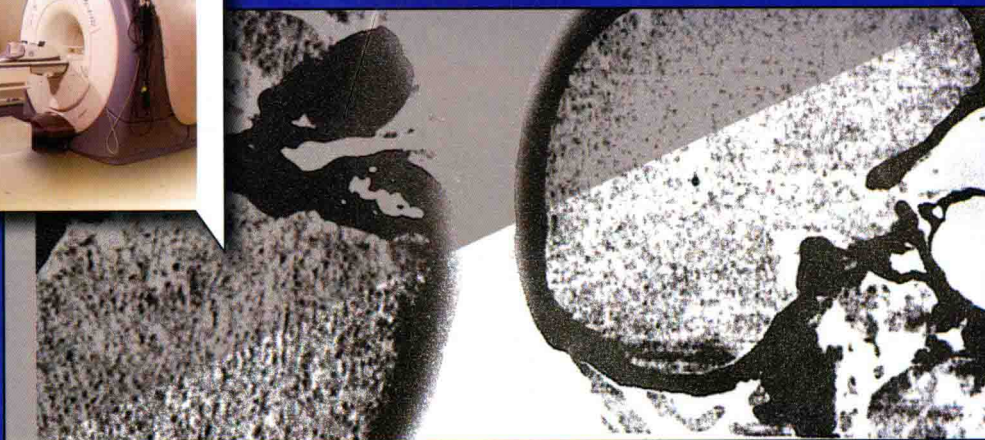
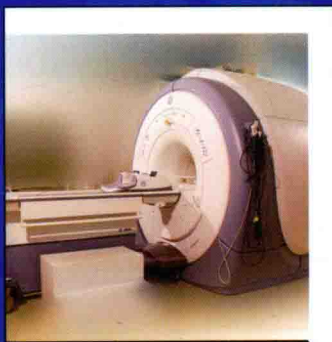


PET 成像

前端集成电路 设计

高 武 高德远 胡永才 © 著



中国工信出版集团



电子工业出版社
PUBLISHING HOUSE OF ELECTRONICS INDUSTRY
<http://www.phei.com.cn>

PET 成像前端集成电路设计

高 武 高德远 胡永才 著



電子工業出版社
Publishing House of Electronics Industry
北京 · BEIJING

内 容 简 介

本书针对正电子发射断层成像系统的需求,系统地介绍了辐射探测器前端集成电路的电路结构和设计方法学。全书分为三部分:第一部分主要介绍正电子发射断层成像前端读出电路的研究进展和发展动态分析、低噪声前端读出电路设计技术和电流模式前端读出电路设计技术等,第二部分主要介绍时间/数字转换器技术综述、低抖动延迟锁相环设计技术和多通道大动态范围时间/数字转换器设计技术等;第三部分给出多通道低功耗模拟/数字转换器的设计技术。全书最后给出对下一代正电子发射断层成像前端集成电路的展望。

本书适合集成电路设计领域的专业人员使用。

未经许可,不得以任何方式复制或抄袭本书之部分或全部内容。
版权所有,侵权必究。

图书在版编目(CIP)数据

PET 成像前端集成电路设计 / 高武, 高德远, 胡永才著. —北京: 电子工业出版社, 2017.4
ISBN 978-7-121-31125-3

I. ①P… II. ①高… ②高… ③胡… III. ①成像系统—集成电路—电路设计 IV. ①TN941.1 ②TN402

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2017)第 057525 号

策划编辑: 窦 昊

责任编辑: 窦 昊

印 刷: 三河市鑫金马印装有限公司

装 订: 三河市鑫金马印装有限公司

出版发行: 电子工业出版社

北京市海淀区万寿路 173 信箱 邮编: 100036

开 本: 787×980 1/16 印张: 12.25 字数: 282 千字

版 次: 2017 年 4 月第 1 版

印 次: 2017 年 4 月第 1 次印刷

定 价: 69.00 元

凡所购买电子工业出版社图书有缺损问题, 请向购买书店调换。若书店售缺, 请与本社发行部联系, 联系及邮购电话: (010) 88254888, 88258888。

