文章编号: 1007-4627(2017) 02-0236-06

基于MCNPX的重离子治癌相关问题研究

刘源源[1,2]，吉尚戎[1]，李金阳[2]，骆 鹏[2]，张 晖[2]，李 强[2,†]

(1. 兰州大学生命科学学院，兰州 730000;
2. 中国科学院近代物理研究所，兰州 730000)

摘要: 利用MCNPX模拟计算了医用重离子加速器示范装置(HIMM)上提供的碳离子束在水中的深度剂量分布，并与在HIMM装置上实验测量得到相应能量碳离子束的深度剂量分布进行比较，发现模拟结果与实验测量结果相符合，验证了MCNPX用于重离子输运模拟的准确性。开发了基于射线追踪技术的解析传输接口软件RTIM和基于PYDICOM的DCVM软件，将存储在DICOM文件中的补偿器信息和患者CT图像信息转化为MCNPX可识别的构造实体表示法信息，从而实现了在MCNPX中对重离子TPS产生的补偿器和患者CT图像建模。这些研究为利用MCNPX模拟HIMM被动式束流配送系统构形后的重离子束流在患者体内的剂量分布奠定了基础。

关键词: 重离子治癌；MCNPX；构造实体表示法；蒙特卡罗模拟；CT

中图分类号: R730.55　　**文献标志码:** A　　**DOI:** 10.11804/NuclPhysRev.34.02.236

http://www.npr.ac.cn

1 引言

目前恶性肿瘤是全球发病和死亡的主要原因之一，2012年全球约有1 400万新发癌症病例和820万例癌症死亡病例。重离子束用于治疗癌症，具有倒转深度剂量分布(Bragg峰)、侧向散射小、相对生物学效应高、氧增比低等优势，已成为放射治疗研究领域的前沿与热点。自1977年，美国劳伦斯伯克利国家实验室(Lawrence Berkeley National Laboratory，LBNL)首次用高能同步回旋加速器BEVALAC产生的重离子进行一期临床试验开始，据粒子治疗合作组(Particle Therapy Co-operative Group，PTCOG)统计，截止2015年1月12日，全世界共有8家治疗机构提供碳离子束(日本4家，欧洲2家，中国2家，其中德国Heidelberg、意大利Pavia、中国上海和日本Hyogo的装置可以同时提供碳离子和质子)[1]。

在前期工作成果的基础上，2012年，中国科学院近代物理研究所医用重离子加速器示范装置(HIMM)项目分别在甘肃兰州和武威启动。HIMM项目是中国科学院近代物理研究所研制的我国首台自主知识产权的重离子治疗装置，该装置采用目前国际上最紧凑的同步加速器作为主加速器，具有四个治疗室，并采用了主动式和被动式两种束流配送系统，预计装置每年治疗患者约2 000例。

放射治疗计划系统(Treatment Planning System，TPS)是在放射治疗实施之前，对放射源和患者建模，采用一个或多个算法对患者体内吸收剂量分布进行计算来模拟计划实施的放射治疗软件系统。蒙特卡罗算法能够精确模拟具有随机性质的失误特征和物理实验过程，其统计误差能够控制在小于1% 的水平，比很多物理实验结果更为精确；该算法受几何条件的限制较小，有助于研究形状复杂的系统。以上优势使得蒙特卡罗算法有取代解析算法用于TPS的趋势。中国科学院近代物理研究所已经研发出用于HIMM项目的碳离子TPS(命名为ciPlan)，系统中的剂量计算采用了基于笔形束的解析算法。为对其剂量计算结果进行验证，除了实验测量直接验证外，还准备发展基于蒙特卡罗方法的验证平台。蒙特卡罗方法计算重离子输运的软件主要包括Geant4/GATE[2], FLUKA[3], PHITS[4]和SHIELD-HIT[5]等。MCNPX(Monte Carlo

收稿日期: 2017-02-20;　**修改日期:** 2017-03-12

基金项目: 国家重点研发计划资助项目(2016YFC0904700)；国家科技支撑计划资助项目(2015BAI01B11)；国家自然科学基金资助项目(11205217, 11075191)

