

## 基于非晶硅电子射野影像装置的精确剂量刻度方法

任 强<sup>1,2</sup>, 王 玉<sup>2</sup>, 曹瑞芬<sup>2</sup>, 裴 曦<sup>2</sup>, 胡丽琴<sup>1,2</sup>, 吴宜灿<sup>1,2</sup>, FDS 团队

1. 中国科学技术大学, 安徽 合肥 230027; 2. 中国科学院核能安全技术研究所, 安徽 合肥 230031

**【摘要】目的:** 研究适用于临床剂量验证的非晶硅电子射野影像装置(aSi-EPID)剂量刻度方法。**方法:** 基于 Elekta Axesse 加速器 iViewGT 系统, X 射线能量为 6 MV 时, 通过一系列实验研究伪影效应、射野大小、模体厚度和离轴位置对 EPID 剂量刻度的影响, 并在 EPID-剂量刻度模型中对这些影响因素加以修正。采用仿真模体, 对不同形状射野: 规则野、适形野和调强野, 通过与 PTW 二维电离室实测剂量比较, 验证剂量刻度方法的准确性。**结果:** 伪影效应、射野大小、模体厚度和离轴位置对 EPID 剂量刻度精度影响明显。其中, 由于伪影效应 2 MU 相比 100 MU 时 EPID 单位 MU 响应值低 2.73%; 射野大小为 2 cm × 2 cm 时, 引起的剂量转换因子差异接近 10% (与 10 cm × 10 cm 野比较); 模体厚度和离轴位置对 EPID 剂量刻度的影响分别达到 6.79%、2.94%。在 EPID 剂量刻度精度验证中, 对于规则野和适形野, 射野内 EPID 与电离室剂量偏差较为平滑, 均在 1% 以内, 调强射野内平均剂量偏差小于 2%, 剂量刻度速度均在毫秒内。**结论:** 本文发展了一种快速、精确的 EPID 剂量刻度方法, 将 EPID 灰度影像刻度为 3 cm 等效水深度二维绝对剂量分布, 该方法可以应用于临床放疗剂量验证研究。

**【关键词】** 非晶硅电子射野影像装置; 剂量刻度; 剂量验证; 射野透射剂量

**【DOI 编码】** doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.010

**【中图分类号】** R144.1

**【文献标识码】** A

**【文章编号】** 1005-202X(2015)01-38-06

## Accurate Dose Calibration Method for an Amorphous Silicon Electronic Portal Imaging Device

REN Qiang<sup>1,2</sup>, WANG Yu<sup>2</sup>, CAO Rui-fen<sup>2</sup>, PEI Xi<sup>2</sup>, HU Li-qin<sup>1,2</sup>, WU Yi-can<sup>1,2</sup>, FDS Team

1. University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China; 2. Institute of Nuclear Energy Safety Technology, Chinese Academy of Science, Hefei 230031, China

**Abstract:** Objective To develop a suitable dose calibration method for amorphous silicon electronic portal imaging devices (aSi-EPID) widely used for clinical dose verification. Methods A fast and accurate EPID dose calibration method was proposed, which could convert EPID grey image to 3 cm water depth absolute dose distribution. The impact of ghosting, field size, phantom thickness and off-axis position on dose calibration, which can be used to correct the calibration model, were investigated based on commercial a-Si detectors on Elekta Axesse linear accelerator with 6 MV X-ray beams. The simulation phantom was adopted to validate the accuracy of the calibration for regular fields, conformal fields and IMRT fields by comparing with measured dose distribution using 2D PTW ion chamber. Results Ghosting, field size, phantom thickness and off-axis position significantly affect the accuracy of the calibration. The EPID response (per MU) low 2.73% for 2 MU compared to 100 MU due to ghosting; dose conversion factor differences in field size of 2 cm × 2 cm is close to 10% compared with 10 cm × 10 cm field; the influence of phantom thickness and off-axis position on the calibration reached 6.79%, 2.94%, respectively. For the regular fields and conformal fields, the deviation of EPID calibration dose and measurements of in-field was within 1%, as for IMRT fields, the deviation of average in-field dose was within 2%. The calibration process just needs milliseconds. Conclusion The EPID calibration method proposed has been verified to be fast and accurate, and it could be applied for further clinical dose verification.

