

# 针孔 X 射线荧光 CT 探测角度优化研究

郭静<sup>1</sup>, 冯鹏<sup>1,2\*</sup>, 邓露珍<sup>1</sup>, 罗燕<sup>1</sup>, 何鹏<sup>1,2\*\*</sup>, 魏彪<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>重庆大学光电技术及系统教育部重点实验室, 重庆 400044;

<sup>2</sup>重庆大学工业 CT 无损检测教育部工程研究中心, 重庆 400044

**摘要** 在管激发 X 射线荧光 CT(XFCT)成像研究中,探测角度与系统背景噪声、探测灵敏度、信噪比等参数密切相关。鉴于此,基于 Geant4 设计一套多针孔准直管激发 XFCT 成像系统,并对探测角度与成像系统信噪比、重建图像质量之间的关系进行研究。通过改变管电压、金纳米溶液质量分数、感兴趣区域直径三个参数,模拟 60°、90°、120°和 150°等不同探测角度下的 X 射线荧光投影数据和散射噪声的探测过程,并计算其信噪比。仿真结果表明:探测角度的增大能够提升信噪比和重建图像质量,多数情况下,探测角度为 120°时的信噪比最佳。

**关键词** 成像系统; X 射线荧光 CT; 康普顿散射; 探测角度; 信噪比

中图分类号 TP391

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202040.0111017

## Optimization of Detection Angle for Pinhole X-Ray Fluorescence Computed Tomography

Guo Jing<sup>1</sup>, Feng Peng<sup>1,2\*</sup>, Deng Luzhen<sup>1</sup>, Luo Yan<sup>1</sup>, He Peng<sup>1,2\*\*</sup>, Wei Biao<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Key Laboratory of Optoelectronics Technology & System, Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China;

<sup>2</sup>Industrial CT Non-destructive Testing Engineering Research Center, Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China

**Abstract** Detection angle is closely related to background noise, detection sensitivity, signal-to-noise ratio, and other parameters in the study of tube-excited X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) imaging. Accordingly, we simulate a polychromatic tube-excited XFCT imaging system with multi-pin-hole collimator using Geant4 to investigate the effect of detection angle on the signal-to-noise ratio and the reconstructed image quality. By changing the tube voltage, mass fraction of gold nanometer solution, and diameter of the region of interest, the signal-to-noise ratio is calculated by simulating the detection processes of the X-ray fluorescence projection data and scattering noise at four angles: 60°, 90°, 120°, and 150°. The simulation results reveal that the signal-to-noise ratio and reconstructed image quality could be effectively improved by increasing the detection angle. For most circumstances, the highest signal-to-noise ratio could be obtained when the detection angle is set to 120°.

**Key words** imaging systems; X-ray fluorescence computed tomography; Compton scattering; detection angle; signal-to-noise ratio

**OCIS codes** 110.3010; 110.6960; 110.7440

## 1 引 言

X 射线荧光 CT(XFCT)是 X 射线荧光分析(XRFA)和 X 射线 CT 技术相结合的产物,其原理是利用 X 射线激发样品内部待测元素发射荧光,通

过特定的算法对出射荧光投影进行重建。这样不仅可以有效分辨待测元素的种类,同时能精确重建元素的浓度和空间分布<sup>[1-2]</sup>。近年来,随着纳米技术的发展,高原子序数的金纳米颗粒(GNPs)由于具有较小的生物毒性且在修饰后具有较强的靶向特异性

收稿日期: 2019-07-23; 修回日期: 2019-08-21; 录用日期: 2019-10-08

基金项目: 国家重点研发计划(2019YFC0605203)、国家自然科学基金(11605017)、中央高校基金基本科研业务费项目(2019CDYGYB019)、重庆市教委科学技术研究计划(KJQN201904007)、工信部“绿色制造系统集成”专项(2018ZZCQ105)

\* E-mail: coe-fp@cqu.edu.cn; \*\* E-mail: penghe@cqu.edu.cn

等功能,易于在肿瘤内部聚集,常被应用于早期癌症的放疗、化疗以及热疗等领域的研究<sup>[3-4]</sup>。然而如何测量 GNP 在肿瘤内部的分布及富集程度,一直是亟待解决的问题。Jones 等<sup>[5]</sup>借助蒙特卡罗方法的模拟结果以及实验证明,利用管激发 XFCT 能够有效检测待测模体内部 GNP 溶液的分布区域和浓度,验证了管激发 XFCT 的可行性。随后, Fu 等<sup>[6-10]</sup>相继从探测器、L 系荧光、信噪比、射线源、成像方式等多个角度开展研究,使得管激发 XFCT 成像性能不断优化,并初步实现了体内注射 GNP 小鼠的活体 (*in vivo*) 成像<sup>[11]</sup>,但成像的探测极限距离临床应用仍然有相当大的差距。

需要指出的是, XFCT 属于激发成像,干扰因素多。尤其是管激发 XFCT 系统,该系统采用 X 光管作为射线源,射线强度低、能谱宽、准直性差、荧光信号十分微弱,且存在大量康普顿散射噪声,荧光信号的信噪比较低,灵敏度难以大幅提升<sup>[12-13]</sup>。因此,如何有效抑制康普顿散射噪声是改善管激发 XFCT 性能的关键所在<sup>[14]</sup>。

