

## 基于IAEA398号报告进行直线加速器输出量校准的实践与探索

喻伟,徐胜,马宏宾,孟岩

上海东方肝胆外科医院放疗科,上海 200438

**【摘要】目的:**基于国际原子能机构(IAEA)398号报告,实践和探索基于水模体吸收剂量校准因子 $N_w$ 的直线加速器输出量校准。**方法:**测量每档光子线和电子线辐射质,根据辐射质通过查找IAEA398号报告中的图表,计算出我科加速器各档光子线和电子线 $K_Q$ 因子、校准深度,并测量校准深度处的PDD值。**结果:**按照IAEA398号报告,对于光子线6和10 MV,其射线质分别为0.681和0.732,其测量深度均为10 cm, $K_Q$ 分别为0.990和0.982,与对应的 $K_{Q,277}$ 分别相差-0.81%和-0.81%。对于电子线,包括6、8、10、12、15、18 MeV,其射线质分别为2.481、3.225、3.964、4.747、5.959、7.234 cm,测量深度分别为1.39、1.84、2.28、2.75、3.48、4.24 cm, $K_Q$ 分别为0.937、0.928、0.920、0.914、0.904、0.897,与对应的 $K_{Q,277}$ 分别相差0.60%、0.97%、0.43%、0.66%、0.11%、-0.45%。**结论:**相比IAEA277号报告,IAEA398号报告在实践过程中更直观,更易操作,两个报告剂量标定结果差异小于1%。

**【关键词】**国际原子能机构;277号报告;398号报告;直线加速器;剂量校准;水模体;吸收剂量

**【中图分类号】**R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)03-0235-05

## Practice and explore of dose calibration for linear accelerator based on IAEA398 report

YU Wei, XU Sheng, MA Hongbin, MENG Yan

Department of Radiotherapy, Shanghai Eastern Hepatobiliary Surgery Hospital, Shanghai 200438, China

**Abstract: Objective** To practice and explore the dose calibration of linear acceleration based on the absorbed dose calibration factor  $N_w$  of water phantom, according to International Atomic Energy Agency (IAEA) 398 report. **Methods** The radiation qualities of each photon beam and electron beam were measured. By looking up tables in IAEA398 report based on beam quality, the  $K_Q$  factor, calibration depth of each photon beam, and electron beam of the linear accelerator in the Department of Radiotherapy, Shanghai Eastern Hepatobiliary Surgery Hospital, were calculated, and the PDD value at calibration depth were measured. **Results** According to IAEA398 report, for photon beams of 6 and 10 MV, the radiation quality was 0.681 and 0.732, respectively; the measured calibration depth was 10 cm for both;  $K_Q$  was 0.990 and 0.982, respectively; the difference between  $K_Q$  and corresponding  $K_{Q,277}$  was -0.81% and -0.81%, respectively. For electron beams of 6, 8, 10, 12, 15 and 18 MeV, the radiation quality was 2.481, 3.225, 3.964, 4.747, 5.959 and 7.234 cm, respectively; the measured calibration depth was 1.39, 1.84, 2.28, 2.75, 3.48 and 4.24 cm, respectively;  $K_Q$  was 0.937, 0.928, 0.920, 0.914, 0.904 and 0.897, respectively; the difference between  $K_Q$  and corresponding  $K_{Q,277}$  was 0.60%, 0.97%, 0.43%, 0.66%, 0.11% and -0.45%, respectively. **Conclusion** Compared to IAEA277 report, IAEA398 report is more intuitive and practicable. The difference in dose calibration between IAEA277 report and IAEA398 report is less than 1%.

**Keywords:** International Atomic Energy Agency; IAEA277 report; IAEA398 report; linear accelerator; dose calibration; water phantom; absorbed dose

### 前言

剂量的正确校准是开展放射治疗的基础,为不同国家、不同组织、不同医院间的技术交流与合作提

供剂量学上的可行性。各个国家和有关组织,为了规范和统一吸收剂量的测量方法,制定了不同的测量规程,而且随着人们对放射物理认识的不断深入,理论基础的不断完善,技术水平的不断发展,相关的测量规程也在不断改进。ICRU 分别在1969年和1972年提出了 $C_A$ 和 $C_E$ 方法<sup>[1]</sup>。针对 $C_A$ 和 $C_E$ 方法的缺陷和不足,20世纪80年代众多学者对此进行了深入

