

基于IAEA 277和398报告在直线加速器FFF模式下绝对剂量校准结果对比

贾亚军, 沈文同, 闫渊林, 陈佳艺, 贺晓东
上海交通大学医学院附属瑞金医院放疗科, 上海 200025

【摘要】目的:基于IAEA 277和398号报告,分析对比直线加速器FFF模式下绝对剂量的校准结果。**方法:**利用上海交通大学医学院附属瑞金医院新安装的Varian Edge加速器,根据IAEA 398号报告,测量FFF模式下6X和10X光子线的射线质和百分深度剂量,计算电离室校准因子 k_Q 、极化效应修正因子 k_{pol} 、复合效应修正因子 k_s ,并对比国内现阶段采用的IAEA 277号报告的校准值。**结果:**6X-FFF和10X-FFF下,射线质分别为0.629和0.708;校准深度均为10 cm,对应的 k_Q 分别是0.997和0.988, k_{pol} 分别是1.000 9和1.001 2, k_s 分别是1.005 0和1.006 9。FFF模式下复合效应相比较FF模式略高,分别偏高0.36%和0.32%。IAEA 398号报告的校准结果与IAEA 277号报告相比,绝对剂量标准差异分别为-1.0%和-0.7%。**结论:**在FFF模式下,IAEA 398号报告的绝对剂量校准与现阶段国内采用的IAEA 277号报告相比,结果差异小于2%,且在临床实践中更便捷。

【关键词】绝对剂量校准;IAEA 277号报告;IAEA 398号报告;FFF模式;直线加速器

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)07-0838-05

Comparison of absolute dose calibration for linear accelerator in FFF mode based on IAEA 277 report versus IAEA 398 report

JIA Yajun, SHEN Wentong, YAN Yuanlin, CHEN Jiayi, HE Xiaodong

Department of Radiotherapy, Ruijin Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200025, China

Abstract: Objective To compare the results of absolute dose calibration for linear accelerator in flattening filter free (FFF) mode based on International Atomic Energy Agency (IAEA) 277 report versus IAEA 398 report. **Methods** According to IAEA 398 report, the radiation quality and percentage depth dose of 6X-FFF and 10X-FFF beams were measured on the newly installed Varian Edge accelerator in Ruijin Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine. Ionization chamber correction factor k_Q , polarity effect correction factor k_{pol} and recombination correction factor k_s were calculated and then the calibration results were compared with those obtained based on IAEA 277 report which is currently adopted in China. **Results** For 6X-FFF and 10X-FFF beams, the radiation quality was 0.629 and 0.708, respectively. The calibration depth for both 6X-FFF and 10X-FFF beams was 10 cm. The k_Q , k_{pol} , and k_s for 6X-FFF beams were 0.997, 1.000 9, 1.005 0, respectively, while those for 10X-FFF beams were 0.988, 1.001 2 and 1.006 9, respectively. Compared with those in FF mode, the recombination effects for 6X-FFF and 10X-FFF beams in FFF modes were higher by 0.36% and 0.32%, respectively. The differences in the absolute dose calibration of 6X-FFF and 10X-FFF beams between IAEA 398 report and IAEA 277 report were -1.0% and 0.7%, respectively. **Conclusion** In FFF mode, the difference in the absolute dose calibration based on IAEA 398 report versus IAEA 277 report is less than 2%. Furthermore, the procedure in IAEA 398 report is more convenient in clinical practice.

Keywords: absolute dose calibration; IAEA 277 report; IAEA 398 report; flattening filter free mode; linear accelerator

【收稿日期】2020-02-23

【收稿日期】上海市科技支撑项目(18441905600)

【作者简介】贾亚军, 硕士, 初级物理师, 研究方向: 医学物理, E-mail: jiayajunscu@163.com; 沈文同, 硕士, 副主任技师, 研究方向: 医学物理, E-mail: js_cz_shenwu@sina.com (贾亚军与沈文同为共同第一作者)

【通信作者】贺晓东, 博士, 主任技师, 研究方向: 医学物理, E-mail: xiaodonghe888@sina.cn

前言

传统的直线加速器使用均整块(Flattening Filter, FF)来形成剂量均匀分布的展宽束流,随着调强放疗(Intensity-Modulated Radiotherapy, IMRT)和容积调强弧形治疗(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)的进一步发展,可以在非均整(Flattening

