

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2022.09.002

医学放射物理

放疗计划系统DeepPlan光子放疗剂量计算的临床可行性验证

方诗杰¹,程博¹,任强²,潘茂云²,吴爱东³,徐榭¹,裴曦¹

1.中国科学技术大学物理学院工程与应用物理系,安徽合肥230025;2.安徽慧软科技有限公司,安徽合肥230088;3.中国科学技术大学第一附属医院放疗科,安徽合肥230001

【摘要】目的:评估DeepPlan放疗计划系统患者计划剂量计算的准确性和临床应用的可行性。**方法:**剂量算法准确性评估主要是针对YY 0775号和YY/T 0889号报告中的例题内容进行测量验证。临床病例验证是基于Pinnacle计划系统设计的前列腺肿瘤患者9例、胸部肿瘤患者13例和头颈部肿瘤患者5例,试验将各病例原计划优化的子野等信息直接导入DeepPlan进行重新剂量计算,比较不同计划系统得到的靶区和危及器官剂量分布,并用PTW VeriSoft软件对两组计算结果进行全空间剂量 γ 分析。**结果:**DeepPlan光子剂量算法通过了剂量计算准确性验证,YY 0775号报告中所有测试例题误差均在2%以内。YY/T 0889号报告中所有患者计划的 γ 通过率均在96.8%以上,复合野的 γ 通过率平均值为98.1%。在病例验证中,前列腺肿瘤病例的等中心层面2D γ 通过率平均值为97.6%,3D γ 通过率平均值为96.9%。胸部肿瘤病例的等中心层面2D γ 通过率平均值为98.7%,3D γ 通过率平均值为98.3%。头颈部肿瘤病例的中间层面2D γ 通过率为98.6%,3D γ 通过率平均值为98.8%。**结论:**通过模体实际测量和临床病例测试,验证了DeepPlan光子放疗剂量计算的准确性和临床应用的可行性。

【关键词】光子剂量计算验证;光子放疗;治疗计划系统;DeepPlan

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)09-1063-07

Clinical feasibility verification of photon dose calculation by radiotherapy planning system DeepPlan

FANG Shijie¹, CHENG Bo¹, REN Qiang², PAN Maoyun², WU Aidong³, XU Xie¹, PEI Xi¹

1. Department of Engineering and Applied Physics School of Physical Sciences, University of Science and Technology of China, Hefei 230025, China; 2. Anhui Wisdom Technology Co.,Ltd, Hefei 230088, China; 3. Department of Radiation Oncology, the First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China, Hefei 230001, China

Abstract: Objective To evaluate the accuracy and clinical feasibility of dose calculation by treatment planning system (TPS) DeepPlan. **Methods** The accuracy verification of dose algorithm was mainly to measure and verify the examples of YY 0775 report and the YY/T 0889 report. The clinical case verification was based on the clinical plans actually implemented in Pinnacle TPS for 9 cases of prostate tumor, 13 cases of chest tumor and 5 cases of head-neck tumor. In the experiment, the optimized sub-fields and other information of the original plan of each case were directly imported into DeepPlan for dose recalculation. The dose profiles of target areas and organs-of-risk were recorded and compared between different TPS, and the gamma analysis was conducted on calculated results using PTW VeriSoft software. **Results** DeepPlan photon dose algorithm met the criteria of dose accuracy, and its errors in all test examples of YY 0775 report were within 2%. The gamma passing rates of all test examples of YY/T 0889 report were above 96.8%, and the average gamma passing rate of composite field was 98.1%. The average 2D gamma passing rate at isocenter layer were 97.6%, 98.7% and 98.6% in prostate tumor cases, chest tumor cases and head-neck tumor cases, respectively, and the average 3D gamma passing rate were 96.9%, 98.3% and 98.8%, respectively. **Conclusion** The actual measurement through the phantom and the test on clinical cases verify the accuracy of the photon dose calculation by DeepPlan and the its feasibility in clinical application.

