

文章编号: 1007-4627(2019)04-0447-09

基于Gate与Matlab的PET电子学仿真系统研究

杨龙, 梁国栋, 张如美

(东软医疗系统股份有限公司, 沈阳 110167)

摘要: 正电子发射断层成像PET (Positron Emission Tomography) 是一套庞大、复杂而又极其精密的大型医疗设备, 由成千上万个探测单元及相应的信号采集通道组成, 其复杂的采集逻辑直接导致系统前期研发迭代次数多、硬件调试困难, 且时间与资金成本投入高。本文通过研究PET系统整体结构及前端电子采集模块的功能, 设计出基于Gate仿真软件(Geant4 application for tomographic emission)和MATLAB(matrix laboratory, Mathworks Inc.)数据处理包的PET电子学仿真架构, 利用数字化单事件重建DiSER(digital-single-event-reconstruction)模型将Gate仿真得到的湮灭事件的能量、时间信息进行综合, 转换为光子脉冲信号并由模数转换器ADC(analog-to-digital converter)进行量化, 量化数据输入到现场可编程门阵列FPGA(field programmable gate array)和MATLAB协仿真模块中, 验证FPGA硬件采集算法的可行性。待各模块的湮灭事件采集完毕, 将多模块数据进一步综合输入到FPGA符合处理模块中, 完成PET系统符合单元的功能验证。最后, 将设计的算法在基于飞行时间技术的TOF(time-of flight)-PET样机上进行了测试, 验证了设计的有效性和正确性。该系统仿真平台可应用于PET系统整个研发周期, 其搭建思路也可灵活、有效地拓展到其他领域的系统建模与验证之中。

关键词: TOF-PET; Gate; Matlab; FPGA; 协仿真

中图分类号: TL824 **文献标志码:** A **DOI:** 10.11804/NuclPhysRev.36.04.447

1 引言

正电子发射断层成像PET (Positron Emission Tomography) 是核医学领域先进的临床造影检查技术^[1-3], 它通过向人体内注入放射性示踪剂, 基于生物体的新陈代谢, 从细胞和分子水平提供人体功能性病变信息, 作为高性能的无创检测手段, 以其灵敏度高、特异性好、全身显像、安全性高的优点, 在疾病(特别是肿瘤、心脏、神经系统等)的诊断、治疗、疗效评价、基础医学研究等方面发挥着重要作用^[4-5]。

PET是一套庞大、复杂而又极其精密的大型医疗设备^[6], 其设计与研发涉及到多个环节, 需要各部门之间的相互合作, 其中, 探测器和前端电子采集装置是系统设计的重要组成部分。在临床应用PET系统中, 探测器端有成千上万个探测单元^[7-8], 这导致后续电子采集部分逻辑复杂、调试困难。目前, 商用PET产品一般采用现场可编程门阵列FPGA(field programmable gate array)或专用集成芯片ASIC(application specific integrated circuit)的形式来降低电路的复杂度^[9-10], 提高设计的灵活性, 但探测器探测到的光子信号符合泊松分布模型, 其到达时间随机而独立, 这在一定程度上增加了FPGA设计、验证及调试的困难。

为了减少PET系统在研发前期的迭代次数, 提高设计算法的有效性, 本文通过研究PET系统的整体结构及前端电子采集装置的功能, 设计出基于Gate仿真软件(Geant4 application for tomographic emission)和MATLAB(matrix laboratory, Mathworks Inc.)数据处理包的PET电子学仿真架构, 在研发初期即完成对PET系统关键算法的验证, 降低系统调试难度。

2 设计需求分析

探测器与电子采集装置是PET系统的两个关键组成部分, 其中探测器模块阻止入射的 γ 光子并将其能量沉淀转换为电信号供后续电子采集与处理; 相应的电子采集装置是连接探测器与图像重建模块的桥梁, 两者协同工作来保证PET系统的正常运行。

2.1 问题描述

在PET系统研发过程中, 除机械设计、系统测试等部门之外, 还涉及到电子、探测器、图像重建、算法校正等研发小组, 一般来说, 各部门在明确相应需求之后进行各自的研究, 待探测器与印刷电路板PCB(printed circuit board)加工完毕之后进行组装, 进而搭建出完整的PET系统, 其设计流程如图1所示。然而

收稿日期: 2019-04-18; 修改日期: 2019-06-26

作者简介: 杨龙(1976-), 男, 辽宁盘锦人, 高级工程师, 硕士, 从事PET/CT、PET前端电子学等方面相关研究;

E-mail: yanglong@neusoftmedical.com.

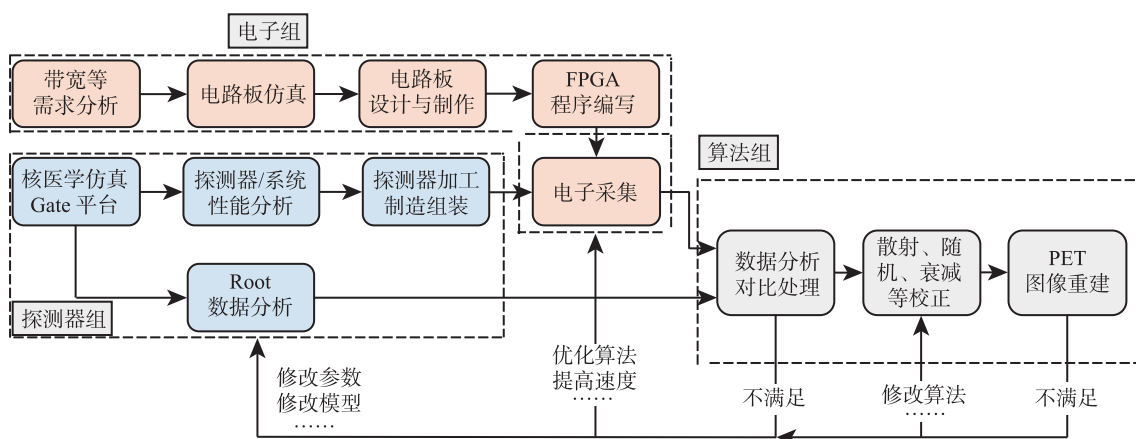


图 1 (在线彩图) PET 系统研发流程图

在研发初期，各个小组独立进行的设计不足以表征系统初始规划的正确性与合理性，并且小型数据集的测试也不能充分验证系统设计的有效性，周而复始，临床应用 PET 系统的研发周期与迭代次数逐步增加，时间、人力与资金投入也随之增加。

