

基于蒙特卡罗模拟的CyberKnife病人治疗计划剂量验证

陈上河¹, 王 石¹, 吴朝霞¹, 徐寿平^{1,2}, 李永宝¹

1. 清华大学工程物理系, 北京 100084; 2. 解放军总医院放疗科, 北京 100853

【摘要】目的:为保证CyberKnife的精确治疗,本研究利用蒙特卡罗方法建立一套适用于CyberKnife的蒙特卡罗剂量验证系统,并与实际计划的放射治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)优化结果相比较,验证TPS所得的优化剂量。**方法:**采用BEAMnrc和DOSXYZnrc模拟代码,模拟Accuray第4代CyberKnife治疗系统。研究中对直径分别为25 mm、30 mm、40 mm、50 mm、60 mm的5个准直器进行模拟得到组织体模比(Tissue Phantom Ratio, TPR)数据和剂量离轴比(Off Axis Ratio, OAR)数据,并与测量数据比较,以确保系统的精确性。**结果:**在TPR和OAR数据的比较中,模拟系统所得数据和实际测量所得数据吻合的很好。在深度为5 cm时,准直器视野范围内OAR数据的全局相对误差均小于1%;自动化质量验证模体40%等剂量线内伽玛因子通过率为99.88%(3 mm, 3%),1例肝部病人计划模拟中,对应的伽玛因子通过率为88.56%(3 mm, 3%)。**结论:**建立的蒙特卡罗系统能够正确地模拟CyberKnife出束情况,实施治疗前病人计划的剂量验证工作,适用于作为基于蒙特卡罗的第三方剂量检验软件。

【关键词】CyberKnife; 剂量验证; 蒙特卡罗模拟; 组织体模比; 剂量离轴比; 伽玛因子通过率

【中图分类号】R730.55; R815.2

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)04-0451-07

Dose verification of CyberKnife treatment plan based on Monte Carlo simulation

CHEN Shang-he¹, WANG Shi¹, WU Zhao-xia¹, XU Shou-ping^{1,2}, LI Yong-bao¹

1. Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 2. Department of Radiotherapy, People's Liberation Army General Hospital, Beijing 100853, China

Abstract: Objective To ensure the accuracy of CyberKnife treatment by establishing a Monte Carlo (MC) dose verification system for CyberKnife based on MC simulation, and to verify the optimized doses of treatment planning system (TPS) by comparing doses from established system with the doses optimized by the TPS. **Methods** Based on BEAMnrc and DOSXYZnrc, the MC dose verification system simulated the fourth generation of CyberKnife treatment system of Accuray. The data of tissue phantom ratio (TPR) and off-axis ratio (OAR) of five collimators, respectively with 25 mm, 30 mm, 40 mm, 50 mm, 60 mm diameter, were compared with the measured data to ensure the accuracy of system. **Results** The comparison between TPR data and OAR data showed that the data from simulated system perfectly matched with the measured data. With 5 cm depth of beams, the global relative errors of OAR data in the scope of collimators were less than 1%. For the automatic quality assurance phantom, the passing rate of Gamma factor was 99.88% (3 mm, 3%). In the simulation of one patient with liver disease, the passing rate of Gamma factor was 88.56% (3 mm, 3%). **Conclusion** The established MC simulation system is suitable to be applied as the third-party dose verification system, because it can correctly simulate the beams of CyberKnife to achieve the dose verification of plan before the treatment.

Key words: CyberKnife; dose verification; Monte Carlo simulation; tissue phantom ratio; off-axis ratio; passing rate of Gamma factor

前言

CyberKnife是目前新型的大型立体定向放射治疗设备,如图1所示。采用计算机立体定位导向,能

够自动跟踪靶区,无需使用固定头架或固定体架,其治疗具有良好的疗效,为临床肿瘤治疗提供了一种全新的方法。作为新型立体定向放射治疗系统,CyberKnife通常使用大剂量、低分割、窄束、高能的X射线精确照射靶区,以达到消融或者抑制肿瘤的目的^[1]。

CyberKnife出束系统主要由机器人机械臂、影像定位系统、同步呼吸追踪系统、加速器、准直器更换系统、治疗床和机电配套系统这7个部分组成。其中

【收稿日期】2015-01-20

【基金项目】国家自然科学基金(11275105)

【作者简介】陈上河(1988-),男,硕士。Tel: 15120000711; E-mail: river2008000@gmail.com。

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



图1 CyberKnife 图示

Fig.1 CyberKnife

机械臂前端配置能量为6 MV X射线直线加速器,可从1200多个不同方位实现射束的照射。加速器前端可以使用12个不同孔径的准直器,可以使得射束具有不同的直径大小(在源轴距(为80 cm时,准直器的孔径从小至大依次为5 mm、7.5 mm、10 mm、12.5 mm、15 mm、20 mm、25 mm、30 mm、35 mm、40 mm、50 mm、60 mm),从而使治疗能够更好的适应肿瘤的形状^[2]。

