

ProBeam质子治疗系统辐射屏蔽的防护效果

高楠¹, 王宇翔², 刘志鹏², 王远远²

1. 中国科学技术大学附属第一医院离子医学中心(合肥离子医学中心)医学工程装备部, 安徽 合肥 230088; 2. 中国科学技术大学附属第一医院离子医学中心(合肥离子医学中心)临床物理技术科, 安徽 合肥 230088

【摘要】目的:对医用质子治疗系统的辐射屏蔽效果进行实际测量和分析, 以期为相关单位和部门进行质子放射工作场所辐射防护检测或相关研究提供参考。**方法:**以瓦里安ProBeam质子治疗系统为研究对象, 根据回旋加速器、治疗机房的布局 and 质子束流的传输路径和方向, 进行了各关注点位的布局设计。另外, 测量方案中对各关注点位设计了最不利工况, 使用X/γ探测器和中子探测器对各关注点位在对应工况下的X/γ剂量率和中子剂量率进行实测, 并对测量结果进行理论分析。**结果:**各关注点位实测到的X/γ和中子剂量率均低于辐射防护标准要求的限值, 且大部分点位的实测数据接近环境本底水平。其中, 位于降能器上方电源室的U1点位的剂量率测量值最高, 为2.28 μSv/h, 同样低于防护标准要求的适用于该点位的剂量率限值10 μSv/h。**结论:**本研究涉及的质子治疗系统的屏蔽设计满足辐射防护的要求, 所有关注点位在最不利条件下的剂量率实测结果均满足防护标准的剂量率限值要求。对于质子治疗系统屏蔽防护效果研究的点位布局及测量工况设计和实测数据方面, 本工作可以为同类研究提供参考依据。

【关键词】辐射屏蔽; 质子治疗系统; 辐射场; 环境影响

【中图分类号】R144.1; R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)11-1349-06

Effectiveness of radiation shielding design for ProBeam proton therapy system

GAO Nan¹, WANG Yuxiang², LIU Zhipeng², WANG Yuanyuan²

1. Department of Medical Engineering, Ion Medical Center of the First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China (Hefei Ion Medical Center), Hefei 230088, China; 2. Department of Clinical Physics and Technique, Ion Medical Center of the First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China (Hefei Ion Medical Center), Hefei 230088, China

Abstract: Objective To measure and analyze the effectiveness of radiation shielding design for medical proton therapy system for providing a reference for relevant institutes and departments to carry out radiation protection measurements in proton radiation workplace and related researches. **Methods** Taking Varian ProBeam proton therapy system as the research object, a number of concerned measurement positions were selected according to the layouts of the cyclotron, treatment rooms and proton beam transmission path. Furthermore, the worst-case scenarios were chosen at each concerned position during the measurements. X/γ detectors and neutron detectors were used to measure the ambient radiation levels (X/γ dose rate and neutron dose rate) at each concerned position in different case scenarios of the proton system, and a theoretical analysis was carried out on the measurement results. **Results** The dose rates of X/γ and neutron at each concerned position were all below the limit of radiation protection standard, and most of the measurements were close to the background level. Particularly, the maximal dose rate which measured at the U1 position in the power room upon the energy degrader was 2.28 μSv/h, lower than the dose rate limit (10 μSv/h) applicable to this point that was required by the radiation protection standard. **Conclusion** The radiation shielding design for proton therapy system meets the requirements of radiation protection standard. All the measured dose rates at concerned positions in worst-case scenarios are within the tolerance of radiation protection standard. The idea of concerned position selection, setting up the worst-case scenarios and onsite radiation measurement in this research provides a reference for similar researches.

Keywords: radiation shielding; proton therapy system; radiation field; environment impact

【收稿日期】2022-06-09

【作者简介】高楠, 工程师, 研究方向: 辐射防护, E-mail: gaonan@himc.org.cn

【通信作者】王远远, 硕士, 工程师, 研究方向: 医学物理, E-mail: wangyuanyuan@himc.org.cn

前言

近年来,随着放射治疗技术的不断发展,放射治疗的应用也得到越来越多的关注。医用质子治疗系统作为一种先进的治疗装置,也越来越多地被投入到临床使用中^[1-5]。质子治疗是区别于常规光子放射治疗的一种更为先进的放射治疗方式^[6-8]。质子治疗的原理是将氢原子中的质子剥离出来并加速至光速的三分之二后,通过束流传输系统引至治疗室,并通过治疗头照射肿瘤靶区。质子放射治疗相比于常规光子治疗具有较为明显的物理学和剂量学优势:质子在穿越物质损失能量的过程中,能量沉积会在其射程末端形成一个布拉格峰。布拉格峰在人体中的位置可以通过调节质子能量而改变,从而将拥有大多数能量的布拉格峰递送到肿瘤区,且在肿瘤靶区远端外的剂量几乎为零^[9-10]。因此,质子治疗能够对肿瘤靶区提供更多照射剂量的同时,又能更好地保护正常组织免受过多的剂量照射,实现疗效最大化。