Filter Free, FFF)模式直接使用非均匀分布的束流,同时剂量率更高,从而显著提高治疗效率。

精准放疗建立在严格的质量控制和质量保证的基础上,其中加速器中心轴绝对剂量的准确性是其中最基础的一环。目前我国采用的国标是基于国际原子能机构(International Atomic Energy Agency, IAEA)在1987年颁布的基于空气比释动能的IAEA 277号报告^[1],为了进一步减少剂量校准过程中的不确定性,不少国家已采用最新的基于水中吸收剂量测量的IAEA 398号报告中的规程校准绝对剂量^[2]。常规FF模式下,采用上述IAEA 277和398报告的绝对剂量校准对比已有研究^[3],而少有研究分析在FFF模式高剂量率下的对比结果。

本研究在FFF模式下,针对X线6 MV和10 MV两档能量,分别采用IAEA 277报告和IAEA 398报告校准中心轴绝对剂量,并进行对比分析。

1 材料与方法

1.1 医用直线加速器

上海交通大学医学院附属瑞金医院放疗科购置美国 Varian 公司的 Edge 加速器,相比 C 系列如 Trilogy 机型,采用集成式全数字化控制,高分辨率多叶准直器(Multi-Leaf Collimator, MLC)叶片 60 对,最薄叶片厚度为 2.5 mm,精度和准确度更高,并增加 FFF 模式,大幅度提高剂量率。6X-FFF、10X-FFF 最高剂量率分别为 1 400、2 400 MU/min,明显缩短脑部放射外科和立体定向放疗的治疗时间^[4-7]。

1.2 FFF 模式

直线加速器射线路径上均整块FF的作用是横向上形成均匀分布的束流^[8]。但是射线与FF发生相互作用后会导致射线硬化^[9-11]。

在源皮距 100 cm,射野大小(10×10) cm²下,考虑电离室有效测量点的修正,在三维水箱中采集的 6 和 10 MV 的百分深度剂量曲线和 Crossline 方向的开野离轴比曲线(图 1)。由于FF物理设计的差异,高能FF明显厚于低能FF,所以移除FF后,10 MV 开野时,射野中心的剂量明显高于两侧。FF和FFF模式下最大剂量点深度见表 1。