作者简介: 刘源源(1985–)，女，内蒙古巴彦淖尔人，工程师，博士研究生，从事生物物理学研究；
E-mail: liuyuanyuan@impcas.ac.cn

† **通信作者:** 李强，E-mail: liqiang@impcas.ac.cn。

N-Particle eXtended)[6]已在质子治癌的相关研究中得到了很好的应用，Lee等[7]用MCNPX模拟质子在水模型和CT图像内的能量沉积，并与FLUKA和Geant4模拟结果对比，模拟结果$R_{50\%}$小于1 mm，相似度较高；Chao等[8]将MCNPX用于模拟质子束流在双分辨率图像内的能量沉积；Mowlavi等[9]用MCNPX模拟质子束流在甲状腺癌患者计划靶区的能量沉积。从2.6.0版本开始MCNPX增加了模拟重离子的功能，Dioszegi等[10]将MCNPX用于模拟碳离子在家兔脑部肿瘤CT图像中的能量沉积。本文将MCNPX用于模拟HIMM项目束流在组织等效材料-水中的能量沉积，并研究了补偿器和患者CT图像在MCNPX中建模的方法。这些研究的目的在于为利用MCNPX模拟HIMM项目被动式束流配送系统构形后的重离子束流在患者体内的能量沉积和剂量分布奠定基础。

2　MCNPX用于重离子输运模拟的实验验证

2.1　MCNPX

MCNPX是一个基于蒙特卡罗方法的大型多功能粒子输运程序，由美国洛斯阿拉莫斯国家实验室(Los Alamos National Laboratory，LANL)在加速器生产氚项目(Accelerator Production of Tritium Project，APT)中将MCNPX4B和LAHET2.8结合产生。MCNPX能够模拟34种粒子的传输，能量最高可达TeV量级，可用于加速器辐射防护、医学物理、等离子体输运、空间辐射、探测器设计等领域。

2.2　MCNPX模拟结果的实验验证

HIMM治疗装置产生的330和400 MeV/u碳离子束照射在三维水箱(MP3-P, PTW，德国)测量系统中，如图1所示。使用大面积平行板电离室(T34070, Bragg peak chamber, PTW，德国)在水箱中进行测量。通过剂量计及相应的软件系统(Tandem, PTW，德国)进行测量结果的获取。通过上述测量方法获得HIMM装置上碳离子束在水中的深度剂量分布曲线。同时采用MCNPX对HIMM装置上相应能量碳离子束在水中的深度剂量分布进行了模拟计算，模拟结果和实验结果在束流入射位置处进行了归一化处理。图2展示了MCNPX模拟结果和实验结果的比较。

如图2(a)所示，MCNPX模拟结果与330 MeV/u碳离子在水中的深度剂量分布实验结果的一致性较好。模拟结果相对于实验结果，坪区平均误差在±2.1%范围内；Bragg峰区(深度位置16.1～16.5 cm间)平均误差为±4.6%。如图2(b)所示，对于400 MeV/u的碳离子束，MCNPX模拟结果相对于HIMM装置实验测量结果，坪区误差在±1.3%～2.7%范围内；Bragg峰区(深度位置26.9～27.4 cm间)误差最小值为±0.1%，最大值为±3.1%。