在实际治疗过程中,病人剂量由治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)计算得到。在CyberKnife的TPS系统中,目前常用的剂量计算算法是射束追踪算法(Ray Tracing Algorithm, RAT)^[3]。然而RAT算法并没有完全地考虑到X射线照射人体组织时产生的所有效应,例如经过组织表面时电离电子产生的韧致辐射等,导致其计算的剂量分布并不十分精确。同样地,由于不同的组织有着不同的密度,RAT算法在相邻组织表面计算所得的剂量分布,也有着较大的偏差。另一方面,由于CyberKnife的治疗往往具有分次少、单次射束剂量大的特性,精确地检验治疗前出束系统实际出束剂量是否和TPS计算所得的剂量一致对于保证治疗的有效性和安全性是非常有必要的。目前,常规的放射治疗一般采用在模体中使用电离室及胶片测量或者基于射野影像系统(EPID)测量的方法来进行治疗计划验证^[4]。然而Cyberknife的治疗计划通常包含上百个射野,其中甚至包括小射野或者非标准射野,并且由于Cyberknife独特的出束方法,基于测量的治疗计划验证方法在Cyberknife系统上难以实现。

相对而言,蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)算法通过模拟电子和光子在治疗过程中的输运情况来估计治疗后的剂量分布,由于还原了光子和电子的输运过程,MC方法被认为是目前最准确的剂量计算方法。因此,基于MC方法进行独立于TPS的剂量验证被广泛使用。而

在Cyberknife上采用MC方法进行剂量验证的研究还十分缺乏,本研究探讨了基于蒙特卡罗模拟在Cyberknife系统中进行病人治疗计划剂量验证的可行性。

1 材料与方法

根据已有系统的几何尺寸建立模拟CyberKnife机头出束的蒙特卡罗系统。为了校正建立的蒙特卡罗模拟系统的精确性,研究中需要对实际CyberKnife系统的测量数据以及蒙特卡罗模拟系统的模拟数据这两者进行比较。

1.1 参考数据测量

建立正确蒙特卡罗模拟系统需要模拟得到组织体模比(Tissue Phantom Ratio, TPR)他剂量离轴比(Off Axis Ratio, OAR),以及输出因子,并且与测量所得的参考数据相比较。另外还需测量绝对剂量刻度因子,以得到蒙特卡罗模拟系统的剂量单位。

TPR参考数据测量:固定源轴距(SAD)=80 cm出束,利用电离室步进得到深度从0 mm至45 mm处的剂量,在剂量最大的深度归一化后便得到TPR曲线。

OAR参考数据测量:固定SAD=80 cm出束,依次测量深度为5 mm、50 mm、100 mm、200 mm的横断面剂量分布,归一化后得到OAR曲线。

TPR和OAR曲线的比较误差可以用如下定义的全局相对误差(Global Relative Error)衡量:因模拟统计误差和参考数据测量误差的存在,全局相对误差小于1%,我们即可认为模拟数据和测量数据吻合。

射野输出因子测量:固定SAD=80 cm,依次对不同的准直器测得水下最大剂量处的剂量,利用60 mm的准直器进行归一化后便得到不同准直器的射野输出因子。

绝对剂量刻度因子测量:DOSXYZnrc中的剂量单位为相对剂量单位,具体输出为Gy/particle,即对应每个初始粒子贡献的剂量大小。而实际临床机头出束的单位为MU,并且绝对剂量校准为:在SAD=80 cm,出束大小为100 MU时,水下最大剂量处的点剂量大小为100 cGy。因此需要刻度模拟剂量和实际TPS输出剂量的比例关系,以对应其剂量单位。刻度方法为:模拟和测量条件,得到相同点的模拟剂量 D_1 (单位为Gy/particle)。已知实际测量剂量为 D_0 (单位为Gy/MU),那么所得刻度因子为^[5]: $f=D_0/D_1$,其单位为particle/MU。

1.2 Cyberknife系统建模

模拟的CyberKnife治疗系统为Accuray生产的

G4 CyberKnife治疗系统。使用的蒙特卡罗模拟代码为基于EGSnrc开发的BEAMnrc和DOSXYZnrc用户代码。EGS(the Electron Shower)是由斯坦福直线加速器中心(SLAC)研发,广泛应用于医学物理研究的蒙特卡罗模拟软件^[6]。其中BEAMnrc^[7]和DOSXYZnrc^[8]是基于EGSnrc开发的代码,可以分别用于模拟加速器机头出束和模体受照射的过程,从而使得加速器机头模拟和模体受照射模拟这两个过程相互分离,提高了束流模拟的效率。

