

基于蒙特卡洛方法和数字体模的质子治疗设施屏蔽优化设计

闫卓¹, 徐榭^{1,2}, 陈志¹

1. 中国科学技术大学物理学院, 安徽 合肥 230026; 2. 伦斯勒理工学院核能工程, 美国 纽约 12180

【摘要】目的:评估采用蒙特卡洛(MC)模拟方法和中国科学技术大学数字人体模型(USTC体模)在质子治疗设施中的辐射屏蔽优化设计。**方法:**使用MC模拟方法和USTC体模计算数字体模处于不同位置时在不同部位的当量剂量率(EDR),对安徽省合肥市离子医学中心(HIMC)的新型质子治疗设施的屏蔽设计进行评估,并将其与采用经验公式计算得出的EDR进行比较。**结果:**使用铁靶时,经验公式计算得出的EDR值比MC模拟方法得到的结果偏高27.6倍;使用水靶时,经验公式计算结果较MC模拟结果高36.6倍,说明使用经验公式进行屏蔽计算将使得剂量被高估,从而导致成本增加,不符合辐射防护最优化原则。**结论:**利用USTC体模对质子治疗设施进行基于MC模拟的屏蔽计算可以得到更加准确和优化的结果。

【关键词】质子治疗;辐射屏蔽;蒙特卡洛模拟;体模

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)12-1482-08

Shielding optimization of proton therapy facilities based on Monte Carlo simulations and voxelized human phantoms

YAN Zhuo¹, X. George XU^{1,2}, CHEN Zhi¹

1. School of Physical Science, University of Science and Technology of China, Hefei, 230026, China; 2. Nuclear Engineering Program, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, NY 12180, USA

Abstract: Objective To evaluate the shielding optimization of proton therapy facilities by using Monte Carlo (MC) methods and voxelized computational USTC human phantoms(USTC phantoms). **Methods** The shielding design of a new proton therapy facility in Hefei Ion Medical Center (HIMC) was evaluated through the calculation of the Equivalent Dose Rate (EDR) in different parts of voxelized phantoms at different positions by using MC simulations and USTC phantoms, and the EDR was then compared with the EDR calculated through empirical formulas. **Results** When iron was used as target, EDR calculated by empirical formulas were 27.6 times higher than that by MC simulations, and when water was used as target, EDR calculated by empirical formulas were 36.6times higher than that by MC simulations. Thus, the dose was overestimated to some degree inempirical formulas, resulting in excessive shielding costs, which does not meet the principle of radiation protection optimization. **Conclusion** The calculation by using MC simulations and the USTC phantoms can be more accurate and optimized in the shielding evaluation of proton therapy facilities.

Keywords: proton therapy; shielding; Monte Carlo simulations; phantoms

前言

质子治疗方法最早由罗伯特·威尔逊(Robert Wilson)在1946年提出^[1],并于1954年首次进行对人体的治疗^[2]和临床试验^[3],自1990年起开始在医院建造治疗设施进行临床治疗^[4]。经过多年的研究和试验后,质子放射治疗被认为是治疗肿瘤的一种十分

有效的方法,并且已经有研究团队进行了将质子疗法与其他放射疗法进行比较的试验^[5-6]。此后,质子疗法在包括中国在内的世界范围内应用越来越广泛。根据PTCOG^[7](Particle Therapy of Co-Operative Group)的数据,截至2020年2月,全球共有94个质子治疗设施投入运营,并有33个在建、27个处于建造计划阶段。

由于存在布拉格峰深度,质子治疗与常规放疗相比可以更好地控制剂量和照射位置^[8]。因此,质子治疗可以使目标病变位置接受高剂量的照射,并使其对健康组织的伤害降至最低。在进行治疗过程中,首先质子与治疗设备和患者身体发生相互作用

【收稿日期】2020-07-12

【基金项目】国家重点基础研究发展计划(2017YFC0107504)

【作者简介】闫卓,硕士,研究方向:辐射防护与环境保护,E-mail: yan-zhuo@mail.ustc.edu.cn

产生次级中子^[9],由于生物有效性较高,次级中子将成为辐射防护中最主要的关注点^[10]。尽管质子疗法发展迅速,但仍然存在较多不足和问题,如可能由屏蔽设计不当造成的成本上升问题^[11]。因此,为了制定辐射安全标准,包括国际辐射防护委员会(ICRP)和国家辐射防护与测量理事会(NCRP)在内的许多组织已经积极行动、制定标准。尽管关于质子设施屏蔽的研究从未停止过,新技术也层出不穷^[12-13],但是在中国,质子治疗设施的屏蔽设计和评估仍然是一个巨大的挑战,因此目前对质子治疗设备的屏蔽验证和优化迫在眉睫。

蒙特卡洛(MC)仿真模拟^[14]被认为是对复杂加速器进行屏蔽分析最准确的方法之一,也是在剂量估算特别是次级中子计算中不可替代的工具^[15]。常见的利用MC模拟方法的计算工具(例如MCNPX^[16]、FLUKA^[17]、EGS^[18]和TOPAS^[19])已在放射治疗中得到广泛应用,这里将采用TOPAS软件进行MC模拟计算。TOPAS是专为基于Geant4的质子治疗模拟而设计的,它可以精确地模拟质子与物质之间的相互作用,也可以用于模拟数字体模中的粒子传输过程。

本文的研究目的是使用MC模拟方法和数字体模对质子治疗屏蔽系统进行评估。在模型建立过程中采用了具有202 MeV能量的质子源、治疗室以及代表在治疗设施中或附近活动的公众和职业人员的数字人体模型。本研究将对经验公式计算和MC模拟这两种方法进行对比,旨在寻找更加合适和准确的计算方法。

