·医学工程·

光子计数 CT 辐射剂量特性的定量评价研究

孙智勇[1,4] 郭颂超[2] 刘宏颖[3] 周培[2] 叶学松[4*]

（1.辽宁省检验检测认证中心，沈阳 110171；2.上海联影医疗科技股份有限公司，上海 201807；3.上海交通大学机械与动力工程学院，上海 200240；4.浙江大学生物医学工程与仪器科学学院，杭州 310027）

【摘要】 光子计数探测器CT（photon-counting detector CT, PCD-CT）作为最新一代CT技术，具有传统能量积分探测器CT（energy-integrating detector CT, EID-CT）不可比拟的优势，然而在辐射剂量方面对2种CT设备的成像性能进行对比评估仍存在研究空间。本研究以增强CT扫描下碘对比剂信噪比（signal-to-noise ratio, SNR）作为切入点，基于模体实测方法，系统性地评价了PCD-CT模体图像的不同浓度碘信号SNR，并与同样架构的EID-CT进行对比。结果显示，在同等辐射剂量水平下，PCD-CT能够将不同碘浓度的SNR相比于EID-CT平均提升16.4%，验证了PCD-CT在低剂量成像中的碘剂显示优势。研究结果为PCD-CT在增强CT扫描上的低剂量成像优势提供了定量依据。

【关键词】 光子计数CT；辐射剂量；信噪比；低剂量成像；碘对比剂

【中图分类号】 TH77；R443+.8 【文献标识码】 A 【DOI】 10.11876/mimt202503005

Quantitative evaluation of radiation dose characteristics in photon-counting CT

Sun Zhiyong[1,4], *Guo Songchao*[2], *Liu Hongying*[3], *Zhou Pei*[2], *Ye Xuesong*[4*]

(*1. Liaoning Provincial Inspection and Testing Certification Center*, *Shenyang 110171*, *China*; *2. United-Imaging Healthcare Shanghai Co.*, *Ltd.*, *Shanghai 201807*, *China*; *3. School of Mechanical and Power Engineering*, *Shanghai Jiao Tong University*, *Shanghai 200240*, *China*; *4. College of Biomedical Engineering & Instrument Science*, *Zhejiang University*, *Hangzhou 310027*, *China*)

【Abstract】 Photon-counting detector CT (PCD-CT), as the latest generation of CT technology, possesses incomparable advantages over conventional energy-integrating detector CT (EID-CT). However, there remains a research gap in the comparative evaluation of radiation dose characteristics between these two CT systems. This study systematically evaluated the signal-to-noise ratio (SNR) of iodinated contrast at various concentrations in PCD-CT phantom images, using enhanced CT scanning as the experimental model and comparing with an EID-CT system of the same architecture. The results demonstrate that under equivalent radiation dose levels, PCD-CT can improve the SNR by an average of 16.4% for iodine concentrations ranging from 2 ~ 15 mg/mL compared to EID-CT, confirming PCD-CT's advantage in low-dose imaging for iodinated contrast visualization. These findings provide quantitative evidence supporting PCD-CT's low-dose imaging superiority in contrast-enhanced CT examinations.

【Key words】 Photon-counting CT; Radiation dose; Signal-to-noise ratio; Low-dose imaging; Iodinated contrast agent

光子计数探测器CT（photon-counting detector CT, PCD-CT）作为业界公认的下一代CT技术，基于创新性的半导体光子计数探测器（photon-counting detector, PCD），直接实现X光子的计数与能谱解析，从物理层面突破了传统的基于能量积分探测器CT（energy-integrating detector CT, EID-CT）的局限[1-4]。美国食品药品监督管理局（U.S. Food and Drug Administration, USFDA）评价PCD-CT为“近

基金项目：国家重点研发计划课题（2022YFC2401603）

第一作者：孙智勇，男，在读博士研究生，正高级工程师，研究方向：医用X射线成像

通信作者：叶学松，男，博士研究生，教授，研究方向：生物医学传感检测技术

10年来CT领域最具颠覆性的技术进步”[5]。PCD–CT的核心优势包括：①零电子噪声基底，单光子计数模式规避暗电流噪声，使理论信噪比（signal–to–noise ratio, SNR）提升40%[6]；②多能谱解析能力，通过能量阈值设置获取多通道能谱数据[6]；③亚毫米空间分辨率（0.2 mm），使微钙化检出率提升至98%[2]。现有研究已证实PCD–CT在物质识别和噪声抑制方面存在显著优势[3-4]。

