

## 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

宋婷婷<sup>1</sup>, 汪洋<sup>1</sup>, 盛晓芳<sup>1</sup>, 陈庆<sup>2</sup>, 李家敏<sup>2</sup>

1. 上海伽玛医院放疗科, 上海 200235; 2. 淄博万杰肿瘤医院质子治疗中心, 山东 淄博 255000

**【摘要】目的:**通过比较医用质子加速器两种不同束流引出方式的X/γ射线感生放射性辐射剂量差异,从而采取相应措施降低治疗室的环境辐射水平,减少医用质子加速器工作人员的累积辐射剂量。**方法:**模拟患者治疗的肿瘤辐射野,分别在质子加速器扩展束流治疗室和笔形束流治疗室进行15 CGE的质子射线照射,射线停止60 s后,进入治疗室利用两台NeutronRAE II检测仪同时对射线输出窗口和治疗床等中心这两个位置进行X/γ射线感生放射性辐射剂量测量,并记录数据。按以上出束条件和测量步骤,重复测量3次,每次间隔30 min。**结果:**扩展束流射线输出窗的3次测量值依次为32.3、63.2、70.1 μSv/h,在治疗床等中心的3次测量值依次为4.5、5.6、7.7 μSv/h,两个测量点的感生放射性辐射剂量率均随着测量次序依次增加。笔形束流射线输出窗的3次测量值依次为3.2、2.3、2.1 μSv/h,在治疗床等中心的3次测量值依次为0.21、0.18、0.18 μSv/h,两个测量点的感生放射性辐射剂量率均与测量次序无关。在输出窗位置,扩展束流的测量平均值是笔形束流测量平均值的21.8倍;在治疗床等中心位置,扩展束流的测量平均值是笔形束流测量平均值的31.2倍。**结论:**在出束剂量和时间相同的情况下,笔形束流的感生辐射剂量较小,其机房环境辐射水平远远低于扩展束流机房,对工作人员有更好的保护作用。

**【关键词】**医用质子加速器;辐射防护;感生放射性辐射剂量;扩展束流;笔形束流

**【中图分类号】**R144.1;R815

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)02-0161-05

## Induced radioactivity dose of extended beam and pencil beam delivered by medical proton accelerator

SONG Tingting<sup>1</sup>, WANG Yang<sup>1</sup>, SHENG Xiaofang<sup>1</sup>, CHEN Qing<sup>2</sup>, LI Jiamin<sup>2</sup>

1. Department of Radiotherapy, Shanghai Gamma Hospital, Shanghai 200235, China; 2. Proton Therapy Center, Zibo Wanjie Cancer Hospital, Zibo 255000, China

**Abstract: Objective** To compare the difference of X/γ ray induced radioactivity doses between extended beam and pencil beam delivered by medical proton accelerator, and explore some countermeasures for decreasing the irradiation level in the therapy room and reducing the annual accumulated irradiation doses of related staff. **Methods** After the tumor radiation field was simulated, 15 CGE dose was separately delivered by medical proton accelerator in extended beam therapy room and pencil beam therapy room. Sixty seconds after beam-off, two neutron radiation detectors (Neutron RAE II detectors) were used to simultaneously measure the induced radioactivity dose at the output window center and therapy couch isocenter. We recorded the measurements and repeated the measurement three times at a 30-minute interval. **Results** The three measurements of induced radioactivity dose rates of extended beam at the beam output window were 32.3, 63.2, 70.1 μSv/h; the measurements at the center of the treatment couch were 4.5, 5.6 and 7.7 μSv/h, which indicated that the induced radioactivity dose rates at both measurement points increased with the measuring sequence. The three measurements of pencil beam at the beam output window were 3.2, 2.3, 2.1 μSv/h, and those at the center of the treatment couch were 0.21, 0.18, 0.18 μSv/h, which revealed that the induced radioactivity dose rates at the two measuring points did not increase with the measuring sequence. In the output window, the mean value of measurements of extended beam was 21.8 times larger than that of the pencil beam; at the center of the couch, the average value of measurements of extended beam was 31.2 times larger than that of pencil beam. **Conclusion** With the same deliver dose and beam-on time, the induced radioactivity dose of pencil beam was less than that of extended beam, and the environmental radiation level was far lower in pencil beam therapy room than extended beam therapy room, which provides a better protection to the related staff.

