

文章编号: 1007-4627(2010)04-0056-07

一种可在线更新的 PET 实时查找表电路的设计与实现^{*}

李 论, 王 石, 刘亚强[#], 康晓文, 孙熙杉, 金永杰

(清华大学工程物理系, 北京 100084)

摘 要: 介绍了一种正电子发射断层成像术实时查找表电路。该电路接收符合电路输出的位置信号和能量信号, 用查表的方法完成重心法中的除法运算, 然后再第二次查表得到该 γ 光子所入射到的晶格的离散化坐标值和能量阈值, 并完成能量甄别以剔除部分散射事件。此外, 该电路还结合了呼吸门控和心电门控功能。查找表存储在 flash 器件中, 由 CPLD 控制读写。

本设计的特点是利用硬件电路来完成查找表功能, 效率更高, 每次事件的查表寻址的延迟时间小于 100 ns, 并且可以在线更新查找表的内容, 使用方便。另外, 还说明了用 CPLD 来读写 NOR flash 的方法, 以及该电路与系统中其它模块间的数据通信方法。

关键词: 正电子发射断层成像术; 实时查找表; NOR flash; 以太网

中图分类号: TN16; TN2 **文献标识码:** A

1 引言

正电子发射断层成像术 (Positron Emission Tomography, 简称 PET) 专门用于正电子类放射性药物显像。它根据湮灭反应的特点, 采用符合探测技术, 观测生物体内的生理进程。它对湮灭光子的利用率高, 其分辨率和灵敏度更好, 可用于肿瘤、脑部、心脏和药物学的研究, 具有图像清晰、诊断准确率高的优点。一方面, 在生物医学和药品研究上, 往往需要进行动物实验; 另一方面, 动物 PET 对空间分辨率等指标的要求比人体 PET 更高, 约为 1 mm 左右^[1], 所以动物 PET 既有实用价值, 又有研究价值。

在我们的动物 PET 系统中, 探头共有 8 个分区。在图 1 所示的一个分区结构中, 共有 5×4 块 BGO 晶体, 其中每块晶体由 9×9 晶格阵列组成, 并按 PQS (PMT Quadrant Sharing) 方式与 4 个相邻的 PMT 耦合。PQS 技术所使用的闪烁晶体和 PMT 的数量比接近 1 : 1, 每个 PMT 只有一个光阴极象限和该闪烁晶体块有光学耦合, 采用 PQS 技术的 PET 探测器所使用的 PMT 数量大约会减少 75%。1 个 γ 光子打到 1 块闪烁晶体的位置可通

过对和该闪烁晶体相耦合的 4 个 PMT 的输出做 Anger 解码计算得到^[2]。该技术增加了对应每个 PET 的晶格数量, 从而提高了分辨率。使用 PQS 技术的探测器主要有 MDAPET^[3], HOTPET^[4] 和 RRPET^[5]。

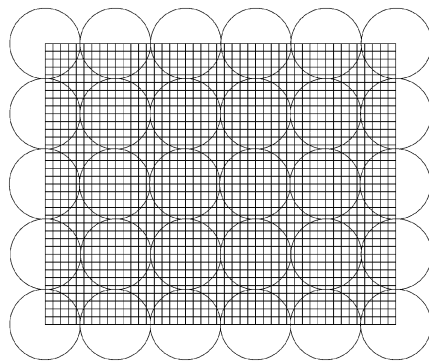


图 1 采用 PQS 方式耦合的探测器模块

2 原理与系统

2.1 原理

PET 的查找表 (Look-up Table, 简称 LUT) 电路^[6, 7]通常包括重心法除法查找表, 晶格判定查找表和晶格能量阈值查找表, 下面分别介绍。

^{*} 收稿日期: 2009-04-27; 修改日期: 2009-05-25

^{*} 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(10675069); 国家高技术研究发展计划(863 计划)资助项目(2006AA020802)

作者简介: 李论(1982-), 男(汉族), 吉林白山人, 硕士研究生, 从事 PET 电子学研究; E-mail: li_lun@126.com

[#] 通讯联系人: 刘亚强, E-mail: liuyaqiang@mail.tsinghua.edu.cn

(1) 采用重心法计算闪光点的位置, 有:

$$X = \frac{\sum_{i=1}^4 X_i V_i}{\sum_{i=1}^4 V_i} \quad \text{和} \quad Y = \frac{\sum_{i=1}^4 Y_i V_i}{\sum_{i=1}^4 V_i},$$