1 研究方法

本研究中采用合肥离子医学中心(HIMC)自主研发的超导回旋医用质子加速器的各项参数,其最高能量和最大束流强度分别为202 MeV和0.5 μA。如图1所示为治疗室平面图,包括回旋加速器室(质子束由此发出)、回旋加速器控制室、旋转治疗室和固定治疗室。另外,在固定治疗室中设置了8个关注点(编号为1至8)代表人员居留的位置。

治疗室内除从治疗室入口到治疗头沿线的随机束流损失外,没有考虑治疗头和光栏的束流损失,假设进入治疗头的束流100%损失在患者(负载)身上。在进行经验公式计算和MC模拟过程中,设置质子束源能量为最高能量202 MeV。考虑到从加速器引出的质子能量为202 MeV,经降能器后用于治疗质子能量为130~202 MeV,而处于该能区的质子与材料经过一系列相互作用会产生中子-光子混合场。

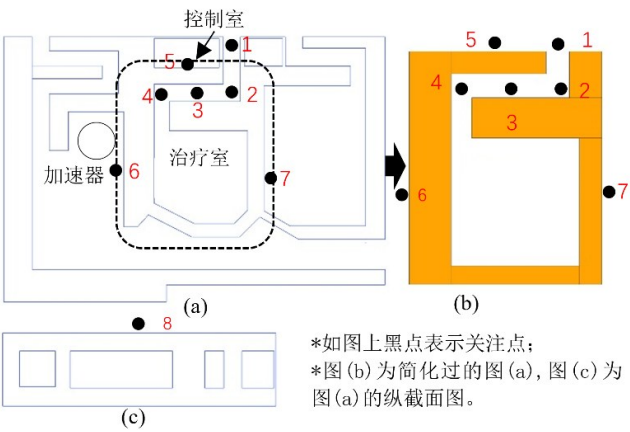


图1 HIMC质子治疗系统简图
Fig.1 Blueprint of HIMC proton therapy system

传统的屏蔽设计计算中通常使用经验公式,例如GBZT201.5-2015^[20]中的公式,但这些公式得出的结果往往过于保守。而MC模拟具有较高的计算精度,且可以模拟人体中的剂量分布,进而反映实际情况。本文将比较MC模拟和经验公式的计算结果。

图2为MC模拟和经验公式计算的流程图。经验公式计算使用基于GBZT201.5-2015^[20]的经验公式,MC模拟采用专门用于质子治疗设备相关计算的TOPAS软件。MC模拟方法研究步骤如下:(1)获取一个特定数字体模的TOPAS数据;(2)利用TOPAS构造质子治疗屏蔽系统;(3)设置两个模拟组,分别是体模组和对照组;(4)对于体模组,向屏蔽系统中导入数字体模,并将其设置在上述关注点的位置,然后进行MC模拟,从而计算出当量剂量率(EDR);(5)对于对照组,向屏蔽系统中引入了水模而不是数字体模。然后复制步骤(4)模拟过程得到EDR。

1.1 经验公式计算

根据《放射性治疗机房的辐射屏蔽规范第5部分:质子加速器放射治疗机房》(GBZT201.5-2015)^[20],屏蔽体外EDR限值与居留因子 T 密切相关,即:(1)当 $T \geq 1/2$ 时,EDR需要保持在2.5 μSv/h以内;(2)当 $T < 1/2$ 时,EDR限值为10 μSv/h。

除此之外,根据《电离辐射防护与辐射源安全基本标准》(GB18871-2002)^[21]的规定:对任何工作人员的职业照射任意一年有效剂量不得超过20 mSv/a,而公众的年有效剂量不应超过1 mSv/a。这里将此限值的1/4用作该项目的环境影响评估的管理限值,即工作人员的年度有效剂量不应大于5 mSv/a,公众的年有效剂量不应超过0.25 mSv/a。