质量投诉请发邮件至 zltz@phei.com.cn, 盗版侵权举报请发邮件至 dbqq@phei.com.cn。

本书咨询联系方式: (010) 88254466, douhao@phei.com.cn。

正电子发射断层（简称 PET）成像是一种能够无创再现体内生物分布的分子成像技术，是现代生物医学成像中最高层次的成像技术，也是 21 世纪探测生命体征和现象的重要手段，在临床诊断、生物医学研究和癌症普查等领域有着重要的潜在应用。目前，全球仅有少数几家公司能够研制和生产出 PET 设备，并长期垄断着全球市场，我国医院使用的 PET 设备基本上都依赖国际进口。相关数据显示，美国每百万人拥有 PET 和 PET-CT 的数量为 5~6 台，日本为 3 台，而我国仅为 0.1 台。在心脏的诊断检查方面，PET 尤其适合，但在我国仅 10% 的 PET 和 PET-CT 用于心脏病诊断，而在美国这一比例高达 56%。PET 仪器开发已经成为各发达国家高校和科研院所的研究热点。

PET 成像是核探测和核电子技术在生物医学成像方面的重要应用。PET 成像系统主要由探测器、前端电子系统和成形平台三部分组成。其物理原理是基于由正电子和负电子湮灭产生的一对能量为 511keV 的伽马光子的探测，通过时间符合判断，形成响应曲线，将所有响应曲线数据进行融合和图像重建，就能对被测对象进行分子级成像。PET 成像前端电子学是该设备的核心关键技术。

本书作者于 2007 年开始与法国国家科研中心、法国斯特拉斯堡大学开展国际合作，一直致力于辐射探测器前端读出专用集成电路的研究。2011 年以来承担了国家重大科学仪器设备专项科研任务，研发了一系列前端读出大规模集成电路芯片。本书总结了 PET 前端读出专用集成电路方面近十年来的研究成果，以实际的研究项目为例，系统地介绍了低噪声前端读出集成电路、电流模式前端读出集成电路、多路 TDC 集成电路和多路 ADC 集成电路等。所有电路都经过投片验证，数据真实可靠。本书写作内容详尽、图文并茂，可以作为 PET 成像系统和核电子学研究生与工程师等相关科技工作者的参考书。

第 1 章、第 3~8 章由高武撰写，第 2 章由高德远撰写，第 9 章由胡永才撰写，全书由高武负责统稿，由胡永才负责审校。在本书的写作过程中，甘波、刘辉、李雄、李帅、

姜东蛟、葛兴、吴梦施、段懿玮等参加了本书中的电路仿真、测试和文字编辑工作。由于作者水平所限，书中错误在所难免，敬请广大读者批评指正。

作 者

2016 年 11 月于西安

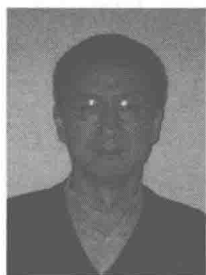
作者介绍



高武，男，1982年6月出生，博士，西北工业大学教授。2007年10月赴法国留学，2011年1月获得法国斯特拉斯堡大学微电子专业博士学位。在辐射探测器前端读出集成电路领域共发表文章30余篇。



高德远，男，1946年11月出生，西北工业大学教授，曾任西北工业大学副校长。1985—1987年在美国南加大进修超大规模集成电路系统设计。是国内最早从事该领域研究的专家之一。



胡永才，男，1956年8月生于北京，博士，1982年赴法国留学，1985年获得法国利摩日大学博士学位，现为法国国立斯特拉斯堡大学终身正教授。2010年5月起任西北工业大学教授。2010年12月入选第五批国家“千人计划”。