出现上述现象的一个根本原因在于目前的 PET 系统在研发过程中缺少一个完整的仿真与验证平台，其既可以在预研前期将各研发部门紧密地结合，完成各部门关键模块的验证，又可以将数据提供给图像重建部门为系统整体性能提供验证手段，减小系统研发周期，降低迭代次数，在设计初期即提升系统的关键性能指标。

2.2 解决理念

目前，在核医学成像研究领域，有关探测器的物理设计以及系统性能的分析是基于 Gate 仿真软件来实现，其中 Gate 不仅可以对探测器晶体结构及其物理特性进行精确的建模^[11]，还可以指导设计人员完成 PET 仪器的图像校正及重建等关键算法的有效性评估。后续电子采集及符合处理模块的有效性一般基于 FPGA 的语言

仿真器 Modelsim (Mentor Inc.) 来实现。但由于系统死时间、处理算法、采集速度等硬件因素的限制，前端电子采集模块与 Gate 平台的输出存在一定的差异，这使得系统整体性能达不到理论预期的水平。

因此，在研发初期如何将 Gate 与 Modelsim 两个软件包相互结合，利用 Gate 仿真得到的大型数据集来完成 FPGA 硬件采集逻辑和功能的验证是减少 PET 系统迭代次数的关键因素。为了解决上述问题，本文设计出基于 Gate 和 Matlab 的 PET 电子学仿真架构，如图 2 所示，将 Gate 仿真得到的湮灭事件利用 DiSER (digital-single-event-reconstruction)^[12-13] 模型转换为光子脉冲信号，并由模数转换器 ADC (analog-to-digital converter) 量化后输入到 FPGA-MATLAB 协仿真模块中，完成对 FPGA 硬件采集程序的验证。待所有的湮灭事件信息采集完毕，将多模块数据进一步传入到 FPGA 符合链路中，完成 PET 系统符合算法的功能验证，同时输出的符合结果可反馈给算法部门与探测器部门供其对比与分析。

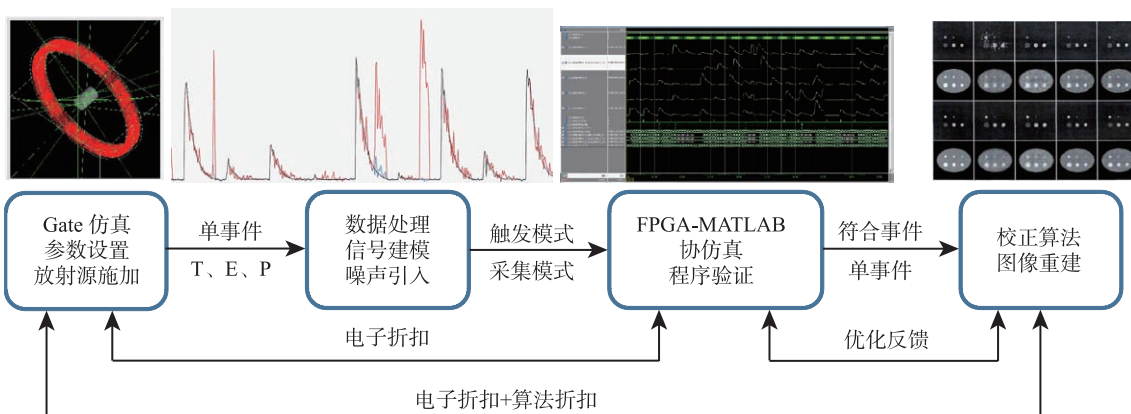


图 2 (在线彩图) 基于 Gate 与 FPGA-MATLAB 协仿真平台的 PET 仿真系统

上述过程主要涉及到Gate仿真、ADC量化、FPGA采集、FPGA符合等各模块数据之间的交互, 本文对完成上述操作需要解决的关键问题进行了提取, 如下:

- (1) 如何将Gate仿真得到的光子湮灭事件信息进行ADC量化?
- (2) 如何验证FPGA能量采集链路处理算法的有效性?
- (3) 如何验证FPGA符合模块数据处理逻辑的正确性?

3 系统设计方法

3.1 基于Gate的PET仿真系统搭建

本文利用Gate仿真软件对PET系统探测器模块进行了精确的建模, 如图3所示, 其中晶体材料为硅酸钪镧LYSO ($\text{Lu}_{1.9}\text{Y}_{0.1}\text{SiO}_5$), 尺寸为 $2.5\text{ mm} \times 2.5\text{ mm} \times 15\text{ mm}$ 。其中整个探测器环由576个光电倍增管PMT (photomultiplier tube) 组成, 每4个PMT构成一个block, 共144个block。为了便于管理, 将144个block进行分组, 6个block组成一个module, 整个系统共有24个module, 前端电子需要对这576个PMT信号进行采集与处理。通过对PET仿真系统进行射线源建模、探测器建模、检测样本建模及物理过程建模, 并将各个模块进行连接, 完成Gate仿真平台的搭建。