经验公式计算涉及的几何模型如图3所示。质子撞击目标靶后在该点产生的当量剂量率为 H_0 ,经一定方向自屏蔽体内侧穿过,在屏蔽体外侧的关注

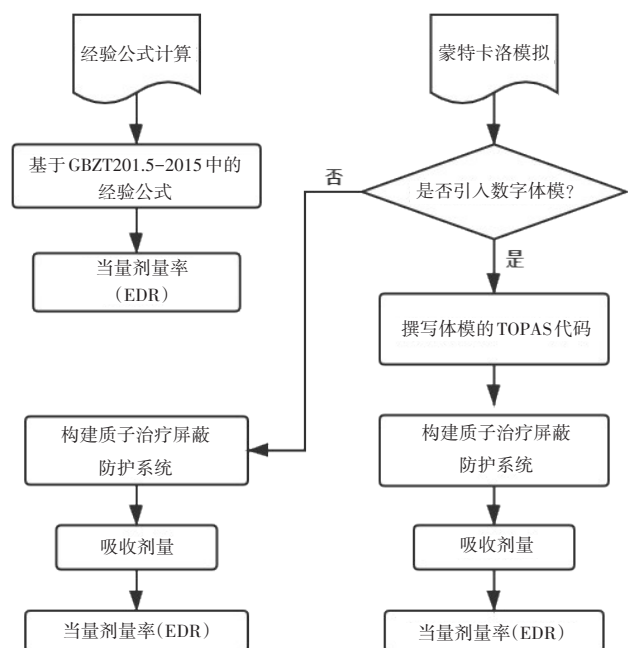


图2 MC模拟计算和理论计算流程图

Fig.2 The flow chart of MC simulations and theoretic calculation

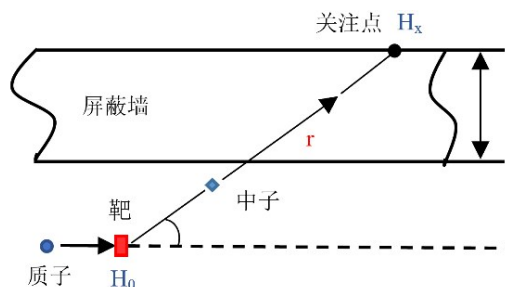


图3 质子加速器理论计算几何模型

Fig.3 The geometry relevant to shielding calculation for proton accelerators

点(屏蔽体厚度为“ d ”,单位:cm)处减小为 H_x 。碰撞点与关注点之间的距离为“ r ”,单位:m。根据(GBZ/T201.5-2015)^[20]中“6 机房墙体屏蔽估算方法”,当关注点与束流损失点的距离远大于束流损失点的几何尺寸(大于7倍)时,可将靶视为点源。根据质子治疗系统的设备结构和平面布局,本项目各束流损失点均视为点源处理。屏蔽体外关注点剂量率采用下式计算^[20]:

$$\dot{H} = S_0 H_{\text{casc}}(\theta) \exp\left(-\frac{d\rho}{\lambda(\theta)}\right) r^{-2} \quad (1)$$

其中, $\lambda(\theta)$ 为在 θ 方向的级联中子在屏蔽层中的衰减长度,单位: g/cm^2 ; H_{casc} 为单个质子产生的级联中子在距束流损失点1 m 远处的当量剂量,单位: $(\text{Sv}\cdot\text{m}^2)/\text{p}$;侧向和前向的 H_{casc} 和 $\lambda(\theta)$ 的值如表1所示,数据引用《广东本项目质子医疗装置示范工程项目核技术利用环境影响报告书》中130~230 MeV 质

子相应参数,采用内插法换算而得。当束流损失为 I (固定治疗室中的加速器机头束流损失为3 nA)时,每秒在组件中损失的质子数为 $S_0=6.24\times10^9 I$,单位:P/s。

此外,NCRP 报告第144号^[22]对迷宫中的EDR也有相应的计算方法:

$$H(r_1) = 2H_0(r_0)\left(\frac{r_0}{r_1}\right)^2 \quad (2)$$

$$H(r_i) = \left(\frac{e^{-r_i/0.45} + 0.022A_i^{1.3}e^{-r_i/2.35}}{1 + 0.022A_i^{1.3}}\right)H_{0i} \quad (3)$$

其中, r_0 是源到第一阶迷道入口的距离,单位:m; r_1 和 r_i 分别为源到第一阶迷道拐角处的距离和第 i 阶迷道的深度,单位:m; $H_0(r_0)$ 是迷道入口的剂量率, $H(r_1)$ 和 $H(r_i)$ 是第一阶和第 i 阶迷道出口的剂量率, H_{0i} 是第 i 阶迷道入口的剂量率,单位: mSv/h ; A_i 是第 i 阶迷道宫的横截面积,单位: m^2 。

表1 侧向和前向 H_{casc} 和 $\lambda(\theta)$ 的值

Tab.1 The values of H_{casc} and $\lambda(\theta)$ from the lateral and front side

方向	$H_{\text{casc}}/\text{Sv}\cdot\text{m}^2\cdot\text{p}^{-1}$		$\lambda(\theta)/\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$
	铁靶	水靶	
侧向	1.31×10^{-15}	2.27×10^{-16}	58
前向	2.22×10^{-15}	1.22×10^{-16}	105

根据GBZT201.5-2015^[20]的统计,不同能量的单个质子打不同物质的靶时的总中子产额不同。当质子能量在200 MeV 及以上时,Cu、Fe靶的总中子产额最大。因此,在大多数辐射屏蔽计算中会将靶材料视为铁以确保治疗系统在中子产额最大时仍能符合辐射防护原则,但在实际应用中也经常使用水靶。因此,本文将分别验证使用铁和水这两个靶材料的结果。

1.2 MC模拟

本项目使用的数字体模为USTC 成年男性(USTC-AM)体模^[23](图4所示为USTC 体模),且相关的MC模拟在Linux 系统上运行,该系统可以为高性能模拟服务器提供56个CPU 内核。根据图2所示流程,MC模拟过程可以依照以下步骤进行。

1.2.1 数字体模转化 根据图2,步骤(1)需完成USTC-AM 体模的TOPAS 脚本的转化。由于现有的数字体模输入文件无法被TOPAS 识别,需要通过转换计算获得相关的数字体模文件,这里主要步骤为计算与水和空气有关的CT 值(测定人体某一局部组

