

碲锌镉器件技术进展及其在 SPECT 中的应用

吴忠航^{1,2}, 孙斌^{2,3}, 黄钢¹, 屈骞⁴, 唐懿文², 孙九爱²

(1. 上海健康医学院上海市分子影像学重点实验室, 上海 201318; 2. 上海健康医学院医学影像学院, 上海 201318;
3. 海军军医大学第一附属医院, 上海 200433; 4. 上海交通大学医学院附属瑞金医院核医学科, 上海 200020)

摘要: 核医学成像设备中的探测器是整个设备的核心部件。基于闪烁体探测器的核医学成像设备存在光电转换效率低和能量分辨率差等关键问题, 短期内难以有效解决。而近年来碲锌镉半导体探测器的发展使得核医学成像设备在能量分辨率和空间分辨率等方面取得了很大的提高。本文以单光子发射计算机断层成像(SPECT)技术为例, 首先介绍了核医学成像原理及设备组成, 然后从碲锌镉探测器的工作原理及基本结构出发, 综述了碲锌镉探测器的新技术及其在临床核医学的应用, 最后结合核医学领域应用的需求展望了碲锌镉探测器的研究重点和技术发展趋势。

关键词: 碲锌镉; 探测器; 核医学; 单光子发射计算机断层成像; 能量分辨率; 光电转换效率

中图分类号: TL814

文献标志码: A

文章编号: 1000-985X(2023)02-0196-12

DOI:10.16553/j.cnki.issn1000-985x.2023.02.002

Advancement of Cadmium Zinc Telluride Detector and Its Application in SPECT

WU Zhonghang^{1,2}, SUN Bin^{2,3}, HUANG Gang¹, QU Qian⁴, TANG Yiwen², SUN Jiulai²

(1. Shanghai Key Laboratory of Molecular Imaging, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201318, China;
2. School of Medical Imaging, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201318, China;
3. The First Affiliated Hospital of Naval Military Medical University, Shanghai 200433, China;
4. Department of Nuclear Medicine, Ruijin Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200020, China)

Abstract: Radiation detector is one of the most important components for nuclear medicine imaging equipment like single photon emission computed tomography (SPECT). Among different types of detection technologies, scintillator detectors are the most extensively used ones, but associated with some problems including slow imaging speed and poor image quality which are inherent and difficult to solve. In recent years, the advancement of new semiconductor detection technologies such as cadmium zinc telluride (CdZnTe) detectors have greatly improved the energy and spatial resolving capability of nuclear medicine imaging equipment. Based on the introduction of the working principle and main parts of nuclear medicine equipment, this paper uses the SPECT as an example to review the advancement of the CdZnTe detectors including the performance improvement in clinical nuclear medicine, and finally points out the potential research and development trends of CdZnTe detectors demanded by the nuclear medicine clinical applications.

Key words: cadmium zinc telluride; detector; nuclear medicine; SPECT; energy resolution; photoelectric conversion efficiency

0 引 言

随着医学技术的发展, 医学影像诊疗设备的种类和数量不断增加, 其中基于单光子发射计算机断层成像(single photon emission computed tomography, SPECT)和正电子发射计算机断层成像(positron emission tomography, PET)的核医学设备已成为绝大多数肿瘤诊断的医学影像标准^[1]。核医学成像设备不仅能直观

收稿日期: 2022-10-24

基金项目: 国家重大科研仪器研制项目(82127807); 国家重点研发计划(2020YFA0909000); 上海市分子影像学重点实验室建设项目(18DZ2260400)

作者简介: 吴忠航(1986—), 男, 福建省人, 博士, 讲师。E-mail: wuzh@sumhs.edu.cn

通信作者: 孙九爱, 副教授。E-mail: sunja@sumhs.edu.cn

地显示被检查脏器组织的形态结构,还能根据放射性药物在体内的代谢分布,特异性地反映其功能状态。核医学成像设备和技术虽然经过了多年的发展和完善,但其主要还是通过射线探测器捕获生物体内放射性核素衰变产生的射线,并经一系列信号转换最终获得医学诊断所需的影像学数据^[2],因此射线探测器是核医学设备至关重要的组成部分。由于探测器的性能直接影响核医学设备的成像速度及图像质量^[3],因此各项用于提升探测器性能的技术一直是国内外学者关注的焦点^[4]。

目前,射线探测器主要由闪烁体和半导体两种材质的晶体构成。从医院核医学科的设备组成来看,闪烁体探测器仍是核医学成像领域中应用最为广泛的探测器,其探测放射性核素的能量分辨率为 9.8% 左右。由于闪烁晶体的光产额低,并且探测器构造还需搭配直接的光电转换器件,闪烁体探测器整体结构显得十分松散,其性能难以在短期内得到有效提高^[5]。相对于闪烁体探测器而言,半导体探测器能量分辨率不但可达 0.56% ~ 5.91%,而且光电转换效率高,结构更加简单^[6-7]。早期核医学半导体探测器采用的是 Si 和 Ge 材质,由于 Si 和 Ge 的原子序数低,在波长 1 310 nm 和温度 80 K 时,平面 Ge/Si SPADs 的单光子探测效率仅为 38%,且这种单质探测器往往需要在低温条件下才能高效运行^[8-11]。直到 1996 年碲锌镉(cadmium zinc telluride, CZT)探测器问世,以碲锌镉探测器为代表的半导体探测器技术才逐步走向成熟并在核医学大型成像设备中得到商业应用。与传统单质半导体探测器不同,碲锌镉探测器能在室温下正常工作并表现出极高的探测效率,晶体厚度为 1 mm 的碲锌镉探测器对 60 keV γ 射线的光电吸收效率高达 97.4%^[7]。

虽然碲锌镉探测器在核医学领域中具备巨大的应用潜力,但碲锌镉探测器本身也存在制作成本昂贵、采集视野有限和探测效率不稳定等问题^[12]。例如,在射线探测方面,虽然当射线从阴极入射时能谱图中的能峰清晰可辨,但一部分空穴被俘获使得探测器的能量分辨率约有 1% 的损耗,这导致谱线会呈现出长尾现象^[13];在电路方面,热激发会使碲锌镉探测器在工作时产生漏电流,漏电流引起的信号涨落将进一步影响电子噪声的大小,使得探测器的能量分辨率损耗至 5.25% 左右^[14]。碲锌镉晶体制备的研究在近些年取得了较大进展,促进了碲锌镉探测器性能的提高,例如微重力移动加热器法、物理气相运输与真空热蒸发结合等新制备技术,使得碲锌镉晶体在尺寸、迁移率寿命乘积、载流子收集一致性等方面得到较大改进^[15-17]。同时,碲锌镉探测器应用的技术也有新的突破,如双能探头、专用集成电路(application specific integrated circuit, ASIC)、读出算法和电荷损失补偿等新技术,使得基于碲锌镉探测器的核医学成像设备在信噪比、成像速度、电荷补偿等方面得到极大提升,从而为肿瘤相关基本的诊断提供更精准的影像数据。

本文围绕碲锌镉探测器的核医学应用,首先介绍核医学成像设备的基本原理和结构组成,归纳碲锌镉探测器的工作原理和主要性能。然后重点阐述碲锌镉探测器技术的最新发展,综述近年来碲锌镉探测器在核医学中的主要应用。最后,对碲锌镉探测器在核医学中的研究重点及应用趋势进行总结展望。

1 核医学设备的成像原理及基本组成

根据所探测放射性核素种类和成像原理的不同,可将核医学成像设备分为 γ 照相机、SPECT 设备和 PET 设备等,其中 SPECT 和 PET 是当前使用较多的核医学成像设备。以 SPECT 为例,其工作原理是首先将具有一定半衰期的单光子核素标记的药物注入受检者体内,放射性核素会在体内衰变产生 γ 光子, γ 光子穿过人体后进入 SPECT 设备机架上的准直器,只有沿准直器准直孔方向入射的 γ 光子才能到达后端探测器,并被记作一个单光子事件。根据 γ 光子在探测器上的位置和准直孔的位置即可确定 γ 光子产生位置所在的投影线。大量单光子事件的投影线经过计算机系统采集、存储、运算、数/模转换和影像重建^[5],最终可得到放射性药物在受检者体内的分布图像,具体成像过程如图 1 所示。

