

MV 级 EPID 成像中靶材料与厚度的优化选择

周诗情¹, 罗文芸¹, 董晓庆¹, 潘夫兴¹, 王传珊¹,
吴国华², 查元梓², 蒋马伟²

(1. 上海大学 射线应用研究所, 上海 200444;
2. 上海交通大学医学院附属新华医院 放疗科, 上海 200092)

摘要: MV 级电子射野成像系统 (EPID) 产生的图像相对于 kV 级对比度差, 其中靶的材料和尺寸是一重要因素。采用 Monte-Carlo 软件包 Geant4 程序对 6 MV 医用直线加速器进行模拟, 对 MV 级 EPID 成像中靶材料与厚度进行优化选择。计算结果表明, 低原子序数的薄靶有利于改善成像质量, 在无均整器的情况下, 3 mm 厚的 Cu 靶或 10 mm 厚的 Al 靶更适用于 6 MV 的电子射野成像系统。

关键词: Monte-Carlo 方法; MV 级; 靶; Geant4; EPID

中图分类号: TL503.4; R331

文献标志码: A

文章编号: 1000-6931(2010)10-1276-05

Optimization of Material and Thickness of Accelerator Target for Megavoltage Electronic Portal Imaging Device

ZHOU Shi-qing¹, LUO Wen-yun¹, DONG Xiao-qing¹, PAN Fu-xing¹,
WANG Chuan-shan¹, WU Guo-hua², ZHA Yuan-zi², JIANG Ma-wei²

(1. *Shanghai Applied Radiation Institute, Shanghai University, Shanghai 200444, China;*
2. *Department of Radiation Therapy, Xinhua Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medical, Shanghai 200092, China*)

Abstract: Megavoltage electronic portal imaging device (EPID) suffers from poor quality images comparing to those produced with kilovoltage X-rays. The main factors impacting image quality include the target size and material. The target thickness and material on a 6 MV medical linear accelerator were optimized to maximize the image quality by using Geant4 Monte-Carlo simulation. A simple model of the whole imaging chain was developed for investigation of the effect of the target parameters on the quality of the image. The results show that the low-atomic number (Z) and thin targets make a improve contrast in EPID image. The 6 MV EPID electron mode with a 3 mm copper or 10 mm aluminum target is more suitable without flattening filtration.

Key words: Monte-Carlo method; megavoltage; target; Geant4; electronic portal imaging device

电子射野成像系统 (Electronic Portal Imaging Device, EPID) 是放射治疗中用来实时验证患者摆位和布野的成像系统。通常的 EPID 均采用治疗靶所生成的 MV 级 X 射线直接成像。这种方法主要存在以下两方面问题。

1) 电子束打靶产生的低能光子束被厚靶大量自吸收。CT 成像对靶物理参数的要求与放射治疗对靶的要求有所不同。在实际的 MV 级治疗靶中, 为减少电子对人体表面剂量的影响, 靶厚度设计为等于或大于电子在靶中的射程, 如常用的靶材料钨, 6 MeV 电子在钨中的射程约为 $2.176 \text{ mm}^{[1]}$ 。这样的厚靶产生的低能韧致辐射光子大量被靶自吸收, 使得射线束在通过均整器后变得更硬。2) 高原子序数靶产生的光子束能量相对较高。用于诊断的 X 射线能量范围为 $30 \sim 150 \text{ keV}$, 在此能量区间, X 射线和生物组织发生相互作用的主要物理机制是光电效应, 骨或空气的成像对比度较 MV 级光子的高。在 MV 级光子的能量范围内, X 射线和生物组织发生相互作用的主要物理机制是康普顿散射, 康普顿衰减系数主要由材料的电子密度决定, 生物组织如骨骼和软组织的电子密度相近, 骨骼和组织的射线衰减系数也基本一致, 被照射的部位越厚, 照射野越大, 产生的散射光子就越多, 对射野图像的不利影响越大。

因此, 在 EPID 成像时, 治疗靶产生的大量 MV 级 X 射线束与模体主要发生的是康普顿散射, 而对成像有帮助的光电效应发生的产额则明显减小。康普顿散射产生的低能射线束会对探测器接收到的成像信号造成较大的干扰噪声, 散射线增加了照片的灰雾, 降低了影像的对比度, 影响成像质量^[2]。低对比度的图像给放射治疗的精确性带来负面影响。为改进骨骼和软组织的成像对比度, 光子能量只有减少到光电效应占主要作用的能量范围, 这时, 射线的衰减系数与吸收材料的原子系数成正比 ($\propto Z^3$)^[3], 进而增加生成图像的对比度。Tsechanski^[4] 在 1997 年提出了薄靶概念, 且使用 1 个旋转盘来实现换靶的功能。Orton 等^[5] 在 2009 年提出在使用 EPID 的 6 MeV 电子加

