

Principles and Clinical Applications of Photon Counting Computed Tomography

Hyun-Jun Joo

Department of Health Medical Science, Graduate School, Kangwon National University, Samcheok 25949, Korea

Man-Seok Han*

Department of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Korea

(Received 29 October 2024, Received in final form 11 February 2025, Accepted 12 February 2025)

Photon counting computed tomography (PCCT) represents a novel imaging technology that effectively addresses the inherent limitations of conventional CT systems through the utilization of energy integrated detectors (EID). The photon counting detector (PCD) within a PCCT is capable of directly generating an electrical signal proportional to the energy of the photons by utilizing semiconductors such as cadmium-telluride (CdTe) or cadmium-zinc-telluride (CZT), as opposed to the EID method of converting visible light into an electrical signal using a conventional scintillator. Moreover, PCCT is capable of detecting photon energy on an individual basis, thereby facilitating the attainment of exceedingly high spatial resolution, enhanced spatial resolution, diminished noise, and quantitative material analysis information devoid of electrical noise in medical imaging. These developments have facilitated significant advancements in medical imaging, particularly in the visualization of coronary arteries, where conventional CT encounters challenges due to calcification, and in low-dose imaging of obese patients, where noise in the image can be diagnostically confusing. Furthermore, they have enabled the provision of specific information for diagnostic imaging of underlying patient conditions such as interstitial lung disease and multiple myeloma. Consequently, this paper will elucidate the technical and diagnostic reliability, as well as the clinical applications, of PCCT, which optimizes spectral imaging for the visualization of small structures and lesions with greater clarity.

Keywords : photon counting computed tomography (PCCT), photon counting detector (PCD), clinical use, semiconductor, energy-integrated detectors (EID)

광자계수 컴퓨터 단층촬영에 관한 원리 및 임상적용

주현준

강원대학교 대학원 보건의료과학과, 강원 삼척시 황조길 346, 25949

한만석*

강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 황조길 346, 25949

(2024년 10월 29일 받음, 2025년 2월 11일 최종수정본 받음, 2025년 2월 12일 게재확정)

광자 계수 컴퓨터 단층 촬영(PCCT)은 에너지 통합 검출기(EID)를 사용하는 기존 CT 시스템의 한계를 극복하는 혁신적인 영상 기술이다. PCCT 내에 있는 PCD(광자계수검출기)는 기존 신틸레이터를 사용하여 가시광선을 전기 신호로 바꾸는 EID 방식이 아닌 CdTe(카드뮴-텔루라이드) 또는 CZT(카드뮴-아연-텔루라이드)와 같은 반도체를 활용하여 광자의 에너지에 비례하는 전기적 신호를 직접 생성할 수 있다. 또한 PCCT는 광자 에너지를 개별적으로 검출하여 의료 영상에서 전기적 잡음 없이 매우 높은 공간 해상도와 향상된 공간 분해능, 감소된 노이즈 및 정량적인 물질 분석 정보를 제공한다. 이러한 발전은 석회화로 인해 기존 CT가 어려움을 겪는 관상동맥 시각화와 이미지 내에 잡음으로 인해 진단적으로 혼동을 줄 수 있는 비만 환자의 저선량 영상에서 특히 효과적이며 간질성 폐 질환 및 다발성 골수종과 같은 기저질환 환자 상태의 진단 영상에 대한 정보를 구체적으로 제시

하여 의료 영상 분야의 발전을 가속화하였다. 결과적으로 스펙트럼 영상을 최적화하여 작은 구조와 병변을 더 선명하게 시각화하는 PCCT의 기술 및 진단적 신뢰성과 임상적 응용에 대해 소개하고자 한다.

