

基于笔形束散射核的非均匀模体透射平面散射线分析

刘波特^{1,2}, 郑华庆¹, 汪晖¹, 汪冬¹, 贾婧¹

1. 中国科学院核能安全技术研究所/中子输运理论与辐射安全重点实验室, 安徽 合肥 230031; 2. 中国科学技术大学, 安徽 合肥 230026

【摘要】目的:利用蒙特卡罗方法分析透射平面上散射光子的物理性质以及非均匀模体厚度对散射核的影响,为基于电子射野影像设备(EPID)的在体剂量验证研究提供基础。**方法:**利用EGSnrc建立笔形束散射核模型,并模拟获得X射线穿过非均匀模体(水肺水/水骨水模体)以及相应等效厚度水模后30 cm处透射平面上的多种散射线能量注量分布,并分析水肺水/水骨水模体与其等效厚度水模体在散射线能量注量分布上的差异。**结果:**散射核中一阶康普顿散射线最大能量注量在 $1 \times 10^{-4} \text{ MeV} \cdot \text{cm}^{-2}$ 数量级,当离轴距离为8~12 cm时下降至最大值的一半,而散射核中其它散射线能量注量最大值在 $1 \times 10^{-5} \text{ MeV} \cdot \text{cm}^{-2}$ 数量级附近或以下。对于水肺水/水骨水模体,散射核能量注量相对偏差变化为 $\pm 1.2\% \sim \pm 11.5\%$,且随模体非均匀层厚度增大而增大。**结论:**散射核中一阶康普顿散射线占比最大,同时也贡献了大部分能量注量相对偏差,在通过散射核来重建非均匀模体后EPID平面上的射线分布时,应着重考虑一阶康普顿散射线对重建结果的影响,并对其进行有效的修正。

【关键词】电子射野影像设备;在体剂量验证;EGSnrc模拟;透射平面;散射光子;笔形束散射核

【中图分类号】R318;R812

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)01-0011-06

Scattered photons on inhomogeneous phantom transmission plane: an analysis based on pencil beam scatter kernels

LIU Bote^{1,2}, ZHENG Huaqing¹, WANG Hui¹, WANG Dong¹, JIA Jing¹

1. Key Laboratory of Neutronics and Radiation Safety, Institute of Nuclear Energy Safety Technology, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China; 2. University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China

Abstract: Objective To analyze the physical characteristics of scattered photons on transmission planes and the effects of inhomogeneous phantom thickness on scatter kernels with the use of Monte Carlo method, and to provide a basis for the studies on electronic portal imaging devices-based *in vivo* dosimetric verification. **Methods** Pencil beam scatter kernel model was established by EGSnrc. After the X-rays passing through inhomogeneous phantoms (water-lung-water phantoms and water-bone-water phantoms) and their equivalent homogeneous phantoms (EHPs), the energy fluence distributions of different scattered photons on transmission plane which was 30 cm below phantoms were obtained. The energy fluence deviation of scattered photons between inhomogeneous phantoms (water-lung-water phantoms and water-bone-water phantoms) and their EHPs were analyzed. **Results** The maximum energy fluence of the first order Compton scatter of scatter kernels was $1 \times 10^{-4} \text{ MeV} \cdot \text{cm}^{-2}$ orders of magnitude, and fell to the half when the off-axis distance was 8 to 12 cm. For other scattered photons of scatter kernels, the maximum energy fluence was near or lower than $1 \times 10^{-5} \text{ MeV} \cdot \text{cm}^{-2}$. The relative deviation of energy fluence of scatter kernels was in the range of $\pm 1.2\%$ to $\pm 11.5\%$ between inhomogeneous phantoms (water-lung-water phantoms and water-bone-water phantoms) and EHPs, and the deviation was larger with the increase of inhomogeneous phantom thickness. **Conclusion** The first order Compton scatter of scatter kernels accounts for the largerst and contributed to the most of the relative deviations of energy fluence. Therefore, the effect of the first order Compton scatter should be considered and corrected when reconstructing the rays on the EPID plane after the reconstruction of inhomogeneous phantom by scatter kernels.

