

## 调强计划验证设备的绝对剂量刻度方法分析

孙文钊<sup>1,2,4</sup>, 王振宇<sup>3</sup>

中图分类号: R144 文献标识码: B 文章编号: 1004-714X(2013)06-0719-02

**【摘要】** 目的 建立固体水中剂量近似测量方法, 从而为调强剂量验证设备的绝对剂量刻度提供理论和剂量学上的支持。方法 尝试理论推导模体与水的等效深度转化关系; 比较固体水中和水中测量的绝对剂量结果; 比较 Matrixx 和固体水中测量绝对剂量的结果。结果 建立了模体与水的等效深度转化关系; 水中和固体水中的测量结果的误差均小于 1%, 平均误差为 -0.38%; 测量结果的误差均小于 1%, 平均误差为 0.39%。结论 建立并验证了利用固体水对调强计划验证设备的绝对剂量刻度的方法。

**【关键词】** 等效深度; 剂量刻度; 剂量验证

随着精确放疗技术的不断进步, 常规调强(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), 容积旋转调强(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) 等各种新技术在各大医院得到广泛的应用, 由于其剂量产生和分布的复杂性, 因此, 调强放疗计划的验证工作也随之展开, 各种计划验证设备也被逐渐的引入到各单位, 常用的临床验证设备有 MapCheck, Matrixx, PTW729 以及 Delta4, ArcCheck 等。目前对于以上各种设备的物理特性的研究以及对剂量分布影响的研究已有诸多报道<sup>[1-3]</sup>, 但是对于其绝对剂量刻度方法的分析却鲜有报道。同时, 我国医用加速器的绝对剂量刻度方法是建立在水中测量的, 对于固体水或其他材料中的剂量测量缺乏一个统一的定义, 因此, 本文尝试建立固体水中的剂量测量方法, 从而为调强剂量验证设备的绝对剂量刻度提供理论和剂量学上的支持。

## 1 材料与方

1.1 材料 在瓦立安公司的 Trilogy 医用加速器 6 MV 光子线下测量, 采用标准源皮距 100 cm。测量设备为 PTW 公司的 Unidos 剂量仪和配套的 PTW 30013 电离室, 水中剂量测量在 30 cm × 30 cm × 30 cm 的水箱中进行。固体水为 PTW 公司, 规格为 40 cm × 40 cm (厚度有 1 cm, 0.5 cm, 0.2 cm, 0.1 cm; 相对水的电子密度为 1.012)。用于剂量刻度的调强计划验证设备为 IBA 公司的二维探测器阵列 Matrixx。

## 1.2 方法

1.2.1 测量条件 采用源皮距 100 cm, 照射野大小分别选择 5 cm × 5 cm, 10 cm × 10 cm, 20 cm × 20 cm; 深度选择等效水深度为 1.5 cm, 5 cm, 10 cm; 机器监测跳数每次为 100 MU, 分别测量三个读数。

1.2.2 刻度条件 采用源皮距 100 cm, 照射野大小为 10 cm × 10 cm, 深度为等效水深度 10 cm, 100 MU, 使用固体水中测量的剂量对 Matrixx 进行绝对剂量刻度。

1.2.3 剂量计算方法和深度等效转化方法 根据国标, 水中的剂量可由公式(1)计算, 其中  $D$  为剂量,  $M$  为剂量仪平均读数,  $K_{T,P}$  为温度气压修正因子,  $F$  为水中测量时所有剂量修正因子的乘积。

$$D = M \times K_{T,P} \times F \quad (1)$$

采用水中剂量计算方法, 我们建立固体水中 6 MV 光子线的剂量近似计算方法。但由于固体水与水的材料不同, 在固体水中测量剂量时, 必须经过等效深度转化。对于 6 MV 光子线, 康普顿效应为主要形式, 因此, 存在如下公式(2)等效深度转化关系<sup>[4]</sup>, 其中  $T$  表示深度,  $\rho_{\text{模}}$  为模体物理密度,  $Z$  为材料原子序数,  $M$  材料原子量。电子密度即单位体积中的电子数, 由公式(3)可计算得到, 其中  $n_e$  为材料电子密度,  $N_A$  为阿伏加德罗常数。结合公式(2)和公式(3)。可以得到等效深度与电子密度之间的关系, 如公式(4)所示,  $\rho_{e\text{模}}$  为模体相对水的电子密度。

$$T_{\text{水}} = T_{\text{模}} \times \rho_{\text{模}} \times (Z/M)_{\text{模}} / (Z/M)_{\text{水}} \quad (2)$$

$$n_e = (\rho \times Z/M) \times N_A \quad (3)$$

$$T_{\text{水}}/T_{\text{模}} = n_{e\text{模}}/n_{e\text{水}} = \rho_{e\text{模}} \quad (4)$$