주제어 : 광자계수 컴퓨터 단층촬영, 광자계수 검출기, 임상적응용, 반도체, 에너지 통합 검출기

I. 서 론

컴퓨터단층촬영(Computed tomography, CT)은 방사선 진단의 중추적인 도구이다. 모든 CT의 구성 부품 중 핵심적인 부분을 담당하고 있는 곳은 X-선 튜브와 검출기로서 1972년 처음 CT가 도입된 이후 성능 개발을 위해 관심을 가졌던 부분은 검출기 행(detector row)의 증가 및 X-선 튜브의 출력, 회전 각도 혹은 속도의 증점을 맞추어 진행되었다[1]. 이처럼 현재 CT 기술의 발전은 성숙기에 접어들었지만, 여전히 몇 가지 한계점이 존재한다. 예를 들면, 현재의 CT 기술은 관상동맥과 같은 작은 혈관 검사에서 공간 해상도가 제한적이고 관상동맥 내 과도한 석회화 경화반이 있으면 내강을 시각화하기 어려워 영상 해석에 오류를 초래할 수 있다. 결과적으로 이러한 문제점들은 진단을 내리는 상황에서 CT 이미지에 혼동을 준다[2]. 또한 비만 환자나 초저선량 방사선으로 촬영된 CT 스캔에서의 과도한 이미지 잡음 증가와 영상 내 인공물(Artifact)은 영상의 품질 저하를 유발하는 주된 원인이다[3]. 광자계수검출기(Photon-counting Detector, PCD)는 이러한 문제점들을 해결하기 위해 도입되고 있는 주목할 만한 과학 기술 발전의 산물이다. 이 기술은 전기적 잡음 없이 매우 높은 공간 해상도와 조직 대비 향상된 정보를 수집할 수 있으며 이미지 성능과 진단 정밀도 면에서 유의미한 이점들을 제공한다. 광자계수 컴퓨터 단층촬영(Photon Counting Computed Tomography, PCCT)의 PCD와 기존 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography, CT)에서 사용하는 에너지 통합 검출기(EID)의 가장 큰 차이점은 직접변환의 유무로서 일반적으로 카드뮴-텔루라이드(CdTe), 카드뮴-아연-텔루라이드(CZT)와 같은 반도체로 만들어진다[4-6]. 직접변환이란 검출기에 입사된 X-선 광자가 물질과 상호 작용하여 입사 광자의 에너지에 비례하는 전자 홀 쌍과 같은 전기 신호로 변환되는 것을 의미한다. 이후 전기 신호를 정량화하고 광자의 에너지 정보를 구분하여 스펙트럼 이미징을 가능하게 한다. 이와 같은 PCCT는 일반 고식적인 CT의 한계를 극복하고 다양한 에너지에서 물질을 구별하고 진단기능을 향상시킬 수 있는 혁신적인 기술이다. 또한 향상된 공간 해상도 및 뛰어난 영상 분별력, 기능적인 물질 분해 기술을 제공하여 요오드화 조영제를 사용한 혈관 및 뼈 영상에서 병변, 석회화 및 기타 병리적 문제점을 탐지할 수 있는 등 현재도 의료 영상 분야에서 많은 도움을 주고 있다[1].

본 논문은 이러한 PCCT의 물리적 원리와 임상적응에 대한

개념과 가까운 미래에 진단 영상의학의 혁신 및 방향성에 대해 설명하고자 한다.

II. 본 론

Photon-Counting Computed Tomography(PCCT)는 기존 에너지 통합 검출기(energy-integrating detector, EID)를 사용하는 CT와 차별화된 혁신적인 기술을 보여준다. 이는 개별 광자(photon)의 에너지를 감지하고 기록하는 기술을 사용하여 영상의 해상도와 품질을 크게 향상시킨다. 특히 저선량 촬영 및 다중 에너지 영상에서 보다 나은 영상을 제공하며 다양한 의료 진단에 적용되고 있다.

광자 계수는 단일 광자 검출기(Single-Photon Detector, SPD)를 사용하여 개별 광자를 계수하는 기술이며 단일 광자 검출기는 검출된 각 광자에 대해 신호 펄스를 방출한다. 계산 효율은 양자 효율과 시스템의 전자 손실에 의해 결정된다.[6] 이를 활용한 광자 계수 검출기(Photon-Counting Detector, PCD)는 광자를 빛으로 변환한 다음 전기 신호로 변환하는 현재 일반적인 CT에서 사용되어지고 있는 기존의 에너지 통합 검출기(EID)와 다르다[1,7].