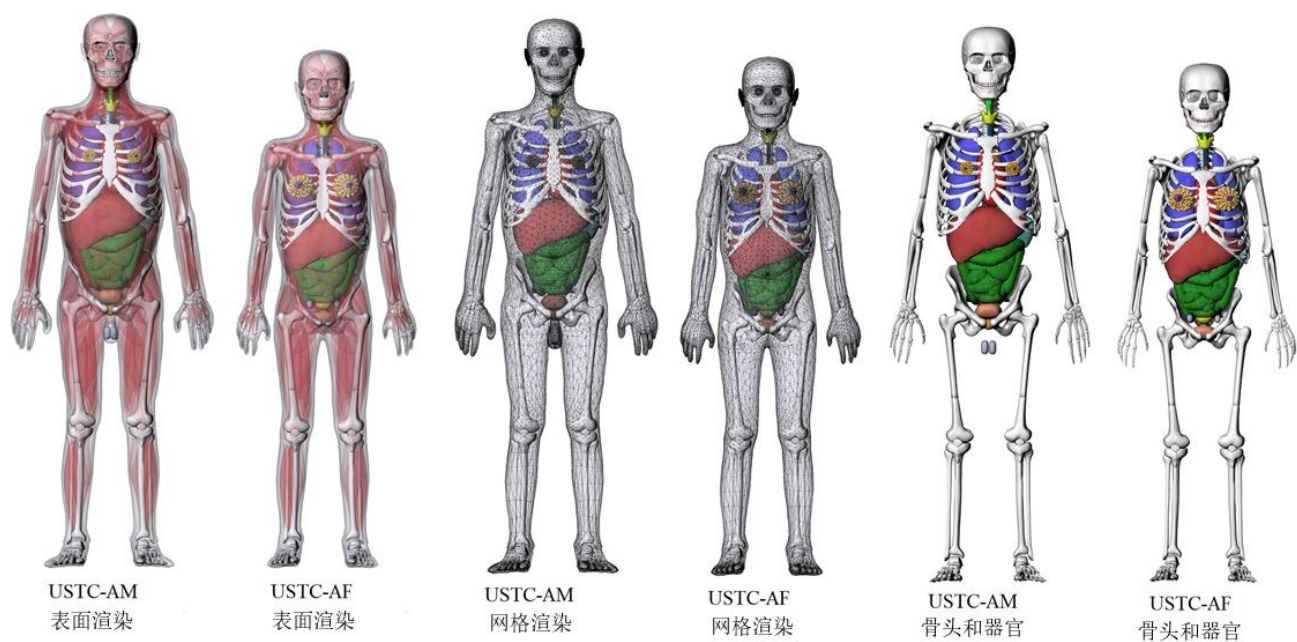


图4 USTC体模(包含成年女性和男性体模)
Fig.4 The USTC Phantoms (including USTC-AM and USTC-AF)

织或器官密度大小的一种计量单位),这里使用以下公式估算CT值^[24]:

$$H = \left(\frac{\bar{\mu}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} - 1 \right) \times 1\,000 \tag{4}$$

$$\frac{\bar{\mu}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} = \frac{\rho}{\rho_{\text{H}_2\text{O}}} \frac{\sum_{i=1}^n \frac{w_i}{A_i} (Z_i + Z_i^{2.86} k_1 + Z_i^{4.62} k_2)}{\frac{w_H}{A_H} (1 + k_1 + k_2) + \frac{w_O}{A_O} (8 + 8^{2.86} k_1 + 8^{4.62} k_2)} \tag{5}$$

其中, H 是霍恩斯菲尔德单位,简称亨氏单位; $\bar{\mu}$ 是组织线性衰减系数的平均值, ρ 是密度, i 代表不同元素, Z_i 为质子数, w_i 是元素重量, A_i 是相对原子质量, k_1 和 k_2 是与CT扫描仪相关的常数,这里取 $k_1=1.24\times10^{-3}$, $k_2=3.06\times10^{-5}$ 。

1.2.2 TOPAS 模型建立 对于步骤(2),使用TOPAS构造质子治疗屏蔽系统时,主要包括:固定治疗室构建、质子源设置、剂量计算等部分。具体而言,治疗室数据根据图1中抽离的固定治疗室简化图的实际数据进行构建,屏蔽材料、几何形状和屏蔽位置等也按照实际情况设置。在设置质子束源参数时,质子束源选用光束,光斑形状为椭圆,光束位置分布和角分布均按高斯分布,出束位置 and 方向也按实际位置设置。

1.2.3 MC 模拟过程 步骤(4)和(5)为将数字体模导入TOPAS模型后的模拟过程,这里需要按照步骤(3)分成体模组和对照组完成数字体模和水模的导入(图5),以及后续的转化和计算过程。(1)体模组:在体模组中,与理论计算中的8个关注点不同,应将

USTC-AM体模放置在确保体模中心位于关注点的位置。根据NCRP报告第151号^[25]的建议,由于人们在行走时往往与墙面保持一定距离,屏蔽墙与体模之间的距离应保持在30 cm。每个位置的数字体模都设置为平行于墙壁朝向目标靶站立,位置8处的体模位于目标靶正上方的上层房间中。随后进行模拟计算过程。(2)对照组:对照组的设置条件与体模组基本相同,区别在于引入了完全按照USTC-AM体模的体积和形态设置的水模来代替人体模型,后续步骤相同。

1.2.4 模拟结果转化 上述两组的模拟结果为吸收剂量,随后可以根据束流强度和辐射权重因子 W_R 将吸收剂量转换为EDR。对于 W_R ,根据Zheng等^[26]研究,当质子能量从100 MeV到250 MeV变化时,平均辐射权重因子的变化小于10%(在8.8~10.3之间变化),因此在本研究中, W_R 取值为10。此外,由于每个治疗室计划每年工作960 h,因此工作量为2 880 h·nA,由此可以计算职业人员年有效剂量和公众年有效剂量。另外,与经验公式计算相同,模型建立中使用的靶材料分别为铁和水。

2 结果与分析

2.1 理论计算

表2列出了经验公式计算所需的参数值,表3是以铁和水为靶时关注点的EDR以及职业人员年有效剂量和公众年有效剂量。从表3中可以看出,关注点的EDR符合GBZT201.5-2015^[20]提供的年度剂量限