图 2 为常见的 SPECT 设备的整体组成,包括准直器、探测器、旋转机架、检查床、控制台和计算机等。

在 SPECT 设备成像过程中,准直器的作用是只允许沿准直孔方向入射的 γ 光子通过,以确定 γ 光子产生位置所在的投影线。旋转机架是为了使探头满足不同部位检查姿势的要求以及在三维成像时给数据采集提供便利。检查床则是用于承载受检者,根据检查需求进行水平与上下方向的精准位移。操作技师及医生通过控制台和计算机对设备进行操控,将收集的射线数据重建成核医学图像,并根据需要进行图像后处理。

和大多数医学影像设备一样,射线探测器是 SPECT 中最核心的部件之一,它不仅对核医学检查时 γ 光子投影线定位的准确性有着重要意义,其能量分辨率和空间分辨率还直接影响到后续检查和治疗的成

效^[3]。探测器一般由光电转换晶体制成,可将探测到的 γ 射线吸收转化为包含射线能量及数量信息的电信号。探测器材料对 γ 射线的阻挡能力会影响图像的信噪比^[18]。此外,具有高能量分辨率的探测器还允许成像系统采用更窄的能量窗获取更高质量的核医学图像。因此,射线探测器性能的优劣在很大程度上决定了核医学成像系统的成像质量及效率,并最终影响对肿瘤诊断的准确性。

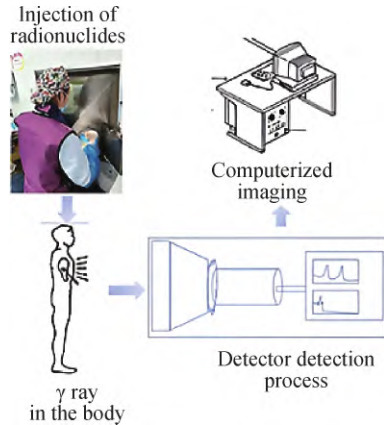


图1 核医学成像过程

Fig. 1 Typical nuclear medicine imaging process

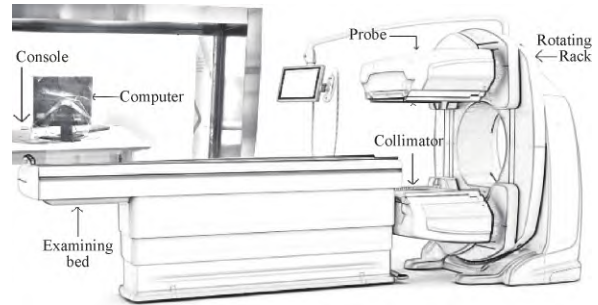


图2 SPECT设备的基本组成

Fig. 2 Structure and main components of SPECT

2 碲锌镉探测器的工作原理及主要性能指标

碲锌镉是一种平均原子序数为 49.1,密度为 5.78 g/cm^3 的新型化合物半导体材料,平均原子序数大、密度高使得碲锌镉晶体对 γ 射线具有很好的阻挡能力。碲锌镉制成的探测器漏电流一般为 $240 \sim 380 \text{ pA}$,无须冷却即可在室温下正常工作,其晶体电阻率达 $10^{10} \Omega/\text{cm}$ 。碲锌镉的禁带宽度为 1.57 eV ,生成电子-空穴对所需的平均能量约 4.6 eV ,碲锌镉探测器对于 662 keV 的能量分辨率在 $0.56\% \sim 5.91\%$ ^[6,19]。虽然碲锌镉探测器的制作成本相对较高,且其核医学成像设备还存在漏电流、电荷能量损失、信噪比低等问题,但随着碲锌镉晶体制备工艺和探测器制造技术的不断完善,其在核医学成像设备中的应用越来越成熟。

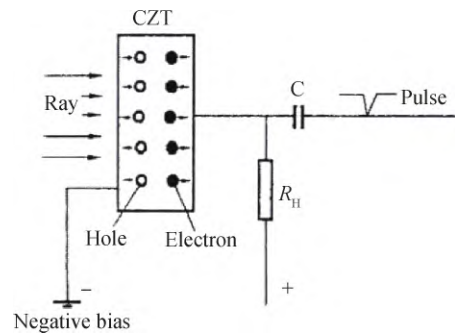
2.1 碲锌镉探测器探测原理

碲锌镉探测器的工作原理如图 3 所示^[20]。射线进入碲锌镉探测器后与碲锌镉晶体内的原子发生弹性或非弹性碰撞失去能量,同时碲锌镉晶体中电子吸收射线能量从满带跃迁到导带,形成了电子-空穴对。每一次入射射线产生的电子-空穴对总数可根据总沉积能量除以产生单个电子-空穴对所需的平均能量计算得出^[20]。晶体两端施加的偏置电压会使电子和空穴分别漂移向正负电极,在此过程中两端电极会产生一定的电流信号,通过对电流信号的检测即可获取入射射线的数量和能量,从而达到探测射线信号的目的。

2.2 碲锌镉探测器的主要性能

碲锌镉探测器的性能主要由碲锌镉晶体的物理性质决定。载流子在晶体内的迁移特性决定了探测器电荷收集效率和能量分辨率,而载流子的迁移率和寿命与晶体的结晶质量及杂质浓度有关^[15]。目前,局限于晶体加工工艺,碲锌镉晶体存在内部结构不均匀、能级缺陷等问题,晶体制成后的尺寸较小、载流子迁移率和寿命较短等因素仍限制了碲锌镉探测器的使用^[19]。在实际应用中,主要从碲锌镉探测器的探测效率、分辨率和稳定性等 3 个方面评价其性能^[7]。

探测效率是指所有入射光子中最终转换成有效计数的比例。光电吸收和载流子收集都会影响探测效率。对于确定晶体材质的碲锌镉探测器而言,光电吸收效率几乎不变,因为光电吸收效率主要与半导体材料

图3 碲锌镉探测器工作原理图^[20]Fig. 3 Diagram of CZT detector working process^[20]

的平均原子序数有关^[7]。而载流子收集与碲锌镉晶体的厚度有关,晶体越厚,探测效率越高。理论上可通过增加晶体的厚度来提高碲锌镉探测器对高能射线的探测效率,但晶体材料的设计需要考虑探测器的尺寸;此外,晶体材料的尺寸越大,其生长及制作工艺的要求就越高^[7]。

探测器的分辨率包括能量分辨率、空间分辨率和时间分辨率^[7]。能量分辨率是指把相邻能量谱线分开的能力,用谱线的半峰全宽或相对线宽来表示。能量分辨率与晶体材料和准直器有关,准直器多采用针孔型准直器。能量分辨率主要受限于晶体材料、漏电流和电路噪声等。就平面型探测器而言,晶体材料越厚,载流子迁移时间越长,收集效率越低,会降低探测器的能量分辨率。可以通过降低晶体厚度、减少漏电流和降低电路噪声来提高能量分辨率。空间分辨率是指成像系统分辨相邻目标间的最小距离。探测器的电极结构和读出电路系统会影响到探测器的空间分辨率,因此可以通过优化电极结构设计和读出电路系统来提高探测器的空间分辨率。时间分辨率是指探测器能够分辨两个信号的最小时间间隔^[7]。时间分辨率主要由外部电路的电子器件特性决定,选用低阻容的元件可以提高探测器的时间分辨率。

探测器的稳定性是指探测器使用一段时间后,其性能保持不变的能力,大致可分为环境稳定性和时间稳定性。环境稳定性指在探测器正常工作温度范围内,抗温度冲击和振动冲击以及抗潮湿气氛的能力等^[7]。时间稳定性是指探测器在长时间的工作过程中保持高质量探测性能和准确性的能力。稳定性主要与探测器的封装工艺、环境温度和辐射时长等因素有关。不同的晶体制备工艺、探测器封装技术及工作温度会引起探测器性能的明显差异,因此需要经常校准标定来减少测量误差。此外,经过长时间的大剂量射线照射,碲锌镉晶体会发生极化效应,致使晶格损伤,影响探测器性能。优化封装工艺,保持探测环境温度恒定,同时避免长时间大剂量辐射可以保持探测器的稳定性。

