05	8.01
10	124.35	75.06	38.40	21.08	11.78	6.11	2.88
20	33.98	20.58	10.62	5.87	3.31	1.73	0.82
30	15.39	9.36	4.85	2.70	1.53	0.81	0.38
40	8.70	5.31	2.77	1.54	0.88	0.47	0.22
50	5.58	3.42	1.78	1.00	0.57	0.30	0.15
60	3.87	2.37	1.24	0.70	0.40	0.21	0.10
70	2.84	1.74	0.91	0.51	0.30	0.16	0.08
80	2.16	1.32	0.70	0.39	0.23	0.12	0.06
90	1.69	1.04	0.55	0.31	0.18	0.10	0.05
100	1.36	0.84	0.45	0.25	0.15	0.08	0.04

中,距离对表面剂量的影响要大于平均能量的影响。分析不同能量对应SSD为10~100 mm间的表面剂量下降趋势,每个能量下均可以用一条 $y = \frac{k}{x^2}$ 表达式来拟合,剂量水箱表面的沉积近似可以视为符合平方反比定律,验证了本次模拟结果的合理性。

为更直观地展示不同治疗模式(平均能量、SSD)带来的表面剂量率相对变化以及剂量衰减趋势。构建不同平均能量、治疗SSD下对应的相对归一化三维剂量直方图,如图7所示,其中,每个圆柱代表一种具体治疗模式下的总归一化剂量分布:浅黄色棱柱上表面对应剂量为每个治疗模式在水箱表面沉积的归一化剂量;橘黄色圆柱上表面对应剂量表水箱深度10 mm处的归一化剂量;红色圆柱上表面对应剂量表水箱深度20 mm处对应归一化剂量。

由于不同治疗模式间整体归一化剂量差距较大,归一化剂量采用log10对数坐标轴,坐标轴起点为0.009, endpoint为400。浅黄色棱柱的长度可以显示水箱内0~10 mm深度处沉积剂量的变化趋势,越长则表示在0~10 mm深度时下降越快。同理橘黄色圆柱的长度可表示10~20 mm深度剂量下降趋势。该相对归一化三维剂量直方图可有效表示管电压为50 kV的透射式X射线管搭配不同过滤(平均能量)、SSD时在水箱中的相对剂量沉积情况。

2.4 kV级X射线放射治疗可行性分析

为验证本研究所给出的一系列治疗方案(能谱平均能量、SSD等)在应用于IORT、SRT的可行性。将已发表文献中两种治疗模式的实际剂量深度曲线与本文模拟的PDD曲线进行对比并计算相对偏差^[4,7]。对于IORT,选择Zeiss的Intrabeam,将管电压为50 kV时,采用直径为20 mm的平面施源器(Flat Applicator),在SSD=20 mm测得的实验剂量数据,与

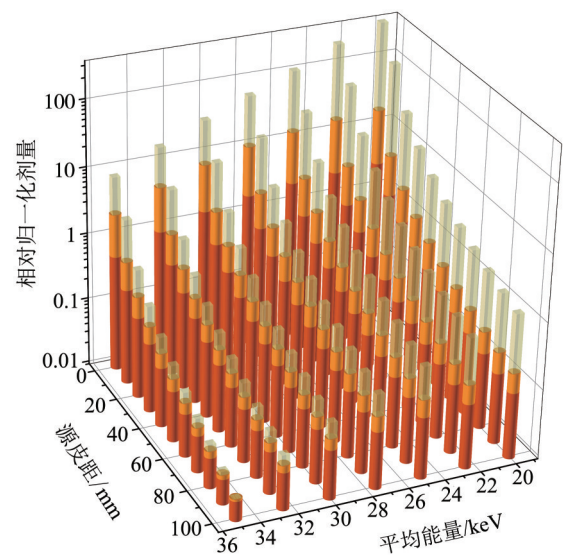


图7 以平均能量=27.5 keV,SSD=50 mm为参考剂量,不同SSD、平均能量X射线的归一化三维剂量直方图

Figure 7 Relative normalized 3D dose histograms of X-rays with different source-to-surface distances and average energies, using a reference dose at 50 mm source-to-surface distance and 27.5 keV average energy

