

基于标定和计算的电子射野影像系统剂量重建

睦建锋^{1,2,3}, 孙佳伟^{1,2,3}, 谢凯^{1,2,3}, 高留刚^{1,2,3}, 林涛^{1,2,3}, 倪昕晔^{1,2,3}

1. 南京医科大学附属常州第二人民医院放疗科, 江苏 常州 213161; 2. 南京医科大学医学物理研究中心, 江苏 常州 213161; 3. 江苏省医学物理工程研究中心, 江苏 常州 213161

【摘要】提出了一种基于标定和计算的电子射野影像系统(EPID)剂量重建算法。首先,对连续采集模式的EPID原始数据进行暗场校正和增益校正,然后通过亮场灰度特征确定射野边界。其次,对EPID数据进行MU标定、离轴标定和射野大小标定,并根据标定后的叠加通量和加速器机头蒙特卡罗模型进行剂量重建。最后,选取9例IMRT计划,分别使用EPID和MapCheck对计划进行验证测量,并在不同 γ 标准下比较两种验证工具的通过率。针对选取的1例计划病例,两种标准下使用MapCheck对多个病例验证的通过率分别为99.02% \pm 1.28%、90.84% \pm 4.49%;使用EPID重建模型的平均通过率分别为98.86% \pm 1.19%、91.39% \pm 4.80%。本文提出的标定和剂量计算相结合的EPID重建算法,与主流剂量验证软件MapCheck相比,对IMRT计划的验证通过率没有统计学差异($P>0.05$),符合剂量验证的临床要求。

【关键词】剂量标定;剂量计算;电子射野影像系统;重建;验证

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)01-0054-06

Dose reconstruction of electronic portal imaging device based on calibration and calculation

SUI Jianfeng^{1,2,3}, SUN Jiawei^{1,2,3}, XIE Kai^{1,2,3}, GAO Liugang^{1,2,3}, LIN Tao^{1,2,3}, NI Xinye^{1,2,3}

1. Department of Radiotherapy, the Affiliated Changzhou No.2 People's Hospital of Nanjing Medical University, Changzhou 213161, China; 2. Center of Medical Physics, Nanjing Medical University, Changzhou 213161, China; 3. Jiangsu Province Engineering Research Center of Medical Physics, Changzhou 213161, China

Abstract: A dose reconstruction algorithm for electronic portal imaging device (EPID) based on calibration and calculation is developed. The raw data of EPID in continuous acquisition mode are corrected for dark field and gain, and the gray level features of bright field are used to determine the field boundary. Subsequently, MU calibration, off-axis calibration and field size calibration are performed on the EPID data, and dose reconstruction is carried out based on the calibrated superimposed flux and the Monte Carlo model of the linac head. Nine cases of IMRT plans are selected for verification and measurement using EPID and MapCheck separately, and the passing rates between the two tools are compared under different gamma criteria (3%/3 mm and 2%/2 mm). For a planned case, the average passing rates of multiple cases verified by MapCheck under the two criteria were 99.02% \pm 1.28% and 90.84% \pm 4.49%, and the average passing rates of the EPID reconstruction models were 98.86% \pm 1.19% and 91.39% \pm 4.80%. Compared with MapCheck, the EPID reconstruction algorithm based on calibration and calculation has no significant difference in the passing rate of IMRT plan verification ($P>0.05$), which meets the clinical requirements of dose verification.

Keywords: dose calibration; dose calculation; electronic portal imaging device; reconstruction; verification

【收稿日期】2023-08-20

【基金项目】国家自然科学基金(62371243);江苏省重点研发计划社会发展项目(BE2022720);江苏省自然科学基金(BK20231190);江苏省卫健委面上项目(M2020006);常州市社会发展项目(CE20235063);常州市科技计划(CJ20220136, CJ20210128);江苏省医学重点学科建设单位(SDW202237)

【作者简介】睦建锋, 硕士研究生, 放疗物理师, E-mail: shuzicaiji@163.com

【通信作者】倪昕晔, 博士, 研究员, E-mail: nxy@njmu.edu.cn

前言

调强放射治疗(Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT)和容积调强放射治疗(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)与三维适形放疗和普通放疗相比^[1],剂量的吸收更集中在肿瘤区域,有较高的剂量梯度,能保护靶区周围的危及器官,减少放疗副作用。同时,IMRT和VMAT对放疗的精确性和安全性提出更高的要求,在放疗前应使用剂量验证工具对临床治疗计划系统(TPS)生成的计划进行验

