

应用蒙特卡罗模拟进行正电子发射断层 成像仪散射特性分析^{*}

高 飞¹⁾ 山田亮子²⁾ 渡边光男²⁾ 刘华锋^{1)†}

1) 浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

2) 日本滨松光子学株式会社中央研究所, 滨松, 日本 434-8601)

(2008 年 8 月 26 日收到, 2008 年 11 月 11 日收到修改稿)

通过使用基于 Geant4 的蒙特卡罗模拟代码 GATE 对全身用全 3D 正电子发射断层成像仪和含有挡板的 2D/3D 小动物用正电子发射断层成像仪进行建模, 系统地分析了 3D 采集条件下正电子发射断层成像仪的散射分数、散射分布、多次散射、视野外散射四个主要方面和 2D 采集条件下挡板对散射分数和散射分布的影响. 针对全 3D 散射校正的难点: 多次散射和视野外散射, 设计了附加实验, 拟合得到了多次散射光子的百分比随体模横截面积变化的关系和不同环的位置受到视野外散射光子的影响. 针对 2D 散射校正, 对挡板引入的散射光子进行分离, 单独分析, 为这部分散射光子的消去或加入重建过程提供了定量的参考.

关键词: 正电子发射断层成像仪(PET), 蒙特卡罗模拟, 散射特性, 散射校正

PACC: 7870

1. 引言

正电子发射断层成像仪(PET)的成像效果依赖于对正电子发生湮没后产生的伽玛光子的符合探测. 在最新型的全 3D TOF-PET(Time-Of-Flight PET)扫描仪中, 相对于传统的 2D 和扩展 2D 数据采集模式, 对所有倾斜成像面的符合计数采集极大的提高了系统的灵敏度, 但同时也引入了大量的散射符合计数, 从而降低了系统的分辨率和 3D 成像的定量准确性. 同样在使用铅挡板或钨挡板 2D 数据采集, 在挡板上产生的光子散射也会对 PET 成像的分辨率和对比度产生很大的影响. 因此为了提高 PET 成像的准确性, 必须对 PET 系统进行有效的散射校正.

蒙特卡罗模拟被认为是目前模拟散射介质中粒子运动的最有效的方法, 本文通过对日本滨松光子学株式会社最新研制的全身用全 3D TOF-PET/CT 扫描仪 Hamamatsu SHR74000 和含有钨挡板的小动物用 PET 扫描仪 Hamamatsu SHR17000 进行蒙特卡罗建模, 对全 3D 符合采集模式下的散射光子的特性

和 2D 符合采集模式下来自物体和钨挡板的散射光子的特性分别进行分析, 针对目前常用的散射校正方法的需求进行了相关实验, 提出了相应的应用方案, 从而可以有效提高 PET 散射校正的精确度, 为 PET 成像的定量性分析提供了保证.

2. 蒙特卡罗方法与代码

2.1. 蒙特卡罗方法

蒙特卡罗方法也称为随机模拟方法或随机抽样技术方法, 包含了采样理论和数值分析的思想. 对于数学、物理、工程技术等领域所提出来的越来越复杂的随机性问题, 除极少数情况外, 要想给出它的严格解是不可能的, 用确定性方法给出其近似解通常也是非常困难的, 有时甚至是不可能的, 而蒙特卡罗方法以对随机性问题进行仿真为其基本特征, 首先建立一个概率模型或随机过程, 使它的参数等于问题的解, 然后通过对模型或过程的观察或抽样实验来计算所求参数的统计特征, 最后给出所求解的近似值, 解的精确度可用估计值的标准误差来表示.

^{*} 国家自然科学基金(批准号: 60772125)、广东省重点基金(批准号: 07117784)和浙江省科技计划(批准号: 2008C23060)资助的课题.

[†] 通讯联系人. E-mail: liuhf@zju.edu.cn

2.2. 蒙特卡罗代码

蒙特卡罗方法可广泛应用于发射断层成像系统的系统辅助设计,新重建算法开发等方面,可以帮助我们了解一些无法直接测量得到的物理量^[1].在高能物理领域广泛应用的蒙特卡罗代码,诸如 EGS, MCNP, Geant4 等都提供了准确、灵活的物理建模工具、几何建模工具,并整合了有效的可视化接口.本文使用基于 Geant4 的应用代码 GATE 对前面所述的两台 PET 扫描仪进行建模分析^[2,3].GATE 提供了一组专门用于发射断层成像系统的接口宏命令,通过对 Geant4 蒙特卡罗代码库文件的重新封装、调用,实现了模块化,提高了灵活性,特别是提供了对时间相关过程的模拟,如探测器移动、旋转、放射源动态衰减等,因此具备了模拟发射断层成像系统真实采

集环境的条件.

