

碳离子放疗过程中病人体内器官次级中子剂量的蒙特卡洛计算

孙涛军,刘红冬,陈志,徐榭

中国科学技术大学核科学技术学院,安徽 合肥 230025

【摘要】目的:使用蒙特卡洛方法模拟在碳离子放疗过程中产生的次级中子对人体主要器官的吸收剂量和当量剂量。**方法:**基于中国科学院近代物理研究所(IMP)的重离子深层肿瘤治疗的束流配送系统治疗头,使用MCNPX对该系统的初级准直器、脊型过滤器、射程移位器以及多叶准直器进行建模,模拟计算400 MeV/u碳离子均匀照射野经过IMP被动式束流配送系统,入射到RPI-Adult男性体模后,统计全身主要器官内的次级中子能谱和吸收剂量与当量剂量。**结果:**当脑垂体瘤接受治疗并给予50 Gy处方剂量时,不同器官内的中子能谱显示所产生的次级中子能量范围比较大,最大能量高达几百 MeV;而且脑部部分器官的中子当量剂量相对比较高,大脑、头盖骨和眼晶体当量剂量为53.18、32.43、33.20 mSv;离脑部较远的器官,如胸部、肺以及前列腺剂量很低,都小于0.4 mSv。**结论:**利用蒙特卡洛方法和计算机仿真人体模型模拟了碳离子放疗过程,并统计了全身大部分器官内次级中子能谱和受到的剂量。本研究计算的结果和结论,再结合相关资料,可以为临床上研究碳离子放疗的远期效应提供参考。

【关键词】蒙特卡洛方法;体素模型;碳离子;当量剂量

【中图分类号】R811.1;TL72

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)12-1189-07

Monte Carlo simulation of secondary neutron dose in major organs in RPI-Adult male phantom during carbon ion radiotherapy

SUN Taojun, LIU Hongdong, CHEN Zhi, XU Xie

School of Nuclear Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230025, China

Abstract: Objective To calculate the absorbed secondary neutron dose and the equivalent dose in the major organs during carbon ion radiotherapy using the Monte Carlo method. **Methods** Based on the beam delivery system for heavy ion deep tumor treatment developed by the Institute of Modern Physics (IMP), Chinese Academy of Sciences, we constructed the models of the primary collimator, ridge filter, range shifter, and multi-leaf collimator using MCNPX code. We recorded the absorbed secondary neutron dose, equivalent dose and energy spectrum in the major organs when the RPI-Adult male phantom was exposed to a beam of ^{12}C ions with an energy level of 400 MeV/u delivered via the IMP passive beam delivery system. **Results** For treatment of pituitary tumors, a prescribed dose at 50 Gy resulted in a wide energy range in the organs, as shown by the neutron energy spectrum, and the maximum energy could reach even several hundreds of MeV. The secondary neutron equivalent doses were also high in the organs close to the target including the brain, cranium and eye lens (53.18, 32.43 and 33.20 mSv, respectively), but in the more distal organs (such as the breasts, lungs and prostate), the equivalent doses were rather low (all below 4 mSv). **Conclusion** We successfully simulated the process of carbon ion radiotherapy using the Monte Carlo method and computational voxelized human phantom. The secondary neutron energy spectrum and dose distribution in the major organs in this simulation can provide a reference for clinical evaluation of the long-term effects of the carbon ion radiotherapy.

Keywords: Monte Carlo method; voxel phantom; carbon ion; equivalent dose

前言

【收稿日期】2017-07-21

【基金项目】国家自然科学基金(11575180);国家重点研发计划(2017YFC0107504)

【作者简介】孙涛军,硕士研究生,主要从事医学物理研究,E-mail: taojun1@mail.ustc.edu.cn

【通信作者】徐榭,主要从事放射医学物理、辐射防护研究,E-mail: xgxu@ustc.edu.cn

近日,国家癌症中心发布了中国城市癌症数据最新报告:我国每天约有10 000人确诊癌症,相当于平均每7 min就会确诊一个癌症患者^[1]。放射治疗是癌症治疗的有效手段之一^[2-3],放射治疗的最终定义为实现最大的肿瘤控制概率和最小的正常组织损伤率。传统的放射治疗利用X射线或 γ 射线杀死肿瘤细胞。随着技术的发展,如三维适形放射治疗、调强放疗以及图像引导下的放射治疗、动态适应放疗等,