目 录

第 1 章 绪论	1
1.1 PET 成像技术简介	1
1.2 前端电子学	3
1.3 本书的主要内容及安排	5
参考文献	6
第 2 章 PET 成像前端电子学概述	10
2.1 PET 探测器前端微电子学	10
2.1.1 光电转换	10
2.1.2 信号采集	12
2.1.3 脉冲高度分析	14
2.1.4 时间鉴别	16
2.1.5 峰值探测采样和保持	16
2.1.6 模拟/数字转换	16
2.1.7 时间/数字转换	17
2.2 PET 前端读出电路芯片的研究进展	18
2.2.1 国外研究进展	18
2.2.2 国内研究进展	20
2.3 PET 前端读出芯片发展动态分析	20
2.4 本章小结	21
参考文献	22
第 3 章 低噪声模拟前端集成电路设计	26
3.1 CZT 探测器前端读出 ASIC 研究进展	26
3.2 设计需求	27

3.3	电路描述	29
3.3.1	电荷灵敏放大器	30
3.3.2	放大器内核的结构	33
3.3.3	反馈电阻	35
3.3.4	漏电流补偿	36
3.3.5	脉冲成形器	37
3.3.6	峰值保持电路	39
3.3.7	时间鉴别电路	40
3.4	噪声优化	42
3.5	实验结果及讨论	45
3.5.1	输出波形	46
3.5.2	增益和线性度	46
3.5.3	通道一致性	47
3.5.4	噪声性能	47
3.5.5	时间移步	49
3.5.6	能谱分析	49
3.6	本章小结	51
	参考文献	52
第 4 章	电流模式模拟前端集成电路设计	56
4.1	设计指标和结构	56
4.1.1	设计指标	56
4.1.2	电路结构	57
4.2	电路描述	58
4.2.1	前置放大器和增益调节电路	58
4.2.2	CR-RC 成形器	60
4.2.3	时间标记电路	61
4.2.4	模拟存储器	66
4.3	实验结果和讨论	67
4.3.1	线性度测试	68
4.3.2	触发信号的“时间移步”测试	70
4.3.3	触发效率测试	70
4.3.4	通道间的串扰测试	71

4.3.5 噪声和功耗测量	71
4.3.6 总体性能比较	72
4.4 本章小结	72
参考文献	73
第 5 章 时间/数字转换器技术综述	74
5.1 TDC 的概念	74
5.2 主要指标	75
5.2.1 分辨率	75
5.2.2 动态范围	75
5.2.3 线性	76
5.2.4 转换速度	76
5.2.5 功耗	76
5.3 TDC 技术	76
5.3.1 模拟 TDC	76
5.3.2 数字 TDC	78
5.3.3 基于延迟锁相环 (DDL) 的 TDC	81
5.3.4 亚皮秒的 TDC	87
5.4 TDC 结构的比较	91
5.5 面向 PET 成像应用的 TDC	93
5.6 本章小结	94
参考文献	94
第 6 章 低抖动多相位延迟锁相环设计	97
6.1 延迟锁相环技术概述	97
6.1.1 结构和工作原理	97
6.1.2 行为模型	102
6.1.3 抖动模型	102
6.1.4 电路技术	104
6.2 多相位电荷泵延迟锁相环设计	109
6.2.1 结构设计	109
6.2.2 电路描述	110
6.2.3 原型和实验结果	115
6.3 电荷泵延迟锁相环优化设计	117

6.3.1	电压控制延迟链优化	117
6.3.2	动态鉴相器	119
6.3.3	电荷泵电路优化	121
6.3.4	环滤波器电路优化	123
6.3.5	实验结果	123
6.4	本章小结	124
	参考文献	124
第 7 章	多通道大动态范围 TDC 设计	126
7.1	设计考虑	126
7.2	一款 625 ps 多通道粗细两级 TDC 的设计	130
7.2.1	提出的结构	130
7.2.2	电路描述	132
7.2.3	实验结果与讨论	137
7.3	一款基于延迟锁相环阵列的多通道 TDC 的设计	139
7.3.1	采用延迟锁相环阵列的时间内插技术	139
7.3.2	采用延迟锁相环阵列的 TDC 的实现	143
7.3.3	实验结果及讨论	146
7.4	本章小结	150
	参考文献	150
第 8 章	多通道低功耗 ADC 的设计	152
8.1	基于时间的 ADC 技术综述	154
8.2	用于 PET 成像的基于时间的 ADC 设计	158
8.2.1	斜坡生成器电路	159
8.2.2	比较器电路	161
8.2.3	数字延迟锁相环电路	164
8.2.4	格雷码计数器电路	168
8.2.5	采样和读出电路	168
8.2.6	时序控制器	169
8.3	误差分析	170
8.3.1	由斜坡生成器导致的误差	170
8.3.2	由比较器导致的误差	171
8.3.3	由计数器和延迟锁相环导致的误差	172