本研究使用过滤厚度为0.363 6 mm的铝片,射线平均能量为25 keV,治疗SSD=20 mm时的剂量沉积结果进行对比;对于SRT,选取Sensus Healthcare公司的SRT-100设备,其在管电压为50 kV时,选取铝片厚度为4 mm,SSD=150 mm测得的实验数据,与本研究使用过滤厚度为0.363 6 mm的铝片,平均能量为25 keV,治疗SSD=60 mm时的剂量沉积结果进行对比。结果如图8所示。

本研究的两种治疗方案与Intrabeam和SRT-100的实验数据相比,PDD曲线均较为符合,MRE分别为

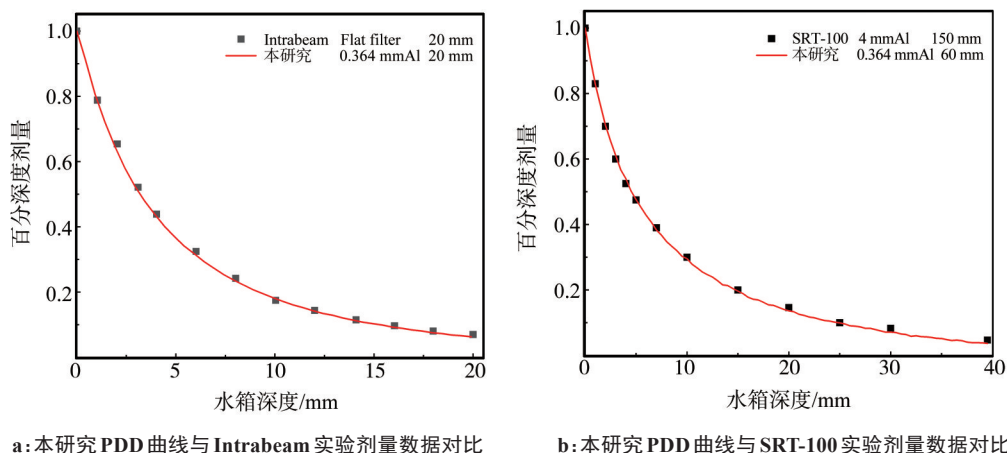


图8 本研究与文献中两种治疗模式的比较
 Figure 8 Comparison of the treatment modality in this study with those reported in the literatures

3.71%和4.38%。在X射线管实际应用中,管电流与X射线出射粒子数成正比,即与其在水中沉积剂量成正比。在其他条件不变,一定的管电流可调范围内,总能通过调节管电流将绝对剂量进行放大或缩小,并保证剂量曲线下降趋势不变。因此,虽然本研究与Intrabeam和SRT-100设备进行比较时采用的是PDD曲线数据,但通过调节实际射线管的管电流,本研究提出的模型可以实现与两种设备的绝对剂量曲线的匹配,表明研究模型有足够的潜力应用于kV级X射线放疗。

3 讨论

本研究通过蒙特卡罗模拟,确定了最佳钨靶厚度为1.4 μm,使X射线出射效率达到最高,射线平均能量为13.61 keV。这一结果与曹琴琴等^[24]研究的1.7 μm最佳靶厚度较为相符。尽管存在靶材结构和铍窗厚度的设计差异,但靶厚的相近性表明本研究所确定的最佳靶厚具有较高的可信度和普遍性。

在铝过滤厚度与X射线平均能量的关系方面,本研究通过多项式回归方法,建立了铝过滤厚度与X射线平均能量之间的高精度关系式(决定系数 $R^2=0.999\ 95$,MRE=0.91%)。这一拟合模型不仅提高了铝过滤厚度的预测效率,也为不同平均能量下的X射线束设计提供了有效工具。随着平均能量的升高,铝过滤厚度呈指数增长,以适应不同治疗需求下射线束能谱的调整。