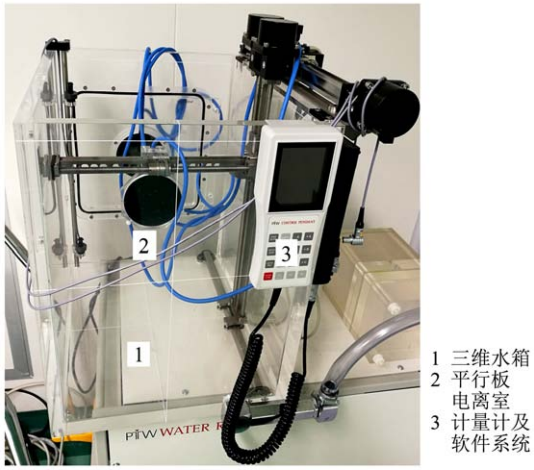

图 1　(在线彩图) 深度剂量分布测量用的PTW水箱测量系统

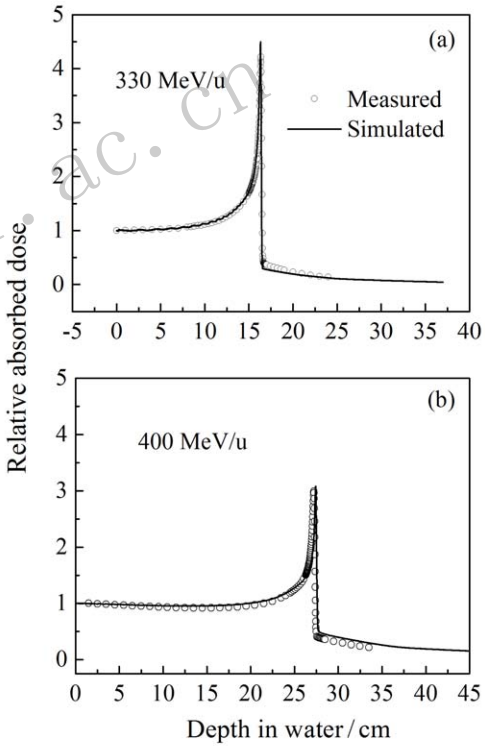

图 2　HIMM装置碳离子束流Bragg曲线实验结果与MCNPX模拟结果的比较

MCNPX模拟结果与HIMM装置实验测量结果有较好的一致性，说明了MCNPX用于重离子输运模拟的精确性。是否能够精确计算碳离子在类组织介质中的

http://www.npr.ac.cn

深度剂量分布成为验证MCNPX能否用于模拟碳离子输运和作为重离子放射治疗TPS验证平台可行性的前提条件。

3 HIMM项目补偿器建模

3.1 HIMM治疗终端结构

HIMM的被动式束流配送系统，治疗终端由脊形过滤器(Ridge Filter, RF)、射程移位器(Range Shifter，RS)、电动多叶光栅(Multileaf Collimator，MLC)和补偿器(Compensator)组成，为了对束流信息进行实时监测，HIMM治疗头还配置了探测器及分条电离室。HIMM加速器将碳离子束能量加速到100 ~ 400 MeV/u，经过两对相互垂直的扫描磁铁在横向上进行扩展。RF将Bragg峰在纵向进行展宽获得与肿瘤纵向大小一致的展宽Bragg峰(spread-out Bragg peak，SOBP)。RS在离子束射程大于肿瘤最大深度时对束流进行降能。MLC将束流截取成与束流方向肿瘤的最大投影轮廓一致的照射野。补偿器将束流停止在肿瘤后沿，不损伤肿瘤后方的正常组织，是被动式束流配送系统的一个特征。被动式束流配送系统的TPS具有设计补偿器参数的功能。

3.2 补偿器的建模

补偿器的形状具有患者特异性，是HIMM治疗头各部分中形状最复杂的结构。TPS产生的DICOM文件中的补偿器信息采用边界表示法(B-Rep)表示，而在MCNPX中几何形状的描述采取的是构造实体表示法(CSG)。本文中开发了解析传输接口软件RTIM(Resolution Transmission Interface Software for MCNPX)，将B-Rep文件转换为CSG文件，软件流程图如图3。