通常, XFCT 的探测器放置在相对于入射 X 射线 90° 的位置<sup>[15]</sup>。探测器摆放的位置与接收的散射 X 射线之间关系密切,因而,寻求最优的探测角度,降低康普顿散射噪声,进一步提高信噪比是 XFCT 成像的核心问题。初步研究表明,合适的探测角度可以有效增强平行束或锥束 XFCT 的信噪比<sup>[16-17]</sup>。但对于受到更多噪声干扰的针孔 XFCT 成像模式,目前尚无文献报道。因此,本文的主要工作是研究探测角度对针孔 XFCT 系统信噪比的影响。通过改变管电压  $V_{src}$ 、感兴趣区域 (ROI) 直径  $D_{ROI}$ 、金纳米溶液质量分数  $\rho$  三个参数,模拟 60°、90°、120° 和 150° 四个角度下  $K_{a1}$  = 68.8 keV 的 X 射线荧光投影数据与散射噪声的探测过程,并分析其对系统成像性能的影响。

## 2 仿真原理

### 2.1 针孔准直 XFCT 理论基础

射线源发射 X 射线束,照射扫描整个检测样品,并与样品中的高 Z 元素相互作用激发产生荧光,荧光穿过针孔准直器到达探测器,通过特定的重建算法,即可定位及定量测量样品中产生荧光物质的位置及浓度<sup>[18]</sup>。针孔 XFCT 系统成像示意图如图 1 所示,图中分别建立了  $st$  和  $xy$  两个坐标系,  $st$  坐标系为样品的旋转坐标系,  $xy$  坐标系为实验室坐标系,两个坐标系之间的关系为

$$s = x \cos \theta + y \sin \theta, \quad (1)$$

$$t = -x \sin \theta + y \cos \theta, \quad (2)$$

式中:  $\theta$  为旋转坐标系  $s$  轴与实验室坐标系  $x$  轴的夹角。任意一条 X 射线,假设与检测样品相交于线段  $MN$ ,  $Q$  点是  $MN$  上一点,  $Q$  点处 GNP 受激发向各个方向发射荧光,其中只有穿过针孔准直器的荧光才能到达荧光探测器。因此整个过程,主要包含以下步骤。

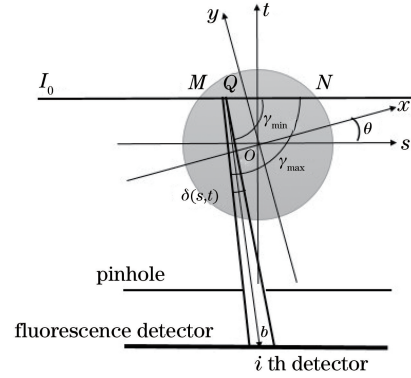


图 1 针孔准直 XFCT 原理示意图

Fig. 1 Diagram of XFCT with pinhole collimator

1) 入射 X 射线  $I_0$  照射含有 GNP 的样品,在到达  $Q$  点之前,射线强度被样品吸收而衰减,  $Q$  点的强度  $I_Q$  表示为

$$I_Q = I_0 \exp \left[ - \int_{-\infty}^Q \mu^1(x, y) ds \right], \quad (3)$$

式中:  $\mu^1(x, y)$  为元素在入射 X 射线照射下的吸收系数。

2) 入射 X 射线与  $Q$  点处的 GNP 相互作用,激发产生 X 射线荧光,其强度  $I_F$  与荧光产额  $\varphi_Q$  及元素浓度  $\rho(x, y)$  有关,可表示为

$$I_F = \varphi_Q \rho(x, y) I_Q. \quad (4)$$

3) 将荧光探测器单元依次进行编号,编号  $i$  的取值为 1 到  $I$ , 设从  $Q$  点发射的一条 X 射线荧光,能够到达第  $i$  个探测器,则该荧光 X 射线穿过样品时的吸收衰减表示为

$$\exp \left[ - \int_{-\infty}^0 \mu^F(x, y) db \right], \quad (5)$$

式中:  $\mu^F(x, y)$  为 X 射线荧光在位置  $(x, y)$  处的衰减系数。

从  $Q$  点发射且能被探测器接收的总荧光强度可表示为

$$I = I_F \delta(s, t) \int_{\gamma_{\min}}^{\gamma_{\max}} \exp \left[ - \int_{-\infty}^0 \mu^F(x, y) db \right] d\gamma, \quad (6)$$

式中:  $\gamma_{\min}$  与  $\gamma_{\max}$  分别为  $Q$  点发出的荧光与入射 X 射线夹角的最小值和最大值;  $\delta(s, t)$  为  $Q$  点发出的

荧光能够穿过针孔到达探测器的夹角。

将(3)式和(4)式代入(6)式,则有

$$I = \varphi_Q \rho(x, y) \delta(s, t) I_0 \exp \left[ - \int_{-\infty}^Q \mu^1(x, y) ds \right] \cdot \int_{\gamma_{\min}}^{\gamma_{\max}} \exp \left[ - \int_{-\infty}^0 \mu^F(x, y) db \right] d\gamma, \quad (7)$$

式中: $\mu^1(x, y)$ 可通过 CT 扫描计算; $\mu^F(x, y)$ 可根据衰减系数与能量计算得到; $\varphi_Q$ 仅与特定元素的原子序数相关; $\delta(s, t)$ 可根据几何关系计算。上述参数确定后,(7)式转换为荧光强度  $I$  与  $\rho(x, y)$  相关的函数,表示入射 X 射线在特定位置和角度与检测样品  $\rho(x, y)$  相互作用的一个投影函数。因此,利用入射 X 射线对样品进行全覆盖扫描,旋转待测样品,探测器记录所有角度的 X 射线荧光光谱,采用多项式拟合测得康普顿散射噪声,进而求出 X 射线荧光投影,最后利用重建算法即可获得浓度分布。