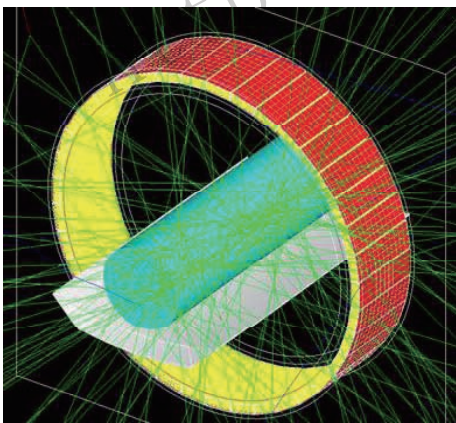


图3 (在线彩图) 基于Gate的PET系统仿真模型

3.2 Gate信号ADC量化处理方法

Gate仿真得到伽玛光子到达时间、能量以及晶体位置等信息, 这些湮灭事件的信息均为数字信号。为了验证后续FPGA电子采集算法的正确性, 本文利用DiSER^[12-13]模型对事件能量信息进行建模, 转换为连续的模拟信号供ADC采集和分析, 其中DiSER模型如下:

$$V(t) = \begin{cases} 0, & t < t_s \\ V_p \frac{(t-t_s)}{(t_p-t_s)}, & t_s \leq t < t_p \\ V_p e^{-(t-t_p)/\tau}, & t \geq t_p \end{cases}, \quad (1)$$

该闪烁脉冲模型主要是由一个快速上升的上升沿和一个指数衰减的下降沿构成, 其中: τ 为闪烁晶体衰减时间常数; V_p 是闪烁脉冲的幅值; t_s 是脉冲起始时间; t_p 是脉冲到达峰值的时间。

为了更直观地完成脉冲信号的ADC量化, 本文假设脉冲到达峰值的时间经RC(resistor-capacitance)电阻电容整形之后为常数20 ns, 衰减时间常数 τ 为35 ns, 将Gate仿真得到的能量信息与脉冲峰值 V_p 进行线性比例计算, 并用ADC量化, 其中 V_p 的最大值(与Gate仿真输出能量的最大值成比例)用ADC采集最大输出范围(10-bit ADC即为1024)来表示, 其量化结果如图4所示, 纵轴即为ADC量化后得到的信号数值, 同时也代表着光子入射能量信息, 横轴为脉冲信号按照发生时间以及ADC采集频率进行的离散化处理, 如果ADC采样频率设为200 MHz, 则以5 ns的速度对脉冲波形进行离散化并输出给FPGA。同理, 对于PET系统的堆积事件PileUp来说, 在处理时将两个信号模型按照发生时间进行能量或ADC量化数据叠加, 同样以幅值时间序列的形式输出给FPGA。

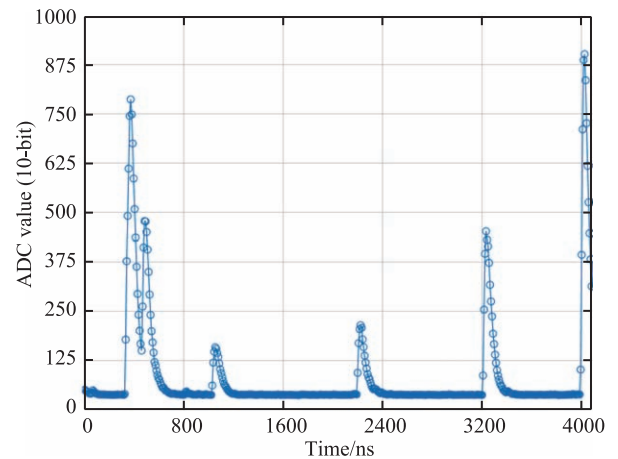


图4 (在线彩图) Gate输出事件信息的ADC量化结果

3.3 基于FPGA的PileUp处理方法

在高剂量放射源激发条件下, 大量高能粒子在短时间内到达探测器, 产生信号的堆积, 即所谓的PileUp现象, 这将直接导致脉冲信号的能量被错误识别, 进而影响PET系统空间定位的精度。因此, PET仿真平台在对能量信息进行提取时, 还需要对PileUp信号事件恢复算法进行验证^[14]。

为了消除第二个堆积脉冲事件的首部对第一个脉冲信号尾部的影响并完成对后者的恢复，需要将 FPGA 采集得到的 ADC 信号进行处理，其处理算法如图 5 所示。首先，FPGA 对 ADC 量化之后的数据进行微分处理，确定出上升沿的位置/走势；随后对后续的 ADC 量

化数据与前一个量化时刻的数据进行相减操作，判断其差值是否小于或某一个特定的阈值，若满足条件，则对脉冲峰值之后的点进行指数拟合操作，如下所示：

$$y = Ae^{-Bt} \quad (2)$$

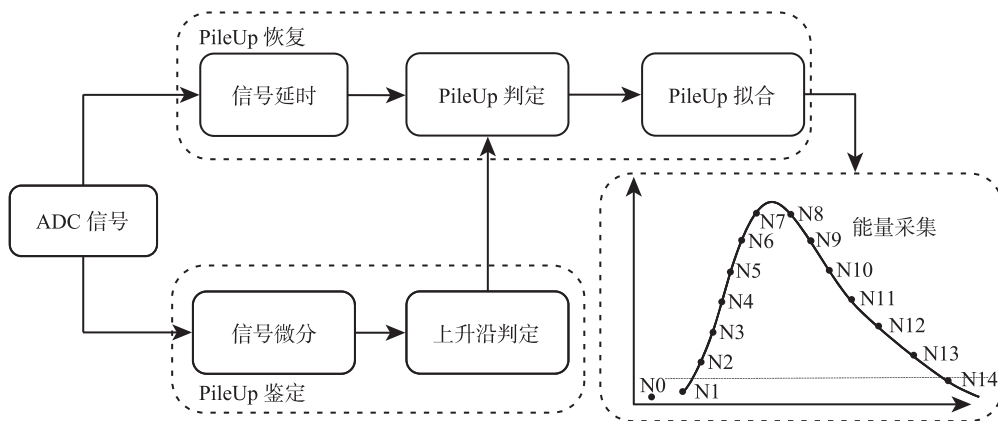


图 5 (在线彩图)基于 FPGA 的 PileUp 信号处理方案

其中： y 为拟合操作之后的数值； A 为脉冲信号的幅值； t 为 ADC 采样时间； B 为衰减时间常数 τ 的倒数。此模型与 DiSER 模型相呼应，在 PileUp 堆积条件下可完成对第一个脉冲信号的恢复。此外，第二个脉冲信号的能量即为 ADC 量化之后的原始数据减去第一个脉冲的指数拟合数据。最后在能量采集模块中，FPGA 将处理之后的脉冲数据进行数字积分作为当前脉冲事件的能量值输出，进而完成所有的采集操作。