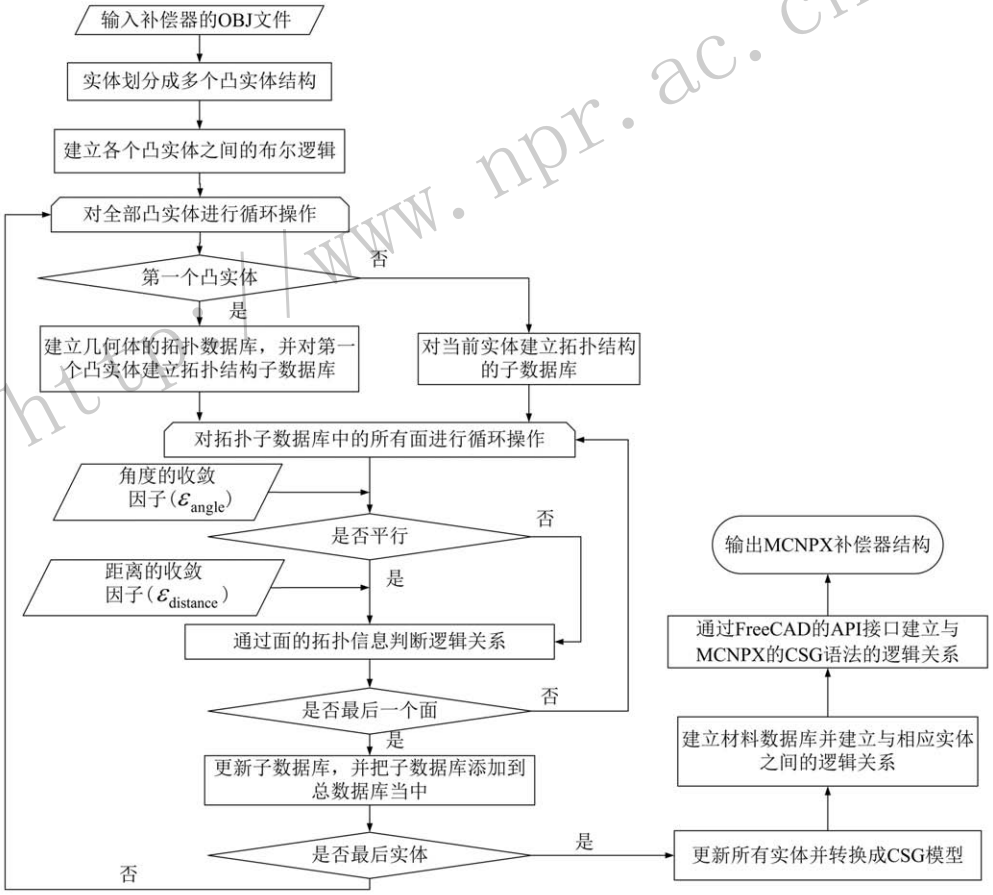

图 3 解析传输接口软件RTIM流程图

(1) 输入文件解析

首先获取输入的补偿器结构OBJ文件，随后根据用户软件建模过程中的逻辑树进行凸实体单元划分，并建立相关单元之间的布尔逻辑关系。然后对凸实体单元建立总体数据库和子拓扑信息数据库，其中总体数据库主要用来保存实体之间的逻辑关系，而子数据库保存每个凸实体中面的拓扑信息和相关逻辑关系。拓扑信息主要包含需转换实体中的点、线、网格面和对应的法线信

http://www.npr.ac.cn

息。

(2) 几何转换

当解析工作完成后，采用射线追踪技术逐一对凸实体单元中一组面进行循环判断，来分析其逻辑关系。其中投掷射线的集合是指针对笛卡尔坐标系下的凸实体单元进行沿着三个坐标轴方向分别投掷的三组射线。射线的投掷点是每组三角形网格面的几何中心在对应坐标平面的投影点。由于求解的模型是凸实体单元，因此任意一条射线的投掷过程中与其相交的平面有且只有两个交点。在投掷过程中，为了减少判断的复杂度和规避计算机截断精度的问题，人为引入了角度收敛因子和距离收敛因子[13]。当两个三角形网格面的交角小于时，便认为这两个面互为平行关系；当互为平行关系的两个三角形网格面的距离小于时，便认为这两个面是同一个平面。从而可以避免MCNPX几何描述过程中重复定义的问题。投掷射线的方向矢量与相交平面的法线矢量的数量积，决定了与射线相交的两个平面的逻辑关系。数量积为正代表位于前方，数量积为负代表位于后方。然后通过前后方与逻辑关系的映射关系，确定相关平面的逻辑关系。当一个凸实体单元被解析后，便开始逐一对剩余的凸实体单元进行求解，直到整个循环操作结束。

