



白皮书

RadCalc剂量学验证之穿射剂量重建

2012年7月18日

2013年12月修订

2018年4月修订

2021年2月修订

美国专利8,351,572, 8,605,857

本白皮书介绍了利用电子射野成像设备（EPID）和蒙特卡罗模拟来对EPID点扩散响应建模的方法。作者提出了一个反卷积的过程，将EPID图像转换回空气中X射线强度的通量，同时考虑以下因素：X射线透过患者的影响、由患者产生的散射射线、大照射野和较厚组织的计算局限性。本文介绍了相关物理学的详细信息，以了解空气间隙变化修正、患者衰减以及散射效应，从而理解最初实施时候遇到的计算挑战和使用策略。

随着 Dosimetry Check 停止支持，我们将3D EPID剂量计算技术纳入了RADCALC，并优化了各种校正因子和曲线拟合方法。这一扩展的 QA 平台不仅具备 RadCalc 的核心剂量验证和 3D 剂量体积分析功能，还支持常规直线加速器（LINAC）基于EPID的患者治疗前和治疗中的剂量学验证，这一验证采用筒串卷积叠加算法（collapsed cone convolution superposition algorithm）。这使得 RadCalc 成为一个集成的 QA 平台，满足患者 QA 所有需求。



目录

1	相关参考文献	3
2	方法论	3
2.1	患者透射	7
2.2	患者散射	8
2.3	局限性	8
2.4	针对大照射野和厚组织的缓解措施	8
2.5	空气间隙校正	10

1 相关参考文献

- Steciw S, Warkentin B, Rathee S, Fallone BG. Three-Dimensional IMRT verification with a flat panel EPID. Med. Phys. 2005;32(2):600-612.
- WD Renner, et. al., "A dose delivery verification method for conventional and intensity-modulated radiation therapy using measured field fluence distributions", Medical Physics, Vol. 30 No. 11, Nov. 2003, pages 2996-3005.
- WD Renner, K Norton, T Holmes, "A method for deconvolution of integrated electronic portal images to obtain incident fluence for dose reconstruction", JACMP, Vol. 6, No. 4, Fall 2005, pp. 22-39.
- WD Renner, "3D Dose Reconstruction to Insure Correct External Beam Treatment of Patients", Medical Dosimetry, Fall 2007, Vol. 32, No. 3, pages 157-165.
- Markus Wendling, Robert J. W. Louwe, Leah N. McDermott, Jan-Jakob Sonke, Marcel van Herk, and Ben J. Mijnheer. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. Med. Phys. 2006;33:259-273.
- Anton Mans, Peter Remeijer, Igor Olaciregui-Ruiz, Markus Wendling 1, Jan-Jakob Sonke, Ben Mijnheer, Marcel van Herk, Joep C. Stroom. 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. Radiotherapy and Oncology 94 (2010) 181–187.
- William Swindell, Phillip M. Evans. Scattered radiation in portal images: A Monte Carlo simulation and a simple physical model. Medical Physics, 1996;23(1):63-73.

2 方法论

Steciw, Warkentin, Rathee和Fallone, 参考 (1), 对EPID进行了蒙特卡罗模拟, 发现EPID的点扩散响应可以表示为五个指数函数的总和:

方程 1

$$k(r) = \sum_i^n a_i e^{-b_i r}$$

其中 $n = 5$, r 是以厘米为单位的半径。

Renner 等人采用该模型描述 EPID 的点扩散函数, 并设计了一种方法来拟合参数 a_i 和 b_i 。通过拟合这些参数, 可以补偿各个 EPID 之间的差异, 并对参数进行归一化, 从而可用于计算患者剂量(cGy)。

在已知点扩散函数的情况下, 我们可以对 EPID 图像进行反卷积, 将其转换回空气中的 X 射线强度通量。其实过程是通过对图像进行二维变换, 然后将每个频率分量除以点扩散函数变换的倒数, 恢复原始通量分布。EPID 图像 I_{EPID} 是空气中的 X 射线强度通量 $I_{fluence}$ 与 EPID 点扩散函数 $k(r)$ 之间卷积得到的, 其中 $I_{fluence}$ 就是我们期望恢复的:

方程 2

$$I_{EPID} = I_{fluence} \otimes k(r)$$

其中 $k(r)$ 是上述方程 (1) 给出的EPID的点扩散函数, 符号 \otimes 表示卷积运算。根据卷积定理, 卷积就是图像的傅立叶变换和点扩散函数的傅立叶变换各自相乘后的逆傅里叶变换:

方程 3

$$I_{EPID} = F^{-1}\{F(I_{fluence}) * F(k(r))\}$$

如果我们将频域中的 I_{EPID} 图像除以 $F(k(r))$, 从理论上讲, 我们就可以恢复 $I_{fluence}$:

方程 4

$$I_{fluence} = F^{-1}[F(I_{EPID}) / F(k(r))]$$

$$I_{fluence} = F^{-1}\{[F(I_{fluence}) * F(k(r))] / F(k(r))\}$$

$$I_{fluence} = F^{-1}\{F(I_{fluence}) * [F(k(r)) / F(k(r))]\} = F^{-1}\{F(I_{fluence})\}$$

前提是 $F(k(r)) = K(q)$ 不为零。实际上, 方程 (3) 中通量 $I_{fluence}$ 与点扩散函数的卷积是低通空间频率操作, 通量图中那些被衰减到噪声水平及以下的空间频率是无法恢复的。

利用 EPID 点扩散的圆对称性, 我们可以采用点扩散函数的一维 Hankel 变换, 代替二维傅里叶变换, 这在数学上更为方便, 因为这样可得到 $k(r)$ 的闭式变换 $K(q)$, 其中 q 是单位为 cm^{-1} 的空间频率, 且其值从不为零:

方程 5

$$K(q) = \sum_i^n a_i \frac{2\pi b_i}{(4\pi^2 q^2 + b_i^2)^{3/2}}$$

EPID在记录穿射剂量图像时, 也会接收患者的散射射线。这种散射贡献是另一个低通空间频率操作。由于输入通量的空间频率被衰减到噪声水平及以下, 输入通量图像无法被完全恢复。然而, 研究表明, 现有恢复的数据足以在重建患者所接受的剂量时达到一个合理的精度^{3,4}。

穿射剂量图像的另一个问题是, EPID对X射线的输入能量具有很强的响应依赖性。患者对 X 射线的衰减会改变



到达 EPID 的能谱，并且散射辐射会给能谱增加低能 X 射线。从基本原理对这些效应进行建模可能非常困难^{3,4}。因此，我们继续采用点扩散函数拟合方法，针对EPID与X射线源之间一系列不同厚度的水等效模体拟合点扩散函数。最初，以 5 厘米为增量，从 0 到 60 厘米进行操作。厚度为 0 cm对应的点扩散函数用于EPID 治疗前验证（pre-treatment dose reconstruction）时将EPID图像恢复成X射线强度通量。针对每个厚度进行单独的点扩散函数拟合，最终得到一系列按厚度索引的点扩散函数。在已测厚度之间，点扩散函数可通过插值计算。最终的结果是一个二维点扩散函数，它是半径 r 和厚度 th 的函数，即 $k(r,th)$ ，或在空间频率域中为 $K(q,th)$ ，其中每个厚度的核函数由上面的方程（5）给出。现在需要拟合的参数数量为厚度数量乘以10（每个指数项两个参数，但拟合过程是按每个厚度逐一进行的，并且沿用了先前用于 0 cm 厚度的拟合方法。

EPID 的点扩散函数还会受到模体与 EPID 之间距离的影响。不过我们将 EPID 固定在一个恒定距离，并确保等中心点（isocenter）始终位于模体的中心。所使用的几何条件满足以下等式：

$$\text{空气间隙 (Air gap)} = \text{EPID SID (cm)} - (100 \text{ cm} + \frac{1}{2} \text{水模体厚度})$$

该等式也是下文用于空气间隙校正所假设的标称几何条件。为获取 EPID 内核而整合的所有图像，EPID SID（源到EPID平板探测器的距离）应保持恒定。

这种方法可以近似模拟患者治疗过程中的临床情况，而且我们可以接受因未严格处理射线出射表面到 EPID 的距离而产生的小误差。数据拟合过程中EPID距离的任何变化都会产生误差，但微小变化只会产生微小误差。这种误差主要来源于不同 EPID 距离下患者散射贡献的变化，而非平方反比定律，因为平方反比定律的影响已在计算中考虑，误差还可能来自 EPID 对散射线能量敏感性。如下表所示，EPID的剂量对空气间隙不敏感。空气间隙的影响将在后续部分进行校正。

