

术中放疗加速器中子剂量当量率的测量研究

陈亚正 张达 廖雄飞 许敬辉 王培 黎杰

610041 成都, 四川省肿瘤医院放疗中心

通信作者: 黎杰, Email: jie.li@yeah.net

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2018.04.012

【摘要】 目的 测量并分析术中放疗加速器 9 和 12 MeV 电子线在手术室内引起的中子剂量当量率, 与西门子 Primus 加速器相同电子线能量档产生的中子污染进行比较, 为放射治疗引起的二次致癌风险提供数据参考。**方法** 利用中子探测仪测量术中放疗加速器在 9 和 12 MeV 电子线于机头两端、限光筒底端、患者治疗平面, 以及其他关键位置产生的中子剂量当量率。取相似的位置在西门子 Primus 加速器上进行相同方法的测量。分析测量结果, 并将两种加速器产生的中子进行比较。**结果** 手术过程中使用 9 和 12 MeV 的电子线治疗时会产生中子, 对患者以及工作人员产生潜在的健康隐患。9 MeV 时, 术中放疗加速器机头两端以及限光筒底端两侧的中子剂量当量率分别为 (51.8 ± 3.1) 、 (45.2 ± 1.5) 、 (70.5 ± 4.9) 和 (68.2 ± 3.3) $\mu\text{Sv/h}$, 比 12 MeV 产生的中子分别低 5.9%、5.4%、17.8% 和 21.5%。手术室门内侧在 9 和 12 MeV 时产生的中子剂量当量率极低, 可以忽略。西门子加速器出束 9 MeV 时, 在相似测量点处产生的中子剂量当量率为 (277.3 ± 1.2) 、 (285.1 ± 1.6) 、 (185.1 ± 1.8) 、 (182.8 ± 2.4) $\mu\text{Sv/h}$, 比 12 MeV 的分别低 48.8%、47.6%、48.7% 和 52.2%。能量达到 12 MeV 时, 西门子 Primus 加速器产生的中子剂量当量率是术中加速器的 10 倍以上。**结论** 两种医用加速器 12 MeV 电子线产生的中子剂量当量率远高于 9 MeV 产生的中子, 增加了患者第二原发癌的风险; 传统医用加速器在相同能量档产生的中子剂量当量率远高于术中电子加速器, 应采取适当的屏蔽防护。

【关键词】 术中放疗; 辐射防护; 中子; 剂量当量率

Measurement of the neutron dose equivalent rate from a dedicated intraoperative radiation therapy

accelerator Chen Yazheng, Zhang Da, Liao Xiongfei, Xu Jinghui, Wang Pei, Li jie

Department of Radiation Oncology, Sichuan Cancer Hospital, Chengdu 610041, China

Corresponding author: Li Jie, Email: Jie.li@yeah.net

【Abstract】 Objective To measure and analyze the neutron dose equivalent rate produced by an IORT accelerator with 9 and 12 MeV electron energies, and compare them with those from a Siemens Primus linear accelerator with the same electron energy, in order to provide data reference for the risk of secondary cancer induced by radiotherapy. **Methods** Using the neutron detector LB6411, the neutron dose equivalent rates produced by the IORT accelerator of 9 and 12 MeV were measured on some key locations, such as the head of the accelerator, cylinder bottom, patient plane with electron energies 9 and 12 MeV. The similar measurements were also performed on the same locations on a Siemens conventional accelerator. The data were collected and analyzed and the result were compared between the two accelerators. **Results** Neutron dose equivalent rates from the IORT accelerator with 9 MeV energy were (51.8 ± 3.1) , (45.5 ± 1.5) , (70.5 ± 4.9) and (68.2 ± 3.3) $\mu\text{Sv/h}$ near the head of the accelerator, cylinder bottom, patient plane, with 5.9%, 5.4%, 17.8% and 21.5% lower than at 12 MeV, respectively. The dose equivalent rates at the similar locations from the Siemens Primus accelerator were (277.3 ± 1.2) , (285.1 ± 1.6) , (185.1 ± 1.8) and (182.8 ± 2.4) $\mu\text{Sv/h}$ at 9 MeV, with 48.8%, 47.6%, 48.7%, 52.2% lower than those at 12 MeV, respectively. At the energy of 12 MeV, the neutron equivalent dose rate from the IORT was lower by a factor of about 10 than for Siemens Primus accelerator. **Conclusions** The neutron dose equivalent rates generated by both the IORT and the Siemens Primus are higher at 12 MeV than at 9 MeV, which would lead to an increased risk of secondary cancer to patients. The traditional medical accelerator produces much higher neutron dose equivalent rates than the

intraoperative electron accelerator, for which the appropriate shielding should be taken.

