

基于GPU加速的筒串卷积剂量计算算法的准确性验证

吕昂^{1,2}, 徐子皓^{1,2}, 孙光耀³, 赵云³, 郑华庆^{3,4,5}, 贾婧^{3,4,5}, 蒋洁琼¹

1. 中国科学院合肥物质科学研究院, 安徽 合肥 230031; 2. 中国科学技术大学研究生院科学岛分院, 安徽 合肥 230031; 3. 中子科学国际研究院, 山东 青岛 266199; 4. 中科超精(南京)科技有限公司, 江苏 南京 210044; 5. 中科超精(安徽)先进技术研究院有限公司, 安徽 合肥 230031

【摘要】目的:验证基于GPU加速的筒串卷积剂量计算算法的准确性以及临床可行性。**方法:**以调强放射治疗计划系统软件KylinRay-TPSe为平台,分别根据中华人民共和国医药行业标准YY 0775、YY/T 0889以及部分临床例题对基于GPU加速的筒串卷积剂量计算算法进行测试。在YY 0775标准测试中,对特定照射几何条件下水模体中规定计算点的剂量进行计算并与剂量参考值进行比较。在YY/T 0889标准测试中,对调强计划中固体水模体上特定位置的点剂量和面剂量进行计算并与实验测量得到的剂量值进行比较。在临床例题测试中,采用头颈部、胸腹部、盆腔部肿瘤临床病例各5例,从Pinnacle³计划系统中导出患者的治疗计划信息并导入到KylinRay-TPSe中,通过调用基于GPU加速的筒串卷积剂量计算算法对患者体内的剂量分布进行计算,提取计算结果中靶区和危及器官的剂量学参数,与Pinnacle³的计算结果进行 t 检验,并比较等中心面的2D γ 通过率和3D γ 通过率。**结果:**基于GPU加速的筒串卷积剂量计算算法满足YY 0775标准和YY/T 0889标准的准确性要求。在临床例题测试中,计划靶区和危及器官中的各项剂量学参数与Pinnacle³计算结果的差异均无统计学意义($P>0.05$),所有例题等中心面的2D γ 通过率均在95.1%以上,3D γ 通过率均在95.0%以上。**结论:**基于GPU加速的筒串卷积剂量计算算法具有较高的准确性,满足临床使用的要求。

【关键词】筒串卷积;治疗计划系统;光子放疗;剂量计算

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)09-1075-08

Accuracy verification of GPU-accelerated collapsed cone convolution algorithm for dose calculation

LÜ Ang^{1,2}, XU Zihao^{1,2}, SUN Guangyao³, ZHAO Yun³, ZHENG Huaqing^{3,4,5}, JIA Jing^{3,4,5}, JIANG Jieqiong¹

1. Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China; 2. Science Island Branch of Graduate School, University of Science and Technology of China, Hefei 230031, China; 3. International Academy of Neutron Science, Qingdao 266199, China; 4. SuperAccuracy Science & Technology Co., Ltd, Nanjing 210044, China; 5. SuperAccuracy Advanced Technology Research Institute Co., Ltd, Hefei 230031, China

Abstract: Objective To verify the accuracy and clinical feasibility of GPU-accelerated collapsed cone convolution algorithm for dose calculation. **Methods** The GPU-accelerated collapsed cone convolution algorithm was tested based on the national standards YY 0775, YY/T 0889 and some clinical cases with the treatment planning system KylinRay-TPSe as platform. In the test by the national standard YY 0775, the dose at a specified calculation point in a water phantom under specific irradiation geometrical condition was calculated and compared with a reference dose. In the test by the national standard YY/T 0889, the dose at a specific point or plane on the solid water phantom in intensity-modulated radiotherapy plan was calculated and compared with the dose value measured in the experiment. The clinical case test was carried out on 5 clinical cases of head and neck tumor, 5 of chest and abdomen tumor and 5 of pelvic tumor. The patient's treatment plan information was exported from the Pinnacle³ TPS and imported into KylinRay-TPSe, and the dose distribution was calculated with GPU-accelerated collapsed cone convolution algorithm. The dosimetric parameters of target areas and organs-at-risk were compared with the calculation results of Pinnacle³ TPS by t -test, and the 2D gamma passing rates of the isocenter plane and the 3D gamma passing rates were compared. **Results** The GPU-accelerated collapsed cone convolution dose algorithm met the accuracy requirements of the national standards YY 0775 and YY/T 0889. In the clinical case test, there was no

【收稿日期】2023-03-24

【基金项目】安徽省科技重大专项(18030801135);南京生命健康科技专项(202110028);南京江北新区重点研发计划项目(ZDYF20200219)

【作者简介】吕昂,硕士,研究方向:剂量计算,E-mail: lvang@mail.ustc.edu.cn

statistically significant difference in the dosimetric parameters of target areas and organs-at-risk ($P > 0.05$), and the 2D gamma passing rates of the isocenter plane and the 3D gamma passing rates were above 95.1% and 95.0%. **Conclusion** The GPU-accelerated collapsed cone convolution algorithm has high dose calculation accuracy and meets the requirements for clinical treatment.