## 2.2 成像系统设计

采用 Geant4 模拟多针孔 XFCT 成像系统,系

统设计如图 2 所示。该系统包含射线源、待测模体、针孔准直器、两组荧光探测器以及透射 X 射线探测器。采用两组荧光探测器的目的在于,通过探测器数据的叠加等效获得双倍入射光子数下的投影数据,从而缩短扫描时间。光源与待检测样品之间的距离  $AO$  为 15 cm,针孔准直器与样品之间的距离  $B_1O$ 、 $B_2O$  都为 5 cm,探测器与多孔准直器之间的距离  $B_1C_1$ 、 $B_2C_2$  也都为 5 cm。探测器由  $35 \times 115$  个材料为 CdTe 的探测器晶体组成,晶体尺寸为  $0.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$ ,探测晶体的中心距离为 0.9 mm。将  $B_1O$ 、 $B_2O$  与  $AO$  延长线方向的夹角分别定义为探测角度  $\theta_1$ 、 $\theta_2$ ,通常  $\theta_1 = \theta_2 = \theta$ ,本文中设置  $\theta$  分别为  $60^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $120^\circ$ 、 $150^\circ$ 。针孔准直器由厚度 5 mm 的 Pb 制成,共有三个针孔,方向垂直于  $XY$  平面。整个系统放置在空气中。针孔的形状设计如图 3 所示,针孔由两个底角为  $55^\circ$  的圆锥上下叠加而成。为避免在探测器上得到的投影相互重叠,孔与孔之间的垂直距离设计为 1.5 cm。

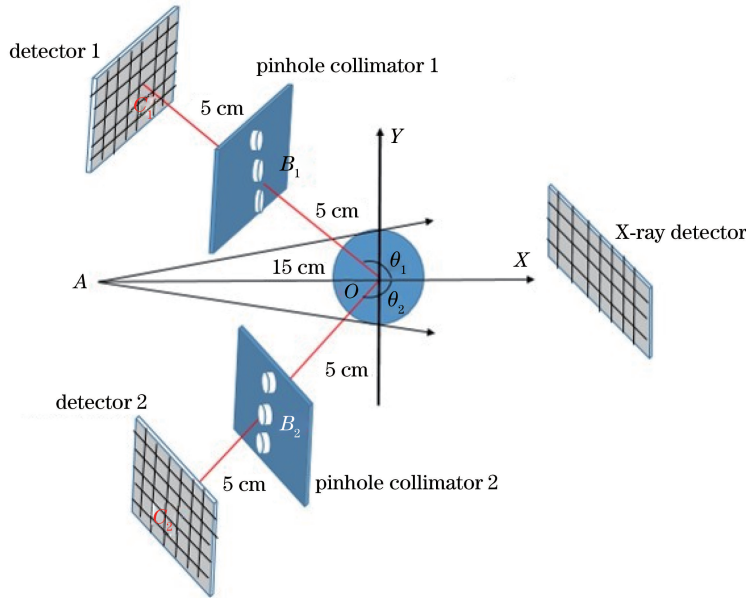


图 2 多针孔 XFCT MC 模型的示意图

Fig. 2 Schematic of multi-pinhole XFCT MC model

检测样品的模体包括 phantom 1 和 phantom 2 两种,研究探测角度  $\theta$  对荧光数据信噪比的影响,采用如图 3(c)所示的模体 phantom 1。其中样品为直径 2.5 cm、高 2 cm 的圆柱,被空气填充,中心有一个被 GNPs 填充的小圆柱,即 ROI。Phantom 1 的参数如表 1 所示,管电压  $V_{src}$  分别为 90、100、110、120 kV,ROI 的直径  $D_{ROI}$  分别设为 4、6、8、10 mm,GNPs 溶液的质量分数  $\rho$  分别设为 0.25%、0.50%、

1%、2%。研究探测角度  $\theta$  对重建图像质量的影响时,采用如图 3(d)所示的模体 phantom 2。样品为直径 2.5 cm、高 2 cm 的圆柱,其中包含四个直径 3 mm、高 2 cm 的小圆柱( $ROI_1 \sim ROI_4$ )。Phantom 2 设置如表 2 所示, $ROI_1 \sim ROI_4$  分别被 0.25%、0.50%、0.75%、1% 的 GNPs 填充。此时,探测器 2 从  $0^\circ \sim 180^\circ$  得到的投影与探测器 1 从  $180^\circ \sim 360^\circ$  得到的投影一致,极大缩短了扫描时间。

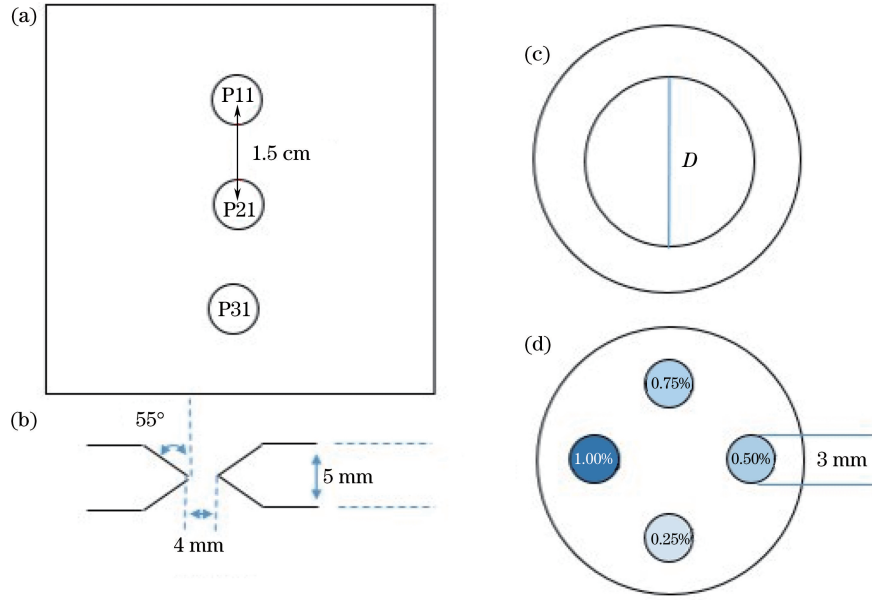


图 3 多孔准直及模体设计。(a)包含三个孔的铅板垂直视图;(b)一个孔的铅板的横截面示意图;(c)模体 1;(d)模体 2  
Fig. 3 Designs of multi-pinhole collimator and phantom. (a) Perpendicular view of lead plate containing three pinholes; (b) cross-section of lead plate containing one pinhole; (c) phantom 1; (d) phantom 2