尽管PCD–CT性能优越，其辐射剂量特性的系统性评价仍存在研究空间。现有研究多聚焦物理验证或单一能谱应用[4]，缺乏针对“剂量—图像质量”平衡的实测分析。另外，根据世界卫生组织（World Health Organization, WHO）统计，全球每年进行超过3亿次CT检查，其中近40%涉及增强扫描[7]，因此对CT尤其是增强CT场景下的辐射剂量进行分析具有重要意义。根据国际放射防护委员会（International Commission on Radiological Protection, ICRP）第135号报告，CT技术应用必须基于剂量—风险权衡原则[8]。对于PCD–CT这类新型CT架构，如何建立定量评价方法以指导低剂量扫描，仍属尚无定论的关键问题。

CT辐射剂量水平与CT图像质量水平始终处于动态平衡关系[9]，降低辐射剂量则会导致图像质量下降[10]。为此，本研究通过同平台受控试验，聚焦含碘对比剂增强扫描场景，在同等辐射剂量水平下对比PCD–CT与EID–CT的成像性能。在相同扫描模体、加载和重建条件下，通过量化模体碘棒区域SNR差异评价PCD–CT与EID–CT的剂量效率差别[11-12]，旨在规避主观评价偏差，为辐射剂量评价提供客观、可复现的技术路径。

1 材料与方法

1.1 研究资料

1.1.1 研究对象

本研究对象为联影医疗同平台硬件架构下的2套CT系统，两者分别定义为实验组与对照组。实验组为1台联影医疗PCD–CT扫描仪，型号为uCT PCCT，搭载PCD探测器部件，探测器Z向覆盖宽度为4 cm；对照组为1台联影医疗EID–CT扫描仪，型号为uCT 820，搭载EID探测器部件，探测器Z向覆盖宽度为4 cm。2台CT扫描仪的其他核心组件包括X射线管组件、高压发生器、高速旋转机架等的参数都保持一致。唯一变量为探测器类型，即实验组PCD–CT配置由碲锌镉（Cadmium–Zinc–Telluride, CZT）半导体材料组成的光子计数探测器，对照组EID–CT则配置由硫氧化钆（Gadolinium Oxy–Sulfide, GOS）闪烁体材料组成的常规能量积分探测器。由此可确保观测结果的差异仅归因于探测器技术本身，即聚焦于PCD–CT与EID–CT的固有差异。

1.1.2 模体设备

本研究采用Gammex Model 1472多能谱CT专用模体（以下简称Gammex模体）进行扫描验证，该模体已被美国医学物理学家协会（the American Association of Physicists in Medicine, AAPM）的《关于CT能谱质控的最新研究技术报告》收录[11]。该模体由零CT固体水制成，呈扁圆形，平面尺寸约为40 cm × 30 cm，深度为16.5 cm，其含有1个直径为20 cm的可拆卸头部组件。该模体包含一系列用于多能量测试的插入材料阵列[13]。模体中心轴向嵌有4组碘化钾溶液对比剂棒，浓度梯度设置为2 mg/mL、5 mg/mL、10 mg/mL、15 mg/mL，覆盖临床增强扫描的典型碘浓度范围（门静脉期为3 ~ 8 mg/mL，动脉期峰值可达15 mg/mL）。每组碘棒直径10 mm，呈45° 环形分布，沿Z轴延伸至模体全长，确保螺旋扫描时各浓度区域在纵向连续采样。

该模体能够对CT系统性能进行有效评估。常见评估应用包括但不限于：①定量分析不同CT系统之间的一致性；②测试随时间变化的定量稳定性；③确保多能谱分析临床协议的有效性；④验证单能扫描的定量准确性；⑤测试CT系统的物质分辨能力；⑥检查扩展视野中的伪影等。该模体配置方案通过精准模拟人体组织衰减特性与能谱响应特征，为PCD–CT与EID–CT的“剂量—性能”对比建立了标准化测试基准。

1.2 剂量控制方案

采用容积CT剂量指数（volume CT dose index, $CTDI_{vol}$）作为剂量控制指标，通过调节管电压（140 kVp）与管电流（300 mAs）使2组设备的$CTDI_{vol}$误差 ≤3%，从而控制2套CT系统扫描采用同等辐射剂量水平。

1.3 扫描协议配置

本研究中实验组与对照组都采用同样的扫描协

议与重建算法配置，具体包括：扫描模式设置为螺旋扫描，管电压设置为140 kVp，管电流设置为300 mAs，螺距设置为1.0，重建算法采用标准滤波反投影（filtered back-projection, FBP）重建算法。

