

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2021.11.009

医学放射物理

## 磁共振加速器Unity的输出量测量

田源,李明辉,张可,门阔,戴建荣

国家癌症中心/国家肿瘤临床医学研究中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院放疗科,北京 100021

**【摘要】目的:**建立磁共振加速器Unity绝对剂量校准方法和输出量日检流程,并评价Unity输出量长期稳定性。**方法:**使用防水型指型电离室(PTW 30013)和特制的靴型水箱(Boot Phantom)进行绝对剂量校准,利用电子射野影像装置(EPID)图像确保模体摆位的准确性,选择适当的磁场修正因子修正磁场条件下电离室的响应。为节省时间,建立EPID图像特定像素点的累积灰度值与输出量的校准曲线,实现输出量日检。分析国家癌症中心/国家肿瘤临床医学研究中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院放疗科新装的Unity从2019年10月22日至2020年5月9日的输出量日检结果,评估其输出量长期稳定性。**结果:**标准测量条件(SAD=143.5 cm,射野大小为10 cm×10 cm,机架角0°)下,水下10 cm处100 MU绝对剂量校准为0.87 Gy。在输出量变化±5%范围内,EPID像素点的累积灰度值与输出量高度线性相关( $R^2=0.9999$ )。在116次Unity输出量日检中,输出量偏移基准值大于1%的仅有2次,并被标准测量方法证实。基于EPID的输出量日检方法相比标准输出量测量方法更方便快捷。**结论:**与常规加速器相比,Unity的绝对剂量校准更为复杂,需谨慎选择测量工具、摆位方式、测量条件和修正因子。初步结果显示,Unity具有较好的输出量长期稳定性;但真实临床工作负荷条件下,输出量长期稳定性还有待进一步观察。

**【关键词】**磁共振加速器;Unity;输出量;电子射野影像装置;日检;长期稳定性

**【中图分类号】**R318;R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)11-1365-06

## Output measurement of Unity MR-linac

TIAN Yuan, LI Minghui, ZHANG Ke, MEN Kuo, DAI Jianrong

National Cancer Center/National Clinical Research Center for Cancer/Department of Radiation Oncology, Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100021, China

**Abstract: Objective** To establish an absolute dose calibration method and determine daily output check process for Unity MR-linac (Unity), and to evaluate the output long-term stability of Unity. **Methods** A water-proof Farmer-type ion chamber (PTW 30013) and a specific water tank (boot phantom) were used for absolute dose calibration. The positioning accuracy of the phantom was ensured using electronic portal imaging device (EPID) images. An appropriate magnetic field correction factor was selected to correct the response of the ion chamber in magnetic field. In order to save time, a calibration curve of the accumulated pixel value and output for the specific pixels in EPID image was established for daily output check. The daily output of the Unity newly installed in Department of Radiation Oncology, National Cancer Center/National Clinical Research Center for Cancer/Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College from October 22, 2019 to May 9, 2020 was analyzed for evaluating its output long-term stability. **Results** Under the standard measurement conditions (SAD=143.5 cm, field size=10 cm×10 cm, Gantry=0°), the absolute dose of 100 MU was calibrated to 0.87 Gy at 10 cm depth underwater. Within the routine range of daily output changes (±5%), the accumulated pixel value of the EPID pixel had highly linear correction with the output ( $R^2=0.9999$ ). The output deviation from the reference value greater than 1% was only found in 2 daily output checks out of 116 daily output checks, and the results were confirmed by the standard method. The daily output check based on EPID was proved to be more convenient and faster than the standard method. **Conclusion** Compared with conventional accelerators, the absolute dose calibration of Unity is more complicated. It is necessary to choose the measurement tools, positioning methods, measurement conditions and correction factors carefully. Preliminary results show that Unity has a good output long-term stability, but it is needed to be further studied under real clinical workloads.