速器上, 移除均整器, 采用 1 cm 厚度的 Al 靶来替换原来的靶。

使用 Monte-Carlo 软件包 Geant4 程序, 根据以上提出的问题, 对 6 MV 医用直线加速器进行模拟, 选用几种常用的不同原子序数和不同厚度的材料进行仿真计算。从定量和定性的角度, 讨论在 MV 级 EPID 成像中靶材料与厚度的优化选择, 为精确放疗的发展提供参考。

1 模拟计算

1.1 程序简介

采用 Monte-Carlo 通用程序包 Geant4^[6] 进行加速器的模拟和输出数据的采集, 辅助程序 MATLAB7.0 用于对生成数据的作图及分析。

为缩短计算时间, 在保证误差可接受的情况下, 计算中选取的模拟入射电子数目为 2.0×10^6 个。几个主要的程序参数如下。

1) 入射参数

入射粒子束, 6 MeV 单能电子束; 入射方向, 垂直于模体水平方向正入射; 靶的位置, 距模体上表面 100 cm 处。

2) 物理过程

定义的粒子类型为: 玻色子、轻子、介子、重子。设置的截止步长为: γ , 0.01 mm; e^- , 0.01 mm; e^+ , 0.01 mm。

程序涉及的相互作用的物理机制如下。

γ , 光电效应、康普顿散射、电子对产生; e^- , 多次散射、电离、韧致辐射; e^+ , 多次散射、电离、韧致辐射、正电子湮灭; μ^+/μ^- , 多次散射、电离、韧致辐射、直接电子对产生。

1.2 X(γ) 光子在水模体中的相互作用机制

X(γ) 光子与物质发生相互作用时, 主要有 3 种物理机制: 光电效应、康普顿散射、电子对效应, 其相互作用截面占总截面的份额与 X(γ) 光子的能量、吸收物质的原子序数有关。例如, 当 X(γ) 光子作用于水时, 光电效应、康普顿散射、电子对效应 3 种相互作用占优势的能范围依次为 $10 \sim 30 \text{ keV}$ 、 $30 \text{ keV} \sim 25 \text{ MeV}$ 、 $25 \sim 100 \text{ MeV}^{[2]}$ 。

图1为采用 Geant4 模拟的不同单能 X(γ) 射线束直接照射水模体时,在水模体中发生的相互作用机制与能量的关系。其中,模拟的入射粒子为 1.0×10^6 个光子,光源与水模体的源皮距 SSD 为 100 cm,垂直正入射,水模体大小为 $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ 。从图1可明显看出,在 $10 \sim 30 \text{ keV}$ 时光电效应占优势,从 30 keV 开始康普顿散射优势明显加强,这个结论与理论相符。低能光子入射时,康普顿散射所占的份额较高能光子的明显低,因此,降低入射光子的能量能够减少康普顿散射的影响,提高生成图像的对比度。

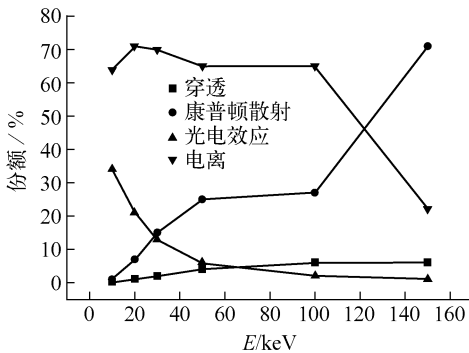


图1 单能光子在水模体内发生的相互作用机制与光子能量的关系

Fig. 1 Relationship between interaction mechanism and photons energy with monoenergetic photons in water phantom

1.3 模拟的加速器几何模型

图2为模拟的加速器几何模型示意图,从上到下依次为靶架、靶、准直器、均整器、上下光阑。采用 6 MeV 的单能电子束垂直向下入射,准直器、均整器和上下光阑材料为铅。模拟的探测器为厚度 0.01 cm 、 $26 \text{ cm} \times 26 \text{ cm}$ 的空气层,探测器1置于靶下方,用来记录打靶后生成的粒子信息;探测器2放置于水模上方,用来接收进入水模的所有粒子信息,得到到达水模表面的光子能谱。水模为 $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ 的立方体,靶到水模上表面的源皮距 SSD 为 100 cm 。通过模拟计算,得到水模 20 cm 深度的中心剂量与 10 cm 深度的中心剂量比值,即品质指数 $\text{PTR} = 0.62$,符合 6 MV 加速器的国家标准^[7]。