**Keywords:** medical proton accelerator; radiation protection; induced radioactivity dose; extended beam; pencil beam

**【收稿日期】**2017-08-28

**【作者简介】**宋婷婷,物理师,研究方向:肿瘤精确放疗和放射防护,E-mail: gnitlp@163.com

**【通信作者】**陈庆,物理师,研究方向:质子治疗医学放射物理及放射防护,E-mail: Dawsonchen@126.com

## 前言

医用质子加速器射线进入人体后能在体内一定深度处形成布拉格峰(Bragg Peak),使得射线能量集中于肿瘤,而肿瘤前后沿的正常组织受量极低,因而在最大限度杀灭肿瘤细胞的同时,对正常组织有较好的保护作用<sup>[1-4]</sup>。截至2016年,全球有近60多家质子放疗单位,超过13万人接受质子放疗<sup>[5]</sup>。我国目前投入使用的质子、重离子设备有2家,目前在建或已经立项的超过10家。

医用质子加速器已在肿瘤治疗领域显示出极强的优势和良好的应用前景,与此同时,与其相关的辐射防护也应引起足够的重视和关注。常规放疗直线加速器的能量范围通常为4~30 MeV,医用质子加速器的能量可达到230 MeV。而较高能量的粒子加速器(大于10 MeV)都可能通过(Y-n)、(p-n)等核反应产生泄漏或污染中子,射束停止后,金属铜挡块被中子活化后产生感生放射性<sup>[6-8]</sup>。230 MeV的质子射线能与周围空气或束流阻挡物相互作用,产生中子,大约每个质子会产生1.05个中子<sup>[9-10]</sup>。感生放射性的辐射水平取决于加速粒子的能量、种类、束流强度和加速器的运行时间等因素。感生辐射剂量的累积可能会对工作人员产生一定影响,因此应对不同装置的感生辐射剂量有更深入的研究和认识<sup>[11-16]</sup>。本研究从质子加速器的两种束流引出方式出发,研究扩展束流和笔形束扫描束流的感生放射性辐射剂量差异,并对多种形式的实际测量得到的数据进行分析。研究现已取得初步的进展。

## 1 资料与方法

### 1.1 材料与设备

230 MeV医用质子加速器(IBA,比利时)(图1); NeutronRAE II检测仪(华瑞,美国)(图2),能快速检测X/γ射线和中子射线,具有高灵敏度和快速报警功能,最大量程200 μSv/h;屏蔽水箱(IBA,比利时); TPS计划系统(Varian,美国)。

### 1.2 扩展束流和笔形束流原理介绍

**1.2.1 扩展束流原理介绍** 加速器出来的束流直径比较细,束斑大约为4 mm,在被动式束流调节范围内不能满足治疗肿瘤的要求,因此需要对束流进行扩展。扩展束流的治疗头由射程调制器、射程调节器、束流扩展器、束流准直器组成。束流在调制调节完成后需要由束流扩展器-散射体进行束流的扩展,经过散射体后束流被扩展,然后再经过准直器形成20 cm×20 cm的射野,用于肿瘤放疗(图3)。

**1.2.2 笔形束流原理介绍** 加速器出来直径平均约为



图1 IBA 230 MeV 医用质子加速器  
Fig.1 IBA 230 MeV medical proton accelerator



图2 NeutronRAE II 检测仪  
Fig.2 NeutronRAE II detector

4~10 mm的束斑,在经偏转开关磁铁控制引入到治疗室之前,由两组分别为X轴和Y轴方向上的扫描磁铁控制束流在20 cm×20 cm方形野范围内进行逐点扫描,肿瘤靶区被分割成 $n$ 层,每一层对应一个束流能量。根据肿瘤深度的不同,束流能量依次递增。扫描深度不断增加,从而完对成肿瘤细胞射线杀灭。治疗过程中不用对束流进行扩展和调制,射程不用单独调节(图4)。

