

张雪雁, 魏存峰, 王燕芳, 等. 乳腺专用 CT 中管电压和滤片的优化研究[J]. CT 理论与应用研究, 2015, 24(3): 327-336.
doi:10.15953/j.1004-4140.2015.24.03.01.

Zhang XY, Wei CF, Wang YF, et al. The optimization research of tube voltage and filter in a dedicated breast CT[J]. CT Theory and Applications, 2015, 24(3): 327-336. (in Chinese). doi:10.15953/j.1004-4140.2015.24.03.01.

乳腺专用 CT 中管电压和滤片的优化研究

张雪雁^{1, 2, 3✉}, 魏存峰^{2, 3}, 王燕芳^{2, 3}, 王哲^{2, 3},
李公平¹, 史戎坚^{2, 3}, 魏龙^{2, 3}

1. 兰州大学核科学与技术学院, 兰州 730000
2. 中国科学院高能物理研究所核辐射与核能技术重点实验室, 北京 100049
3. 北京市射线成像技术与装备工程技术研究中心, 北京 100049

摘要: 在乳腺专用 CT (DBCT) 系统中, 图像质量和人体所受辐射剂量是倍受关注的两个重要因素。本文采用蒙特卡罗模拟方法研究球管电压和滤片对图像质量和剂量的影响, 并引入与图像分辨率、噪声、辐射剂量相关的剂量效率 η , 综合评估辐射剂量和图像质量的关系。研究结果表明: 选择合理的管电压值能够获得较好的剂量效率, 并且通过优化滤片的形状可以在保证图像质量的同时降低人体所受剂量, 为乳腺专用 CT 的临床应用提供重要参考。

关键词: 乳腺专用 CT; 滤片; GATE 模拟; 辐射剂量; 图像质量

doi:10.15953/j.1004-4140.2015.24.03.01 中图分类号: TP 391 文献标志码: A

乳腺癌是威胁女性身心健康的常见肿瘤之一。根据相关调查发现乳腺癌发病率近年来一直呈上升趋势, 发达国家随着肿瘤筛查项目的实施, 其癌症死亡率已逐渐下降, 而我国女性的发病率和死亡率却仍然呈上升趋势^[1-2], 这说明通过早期筛查可减少乳腺癌发病率, 做到早诊断早治疗亦可彻底治愈乳腺癌。目前 X 射线钼靶成像是比较有效的乳腺普查手段, 但是这种检查方式有两个主要缺点: ①需要挤压乳房, 舒适性差; ②只能以二维 DR (digital radiography) 图像显示乳腺的三维结构, 成像方向上组织信息互相叠加, 立体定位准确性差, 不利于较小病灶的检出。而乳腺专用 CT (dedicated breast CT, DBCT) 则可以克服乳腺钼靶 X 摄影的缺点, 检查过程中无需挤压乳房, 舒适性高; 并且能够实现三维成像, 分辨率高。

在 DBCT 系统中, 倍受关注的两个重要因素是图像质量和人体所受的辐射剂量, 而球管电压、电流、扫描时间以及滤片等则是主要影响因子, 国内外一些研究表明电压、电流以及滤片等参数对剂量有很明显的影响^[3-10]。Boone 等在研究中对比了不同尺寸的乳腺模体在单能光谱和多能光谱下的剂量吸收情况, 并且从是否添加异形滤片的角度对比不同尺寸乳腺模体的吸收剂量变化^[11-12]。Altunbas 等则主要分析不同大小钙化点团簇在 60 kVp、80 kVp

收稿日期: 2015-02-27。

基金项目: 国家自然青年科学基金 (81301225; 81101045); 中国科学院高能物理研究所科研基金 (2013IHEPYJRC801)。

以及 100 kVp 下的图像质量和剂量^[13]。在医用螺旋 CT 上的研究表明，使用异形滤片也有利于提高人体成像时的剂量效率^[14]。本文以 GATE 软件^[15]作为模拟工具，在多能光谱下构造了一个内置不同大小的钙化点和肿块的乳腺模体，通过设计铝材质的异形滤片和平板滤片用来过滤低能光子；重点研究电压对图像质量和剂量的影响，并且在最优电压下比较无附加滤片、平板滤片及不同形状异形滤片的结果；引入剂量效率给出综合评价，模拟结果发现设计较优形状的异形滤片可以使乳腺专用 CT 中图像质量和辐射剂量达到更好的水平。