현재 모든 의료용 CT 장비에 사용되는 에너지 통합 검출기(Energy Integrating Detector, EID)는 측면 길이가 0.8~1 mm인 개별 검출기 셀로 구성되며, 뒷면에 광다이오드가 부착된 신틸레이터(예시: Gadolinium-oxide or Gadolinium-

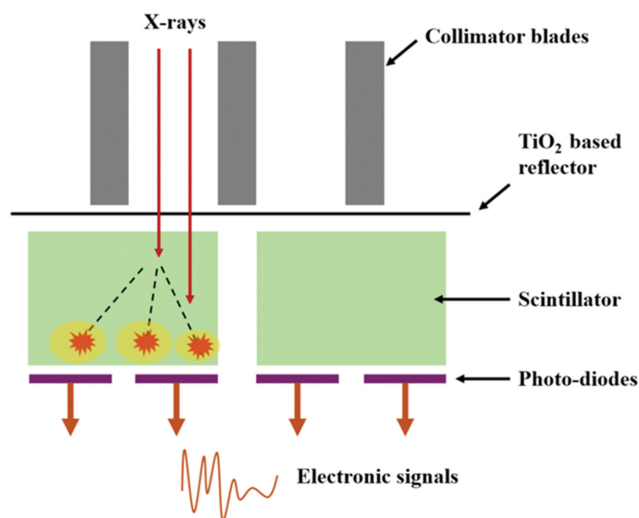


Fig. 1. (Color online) Schematic drawing of an energy-integrating scintillator detector.

oxysulfide, GOS)로 만들어진다(Fig. 1).

Fig. 1은 에너지통합 신틸레이터검출기(EID)의 도식화 이미지로서 GOS와 같은 신틸레이터로 만들어진 검출기 cell은 엑스레이(빨간색 화살표)를 흡수하여 그 에너지를 가시광선(주황색 원)으로 변환한다. 이 빛은 광 다이오드에 의해 감지되어 전류로 변환. 개별 검출기 셀은 광학적 누화(“dead zones”)를 방지하기 위해 광학적으로 투명한 레이어(예: TiO 기반)로 분리되어 있다[5].

우선 들어온 X선 광자는 신틸레이터에 부딪혀 가시광선으로 바뀐다. 그런 다음 광 다이오드는 이 빛을 측정하여 CT 신호를 인식하기 위한 전하를 생성한다[8]. 결국 EID를 사용하면 검출기에 광자가 동시에 부딪히며 서로 흡수된 에너지를 이용하여 CT 이미지 생성을 위한 신호를 생성한다(Fig. 2).

그러나 EID에서는 각 개별 광자의 에너지 수준에 대한 특정 정보를 인식하는데 어려움이 있으며 공간 분해능의 누화

를 방지하기 위해 사용되어지는 격막에 따라 영향을 받게 된다[1,5,10].

광자 계수 검출기(PCD)는 개별 검출기 소자를 분리하는 데 격막이 필요하지 않은 반도체로 구성된다. 광자 계수 검출기(PCD)의 검출기 소자는 더 작지만 기하학적으로 효율적이다. PCD는 X선 광자가 검출기의 반도체 재료에 부딪힐 때 양극에서 전자-정공 쌍을 생성하여 전자를 끌어당기는데 이로 인해 광자의 에너지에 비례하는 전기적 신호를 직접 생성한다(Fig. 3).