(3) 材料建模

当凸实体的循环结束后，程序会更新数据库文件并建立每个实体单元与材料属性的映射关系，从而完成了B-Rep到FreeCAD－CSG转化的准备工作。

(4) MCNPX模型输出

为了使得转化后CSG结果能够被MCNPX识别，程序建立了基于FreeCAD的API接口和MCNPX的语法和逻辑映射关系，目前这个映射关系仅包含MCNPX中“PX”，“PY”，“PZ”和“P”四种平面。最后，软件将输出MCNPX可识别的几何描述及相关材料信息的文件。本文开发的解析传输接口软件对某一患者在ciPlan中产生的补偿器数据进行了B-Rep到CSG的转化。图4(a)为B-Rep方法表示的患者补偿器结构；图4(b)是转化后的CSG表示的患者补偿器结构，其中位于X，Y和Z三个坐标平面的点是转化过程中所投掷的射线投影点。

对于不同几何模型表示方法之间的转换效率可以采用比较转换前后实体几何模型的体积偏差来衡量。B-Rep和CSG表示的患者补偿器模型体积和体积偏差如表1所列。

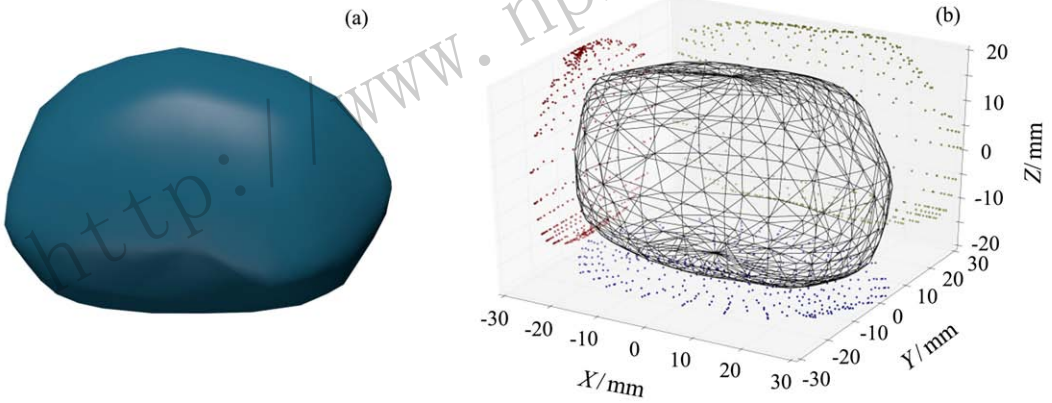

图 4　(在线彩图) B-Rep(a)和CSG(b)表示的患者补偿器结构

表 1　表1 B-Rep和CSG表示的补偿器模型体积对比

原始体积(B-Rep)	转换后体积(CSG)	体积偏差
4152.5756 cm^3	4151.8037 cm^3	1.8×10^{-4}

转换前后不同表示法下的几何实体体积偏差为1.8×10^{-4}，结果表明B-Rep模型与CSG模型具有较好的相似度。解析传输接口软件，能够准确地将B-Rep文件转换为CSG文件。

4　基于CT数据的MCNPX人体模型建立

患者的CT图像信息储存在一系列DICOM文件集中。为了实现在MCNPX程序中模拟人体的剂量分布，需要提取CT文件集中的参数信息，并转化成MCNPX程序所能使用的材料成份、质量密度、几何结构等信息。因此本文开发了DCVM软件(Dose Calculation Viewer for MCNPX)，用来自动完成以上转换功能，并提供一个可以交互的操作界面。图5显示了DCVM软件从DICOM CT文件解析到输出MCNPX所需文件的流程。