Keywords: photon dose calculation verification; photon radiotherapy; treatment planning system; DeepPlan

【收稿日期】2021-12-11

【基金项目】安徽省自然科学基金(1908085MA27);安徽省重点研究与开发计划(1804a09020039)

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

【通信作者】裴曦,博士,副教授,研究方向:医学物理、人工智能和医学影像,E-mail: xpei@ustc.edu.cn

前言

现代放射治疗以治疗计划系统为中心,目前主流商用治疗计划系统为 Eclipse (Varian)、Monaco (Elekta)、Pinnacle (Philips) 和 RayStation (RaySearch) 等。中国科学技术大学放射医学物理中心与安徽慧软科技有限公司在经典光子 CCC (筒串卷积算法) 算法基础上,研究了基于 GPU 加速的 CCC 算法的改进光子剂量算法,即 CCK (积分-积分能量沉积核) 光子剂量算法,基于该算法联合研发出了具有自主知识产权的放疗计划系统 DeepPlan。对于临床使用的放射治疗计划系统,均需要通过国家规定的放疗计划系统性能标准要求。为验证 DeepPlan 作为临床治疗计划系统的可行性,从光子剂量算法准确性和临床病例计算准确性两个方面进行验证。本文测试了 YY 0775 报告和 YY/T 0889 报告中的验证例题,并结合中国科学技术大学附属第一医院放疗科的商用放疗计划系统 Pinnacle 实际治疗应用的病例计划及剂量结果,对 DeepPlan 进行了对比分析验证。

1 DeepPlan 治疗计划系统及光子剂量算法介绍

DeepPlan 包含了核心程序模块、算法模块、UI 功能模块、DICOM 接口模块,其中算法模块由接口化的计划优化和剂量计算两部分构成。目前 DeepPlan 集成质子版本和光子版本,其中质子版本包含了质子调强放疗、质子鲁棒优化等先进功能,光子版本主要包含适形、静态调强放疗、旋转调强放疗等功能。DeepPlan 光子剂量算法内核是以筒串卷积叠加算法^[1-4]为基础的改进算法核模型,应用 CCK 卷积核构成方式^[5],计算方式采用解析的 CCK 递归卷积叠加方式^[6]。

CCK 算法将计算空间压缩为多组筒串轴,在计算每一条筒串轴所经过的空间区域的剂量时,引入传输管线 (Transport Lines) 和种子平面 (Seed Plane) 的计算方法^[7],用位于种子平面上的体素向整个计算空间发射不同方向平行线的方式,来代替每一个体素向空间发射不同方向的能量沉积线,即用穿过种子平面上体素的多组不同方向的平行线来代替空间中的所有筒串轴。空间中某一位置体素内剂量沉积被分为两部分,一部分是来自于入射光子在该位置内沉积的剂量,另一部分为其他体素对该体素的散射线沉积的剂量。对于散射线剂量,只考虑穿过该体素筒串轴上体素的散射作用,未穿过该体素筒串轴上的体素对该体素无剂量作用,减少了体素计算量,大幅提高计算速度。采用多分辨率体素计算方式,对作用点周围高剂量区域和剂量梯度较大的区域采用体积较小的体素,提高计算精度,对距作用点

较远的低剂量区域和剂量梯度较小的区域则使用体积更大的体素计算,减少计算体素数目,提高计算速度^[8-9]。DeepPlan 所使用的光子剂量计算引擎在从快速 Raytracing 到 TERMA 计算再到卷积核叠加计算得到最终剂量的整个计算过程中,均在 CPU 和 GPU 平台上实现并行加速。

2 试验方法

试验分为光子剂量算法准确性验证和临床病例验证两部分。对 DeepPlan 的剂量算法准确性进行验证,需要根据国家食品药品监督总局发布的行业标准要求,计算其发布的 YY 0775 和 YY/T 0889 两份报告中所设置的测试例题,满足所要求的误差允许范围,则证明该治疗计划系统剂量计算结果准确。对 DeepPlan 在临床病例中剂量结果准确性进行验证,选取不同部位多组临床病例,以 Pinnacle 为参考结果,比较同一套计划下两个治疗计划系统计算的剂量分布差异。