件描述语言HDL代码的有效性，并且可由仿真结果对FPGA算法进行优化使系统达到最佳状态。本文首先利用VHDL语言(very-high-speed integrated circuit HDL)完成FPGA能量采集和数据符合程序的编写，然后在MATLAB软件中通过启用HDL co-simulation(Mathworks Inc. 研发，内嵌于Matlab)协仿真模块生成仿真单元，将FPGA程序载入，并且设置Matlab协仿真模块与HDL仿真器modelsim之间的端口连接方式为网络连接socket(套接字)，以PileUp处理算法为例，搭建的FPGA-MATLAB协仿真平台如图6所示。

3.4 FPGA-Matlab 软硬协仿真

FPGA 与 MATLAB 协同仿真可以快速验证硬

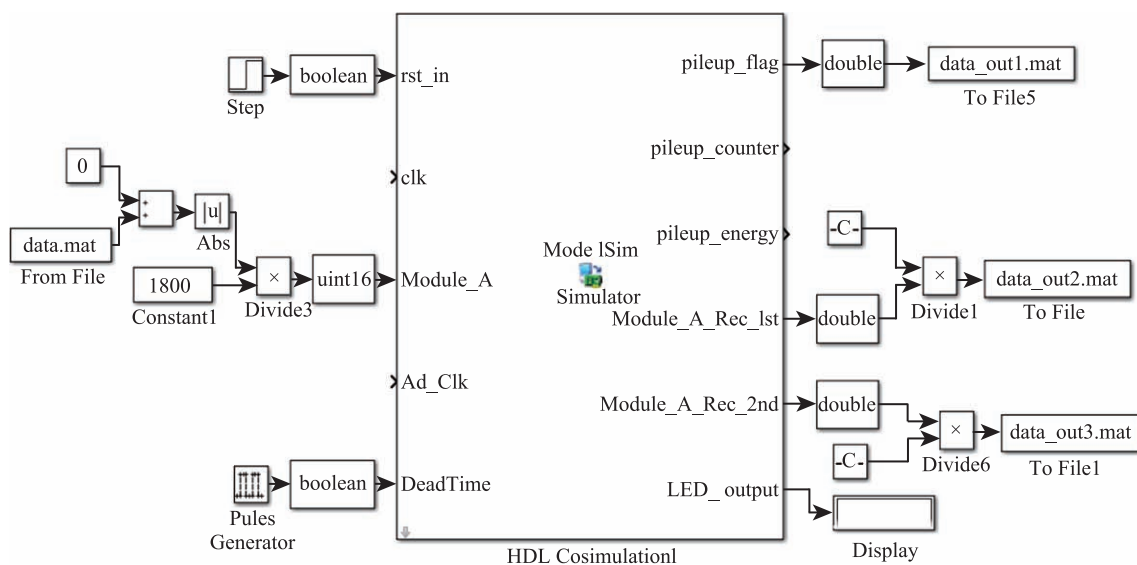


图 6 (在线彩图)FPGA-MATLAB 协仿真平台

待各通道信号处理完毕, MATLAB 将 Gate 仿真得到的所有数据, 包括晶体位置、脉冲能量及发生时间进行打包, 并以标准二进制文件 mat (一种 Matlab 数据输出类型) 格式输出供后续符合模块调用。

3.5 FPGA 符合处理方法

在 PET 系统符合处理模块中, 若两个脉冲信号之间的时间差小于系统设置的符合时间窗并且晶体空间间隔也满足一定的条件, 则认为这两个脉冲信号由一个正电子湮灭而产生的光子信号。PET 是一个多通道、高速的大型系统, 在符合过程中会产生巨大的数据量, 因此后续符合模块的处理速度、逻辑正确性和稳定性是设计需要考虑的主要问题。

为了解决上述问题, 本文结合 FPGA 并行处理的优势, 采用时间片分时调度理念, 以空间换时间的策略进行硬件加速, 提高大数据符合处理系统的实时性与精准性, 如图 7 所示。首先 FPGA 将每个子模块采集得到的伽玛光子湮灭事件信息依时间先后顺序进行读取并按照固定间隔进行分段, 每一段即为一个时间片, 然后将单个时间片内所有事件信息进行汇总, 按照发生时间进行排序, 完成相邻事件之间的空间和时间判选, 同时多时间片并行处理, 依次类推, 最终完成整个 PET 系统的符合操作。

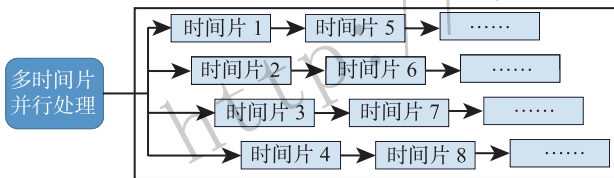
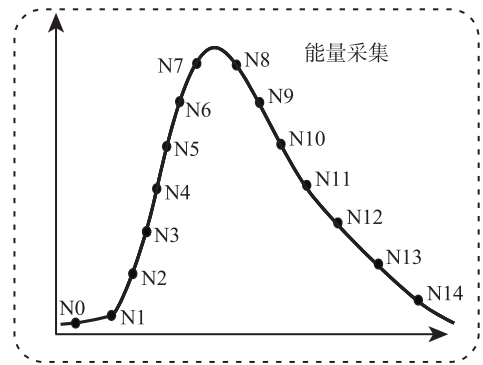