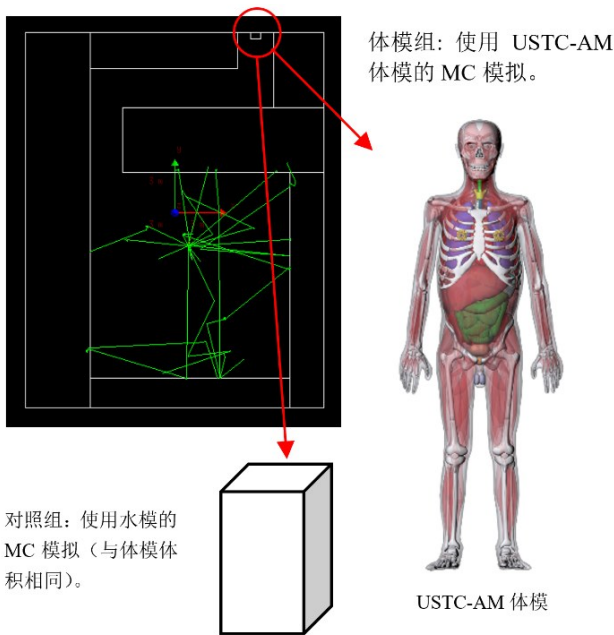


图5 两组(体模组和对照组)的MC模拟原理
Fig.5 Two groups (the phantom group and the control group) in MC simulations

值,且以水靶的结果比使用铁靶的数据更小。通过比较计算结果和EDR限值,可以得出二者之间的差距。使用铁靶的计算值平均比剂量限值小29.6倍,而使用水靶的结果平均比剂量限值小62.1倍。即使对于具有高剂量计算结果的点,其结果也比限值小2.48倍(铁靶)和14.4倍(水靶)。

对于职业人员年有效剂量,所有计算结果低于其推荐的年有效剂量管理限值5 mSv/a。对于公众年有效剂量,以铁为靶的1、7和8点和以水为靶的1、8点略高于年有效剂量管理限值0.25 mSv/a,其他关注点的剂量均低于限值。虽然经验公式计算结果满足GBZT201.5-2015^[20]的剂量限值,但若仅以GB18871-2002^[21]中的年有效剂量限值为标准,可能需要对现有的屏蔽效果进行加强,进行增厚屏蔽墙等措施。

2.2 MC模拟

在这部分结果中,将分别介绍使用经验公式计算和MC模拟两种方法的结果、两组MC模拟之间的比较

表2 理论计算所需的参数值
Tab.2 The required parameters for theoretical calculations

关注点	$H_{casc_铁靶}/SV \cdot m^2 \cdot p^{-1}$	$H_{casc_水靶}/SV \cdot m^2 \cdot p^{-1}$	d/cm	$\lambda(\theta)/g \cdot cm^{-2}$	r/m
1	2.22×10^{-15}	1.22×10^{-16}	360	105	16.32
2	2.22×10^{-15}	1.22×10^{-16}	450	105	11.92
3	2.22×10^{-15}	1.22×10^{-16}	360	105	9.16
4	2.22×10^{-15}	1.22×10^{-16}	360	105	7.70
5	2.22×10^{-15}	1.22×10^{-16}	360	105	8.58
6	1.31×10^{-15}	2.27×10^{-16}	375	58	9.39
7	1.31×10^{-15}	2.27×10^{-16}	200	58	7.88
8	1.31×10^{-15}	2.27×10^{-16}	200	58	5.15

表3 以铁和水为靶时关注点的EDR(μSv/h)以及职业人员年有效剂量和公众年有效剂量(mSv/a)
Tab.3 The EDR at points of interest (μSv/h), the annual dose of staffs and general publics (mSv/a) using iron and water as targets

关注点	剂量率限值 ¹ /μSV·h ⁻¹	EDR _{铁靶} ² /μSV·h ⁻¹	EDR _{水靶} ³ /μSV·h ⁻¹	年剂量率限值 ⁴ /mSV·a ⁻¹		EDR _{铁靶} ² /mSV·a ⁻¹	EDR _{水靶} ³ /mSV·a ⁻¹
				职业人员	公众		
1	10.0	1.86E-01	1.02E-01	5	0.25	5.37E-01	2.95E-01
2	-	1.16E+00	6.35E-01	-	-	3.33E+00	1.83E+00
3	-	8.09E+00	6.37E+00	-	-	2.33E+01	1.83E+01
4	-	8.52E+01	4.68E+01	-	-	2.45E+02	1.35E+02
5	2.5	4.45E-02	2.45E-02	5	0.25	1.28E-01	7.04E-02
6	10.0	2.52E-04	4.37E-05	5	0.25	7.27E-04	1.26E-04
7	2.5	4.30E-01	7.45E-02	5	0.25	1.24E+00	2.15E-01
8	2.5	1.01E+00	1.74E-01	5	0.25	2.90E+00	5.02E-01

¹ GBZT201.5-2015^[20]提供的剂量率限值;² 使用铁靶时的剂量率限值(EDR);³ 使用水靶时的剂量率限值(EDR);⁴ GB18871-2002^[21]提供的年剂量率限值

以及位置和靶材料对器官的影响3部分。为了减少相对统计误差,在MC模拟中使用 5×10^8 个粒子。通过对统计误差的核算,发现在所选取的15个人体主要器官中,膀胱的统计误差最小,为0.3%,骨骼的统计误差最大,为8.2%,对于其他器官,统计误差均小于5.0%,如肝脏为1.9%,肾脏为4.0%,大脑为0.8%。基于目前的统计误差,得出的模拟结果可信度较高。然后,分别对每个位置和两种靶材料进行MC模拟计算,每组运算平均运行时间为61 h 15 min。

2.2.1 与经验公式计算的对比 表4、图6和图7显示了在关注点上使用经验公式计算方法和MC模拟的EDR。从图6和图7可以看出,使用MC仿真模拟的

变化趋势和使用经验公式基本相似。在计算结果方面,不同的靶向材料(铁和水)也显示出相同的变化趋势,且使用铁靶的剂量更高。但使用经验公式计算的剂量值较使用MC模拟的更高,即使用铁靶时较MC模拟增加27.6倍,使用水靶时增加36.6倍。另外,MC模拟的结果满足了GBZT201.5-2015^[20]中的EDR限值,且年有效剂量的模拟结果也同时符合GB18871-2002^[21]对职业人员和公众的有效剂量管理限值要求,在理论计算中可能出现的屏蔽不足问题得到了解决。因此可以得出结论:通过MC模拟计算剂量是一种行之有效的选择,且可以做到比经验公式计算的结果更加准确。