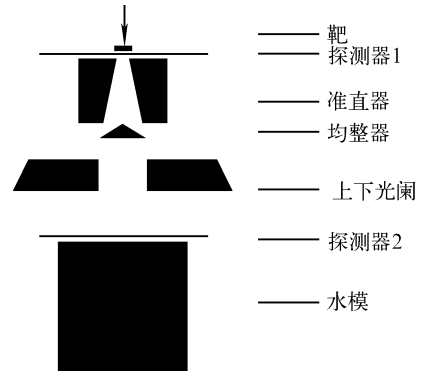


图2 Monte-Carlo 模拟的加速器治疗头几何模型示意图

Fig. 2 Mode of therapy head of medical linac simulated by Monte-Carlo method

1.4 靶材料和厚度的选择

首先采用厚度分别为 1.0 、 1.4 、 1.7 、 2.0 、 3.0 mm 的钨材料作为加速器靶进行模拟计算,再对4种不同原子序数的靶材料铜、不锈钢、铝、铍,选用与钨靶相同的等效厚度进行模拟计算。由于靶的直径对射线束的影响不大^[8],模拟选取的靶直径为 20 mm ,确保能够挡住所有的入射电子束,更好地进行靶材料和厚度的优化选择。

2 计算结果

图3为 6 MeV 电子束打靶后产生的光子能谱图。分别采用不同厚度的钨靶 (1.0 、 1.4 、 1.7 、 2.0 、 3.0 mm) 垂直于模体方向进行入射,模拟的几何体不包括均整器,上下光阑处于开野状态。从图中可看出,随着靶厚度的减小,低能光子产量增加,最可几能量降低。这是因为光子是由靠近出射表面的靶部分产生的,靶厚度的减小使靶自吸收的低能光子数量减少。光子产量随着厚度的减小而增加,且最可几能量向低能部分移动。从计算结果得出,当钨靶厚度为 2.0 mm (接近1个电子射程) 时,探测器1接收到的电子数占总粒子数目的 0.35% ,该厚度能够阻挡绝大部分的初始电子,电子污染很少,此时探测器2接收到的光子的最可几能量为 300 keV ;当钨靶的厚度为 1.4 mm 时,探测器1接收到的电子数占总粒子数目的 1.32% ,但经过准直器、上下光阑后,探测器2接收到的电子数降低为 0.30% ,光子最可几能

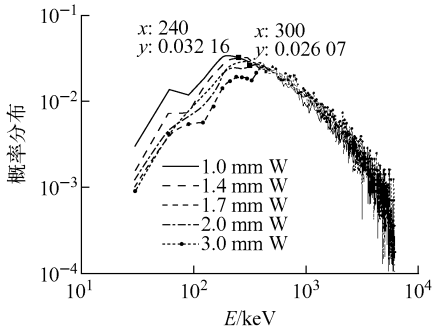


图 3 6 MeV 电子束打不同厚度钨靶产生的光子能谱

Fig. 3 Photon spectra of different thickness targets for 6 MeV electron beam

最可能能量明显降低,且在水模表面(探测器 2 位置)的电子污染也无明显提高。

选择铜、不锈钢、铝、铍作为靶材料,厚度分别为 2 mm 和 1.4 mm 钨靶的等效厚度,替换钨靶进行模拟计算,得到的光子能谱示于图 4 和图 5。从图中可看出,随着靶材料原子序数的减小,低能光子的产额比例增大;光子的最可能能量向低能方向移动明显。综合来看,靶越薄,低能光子的产额越大;靶材料原子序数越小,低能光子产额也越大;靶材料原子序数变化对光子能谱的影响比靶厚度变化的影响大,且靶厚度的改变对能谱的形状基本无影响。

图 5 为随着靶材料和厚度(钨靶的等效厚度)的改变,对应于 20 cm×20 cm×20 cm 的立

量为 240 keV,与 2.0 mm 的钨靶相比,光子的

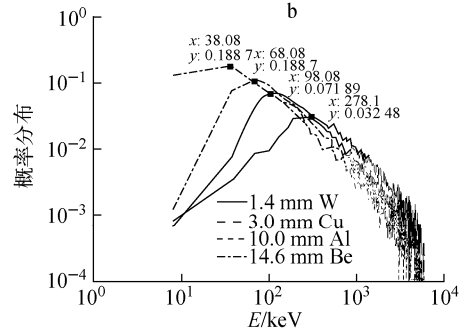
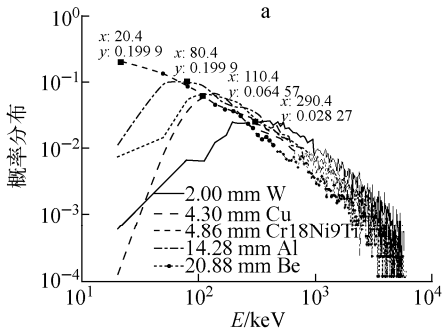