### 1.3 测量方法

为研究扩展束流和笔形束流的感生放射性辐射剂量差异,设计两组实验。

第一组实验(实验I)在扩展束流的治疗室进行。具体测量步骤为:(1)利用治疗计划系统设计模拟患者的放疗计划,根据模拟患者肿瘤的形状,使用专用数控机床制作铜挡块,并根据肿瘤立体模型,制作有机玻璃材质的射程补偿器(图5);(2)在治疗床后方摆好屏蔽水箱,在治疗床中心位置和治疗头射线输出窗口中心处标记辐射测量点;(3)对治疗室行15 CGE剂量的质子射线照射,射线停止60 s后,进入治疗室,利用两台校准后的个人用放射性检测仪同时对射线输出窗口和治疗

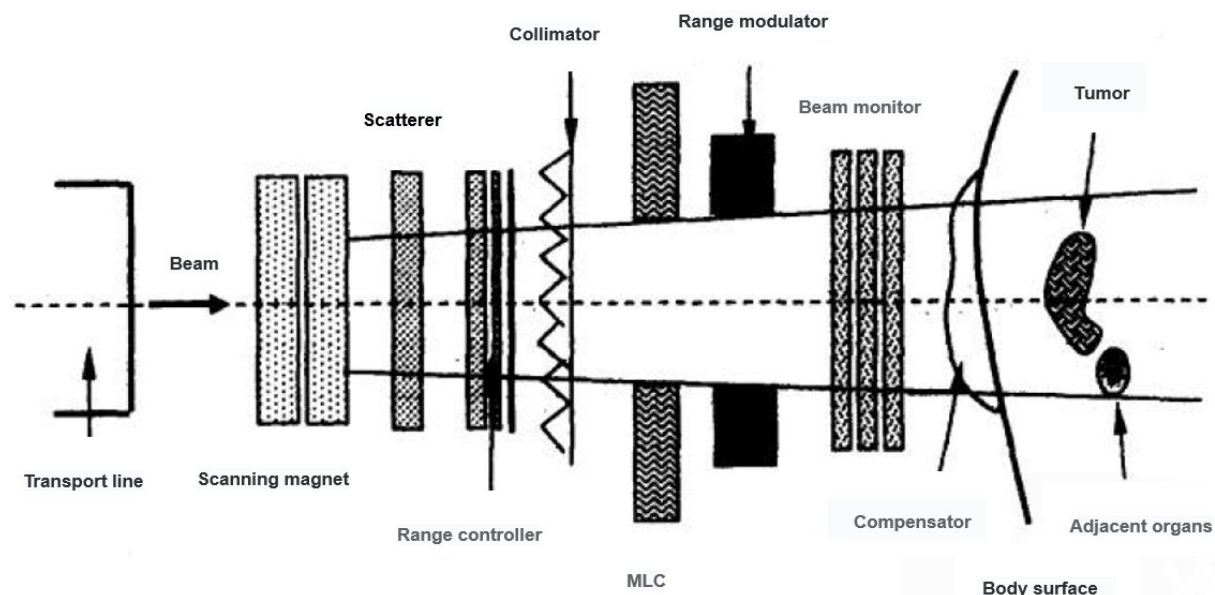


图3 扩展束流原理图

Fig.3 Principle diagram of extended beam

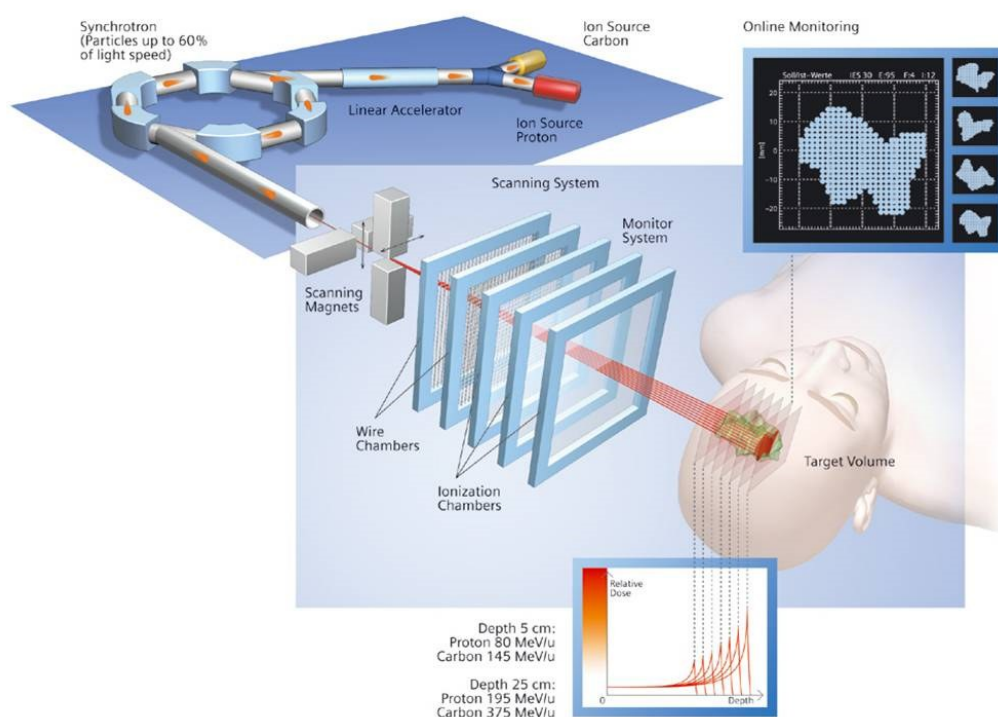


图4 笔形扫描束流原理图

Fig.4 Principle diagram of pencil beam

床等中心这两个位置行X/γ射线检测,并记录此时数据;(4)间隔30 min,重复以上步骤,重复测量3次,并分别记录数据。测量现场如图6所示。

第二组实验(实验II)在笔形束流的治疗室进行。具体测量步骤为:(1)利用治疗计划系统设计模拟患者的治疗计划,相比实验I,笔形束流不需要进行挡块和组织补偿器的加工;(2)在治疗床后方摆好屏

蔽水箱,在治疗床等中心位置和治疗头射线输出窗口中心位置处标记辐射剂量测量点;(3)对治疗室行15 CGE剂量的质子射线照射,射线停止60 s后,进入治疗室,利用两台校准后的个人用放射性检测仪同时对射线输出窗口和治疗床等中心这两个位置行X/γ射线检测,并记录此时数据;(4)间隔30 min,重复以上步骤,重复测量3次,并分别记录数据。



