

## 基于两种计算方法对15 MV医用直线加速器机房进行辐射屏蔽分析

胡晓平,洪君

解放军82医院器材科,江苏淮安223001

**【摘要】**为医用直线加速器的屏蔽防护最优化设计提供参考依据,本文分别用9分值层法和蒙特卡罗方法对已知屏蔽墙外的辐射剂量率进行计算,并将计算结果与实际测量值进行对比分析,发现两种计算方法所测得的辐射剂量率值与测量值相对误差小于6%,由此得知两种计算方法均可以指导加速器机房辐射屏蔽设计,其中,蒙特卡罗方法误差相对较小,因此,在屏蔽机房设计时推荐使用蒙特卡罗方法。

**【关键词】**9分值层法;蒙特卡罗方法;医用直线加速器;辐射防护

**【中图分类号】**R142;TU596

**【文献标识码】**B

**【文章编号】**1005-202X(2016)02-0213-04

## Radiation shielding analysis for 15 MV medical linear accelerator room by using two calculations

HU Xiao-ping, HONG Jun

Department of Equipment, The 82<sup>nd</sup> Hospital of People's Liberation Army, Huai'an 223001, China

**Abstract:** To provide a reference for the optimal design of the shielding protection of medical linear accelerator, 9 points layer method and Monte Carlo method were respectively applied to calculate the radiation dose rate of the known shield wall. The calculated results and actual measurements were analyzed and compared. The comparative result showed the relative error between the result calculated by two methods and the measured result was less than 6%. The two calculations could guide the radiation shielding design of accelerator, and the Monte Carlo method is more favorable in the shielding room design for the smaller relative error.

**Key words:** 9 points layer method; Monte Carlo method; medical linear accelerator; radiation protection

### 前言

临床上,使用15 MV医用直线加速器产生的高能X射线对患者进行治疗,这种高能X射线是由能量为15 MeV的电子轰击钨钼合金产生的,与此同时还产生少量的中子。X射线和中子都具有较强穿透力,对患者可以达到治疗的目的,但同时也必须做好医护人员和公众的辐射防护工作,切实关注主要射线的透射、泄漏、散射和中子辐射的屏蔽<sup>[1]</sup>。本文对我院2013年新引进15 MV医用直线加速器运用两种计算方法进行辐射屏蔽分析,为医用直线加速器的屏蔽防护最优化提供参考依据。

**【投稿日期】**2015-09-22

**【作者简介】**胡晓平(1973-),男,硕士,高级工程师,研究方向:医学工程、放射物理。Tel: 13003542812; E-mail:hxp82h@163.com。洪君(1990-),男,硕士,助理工程师,研究方向:放射物理相关内容。Tel: 18852347665。

### 1 加速器参数及机房结构

我院使用的医用直线加速器为瑞典医科达公司生产的Synergy型,配有XVI和iViewGT。X射线标称能量有6 MV和15 MV两档,初级准直器为27°48',等中心最大射野(40×40)cm<sup>2</sup>,最大剂量率为6 Gy/min。加速器防护墙体密度为2.35 g/cm<sup>3</sup>的混凝土,详细参数见表1。

### 2 9分值层法计算机房外辐射剂量率

目前在医疗领域,对医用直线加速器机房外辐射剂量率的计算方法主要采用9分值层法。所谓的9分法就是将辐射源的辐射水平减为原来1/10时所需的屏蔽材料的厚度<sup>[2-6]</sup>。

#### 2.1 主屏蔽墙外辐射剂量率的计算

主屏蔽墙外的辐射剂量率主要由两部分贡献:

表1 机房结构详细参数  
Tab.1 Structure parameters of accelerator room

Room structure	Shielding material	Material density(g/cm <sup>3</sup> )	Material thickness (cm)
South wall of the main shield	Concrete	2.35	270
South wall of the shield	Concrete	2.35	130
North wall of the main shield	Concrete	2.35	270
North wall of the shield	Concrete	2.35	130
Roof of the main shield	Concrete	2.35	270
Roof of the shield	Concrete	2.35	130
East wall of the shield	Concrete	2.35	130
West wall of the shield	Concrete	2.35	200
Shield door of the room	Paraffin borax and lead	Paraffin borax:20; lead:2	