表4 以铁和水为靶时理论计算方法和MC模拟(包含USTC-AM体模和水模)在关注点处的EDR
Tab.4 The EDR of using theoretical methods and MC simulations (containing USTC-AM phantom and water phantom) at points of interest ($\mu\text{Sv/h}$) when using iron and water as targets

关注点	使用铁靶的当量剂量率EDR _{铁靶} / $\mu\text{SV}\cdot\text{h}^{-1}$			使用水靶的当量剂量率EDR _{水靶} / $\mu\text{SV}\cdot\text{h}^{-1}$		
	NCRP144经验公式	使用水模	使用USTC-AM体模	经验公式	使用水模	使用USTC-AM体模
1	1.86E-01	6.36E-02	7.41E-02	1.02E-01	4.76E-02	3.07E-02
2	1.16E+00	2.04E-01	4.16E-01	6.35E-01	1.53E-01	1.51E-01
3	8.09E+00	6.06E-01	1.37E+00	6.37E+00	4.54E-01	4.62E-01
4	8.52E+01	7.45E+00	1.15E+01	4.68E+01	5.59E+00	5.52E+00
5	4.45E-02	0.00E+00	0.00E+00	2.45E-02	0.00E+00	2.87E-09
6	2.52E-04	0.00E+00	0.00E+00	4.37E-05	0.00E+00	0.00E+00
7	4.30E-01	4.46E-02	3.13E-02	7.45E-02	3.34E-02	4.25E-04
8	1.01E+00	1.49E-02	2.90E-03	1.74E-01	1.12E-02	1.97E-04

现有的一些研究也能佐证MC模拟方法在辐射屏蔽计算中的可行性和准确性,Newhauser等^[27]通过使用MC模拟对235 MeV质子治疗设施进行了屏蔽验证,结果表明:通过经验公式计算预测的剂量要比模拟值高10到100倍,而通过MC模拟平均结果是实际测量值的1.1倍。Cossairt等^[28]也将MC的计算结果与质子能量高达800 GeV的设备的测量结果进行比较,结果不仅证明MC方法的优越性和准确性,而且还验证了将MC模拟扩展到高能质子加速器相关计算的可能性。通过现有的研究,也可以看出MC模拟得出的结果与实际测量值相近,进一步证明其准确性。

因此,经验公式计算在某种程度上为质子治疗增加了不必要的屏蔽,从而导致材料浪费,而MC模拟则相对准确且更加经济。

2.2.2 两组MC模拟结果的对比 为了讨论USTC-AM

体模对屏蔽验证的影响,重点比较了两组MC仿真模拟的结果。如表3和图6、图7所示,尽管两组MC模拟的结果都比使用经验公式计算方法有改进,但使用USTC-AM的结果相对比使用水模的结果略高。又由于对照组的模拟对象是分布均匀的水而不是人体,结果比体模结果小可能会导致屏蔽效果不足。因此,和使用MC模拟和数字体模的计算结果相比,使用经验公式的理论计算和不使用数字体模的MC模拟均不够准确。因此,基于MC仿真和数字体模的屏蔽设计不仅能保证屏蔽安全,而且更加经济、准确。

2.2.3 不同位置不同器官的结果 图8和图9为以铁和水为靶的位置4、7和8的所有器官的EDR。4、7、8这3个位置在实际中代表3个典型的活动位置:位于治疗室内部(位置1、2、3、4)、治疗室外部(位置5、6、7)以及治疗室上层房间(位置8)。如图8和图9所示,不同器官对束线的敏感性在很大程度上与所用

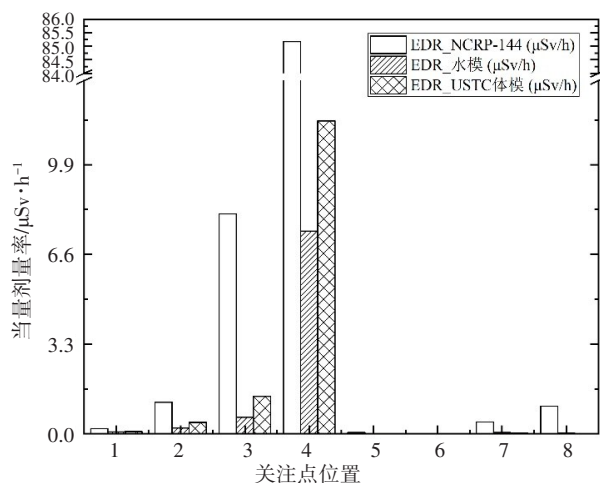


图6 使用铁靶时的理论方法和MC模拟的EDR
(包含USTC-AM体模和水模)

Fig.6 The EDR calculated by theoretical methods and MC simulations (containing USTC-AM phantom and water phantom) when using iron as a target

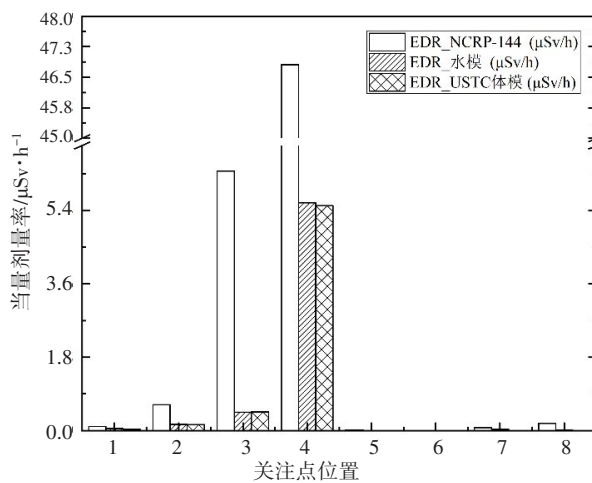


图7 使用水靶时的理论方法和MC模拟的EDR
(包含USTC-AM体模和水模)