证,以确保TPS的计划和加速器的实际照射吻合^[2-3]。临床常见的二维剂量验证工具包括PTW、MatriXX、MapCheck等^[4-7],此类设备并非加速器自带,使用时需要物理师额外摆位,费时费力,并且分辨率低,存在误差,已无法满足现代临床对快速、精确剂量验证的需求。相反,电子射野影像系统(Electronic Portal Imaging Device, EPID)属于加速器标准配件,有较好的剂量响应,操作便捷^[8-9],但由于测量的影像需经过二次转换,不完全等同于吸收剂量,因此需要剂量重建。EPID剂量测定已在IMRT验证中使用较长时间^[10-13]。对于患者剂量重建,通常使用EPID测量加速器执行的实际通量,结合患者的CT数据,可生成患者体内的剂量分布。van Zijtveld等^[14]将TPS计算的剂量用于重建剂量的输入,并对在不同部位的17例IMRT治疗计划进行临床评估,在2%/2 mm标准下 γ 通过率大于95%。然而,使用相同的TPS剂量算法用于剂量重建计算和患者治疗计划计算,TPS剂量算法中的潜在不准确无法验证。van Elmpt等^[15]将开发的基于EPID的蒙特卡罗剂量重建引擎用于9例三维适形放疗的肺癌患者和5例7野IMRT治疗的头颈癌患者进行剂量验证,结果表明重建剂量与TPS计算结果差异基本在3%以内。商业可用的剂量测定检查系统(Math Resolutions, Columbia, MD, US)采用类似的方法,将剂量输入独立的笔形射束型剂量计算算法进行比较^[16-17],结果表明在aSi1000EPID上重建的剂量与PTW、MatriXX的差异可忽略不计。Zhu等^[18]研究了一种GPU加速的卷积剂量算法技术,使用EPID图像重建人体模型或CT模拟数据集中的剂量,通过验证头颈部、肺部和盆部的IMRT计划,结果显示TPS计算的剂量分布与EPID重建的剂量非常一致,在3%/3 mm标准下 γ 通过率均高于94%。

通常,剂量重建有基于像素-剂量标定的方法^[19-20]和基于剂量计算的方法^[21-23],这两种方法各有优劣:剂量标定的方法比较准确,但需要大量和长时间的实验测试;剂量计算的重建方法虽然可以减少长时间的测试,但是依赖于剂量算法卷积核函数的精确性和复杂度。综合两种方法的优势,将剂量标定和剂量计算相结合,进行基于EPID数据的剂量重建。借鉴灰度-剂量标定的方法将EPID采集的影像通过简单的标定步骤转换为输入的通量数据,然后通过加速器机头蒙特卡罗模型,将通量转化成剂量,既能减少测试工作量,又能借助蒙特卡罗算法避免卷积核函数拟合的复杂度。基于BEAMnrc/DOSXYZnrc的传统CPU蒙特卡罗算法需要数个小时才能完成1例病人的剂量计算,而本文使用的基于GPU的快速蒙特卡罗算法剂量计算方法,采用单块

3090显卡,1个病例剂量计算时间大约为2 min,等中心不确定度 $\leq 2\%$,计算时间大大缩短,可满足临床使用需求。本研究通过对放疗科室EPID数据的采集和标定,使用DVS-PlanQA软件(雷泰医疗),重建EPID剂量,然后与TPS计算的剂量做 γ 分析,同时对比MapCheck测量结果的 γ 通过率,验证该剂量重建方法的准确性。

1 材料与方法

1.1 采集设备和软件设置

图像采集使用TiGRT IVS EPID,探测器主要部件为非晶硅(a-Si),最大分辨率为2 816×2 816,最小单元尺寸为154 μm ,物理探测范围为43 cm×43 cm。EPID采用连续模式采集影像,相应的触发参数为:高电平持续时间H=66 ms,低电平持续时间L=34 ms,即每一帧图像采集时间为100 ms。