上式中 X_i 和 Y_i 是与每块晶体相耦合的 4 个相邻的 PMT 的位置, V_i 是各 PMT 的输出。

为了实现上面的除法(即位置规范化), 如果使用 CPU 或 DSP 做除法运算, 会有大量的时间开销, 无法满足系统处理大量 γ 光子入射事件的要求。本设计用查表的方法来实现除法运算, 以位置信号和能量信号作为存储器的地址, 二者之间的除法结果预先存到存储器中, 每次只要做一次寻址操作就可完成一次相应的除法。

(2) 除法之后的位置信号还要对应到具体的晶格上, 或者说把除法得到的结果映射到该光子所入射到的闪烁晶格的位置编号上去, 即晶格判定(crystal identification)。此外, 由于重心法的空间响应曲线为非线性的, 图像会出现畸变, 从而造成空间非线性和非均匀性。在晶格判定时, 如果在晶格判定查找表里结合了晶格边界信息, 就可以矫正空间非线性所造成的图像失真。

(3) 经过良好校准的 PQS 探测器, 其每个 block 内的各晶格的光电峰的位置差别在 22% 以内, 因此可以对于整个 block 设置一个整体低能量阈值, 以剔除大多数的散射事件。但是仍然会有散射事件可以通过该阈值的甄别, 如果再用每个晶格各自对应的、更精细的能量阈值来做甄别, 会得到更好的结果^[8]。这些晶格各自的更精细的能量阈值就存储在这个能量阈值查找表中。

在 RRPET^[5] 和 HRRT^[7] 中, LUT 模块均实现了上述的 3 个主要任务。前者的 LUT 由软件实现, 以减少电子学元器件的数量和成本。但为了得到更高的性能, 仍然需要以硬件方式实现的实时 LUT 电路。在 HRRT 研究中, 将除法查找表、晶格判定查找表和能量阈值查找表都存储于 RAM 器件中, 由 FPGA 读取 RAM, 因为是硬件实现的 LUT, 所以有更高的性能。但因为 RAM 是非易失器件, 每次上电后都要由 PC 串行的向 FPGA 发送数据, 然后再装载到 RAM 内, 使用起来很不方便。

因此本设计提出了一个硬件查找表方案, 用以执行除法查表、晶格判定查表和晶格能量阈值查

表。该 LUT 方案的特色是: 采用硬件实现、速度快、可实时处理; 采用非易失器件, 并可现场在线更新存储器内容, 使用方便; 加入了 ECG 和呼吸门控功能。

2.2 系统

该查找表电路在 PET 系统中的位置见图 2。

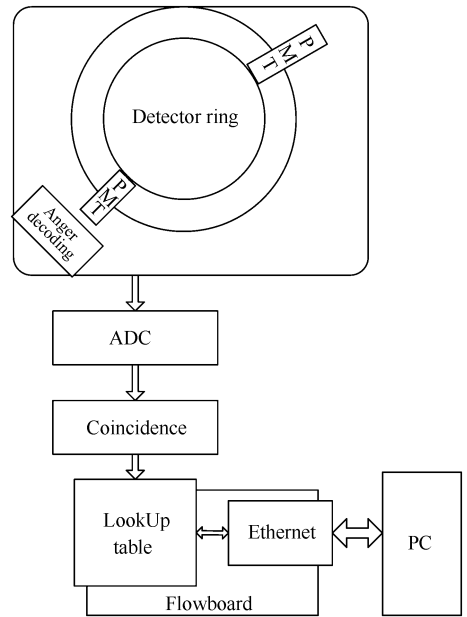


图 2 实验室动物 PET 系统总体结构

因为事件的能量和位置信号只是简单地经过符合电路, 只有事件的时间信息被使用, 所以 LUT 电路既可以放在符合板之前, 也可以放在符合板之后。如果把 LUT 电路放在符合板之前, 那么符合板有 8 个子板, 就需要使用 8 个 LUT 电路板; 如果把 LUT 电路放在符合板之后, 就只需要使用 1 个 LUT 电路板。LUT 放在符合板后的缺点是如果没有晶格能量甄别查找表的话, 会有一部分散射事件被送到符合板, 会增加死时间。但是在经过晶体块的整体能量阈值的甄别后, 因能量较高而剩下的散射事件已经比较少了, 实际影响并不大。所以把 LUT 电路放在符合电路之后, 这样不但节约了成本, 而且大大降低了系统的复杂性。此外, 在符合之后事件的数量显著下降, 对实时处理的性能要求也降低了, 更适合使用可在线擦写的非易失存储器(如 Flash)。