肿瘤的控制率得到迅速提高。但是在治疗一些深部肿瘤时,肿瘤前后的正常细胞组织损伤率则难以保证^[4]。相对而言,重离子不仅在物理剂量方面分布较好,而且拥有良好的生物效应,能够有效治疗一些抗拒型、乏氧性肿瘤^[5-7]。

现放疗界普遍认为碳离子是用于放射治疗的最佳重离子,而且日本和德国都将碳离子作为重离子治疗的唯一粒子。随着放疗技术的发展,采用离子治疗的患者在不断增多。根据 Particle Therapy Co-Operative Group (PTCOG) 的统计:截止到2015年底,已经有 150 000 名患者接受了离子治疗,其中 5 个国家,11 台在运行的碳离子放疗设备共计治疗患者 19 367 名^[8]。在碳离子放疗过程中,将布拉格峰值部分对准肿瘤病灶处,肿瘤便可以受到较大的照射剂量,肿瘤前的正常细胞通常只受到 1/3~1/2 的峰值剂量,肿瘤后部的正常细胞基本上不会受到伤害^[4]。除此之外,与常规的放射线以及质子相比,重离子束的峰区具有较高的传能线密度,这就使其具有较高的相对生物学效应(RBE)^[9-10]。

但是在碳离子放疗中,初级粒子与治疗设备和人体相互作用过程中会产生次级中子,而这些次级中子目前还没有一个准确的评估。针对这一问题很多学者都做了蒙特卡洛(MC)计算和实验,但大多数都采用液态水、石墨或者金属作为靶体^[11-13]。这些靶体都是单一元素,而人体组织是由不同元素组合而成,所以模拟材料不可以完全代表人体模型。现国内拥有精确体模的单位很少,而且将人体模型用于重离子放疗模拟研究的更少。本文首先使用 MCNPX 对中国科学院近代物理研究所(IMP)的重离子束流配送系统进行建模,然后使用脊型过滤器将

布拉格峰进行展宽,最后采用 RPI-Adult 男性体模,模拟并计算了碳离子放疗过程中人体组织器官内的次级中子剂量。

1 材料与方法

1.1 软件与硬件简介

本文使用的软件 MCNPX 是由洛斯阿拉莫斯国家实验室(Los Alamos National Laboratory)开发的用于中子、光子、电子或者耦合中子/光子/电子输运的现代通用软件包。MCNPX 的开发始于 1994 年,是 Monte Carlo N-Particle (MCNP) 与 Los Alamos High-Energy Transport (LAHET) 的组合^[14]。本文使用的是 MCNPX 的 2.7.0 版,可以支持 34 种粒子类型,使用更新的截面库和物理模型。本次工作模拟的粒子总数设为 1.5×10^8 ,对于大多数器官的统计误差在 5% 以内,这些统计误差是在可接受范围之内的。本文的模拟计算是在一台 DELL 服务器上完成(CPU × 4: Intel Xeon E5-46-7 V2 2.60 GHz, 12 × 4 = 48 线程, RAM: 128 GB, OS: Ubuntu 16.04),MCNPX 模拟时只采用单线程运行的模式,完成单次模拟所需的时间大约为 160 h。

1.2 计算机人体模型:RPI-AM

近些年来,使用体模进行辐射剂量计算已经广泛用于辐射防护、医学成像和放射治疗中。根据计算机体模的复杂程度将体模的发展划分为 3 代:图 1a 是基于二次方程式的程式化体模(1960 年到 2000 年);图 1b 是基于断层图像的体素化体模(1980 年至今);图 1c 是基于先进基元并且可变形的 BREP 模型(2000 年至今)^[15-16]。