**Key words:** amorphous-silicon portal imaging devices; dose calibration; dose verification; transit dosimetry

**【收稿日期】** 2014-09-17

**【基金项目】** 国家 ITER 计划专项(2011GB11306); 国家自然科学基金(81101132、91026004、11305205)

**【作者简介】** 任强, 男, 山东德州人, 从事精确放疗中三维剂量重建与剂量验证工作。

**【通讯作者】** 胡丽琴, E-mail: liqin.hu@fds.org.cn.

## 前言

调强放疗技术的发展, 使靶区具有更好的剂量适形度, 形成陡峭的高剂量梯度边缘, 但同时也对剂量验证提出了更严苛的要求。传统的剂量验证方法如点剂量验证(指型电离室等)、二维剂量验证(二维电离

室、胶片等),或费时费力,或分辨率低,已无法满足现代临床对快速、精确剂量验证的需求。

非晶硅电子射野影像装置(aSi-EPID)是一种先进的X射线成像探测器,已被广泛应用于患者摆位验证、射野验证以及加速器质量保证中<sup>[1]</sup>。由于EPID影像中包含射束剂量信息,并且aSi-EPID具有体积小、成像面积大、分辨率高、实时性好、良好的剂量响应特性等优点<sup>[2]</sup>,将EPID影像经过合适的刻度和修正,便可以作为一种快速、精确剂量测量系统实施放疗计划剂量验证,因此研究基于非晶硅电子射野影像装置的精确剂量刻度方法具有重要的临床应用价值。

FDS团队<sup>[3-4]</sup>多年来一直致力于精确放疗物理与关键技术研究,发展了精确放射治疗系统(Accurate/Advanced Radiation Therapy System,简称ARTS)<sup>[5-6]</sup>,涉及的关键技术包括高精度人体自动建模<sup>[6]</sup>、多目标逆向优化<sup>[7-9]</sup>、精确快速剂量计算<sup>[10]</sup>、智能定位摆位<sup>[11]</sup>及实时剂量反演与验证<sup>[12-13]</sup>等。本研究基于ARTS平台,发展了一种快捷、有效的EPID-剂量刻度模型,模型中考虑了伪影、射野大小、模体厚度和离轴位置对EPID-剂量刻度响应的影响,并进行修正,实现将EPID影像实时、精确转换为绝对剂量信息,可以代替传统的二维电离室进行放疗剂量验证。

## 1 材料与方法

### 1.1 非晶硅平板探测器及影像采集

本研究基于Elekta Axesse电子直线加速器配置的电子射野影像装置(iViewGT)开展实验。电子射野影像装置的非晶硅平板探测器为XRD1640L型(德国,PerkinElmer公司),有效探测面积40.96 cm×40.96 cm,像素大小0.04 mm,成像大小为1024×1024像素,探测器表面距加速器源距离为158.5 cm。采集软件使用基于PerkinElmer公司提供的平板探测器采集卡底层驱动库自主编写的EPID影像采集软件AR-TS-EPID,该软件支持EPID影像采集、校正以及影像-剂量转换等功能。影像采集模式选用序列影像采集,帧速为453 ms/frame,在加速器出束期间采集数帧灰度影像,累加平均后作为该射野的灰度影像保存并记录影像总帧数。非晶硅平板探测器存在低能射线过响应现象<sup>[15]</sup>,为有效去除来自病人的低能散射射线,McDermott<sup>[12]</sup>建议在作剂量测量时,平板探测器表面应附加3 mm铜板作为建成层(探测器本身固有1 mm铜建成层)。实验中所有测量的加速器射线能量为6 MV,剂量率为300 MU/min。

### 1.2 EPID影像-剂量刻度模型

EPID影像-剂量刻度模型是将EPID采集的射野灰度影像转换为EPID位置处3 cm等效水深度二维平面剂量。为纠正EPID本身各像素点电子元件差异带来的本底偏差和灵敏度差异,EPID影像首先要作背景校正和增益校正处理:

$$I(x,y)=FF(x,y)\times FF_{\text{mean}}(x,y)^{-1}\times(I_{\text{raw}}(x,y)-DF(x,y)) \quad (1)$$

$$FF_{\text{mean}}(x,y)=\frac{1}{i\times j}\sum_{x=1}^i\sum_{y=1}^jFF(x,y) \quad (2)$$

公式中, $x, y$ 表示像素点坐标, $FF(x,y)$ 表示覆盖整个探测器的泛野影像, $FF_{\text{mean}}(x,y)$ 表示泛野影像所有像素的平均信号值,以平均信号值为标准作像素增益校正,修正探测器各像素灵敏度差异; $DF(x,y)$ 指本底影像,在出束前采集,排除探测器各像素探测单位暗电流造成的本底信号; $I_{\text{raw}}(x,y)$ 为平板探测器直接采集的影像灰度值, $I(x,y)$ 为经过背景和增益校正处理后的影像灰度值。