剂量实测工具使用美国Sun Nuclear公司设计生产的二维放疗照射野剂量质量保证(Quality Assurance, QA)验证系统MapCheck,型号1175。MapCheck面板在22 cm×22 cm有效测量范围内非均匀地分布着445个N型二极管探测器,其中心间隔为7~14 mm。每个探测器有效监测范围是0.8 cm×0.8 cm。

1.2 EPID影像-通量转化模型

本研究基于EPID影像剂量重建过程如图1所示。首先,EPID具有成像快和实时剂量监测等优点,但由于其记录背景噪声,且存在探测器各点响应差异,为保证图像均匀性,提高图像清晰度,本研究参考Liebich等^[19]论文中的算法进行暗场校正和增益校正:

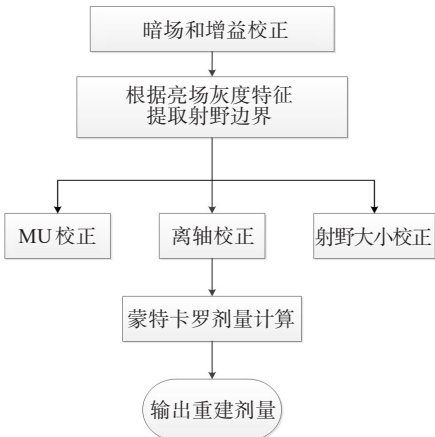


图1 基于EPID影像的剂量重建的流程
Figure 1 Flowchart of dose reconstruction based on EPID images

$$I_{\text{correction}}(m,n) = \frac{(I_{\text{noiseremove}}(m,n) - DF(m,n))}{(FF(m,n) - DF(m,n))}(1)$$

其中, $I_{noiseremove}$ 为单张图像经过去噪后的原始图像, 此方案选取维纳滤波的方法进行去噪; $I_{correction}$ 为经过暗场和增益校正后的图像。 (m, n) 表示电子射野图像中第 m 行、第 n 列的像素点灰度值。 DF 即暗场 (Dark Field) 灰度分布, 为 EPID 采集的本底图像; FF 为泛野 (Flood Field) 灰度分布, 为 EPID 在光栅、钨门全部打开时出束采集的图像。实际操作中暗场图像和泛野图像可以采集多张 EPID 影像取灰度平均值以减小误差。

图像校正后, 由于伪影和散射对采集数据的影响^[24-25], 需进一步确定每一帧图像的亮场灰度特征值, 以提取射野区域的大小和边界范围。本研究提取校正后的灰度直方图, 固定选取第 1 000 个灰度值作为亮场的特征灰度值。

根据射野参数对图像进行标定。射野参数影响因素主要有机器跳数 (MU)、射野离轴距离和射野大小^[19-20]。将校正后的第 i 张图像 $I_{correction}$ 作为第 i 个原始通量, 记为 ψ_i , 所有 EPID 通量叠加后的目标通量记为 ψ_{FM} , 可以用式 (2) 描述他们的关系:

$$\psi_{FM} = \sum F_{MU} F_{distance} F_{size} \psi_i \quad (2)$$

其中, MU、离轴和射野大小标定因子分别用 F_{MU} 、 $F_{distance}$ 和 F_{size} 表示。

随后, 基于雷泰 DVS-PlanQA 软件系统, 将标定后的图像叠加作为通量图 (Fluence Map), 导入计划系统, 使用已建立的加速器机头蒙特卡罗模型, 重建出水下 2 cm 的剂量分布 (重建深度和 MapCheck 有效探测位置保持一致)。蒙特卡罗剂量计算模型如图 2 所示^[26-27]。加速器机头蒙特卡罗模型独立于病人, 可根据机器结构预先建模; 钨门 (Jaw) 和光栅 (Multileaf Collimator, MLC) 位置对射线通量的贡献用采集的 EPID 影像数据灰度值计算。这样, 结合人体/模体元素模型, 即可重建体内的三维剂量。