对于85厘米SSD的30厘米厚的模体，10x10 cm照射野尺寸，我们有以下数据（数据由英国爱丁堡的Sankar Andiappa提供）：

EPID AIR	空气间隙	6x	10x
140	25	105.7	106.7
145	30	103.8	104.0
150	35	102.3	102.5
155	40	100.1	101.0
160	45	100.0	100.0
165	50	99.3	99.0
170	55	98.7	98.2
175	60	99.0	97.5
180	65	98.8	97.3

在该计算中，仅对中心轴上的 EPID 信号值进行了平方反比定律校正。如果我们在 SID 160 cm 处采集 EPID 数据（即空气间隙 45 cm），我们会发现，对于 35 cm 至 55 cm 的空气间隙，误差将为 2%。在 25 cm 的空气间隙时，误差增加到 6%。对于较大的射野，这种依赖性将更严重。但由于放射束通常从多个角度照射患者，因此如果 EPID 维持较长的距离，这些误差在统计平均后仍能趋近于理想的几何条件。然而，我们已经开发出一种方法来校正与上述标称几何条件下空气间隙变化相关的误差，下面将对此进行讨论。

在所有情况下，EPID 图像都会相对于校准射野进行归一化（通常校准射野为 10x10 cm，100MU，不摆放模体，和 EPID 治疗前验证测量的几何条件相同）。因此，不同厚度的 EPID 图像记录了以下影响：体模/患者的衰减效应、体模/患者的散射效应、体模/患者的射线硬化效应、EPID 对辐射的能量响应。点扩散函数经过拟合后，反卷积过程可以将 EPID 图像恢复为空气中的 X 射线强度通量，单位为 rmu（相对监测单位，relative monitor units），即每个像素的值被归一化为校准射野中心轴上的 MU 所需值。对于开放方形照射野，rmu 值可由准直器散射因子乘以监测单位（MU）得到。对于非方形照射野，rmu 可视为有效准直器散射因子（effective collimator scatter factor）乘以有效监测单位（effective MU）。

对于每种厚度，反卷积核（deconvolution kernel）负责将测得的 EPID 图像转换回空气中的 X 射线强度通量，单位为 rmu。问题在于：对于实际治疗射野，患者的厚度并非均匀恒定，也不存在一个与射野中心射线垂直的平整表面。为了应对这一挑战，我们可以对 EPID 上的每个像素进行光线追踪（ray tracing），计算从 X 射线源到达该像素所穿透的等效水厚度（equivalent water thickness）。该过程需要治疗计划的 CT 扫描数据（plan CT scan set）和射束几何信息（beam geometry），这些信息通过 DICOM RT 格式导入。光线追踪计算实际上只在每五个像素进行一次，然后在相邻像素间插值，这样可以减少计算量，将计算时间缩短 25 倍（采用二维插值）。通过这一方法，每个 EPID 图像的像素都会被分配一个厚度值，并且可以在理论上使用该厚度索引到相应的核函数，从而对 EPID 图像进行反卷积计算，恢复空气中的通量分布。

由于核函数是变动的，原本能让这种计算在空间频域进行的卷积定理不再适用。因此，反卷积无法通过利用快速傅里叶变换在频域做乘法运算来节省计算机时间，而必须在空间域进行。在空间域的反卷积必须使用 $1/K(q,th)$ 的逆傅里叶变换来完成。。

在使用 Windows XP 操作系统和 1.81 GHz Intel 处理器的个人电脑上，使用变动核在空间域进行反卷积计算需要 9 分钟。这意味着，对于 7 个射野的 IMRT 计划将需要一个小时的计算时间，对于 VMAT 计划如果每 5 度采集一张图像，总共需要 72 张图像，需要接近 11 个小时的计算时间。这些计算时间过长，难以满足临床需求。

归一化到校准图像后的出射剂量图像像素尺寸减小到 1 mm，对于 Varian EPID，这仍然保留了 400 x 300 的图像分辨率。尽管与常用的 2 至 5 毫米的典型笔形束尺寸相比，1 毫米仍然算小，但我们并不希望因降低分辨率而失去使用 EPID 图像的高分辨率优势。