**【收稿日期】**2016-10-24

**【作者简介】**喻伟,硕士,E-mail: ywll@163.com

**【通信作者】**孟岩,硕士,副主任医师,研究方向:肝胆肿瘤放射物理,E-mail: yanmeng\_ehbh@163.com

的研究,国际原子能机构(IAEA)在1987年颁布了基于空气比释动能 $N_k$ 的IAEA277号技术报告<sup>[2]</sup>,1997年颁布了第2版,更新了千伏(kV)X线部分。同年颁布了IAEA381号技术报告<sup>[3]</sup>,作为IAEA277号报告的升级和补充,增加了平行板电离室。随着技术的发展,很多初级标准剂量实验室(PSDLs)可以直接测量高能光子线和电子线在水中的吸收剂量,进一步减少了剂量标定的不确定性。IAEA于2000年颁布了基于水模体吸收剂量校准因子( $N_{D,w}$ )398号技术报告<sup>[4]</sup>。这种基于水模体吸收剂量校准因子的测量规程,由于公式简明、理论严谨,减少了用户方面的不确定因素,已成为发达国家外照射吸收剂量测定的标准协议。本文根据IAEA398号报告,使用电离室水模体吸收剂量校准因子 $N_{D,w}$ ,实践和探索高能光子线和电子线剂量校准流程,并与IAEA277号报告结果进行比较。

## 1 材料与方法

### 1.1 实验仪器

医科达Synergy加速器(瑞典),射线类型有光子线6和10 MV,电子线6、8、10、12、15、18 MeV。测量设备为三维水箱,Unidos剂量仪,0.125 cm<sup>3</sup> Semiflex指形电离室(cc13),0.6 cm<sup>3</sup> Farmer指形电离室(cc60),Roos平行板电离室(Roos),均为德国PTW公司产品。cc13用于光子线辐射质测量,敏感体积半径为2.75 mm;cc60用于光子线剂量校准,敏感体积半径为3.05 mm;Roos用于电子线辐射质测量和剂量校准,入射窗口水等效厚度为1.3 mm。

### 1.2 剂量仪读数校准

剂量仪读数校准主要包括温度气压校准,电离复合效应校准,电离室极化效应校准和湿度校准。

$$M = (M_{\text{uncorr}} - M_0) \cdot k_{\text{TP}} \cdot k_s \cdot k_{\text{pol}} \cdot k_h \quad (1)$$

其中, $M$ 为剂量仪校准后的读数, $M_{\text{uncorr}}$ 为未校准读数, $M_0$ 为本底读数, $k_{\text{TP}}$ 为温度气压校准因子, $k_s$ 为电离复合效应因子, $k_{\text{pol}}$ 为电离室极化效应因子, $k_h$ 为修正因子。

### 1.3 高能光子线剂量校准和辐射质测量

**1.3.1 高能光子线剂量校准** 高能光子线剂量校准一般使用指形电离室,也可用平行板电离室。校准深度( $d_c$ )由光子线辐射质 $\text{TPR}_{20}/\text{TPR}_{10}$ 决定, $\text{TPR}_{20}/\text{TPR}_{10} < 0.7$ , $d_c$ 为水下10或5 cm, $\text{TPR}_{20}/\text{TPR}_{10} \geq 0.7$ , $d_c$ 为水下10 cm。探头有效测量点 $z_{\text{eff}}$ ,指形电离室定义在其中心轴上,平行板电离室定义在其空腔前表面几何中心上。校准时将探头有效测量点放在校准深度上,标定点剂量为:

$$D_w = k_Q \cdot N_w \cdot M / \text{PDD} \quad (2)$$

$k_Q$ 是能量校准因子, $N_w$ 是<sup>60</sup>Co辐射场中水里校准因子,通常由国家计量实验室提供, $M$ 是式(1)校准后的剂量计读数,通常剂量校准点和标定点不一致,式(2)分母为校准深度PDD。

**1.3.2 高能光子线辐射质测量** 光子线辐射质用于描述光子线能量,一般用 $\text{TPR}_{20}/\text{TPR}_{10}$ 表示,保持源-探头距(SDD)为100 cm,测量深度处射野为10 cm×10 cm,水下20 cm深度处剂量和10 cm深度处剂量之比。如果没有 $\text{TPR}_{20}/\text{TPR}_{10}$ ,也可用 $\text{PDD}_{20}/\text{PDD}_{10}$ 表示,测量源皮距(SSD)为100 cm,源皮距处射野为10 cm×10 cm,水下20 cm深度处剂量和10 cm深度处剂量之比。 $\text{TPR}_{20}/\text{TPR}_{10}$ 可由 $\text{PDD}_{20}/\text{PDD}_{10}$ 得到:

$$\text{TPR}_{20}/\text{TPR}_{10} = 1.2661 \times \text{PDD}_{20}/\text{PDD}_{10} - 0.0595 \quad (3)$$