① 主束贯穿的辐射剂量率贡献; ② 泄漏射线的辐射剂量率贡献。

**2.1.1 主束贯穿的辐射剂量率贡献** 主束对主屏蔽墙的透射因子 $B$ 为:

$$B = 10^{-\frac{(X_e + TVL - TVL_0)/TVL}{TVL}} \quad (1)$$

在已知透射因子 $B$ 的前提下, 主束对测量点的辐射剂量率贡献 $H$ 为<sup>[7]</sup>:

$$\dot{H} = \frac{\dot{H}_0 \cdot f}{R^2} \cdot B \quad (2)$$

式中, $B$ 为辐射屏蔽透射因子, $X_e$ 为屏蔽墙的有效厚度, $TVL$ 为辐射在屏蔽墙的第一个十分之一值层厚度, $TVL_0$ 为平衡时的十分之一值层厚度, $\dot{H}_0$ 是加速器有用线束等中心处的常用最高剂量率, $R$ 为辐射源点(靶点)至测量点的距离。 $f$ 对于有用束为1。

**2.1.2 泄漏射线对测量点的辐射剂量率贡献** 泄漏射线对测量点的辐射剂量率贡献 $H_l$ 为:

$$H_l = \frac{\dot{H}_0 \cdot f_l}{R_l^2} \cdot B_l \quad (3)$$

式中, $B_l$ 为泄漏射线透射因子,根据公式(1)求出, $f_l$ 泄漏辐射比率为0.001, $R_l$ 为靶点至测量点的距离。

## 2.2 次屏蔽墙外辐射剂量率的计算

次屏蔽墙外剂量率的计算主要考虑: ① 病人散射射线对测量点的辐射剂量率贡献; ② 泄漏射线的辐射剂量率贡献。

**2.2.1 病人散射射线对测量点的辐射剂量率贡献** 病人散射射线对测量点的辐射剂量率贡献 $H_s$ 为:

$$H_s = \frac{\dot{H}_0 \cdot \alpha_p \cdot (F/400)}{R_s^2} \cdot B_s \quad (4)$$

式中, $B_s$ 为散射透射因子, $\alpha_p$ 为患者400 cm<sup>2</sup>面积上的散射因子, $F$ 为治疗装置有用线束在等中心处最大治疗野面积。

**2.2.2 泄漏射线对次屏蔽墙测量点的辐射剂量率贡献** 泄漏射线对测量点的辐射剂量率贡献由公式(1)和公式(3)求出。

## 2.3 机房入口屏蔽门外的辐射剂量率贡献

机房入口屏蔽门外的辐射剂量率贡献除了上述几种外, 主要考虑: 中子俘获 $\gamma$ 射线经屏蔽墙1次散射所致的辐射剂量率贡献和中子经屏蔽墙1次散射所致的辐射剂量率贡献。

机房入口屏蔽门外的剂量率为 $\dot{H}_{yn}$ :

$$\dot{H}_{yn} = \dot{H}_\gamma \cdot 10^{-\frac{(X_\gamma/TVL_\gamma)}{TVL_\gamma}} + \dot{H}_n \cdot 10^{-\frac{(X_n/TVL_n)}{TVL_n}} + \dot{H}_{og} \cdot B_{og} \quad (5)$$

$$\dot{H}_n = 2.4 \times 10^{-15} \cdot \varnothing_B \cdot \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \cdot \left[ 1.64 \times 10^{-\frac{(d_z/1.9)}{TVL_n}} + 10^{-\frac{(d_z/T_{n1})}{TVL_n}} \right] \cdot \dot{H}_0 \quad (6)$$

$$\dot{H}_\gamma = 6.9 \times 10^{-16} \cdot \varnothing_B \cdot 10^{-\frac{(d_z/TVL_\gamma)}{TVL_\gamma}} \cdot \dot{H}_0 \quad (7)$$