【Key words】 Intraoperative radiation therapy; Radiation protection; Neutron; Dose equivalent rate

近年推行了一种新型放射治疗设备用以开展术中放射治疗(intraoperative radiotherapy, IORT), 通常被安置在没有辐射防护或者防护条件薄弱的手术室内^[1-6], 体积小、移动灵活, 提高了手术安全性, 能用于全身各种肿瘤治疗。Mobetron[®] 2000 (美国 Intraop 公司) 是一种移动式术中放疗加速器, 可以输出 4、6、9、12 MeV 4 种能量的电子线。传统医用加速器 10 MeV 以上的光子束或者电子束引起的光中子污染得到了较为广泛的研究^[7-10], 其目的是评估医务人员或者患者受到的中子剂量, 从而进一步考虑治疗室辐射防护的优化。而术中放疗加速器使用高能射线进行临床治疗时产生的中子污染没有得到重视和广泛研究。术中放疗加速器的材质中金属元素包括¹⁹⁷Au、²⁰⁸Pb 等, 根据光核反应机制^[10], 9、12 MeV 电子线出射时会产生中子, 有必要测量中子剂量等相关参数并进行评估, 以确保医务人员工作的环境安全。

材料与方 法

1. 测量仪器: 探测设备由中子探测仪 LB6411 (德国 Berthold 公司) 和剂量监测仪 LB123 (德国 Berthold 公司) 组成。具有灵敏的响应能力和非常低的探测阈值。LB6411 探测器采用直径 205 mm 的聚乙烯慢化球和内置³He 管探测器组成, 内置高压和前置放大器。测量中子的能量范围包括热中子 (<1 eV) 和快中子 (> 20 MeV)。剂量当量率范围为 30 nSv/h ~ 100 mSv/h。由中国计量研究院的中子源²⁵²Cf 刻度, 刻度因子每秒计数为 1.27 μ Sv/h, 探测环境温度范围为 -10 $^{\circ}$ C ~ 50 $^{\circ}$ C。当中子剂量达 10 mSv/h 时, 对光子的敏感度为 <40 μ Sv/h。

2. 测量方法: 术中放疗电子加速器 Mobetron[®] 2000 (以下简称 Mobetron) 的测量位置包括机头左右两侧、电子限光筒两端、治疗床平面及其延伸位置、手术室门内侧, 以及对应的上下楼层办公室也在测量范围内。将机头处设置于垂直状态, 测量过程中加速器分别出射 9 和 12 MeV 的电子线, 同时使用直径为 10 cm 的限光筒。光子与²⁰⁸Pb 的光核反应阈值为 7.368 MeV^[11], 超过此阈值能量时会产生中子。每个测量点均出束 1 000 cGy, 剂量当量率 330 cGy/min。待室内残留辐射消失后更换测量点。

读数器设置为每间隔 1 s 记录 1 次并自动储存, 可以连续储存 200 个数据, 测量结束后将数据提取并进行平均计算以及标准误差统计。

西门子常规电子加速器 Primus 的测量位置与 Mobetron 类似。机头角度调至 0 $^{\circ}$, 射野开至 10 cm \times 10 cm, 同时加上 10 cm \times 10 cm 的电子限光筒, 在 9 和 12 MeV 能量档下测量关键位置的中子剂量当量率。每个测量点出束 1 000 cGy, 剂量当量率为 300 cGy/min, 在测量射束与地面交叉的位置中子剂量当量率时, 中间隔有治疗床板。

结 果

电子能量为 9 MeV 时, Mobetron 机头两侧产生的中子剂量当量率比 12 MeV 产生的低 5.9% 和 5.4%, 电子限光筒底端两侧的数值比 12 MeV 低 17.8% 和 21.5%。距离射束轴 55 cm 的测量点与限光筒底端的数值相差不大, 两者的高度基本一致。距离射束轴 250 cm 的剂量当量率下降到 2.14 和 1.734 μ Sv/h。距离 Mobetron 700 cm 的手术室门内侧中子剂量当量率, 数值降低到 10^{-3} μ Sv/h 的量级。手术室门内侧以及上下楼层办公室的中子剂量率为 0, 没有列入表 1。由于 Mobetron 具有特殊的辐射防护性能^[12-13], 虽然手术室的防护措施较薄弱, 但其引起的中子污染没有超出我国医用直线加速器辐射防护标准 GBZ/T257-2014^[14-15]。