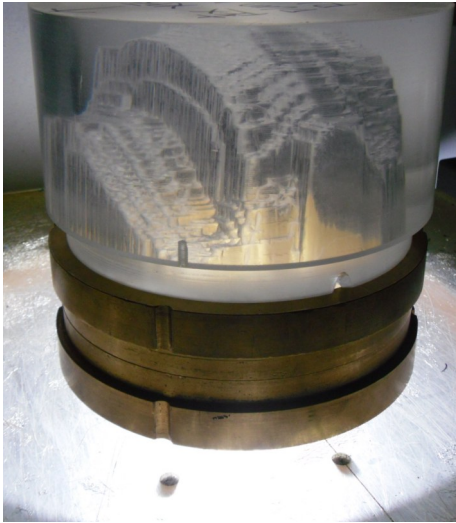


图5 铜挡块和组织补偿器  
Fig.5 Copper shield block and tissue compensator

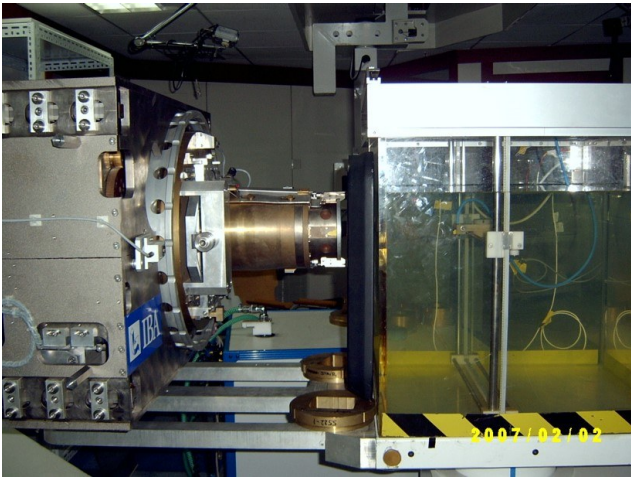


图6 测量现场图  
Fig.6 On-site measurement

2 结果

按以上实验步骤测量的扩展束流在射线输出窗和治疗床等中心这两个位置的感生放射性辐射剂量率见表1;笔形扫描束流在射线输出窗和治疗床等中心这两个位置的感生放射性辐射剂量率见表2。

对表1的3次测量值进行比较发现在这两个测量位置,测量值均随着测量次序的增加而增大,这表明治疗室的环境辐射水平随着出束时间的增加而上升。对表2的3次测量值进行比较发现在这两个测量位置,测量值并未随着测量次序的增加而增大,这表明出束间隔30 min,治疗室的环境辐射水平并未升高。

在输出窗位置,扩展束流的测量平均值为55.20  $\mu\text{Sv/h}$ ,笔形束流测量平均值为2.53  $\mu\text{Sv/h}$ ,前者是后者的21.8倍。在治疗床等中心位置,扩展束流

表1 扩展束流在射线输出窗和治疗床等中心处的感生放射性剂量率( $\mu\text{Sv/h}$ )

Tab.1 Induced radioactivity dose rates of extended beam at the beam output window and treatment couch isocenter ( $\mu\text{Sv/h}$ )

Measuring sequence	Beam output window	Treatment couch isocenter
1	32.3	4.5
2	63.2	5.6
3	70.1	7.7

表2 笔形束流在射线输出窗和治疗床等中心处的感生放射性剂量率( $\mu\text{Sv/h}$ )

Tab.2 Induced radioactivity dose rates of pencil beam at the beam output window and treatment couch isocenter ( $\mu\text{Sv/h}$ )

Measuring sequence	Beam output window	Treatment couch isocenter
1	3.2	0.21
2	2.3	0.18
3	2.1	0.18

的测量平均值为5.93  $\mu\text{Sv/h}$ ,笔形束流的测量平均值为0.19  $\mu\text{Sv/h}$ ,前者是后者的31.2倍。

3 讨论

从测量结果可知,扩展束流的治疗室在射野输出窗的X/ $\gamma$ 射线的感生放射性辐射平均剂量率为55.20  $\mu\text{Sv/h}$ ,远远高于笔形束流的5.23  $\mu\text{Sv/h}$ 。分析原因如下:扩展束流在束流扩展时需要利用散束器进行束流扩展,部分射线粒子偏离原来轨道散射到外围,同时扩展束流输出时,由于肿瘤形状的不同,部分射线被铜挡块所拦截,从而造成了射线的空间散射和空气电离产生了多余的X/ $\gamma$ 射线。在笔形束流的治疗室,射线源位于扫描磁铁位置,距离等中心500 cm,源于射线输出窗口之间没有其他介质,不会再产生散射线<sup>[17]</sup>。所以,扩展束流的治疗室在射野输出窗的X/ $\gamma$ 射线的感生放射性辐射平均剂量要远远高于笔形束流。在治疗床等中心位置处,扩展束流和笔形扫描束流的感生放射性剂量率均相对较低,分别为5.93  $\mu\text{Sv/h}$ 和0.19  $\mu\text{Sv/h}$ 。这是由于扩展束流的治疗等中心距离射线输出窗口80 cm左右,射线停止后,X/ $\gamma$ 射线在空间分布成指数衰减,所以等中心位置的X/ $\gamma$ 射线主要是由于铜挡块的活化放射性、空间散射和空气电离引起的。笔形束流的治疗室,射线源位距离等中心500 cm,穿过路径上没有任何介质,不会产生射线散射,等中心处的X/ $\gamma$ 射线残留全部是由于空气电离引起,因此感生放射性剂量很低。实验I和实验II对比发现,实验I中,这两个位