1 方法

1.1 模体构造方法

所设计的模体其组成成分为 50% 腺体和 50% 脂肪^[11]，腺体内嵌钙化点或肿块，构造模体如图 1 所示。

1.1.1 钙化点

设置两种材料均为 CaCO_3 的模体，一种为不同电压下观察图像质量和剂量，由内到外放置三组直径分别为 0.5、0 和 1.0 mm 的钙化点，每组 24 个，(图 1 (a))；另一种是定量比较在同样条件下钙化点的分辨能力，在圆周方向顺时针间隔 60° 放置直径为 0.5、0.8、1.0、1.4、2.0 及 3.0 mm 的钙化点，其中 0.5、1.0 和 2.0 mm 这 3 种尺寸的钙化点在径向位置各放置 5 个，如图 1 (b) 所示。

1.1.2 肿块

肿块是与乳腺组织密度接近的非正常组织，为了得到不同肿块的分辨能力，设置 5 种不同材料的物体，其密度均与乳腺密度相差不大且相互差别很小（表 1），径向放置 4 个不同尺寸的模体，目的是更明显地看出径向的分辨力变化，其直径由内到外分别为 2.0、4.0、6.0 和 8.0 mm，(图 1 (c))。

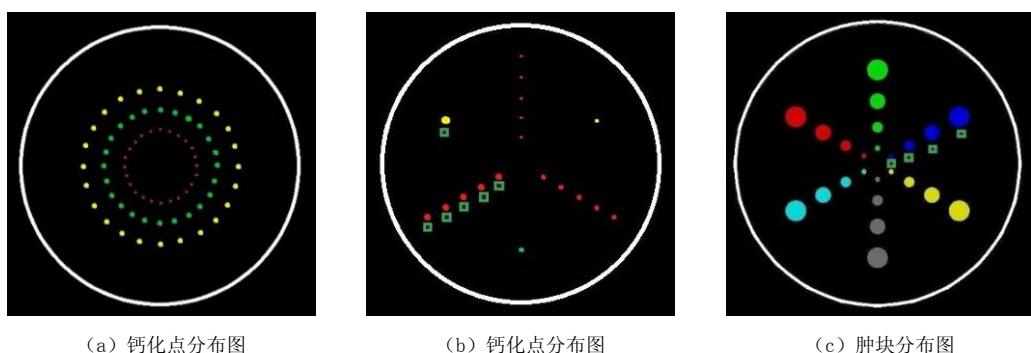


图 1 模体构造图
Fig. 1 The picture of phantom

1.2 采用的模拟及评价方法

本文采用的 GATE (the GEANT4 application for emission tomography) 模拟软件是基于 Geant4 开发的一套用户软件，一个专门用于射线成像模拟研究的可靠工具。通过对乳

腺模体进行 360° 内采集 360 幅投影, 利用滤波反投影算法重建图像^[16], 通过 Hamming 滤波器进行滤波后得到内嵌特征点的 CT 图像。分析管电压和滤片对剂量和图像质量的影响, 模拟中剂量累积的计算为所有像素点的剂量值之和。

表 1 不同物质属性参数表
Table 1 The parameter of different materials

| 材料名称 | 化学式 | 密度/(g/cm ³) | 对应颜色 |
|--------------------|---|-------------------------------|--------|
| 乳腺 Breast | N/A | 1.02 | 无 |
| 有机玻璃 PMMA | [CH ₂ C(CH ₃)(COOCH ₃)] _n | 1.19 | green |
| 空气 Air | — | 1.2 × 10 ⁻³ (20°C) | yellow |
| 聚乙烯 Polyethylene | [CH ₂ CH ₂] _n | 0.89 | blue |
| 聚四氟乙烯 PTFE(Teflon) | [CF ₂ CF ₂] _n | 2.2 | gray |
| 聚甲醛 POM | (CH ₂ O) _n | 1.42 | cyan |
| 聚氯乙烯 PVC | [CH ₂ CHCl] _n | 1.3 | red |