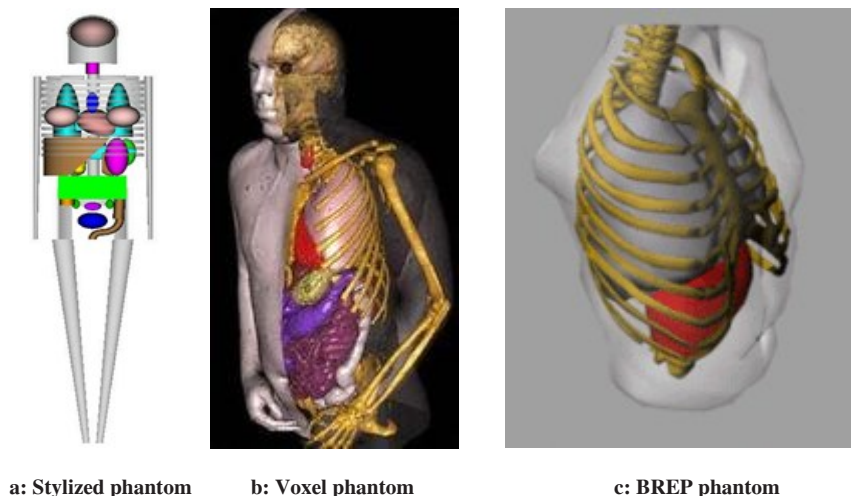


图1 3代体模

Fig.1 Three generations of phantom

本文使用的RPI-AM是于21世纪初基于BREP几何和国际放射防护委员会(ICRP)参考人数据开发的^[13]。该模型是基于网格器官几何图形的Anatomium™3D数据库,这个数据库已经表示了超过500个不同的器官和结构。RPI-AM拥有70个内脏器官、45个骨骼成分和4个肌肉结构。根据ICRP-89

和ICRP-70的器官变形体积和质量要求,器官最终变形控制在0.5%以内^[17]。为了便于MCNPX计算,将基于网格的几何体转换为体素格式的体模。整个模型高为176 cm,体质量73 kg,每个voxel大小为0.3 cm×0.3 cm×0.3 cm,共计14 302 200个voxel。图2分别展示了不同视角下的RPI-AM模型。

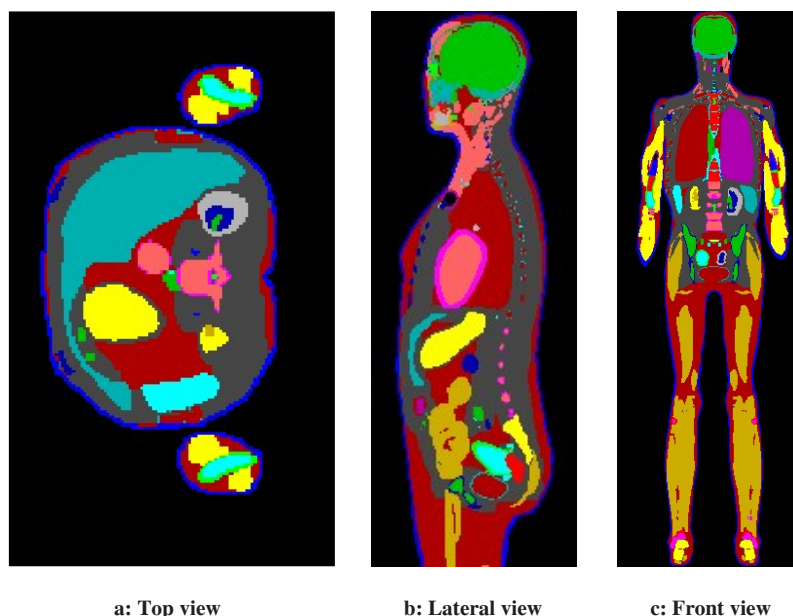


图2 不同视角下的RPI-AM模型
Fig.2 RPI-AM in different views

1.3 治疗计划

脑垂体瘤约占颅内肿瘤的10%,是成年人中较常见的肿瘤之一^[18]。对于一些与正常组织不易区别的肿瘤,手术通常无法完全切除,这时候就需要放疗提高肿瘤的局控率。本文采用碳离子放射源,单野照射,假设计划靶区(PTV)的处方剂量是50 Gy (RBE)。

1.4 重离子束流配送系统

加速器产生的重离子治疗束流在患者肿瘤处产生的剂量并不能恰好等于肿瘤靶区的要求剂量,这

就需要一个“束流性能转换装置”。目前,用于临床治疗的重离子束流配送系统可以分为两种:日本HIMAC所采用的被动式束流配送系统和德国GSI所采用的主动式束流配送系统^[19-20]。IMP利用兰州重离子研究装置(HIRFL)建成中高能重离子治疗终端^[21-22]。由于HIRFL属于回旋加速器系统,引出的能量固定不变,为了便于控制,采用日本NIRS类似的被动式束流配送系统^[19]。本文根据兰州治疗头模型数据,使用MCNPX建立一套真实的模型。图3则是用于MC计算的模拟束流配送系统简单示意图。