转换灰度影像为剂量影像的前提是确定灰度值与剂量值之间的标定关系。模型中引入剂量转换因子 $CF(x,y)$ 表征EPID不同位置像素灰度值与剂量值的对应关系。由于EPID存在伪影现象,并且射野大小、离轴位置(射束软化)、模体厚度(射束硬化)改变时对EPID响应与电离室响应的影响存在差异,造成剂量转换因子并不是固定不变的,在使用EPID作剂量测量时,必须根据实际的照射条件对不同位置处像素的剂量转换因子进行相应修正:

$$CF(x,y)=CF_{(x=0,y=0|10\times10)}\times G(x,y,t_{\text{rad}})\times OAR(x,y,r,t_{(x,y)})\times T(x,y,t_{(x,y)})\times F(x,y,A) \quad (3)$$

$$D_{\text{EPID}}(x,y)=\frac{I(x,y)}{CF(x,y)} \quad (4)$$

公式(3)中 $CF_{(x=0,y=0|10\times10)}$ 是基准剂量转换因子,经过伪影修正因子 $G(x,y,t_{\text{rad}})$ 、离轴修正因子 $OAR(x,y,r,t_{(x,y)})$ 、模体厚度修正因子 $T(x,y,t_{(x,y)})$ 和射野大小修正因子 $F(x,y,A)$ 修正后得到不同像素点准确的剂量转换因子;再由公式(4)转换得到EPID处3 cm等效水深度二维射野透射剂量 $D_{\text{EPID}}(x,y)$ 。

### 1.3 EPID影像-剂量刻度模型参数的确定

#### (1) 绝对剂量标定

要将EPID作为绝对剂量测量仪,必须首先用指型电离室对EPID进行绝对剂量标定,确定基准剂量转换因子 $CF_{(x=0,y=0|10\times10)}$ 。标定实验采用的电离室为30 013型0.6 cc PTW电离室和UNIDOS E型剂量仪(PTW,Germany),模体为RW3固体等效水模(30 cm×30 cm×30 cm,聚苯乙烯)。电离室测量点位于射野中心轴上,到源的距离为158.5 cm,电离室上面附加3 cm固体水作建成层,下方放置5 cm固体水保证足够的背向散射。10 cm×10 cm标准野,100 MU分别照射电离室和EPID,由公式(5)计算基准剂量转换因子:

$$CF_{(x=0,y=0|10\times10)}=\frac{I_{(x=0,y=0|10\times10)}}{D_{\text{ion}}^{\text{ion}}(x=0,y=0|10\times10)} \quad (5)$$

$I_{(x=0,y=0|10\times10)}$ 为探测器中心10×10像素的平均灰度值, $D_{\text{ion}}^{\text{ion}}(x=0,y=0|10\times10)$ 为电离室剂量值。

### (2) 伪影修正因子

许多研究者已经证明 EPID 存在伪影现象,因此在作绝对剂量转换时需要通过伪影修正因子修正。伪影效应的影响主要依赖于照射时间和每帧剂量率<sup>[4]</sup>,因此本研究在剂量率和采集帧速确定的情况下,以 MU 值为变量建立伪影修正曲线。测量条件:10 cm × 10 cm 标准野,设置不同的 MU 值:2 MU、5 MU、8 MU、10 MU、20 MU、40 MU、80 MU、100 MU、150 MU,采集 EPID 影像,取 EPID 影像中心 10 × 10 像素平均像素值作为 EPID 响应值,研究随着 MU 值增加,单位 MU 下 EPID 响应值变化作为不同 MU 值的伪影修正因子。

### (3) 射野大小修正因子

EPID 建成层为 4 mm 铜,电离室建成层是 3 cm 固体等效水,两者侧向散射不同,造成在射野大小变化时,EPID 响应值与电离室剂量值的标定关系发生改变。为了测量射野大小改变引起 EPID 响应值和电离室剂量值的变化,实验测量了一系列不同大小的射野:2 cm × 2 cm、3 cm × 3 cm、5 cm × 5 cm、8 cm × 8 cm、10 cm × 10 cm、15 cm × 15 cm。测量剂量使用的电离室型号和放置方法与(1)相同,跳数均为 50 MU。