与此同时,质子治疗系统由于其粒子能量高、辐射场复杂及辐射场瞬间变动等特点,与其相关的辐射防护也需要引起足够的重视和关注。医用直线加速器的能量范围通常为(4~30) MeV,而医用质子加速器的能量可达 250 MeV。高能的质子束在能量选择及传输过程中都会有粒子的损失,损失的质子与周围的物质相互作用会产生级联中子和蒸发中子,并伴随有 γ 射线的发射。这些中子及 γ 射线会对环境安全及工作人员造成一定的影响,因此应对质子治疗系统的辐射安全进行深入的研究和认识。本研究以瓦里安 ProBeam 质子治疗系统为研究对象,对质子加速器周边、束流输运线及旋转治疗室周围进行了测量点位的布局及测量工况的设计,并对实际测量结果进行了分析。

1 资料与方法

1.1 材料与设备

瓦里安 ProBeam 医用质子超导回旋加速器(图 1),加速器最高能量为 250 MeV,最大引出束流流强为 800 nA;中子探测器和 X/ γ 探测器均已经过标定,并在有效剂量范围内,能够快速检测中子线和 X/ γ 射线,具有高灵敏度和大测量量程,详细参数见表 1。

1.2 质子治疗系统构造

质子治疗系统主要包括超导回旋加速器、能选系统、束流传输系统 and 治疗室 4 个部分。回旋加速器用来产生具有固定能量且流强可调的质子束流,主要包括离子源、磁铁系统、真空系统、射频系统、水冷系统等。能选系统用于改变质子束的能量从而达到

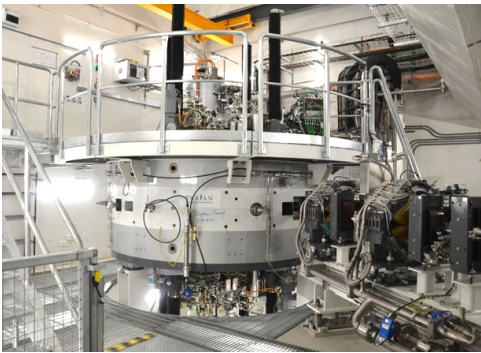


图 1 瓦里安医用质子超导回旋加速器
Figure 1 Varian medical proton superconducting cyclotron

表 1 探测器参数
Table 1 Detector parameters

参数	中子探测器	X/ γ 探测器
型号	ThermoFisher FHT762	陕西卫峰 WF-ION-CRW
探测元件	He-3 管	高压电离室
能量范围	0.03 eV~5 GeV	80 keV~7 MeV
测量范围	0.01 μ Sv/h~100 mSv/h	100 nSv/h~1 Sv/h
角响应	全方位	>120°
测量误差	$\pm 10\%$	$\pm 10\%$

治疗所需的不同能量^[11-13]。束流传输系统包括偏转磁铁、聚焦磁铁及束流诊断等系统,用于将加速器引出的束流递送至治疗室。治疗室用来将质子束流按计划系统要求的扫描条件作用于患者进行放射治疗^[14-16],主要包括治疗头、治疗床、影像验证系统及激光定位系统等。

1.3 场所结构及测量点位布局

负一层主要为回旋加速器基坑、旋转机架坑;一层为回旋加速器大厅、束流输运线隧道、固定束治疗室、旋转束治疗室、放射性部件储存间、走廊,外侧为绿化带和道路等;夹层主要为质子治疗系统设备间,包括电源室、设备间、储存间、走廊等区域;二层为质子区上方屋面。根据回旋加速器、治疗机房的布局和质子束流的传输路径和方向,进行了各层关注点位的布局设计,各层平面布局图见图 2~图 5。