对于图像质量的评价, 定义钙化点和嵌入肿块材料的信噪比计算方法如下(考虑到两个评价参数均为比值形成, 所以直接采用 CT 图像灰度值计算, 未转成 CT 值):

$$\text{SNR}_{t/b} = \frac{\mu_t}{\sigma_b}, \quad (1)$$

$$\text{CNR}_{t/b} = \frac{c_{t/b}}{\sigma_b}, \quad (2)$$

其中, CNR 计算时使用到的 contrast 定义如下:

$$c_{t/b} = \frac{\mu_{t(\text{Ca,Tumor})} - \mu_b}{\mu_b}, \quad (3)$$

SNR (signal noise ratio) 为信噪比, CNR (contrast to noise ratio) 为对比信噪比, *t* 表示目标(钙化点和肿块)所选择区域, *b* 表示背景所选择区域。 $\mu_{t(\text{Ca,Tumor})}$ 表示钙化点和肿块所在区域的平均灰度值, 肿块选取中心位置的 10 × 10 方阵, 而钙化点选取区域如下: 0.5 mm 区域对应 2 × 1 方阵, 0.8 mm 区域对应 2 × 2 方阵, 1.0 mm 区域对应 3 × 3 方阵, 2.0 mm 区域对应 4 × 4 方阵等; μ_b 表示背景平均灰度值, 选取图 2 绿色方框处钙化点邻近位置的方阵; σ_b 表示背景噪声值的标准偏差。

剂量值的计算即累计除钙化点和肿块以外所有乳腺组织的剂量, 并对其求平均, 得到平均剂量值, Dose 计算如下:

$$\bar{D} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N D(i), \quad (4)$$

其中, *N* 为乳腺层面内的体素数目, *D(i)* 为第 *i* 个体素内的剂量值。同时定义与图像分辨率、

噪声、辐射剂量相关的剂量效率 η :

$$\eta = \frac{Q}{\sqrt{D}}, \quad (5)$$

其中, Q 为图像质量, 主要通过公式(1)和(2)评价, 考虑到计算时像素点的统计量, 内嵌有钙化点的模体其图像质量 Q 选取 3 mm 直径钙化点的 SNR 值, 内嵌有肿块的模体其图像质量 Q 则选取直径为 6 mm 材质的 CNR 值。据此可知, 剂量效率的定义综合考虑了图像质量和辐射剂量两个因素对成像质量的影响。当所接受的辐射剂量越小, 图像质量越优, 则剂量效率也就越高。

2 模拟过程及结果

2.1 管电压 kVp 影响分析

球管材质设定为钨靶, 分别模拟了峰值电压为 20~150 kVp 下每间隔 10 kVp 时对应的图像, 以用来确定一个合适的电压值, 在此过程中使用公式(4)计算每个光子所对应的吸收剂量, 并且得出剂量效率, 从而找到合适的适用于乳腺模体的电压值。

图 2 所示为 1 mm 直径钙化点在不同电压下图像质量和剂量的模拟结果。从图可以看出, 在 20~50 kVp 之间, 由于粒子能量较小不能穿透物体, 且沉积在物体表面, 引起乳腺模体接收到的平均剂量值呈上升趋势, 导致剂量利用率较低; 随着管电压的增加, 在 50 kVp 时剂量效率达到一个较优值, 之后剂量值下降, 这是因为能量较大时粒子穿透物体几率增大, 沉积能量减少, 因此每个光子所对应的平均剂量降低。此外, 由于内嵌钙化点的模体 Q 值(即 SNR 值)在 50 kVp 之后下降较为明显, 与吸收剂量相比, 剂量效率在 50 kVp 之后表现出了更明显的下降趋势, 如图 2(b) 所示。综合图像吸收剂量以及剂量效率 η 来看, 当电压增大到一定值时剂量累积减少, 因此对于图像质量和剂量的优化可以认为并不是电压越高图像质量越好, 一个合适的电压值对于平衡辐射剂量和图像质量很重要。