近年来,碲锌镉探测器性能的提高出现了一定的进展^[21-25]。例如,eV、Redlen、迪泰克等公司在制作工艺方面取得了重大突破,能够生产出厚度15 mm以上的商用晶体^[15]。表1为目前基于碲锌镉探测器的核医学设备主要型号及其参数对比,其中GE Discovery NM/CT 670为主要的SPECT型号,GE Discovery NM 530c是碲锌镉应用在SPECT/CT上较早的一代,GE NM 870是以碲锌镉为基础的最新一代SPECT/CT,而D-SPECT则是心脏检查专用的SPECT成像设备。从表1中的各项参数不难发现,采用碲锌镉晶体作为探测器材料的设备性能大幅度提高,设备能量分辨率由9.5%提升至5.5%,固有空间分辨率由8 mm提升至2.8 mm^[26-28]。

表1 CZT-SPECT和传统SPECT对比

Table 1 CZT-SPECT versus conventional SPECT devices

Device parameter	GE Discovery NM 870	GE Discovery NM 530c	D-SPECT	GE Discovery NM/CT 670
Crystal	CZT	CZT	CZT	NaI(Tl)
Energy resolution(140 keV)	5.50%	6.30%	5.40%	9.5%
Intrinsic spatial resolution	2.8 mm	6.1 mm	8 mm	3.8 mm
Matrix	256 × 256	128 × 128	128 × 128	128 × 128
Pixel size	2.46 mm	2.46 mm	2.46 mm	1.60 mm

其他碲锌镉探测器制造新技术也使得CZT-SPECT设备性能有了较大的提升。例如采用32通道光子计数专用集成电路可使得探测器的最大增益达400 mV/fC,计数率达到500 kHz^[29],阳极保护环的使用使得平面探测器在探测²⁴¹Am时最佳能量分辨率达15%^[23]。此外,针对单极型探测器结构改进的电路算法和信号处理技术,使得图像噪声的变异系数降至17%以下^[25],漏电流维持在0~2 nA,完全达到了医学诊断探测器的标准。

3 碲锌镉探测器新技术

探测器性能的提升往往伴随着探测器新技术的出现,下面将介绍近年来几种应用在碲锌镉探测器上的新技术,并探讨它们对探测器性能的影响。

3.1 双能探头技术

以往的核医学探测器在探测 γ 射线的过程中,无论是半导体探测器还是闪烁体探测器,仅采用单一材质的探头,基于这种探测器设计的核医学成像设备的空间分辨率在7.5 mm左右^[30-31]。较低的空间分辨率

无法给医学诊断提供更有效的临床信息。为进一步提高空间分辨率, Lee^[23]设计了一种硅与碲锌镉结合的探测器, 其中以硅作为吸收散射线的晶体, 尺寸为 44.8 mm × 44.8 mm, 厚度为 2 mm, 总像素为 64(间距 0.7 mm)。而碲锌镉作为主吸收晶体, 制成的尺寸为 51.2 mm × 51.2 mm, 厚度为 10 mm, 总像素为 64(间距 0.8 mm), 具体结构如图 4 所示。

经蒙特卡罗模拟, 此探测器对 511 keV 光子的探测效率达 56%。在空间分辨率方面, 双能探头成像后的半峰全宽提高到 4.3 ~ 5.2 mm。此外, 在双能探头的基础上, Lee 等^[21]采用光子计数系统, 基于投影的能量加权技术将两种能量进行减法处理, 此系统辐射剂量可缩减为原来的一半。在密度为 15 mg/cm³、厚度为 10 mm 的探测器中, 将双能剪影技术的探测器与单一材料的探测器进行对比, 采用双能减影技术后图像的对比度噪声比从 0.3 提高到了 1.1, 为原来的 3.7 倍。因此, 双能探头的设计有望突破传统单一材质探测器的设计思路, 为临床疾病诊断和病灶定位提供新的技术支持。

3.2 ASIC 技术

电子学技术的进步使碲锌镉探测器在核医学应用的潜力得到激发^[32-34]。在核医学成像中经常需要使用碲锌镉探测器矩阵, 通常采用 ASIC 来读取电流信号, 这种电路拥有噪声低和读取能耗少等特点。自 20 世纪以来, 多家研究机构参与了碲锌镉探测器前端读取专用集成电路的研发^[35-38]。常见的碲锌镉探测器电路基本是由晶体探测模块、前置放大模块、上升甄别模块和信号通道模块组成^[39], 常规 ASIC 的上升甄别模块由于受噪声影响大, 使得其电路在成像系统处理信号生成 γ 射线图像时表现不佳。对于 ASIC 的改进, Gao 等^[36]在甄别模块前新增了一个高阶脉冲整形器, 其含有一个有源 CR-RC 整形器或两个 S-K 滤波器。与未加整形器的传统电路相比, 增加整形器的 ASIC 的信噪比更好, 当射线的能量范围在 20 ~ 250 keV 时, 碲锌镉探测器的前置放大器的输入电荷在 4 000 ~ 54 000 个电子; 当偏压为 240 V 时, 探测器的电容和漏电流分别为 1 pF/pixel 和 96 pA/pixel; 当采用 0.35 μm CMOS 技术和 3.3 V 供电时, 探测器的增益可达 50 mV/fC 以上, 等效噪声电荷 (equivalent noise charge, ENC) 为 $100 e^- + 20 e^-/\text{pF}$ 。

除甄别模块外, 其他模块近年来也得到了新的改进。Zannoni 等^[37]将模拟前端 PCB 直接连接到两个 Cd(Zn)Te/HEXITEC ASIC 模块提供电源并控制数据采集和传输, 使用远程 DAQ 板执行后端操作, 具体实物如图 5 所示。这种读取设计对前置放大模块和信号通道模块进行了改进, 改进后的电路可以同时管理 4 个探测器模块的数据缓冲并进行高达 1 000 帧的传输, 搭载电路后的碲锌镉探测器的计数率在 50 kcps 以下, 在探测 122 keV 的能量光子时可达到了 1% 的能量分辨率, 远优于未改进时探测器的性能。在处理漏电流方面, 吴昊等^[40]通过 spectre 仿真器进行电路模拟实验, 发现采用漏电流补偿电路可以有效消除漏电流对电路输出基线的负作用。等效噪声电荷是衡量读出电路的重要指标, 减小电路输出噪声可获得较理想的 ENC。在室温条件下, 采用补偿电路的探测器的输入电容为 5 pF, 等效噪声电荷可控制在 $132 e^-$ 以下, 说明电路中信号噪声已非常小, 此时的漏电流在 0 ~ 2 nA, 电路的输出基线基本保持不变, 完全符合探测器的后续信号处理的要求。

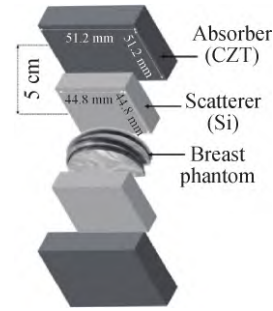


图 4 双头 Si/CZT 康普顿相机成像系统^[23]

Fig. 4 Dual-head Si/CZT Compton camera imaging system^[23]

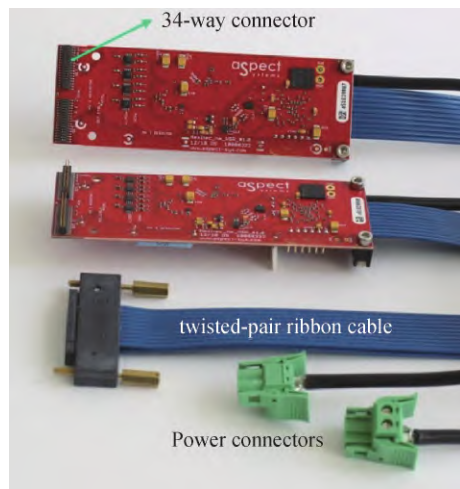


图 5 由 DAQ 板控制且带电源线和数据线的两个缓冲模拟前端 PCB^[37]