1.4 机房屏蔽及测量方案

机房屏蔽防护墙体主要采用混凝土,抗压强度等级为 C30,密度为 2.35 g/cm³,具体的屏蔽情况见表 2。测量方案选择极端情况下的束流工况:加速器能量为 250 MeV,加速器引出流强为 800 nA,治疗头角度选择朝向各点位最不利角度,在屏蔽体外表面 30 cm 处进行测量。本次测量关注点包含加速器、束流输运线和 5 号旋转治疗室及周边,详细的测量方案

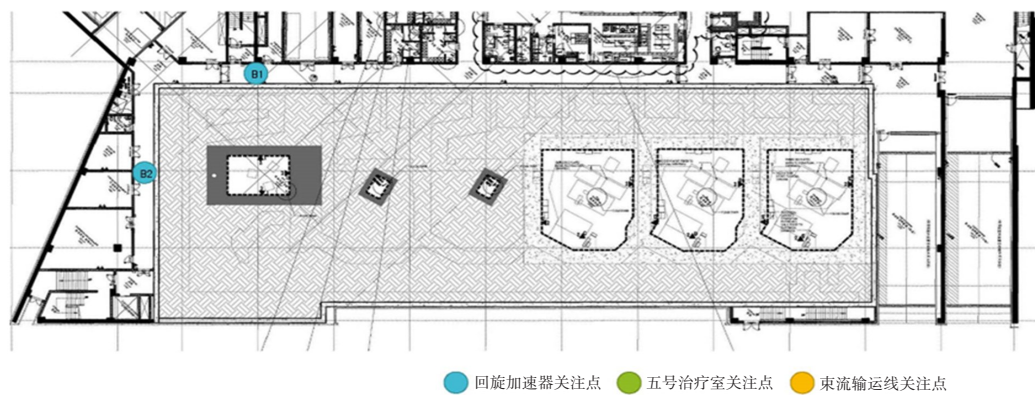


图2 负一层平面图及点位分布

Figure 2 Floor plan and concerned position layout of the basement floor

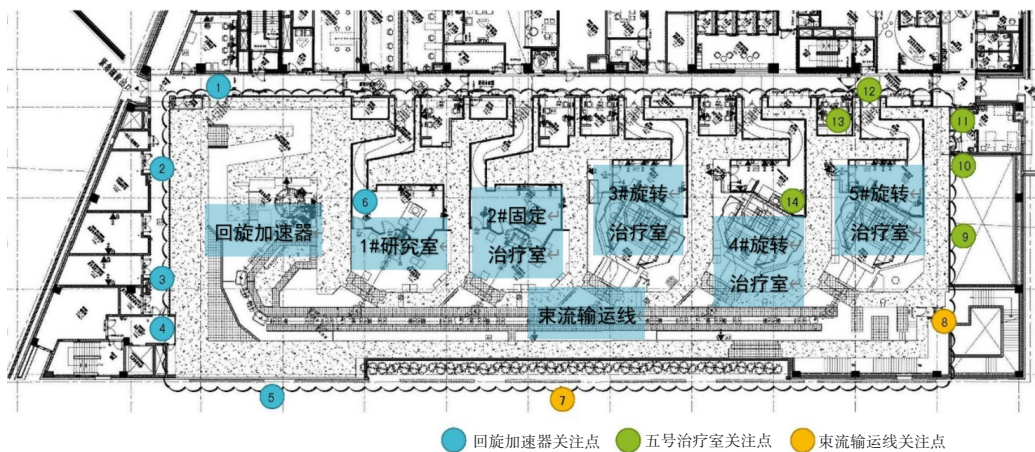


图3 一层平面图及点位分布

Figure 3 Floor plan and concerned position layout of the first floor

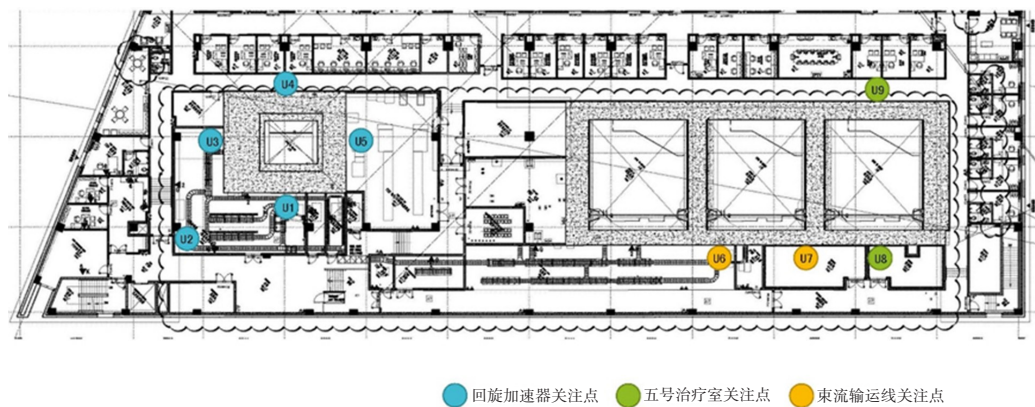


图4 夹层平面图及点位分布

Figure 4 Floor plan and concerned position layout of the mezzanine floor

见表2。本次测量的本底水平为0.10~0.12 $\mu\text{Sv/h}$,所有测量数据均未扣除本底。

2 结果

根据测量方案分别用X/γ探测器和中子探测器测量不同关注点位在对应工况下的X/γ剂量率和中子剂量率,测量结果见表3。从测量结果可以看出,

各关注点位的实际测量值均低于辐射防护标准要求的剂量限值^[17],当前的屏蔽设计满足辐射防护的要求。

关注点位中实测值最高的点位是降能器系统上方电源室U1点位。其中,X/γ剂量率为0.31 $\mu\text{Sv/h}$,中子剂量率为1.97 $\mu\text{Sv/h}$,总剂量率为2.28 $\mu\text{Sv/h}$ 。这里主要考虑束流基本全部损失在降能器处,且束