首先获取CT文件集，并基于开源软件PYDICOM

http://www.npr.ac.cn

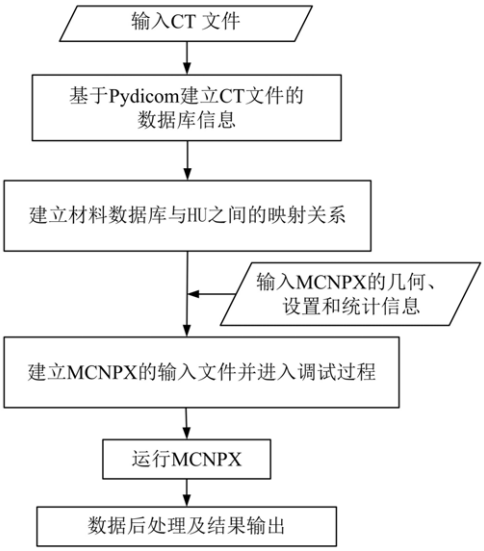

图 5　DCVM软件流程图

从DICOM 文件集中提取像素宽度和高度、亨氏单位(HU)、指标序列和层厚度等信息。为了精确地计算剂量在人体组织中的沉积，必须将HU 值转化为相应的人体组织信息(包括元素组成和密度)，建立材料数据库与HU单位之间的映射关系。本文采用HARALD的方法[11]，将HU 值分为27 组：1 组为空气，1组为肺组织，7 组为软组织，15 组为骨组织，3 组为高Z 材料。然后输入MCNPX 所需的其他信息，包括用户自定义部分、B-REP 向CSG 转化部分、束流信息输入文件和相应的统计信息。相关信息将收集到计数卡中，启动进程调试以检测输入信息是否可行。以上过程均通过后，MCNPX 将通过数据后处理过程输出文件。如图6所示，DCVM 同时能够提供组织的具体位置和用户可交互式和可视化实时在线处理功能，其中包含组织体三维操作显示(a)、相应区域的沉积能分布(b)和自定义的组织体切面结构(c)等信息。