对应不同的准直器,BEAMnrc可以模拟得到不同的相空间文件。该文件记录了所有机头经过相空间平面所有光子位置、方向、能量等信息。该文件可以作为DOSXYZnrc的源,模拟光子在水模体或者从CT数据建模得到的模体中的输运状况。

1.3 模体及病人计划验证

从CyberKnife的TPS系统MultiPlan中导出CT影像数据(CT),射野出束文件(RP),勾画靶区结构(RS)和优化剂量文件(RD)。利用CT信息生成DOSXYZnrc模拟所需的模体文件,RP信息得到模拟出束参数。模拟完成后得到剂量分布,利用RS和RD信息进行剂量分布图像、DVH曲线、伽玛因子的比较。

模拟的两个模体为自动化质量验证(Automatic Quality Assurance, AQA)模体和1例肝部病人计划。前者常用于CyberKnife系统的日常QA,因此可用于确认本系统的准确性^[9]。后者为一个有116个射野的计划。我们模拟此计划以评估建立的蒙特卡罗系统的验证效果。

2 模拟结果比较

2.1 系统建模

(1) TPR结果比较:选取直径为25 mm、30 mm、40 mm、50 mm、60 mm的准直器比较TPR曲线,结果如图2~图6所示,其中测量数据和模拟数据均在剂量最大点,即深度为1.5 cm处做了归一化。各图中,实线部分为实测数据,大(蓝色)圆点为模拟计算所得数据,小(红色)圆点为全局相对误差。

对于这5个准直器,局部相对误差小于1%的数值如表1所示。

(2) OAR结果比较:选取直径为25 mm、30 mm、40 mm、50 mm、60 mm的准直器比较深度为5 mm、50 mm、100 mm、200 mm时的OAR曲线。其中深度为50 mm的情况如图7~图11所示。