置的感生放射性辐射剂量率均随着测量次序依次增加,而实验Ⅱ中,这两个位置的感生放射性辐射剂量率随着测量次序差别较小。分析原因为铜挡块在被射线照射后被活化,其半衰期为12.7 h,所以扩展束流第2和第3次照射后,射线输出窗口X/γ射线的残余量明显升高,而笔形束流在路径上主要为空间散射和空气电离,不存在铜挡块的活化放射性,因此实验Ⅱ中,这两个位置的感生放射性辐射剂量率随着测量次序差别较小。

在测量实验时,剂量仪的灵敏度和辐射粒子的统计不确定性会导致测量结果存在一定偏差。本实验使用的是NeutronRAE II检测仪,具有高灵敏度碘化铯闪烁晶体和碘化锂闪烁晶体探测器,灵敏度范围为0.01~200.00 μSv/h,累计剂量可达0.01 μSv~9.90 Sv,线性误差小于±20%,X/γ射线的响应时间小于2 s,中子的响应时间小于5 s。两个机房的环境辐射水平均在NeutronRAE II检测仪的灵敏度范围以内。在测量值上,在输出窗位置,扩展束流的测量平均值是笔形束流测量平均值的21.8倍,在治疗床等中心位置,扩展束流的测量平均值是笔形束流测量平均值的31.2倍。当两种测量结果在十几倍的差异时,纵使辐射粒子的统计不确定性仍然会引起测量结果的偏差,但也能反映出两者之间的基本差异规律。

依据《电离辐射防护与辐射源安全基本标准》(GB 18871-2002)放射性工作人员所受的剂量值按连续5年的年平均有效剂量不超过20 mSv,公众的辐射剂量限制按年有效剂量不应超过1 mSv<sup>[18]</sup>。为了确保辐射防护最优化原则在核技术应用项目的实施,国际原子能机构(International Atomic Energy Agency, IAEA)安全丛书中对核技术应用项目提出了剂量率建议值:“7.5 μSv/h,最好2.5 μSv/h”。笔形扫描束流在治疗床等中心处出束1 min以后,测得感生放射性剂量均小于2.5 μSv/h,符合IAEA的建议值;扩展束流在治疗床等中心位置的第一次测量值为4.5 μSv/h,受中子活化影响,之后每次测量值均较前一次有所增加,因此随着使用时间及工作负荷的增加,该设备的感生放射性有了较大增长,对于工作人员的年剂量的贡献将增大。宋钢等<sup>[19-20]</sup>的研究结果也表明,感生放射性对质子治疗系统的放射工作人员,特别是摆位人员的年剂量贡献比较大,而且随着时间的推移,感生放射性逐渐累积。

因此,笔形束流的感生放射性辐射远远小于扩展束流,随着工作负荷的增加,其具有更低的治疗室环境辐射水平。从辐射防护角度而言,笔形束流更具优势。为更有效地保护放射工作人员,建议有医用质子治疗装置的单位建立科学的工作制度和方案,如规定延长扩展束流治疗后进入机房的时间,对工作人员进行工作量限制等措施,并加强工作人员剂量监测,提高防护意识。