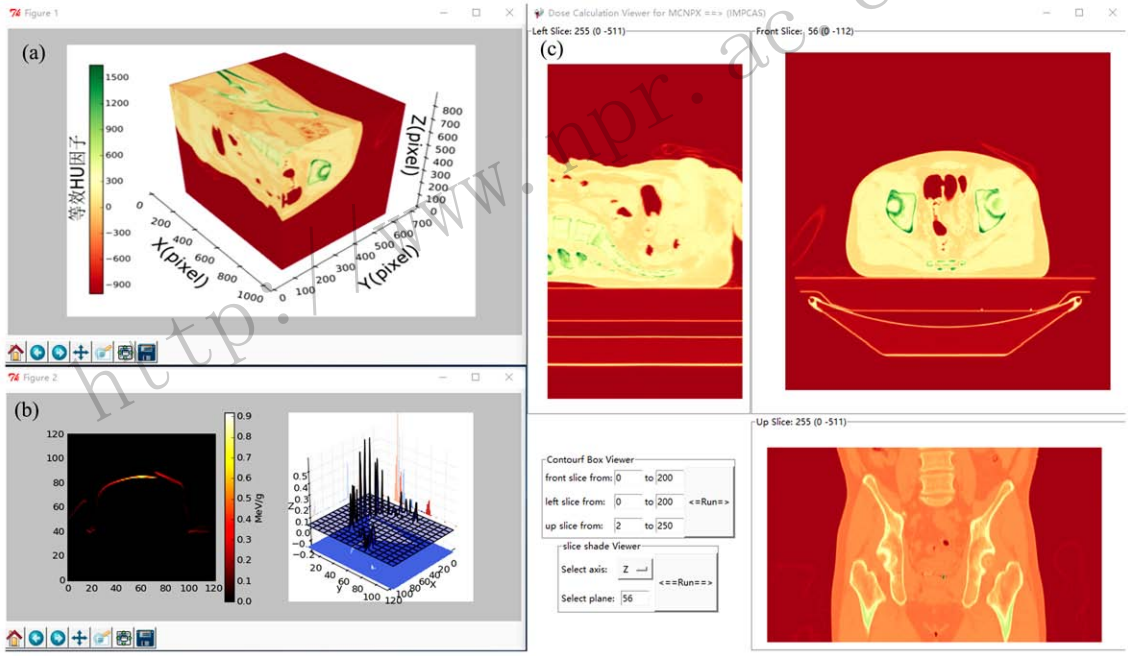

图 6　(在线彩图) DCVM用户操作界面

5　结论

首先，在HIMM 装置上实验测量不同能量碳离子束在组织等效材料水中的深度剂量分布，并利用MCNPX 进行相应的模拟计算，发现模拟结果与实验测量结果符合性很好，从而证实了MCNPX 模拟计算碳离子束输运的可行性。其次，从TPS 产生的DICOM 文件中解析得到补偿器的结构信息，开发了解析传输接口软件，实现了从B-Rep 文件到CSG 文件的转化，从而在MCNPX 中建立了补偿器模型。补偿器是HIMM 治疗头中几何形状最复杂的部分，脊形过滤器、射程移位器和多叶光栅等可以采用类似的方法在MCNPX 中建模。最后，开发了DCVM 软件，解析并转化DICOM 标准的患者CT 数据，在MCNPX 中建立了患者的人体模型。这些研究为下一步利用MCNPX 模拟HIMM 装置束流在患者体内的能量沉积和剂量分布，进而验证重离子放射治疗计划系统ciPlan 计算的准确性奠定了基础。

http://www.npr.ac.cn

参考文献：

[1] PTCOG homepage. Available online: http://www.ptcog.ch/ [2016-07-04].

[2] ROBERT C, DEDES G, BATTISTONI G, *et al.* Phys Med Biol, 2013, **58**: 2879.

[3] BOHLEN T T, DOSANJH M, FERRARI A, *et al.* Int J Radiat Biol, 2012, **88**: 176.

[4] FOSSATI P, MOLINELLI S, MATSUFUJI N, *et al.* Phys Med Biol, 2012, **57**: 7543.

[5] GUDOWSKA I, SOBOLEVSKY N, ANDREO P, *et al.* Phys Med Biol, 2004, **49**: 1933.

[6] GREGG W. KINNEY M C. MCNPX User′s Manual, Version 2.7.0, Los Alamos National Laboratory report[M]. USA, Los Alamos National Laboratory report, 2011: 11-113.

[7] LEE C C, LEE Y J, TUNG C J, *et al.* Radiation Physics and Chemistry, 2014, **95**: 302.

[8] CHAO T C, WEI S C, WU S W, *et al.* Radiation Physics and Chemistry, 2015, **116**: 237.

[9] MOWLAVI A A, FORNASIE M R, DENARO M D. Applied Radiation and Isotopes, 2011, **69**(1): 122.

[10] DIOSZEGI I, RUSEK A, DANE B R, *et al.* AIP Conference Proceedings, 2011, **1336**: 406.

[11] HARALD P, JIANG H Y, PARODI K, *et al.* Phys Med Biol, 2008, **53**: 4825.

MCNPX-based Study on the Issues Related to Heavy Ion Cancer Therapy

LIU Yuanyuan[1,2], JI Shangrong[1], LI Jinyang[2], LUO Peng[2], ZHANG Hui[2], LI Qiang[2,†]

(*1. School of Life Sciences, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China;*
2. Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China)

Abstract: The depth-dose distributions of different energy carbon ions provided by the demonstration facility of Heavy Ion Medical Machine (HIMM) in tissue-like medium water were calculated using the MCNPX Monte Carlo simulation code. The results derived from the simulation calculations were compared with those measured in the facility of HIMM and showed good agreement with the bexperimental data. Therefore, the usability of MCNPX for heavy ion transportation in tissue-like medium is verified. The present work also developed a parsed script transfer interface for MCNPX-(CSG) simulation based on ray casting technology and DCVM (Dose Calculation Viewer for MCNPX) code based on the PYDICOM code to convert the DICOM files of compensator and CT phantoms to corresponding CSG files that can be identified by MCNPX. Then modeling of the compensator and CT phantoms of HIMM in MCNPX was successfully performed. The present work provides a basis for MCNPX simulation for the dose distribution of carbon ions shaped by HIMM passive beam distribution system in patient date patient based on CT images.

Key words: heavy ion cancer therapy; MCNPX; CSG; Monte Carlo simulation; CT

http://www.npr.ac.cn

Received date: 20 Feb. 2017;　**Revised date:** 12 Mar. 2017

Foundation item: National Key Research and Development Program of Ministry of Science and Technology of China (2016YFC0904700); National Key Technology Support Program of Ministry of Science and Technology of China(2015BAI01B11); National Natural Science Foundation of China(11205217, 11075191)

† **Corresponding author:** LI Qiang, E-mail: liqiang@impcas.ac.cn.