(3) 射野输出因子比较:因实际模体模拟的需要,比较准直器尺寸为12.5 mm、20 mm、25 mm、30 mm、

35 mm、40 mm、50 mm、60 mm的准直器的输出因子数值。如表2所示。

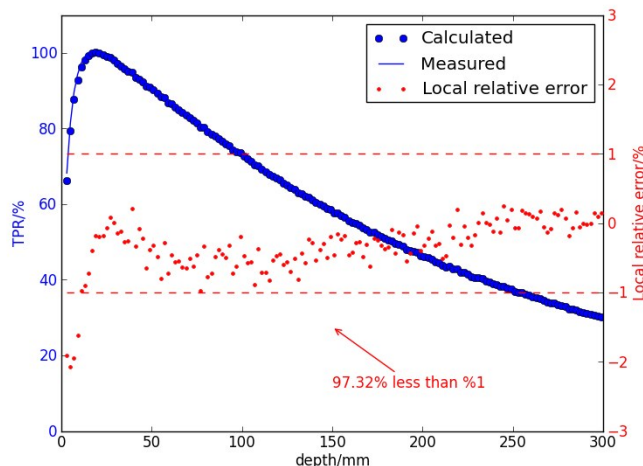


图2 60 mm准直器模拟TPR与测量TPR比较

Fig.2 TPR comparison of 60 mm collimator

Note: TPR: Tissue phantom ratio

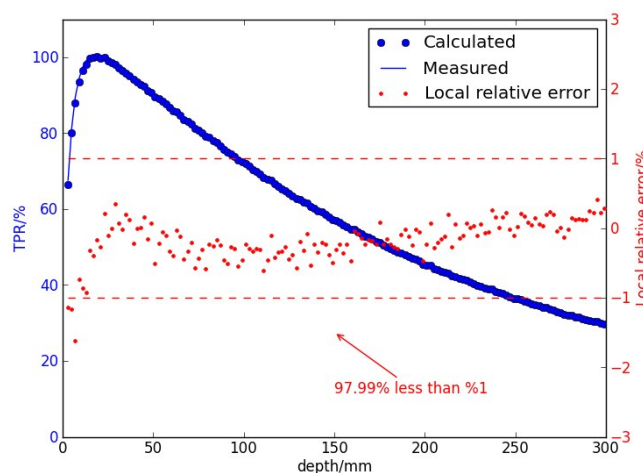


图3 50 mm准直器模拟TPR与测量TPR比较

Fig.3 TPR comparison of 50 mm collimator

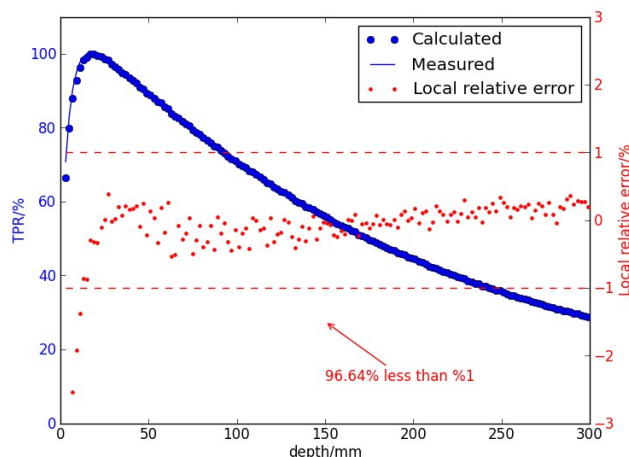


图4 40 mm准直器模拟TPR与测量TPR比较

Fig.4 TPR comparison of 40 mm collimator

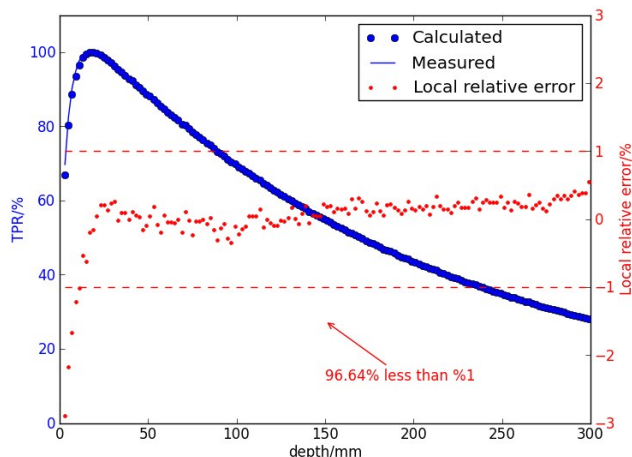


图5 30 mm 准直器模拟 TPR 与测量 TPR 比较
Fig.5 TPR comparison of 30 mm collimator

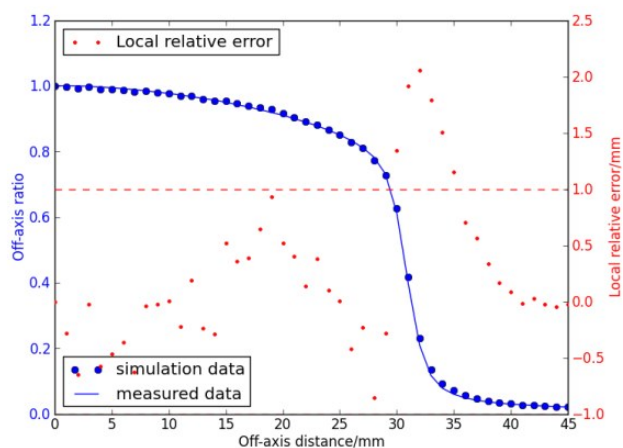


图7 60 mm 准直器 OAR 比较
Fig.7 OAR comparison of 60 mm collimator
Note: OAR: Off-axis ratio