8.3.4 DNL 模型	172
8.4 实验结果	172
8.5 本章小结	175
参考文献	175
第 9 章 下一代 PET 成像前端集成电路展望	178
9.1 全数字输出的单片多通道前端读出芯片	178
9.2 采用数字后处理算法的前端读出芯片	180
9.3 基于多阈值采样方法的前端读出芯片	181
参考文献	182
致谢	183

第 1 章

绪论

1.1 PET 成像技术简介

20 世纪初, 辐射现象的发现对整个世界产生了深远的影响。亨利·贝克勒教授及皮埃尔·居里夫妇因此获得诺贝尔物理学奖。这个工作随后被用于放射性诊断, 开始是癌症疾病, 后来发展到心脏和神经衰退性疾病。放射性已经开启了一种新的无创医学成像诊断技术的到来。与不能显示解剖结构的 X 射线成像不同, 这种技术能够报告分子水平的生物学机理的活动^[1]。它就是正电子发射断层 (Positron Emission Tomography), 简称为 PET。

在过去的 50 多年里, 虽然 PET 成像设备在外形上没有多大变化, 但在技术和方法上发生了多次革命性的飞跃。许多人对一些概念的提出、完善做出了重要的贡献, 并努力使其具有实用性。PET 的发展过程, 就是不断提高空间分辨率、灵敏度和 PET 系统的计数率特性的过程。这些性能主要由 PET 成像系统的探测器模组及其前端电子决定。

从 20 世纪 50 年代开始, 人类脑病变的 γ 射线探测需要一种能够区分极少放射性标识的新型成像技术。到了 1970 年底, 借助于对正电子湮灭后发射的一对 γ 光子的符合探测, 第一台计算机辅助 PET 成像仪的开发很好地回应了这个问题。

在 20 世纪 80 年代, PET 成像仪的研究主要集中在脑和心脏, 因此, PET 只需完成覆盖这些面积的探测。但是, 全身临床 PET 的研发, 开启了人类痼疾研究的新开端。临床诊断的需要成为 PET 的性能不断改进的驱动力。随着技术的发展, 二维 PET 被三维 PET 取代, 同时飞行时间差的测量能够改善 PET 图像的质量, 因而, 带飞行时间能力的 PET 的研发使 PET 性能有了一次大的飞跃。另外, 最近几年兴起的用于生物医学研究的小动物 PET 在空间分辨率方面获得了长足进步, 代表了 PET 发展的最高水平。与此同步, 含 PET 成像功能的多模式医学成像设备已经走出实验室开始投入临床诊断。

PET 的原理、探测器和电子如图 1-1 所示。PET 图像的生成是通过病人食入、吸入或注射含放射性示踪剂的药物而实现的。PET 成像使用的示踪剂一般含有两个特性。第一,

能够与癌症细胞相结合，以致大量的示踪剂能够在癌细胞处积累。例如，氟-18 (^{18}F) 能够与普通的葡萄糖相结合。因此，可以用来测量葡萄糖代谢。因为恶性肿瘤需要增加葡萄糖代谢，更多的氟-18 将被积累在这些恶性肿瘤上。第二，当衰变时，该示踪剂能够发射一个正电子。当该正电子达到一定的热能，它将和病体内的一个负电子发生湮灭，从而发射一对飞行方向相反 511 keV 的光子。这两个光子有足够的能量穿透病人身体，并且撞击到探测器环上^[2, 3]。