Keywords: electronic portal imaging devices; *in vivo* dosimetric verification; EGSnrc simulation; transmission plane; scattered photons; pencil beam scatter kernel

【收稿日期】2019-07-20

【基金项目】国家自然科学基金(11605233);中国科学院信息化专项项目(XXH13506-104);安徽省重大科技专项(18030801135)

【作者简介】刘波特, 硕士, 研究方向:医学物理, E-mail: liubote@mail.ustc.edu.cn

【通信作者】贾婧, 副研究员, 研究方向:医学物理, E-mail: jing.jia@fds.org.cn

前言

基于电子射野影像设备 (Electronic Portal Imaging Devices, EPID) 的在体剂量验证是放射治疗剂量验证中的一个研究热点^[1-2], 该研究的相关算法主要分为向前算法与反投影算法^[3]。模体透射平面是指透过模体后 EPID 所在的平面或与其相平行的平面, 但无论是向前算法还是反投影算法, 模体透射平面上的散射一直是制约 EPID 应用于在体剂量验证的主要因素之一^[4-6]。现阶段通过理论分析方法对透射平面散射中的一阶康普顿散射线实现了高效的计算与分析, 但同时受限于方法本身而无法对透射平面的其它散射做计算分析^[7-8], 而实验的方法则无法对散射线及其不同成分做单独分析^[9-10]。也有运用蒙特卡罗方法模拟笔形束散射核分析均匀模体的透射平面上的散射分布^[11], 同时有相关研究通过等效水模体对病人的组织非均匀性做等效处理之后, 再借助笔形束散射核重建 EPID 平面 (模体透射平面) 上射线的能量通量^[12]。本研究通过 EGSnrc 的用户代码建立笔形束散射核模型, 并在对代码的模拟结果进行验证之后, 模拟不同厚度的非均匀模体 (水肺水/水骨水模体) 及其等效厚度的水模体在透射平面上的散射线能量注量分布, 最后分析非均匀模体厚度对散射核能量注量分布的影响。其中透射平面上的散射线分为 3 类进行记录与分析, 分别为一阶康普顿散射线、高阶康普顿散射线、由韧致辐射或正电子湮灭产生的散射线 (下文用“BREM.&P.A. 散射线”代称)。

1 材料与方法

1.1 EGSnrc 用户代码及笔形束散射核模型

1.1.1 EGSnrc 用户代码 EGSnrc 是一款广泛应用于放射医学物理的蒙特卡罗程序, 用户可以通过编写 EGSnrc 的用户代码来根据需要进行模拟计算^[13]。EGSnrc 用户代码由主程序, 以及 3 个子程序组成, 其中的 AUSGAB 子程序结合变量 LATCH 可以对特定物理量进行记录与输出。本文通过 EGSnrc 用户代码建立笔形束散射核模型, 在主程序中对入射模体的原射线能量选用 2 与 6 MeV 两种分别进行模拟, 模拟的入射粒子数设为 10^8 , 蒙特卡罗输运过程中的电子截断能量与光子截断能量分别设置为 0.521 和 0.010 MeV, 截面数据采用美国国家标准技术局的光子截面数据库 XCOM 的数据^[14]。

用户代码中的子程序 AUSGAB 对一阶康普顿散射线、高阶康普顿散射线、BREM.&P.A. 散射线进行分别记录, 记录的物理量包括散射线的粒子注量以及能量注量, 其中一阶康普顿散射线是指原射线入

射模体后只与模体发生一次康普顿散射便穿过模体的射线, 高阶康普顿散射线是指原射线与模体发生 2 次及以上的康普顿散射最后入射至透射平面的散射线, 如果该射线在模体中发过韧致辐射或者正电子湮灭则将该射线记为 BREM.&P.A. 散射线。

1.1.2 笔形束散射核模型 一束无限细射线垂直入射一块有限厚度的无限宽模体后, 在其模体透射平面上产生的散射线分布称为散射核。图 1 为笔形束散射核模型, a 为模体厚度, b 为空气间隙。为对透射平面的散射光子进行记录, 在模体后空气间隙 b 为 30 cm 处设置散射线记录平面, 记录平面以 1.0 cm 的圆环宽度为一个记录单元记录射线在 0~50 cm 范围内的离轴分布。