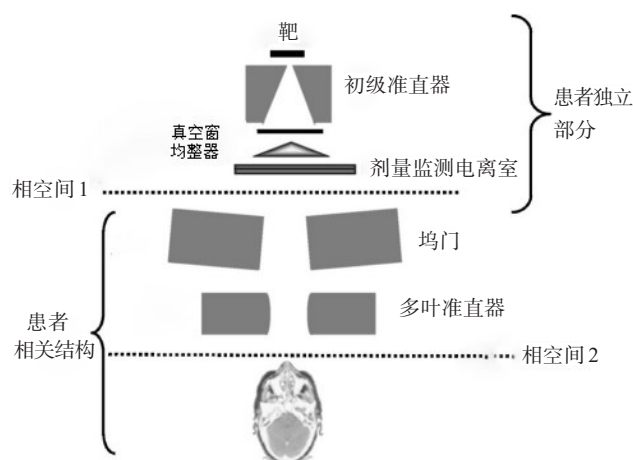


图2 蒙特卡罗剂量计算模型

Figure 2 Monte Carlo dose calculation model

1.3 EPID 影像-通量模型参数确定

1.3.1 MU 修正 选取 10 cm×10 cm 开野, 分别在 2、3、5、10、20、50、100、200 MU 下采集 EPID 的影像信息。在 EPID 的中心处, 统计像素点的灰度积累值作为拟合点的 x 坐标, 相应的 MU 为拟合点的 y 坐标。MU 标定的拟合曲线形式为一次函数:

$$y_1 = a_1 x + b_1 \quad (3)$$

通过对实测数据的拟合, 确定其中的参数 a_1 和 b_1 。MU 的标定可以将重建的剂量近似还原到水中的吸收剂量。与离轴标定和射野大小标定不同, 这里的 MU 线性参数 y_1 是基于相同开野的一组 EPID 图像计算得到的, 因此在计算 EPID 图像的通量时, 不能简单的将上述 y_1 值代入作为 F_{MU} 因子, 还需要除以加速器在一段连续出束时间内的有效 EPID 张数。因此对于 MU 标定, 其因子为 $F_{MU} = y_1 / N_j$, N_j 为第 j 个子野的有效 EPID 张数。对于规则野的采集, 由于仅使用了一种形状的开野, 对应 $j = 1$, 是否除以 N_j 对通量的相对值没有影响。

1.3.2 离轴校正 首先计算出影像板的实际中心位置。在出束 100 MU 的条件下, 分别距离平板中心 0、2、4、6、8 cm (均换算到等中心处, 1 像素=0.189 mm) 处, 采集 10 cm×10 cm 开野的 EPID 图像, 将开野中心偏离的像素作为拟合点的 x 坐标。统计图像开野中心位置处像素点的灰度平均值作为拟合点的 y 坐标。离轴标定的拟合曲线形式为二次曲线:

$$y_2 = a_2 x^2 + b_2 x + c_2 \quad (4)$$

通过对实测数据的拟合, 确定了其中的参数 a_2 、 b_2 、 c_2 。离轴标定在计算中反映单张 EPID 图像通量相对于射野在中心时的比例系数。以离轴距离 0 cm 作为归一标准, 此时 $y_2 = c_2$, 因此对于单张 EPID 图像, $F_{distance} = y_2 / c_2$ 。

1.3.3 射野大小校正 采集 100 MU 下开野大小分别为 3 cm×3 cm、5 cm×5 cm、8 cm×8 cm、10 cm×10 cm、12 cm×12 cm、15 cm×15 cm 时 EPID 的图像, 将开野范围内的像素点个数作为拟合点的 x 坐标。统计图像中心处像素点灰度的平均值作为拟合点的 y 坐标。射野大小标定的拟合曲线形式为指数函数:

$$y_3 = a_3 x^{b_3} + c_3 \quad (5)$$

同样, 实测数据确定的参数 a_3 、 b_3 、 c_3 。射野大小标定在计算中反映单张 EPID 图像通量相对于标准开野大小时的比例系数。

1.4 剂量对比实验

通过比较不同病例 EPID 重建剂量与 MapCheck 测量剂量的 γ 通过率, 验证 EPID 剂量重建的准确性。同时比较两种测量剂量与 TPS 计算剂量的 γ 通过率,

分析EPID重建与MapCheck测量对计划通过率的一致性。 γ 分析使用DVS软件的 γ 分析模块, γ 值计算公式为:

$$\gamma(r_m)=\min\{\Gamma(r_m,r_c)\}\forall\{r_c\}$$

(6)