图 7 (在线彩图) FPGA 多片并行符合处理机制

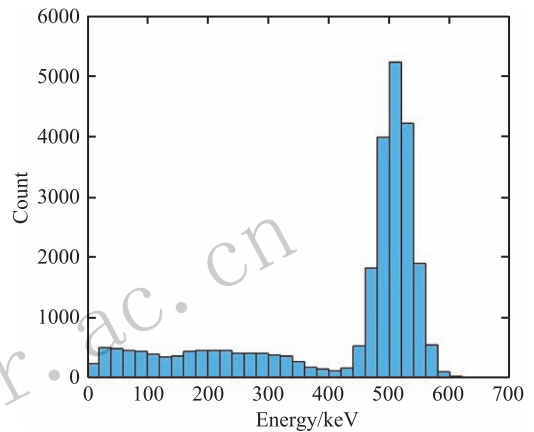
4 仿真结果分析

4.1 Gate 数据 ADC 量化处理结果

在上述处理过程中, FPGA 需要对 ADC 量化之后的数据进行数字积分求和, 得到脉冲信号所代表的能量信息, 并将所有的能量信息按照晶体进行上传。为了验证 Gate 数据 ADC 量化过程以及 FPGA 采集算法的有效性, 我们将能量信息按照晶体列表进行统计, 并绘制出相应的能量直方图, 如图 8 所示, 其中出现概率最多的 ADC 值对应伽玛光子能量 511 keV, 选取对 435~650 keV 能量范围内的事件进行统计, 计算得到其能量分辨率小于 12%, 满足系统的设计需求, 这表明了 Gate 数据 ADC 量化及 FPGA 能量积分方法的有效性。



(a) ADC 量化数据数字积分求能量



(b) 晶体能量直方图统计结果

图 8 (在线彩图) FPGA 能量采集模块仿真结果

4.2 PileUp 算法协仿真输出结果

FPGA 对 PileUp 堆积事件处理结果的有效性验证是基于 FPGA-MATLAB 协仿真平台来实现的。协仿真模块接收 Gate 经 ADC 量化之后的数据序列, 然后实时地判断出脉冲信号的上升与下降趋势, 并以下降趋势开始的地方进行指数衰减拟合, 输出拟合之后的数据即为第一个脉冲信号的有效能量值, 其中协仿真平台输出的结果如图 9 所示。

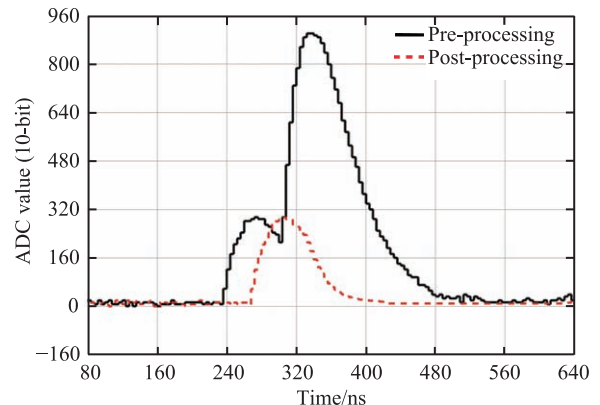


图 9 (在线彩图) PileUp 处理前后协仿真结果对比

4.3 FPGA 符合模块仿真结果

符合链路正确性的验证需要一个标准，在 PET 系统中，弦图是一种数据存放格式，它将数据直接转换成图形，可以使研发人员更加直观地对符合数据的正确性进行判断。在 Gate 仿真中，本文将放射性源置于 PET 轴向位置，对其产生的湮灭事件进行采集、量化及符合处理，将满足空间 FOV (field-of-view) 设定的符合事件按照径向距离进行编码，并将编码之后的数据存放于弦图阵列中，分别用原点到响应线的距离 ρ 以及夹角 ϕ 来表示，结果如图 10 所示。从结果可以看出，投影值与弦图理论值相一致，从而验证了 FPGA 符合算法的正确性与有效性。