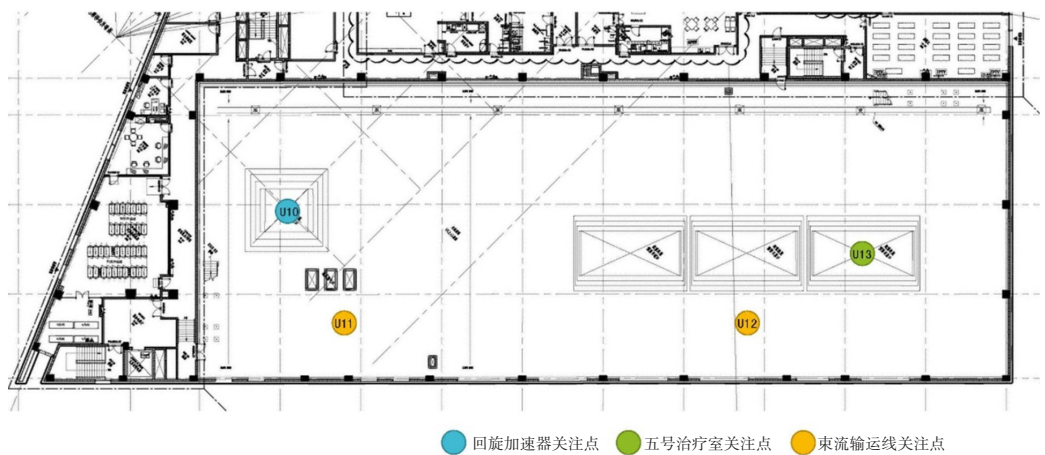


图5 二层屋面平面图及点位分布

Figure 5 Floor plan and concerned position layout of the second-floor roof

表2 屏蔽设计及测量工况

Table 2 Shielding design and measuring scenarios

楼层	点位	区域描述	点位区属	屏蔽材料及厚度	测量工况
负一层	B1	走廊	监督区	9 250 mm 混凝土	至降能器
	B2	走廊	监督区	8 650 mm 混凝土	至降能器
一层	1	回旋加速器迷道口	监督区	防护门:5 mm 铅板+15 mm 细木板+12 mm 含硼聚乙烯	至降能器
	2	走廊	监督区	4 200 mm 混凝土	至降能器
	3	走廊	监督区	5 600 mm 混凝土	至降能器
	4	走廊	监督区	6 500 mm 混凝土	至降能器
	5	楼外道路、绿化带	监督区	4 000 mm 混凝土	至降能器
	6	研究室操作区	控制区	3 750 mm 混凝土	至降能器
	7	楼外道路、绿化带	监督区	1 900 mm 混凝土	旋转机架角 270°
	8	高能输运线口	监督区	防护门:5 mm 铅板+15 mm 细木板+12 mm 含硼聚乙烯	旋转机架角 90°
	9	机动车装卸坡道	监督区	2 800 mm 混凝土	旋转机架角 45°
	10	机动车装卸坡道	监督区	2 800 mm 混凝土	旋转机架角 45°
	11	值班室	监督区	2 800 mm 混凝土	旋转机架角 90°
	12	5 号治疗室迷道口	监督区	防护门:5 mm 铅板+15 mm 细木板+12 mm 含硼聚乙烯	旋转机架角 270°
	13	5 号仓控制室	监督区	2 570 mm 混凝土	旋转机架角 270°
	14	4 号仓治疗区	控制区	2 800 mm 混凝土	旋转机架角 270°
夹层	U1	能选系统上方电源室	监督区	2 500 mm 混凝土	至降能器
	U2	能选系统上方电源室	监督区	2 500 mm 混凝土	至降能器
	U3	能选系统上方电源室	监督区	2 800 mm 混凝土	至降能器
	U4	走廊	监督区	3 000 mm 混凝土	至降能器
	U5	电气/不间断电源供应间	监督区	3 000 mm 混凝土	至降能器
	U6	高能输运线上方电源室	监督区	2 400 mm 混凝土	旋转机架角 180°
	U7	高能输运线上方储存间	监督区	3 000 mm 混凝土	旋转机架角 180°
	U8	高能输运线上方储存间	监督区	1 650 mm 混凝土	旋转机架角 180°
	U9	走廊	监督区	2 000 mm 混凝土	旋转机架角 225°