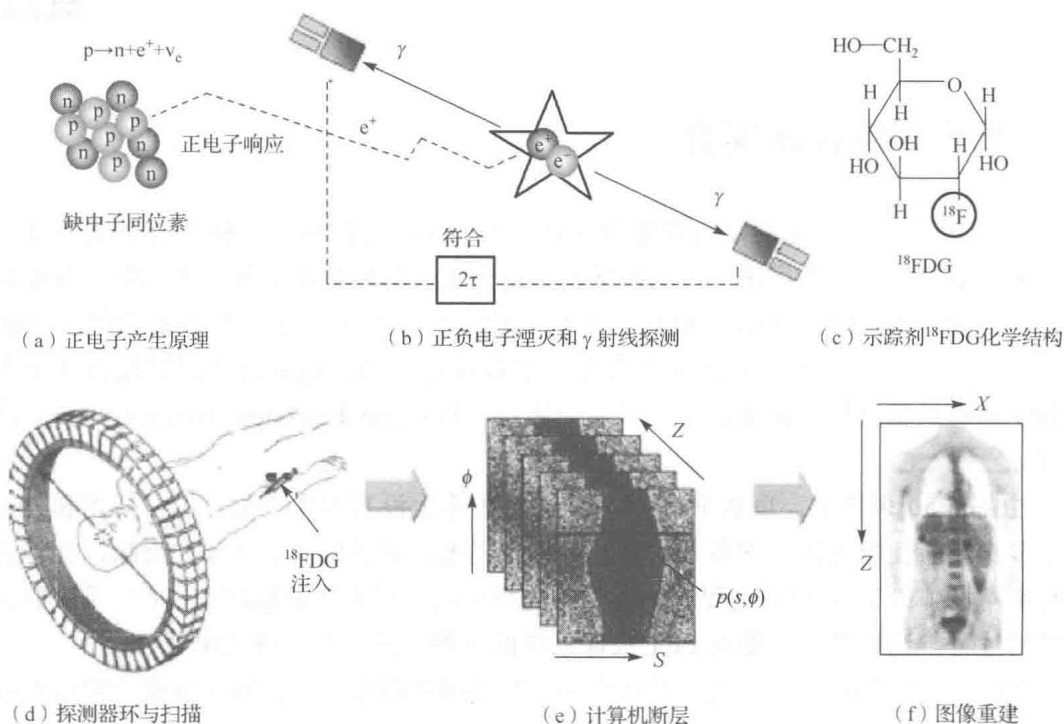


图 1-1 PET 成像原理^[2]

探测器环由一个闪烁晶体及光电探测器阵列组成。闪烁晶体吸收光子的能量将其转换为弱的闪烁可见光。这些弱的可见光可以被光电探测器转换成一份电荷，形成一个电信号。这个电信号然后被前端电子放大、成形、数字化和读出。

有了上述物理现象，两个方向相反的光子通过符合探测可以定义一条响应直线 (Line of Response)。通过收集大量的符合事件，可以建立很多条响应直线。利用专门的断层成像算法，能够重建一幅湮灭位置分布的图像。该重建的图像可以再现病人体内癌细胞的位置。

在 20 世纪 90 年代中期， γ 射线探测的进步和日益增多的采用正电子发射标记分子的研发，推动 PET 系统往主要由老鼠为代表的小动物成像领域发展。这是因为老鼠的基因有 95% 以上与人类相同，可以通过研究老鼠的生物现象来研究人类疾病和相关的诊疗手段。

与适用于人的临床 PET 相比, 这些小动物成像需要改进包括空间分辨率和探测效率等系统性能。这是因为老鼠的体形仅为人类的 1/30, 而且老鼠的脑部仅为人类大脑的 1/2500。因此, PET 成像技术最明显的挑战是为人类开发的临床 PET 和实验室为老鼠开发的小动物 PET 的物理尺寸的差别。

目前, 小动物 PET 成像系统能够取得的最好空间分辨率范围为 1~2 mm 半高宽 (Full-width-at-half-maximum), 取得的探测灵敏度范围为 10%~15%, 这些系统性能获得的小动物图像质量刚好能和临床 PET 成像在质和量的能力上相近^[4, 5]。为了到达上述性能, 需要综合考虑探测器模组、前端电子和总体系统设计。