### (4) 模体厚度与离轴修正因子

为了确定模体厚度与离轴变化引起的能谱变化对剂量转换因子的影响,实验测量了不同厚度固体等效水和相应厚度不同离轴位置 EPID 响应值和电离室剂量值。剂量测量设备为 BluePhantom2 三维水箱(I-BA, Germany),电离室为 CC13 电离室,水箱扫描体积 48 cm × 48 cm × 41 cm。测量条件:10 cm × 10 cm 标准野,三维水箱水面源皮距为 155.5 cm,CC13 电离室有效测量点位于射束中心轴水下 3 cm 处;固体水厚度为 0 cm、5 cm、8 cm、15 cm、20 cm、25 cm,治疗床面源皮距为 110 cm,固体水下表面与探测器距离为 48.5 cm。不同厚度固体水下测量的离轴位置为等中心处 10 cm × 10 cm 野向 Crossline 正方向偏离 2 cm、4 cm、6 cm、8 cm,对应的 EPID 位置处电离室偏离值为 3.17 cm、6.34 cm、9.51 cm、12.68 cm,测量跳数均为 50 MU。

## 1.4 剂量对比验证

通过与德国 PTW 公司 PTW729 二维电离室矩阵测量的剂量进行对比,验证不同形状射野下 EPID 影像-剂量刻度模型的准确性。采用的测量模体为仿真模体(包含一部分头骨和 6 cm RW3 固体水),照射野包括 8 cm × 8 cm 方形野、适形野和调强野;其中方形野跳数为 100 MU,适形野和调强野为临床实际照射野,适形野跳数为 56 MU,调强野包括 6 个子野,总 MU 数为 68 MU。PTW 二维电离室表面距源距离 158 cm,附加 2.5 cm 固体水建成层(电离室本身固有 0.5 cm 固体水建成)。提取并对比 EPID 剂量和 PTW 二维电离室剂量过中心点 Crossline 和 Inline 方向 Profile 剂量曲线,验证 EPID 转换剂量的准确性。剂量

偏差计算公式为:

$$E(r) = \frac{D_{EPID}(r) - D_{ION}(r)}{D_{ION}(0)} \times 100 \quad (6)$$

其中,  $r$  为离轴位置,  $E(r)$  为离轴位置  $r$  处剂量偏差,  $D_{EPID}(r)$ 、 $D_{ION}(r)$  分别为离轴位置  $r$  处 EPID 和电离室剂量值,  $D_{ION}(0)$  表示射野中心点剂量值。

## 2 结果

### 2.1 伪影修正因子

伪影现象是由于射线照射产生的电荷改变了像素电子元件的电场强度,引起像素敏感性发生变化。通过测量不同 MU 数下单位 MU EPID 响应信号的变化,可以用于消除伪影效应对 EPID 剂量刻度的影响。如图 1,以 100 MU 时单位 MU 的 EPID 灰度值作归一处理,结果显示 2 MU 时相对单位 MU EPID 灰度值为 97.3%,意味着当以 100 MU 计算得到的剂量转换因子为基准时,2 MU 的伪影修正因子为 0.973。随着 MU 数的增加,伪影修正因子逐渐变大。

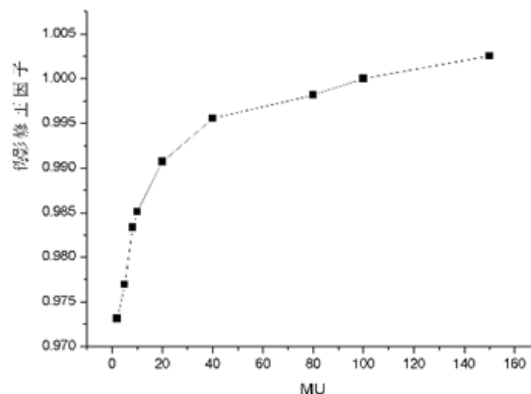


图 1 伪影修正因子

Fig.1 Ghosting Correction Factor

### 2.2 射野大小修正因子

如图 2,电离室剂量响应曲线、EPID 灰度值响应曲线和射野大小修正因子分别以 10 cm × 10 cm 野下电离室剂量值、EPID 灰度值和单位 cGy EPID 灰度值归一。

随着射野大小的变化,电离室响应曲线和 EPID 响应曲线变化趋势不同,相比电离室响应曲线,EPID 响应曲线更加陡峭,表明 EPID 侧向散射效应更加明显。尤其是对于小野,如 2 cm × 2 cm 野,射野大小引起的剂量转换因子差异接近 10%(与 10 cm × 10 cm 野比较)。