测量辐射质时,指形电离室有效测量点 $z_{\text{eff}}$ 位于其中心轴上,平行板电离室 $z_{\text{eff}}$ 位于其空腔前表面的几何中心上。

### 1.4 高能电子线剂量校准和辐射质测量

**1.4.1 高能电子线剂量校准** 高能电子线剂量标定一般使用平行板电离室,对辐射质 $R_{50} \geq 4$  g/cm<sup>2</sup>也可用指形电离室。校准深度 $d_c$ 由电子线辐射质 $R_{50}$ 决定:

$$d_c = 0.6 \times R_{50} - 0.1 \quad (4)$$

探头有效测量点 $z_{\text{eff}}$ ,平行板电离室位于其空腔前表面的几何中心上,指形电离室位于其中心轴上0.5  $r$ 处。标定点剂量和光子线式(2)一样为:

$$D_w = k_Q \cdot N_w \cdot M / \text{PDD} \quad (5)$$

**1.4.2 高能电子线辐射质测量** 电子线辐射质用 $R_{50}$ 表示,水中50%最大剂量深度。测量辐射质时, $R_{50} \leq 7$  g/cm<sup>2</sup>,使用10 cm×10 cm限光筒, $R_{50} > 7$  g/cm<sup>2</sup>,使用20 cm×20 cm限光筒。使用平行板电离室时,有效测量点 $z_{\text{eff}}$ 位于其空腔前表面的几何中心上;使用指形电离室, $z_{\text{eff}}$ 位于其中心轴上0.5  $r$ 处。

## 2 结果

光子线和电子线辐射质及测量条件分别见表1和表2。根据表1和表2中辐射质,通过查找IAEA398号报告中的图表,计算出医科加速器各档光子线和电子线 $K_Q$ 因子、校准深度 $d_c$ ,以及校准深度处PDD值,分别见表3和表4。

为了与IAEA277号报告剂量校准结果比较,计算在相同校准条件下(表1和表2)光子线和电子线IAEA277号报告能量校准因子 $k_{Q,277}$ , $k_{Q,277}$ 定义为:

$$k_{Q,277} = N_k \cdot (1 - g) \cdot K_{\text{att}} \cdot K_m \cdot S_{w,\text{air}} \cdot P_u \cdot P_{\text{cel}} \quad (6)$$

结果分别见表5和表6,这里光子线和电子线都

表1 Synergy加速器光子线辐射质及测量条件

Tab.1 Photon beam quality and measurement condition for Synergy linear accelerator

Energy/MV	SSD/cm	Field/cm <sup>2</sup>	Chamber	Z <sub>eff</sub>	TPR <sub>20,10</sub>
6	100	10×10	cc13	0 r	0.681
10	100	10×10	cc13	0 r	0.732

The Synergy linear accelerator is from Department of Radiotherapy, Shanghai Eastern Hepatobiliary Surgery Hospital, China; SSD: Source surface distance

表2 Synergy加速器电子线辐射质及测量条件

Tab.2 Electron beam quality and measurement condition for Synergy linear accelerator

Energy/MeV	SSD/cm	Applicator/cm <sup>2</sup>	Chamber	Z <sub>eff</sub>	R <sub>50</sub> /cm
6	100	10×10	Roos	Inner surface	2.481
8	100	10×10	Roos	Inner surface	3.225
10	100	10×10	Roos	Inner surface	3.964
12	100	10×10	Roos	Inner surface	4.747
15	100	10×10	Roos	Inner surface	5.959
18	100	20×20	Roos	Inner surface	7.234

表3 Synergy加速器光子线K<sub>Q</sub>因子、校准深度d<sub>c</sub>、校准深度处的PDD值及测量条件

Tab.3 K<sub>Q</sub> factor, calibration depth d<sub>c</sub>, PDD value at calibration depth and measurement condition for photon beam of Synergy linear accelerator

Energy/MV	SSD/cm	Field/cm <sup>2</sup>	d <sub>c</sub> /cm	Chamber	Z <sub>eff</sub>	PDD	K <sub>Q</sub>
6	100	10×10	10	cc60	0 r	0.676	0.990
10	100	10×10	10	cc60	0 r	0.725	0.982