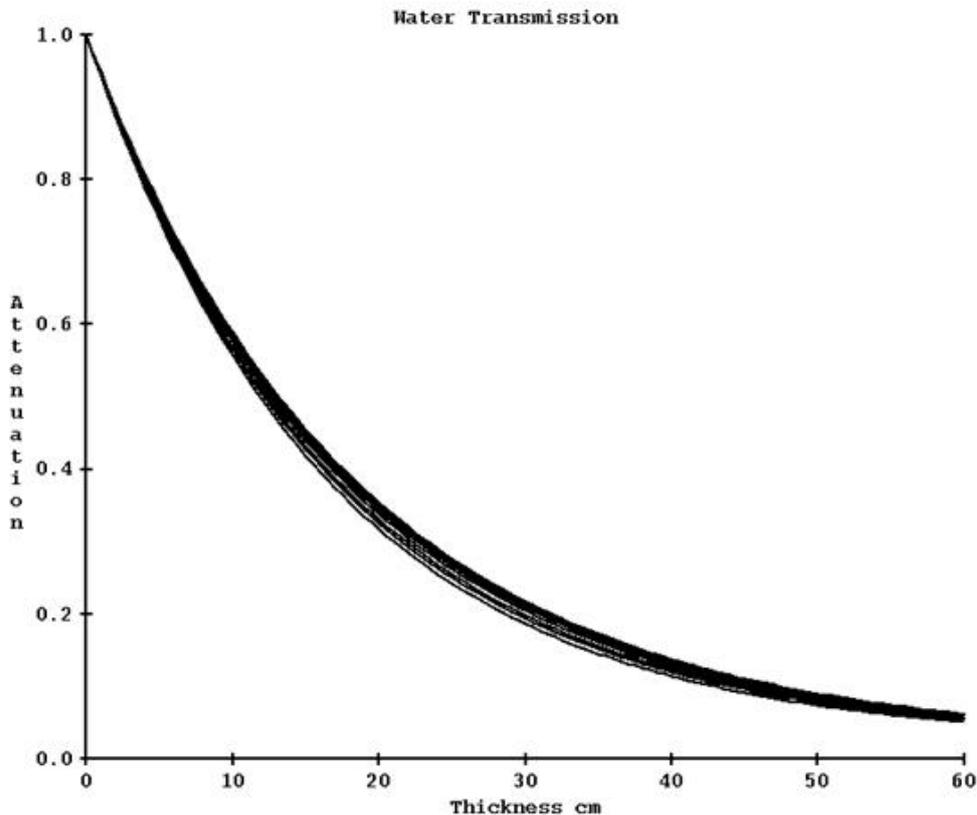
一维卷积的运算量为 n^2 阶，而快速傅立叶变换 (FFT) 的运算量为 $n \log_2 n$ 阶。对于二维图像，运算量是上述公式的平方。对于一个 512 x 512 大小的图像数组，使用快速傅立叶变换应该比离散卷积快约 3236/2 倍（因双向变化，所以需除以 2）。通过使用以下近似方法，消除了离散反卷积所需的大量计算时间。假设 EPID 采集了 m 种厚度，对应 m 个反卷积核，由厚度索引。对于单个出射图像，使用快速傅立叶变换来对每个图像进行 m 次反卷积，为每个厚度生成 m 个中间输出图像。如果图像中的最大穿透厚度小于最大厚度核对应的厚度，

那么就可以使用少于现有数量的核函数。例如，如果最大厚度为 42 厘米，那么在这种情况下，就只使用从 0 厘米到比 42 厘米大的下一个厚度的核进行反卷积。随后，对于每个像素，在相应的输出图像之间进行插值，以生成最终图像。例如，如果某个像素的穿透厚度为 32.0 厘米，则在 30.0 cm 厚度核计算出的图像与 35.0 cm 厚度核计算出的图像之间插值。由于 EPID 的点扩散函数随着半径迅速减小，而图像区域内的厚度通常变化较为平缓，因此这种方法可以认为是一种合理的近似。

采用该方法后，在同一台计算机上，空气通量图像的处理时间从9分钟大幅减少到大约 1.7 秒，而光线追踪 (ray trace) 额外需要 1.34 秒，总计每张图像处理时间约为 3.0 秒。在运行 Windows Vista系统的主频 2.67 GHz i7 处理器的计算机上，每张图像反卷积过程的计算时间约为 0.70 秒，光线追踪约为 0.55 秒，每张图像总计约 1.25 秒。光线追踪采用 0.5 厘米的网格，并在网格节点之间进行插值。