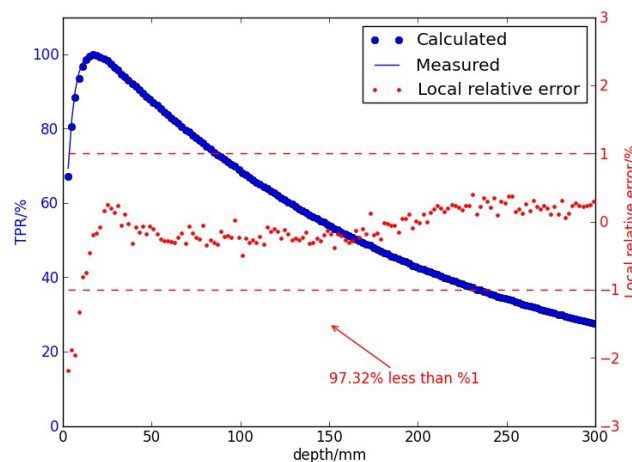


图6 25 mm 准直器模拟 TPR 与测量 TPR 比较
Fig.6 TPR comparison of 25 mm collimator

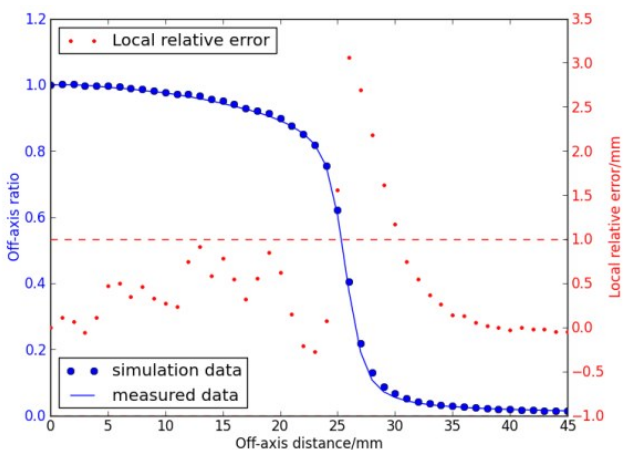


图8 50 mm 准直器模拟 OAR 比较
Fig.8 OAR comparison of 50 mm collimator

表1 局部相对误差<1%的比例

Tab.1 The ratio of global relative error is less than 1%

Collimator	Ratio
25 mm	97.32%
30 mm	96.64%
40 mm	96.64%
50 mm	97.99%
60 mm	97.32%

2.2 系统刻度

绝对剂量刻度的测量数据如下,其中机头出束 200 MU,使用的次级准直器为 60 mm 准直器, SAD=80 cm,测量点位于水模体射束中心线水下最大剂量处。3 次测量数据如表 3。而相同条件下模拟剂量值为 $D_i=6.86 \times 10^{16}$ Gy/particle, 其相对误差为 $\Delta D_i=0.18\%$ 。因此可得刻度因子

particle/MU。

其相对误差为

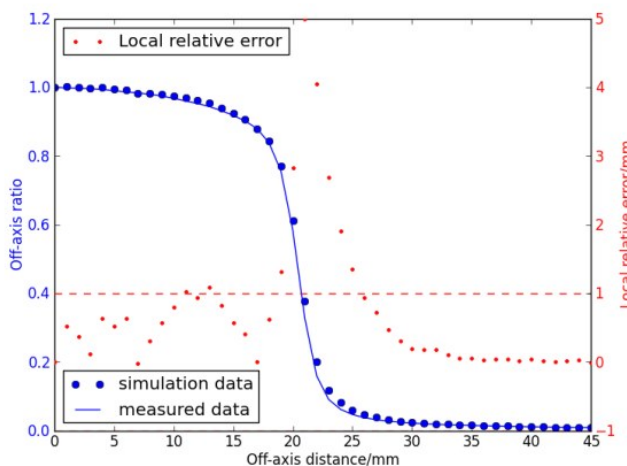


图9 40 mm 准直器模拟 OAR 比较
Fig.9 OAR comparison of 40 mm collimator

2.3 AQA 模体计划比较

AQA 工具常用于 CyberKnife 的日常 QA。我们

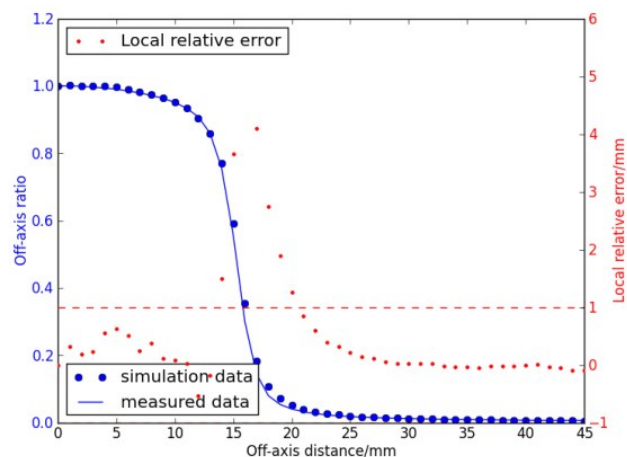


图10 30 mm 准直器模拟 OAR 比较
Fig.10 OAR comparison of 30 mm collimator

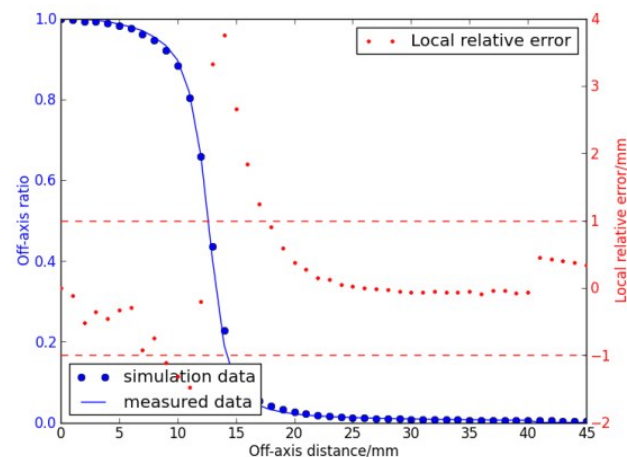


图11 25 mm 准直器模拟 OAR 比较
Fig.11 OAR comparison of 25 mm collimator

表2 输出因子比较
Tab.2 Comparison of output factor

Collimator	Simulation	Measure
12.5 mm	0.910	0.927
20.00 mm	0.965	0.967
25.00 mm	0.977	0.976
30.00 mm	0.980	0.982
35.00 mm	0.987	0.986
40.00 mm	0.987	0.989
50.00 mm	0.996	0.995
60.00 mm	1.00	1.00