Fig. 5 Two buffer analog front-end PCBs with power and data cables controlled via a single DAQ board^[37]

3.3 深度学习技术

为了得到更精准的医学影像图像,实际的核医学诊断中往往需要将 CT 图像与 SPECT 图像进行融合,在图像融合的过程中,不可避免地会产生相应的噪声。因此,需要进行影像降噪处理,以提高医学影像诊断准确性^[41-42]。通常降低噪声有硬件方法和软件方法两种有效途径^[43-44]。通过硬件升级进行降噪,可以在图像采集阶段将噪声降低到特定的水平,但这种方法往往需要昂贵的硬件资源。软件降噪方法的成本则相对要小得多^[45],常见的方法包括维纳滤波、中值滤波和总变分算法等^[46-47],但在将 γ 光子转化为电信号时,这些传统方法的图像信噪比依然无法得到令人满意的效果。

近年来,深度学习技术在医学领域的应用越来越多,尤其是在医学影像处理方面表现卓越^[48-49]。深度学习通过人工神经网络(artificial neural network, ANN)的层层叠加模拟生物神经系统,被认为是实现人工智能最有效的方法^[50]。深度学习技术需采用一定的网络架构,如通过医学影像研究中广泛使用的语义分割网络(semantic segmentation network, U-Net)架构^[51]和 CT 影像生成的扫描衰减图(attenuation maps, μ -map)。 μ -map 常被用于最后 SPECT 图像的衰减校正(attenuation correction, AC),可有效帮助“真阳性”的缺血性心脏病的诊断,减少“假阴性”诊断。Chen 等^[52]采用新兴的深度学习架构—双挤压激励残差密集网络(dual squeeze-and-excitation residual dense network, DuRDN)来预测生成 μ -map,神经网络经过训练之后生成 μ -map 时, DuRDN 的光峰值和散射值的归一化均方误差为 $(17.91 \pm 5.66)\%$,而 U-Net 光峰值和散射值的归一化均方误差为 $(19.40 \pm 6.34)\%$ 。图 6^[52]为语义分割网络和双挤压激励残差密集网络处理后的 GE Discovery NM/CT 570c SPECT/CT 心脏图像,箭头指向的区域有更多的伪影在内部边界上,因此, DuRDN 在成像表现上要优于 U-Net。这种深度学习架构对于心脏专用 D-SPECT 生成的 μ -map 进行校准,定量预测心肌灌注和左心室功能异常,最后完整重建出的 AC 图像能够有效帮助临床缺血性心脏病的诊断。

3.4 电荷损失补偿技术

像素型探测器的能量分辨率最高可达 0.39%,是目前所有碲锌镉探测器中能量分辨率最高的^[19],因而被应用得最为广泛。但是当像素尺寸较小时,晶体中的电荷云向阳极运动的过程中会扩散,从而导致相邻像素之间存在多个重合事件,尤其当光子的作用位置靠近像素边界时表现更为明显,而这往往会导致光谱图像退化。如图 7 所示,当碲锌镉探测器电场为 5 000 V/cm 时,电子云尺寸与漂移距离呈正相关,若激发的电子云漂移距离很长,电荷云的扩张极易被多个像素收集^[53]。

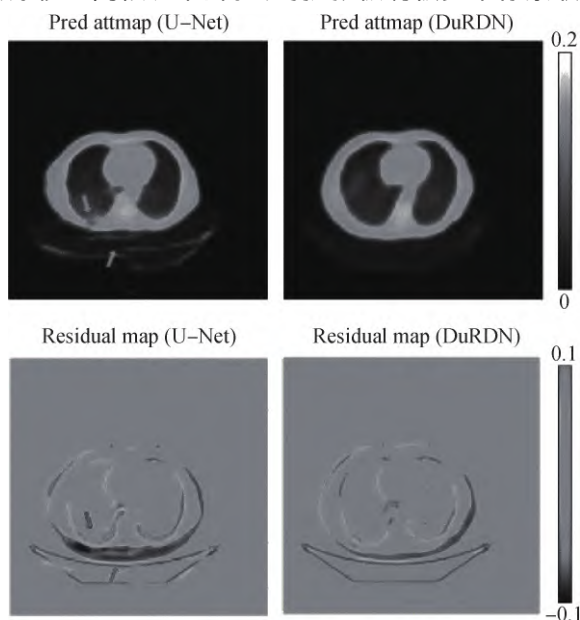


图6 语义分割网络和双挤压激励残差密集网络对 SPECT/CT 的扫描衰减图^[52]

Fig. 6 Predicted truncated and full μ -maps by U-Net and DuRDN for dedicated SPECT^[52]

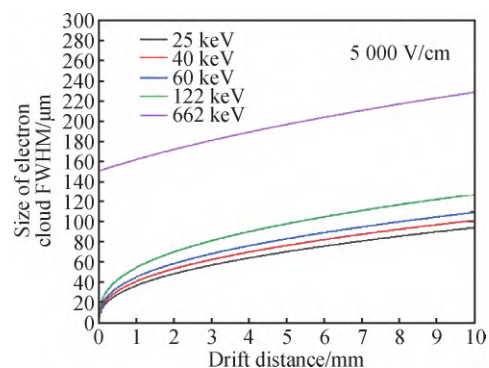


图7 5 000 V/cm 电场下的电子云尺寸-距离变化图^[53]

Fig. 7 Size of electron cloud varying with drift distance under 5 000 V/cm electric field^[53]

为了解决上述缺陷, Abbene 等^[54]在 2018 年提出了一种双电荷共享事件的能量回收技术, 虽已证实能够应用在像素型碲锌镉探测器上提升探测器性能, 但是这种技术只涉及相邻两个像素的共享事件, 多像素的重合能量和对角线像素的重合能量在测量能谱中会被忽略。因此, 为了恢复这些能量并提高计数效率, 2021 年 Buttacavoli 等^[53]进一步提出了两种方法, 电荷共享分辨(charge-sharing discrimination, CSD) 法和电荷共享加(charge-sharing addition, CSA) 法, 其中 CSD 会排除所有的重合事件的能量, 之后采用 CSA 进行补偿。在实际测试中发现, CSA 恢复后的能量往往低于真实光子能量, 因此还需要补偿双电荷共享事件的能量。电荷损失补偿技术与只采用单个作用事件记录能量的方法相比, 提高了探测器的计数效率; 与标准的 CSA 技术比较, 探测器的能量分辨率在原来基础上提升了 8%。由此可见, 这项技术有望为核医学射线探测提供新的思路。

4 碲锌镉探测器在核医学中的应用

虽然闪烁体探测器仍是目前核医学成像系统的主流探测器, 但以碲锌镉探测器为代表的半导体探测器在探测效率、分辨率以及稳定性方面具有独特的优势, 随着碲锌镉探测器技术的不断发展, 其在心脏、骨骼、脑等脏器的疾病诊断上将得到更广泛的应用^[55-57]。

4.1 心脏显像

目前, 已有大量研究^[58-60]表明, 碲锌镉探测器组成的核医学设备, 能够被应用于心脏检查项目, 包括心肌代谢、心肌灌注、心脏交感神经、血流储备、心脏负荷与静息等显像。对于个人而言, 心脏的缺血程度有大有小, 急性缺血容易导致心肌梗死, 而慢性缺血往往不容易察觉。一般心肌缺血的主要原因有两种: 一是血流量不足, 二是神经传导问题。这两种情况需要不同的显像剂, 患者需要预约不同天数进行检查, 非常麻烦。