1.2 前端电子学

传统的前端电子系统主要由模拟电路组成, 其功能结构如图 1-2 所示。对于所有情况, 前置放大器和成形器是必需的模块, 接下来的信号处理电路的形式则由具体的应用决定^[6~9]。在粒子检测系统中, 成形器后接一个设定阈值的比较器 (图 1-2 中的 (a)), 为了获得更精确的空间分辨率, 需要测量粒子能量大小, 早期实验装置利用脉冲信号的宽度代替能量的大小 (图 1-2 中的 (b)), 但是不够准确。改进的处理方法是采用峰值采样保持电路采样最高点, 并通过 ADC 进行数字化 (图 1-2 中的 (c)), 得到的结果可以直接用于数字共中心评估算法, 也可先用 ADC 进行数字化 (图 1-2 中的 (d)), 再利用软件方法进行计算得到最高点的值。一个接在前置放大器之后的时间处理通道在一些化学和生物研究使用时间相关的成像中变得越来越重要。另外, 基于时域反射的三维成像仪可以通过二维的成像系统加上一个精确的时间通道得到, 这种技术使三维图像采集成为可能, 其中正电子发射断层成像^[10]就是典型的代表。

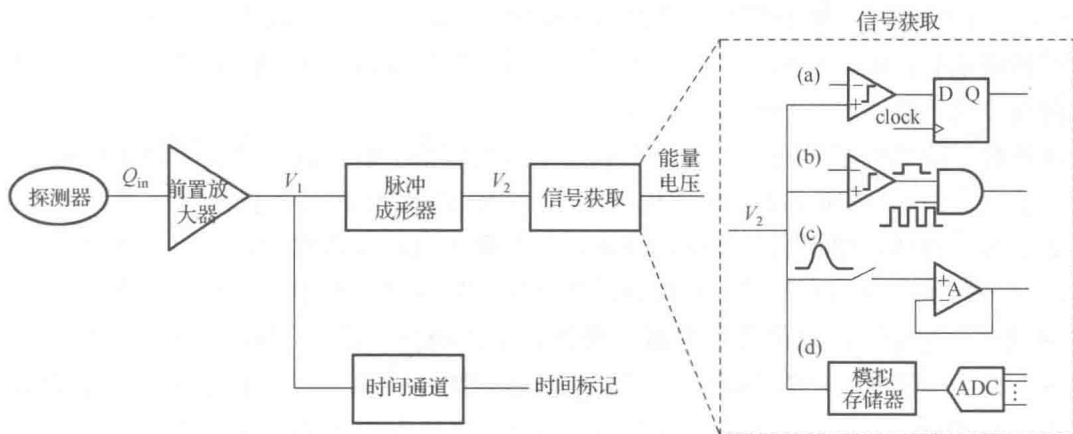


图 1-2 探测器前端读出电路结构框图

国外早在 1980 年就开始了前端读出集成电路的研究。实验证明,采用电荷灵敏前置放大器的电荷积分模式具有最好的噪声性能,因而在前端电子中得到广泛的应用。前置放大器最常用的解决方案有基于折叠共源共栅结构的电荷灵敏放大器^[12~14]、差分结构前置放大器^[15]和电流模式的前置放大器^[16~18]。已研发的成形器包括单极半高斯 CR-(RC)ⁿ 脉冲成形器、双极半高斯 CR²-(RC)ⁿ 脉冲成形器和采用 Ohkawa 综合方法的仿真高斯成形器等。在国外模拟前端芯片中,已研发出峰值探测保持电路,在进行模/数转换之前,需要将成形器的输出电压的最高点进行采样。峰值探测有三种常用的方法:采用单稳延迟电路和模拟存储器来采样峰值电压^[19]、专用的峰值跟踪采样保持电路^[20]以及采用高速 ADC 采样半数字拟合算法^[21]。在前端电子的 ADC 研发方面,一般不采用 Flash 结构、半 Flash 和流水线结构,它们虽然能很好地满足速度要求,但是功耗大或设计难度大^[22]。逐次逼近 ADC 和 Wilkinson ADC 结构简单^[23,24],具有中速、高分辨率和低功耗等特点,设计也相对容易,已实现与低噪声前端读出芯片的集成。一般地,时间甄别器由高速高分辨率比较器来实现。根据输入信号的种类,可采用电流模式或者电压模式的比较器。自 1990 年以来,国外很多单位都致力于 TDC 新技术的研发。TDC 的发展经历基本上分为 4 个阶段^[25],分别是模拟 TDC、基于计数器的 TDC、基于延迟锁相环的 TDC 和小于 1 ps 的 TDC。基于时间放大器的 TDC,可以获得 1.251 ps 的分辨率^[26]。