**Keywords:** MR-linac; Unity; output; electronic portal imaging device; daily check; long-term stability

**【收稿日期】**2021-05-03

**【作者简介】**田源,博士,副研究员,研究方向:放射物理,E-mail: tianyuan1981@hotmail.com

**【通信作者】**戴建荣,博士,研究员,研究方向:放射物理,E-mail: dai\_jianrong@163.com

前言

Unity是由瑞典医科达公司研发的全球首台高场强磁共振放疗系统。与常规加速器不同,Unity将7 MV直线加速器与1.5 T高场强磁共振成像扫描仪集成在一个系统平台上,能在放疗过程中提供高分辨率的磁共振图像,具有软组织对比度高和成像无额外辐射等优点。Unity既可以用于当次治疗计划的自适应修正,也可以用于当次治疗过程中肿瘤运动的实时监控和追踪,还有望提供功能性图像用于治疗反应的评估<sup>[1-3]</sup>。

然而由于高场强磁场的存在,Unity的束流性能与常规加速器相比有了明显的变化。尽管光子束不受磁场的影响,但光子束与介质发生相互作用产生的次级电子会在磁场的影响下发生运动方向的偏转,这种现象称为电子回旋效应。电子回旋效应会改变电离室的响应特性<sup>[4]</sup>。目前已有很多研究通过实际测量<sup>[5-8]</sup>或蒙特卡罗模拟<sup>[4,9-10]</sup>的方法发现在不同磁场强度和方向条件下各种型号电离室的响应特性有很大差别<sup>[11]</sup>。

国家癌症中心/国家肿瘤临床医学研究中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院放疗科于2019年安装了国内首批磁共振加速器Unity。在调试验收和临床使用过程中,建立了一套有别于常规加速器的绝对剂量校准方法和输出量日检流程。本研究就此进行详细介绍,并报道从2019年10月22日至2020年5月9日的输出量日检结果,从而评价

Unity 剂量性能的长期稳定性。

1 材料和方法

1.1 绝对剂量校准

1.1.1 测量工具 Hackett等<sup>[12]</sup>和O'Brien等<sup>[13]</sup>均发现,电离室与固体水适配孔间的微小空气间隙会对电离室测量结果产生显著影响,即使0.2 mm的非对称空气间隙也会给电离室测量结果带来约1.6%的误差。此外,由于Unity没有光野,无法像常规加速器那样通过光距尺确定水面高度,进而确定测量深度,因而本研究在绝对剂量校准时,使用特制的半封闭式靴型水箱(Boot Phantom)和防水型指型电离室PTW 30013(PTW-Freiburg, Freiburg, 德国),如图1所示。水箱由1.5 cm的PMMA(等效1.8 cm水)有机玻璃制成,分为前部的测量部分和后部的靴口部分。测量部分的外尺寸(长、宽、高)分别为17.1、19.2和19.4 cm,靴口部分的外尺寸(长、宽、高)分别为12.8、19.2和22.2 cm。靴口部分的高度大于测量部分,能保证测量部份注满水后不会从模体靴口处溢出,且测量部份和靴口部分的分界处设计有特殊的固定卡口结构。静电计采用PTW Unidos Webline。测量时,靴型水箱内充满水,防水型指型电离室PTW 30013通过特制的适配器固定在靴型水箱的卡口上,即可保证电离室有效测量点位于水下10 cm,又能避免使用固体水测量时电离室与固体水适配孔间空气间隙对测量结果准确性的影响。