Keywords: collapsed cone convolution; treatment planning system; photon radiotherapy; dose calculation

前言

放射治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)是放射治疗的重要组成部分。TPS可以根据病人的临床诊断结果制定出相应的治疗计划并对计划进行评估。剂量计算是TPS中的核心模块之一,剂量计算的结果是否准确,对于放射治疗的有效性和安全性起着至关重要的作用^[1]。目前临床上使用的光子剂量计算方法主要包括蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)方法和解析方法。MC方法是目前剂量计算中精度最高的算法,它经常作为金标准与其他算法进行对比,但是要达到较高的精度需要耗费大量的计算时间^[2]。解析方法包括各向异性解析算法、简串卷积算法(Collapsed Cone Convolution, CCC)等。与MC方法相比,基于模型的解析方法在计算精度与计算速度上取得了平衡,因此解析方法在商用TPS上得到了广泛的应用^[3]。与其他解析方法相比,CCC算法在非均匀介质中有着更好的精度^[4-7],被Pinnacle³、RayStation等主流商用TPS所采用。本研究使用的基于GPU加速的简串卷积剂量计算算法(以下简称为基于GPU加速的CCC算法)由凤麟核集团研究开发,其在CCC算法的基础上使用GPU加速技术对计算过程进行优化。此外,凤麟核集团长期对精准放射治疗关键物理与技术进行研究^[8-10],开发了具有自主知识产权的精准放射治疗系统“麒麟刀”KylinRay-TPSe^[11-14]。本论文以KylinRay-TPSe为平台,根据中华人民共和国医药行业标准YY 0775、YY/T 0889以及部分临床病例对基于GPU加速的CCC算法的准确性和临床可行性进行验证。

1 CCC算法

CCC算法由Ahnesej^[15]于1989年提出,是一种卷积叠加方法。卷积叠加主要考虑两个过程:其一是光子与物质发生相互作用,将能量沉积在模体介质中,光子在单位质量的介质中释放的全部能量称为比释总能(Total Energy Release Per Unit Mass, TERMA);其二是光子与物质相互作用产生的次级电子向各个方向运动并且具有一定的射程,将能量传递到光子作用点周围的介质中,沉积的全部能量在空间中的分布用能量沉积核(kernel)表示^[16]。剂

量由TERMA和kernel卷积得到,如式(1)所示^[17]:

$$D(\mathbf{r}) = \iiint_V T(\mathbf{r}') k(\mathbf{r} - \mathbf{r}') d^3 \mathbf{r}' \quad (1)$$

式中, \mathbf{r} 是模体中某一点的位置, \mathbf{r}' 是光子与物质相互作用的作用点位置, $D(\mathbf{r})$ 是 \mathbf{r} 处的吸收剂量, $T(\mathbf{r}')$ 是位置 \mathbf{r}' 处的TERMA, $k(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$ 是光子在作用点 \mathbf{r}' 处产生的次级电子在 \mathbf{r} 处单位体积的能量沉积份额。

TERMA由式(2)计算得到:

$$T(\mathbf{r}) = \frac{\bar{\mu}}{\rho}(\mathbf{r}) \Psi(\mathbf{r}) \quad (2)$$

式中, $\frac{\bar{\mu}}{\rho}(\mathbf{r})$ 表示位置 \mathbf{r} 处的平均质量衰减系数, $\bar{\mu}(\mathbf{r})$ 表示位置 \mathbf{r} 处的平均线性衰减系数,由式(3)对能量为 E_i 的光子的线性衰减系数 $\mu(\mathbf{r}, E_i)$ 按照能谱 $\omega(E_i)$ 加权得到:

$$\bar{\mu}(\mathbf{r}) = \sum_i \omega(E_i) \mu(\mathbf{r}, E_i) \quad (3)$$

式(1)中的kernel是对单能kernel按照能谱加权得到,单能kernel由MC模拟得到^[18], $k(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$ 的计算方法如式(4)所示:

$$k(\mathbf{r} - \mathbf{r}') = \sum_i \omega(E_i) k(\mathbf{r} - \mathbf{r}', E_i) \quad (4)$$

式中, $k(\mathbf{r} - \mathbf{r}', E_i)$ 是能量为 E_i 的光子在作用点 \mathbf{r}' 处产生的次级电子在 \mathbf{r} 处单位体积的能量沉积份额。

对于某个计算点,它的剂量等于空间中每一个光子作用点的TERMA与该计算点kernel的卷积。要得到空间剂量网格就需要对空间中的所有计算点进行卷积叠加。对于三维空间计算的时间复杂度为 $O(N^6)$,加入非均匀修正后复杂度达到 $O(N^7)$ ^[19], N 是每个维度体素的数量。在CCC算法中,kernel被划分为一组具有一定立体角的简串,每个光子作用点都是一组简串的中心交点,假设能量只沿着简串轴传输和吸收,那么每个计算点的剂量就等于所有穿过这一点的简串轴在该点的卷积叠加。这种近似减少了卷积叠加的次数,将计算的时间复杂度降为 $O(N^4 M)$, M 是每组简串的数量。

