

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.11.001

医学放射物理

螺旋断层放疗的快速蒙特卡罗剂量验证模块开发

李仕军¹, 高宁¹, 程博¹, 皮一飞², 王海洋^{1,2}, 常艳奎¹, 裴曦³, 徐榭^{1,4}

1. 中国科学技术大学核科学技术学院, 安徽 合肥 230026; 2. 郑州大学第一附属医院放射治疗部, 河南 郑州 450052; 3. 安徽慧软科技有限公司, 安徽 合肥 238000; 4. 中国科学技术大学附属第一医院放疗科, 安徽 合肥 230001

【摘要】目的: 开发用于螺旋断层放疗(TOMO)的基于GPU加速蒙特卡罗独立剂量验证模块, 并将其集成到商业软件ArcherQA, 应用于临床。**方法:** 首先, 采用TOPAS构建TOMO治疗头模型, 并获得相空间文件; 然后, 使用一种快速的透射粒子权重调制算法来模拟粒子在多叶准直器中的输运, 以提高计算效率; 最后, 调用ArcherQA里基于GPU加速的蒙特卡罗算法来模拟粒子在患者体内的输运。为验证模型的准确性, 比较水箱中不同开野条件下ArcherQA计算剂量与测量剂量的差异。此外, 选取15例临床病例, 其中头颈部、胸腹部、全身各5例, 对比ArcherQA计算剂量、治疗计划系统(TPS)计算剂量和ArcCHECK测量剂量两两之间的差异。**结果:** 在开野为40 cm×5.0 cm、40 cm×2.5 cm、40 cm×1.0 cm的水箱测试中, ArcherQA计算的百分深度剂量、横向剂量分布、纵向剂量分布与对应测量值的平均全局相对误差分别为0.72%、0.66%、0.54%, 98%以上体素全局相对误差小于1%。对于15例临床病例, 在2%/2 mm的标准下, ArcherQA与TPS的平均Gamma通过率为98.1%。相同标准下, ArcherQA与ArcCHECK测量值的平均Gamma通过率为99.4%, TPS与ArcCHECK测量值的平均Gamma通过率为99.1%。所有病例模拟的统计误差均小于1%, 基于患者CT计算的平均时间为87 s, 基于ArcCHECK模体计算的平均时间为64 s。**结论:** ArcherQA能提供快速且准确的剂量计算, 可用于TOMO计划的独立剂量验证。

【关键词】螺旋断层放疗; 蒙特卡罗; 剂量验证; ArcherQA

【中图分类号】R318; R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)11-1321-06

Development of a fast Monte Carlo dose verification module for helical tomotherapy

LI Shijun¹, GAO Ning¹, CHENG Bo¹, PI Yifei², WANG Haiyang^{1,2}, CHANG Yankui¹, PEI Xi³, Xie George XU^{1,4}

1. School of Nuclear Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China; 2. Department of Radiotherapy, the First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China; 3. Anhui Wisdom Technology Co., Ltd., Hefei 238000, China; 4. Department of Radiotherapy, the First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China, Hefei 230001, China

Abstract: Objective To develop a GPU-based Monte Carlo dose calculation module for helical tomotherapy (TOMO), and integrate it into the commercial software ArcherQA to achieve fast and accurate dose verification in clinic. **Methods** The TOMO treatment head was modeled using TOPAS to obtain phase space files, and a fast weight tuning algorithm was used to simulate particle transport in multi-leaf collimator for improving computational efficiency, and finally, GPU-based Monte Carlo algorithms in ArcherQA were used to simulate particle transport in patients. To verify the model accuracy, the ArcherQA calculated results in water tank were compared with measured data for different open fields. In addition, multiple comparisons among ArcherQA results, TPS results and ArcCHECK results were conducted on 15 clinical cases (5 cases in the head and neck, 5 cases in the chest and abdomen, and 5 cases in the whole body). **Results** In the water tank tests for 40 cm×5.0 cm, 40 cm×2.5 cm and 40 cm×1.0 cm radiation fields, the average global relative errors of the percentage depth dose, transverse dose distribution, and longitudinal dose distribution calculated by ArcherQA with the corresponding measured values were 0.72%, 0.66%, and 0.54%, respectively. Over 98% of the voxels had a global relative error of less than 1%. As for 15 clinical