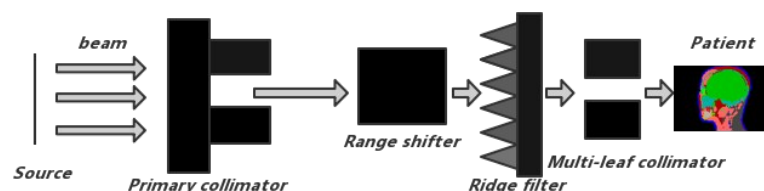


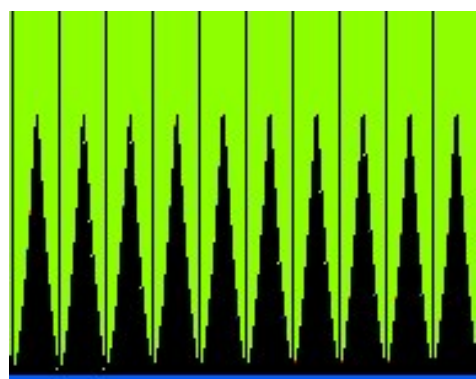
图3 束流配送系统示意图
Fig.3 Diagram of the beam delivery system

在本次模拟中,碳离子源采用单能源,能量设置为400 MeV/u。碳离子束首先经过初级准直器(Primary

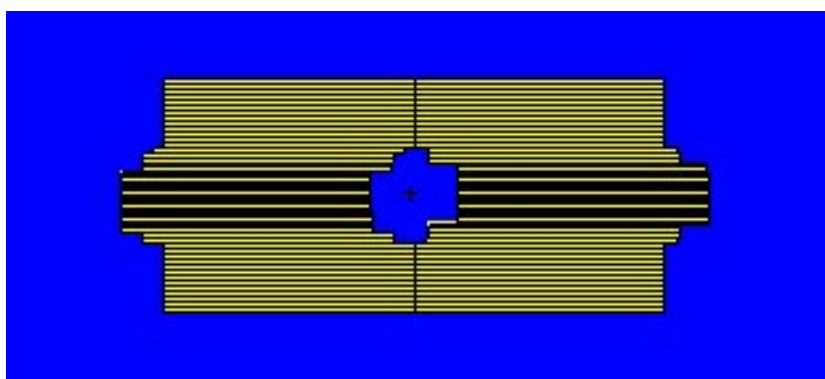
Collimator)产生一个正方形轮廓的射野,初级准直器是由4块相同材料的铜块组成,厚度7.5 cm,密度8.9 kg/m³。

射程移位器(Range Shifter)的作用是把从加速器引出的固定能量降能,通过改变能量进一步调整 Bragg 峰的位置,使其处于肿瘤靶区位置;射程移位器的材料是聚甲基丙烯酸甲酯(Polymethylmethacrylate),密度 1.18 kg/m^3 。脊型过滤器(Ridge Filter)可以将单能束流的 Bragg 峰进行纵向展宽,使之与肿瘤靶区的厚度相同;脊型过滤器采用的材料是铝,脊峰高 2.831 cm ,密度

2.7 kg/m^3 ,如图 4a 所示。多叶准直器由 51 对叶片排列组成,叶片的厚度分别为 3.07 、 2.16 、 1.63 mm ,材料为钨铜合金,密度 16.75 kg/m^3 。图 4b 为多叶准直器的详细示意图,从图中可以看出,此时的多叶准直器提供了一个与靶区相似的不规则视野,使束流横截面与肿瘤靶区外轮廓相适形,可以更好杀死肿瘤细胞,保护正常组织。



a: Ridge filter



b: Multi-leaf collimator

图4 脊型过滤器和多叶准直器

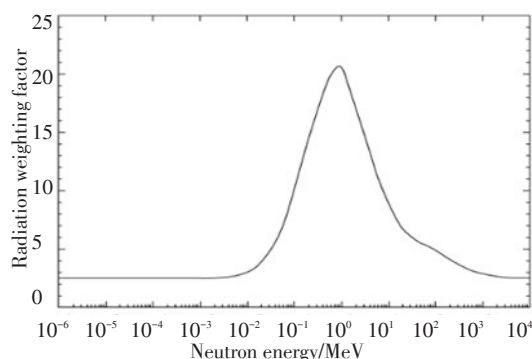
Fig.4 Ridge filter and multi-leaf collimator

1.5 当量剂量的计算

虽然吸收剂量可以说明患者受到辐照时吸收能量的多少,但是在放射治疗中,人们还关心受照后在机体中产生的生物效应,因而还计算了当量剂量 $H_{T,R}$,其定义为:

$$H_{T,R} = D_{T,R} \times W_R \quad (1)$$

式中, $D_{T,R}$ 是器官或组织 T 内的吸收剂量, W_R 是辐射类型的辐射权重因子。在 ICRP 第 103 号出版物中,中子的辐射权重因数被定义为阶梯函数。图 5 和式(2)都是根据经验推导出来的,都符合现有的生物学和物理学知识^[23]。