西门子 Primus 加速器使用电子线产生的光中子污染较为明显, 机头附近产生的剂量当量率是 Mobetron 的 5 倍以上, 特别是 12 MeV 产生的中子剂量当量率可以达到 10 倍以上, 此结论与文献^[16]一致。距离射束 200 cm 的治疗床的观测点产生的剂量当量率是术中加速器治疗床平面测量点的 26 倍左右, 这是由于 Primus 机头的偏转磁铁会导致韧致辐射以及电中子的急剧增加, 而 Mobetron 机头内部的电子被磁控管加速后直接打出来, 没有偏转磁铁进行束流调整, 降低了中子产额。

讨 论

测量结果表明, 术中放疗电子加速器 Mobetron[®] 2000 产生的中子产额相对较小, 这是因为电子产生的中子散射截面比光子导致的散射截

表 1 术中电子加速器与西门子 Primus 电子加速器
在不同测量位置的中子剂量当量率 ($\mu\text{Sv/h}$, $\bar{x} \pm s$)

Table 1 Dose equivalent rates on key points produced by
an IORT accelerator and a Siemens Primus electron
accelerator ($\mu\text{Sv/h}$, $\bar{x} \pm s$)

加速器	测量位置	9 MeV	12 MeV
术中电子 加速器	机头及治疗床平面		
	左侧	51.8 ± 3.1	55.1 ± 0.8
	右侧	45.2 ± 1.5	47.8 ± 3.0
	电子限光桶底端		
	左侧	70.5 ± 4.9	85.8 ± 2.9
	右侧	68.2 ± 3.3	86.9 ± 2.3
	源皮距 = 50 cm, 与射束 的距离		
	55 cm	66.9 ± 2.6	74.8 ± 1.9
	100 cm	49.8 ± 3.3	53.4 ± 0.5
	250 cm	2.1 ± 0.2	1.7 ± 0.3
Primus 电子 加速器	机头及治疗床平面		
	左侧	277.3 ± 1.2	542.2 ± 4.9
	右侧	285.1 ± 1.6	544.9 ± 3.6
	电子限光桶底端		
	左侧	185.1 ± 1.8	387.3 ± 8.3
	右侧	182.8 ± 2.4	356.8 ± 7.6
	射束轴上距离机头 175 cm(地面)	261.0 ± 0.9	311.7 ± 1.2
	源皮距 = 100 cm, 治疗床 与射束的距离		
	100 cm	146.0 ± 10.6	303.1 ± 6.5
	150 cm	21.7 ± 1.4	154.7 ± 2.5
200 cm	3.5 ± 1.0	46.2 ± 0.7	

面小 10^{-2} 个量级(与原子核精细结构常数有关),但仍然不可忽视。对于辐射防护条件薄弱的手术室,任何一种额外的射线辐射都会成为工作量以外的健康负担。国内外对此进行了相关报道。Mills 等^[16]描述了电子加速器的防护计算,并对产生的光子污染进行了 15 MeV 能量的测量,但是对于电子能量以及加速器机架角度的相关性没有关注。鞠忠建等^[17]和马云忠等^[18]对术中放疗手术室周围(不包括手术室内)环境辐射防护进行了评估和分析,结论是不管是光子的最大剂量当量率还是累积剂量均低于安全剂量限制。Strigari 等^[19]测量了意大利的一种移动式术中放疗加速器 10 MeV 产生的光子和中子剂量,10 Gy 的电子线在距离患者 1 m 位置产生的累积中子剂量约 140 nSv,每年照射 200 例患者贡献的累积中子剂量小于 0.03 mSv,此测量数据是被射线阻挡盘衰减之后读取的;光子污染在射线轴上贡献的剂量占总吸收剂量的 0.5%。Loi 等^[20]借助于 Bubble 球谱仪和盖革计数器,使用 12 MeV 电子能量对 Mobetron 机身附近的中子进行

了测量,并与传统电子加速器进行比较。结果显示, Mobetron 机头附近的剂量不超过 0.36 $\mu\text{Sv/Gy}$, 阻挡盘后方的剂量降低到 0.31 $\mu\text{Sv/Gy}$, 如果每周有 50 Gy 的手术量,距离机头 3 m 的位置中子剂量当量为 0.02 mSv,以剂量当量率乘以时间的粗略估算方法^[18],年累积剂量为 0.96 mSv。