2013 年 Ben 等^[60]提出在心肌灌注时使用 CZT-SPECT 进行显像, 并通过心肌血流储备的测定来定量分析心肌血流的状况, 但因数据偏少, 对于碲锌镉探测器能否用于心脏成像存在一定争议。图 8^[58]是 CZT-SPECT 与传统 SPECT、PET 在心肌灌注显像的对比, 图中白色箭头部分为碲锌镉探测器匹配部分, 另一颜色箭头表示 CZT-SPECT 与 SPECT、PET 不符合部分。张宗耀等^[61]制作了心脏模型, 并采用 CZT-SPECT 对^{99m}Tc-MIBI 和¹²³I-MIBG 进行探测, 发现即便不使用物理校正, 也能在图像上区分出来, 对于心脏图像判读无明显干扰。任俊灵等^[62]在利用^{99m}Tc-MIBI 对心肌进行灌注显像和¹²³I-MIBG 对心脏交感神经进行显像时, 采用了 CZT-SPECT, 结果发现碲锌镉探测器的能量分辨率足够高, 能够在一幅图像上将两种显像剂区分出来。

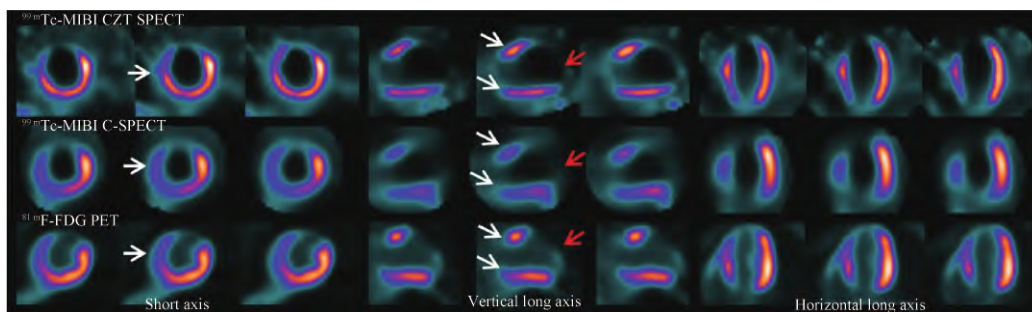


图 8 CZT-SPECT 与传统 SPECT 在心肌灌注的显像^[58]

Fig. 8 CZT-SPECT and conventional SPECT imaging in myocardial perfusion^[58]

虽然近年来的研究证实了碲锌镉探测器能够很好地应用在心脏成像上, 但在 CZT-SPECT 进行心脏检查时须注意检查设备的型号, 不然极易因算法处理不同而引起心脏疾病的误诊^[56]。目前, 在心脏检查时, 应用碲锌镉探测器的机器型号是 D-SPECT 和 Discovery NM 530c, 采用 Corridor4DM 软件系统。这两种机型的探测器对心脏图像重建后显示的空间分辨率为 3.9 mm 和 5.2 mm, 能量分辨率维持在 5.3% 左右^[28]。因碲锌镉探测器技术的改进, 使其能同时对^{99m}Tc-MIBI 和¹²³I-MIBG 两种显像剂进行显像, 而整个心脏检查时间可控制在 22 min 左右。Arvidsson 等^[63]使用神经网络深度学习方法对碲锌镉的读出信号进行处理, 可以很好地预测左束支传导阻滞和心肌缺血, 能更好地辅助临床医生对心脏疾病进行诊断。

4.2 骨骼显像

碲锌镉探测器在人体模型和临床试验的骨扫描方面均取得了良好的表现^[64-65]。经过 32 次的等效迭代算法重建, CZT-SPECT 能快速获取 3D 高质量图像, 并很好地监测椎体骨折患者的恢复情况^[66], 此方法已被广泛地应用在临床核医学骨显像中。GE 公司搭载碲锌镉探测器的双能骨密度仪(产品型号为 PRODIGY)扫描脊柱和股骨只需 30 s 而全身扫描仅需 4 ~ 5 min^[67]。Yamane 等^[68]也发现, 当扫描数据达 25% 时标准摄取值就已经达到 PET 的成像效果, 这也体现了碲锌镉探测器极高的探测效率。图 9 为利用 Discovery NM/CT 670 CZT 采集到的不同骨转移患者的骨扫描图, 图 9(a) 是非弥漫性多发骨转移患者的扫描结果图; 图 9(b) 是无骨转移患者的扫描结果图; 图 9(c) 是弥漫性多发骨转移患者的扫描结果图。经两位经验丰富的核医学科医生评估, 仅 10% 和 5% 的图像不符合视觉诊断要求, 在相近的骨扫描参数(bone scan indexes, BSI) 范围设置下, 利用 ANN 进行图像处理, 在 100% 和 75% 图像上的 ANN 和 BSI 可被用于恶性肿瘤已通过骨转移的证明, 仅 10% 和 5% 的超短采集图像不适用于初步诊断。与传统探测器技术相比, 碲锌镉探测器技术在骨骼扫描应用上最突出的特点是极大地缩短了扫描时间, 经过 3.75 min 即可对全身骨骼扫描完成, 并生成具有临床诊断价值的图像。

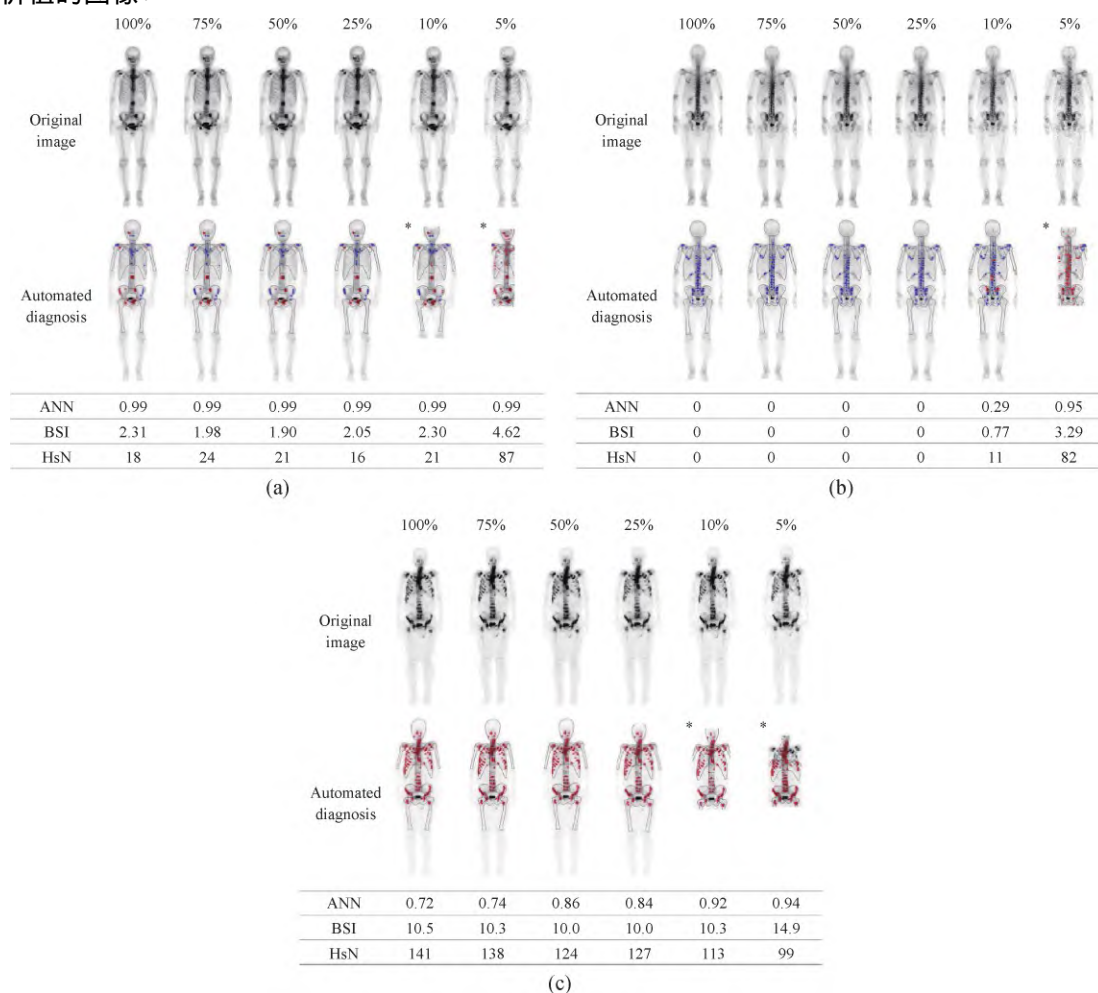


图 9 利用 Discovery NM/CT 670 CZT 采集到的不同骨转移患者的骨扫描图^[68]。(a) 非弥漫性多发骨转移患者的扫描图; (b) 无骨转移患者的扫描图; (c) 弥漫性多发骨转移患者的扫描图

Fig. 9 Bone scanning images collected by Discovery NM/CT 670 CZT from patients with different bone metastases^[68].