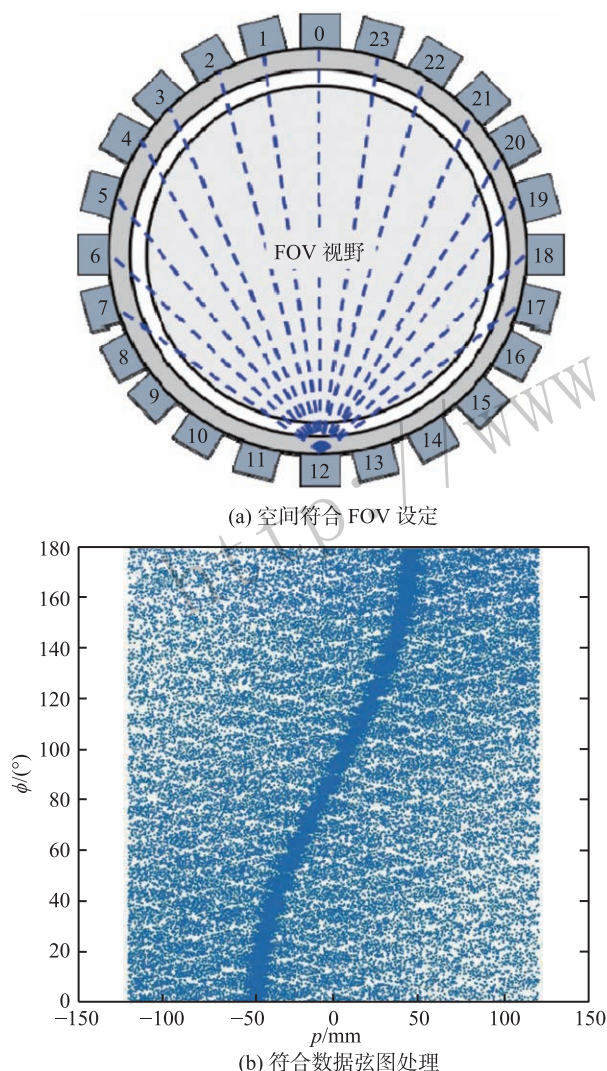


图 10 (在线彩图) FPGA 符合程序功能验证

5 实验结果分析

基于上述设计与研发的算法在东软医疗系统股份有限公司自主研发的 TOF-PET 产品 NeuWise 上进行了验证，本节对验证结果进行分析。

5.1 基于 FPGA 的能量采集结果

能量链路的测试在 NeuWise 系统探测器端 (包括晶体、光导、PMT 光电倍增管等，与上述 Gate 几何模型一致) 以及前端电子采集装置 (包括高速 ADC 采集、基于 FPGA 的 PileUp 处理程序、FPGA 符合程序等) 两个模块上综合进行了验证。首先，将放射性源置于 PET 系统的中心，FPGA 将采集得到的所有脉冲信息 (能量、时间、位置) 进行上传给上位机，上位机将得到的数据按照晶体的位置进行能量值统计，结果如图 11 所示，可以看出晶体位置清晰易分割，计算得到系统能量分辨率数值低于 12%，表明当前能量采集链路的处理方法满足 PET 系统空间定位的需求。

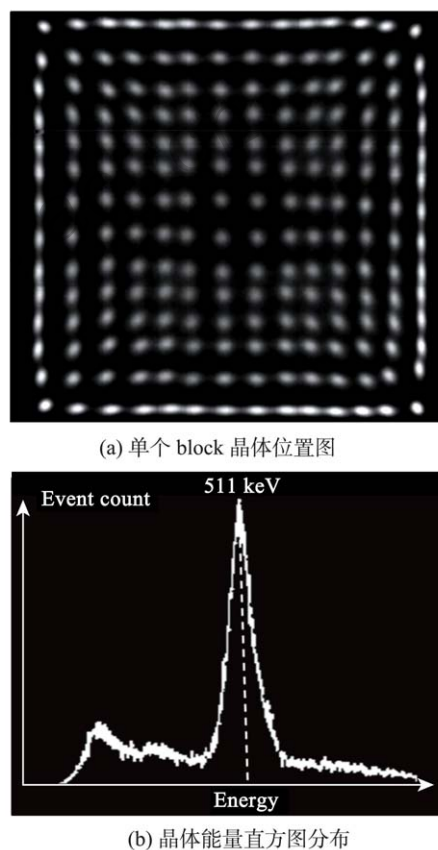


图 11 (在线彩图) 能量链路测量结果

5.2 基于 FPGA 的 PileUp 处理测试结果

在 PileUp 处理算法的测试中，实验结果主要由以下两个方面进行评估：(1) 底层的 ADC 信号；(2) 系统层的计数率统计结果。

首先在系统硬件平台上，我们利用 FPGA 调试工具，对 ADC 采集得到的信号进行实时捕获并保存，结果如图 12 所示。对于一个 block 来说，其具有 4 路 PMT/ADC 通道，首先对 4 路 PMT 信号进行求和，在

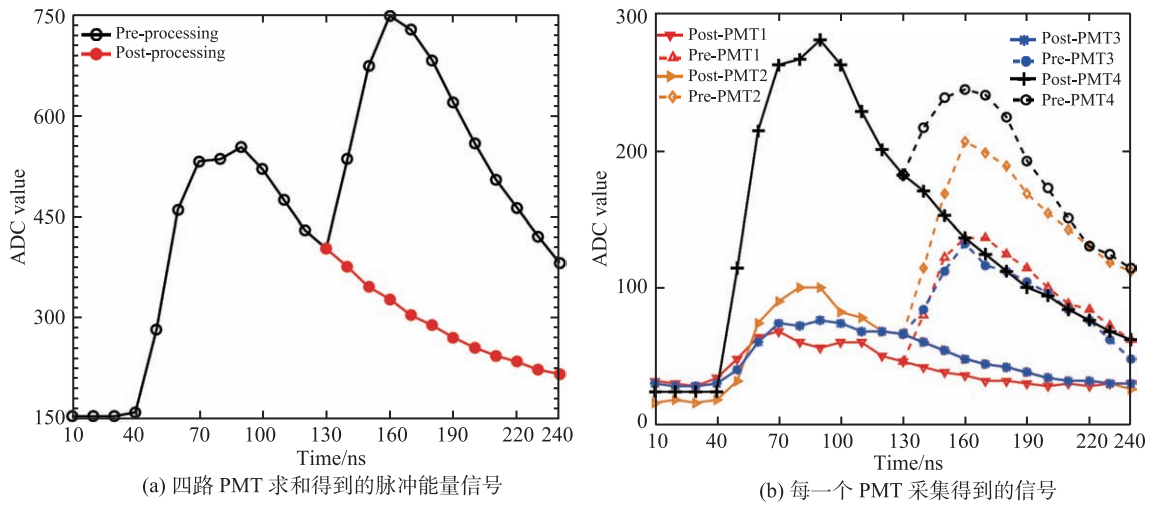


图 12 (在线彩图) FPGA ADC 采集信号的 PileUp 处理

出现 PileUp 时对其进行指数拟合操作, 完成对脉冲信号能量的恢复 [图 12 (a)], 同一时刻, 利用同样的方法完成对四路 PMT 信号分别进行拟合操作 [图 12 (b)], 可以看出每一路 PMT 信号的尾部均被正确恢复。

从系统测试层面来说, PileUp 处理算法的有效性是通过能谱图计数率来体现的。我们首先将已知活度的放射性源置于 NeuWise 视野中, 改变放射性源与待测 block 之间的距离来调节当前 block 中出现的 PileUp 事件的概率。上位机对采集得到的数据进行处理, 结果如图 13 所示。其中图 13 (a) 为关闭 PileUp 处理功能时上位机采集得到的晶体点阵图, 图 13 (b) 为打开 PileUp 处理功能时上位机采集得到的晶体点阵图, 从两个子图可以看出因脉冲堆积事件导致的中间晶体汇聚现象随着 PileUp 处理的开关而变化, 从中间晶体的能量直方图 [图 13 (c)] 可以看出打开 PileUp 处理开关之后, 处于能谱图高能区的事件计数率降低, 相应的低能区和 511 keV 上数据统计量增加, 与设计相符。