3. PET 散射特性的蒙特卡罗模拟分析

模拟实验部分以日本滨松光子学株式会社最新研制的全身用全 3D TOF-PET/CT 扫描仪 Hamamatsu SHR74000 和含有钨挡板的小动物用 PET 扫描仪 Hamamatsu SHR17000 为模拟对象,对系统的探测器构造、光电信号转换、光子物理特性、实验用体模进行建模模拟,对全 3D 符合采集模式下的散射光子的特性和 2D 符合采集模式下来自物体和钨挡板的散射光子的特性分别进行了全面的分析.上述两台 PET 扫描仪蒙特卡罗建模完成后的示意图如图 1 所示.

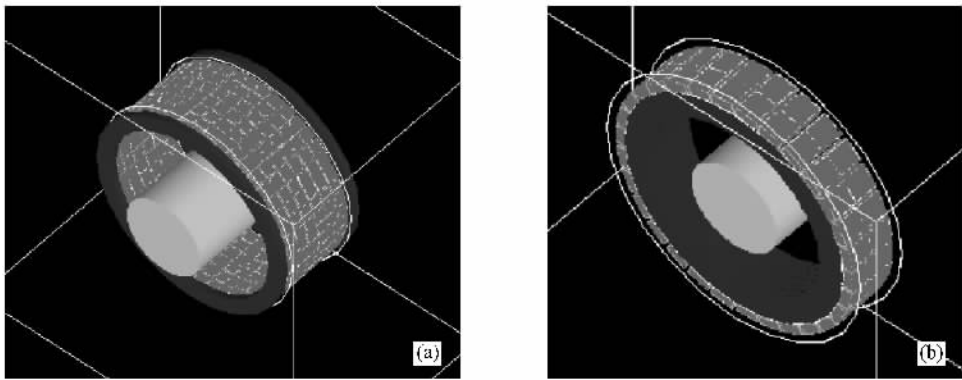


图 1 蒙特卡罗建模之后的 PET 扫描仪与体模 (a)为 SHR74000 (b)为 SHR17000

3.1. 全身用 TOF-PET 扫描仪 SHR74000

SHR74000 是日本滨松光子学株式会社最新研制的全身用 TOF-PET/CT 扫描仪,该机含有 288 个探测器组,每组探测器耦合到一个位置灵敏型光电倍增管(Hamamatsu R8400-00-M64),每个探测器组含有 256(16×16)个 LYSO 晶体,每个探测器晶体的尺寸为 2.9 mm×2.9 mm×20 mm,总计构成了 96 个晶体环.系统的所有探测器模块,排列成内直径为 826 mm 的探测器环.系统的横向视野为 576 mm,轴向视野加长至 318 mm,在其显像孔径的两端,加有厚度为 30 mm 的屏蔽层,以限制视野外放射性因素的干扰.

3.1.1 实验设置

针对 SHR74000 使用的全 3D 采集模式,我们对散射分数、散射分布、多次散射、视野外散射四个主

要方面进行了分析,考虑到大物体时散射符合计数的增加及散射校正效率的降低,除了 NEMA 的标准体模外,我们着重增加了对大直径体模的模拟.标准体模为 70 cm 长、20 cm 直径的圆柱形体模,大直径体模为 70 cm 长、35 cm 直径的圆柱形体模.模拟实验设置如下:实验 1,大直径体模内充满水溶液,一根 70 cm 长、1 mm 直径的线源沿轴向插入体模中,距离中心偏移分别为 0,10,50,100,170 mm 进行 5 组实验;实验 2,标准体模内充满水溶液,同样线源沿轴向插入体模内,距离中心偏移为 0 mm 进行一组实验;实验 3,大直径体模内充满均匀 F-18 溶液;实验 4,标准体模内充满均匀 F-18 溶液.

3.1.2 实验结果

大直径体模实验得到的散射分数如图 2 和图 3 所示,图 2 给出了散射分数随线源偏移的变化,图 3 给出了散射分数随符合环差(ring difference)的变化.