- (a) The results from patients with non-diffuse multiple bone metastases; (b) the results from patients with no bone metastasis;
- (c) the results from patients with diffuse multiple bone metastases

4.3 脑显像

在脑组织成像中, 研究人员首先在模型上对碲锌镉探测器进行了实验。Huh 等^[69]使用了 Derenzo 热棒

体模和 Zubal 脑体模进行实验,在测试的过程中发现碲锌镉探测器的成像时间是碘化钠探测器的 1/3,而其空间分辨率则取决于放射源的位置。在脑显像的临床应用时,与传统的碘化钠 Anger-SPECT 相比,CZT-SPECT 的计数灵敏度和信噪比分别是其 2 倍和 1.5 倍,最后生成的图像空间分辨率和对比度要明显优于碘化钠 Anger-SPECT。图 10 是两种成像设备在脑显像上的对比^[70]。将碲锌镉探测器与 360°几何环形架构搭配,能够让探测器放置在非常接近患者头部的位置进行探测,更有研究证实 CZT-SPECT 能够有效应用于纹状体功能的诊断^[71]。总体而言,在脑显像方面 CZT-SPECT 相比常规闪烁体 SPECT 的扫描速度和成像质量有了明显提高,在脑功能异常的成像方面具有很大的应用潜力。

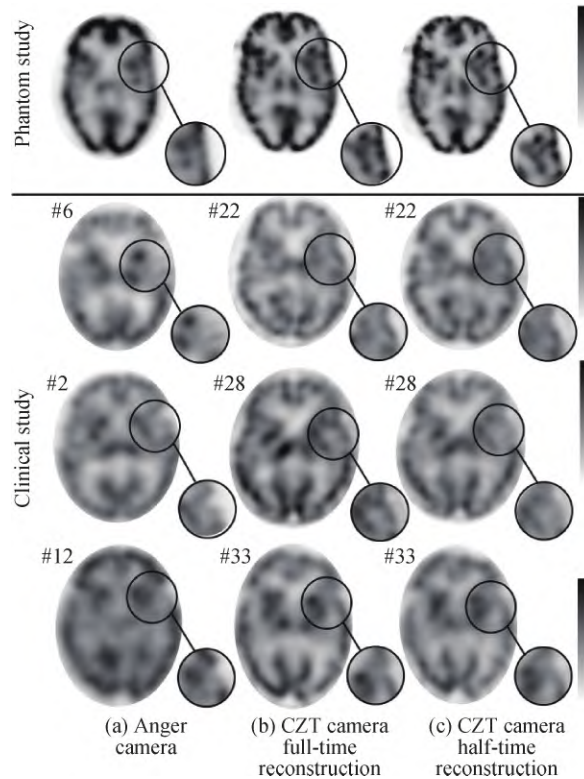


图 10 Anger-SPECT 与 CZT-SPECT 的脑部成像比较^[70]

Fig. 10 Comparison of brain imaging between Anger-SPECT and CZT-SPECT^[70]

5 结语与展望

随着半导体制备工艺和探测器技术的飞速发展,虽然碲锌镉探测器的各项性能参数有了显著的提升,在核医学中的应用也越来越广泛,但目前碲锌镉探测器的高能光子阻断能力、时间分辨率和制造成本等仍制约其在核医学诊疗中的进一步应用。因此,碲锌镉探测器及其核医学成像设备的性能优化已成为当前核医学成像技术的主要研究目标之一。尽管碲锌镉探测器在核医学领域的应用研究已取得一定成果,但是为了提供更优质的诊断图像以满足临床诊断的需求,碲锌镉探测器将来的研究需要重点关注碲锌镉晶体的制备、探测器结构改进、相适应的电子学技术以及与其他医学影像设备的图像融合技术。未来随着相关的半导体制备工艺、电路及信号处理技术等的发展,碲锌镉探测器将在疾病诊疗中获得更广阔的应用前景。

参 考 文 献

- [1] 周纯武. 现代医学影像科管理发展与进步[J]. 放射学实践, 2013, 28(6): 613-615.
ZHOU C W. Development and progress of modern medical imaging department management[J]. Radiologic Practice, 2013, 28(6): 613-615 (in Chinese).
- [2] 王丽梅. 核医学在甲状腺癌诊断和治疗中的价值分析[J]. 中国卫生标准管理, 2021, 12(6): 88-90.
WANG L M. The value of nuclear medicine in the diagnosis and treatment of thyroid cancer[J]. China Health Standard Management, 2021, 12(6): 88-90 (in Chinese).