更进一步地, 我们从理论与实验对比的角度对图 13 (a) 和 (b) 进行分析。在 Gate 仿真软件中以同样的方法调节放射性源与待测 block 之间的距离, 同时将实验结果与仿真结果进行对比, 如表 1 所列。其中, 第一列为实验时待测 block 上的平均计数率 (能窗位于 435~650 keV, 单位是 kcps, 代表探测器每秒探测到事件的千次数), 第二列为仿真实验有无 PileUp 处理操作对放射性事件 (435~650 keV) 计数率的影响。实验计数率提升利用上述同样的方法在 NeuWise 样机中实现, 其中实验计数均匀性为 block 中各晶体计数率的差异, 无 PileUp 处理时, 重心法计算得到的晶体空间分布图一般会出现聚焦的现象 [如图 13 (a) 所示], PileUp 处理之后会使每个晶体计数率更加均匀 [如图 13 (b) 所示]。由于 Gate 仿真系统直接输出了晶体的位置, PileUp 事件的发生及后续处理操作不对其晶体位置产生影响, 故本文不对仿真实验计数均匀性进行研究。

同样, 从表 1 中可以得出实验计数提升约为理论计

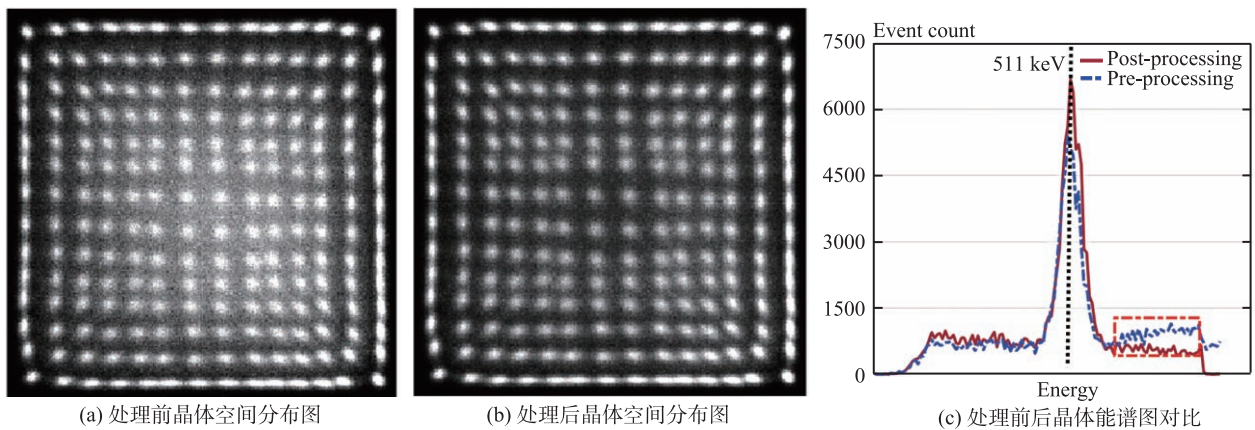


图 13 (在线彩图) PileUp 处理前后仿真与实验计数率对比

图 13 (在线彩图) PileUp 处理前后仿真与实验计数率对比

表 1 PileUp 处理前后仿真与实验计数率对比

block 计数率/ kcps	理论计数 提升/%	实验计数 提升/%	实验计数均匀性 提升/%
250	2.1	1.69	0.49
550	5.3	4.59	2.09
850	9.7	8.22	3.41

数提升的 80% 的结论，这是因为上述基于 FPGA 的 PileUp 处理程序只对脉冲波形的尾部进行指数拟合恢复，脉冲前端上升部分不进行处理(时间约 20 ns)，这与系统最初设计理念相符。

5.3 基于 FPGA 的符合测试结果

符合链路逻辑性的验证是基于美国电器制造商

协会 NEMA (national electrical manufacturers association) NU2-2012 标准进行的。首先将放射性源置于样机系统 FOV 内，得到 TOF-PET 系统每一个 block 和晶体上放射性事件计数率结果，如图 14 所示，一致性结果满足设计需求。

同样，在离线数据中将样机某一个 block 与其空间相对的另一个 block 的符合数据进行提取，用时间分布直方图的半高宽来表征伽玛光子成像时系统的符合时间分辨率 CRT (coincidence resolving time)，如图 15 所示。计算得到测试数据的半高宽为 44 ps，表明该样机在同类基于 PMT-LYSO 的 PET 系统中呈现出较为优秀的时间性能，满足 TOF-PET 系统时间分辨性能的需求。