表3 绝对剂量刻度的测量数据
Tab.3 Measured data of absolute dose calibration

No.	Dose (cGy)	Ref. Error
1	200.00	0.00%
2	201.27	0.63%
3	200.74	0.37%
Average	200.67	0.24%

利用 CyberKnife 的 TPS 系统得到正交双野出束时的 TPS 优化剂量, 并且从 TPS 导出影像数据和射野数据, 模拟得到模拟的剂量分布。

TPS 优化计算得到的剂量分布如图 12, 建立的蒙卡模拟程序模拟得到的剂量分布如图 13。

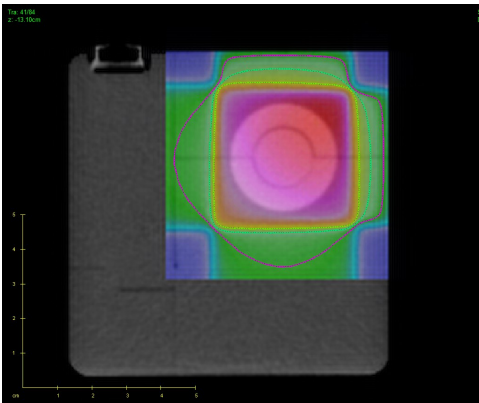


图12 AQA 模体的 TPS 剂量
Fig.12 TPS dose of AQA phantom

Note: TPS: Treatment planning system; AQA: Automatic quality assurance

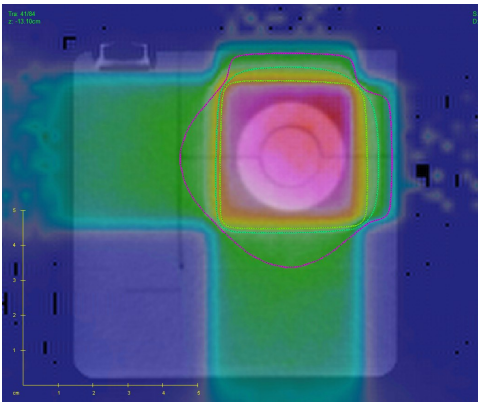


图13 AQA 模体的模拟剂量
Fig.13 Simulating doses of AQA phantom

TPS 剂量优化只对选取的区域计算, 因此图 12 中的剂量分布并没有包含所有的 CT 图像区域。我们的模拟实际上可以得到完整的 CT 区域的剂量分布。图 12 和图 13 中勾画的轮廓由外至内依次为基准最大剂量(即 TPS 最大剂量)的 40%、50%、60% 等剂量线。

利用伽玛因子比较模拟结果和 TPS 优化结果, 设置伽马因子的位置误差阈值为 3 mm, 剂量误差阈值为 3%, 则基准最大剂量的 40%、50%、60% 等剂量线范围内的伽马因子通过率依次为 99.88%、100%、100%。

2.4 病人模体计划比较

本研究中进行模拟的1个实际病例为肝部肿瘤病例,其中用到的准直器分别为30 cm和40 cm,共有116个出束。TPS优化所得的剂量分布以及CT扫描的结构如图14所示,其中最大剂量为68.6 Gy。模拟后得到的剂量分布如图15所示,最大剂量为70.4 Gy。

DVH的比较结果如图16所示,实线、虚线分别为蒙特卡模拟和TPS解析优化所得。对于同一勾划的区域,蒙特卡模拟所得的曲线和TPS优化所得的曲线形状一致,95%计划靶体积(PTV)剂量分别为46.5 Gy和46.7 Gy。

利用伽马因子比较模拟结果和TPS优化结果,设置伽马因子的位置误差阈值为3 mm,剂量误差阈值为3%,则基准最大剂量的40%、50%、60%等剂量线范围内的伽马因子通过率依次为88.56%、86.86%、85.81%。

3 分析与讨论

3.1 系统建模结果的分析与讨论

由图2~图6可见,模拟所得的数据和测量数据吻合得很好,局部相对误差几乎都小于1%,仅有在深度较浅(Depth<10 mm)的区域,局部相对误差才稍微偏大(约2%~3%),这部分的相对误差较大主要是因为深度较浅时,测量点仍然处于电子建成区。