2.1 患者透射

医用直线加速器的 X 射线能谱在离轴方向上会发生变化，离轴越远，射线的穿透能力越弱。为了对此进行校正，我们在水模体中沿对角线方向，逐步测量不同水厚度下的窄束衰减情况。对于每条射线，实验数据被拟合为多个指数函数的总和，以便进行插值和外推计算，并在测量的射线之间进行插值。在上述方法中，首先根据射线在体模/患者中穿透的已知距离，对像素进行体模/患者衰减校正。该校正被作为可选项实施。反卷积核可在启用或禁用此校正的情况下进行拟合，但只能在对应的条件下使用。然而为了获得更高的计算精度，首先应去除患者对出射图像的影响，即患者衰减效应，因为这会改变出射图像的空间频谱。在进行频率滤波之前先去除衰减效应，可以得到更精确的结果。

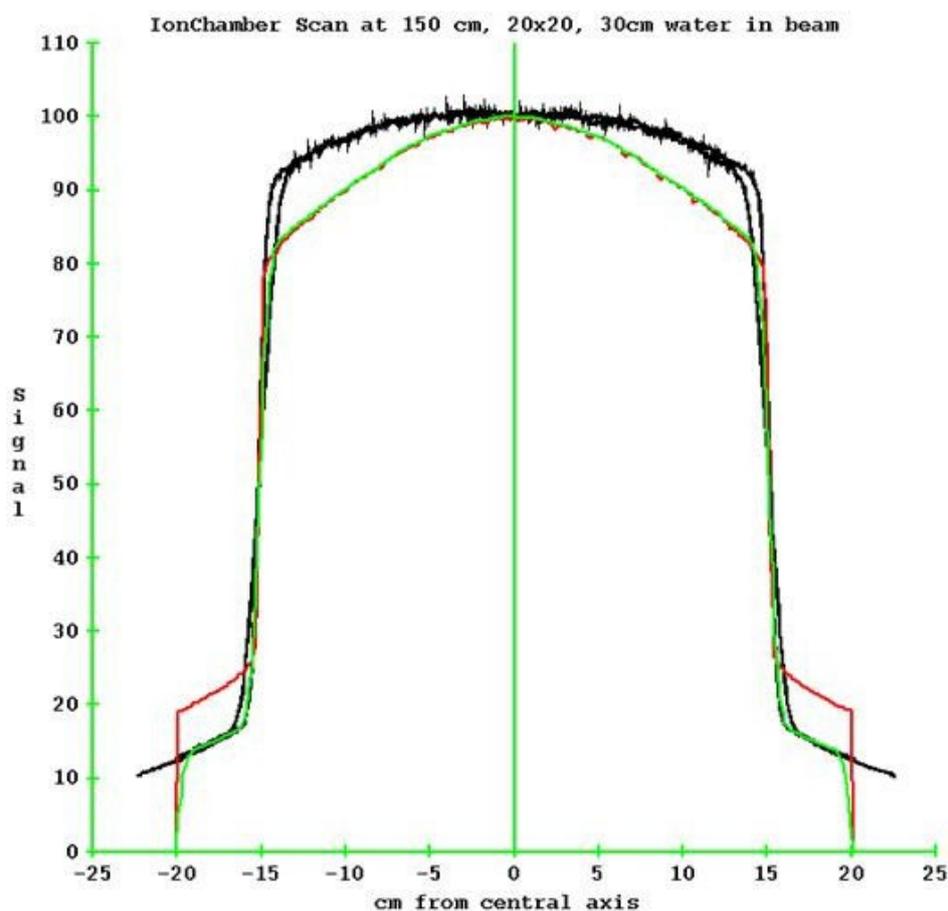


2.2 患者散射

在上述算法中，我们先假设体模/患者的散射射线在整个EPID中是均匀的。但是，这不是完全正确的。参考文献（5）第66页图4显示，对于大约 $14.1 \times 14.1 \text{ cm}^2$ 照射野、X射线源到EPID的距离即SID为160cm、水模体厚度20cm且放置在等中心位置时，中心轴处的散射量约为主射束的0.07%，在半径20cm处，散射量逐渐减少至0.04%。