图 4 与 2 mm(a)和 1.4 mm(b)钨靶等效厚度不同的靶材料产生的光子能谱

Fig. 4 Photon spectra of different material targets with equivalent thickness to 2 mm (a) and 1.4 mm (b) W

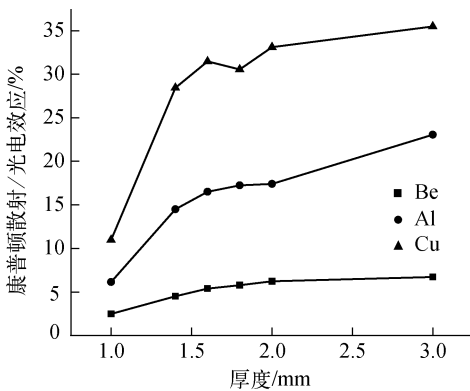


图 5 水模体中不同靶对应的康普顿散射与光电效应粒子数量的比例

Fig. 5 Proportion of Compton scattering and photo effect in water phantom

子数量的比例。从图中可看出,康普顿散射与光电效应的比例与靶材料的厚度成正比,与靶材料的原子序数也成正比。因此,减小靶的原子序数和靶的厚度,对提高光电效应发生次数、减少康普顿散射是有帮助的。

过低的人射能量(小于 50 keV)易被模体吸收,对成像质量无帮助。最可能能量在 50~100 keV 之间的光子能谱用来进行 MV 级 EPID 成像是较理想的选择。通过对以上计算结果的分析比较得出,用 3 mm 厚的 Cu 靶和 10 mm 厚的 Al 靶替代钨靶,能有效提高 6 MV 级 EPID 成像的质量。

3 结论

采用 Monte-Carlo 软件包 Geant4 程序对

方体水模内所有发生康普顿散射和光电效应粒

6 MV医用加速器进行模拟,得到了不同原子序数的靶材料和不同厚度的靶产生的光子能谱,通过分析光子在水模体中的相互作用机制,考察靶材料和厚度对 MV 级 EPID 成像的影响。模拟计算结果可得到以下结论。

1) 同种靶材料随着靶厚度的减小,光子的产量增加,最可几能量降低。但透射的初始电子也越多,过量的电子沉积产生较高的表面剂量,会对人体造成伤害,应在考虑提高成像质量的基础上,尽可能地减少进入人体的电子数。

2) 对于不同材料但等效厚度相同的靶,原子序数越小,产生的光子产量越高,最可几能量向低能区偏移,从而在水模体中发生的康普顿散射概率也减小。但过低的入射能量(小于 50 keV)易被模体吸收,对成像质量也无帮助。

Monte-Carlo 方法能够指导 MV 级 EPID 成像中靶材料与厚度的优化选择,在加速器的设计中具有明显优势。

参考文献:

[1] 李泉凤,吴莹英,黄蔚玲. 电子加速器 X 射线发射率的 MCNP 分析[J]. 清华大学学报:自然科学版,2004,44(3):304-306.
LI Quanfeng, WU Yingying, HUANG Weiling. MCNP analysis of X-ray emissions in an electron

accelerator[J]. J Tsinghua Univ: Sci & Tech, 2004, 44(3): 304-306(in Chinese).

- [2] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京:原子能出版社,1999.
- [3] FLAMPOURI S, EVANS P M, VERHAEGEN F, et al. Optimization of accelerator target and detector for portal imaging using Monte Carlo simulation and experiment[J]. Phys Med Biol, 2002, 47: 3 331-3 349.
- [4] TSECHANSKI A. A thin target approach for portal imaging in medical accelerators[J]. Phys Med Biol, 1998, 43: 2 221-2 236.
- [5] ORTON E J, ROBAR J L. Megavoltage image contrast with low-atomic number target materials and amorphous silicon electronic portal imagers[J]. Phys Med Biol, 2009, 54: 1 275-1 289.
- [6] Geant4 user's guide for application developers. [EB/OL]. [2009-06-02]. <http://geant4.cern.ch/UserDocumentation/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/index.html>.
- [7] GB15213—1994 医用电子加速器性能和试验方法[S]. 北京:中国标准出版社,1994.
- [8] OSTAPIAK O Z, O'BRIEN P F, FADDEGON B. A megavoltage imaging with low Z targets: Implementation and characterization of an investigational system[J]. Med Phys, 1998, 25: 1 910-1 918.