2.1 YY 0775 号报告测试方法

YY 0775 号报告是由国家食品药品监督管理局于 2010 年 12 月 27 日发布的《远距离放射治疗计划系统高能 X(γ) 射束剂量计算准确性要求和试验方法》,标准规定了 TPS 的剂量计算准确性要求和试验方法,目的是考察剂量计算在简单几何条件 (方野、矩形野、均匀模体、垂直照射等) 和复杂几何条件 (楔形野、非均匀模体、不规则野、非对称野、斜入射等) 的计算精度^[10]。本标准引用 IAEA1540 号技术报告中的数据包作为本标准预定义的试验条件和试验数据,使用数据包中 6、10、18 MV 3 种能量,每种能量测试 12 道例题,共 489 个剂量验证点。验证时从数据包中选择对应的数据集,按要求输入数据,选择合适的射束模型,建立测试的几何条件,然后计算测试点的剂量,最终将计算值输入到评价表中得到误差表,得到验证结果^[11]。

2.2 YY/T 0889 号报告测试方法

YY/T 0889 报告是由国家食品药品监督管理局于 2013 年 10 月 21 日发布的《调强放射治疗计划系统一性能和试验方法》标准,标准规定了调强放射治疗计划系统的术语、定义、性能要求和试验方法,适用于具有高能 X 射束剂量计算功能,用于设计患者的调强放射治疗计划的治疗计划系统^[12]。该报告参考美国医学物理学家协会 (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) 的 TG-119 报告^[13-14]。测试分为两步:(1) 初始测试例题:包括前后对穿野和带状射野。通过设计初始测试例对模体进行照

射,使用电离室和胶片测量模体中心点剂量,根据电离室和胶片测量结果,为后续IMRT测试例确定电离室和胶片读数与剂量的转换系数和刻度曲线。(2)IMRT测试例:依据AAPM发布的TG-119测试例模体图像和轮廓,模拟计算前列腺肿瘤、模拟多靶区、

模拟头颈部肿瘤和模拟C形靶区等测试例剂量分布。评价方法和结果分析按照YY/T 0889号报告的要求。

验证中的加速器模型选用由中国科学技术大学第一附属医院放疗科提供的Varian Trilogy加速器,采集如表1所示的机器数据。

表1 Varian Trilogy采集机器数据
Table 1 Varian Trilogy machine data

照射野	输出因子	百分深度剂量	剂量线	
			横向剂量线 ($D_{max}/5/10/20/30$ cm)	纵向剂量线 ($D_{max}/5/10/20/30$ cm)
4 cm×4 cm	√	√	√	
6 cm×6 cm	√	√	√	
8 cm×8 cm	√	√	√	
10 cm×10 cm	√	√	√	√
15 cm×15 cm	√	√	√	
20 cm×20 cm	√	√	√	√
25 cm×25 cm	√	√	√	
30 cm×30 cm	√	√	√	√
35 cm×35 cm	√	√	√	
40 cm×40 cm	√	√	√	√

被勾选项为需要采集的机器数据,其中 D_{max} 为不同深度处的最大剂量

机器数据包含不同大小方野的输出因子(OF)、百分深度剂量曲线(PDD)、横向剂量线(X-Profiles)和纵向剂量线(Y-Profiles)。依据采集到的机器数据建立加速器模型,并拟合测试模型准确性^[15]。PDD的计算结果和测量结果平均偏差均小于0.5%,X-Profiles和Y-Profiles的计算结果和测量结果平均偏差均小于1%。导入AAPM TG119号报告的模体图像和勾画信息,并按照YY/T 0889号报告中的要求和优化目标及制作调强计划,然后将优化得到的调强计划加载到验证水模(QA phantom)上进行剂量计算,并将剂量计算的结果导出与临床验证数据进行对比。