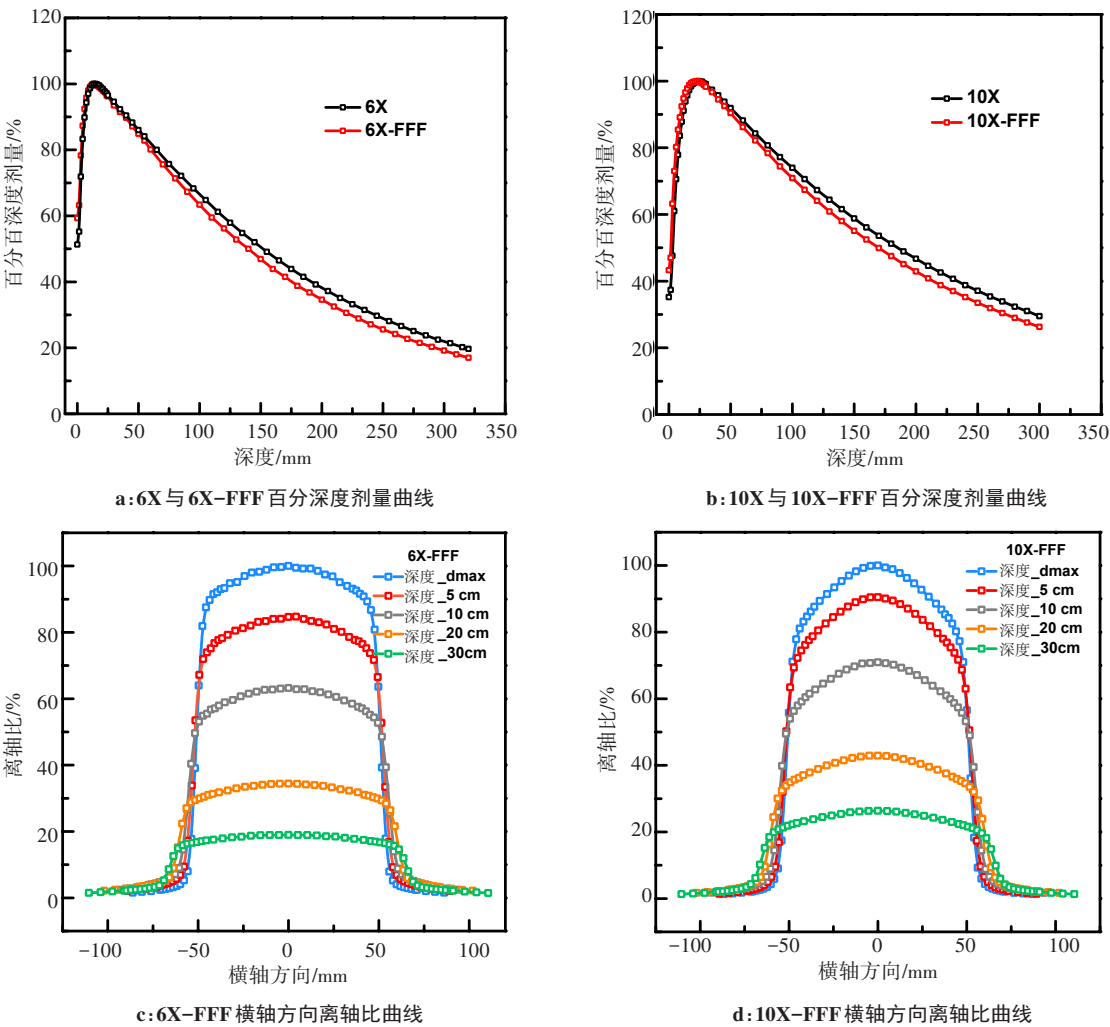


图1 6和10 MV两档能量下的百分深度剂量和离轴比

Fig.1 Percentage depth doses and off-axis ratios for 6 and 10 MV

表1 FF和FFF模式下6和10 MV光子线的最大剂量点深度(cm)

Tab.1 The depth of the maximum dose R100 for 6 and 10 MV beams in FF or FFF mode (cm)

能量	最大剂量点深度 R100
6X	1.46
6X-FFF	1.35
10X	2.41
10X-FFF	2.27

1.3 静电计和电离室

静电计为比利时 IBA 公司的 Unidose Dose I; 电离室为 FARMER 型 FC65P, 体积 0.65 cc, 防水性能可以满足水箱内任意深度的测量, 能量响应好。

1.4 水箱

德国 PTW 公司 MP3 的三维水箱, 尺寸为 60 cm×60 cm×50 cm, 利用它测量光子 FF 模式和 FFF 模式下的百分深度剂量和 Crossline 方向的离轴比等相对剂量测量曲线。中心轴绝对剂量测量使用的是 IBA 公司的一维水箱, 尺寸为 35 cm×35 cm×40 cm, 水箱设计可以满足 IAEA 277 和 IAEA 398 等国际放射剂量测量规程的要求。

1.5 高能光子线剂量校准方法

1.5.1 IAEA 277-基于空气比释动能校准方法 绝对剂量的计算方法为:

$$D_w^0 = M \times N_D \times P_U \times P_{cel}$$
 (1)

其中, M 为经环境温度、气压修正后的剂量仪读数; P_U 为扰动修正因子是辐射质的函数, 同时与室壁有关; P_{cel} 为中心电极影响; N_D 为电离室空腔的吸收剂量校准因子, 与空气比释动能校准因子 N_k 或照射量校准因子 N_x 有关。

$$N_D = N_k \times (1 - g) \times K_{att} \times K_m$$
 (2)

或

$$N_D = N_x \times (W/e) \times K_{att} \times K_m$$
 (3)

其中, g 为次级电子韧致辐射能量占总能量的份额; W/e 为空气中产生每对离子的平均能量, 为 33.97 J/C; K_{att} 为校准电离室时, 电离室室壁及平衡帽对校准辐射的吸收和散射的修正; K_m 为电离室室壁及平衡帽材料对校准辐射空气等效不充分而引起的修正。