- [3] 陈 颢, 陈春晖. 放射诊疗设备“重要部件”的界定[J]. 中国辐射卫生, 2021, 30(5): 616-619.
CHEN B, CHEN C H. The definition of ‘important components’ of radiodiagnosis and radiotherapy equipment [J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2021, 30(5): 616-619(in Chinese) .
- [4] 武 蕊, 范东海, 康 阳, 等. 半导体辐射探测材料与器件研究进展[J]. 人工晶体学报, 2021, 50(10): 1813-1829.
WU R, FAN D H, KANG Y, et al. Research progress on semiconductor materials and devices for radiation detection [J]. Journal of Synthetic Crystals, 2021, 50(10): 1813-1829(in Chinese) .
- [5] 何 杰, 马 羽, 袁小平, 等. 核医学成像探测器及晶体材料的研究进展[J]. 压电与声光, 2018, 40(3): 460-469.
HE J, MA Y, YUAN X P, et al. Current development of detectors and crystal materials for nuclear medicine imaging system [J]. Piezoelectrics & Acousto-optics, 2018, 40(3): 460-469(in Chinese) .
- [6] 张秋实, 卢闫晔, 谢肇恒, 等. 用于医学成像的碲锌镉单极型探测器研究进展[J]. 半导体光电, 2013, 34(2): 171-179.
ZHANG Q S, LU Y Y, XIE Z H, et al. Progresses in the development of CdZnTe unipolar sensing detector for medical imaging [J]. Semiconductor Optoelectronics, 2013, 34(2): 171-179(in Chinese) .
- [7] 查钢强, 王 涛, 徐亚东, 等. 新型 CZT 半导体 X 射线和 γ 射线探测器研制与应用展望[J]. 物理, 2013, 42(12): 862-869.
ZHA G Q, WANG T, XU Y D, et al. The development of CZT semiconductor X-ray and γ -ray detectors [J]. Physics, 2013, 42(12): 862-869(in Chinese) .
- [8] BRADFORD B H. CdZnTe arrays for nuclear medicine imaging [J]. Health Sciences Ctr/Univ of Arizona, 1996, 2859: 26-28.
- [9] GAO X Y. Large-area CdZnTe thick film based array X-ray detector [J]. Vacuum, 2021, 183: 109855.
- [10] KE S Y, LIN S M, MAO D F, et al. Design of wafer-bonded structures for near room temperature Geiger-mode operation of germanium on silicon single-photon avalanche photodiode [J]. Applied Optics, 2017, 56(16): 4646-4653.
- [11] 苗渊浩, 王桂磊, 孔真真, 等. CVD 外延锗锡及其光电探测器最新研究进展[J]. 微纳电子与智能制造, 2021, 3(1): 129-135.
MIAO Y H, WANG G L, KONG Z Z, et al. Latest research progress for GeSn CVD growth and their photodetectors [J]. Micro/Nano Electronics and Intelligent Manufacturing, 2021, 3(1): 129-135(in Chinese) .
- [12] 陈炜佳, 石洪成. 碲锌镉心脏专用 SPECT 的临床应用进展[J]. 国际放射医学核医学杂志, 2020, 44(6): 394-398.
CHEN W J, SHI H C. The clinical progress of cadmium-zinc-telluride-based dedicated cardiac SPECT cameras [J]. International Journal of Radiation Medicine and Nuclear Medicine, 2020, 44(6): 394-398(in Chinese) .
- [13] LUKE P N, AMMAN M, LEE J S. Factors affecting energy resolution of coplanar-grid CdZnTe detectors [J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2004, 51(3): 1199-1203.
- [14] 范 磊, 左亮周, 陈祥磊, 等. 碲锌镉探测器中子探测性能研究[J]. 核电子学与探测技术, 2019, 39(4): 463-467.
FAN L, ZUO L Z, CHEN X L, et al. Study on neutron detection performance of CdZnTe detector [J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2019, 39(4): 463-467(in Chinese) .
- [15] 张嘉泓, 张继军, 王林军, 等. 移动加热器法生长碲锌镉晶体的组分输运与界面形貌研究[J]. 人工晶体学报, 2022, 51(6): 973-985
ZHANG J H, ZHANG J J, WANG L J, et al. Study on component transport and interface morphology of CdZnTe crystals grown by traveling heater method [J]. Journal of Synthetic Crystals, 2022, 51(6): 973-985(in Chinese) .
- [16] 折伟林, 李 乾, 刘江高, 等. 碲锌镉晶体定向研究[J]. 红外, 2022, 43(1): 1-5.
SHE W L, LI Q, LIU J G, et al. Study on crystal orientation of CdZnTe [J]. Infrared, 2022, 43(1): 1-5(in Chinese) .
- [17] 黄 哲, 伍思远, 陈柏杉, 等. 探测器级碲锌镉晶体生长及缺陷研究进展[J]. 中国有色金属学报, 2022, 32(8): 2327-2344.
HUANG Z, WU S Y, CHEN B S, et al. Research progress on CdZnTe crystals growth and defects for radiation detection applications [J]. The Chinese Journal of Nonferrous Metals, 2022, 32(8): 2327-2344(in Chinese) .
- [18] 范 鹏. 先进核医学影像探测器的位置和能量性能优化研究[D]. 北京: 清华大学, 2016.
FAN P. Studies on positioning and energy performance optimization of advanced detector for nuclear medicine imaging systems [D]. Beijing: Tsinghua University, 2016(in Chinese) .
- [19] 傅健强. 单极性电荷灵敏技术在碲锌镉探测器中的应用[J]. 南华大学学报(自然科学版), 2022, 36(1): 88-96.
FU J Q. Single polarity charge sensing technique in CdZnTe detectors [J]. Journal of University of South China (Science and Technology), 2022, 36(1): 88-96(in Chinese) .
- [20] 颜俊尧. 基于碲锌镉的阵列探测器关键技术研究[D]. 北京: 华北电力大学(北京), 2018.
YAN J Y. Research on key technology of array detector based on CdZnTe [D]. Beijing: North China Electric Power University, 2018(in Chinese) .
- [21] LEE M, LEE D, JO B, et al. Feasibility study of contrast enhanced digital mammography based on photon-counting detector by projection-based weighting technique: a simulation study [C]//SPIE Medical Imaging. Proc SPIE 10573, Medical Imaging 2018: Physics of Medical Imaging, Houston, Texas, USA. 2018, 10573: 1262-1272.
- [22] MSC A K, ZARETSKY PH D U, MOALEM I, et al. A new cardiac phantom for dynamic SPECT [J]. Journal of Nuclear Cardiology, 2021, 28(5): 2299-2309.
- [23] LEE Y. Preliminary evaluation of dual-head Compton camera with Si/CZT material for breast cancer detection: Monte Carlo simulation study [J].

- Optik, 2020, 202: 163519.
- [24] 陈永仁, 赵 鹏, 俞鹏飞, 等. 室温辐射探测器用碲锌镉晶体的退火改性研究进展[J]. 材料科学与工程学报, 2021, 39(2): 342-354. CHEN Y R, ZHAO P, YU P F, et al. Research progress on annealing of CdZnTe crystals used for room temperature radiation detectors[J]. Journal of Materials Science and Engineering, 2021, 39(2): 342-354(in Chinese).
- [25] CUDDY-WALSH S G, WELLS R G. Patient-specific estimation of spatially variant image noise for a pinhole cardiac SPECT camera[J]. Medical Physics, 2018, 45(5): 2033-2047.
- [26] ITO T, MATSUSAKA Y, ONOGUCHI M, et al. Experimental evaluation of the GE NM/CT 870 CZT clinical SPECT system equipped with WEHR and MEHRS collimator[J]. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2021, 22(2): 165-177.
- [27] 席守智. Cd(Zn) Te 与金属和半导体的界面研究[D]. 西安: 西北工业大学, 2018. XI S Z. Study on interfaces of Cd(Zn) Te with metal and semiconductor[D]. Xi'an: Northwestern Polytechnical University, 2018(in Chinese).
- [28] BEN-HAIM S, KENNEDY J, KEIDAR Z. Novel cadmium zinc telluride devices for myocardial perfusion imaging—technological aspects and clinical applications[J]. Seminars in Nuclear Medicine, 2016, 46(4): 273-285.
- [29] CHEN Y, CUI Y, O'CONNOR P, et al. Test of a 32-channel prototype ASIC for photon counting application [C] // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record Nuclear Science Symposium, 2015, 2015: 10.1109/NSSMIC.2015.7582272.
- [30] SCHWANK J, BROWN D, GIRARD S, et al. 2012 special NSREC issue of the IEEE transactions on nuclear science comments by the editors[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2012, 59(6): 2632.
- [31] KURKOWSKA S, BIRKENFELD B, PIWOWARSKA-BILSKA H. Physical quantities useful for quality control of quantitative SPECT/CT imaging[J]. Nuclear Medicine Review Central & Eastern Europe, 2021, 24(2): 93-98.
- [32] FLEETWOOD D, BROWN D, GIRARD S, et al. 2013 special NSREC issue of the IEEE transactions on nuclear science comments by the editors[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2013, 60(6): 4042.
- [33] GLASSER F, VILLARD P, ROSTAING J P, et al. Large dynamic range 64-channel ASIC for CZT or CdTe detectors[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2003, 509(1/2/3): 183-190.
- [34] XU L Y, JIE W Q, ZHA G Q, et al. Radiation damage on CdZnTe: In crystals under high dose ^{60}Co γ -rays[J]. CrystEngComm, 2013, 15(47): 10304-10310.
- [35] GAO W. Characteristics of a multichannel low-noise front-end ASIC for CZT-based small animal PET imaging[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2014, 745: 57-62.
- [36] GAO W, LI X, LIU H, et al. Design and performance of a 16-channel radiation-hardened low-noise front-end readout ASIC for CZT-based hard X-ray imager[J]. Microelectronics Journal, 2016, 48: 87-94.
- [37] ZANNONI E M. Development of a multi-detector readout circuitry for ultrahigh energy resolution single-photon imaging applications[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2020, 981: 164531.
- [38] JONES L. HEXITEC ASIC—a pixellated readout chip for CZT detectors[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2009, 604(1/2): 34-37.
- [39] 曾国强, 魏世龙, 夏 源, 等. 碲锌镉探测器的数字核信号处理系统设计[J]. 核技术, 2015, 38(11): 53-60. ZENG G Q, WEI S L, XIA Y, et al. Design of digital nuclear signal processing system for CdZnTe detector[J]. Nuclear Techniques, 2015, 38(11): 53-60(in Chinese).
- [40] 吴 昊, 秦水介. 碲锌镉探测器低噪声读出电路的设计[J]. 电子技术与软件工程, 2017(5): 112-113. WU H, QIN S J. Design of low noise readout circuit for CdZnTe detector[J]. Electronic Technology & Software Engineering, 2017(5): 112-113(in Chinese).
- [41] SONG J S, LEE J M, SOHN J Y, et al. Hybrid iterative reconstruction technique for liver CT scans for image noise reduction and image quality improvement: evaluation of the optimal iterative reconstruction strengths[J]. La Radiologia Medica, 2015, 120(3): 259-267.
- [42] LENG S, YU L F, WANG J, et al. Noise reduction in spectral CT: reducing dose and breaking the trade-off between image noise and energy Bin selection[J]. Medical Physics, 2011, 38(9): 4946-4957.
- [43] LEE Y H, PARK K K, SONG H T, et al. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software[J]. European Radiology, 2012, 22(6): 1331-1340.
- [44] HOKAMP N G, NEUHAUS V, ABDULLAYEV N, et al. Reduction of artifacts caused by orthopedic hardware in the spine in spectral detector CT examinations using virtual monoenergetic image reconstructions and metal-artifact-reduction algorithms[J]. Skeletal Radiology, 2018, 47(2): 195-201.
- [45] KHAN T M, BAILEY D G, KHAN M A U, et al. Efficient hardware implementation for fingerprint image enhancement using anisotropic Gaussian filter[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2017, 26(5): 2116-2126.
- [46] SERIZEL R, MOONEN M, VAN DIJK B, et al. Low-rank approximation based multichannel Wiener filter algorithms for noise reduction with application in cochlear implants[J]. IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing, 2014, 22(4): 785-799.
- [47] LIU Y K. Noise reduction by vector Median filtering[J]. GEOPHYSICS, 2013, 78(3): V79-V87.
- [48] CHEN Z L, ZENG Z Y, SHEN H L, et al. DN-GAN: denoising generative adversarial networks for speckle noise reduction in optical coherence tomography images[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2020, 55: 101632.

