

PET 仿真平台的实现

吴国城¹ 耿平¹ 康雁²

(1.沈阳市东北大学物理系, 辽宁, 沈阳, 110004)

(2.沈阳市东北大学生物医学信息工程学院, 辽宁, 沈阳, 110004)

摘要: Monte Carlo 模拟是核医学成像领域上最重要的辅助研究手段之一, 大量用于新型的核医学成像设备、散射校正等技术。GATE(Geant4 Application for Tomographic Emission)的核心思想是 Monte Carlo 统计规律, 主要提供了体模和探测器的几何设置、物理过程设置、系统设置、放射源的剂量分布、数字转换器模块以及数据输出模块的设置。本文主要分析了 PET 仿真平台的实现, 并对 Root 输出格式的数据采用离线处理方式, 得到探测器的运行状态以及符合计数率与活度的关系。

关键词: PET; Monte Carlo 模拟; GATE 仿真; 符合计数率

中图分类号: TP311

Implement of PET Simulation Platform

Wu Guo-cheng¹ Geng Ping¹ Kang Yan²

(1.Northeastern University, Department of Physics, Shenyang, Liaoning, 110004)

(2.Northeast University, Biomedical and Information engineering School, Shenyang, Liaoning, 110004)

Abstract: Monte Carlo simulation is an assistant investigation tool in the nucleus medical imaging field, largely used in the design of new nucleus imaging devices, scatter correction and so on. GATE, the GEANT4 Application for Tomographic Emission, is base an the Monte Carlo statistic roles. It mainly offered the geometry define of phantom and detector, set up the physics, define a system, define the distribution of source, define the digitizer and data output formats. At present, we analysis how to implement the PET simulation, also analysis the run step of detector and the counts rate as a function of source activity by Root output format.

Keywords: PET; Monte Carlo Simulation; GATE Simulation; Coincidence Counts Rate

1 PET 简介

正电子发射断层扫描仪 PET(Positron Emission Tomography)是当今核医学领域上被公认的最先进的医学诊断设备之一, PET 成像是—种基于电子准直技术的功能性和分子性显像, 已成为指导治疗和诊断肿瘤、心脏、神经系统等疾病的不可缺少的手段^[1]。在体内注入放射性核素如 F-FDG, 将会在体内发生 β 衰变放出一个正电子, 正电子在运行 2mm~3mm 时与体内组织电子发

生湮没, 同时发出两个方向几乎是相反的、能量为 511keV 的伽马光子, 探测器将对这些 back to back 的光子进行符合探测。符合测量形成的投影线即响应线(LOR)^{[1][2]}, 经电子前端放大和符合判别形成原始的 Sino gram, 然后经校正、重建得到理想的图像。

2 PET 仿真平台的实现

2.1 GATE 软件包

Monte Carlo 模拟是核医学成像领域上最重要的辅助研究手段之一^[3], 大量用于新型的核医学成像设备、散射校正等技术。

GATE(Geant4 Application for Tomographic Emission)

作者简介: 吴国城(1981—), 男, 硕士, 主要从事PET原理的研究与仿真工作; 耿平, 男, 教授, 中国计算物理学会理事, 辽宁省计算物理学会副理事长, 主要从事计算物理方面的研究工作。康雁, 男, 硕士生导师, 主要从事医学影像处理工作。

是基于 Geant4 的基础上发展起来的^{[4][5]}。因此继承了 Geant4 的很多优点，并且还对体模、探测器等的运动以及放射源的衰变过程作了更进一步的修正。主要提供了体模和探测器的几何设置、物理过程设置、系统设置、放射源的剂量分布、数字转换器模块以及数据输出模块。