图5 不同能量中子的辐射权重因素(W_R) (图来自 ICRP Publication 103)Fig.5 Different energy neutron radiation weighting factor (W_R) (from ICRP Publication 103)

在计算中,常采用式(2)中根据中子能量 E_n 变化的连续函数计算中子的辐射权重因数:

$$W_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 13.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}, & E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases} \quad (2)$$

2 结果与分析

2.1 扩展布拉格峰

碳离子束在放疗领域的突出优势是其独特的倒转深度剂量分布。不过对于单一能量离子束的布拉格峰的峰宽度很狭小,仅为毫米数量级别,在实际治疗中需要扩展布拉格峰的宽度。图 6 是使用 MCNPX 模拟的 400 MeV/u 的单能碳离子和展宽 6 cm 碳离子束在水箱中深度剂量分布结果,其中吸收剂量在水箱入口处进行了归一化处理。模拟束流是平面源,模拟的粒子数为 1×10^7 ,模拟靶体为边长 $100 \text{ cm} \times 40 \text{ cm} \times 100 \text{ cm}$ 的水箱。

图 6 中黑色曲线是原始布拉格曲线,红色的是碳离子束经过脊型过滤器后,获得展宽后的布拉格峰曲线(SOBP)。曲线呈现先缓慢上升后变快,直到峰值(即布拉格峰),峰值后迅速下降趋于零。在实际治疗中,将扩展布拉格峰部分对准病灶处,则会提高剂量的有效利用率,大幅度提高肿瘤的死亡率;肿瘤

后部的正常细胞位于峰值后方,几乎不会受到辐射伤害。

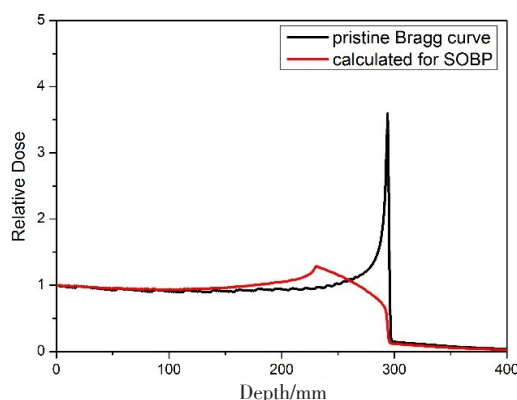


图6 碳离子束布拉格峰展宽

Fig.6 Spread-out Bragg peak of carbon ion beam

2.2 部分器官内的次级中子能谱

本次模拟统计了患者大多数器官内的次级中子

能谱,但是篇幅有限,只选出一些具有代表性的距离靶区远近不同的部分器官中的次级中子的能谱图,结果都是归一化到一个入射粒子,如图7所示。这些次级中子的能量跨度长达几百 MeV,大部分的结果统计误差都低于5%。目前很难测得器官内次级中子能谱的实验数据,但是人体组织的主要成分是C、H、O、N等元素,可以考虑将结果与碳离子打靶(如H₂O、碳等)实验相比较^[11]。参考文献[21]是400 MeV/u的碳离子轰击碳板的打靶实验,本文的计算结果将和其相比较。大脑、眼晶体和头盖骨等器官的能谱趋势和实验结果在角度小于30°时非常接近;肾脏、前列腺等器官的能谱曲线接近90°的实验结果,而且距离靶区较近器官相对于较远器官的次级中子通量要高一到二个量级。相对于均匀模体材料,本文的计算采用非均匀材料,计算结果更具有准确性。对于一些体积比较小的器官,由于在模拟过程中没有足够的粒子轨迹和统计,误差比较大,导致在曲线尾部有波动。