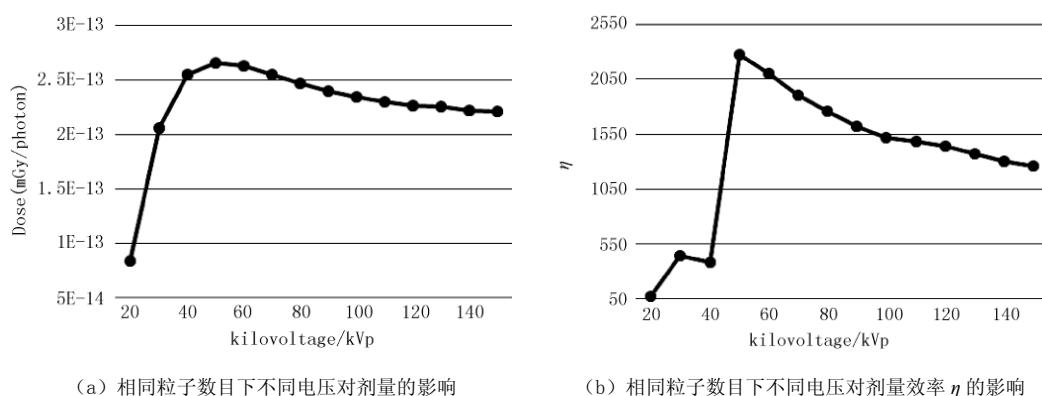


图 2 电压对剂量和剂量效率 η 的影响

Fig. 2 The effects of voltage on dose and η

2.2 滤片的影响结果分析

在医用螺旋 CT 中, X 射线管端经常会放置滤片对射束进行过滤, 吸收部分低能射线, 降低人体的辐射剂量。针对乳腺专用 CT 系统, 我们模拟无滤片、平板滤片及异形滤片下的乳腺成像。在无滤片和平板滤片的图像对比中, 主要分析低能光子对图像的影响; 而平板滤片和异形滤片的对比是希望得到更优的剂量效率; 此外, 对异形滤片形状的改进则验证不同形状参数下滤片对于剂量效率的影响效果。

本文滤片均使用铝材质, 形状设计为常规滤片和异形滤片, 如图 3 所示。常规滤片的厚度分别为 8 mm 和 4 mm, 设计的两种异形滤片分别为: ①最薄处为 4 mm, 弧线的曲率半径为 16.94 mm, 记为 4 mm 异形; ②最薄处为 2 mm, 弧线的曲率半径为 12.96 mm, 记为 2 mm 异形。