2.3 局限性

对于更大的照射野和更厚的体模，这一效应会变得更加明显。此外，EPID 对散射辐射会产生过度响应。在下方的图表中，我们展示了在空气中测量的剂量分布曲线，该测量使用带有建成帽的电离室，测量位置距 X 射线源 150 cm，85 cm SSD 处放置了 30 cm 厚的水模体。黑色曲线代表电离室在两个轴向进行扫描测量得到的数据。红色曲线代表 EPID 图像归一化后的剂量剖面。绿色曲线代表 EPID 点扩散响应反卷积后的剖面。在临床应用中，治疗射野通常不是大的开放射野，因此这一问题并不会对实际应用造成较大影响。

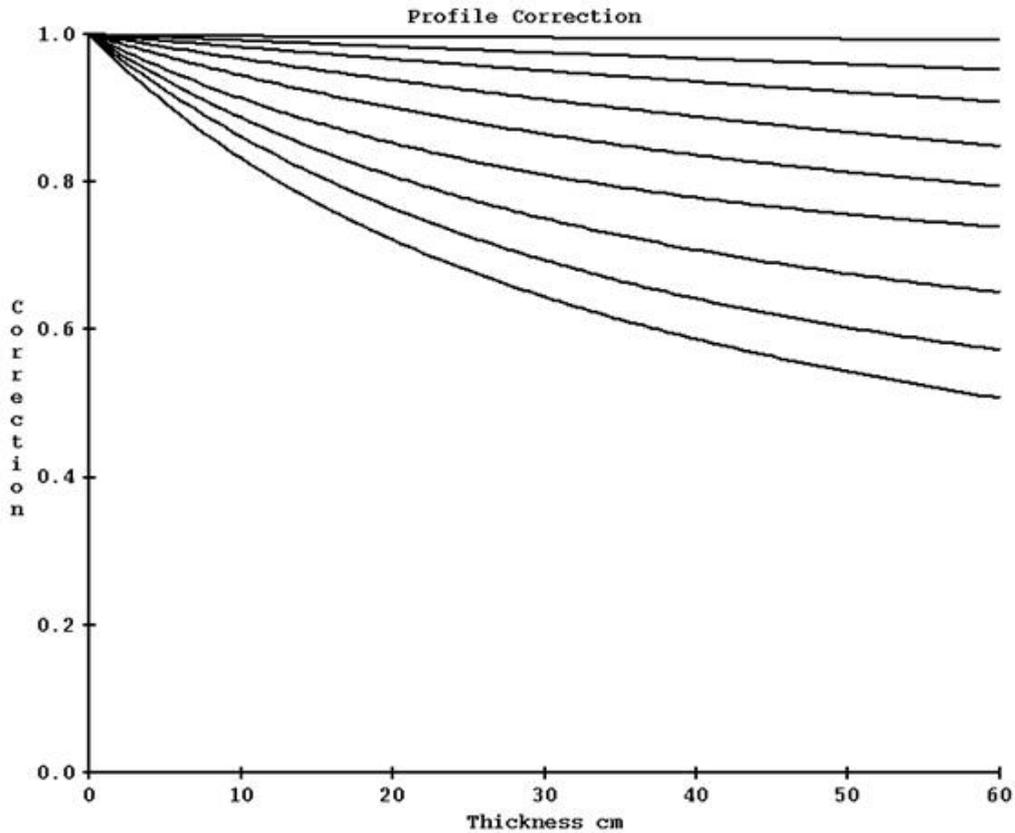


数据由美国 Vantage Oncology 的 Muffin Sewell 提供。

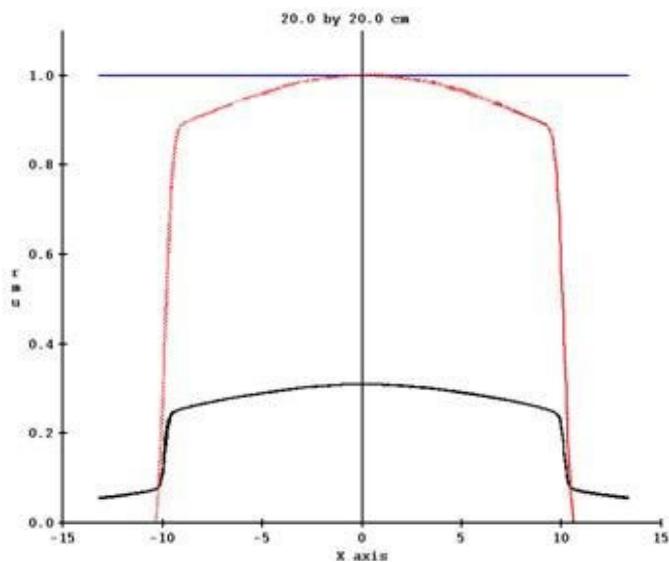