【收稿日期】2024-06-03

【基金项目】国家自然科学基金(12275372);安徽省重点研究与开发计划(2023s07020020);中国科学技术大学双一流医学物理与生物医学工程交叉学科平台(YD2140000601);2020年中国科学技术大学新医学创新团队项目(YD2140002002)

【作者简介】李仕军, 博士研究生, 研究方向: 医学物理, E-mail: eygl688@mail.ustc.edu.cn

【通信作者】徐榭, 博士, 教授, 研究方向: 医学物理, E-mail: xgxu@ustc.edu.cn

cases, in 2%/2 mm criteria, the mean Gamma passing rate was 98.1% between ArcherQA and TPS, 99.1% between TPS and ArcCHECK, and 99.4% between ArcherQA and ArcCHECK. The uncertainty of the simulation maintained less than 1%, and the average time taken for calculation based on patient CT vs ArcCHECK phantom was 87 s vs 64 s. **Conclusion** ArcherQA can be used for independent dose validation for TOMO plans for it can provide fast and accurate dose calculations.

Keywords: helical tomotherapy; Monte Carlo; dose verification; ArcherQA

前言

螺旋断层放疗(Helical Tomotherapy, TOMO)因其特有的二进制多叶光栅(Multi-Leaf Collimator, MLC)相比于常规直线加速器的调强放疗,剂量调制能力更强、靶区周围剂量跌落更快^[1-2]。为确保剂量的准确照射和患者的安全,二次剂量检验是治疗质量保证的重要组成部分^[3]。常规的剂量验证是使用加速器辐射三维模体,从而获取测量值,并与治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)计算值进行对比验证^[4],这种做法虽然有效,但占用了宝贵的加速器治疗时间,并且不能充分反映患者解剖结构的异质性。相比之下,基于计算的剂量验证方法能克服这些限制,其使用独立剂量引擎的计算值来代替测量值进行二次剂量检验。众多剂量算法中,蒙特卡罗方法是公认的金标准,已有许多研究使用蒙特卡罗软件进行剂量验证^[5-9],然而通用的蒙特卡罗软件如 Geant4^[10]、EGSnrc^[11]、TOPAS^[12]等非常耗时,难以在临床中应用。随着GPU并行技术的兴起,越来越多的快速蒙特卡罗算法被报道^[13-14]。剂量算法只是剂量验证的一部分,还需对加速器进行建模,获取准确可靠的源模型。本研究目的是开发用于TOMO的基于GPU加速的蒙特卡罗独立剂量验证模块,并集成到商业软件ArcherQA。

1 方法

1.1 蒙特卡罗程序

ArcherQA是一款国产的独立剂量验证软件,内部搭载了ARCHER剂量计算引擎,该引擎采用GPU加速的蒙特卡罗算法来进行剂量计算^[15-19]。为解决如Geant4这类通用蒙特卡罗代码计算耗时长的问题,ARCHER在不显著牺牲精确度的条件下,对粒子输运的物理模型进行优化简化,以加快模拟速度;此外,其基于CUDA C编程语言开发,充分发挥GPU的高性能并行计算能力,从而实现蒙特卡罗算法的有效加速。本研究在此基础上开发用于TOMO的独立剂量验证模块,其中粒子在患者体内输运使用ARCHER进行模拟。

TOPAS^[12]是一款基于Geant4的开源蒙特卡罗程

序,具备治疗机头模拟、患者几何建模和剂量计算等功能。本研究使用TOPAS3.8版本,模拟光子和电子在机头中的输运过程,最后生成记录粒子能量、位置和方向信息的相空间文件。

1.2 TOMO系统粒子输运模拟

TOMO系统治疗时会同时旋转机架和移动治疗床,因此射线能以螺旋扫描的方式照射到患者体内。TOMO射野呈扇形,射野形状由固定的钨门和64个二进制MLC调节^[20]。不同于常规直线加速器,TOMO系统的源轴距为85 cm。

本研究中模拟过程将分成3部分:过程1使用通用蒙特卡罗软件TOPAS模拟电子打靶,生成MLC上方的相空间文件;过程2使用一种快速简便的透射粒子权重调制算法^[21-22]模拟其在MLC的输运,并生成MLC下方的相空间文件;过程3使用基于GPU的蒙特卡罗剂量计算引擎ARCHER模拟粒子在患者体内的输运(图1)。