YY/T 0889号报告临床验证过程在中国科学技术大学第一附属医院放疗科放疗物理师指导下完成。剂量验证利用PTW VeriSoft软件和PTW二维平板电离室所测得的剂量分布与DeepPlan计划系统计算的结果进行比较,测试结果和例题数据按 γ 通过率(3 mm/3%标准)评估计划系统剂量分布计算的准确性。

2.3 临床例题测试方法

病例选取于2019年在中国科学技术大学附属第一医院放疗科已接受放疗的胸部肿瘤患者13例,前列腺肿瘤患者9例,头颈部肿瘤患者5例。所选病例影像均来源于Discovery RT590大孔径CT模拟定位

机(GE,美国),层厚为2.5 mm,6 MV加速器治疗(Varian Trilogy),病例计划均为静态调强(SMLC-IMRT)方式设计,采用3~5个照射野,剂量计算网格为4 mm×4 mm×4 mm。在保持所有计划参数,包括射野方向、能量、优化后的子野、剂量计算网格等不变的条件下,将从Pinnacle中导出的含有影像、勾画、放疗计划和剂量结果的DICOM RT数据文件(包括:CT、RT Structure、RT Plan和RT Dose)导入DeepPlan重新进行计算。比较相同计划Pinnacle和DeepPlan计算的剂量学差异。以Pinnacle剂量结果为参考值,使用PTW VeriSoft计算DeepPlan剂量结果的等中心层面2D γ 通过率和剂量网格内3D γ 通过率(3 mm/3%标准)。

3 结果

3.1 YY 0775号报告测试结果

YY 0775号报告验证结果如表2所示。所有例题的误差均在2%以内,规则野的平均误差为(1.02±0.50)%,不规则野的平均误差为(1.07±0.90)%。在方形野、矩形野、楔形野、不规则野、斜入射野、非均匀介质、非对称野等多种条件下,剂量计算结果精确,通过了YY 0775号报告的全部测试例题。

表2 YY 0775 报告验证结果统计(%)
Table 2 YY 0775 report configuration results (%)

编号	例题描述	允许误差	6 MV 误差	10 MV 误差	18 MV 误差
1a-c	方野	3	0.85	0.67	0.73
2a-b	矩形野	3	0.77	1.02	1.44
3	方野,SSD=85 cm	3	0.80	0.76	0.57
4	楔形方野	3	0.98	1.12	1.15
5	方野,中心挡铅	4	0.97	1.21	1.38
6	方野,离轴	3	0.47	0.90	1.13
7	L形射野	3	1.39	1.47	1.56
8a-b	肺不均匀模体	3	1.24	0.82	0.92
8c	骨不均匀模体	3	0.52	0.86	0.88
9	斜入射	3	0.87	0.70	1.24
10a-b	半模体	3	0.78	0.98	1.35
11a-c	非对称野	3	0.74	0.94	0.97
12a-e	非对称楔形野	4	1.87	1.65	2.03

3.2 YY/T 0889号报告测试结果

YY/T 0889号报告例题测试结果如表3所示。所有例题的 γ 通过率在96.8%以上,75%的例题达到100%的 γ 通过率。其中在前列腺肿瘤、多靶区、头颈部肿瘤、C形靶区4种模体条件下,复合野的 γ 通过率

平均值为98.1%,满足 γ 通过率不小于88%的标准要求,单野照射时的最小 γ 通过率为96.8%,高于标准要求的93%,测试的治疗计划达到规定的剂量目标,测试得到的点剂量和剂量分布具有很高的准确性,通过了YY/T 0889号报告的全部例题。

表3 YY/T 0889号报告测试例题验证结果(%)
Table 3 YY/T 0889 report configuration results (%)

例题	复合野	Field1	Field2	Field3	Field4	Field5	Field6	Field7	Field8	Field9
前列腺	98.7	100.0	100.0	98.4	100.0	100.0	100.0	100.0	-	-
多靶区	97.8	100.0	100.0	100.0	96.8	100.0	100.0	100.0	-	-
头颈部	97.9	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	97.5	100.0	100.0	100.0
C形靶区	97.9	100.0	97.4	100.0	100.0	100.0	100.0	98.1	100.0	100.0