表 1 不同模拟组模体 1 参数

Table 1 Parameters for phantom 1 in different simulation groups

Experiment	Phantom 1		
	Tube voltage $V_{src}/kV$	GNPs mass fraction $\rho / \%$	ROI diameter $D_{ROI}/mm$
1	90,100,110,120	2	6
2	120	0.25,0.50,1,2	6
3	120	1	4,6,8,10

表 2 模体 2 参数

Table 2 Parameters for phantom 2

Experiment	Phantom 2					
	Tube voltage $V_{src}/kV$	GNPs mass fraction $\rho / \%$				ROI diameter $D_{ROI}/mm$
		ROI <sub>1</sub>	ROI <sub>2</sub>	ROI <sub>3</sub>	ROI <sub>4</sub>	
4	120	0.25	0.50	0.75	1	3

### 2.3 数据获取和处理

入射 X 射线的能谱利用 SpekCalc 软件计算得到<sup>[19]</sup>,图 4(a)表示 120 keV 的电子束轰击钨靶,经 4 mm 铝箔滤波后所得的 X 射线能谱。图 4(b)表示探测角度  $\theta = 120^\circ$  时,X 射线束照射模体 1(ROI 金纳米质量分数为 1%,直径为 6 mm)时,X 射线荧光探测器 1 记录的 X 射线荧光光谱。所记录的信号  $N_{total}$  包括荧光信号  $N_{fluo}$  和康普顿散射信号  $N_{scatter}$ 。为了提取荧光信号,将荧光探测器测得的光谱用六次多项式拟合,得到特征 X 射线能量  $K_{\alpha 1}$  处对应的康普顿散射光子数  $N_{scatter}$ 。测得 X 射线荧

光光子数可表示为<sup>[20]</sup>

$$N_{fluo} = N_{total} - N_{scatter}, \quad (8)$$

信噪比(SNR)定义为荧光的光子数与散射噪声的光子数的比值,即

$$R_{SN} = \frac{N_{fluo}}{N_{scatter}}. \quad (9)$$

图像重建采用 MLEM 算法<sup>[21]</sup>,即

$$f_j^{(k+1)} = \frac{f_j^{(k)}}{\sum_i h_{ij}} \times \sum_i h_{ij} \frac{I_i}{\sum_j h_{ij} f_j^{(k)}}, \quad (10)$$

式中: $f_j^{(k)}$  为第  $k$  次迭代时像素  $j$  的值; $I_i$  为第  $i$  个

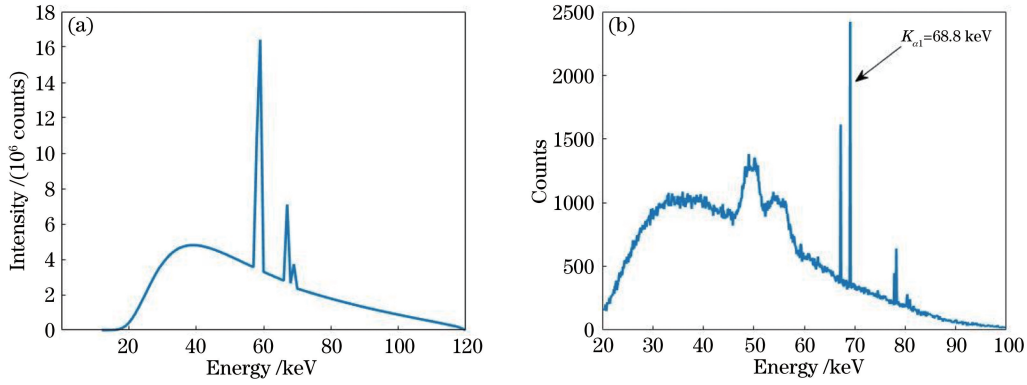


图 4 X 射线能谱及荧光光谱曲线。(a) X 射线源能谱;(b) 荧光光谱曲线

Fig. 4 Energy spectrum of X-ray source and spectrum of X-ray fluorescence. (a) Energy spectrum of X-ray source; (b) spectrum of X-ray fluorescence

探测器探测到的投影值; $h_{ij}$ 为第  $j$  个像素的值被第  $i$  个探测器探测到的可能性; $d_{ij}$ 为第  $j$  个像素与第  $i$  个探测器之间的距离。值得注意的是,当像素与探测器的连线不经过针孔时, $d_{ij}$ 的值为 0。

$$h_{ij} = \frac{1}{d_{ij}^2} \exp \left[ - \int_{-\infty}^j \mu^1(x, y) ds \right] \exp \left[ - \int_j^i \mu^F(x, y) db \right]. \quad (11)$$

重建图像质量采用对比度噪声比(CNR)来比较<sup>[22]</sup>,其定义为

$$R_{CN} = \frac{|\bar{f}_{ROI} - \bar{f}_{BK}|}{\sqrt{\sigma_{BK}^2}}, \quad (12)$$

式中: $\bar{f}_{ROI}$ 为重建图像中 ROI 的均值; $\bar{f}_{BK}$ 为重建图像中背景噪声像素的均值; $\sigma_{BK}^2$ 为背景噪声的方差。