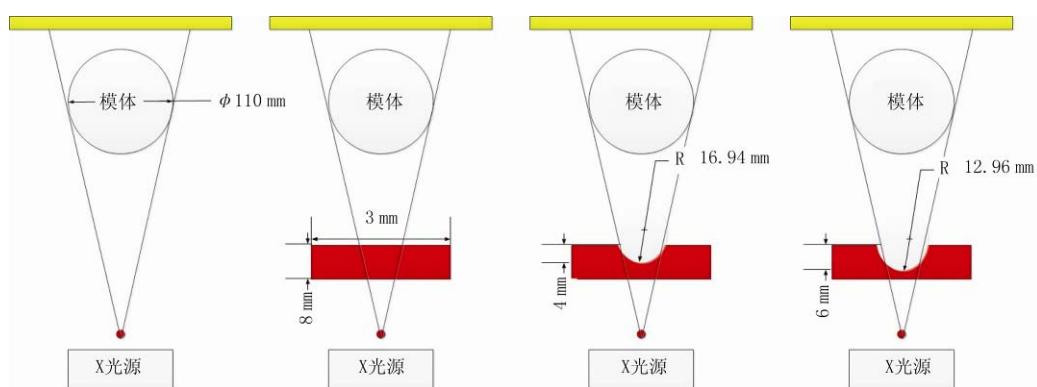


图 3 不同情况模体构造图

Fig. 3 The phantom with different conditions

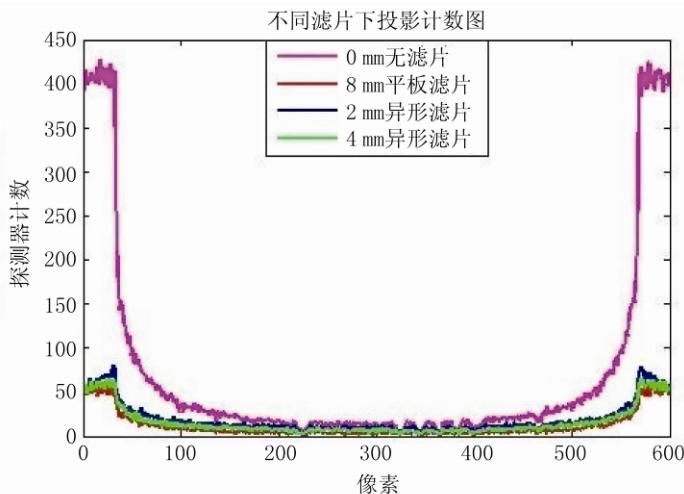


图 4 不同滤片下钙化点的投影数据统计图

Fig. 4 The projection of calcified points with different filters

2.2.1 钙化点

从投影图(图 4)上可以看出, 在无滤片时穿过乳腺中心的射束衰减较大, 而远离乳腺

中心的射束衰减较小，探测器边缘处与中心处的计数差异明显偏大。而使用滤片后探测器的计数差异明显减小，这是由于滤片阻挡了部分低能射线，降低了探测器计数。因此，使用滤片能够缩小探测器的计数差异，有效地提高了探测器的动态范围，在成像时避免了探测器达到饱和状态，这对于还原乳腺受体边缘处的有效信息，抑制图像伪影有重要帮助。

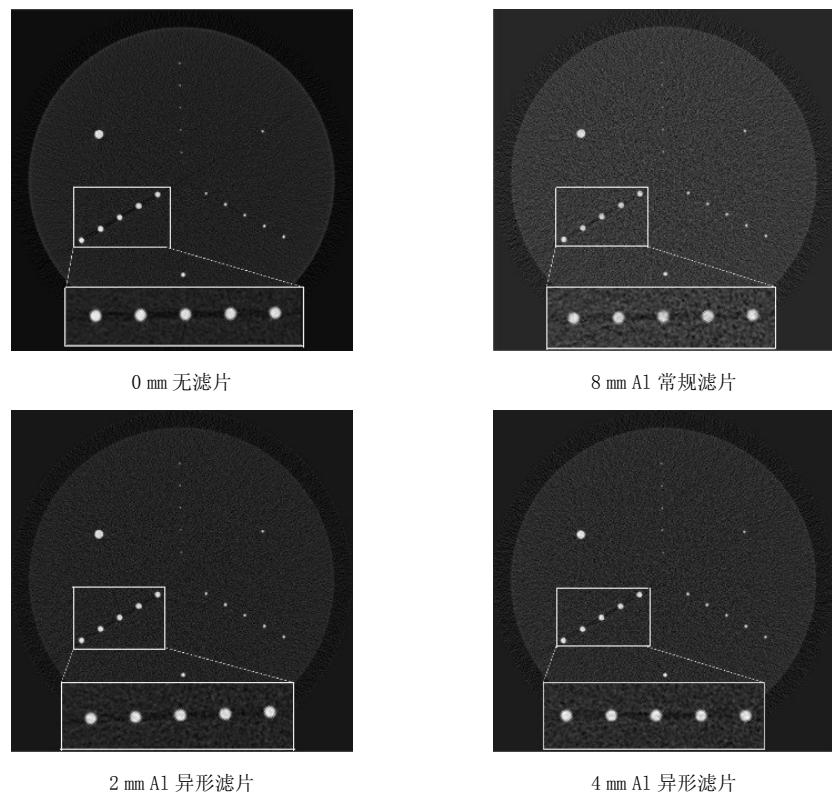


图 5 不同滤片的钙化点重建图

Fig. 5 The reconstructions of calcified points with different filters

表 2 不同滤片下钙化点分析
Table 2 The analysis of calcified points with different filters

| 不同滤片 | SNR | Dose/mGy | η |
|-----------|----------|-------------|------------|
| 无滤片 | 39.557 5 | 1.855 8e-03 | 100.005 9 |
| 8 mm 平板滤片 | 14.785 9 | 3.881 9e-04 | 222.810 9 |
| 2 mm 异形滤片 | 26.878 6 | 8.953 8e-04 | 2154.872 0 |
| 4 mm 异形滤片 | 22.000 0 | 6.422 0e-04 | 907.325 8 |