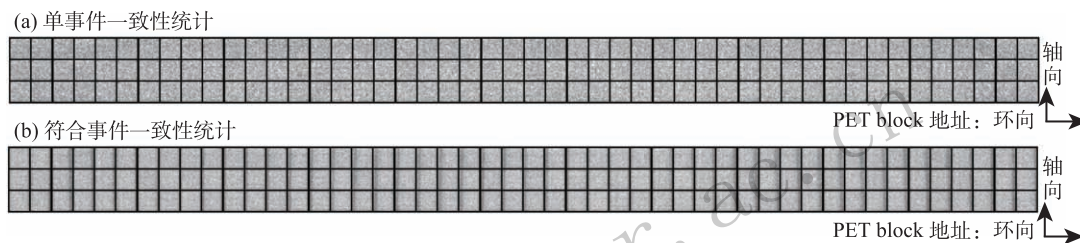


图 14 (在线彩图) PET 系统单事件与符合事件一致性测试结果

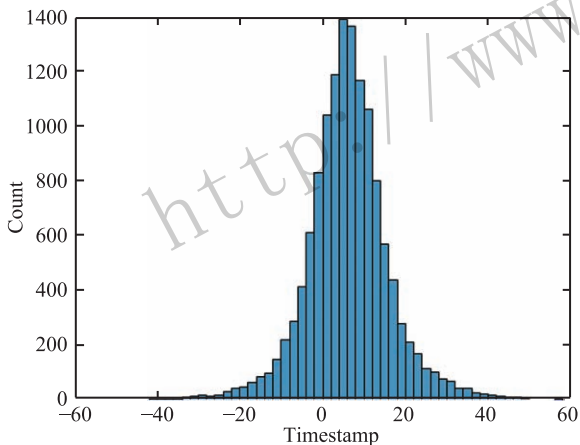


图 15 (在线彩图) 东软医疗 NeuWise 研发样机 CRT 测量结果

6 结论

PET 系统探测器通道数多且复杂，导致与其匹配的前端电子采集装置调试困难。为了更快地验证后续电子采集算法的有效性，本文设计出基于 Gate 和 MATLAB 的 PET 电子学仿真架构，利用 DiSER 方法完成 Gate 仿真事件的 ADC 量化并将其输入到 FPGA-MATLAB 协仿真模块中，完成对 FPGA 硬件采集算法的验证。待单模块信息采集完毕，将多模

块数据综合输入到 FPGA 符合链路中，完成 PET 系统符合逻辑的正确性验证，输出结果可反馈给算法和探测器部门供其对比与分析。最后将上述设计的法在自主研发的 TOF-PET 样机上进行测试，测试结果表明，约有 80% 的 PileUp 堆积事件得以恢复，且系统能量分辨率小于 12%，时间分辨率为 440 ps，样机在同类基于 PMT-LYSO 的 PET 产品中呈现出了较为优秀的分辨性能。该系统仿真平台可贯穿于整个 PET 系统研发周期，其搭建思路也能够灵活、有效的拓展到其他领域的系统建模与验证之中。

参考文献:

- [1] KUANG Zhonghua, LI Cheng, LI Lanjun, *et al.* *Nuclear Physics Review*, 2016, **33**(3): 336. (in Chinese) (邝忠华, 李成, 李兰君, 等. *原子核物理评论*, 2016, **33**(3): 336.)
- [2] BERG E, CHERRY S R. *Seminars in Nuclear Medicine*, 2018, **48**(4): 311.
- [3] SURTI S. *Journal of Nuclear Medicine Official Publication Society of Nuclear Medicine*, 2015, **56**(1): 98.
- [4] JONES T, TOWNSEND D. *J of Medical Imaging*, 2017, **4**(1): 011013.
- [5] VANDENBERGHE S, MIKHAYLOVA E, D'HOE E, *et al.* *Ejnmri Physics*, 2016, **3**(1): 3.
- [6] WANG Bing. PET Research Based on Monte Carlo Simulation Platform[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2011. (in

- Chinese)
(王冰. 面向PET的蒙特卡罗模拟平台研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2011.)
- [7] ZHANG Bin, ZHAO Shujun. *Nuclear Physics Review*, 2012, **29(3)**: 259. (in Chinese)
(张斌, 赵书俊. 原子核物理评论, 2012, **29(3)**: 259.)
- [8] YUN Mingkai, LI Ting, ZHANG Zhiming, *et al.* *Nuclear Physics Review*, 2012, **29(2)**: 162. (in Chinese)
(俞明凯, 李婷, 章志明, 等. 原子核物理评论, 2012, **29(2)**: 162.)
- [9] TORRES J, AGUILAR A, GARCIA-OLCINA R, *et al.* *Time of Flight Measurements in PET Systems Using FPGAs[C]//Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference. IEEE*, 2012.
- [10] AHMAD S, FLEURY J, TAILLE C D L, *et al.* *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2014, **62(3)**: 664.
- [11] XU J H, ZHOU M, LIU Z. *CT Theory and Applications*, 2010, **19(4)**: 53. (in Chinese)
(徐晶华, 周铭, 刘振. CT理论与应用研究, 2010, **19(4)**: 53.)
- [12] XI W, XIE Q, CHEN Y, *et al.* *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2012, **59(3)**: 498.
- [13] WANG Xi. *Research on the Digitization Methods for the PET Scintillation Pulse Based on Linear Photon Detectors[D]*. Wuhan: Huazhong University of Science & Technology, 2012. (in Chinese)
(王希. 基于线性光电器件的PET闪烁脉冲数字化方法研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2012.)
- [14] HASELMAN M D, PASKO J, HAUCK S, *et al.* *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2012, **59(5)**: 1823.

Research on Electronic Simulation System of PET Based on Gate and Matlab

YANG Long¹⁾, LIANG Guodong, ZHANG Rumei

(Neusoft Medical Systems CO., Ltd., Shenyang 110167, China)

Abstract: Positron emission tomography (PET) is a technology intensive complex medical product containing thousands of detector and data sampling channels, which leads to difficult debugging, excessive iterations, time-consuming and high cost in early R&D stage. For solving this problem, a PET electrical simulation system was constructed in the paper based on Gate (Geant4 application for tomographic emission) and MATLAB (matrix laboratory, Mathworks Inc.). Firstly, the annihilation events with TOF (time-of flight) information are recorded by Gate and converted into photon pulse signals using DiSER (digital-single-event-reconstruction) model. The pulses are quantified by ADC (analog-to-digital converter) and transferred to the co-simulation module of FPGA (field programmable gate array) and MATLAB to verify the feasibility of FPGA-based hardware acquisition algorithm. Secondly, the data latched by co-simulation platform is presented to the coincidence processor implementable by FPGA in a pipelined manner to verify the algorithm's validity and optimality. Finally, the proposed simulation model is verified by experiments using a TOF-PET prototype and the Gate-Matlab co-simulation platform presented in the paper can span the development lifecycle of PET, and the basic ideas and principles can be extended to other fields flexibly.

Key words: TOF-PET; Gate; Matlab; FPGA; Co-simulation