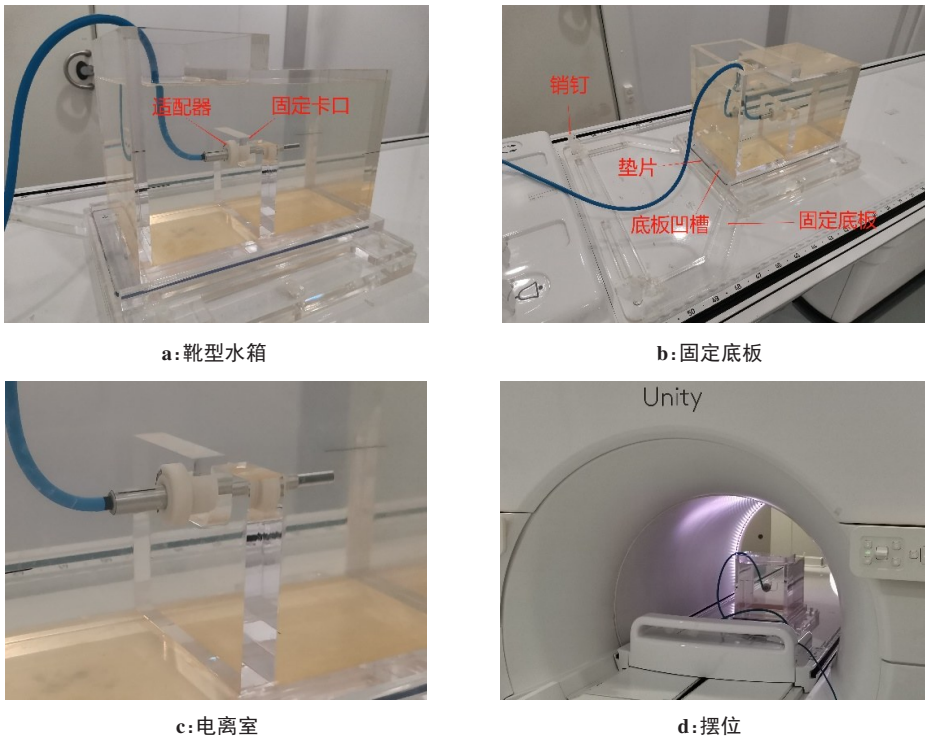
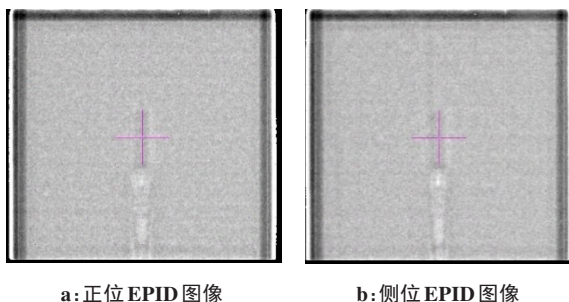


图1 Unity绝对剂量校准所用的靴型水箱、固定底板、电离室及其摆位

Fig.1 Boot phantom, platform and ion chamber used for the absolute dose calibration for Unity and the phantom positioning

**1.1.2 模体摆位** 有研究表明对于各种指型电离室,当电离室长轴平行于磁场方向时,由磁场带来的电离室响应修正因子为0.982~1.005;当电离室长轴垂直于磁场方向时,由磁场带来的电离室响应修正因子为0.953~0.976<sup>[5-10]</sup>。为减小磁场对电离室响应的影响,同时也为电缆连接方便,本研究在Unity绝对剂量校准时将电离室长轴沿磁场方向(进出床方向)摆放。

Unity类似于Tomotherapy,治疗头固定在滑环机架上绕等中心旋转,治疗孔径为70 cm,没有外置和内置激光灯,无法通过视觉观察来判断电离室的摆位准确性。此外Unity的治疗床在治疗范围内只能做进出运动而无法做左右和升降运动,模体的摆位误差难以像常规加速器那样通过治疗床的移动来修正,这些都给测量时模体的精确摆位带来了挑战。为克服上述困难,提高靴型水箱摆位的精度和效率,本研究使用特制的固定底板固定靴型水箱。固定底板通过销钉刚性的固定在治疗床尾,靴型水箱放置在固定底板的凹槽内,此时电离室大体位于左右方向居中位置,左右方向仅有1 mm左右的冗余空间以便根据不同型号的指型电离室(如FC-65G或FC-65P)调整。通过进床将电离室大致放于等中心位置,使用电子射野影像装置(Electronic Portal Imaging Device, EPID)拍摄电离室的正侧位图像,判断电离室灵敏体积几何中心是否位于等中心(图2)。如在正位EPID图像上发现存在左右误差,则可通过调整靴型水箱在固定底板中的左右位置来修正;如在正位EPID图像上发现存在头脚误差,则可通过进出床予以修正;如在侧位EPID图像上发现存在前后误差,则可在固定底板凹槽内增加响应厚度的垫片予以修正。通过不断的调整和正侧位EPID位置验证,保证电离室灵敏体积几何中心位于等中心处。



a: 正位 EPID 图像

b: 侧位 EPID 图像

图2 正侧位 EPID 图像

Fig.2 Anterior and lateral EPID images

**1.1.3 修正因子** 根据IAEA TRS 398报告,品质因子为 $Q$ 的兆伏级光子在水中的吸收剂量为:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (1)$$

其中, $M_Q$ 是经复合效应、极化效应和温度气压修正后电离室的读数; $N_{D,w,Q_0}$ 为电离室对品质因子为 $Q$ 的光子束在水中吸收剂量的校准因子; $k_{Q,Q_0}$ 是光子束射线质修正因子。在强磁场条件下,电荷受洛伦兹力作用,运动轨迹会发生偏转,因而电离室所收集的电荷与水中沉积的剂量之间的关系受磁场强度和方向的影响。这种由磁场造成的影响可以在式(1)中引入磁场修正因子 $k_B$ 来修正,即:

$$D_{w,Q,B} = M_{Q,B} \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_B \quad (2)$$