为了进一步提高计算速度,基于GPU加速的CCC算法采用了GPU和CPU异构加速技术,在GPU计算当前一个beam的剂量时,CPU采用多线程进行下一个beam的CPU部分的准备工作,同时根据GPU的特点,将计算量接近的剂量点放在同一个GPU线

程束中进行计算,以保证更好地利用GPU的计算资源,同时算法还为GPU部分计算进行了相应的数据结构优化,减少计算过程中的数据拷贝和寻址时间。

2 测试方法与例题介绍

2.1 测试内容简介

为了全面地验证基于GPU加速的CCC算法的准确性与临床可行性,本论文的测试内容分为YY 0775、YY/T 0889标准测试以及临床例题测试3个部分。本研究以治疗计划系统KylinRay-TPSe为平台,调用本研究所用的剂量计算算法,对表1中的测试内

容分别进行测试验证。YY 0775标准测试对特定照射几何条件下水模体中规定计算点的剂量进行计算,再根据计算值与参考值之间的差异,验证剂量计算算法的准确性。在YY/T 0889标准测试中,对调强计划下固体水模体上特定位置的点剂量和面剂量进行计算,通过与实验测量得到的剂量值进行比较,验证剂量计算算法在调强计划下的准确性。在临床例题测试中,对真实临床病例的剂量分布进行计算,通过与相同治疗计划下Pinnacle³的计算结果进行对比,验证剂量计算算法在临床使用中的准确性是否与主流商用TPS一致。

表1 测试内容说明
Table 1 Description of test contest

测试名称	模体类型	测试内容	对比对象
YY 0775 标准测试	水模体	计算指定位置的点剂量	IAEA 1540 号报告给出的剂量测量值
YY/T 0889 标准测试	固体水模体	计算指定位置的点剂量和面剂量	实验得到的剂量测量值
临床例题测试	真实临床病例	计算靶区和危及器官的剂量学参数以及等中心面的剂量分布	相同计划下 Pinnacle ³ 的计算结果

2.2 YY 0775 标准测试方法

YY 0775 标准是由国家食品药品监督管理局于2010年发布的《远距离放射治疗计划系统X(γ)射束剂量计算准确性要求和试验方法》,规定了远距离放射治疗计划系统的剂量计算准确性要求和试验方法^[20]。YY 0775 标准采用IAEA 1540号报告给出的数据包对测量点的剂量参考值进行规定^[21]。本研究根据该标准对12道测试例题规定位置的点剂量进行验证,共包含489个测量点。在测试时首先按照YY 0775 标准在KylinRay-TPSe中分别建立6、10和18 MV的光子射束模型并设置测量点,再使用基于GPU加速的CCC算法对测量点处的剂量进行计算。将计算结果与数据包中的剂量参考值进行对比并计算出误差,误差的计算方法如下:

$$\delta = (D_c - D_r) / D_x \times 100\%$$

(5)

式中, δ 是测量点的相对误差, D_c 是测量点的剂量计算值(cGy), D_r 是测量点的剂量参考值(cGy),对于射野内测量点, D_x 是测量点的剂量参考值(cGy),对于射野边缘外测量点, D_x 是射束轴上相同深度处的剂量参考值(cGy),对于复杂几何条件且中心轴被遮挡条件下、射野边缘外中心束轴测量点, D_x 是开放野相同深度处的剂量参考值(cGy)。

2.3 YY/T 0889 标准测试方法

YY/T 0889 标准是由国家食品药品监督管理局

局于2013年发布的《调强放射治疗计划系统一性能和试验方法》,测试例题包括多靶区、前列腺肿瘤、头颈部肿瘤、C形靶区(含两种情况,其中第二种情况的计划参数的剂量目标较第一种情况更为严格),测试内容包括点剂量、单野面剂量和复合野面剂量^[22]。首先通过实验测量得到该标准所规定的测量点和测量区域的剂量作为参考值,用于与计算值进行对比。实验使用的加速器为Varian VitalBeam 直线加速器,内置60对多叶光栅。测试模体为30 cm×30 cm×20 cm 固体水。YY/T 0889 标准中推荐使用AAPM TG119号报告中的数据包作为解剖结构数据,因此本测试的模体图像和勾画信息均使用AAPM TG119号报告的测试包^[23]。每道例题包括静态调强、动态调强和旋转调强3种调强计划。测量仪器包括PTW 0.6 cm³ 指型电离室及配套剂量仪、PTW OCTAVIUS 729 二维矩阵电离室、EBT3-0810 免冲洗胶片、Epson V850 Pro 扫描仪。计算结果的分析工具为PTW VeriSoft 6.2 软件和RIT 6.1 胶片分析软件。