1.4 模体数据采集与分析

1.4.1 模体定位扫描与数据采集

首先，进行扫描前的准备以及摆位与定位。在本研究中所用的Gammex模体若干能量棒孔径内放置不同类型的碘材料对比剂棒，用来表征不同浓度的碘溶液材料，分别为2 mg/mL、5 mg/mL、10 mg/mL、15 mg/mL，然后摆放于CT系统检查床上相应位置，完成摆位与定位，并准备进行CT扫描。其中定位过程中可使用CT激光灯辅助校准定位，确保定位误差 ≤5 mm。其次，对Gammex模体进行CT扫描并采集数据。按照1.3所述的扫描协议与重建算法，对待扫描模体执行螺旋CT扫描，并确保扫描部位在检查床轴向上能够覆盖到模体中的碘对比剂棒特定区域，从而获得包含不同碘对比剂棒显示的模体数据。扫描执行与数据采集方面，对于每套CT系统，相同参数下采集3次数据，取中位值水平，作为后续图像重建过程以及测量碘对比剂棒图像SNR过程的模体数据依据。

1.4.2 数据分析与SNR测量

模体数据经过CT扫描采集与图像重建，用于进行数据分析和碘对比剂棒特定区域的信噪比测量。图像重建采用标准的FBP重建算法，其中重建层厚选用1 mm，重建视野大小（field of view, FOV）设置为500 mm。关于碘对比剂棒特定区位的感兴趣区域（region of interest, ROI）设置，本试验分别选取碘棒区域作为研究察看区域，碘棒周围的模体内固体水区域作为背景区域。其中，碘棒区域可采用勾画碘棒区域内直径10 mm圆形的ROI方式获取；固体水背景区域则选取模体中心均匀水区的ROI即可。最后通过以下公式测算模体图像碘棒区域ROI处的信噪比：

$$SNR = \frac{CT_{碘棒} - CT_{背景}}{SD_{碘棒}} \quad （1）$$

其中，SNR为模体图像碘棒区域ROI处的信噪比；$CT_{碘棒}$代表碘棒区域CT值，取平均值；$CT_{背景}$代表背景区域CT值，取平均值；$SD_{碘棒}$为碘棒CT值区域的标准差（standard deviation, SD）。

1.4.3 数据误差控制

由于PCD-CT的系统稳定性受环境变量波动等因素影响，本研究试验数据采集与测算需进行特定的误差控制，包括：针对探测器信号漂移效应，本试验进行前需进行仪器校准与预扫描工作；针对环境温度波动可能引起的数据变化，本试验需在相对恒温［（22 ± 1）℃］的扫描间进行模体扫描与数据采集；针对重建算法差异可能造成的图像质量影响，本试验统一使用标准的FBP重建算法进行重建。上述误差与变量控制工作可有效保证模体扫描、数据采集以及图像信噪比测算结果的准确性。

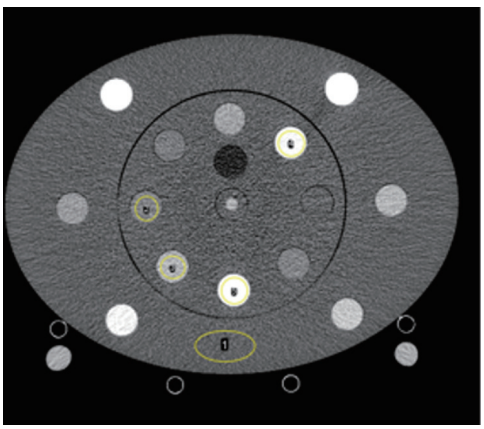
2 结果

2.1 实验组扫描与测量结果

按照1.4所述方法与步骤，在实验组PCD-CT系统上执行Gammex模体的扫描。Gammex模体如图1所示。经扫描和重建过程，获得模体的体层切面图像，如图2所示。



图1 Gammex模体[13]



注：PCD-CT为光子计数探测器CT。

图2 PCD-CT系统上扫描所得模体切面

基于图 2 所示的模体图像以及碘对比剂棒所对应的位置，按照 1.4 所述方法与步骤，分别在图像中上述碘对比剂棒对应区域进行 ROI 勾画，并根据公式（1）测算去除背景 CT 值的碘棒 CT 值和图像 SNR 水平，测得结果如表 1 所示。