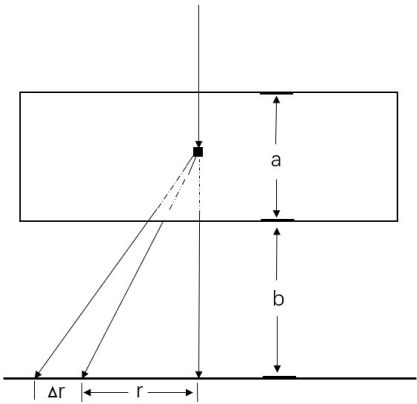


图1 笔形束散射核的几何模型
Fig.1 Geometric model of pencil beam scatter kernels

1.2 模型的理论验证

为对编写的 EGSnrc 散射核模型用户代码进行验证, 在康普顿散射微分截面公式的基础上推导一阶康普顿散射线在记录平面上的粒子注量分布与能量注量分布计算公式, 并用 Matlab 对其进行编程, 计算上述散射核模型中的一阶康普顿散射线的粒子注量分布与能量注量分布并将其与 EGSnrc 散射核模型的模拟结果进行比较, 实现对模型的验证。

1.3 模体参数设置与能量注量相对偏差分析

1.3.1 模体参数设置 为了分析非均匀模体厚度对散射核的影响, 选用水、水肺水及水骨水 3 种模体进行模拟。水肺水模体/水骨水模体总厚度设置为 20 cm, 在水肺水/水骨水模体中间设置 4 种不同厚度的肺模体或骨模体, 其中肺模体/骨模体的厚度分别设置为 2.5、5.0、10.0 以及 15.0 cm, 水肺水/水骨水各 4 种模体 (Phantom 1.1-1.4、Phantom 2.1-2.4) 对应的等效水模体厚度如表 1 所示。式 (1) 为等效水模体厚度的计算公式^[3], 可以求得不同水肺水/水骨水模体的等效水模厚度。等效水模体厚度 T_{water} 的计算公式为:

表 1 水肺水模体/水骨水模体的等效水模体厚度
Tab.1 Equivalent water phantom thicknesses of water-lung-
water phantoms and water-bone-water phantoms

模体类型	模体	水等效厚度/cm
水肺水模体	Phantom 1.1	18.17
	Phantom 1.2	16.34
	Phantom 1.3	12.67
	Phantom 1.4	9.01
水骨水模体	Phantom 2.1	21.84
	Phantom 2.2	23.68
	Phantom 2.3	27.35
	Phantom 2.4	31.03

$$T_{\text{water}} = \frac{1}{\rho_{e(\text{water})}} \int_0^d \rho_e(z) dz$$

(1)

其中,电子密度 $\rho_e(z)$ 计算中涉及模体密度与模体中各元素的所占组份,采用EGSnrc模拟计算时所使用的52licru. peps4dat文件中的数据,最终计算得到单位厚度肺模体/骨模体对应的水模体厚度分别为0.267、1.740 cm。