实验采集数据之后,测试的流程包括:将模体图像和勾画信息加载到KylinRay-TPSe中、将调强计划导入并加载到相应的模体上、使用基于GPU加速的CCC算法计算、导出所需要的剂量计算结果并使用分析软件与实测数据进行对比。计算的剂量网格分辨率为4.0 mm×4.0 mm×2.5 mm。该标准对计算误差

所允许的范围进行了规定。点剂量计算误差按照式(5)计算,式中的 D_x 是靶区分次处方剂量(cGy)。点剂量需要满足:靶区内剂量计算误差不高于 $\pm 4.5\%$,危及器官内剂量计算误差不高于 $\pm 4.7\%$ 。单野面剂量由电离室测得,计算结果使用VeriSoft软件分析2D γ 通过率($\pm 3\%/3\text{ mm}$ 标准)。复合野面剂量由胶片测得,计算结果使用RIT软件分析2D γ 通过率。面剂量需要满足:单野面剂量 γ 通过率不低于93%,复合野面剂量 γ 通过率不低于88%。

2.4 临床例题测试方法

本文使用头颈部、胸腹部、盆腔部病例各5例作为对比病例,所有的对比病例均为病例题库中收集到的已经完成治疗的患者计划。对比病例的治疗计划均为静态调强计划,且均在Pinnacle³上设计并实施。将患者的CT图像、勾画信息、治疗计划以及剂量分布以DICOM格式(包括CT、RT Structure、RT Plan和RT Dose)从Pinnacle³中导出并导入到KylinRay-TPSe中,使用基于GPU加速的CCC算法对例题进行计算,比较在相同计划下基于GPU加速的CCC算法的计算结果与Pinnacle³计算结果的剂量学差异。KylinRay-TPSe和Pinnacle³的剂量网格分辨率均为 $4.0\text{ mm}\times 4.0\text{ mm}\times 2.5\text{ mm}$ 。

通过DVH评估计划靶区(Planning Target Volume, PTV)和危及器官的剂量学差异。对靶区的评价选取 D_2 、 D_{98} 、平均剂量(D_{mean})以及均匀性指数(Homogeneity Index, HI)和适形度指数(Conformity Index, CI)^[24]。 $HI=(D_2-D_{98})/D_{50}$,式中, D_2 、 D_{50} 和 D_{98} 分别是靶区2%、50%、98%体积的照射剂量,HI越小表示靶区内剂量分布的均匀性越好。 $CI=(V_{t,\text{ref}}/V_t)\times(V_{t,\text{ref}}/V_{\text{ref}})$,式中, $V_{t,\text{ref}}$ 是靶区内处方等剂量线包绕的体积, V_t 是靶区体积, V_{ref} 是处方等剂量线包绕的体积,CI的取值为0~1,CI值越接近1表示靶区的适形度越好。头颈部危及器官选择脑干、左右晶体、左右视神经,评价指标都选择1%的体积剂量 D_1 ;胸腹部危及器官选择脊髓、左右肺、心脏,评价指标选择脊髓1%的体积剂量 D_1 ,左右肺的5、20 Gy的剂量体积 V_5 、 V_{20} ,心脏30和40 Gy的剂量体积 V_{30} 和 V_{40} ;盆腔部危及器官选择膀胱和左右股骨头,评价指标都选择 D_{mean} 。

2.5 统计学方法

使用IBM SPSS 25.0软件数据进行处理,符合正态分布的计量资料采用均数 \pm 标准差表示,采用配对 t 检验。 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。此外,以Pinnacle³的剂量计算结果为参考值,使用VeriSoft软件分析基于GPU加速的CCC算法的计算结果在等中心平面的2D γ 通过率和3D γ 通过率($\pm 3\%/3\text{ mm}$ 标准)^[25]。

3 结果与讨论

3.1 YY 0775 标准测试结果与讨论

基于GPU加速的CCC算法对YY 0775标准的测试结果如表2所示,表中统计了每道例题在3种能量下射束中心轴、射野内以及射野外剂量的平均误差(误差绝对值的平均值)和允许误差。所有测试例题的计算误差均在YY 0775标准允许范围之内。测试结果的误差绝对值的分布情况见图1。由图1可知,在6、10、18 MV射束能量下,误差要求2%以内的测量点的平均误差分别为0.42%、0.78%、0.67%,误差要求3%以内的测量点的平均误差分别为0.99%、1.13%、1.02%,误差要求4%以内的测量点的平均误差分别为1.73%、1.55%、1.46%。对于所有误差要求2%以内的测量点,95%的误差绝对值小于1.71%;对于所有误差要求3%以内的测量点,95%的误差绝对值小于2.60%;对于所有误差要求4%以内的测量点,95%的误差绝对值小于3.41%。结果表明,基于GPU加速的CCC算法在不同的几何条件下均能以较高的精度满足YY 0775标准所规定的精度要求。