- [49] HIGAKI T, NAKAMURA Y, TATSUGAMI F, et al. Improvement of image quality at CT and MRI using deep learning[J]. *Japanese Journal of Radiology*, 2019, 37(1): 73-80.
- [50] AREL I, ROSE D C, KARNOWSKI T P. Deep machine learning—A new frontier in artificial intelligence research[J]. *IEEE Computational Intelligence Magazine*, 2010, 5(4): 13-18.
- [51] ZUNAIR H. Sharp U-Net: depthwise convolutional network for biomedical image segmentation[J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2021, 136: 104699.
- [52] CHEN X C, ZHOU B, XIE H D, et al. Direct and indirect strategies of deep-learning-based attenuation correction for general purpose and dedicated cardiac SPECT[J]. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2022, 49(9): 3046-3060.
- [53] BUTTACAVOLI A, GERARDI G, PRINCIPATO F, et al. Energy recovery of multiple charge sharing events in room temperature semiconductor pixel detectors[J]. *Sensors*, 2021, 21(11): 3669.
- [54] ABBENE L, GERARDI G, PRINCIPATO F, et al. Dual-polarity pulse processing and analysis for charge-loss correction in cadmium-zinc-telluride pixel detectors[J]. *Journal of Synchrotron Radiation*, 2018, 25(4): 1078-1092.
- [55] COSTANTINO A, BIRD A J, SCHUFFHAM J, et al. A back-projection approach to coded aperture imaging for SPECT applications[C]//SPIE Medical Imaging. Proc SPIE 12031, Medical Imaging 2022: Physics of Medical Imaging, San Diego, California, USA. 2022, 12031: 819-828.
- [56] PHD J O, MSC E M, JONAS JÖGI MD P, et al. Differences in attenuation pattern in myocardial SPECT between CZT and conventional gamma cameras[J]. *Journal of Nuclear Cardiology*, 2019, 26(6): 1984-1991.
- [57] SASAKI M, KOYAMA S, KODERA Y, et al. Identification of breast tissue using the X-ray image measured with an energy-resolved cadmium telluride series detector based on photon-counting technique[C]//Proc SPIE 10718, 2018, 10718: 525-530.
- [58] WU D W, ZHANG Z Y, MA R Z, et al. Comparison of CZT SPECT and conventional SPECT for assessment of contractile function, mechanical synchrony and myocardial scar in patients with heart failure[J]. *Journal of Nuclear Cardiology*, 2019, 26(2): 443-452.
- [59] JOHNSON R D, BATH N K, RINKER J, et al. Introduction to the D-SPECT for technologists: workflow using a dedicated digital cardiac camera[J]. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 2020, 48(4): 297-303.
- [60] BEN-HAIM S, MURTHY V L, BREAUULT C, et al. Quantification of myocardial perfusion reserve using dynamic SPECT imaging in humans: a feasibility study[J]. *Journal of Nuclear Medicine: Official Publication, Society of Nuclear Medicine*, 2013, 54(6): 873-879.
- [61] 张宗耀, 汪 蕾, 张海龙, 等. 利用 CZT SPECT 进行心脏 $^{99}\text{Tc}^m\text{-MIBI}/^{123}\text{I-MIBG}$ 双核素显像的可行性研究[J]. *中华核医学与分子影像杂志*, 2021, 41(9): 536-539.
- ZHANG Z Y, WANG L, ZHANG H L, et al. A feasibility study of $^{99}\text{Tc}^m\text{-MIBI}/^{123}\text{I-MIBG}$ dual-isotope cardiac imaging using CZT SPECT[J]. *Chinese Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2021, 41(9): 536-539(in Chinese) .
- [62] 任俊灵, 张宗耀, 方 纬. 利用新型碲锌镉晶体单光子发射断层进行心肌灌注/心脏交感神经同步显像新技术的研究进展[J]. *心肺血管病杂志*, 2021, 40(9): 1001-1003.
- REN J L, ZHANG Z Y, FANG W. Research progress of new technology of myocardial perfusion/cardiac sympathetic synchronous imaging by using new single photon emission tomography of cadmium zinc tellurium crystal[J]. *Journal of Cardiovascular and Pulmonary Diseases*, 2021, 40(9): 1001-1003(in Chinese) .
- [63] ARVIDSSON I, OVERGAARD N C, DAVIDSSON A, et al. Detection of left bundle branch block and obstructive coronary artery disease from myocardial perfusion scintigraphy using deep neural networks[C]//SPIE Medical Imaging. Proc SPIE 11597, Medical Imaging 2021: Computer-Aided Diagnosis, Online Only. 2021, 11597: 154-160.
- [64] MELKI S, CHAWKI M B, MARIE P Y, et al. Augmented planar bone scintigraphy obtained from a whole-body SPECT recording of less than 20 min with a high-sensitivity 360° CZT camera[J]. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2020, 47(5): 1329-1331.
- [65] DESMONTS C, BOUTHIBA M A, ENILORAC B, et al. Evaluation of a new multipurpose whole-body CZT-based camera: comparison with a dual-head Anger camera and first clinical images[J]. *EJNMMI Physics*, 2020, 7(1): 18.
- [66] ACHRAF B, ANTOINE V, ALAIN B, et al. Absolute quantification of bone scintigraphy for the longitudinal monitoring of vertebral fractures with a high-speed whole-body CZT-SPECT/CT system[J]. *Research Square*, 2022.
- [67] MAZESS R B, HANSON J A, PAYNE R, et al. Axial and total-body bone densitometry using a narrow-angle fan-beam[J]. *Osteoporosis International*, 2000, 11(2): 158-166.
- [68] YAMANE T, KONDO A, TAKAHASHI M, et al. Ultrafast bone scintigraphy scan for detecting bone metastasis using a CZT whole-body gamma camera[J]. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2019, 46(8): 1672-1677.
- [69] HUH Y, YANG J, DIM O U, et al. Evaluation of a variable-aperture full-ring SPECT system using large-area pixelated CZT modules: a simulation study for brain SPECT applications[J]. *Medical Physics*, 2021, 48(5): 2301-2314.
- [70] BORDONNE M, CHAWKI M B, MARIE P Y, et al. High-quality brain perfusion SPECT images may be achieved with a high-speed recording using 360° CZT camera[J]. *EJNMMI Physics*, 2020, 7(1): 65.
- [71] BANI SADR A, TESTART N, TYLSKI P, et al. Reduced scan time in $^{123}\text{I-FP-CIT}$ SPECT imaging using a large-field cadmium-zinc-telluride camera[J]. *Clinical Nuclear Medicine*, 2019, 44(7): 568-569.