表4 Synergy加速器电子线K<sub>Q</sub>因子、校准深度d<sub>c</sub>、校准深度处的PDD值及测量条件

Tab.4 K<sub>Q</sub> factor, calibration depth d<sub>c</sub>, PDD value at calibration depth and measurement condition for electron beam of Synergy linear accelerator

Energy/MeV	SSD/cm	Field/cm <sup>2</sup>	d <sub>c</sub> /cm	Chamber	Z <sub>eff</sub>	PDD	K <sub>Q</sub>
6	100	10×10	1.39	Roos	Inner surface	0.997	0.937
8	100	10×10	1.84	Roos	Inner surface	0.995	0.928
10	100	10×10	2.28	Roos	Inner surface	0.999	0.920
12	100	10×10	2.75	Roos	Inner surface	0.995	0.914
15	100	10×10	3.48	Roos	Inner surface	0.984	0.904
18	100	10×10	4.24	Roos	Inner surface	0.988	0.897

使用cc60探头。

IAEA398号报告和IAEA277号报告剂量校准差别定义为  $\varepsilon = \frac{K_Q - K_{Q,277}}{K_Q} \times 100\%$  ,结果见表7。

3 讨论

在加速器日常输出剂量校准中,常需同时对高能光子线和电子线测量。平行板电离室由于电离室壁扰动因子的不确定性较大,一般不用来做光子线的输出剂量测量<sup>[2]</sup>,因此临床多用指形电离室进行加速器X线输出剂量的常规测量。而对电子线,随着能

表 5 相同校准条件下根据 IAEA277 号报告计算的光子线  $K_{Q,277}$  值

Tab.5 Calculated  $K_{Q,277}$  value for photon beam according to IAEA277 report at the same calibration condition

Energy/MV	$N_k$	1-g	$K_{att} \times K_m$	$S_{w,air}$	$P_u$	$P_{cel}$	$K_{Q,277}$
6	0.926	0.997	0.972	1.119	0.994	1	0.998
10	0.926	0.997	0.972	1.108	0.996	1	0.990

IAEA: International Atomic Energy Agency

表 6 相同校准条件下根据 IAEA277 号报告计算的电子线  $K_{Q,277}$  值

Tab.6 Calculated  $K_{Q,277}$  value for electron beam according to IAEA277 report at the same calibration condition

Energy/MeV	$N_k$	1-g	$K_{att} \times K_m$	$S_{w,air}$	$P_u$	$P_{cel}$	$K_{Q,277}$
6	0.926	0.997	0.972	1.072	0.960	1.008	0.931
8	0.926	0.997	0.972	1.057	0.961	1.008	0.919
10	0.926	0.997	0.972	1.048	0.966	1.008	0.916
12	0.926	0.997	0.972	1.038	0.967	1.008	0.908
15	0.926	0.997	0.972	1.027	0.972	1.008	0.903
18	0.926	0.997	0.972	1.019	0.977	1.008	0.901

表 7 IAEA398 号报告和 IAEA277 号报告剂量校准差异

Tab.7 Dose calibration difference between IAEA398 report and IAEA277 report

Energy	Photon beam/MV		Electron beam/MeV					
	6	10	6	8	10	12	15	18
$K_Q$	0.990	0.982	0.937	0.928	0.920	0.914	0.904	0.897
$K_{Q,277}$	0.998	0.990	0.931	0.919	0.916	0.908	0.903	0.901
$\varepsilon/\%$	-0.81	-0.81	0.60	0.97	0.43	0.66	0.11	-0.45

量减低,散射本领迅速增强,扰动因子也跟着变大。对低能电子线,扰动因子的不确定性增加,原则上可以使用空腔半径小于 2 mm 的指形电离室,但是推荐使用平行板电离室<sup>[2]</sup>。所以在本文中使用平行板电离室测量所有电子线。但目前在我国二级实验室还不能提供  $N_{D,water}$  校准值。因此,应用高能电子束校准法校准平行板电离室  $N_{D,pp,air}$  值仍然具有实践意义<sup>[5-6]</sup>。