本研究使用 LB6411 中子探测器对术中放疗加速器 Mobetron 和西门子加速器 Primus 产生的中子剂量当量率进行了测量,使用电子能量为 9、12 MeV。测量数据与 Loi 等^[20]的研究结果在数量级上完全一致。限光筒底端的剂量当量率明显低于加速器机头附近,这一现象与本文相反。这是因为 Loi 等^[20]的测量过程加入了 30 cm × 30 cm × 15 cm 的有机玻璃模体,构成模体的碳元素、氧元素的原子核束缚能强,抑制了中子的产生。分析本研究的测量结果,在 Mobetron 多个关键测量位置中(不包括射线轴),金属元素构成的限光筒对中子的产生有贡献作用,导致限光筒底端产生的中子剂量当量率偏高。假如每个手术患者接受放疗的时间平均为 4 min^[20],每年 200 例患者接受术中放疗,限光筒底端平面的累积中子剂量为 1.158 mSv。工作人员所受剂量除了与加速器的散射线有关,还与工作负荷密切相关。对于传统医用加速器如西门子 Primus 加速器,12 MeV 产生的中子剂量率相对较高,在制定治疗患者工作量时应予以考虑。

放射治疗是通过一定剂量的射线破坏肿瘤细胞来达到治疗目的,但其带来的射线污染同样不可忽视。本研究测量并分析了术中放疗电子加速器、西门子 Primus 加速器高能电子产生的中子污染,为医用加速器产生的辐射防护和二次致癌风险分析提供了数据参考。

利益冲突 无

作者贡献声明 陈亚正负责测量设计及论文撰写;张达、廖雄飞和许敬辉参与实验测量;王培和黎杰指导论文写作

参 考 文 献

- [1] Bonzano E, Guenzi M, Corvò R. A successful therapeutic challenge: local reirradiation of breast cancer with a single dose of 18 Gy intraoperative radiation therapy (IORT) [J]. Cureus, 2017,9(6):e1376. DOI: 10.7759/cureus.1376.
- [2] Krechetov AS, Goer D, Dikeman K, et al. Shielding assessment of a mobile electron accelerator for intra-operative radiotherapy [J]. J Appl Clin Med Phys, 2010,11(4):3151.
- [3] 汪隽琦, 马金利, 胡伟刚, 等. 移动式电子束术中放疗系统日