3.2 YY/T 0889 标准测试结果与讨论

对YY/T 0889标准规定的多靶区、模拟前列腺肿瘤、模拟头颈部肿瘤、C形靶区(第一种情况,以下简称C形1)和C形靶区(第二种情况,以下简称C形2)5种例题在静态、动态、旋转3种调强计划下相应位置的点剂量、单野面剂量和复合野面剂量进行测试。点剂量的测试结果如表3所示,包括靶区测量点(多靶区的所有测量点以及其他例题的等中心测量点)和危及器官测量点(前列腺、头颈和C形靶区的非等中心测量点)剂量的计算误差。其中,对于靶区内的测量点,静态调强计划的最大计算误差为-3.94%,动态调强计划的最大计算误差为1.58%,旋转调强计划的最大计算误差为-2.67%,均满足 $\pm 4.5\%$ 的要求;对于危及器官测量点,静态调强计划的最大计算误差为3.12%,动态调强计划的最大计算误差为-2.98%,旋转调强计划的最大计算误差为3.20%,均满足 $\pm 4.7\%$ 的要求。

面剂量的测试结果如表4所示,包括单野面剂量和复合野面剂量。单野照射时,每道例题测试7~9个不同角度的照射野,其中多靶区和前列腺各有7个野,头颈和C形靶区各有9个野。表4列出了每道例题单野面剂量(其中多靶区和前列腺各有7个野,头颈和C形靶区各有9个野)的 γ 通过率的平均值与标准差以及复合野面剂量的 γ 通过率。对于单野,静态调强计划中所有例题的最小 γ 通过率为94.0%,最小平均 γ 通过率为97.3%;动态调强计划中所有例题的

表 2 YY 0775 标准测试例题中心轴、射野内和射野外的平均误差和允许误差(%)

测试例序号	射野类型(除测试例3,SSD=100 cm)	中心轴剂量		射野内剂量		射野外剂量	
		平均误差	允许误差	平均误差	允许误差	平均误差	允许误差
1	正方形开野	0.59	2	0.89	3	1.00	3
2	矩形开野	0.69	2	1.10	3	1.03	3
3	SSD=85 cm	0.59	2	0.90	3	0.98	3
4	楔形野	1.45	3	1.15	3	-	-
5	中心挡块	1.55	3	0.60	3	-	-
6	非中心平面	-	-	1.00	3	0.94	3
7	L形不规则野	1.64	3	1.44	3	-	-
8	肺和骨非均匀介质	1.17	3	0.98	3	-	-
9	45°斜入射	0.33	3	0.79	3	-	-
10	半模体	-	-	0.80	3	-	-
11	非对称野	1.15	3	1.28	3	-	-
12	非对称楔形野	1.50	4	1.62	4	-	-

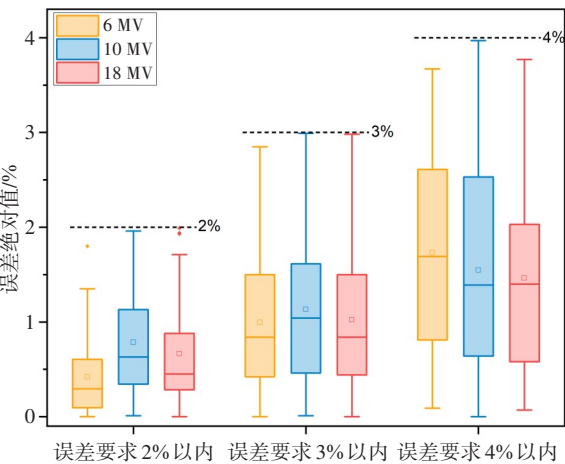


图 1 YY 0775 标准测试结果的误差绝对值的分布情况
Figure 1 Distribution of the absolute value of the error of the YY 0775 standard test results

最小 γ 通过率为93.2%,最小平均 γ 通过率为96.9%,均满足 γ 通过率不低于93%的要求。对于复合野,静态调强计划中最小 γ 通过率为99.4%,平均 γ 通过率为99.9%;动态调强计划中最小 γ 通过率为98.0%,平均 γ 通过率为99.6%;旋转调强计划中最小 γ 通过率为95.2%,平均 γ 通过率为99.3%,均满足 γ 通过率不低于88%的要求。结果表明,基于GPU加速的CCC算法对于调强计划具有较高的准确性。

3.3 临床例题测试结果与讨论

Pinnacle³的计算结果和基于GPU加速的CCC算法的计算结果在3组病例PTV与危及器官的剂量学参数的统计结果见表5~表7。由表可知,Pinnacle³和

表 3 YY/T 0889 标准测试点剂量的计算误差(%)

测试例	测量点位置	计算误差		
		静态	动态	旋转
多靶区	等中心	-1.59	1.21	0.65
	等中心上方4 cm	-3.94	-1.54	-2.67
	等中心下方4 cm	-1.78	-1.30	-1.76
前列腺	等中心	0.06	-0.96	2.16
	等中心下方4 cm	0.19	-1.51	1.61
头颈	等中心	0.92	1.58	1.80
	等中心下方4 cm	1.00	0.61	2.01
C形1	等中心	0.29	-0.81	0.01
	等中心上方2.5 cm	3.12	-2.98	3.20
C形2	等中心	1.07	0.59	-0.68
	等中心上方2.5 cm	0.74	-2.78	0.11