由图10~图14中可见,对于各个准直器,视野内

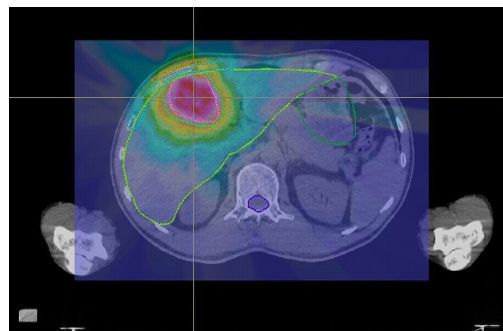


图14 TPS优化剂量及CT结构示意

Fig.14 TPS optimized dose and CT scanning results

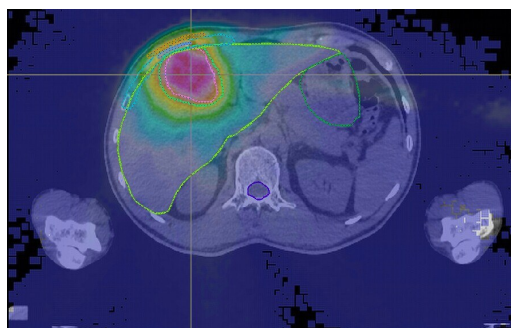


图15 蒙特卡模拟所得的剂量

Fig.15 Dose distribution of MC simulation

Note: MC: Monte carlo

和视野外的模拟数据和测量数据都能很好的吻合(局部相对误差均在1%以内)。仅有在半影区,局部相对误差才稍微偏大(最大局部相对误差约5%)。这

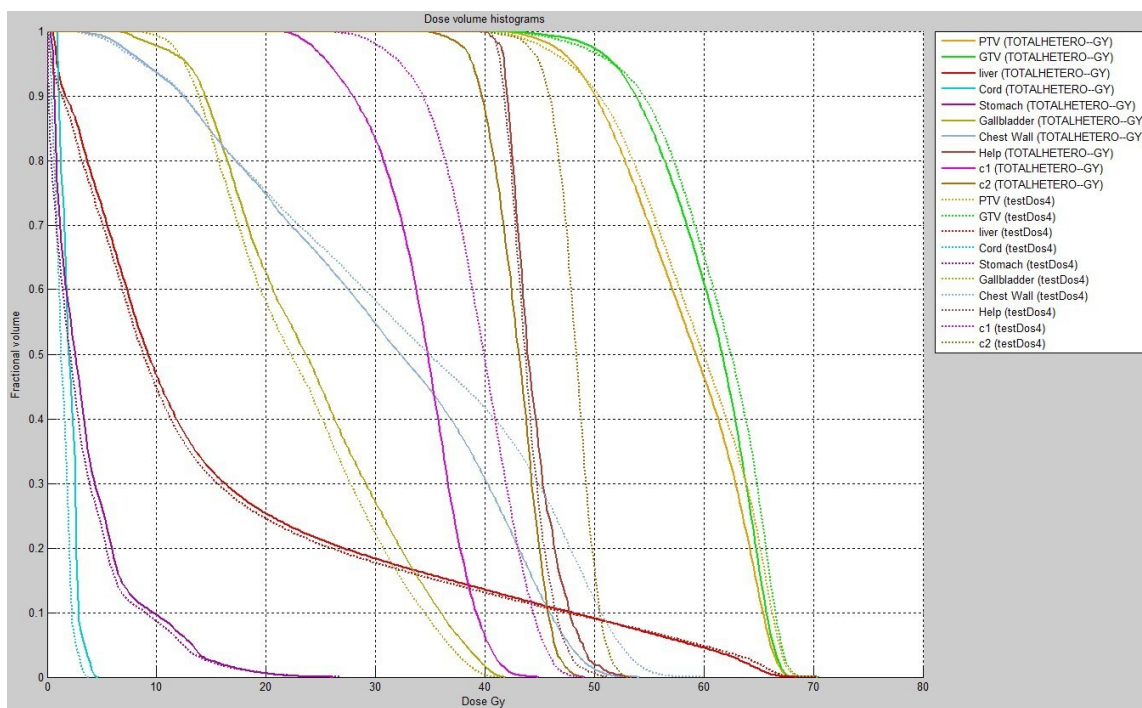


图16 DVH比较

Fig.16 Comparison of DVH

Note: DVH: Dose-volume histogram

是因为导致模拟数据和测量数据存在偏差的因素有测量精度误差和位置精度误差,而在半影区位置精度误差对总体偏差的影响更为显著。

由表2可见,模拟的输出因子和测量得到地数据吻合,其中只有12.5 mm尺寸的准直器相对误差大于1%。这是因为 CyberKnife 的小尺寸准直器并非标准野,其输出因子利用常规的测量方法会带来一定的误差。