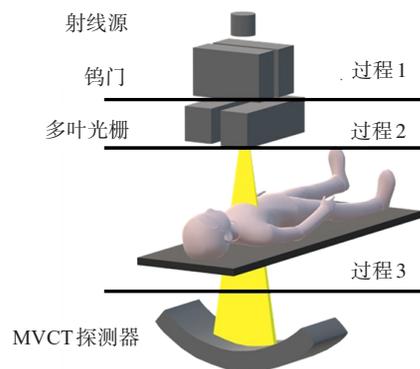


图1 TOMO蒙特卡罗模拟示意图

Figure 1 Schematic diagram of tomotherapy Monte Carlo simulation

1.3 MLC上方机头建模

在机头内,电子射线首先轰击钨靶,通过韧致辐射产生光子,之后光子与其他组件发生相互作用,最终进入人体。机头里组件数量多且结构复杂,详细地从电子打靶开始模拟十分耗时(图2)。机头内除MLC与钨门外,其他组件均保持固定,不随治疗计划而改变;此外,钨门的开口大小只有1.0、2.5、5.0 cm这3种模式。

为加速计算过程,预先使用TOPAS进行建模并记录图2中平面1(MLC上方)的所有粒子的能量、位置、方向等信息,分别生成3个对应钨门开口大小的相空间文件,每个相空间记录 1×10^8 个粒子。电子轰击的靶区组件包含0.3 cm厚的钨靶、用于冷却靶的1 cm厚水和用于阻挡电子的1 cm厚铝片^[23-24]。在距铝片底部8 cm下方,有一个厚为8 cm的圆台形初级准直器,其目的是将光子向中间聚拢。在初级准直器下方是可变钨门,其有3个固定的开口大小。在TOPAS模拟机头过程中,入射电子能量、位置、方向均呈高斯分布,平均能量为6 MeV。通过调试这些高斯分布标准差使得在水箱的模拟剂量分布曲线与测量值一致,以此保证获得的相空间文件准确可靠。尽管使用TOPAS模拟该过程非常耗时,但一旦生成相空间文件,后续的模拟只需读取相空间文件记录的粒子信息即可,无需针对不同患者再对机头进行建模。

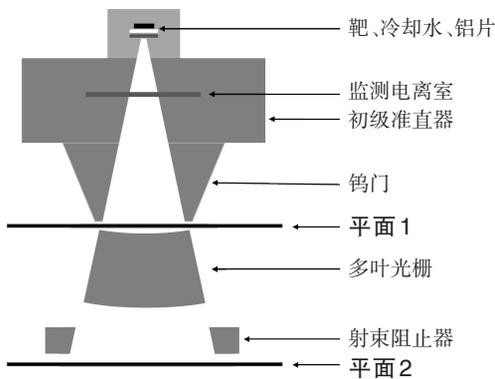


图2 TOMO 机头建模示意图

Figure 2 Schematic diagram of TOMO treatment head modeling

1.4 MLC 输运

TOMO 系统的另一特点在于其 64 个二进制 MLC,单一叶片仅有完全打开和完全关闭两种状态,在等中心点投影宽度为 0.625 cm。光子在 MLC 里输运,要么发生反应被吸收,要么不被吸收,可以通过调制光子的权重来表达这一过程。假设某一光子沿其方向传播过程中只穿过单个叶片 a,且叶片关闭时该光子不被吸收的概率为 P_a ,叶片开启时为 1,模拟时只需根据该叶片开闭情况来给该光子权重赋值即可。 P_a 根据光子穿过叶片 a 的距离、光子的能量、对应的吸收截面^[16]预先计算。有些光子可能会穿过多个相邻叶片,本研究记录了每个光子穿过 3 个相邻叶片(a、b、c)的不被吸收的概率以及初始叶片 a 的序号。对于仅穿过 1 个或 2 个叶片的光子,额外添加的叶片不被吸收的概率用 1 来补充,舍弃掉穿过 3 个叶片以上的光子,Sterpin 等^[21]证明这种近似是有效的。

在治疗每一个投影中,每个叶片都有自己的打开时间 $t(0 < t < 1)$,代表在投影过程中,该叶片处于完全打开状态的时间占比为 t 。假设光子穿过的叶片 a、b、c 打开时间分别为 0.5、0.3、0.2,则有 0.2 的时间叶片全打开,有 0.1 的时间仅叶片 c 关闭,有 0.2 的时间仅叶片 b、c 关闭,有 0.5 的时间 3 个叶片均关闭。该光子经过 MLC 后的权重 W 可用下式表示:

$$W = 0.5 \cdot P_a \cdot P_b \cdot P_c + 0.2 \cdot P_b \cdot P_c + 0.1 \cdot P_c + 0.2 \quad (1)$$