2.4 大厚度下大照射野问题的改善措施

截至 2018 年 4 月，这一问题通过如下方式得到改善：对反卷积后的窄束离轴透射数据进行拟合，以校正斜率，并将拟合参数添加到 EPID 核函数文件中。

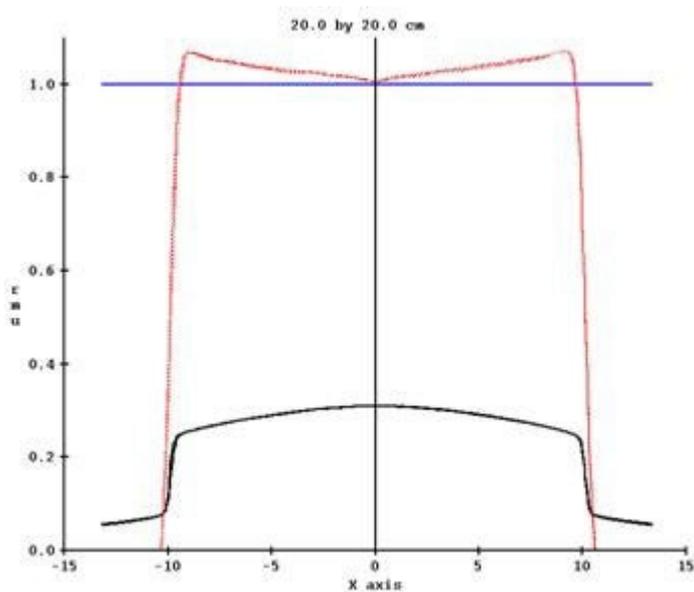
2021年2月，对此进行了修改，保留了测量得到的窄束透射数据，并对图像频率滤波后应用额外的校正来调整剂量分布曲线。下图展示了 6 MV X 射线的校正曲线，其中 剂量分布曲线需除以以半径和厚度为索引的校正正值。随着半径增大，这些曲线下降幅度更大，在 100 厘米处半径为 18 厘米时结束。



对于 Varian 机器，在 20×20 cm 照射野、30 cm 厚水模体的情况下，该校正将最终结果从下方所示的红色虚线调整为新的剂量分布曲线（黑色曲线为原始 EPID 图像的剂量分布曲线）：