图 5 所示的是添加不同滤片时的重建图像，放大部分是直径为 2 mm 的钙化点，表 2 表示不同滤片下图像剂量效率和平均剂量值的对应关系。首先从无滤片和 8 mm 平板滤片的对比中看出，虽然使用 8 mm 平板滤片后部分低能光子被滤片吸收，导致光子计数减少且图像信噪比降低，但是乳腺模体吸收剂量也随之降低，因此剂量效率相应提高，说明成像时添

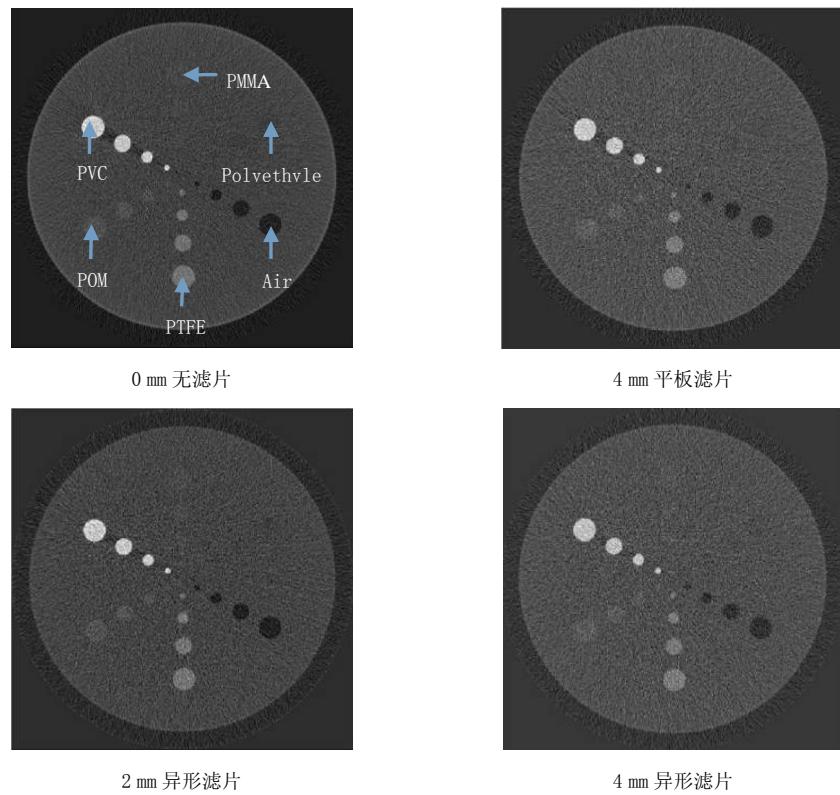
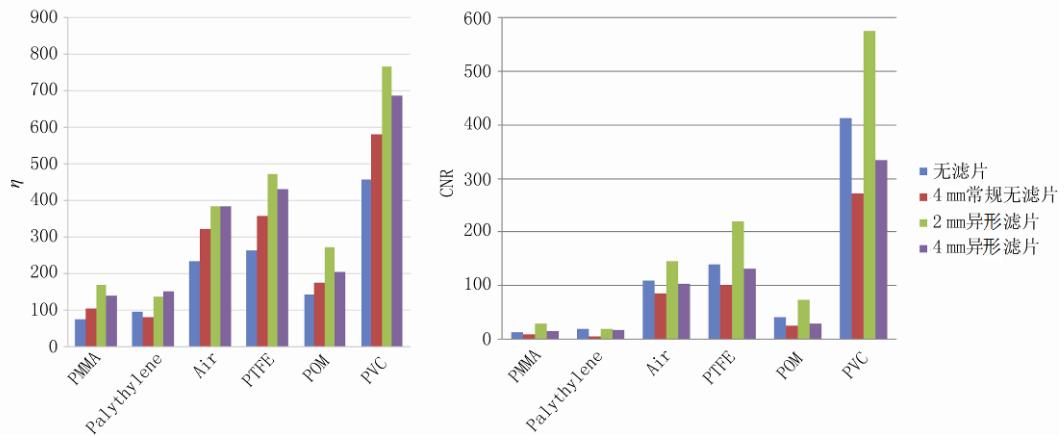