基于GPU加速的CCC算法的计算结果在PTV和危及器官的各项剂量学参数的差异均无统计学意义($P>0.05$)。结果表明,基于GPU加速的CCC算法在临床使用上具有准确性。

基于GPU加速的CCC算法对3组临床病例的计算结果与Pinnacle³的计算结果相比较,在等中心面的2D γ 通过率和3D γ 通过率如表8、表9所示。所有临床例题等中心面的2D平均 γ 通过率为98.6%,3D平均 γ 通过率为97.4%。其中头颈部组等中心面的2D平均 γ 通

表 4 YY/T 0889 标准测试单野面剂量和复合野面剂量的 γ 通过率(%)
Table 4 Gamma passing rates of single field dose and compound field dose tested by the
national standard YY/T 0889 (%)

测试例	测量区域	单野 γ 通过率		复合野 γ 通过率		
		静态	动态	静态	动态	旋转
多靶区	等中心平面	98.8±1.9	96.9±2.2	100.0	98.0	100.0
前列腺	等中心平面	97.3±2.2	97.0±2.8	100.0	100.0	100.0
头颈	等中心平面	98.9±2.0	98.4±1.8	100.0	99.1	99.1
	等中心下方 4.0 cm 平面	99.2±1.4	99.6±0.7	99.4	100.0	95.2
C 形 1	等中心平面	99.0±1.4	99.0±1.9	100.0	100.0	100.0
	等中心上方 2.5 cm 平面	100.0±0.0	99.4±0.7	100.0	99.5	100.0
C 形 2	等中心平面	100.0±0.0	98.9±2.0	100.0	100.0	100.0
	等中心上方 2.5 cm 平面	99.6±1.2	99.7±0.8	100.0	100.0	100.0

表 5 头颈部临床例题 Pinnacle³ 计算结果和基于 GPU 加速的 CCC 算法计算结果在 PTV 和危及器官的剂量学参数比较($\bar{x}\pm s, n=5$)
Table 5 Comparison of dosimetric parameters of target areas and organs-at-risk between the calculation results of Pinnacle³ and those of GPU-accelerated CCC algorithm in head and neck cases
(Mean±SD, n=5)

参数	Pinnacle ³ 计算结果	本文方法计算结果	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
PTV				
D ₂ /cGy	5 455±1 376	5 480±1 408	-0.505	0.640
D ₉₈ /cGy	5 062±1 311	5 065±1 336	-0.108	0.919
D _{mean} /cGy	5 280±1 354	5 269±1 387	0.335	0.754
CI	0.83±0.07	0.79±0.09	1.969	0.120
HI	0.08±0.03	0.08±0.03	-0.492	0.648
脑干				
D ₁ /cGy	3 048±1 866	3 262±1 726	-1.358	0.246
左晶体				
D ₁ /cGy	399±170	424±141	-0.873	0.432
右晶体				
D ₁ /cGy	408±227	458±199	-1.963	0.121
左视神经				
D ₁ /cGy	2 193±2 067	2 202±2 122	-0.107	0.920
右视神经				
D ₁ /cGy	1 585±1 268	1 692±1 272	-2.734	0.052

过率为 99.1%,3D 平均 γ 通过率为 98.5%;胸腹部组等中心面的 2D 平均 γ 通过率为 98.3%,3D 平均 γ 通过率为 96.3%;盆腔部组等中心面的 2D 平均 γ 通过率为 98.5%,3D 平均 γ 通过率为 97.6%。所有例题等中心面的 2D γ 通过率均不低于 95.1%,3D γ 通过率均不低于 95.0%。结果表明,基于 GPU 加速的 CCC 算法与 Pinnacle³ 对于

表 6 胸腹部临床例题 Pinnacle³ 计算结果和基于 GPU 加速的 CCC 算法计算结果在 PTV 和危及器官的剂量学参数比较($\bar{x}\pm s, n=5$)
Table 6 Comparison of dosimetric parameters of target areas and organs-at-risk between the calculation results of Pinnacle³ and those of the GPU-accelerated CCC algorithm in chest and abdomen cases (Mean±SD, n=5)

参数	Pinnacle ³ 计算结果	本文方法计算结果	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
PTV				
D ₂ /cGy	6 426±107	6 464±53	-0.855	0.441
D ₉₈ /cGy	5 877±79	5 880±196	-0.055	0.959
D _{mean} /cGy	6 225±52	6 240±62	-0.323	0.763
CI	0.80±0.05	0.76±0.05	1.777	0.150
HI	0.09±0.03	0.09±0.03	-0.343	0.749
脊髓				
D ₁ /cGy	3 877±182	3 789±239	1.399	0.234
左肺				
V ₅ /%	54.35±7.33	54.47±7.19	-0.223	0.835
V ₂₀ /%	27.53±8.80	28.30±9.02	-2.425	0.072
右肺				
V ₅ /%	35.84±10.85	36.75±11.30	-1.351	0.248
V ₂₀ /%	9.56±8.22	10.24±9.00	-1.139	0.318
心脏				
V ₃₀ /%	20.14±15.41	19.76±14.55	0.347	0.746
V ₄₀ /%	11.04±8.72	10.88±8.28	0.223	0.834