2.2 几何参数的设置

几何参数设置包括探测器和被检测物体的几何设置两部分，其中几何设置是模拟中非常重要的一个环节，在 GATE 中对这两部分的设置方式基本是一样的。

在 GATE 中只有 world 是预先定义好的 volume，其他的 volume 都是 world 的子节点，同时，在 GATE 的仿真过程中，对于粒子的跟踪只有在 world 内完成，超出 world 的 volume 将不被跟踪。利用如下脚本可完成图 1 所示的仿真模型设定。

```
# PHANTOM
/gate/world/daughters/name phantom
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/phantom/geometry/setRmax 88.5 mm
/gate/phantom/geometry/setRmin 0. mm
/gate/phantom/geometry/setHeight 98. mm
.....

# CYLINDRICAL
/gate/world/daughters/name PETscanner
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/PETscanner/geometry/setRmax 493.5 mm
/gate/PETscanner/geometry/setRmin 463.5 mm
/gate/PETscanner/geometry/setHeight 30 mm
.....

# RSECTOR
/gate/PETscanner/daughters/name head
/gate/PETscanner/daughters/insert box
/gate/head/placement/setTranslation 475.5 0 0 mm
/gate/head/geometry/setXLength 24 mm
/gate/head/geometry/setYLength 96 mm
/gate/head/geometry/setZLength 90 mm
.....

# MODULE
/gate/head/daughters/name block
/gate/head/daughters/insert box
/gate/block/geometry/setXLength 24 mm
/gate/block/geometry/setYLength 48 mm
/gate/block/geometry/setZLength 30 mm
.....

# CRYSTAL
```

```
/gate/block/daughters/name crystal
/gate/block/daughters/insert box
/gate/crystal/geometry/setXLength 4 mm
/gate/crystal/geometry/setYLength 8 mm
/gate/crystal/geometry/setZLength 30 mm
.....

# REPEAT CRYSTAL
/gate/crystal/repeaters/insert cubicArray
/gate/crystal/cubicArray/setRepeatNumberX 6
/gate/crystal/cubicArray/setRepeatNumberY 6
/gate/crystal/cubicArray/setRepeatNumberZ 1
/gate/crystal/cubicArray/setRepeatVector 4.2 8.2 30 mm

# REPEAT BLOCK
/gate/block/repeaters/insert cubicArray
/gate/block/cubicArray/setRepeatNumberY 2
/gate/block/cubicArray/setRepeatNumberZ 3
/gate/block/cubicArray/setRepeatVector 24 48.2 30.2 mm

# REPEAT HEAD
/gate/head/repeaters/insert ring
/gate/head/ring/setRepeatNumber 56
.....
```

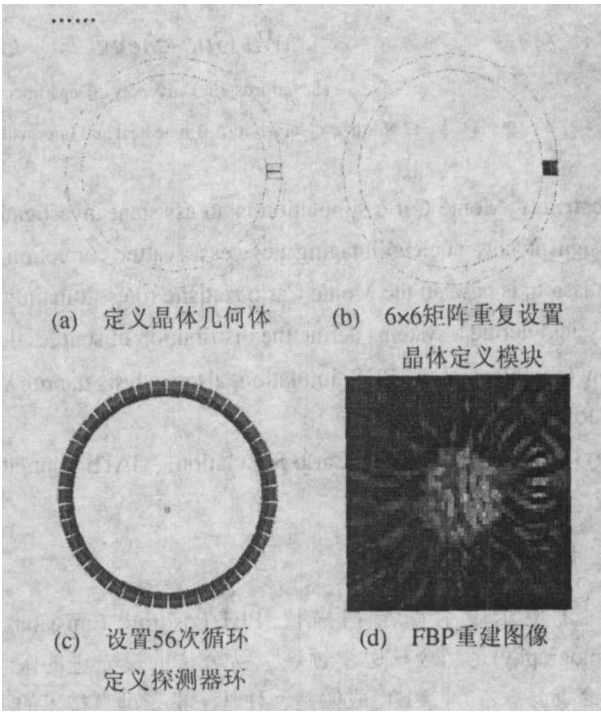


图1 探测器仿真设置过程及重建图像

2.3 数字转换器模块

数字转换器是继系统的选定(CylindricalPET)、Sensitive detectors的绑定以及放射源的设定后PET仿真中最为重要的环节之一，可通过以下脚本来实现。它描述的是PET探测器和信号处理链的特性，类似与实际PET中的前端电子学电路。

数字转换器由一系列的信号处理单元组成，每个单元的Step输出是一个脉冲，最后输出的脉冲称为信号。这些信号模拟的是粒子的相互作用时的探测器响应，并将每个事件储存起来。在数字转换器中设置的参数有：Temporal Resolution、Crystal Blurring、Dead Time、Threshold 等，如图2所示。

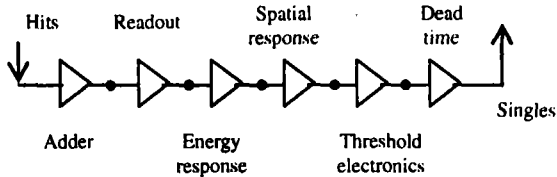


图2 数字转换器设置流程图

```
# DIGITIZER
/gate/digitizer/convertor/verbose 0
/gate/digitizer/Singles/insert adder
/gate/digitizer/Singles/insert crystalblurring
/gate/digitizer/Singles/insert readout
/gate/digitizer/Singles/insert timeResolution
/gate/digitizer/Singles/insert thresholder
/gate/digitizer/Singles/insert deadtime
.....
```

2.4 数据输出

数据输出是与实际PET的固有特性无关的，GATE中提供了ASCII、Root、Interfile、LMF、ECAT等输出格式^[5]。根据研究的需要，我们选择的是Root输出格式，同时记录下了Coincidences、Hits、Singles。

```
# OUTPUT
# ASCII
/gate/output/ascii/setOutFileHitsFlag 0
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesFlag 0
/gate/output/ascii/setOutFileCoincidencesFlag 0
/gate/output/ascii/setFileName ascii_output

# ROOT
/gate/output/root/setFileName root_output
/gate/output/root/setRootNtupleFlag 1
/gate/output/root/setRootHitFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesFlag 1
/gate/output/root/setRootCoincidencesFlag 1
/gate/output/root/setSaveRndmFlag 1

# LMF
/gate/output/lmf1/disable
```