1.5 患者体内输运

使用基于 GPU 加速的蒙特卡罗剂量计算引擎 ARCHER 来模拟光子在体内的输运,用 CT 图像来建立个性化人体模型,通过 HU 值转化为对应的密度与材料。在 ARCHER 里,分别预设 5 种人体常见材料,分别为空气、肺、水、软组织和骨头。在治疗的过程中,辐射源随着支架连续旋转,与此同时,治疗床也往前移动,即光子入射人体的方向以及患者摆放位置不断在改变。为直观表示,临床上使用每圈 51 个离散投影角度来表述此连续过程,在此基础上,ARCHER 对每个光子均使用随机数来采样获得其在两相邻投影角度间的角度,同时获得对应的等中心点坐标。

1.6 模型验证与临床测试

将本研究开发的 TOMO 快速蒙特卡罗剂量计算模块集成到商业软件 ArcherQA。为验证模型的准确性,比较水箱中不同开野条件下 ArcherQA 模拟值与测量值的剂量差异,包括百分深度剂量(Percent Depth Dose, PDD)曲线以及横向剂量分布和纵向剂量分布。模拟的水箱大小为 50 cm×20 cm×30 cm,体素大小为 2 mm×2 mm×1 mm。实际测量在郑州大学第一附属医院放疗科 Tomo HD 机器上进行,3 种开野条件分别为 40 cm×5.0 cm、40 cm×2.5 cm、40 cm×1.0 cm,分别对应 TOMO 的 3 种固定的钨门开口。使用全局相对误差作为对比指标,其计算公式如下:

$$\zeta = |d_{sim} - d_{mea}| / d_{mea \max} \quad (2)$$

其中, ζ 为全局相对误差, d_{sim} 为模拟值, d_{mea} 为测量值, $d_{mea \max}$ 为测量值中的最大值。

此外,从郑州大学第一附属医院选取 15 例临床病例进行临床测试。每例病例均从 TPS (Tomotherapy HD V5.01) 导出 CT 图像、RTPLAN、RTDOSE、RTSTURCT 文件,患者治疗信息均以 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 协议存储。ArcherQA 可以自动解析 DICOM 文件获得相关信息用于模拟,模拟得到的剂量分布再与 TPS 导出的 RTDOSE 进行 Gamma 分析。此外,本研究还将每例病例的治疗计划移植到三维体积剂量探测器 QA 模体 ArcCHECK,使用测量值再次对该模块进行检验。

2 结果

2.1 水箱测试

图3展示在3种开野情况下,ArcherQA水箱模拟结果与测量值的对比,分别对应坞门的3种开口情况。由于蒙特卡罗方法的统计特性,尽管ArcherQA模拟统计误差小于1%,结果仍有些震荡。舍去小于最大值10%的体素,40 cm×5.0 cm、40 cm×2.5 cm、40 cm×1.0 cm的

水箱测试中,ArcCHER计算的百分深度剂量、横向剂量分布、纵向剂量分布与对应测量值的平均全局相对误差分别为0.72%、0.66%、0.54%,98%以上体素全局相对误差小于1%,最大相对误差为2.3%。由此可知,ArcherQA模拟水箱的剂量分布结果与测量值有很好的—致性,证明ArcherQA对TOMO的机头建模是准确的,构建的相空间是可靠的。