随着我国放疗技术的发展,对医用加速器的质控越来越重视,正确标定加速器作为临床实践的基础显得尤为重要。由于我国尚未建立水吸收剂量标准,本文中所用  $N_d$  由 PTW 公司提供,在对 IAEA398 号报告正确解读的基础上完成了高能光子线和电子线水中吸收剂量的测量,见表 3 和表 4。分别比较表 3 和表 5,表 4 和表 6,IAEA398 号报告较 IAEA277 号报告在实践过程中更直观、更易操作。IAEA277 号报告包含了很多因子,从  $^{60}\text{Co}$  射野中测量的  $N_k$ ,到临床

射野中水模体吸收剂量,误差在转换过程中逐渐增加,如大家熟悉的  $K_m$  和  $K_{att}$  因子<sup>[2,7-11]</sup>。从  $N_k$  到  $N_{D,air}$  转换的不确定性表明,临床射野的校准在一开始就包含了较大误差<sup>[12-13]</sup>。IAEA 操作规程<sup>[2-3]</sup>给出的估算误差可达 3% 或 4%。IAEA398 号报告直接给出水模体吸收剂量校准因子,减少了用户方面的不确定因素,将转换过程中误差降到最低<sup>[14-15]</sup>,但仍不能降低校准链条上的第一步误差<sup>[4]</sup>。表 5 和表 6 计算了 IAEA277 号报告剂量因子,表 7 显示不管是光子线还是电子线,IAEA398 号报告剂量标定结果和 IAEA277 号报告剂量标定结果是一致的,差异小于 1%。在实践过程中还需注意射线辐射值和剂量校准测量条件,以及探头的有效测量点位置。

发达国家已基本停用  $N_k$  因子,甚至照射量的名称都很少提及。因此迫切要求我国尽早建成能够进行水模体吸收剂量因子校准的实验室,并且积极建

立和推广我国自己的基于水模体吸收剂量校准因子的剂量测定协议。

### 【参考文献】

- [1] ICRU. Radiation dosimetry electron with initial energies between 1 and 50 MeV. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 21[M]. Washington DC, 1972: 1-12.
- [2] IAEA. Absorbed dose determination in photon and electron beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series No.277 (2nd ed. in 1997)[M]. Vienna: IAEA, 1997: 27-53.
- [3] IAEA. Absorbed dose determination in photon and electron beams: the use of plane parallel ionization chamber in high energy electron and photon beams. An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series No.381 [M]. Vienna: IAEA, 1997: 64-92.
- [4] IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Report Series No.398[M]. Vienna: IAEA, 2000: 84-107.
- [5] 黄劲敏, 祁振宇, 邓小武. 平行板电离室的校准与电子线剂量测量方法比较[J]. 中国肿瘤, 2008, 17(8): 686-688.  
HUANG S M, QI Z Y, DENG X W. Comparison of calibrating methods for plane-parallel ionization chamber and electron dose measurements[J]. China Cancer, 2008, 17(8): 686-688.
- [6] 薛嫻, 罗素明, 何志坚, 等. 平行板电离室两种校准方法研究[J]. 中国辐射卫生, 2016, 25(3): 364-368.  
XUE X, LUO S M, HE Z J, et al. Two methods for calibration on plane parallel ionization chambers [J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2016, 25(3): 364-368.
- [7] NACP. Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV[J]. Acta Radiol Oncol, 1980, 19 (1): 55-79.
- [8] AAPM. Task Group 21: a protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams [J]. Med Phys, 1983, 10(6): 741-771.
- [9] Hospital Physicists' Association. Revised code of practice for the dosimetry of 2 to 25 MV X-ray, and of  $^{137}\text{Cs}$  and  $^{60}\text{Co}$  gamma-ray beams[J]. Phys Med Biol, 1983, 28(10): 1097-1104.
- [10] ICRU. Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV, Rep.35[M]. Bethesda, 1984: 1-157.
- [11] Swiss society of radiation biology and radiation physics. Dosimetry of high energy photon and electron beams: recommendations [M]. Bellinzona: Ospedale San Giovanni, 1986: 1-100.
- [12] ANDREO P. Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams [J]. Phys Med Biol, 1992, 37(12): 2189-2211.
- [13] ROGERS D W. The advantages of absorbed-dose calibration factors [J]. Med Phys, 1992, 19(5): 1227-1239.
- [14] ANDREO P. Uncertainties in dosimetric data and beam calibration [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1990, 19(5): 1233-1247.
- [15] THWAITES D I. Uncertainties at the end point of the basic dosimetry chain. Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993)[C]. Vienna IAEA, 1993: 239-255.

(编辑:黄开颜)