在小动物 PET 系统中, γ 光子打在闪烁晶体上后, PMT 产生的输出先后经过放大、AD 变换, 送

到符合板,符合甄别后的 γ 光子的位置信号 X_E , Y_E 和能量信号以及相关的控制信号,共同作为查找表板电路的输入。FlowBoard 是查找表板和以太网板的母板,它为这两块子板提供电源、串口及以太网接口,还提供一块 FPGA 以扩展更多的功能。查找表电路板和以太网电路板之间通过 FlowBoard 传送数据。以太网卡采用 PowerPC 的 MPC5200B Samba 开发板,片上集成了 100 Mb/s 以太网接口,数据包由 RJ-45 网口和双绞线传输到 PC。

该查找表电路不但可用于我们正在开发的动物 PET 系统中,还适用于人体 PET 及 SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)。

3 查找表电路(LUT)的设计

3.1 数据包结构

如图 1 所示,每个探测器分区有 5×9 行和 4×9 列晶格,所以记录晶格位置的行数组和列数组都至少需要 6 bit,设为 $CX[5..0]$ 和 $CY[5..0]$,加上 4 位的分区编号 $ModL[3..0]$,每个光子在查表后的位置信息共有 16 bit。一次符合事件含两个光子,其长度是 32 bit。

符合板按顺序输出成对光子构成的符合事件,但是查找表板只能逐一接收,因而时间上相邻的两次符合数据不易区分——相邻的两个 16 bit 的光子信息,既可能对应同一次符合的两个光子,也可能是分别对应前一次符合的第 2 个光子和后一次符合

的第 1 个光子。为解决这个问题,符合板向查表板提供了一个标记位 CHK,查表板接收到一个入射光子信息时,如果 $CHK='1'$,代表这是一个符合事件对的第 1 个入射光子,随后的 $CHK='0'$ 就代表第 2 个光子,以此来区分相邻的光子是否属于同一次符合事件。

根据需要,查找表板还引入了 ECG 信号和呼吸信号,以判断当前心脏和呼吸运动的相位变化^[8,9]。本设计把每个 ECG 的 R 波周期分成 8 个相位,用 3 bit 标记;把呼吸信号分成了 6 个相位,也用 3 bit 标记。最终将一定数量的符合事件打包在一起,在包的头部加上 ECG 和呼吸标记。每个数据包的头部也是 32 bit,其中除了 ECG 和呼吸标记共 6 bit,其余为冗余,可在未来添加其它信息。

最后需要选择合理的数据包长度,即每个数据包内符合事件的个数,务必使一个包的时间段长度相对于一个相位的时间周期足够短。可以做如下估算:动物 PET 计数率一般在 100 到 500 k/s 之间,经过 FIFO 缓冲,平滑后的数据流大概在 300 k/s 左右。这样,如果将 127 个事件放在一个包内,则每个包的时间长度小于 1 ms。如果一个心电周期 8 个相位,每个相位时间跨度是 125 ms,远远大于一个数据包的时间跨度 1 ms,这样一个数据包内的事件分别属于两个相邻相位的可能性非常小,可以忽略不计。因此这里将数据包的长度定为 127 个事件,加上 1 个 32 bit 的头部,共 1 kbit 大小,其结构如表 1 所示。

表 1 LUT 电路输出的数据包格式

段	Head	Event1	Event2	...	Event 127	Total
长度/bit	32(3+3+others)	32	32	...	32	1024

在用以太网传输数据包时,如果数据包过长,在传输时发生错误的几率也会比较大,因为 PC 会放弃对错误数据包的接收,所以会造成一定量事件丢失。这样,过长的数据包,除了可能会在 ECG 相位转变的时候带来误差,还会增加网络传输时的丢包率。综合考虑,含有 127 个符合事件的数据包长度是合理的。

3.2 LUT 工作模式与硬件结构

本查找表电路有两个工作模式:

(1) 运行模式,即 PET 在常规运行时的状态。

该模式下完成如下任务:通过查表方式执行重心法中的除法运算;CPLD 根据重心法的结果,查表得到入射光子对应的晶格及其能量阈值并剔除散射事件;根据 ECG 信号和呼吸门控信号标记数据包的相位,最后把查表的结果打包传送给以太网模块,通过以太网发送至 PC。

(2) 更新模式。因为晶体存在的个体差异,PMT 也存在个体差异,还有环境温度变化等,都需要在调试时因地制宜地更改查找表的内容。在该模式下,PC 通过以太网发送查找表的更新数据给