不同SSD的设置,实际上是不同空气层厚度的设置。本研究选取SSD、射线平均能量两个关键治疗参数进行剂量沉积研究。SSD主要影响X射线的强度,而射线平均能量的改变对应射线能谱形状的变化;对应在水箱中的剂量沉积,水箱表面最大剂量主

要受X射线强度影响,模拟验证满足平方反比定律;而剂量曲线的下降趋势主要受X射线平均能量影响,能量越大则剂量曲线下降越慢。

本研究将模拟的透射式X射线管在IORT和SRT中的剂量沉积结果,与商业化设备Intrabeam和SRT-100的实验数据进行对比,分别得到了3.71%和4.38%的MRE,表明模型具有一定的准确性和应用潜力。在PDD曲线与目前kV级放疗设备相符合的情况下,未来根据不同治疗参数下水模体表面剂量的相对关系,找到合适的过滤厚度和SSD,并通过调节管电流,改变一定形状剂量曲线的表面剂量绝对值,对不同病人进行更为个性化的放疗。对于临床上根据患者个体需求进行个性化治疗参数调整具有重要意义。

本研究建立了较为准确的蒙特卡罗模拟模型,并得到了较为全面的剂量数据,但仍存在一些局限。首先,模拟过程中采用了均匀介质的水箱模体,未能充分考虑实际人体组织的非均质性和复杂结构,如皮肤、乳腺等组织的不同密度和组成,这可能导致剂量沉积结果与真实情况存在一定差距。其次,施源器的整体设计对剂量分布的影响未被纳入模拟范围,未来应采用更复杂和真实的人体组织模型,结合施源器的形状和结构,利用GPU加速的蒙特卡罗模拟方法,并结合临床数据优化个性化治疗参数,以提高剂量沉积模拟的准确性和临床适用性。

4 结论

本研究建立了透射式X射线管的电子打靶蒙特卡罗模拟模型,并验证了其在kV级X射线放射治疗中的应用潜力。验证出最佳钨靶厚度,使用多项式回归准确高效得到不同平均能量对应铝过滤厚度;

研究了不同治疗参数下的X射线在水模体中剂量沉积的变化规律,使用本研究两组治疗参数剂量曲线,分别与IORT、SRT设备的实验数据进行比较,证明了该透射式X射线管具有应用于两种kV级X射线放射治疗模式的可行性。研究结果为透射式X射线管在kV级X射线放疗中的优化研究提供了理论依据。