TPR 曲线 OAR 曲线和输出因子受射束能量、射野尺寸(即准直器几何尺寸和几何位置)以及 SAD 数值等多个因素的影响^[10]。因此从模拟数据和测量数据的吻合程度可见,我们建立的模型精确地还原了 CyberKnife 加速器的物理参数和几何参数,可以得到准确的出束信息。

3.2 AQA 模体计划分析与讨论

系统建模结果比较涉及的均为相对剂量学的比较,经过绝对剂量刻度后,我们进行绝对剂量的比较。

AQA 模体的模拟剂量与绝对剂量非常吻合,这一点可以从伽马因子的通过率可见(40%TPS 最大剂量等剂量线范围内的伽马因子通过率为99.88%)。射束追踪算法在低密度梯度的情形下,可以达到很高的精确度。在 AQA 模体优化中便可认为 TPS 计算所得的剂量为精确剂量。

因此,由 AQA 模体的模拟剂量与绝对剂量的比较结果可知,建立的模拟模型可以得到精确的绝对剂量分布。

3.3 病人模体计划分析与讨论

比较图14和图15所示的剂量分布,两者的形状和数值基本一致。而在 DVH 的比较中,PTV 曲线相贴合。因此可知 TPS 优化所得的剂量分布,在此病例中符合实际照射后病人所得的剂量。

解析优化算法在组织密度变化越小的地方准确性越高。在肝部实际病例中,TPS 计算所得的剂量便与蒙卡模拟的剂量相差不大。而在肺部的组织,因为其密度的高梯度变化以及呼吸运动矫正等原因,解析优化算法所得的结果准确性就不是非常理想。

4 结 论

本研究利用基于 EGSnrc 的 BEAMnrc 模拟代码建立了 CyberKnife 机头的模拟出束系统,利用 DOSXYZnrc 根据实际的准直器尺寸,模拟了不同准直器的 TPR 数据和 OAR 数据。从准直器的 TPR 和 OAR 数据的比较可见,建立的蒙卡模拟系统模拟所得的 TPR 曲线、OAR 曲线和测量所得结果吻合的非常好,因而建立的蒙卡模拟系统和实际的机头系统一致。并且模拟了实际的治疗计划,得到模拟的剂量分布,以作为第三方的计划检验工具,与 TPS 的计算剂量进行比较,从而检验 TPS 计算剂量的准确性。

【参考文献】

- [1] 巩汉顺, 鞠忠建, 徐寿平, 等. G4 CyberKnife——全新式立体定向放疗设备及其临床应用[J]. 医疗卫生装备, 2013, 34(4): 127-129. Gong HS, Ju ZJ, Xu SP, et al. G4 CyberKnife: New instrument for stereotactic radiosurgery and its clinical application [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2013, 34(4): 127-129.
- [2] Andrews DW, Bednarz G, Evans JJ, et al. A review of 3 current radiosurgery systems[J]. Surg Neurol, 2006, 66(6): 559-564.
- [3] Siddon RL. Prism representation: A 3D ray-tracing algorithm for radiotherapy applications[J]. Phys Med Biol, 1985, 30(8): 817-824.
- [4] Dieterich S, Pawlicki T. Cyberknife image-guided delivery and quality assurance[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 71(1): 126-130.
- [5] Townson RW, Jia X, Tian Z, et al. GPU-based Monte Carlo radiotherapy dose calculation using phase-space sources[J]. Phys Med Biol, 2013, 58(12): 4341-4356.
- [6] Kawrakow I, Rogers DW. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport, NRC Report PIRS 701 [R]. Ottawa: NRC, 2000.
- [7] Rogers DW, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc users manual, NRC Report PIRS 509[R]. Ottawa: NRC, 2001.
- [8] Walters B, Kawrakow I, Rogers DW. DOSXYZnrc users manual, NRC Report PIRS, 794[R]. Ottawa: NRC, 2005.
- [9] 徐慧军, 李 玉, 张素静, 等. G4 射波刀两年质量保证检测结果的回顾与评价[J]. 中国医学物理学杂志, 2013, 30(3): 4097-4099. Xu HJ, Li Y, Zhang SJ, et al. Review and evaluation on the results of quality assurance test for the 4th generation cyberKnife in two years[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2013, 30(3): 4097-4099.
- [10] 胡逸民. 肿瘤放射治疗物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999. Hu YM. Tumor radiotherapy physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999.