基于以上基础技术,根据不同应用领域的需要,目前美国、挪威、法国、德国、日本等国家研发了不同类型的多路模拟前端读出芯片^[11,27~29]。模拟前端读出电路芯片的低噪声优化方法及其新电路结构是前端电子学的一个研究热点。由美国 NOVA R&D 公司研发的 RENA 系列多路读出芯片和挪威 IDEAS 公司研发的 VA32TA/VA64TA 系列芯片已经量产,可提供高性能的成熟芯片为系统研发商所用。在 0 pF 探测器电容条件下,其 ENC 约为 50 e⁻。基于这些芯片,IDEAS 公司能够提供探测器模组如图所示。

法国 CEA 研发的用于航天的模拟前端读出芯片,其噪声指标达到 33e⁻@0 pF,这是目前模拟前端芯片的最好噪声指标。近年来,日本航天探测局也开始研发适用于空间用的模拟前端读出芯片,性能已经优化至 88e⁻@0 pF。

国外对于前端电子学研究的另一个热点是探测器数字前端读出芯片的设计和应用。数字前端的概念最早在 20 世纪 90 年代的 LHC 实验 FERMI 项目中提出^[18],主要提出了可编程数字前端微体系结构和关键电路技术,但是限于当时技术水平,没有进行物理实验。随后,欧洲核子研究中心和意大利核物理国家实验室开展了用于 ALICE 实验的硅传感器数字前端读出电路^[7],由前置放大器、模拟存储器和逐次逼近 ADC 等电路组成,采用 CMOS 0.25 μm 工艺设计和制造,并且采用抗辐射版图技术,完成了辐射效应的评估,但噪声水平在 500e⁻左右,需要进一步改进。另外,巴黎六大 J. Genat 等人采用 180 nm 和 130 nm CMOS 工艺设计了一种用于硅条探测器的半数字前端读出电路^[30],包括前置放大

器、成形器、模拟存储器和斜坡 ADC 等。噪声水平分别为 375e-和 625e-@0 pF。该研究组也正在研究 128 路数字前端集成电路和 90 nm 数字前端芯片^[30]。

对比传统的模拟前端,数字前端在读出方法、电路结构和性能评估等方面有较大不同,比较依赖数字电路技术,属于前端电子学新方法、新结构和新应用的范畴。目前,数字前端电路的 CMOS 工艺节点已迁移至 130 nm,模拟电路静态功耗降至 245 $\mu\text{W}/\text{channel}$,是模拟前端的十分之一。但是最好等效噪声电荷值为 375e-@0 pF,为模拟前端的 11 倍。数字前端噪声较大,需要通过研究来进行进一步的优化。

国内西北工业大学、清华大学、中科院高能所、中科院近物所、中国科技大学、国防科技大学、西安电子科技大学等开始了前端读出 ASIC 设计的研究。中科院高能所围绕高能物理实验、探月工程和深空探测卫星等需求,主要开展了多阳极光电倍增管和 GEM 探测器读出 ASIC 设计以及抗辐射半导体多通道读出芯片的研究^[31]。清华大学开展了 CZT 探测器、HPGe 探测器及气体探测器等读出电路研究,同时也涉猎采用分立电子元器件实现的数字前端电子及数字滤波成形算法的研究^[32]。国防科技大学和西安电子科技大学等单位也开展了核辐射探测器前端电子设计方法学的研究。