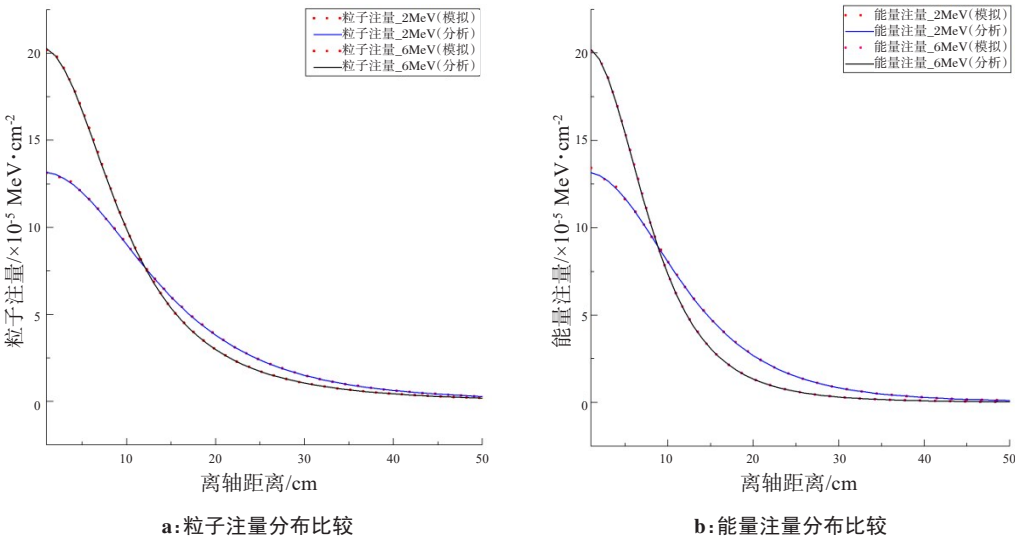


图2 散射核中一阶康普顿散射线的粒子注量与能量注量蒙卡模拟值与理论分析值的比较

Fig.2 Comparison of simulated values of the particle fluence and energy fluence of the first order Compton scatter of scatter kernels with analytical calculations

2.2 散射核模拟结果

散射核中散射线可以分为3类:一阶康普顿散射线、高阶康普顿散射线以及BREM.&P.A.散射线,通过对散射核的模拟可以获得各散射的离轴分布以及与入射能量变化的关系,具体结果如图3~图5所示。其中水肺水模体、水骨水模体以及等效水模体采用表1中Phantom 1.2与Phantom 2.2所设置的厚度,最

终模拟获得的能量注量都采用入射的总能量进行归一化处理。

1.3.2 能量注量相对偏差

式(2)为能量注量相对偏差计算公式, f_{inh} 为水肺水/水骨水模体在记录平面上不同散射线总能量注量, f_{chp} 为相应等效水模在记录平面上不同散射的总能量注量:

$$RD = \frac{f_{\text{inh}} - f_{\text{chp}}}{f_{\text{chp}}} \times 100\%$$

(2)

2 结果与讨论

2.1 模型的理论验证结果

图2为2和6 MeV的入射X射线穿过20 cm厚度的水模时,笔形束散射核的EGSnrc 蒙卡模拟值与理论分析值的计算结果比较,其中图2a为粒子注量分布比较,图2b为能量注量分布比较,粒子注量与能量注量的分布使用入射模体时的总射线粒子数或总射线能量进行归一化。图2a中入射能量为2与6 MeV时,记录平面上一阶康普顿散射线粒子注量分布的模拟值与分析值相对偏差都在 $\pm 1\%$ 以内,图2b中入射能量为2与6 MeV时,记录平面上一阶康普顿散射线能量注量分布的模拟值与分析值相对偏差都在 $\pm 0.7\%$ 以内。编写的EGSnrc用户代码蒙卡模拟结果与理论分析结果符合良好,可用于做进一步计算。

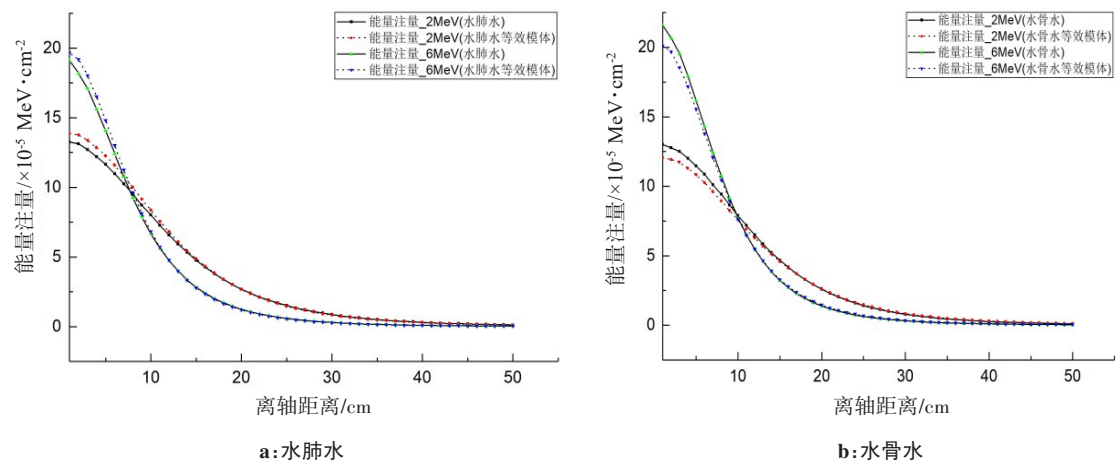


图3 水肺水/水骨水模体及其相应等效厚度水模的散射核中一阶康普顿散射线能量注量分布

Fig.3 Energy fluence of the first order Compton scatter of scatter kernels below water-lung-water phantoms, water-bone-water phantoms and their equivalent homogeneous phantoms (EHPs)