二层	U10	回旋加速器大厅正上方屋面大屏蔽块	监督区	3 000 mm 混凝土+钢板	至降能器
	U11	高能输运线上方屋面	监督区	4 800 mm 混凝土	至降能器
	U12	高能输运线上方屋面	监督区	3 200 mm 混凝土	旋转机架角 180°
	U13	5 号治疗室上方屋面大屏蔽块	监督区	2 600 mm 混凝土+钢板	旋转机架角 180°

表3 不同关注点位的剂量率测量结果(μSv/h)
Table 3 Measurement results of dose rates at different concerned positions (μSv/h)

楼层	点位	测量工况	中子读数	γ读数	合计	剂量率限值
负一层	B1	至降能器	≤LLD	0.12	0.12	2.5
	B2	至降能器	0.08	0.13	0.21	2.5
一层	1	至降能器	0.05	0.13	0.18	2.5
	2	至降能器	0.08	0.13	0.21	2.5
	3	至降能器	0.43	0.16	0.59	2.5
	4	至降能器	0.10	0.14	0.24	2.5
	5	至降能器	0.01	0.13	0.14	2.5
	6	至降能器	0.29	0.19	0.48	10.0
	7	旋转机架角 270°	≤LLD	0.19	0.19	2.5
	8	旋转机架角 90°	≤LLD	0.25	0.25	2.5
	9	旋转机架角 45°	0.08	0.15	0.23	2.5
	10	旋转机架角 45°	0.05	0.15	0.20	2.5
	11	旋转机架角 90°	0.01	0.16	0.17	2.5
	12	旋转机架角 270°	0.57	0.21	0.78	2.5
	13	旋转机架角 270°	0.55	0.25	0.80	2.5
	14	旋转机架角 270°	0.40	0.11	0.51	2.5
夹层	U1	至降能器	1.97	0.31	2.28	10.0
	U2	至降能器	0.08	0.13	0.21	10.0
	U3	至降能器	0.01	0.11	0.12	10.0
	U4	至降能器	≤LLD	0.13	0.13	2.5
	U5	至降能器	≤LLD	0.11	0.11	10.0
	U6	旋转机架角 180°	≤LLD	0.13	0.13	10.0
	U7	旋转机架角 180°	≤LLD	0.12	0.12	10.0
	U8	旋转机架角 180°	1.27	0.23	1.50	10.0
	U9	旋转机架角 225°	0.86	0.19	1.05	2.5
二层	U10	至降能器	0.04	0.11	0.15	10.0
	U11	至降能器	≤LLD	0.14	0.14	10.0
	U12	旋转机架角 180°	0.01	0.12	0.13	10.0
	U13	旋转机架角 180°	0.28	0.15	0.43	10.0