【参考文献】

- [1] Eaton DJ. Electronic brachytherapy--current status and future directions[J]. Br J Radiol, 2015, 88(1049): 20150002.
- [2] Vaidya JS, Joseph DJ, Tobias JS, et al. Targeted intraoperative radiotherapy *versus* whole breast radiotherapy for breast cancer (TARGIT-A trial): an international, prospective, randomised, non-inferiority phase 3 trial[J]. Lancet, 2010, 376(9735): 91-102.
- [3] Ramachandran P. New era of electronic brachytherapy[J]. World J Radiol, 2017, 9(4): 148-154.
- [4] Sethi A, Emami B, Small W JR, et al. Intraoperative radiotherapy with INTRABEAM: technical and dosimetric considerations[J]. Front Oncol, 2018, 8: 74.
- [5] Ayala Alvarez DS, Watson P, Popovic M, et al. Monte Carlo calculation of the relative TG-43 dosimetry parameters for the INTRABEAM electronic brachytherapy source[J]. Phys Med Biol, 2020, 65(24): 245041.
- [6] 龙飞, 王晓军. 瘢痕疙瘩放射治疗的研究进展[J]. 中华整形外科杂志, 2016, 32(2): 158-160.
Long F, Wang XJ. Development of radiotherapy for keloids[J]. Chinese Journal of Plastic Surgery, 2016, 32(2): 158-160.
- [7] Lee YC, Davis SD, Romaguera W, et al. Implementation of superficial radiation therapy (SRT) using SRT-100 Vision™ for non-melanoma skin cancer in a radiation oncology clinic[J]. J Appl Clin Med Phys, 2023, 24(6): e13926.
- [8] Jensen C, Elliott SM, Liddiard SD, et al. Improvements in low power, end-window, transmission-target X-ray tubes[J]. Adv X-Ray Anal, 2004, 47: 64-69.
- [9] Lin CH, Wu CH, Lai YC, et al. Technical note: evaluation of the dose enhancement effect for a novel transmission-type X-ray tube using the Monte Carlo method[J]. Med Phys, 2023, 50(12): 8057-8062.
- [10] van der Heyden B, Fonseca GP, Podesta M, et al. Modelling of the focal spot intensity distribution and the off-focal spot radiation in kilovoltage X-ray tubes for imaging[J]. Phys Med Biol, 2020, 65(2): 025002.
- [11] Tan YW, Chen QH, Zhou S, et al. Design and optimization of thin-film tungsten (W)-diamond target for multi-pixel X-ray sources[J]. Med Phys, 2022, 49(8): 5363-5373.
- [12] Han JS, Lee SH, Go H, et al. High-Performance cold cathode X-ray tubes using a carbon nanotube field electron emitter[J]. ACS Nano, 2022, 16(7): 10231-10241.
- [13] Sethi A, Gros S, Brodin P, et al. Intraoperative radiation therapy with 50 kV X-rays: a multi-institutional review[J]. J Appl Clin Med Phys, 2024, 25(3): e14272.
- [14] Breikreutz DY, Weil MD, Bazalova-Carter M. External beam radiation therapy with kilovoltage X-rays[J]. Phys Med, 2020, 79: 103-112.
- [15] Watson PG, Popovic M, Seuntjens J. Determination of absorbed dose to water from a miniature kilovoltage X-ray source using a parallel-plate ionization chamber[J]. Phys Med Biol, 2017, 63(1): 015016.
- [16] 包俊霞, 赵瑞, 汤显强, 等. SRT-100 浅层X射线治疗系统辐射能谱的模拟研究[J]. 计量学报, 2024, 45(8): 1236-1241.
Bao JX, Zhao R, Tang XQ, et al. Simulation study of radiation energy spectrum of SRT-100 superficial X-ray therapy system[J]. Acta Metrologica Sinica, 2024, 45(8): 1236-1241.
- [17] 王雷. 微型透射式X射线管滤光片设计[D]. 成都: 成都理工大学, 2016.
Wang L. Design of miniature transmission X-ray tube filter[D]. Chengdu: Chengdu University of Technology, 2016.
- [18] Metropolis N, Ulam S. The Monte Carlo method[J]. J Am Stat Assoc, 1949, 44(247): 335-341.
- [19] Rogers DW. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics[J]. Phys Med Biol, 2006, 51(13): R287-R301.
- [20] Rogers DW, Mohan R. Questions for comparison of clinical Monte Carlo codes[C]//The Use of Computers in Radiation Therapy. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2000: 120-122.
- [21] Perl J, Shin J, Schümann J, et al. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications[J]. Med Phys, 2012, 39(11): 6818-6837.
- [22] Agostinelli S, Allison J, Amako K, et al. Geant4-a simulation toolkit [J]. Nucl Instrum Methods Phys Res Sect A, 2003, 506(3): 250-303.
- [23] Nasser MM. Determination of tungsten target parameters for transmission X-ray tube: a simulation study using Geant4[J]. Nucl Eng Technol, 2016, 48(3): 795-798.
- [24] 曹琴琴, 金川, 任翔, 等. 透射型X射线管靶材的分析与评价[J]. 中国辐射卫生, 2013, 22(1): 15-17.
Cao QQ, Jin C, Ren X, et al. Analysis and estimate of target parameter in transmission X-ray tube[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2013, 22(1): 15-17.

(编辑:薛泽玲)