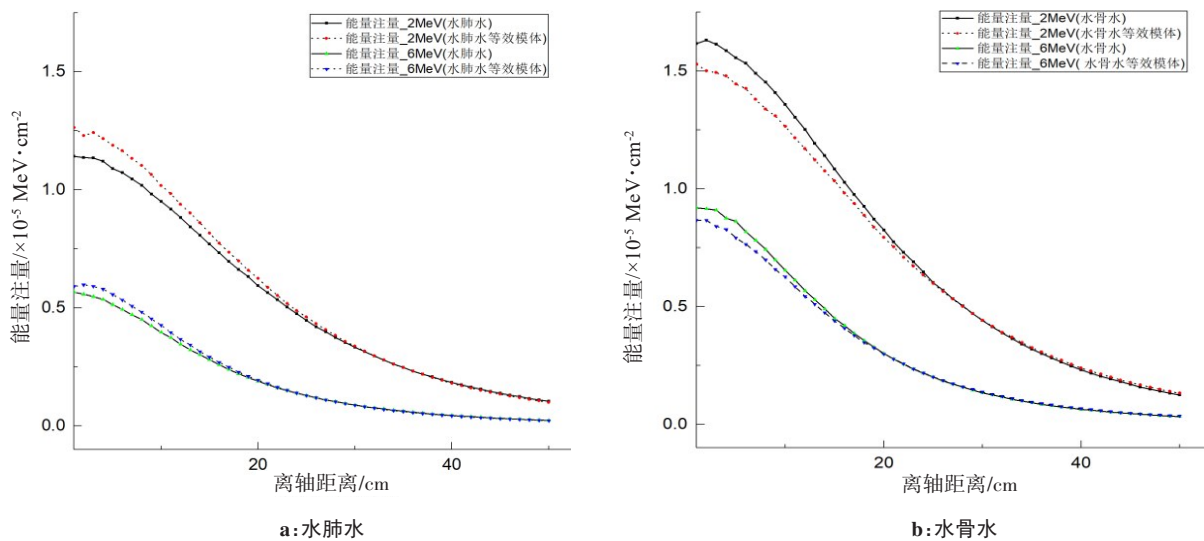


图4 水肺水/水骨水模体及其相应等效厚度水模的散射核中高阶康普顿散射线能量注量分布

Fig.4 Energy fluence of multiple order Compton scatter of scatter kernels below water-lung-water phantoms, water-bone-water phantoms and their EHPs