이로 인해 검출기에 부딪히는 많은 광자들을 개별적으로 계산할 수 있으므로 보다 정확한 신호를 통해 이미지를 생성할 수 있다[5]. 다시 말하면 들어오는 단일 광자를 광자의 에너지에 비례하는 전기 펄스로 직접 변환하고, 이를 통해 검출기는 들어오는 전기 펄스의 파고치에 따라 광자를 에너지 스펙트럼으로 분류할 수 있어 고사양의 스펙트럼 이미징이 가

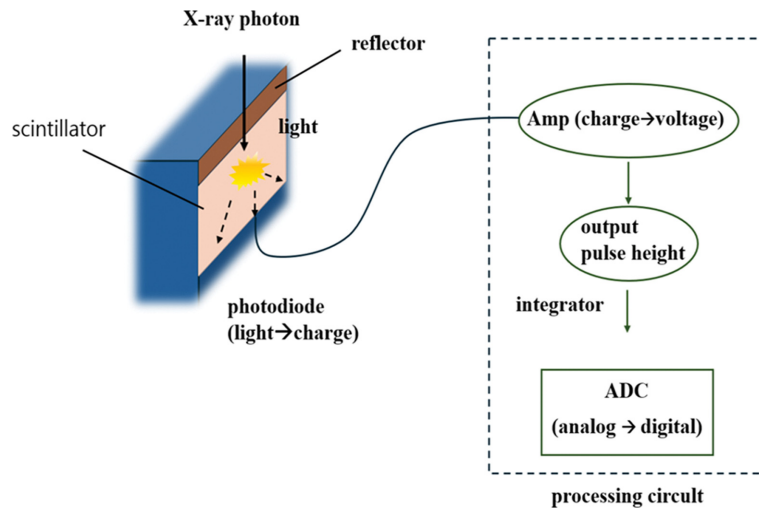


Fig. 2. (Color online) Schematic drawing of energy-integrating detector (EID).

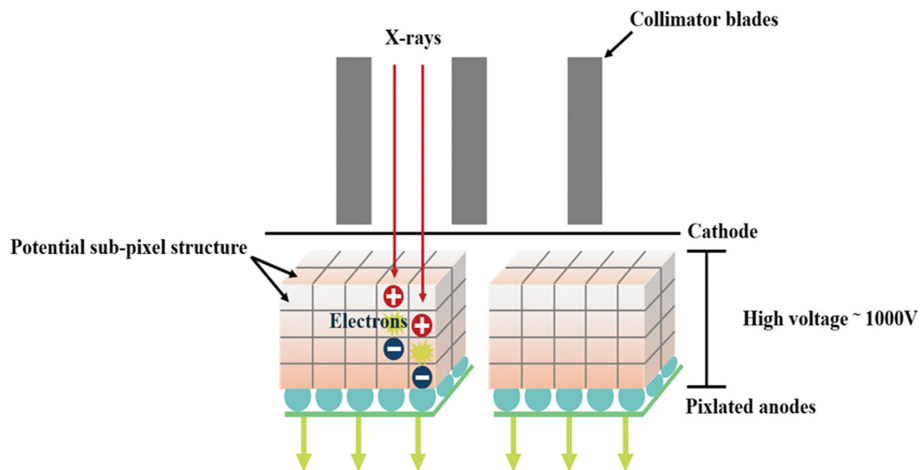


Fig. 3. (Color online) Schematic drawing of a direct converting photon-counting detector.

능하고 최종 생성된 CT 이미지의 전기적 잡음을 감소시킬 수 있다[5,9,11].

Fig. 3은 직접변환 광자계수검출기의 도식화 이미지로서 PCD(광자계수검출기)에서 사용되는 CdTe(카드뮴-텔루라이드) 또는 CZT(카드뮴-아연-텔루라이드)와 같은 반도체에 흡수된 X-선(빨간색 화살표)은 강한 전기장 속에서 분리된 전자-정공 쌍을 생성한다. 또한 검출기 픽셀은 픽셀화된 양극과 전기장에 의해 형성되며 픽셀 사이에 분리층이 없다는 것이 특징이다.