散射分数介于 40% 到 60% ,与实际测试结果相符. 图 4—8 给出了线源分别在 0 ,10 ,50 ,100 ,170 mm 5 组偏移实验中的散射分布 ,散射光子分布随线源的偏移量改变而有明显的移动.

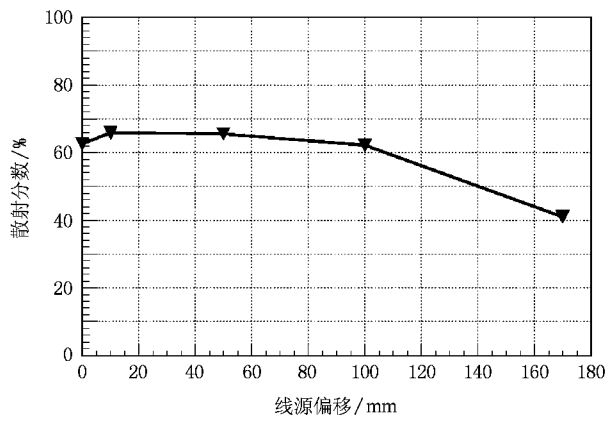


图 2 大直径体模实验中散射分数随线源偏移的变化

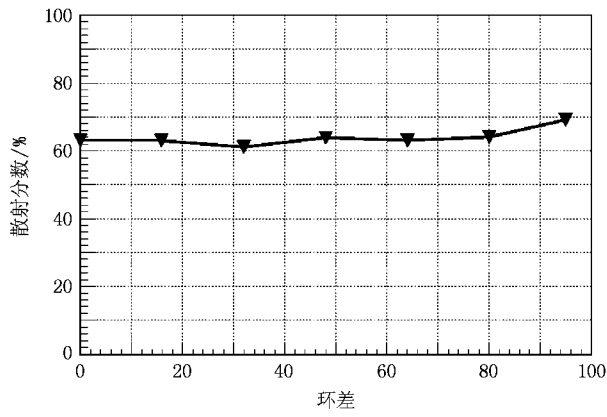


图 3 大直径体模实验中散射分数随符合环差的变化

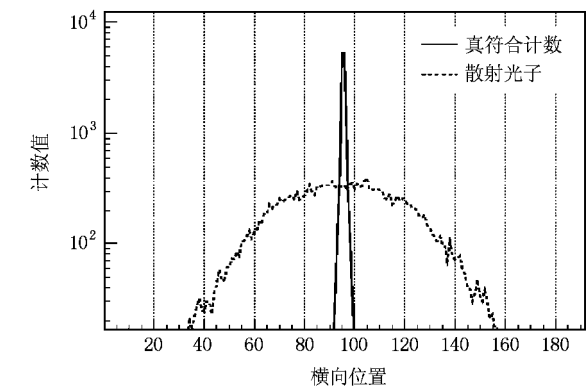


图 4 线源在 0 mm 偏移实验中的散射分布和真值分布(实线为真值分布 ,虚线为散射分布)

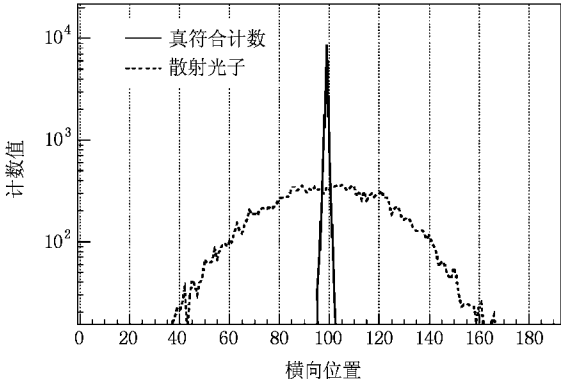


图 5 线源在 10 mm 偏移实验中的散射分布和真值分布(实线为真值分布 ,虚线为散射分布)

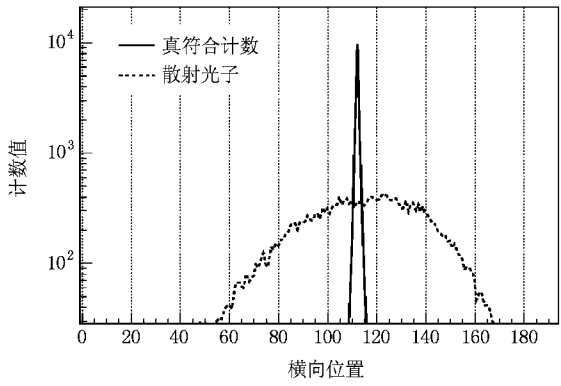


图 6 线源在 50 mm 偏移实验中的散射分布和真值分布(实线为真值分布 ,虚线为散射分布)