### 2.3 模体厚度与离轴修正因子

通过 ARTS-EPID 软件读取射野中心 10 × 10 像素平均灰度值除以相应的电离室剂量值,得到单位 cGy EPID 灰度值。

以射野中无模体存在,射野无偏移时的单位 cGy EPID 灰度值归一,建立模体厚度-离轴修正因子映



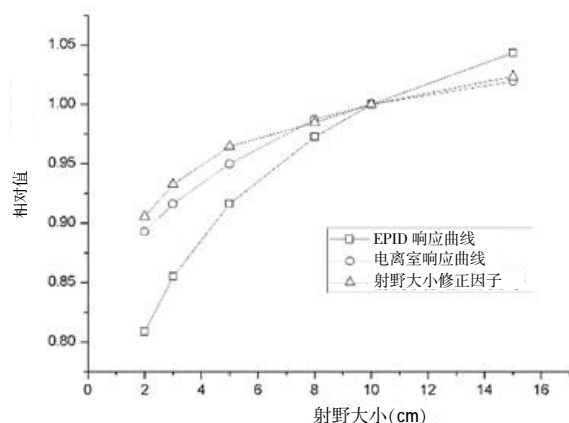


图 2 射野大小修正因子

Fig.2 Field-size Correction Factor

射表。对 EPID 影像进行绝对剂量转换时,根据每个像素穿透模体的厚度和离轴位置调用不同的模体厚度-离轴修正因子来校正剂量转换因子。实验测量结果显示(图 3),随着射线穿透模体厚度的增加,电离室剂量值和 EPID 灰度值均减小,但 EPID 灰度值减小更加明显,可能是因为 EPID 响应存在能量依赖性,随着射线能量的增高,EPID 响应逐渐弱化,而模体厚度增加产生的射束硬化作用导致高能射线比例提高。在模体厚度为 25 cm 时,这种响应差异对剂量转换因子的影响达到 6.79%。在 10 cm × 10 cm 射野时,为保证 EPID 可以接收到整个射野,实验测量的最大离轴位置为等中心面 8 cm(EPID 面 12.68 cm),在离轴小于 8 cm 范围内,测量得到的剂量转换因子受离轴射束软化效应影响不是特别显著,最大为 2.94%。

#### 2.4 剂量对比验证

为了与 PTW729 二维电离室矩阵测量的剂量进行精确比对,本研究模拟二维电离室矩阵电离室分布对 EPID 剂量进行剂量采点。采集范围 EPID 中心 26 cm × 26 cm 区域,剂量点间距 1 cm,构成 27×27 剂量矩阵。考虑到电离室具有体积平均效应,每个剂量采样点取周围 19×19 像素(0.76 cm)剂量平均值作为该点的剂量值。如图 4,对于 8 cm × 8 cm 射野, Crossline 方向射野内绝对剂量偏差为  $0.29\% \pm 0.22\%$  (SD), Inline 方向射野内绝对剂量偏差为  $0.55\% \pm 0.51\%$  (SD),半影区最大剂量偏差达到 -7.2%。对于适形野, Crossline 方向射野内绝对剂量偏差为  $0.33\% \pm 0.26\%$  (SD), Inline 方向射野内绝对剂量偏差为  $0.76\% \pm 0.73\%$  (SD),半影区最大剂量偏差为 -4.83%。对于调强野, Crossline 方向射野高剂量区内绝对剂量偏差为  $1.8\% \pm 1.5\%$  (SD), Inline 方向射野高剂量区内绝对剂量偏差为  $1.1\% \pm 0.99\%$  (SD),最大剂量偏差为 4.93%。

### 3 讨论

非晶硅 EPID 响应稳定性在两年内达到 0.5% (1SD)(对于 4 MV 和 6 MV 的低能射线)<sup>[15]</sup>,剂量响

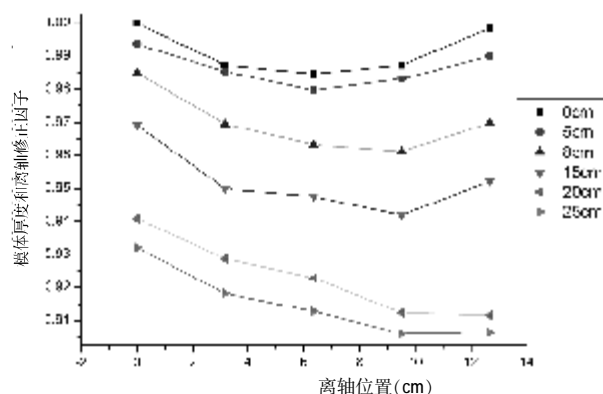


图 3 模体厚度和离轴修正因子

Fig.3 Phantom Thickness and Off-axis Correction Factor

应特性不依赖于剂量率,与绝对剂量存在良好的线性关系,越来越多的研究者将非晶硅 EPID 用于剂量学验证研究<sup>[16]</sup>。EPID 测量的射野透射剂量可以被用于二维剂量验证或经反投影算法进行三维剂量验证,弥补了传统剂量验证方法的不足,具有巨大的临床实用价值。研究适用于临床的 EPID 剂量刻度方法是十分必要的。