对本研究使用的PTW 30013(SN:010825)电离室,其 $N_{D,w,Q_0} = 5.373 \times 10^7$ 。按照AAPM TG-51号报告,该电离室的极化修正因子和复合修正因子分别为 $k_{pol} = 0.9995$ 和 $k_s = 1.0051$ ,均与de Prez等<sup>[6]</sup>报道的结果( $k_{pol} = 1.0000$ 和 $k_s = 1.0053$ )高度符合。射线质修正因子 $k_{Q,Q_0}$ 按照IAEA TRS 398报告推荐的方法确定,对于本单位的Unity,束流的组织模体比 $TPR_{20/10} = 0.700$ ,相应的 $k_{Q,Q_0} = 0.988$ 。早期研究中的同一型号电离室的 $k_B$ 存在较大差异。以PTW 30013为例, $k_B$ 的变化范围从0.982到0.997<sup>[5-10]</sup>,且最新的研究表明,即使使用相同的实验方法,12支不同序列号的PTW 30013电离室 $k_B$ 也存在差异,但其标准差较小,分别为0.13%(电离室平行磁场方向)和0.19%(电离室垂直磁场方向)<sup>[11]</sup>,因而对于同一型号的电离室(如PTW 30013)可以使用所研究的12支不同序列号的PTW 30013电离室的磁场修正因子 $k_B$ 的平均值(0.990)作为推荐值,用于绝对量的校准。

**1.1.4 测量条件** Unity绝对剂量校准时的标准测量条件为:电离室位于等中心,机架角 $=0^\circ$ ,源轴距(Source Axis Distance, SAD)=143.5 cm,测量深度为10 cm,射野大小为 $(10 \times 10) \text{ cm}^2$ ,机架角为 $0^\circ$ ,剂量率约为425 MU/min,每次照射100 MU,连续照射3次,读数取平均值。

## 1.2 基于EPID的输出量日检

如前所述,使用电离室和水模体进行磁共振加速器输出量的测量需要先做好搬运模体、连接电缆、预热设备等准备工作。精确摆位又必须依赖于不断地调整模体并进行EPID位置验证,耗时费力。电离室在磁场环境中的测量面临诸多扰动,使得该测量方法容易出错。早期研究发现,常规加速器的EPID具有良好的剂量响应特性和稳定性<sup>[14]</sup>,并逐步应用于常规加速器的输出量的质控<sup>[15]</sup>,甚至疗前<sup>[16-17]</sup>和疗中<sup>[18-19]</sup>的患者剂量验证。近期研究表明,在磁场条件下EPID的性能(如剂量率依赖性、剂量线性和稳定



性)均与无磁场条件下常规加速器的EPID类似<sup>[20-21]</sup>。因而在Unity加速器输出量日检时,本研究使用基于EPID的测量方法,以期检出输出量在日常误差范围内与基准值的偏差。

**1.2.1 建立EPID图像特定像素点的累积灰度值与输出量的校准曲线** 首先按照使用电离室和靴型水箱进行绝对剂量校准时的方法,将电离室固定在靴型水箱中,使用EPID精确地将电离室有效探测点置于等中心位置。为避免液氮液面高度变化对输出量的影响,调用机架角为90°,8 cm×8 cm的标准测试野,分别出束95、97、100、103和105 MU,获取电离室测量的输出量结果*D*。每个MU测量3次,获取相应MU对应的输出量平均值。然后将模体移出最大射野范围,重新调用标准测试野,分别出束95、97、100、103和105 MU,获取EPID图像。本研究选用的特定像素点坐标为(510, 651),读取特定像素点的灰度值和校准系数,并计算灰度值和校准系数的比值获取该像素点的累积灰度值(Accumulated Pixel Value, APV)。每个MU测量3次,获取相应MU对应的APV平均值。最后使用线性回归建立EPID图像特定像素点(510, 651)的APV与输出量的校准曲线。