### 3 实验结果

#### 3.1 探测角度与管电压的关系

将管电压  $V_{src}$  分别设置为 90、100、110、120 kV,

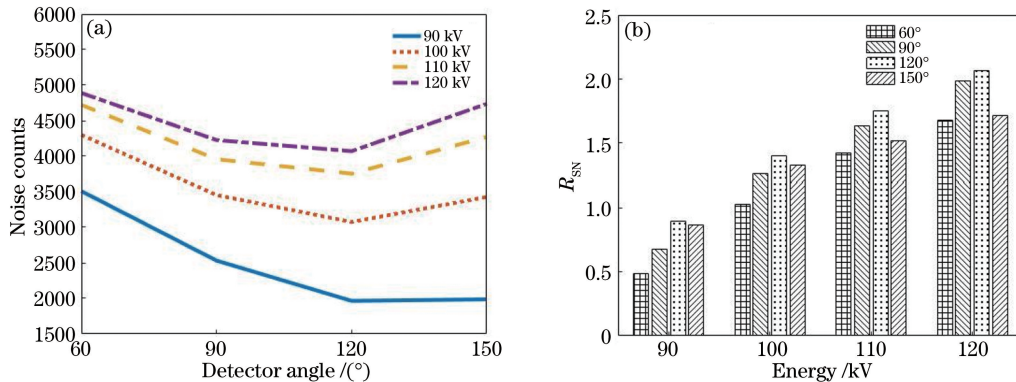


图 5 不同管电压下的仿真结果。(a)不同管电压下噪声与探测角度的关系;(b)不同管电压、不同探测角度下的  $R_{SN}$

Fig. 5 Simulation results at different tube voltages. (a) Noise as a function of detection angle at different tube voltages; (b)  $R_{SN}$  as a function of tube voltage at different detection angles

入射 X 射线光子数设为 400 亿,计算可知,能够有效激发荧光的 X 射线光子数分别是 43.6 亿、63.2 亿、79 亿和 97.6 亿。待测样品为 phantom 1, ROI 直径  $D_{ROI} = 6$  mm, GNP 质量分数  $\rho = 2\%$ 。图 5(a)为不同管电压下,不同探测角度的噪声信号,由图中可以看出,随着管电压能量的增大,康普顿散射噪声逐渐增多,散射噪声随探测角度的增大先减小后增大,且均在探测角度为  $120^\circ$  时达到最小值。图 5(b)表示不同管电压时,不同探测角度下探测器所测得信号的信噪比。随着管电压能量的增大, $R_{SN}$  逐渐增大,这表明虽然康普顿散射噪声随着电压的增大而增大,但激发的荧光信号亦是如此,且荧光信号的增幅比噪声的增幅要大。造成此现象的主要原因是,随着管电压的增大,对激发荧光有用的韧致辐射比例逐渐增加。此外,四种电压条件下,探测角度  $\theta = 120^\circ$  的信噪比均达到最大值,优于其他角度,且随着管电压的增大,优势逐渐明显。

### 3.2 探测角度与 GNP 浓度的关系

将管电压  $V_{src}$  设置为 120 kV, 入射 X 射线光子数为 400 亿, 对荧光激发有用的光子数为 97.6 亿。检测样品为 phantom 1, ROI 直径  $D_{ROI} = 6$  mm, GNP 溶液的质量分数  $\rho$  依次设为 0.25%、0.50%、1%、2%, 探测角度分别设为  $60^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $120^\circ$ 、 $150^\circ$ 。图 6(a) 为不同探测角度下 GNP 浓度与散射噪声之间的关系。随着浓度的增大, 散射噪声的光子数亦逐渐增多, 在同一浓度下,  $120^\circ$  时的散射噪声最小。GNP 浓度在不同探测角度下与  $R_{SN}$  的关系如图 6(b) 所示, 随着浓度的增大,  $R_{SN}$  逐渐增大, 且呈现非线性增长的趋势, 这说明质量分数越大, 相比噪声的增加, 荧光信号增加得更多, 因而  $R_{SN}$  提升得更快; 除了最低质量分数 0.25%, 其余三种质量分数条件下, 探测角度  $\theta = 120^\circ$  时,  $R_{SN}$  均为最高, 且显著优于  $\theta = 150^\circ$  时的结果, 这说明探测角度并非越大

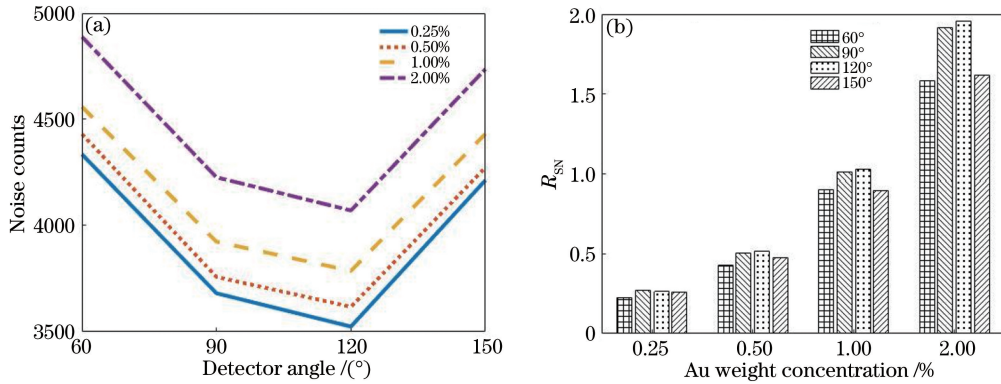


图 6 不同 GNP 质量分数下的仿真结果。(a) 不同 GNP 质量分数下噪声与探测角度的关系; (b) 不同 GNP 质量分数、不同探测角度下的  $R_{SN}$

Fig. 6 Simulation results at different mass fractions of GNPs. (a) Noise as a function of detection angle at different mass fractions of GNPs; (b)  $R_{SN}$  as a function of mass fraction of GNPs at different detection angles