Fig.7 The EDR calculated by theoretical methods and MC simulations (containing USTC-AM phantom and water phantom) when using water as a target

的靶有关,与体模的位置也有关。靶材料对结果的影响在于:使用铁靶的剂量平均是使用水靶的14倍。在使用铁靶的情况下,对于治疗室中的位置,甲状腺所受剂量最高,但各器官所受的剂量相差不大。对于治疗室外的位置,肺部所受剂量比其他器官高。对于治疗室上层房间,肌肉所受剂量最高但整体所受剂量趋于0。在使用水靶的情况下,对于治疗室中的位置,各器官所受的剂量偏高但同样相差不大。对于治疗室外的位置,骨头所受剂量比其他器官高。对于治疗室上层房间位置,肌肉和肝脏所受剂量最高,但整体剂量较小。处于不同位置器官所受剂量不同这种现象可能与器官形态(大小、结构等)、初始质子束线方向和治疗室屏蔽体结构设置有关。

3 结论

本文重点介绍了MC模拟计算在中国新建质子治疗设施的屏蔽安全设计中的重要性和准确性。为了实现该目标,将通过GBZT201.5-2015和NCRP报告第151号中的经验公式计算出的EDR与基于TOPAS的MC模拟和数字体模得出的结果进行比较。

总体而言,两种方法的变化趋势相同,但是经验公式虽然能在屏蔽设计上得到较为保守和可靠的数据,但在一定程度上高估了剂量值,而使用MC模拟得到的结果更加准确和经济,进而能够优化屏蔽设计,具体表现为:使用铁靶时较经验公式结果降低27.6倍,使用水靶时降低36.6倍。在使用MC模拟的情况下,对照组证明在引入数字体模的同时进行MC

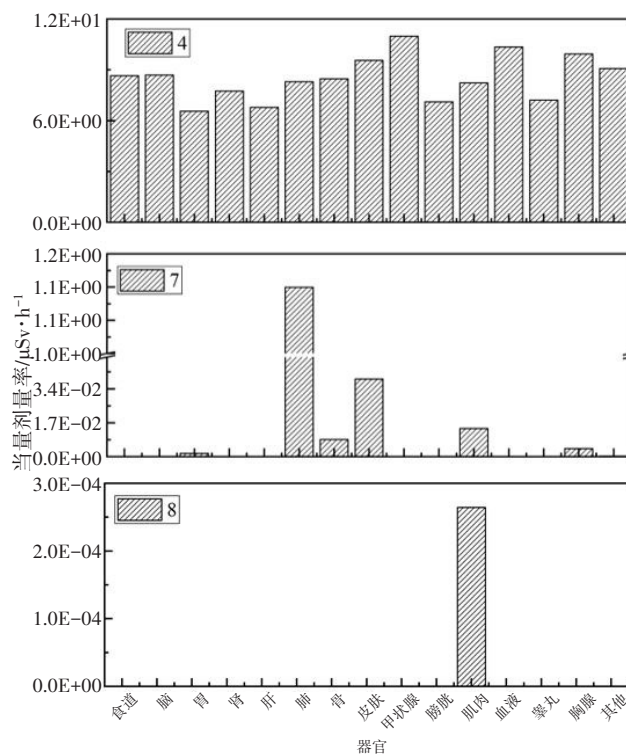


图8 使用铁靶时器官在位置4、7和8的EDR

Fig.8 The EDR of all organs in locations 4, 7 and 8 when using iron as a target

模拟是最佳选择。此外,不同器官对束线的敏感性不同,具体表现为EDR的区别。位置对相同器官的剂量值也有一定的影响,处于治疗室内、外、上方其最易受到影响的器官会对应变化。

基于以上研究结果,未来可以进一步进行实际测量,通过实验数据来验证模拟计算结果。

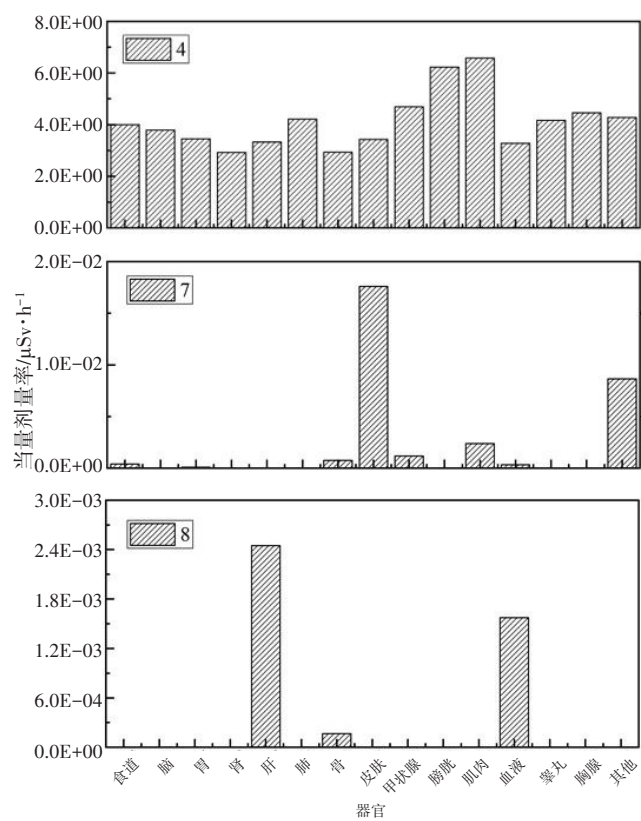


图9 使用水靶时器官在位置4、7和8的EDR
Fig.9 The EDR of all organs in locations 4, 7 and 8 when using water as a target

【参考文献】

[1] WILSON R R. Radiological use of fast protons[J]. Radiology, 1946, 47(5): 487-491.