同一治疗计划所计算的剂量分布具有较高的一致性。

4 结 论

本研究测试结果证明,使用基于 GPU 加速的 CCC 算法符合中华人民共和国医药行业标准 YY

表7 盆腔部临床例题 Pinnacle³计算结果和基于GPU加速的CCC算法计算结果在PTV和危及器官的剂量学参数比较($\bar{x}\pm s, n=5$)

Table 7 Comparison of dosimetric parameters of target areas and organs-at-risk between the calculation results of Pinnacle³ and those of the GPU-accelerated CCC algorithm in pelvic cases (*Mean* \pm *SD, n=5*)

参数	Pinnacle ³ 计算结果	本文方法计算结果	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
PTV				
D ₂ /cGy	5 414±94	5 396±100	0.882	0.428
D ₉₈ /cGy	4 941±30	4 894±59	2.220	0.091
D _{mean} /cGy	5 227±53	5 192±63	1.901	0.130
CI	0.86±0.03	0.84±0.01	2.390	0.075
HI	0.09±0.02	0.10±0.02	-2.138	0.099
膀胱				
D _{mean} /cGy	4 710±152	4 740±119	-1.257	0.277
左股骨头				
D _{mean} /cGy	3 234±723	3 294±760	-1.942	0.124
右股骨头				
D _{mean} /cGy	3 256±461	3 329±486	-2.539	0.064

表8 Pinnacle³和基于GPU加速的CCC算法临床例题计算结果等中心面2D γ 通过率比较(%)

Table 8 Comparison of 2D gamma passing rate at isocenter layer in the clinical cases (%)

病例序号(头颈部)	2D γ 通过率	病例序号(胸腹部)	2D γ 通过率	病例序号(盆腔部)	2D γ 通过率
1	99.2	6	97.0	11	97.6
2	99.9	7	95.1	12	97.8
3	97.8	8	99.9	13	98.0
4	99.8	9	99.7	14	99.2
5	99.0	10	99.8	15	99.7
平均值	99.1	平均值	98.3	平均值	98.5

表9 Pinnacle³和基于GPU加速的CCC算法临床例题计算结果3D γ 通过率比较(%)

Table 9 Comparison of 3D gamma passing rate in the clinical cases (%)

病例序号(头颈部)	3D γ 通过率	病例序号(胸腹部)	3D γ 通过率	病例序号(盆腔部)	3D γ 通过率
1	97.7	6	96.0	11	98.4
2	99.0	7	96.3	12	96.8
3	97.4	8	96.7	13	98.0
4	99.3	9	95.0	14	98.8
5	98.9	10	97.3	15	95.8
平均值	98.5	平均值	96.3	平均值	97.6

0775、YY/T 0889的要求,具有较高的准确性。在临床例题测试中,PTV和危及器官中的各项剂量学参数与Pinnacle³计算结果的差异均无统计学意义($P>0.05$),等中心面的2D γ 通过率均在95.1%以上,3D γ 通过率均在95.0%以上,证明本研究使用的基于