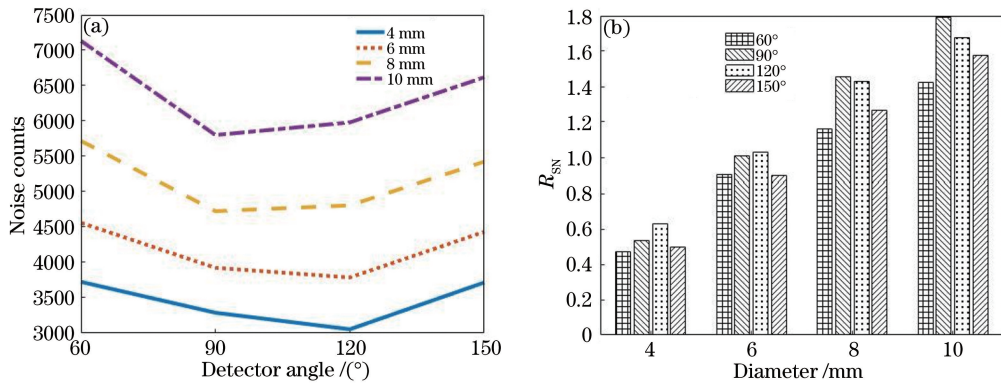


图 7 不同 ROI 直径下的实验结果。(a) 不同 ROI 直径下噪声与探测角度的关系; (b) 不同 ROI 直径、不同探测角度下的  $R_{SN}$

Fig. 7 Simulation results at different diameters of ROI. (a) Noise as a function of detection angle at different diameters of ROI; (b)  $R_{SN}$  as a function of diameter of ROI at different detection angles

此外, 针对 GNP 质量分数小于 0.25%、ROI 直径大于 8 mm,  $120^\circ$  角度不再具有优势的情况, 本

越好。

### 3.3 探测角度与 ROI 直径的关系

将管电压  $V_{src}$  设置为 120 kV, 入射 X 射线光子数为 400 亿, 对荧光激发有用的光子数为 97.6 亿。检测样品为 phantom 1, ROI 的 GNP 质量分数  $\rho = 1\%$ , ROI 直径  $D_{ROI}$  分别为 4、6、8、10 mm, 探测角度依次设为  $60^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $120^\circ$ 、 $150^\circ$ 。图 7(a) 为不同探测角度下散射噪声与 ROI 直径的关系, 总体而言, 随着 ROI 直径的增大, 探测角度增加, 散射噪声亦逐渐增大。当直径  $D_{ROI} \leq 6$  mm 时,  $120^\circ$  的噪声最小, 当直径  $D_{ROI} \geq 8$  mm 时,  $90^\circ$  的噪声最小, 这表明当 ROI 直径增大到一定程度时, 探测角度为  $120^\circ$  不再具有优势。同样的结果也体现在 SNR 上, 不同探测角度下的  $R_{SN}$  如图 7(b) 所示。随着直径的增大,  $R_{SN}$  逐渐增大, 当  $D_{ROI} \geq 8$  mm 时,  $90^\circ$  时的  $R_{SN}$  高, 当  $D_{ROI} < 8$  mm 时,  $120^\circ$  的  $R_{SN}$  优。

文在其他条件不变的情况下增加探测角度  $100^\circ$  和  $110^\circ$  两组对比实验, 进一步探究探测角度对  $R_{SN}$  的

影响。图 8(a)为不同 ROI 直径,不同探测角度下的  $R_{SN}$ ,图 8(b)为不同 GNP<sub>s</sub> 溶液质量分数,不同探测角度下的  $R_{SN}$ 。实验表明,当 GNP<sub>s</sub> 质量分数为 0.25%,角度为 110°的  $R_{SN}$ 最优。同样,当 ROI 直径

为 8 mm 时,90°亦不再具有优势。进一步证实,选择合适的探测角度可以有效地减少康普顿散射噪声,从而有效提高  $R_{SN}$ 和探测灵敏度。

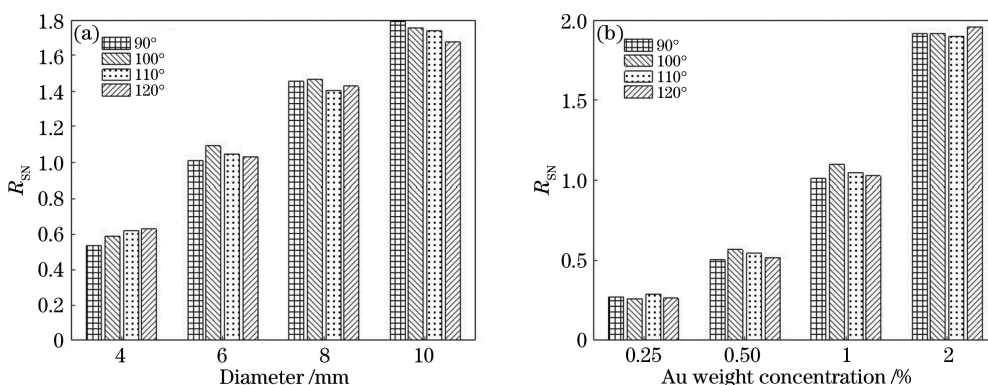


图 8 不同探测角度下的  $R_{SN}$ 。(a)不同 ROI 直径、不同探测角度下的  $R_{SN}$ ;(b)不同 GNP<sub>s</sub> 溶液质量分数、不同探测角度下的  $R_{SN}$

Fig. 8  $R_{SN}$  at different detection angles. (a)  $R_{SN}$  as a function of diameter of ROI at different detection angles; (b)  $R_{SN}$  as a function of mass fraction of GNP<sub>s</sub> at different detection angles