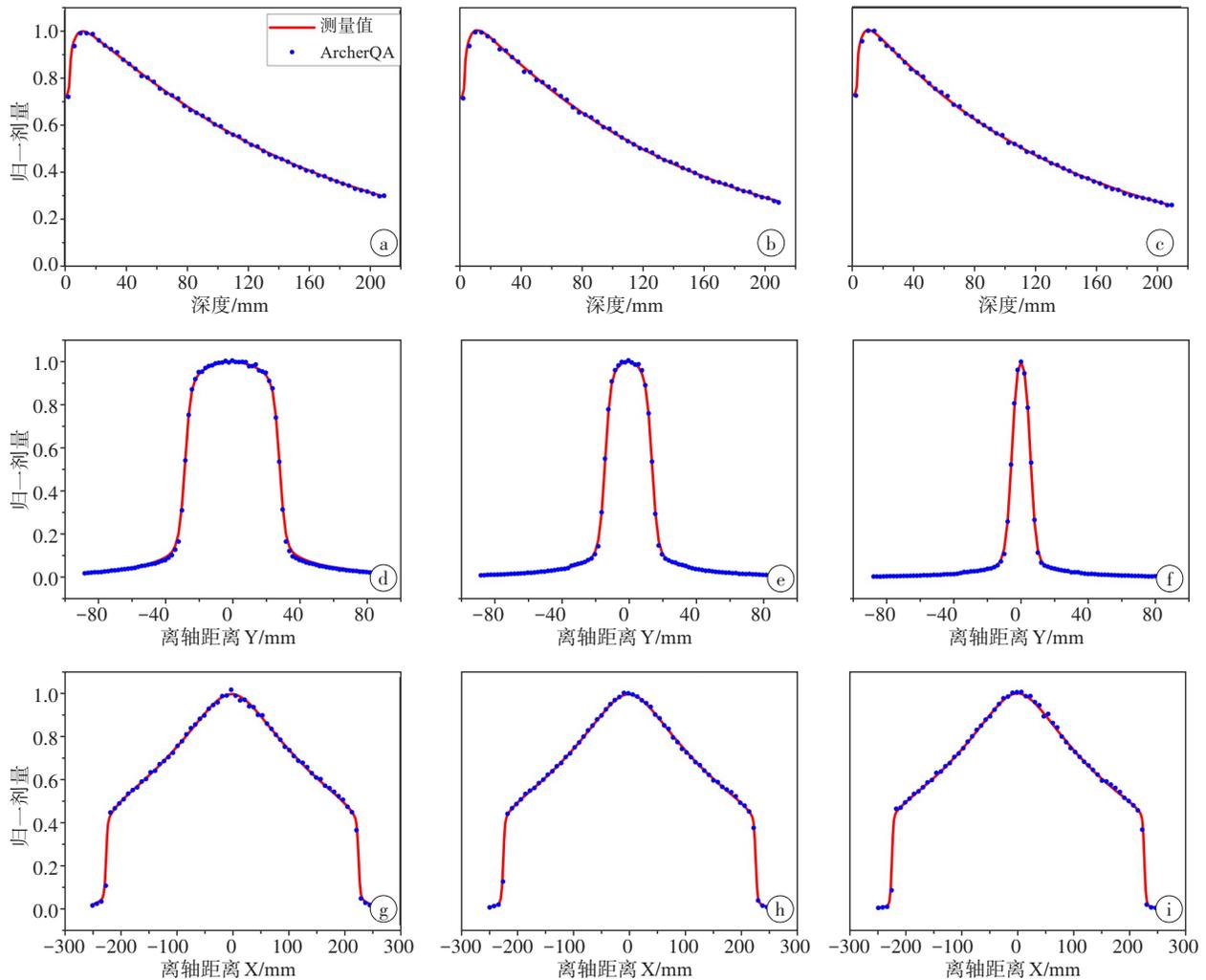


图3 ARCHER结果与测量值对比
Figure 3 Comparison of ARCHER results with the measured values

图3a、b、c分别为40 cm×5.0 cm、40 cm×2.5 cm、40 cm×1.0 cm开野情况下PDD曲线对比,图3d、e、f为水下10 cm深度的纵向剂量对比,图3g、h、i为水下10 cm深度的横向剂量对比。红色线为测量值,蓝色点为ArcherQA模拟值,数据均在最大值进行归一化

2.2 临床病例验证

由于TOMO同时旋转机架和移动治疗床的特点,其能覆盖的靶区范围非常广,很适合用于治疗超长靶区的病例^[25]。图4展示了全身照射病例ArcherQA模拟剂量与TPS计算剂量对比图,其中图4a为TPS计算的冠状面二维剂量分布图,其叠加在患者CT图像上;图4b为同一冠状面ARCHER计

算的剂量图;图4c为二者的剂量差异分布图。

本研究使用15例不同部位的临床病例进行测试,包括5例头颈部病例、5例胸腹部病例以及5例全身病例。除了对比ArcherQA模拟值与TPS计算值,还对每例病例进行QA测量,使用测量值作为基准,分别对ArcherQA和TPS计算值进行Gamma分析,结果如图5所示。计算Gamma通过率时,设置位置误差阈值为