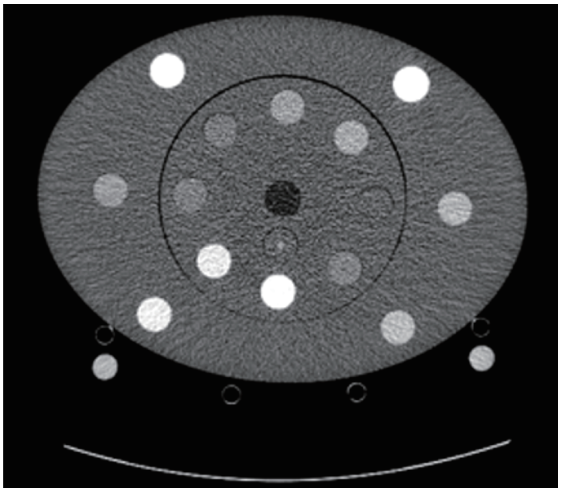
表 1 基于实验组 PCD-CT 模体图像测得的碘棒 CT 值和图像 SNR

项目	CT 值（HU）	图像 SNR
2 mg/mL 碘对比剂棒	44.435 2	42.254 0
5 mg/mL 碘对比剂棒	106.369 7	104.188 5
10 mg/mL 碘对比剂棒	207.787 5	205.606 3
15 mg/mL 碘对比剂棒	304.918 2	302.737 0

注：PCD–CT 为光子计数探测器 CT；SNR 为信噪比；CT 值为碘棒区域 CT 值减去背景区域 CT 值；背景区域 CT 值为 2.181 2 HU。

2.2 对照组扫描与测量结果

按照 1.4 所述方法与步骤，在对照组 EID–CT 系统上执行 Gammex 模体的扫描。经扫描和重建过程，获得模体的体层切面图像，如图 3 所示。



注：EID–CT 为基于能量积分探测器 CT。

图 3 EID-CT 系统上扫描所得模体切面

基于图 3 所示的模体切面图像以及碘对比剂棒所对应的位置，按照 1.4 所述方法与步骤，分别在图像中上述碘对比剂棒对应区域进行 ROI 勾画，并根据公式（1）测算去除背景 CT 值的碘棒 CT 值和图像 SNR 水平，测得结果如表 2 所示。

表 2 基于对照组 EID-CT 模体图像测得的碘棒 CT 值和图像 SNR

项目	CT 值（HU）	图像 SNR
2 mg/mL 碘对比剂棒	37.425 5	36.210 3
5 mg/mL 碘对比剂棒	91.747 1	90.531 9
10 mg/mL 碘对比剂棒	176.896 4	175.681 2
15 mg/mL 碘对比剂棒	260.856 8	259.641 6

注：EID–CT 为基于能量积分探测器 CT；SNR 为信噪比；CT 值为碘棒区域 CT 值减去背景区域 CT 值；背景区域 CT 值为 1.215 2 HU。

2.3 结果对比分析

将实验组 PCD–CT 与对照组 EID–CT 分别测得的模体图像 SNR 进行对比，不难看出，在同等扫描与重建条件即辐射剂量相当的条件下，实验组所得 SNR 值均高于对照组 SNR 值，基于表 1 和表 2 数据计算 SNR 值提高幅度。在所有碘对比剂浓度梯度下，PCD–CT 相比于 EID–CT 均表现出显著的图像信噪比优势，在 2 mg/mL 浓度下 SNR 值提升 16.7%，在 5 mg/mL 浓度下 SNR 提升 15.1%，在 10 mg/mL 浓度下 SNR 值提升 17.0%，在 15 mg/mL 浓度下 SNR 值提升 16.6%，信噪比平均提升幅度为 16.4%。以上测量结果表明，在含碘对比剂的增强 CT 扫描中，相较于 EID–CT，PCD–CT 能够于相同剂量下提升碘对比剂的信噪比水平。

3 讨论

本研究通过同平台受控变量的交叉对比研究与定量分析，对实验组 PCD–CT 与对照组 EID–CT 进行模体扫描与图像对比，得出在不同碘对比剂浓度下，PCD–CT 图像 SNR 值较 EID–CT 平均提升 16.4%，从而证实 PCD–CT 相比于 EID–CT 存在显著优势。本研究结果与 Leng 等[6]的仿真结果（理论提升 12% ~ 18%）存在较高相似性，同时显著高于 Taguchi 等[1]基于头部模体的实测结果（提升 9.2%）。上述差异可能源于以下因素：其一，本研究采用 Gammex 模体精确模拟人体组织衰减，而 Taguchi 试验中头部模体材质（丙烯酸）的能谱响应与真实组织存在偏差；其二，本试验统一使用 FBP 重建算法，避免了迭代算法对噪声的抑制，能更真