LUT 电路板。

硬件上，查找表板用一片 Altera MAXII EPM1270F256 执行逻辑控制，这是一块低成本、高容量的新型 CPLD，具有非易失的优点，并支持系统在线可编程 ISP。它可以代替小容量 FPGA，以单芯片方案节约电路板空间。

存储查找表的物理载体可以使用 EPROM，它速度快、擦写方便，但缺点是容量小，如果使用在本设计中，需要多块 EPROM 并联，这会增加板子的面积和复杂性。此外，EPROM 烧写不方便，无法在线更新。采用 Flash 可以解决这个问题，NAND Flash 有更大的容量，更快的连续地址读取

速度，但是考虑到 PET 系统中的湮灭事件的特点，具有更快的随机寻址速度的 NOR Flash 是更好的选择。本设计使用了 4 片 Spansion 的 S29GL256P-90T，两片用于存储除法表，两片用于存储 2D map 表，包括位置映射表和能量阈值表，其容量为 256 Mbit，数据宽度可以配置为 8 bit(byte)，也可以配置为 16 bit(word)，页内存取时间为 25 ns，随机存取时间为 90 ns。

3.3 数据流程

本设计中的 CPLD 按功能被划分为 4 个区，每个区的信号及其方向如图 3 所示。

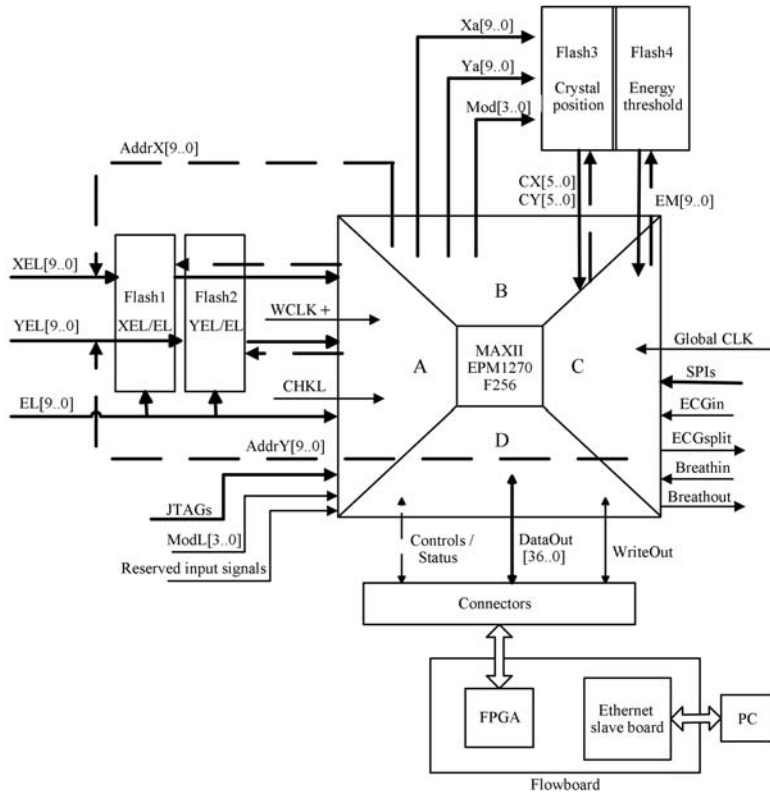


图 3 查找表电路的数据流程

CPLD 的 A 区负责接收来自 PET 系统中的上一级——符合板的信号。其中 WCLK+ 是脉冲信号，每次上升沿都表示一次光子入射，CHKL 用于标记相邻的两次入射是否属于同一次湮灭事件。ModL[3..0] 是光子入射的探测器分区的 4 位编号。经过 buffer 后的位置 XEL[9..0] 和能量信号 YEL[9..0] 是入射光子在一个探测器分区内的位置，它们被送到除法表，Flash1 和 Flash2 分别负责 XEL/EL 和 YEL/EL 的除法，得到的结果送到 CPLD，

作为下一步 2D map 查表的存储器地址。

B 区和 C 区主要用于查找存储在 flash3 和 flash4 中的 2D map 位置表及能量阈值表。两块 flash 共用地址信号，其中 Xa[9..0] 和 Ya[9..0] 是经过除法查表的结果，Mod[3..0] 是入射光子所在的分区编号。查表后除了得到晶格位置编号 CX[5..0] 和 CY[5..0]，还可以得到该晶格的能量阈值 EM[9..0]。通过比较 EM[9..0] 和光子能量 EL[9..0] 来剔除散射事件。