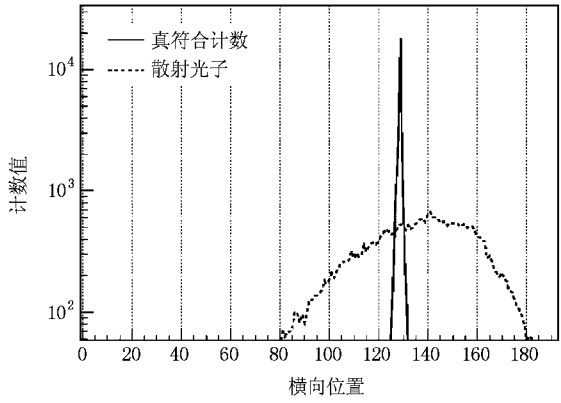


图 7 线源在 100 mm 偏移实验中的散射分布和真值分布(实线为真值分布 ,虚线为散射分布)

为了更好地分析大体模试验中大量增加的多次散射 ,表 1 至 6 分别给出了 6 种不同实验条件下的散射光子的统计信息 ,分别为线源在大直径体模中 5 种不同偏移时和线源在标准体模内时的统计信

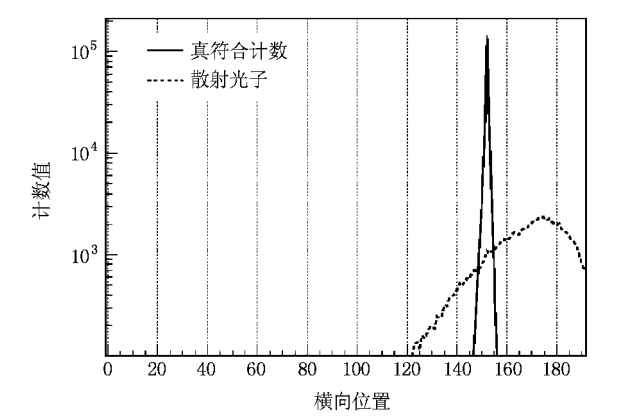


图8 线源在 170 mm 偏移实验中的散射分布和真值分布(实线为真值分布,虚线为散射分布)

息,最有代表性的为表 1、5 和 6。表 1 为线源置于 0 mm 偏移处的大直径体模实验中的各次散射百分比,单次散射光子数占总散射光子数的百分比为 60.46%,多次散射光子数的百分比为 39.54%;表 5 为线源置于 170 mm 偏移处的大直径体模实验中的各次散射百分比,单次散射百分比为 79.89%,多次散射百分比为 20.11%;表 6 为线源置于 0 mm 偏移处的标准体模实验中的各次散射百分比,单次散射百分比为 74.34%,多次散射百分比为 25.76%。表 7 给出了前述所有 6 个实验中未散射光子、单次散射光子、多次散射光子的百分比对比,从中可以看出,主要变化的部分为未散射光子和多次散射光子,当线源离中心偏移不太大时,散射光子的百分比变化规律基本与散射分数的变化规律保持近似关系。为进一步研究多次散射光子随物体体积的变化规律,我们增加了一组横截面为椭圆的体模实验,体模体积覆盖从正常体模到大直径体模的范围,具体实验设置如表 8 所示,拟合得到的多次散射光子的百分比随体模横截面积变化的关系如图 9 所示,可近似认为是线性变化关系。此拟合结果可用于使用单散射模拟法(single scatter simulation,SSS)的散射校正中,基于此拟合结果,多次散射光子数可以更准确地从单次散射光子数计算得到,从而避免了简单的使用 Tail-Fitting 法带来的误差^[4-7]。

来自视野外的符合计数全部由散射光子造成,对于这部分散射光子的影响,在线源置于 0 mm 偏移处的大直径体模实验中,视野外的散射光子数占总散射光子数的百分比为 11.13%。考虑到全 3D 采集条件下不同晶体环处的灵敏度不同,我们增加了一组对比试验,分别使用长度为 318 mm(与系统的