**1.2.2 输出量日检** 在后续每日的输出量测量中,只需调用标准测试野并采集EPID图像,读取EPID图像上特点像素点(510, 651)的灰度值和校准系数,即可根据校准曲线得到当日的输出量结果。

**1.3 Unity每日输出量的稳定性**

本单位从2019年10月22日至2020年5月9日持续按照上述基于EPID的方法测量Unity每日的输出量,历时近7个月,共测量每日输出量116次。通过分析每日输出量测量结果与计划系统中基准值的误差来评估Unity每日输出量的稳定性。

2 结果

2.1 绝对剂量校准

对于临床常用的常规加速器6 MV及6 MV FFF光子,其最大输出剂量率分别为600和1 400 MU/min。通常将100 MU在最大剂量深度处的绝对剂量标定为1 Gy,其在等中心处的吸收剂量率能达到近4.050 Gy/min和9.450 Gy/min。与常规加速器最大输出剂量率可以调节不同,无论校准点在什么深度,Unity的最大输出剂量率(~425 MU/min)是恒定的。如果按照常规加速器绝对剂量的标定方法,将100 MU在最大剂量深度处的绝对剂量标定为1 Gy,此时等中心处的实际吸收剂量率仅为2.954 Gy/min。与临床常用的常规加速器6 MV及6 MV FFF光子相比,该等中心处最大吸收剂量率要低很多。考虑到Unity适合于深部肿瘤的大分割治疗,提高等中心处的最大吸收剂量率有助于减少所需的MU和出束时间,提高治疗效率,因而本研究将加速器的Gun Duty Cycle提高到78%,增大栅控开关的开启占空比,增加每个MU的粒子数。此时100 MU在10 cm深度处(即等中心处)的吸收剂量为0.870 Gy,吸收剂量率约为3.698 Gy/min,相应的100 MU在最大剂量点深度处的吸收剂量约为1.251 Gy。相比于将100 MU在最大剂量深度处的绝对剂量标定为1 Gy的方法,在给予等中心点相同处方剂量的条件下,所需MU和出束时间可缩短近25%。因而本研究在SAD=143.5 cm,射野大小为(10×10) cm<sup>2</sup>,机架角为0°的标准测量条件下,将100 MU在深度10 cm处(即等中心处)的吸收剂量标定为0.870 Gy。在计划系统中,也以此值进行剂量标定。本单位Unity的绝对剂量校准结果如表1所示。

表1 Unity绝对剂量校准结果  
Tab.1 Results of absolute dose calibration for Unity

电离室/静电计	$N_{D,w,Q_0}$	$k_{pol}$	$k_s$	$k_{Q,Q_0}$	$k_B$	$T/^\circ\text{C}$	$P/\text{kPa}$	等中心剂量/Gy
PTW30013/PTW Unidos	$5.373\times10^7$	0.999 5	1.005 1	0.988	0.990	12.4	1 010	0.870

*T*、*P*分别为测量时的温度和气压,用于电离室的温度和气压修正

2.2 输出量日检

EPID图像特定像素点(510, 651)的APV与输出量的校准曲线如图3a所示。图中各点分别对应95、97、100、103和105 MU的输出量。在此输出量变化范围(±5%)内,像素点的APV与输出量呈非常强的线性相关,*R*<sup>2</sup>等于0.999 9,证明此方法可用于磁共振加速器日输出量的检测,具有方便快捷、准确敏感

特点。本研究从2019年10月22日开始使用此方法检测Unity的输出量,并计算其与基准值的偏移,所得结果如图3b所示。从图中可以看出,Unity每日输出量长期稳定性良好,偏移基准值的幅度基本都在±1%以内。其中2019年12月25日至2019年12月28日,使用EPID进行输出量日检连续发现日输出量偏移基准值超过1%。2019年12月28日使用标准测