此外，C 区还有 7 个 SPI 位，用来和 PET 系统内其它模块或者和 PC 通信。这里的 ECGin 和 Breathin 用于接收 ECG 和呼吸门控输入，判断 ECG 和呼吸状态当前的相位，在每次入射事件信息包的头部打上标记。ECGsplit 和 Breathout 可以作作为心电和呼吸门控的辅助信息输出给其它设备。

D 区的功能是和查找表板的母板 FlowBoard 通信，或者说是和 FlowBoard 上的另一块子板——以太网卡间接地通信，其中 DataOut 和 WriteOut 为双向。当处于运行模式时，查找表板准备好一个入射光子的数据后，发出一个 WriteOut 正脉冲，通知 FlowBoard 读取 DataOut；而在更新模式，则是由母板将来自以太网上的 Flash 更新信息变为 DataOut 的格式，并用 WriteOut 脉冲通知查找表板读取数据。控制信号和状态信号包括复位、当前工作模式、flash 编程结束和 flash 编程错误等位，它们只在更新模式下有效。

虚线部分所示的数据流动只存在于更新模式，而在运行模式下无效。这是因为更新模式下需要补

充由 EPLD 到存储除法表的 flash 器件的地址管脚间的线路，而且此时为写 Flash 操作，Flash 器件的数据管脚的方向也和运行模式的相反。

上面的数据流程由 CPLD 控制，用 VHDL 实现内部逻辑。

4 电路制作与测试

4.1 用 CPLD 读写 Flash 存储器

Flash 器件的控制引脚，包括片选 CE#、输出使能 OE#、写(编程)使能 WE#、擦写完成 RY、重置 Reset# 和写保护 WP#。读取 flash 的内容，需要令 OE# = '0'，WE# = '1'，其它控制位保持在合适的状态。改变地址引脚的值，经过一段时间的片内寻址等待后，可以得到相应的数据。

Flash 器件的编程较为复杂^[10]。以 Single Word Programming 为例，前 3 个周期是指令周期，需要先向指定地址写入特定的指令，在第 4 个周期启动实际的编程周期，如表 2 所示。

表 2 Flash 的单字编程操作^[11]

Cycle	Operation	Byte address	Word address	Data
Unlock1	Write	Base+AAAh	Base+555h	00AAh
Unlock2	Write	Base+555h	Base+2AAh	0055h
Program setup	Write	Base+AAAh	Base+555h	00A0h
Program	Write	Byte Address	Word Address	Data

上面每一步都要由 WE# 和 CE# 的电平变化来锁定地址和数据，并触发 flash 内部的状态机，以启动或结束该编程周期。

4.2 初步测试

最终硬件如图 4 所示，右边子板为以太网板

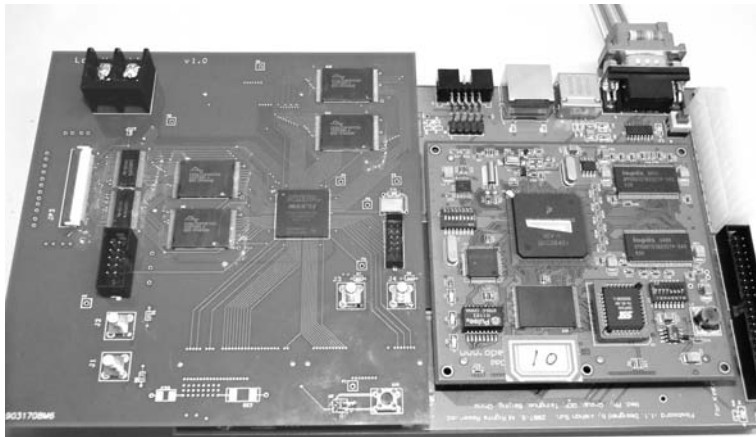


图 4 FlowBoard 及 LUT 子板(左)和以太网子板(右)

MPC 5200B samba, 底部为 FlowBoard 母板, 左侧为本设计介绍的查找表板。

整块电路已经调试通过, 查找表电路能够实现预期的功能。为了接收来自符合板的数据, 在输入端选择了合适的匹配电阻。查找表和 FlowBoard 间可以良好地进行数据通信, 其 CPLD 能够正确读取 Flash 的内容, 并且可以向 Flash 器件内写入数据。