광자 계수 검출기(PCD)를 구성하는 물질은 카드뮴-텔루라이드(CdTe), 카드뮴-아연-텔루라이드(CZT) 또는 실리콘(Si)과 같은 반도체로 만들어진다. 재료에 따라 검출기는 1.4-30 mm 두께의 반도체 층으로 구성되며, 일반적으로 CdTe 및 CZT의 경우 얇은 층이면 광자를 계수하는데 더욱 효과적이다. 결과적으로 PCCT는 X-선 광자를 전기 신호로 직접 변환하여 신호 대 낮은 잡음비와 CT 보다 높은 공간 해상도를 제공하게 되고 스펙트럼 이미징과 조영제 사용을 최적화하여 빔 경화 아티팩트를 보정하고 방사선 노출을 최소화한다[5,9-11].

III. 결과(임상적용)

1. 기저질환 환자

PCCT의 공간 해상도 향상 기술은 임상에서 넓은 신체 부위를 스캔하는 CT에서 동시에 작은 구조를 표시하는데에도 효과를 줄 수 있다[12].

이를 활용한 예로 PCD-CT에서 평소 간질성 폐렴을 앓거나 또는 의심되는 환자에서 영상 정밀화와 고해상도 이미

지를 활용하여 기저질환 환자의 기관지 및 기관지 벽에 대한 상세한 정보를 나타내는데 도움을 줄 수 있다[13,14](Fig. 4).

Fig. 4는 특발성 비특이적 간질성 폐렴으로 임상 진단을 받은 74세 남성이 기존의 에너지 통합 검출기 CT(A)와 임상적 일상 프로토콜을 사용한 연구용 PCD-CT(B) 이미지이다.

위 사진에 보이는 것처럼 PCD-CT는 기존 CT에 비해 우측 흉막하 우하엽에 미세한 망상(화살표, B)을 보여준다. 또한 PCD-CT는 기존 CT보다 견인 기관지 확장증을 더 선명하게 보여주는 걸 알 수 있다[13,14].

2. 다발성 골수종

EID에 비해 본질적으로 더 높은 공간 해상도를 가진 PCD는 저선량 근골격계 CT 촬영에도 유용하다(Fig. 5). 예를 들어, 다발성 골수종의 정밀 검사 중에 저선량 CT 스캔은 용해성 뼈 병변과 병적 골절과 같은 골수종의 후유증을 확인하는데 사용되어진다[5,14-17].

Fig. 5는 다발성 골수종을 앓고 있는 56세 남성에서 흉추를 관통하는 측방향으로 촬영한 이미지이며 각각 (A)는 에너지 통합 검출기-CT 이미지, (B)는 PCD-CT의 로 촬영한 이미지이다[14,15].

흉추의 용해성 병변은 PCD-CT 이미지에서 더 선명하게 보여지고 척추체의 후방 피질을 침범한 후방 측면의 용해성 병변이 더 명확하게 표시되어 있다(점선 화살표). 결과적으로 척추체의 작은 용해성 병변(실선 화살표)이 PCD-CT 이미지에서 더 두드러지는걸 확인할 수 있다[14-16].

공간 해상도의 증가로 이득을 볼 수 있는 또 다른 분야는 작은 뼈의 구조, 특히 측두골의 이미지이다. PCD-CT의 작은

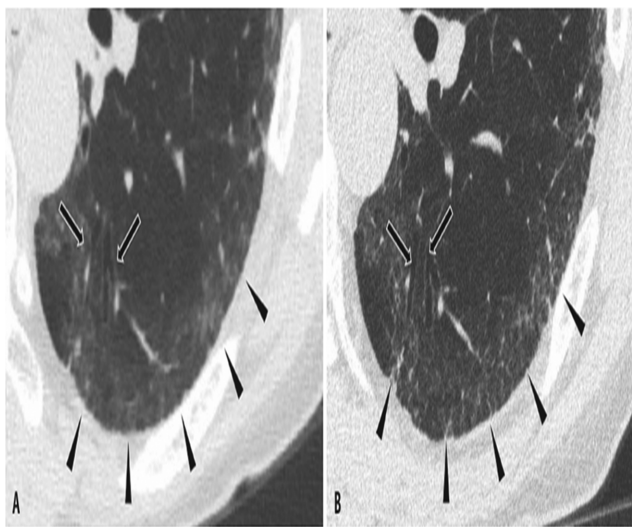


Fig. 4. 74-year-old male clinically diagnosed with idiopathic non-specific interstitial pneumonia was scanned on conventional energy-integrating detector CT (A) and investigational PCD-CT (B) using a clinical routine protocol. Based on Esquivel et al. (2022).