## 【参考文献】

- [1] 顾本广. 医用加速器[M]. 北京: 科学出版社, 2003: 610-611.  
GU B G. Medical accelerator[M]. Beijing: Science Press, 2003: 610-611.
- [2] 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 J T. Progress in tumor proton therapy[J]. Basic and Clinical Medicine, 2005, 25(2): 97-101.
- [3] 宋明涛. 重离子治疗装置研究[J]. 原子核物理评论, 2001, 18(2): 116-119.  
SONG M T. Research on heavy ion therapy device[J]. Nuclear Physics Review, 2001, 18(2): 116-119.
- [4] 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 J T, CAI W M, ZENG D W. Tumor proton radiotherapy[M]. Beijing: China Pharmaceutical Technology Press, 2004: 211-213.
- [5] 刘鹏. 浅谈医用质子加速器的应用[J]. 科技创新与应用, 2014, 18(15): 50.  
LIU P. A brief discussion on the application of the medical proton accelerator[J]. Science and Technology Innovation and Application, 2014, 18(15): 50.
- [6] YASHIMA H, UWAMINO Y, SUGITA H, et al. Induced radioactivity in Cu targets produced by high-energy heavy ions and the corresponding estimated photon dose rates[J]. Radiat Prot Dos, 2004, 112(2): 195-208.
- [7] WEEKS K J, O'SHEA P G. Production of radioisotopes by direct electron activation[J]. Med Phys, 1998, 25(4): 488-492.
- [8] ENDO A, HARADA Y, KAWASAKI K, et al. Measurement of depth distributions of <sup>1</sup>H and <sup>12</sup>C induced in concrete shielding of an electron accelerator facility[J]. Appl Radiat Isot, 2004, 60(6): 955-958.
- [9] TESCH K. A simple estimation of the lateral shielding for proton accelerators in the energy range 50 to 1000 MeV[J]. Radiat Prot Dos, 1985, 11(3): 165-172.
- [10] HAGAN W K, COLBORN B L, ARMSTRONG T W. Radiation shielding calculations for a 70 to 250 MeV proton therapy facility[J]. Nucl Sci Eng, 1988, 83(6): 397-400.
- [11] BARQUERO R, MENDEZ R, VEGA-CARRILLO H R, et al. Neutron spectra and dosimetric features around an 18 MV linac accelerator[J]. Health Phys, 2005, 88(1): 48-58.
- [12] EVDOKIMOFF V, WILLINS J, RICHTER H. Induced radioactive potential for a medical accelerator[J]. Health Phys, 2002, 83(Suppl 2): s68-s70.
- [13] GUO S T, ZIEMER P L. Health physics aspects of neutron activated components in a linear accelerator[J]. Health Phys, 2004, 86(Suppl 2): s94-s102.
- [14] SILARI M. Special radiation protection aspects of medical accelerators[J]. Radiat Prot Dos, 2001, 96(4): 381-392.
- [15] AGOSTEO S. Radiation protection at medical acceleration[J]. Radiat Prot Dos, 2001, 96(4): 393-406.
- [16] STEVENSON G R. Experimental verification of particle distributions in proton-induced cascades[J]. Adv Space Res, 1996, 17(2): 95-104.
- [17] 卢峰, 刘翠杰, 邓大平. 加速器治疗室内感生放射性研究现状[J]. 国际放射医学核医学杂志, 2005, 29(6): 297-300.  
LU F, LIU C J, DENG D P, et al. The research status of induced radioactivity in accelerator facilities[J]. International Journal of Radiological Medicine and Nuclear Medicine, 2005, 29(6): 297-300.
- [18] 中国标准出版社. 电离辐射防护与辐射源安全基本标准: GB 18871-2002[S]. 北京: 中国标准出版社, 2002.  
China Standard Press, basic standards of ionizing radiation protection and radiation source safety: GB 18871-2002[S]. Beijing: China Standard Press, 2002.
- [19] 宋钢, 朱建国, 陈英民, 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 J G, CHEN Y M, et al. The distribution of induced radioactive radiation field in the treatment system of proton accelerator[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2013, 22(3): 305-307.
- [20] 宋钢. 质子加速器治疗系统感生放射性剂量研究[D]. 济南: 山东大学, 2013.  
SONG G. The study on the reduced radiology dose of proton accelerator treatment system[D]. Ji'nan: Shandong University, 2013.

(编辑: 谭斯允)