量方法,利用 Boot Phantom 和电离室对输出量进行了测量,结果证实输出量超过 1%。经输出量校准并重

新建 EPID 特定像素点(510, 651)的 APV 与输出量的校准曲线后近 5 个月的输出量偏移均在±1% 以内。

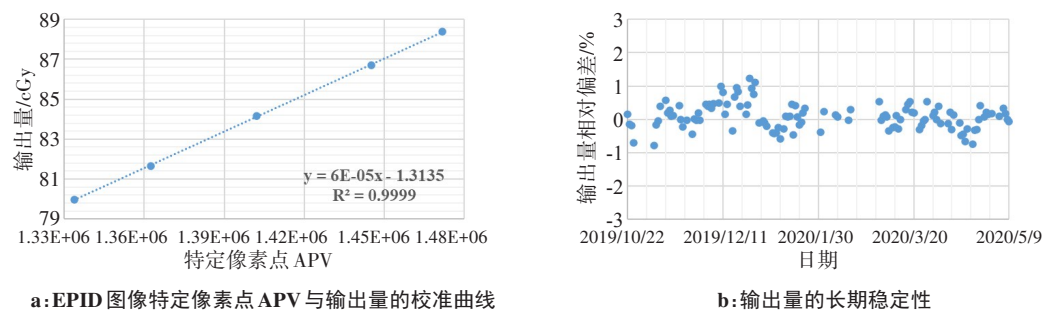


图 3 EPID 图像特定像素点 APV 与输出量的校准曲线和输出量的长期稳定性

Fig.3 Calibration curve of accumulated pixel value and output for the specific pixels in EPID image and the output long-term stability

3 讨论

本研究报道了 Unity 绝对剂量校准的方法和基于 EPID 的输出量日检的方法,并分析 Unity 近 7 个月的输出量日检数据,证实其具有较高的稳定性。

在使用电离室和靴型水箱进行输出量测量时,有研究使用机架角为 90°的射野以避免液面高度变化对输出量测量结果的影响<sup>[22]</sup>。考虑到 Unity 的磁体采用了零液氮挥发技术,液氮损失非常小。从开始液氮液面监测至 2020 年 5 月 9 日的近 7 个月时间内,本单位 Unity 的液氮液面的变化不超过 0.1%。与常规加速器输出量测量方法保持一致,本研究仍使用 0°标准测试野,并每日监测液氮液面的高度。

本研究所使用的基于 EPID 的输出量测量方法克服了传统输出量测量方法在磁共振加速器中应用的困难,简化了测量步骤,测量时只需在 Service 模式下调用预制好的标准测试野并保证床面退出射野照射范围,即可出束采集 EPID 图像。通过读取 EPID 图像上特定像素点的灰度值和校准系数,即可根据校准曲线得到当日的输出量结果。整个测量过程仅需 2~3 min,非常方便。从实际使用经验来看,该方法能检出输出量超过 1% 的异常变化,并提醒使用标准测量方法予以确认并校准输出量的偏移。因而该方法非常适合用于磁共振加速器输出量的日检。然而该方法还受 EPID 响应特性的影响,因而本单位仅将其作为输出量的日检方法。对于输出量的月检和年检,仍使用电离室和靴型水箱进行测量,并规定月检时重新建立 EPID 特定像素点的 APV 与输出量的校准曲线。

加速器性能的稳定性与工作负荷有关。工作负荷越大,性能的稳定性也就越差。本单位的 Unity 在安装调试完成后投入临床试验,日均治疗患者 4 人。临床试验结束后,除少量质控检测、物理测试和科研

工作外,设备基本处于待机状态,工作负荷较小。因而本研究所报道的输出量稳定性结果可能会优于真实临床工作负荷条件下的结果。两者的差别情况有待该设备正式投入临床使用后确定。

4 结论

与常规加速器相比,Unity 的绝对剂量校准更为复杂,需谨慎选择测量工具、摆位方式、测量条件和修正因子。基于 EPID 的 Unity 输出量测量方法能满足日检要求,方便快捷。初步结果显示,Unity 的输出量具有较好的输出量长期稳定性。真实临床工作负荷条件下,Unity 的输出量长期稳定性还有待进一步观察。

【参考文献】

[1] RAAYMAKERS B W, JURGENLIEMK-SCHULZ I M, BOL G H, et al. First patients treated with a 1.5 T MRI-linac: clinical proof of concept of a high-precision, high-field MRI guided radiotherapy treatment[J]. Phys Med Biol, 2017, 62(23): L41-L50.

[2] WINKEL D, BOL G H, KROON P S, et al. Adaptive radiotherapy: the Elekta Unity MR-linac concept[J]. Clin Transl Radiat Oncol, 2019, 18: 54-59.

[3] LAGENDIJK J J, RAAYMAKERS B W, RAAIJMAKERS A J, et al. MRI/linac integration[J]. Radiother Oncol, 2008, 86(1): 25-29.