EPID 存在伪影现象,2 MU 相比 100 MU 时单位 MU 响应减小 2.73%,与 McDermott<sup>[13]</sup>的研究相符。由于 EPID 和固体水侧向散射效应不同,当射野大小改变时对 EPID 和电离室响应产生的影响存在差异,这种差异对剂量转换因子的影响在 2 cm×2 cm 射野时接近 10%。随着射束穿透模体厚度的增加和离轴距离的增大,射束能谱发生变化(射束硬化和射束软化),EPID 的低能过响应效应同样会对绝对剂量转换造成严重影响。为了排除以上因素的影响,保证 EPID 剂量转换的精确性,本研究在 EPID- 剂量刻度模型中加入了伪影修正因子、射野大小修正因子、模体厚度和离轴修正因子,产生了很好的剂量刻度效果。

如图 4,针对规则野和适形野,射野内 EPID 与电离室剂量偏差较为平滑,均在 1% 以内,半影区剂量偏差稍大。调强野射野内平均绝对剂量偏差小于 2%,但野内剂量偏差波动性大,可能是由于调强野包括多个子野,子野半影区较大的剂量偏差造成调强野整体剂量偏差稍大。相比固体水,EPID 产生的半影区域更加陡峭,是造成两者半影区剂量偏差大的主要原因。Wendling<sup>[17]</sup>通过引入散射核对 EPID 内部的侧向散射进行修正后,半影区的形状与电离室测量结果吻合性很好。为了进一步提高剂量刻度模型的精度,尤其是针对调强野,在进一步研究中需要在剂量刻度模型中加入半影区剂量修正方法。