- 常质量保证程序的建立及剂量参数稳定性分析[J]. 中国癌症杂志, 2014, (1): 52-56. DOI: 10.3969/j.issn.1007-3969.2014.01.009.
- Wang JQ, Ma JL, Hu WG, et al. Establishment of daily quality assurance program and analysis of dosimetric characteristics' long-term stability for mobile intraoperative radiation therapy accelerator [J]. China Oncol, 2014, (1): 52-56. DOI: 10.3969/j.issn.1007-3969.2014.01.009.
- [4] 华宏雨, 刘海宽, 吴锦海, 等. 移动式术中放疗电子加速器手术室剂量场与防护实验研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2012, 32(6): 652-655. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2012.06.027.
- Hua HY, Liu HK, Wu JH, et al. Experimental research of dose distribution and protection for mobile intra-operative radiotherapy accelerator in operating room[J]. Chin J Radiol Med Prot, 2012, 32(6): 652-655. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2012.06.027.
- [5] 华长江, 王晓萍. 现代术中放疗的进展[J]. 临床肿瘤学杂志, 2012, 17(4): 375-378. DOI: 10.3969/j.issn.1009-0460.2012.04.021.
- Hua CJ, Wang XP. Progression of modern intraoperative radiotherapy[J]. Chin Clin Oncol, 2012, 17(4): 375-378. DOI: 10.3969/j.issn.1009-0460.2012.04.021.
- [6] 许鸣, 华长江, 赵锐. 移动式术中放疗系统的工作原理及临床应用[J]. 中国医疗设备, 2011, 26(10): 84-85, 95. DOI: 10.3969/j.issn.1674-1633.2011.10.029.
- Xu M, Hua CJ, Zhao R. Working principle and clinical application of moving intraoperative radiation therapy system[J]. China Med Dev, 2011, 26(10): 84-85, 95. DOI: 10.3969/j.issn.1674-1633.2011.10.029.
- [7] Ongaro C, Zanini A, Nastasi U, et al. Analysis of photoneutron spectra produced in medical accelerators[J]. Phys Med Biol, 2000, 45(12): 155-61.
- [8] Mohammadi N, Miri-Hakimabad H, Rafat-Motavalli L, et al. Neutron spectrometry and determination of neutron contamination around the 15 MV Siemens Primus LINAC[J]. J Radioanal Nucl Chem, 2015, 304(3): 1001-1008.
- [9] 陈亚正, 徐珂, 许敬辉, 等. 光中子在现代放射治疗领域的研究进展[J]. 中国医学装备, 2016, 13(12): 154-159. DOI: 10.3969/j.issn.1672-8270.2016.12.045.
- Chen YZ, Xu K, Xu JH, et al. The research progress of photoneutron in the modern radiotherapy field[J]. Chin Med Equip, 2016, 13(12): 154-159. DOI: 10.3969/j.issn.1672-8270.2016.12.045.
- [10] 陈亚正, 祁国海, 李厨荣, 等. 加速器 15MV 射线引起残留辐射的测量研究[J]. 中国医学装备, 2016, 13(11): 16-19. DOI: 10.3969/j.issn.1672-8270.2016.11.006.
- Chen YZ, Qi GH, Li CR, et al. Measurement of residual radiation induced by 15 MV energy beam in medical linear accelerator[J]. China Med Equip, 2016, 13(11): 16-19. DOI: 10.3969/j.issn.1672-8270.2016.11.006.
- [11] International Atomic Energy Agency. IAEA-TECDOC-1178 Handbook on photonuclear data for applications cross-sections and spectra[R]. Vienna: IAEA, 2000.
- [12] Krempien R, Roeder F. Intraoperative radiation therapy (IORT) in pancreatic cancer[J]. Radiat Oncol, 2017, 12(1): 8. DOI: 10.1186/s13014-016-0753-0.
- [13] Roeder F, Krempien R. Intraoperative radiation therapy (IORT) in soft-tissue sarcoma[J]. Radiat Oncol, 2017, 12(1): 20. DOI: 10.1186/s13014-016-0751-2.
- [14] 国家卫生和计划生育委员会. GBZ/T 257-2014 移动式电子加速器术中放疗治疗的放射防护要求[S]. 北京: 中国标准出版社, 2014.
- National Health and Family Planning Commission of the People's Republic of China. GBZ/T 257-2014 Radiological protection requirements of mobile electron accelerator for intraoperative radiotherapy[S]. Beijing: China Standards Press, 2014.
- [15] 国家卫生和计划生育委员会. GB18871-2002 电离辐射防护与辐射源安全基本标准[S]. 北京: 中国标准出版社, 2002.
- National Health and Family Planning Commission of the People's Republic of China. GB 18871-2002 Basic standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources [S]. Beijing: China Standards Press, 2002.
- [16] Mills MD, Almond PR, Boyer AL, et al. Shielding considerations for an operating room based intraoperative electron radiotherapy unit[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1990, 18(5): 1215-1221.
- [17] 鞠忠建, 巩汉顺, 任世旺. 术中放射治疗手术室周围环境辐射防护分析[J]. 医疗卫生装备, 2011, 32(6): 107-109. DOI: 10.3969/j.issn.1003-8868.2011.06.047.
- Ju ZJ, Gong HS, Ren SW. Leakage doses of a mobile accelerator around an operation room (Mobetron) [J]. Chin Med Equip J, 2011, 32(6): 107-109. DOI: 10.3969/j.issn.1003-8868.2011.06.047.
- [18] 马永忠, 万玲, 娄云, 等. 移动式加速器术中放疗治疗的辐射防护与安全评价[J]. 首都公共卫生, 2012, 06(5): 197-202. DOI: 10.3969/j.issn.1673-7830.2012.05.003.
- Ma YZ, Wan L, Lou Y, et al. Assessment on the radiation protection and safety of intra-operative radiotherapy(IORT) with a mobile accelerator[J]. Cap J Public Health, 2012, 06(5): 197-202. DOI: 10.3969/j.issn.1673-7830.2012.05.003.
- [19] Strigari L, Soriani A, Landoni V, et al. Radiation exposure of personnel during intraoperative radiotherapy (IORT): radiation protection aspects[J]. J Exp Clin Cancer Res, 2004, 23(3): 489-494.
- [20] Loi G, Dominiotto M, Cannillo B, et al. Neutron production from a mobile linear accelerator operating in electron mode for intraoperative radiation therapy [J]. Phys Med Biol, 2006, 51(3): 695-702. DOI: 10.1088/0031-9155/51/3/014.