1.5.2 IEAA 398-基于水中吸收剂量校准方法 绝对剂量的计算方法为:

$$D_w^0 = M_Q \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w,Q_0}$$
 (4)

其中, N_{D,w,Q_0} 是参考射线质 Q_0 中水吸收剂量校准因子; k_{Q,Q_0} 是修正电离室在用户射线质和参考射线质间

应差异的校准因子(使用不同的电离室测量用户射线质条件下 $TPR_{20,10}$ 的 k_{Q,Q_0} 有表可查)^[12-14], M_Q 为考虑影响因素之后在用户射线质下的静电计读数。

$$M_Q = k_{TP} \times k_{elec} \times k_{pol} \times k_s \times M_1$$
 (5)

其中, M_1 为未修正时剂量仪读数与跳数之比; k_{TP} 为温度、气压修正因子; k_{elec} 为静电计校准因子; k_{pol} 为极化效应修正因子; k_s 为复合效应修正因子。

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$
 (6)

其中, M_+ 、 M_- 、 M 分别为正偏压、负偏压、正常电压下的读数。

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$
 (7)

复合效应使用双电压法测量, 电压 V_1 时的读数为 M_1 , V_2 时的读数为 M_2 。拟合系数见表 2。

表2 计算复合效应修正因子时的拟合系数
Tab.2 Fit coefficients for the calculation of recombination correction factor

电压之比 V_1/V_2	脉冲式射束			脉冲扫描射束		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.377	-3.636	2.299	4.711	-8.242	4.533
2.5	1.474	-1.587	1.114	2.719	-3.977	2.261
3.0	1.198	-0.875	0.677	2.001	-2.402	1.404
3.5	1.080	-0.542	0.463	1.665	-1.647	0.984
4.0	1.022	-0.363	0.341	1.468	-1.200	0.734
5.0	0.975	-0.188	0.214	1.279	-0.750	0.474

1.5.3 测量条件对比 光子射线质用 $TPR_{20,10}$ 表示, IAEA 277 和 398 号报告中测量条件对比见表 3。相对 277 号报告, 398 号报告的主要不同是: ①在射线质 $TPR_{20,10}$ 小于 0.7 时, 测量深度也可以选择在水下 10 cm; ②电离室参考点在电离室气腔中心轴的中点, 其摆放位置等于测量深度^[2], 无需考虑电离室的参考点。

2 结果和分析

上海交通大学医学院附属瑞金医院加速器 Edge 光子线的射线质见表 4。FFF 模式下, 射线质因子略小于 FF 模式的值。根据射线辐射质, 通过查表计算 IAEA 277 号报告中的修正因子 K_{att} 、 K_m 、 P_U 、 P_{cel} , 见表 5。

临床应用时, FFF 模式通常采用高剂量率模式, 在校准过程中剂量率设置与上海交通大学医学院附属瑞金医院临床应用设置一致, 均为 1 200 MU/min。有研

表 3 IAEA 277 和 IAEA 398 号报告校准条件对比
Tab.3 Measurement conditions in IAEA 277 and IAEA 398 reports

指标	IAEA 277	IAEA 398
模体材料	水	水
电离室类型	指型电离室	指型电离室
测量深度 Z_{ref}	$\text{TPR}_{20,10} < 0.7, 5 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ $\text{TPR}_{20,10} \geq 0.7, 10 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$	$\text{TPR}_{20,10} < 0.7, 10 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ 或 $5 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ $\text{TPR}_{20,10} \geq 0.7, 10 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$
电离室参考点	0.6r	气腔中心轴的中点
电离室参考点摆放位置	$Z_{\text{ref}} + 0.6r$	测量深度 Z_{ref}
SSD/SCD	100 cm	100 cm
射野大小	10 cm×10 cm	10 cm×10 cm

表 4 Edge 加速器光子射线线质及测量条件
Tab.4 Photon beam quality and measurement condition for Edge linear accelerator

能量	源皮距/cm	射野/ cm^2	电离室型号	射线质 $\text{TPR}_{20,10}$
6X	100	10×10	PTW-60019	0.666
10X	100	10×10	PTW-60019	0.743
6X-FFF	100	10×10	PTW-60019	0.629
10X-FFF	100	10×10	PTW-60019	0.708