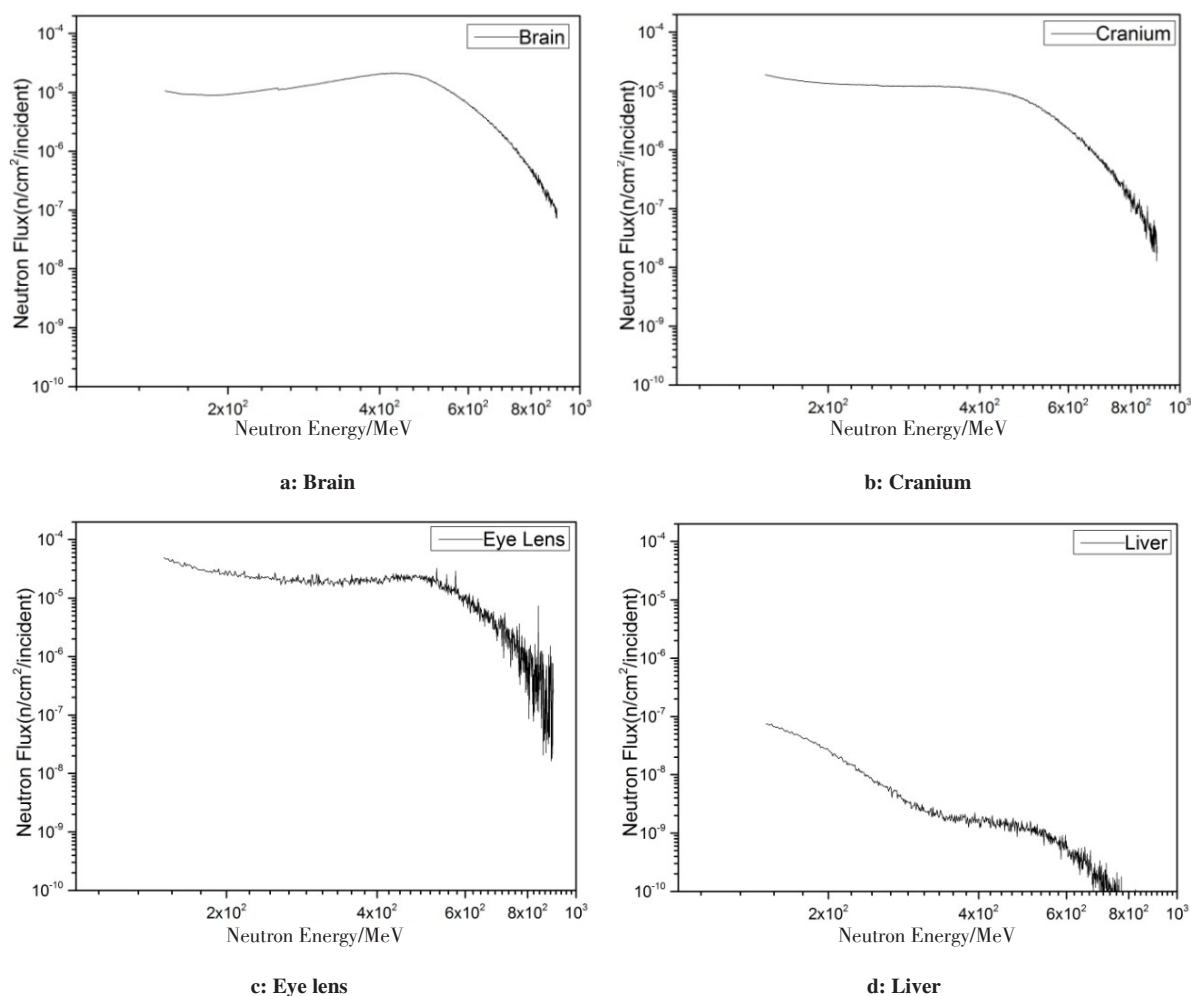


图7 不同器官内的次级中子能谱

Fig.7 The secondary neutron energy spectrum of different organs

另外需要补充一点的是MC模拟我们可以得出每个器官内的次级中子能谱,在实验上测量是非常困难的。即使是使用物理人体模型,也很难测到像MC模拟这样精确的结果。

2.3 部分器官的次级中子吸收剂量和当量剂量

表1列出了基于RPI-AM人体模型接受碳离子放疗时主要器官的吸收剂量、误差以及当量剂量。模拟入射粒子数为 1.5×10^8 。除了个别体积较小的眼晶体、

舌头或者那些远离靶区的器官,如前列腺和睾丸,大多数器官的剂量统计误差都低于5%。从表1可以看出,位于靶区的脑下垂体接受的吸收剂量最高,距离PTV较近的器官,比如大脑、眼晶体和头骨等的吸收剂量相对比较大,分别为10.64、6.64、6.48 mGy;而距PTV相对较远的器官,比如肺、前列腺和睾丸等的吸收剂量则相对小很多,都小于0.10 mGy。