西北工业大学从 2007 年开始从事辐射探测器前端读出集成电路的研究与开发,与法国斯特拉斯堡大学合作开展了 PMT、SiPM、CZT 等前端读出电路的研究,重点进行 PET 成像用前端读出 ASIC、多通道 ADC 和 TDC 等电路的研发^[23,33,34]。在 PET 成像前端读出电路方面,提出采用电流模式读出策略对多阳极光电倍增管输出信号进行读出和处理,取得了创新性的研究成果。在多通路 ADC 设计方面,提出采用基于延迟锁相环矩阵进行时间内插的单斜坡多路 ADC 体系结构,能够获得 12 位分辨率、2.5 MS/s 采样率和 0.5 mW 单路功耗,该成果发表在国际顶级期刊上并受到同行的好评。在 TDC 研制方面,已研制出 70 ps 精度的高分辨率多路 TDC,并应用到 64 通路 PET 前端读出电路中。2011 年以来,开展了用于 CZT 和 Si-PIN 探测器的低噪声抗辐射读出电路芯片的研发,目前已完成 6 款原型芯片的研制,其噪声性能已经达到国际先进水平。

1.3 本书的主要内容及安排

本书将围绕 PET 成像前端读出专用集成电路设计,介绍 PET 成像前端电子系统基本结构、前端读出专用集成电路、TDC 和 ADC 设计关键技术,综述了 PET 前端电子技术、模拟前端电路技术、TDC 技术和 ADC 技术等,以设计项目为例,详细描述了低噪声模拟前端集成电路、电流模式模拟前端电路、锁相环电路设计、多路高精度 TDC 设计、低功耗多路 ADC 设计。

本书各章节内容安排如下:

第 2 章概述 PET 成像前端电子学。分别介绍 PET 探测器信号处理和相应前端电子学、PET 成像前端电子学研究进展、PET 成像前端电子学的发展动态。

第 3 章介绍低噪声模拟前端集成电路设计技术。以 CZT 探测器前端读出 ASIC 为例,分别介绍 CZT 探测器前端读出芯片的研究进展、设计需求、电荷灵敏放大器等各关键电路模块描述、噪声优化方法、实验结果及讨论等。

第 4 章介绍电流模式模拟前端集成电路设计技术。以 MCP 探测器前端读出 ASIC 为例,分别介绍设计指标和电路结构、跨阻前置放大器等关键电路模块描述、实验结果和讨论等。

第 5 章综述现有的 TDC 集成电路技术。首先介绍 TDC 的主要性能指标,其次综述四代 TDC 技术,并做了比较,最后描述用于 PET 成像的 TDC 技术。

第 6 章介绍低抖动多相位延迟锁相环设计技术。分别介绍延迟锁相环设计技术概述、多相位延迟锁相环的设计、电荷泵延迟锁相环优化设计技术等,是 TDC 设计的基础。

第 7 章详细介绍多通道大动态范围 TDC 设计技术。首先介绍 PET 成像用 TDC 电路的主要设计考虑,其次描述一款 625 ps 多通道粗细两级 TDC 的设计技术,最后介绍一款基于延迟锁相环阵列的多通道 TDC 的设计技术。

第 8 章介绍多通道低功耗 ADC 的设计技术。首先介绍基于时间的 ADC 技术综述,其次详细讨论用于 PET 成像的基于时间的 ADC 设计技术,并给出这类 ADC 的误差分析,最后给出实验结果和讨论。

第 9 章描述下一代 PET 成像前端读出电路展望,分别介绍全数字输出的单片多通道前端读出芯片、采用数字后处理算法的前端读出芯片和基于多阈值采样方法的前端读出芯片的下一步展望。

参考文献

- [1] S Salvador. Conception et realisation d'un module de detection d'un tomographe a emission de positrons dedie a l'imagerie du petit animal. PhD thesis, University of Strasbourg, 2009.
- [2] D W Townsend. Physical principles and technology of clinical pet imaging. Annals Academy of Medicine, 33 (2):133-145, 2004.
- [3] D Burdette et al., Very High Resolution Small Animal PET in Strong Magnetic Fields, 2006 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, pp. 2417-2420, 2006.
- [4] D Brasse, I Piqueras, and J-L. Guyonnet. Design of a small animal pet system high detection efficiency. Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE, 4:2412-2416, 2004.