1.2.4 剂量学比较方法 在经过按照公式(4)进行

作者单位: 1 中山大学肿瘤防治中心, 广东 广州 510060; 2 华南肿瘤学国家重点实验室; 3 中山大学附属第一医院放疗科; 4 肿瘤医学协同创新中心

作者简介: 孙文钊(1982-) 男, 硕士, 物理师, 从事临床放射治疗物理工作。

通讯作者: 孙文钊, E-mail: swz\_hust@163.com

等效深度转化后,采用公式(1)在相同条件下分别计算固体水中和水中的绝对剂量,并进行分析比较。用固体水对 Matrixx 进行绝对剂量刻度后,并与 Matrixx 测量的剂量进行比较分析。

## 2 结果

### 2.1 固体水中和水中测量的绝对剂量结果比较

表 1 不同深度和不同射野大小条件下固体水中和水中测量的绝对剂量结果比较

深度	5 cm × 5 cm			10 cm × 10 cm			20 cm × 20 cm		
	水中	固体水中	误差(%)	水中	固体水中	误差(%)	水中	固体水中	误差(%)
1.5 cm	94.18	94.05	-0.14	100.00	99.62	-0.38	105.12	104.55	-0.54
5 cm	78.82	78.63	-0.24	85.63	85.23	-0.46	91.50	90.81	-0.76
10 cm	58.53	58.46	-0.11	65.92	65.74	-0.27	72.70	72.33	-0.51

注:剂量单位为 cGy。误差是以水中测量的结果为基准。

### 2.2 Matrixx 和固体水中测量绝对剂量的结果比较

现在大多数放疗单位都已购买了固体水,这极大地方便了物理师的剂量测量工作,相对于水中测量的复杂,固体水为调强剂量验证设备快速剂量刻度提供了可能。在采用源皮距 100 cm,照射野大小为 10cm ×

于调强治疗最常用的 6 MV 光子线,在标准源皮距条件下,对于不同射野大小和等效深度,在水中和固体水中分别测量绝对剂量(经输出量修正后),其结果如表 1 所示。

从表 1 中可以看出,水中和固体水中的测量结果的误差均小于 1%,平均误差为 -0.38%。

10 cm,深度为等效水深度 10 cm,加速器出数 100 MU 的条件下用固体水对 Matrixx 进行剂量刻度,标定之后分别测量不同深度和不同射野大小的绝对剂量。其与固体水中的剂量比较如表 2 所示。测量结果的误差均小于 1%,平均误差为 0.39%。

表 2 不同深度和不同射野大小条件下固体水中和 Matrixx 中测量的绝对剂量结果比较

深度	5 cm × 5 cm			10 cm × 10 cm			20 cm × 20 cm		
	Matrixx 中	固体水中	误差(%)	Matrixx 中	固体水中	误差(%)	Matrixx 中	固体水中	误差(%)
1.5 cm	94.71	94.05	0.70	100.05	99.62	0.88	105.00	104.55	0.43
5 cm	78.91	78.63	0.37	85.50	85.23	0.31	91.19	90.81	0.42
10 cm	58.71	58.46	0.43	65.74	65.74	0.00	72.33	72.33	0.00

注:剂量单位为 cGy。误差是以固体水中测量的结果为基准。

## 3 讨论

目前,大多数物理师对于利用水来刻度调强计划验证设备的方法已经有很深入的了解和掌握,各种提高绝对剂量测量精度的研究也有很多,但毕竟水中测量受多种因素的影响,如深度的测量有一定的误差并且水中对调强计划验证设备的绝对剂量刻度相对费时,因此,使用固体水刻度不失为一种简洁易行的好办法。通过表 1 可以看出,这两种方法的测量结果误差均小于 1%,最小的为 -0.11%,最大的为 -0.76%。当然,如果为了提高固体水中测量的精度,还可以对数据做进一步处理,利用水中测量的绝对剂量与固体水中的剂量的比值,取相应的修正因子做一系列修正,从而达到固体水中的精确剂量测量。

本文还利用理论公式推导的方法,尝试建立了模体与水等效深度转化与模体相对水电子密度之间的关系,这为固体水中测量绝对剂量提供了理论基础和

为利用固体水刻度调强剂量验证设备的绝对剂量作了理论铺垫。通过表 1 中的剂量比较结果,也证实了这种方法的可行性。

从固体水中和 Matrixx 中测量的绝对剂量结果比较中可以看出,两者的偏差均小于 1%,并且误差在 10 cm 深处相对最小,1.5 cm 深度处误差最大,这可能由于绝对剂量刻度是在等效水深 10 cm 处刻度的。因此,调强剂量验证设备在多少深度处进行计划验证,绝对剂量的刻度就需要在相应的深度处完成,这也是减少验证测量误差来源的一个必要措施。当使用二维探测器阵列进行实际机架角度计划验证时,对于剂量验证影响因素的分析,大多数集中到加速器本身,如比较多叶准直器的到位精度和走位精度,剂量的同步等因素的分析<sup>[5]</sup>,在表 2 可以看出,固体水中测量的结果和在 10 cm 深度处 Matrixx 刻度之后测量的绝对剂量之间存在一定的较小的差异,这种差异虽然一部分包含了测量误差,但是总的误差不容忽视,