图 6 不同滤片下的肿块重建图

Fig. 6 Tumor reconstructions with different filters

图 7 不同条件下剂量效率 η 和 CNR 对比Fig. 7 The contrast of η and CNR with different conditions

加平板滤片要优于无滤片；与 8 mm 平板滤片相比，使用 4 mm 异形滤片后其图像 SNR 更高，图像质量得到进一步提升，同时由于 4 mm 异形滤片中心部位的弧度导致其剂量也有所上升，从剂量效率 η 值上看出，4 mm 异形滤片仍旧具有较高的 η 值，这说明 4 mm 异形滤片更有利提升乳腺成像的综合效率；而在研究两种不同异形滤片的形状对图像 η 值的改善上发现，

使用 2 mm 异形滤片时图像 SNR 和平均剂量值比 4 mm 异形滤片均有提高，虽然剂量值仅增大了 1.3 倍，但其 η 值为 4 mm 异形滤片的 5.5 倍，这说明优化异形滤片的形状可以进一步提高乳腺成像效率，从而达到图像质量和剂量更好的平衡。

2.2.2 肿块

肿块组织的模拟结果如图 6 和图 7 所示。可以看出，硬化伪影在添加滤片之后得到了有效改善，但是不同条件下嵌入件的灰度差异并不明显，添加异形滤片之后各材质的 CNR 有明显增高，并且中心最薄处为 2 mm 的异形滤片表现更为突出。根据图 6 所示结果，PMMA 和 Polyethylene 两种材质显示不明显，这是由于其密度与乳腺组织密度过于接近，导致 CT 值差异较小，而其他肿块的位置以及大小都较为明显。

计算出无滤片，4 mm 平板滤片，2 mm 异形滤片以及 4 mm 异形滤片的平均剂量值分别为 1.974E-03、8.0105E-04、9.8070e-04 和 7.0353E-04 mGy，不添加滤片时由于没有滤掉低能射线所以剂量偏高，而使用平板滤片和异形滤片均能够降低吸收剂量，提高了成像的剂量效率。异形滤片由于其形状的空间补偿作用，可以使外围和中心的剂量逐渐趋于平均。

3 结论和讨论

本文主要对乳腺专用 CT 中管电压和滤片进行了模拟研究。结果表明在相同光子数下，管电压过低会导致大部分 X 光子被人体吸收从而不能很好地对乳腺模体成像，合适的管电压可以有效地控制辐射剂量值。在滤片的研究中发现，使用常规滤片和异形滤片均能够有效阻挡低能射线，由于异形滤片的非均匀调制，与平板滤片相比，其剂量利用率更高。我们下一步工作将继续优化异形滤片的形状及材质，以进一步降低模体吸收剂量，提高图像质量，同时在剂量值计算上可以通过研究锥束模体对应到实际应用中，从而得到更适用的优化匹配参数。

参考文献

- [1] 郑莹，吴春晓，吴凡. 中国女性乳腺癌死亡现状和发展趋势[J]. 中华预防医学志, 2011, 45(2): 150-154.
Zheng Y, Wu CX, Wu F. Status and trends of breast cancer mortality in Chinese females[J]. Chinese Journal of Preventive Medicaine, 2011, 45(2): 150-154. (in Chinese).
- [2] 赵平，陈万青，孔灵芝. 中国癌症发病与死亡(2003-2007) [M]. 北京：军事医学科学出版社, 2011: 91-94.
Zhao P, Chen WQ, Kong LZ. The morbidity and mortality of cancer in China, 2003-2007[M]. Beijing: Military Medical Science Press, 2011: 91-94. (in Chinese).
- [3] Lai CJ, Shaw CC, Chen LY, et al. Visibility of micro calcification in CBBCT-Effects of X-ray tube voltage and radiation dose[J]. Medical Physics, 2007, 34(7): 2995-3004.
- [4] Chen B, Ning R. Cone-beam volume CT breast imaging: Feasibility study[J]. Medical Physics, 2002, 29(5): 755-770.
- [5] Glick SJ, Vedantham S, Karella A. Investigation of optimal kVp setting for CT mammography using a flat-panel imager[J]. Proceedings of the International Society for Optical Engineering, 2001, 4682: 392-402.
- [6] 李月卿. 医学影像成像理论[M]. 北京：人民卫生出版社, 2003: 32.