轴向视野长度相等)、直径为 35 cm 的圆柱形体模和长度为 700 mm、直径为 35 cm 的圆柱形体模,分别注入 F-18 溶液,两体模单位体积内的放射性药物量设定为相同。图 10 给出了两个实验的结果对比,从而可以得到不同环的位置受到视野外散射光子的影响。当进行散射校正时,此结果可用于更有效的环间灵敏度补正^[5]。

表 1 线源置于 0 mm 偏移处的大直径体模实验中的各次散射百分比(行和列分别对应两个光子的散射次数)

散射百分比/%	0	1	2	3	4
0	37.66	18.87	3.7	0.39	0.03
1	18.82	10.98	2.18	0.23	0.01
2	3.75	2.18	0.44	0.05	0
3	0.38	0.23	0.05	0.01	0
4	0.02	0.02	0	0	0

表 2 线源置于 10 mm 偏移处的大直径体模实验中的各次散射百分比(行和列分别对应两个光子的散射次数)

散射百分比/%	0	1	2	3	4
0	34.40	19.83	3.92	0.397	0.027
1	19.79	11.56	2.3	0.24	0.01
2	3.90	2.29	0.46	0.05	0
3	0.40	0.24	0.05	0	0
4	0.03	0.02	0	0	0

表 3 线源置于 50 mm 偏移处的大直径体模实验中的各次散射百分比(行和列分别对应两个光子的散射次数)

散射百分比/%	0	1	2	3	4
0	34.95	19.96	3.98	0.43	0.03
1	19.95	10.91	2.14	0.22	0.02
2	4.00	2.11	0.41	0.04	0
3	0.43	0.23	0.04	0	0
4	0.03	0.01	0	0	0

表 4 线源置于 100 mm 偏移处的大直径体模实验中的各次散射百分比(行和列分别对应两个光子的散射次数)

散射百分比/%	0	1	2	3	4
0	38.08	19.99	4.04	0.48	0.04
1	20.00	8.84	1.54	0.17	0.01
2	4.05	1.56	0.24	0.02	0
3	0.49	0.17	0.02	0	0
4	0.04	0.01	0	0	0

表 5 线源置于 170 mm 偏移处的大直径体模实验中的各次散射百分比(行和列分别对应两个光子的散射次数)

散射百分比/%	0	1	2	3	4
0	59.23	16.28	2.94	0.38	0.03
1	16.29	1.18	0.1	0.01	0
2	2.94	0.1	0	0	0
3	0.38	0.01	0	0	0
4	0.04	0	0	0	0

表 6 线源置于 0 mm 偏移处的标准体模实验中的各次散射百分比(行和列分别对应两个光子的散射次数)

散射百分比/%	0	1	2	3	4
0	55.36	16.58	1.92	0.11	0
1	16.56	5.81	0.68	0.04	0
2	1.92	0.7	0.08	0	0
3	0.11	0.04	0.005	0	0
4	0.005	0.001	0	0	0

表 7 6 组实验条件下未散射光子,单次散射光子,多次散射光子的百分比对比

项目	实验一	实验二	实验三	实验四	实验五	实验六
未散射光子/%	37.66	34.40	34.95	38.08	59.23	55.36
单次散射光子/%	37.69	39.62	39.91	39.99	32.57	33.14
多次散射光子/%	24.65	25.98	25.14	21.93	8.2	11.5

表 8 椭圆横截面体模实验记录(多次散射光子自百分比为多次散射光子占总散射光子的百分比)

长半轴	短半轴	多次散射光子百分比/%	体模横截面积(mm^2)
175	170	29.959	29750π
175	160	29.304	28000π
175	150	28.648	26250π
175	125	26.548	21875π
175	100	23.773	17500π
140	100	22.606	14000π
130	100	22.113	13000π
120	100	21.671	12000π
105	100	20.632	10500π