式中, $\dot{H}_n$ 、 $\dot{H}_\gamma$ 分别为机房入口门外30 cm处无防护门时的中子辐射剂量率和中子俘获 $\gamma$ 射线的辐射剂量率<sup>[8]</sup>。

由上面这些公式, 代入具体相关参数数值便可求出各个测量点的辐射剂量率值。

## 3 蒙特卡罗方法计算屏蔽墙外的辐射剂量率

蒙特卡罗方法(Monte Carlo), 又称随机抽样技巧或统计试验方法, 是以概率统计理论为基础的一种方法, 该方法具有很强的适应性, 问题的几何形状的复杂性对它影响不大。由于该方法能比较逼真地描

述事物的特点及物理实验过程,解决一些数值方法难以解决的问题,因而该方法的应用日益广泛,并且蒙特卡罗模拟的精确性和可靠性都是非常高的<sup>[4]</sup>。

3.1 15 MV 的X射线源的建立

加速器的辐射源不同于常规的放射源,普通的放射源的能量是分立的,而X射线源的能量是连续的,这样就给模拟带来了很大的麻烦<sup>[9-11]</sup>,要想产生15 MV 能量的X射线源就要从它产生的源头模拟。本文采用MCNP 4C 软件模拟 15 MeV 的高能电子束轰击钨钼合金材料,经过初级准直器后引出 15 MV 高能X射线。模型建立如图2<sup>[12-13]</sup>。

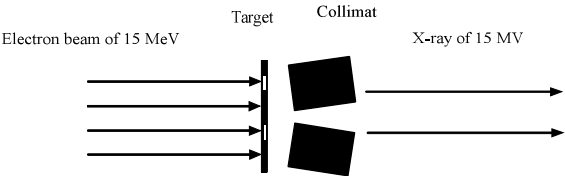


图2 X射线产生原理图  
Fig.2 Schematic of generation of X-ray

3.2 加速器机房的建立

通过MCNP 4C 软件建立一个机房,此机房跟上述机房完全一样,包括大小尺寸、材料及厚度。将模拟的X射线源置于加速器靶点的位置。

3.3 蒙特卡罗模拟计算

模拟计算工作是用蒙特卡罗程序MCNP 完成的,如图3 为计算屏蔽墙外的辐射剂量率的示意图,大量的X射线粒子打在屏蔽墙上,软件通过跟踪每一个粒子的轨迹,统计各个能量的粒子在探测器所沉积的能量。本文采用F6 计数器测量墙外的剂量率值,高能电子源模拟源粒子数为 500 万,计算结果的统计误差在 5% 以内。