表1 主要器官的吸收剂量和当量剂量
Tab.1 Absorbed dose and equivalent dose in the major organs

Organs	Absorbed dose/mGy	Relative error/%	Equivalent dose/mSv
Cranium	6.486	0.09	32.43
Scapulae	0.070	0.86	2.73
Mandible	0.546	0.61	0.35
Brain	10.635	0.04	53.18
Breast	0.078	6.66	0.39
Eye lens	6.640	3.74	33.20
Liver	0.007	0.70	0.03
Lung	0.051	0.60	0.25
Oesophagus	0.115	1.03	0.57
Pancreas	0.006	2.74	0.03
Pituitary gland	30.458	1.01	152.29
Prostate	0.002	11.06	0.01
Skin	0.142	0.17	0.71
Spleen	0.009	1.98	0.05
Testis	0.002	14.53	0.01
Thymus	0.023	3.03	0.11
Thyroid	0.113	1.49	0.56
Tongue (inner part)	0.399	0.58	2.00
Tonsils	0.760	1.76	3.80

图8是患者在接受碳离子放疗过程中接受次级中子的当量剂量,从图中可以发现,那些离靶区较远的器官,如心脏、肺、前列腺等剂量很低,几乎可以忽略不计,但是离靶区相对较近的器官,比如眼睛的剂量很大。眼晶体作为辐射敏感器官,在治疗计划时应严格限制其剂量值,做好相关监测和防护问题。

3 结 论

本文首先使用MC软件MCNPX建立基于IMP的重离子治疗束流配送系统模型,模拟能量为400 MeV/u碳离子通过初级准直器、脊型过滤器、射程移位器以及多

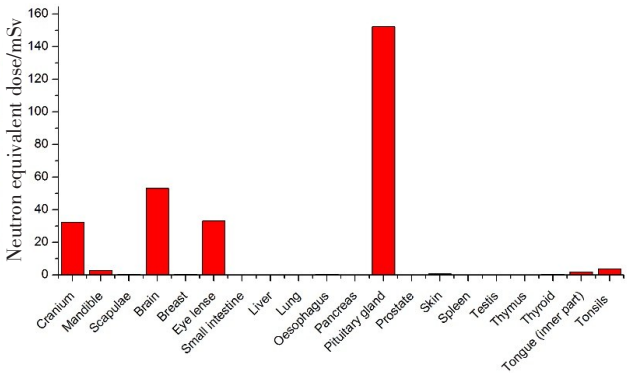


图8 部分器官的中子当量剂量
Fig.8 Neutron equivalent doses in different organs

叶准直器入射到水箱靶体,验证了碳离子束在水箱中的深度剂量曲线以及通过脊型过滤器后的布拉格峰展宽;然后将水箱改为RPI-Adult Male人体模型,计算了对接受碳离子放疗的脑部垂体肿瘤患者体内主要器官的次级中子能谱以及次级中子剂量。最后模拟结果不仅得出了不同器官的次级中子能谱,还计算了患者的吸收剂量和当量剂量。通过分析各器官内的次级中子能谱,发现次级中子能量范围跨度较大,主要集中在中高能区域;与碳离子打靶实验相比较,可以发现能谱模拟数据曲线与实验数据曲线在很多角度下趋势都一致,但是本文的结果更为精确,因为使用的是非均匀模体;通过分析各个器官的吸收剂量和当量剂量,可以发现对于那些距离靶体较近的器官,如大脑、眼晶体、头骨等器官受到的剂量相对较高,但是都是在辐射防护限制之内,而那些距离较远的器官,如前列腺、睾丸等受到的剂量较小,都小于0.1 Gy,几乎可以忽略不计。本研究计算的结果和结论,再结合相关资料,可以为临床上研究碳离子放疗的远期效应提供参考。