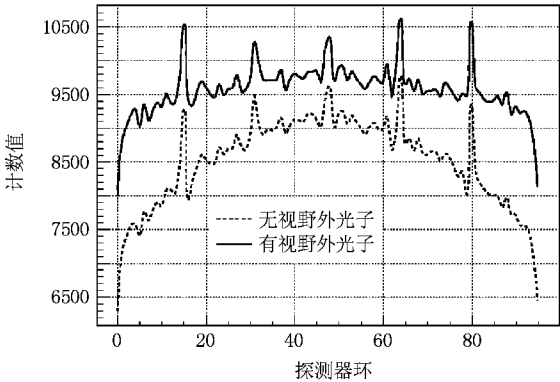


图 10 视野外散射光子影响造成的环间灵敏度差异

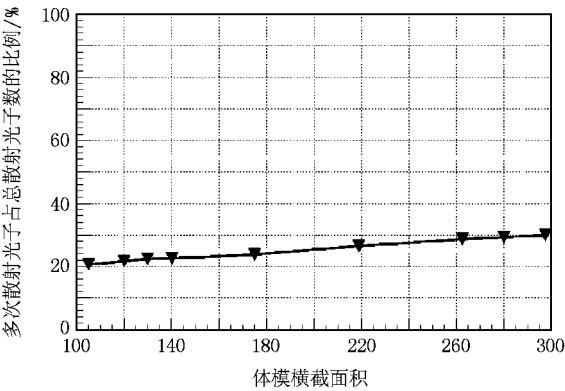


图 9 多次散射光子与体模横截面面积(单位:100 π)的关系

3.2. 小动物用 PET 扫描仪 SHR17000

SHR17000 是日本滨松光子学株式会社最新研

制的小动物用 PET 扫描仪,该机含有 60 个探测器组,每个探测器组耦合到与 SHR74000 同样的光电倍增管,每个探测器组含有 288(16×18)个 LYSO 晶体,每个探测器晶体的尺寸同样为 2.9 mm×2.9 mm×20 mm.系统的所有探测器模块,排列成内直径为 508 mm 的探测器环.系统的横向视野为 330 mm,轴向视野为 108 mm,为了 2D 采集的需要,系统带有一组 1.2 mm 厚,56 mm 长的可移动的钨挡板.

3.2.1 实验设置

根据小动物用 PET 扫描仪的特性,我们设计了两组实验,第一组在 2D 采集模式下进行,第二组在 3D 采集模式下进行.实验用模型为 108 mm 长、20 mm 直径的圆柱形体模,体模内充满水溶液,一根 108 mm 长、1 mm 直径的线源沿轴向插入体模中,距离中心偏移分别为 0,5,10,25,50,95 mm 分别进行 6 组实验.

3.2.2 实验结果

针对 SHR17000 含有钨挡板,可同时提供 2D 采集模式和 3D 采集模式的特性,本部分着重从散射分数和散射分布两个方面讨论使用 2D 采集模式时钨挡板对系统散射光子的影响^[6 8].2D 采集模式下整体散射分数和钨挡板造成的散射分数如图 11 所示,在中心区域整体散射分数大约为 33%,钨挡板造成的散射分数为 15%,钨挡板造成的散射光子约

占总散射光子数的 45%.图 12—17 分别给出了线源在六个不同偏移实验中的散射分布,图中将在物体中产生的散射光子和钨挡板上产生的散射光子进行了明确的区分,从中可以看出两者分别的分布规律,并可以明显地看出两种散射光子随线源在不同偏移时的分布规律的变化情况.钨挡板造成的散射光子的分布更接近于线源的投影位置,从而为钨挡板造成的散射光子的消去或用于图像重建给出了定量的参照.