### 3.4 图像重建

设管电压  $V_{src}$  为 120 kV,入射 X 光子数为 300 亿,对荧光激发有用的光子数为 73.2 亿。将探测角度分别设为 90°、120°,利用 Geant4 软件对 phantom 2 进行模拟扫描,每 12°旋转一次,投影数量为 30,并采用 MLEM 算法对获得的荧光投影进行重建。迭代次数为 10 次,重建图像如图 9 所示,其中图 9(a)为 90°的重建图像,图 9(b)为 120°的重建图像,不难看出,无论是 90°还是 120°,随着 GNP<sub>s</sub> 质量分数的增大,ROI 重建的像素值逐渐增高,ROI 边缘逐渐清晰。这与荧光 CT 成像基本规律保持一致,X 射线荧光数量与 GNP<sub>s</sub> 质量分数成正比。但重建 ROI 都存在中心区域亮而四周相对较暗的问题,该问题在高浓度情况下尤为明显,这说明虽然模

体外部设为空气,但模体内部二次射线的吸收问题依然不可忽视。低质量分数的 GNP<sub>s</sub> 区域,角度为 120°的重建结果要略高于角度为 90°的结果,说明在未考虑吸收校正的情况下,大角度的探测器布置方式能够降低康普顿散射的干扰,从而一定程度上提高 SNR。图 10(a)为每一个 ROI 的像素值均值,随着 GNP<sub>s</sub> 质量分数的增大,重建后像素均值呈正比例增长。此外,从图 10(a)中可以看出,120°的方差波动范围比 90°小,说明探测器角度为 120°时,ROI 的像素值相对稳定。

图 10(b)为探测角度为 90°和 120°,不同 GNP<sub>s</sub> 质量分数的  $R_{CN}$  比较。随着 GNP<sub>s</sub> 质量分数的增大,重建区域的  $R_{CN}$  逐渐增大。当 GNP<sub>s</sub> 质量分数为 0.25%(ROI<sub>1</sub>),0.50%(ROI<sub>2</sub>)时,120°条件下的

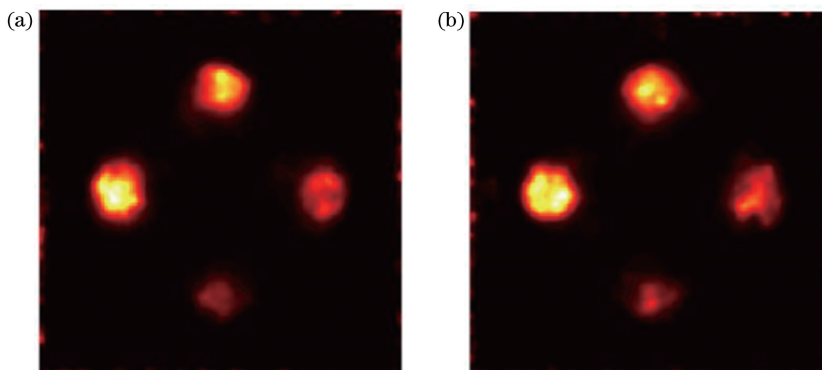


图 9 重建图像。(a) 90°时模体 2 的重建图像;(b) 120°时模体 2 的重建图像

Fig. 9 Reconstructed images. (a) Reconstructed image of phantom 2 at detection angle of 90°; (b) reconstructed image of phantom 2 at detection angle of 120°

$R_{CN}$ 要优于  $90^\circ$ ;当 GNP<sub>s</sub> 质量分数为 0.75% 时,二者  $R_{CN}$  几乎无差别;当 GNP<sub>s</sub> 质量分数为 1.00% 时,  $90^\circ$  条件下的  $R_{CN}$  则优于  $120^\circ$ 。这说明,对于低质量分数 GNP<sub>s</sub> 成像,低 CNR 时其受到的康普顿散射干扰相对更为严重,且针孔准直模式导致有效荧光

光子数进一步降低,因而改变探测角度有益于降低背景噪声,CNR 改善更为明显。而随着 GNP<sub>s</sub> 质量分数的增加,荧光光子数和康普顿散射噪声均大幅增加,针孔准直导致有用信号比例下降,探测角度的变化并未使整体 CNR 明显改变。

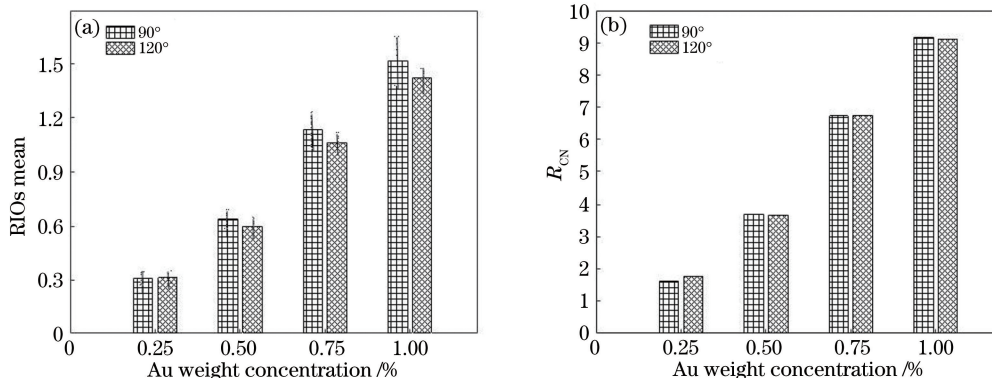


图 10 重建图像的 ROI 像素值均值与  $R_{CN}$ 。(a)重建图像的 ROI 像素值均值;(b)  $90^\circ$ 和  $120^\circ$ 的  $R_{CN}$