### 4 结论

本研究发展了一种快速、精确的 EPID- 剂量刻度方法,将 EPID 影像转换为 3 cm 等效水深度二维绝对

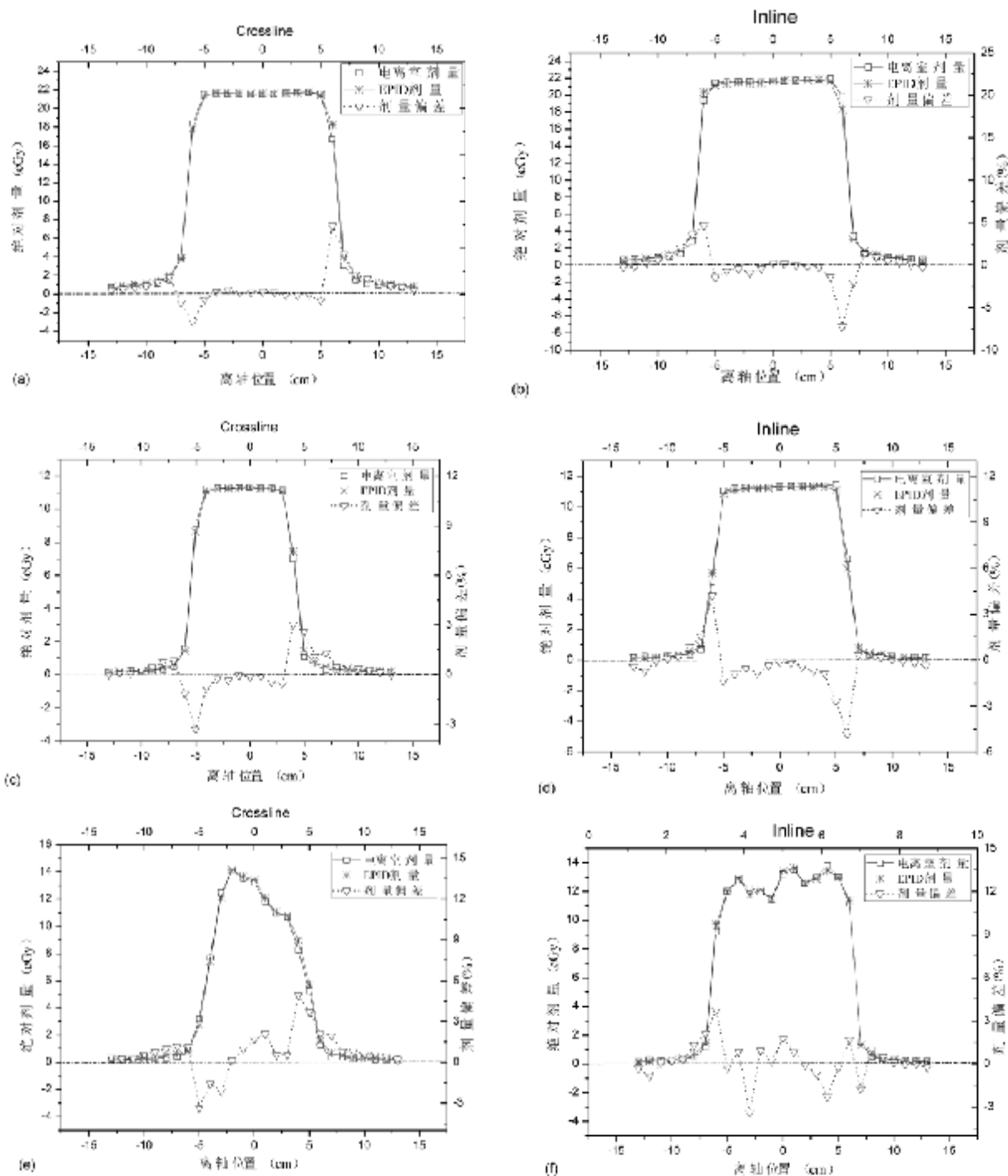


图 4 不同射野 Crossline 方向和 Inline 方向,EPID 和电离室剂量测量结果比较

Fig.4 Comparison of Dose Profiles of EPID with Ion Chamber Measurement in Water Phantom in the Crossline and Inline Direction for Different Field Size. (a) and (b):8 cm × 8 cm Field; (c) and (d):CRT Field; (e) and (f):IMRT Field

剂量分布。为保证剂量刻度的精确性,在 EPID- 剂量刻度模型中必须考虑了伪影、射野大小、模体厚度和离轴对 EPID 剂量刻度的影响并加以修正。经过临床照射实例验证,无论对于规则野、适形野和调强野该剂量刻度方法均能实现精确、快速剂量刻度,证明其可以应用于基于非晶硅 EPID 临床放疗剂量验证研究。

#### 【参考文献】

- [1] 徐寿平,王石,吴朝霞,等.基于非晶硅电子射野影像装置的剂量响应研究[J].中国医学物理学杂志,2012,29(3): 3380-3385.  
Xu SP, Wang S, Wu ZX, et al. Study of Dose-response for an Amorphous silicon electronic portal imaging device[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2012, 29(3): 3380-3385.
- [2] McDermott LN, Louwe RJW, 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.
- [3] Wu YC, FDS Team. CAD-based interface programs for fusion neutron

(下转第 47 页)

- /11\_03pu.pdf.
- [6] Gonzalez RC, Woods RE, Eddins S. Digital Image Processing Using MATLAB [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2009: 1-11.
- [7] 张春霖, 彭成奖, 朱明娣, 等. 相关系数检验表. 工程数学[M]. 广州: 暨南大学出版社, 1999: 373.
- Zhang CL, Peng CJ, Zhu MD, et al. Correlation Coefficient Test Table. Engineering Mathematics [M]. Guangzhou: Jinan University Press, 1999: 373.
- [8] Meirelles GS, Kijewski P, Akhurst T. Correlation of PET/CT Standardized Uptake Value Measurements between Dedicated Workstations and a PACS-integrated Workstation System[J]. J Digit Imaging 2007, 20(3): 307-313.
- [9] Soongsathitanon S, Masa-Ah P, Tuntawiroon M. A New Standard Uptake Values (SUV) Calculation based on Pixel Intensity Values[J]. International Journal of Mathematics and Computers in Simulation, 2012, 6(1): 26-33.
- [10] 唐峰, 谢晋东. 医学成像系统三种类型显示器性能的比较 [J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27(6): 2258-2260.
- [11] National Electrical Manufacturers Association. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function [EB/OL]. [2012-5-21] [http://medical.nema.org/Dicom/2011/11\\_14pu.pdf](http://medical.nema.org/Dicom/2011/11_14pu.pdf).
- [12] American Association of Physicists in Medicine Task Group 18 Imaging Informatics Subcommittee. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems [EB/OL]. [2012-6-18]. [http://www.aapm.org/pubs/reports/OR\\_03.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/OR_03.pdf).
- [13] American College of Radiology Imaging Network. PET Qualification Procedures for PET or PET-CT Imaging [EB/OL]. [2012-6-1] <http://www.acrin.org/Portals/0/Protocols/6668/imaging/ACRIN%20Qualification%20Instructions%20for%20PET%20or%20PET%20May2008.pdf>.
- [14] Boellaard R, Krak NC, Hoekstra OS, et al. Effects of Noise, Image Resolution, and ROI Definition on the Accuracy of Standard Uptake Values: a Simulation Study[J]. J Nucl Med, 2004, 45(9): 1519-1527.
- [15] 于丽娟, 吴文凯, 赵周社. 部分容积校正技术在 PET/CT 诊断单发肺结节中的应用[J]. 中华核医学杂志, 2007, 27(5): 306-308.
- Yu LJ, Wu WK, Zhao ZhSh. Improving Diagnostic Performance of PET/CT in Single Lung Nodule with Partial Volume Effect Correction[J]. Chin J Nucl Med, 2007, 27(5): 306-308.