GPU加速的CCC算法在临床上达到了主流商用TPS的水平,满足临床使用的要求。

致谢:本文工作是在凤麟核集团的支持下开展进行的,感谢凤麟核集团其他成员对本研究的帮助和支持。

【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: 487.
Hu YM. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 487.
- [2] Brualla L, Rodriguez M, Lallena AM. Monte Carlo systems used for treatment planning and dose verification[J]. Strahlenther Onkol, 2017, 193(4): 243-259.
- [3] Najafzadeh M, Nickfarjam A, Jabbari K, et al. Dosimetric verification of lung phantom calculated by collapsed cone convolution: a Monte Carlo and experimental evaluation[J]. J X-Ray Sci Technol, 2019, 27(1): 161-175.
- [4] Nisbet A, Beange I, Vollmar H, et al. Dosimetric verification of a commercial collapsed cone algorithm in simulated clinical situations[J]. Radiother Oncol, 2004, 73(1): 79-88.
- [5] Fogliata A, Vanetti E, Albers D, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations[J]. Phys Med Biol, 2007, 52(5): 1363-1385.
- [6] 关玉敏, 周凌宏, 张书旭, 等. 简串卷积算法用于非均匀介质光子剂量计算的精确性验证[J]. 解放军医学杂志, 2010, 35(7): 864-866.
Guan YM, Zhou LH, Zhang SX, et al. Experimental verification of collapsed cone convolution photon dose calculations in heterogeneous media[J]. Medical Journal of Chinese People's Liberation Army, 2010, 35(7): 864-866.
- [7] Hasenbalg F, Neuenschwander H, Mini R, et al. Collapsed cone convolution and analytical anisotropic algorithm dose calculations compared to VMC++ Monte Carlo simulations in clinical cases[J]. Phys Med Biol, 2007, 52(13): 3679-3691.
- [8] Wu YC, Song G, Cao RF, et al. Development of accurate/advanced radiotherapy treatment planning and quality assurance system (ARTS)[J]. Chin Phys C, 2008, 32(Suppl II): 177-182.
- [9] 郑华庆. 精确放射治疗中基于蒙特卡罗有限笔形束的光子剂量计算方法研究[D]. 兰州: 兰州大学, 2009.
Zheng HQ. Monte Carlo FSPB photon dose calculation in accurate radiotherapy[D]. Lanzhou: Lanzhou University, 2009.
- [10] 李廷, 尚雷明, 何桃, 等. 基于体素模型的外照射剂量精确评估方法研究[J]. 原子能科学技术, 2013, 47(S2): 526-530.
Li T, Shang LM, He T, et al. Study on accurate external radiation dose assessment method based on voxel model[J]. Atomic Energy Science and Technology, 2013, 47(S2): 526-530.
- [11] 吴宜灿, 曹瑞芬, 胡丽琴, 等. 动态调强精准放射治疗计划系统 KylinRay-IMRT 的研发及验证[J]. 中国医疗器械杂志, 2018, 42(1): 7-10.
Wu YC, Cao RF, Hu LQ, et al. Development and validation of dynamic intensity modulated accurate radiotherapy system KylinRay-IMRT[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2018, 42(1): 7-10.
- [12] 吴宜灿, 贾婧, 曹瑞芬, 等. 图像引导精准定位跟踪系统 KylinRay-IGRT[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(3): 225-229.
Wu YC, Jia J, Cao RF, et al. Image-guided accurate positioning and tracking system KylinRay-IGRT[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(3): 225-229.
- [13] 吴宜灿, 郑华庆, 曹瑞芬, 等. 剂量引导实时验证系统 KylinRay-DGRT[J]. 现代仪器与医疗, 2017, 23(6): 13-17.
Wu YC, Zheng HQ, Cao RF, et al. Design and implementation of a dose-guided accurate radiotherapy system KylinRay-DGRT[J]. Modern Instruments & Medical Treatment, 2017, 23(6): 13-17.
- [14] 吴宜灿, 贾婧, 曹瑞芬, 等. 质子调强放射治疗计划系统 KylinRay-IMPT[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(6): 541-545.
Wu YC, Jia J, Cao RF, et al. Proton intensity modulated accurate radiotherapy system KylinRay-IMPT[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(6): 541-545.
- [15] Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media[J]. Med Phys, 1989, 16(4): 577-592.
- [16] Cho W, Suh TS, Park JH, et al. Practical implementation of a collapsed cone convolution algorithm for a radiation treatment planning system[J]. J Korean Phys Soc, 2012, 61(12): 2073-2083.
- [17] Ahnesjö A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy[J]. Phys Med Biol, 1999, 44(11): R99-R155.
- [18] Mackie TR, Bielajew AF, Rogers DW, et al. Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code[J]. Phys Med Biol, 1988, 33(1): 1-20.
- [19] Lu W, Olivera GH, Chen ML, et al. Accurate convolution/superposition for multi-resolution dose calculation using cumulative tabulated kernels[J]. Phys Med Biol, 2005, 50(4): 655-680.
- [20] 国家食品药品监督管理局. YY 0775-2010, 远距离放射治疗计划系统高能 X(γ) 束剂量计算准确性要求和试验方法[S].
State Food and Drug Administration. YY 0775-2010, Teleradiotherapy treatment planning system accuracy of dosimetric calculation and test methods for high energy X(γ) beam[S].
- [21] International Atomic Energy Agency. Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems[R]. IAEA-TECDOC-1540, 2007.
- [22] 国家食品药品监督管理总局. YY/T 0889-2013, 调强放射治疗计划系统性能和试验方法[S].
China Food and Drug Administration. YY/T 0889-2013, Intensity-modulated radiation treatment planning system-Function performance characteristics and test methods[S].
- [23] AAPM Task Group. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons[R]. 2009.
- [24] 孟慧鹏, 孙小喆, 付娟, 等. 蒙特卡罗治疗计划系统 MMCTP 的临床评估[J]. 医疗卫生装备, 2022, 43(1): 45-49.
Meng HP, Sun XZ, Fu J, et al. Clinical evaluation of McGill Monte Carlo treatment planning system[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2022, 43(1): 45-49.
- [25] 方诗杰. 光子放疗 CCK 剂量计算算法的改进和程序开发测试[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2020.
Fang SJ. Improvement and code testing of radiotherapy CCK photon dose algorithms[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2020.

(编辑:陈丽霞)