[4] O'BRIEN D J, ROBERTS D A, IBBOTT G S, et al. Reference dosimetry in magnetic fields: formalism and ionization chamber correction factors[J]. Med Phys, 2016, 43(8): 4915.

[5] MEIJSING I, RAAYMAKERS B W, RAAIJMAKERS A J, et al. Dosimetry for the MRI accelerator: the impact of a magnetic field on the response of a Farmer NE2571 ionization chamber[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(10): 2993-3002.

[6] DE PREZ L, WOODINGS S, DE POOTER J, et al. Direct measurement of ion chamber correction factors,  $k_Q$  and  $k_B$ , in a 7 MV MRI-linac[J]. Phys Med Biol, 2019, 64(10): 105025.

[7] SPINDELDREIER C K, SCHRENK O, BAKENECKER A, et al. Radiation dosimetry in magnetic fields with Farmer-type ionization chambers: determination of magnetic field correction factors for different magnetic field strengths and field orientations[J]. Phys Med Biol, 2017, 62(16): 6708-6728.

[8] VAN ASSELEN B, WOODINGS S J, HACKETT S L, et al. A formalism for reference dosimetry in photon beams in the presence of a magnetic field[J]. Phys Med Biol, 2018, 63(12): 125008.

- [9] POJTINGER S, DOHM O S, KAPSCH R P, et al. Ionization chamber correction factors for MR-linacs[J]. Phys Med Biol, 2018, 63(11): 11NT03.
- [10] MALKOV V N, ROGERS D W. Monte Carlo study of ionization chamber magnetic field correction factors as a function of angle and beam quality[J]. Med Phys, 2018, 45(2): 908-925.
- [11] WOODINGS S J, VAN ASSELEN B, VAN SOEST T L, et al. Technical Note: consistency of PTW30013 and FC65-G ion chamber magnetic field correction factors[J]. Med Phys, 2019, 46(8): 3739-3745.
- [12] HACKETT S L, VAN ASSELEN B, WOLTHAUS J W, et al. Consequences of air around an ionization chamber: are existing solid phantoms suitable for reference dosimetry on an MR-linac?[J]. Med Phys, 2016, 43(7): 3961.
- [13] O'BRIEN D J, SAWAKUCHI G O. Monte Carlo study of the chamber-phantom air gap effect in a magnetic field[J]. Med Phys, 2017, 44(7): 3830-3838.
- [14] WINKLER P, HEFNER A, GEORG D. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID[J]. Med Phys, 2005, 32(10): 3095-3105.
- [15] SUN B, GODDU S M, YADDANAPUDI S, et al. Daily QA of linear accelerators using only EPID and OBI[J]. Med Phys, 2015, 42(10): 5584-5594.
- [16] ALHARTHI T, ARUMUGAM S, VIAL P, et al. EPID sensitivity to delivery errors for pre-treatment verification of lung SBRT VMAT plans[J]. Phys Med, 2019, 59: 37-46.
- [17] GUSTAFSSON H, VIAL P, KUNCIC Z, et al. Direct dose to water dosimetry for pretreatment IMRT verification using a modified EPID[J]. Med Phys, 2011, 38(11): 6257-6264.
- [18] MCCOWAN P M, VAN UYTVEN E, VAN BEEK T, et al. An *in vivo* dose verification method for SBRT-VMAT delivery using the EPID[J]. Med Phys, 2015, 42(12): 6955-6963.
- [19] NAJEM M A, TEDDER M, KING D, et al. *In-vivo* EPID dosimetry for IMRT and VMAT based on through-air predicted portal dose algorithm[J]. Phys Med, 2018, 52: 143-153.
- [20] TORRES-XIRAU I, OLACIREGUI-RUIZ I, BALDVINSSON G, et al. Characterization of the a-Si EPID in the unity MR-linac for dosimetric applications[J]. Phys Med Biol, 2018, 63(2): 025006.
- [21] RATHEE S, FALLONE B G, STECIW S. Technical Note: EPID's response to 6 MV photons in a strong, parallel magnetic field[J]. Med Phys, 2019, 46(1): 340-344.
- [22] TORRES-XIRAU I, OLACIREGUI-RUIZ I, BALDVINSSON G, et al. Characterization of the a-Si EPID in the unity MR-linac for dosimetric applications[J]. Phys Med Biol, 2018, 63(2): 025006.

(编辑:谭斯允)