其中,

$$\Gamma(r_m,r_c)=\sqrt{\frac{r^2(r_m,r_c)}{\Delta d_M^2}+\frac{\delta^2(r_m,r_c)}{\Delta D_M^2}}$$

(7)

$$r(r_m,r_c)=r_c-r_m$$

(8)

$$\delta(r_m,r_c)=D_c(r_c)-D_m(r_m)$$

(9)

其中,下标 m 和 c 分别表示测量剂量和计算剂量, Δd_M 和 ΔD_M 分别表示 γ 分析中的距离一致性(Distance to Agreement, DTA)标准和剂量差标准(Dose Difference),本研究使用 $\Delta d_M=3\text{ mm}$ 、 $\Delta D_M=3\%$ 和 $\Delta d_M=2\text{ mm}$ 、 $\Delta D_M=2\%$ 两组参数分别统计计划的通过率。

1.5 统计学方法

将TPS计算的剂量分别与MapCheck实测的剂量和EPID重建的剂量进行比较,采用SPSS 22.0对两组剂量验证工具验证的计划通过率进行统计学分

析,采用配对 t 检验,符合正态分布的计量资料用均值 \pm 标准差的方式表示, $P<0.05$ 为差异具有统计学意义。

2 结果与讨论

2.1 模型参数确定

2.1.1 MU校正 使用一次函数可以很好地拟合灰度-MU关系,拟合曲线R平方值为1(R的平方越接近1,说明拟合效果就越好),说明在0~200 MU区间内,采集的EPID累加数据灰度响应线性,可以用于实际计划的MU标定。

2.1.2 离轴校正 使用二次函数可以很好地拟合离轴距离-灰度关系,拟合曲线R平方值为0.999 2,说明在离轴0~8 cm(即0~424像素)范围内,采集的EPID灰度值与离轴距离有明确的对应关系,可用于像素值的离轴校正。

2.1.3 射野大小校正 使用指数函数可以较好的拟合射野大小-灰度关系,拟合曲线R平方值为0.990 1,能一定程度上反应灰度与开野大小的关系。

MU、离轴和射野大小标定的结果如图3所示。

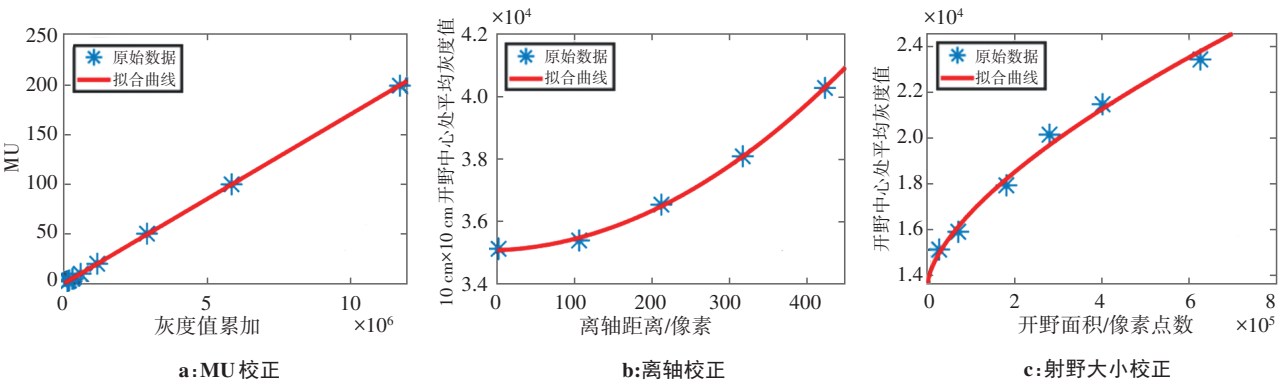


图3 MU、离轴距离和射野大小拟合曲线
Figure 3 Fitting curves of MU, off-axis distance, and field size

为了比较标定对重建剂量的影响,分别将标定前和标定后的图像作为通量,传入TPS计划系统进行剂量重建,并与MapCheck实测结果进行 γ 通过率对比。如图4所示,图中红色与蓝色的点表示不通过的点(γ 值大于1),标定后不通过点明显减少,主要体现在小野、偏中心的剂量修正。