- [7] Xiao T, Wei Z, Yan-Fang W, et al. Monte carlo simulation of glandular dose in a dedicated breast CT system[J]. Chinese Physical Society(C), 2012, 36(7): 675–680.
- [8] 唐晓. 专用乳腺 CT 的剂量研究[D]. 北京: 中国科学院研究生院, 2012: 88–91.
- [9] Ferlay J, Shin HR, Bray F, et al. Globocan 2008, cancer incidence and mortality world wide: IARC CancerBase NO. 10[C]//Lyon, International Agency for Research on Cancer, 2010.
- [10] Mittone A, Bravin A, Coan P. Radiation dose in breast CT imaging with monochromatic X-rays: Simulation study of the influence of energy, composition and thickness[J]. Physics in Medicine and Biology, 2014, 59(9): 2199–2217.
- [11] Boone JM, Nelson TR, Lindfors KK, et al. Dedicated breast CT: Radiation dose and image quality evaluation[J]. Radiology, 2001, 221(3): 657–667.
- [12] Boone JM, Shah N, Nelson TR. A comprehensive analysis of DgN coefficients for pendant-geometry cone-beam breast computed tomography[J]. Medical Physics, 2004, 31(2): 226–235.
- [13] Altubas MC, Shaw C, Chen LY, et al. Effects of scattered radiation and beam quality on low contrast performance in con beam breast CT[J]. Proceedings of the International Society for Optical Engineering, 2006, 6142, 614236: 1–10.
- [14] Sangroh Kim, Haijun Song, Benjamin Movsas, et al. Characteristics of X-ray beams in two commercial multidetector computed tomography simulators: Monte Carlo simulations[J]. Medical Physics, 2012, 39(1): 320–329.
- [15] Computing Platform for Life Sciences, Technological Educational Institute of Athens, Medical University Vienna, et al. Users Guide V6-GATE collaborative documentation wiki[EB/OL]. Open Gate Collaborative Research Organization, (2010-02-28) [2014-12-20]. <http://www.opengatecollaboration.org/>.
- [16] 张剑, 陈志强. 三维锥形束 CT 成像 FDK 重建算法发展综述[J]. 中国体视学与图像分析, 2005, 10(2): 116–121.
Zhang J, Chen ZQ. Review of recent development in FDK reconstruction algorithms for 3D cone beam CT[J]. Chinese Journal of Stereology and Mageanalys, 2005, 10(2): 116–121. (in Chinese).

The Optimization Research of Tube Voltage and Filter in a Dedicated Breast CT

ZHANG Xue-yan^{1,2,3✉}, WEI Cun-feng^{2,3}, WANG Yan-fang^{2,3},
WANG Zhe^{2,3}, LI Gong-ping¹, SHI Rong-jian^{2,3}, WEI Long^{2,3}

1.School of Nuclear Science and Technology, Lanzhou University, Lanzhou
730000, China

2.Key Laboratory of Nuclear Analytical Techniques, Institute of High Energy
Physics, CAS, Beijing 100049, China

3.Beijing Engineering Research Center of Radiographic Techniques and
Equipment, Beijing 100049, China

Abstract: The image quality and the radiation dose are important performance indicator of dedicated breast CT (DBCT). In this paper, the factors of tube voltage and filter were studied by Monte Carlo simulation method which have effect on the image quality and radiation dose which for comprehensive assessing the relationship between them that introduced the dose efficiency η that related to image resolution, noise and radiation dose. Research

results show favorable dose efficiency can be gained if reasonable voltage values are selected and that optimization of filter shape can reduce dosage which human body absorbs. Therefore, rational setting of parameters can decrease radiation dose and provide significant reference for clinical application of dedicated breast CT while guaranteeing image quality as far as possible.

Keywords: dedicated breast CT; filter; GATE; radiation dose; image quality



作者简介：张雪雁[✉]（1990—），女，目前为兰州大学与中国科学院高能物理研究所联合培养硕士研究生，主要从事乳腺专用 CT 辐射剂量和图像质量的参数优化研究，Tel: 010-88200020, E-mail: zhangxygwp@163.com。