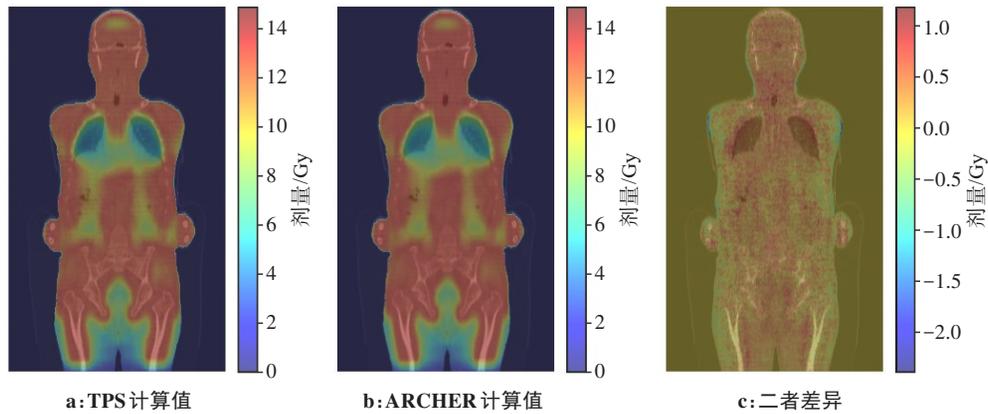


图4 全身病例剂量对比图

Figure 4 Comparison of dose distribution for a total body irradiation case

2 mm, 剂量误差阈值为2%, 仅统计剂量大于处方剂量10%的体素。ArcherQA与TPS的平均Gamma通过率为98.1%, TPS与测量值的平均Gamma通过率为99.1%, 而ArcherQA与测量值的平均Gamma通过率为99.4%。由于前者对比的剂量计算模体为患者的CT图像, 而后者对比的剂量计算模体为较均匀的ArcCHECK, 因此前者的Gamma通过率相对较低。

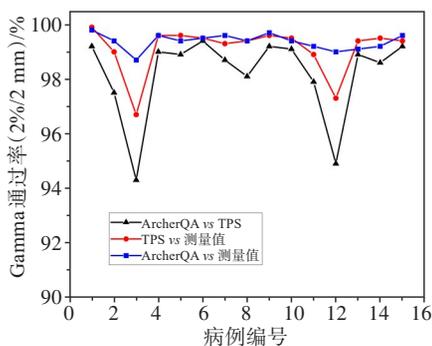


图5 ARCHER、TPS、测量值三者两两之间的Gamma通过率图

Figure 5 Gamma passing rates between ARCHER, TPS and the measured values

ArcherQA模拟平台使用一块NVIDIA GeForce RTX 3080 GPU显卡。为验证ArcherQA的效率, 本研究统计了ArcherQA模拟该15例病例所花的时间。由于TOMO的治疗靶区长度范围较广, 不同治疗计划的投影个数由几百到几千, 若每个投影模拟的粒子数太少则会导致统计误差过高, 太多则会降低模拟效率和超出GPU内存限制。本研究中, 将相空间储存的 1×10^8 个粒子数均匀分配给每个投影, 此外每个粒子数重复模拟100次, 确保每例病例的统计误差均小于1%。经过统计模拟时间发现, 基于患者CT计算所花的平均时间为87 s, 而基于ArcCHECK模体计

算平均时间为64 s, 其中二者在过程1(读入相空间文件)和过程2(模拟粒子在MLC运输)花费的时间一致, 分别为2 s和4 s; 不同在于过程3, 前者为模拟粒子在患者体内运输, 用时81 s, 而后者为模拟粒子在ArcCHECK模体上的运输, 用时58 s。

3 讨论

TOMO得益于扇形束和螺旋断层扫描的方式, 能从更多方向照射, 在避开健康器官组织的同时使靶区剂量更均匀。放疗中二次剂量验证对确保放疗计划的准确性和安全性至关重要。传统基于测量的剂量验证方法只能在加速器空余时进行, 因此临床上往往仅能对少量的患者进行二次剂量验证。另一方面, 患者解剖信息因人而异, 单一的三维模体很难反映人体的异质性。本研究基于ArcherQA软件平台, 开发用于TOMO剂量验证模块, 仅需一台电脑便可随时进行二次剂量验证, 这无疑提高了临床工作的效率。此外, 该剂量验证方法是基于患者影像信息进行模拟计算的, 能考虑到不同患者解剖信息的差异。更重要的是, 该方法完成1例患者基于CT的剂量验证仅需87 s, 基于ArcCHECK模体的剂量验证仅需64 s, 该效率足以支持对所有患者进行剂量验证。