究表明,在高剂量率模式下,复合效应更加明显^[5, 15]。本研究根据双压法测量规程,静电计分别在+500 V、+250 V 电压,加速器 100 MU 下,记录电离室测量吸收剂量,测量 3 次,取平均值。根据表 2 中的拟合系数,计算复合效应修正因子 k_s ,同时与 FF 模式下剂量率为 600 MU/min 的数据对比,结果见表 6。剂量率在 1 200 MU/min 时的 FFF 模式下,复合效应修正因子 k_s 相比较 600 MU/min 时的 FF 模式,分别偏高 0.36% 和 0.32%。IAEA 398 报告中的修正因子见表 7。

表 5 IAEA 277 报告中的修正因子
Tab.5 Correction factors in IAEA 277 report

能量	空气比释动能校准因子 N_k	除去次级电子以韧致辐射方式能量损失后的份额(1-g)	电离室室壁校正因子 K_{att}	电离室材料空气不完全等效校正因子 K_m	扰动修正因子 P_U	中心电极修正因子 P_{cel}
6X-FFF	0.909	0.997	0.991	0.989	0.998 1	1.0
10X-FFF	0.909	0.997	0.991	0.989	0.998 6	1.0

表 6 FFF 模式和 FF 模式下复合效应修正因子对比
Tab.6 Comparison of recombination correction factors in FFF and FF modes

能量	剂量率/ $\text{MU} \cdot \text{min}^{-1}$	电压+500 V	电压+250 V	复合效应修正因子 k_s
6X-FFF	1 200	64.54	64.21	1.005 0
6X	600	66.88	66.75	1.001 8
10X-FFF	1 200	71.94	71.43	1.006 9
10X	600	75.71	75.45	1.003 3

表 7 IAEA 398 报告中的修正因子
Tab.7 Correction factors in IAEA 398 report

能量	吸收剂量校准因子 $N_{D,W}$	复合效应修正因子 k_s	极化效应修正因子 k_{pol}	静电计校准因子 k_{elec}	电离室校准因子 k_Q
6X-FFF	1.003	1.005 0	1.000 9	1	0.997
10X-FFF	1.003	1.006 9	1.001 2	1	0.988

采用IAEA 398号报告,6X-FFF与10X-FFF模式下绝对剂量校准结果相比IAEA 277号报告,分别低1.0%和0.7%。

IAEA 277号报告剂量校准链上涉及许多因素,这些因素以使用 ^{60}Co g射线测量空气比释动能因子 N_k 开始,以临床射线在水中的吸收剂量 D_w 结束;校准链上不确定性来自用户进行的转换^[16-18],比如 K_{att} 、 K_m 等,同时 N_k 转换为 $N_{D,\text{air}}$ 的不确定性意味着在临床射线校准的起点已经涉及相当大的不确定性^[19]。IAEA 398号报告使用水吸收剂量校准,校准环境是在与用户测量环境相似,使得降低校准结果的不确定性成为可能^[20]。

3 讨论和结论

本研究利用IAEA 277号报告基于空气比释动能和398号报告基于水中吸收剂量的方法,校准上海交通大学医学院附属瑞金医院Varian Edge直线加速器FFF模式下的中心轴绝对剂量,通过对比发现,在剂量率为1 200 MU/min的条件下,两种方法的差别在1%以内。基于水中吸收剂量的校准方法,操作更简单。在FFF模式高剂量率的条件下,通过双压法测量,发现电离离子对的复合效应均高于FF模式剂量率600 MU/min条件下的结果。

随着放疗技术的不断发展,质量保证和质量控制的工作进一步增加,而加速器中心轴绝对剂量作为开展放疗的基础工作的准确性也显得更重要。我国采用的IAEA 277号报告基于空气比释动能的校准方法,在发达国家已基本停用,纷纷转向IAEA 398号报告,直接给出水中吸收剂量校准因子,减少用户端的不确定因素。已有研究对比FF模式下两种方法的差异,鉴于FFF模式已在临床实践中得到大量的应用,本研究对比此模式下应用IAEA 277报告和IAEA 398报告的结果,显示IAEA 398号报告在FFF模式应用的可靠性和准确度,为建立和推广基于水中吸收剂量的IAEA 398号报告提供参考。