(上接第 42 页)

- transport simulation [J]. Fusion Engineering and Design, 2009, 84 (7-11): 1987-1992.
- [4] Wu YC. Progress in Fusion-driven Hybrid System Studies in China[J]. Fusion Engineering and Design, 2002, 63-64: 73-80.
- [5] 吴宜灿, 李国丽, 陶声祥, 等. 精确放射治疗系统 ARTS 的研究与发展[J]. 中国医学物理学杂志, 2005, 22(6): 283-290.
- Wu YC, Li GL, Tao SX, et al. Research and Development of an Accurate/Advanced Radiation Therapy System (ARTS)[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2005, 22(6): 283-290.
- [6] Wu YC, Song G, Cao RF, et al. Development of accurate/advanced radiotherapy treatment planning and quality assurance system(ARTS)[J]. Chinese Physics C (HEP&NP), 2008, 32 (Suppl. II): 177-182.
- [7] 裴曦, 曹瑞芬, 景佳, 等. 调强放射治疗子野权重优化方法研究[J]. 原子核物理评论, 2011, 28(1): 103-108.
- Pei X, Cao RF, Jing J, et al. A Method of segment weight optimization for intensity modulated radiation therapy[J]. Nuclear Physics Review, 2011, 28(1): 103-108.
- [8] Cao RF, Wu YC, Pei X, et al. Multi-objective optimization of inverse planning for accurate radiotherapy [J]. Chines Physics C, 2011, 35(3): 313-317.
- [9] Cheng MY, Zeng Q, Cao RF, et al. Construction of a Voxel model from CT images with density derived from CT numbers[J]. Progress in Nuclear Science and Technology, 2011, 2: 237-241.
- [10] 陈朝斌, 黄群英, 吴宜灿, 等. 蒙特卡罗方法在放疗计划中的应用[J]. 核技术, 2006, (1): 22-28.
- Chen CB, Huang QY, Wu YC, et al. Application of Monte Carlo method in radiotherapy plan [J]. Nuclear Techniques, 2006, (1): 22-28.
- [11] Tao SX, Wu YC, et al. Patient set-up in radio - therapy with Video-based positioning system[J]. Clin Oncol, 2006, 18(4): 363-366.
- [12] 李贵, 郑华庆, 吴宜灿, 等. 基于多算法的电子剂量场反演方法[J]. 核技术, 2010, (1): 48-53.
- Li G, Zheng HQ, Wu YC, et al. Electron dose field inversion method based on multi-algorithm[J]. Nuclear Techniques, 2010, (1): 48-53.
- [13] Mcdermott LN, Nijsten SM, Sonke JJ, et al. Comparison of Ghosting Effects for Three Commercial a-Si EPIDs [J]. Med Phys, 2006, 33(7): 2448-2451.
- [14] Partridge M, Hesse BM, Müller L, et al. A Performance Comparison of direct-and indirect-detection flat-panel imagers [J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2002, 484(1): 351-363.
- [15] Louwe RJW, Mcdermott LN, Sonke JJ, et al. The Long-term Stability of amorphous silicon flat panel imaging devices for dosimetry purposes[J]. Med Phys, 2004, 31(11): 2989-2995.
- [16] Huang YC, Yeh CY, Yeh JH, et al. Clinical practice and evaluation of electronic portal imaging device for VMAT quality assurance [J]. Medical Dosimetry, 2013, 38(1): 35-41.
- [17] Wendling M, Louwe RJW, Mcdermott LN, et al. Accurate Two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method[J]. Med Phys, 2006, 33(2): 259-273.