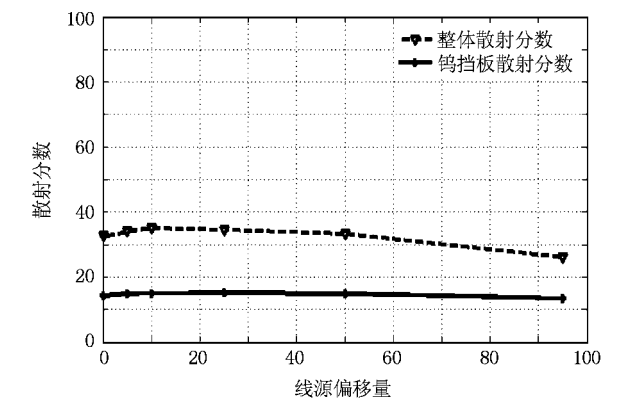


图 11 SHR17000 散射分数随线源偏移的变化

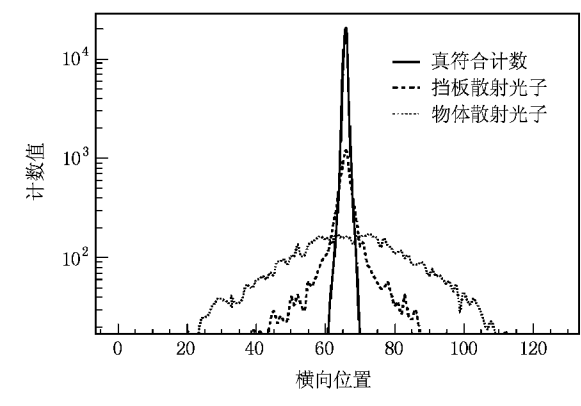


图 14 SHR17000 实验中线源距中心 10 mm 偏移时钨挡板上产生的散射光子、物体中产生的散射光子和真实符合光子的分布

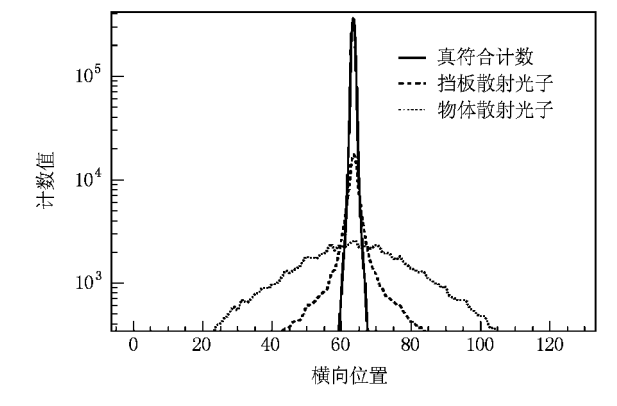


图 12 SHR17000 实验中线源距中心 0 mm 偏移时钨挡板上产生的散射光子、物体中产生的散射光子和真实符合光子的分布

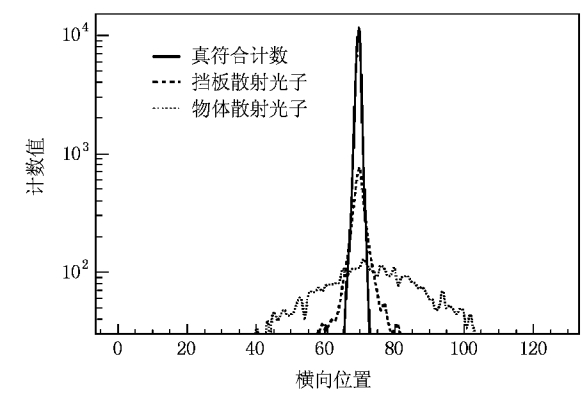


图 15 SHR17000 实验中线源距中心 25 mm 偏移时钨挡板上产生的散射光子、物体中产生的散射光子和真实符合光子的分布

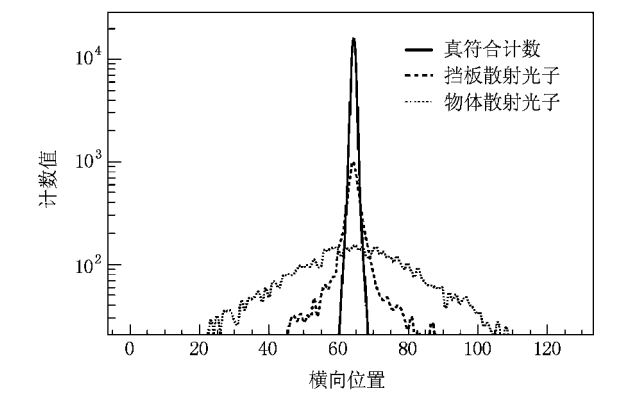


图 13 SHR17000 实验中线源距中心 5 mm 偏移时钨挡板上产生的散射光子、物体中产生的散射光子和真实符合光子的分布

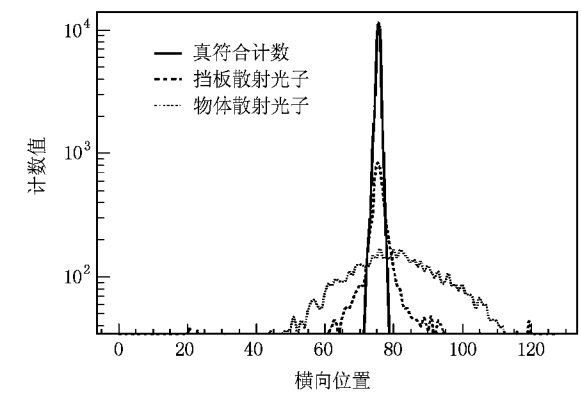


图 16 SHR17000 实验中线源距中心 50 mm 偏移时钨挡板上产生的散射光子、物体中产生的散射光子和真实符合光子的分布

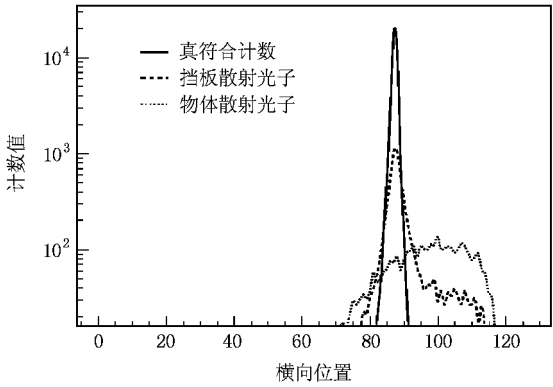


图 17 SHR17000 实验中线源距中心 95 mm 偏移时钨挡板上产生的散射光子、物体中产生的散射光子和真实符合光子的分布

4. 结 论

我们设计了一系列实验 ,通过蒙特卡罗模拟对正电子发射断层成像仪的散射特性进行了全面分析 .通过对 3D 采集模式下散射分数、散射分布、多次散射光子、视野外散射光子和 2D 采集模式下挡板造成的散射光子等正电子发射断层成像仪散射校正中的关键问题的蒙特卡罗分析 ,为正电子发射断层成像仪的散射校正提供了定量的参照和指导 ,也为散射校正中的难点问题提出了相应的解决方案 ,同时对蒙特卡罗模拟在正电子发射断层成像仪中的应用提供了一个可行的方向 .

[1] Adam L E , Karp J S , Brix G 1999 *Phys. Med. Biol.* **44** 2879

[2] Jan S , Santin G , Strul D 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 4543

[3] Assie K , Breton V , Buvat I , Comtat C 2004 *NIM A* **527** 180

[4] Watson C C 2000 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **NS-47** 1587

[5] Gao F , Yamada R , Watanabe M 2008 *Japanese Journal of Medical Physics* 28 (sup 2) **2** 49

[6] Lubberink M , Kosugi T , Schneider H , Ohba H , Bergstrom M 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 833

[7] Markiewicz P J , Tamal M , Julyan P J , Hastings D L , Reader A J 2007 *Phys. Med. Biol.* **52** 829

[8] Gao F , Liu H F , Shi P Ch 2007 *Acta Phys. Sin* **56** 4229 (in Chinese)[高 飞、刘华锋、施鹏程 2007 物理学报 **56** 4229]

Use of Monte Carlo simulations for the scatter events analysis of PET scanners^{*}