## 周口市 CT 诊断防护现状调查

方新立,朱冬梅

中图分类号: R144 文献标识码: B 文章编号: 1004-714X(2013)06-0721-02

【摘要】 目的 有的放矢的做好 CT 诊断的防护工作。方法 收集、整理、分析 CT 诊断场所、CT 诊断放射工作人员的防护情况。结果 全市 CT 未进行质量控制检测。机房面积合格率、防护检测合格率、受检者防护用品配备率分别为 76.0%、80.6%、74.0%。工作人员个人剂量监测率为 89.8% ,合格率为 96.5% ;职业健康检查率为 80.4% ,合格率为 91.7%。结论 应加强受检者防护 ,全面开展质量控制检测和预评价工作。

【关键词】 CT 诊断; 防护现状; 调查

随着卫生事业的发展 ,CT 机已普及到各级各类医院 ,在日常放射影像检查中扮演着重要角色。我市 1990 年引入第一台 CT ,现已发展到 50 台 ,有 41 家医疗单位开展 CT 诊断。为把 CT 诊断的防护工作做好 ,我们对全市 2012 年度 CT 诊断的防护现状进行了调查。

## 1 调查对象和方法

1.1 调查对象 全市开展 CT 诊断的 41 家医疗单位。

1.2 调查方法 对各医疗单位 CT 放射诊断工作场所的防护情况进行现场调查。记录机房的面积及其通风、指示灯、警示标识和受检者防护用品配备的情况 ,收集机房防护检测、放射工作人员个人剂量监测和职业健康检查的结果 ,并整理和分析。

1.3 结果判定 机房防护检测、个人剂量监测及职业健康检查结果由通过省卫生厅资质认证的周口市疾病

预防控制中心出具 ,合格的判定标准按《职业性外照射个人监测规范》(GBZ 128-2002)<sup>[1]</sup>、《放射工作人员健康标准》(GBZ 98-2002)<sup>[2]</sup>、《X 射线计算机断层摄影放射防护要求》(GBZ 165-2012)<sup>[3]</sup>执行。

## 2 调查结果

2.1 CT 机应用及质控检测情况 全市正在使用的 CT 有 50 台(二手 CT 7 台 ,2012 年新增 CT 5 台) ,各医疗单位均未建立 CT 诊断的质量控制制度 ,未正常开展质量控制检测。开展 CT 诊断的有 41 家医疗单位 ,每年增加 10% ,使用二手 CT 的占 17.1%。由于质量控制检测不能正常进行 ,它们的影像质量很可能得不到保障 ,对使用二手 CT 的基层医疗单位更是如此。

2.2 CT 机防护情况 全市共有 CT 机房 50 间 ,其防护情况见表 1。

作者单位:周口市卫生监督处 ,河南 周口 466099

作者简介:方新立(1966-) ,男 ,河南周口人 ,副主任医师 ,从事放射卫生管理工作。

这也会调强计划的验证造成剂量学的扰动 ,但是其作用大小需作进一步研究。

总而言之 ,本文尝试建立了模体与水等效深度转化与模体相对水电子密度之间的关系 ,方便了模体与水深度的转化。同时也建立并验证了利用固体水对调强计划验证设备的绝对剂量刻度的方法 ,为其临床使用和建立更高质量的质量保证工作提供了可行的办法。

## 参考文献:

[1] 冯丽娜 ,白彦灵 ,云惟康 ,等. MatriXX 电离室矩阵角度修

正因子验证及分析[J]. 中国医学物理学杂志 ,2011 ,28(3):2 597-2 600.

[2] 王学涛 ,陈少文 ,戴振晖 ,等. MatriXX 二维电离室阵列剂量分布的角度响应[J]. 核技术 ,2012 ,35(2):126-130.

[3] 张惠玲 ,李勤 ,全红 ,等. MatriXX 在 IMRT 剂量验证中的应用[J]. 中国医学物理学杂志 ,2011 ,28(2):2 455-2 459.

[4] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京:原子能出版社 ,1999.

[5] 姜瑞瑶 ,熊霏 ,黄国锋 ,等. 影响调强放疗绝对剂量的主要因素及应对措施[J]. 中国医学物理学杂志 ,2008 ,25(5):798-800.

(收稿日期:2013-10-17)