2.2 剂量对比

选取9例Pinnacle8.0计划系统制作的典型IMRT计划(共36个照射野),传输到Primus加速器治疗系统进行执行,分别采集EPID验证数据和相同参数条件的MapCheck验证数据,使用 γ 分析方法(3%/3 mm和2%/2 mm)分析EPID和MapCheck两种剂量测量

工具验证同一计划剂量的通过率,以及相应的通过率偏差和两种剂量测量工具计划通过率的统计学差异。在两种 γ 标准下,两种剂量测量工具的计划通过率都大于90%,满足临床要求,且在3%/3 mm和2%/2 mm的 γ 标准下,MapCheck和EPID组数据差异无统计学意义($P>0.05$),如表1所示。

尽管EPID和MapCheck在同一计划的通过率对比数值上差异较小,但是从不过滤的点分布图来看,目前EPID重建的结果仍有以下问题,如图5所示,射野的边界(半影)区域和MapCheck相比,还是有一定的区别,主要集中在各子野边界处。

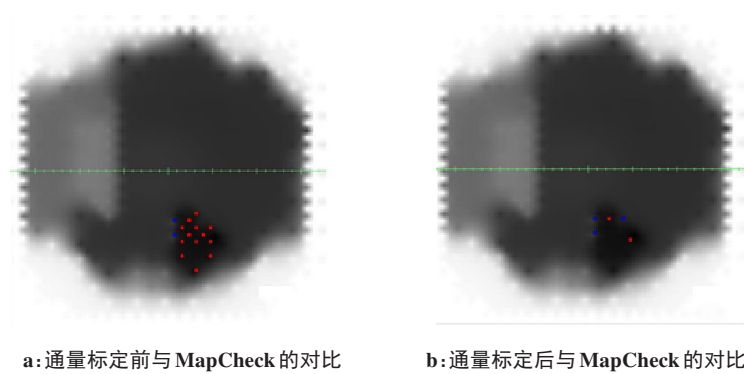


图 4 通量标定前后剂量分布与 MapCheck 的差异比较

Figure 4 Comparison of dose distribution before and after fluence calibration with MapCheck

表 1 不同标准和测量工具的通过率比较($\bar{x}\pm s$, %)

Table 1 Comparison of passing rates between different measurement tools under different criteria ($Mean\pm SD$, %)

γ 标准	Pinnacle vs EPID	Pinnacle vs MapCheck	P 值
3%/3 mm	98.86 \pm 1.19	99.02 \pm 1.28	0.746 1
2%/2 mm	91.39 \pm 4.80	90.84 \pm 4.49	0.816 8

3 讨论

近年来,关于使用 EPID 进行剂量重建的技术不断涌现,虽然 EPID 最初的设计目的是使用 MV 影像实现摆位验证,但是随着 X 射线探测设备材料和电气工程方面的进步,研究者逐步意识到 EPID 在剂量学响应、重复性、长期稳定性、使用便捷性等诸多方面

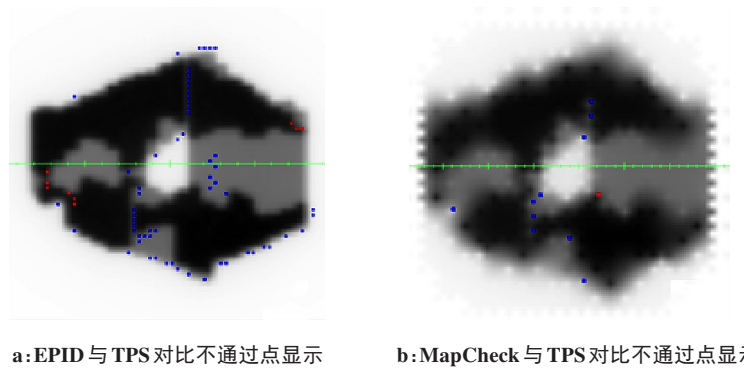


图 5 EPID 不通过点和 MapCheck 不通过点所在位置的对比

Figure 5 Comparison of the locations of EPID failed points and MapCheck failed points