Gao Fei¹⁾ Ryoko Yamada²⁾ Mitsuo Watanabe²⁾ Liu Hua-Feng¹⁾[†]

¹ *State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China*

² *Central Research Laboratory, Hamamatsu Photonics K. K. Hamamatsu, 434-8601, Japan*

(Received 26 August 2008 ; revised manuscript received 11 November 2008)

Abstract

Monte Carlo simulation is an essential tool to assist in the design of new medical imaging devices for emission tomography. This paper modeled the full 3D whole body PET scanner and 2D animal PET scanner with septa using Monte Carlo simulation code GATE based on Geant4, analyzed the scatter fraction, scatter distribution, multiple scatter events, and scatter events from outside of FOV under 3D acquisition mode and scatter events from the septa under 2D acquisition mode. For the critical problems of 3D scatter correction: multiple scatter events and scatter events from outside of FOV, we designed additional experiments, got the fitted relationship between the percentage of multiple scatter events and the cross sectional area of the phantom, and the effects of the scatter events from outside of FOV at different ring positions; for the 2D scatter correction, we separated the scatter events from septa for analysis, and provided a quantitative reference for the elimination of these events or introduction into the procedure of reconstruction.

Keywords: positron emission tomography (PET), Monte Carlo simulation, scatter characters, scatter correction

PACC: 7870

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 60772125), the Key Foundation of Guangdong Province (Grant No. 07117784), and the Scientific Plan of Zhejiang Province (Grant No. 2008C23060).

[†] Corresponding author. E-mail: liuhf@zju.edu.cn