≤LLD表示低于设备探测下限

流的流强很高,是一种极端不利的工况。另外,电源室属于短暂停留的区域,居留因子较低,实测的剂量率值在扣除本底后也远低于剂量限值。

3 讨论

近几年来,随着我国医疗保健水平的不断提高,质子治疗作为一种先进的放射治疗手段受到了越来越多的关注,越来越多的质子治疗系统也将被投入到临床使用中来。然而,质子束流由于具有很高的能量,作为高能辐射装置对环境和人员带来的辐射安全问题和风险也需要高度重视。

高能质子束流与加速器部件和屏蔽体作用产生的次级粒子包含蒸发中子、级联中子、光子和正负电子等^[18-20]。其中,最主要的次级粒子为级联中子,其余粒子对剂量的贡献相对小很多^[21-22]。由于产生的中子最高能量可达到质子束的能量,所以质子治疗系统的屏蔽需要特别注意中子的防护。

本研究中,根据质子治疗系统的空间位置及人员工作场所进行了测量点位的布局设计,并设置束流工况为最不利情况,以观察极端情况下机房屏蔽的效果。通过对测量结果的分析可知,质子治疗区所有关注点位探测到的剂量率均低于辐射防护标准

要求的限值,且大部分点位的实测数据接近环境本底水平。在所有关注点位中,位于降能器上方电源室的U1点位的剂量率测量值最高。对于该点位,选择的束流工况为引出束流能量和流强均为治疗系统的可达最大值,并且质子束流全部损失在降能器处这一最不利工况。实际治疗过程中,这一最不利工况出现的可能性很小且持续时间很短。此外,电源室属于监督区,无关人员禁止入内,并且工作人员驻留时间有限,因此根据标准该点位剂量率限值取 $10\text{ }\mu\text{Sv/h}$,满足辐射防护的要求。

综上所述,相比于常规光子放疗设备,质子治疗系统的辐射防护需要更大的屏蔽厚度和更复杂的屏蔽设计。本研究涉及的质子治疗系统的屏蔽设计满足辐射防护的要求,所有关注点在最不利条件下的剂量率实测结果均满足防护标准的剂量率限值要求。由于国内实际建成的质子治疗中心仅有几家,对于质子治疗系统屏蔽防护效果研究的点位布局设计和实测数据相对缺乏,本研究可以作为相关研究的参考依据。