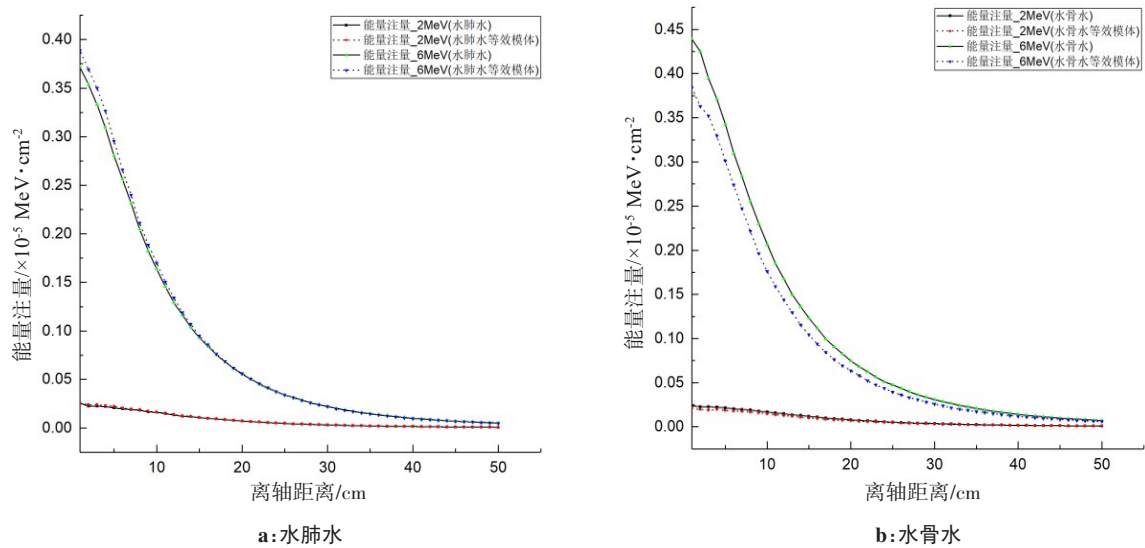


图5 水肺水/水骨水模体及其相应等效厚度水模 BREM.&P.A. 散射线能量注量分布

Fig.5 Energy fluence of BREM.&P.A. photons of scatter kernels below water-lung-water phantoms, water-bone-water phantoms and their EHPs

8 cm 左右下降至最大值的二分之一,入射能量越高,一阶康普顿散射线的能量注量分布越集中。此外水肺水模体的等效水模的能量注量整体要更高,水骨水模体则更低。

图4和图5分别为高阶康普顿散射线与BREM.&P.A.散射线所对应的能量注量离轴分布。高阶康普顿散射线能量注量相对于一阶康普顿散射线能量注量要低一个数量级,最大值处于 $10^{-5}\text{MeV}\cdot\text{cm}^{-2}$ 数量级;而BREM.&P.A. 散射线的能量注量更低,当入射能量为2 MeV时,最大值处于 $10^{-7}\text{MeV}\cdot\text{cm}^{-2}$ 数量级,入射能量为6 MeV时,处于 $10^{-6}\text{MeV}\cdot\text{cm}^{-2}$ 数量级,低于一阶康普顿散射线能量注量2~3个数量级。无论入射能量为2 MeV或更高能量的6 MeV,一阶康普顿散射线能量注量相对其它两种散射的能量注量都更有优势,入射能量为2 MeV时,一阶康普顿散射线总能量注量在3种散射中占比大于80%,入射能量为6 MeV时,一阶康普顿散射线总能量注量在3种散射中占比大于90%。

此外高阶康普顿散射线以及BREM.&P.A. 散射线能量注量分布相对一阶康普顿散射线能量注量分布更为平缓,对于2 MeV能量的入射,高阶康普顿散射线能量注量与BREM.&P.A. 散射线的能量注量分别在半径为21与14 cm附近下降为最大值的一半,对于6 MeV能量的入射,高阶康普顿散射线能量注量与BREM.&P.A. 散射线的能量注量分别在半径为16与10 cm附近下降为最大值的一半。

2.3 非均匀模体厚度对散射核的影响

水肺水模体中非均匀层厚度增加会造成其等效水模体厚度减小,而水骨水模体中非均匀层厚度增加会造成其等效水模体厚度增加,如果用等效厚度水模体的散射核来代替非均匀模体的散射核,这之间会存在一定的偏差。由于BREM.&P.A. 散射线能量注量对总散射线能量注量贡献较小,在下面的讨论中将不再涉及。

表2给出散射核中2与6 MeV两种入射能量的散射核能量注量相对偏差。对于水肺水模体,当中间非均匀层厚度为2.5 cm(Phantom 1.1)时,在2 MeV入射线能量下,能量注量相对偏差为-1.27%;而当中间非均匀层厚度增加到15.0 cm(Phantom 1.4)时,相对偏差增加到-11.43%。相同能量入射情况下,中间非均匀层厚度同样由2.5 cm增加到15.0 cm时,水骨水模体的能量注量相对偏差由2.32%增加到10.97%。对于两种模体,当入射能量由2 MeV增加到6 MeV时,散射核的能量注量相对偏差都会有所下降,水肺水模体的相对偏差减小幅度不大,而水骨水模体的相对偏差有0.45%~2.92%的减小。