Fig. 10 Mean value and  $R_{CN}$  of ROI pixel values in reconstructed images. (a) Mean value of ROI pixel values in reconstructed images; (b)  $R_{CN}$  at detection angles of  $90^\circ$  and  $120^\circ$

## 4 结 论

康普顿散射噪声是影响荧光信号信噪比和 XFCT 灵敏度的主要因素。选择合适的探测角度可以有效地减少康普顿散射干扰,提高信噪比和探测灵敏度。利用 Geant4 对不同探测角度时 XFCT 成像过程进行模拟仿真。结果表明,改变管电压、升高 GNP<sub>s</sub> 质量分数 ( $>0.25\%$ ),减小 ROI ( $<8$  mm),角度为  $120^\circ$  时信噪比最高。因此,较大的探测角度能够改善 XFCT 成像系统性能,对于进一步提升 XFCT 的探测极限具有积极意义,这为后续复杂模体和真实数据的使用,优化重建算法,实现更为准确的重建,提供了理论依据。

## 参 考 文 献

- [1] Deng L Z, Wei B, He P, et al. A Geant4-based Monte Carlo study of a benchtop multi-pinhole X-ray fluorescence computed tomography imaging [J]. International Journal of Nanomedicine, 2018, 13: 7207-7216.
- [2] Duan Z M, Jiang Q L, Liu J, et al. Micro energy dispersive X-ray diffraction analysis by polycapillary X-ray optics focusing[J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(12): 1230002.  
段泽明, 姜其立, 刘俊, 等. 毛细管 X 光透镜聚焦的微束能量色散 X 射线衍射分析的研究[J]. 光学学报, 2018, 38(12): 1230002.
- [3] Jones B L, Krishnan S, Cho S H. Estimation of

microscopic dose enhancement factor around gold nanoparticles by Monte Carlo calculations [J]. Medical Physics, 2010, 37(7): 3809-3816.

- [4] Chen J Y, Zhang S Y, Fang W, et al. The latest development of X-ray fluorescence computed tomography[J]. Chinese Journal of Stereology and Image Analysis, 2018, 23(1): 102-116.  
陈珈佑, 张思远, 方伟, 等. X 射线荧光 CT 成像技术最新进展[J]. 中国体视学与图像分析, 2018, 23(1): 102-116.
- [5] Jones B L, Cho S H. The feasibility of polychromatic cone-beam X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) imaging of gold nanoparticle-loaded objects: a Monte Carlo study[J]. Physics in Medicine and Biology, 2011, 56(12): 3719-3730.
- [6] Fu G, Meng L J, Eng P, et al. Experimental demonstration of novel imaging geometries for X-ray fluorescence computed tomography [J]. Medical Physics, 2013, 40(6): 061903.
- [7] Liu L, Huang Y, Xu Q, et al. Attenuation correction of L-shell X-ray fluorescence computed tomography imaging[J]. Chinese Physics C, 2015, 39(3): 038203.
- [8] Feng P, Cong W X, Wei B, et al. Analytic comparison between X-ray fluorescence CT and K-edge CT [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61(3): 975-985.
- [9] Hertz H M, Larsson J C, Lundström U, et al. Laboratory X-ray fluorescence tomography for high-resolution nanoparticle bio-imaging [J]. Optics Letters, 2014, 39(9): 2790-2793.



- [10] Li L, Zhang S Y, Li R Z, et al. Full-field fan-beam X-ray fluorescence computed tomography with a conventional X-ray tube and photon-counting detectors for fast nanoparticle bioimaging[J]. *Optical Engineering*, 2017, 56(4): 043106.
- [11] Jung S, Kim T, Lee W, et al. Dynamic in vivo X-ray fluorescence imaging of gold in living mice exposed to gold nanoparticles[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2019: 1.
- [12] Takeda T, Akiba M, Yuasa T, et al. Fluorescent X-ray computed tomography with synchrotron radiation using fan collimator[J]. *Proceedings of SPIE*, 1996, 2708: 685-695.
- [13] Zhang S, Li L, Chen J, et al. Quantitative imaging of Gd nanoparticles in mice using benchtop cone-beam X-ray fluorescence computed tomography system[J]. *International Journal of Molecular Sciences*, 2019, 20(9): 2315.
- [14] Ahmad M, Bazalova-Carter M, Fahrig R, et al. Optimized detector angular configuration increases the sensitivity of X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2015, 34(5): 1140-1147.
- [15] Kuang Y, Prax G, Bazalova M, et al. Development of XFCT imaging strategy for monitoring the spatial distribution of platinum-based chemodrugs: instrumentation and phantom validation[J]. *Medical Physics*, 2013, 40(3): 030701.
- [16] Ahmad M, Bazalova M, Xiang L Z, et al. Order of magnitude sensitivity increase in X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) imaging with an optimized spectro-spatial detector configuration: theory and simulation [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2014, 33(5): 1119-1128.
- [17] Cho H M, Ding H, Ziemer B P, et al. Energy response calibration of photon-counting detectors using X-ray fluorescence: a feasibility study [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2014, 59(23): 7211-7227.
- [18] Dunning S, Bazalova-Carter M. Optimization of a table-top X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) system[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2018, 63(23): 235013.
- [19] Poludniowski G, Landry G, DeBlois F, et al. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode X-ray tubes [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2009, 54(19): N433-N438.
- [20] Sjölin M, Danielsson M. Improved signal-to-noise ratio for non-perpendicular detection angles in X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2014, 59(21): 6507-6520.
- [21] Lange K, Carson R. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography [J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1984, 8(2): 306-316.
- [22] Dickerscheid D, Lavalaye J, Romijn L, et al. Contrast-noise-ratio (CNR) analysis and optimisation of breast-specific gamma imaging (BSGI) acquisition protocols[J]. *EJNMMI Research*, 2013, 3(1): 21.