3 结果与讨论

3.1 探测器仿真结果分析

在仿真设置中必须要确认扫描视野内除了空气没有

任何的其他物质，放射源为18-F，并且将经过湮灭产生的 γ 光子的发射状态设置为各向同性(即：/gate/source/sourceF18/gps/angtype iso)，图3描述的是在这种条件下的探测器的轴向仿真结果。分析可得出，这一仿真结果将很好的监视探测器的性能，如：晶体的损坏、光电倍增管的漂移等，可以及时的对探测器的设置作一些调整。这一仿真结果在实际的PET扫描中也有着很重要的指导意义，可以帮助设计人员在处理探测器设置时有很好的预言作用。

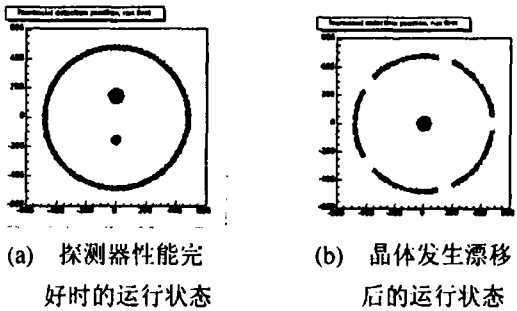
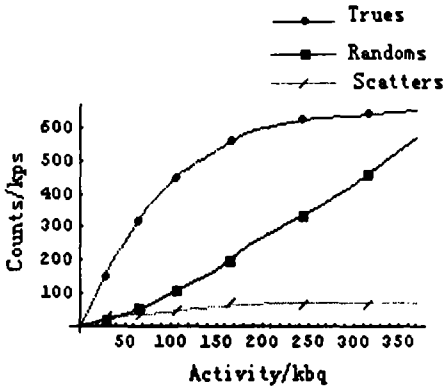
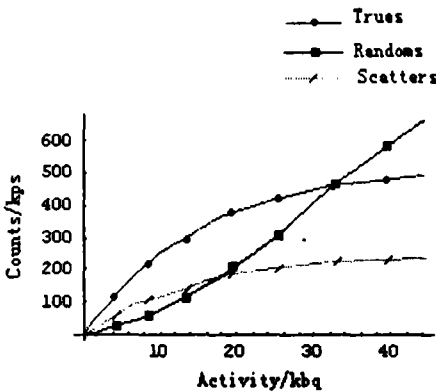


图3 探测器仿真结果分析

3.2 符合计数率



(a) 2D采集方式下的活度——计数曲线



(b) 3D采集方式下的活度——计数曲线

图4 活度——计数曲线

从理论上分析，只有是探测器处于可接收的范围内，

剂量是越大越好^[6]。但从仿真结果可以看出,当剂量增大到一定程度时,随机符合和散射符合计数将以平方级数增加。且3D采集的随机符合和散射符合计数与2D采集相比显著增多。因此,PET扫描时也不能一味地以增加示踪剂的剂量来提高图像的质量,剂量增加到一定程度后,图像的质量反而会下降。由于采集方式的不同,选取的最佳剂量也是不一样的,最佳剂量的选取可以减少噪声(随机符合、散射符合)对图像质量的影响,使得信噪比达到最大。

图4所示分别是在2D和3D采集方式下随机符合计数、散射符合计数、真符合计数与放射源剂量关系的仿真结果统计分布。

参考文献

- [1] Brooks RA, Sank VJ, Friauf WS, et al. Design Considerations for Positron Emission Tomography, IEEE Trans Biomed Eng, 1981, 28 (2): 158-177
- [2] K Assie, V Breton, I Buvat, et al. Monte Carlo Simulation in PET and SPECT Instrumentation Using GATE, Science Direct, 2004, 180-189
- [3] Buvat I and Castiglioni I. Monte Carlo Simulations in SPET and PET Q. J. Nucl. Med 46, 48-61
- [4] Strul D, Santin G, Lazaro D, Breton V and Morel C 2003 GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emission): A PET/SPECT General-purpose Simulation Platform, Nucl. Phys. B (Proc.Suppl.), 125C, 60-85
- [5] GATE Website: [Http://www.opengatecollaboration.org](http://www.opengatecollaboration.org)
- [6] Chiesa C, De Sanctis V, Crippa F, et al. Radiation Dose to Technicians per Nuclear Medicine Procedure: Ccomparison Between Technetium-99m, Gallium-67, and Iodine-131 Radiotracers and Fluorine-18 Fluorodeoxyglucose, E. Eur J Nucl Med, 1997, 24(11): 1360-1389