表2 水肺水/水骨水模体与其等效水模的散射核能量注量相对偏差
Tab.2 Relative deviation of energy fluence of scatter kernels below water-lung-water phantoms and water-bone-water phantoms to their EHPs

模体类型	模体	相对偏差(2 MeV/6 MeV)/%
水肺水模体	Phantom 1.1	-1.27/-1.19
	Phantom 1.2	-3.15/-3.11
	Phantom 1.3	-7.03/-6.81
	Phantom 1.4	-11.43/-11.25
水骨水模体	Phantom 2.1	2.32/1.87
	Phantom 2.2	4.00/3.00
	Phantom 2.3	7.32/5.58
	Phantom 2.4	10.97/8.05

图6通过直方图展示了水肺水/水骨水模体与其等效水模的散射核中一阶康普顿散射线与高阶康普顿散射线对散射核能量注量相对偏差的贡献,以及水肺水/水骨水中非均匀层厚度的增加与相对偏差增加的关系。由图6a与图6b可以看出,模体厚度与能量注量相对偏差基本成线性关系,同时一阶康普顿散射线贡献了散射核中绝大部分能量注量相对偏差。此外入射能量的增加,对水肺水模体的相对偏差影响不大,但在水骨水模体对应的图6b中,入射能量由2 MeV增加到6 MeV时,水骨水中的高阶康普顿散射线对能量注量相对偏差的贡献有了大幅度下降,这也导致能量由2 MeV增加到6 MeV能量时,水骨水的能量注量相对偏差有了较大的下降。但无论是模体中非均匀层厚度由2.5 cm增加至15.0 cm,还是入射能量由2 MeV增加至6 MeV,一阶康普顿散射线依然是能量注量相对偏差的主要贡献者。

3 结 论

用等效厚度水模的散射核来代替非均匀模体的散射核会存在一定偏差,本研究在两种入射能量下,对散射核中的3种散射线(一阶康普顿散射线、高阶康普顿散射线以及BREM.&P.A. 散射线)分别进行分析,结果发现散射核中一阶康普顿散射线占比最大。同时进一步分析在不同入射能量下水肺水/水骨水模体中非均匀层厚度对散射核能量注量相对偏差的影响,发现散射核的能量注量相对偏差随水肺水/水骨水模体的非均匀层厚度的增加而增加,并且相对偏差主要来自于—阶康普顿散射线。通过本研究分析可知,在使用基于笔形束散射核来重建EPID平面散射分布时,需要注意等效处理带来的偏差,且应着重