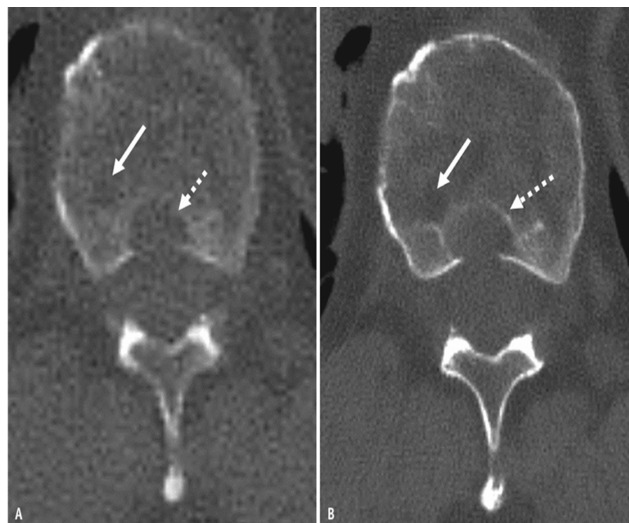


Fig. 5. 56-year-old male with multiple myeloma. A, B. Axial energy integrating detector-CT (A) and PCD-CT (B) slices through the thoracic spine. Based on Esquivel et al. (2022).

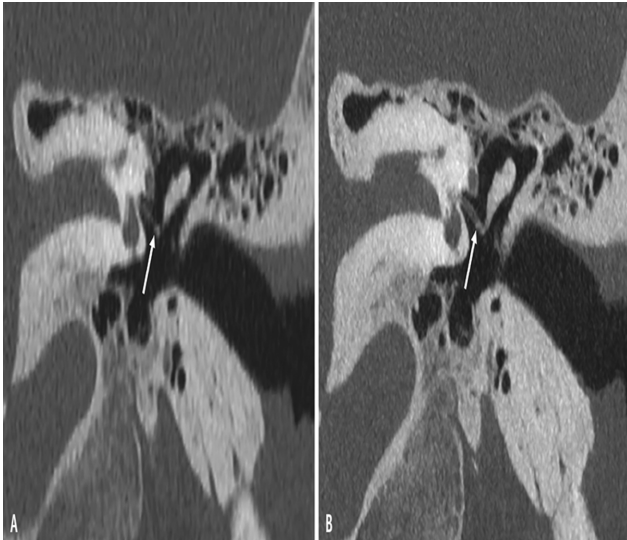


Fig. 6. The incudostapedial joint (arrows), shown on energy integrating detector-CT (A) and PCD-CT (B) images. Adapted from Benson et al. (2022).

검출기 픽셀 크기 및 높은 기하학적 선량 효율은 작은 관절의 고해상도 이미지 검출을 위한 필요 선량을 크게 감소시키고 기존 EID를 사용한 CT 시스템에서는 불가능한 어깨와 고관절과 같은 큰 관절의 초고해상도 영상촬영을 가능하게 해준다(Fig. 6).

Fig. 6은 기존 CT 방식과 PCD-CT로 촬영한 향상된 공간 해상도의 차이를 보여주는 그림으로 에너지 통합 검출기(EID) CT(A)와 PCD-CT(B) 이미지에서 획득한 견갑골 내 관절(화살표)이다. 이 관절은 리커트 척도 5점을 사용하여 등급을 정한 해부학적 구조로서 해당 점수가 높을수록 PCD-CT로 획득한 이미지의 품질이 우수하다는 것을 나타낸다.

위 이미지는 선예도를 강조한 모드를 활용하여 기존 EID 방식보다 PCD를 활용한 CT에서 더 높은 공간 해상도와 뼈 구조의 시각화가 크게 개선되었음을 알 수 있다[5,17].