的优点。目前针对 EPID 使用于剂量重建的研究工作中,有针对放疗前验证或放疗中验证,基于模体或在体,二维或三维等多种验证方式^[28],三维验证本质上是基于二维验证的扩展,故二维剂量验证的精度对上述多种验证方式尤为重要,本文研究治疗前模体内二维剂量重建验证工作。本文综合考虑 MU、离轴距离和射野大小 3 个因素的影响,标定了射束通量,随后利用机头蒙特卡罗模型进行剂量重建,保证从通量到剂量的准确度。对比直接标定剂量的重建方法,本研究使用公式拟合各个射野参数对通量计算的影响,可以大大节省实验测试的工作量;对比卷积核叠加剂量重建算法,本方法借助机头蒙特卡罗模型进行剂量重建,避免了繁琐的理论推导,降低了算法的复杂度。

在采集和重建计算步骤中,仍然有很多实际中需要注意的点。首先,在连续采集射野影像过程中,合理的出束时间和高低电压的设置能有效减少伪影^[24]。一般需在出束前后各增加 5 帧图像数据,确保能收集到所有的出束信号,因此采图的延迟参数值设置为 0 ms。另外,由于加速器射束输出时间与 EPID 采集周期有一定的错位,叠加每张图像的伪影和散射效应不同,因此在预处理后需要通过阈值方法提取亮场的灰度特征值,将特征值过低的图像去除,只保留存在一定通量的图像作为实际照射的输入图像。在通量标定过程中,影响 EPID 响应的因素较多,本研究仅考虑主要影响因素即 MU、离轴距离和射野大小。根据文献[9, 29],加速器照射的光子能量和剂量率也是主要影响因素。受限于实验设

备,目前仅针对单一光子能量、同一档剂量率做了数据采集,没有对不同光子能量和不同档的剂量率引入标定因子。最后,光栅不同位置半影曲线修正未加入模型,导致边界处差异大,当射野子野数目较多时,差异逐渐凸显。光栅不同位置半影曲线,可以根据光栅不同位置的实测 EPID 影像获得,但是测试工作量大,考虑在未来的工作中,通过 TPS 模拟叶片不同位置的半影曲线,找到半影与位置的对应关系,加入模型校正。

4 结 论

本文提出了一种基于剂量标定和剂量计算相混合的 EPID 剂量重建方法。首先对每帧图像进行暗场校正、增益校正预处理,提取每帧图像的亮场灰度特征值;然后,对叠加通量做标定,包括 MU 数、离轴距离和射野大小标定;最后,将标定后的图像作为通量图,结合加速器机头蒙特卡罗模型,重建出模体制定深度的剂量分布。经过临床照射实例验证,本研究提出的方法重建的剂量与 MapCheck 一致程度高,两者分别与 TPS 计划剂量对比, γ 通过率无统计学差异,达到临床检验的要求,并且有进一步改善和提高的空间。