3.3 临床例题测试结果

从全部测试病例中分别选取3例肿瘤相对位置差异较大的胸部病例和前列腺病例,比较Pinnacle和DeepPlan靶区和器官剂量结果。5例头颈部肿瘤位置相近,剂量值和分布差异较小,故只选取1例。临床病例试验器官剂量和剂量体积参数见表4~表6。

比较3个部位病例具体器官剂量值,在病灶周围高剂量区域如PTV、CTV和GTV,Pinnacle和DeepPlan计算的剂量结果最大相对差异不超过1.5%。在病灶周围的心脏、侧肺等危及器官,平均剂量和最大剂量绝对差异普遍在0.5 Gy以下,最大差异不超过1.24 Gy。

以Pinnacle系统为参考,对上述所有临床病例

DeepPlan计算的剂量结果进行 γ 分析,可得DeepPlan的胸部肿瘤病例和头颈部肿瘤病例的剂量结果2D和3D γ 通过率均达到98%以上,前列腺部位肿瘤的2D和3D γ 通过率在95.5%以上。其中前列腺肿瘤病例的等中心层面2D平均 γ 通过率为97.6%,3D平均 γ 通过率为96.9%。胸部肿瘤病例的等中心层面2D平均 γ 通过率为98.7%,3D平均 γ 通过率为98.3%。头颈部肿瘤病例的等中心层面2D平均 γ 通过率为98.6%,3D平均 γ 通过率为98.8%。 γ 分析具体病例结果见表7、表8。

结果表明,DeepPlan与Pinnacle对于相同病人计划,剂量分布结果一致,证明了DeepPlan临床使用的准确性。

表 4 3 例胸部肿瘤患者靶区剂量体积参数与危及器官剂量结果(Gy)

Table 4 Target dose–volume parameters and organs–at–risk doses in 3 cases of chest tumor (Gy)

靶区与危及器官	病例 1		病例 2		病例 3	
	Pinnacle	DeepPlan	Pinnacle	DeepPlan	Pinnacle	DeepPlan
PTV						
D ₉₈	39.30	39.40	29.88	29.89	49.15	48.38
D ₉₅	40.10	40.27	30.21	30.11	51.33	50.79
D ₅₀	41.78	42.01	31.20	30.91	55.82	55.31
D ₂	43.18	43.39	32.27	31.83	65.58	64.69
CTV						
D ₉₈	40.48	40.93	30.71	30.41	52.57	52.47
D ₉₅	40.76	41.20	30.85	30.50	53.37	53.13
D ₅₀	41.91	42.23	31.47	31.14	57.06	56.56
D ₂	43.19	43.49	32.33	31.87	65.89	65.01
左肺						
D _{mean}	4.90	5.16	1.50	1.51	8.74	8.68
D _{max}	40.05	39.86	21.50	21.05	54.73	54.20
右肺						
D _{mean}	5.40	5.80	7.51	7.73	4.05	4.51
D _{max}	41.41	41.15	30.76	30.62	51.06	50.94
心脏						
D _{mean}	7.36	7.89	0.48	0.71	4.73	5.97
D _{max}	30.19	30.01	8.11	8.53	54.93	54.38

表 5 3 例前列腺肿瘤患者靶区剂量体积参数与器官剂量结果(Gy)

Table 5 Target dose–volume parameters and organs–at–risk doses in 3 cases of prostate tumor (Gy)