本研究首先采用蒙特卡罗软件TOPAS建立TOMO加速器的机头模型, 通过模拟粒子在机头中运输生成相空间文件, 然后使用一种快速的透射粒子权重调制算法来模拟粒子在MLC中的运输, 最后调用商业软件ArcherQA中的粒子运输, 实现TOMO全蒙特卡罗剂量计算。在模体ArcCHECK验证中, ArcherQA与测量值的平均Gamma通过率为99.4%。此外, 编号3和编号12病例的ArcherQA与TPS的Gamma通过率小于95%, 且对应的TPS与测量值的通过率也低于ArcherQA与测量值的通过率(96.7% vs 98.7%、97.3% vs 99.0%), 证明了

ArcherQA 较 TPS 与测量值有更高的一致性,该结果充分体现了本研究的意义,在实际应用中,仅对比 ArcherQA 与 TPS 的计算值,当发现二者存在较大差异时,提醒物理师需对该治疗计划进行再次检查,以确保患者的安全性。

通用蒙特卡罗方法尽管准确性已被充分论证,但因耗时而难以用于临床^[10-12]。目前 TPS (Tomotherapy HD V5.01)使用的卷积/叠加算法尽管计算效率高,但有许多文献报道其在处理非均匀组织剂量时存在较大剂量误差,这种剂量计算不准确的情况通常出现在建成区域的空腔后方^[26-28]。本研究的剂量计算引擎采用基于 GPU 加速的蒙特卡罗算法,其通过简化物理模型和 GPU 并行技术来实现对蒙特卡罗算法的加速,具有很高的准确性和效率。

之前报道了许多基于蒙特卡罗方法进行剂量验证的研究。Yuan 等^[8]基于 DPM 建立了 TOMO 虚拟源模型,分别在水箱、RANDO 模体和头颈部临床病例中进行验证。尽管在水箱和不均匀模体上,虚拟源与 TPS 计算的剂量差异小于 2%,但是在头颈部病例上,胶片实测与虚拟源计算的剂量分布的 Gamma 通过率只有 85.7% (3%/3 mm),模拟病例需花费的总时间达到 1 621.4 min。Sarin 等^[6]基于 EGSnrc 软件建立 Varian Clinac iX 6 MV 机头模型,其将机头模型分为两部分:第一部分在均门上方,这些组件不随患者治疗计划而改变,第二部分在 MLC 下方,这些组件根据患者靶区形状进行调整,以实现适形治疗,其仅对比了模拟值与水箱测量值,发现平均误差达 4.6%,不足在于其没有对比患者体内三维剂量分布,也没关注剂量计算的效率。尽管不同加速器的机头构造有所不同,建模方法也有所差异,但最终的模拟效率取决于剂量计算引擎的算法效率。相比于 DPM 和 EGSnrc 等通用蒙特卡罗算法,本研究采用 GPU 加速和简化的 MLC 输运算法,计算效率显著提高,且在临床病例中,完成一次基于 CT 的模拟仅需 87 s,完成一次基于 ArcCHECK 模体仅需 64 s。

4 结论

本研究基于快速蒙特卡罗剂量计算引擎 ARCHER 开发用于 TOMO 的剂量验证模块,并集成到商业软件 ArcherQA。通过与临床测量值和 TPS 计算结果进行比较,证明该模块能准确地计算患者剂量,并且具有极高的计算效率。因此,该模块未来能用于 TOMO 计划的临床剂量验证。

【参考文献】

- [1] Shimizu H. Tomotherapy[M]//Nagata Y. Stereotactic body radiation therapy: principles and practices. Singapore: Springer Nature Singapore, 2023: 263-276.
- [2] Mackie TR, Balog J, Ruchala K, et al. Tomotherapy[J]. Semin Radiat