如下所示：



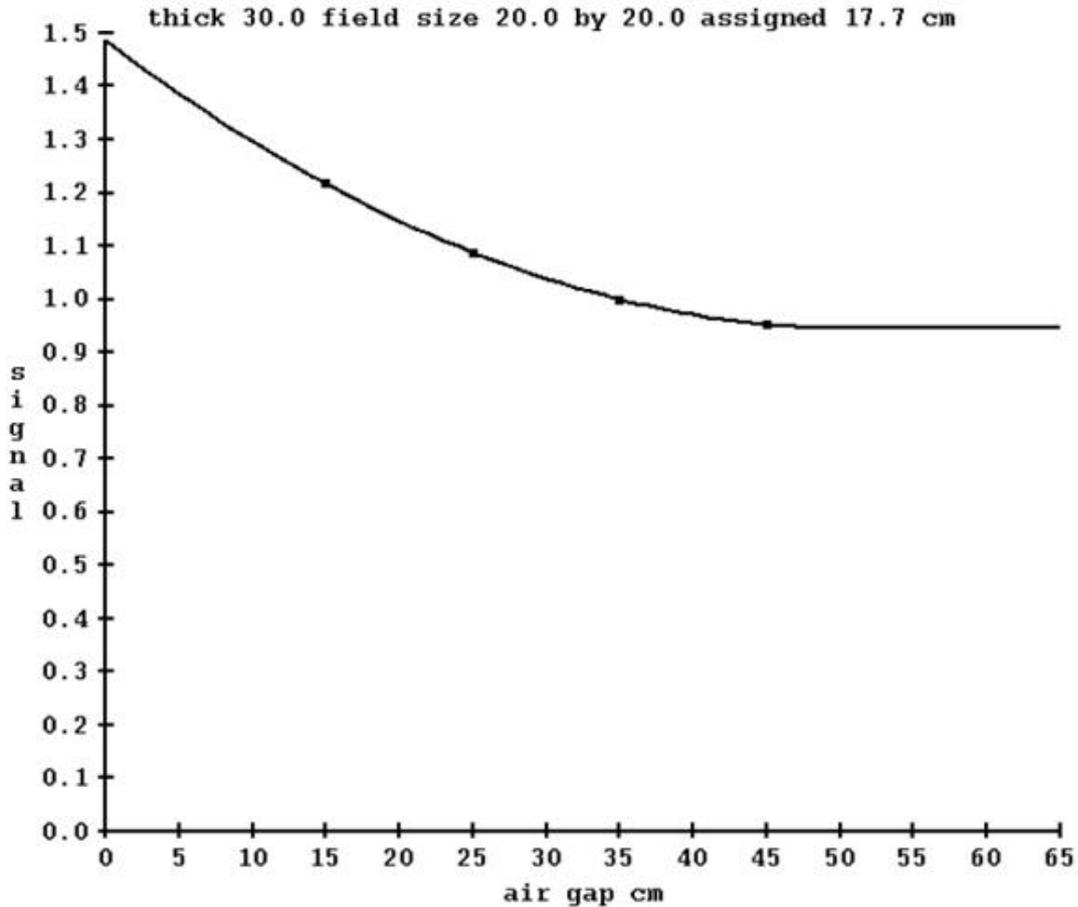
然而，对于较大尺寸但非开放射野（non-open fields）的情况，该校正方案可能会对剂量分布曲线进行过度补偿。此外，EPID 核函数的拟合仅保证中心轴上的剂量计算正确，对于离轴区域，可能仍需进一步优化校正方案。

2.5 空气间隙校正

需要额外数据来校正患者中心偏离等中心位置的几何情况。如上所示，EPID处的剂量对出射表面到EPID的距离（空气间隙）变化不敏感。但是，对于较大照射野，误差会更加显著。因此我们提供了一种方法来进行校正。对每个照射野尺寸进行归一化，采用差值计算而非绝对值，这样可以减少对特定加速器的依赖性，从而使同一组数据可适用于多个不同的直线加速器。

数据集包含：不同厚度、不同照射野尺寸、不同空气间隙的EPID图像。对于所有厚度，必须使用相同的一组射野大小，但空气间隙可以不同。对于每个射野，空气间隙都应从最大设置到最小，但无需对所有厚度和射野都采用相同的空气间隙设置。

对于每个射野和厚度，拟合一个二阶多项式用于表达中心轴信号值与空气间隙的关系曲线。该曲线会被外推至射野为0，并向另一个方向延伸。下面是厚度为30cm、射野为20x20 cm的示例图：



调强照射野并非简单的方形野或矩形野，因此调强射野尺寸必须通过某种度量方法来计算，以考虑辐射场中的散射量。对于每张射野图像，先找最大强度值，所有像素值除以该最大强度值使图像归一化。然后计算所有像素的总和，再乘以单个像素的面积，取平方根，然后将其缩小至SID 100cm的等效值。对于上述20x20cm照射野，计算得到的等效射野尺寸为17.7cm（在SID 100cm处）。虽然这一度量方法并不严格，但它为所有射野提供了一种统一的衡量标准。

对于任何给定的厚度，空气间隙曲线归一化计算公式如下：

$$\text{空气间隙cm} = \text{EPID SID cm} - (100.0 \text{ cm} + \frac{1}{2} \times \text{厚度})$$

对于厚度30cm和SID150cm的，归一化空气间隙是35厘米。在实际应用中，数据会被重新归一化，以匹配获取EPID核函数的给定SID。因此，采集EPID核函数图像时，必须确保上述公式计算出的空气间隙值正确。对于每个像素，已知空气间隙、厚度和射野尺寸，我们可以从三维空气间隙校正表中进行插值计算得到校正因子，并将其应用到该像素值。反卷积已经考虑到了EPID对不同射野大小的响应。这里的校正仅用于修正由于空气间隙变化导致的强度变化，这里空气间隙变化指用于拟合出射EPID核函数的标称测量。

备注：并非所有产品或功能在所有市场有售。