靶区与危及器官	病例 1		病例 2		病例 3	
	Pinnacle	DeepPlan	Pinnacle	DeepPlan	Pinnacle	DeepPlan
PTV						
D ₉₈	49.95	49.24	50.33	51.18	42.37	41.86
D ₉₅	50.43	49.84	58.36	57.78	43.16	42.71
D ₅₀	51.97	51.76	62.73	62.31	47.73	47.01
D ₂	53.54	54.37	65.34	64.97	50.40	49.43
GTV						
D ₉₈	50.57	50.12	61.16	61.00	43.60	43.46
D ₉₅	50.85	50.51	61.52	61.29	44.33	44.09
D ₅₀	52.15	51.94	63.19	62.82	48.18	47.44
D ₂	53.59	54.53	65.84	65.00	50.52	49.69
小肠						
D _{mean}	17.07	17.40	26.32	26.04	38.73	38.25
D _{max}	44.32	43.56	56.90	55.88	48.71	47.87

表 6 1 例头颈部肿瘤患者靶区剂量体积参数与器官剂量结果(Gy)
Table 6 Target dose-volume parameters and dose of organs-at-risk dose in 1 case of head-neck tumor (Gy)

靶区与危及器官	Pinnacle	DeepPlan
PTV		
D ₉₈	46.26	47.52
D ₉₅	49.20	49.07
D ₅₀	51.89	51.27
D ₂	53.64	53.43
CTV		
D ₉₈	50.25	49.56
D ₉₅	50.68	49.94
D ₅₀	52.16	51.49
D ₂	53.70	53.47
GTV		
D ₉₈	50.64	50.11
D ₉₅	50.88	50.33
D ₅₀	52.15	51.44
D ₂	53.41	52.71
脑干		
D _{mean}	0.44	0
D _{max}	0.61	0
口腔		
D _{mean}	2.80	4.19
D _{max}	46.51	45.18
脊髓		
D _{mean}	1.36	1.49
D _{max}	40.89	41.56
臂神经丛		
D _{mean}	49.57	48.94
D _{max}	51.51	51.01

4 讨论

根据 YY 0775 号报告试验验证结果, DeepPlan 中集成的基于 GPU 加速的改进 CCK 高精度剂量算法所有例题的误差均在 2% 以内, 通过了 YY 0775 号报告标准, 证明该算法的剂量计算结果准确性达到国标要求, 能够作为剂量计算模块应用于治疗计划系统中。根据 YY/T 0889 号报告验证结果, DeepPlan 基于 TG-119 模体设计的 4 类病例计划的临床验证结果达到标准要求, 所有例题的 γ 通过率在 96.8% 以上, 75% 的例题达到 100% 的 γ 通过率。复合野和单野照射下的 γ 通过率均高于标准要求, 证明 DeepPlan 中所设计的患者治疗计划达到临床使用标准, 能够作为

表 7 DeepPlan 与 Pinnacle 临床病例结果中心层面 2D γ 通过率比较(%)
Table 7 Comparison of 2D gamma passing rate at isocenter layer between DeepPlan and Pinnacle for clinical cases (%)

前列腺肿瘤	2D γ 通过率	胸部肿瘤	2D γ 通过率	头颈部肿瘤	2D γ 通过率
病例 1	97.3	病例 10	97.4	病例 23	99.5
病例 2	95.8	病例 11	99.3	病例 24	98.1
病例 3	97.8	病例 12	99.1	病例 25	98.5
病例 4	99.8	病例 13	97.9	病例 26	97.9
病例 5	97.5	病例 14	99.5	病例 27	99.1
病例 6	96.6	病例 15	99.2		
病例 7	99.1	病例 16	98.2		
病例 8	98.0	病例 17	96.8		
病例 9	96.8	病例 18	99.1		
		病例 19	99.3		
		病例 20	98.9		
		病例 21	100.0		
		病例 22	98.2		
平均值	97.6	平均值	98.7	平均值	98.6

表 8 DeepPlan 与 Pinnacle 临床病例结果 3D γ 通过率比较(%)
Table 8 Comparison of 3D gamma passing rate between DeepPlan and Pinnacle for clinical cases (%)