致谢:在这里要特别感谢中国科学院近代物理研究所的李强研究员和刘新国研究员,提供了碳离子治疗配送系统的相关参数。

【参考文献】

- [1] CHEN W, ZHENG R, BAADE P D, et al. Cancer statistics in China, 2015[J]. CA Cancer J Clin, 2016, 66(2): 115-132.
- [2] 叶飞, 李强. 重离子治癌相关研究[J]. 原子核物理评论, 2010, 27(3): 309-316.
YE F, LI Q. The research of heavy-ion[J]. Nuclear Physics Review, 2010, 27(3): 309-316.
- [3] 罗光辉, 李文建, 苏兴桂. 重离子与其他放射治疗肿瘤的比较[J]. 广东医学, 2007, 28(1): 159-161.
LUO G H, LI W J, SU X G. Heavy-ion compared with other radiation therapy of tumor[J]. Guangdong Medical Journal, 2007, 28(1): 159-161.
- [4] 刘世耀. 质子和重离子治疗及其装置[M]. 北京: 科学出版社, 2012: 4-5.
LIU S Y. The proton and heavy ion therapy and its device[M]. Beijing: Science Press, 2012: 4-5.
- [5] 徐俊奎. 医用重离子束输运过程的 Geant4 模拟[D]. 兰州: 兰州大学, 2009.
XU J K. The Geant4 simulation of medical heavy ion beam transport process[D]. Lanzhou: Lanzhou University, 2009.
- [6] 王德智. 重离子在治疗肿瘤中的应用[J]. 黑龙江医学, 2004, 28(6): 334.
WANG D Z. The application of the heavy ion in the treatment of tumor[J]. Heilongjiang Medical Journal, 2004, 28(6): 334.
- [7] LIU X, LI Q, WU Q, et al. Experimental verification of therapeutic doses for the superficially-placed tumor radiotherapy with heavy ions at HIRFL[J]. Chinese Physics C, 2009, 33(2): 151-155.
- [8] Particle Therapy Co-Operative Group [EB/OL]. <https://www.ptcog.ch/index.php/facilities-in-operation>.
- [9] KRÄMER M, JÄKEL O, HABERER T, et al. Treatment planning for heavy-ion radiotherapy: physical beam model and dose optimization[J]. Phys Med Biol, 2000, 45(11): 3299-3317.
- [10] SCHARDT D. Heavy-ion tumor therapy: physical and radiobiological benefits[J]. Rev Mod Phys, 2010, 82(1): 383-425.
- [11] CHAUDHRI M A. 103 Production of secondary neutrons from patients during therapy with carbon-ions: their dose contributions and potential risks[J]. Radiother Oncol, 2005, 76(5): S55-S56.
- [12] SATOH D, KUROSAWA T, SATO T, et al. Reevaluation of secondary neutron spectra from thick targets upon heavy-ion bombardment[J]. Nucl Instrum Methods Phys Res A, 2007, 583(2-3): 507-515.
- [13] KUROSAWA T, NAKAO N. Neutron yields from thick C, Al, Cu, and Pb targets bombarded by 400 MeV/nucle on Ar, Fe, Xe and 800 MeV/nucle on Si ions[J]. Phys Rev C, 2000, 62(4): 044615.
- [14] SCHARDT D. Heavy-ion tumor therapy: physical and radiobiological benefits[J]. Rev Mod Phys, 2010, 82(1): 383-425.
- [15] XU X G. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history[J]. Phys Med Biol, 2014, 59(18): 233-302.
- [16] XU X G, CHAO T C, BOZKURT A. VIP-Man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations[J]. Health Phys, 2000, 78(5): 476-486.
- [17] ZHANG J, YONG H N, CARACAPPA P F, et al. RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, size-adjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(19): 5885.
- [18] 崔念基, 卢泰祥, 邓小武. 临床放射肿瘤医学[M]. 广州: 中山大学出版社, 2005: 601.
CUI N J, LU T X, DENG X W. Clinical radiology[M]. Guangzhou: SunYat-sen University Press, 2005: 601.
- [19] KNAAI T, ENDO M, MINOHARA S, et al. Biophysical characteristics of HIMAC clinical irradiation system for heavy-ion radiation therapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1999, 44(1): 201-210.
- [20] TORIKOSHI M, MINOHARA S, KANEMATSU N, et al. Irradiation system for HIMAC[J]. J Radiat Res, 2007, 48(Suppl): A15-A25.
- [21] 刘新国, 李强, 戴中颖, 等. IMP 重离子治癌中的剂量计算方法[J]. 原子核物理评论, 2009, 26(1): 69-75.
LIU X G, LI Q, DAI Z Y, et al. The dose calculation method of heavy ion treatment for cancer in IMP[J]. Nuclear Physics Review, 2009, 26(1): 69-75.
- [22] 肖国青, 张红, 李强, 等. 中国科学院近代物理研究所重离子束治癌进展[J]. 原子核物理评论, 2007, 24(2): 85-88.
XIAO G Q, ZHANG H, LI Q, et al. The recent progress of heavy-ion for the treatment of cancer in the Chinese Academy of Sciences[J]. Nuclear Physics Review, 2007, 24(2): 85-88.
- [23] PROTECTION R. ICRP publication 103[J]. Ann ICRP, 2007, 37(2-4): 2.

(编辑:陈丽霞)