【参考文献】

- [1] IAEA. Absorbed dose determination in photon and electron beams an adaptation of the IAEA International Codes of Practice, Technical Report Series No.277[M]. Vienna: IAEA, 1997.
- [2] IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy-an international code of practice for dosimetry based on standard of absorbed dose to water, Technical Report Series No.398[M]. Vienna: IAEA, 2000.
- [3] 程金生,路吉龙,刘雅,等.三种放疗剂量学规程在 ^{60}Co 辐射场中测量对比研究[J].中国辐射卫生,2016,25(5): 513-515.

- CHENG J S, LU J L, LIU Y, et al. Comparison research on three international dosimetry code in ^{60}Co r-ray beams[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2016, 25(5): 513-515.
- [4] ZWAHLEN D R, LANG S, HRBACEK J, et al. The use of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator for hypofractionated volumetric modulated arc therapy in localized prostate cancer[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012, 83(5): 1655-1660.
- [5] FOGLIATA A, GARCIA R, KNÖÖS T, et al. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy[J]. Med Phys, 2012, 39(10): 6455-6464.
- [6] NAVARRIA P, ASCOLESE A M, MANCOSU P, et al. Volumetric modulated arc therapy with flattening filter free (FFF) beams for stereotactic body radiation therapy (SBRT) in patients with medically inoperable early stage non small cell lung cancer (NSCLC) [J]. Radiother Oncol, 2013, 107(3): 414-418.
- [7] PRENDERGAST B M, FIVEASH J B, POPPLE R A, et al. Flattening filter-free linac improves treatment delivery efficiency in stereotactic body radiation therapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(3): 64-71.
- [8] 胡逸民,张红志,戴建荣.肿瘤放射物理学[M].北京:原子能出版社,1999: 174-175.
- HU Y M, ZHANG H Z, DAI J R. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 174-175.
- [9] HRBACEK J, LANG S, KLÖCK S. Commissioning of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator and the accuracy of beam modeling using an anisotropic analytical algorithm [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 80(4): 1228-1237.
- [10] GEORG D, KRAGL G, AF WETTERSTEDT S, et al. Photon beam quality variations of a flattening filter free linear accelerator[J]. Med Phys, 2009, 37(1): 49-53.
- [11] GEORG D, KNOOS T, MCCLEAN B. Current status and future perspective of flattening filter free photon beams[J]. Med Phys, 2011, 38(3): 1280-1293.
- [12] RICHMOND N, ALLEN V, DANIEL J, et al. A comparison of phantom scatter from flattened and flattening filter free high-energy photon beams[J]. Med Dosim, 2015, 40(1): 58-63.
- [13] KRAGL G, AF WETTERSTEDT S, KNAUSL B, et al. Dosimetric characteristics of 6 and 10 MV unflattened photon beams [J]. Radiother Oncol, 2009, 93(1): 141-146.
- [14] TITT U, VASSILIEV O N, PONISCH F, et al. A flattening filter free photon treatment concept evaluation with Monte Carlo[J]. Med Phys, 2006, 33(6): 1595-1602.
- [15] BRUGGMOSER G, SAUM R, SCHMACHTENBERG A, et al. Determination of the recombination correction factor kS for some specific plane-parallel and cylindrical ionization chambers in pulsed photon and electron beams[J]. Phys Med Biol, 2007, 52(2): N35-N50.
- [16] ASSOCIATION H H. Revised code of practice for the dosimetry of 2 to 25 MV X-ray, and of caesium-137 and cobalt-60 gamma-ray beams[J]. Phys Med Biol, 1983, 28: 1097-1104.
- [17] Radiation Therapy Committee, AAPM. Task Group 21: a protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams[J]. Med Phys, 1983, 10: 741-771.
- [18] IBBOTT G S. Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV[J]. Med Phys, 1985, 12(6): 813.
- [19] ANDREO P. Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams[J]. Phys Med Biol, 1992, 37: 2189-2211.
- [20] REICH H. Choice of the measuring quantity for therapy-level doseimeters[J]. Phys Med Biol, 1979, 24: 895-900.

(编辑:谭斯允)