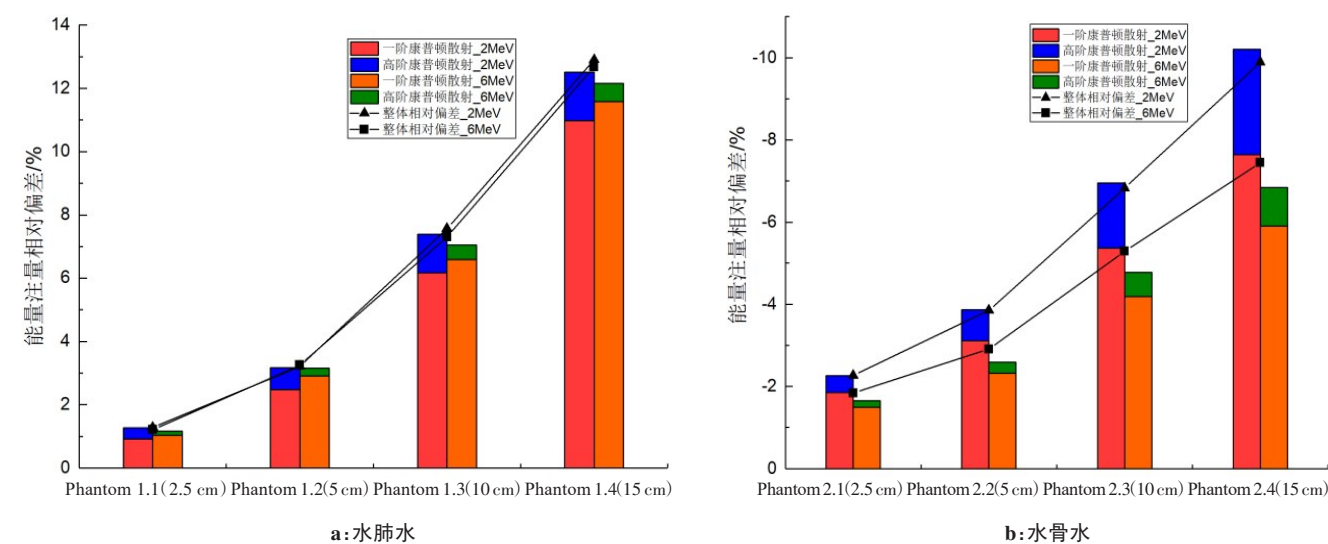


图6 水肺水/水骨水模体与其等效水模的散射核能量注量相对偏差

Fig.6 Relative deviation of energy fluence of scatter kernels below water-lung-water phantoms and water-bone-water phantoms to their EHPs

考虑一阶康普顿散射线对这种偏差的影响,并对其进行有效的修正。

致谢:本论文在中国科学院核能安全技术研究所·中科凤麟团队中开展完成,感谢中科凤麟团队其他成员对本论文相关工作的多方面支持。

【参考文献】

[1] MIJNHEER B, ROZENDAAL R, OLACIREGUI-RUIZ I, et al. New developments in EPID-based 3D dosimetry in the Netherlands Cancer Institute[J]. Journal of Physics: Conference Series, 2017, 847(1): 012033.

[2] 李丽琴, 李光俊, 沈九零, 等. 基于EPID的在体剂量验证研究进展[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(7): 833-837.

LI L Q, LI G J, SHEN J L, et al. Research progress in electronic portal imaging device-based *in vivo* dosimetry verification[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(7): 833-837.

[3] 任强. 剂量引导放射治疗中三维剂量重建方法研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2015.

REN Q. Research on three-dimensional dose reconstruction method for dose guided radiotherapy[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2015.

[4] 吴宜灿, 郑华庆, 曹瑞芬, 等. 剂量引导实时验证系统 KylinRay-DGRT 的研发及验证[J]. 现代仪器与医疗, 2017, 23(6): 13-17.

WU Y C, ZHENG H Q, CAO R F, et al. Design and implementation of a dose-guided accurate radiotherapy system Kylinray-DGRT[J]. Modern Instruments & Medical Treatment, 2017, 23(6): 13-17.

[5] WU Y, HU L, LONG P, et al. Development and validation of an adaptive accurate radiotherapy system KylinRay[J]. J Med Biol Eng, 2018, 5(4): 287.

[6] 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.

[7] 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.

[8] LIU J, BOURLAND J D. Analytical calculation of the compton single scatter component of pencil beam scatter kernels for scatter correction in kV cone beam CT (kV-CBCT)[J]. Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol, 2018, 7(2): 214.

[9] OZARD S R, GREIN E E. Analytical calculation of the portal scatter to primary dose ratio: an EGS4 Monte Carlo and experimental validation at large air gaps[J]. Phys Med Biol, 2001, 46(6): 1719.

[10] REN Q, CAO R F, PEI X, et al. A method for direct conversion of EPID images to incident fluence for dose reconstruction[J]. Nucl Sci Tech, 2015, 26(5): 29-34.

[11] MCCURDY B M C, PISTORIUS S. Photon scatter in portal images: physical characteristics of pencil beam kernels generated using the EGS Monte Carlo code[J]. Med Phys, 2000, 27(2): 312-320.

[12] MCCOWAN P M, VAN U E, VAN B T, et al. An *in vivo* dose verification method for SBRT-VMAT delivery using the EPID[J]. Med Phys, 2015, 42(12): 6955-6963.

[13] MAINEGRA-HING E, ROGERS D W. The EGSnrc code system, NRC Report PIRS-701 [R]. Canada: National Research Council Canada, 2017.

[14] NIST. XCOM: photon cross sections database[EB/OL]. 2018-04-25. <https://physics.nist.gov/pml-photon-cross-sections-database>.

(编辑:陈丽霞)