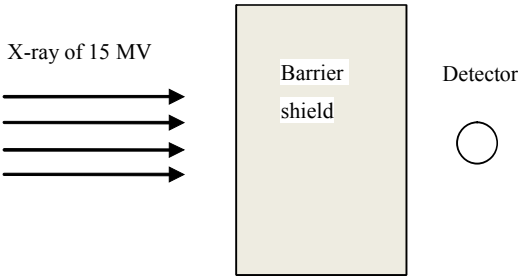


图3 辐射剂量率计算示意图  
Fig.3 Calculation diagram of radiation dose rate

4 计算结果对比

两种计算方法的计算值与测量值结果的对比见表2。

表 2 计算测量对比表  
Tab. 2 Comparison of calculated results and measurements

Measuring point	Measured value (μSv/h)	Position	Dose rate of 9 point layer method (μSv/h)	Relative error (%)	Dose rate of Monte Carlo method (μSv/h)	Relative error (%)
1	1.86	South wall of the main shield	1.97	5.9	1.88	1.1
2	5.2	North wall of the main shield	1.97	3.1	2.01	1.0
3	2.3	East wall of the shield	1.82	5.8	1.76	2.3
4	0.01	West wall of the shield	0.01	0	0.01	0
5	2.31	Roof of the main shield	2.43	5.2	2.33	0.1
6	1.06	South wall of the shield	1.07	0.1	1.12	5.7
7	1.59		1.72	8.2	1.58	0.1
8	0.94	North wall of the shield	1.01	7.4	0.91	3.2
9	0.97		1.01	4.1	0.96	1.0
10	2.21	Roof of the shield	2.33	5.4	2.18	1.4
11	2.36		2.33	1.3	2.42	2.5
12	0.42	Shield door of the room	0.49	17	0.41	2.4

## 5 结论

两种计算方法计算的剂量率值普遍略高于测量值,考虑是由混凝土密度、测量点距离、测量设备精度等不确定因素引起的误差,但两者的辐射剂量率值与测量值平均相对误差小于6%,不影响机房外辐射剂量率值的估算,由此得知两种方法均可以为医用直线加速器的屏蔽防护最优化提供参考依据,其中蒙特卡罗方法误差相对较小,在设计机房防护时可以优先考虑。

## 【参考文献】

- [1] 王洪林. 在原钴-60 放疗机房内安装医用电子加速器时辐射屏蔽防护最优化方案的研究[D]. 苏州: 苏州医学院, 1998.  
WANG H L. Study on optimization scheme for radiation shielding medical electron accelerator in the original installation room when the radiotherapy Cobalt -60[D]. Suzhou: Suzhou Medical College, 1998.
- [2] JOHN B, DAN L, CLEBER D, et al. Helical tomotherapy radiation leakage and shielding considerations[J]. Med Phys, 2005, 32(3): 710-719.
- [3] JOHN B, TIM H, RICHARD V, et al. Helical tomotherapy dynamic quality assurance[J]. Med Phys, 2006, 33(10): 3939-3950.
- [4] ROBINSON D, SCRIMGER J W, FIELD G C, et al. Shielding considerations for tomotherapy[J]. Med Phys, 2000, 27(10): 2380-2384.
- [5] CHESTER R R, REBECCA S, STEPHEN L M, et al. Out-of-field dosimeter measurements for a helical tomotherapy system [J]. J Applied Clin Med Phys, 2006, 7(3): 1-11
- [6] NCRP Report No.151. Structural shielding design and evaluation for megavoltage X and gamma ray radiotherapy facilities [R]. Bethesda, Maryland, American. National Council on Radiation Protection and Measurements, 2005.
- [7] 许淑燕. 蒙特卡罗方法在实验核物理中的应用[M]. 北京: 原子能出版社, 1996.  
XU S Y. Application of Monte Carlo method in nuclear physics experiments [M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1996.
- [8] NCRP Report No.151. Radiation protection design guide lines for 0.1- 100 MeV Particle Accelerator Facilities [R]. NCRP Report 1977.
- [9] 卫生部. 放射治疗机房的屏蔽规范. 第二部分: 电子直线加速器放射治疗机房. BZ/T201.2-2011. G[S]. 北京: 中国标准出版社, 2011.  
The Ministry of Health. Shielding standard radiotherapy treatment rooms. The second part: electronic linear accelerator radiotherapy room. BZ/T201.2- 2011. G [S]. Beijing: Chinese Standard Press, 2011.
- [10] LANGEN K M, PAPANKKOLAOU N, BALOG J, et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148[J]. Med Phys, 2010, 37(9): 4817-4853.
- [11] FENWICK J D, TOMÉ W A, JARADAT H A, et al. Quality assurance of a helical tomotherapy machine [J]. Phys Med Biol, 2004, 49(13): 2933-2953.
- [12] MURPHY M J, BALTER J, BALTER S, et al. The management of imaging dose during image- guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75[J]. Med Phys, 2007, 34(10): 4041-4063.
- [13] Annals of ICRP PUBLICATION 112: Preventing Accidental Exposures form New External Beam Radiation Therapy Technologies[G]. ICRP, 2009.