实地反映探测器噪声性能差异。

本研究中PCD–CT增强对比剂扫查的SNR优势源于其单光子计数原理，即通过阈值消除暗电流噪声，使量子噪声占比从EID–CT的75%提升至93%[6]，显著改善剂量效率，同时，多能谱解析能力可优化碘对比度。这一结果对临床实践具有双重意义：①对于剂量敏感群体如儿童或需多次随访的肿瘤患者，PCD–CT可在维持诊断效能的前提下降低辐射剂量；②在肝细胞癌微血管成像和肾功能不全患者的低剂量造影方案中，PCD–CT的高SNR特性可提升微小病灶检出率。建议优先在这些场景中开展PCD–CT临床验证，并制定阶梯式剂量优化协议。

本研究的创新点包括：①建立“剂量—图像质量”评价模型，规避传统方法的主观偏差；②采用标准化模体与碘浓度梯度设计，以SNR为核心指标量化PCD–CT的剂量效率优势；③通过单一变量（探测器类型）控制，揭示PCD–CT在同等条件下的SNR提升机制。研究为PCD–CT低剂量应用提供理论依据与方法学支持。

本研究存在以下局限：①仅测试中等剂量条件（140 kVp、300 mAs），未验证极低剂量如80 kVp或高剂量下的性能表现；②仅针对碘对比剂，未覆盖其他材料如钙化、钆剂或平扫场景；③基于模体试验，缺乏多部位如胸部、腹部和动态临床场景如心脏成像的验证。未来研究应从以下3个方向拓展：①扩展辐射剂量的测定范围，使用其他对比剂类型；②结合更多部位临床数据建立PCD–CT剂量预测模型；③探索能谱优化与深度学习重建的协同效应。

本研究证实，PCD–CT在同等辐射剂量下可显著提升碘对比剂SNR，为低剂量增强扫描提供了新技术路径。建议未来随着光子计数探测器技术成熟度的提高和研究的深入，将PCD–CT技术及其系统方法作为首选工具纳入肿瘤早期筛查、儿科影像等领域，同时开展多中心临床研究以建立标准化的PCD–CT辐射剂量评价体系。

[参 考 文 献]

[1] Taguchi K, Iwanczyk J S. Vision 20/20: single photon counting x–ray detectors in medical imaging [J]. Med Phys, 2013, 40(10): 100901.

[2] Symons R, Krauss B, Sahbaee P, et al. Photon–counting CT for simultaneous imaging of multiple contrast agents in the abdomen: an in vivo study [J]. Med Phys, 2017, 44(10): 5120–5127.

[3] Boccalini S, Si–Mohamed S A, Lacombe H, et al. First in–human results of computed tomography angiography for coronary stent assessment with a spectral photon counting computed tomography [J]. Invest Radiol, 2022, 57(4): 212–221.

[4] Willemink M J, Persson M, Pourmorteza A, et al. Photon–counting CT: technical principles and clinical prospects [J]. Radiology, 2018, 289(2): 293–312.

[5] Medscape. FDA clears first CT technology advance in nearly a decade [EB/OL]. (2021–09–30) [2025–03–11]. https://www.medscape.com/viewarticle/960034.

[6] Leng S, Bruesewitz M, Tao S, et al. Photon–counting detector CT: system design and clinical applications of an emerging technology [J]. Review Radiographics, 2019, 39(3): 729–743.

[7] WHO. Global initiative on radiation safety in health care settings [EB/OL]. (2008–12–12) [2025–03–11]. https://www.who.int/initiatives/global–initiative–on–radiation–safety–in–health–care–settings/#.

[8] Rehani M M, Gupta R, Bartling S, et al. Radiological protection in cone beam computed tomography (CBCT). ICRP publication 129 [J]. Ann ICRP, 2015, 44(1): 9–127.

[9] Yu L, Liu X, Leng S, et al. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective [J]. Imaging Med, 2009, 1(1): 65–84.

[10] 全国医用电器标准化技术委员会. 医用成像部门的评价及例行试验 第3–5部分：X射线计算机体层摄影设备成像性能验收试验与稳定性试验: GB/T 19042.5–2022 [S/OL]. [2025–03–11]. https://std.samr.gov.cn/gb/search/gbDetailed?id=EB58F4DA9053B2A2E05397BE0A0A7D33#.

[11] Layman R R, Leng S, Boedeker K, et al. AAPM Task Group report 299: quality control in multi–energy computed tomography [J]. Med Phys, 2024, 51(10): 7012–7037.

[12] McCollough C H, Boedeker K, Cody D, et al. Principles and applications of multienergy CT: report of AAPM Task Group 291 [J]. Med Phys, 2020, 47(7): e881–e912.

[13] Gammex Inc. Multi–energy CT phantom technical specifications [R]. Middleton: Gammex Inc., 2021.