【参考文献】

- [1] 赵木,常晟,尚自强. 质子治疗相关设备技术特点分析[J]. 医疗卫生装备, 2019, 40(3): 81-84.
Zhao M, Chang S, Shang ZQ. Technical analysis of proton therapeutic equipment[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2019, 40(3): 81-84.
- [2] 王科慧,李勇先,张骏. 质子加速器在肿瘤治疗中的应用及辐射防护[J]. 四川环境, 2017, 36(S1): 129-134.
Wang KH, Li YX, Zhang J. Application and radiation protection of proton accelerator in tumor therapy[J]. Sichuan Environment, 2017, 36(S1): 129-134.
- [3] Zhang Z, Hou CS, Lian DX, et al. Study on the shielding and dose rate distributions of therapeutic proton synchrotron accelerator based on Fluka[J]. Radiat Prot Dosimetry, 2017, 178(1): 1-7.
- [4] 刘玉连,赵微鑫,张文艺,等. 质子放射治疗的现状与展望[J]. 中国医学装备, 2017, 14(7): 139-143.
Liu YL, Zhao ZX, Zhang WY, et al. The current situation and prospect of proton radiotherapy [J]. China Medical Equipment, 2017, 14(7): 139-143.
- [5] 金潇,严源,韩春彩. 高能质子治疗系统辐射环境影响评价关键问题探讨[J]. 中国辐射卫生, 2020, 29(1): 65-68.
Jin X, Yan Y, Han CC. Discussion on some key issues in radiation environmental impact assessment of high energy proton therapy system [J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2020, 29(1): 65-68.
- [6] Valentin J. Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor (wR) ICRP Publication 92[J]. Ann ICRP, 2003, 33(4): 1-121.
- [7] 杨小龙,陈惠贤,陈继朋,等. 医用质子重离子加速器应用现状及发展趋势[J]. 中国医疗器械杂志, 2019, 43(1): 37-42.
Yang XL, Chen HX, Chen JP, et al. Application status and development trends of medical proton and heavy ion accelerators [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2019, 43(1): 37-42.
- [8] 王茂枝,许慧萍,孙朋,等. 质子治疗系统销售(含建造)和使用项目环境影响报告书[R]. 北京: 瓦里安医疗器械贸易(北京)有限公司, 2018.
Wang MZ, Xu HP, Sun P, et al. Environment impact report on sales, construction, and application of proton therapy system [R]. Beijing: Varian (Beijing), 2018.
- [9] 唐劲天. 肿瘤质子治疗技术研究进展[J]. 基础医学与临床, 2005, 25(2): 97-101.
Tang JT. Progress of proton radiotherapy of cancer [J]. Basic and Clinical Medicine, 2005, 25(2): 97-101.
- [10] 宋钢,朱建国,陈英氏,等. 质子加速器治疗系统感生放射性辐射场分布[J]. 中国辐射卫生, 2013, 22(3): 305-307.
Song G, Zhu JG, Chen YM, et al. Induced radiation field distribution in proton accelerator therapy system [J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2013, 22(3): 305-307.
- [11] 胡逸民. 放射治疗的质量保证和质量控制-提高疗效的措施之一[J]. 中国放射肿瘤学, 1987, 1(1): 98-100.
Hu YM. Quality assurance and quality control of radiotherapy-one of the measures to improve efficacy[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 1987, 1(1): 98-100.
- [12] 胡逸民. 放射治疗的质量保证和质量控制-物理技术方面[J]. 中国放射肿瘤学, 1988, 2(1): 57-58.
Hu YM. Quality assurance and quality control of radiotherapy-physical technical aspects [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 1988, 2(1): 57-58.
- [13] 宋明涛,詹文龙,魏宝文,等. 重离子治癌装置研究[J]. 原子核物理评论, 2001, 18(2): 116-119.
Song MT, Zhan WL, Wei BW, et al. Research on heavy ion therapy device[J]. Nuclear Physics Review, 2001, 18(2): 116-119.
- [14] 唐劲天,蔡伟明,曾述闻. 肿瘤质子放射治疗学[M]. 北京: 中国医药科技出版社, 2004: 211-213.
Tang JT, Cai WM, Zeng DW. Tumor proton radiotherapy [M]. Beijing: China Pharmaceutical Technology Press, 2004: 211-213.
- [15] 刘鹏. 浅谈医用质子加速器的应用[J]. 科技创新与应用, 2014(15): 50.
Liu P. A brief discussion on the application of the medical proton accelerator [J]. Science and Technology Innovation and Application, 2014(15): 50.
- [16] 蔡伟明,李斌祥. 质子加速器在肿瘤放射治疗中的应用[J]. 中国放射肿瘤学, 1991, 5(3): 69-70.
Cai WM, Li BX. Application of proton accelerator in radiotherapy [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 1991, 5(3): 69-70.
- [17] 中华人民共和国卫生部. 放射治疗机房辐射屏蔽规范第5部分: 质子加速器放射治疗机房: GBZ/T 201.5-2015[S]. 北京: 中国标准出版社, 2015.
Ministry of Health of the People's Republic of China. Radiation shielding requirements for radiotherapy room-Part 5: radiotherapy room of proton accelerators: GBZ/T 201.5-2015 [S]. Beijing: Standards Press of China, 2015.
- [18] 宋婷婷,汪洋,盛晓芳,等. 医用质子加速器扩展束流与笔形束流的感生放射性辐射剂量[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(2): 161-165.
Song TT, Wang Y, Sheng XF, et al. Induced radioactivity dose of extended beam and pencil beam in medical proton accelerator [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(2): 161-165.
- [19] 刘原中,唐鄂生,李建平,等. 高能质子加速器治疗系统应用中的环境安全问题[J]. 原子能科学技术, 2004, 38(z1): 192-196.
Liu YZ, Tang ES, Li JP, et al. The problems of environmental safety for application of high energy proton accelerator therapy system [J]. Atomic Energy Science and Technology, 2004, 38(z1): 192-196.
- [20] Siebers JV, Deluca PM, Pearson DW, et al. Shielding measurements for 230-MeV protons [J]. Nucl Sci Eng, 1993, 115(1): 13-23.
- [21] Tesch K. A simple estimation of the lateral shielding for proton accelerators in the energy range 50 to 1000 MeV [J]. Radiat Prot Dosim, 1985, 11(3): 165-172.
- [22] Hagan WK, Colborn BL, Armstrong TW, et al. Radiation shielding calculations for a 70 to 250 MeV proton therapy facility [J]. Nucl Sci Eng, 1988, 83(6): 397-400.

(编辑:薛泽玲)