- Oncol, 1999, 9(1): 108-117.
- [3] 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.
- [4] 闫冰,吴爱林,薛旭东,等. ArcCheck 探测螺旋断层放疗误差的敏感性[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(6): 666-671.
- [5] Yan B, Wu AL, Xue XD, et al. Sensitivity of ArcCheck to detect dose delivery errors in helical tomotherapy[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38(6): 666-671.
- [6] Piffer S, Casati M, Marrazzo L, et al. Validation of a secondary dose check tool against Monte Carlo and analytical clinical dose calculation algorithms in VMAT[J]. J Appl Clin Med Phys, 2021, 22(4): 52-62.
- [7] Sarin B, Bindhu B, Saju B, et al. Validation of PRIMO Monte Carlo model of Clinac[®]iX 6 MV photon beam[J]. J Med Phys, 2020, 45(1): 24-35.
- [8] Thiele M, Galonske K, Ernst I, et al. Development of a LINAC head model for the CyberKnife VSI-system using EGSnrc Monte Carlo system[J]. J Appl Clin Med Phys, 2023, 24(12): e14137.
- [9] Yuan JK, Rong Y, Chen Q. A virtual source model for Monte Carlo simulation of helical tomotherapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(1): 4992.
- [10] Kosaka T, Takatsu J, Inoue T, et al. Effective clinical applications of Monte Carlo-based independent secondary dose verification software for helical tomotherapy[J]. Phys Med, 2022, 104: 112-122.
- [11] 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.
- [12] Kawrakow I, Walters BR. Efficient photon beam dose calculations using DOSXYZnrc with BEAMnrc[J]. Med Phys, 2006, 33(8): 3046-3056.
- [13] Perl J, Shin J, Schumann J, et al. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications[J]. Med Phys, 2012, 39(11): 6818-6837.
- [14] Franciosini G, Battistoni G, Cerqua A, et al. GPU-accelerated Monte Carlo simulation of electron and photon interactions for radiotherapy applications[J]. Phys Med Biol, 2023, 68(4): 044001.
- [15] Li YB, Sun WZ, Liu HD, et al. Development of a GPU-superposition Monte Carlo code for fast dose calculation in magnetic fields[J]. Phys Med Biol, 2022, 67(12): 125002.
- [16] Liu TY, Su L, Du XN, et al. Parallel Monte Carlo methods for heterogeneous hardware computer systems using GPUs and coprocessors: recent development of ARCHER code[C]. Knoxville: American Nuclear Society Radiation Protection and Shielding Topical Meeting, 2014: 54.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] 毛玲丽. 核磁共振放射治疗系统中中辐射剂量受磁场影响问题的研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2021.
- [20] Mao LL. Research on the radiation dosimetry of MRIgRT system under magnetic field[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2021.
- [21] 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.
- [22] Adam DP, Liu TY, Caracappa PF, et al. New capabilities of the Monte Carlo dose engine ARCHER-RT: clinical validation of the Varian TrueBeam machine for VMAT external beam radiotherapy[J]. Med Phys, 2020, 47(6): 2537-2549.
- [23] Kapatoes JM, Olivera GH, Balog JP, et al. On the accuracy and effectiveness of dose reconstruction for tomotherapy[J]. Phys Med Biol, 2001, 46(4): 943-966.
- [24] Sterpin E, Salvat F, Olivera GH, et al. Analytical model of the binary multileaf collimator of tomotherapy for Monte Carlo simulations[J]. J Phys Conf Ser, 2008, 102(1): 012022.
- [25] Balog JP, Mackie TR, Wenman DL, et al. Multileaf collimator interleaf transmission[J]. Med Phys, 1999, 26(2): 176-186.
- [26] Hsiao YY. Application of Monte Carlo methods in tomotherapy and radiation biophysics[D]. West Lafayette: Purdue University, 2008.
- [27] Jeraj R, Mackie TR, Balog J, et al. Radiation characteristics of helical tomotherapy[J]. Med Phys, 2004, 31(2): 396-404.
- [28] Wang HY, Liu JQ, Pi YF, et al. Technical note: factors affecting dose distribution in the overlap region of two-segment total body irradiation by helical tomotherapy[J]. Radiat Oncol, 2020, 15(1): 257.
- [29] Jones AO, Das IJ. Comparison of inhomogeneity correction algorithms in small photon fields[J]. Med Phys, 2005, 32(3): 766-776.
- [30] Davidson SE, Ibbott GS, Prado KL, et al. Accuracy of two heterogeneity dose calculation algorithms for IMRT in treatment plans designed using an anthropomorphic thorax phantom[J]. Med Phys, 2007, 34(5): 1850-1857.
- [31] McNutt TR, Mackie TR, Paliwal BR. Analysis and convergence of the iterative convolution/superposition dose reconstruction technique for multiple treatment beams and tomotherapy[J]. Med Phys, 1997, 24(9): 1465-1476.

(编辑:谭斯允)