前列腺肿瘤	3D γ 通过率	胸部肿瘤	3D γ 通过率	头颈部肿瘤	3D γ 通过率
病例 1	96.1	病例 10	98.9	病例 23	99.6
病例 2	96.4	病例 11	98.2	病例 24	98.6
病例 3	97.4	病例 12	99.2	病例 25	98.9
病例 4	99.1	病例 13	98.8	病例 26	97.6
病例 5	95.5	病例 14	99.6	病例 27	99.2
病例 6	95.8	病例 15	99.3		
病例 7	96.1	病例 16	96.6		
病例 8	98.7	病例 17	97.3		
病例 9	97.2	病例 18	97.1		
		病例 19	97.5		
		病例 20	98.8		
		病例 21	99.0		
		病例 22	97.5		
平均值	96.9	平均值	98.3	平均值	98.8

临床治疗计划系统在实际病例治疗中使用。

在临床病例验证过程中以 Pinnacle 系统为参考, 胸部肿瘤病例和头颈部肿瘤病例的 2D 和 3D γ 通过率均达到 98% 以上, 前列腺部位肿瘤的 γ 通过率在 95.5% 以上。结果表明, DeepPlan 与 Pinnacle 对于相

同病人计划,剂量分布结果一致,证明了DeepPlan临床使用的准确性。剂量结果高 γ 通过率来源于CCC类型剂量算法的模型优势,由于CCC类型的剂量算法将空间用筒串轴模型划分,与AAA、AXB等其他剂量算法相比,在组织-空气交界面和组织-骨骼交界面等电子平衡收到扰动的区域具有天然优势^[16-20],能更加准确描述这部分的密度差异,从而在区域剂量计算结果中具有更高的准确度。DeepPlan和Pinnacle的剂量算法都是以CCC算法为基础的改良^[21],所以在胸部肿瘤病例和头颈部肿瘤剂量计算中具有很高的计算精度。而在前列腺部位,虽然2D和3D γ 通过率稍低,但是在PTV区域 γ 通过率达到99%,主要在病灶周围低剂量区域产生剂量分布差别,说明两者TPS在组织密度差异不明显的区域处理方式有不同,后续将进一步优化对该区域的处理。

此外,两者剂量计算结果差异也可能由感兴趣区域(Region of Interest, ROI)体积差异引起,虽然在DeepPlan与Pinnacle中对ROI体积的处理方式均是按每层的轮廓线表示为柱体,但是从原CT转化到不同分辨率剂量网格划分下的ROI体积插值方式存在差异。Pinnacle采用基于轮廓线形状的插值算法^[22],通过计算插值轮廓体积得到整个ROI体积^[23-25],而在DeepPlan考虑连续ROI相邻层轮廓线差异程度,对变化较小的轮廓线采用最近邻层插值方式,对变化较大的轮廓线采用基于轮廓形状的插值,且插值过程中增加了平移后轮廓对应插值点的处理和按轮廓面积插值的处理,提高了ROI体积插值的准确性,特别是对于较小ROI具有更准确的ROI体积。

本文通过试验验证了DeepPlan光子放疗计算临床使用的可行性和准确性,在后续工作中将考虑优化GPU加速模型,改进空间划分模型等方法,进一步提高剂量计算速度和准确性。