[2] TOBIAS C A, LAWRENCE J H, BORN J L, et al. Pituitary irradiation with high-energy proton beams: a preliminary report[J]. Cancer Res, 1958, 18(2): 121-134.

[3] DUTTENHAVER J R, SHIPLEY W U, PERRONE T, et al. Protons or megavoltage X-rays as boost therapy for patients irradiated for localized prostatic carcinoma, an early phase I/II comparison[J]. Cancer, 1983, 51(9): 1599-1604.

[4] SLATER J M, ARCHAMBEAU F J, MILLER D W, et al. The proton treatment center at Loma Linda University Medical Center: rationale for and description of its development[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1992, 22(2): 383-389.

[5] SHIPLEY W U, VERHEY L J, MUNZENRIDER J E, et al. Advanced prostate cancer: the results of a randomized comparative trial of high dose irradiation boosting with conformal protons compared with conventional dose irradiation using photons alone[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1995, 32(1): 3-12.

[6] ZIETMAN A L, BAE K, SLATER J D, et al. Randomized trial comparing conventional-dose with high-dose conformal radiation therapy in early-stage adenocarcinoma of the prostate: long-term results from proton radiation oncology group/American college of radiology[J]. J Clin Oncol, 1995, 28(7): 1106-1111.

[7] Particle Therapy Co-Operative Group. Particle therapy centers[DB/OL]. Switzerland: Particle Therapy Co-Operative Group, 2019: 2020.06.29. <http://ptcog.web.psi.ch/html>.

[8] KJELLBERG R N, HANAMURA T, DAVIS K R, et al. Bragg-peak

proton-beam therapy for arteriovenous malformations of the brain[J]. N Engl J Med, 1983, 309(5): 269-274.

[9] PEREZ-ANDUJAR A, NEWHAUSER W D, DELUCA P M. Neutron Production from beam modifying devices in a modern double scattering proton therapy beam delivery system[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(4): 993-1008.

[10] XU X G, BEDNARZ B, PAGANETTI H. A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction[J]. Phys Med Biol, 2008, 53(13): 193-241.

[11] LIEVENS Y, PIJLS-JOHANNES M. Health economic controversy and cost-effectiveness of proton therapy[J]. Radiat Oncol, 2013, 23(2): 134-141.

[12] AGOSTEO S. Radiation protection constraints for use of proton and ion accelerators in medicine[J]. Radiat Prot Dosim, 2009, 137(1-2): 167-186.

[13] AVERY S, AINSLEY C, MAUGHAN R, et al. Analytical shielding calculations for a proton therapy facility[J]. Radiat Prot Dosim, 2008, 131(2): 167-179.

[14] PAGANETTI H. Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations[J]. Phys Med Biol, 2012, 57(11): 99-117.

[15] TESTA M, SCHUMANN J, LU H M, et al. Experimental validation of the TOPAS Monte Carlo system for passive scattering proton therapy[J]. Med Phys, 2013, 40(12): 121719.

[16] SAWAKUCHI G O, MIRKOVIC D, PERLES L A, et al. An MCNPX Monte Carlo model of a discrete spot scanning proton beam therapy nozzle[J]. Med Phys, 2010, 37(9): 4960-4970.

[17] FASSO A, FERRARI A, SALA P R. FLUKA: Status and prospects for hadronic applications[M]. Heidelberg: Springer, 2001.

[18] KAWRAKOW I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version[J]. Med Phys, 2000, 27(3): 485-498.

[19] PERL J, SHIN J, SCHUMANN J, et al. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications[J]. Med Phys, 2012, 39(11): 6818-6837.

[20] GBZ201.5-2015. Radiation shielding requirement for radiotherapy rooms-Part5: radiotherapy room of proton accelerators[S]. 2015.

[21] GB18871-2002. Basic standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources[S]. 2002.

[22] Protection N C. Radiation protection for particle accelerator facilities[J]. Health Phys, 2003, 88(2): 175.

[23] PI Y, LIU T, XU X G. Development of a set of mesh-based and age-dependent Chinese phantoms and application for dose calculations[J]. Radiat Prot Dosim, 2018, 179(4): 370-382.

[24] SCHNEIDER W, THOMAS B, WOLFGANG S. Correction between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions[J]. Phys Med Biol, 2000, 45(2): 459-478.

[25] GLASGOW G P. Structural shielding design and evaluation for megavoltage X- and gamma-ray radiotherapy facilities[J]. Med Phys, 2006, 33(9): 3578.

[26] ZHENG Y, FONTENOT J, TADDEI P, et al. Monte Carlo simulations of neutron spectral influence, radiation weighting factor and ambient dose equivalent for a passively scattered proton therapy unit[J]. Phys Med Biol, 2007, 53(1): 187-201.

[27] NEWHAUSER W, TITT U, DEXHEIMER D, et al. Neutron shielding verification measurements and simulations for a 235-MeV proton therapy center[J]. Nucl Instrum Meth A, 2002, 476(1-2): 80-84.

[28] COSSAIRT J D, BUTALA S W, GERARDI M A. Absorbed dose measurements at an 800 GeV proton accelerator; comparison with monte carlo calculations[J]. Nucl Instrum Meth A, 1985, 238(2-3): 504-508.

(编辑:陈丽霞)