小动物 PET 的计数率在 500 k/s 以内, 峰值在 3 m/s 以内。经测试本电路的 Flash 片内寻址时间小于 100 ns, 这个读取时间完全可以满足系统要求, 再考虑到本 PET 系统中其它模块上的 FIFO 对数据流的缓冲, LUT 电路的延迟时间完全满足系统要求, 并留有较大的余地。

MPC 5200B samba 的以太网传输速率理论上为 100 Mb/s, 实测能达到 94 Mb/s, 对于小动物 PET 的计数率来说是足够的。

待系统中的其它模块的开发和调试完成后, 会结合探测器做更进一步的实验。

5 结论

本设计提出并实现了 PET 系统的查找表电路。该电路以查表方式执行重心法中的除法运算和晶格位置的 2D map 查表, 并剔除散射事件。该电路还结合了对 ECG 和呼吸门控信息的处理, 并且可以在线更新查找表内容, 成本低、性能可靠、功能完善、使用方便。

本设计采用 flash 器件存储查找表。flash 器件容量大、擦写方便、成本低和发展迅速, 未来具有较大的升级空间。用 CPLD 读 Flash, 速度快, 适合 PET 数据高速处理的要求。在更新模式下, 写 flash 会稍繁琐, 时间稍长, 但对在正常运行模式下的系

统性能没有任何影响。

今后可进行以下方面的改进: (1) 尝试加入对光子飞行时间信息的处理; (2) 将 Flowboard 母板、以太网网卡和 LUT 电路整合到一起, 做成一个整块的复合电路板, 降低硬件的复杂性; (3) Flash 编程采用 Write Buffer 方式, 可以缩短更新模式下将查找表烧写入 flash 内的时间。

参考文献 (References):

- [1] Tai Y-C, Chatziioannou A F, Yang Y. *Physics in Medicine and Biology*, 2003, **48**(11): 1519.
- [2] Ramirez Rocio A, Zhang Yuxuan, Liu Shitao. 2008, *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2008, 4614.
- [3] Wong Waihoi, Uribe Jorge, Lu Weizhao, *et al.* *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1996, **43**(3): 1915.
- [4] Wong Waihoi, Uribe Jorge, Li Hongdi, *et al.* *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2002, **49**(5): 2079.
- [5] Wong Waihoi, Li Hongdi, Xie Shuping, *et al.* *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2003, (3): 2058.
- [6] Li Hongdi, Wong Waihoi, Zhang N, *et al.* *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1999, **46**(3): 546-550.
- [7] Young J W, Moyers J C, Mark Lenox. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2000, **47**(4): 1676.
- [8] Klein G J, Reutter B W, Hol M H, *et al.* *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1998, **45**(4): 2139.
- [9] Tommi Kokki, Mika Teras, Hannu T, *et al.* 2007 *IEEE Nuclear Science Symposium Conference*, 2007, (5): 3871.
- [10] Wu Yu, Meng Xianyuan. *Semiconductor Technology*, 2003, **28**(5): 48(in Chinese).
(吴豫, 孟宪元. *半导体技术*, 2003, **28**(5): 48.)
- [11] Spansion. S29GL-P MirrorBit Flash Family Data sheet, 2008.

A New Design of Online Updatable Look-up-table Electronics for PET^{*}

LI Lun, WANG Shi, LIU Ya-qiang[#], KANG Xiao-wen, SUN Xi-shan, JIN Yong-jie
(*Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China*)

Abstract: A new design of look-up-table(LUT) electronics for a small animal positron emission tomo-

* Received date: 27 Apr. 2009; Revised date: 25 May 2009

* Foundation item: National Natural Science Foundation of China(10675069); National High Technology and Development Program of China(863 Program)(2006AA020802)

Corresponding author: Liu Yaqiang, E-mail: liuyaqiang@mail.tsinghua.edu

graphy(PET) system is proposed. Position and energy signals for a coincidence event are generated in a coincidence circuit board and sent to the LUT board, in which the centroid of this event is calculated by the LUT approach. The centroid is used as an index of the crystal element. Corresponding coordinates and energy threshold of this crystal are obtained from the other tables, and the scattered events are rejected. Interfaces for receiving respiratory and electrocardiac gate signals are designed for future use. All the look-up tables are stored in NOR flash memory which is controlled by a Complex Programmable Logic Device. The LUT board communicates with PC through Ethernet board.

The advantage of this specific hardware design is that the LUT operation can be performed in a more efficient way, with a <100 ns time delay. The paper also describes the operation of the flash-memory with a CPLD, and the data flow between this LUT and other modules in our PET system.

Key words: positron emission tomography; look-up table; flash memory; Ethernet