【参考文献】

- [1] Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media[J]. *Med Phys*, 1989, 16(4): 577.
- [2] Ahnesjö A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy[J]. *Phys Med Biol*, 1999, 44(11): 201.
- [3] Ahnesjö A. Dose calculation methods in photon beam therapy using energy deposition kernels[D]. Stockholm: University of Stockholm, 1991.
- [4] Ahnesjö A. Cone discretization for the collapsed cone algorithm[M]. Madison: Medical Physics Publishing, 1997: 114-116.
- [5] 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.
- [6] Chen Q, Chen M, Lu W. Ultrafast convolution/superposition using tabulated and exponential kernels on GPU[J]. *Med Phys*, 2011, 38(3): 1150.
- [7] Zhou B, Hu XS, Chen DZ, et al. Accelerating radiation dose calculation: a multi-FPGA solution[J]. *ACM Trans Embed Comput Syst*, 2013, 13(1s): 1-25.
- [8] Greef MD, Crezee J, Eijk JC, et al. Accelerated ray tracing for radiotherapy dose calculations on a GPU[J]. *Med Phys*, 2009, 36(9): 4095.
- [9] Jacques R, Taylor R, Wong J, et al. Towards real-time radiation therapy: GPU accelerated superposition/convolution[J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2010, 98(3): 285-292.
- [10] YY/T 0775-2010 远距离放射治疗计划系统高能X(γ)射束剂量计算准确性要求和实验方法[S]. 国家食品药品监督管理局, 2010.
- [11] YY/T 0775-2010 Long-range radiotherapy planning system high-energy X (γ) beam dose calculation accuracy requirements and experimental methods[S]. State Food and Drug Administration, 2010.
- [12] Venselaar J, Welleweerd H. Application of a test package in an intercomparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting[J]. *Radiother Oncol*, 2001, 60(2): 203-213.
- [13] YY/T 0889-2013 调强放射治疗计划系统性能和试验方法[S]. 国家食品药品监督管理局, 2013.
- [14] YY/T 0889-2013 IMRT system performance and test method[S]. State Food and Drug Administration, 2013.
- [15] IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons[R]. AAPM Task Group 119, 2009.
- [16] ICRU Report 50: prescribing, recording, and reporting photon beam therapy[R]. 1993.
- [17] ICRU Report 62: prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50)[R]. 1999.
- [18] Aspradakis M, Morrison RH, Richmond D, et al. Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning[J]. *Phys Med Biol*, 2003, 48(17): 309.
- [19] Hoffmann L, Jørgensen M B, Muren L P, et al. Clinical validation of the Acuros XB photon dose calculation algorithm, a grid-based Boltzmann equation solver[J]. *Acta Oncologica*, 2012, 51(3): 376-385.
- [20] Hrbacek J, Lang S. Commissioning of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator and the accuracy of beam modeling using an anisotropic analytical algorithm[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2011, 80(4): 1228-1237.
- [21] Kan MW, Cheung JY, Leung LH. The accuracy of dose calculations by anisotropic analytical algorithms for stereotactic radiotherapy in nasopharyngeal carcinoma[J]. *Phys Med Biol*, 2011, 56(2): 397.
- [22] Tania H, Kerry H, Terence H. Evaluation of pencil beam convolution and anisotropic analytical algorithms in stereotactic lung irradiation[J]. *Med Phys*, 2011, 36(4): 234-238.
- [23] Dawod T. Evaluation of collapsed cone convolution superposition (CCCS) algorithms in prowess treatment planning system for calculating symmetric and asymmetric field size[J]. *Int J Cancer Ther Oncol*, 2015, 3(2): 3211.
- [24] 王佳舟, 陈俊超, 李龙根, 等. Pinnacle与Eclipse计划系统对感兴趣区体积计算的比较[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2011, 20(2): 156-159.
- [25] Wang JZ, Chen JC, Li LG, et al. Comparison of region of interest volume between Pinnacle and Eclipse treatment planning system[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2011, 20(2): 156-159.
- [26] Veld A, Bruinvis I. Influence of shape on the accuracy of grid-based volume computations[J]. *Med Phys*, 1995, 22(9): 1.
- [27] 郭飞宝. Pinnacle与Raystation计划系统感兴趣区传递和体积计算差别比较及对计划评估的影响[J]. *福建医科大学学报*, 2018, 52(2): 130-132.
- [28] Guo FB. Comparison of differences in area of interest transfer and volume calculation between Pinnacle and Raystation planning systems and their impact on planning evaluation[J]. *Journal of Fujian Medical University*, 2018, 52(2): 130-132.
- [29] 杨金磊, 刘博宇, 路双臣. Monaco与Pinnacle计划在肺癌容积旋转调强计划中的比较[J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2015, 35(2): 119-122.
- [30] Yang JL, Liu BY, Lu SC. Comparison of Monaco and Pinnacle planning system in lung cancer volumetric rotational intensity modulated planning[J]. *Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection*, 2015, 35(2): 119-122.

(编辑:陈丽霞)