【参考文献】

- [1] Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2001, 51(4): 880-914.
- [2] Courageot E, Huet C, Clairand I, et al. Numerical dosimetric reconstruction of a radiological accident in South America in April 2009[J]. *Radiat Protect Dosimetry*, 2011, 144(1-4): 540-542.
- [3] Hartford AC, Palisca MG, Eichler TJ, et al. American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) practice guidelines for Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2009, 73(1): 9-14.
- [4] Hussein M, Adams EJ, Jordan TJ, et al. A critical evaluation of the PTW 2D-ARRAY seven29 and OCTAVIUS II phantom for IMRT and VMAT verification[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2013, 14(6): 274-292.
- [5] Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification[J]. *Med Phys*, 2006, 33(4): 1005-1015.
- [6] Yan C, Wang ZH, Hu HS, et al. MapCheck for dose verification of intensity-modulated radiotherapy in the treatment of nasopharyngeal carcinoma[J]. *Tumor*, 2009, 29(5): 486-489.
- [7] Low DA, Harms WB, Mutic S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions[J]. *Med Phys*, 1998, 25(5): 656-661.
- [8] Chendi A, Botti A, Orlandi M, et al. EPID-based 3D dosimetry for pre-treatment FFF VMAT stereotactic body radiotherapy plan verification using dosimetry CheckTM[J]. *Phys Med*, 2021, 81: 227-236.
- [9] Winkler P, Hefner A, Georg D. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID[J]. *Med Phys*, 2005, 32(10): 3095-3105.
- [10] Ansbacher W. Three-dimensional portal image-based dose reconstruction in a virtual phantom for rapid evaluation of IMRT plans[J]. *Med Phys*, 2006, 33(9): 3369-3382.
- [11] Talamonti C, Casati M, Buccioli M. Pre-treatment verification of IMRT absolute dose distributions using a commercial a-Si EPID[J]. *Med Phys*, 2006, 33(11): 4367-4378.
- [12] van Zijteld M, Dirks ML, de Boer HC, et al. Dosimetric pre-treatment verification of IMRT using an EPID; clinical experience[J]. *Radiother Oncol*, 2006, 81(2): 168-175.
- [13] Nelms BE, Rasmussen KH, Tome WA. Evaluation of a fast method of EPID-based dosimetry for intensity-modulated radiation therapy[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2010, 11(2): 3185.
- [14] van Zijteld M, Dirks ML, de Boer HC, et al. 3D dose reconstruction for clinical evaluation of IMRT pretreatment verification with an EPID [J]. *Radiother Oncol*, 2007, 82(2): 201-217.
- [15] van Elmpt W, Nijsten S, Mijneer B, et al. The next step in patient-specific QA: 3D dose verification of conformal and intensity-modulated RT based on EPID dosimetry and Monte Carlo dose calculations[J]. *Radiother Oncol*, 2008, 86(1): 86-92.
- [16] Renner WD, Sarfaraz M, Earl MA, et al. A dose delivery verification method for conventional and intensity-modulated radiation therapy using measured field fluence distributions[J]. *Med Phys*, 2003, 30(11): 2996-3005.
- [17] Narayanasamy G, Zalman T, Ha CS, et al. Evaluation of dosimetry Check software for IMRT patient-specific quality assurance[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2015, 16(3): 329-338.
- [18] Zhu JH, Chen LX, Chen A, et al. Fast 3D dosimetric verifications based on an electronic portal imaging device using a GPU calculation engine[J]. *Radiat Oncol*, 2015, 10: 85.
- [19] Liebig J, Licher J, Scherf C, et al. Simple proposal for dosimetry with an Elekta iViewGT™ electronic portal imaging device (EPID) using commercial software modules[J]. *Strahlenther Onkol*, 2011, 187(5): 316-321.
- [20] Chen J, Chuang CF, Morin O, et al. Calibration of an amorphous-silicon flat panel portal imager for exit-beam dosimetry[J]. *Med Phys*, 2006, 33(3): 584-594.
- [21] McNutt TR, Mackie TR, Paliwal BR. Analysis and convergence of the iterative convolution/superposition dose reconstruction technique for multiple treatment beams and tomotherapy[J]. *Med Phys*, 1997, 24(9): 1465-1476.
- [22] Wendling M, Louwe RJ, McDermott LN, et al. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method[J]. *Med Phys*, 2006, 33(2): 259-273.
- [23] Wendling M, McDermott LN, Mans A, et al. A simple backprojection algorithm for 3D *in vivo* EPID dosimetry of IMRT treatments[J]. *Med Phys*, 2009, 36(7): 3310-3321.
- [24] McDermott LN, Louwe RJ, Sonke JJ, et al. Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device[J]. *Med Phys*, 2004, 31(2): 285-295.
- [25] Berry SL, Polvorosa CS, Wu CS. A field size specific backscatter correction algorithm for accurate EPID dosimetry[J]. *Med Phys*, 2010, 37(6): 2425-2434.
- [26] Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning[J]. *Med Phys*, 2007, 34(12): 4818-4853.
- [27] Townson RW, Jia X, Tian Z, et al. GPU-based Monte Carlo radiotherapy dose calculation using phase-space sources[J]. *Phys Med Biol*, 2012, 39(12): 3814.
- [28] Van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, et al. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry[J]. *Radiother Oncol*, 2008, 88(3): 289-309.
- [29] Van Herk M, McDermott LN, Nijsten S, et al. Comparison of ghosting effects for three commercial a-Si EPIDs[J]. *Med Phys*, 2006, 33(7): 2448-2451.

(编辑:薛泽玲)