3. 요오드 신호 개선

추가적으로 PCD-CT는 EID X선 검출기를 사용할 때 발생하는 저에너지 광자에서의 변환시간 대비 대기시간이 없기 때문에 요오드의 신호가 개선된다[14,18,19]. 예를 들어, 다색 120 kV의 PCD-CT 이미지는 낮은 튜브 전압(kV) 설정에서 대조도 증가 차이를 보이는걸 알 수 있다(Fig. 7).

Fig. 7은 간 내 담관암으로 인해 절제를 진행하고 위 우회술 및 좌우 빈창자사이연결술(jejunojejunostomy) 이력이 있는 70세 여성의 이미지로 A, B. 두 영상 모두 120 kV의 X선 튜브 관전압에서 촬영되었다.

영상과 같이 동일한 에너지를 사용하였지만 에너지 통합 검

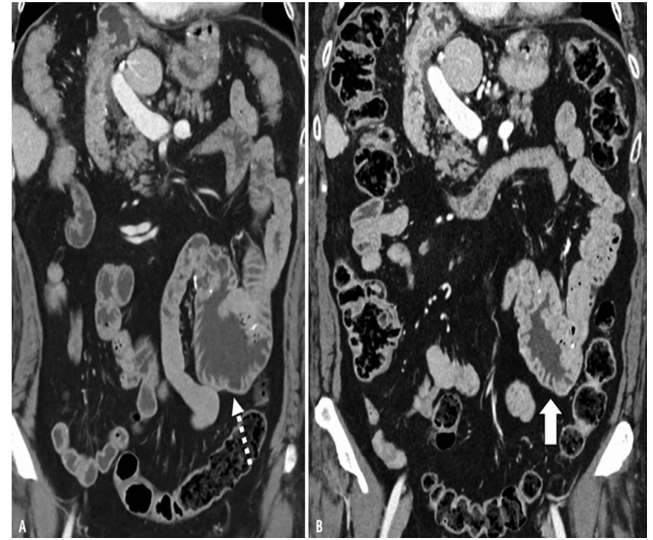


Fig. 7. 70-year-old female with a history of resected intrahepatic cholangiocarcinoma, gastric bypass, and a side-to-side jejunostomy. Based on Esquivel et al. (2022).

출기-CT(A)에서는 공장절개술(점선 화살표) 이력만을 보여주었고, 광자 계수 검출기-CT(B)에서는 공장절개술의 대조도 대비 및 주름의 선명도를 시각화해 보여주는 걸 알 수 있다[14,18].

이러한 요오드 대조도 증가는 기존 저전압 영상이 튜브 전류에 의해 제한되는 대형 환자의 복부 저대조도 검출 작업에 대한 선량 감소를 중심으로 낮은 전압에서의 영상 이점을 보여준다. 이러한 이점은 가상 비조영 영상과 요오드 영상 외에도 방사선 전문의가 진단 작업에 가장 적합한 에너지 레벨(keV)을 선택하는 가상 단일 에너지 영상(VMI)에서의 재구성을 통해 더욱 확대될 가능성이 있다[18]. 결과적으로 PCD-CT로 얻을 수 있는 이미지 최적화 영상은 복부와 골반에서 충분한 잠재적 응용 분야를 가지고 있으며, 경동맥 및 두개골 내 혈관조영술을 통한 미세혈류 관찰에도 기존 EID에 비해 영상 품질 및 분해능이 향상된 결과를 나타낸다. 결과적으로 소위 말하는 “저대조도” 병변, 즉 실질적인 생물의 선명도와 미세장기들의 묘사를 개선하는 데 도움을 준다[14,18-20].

IV. 고찰 및 결론

광자계수검출기(PCD)는 기존의 에너지 통합 검출기(EID) CT에 비해 공간 해상도, 노이즈 감소, 저선량 촬영의 이점을 제공하는 의료 영상 분야의 혁신적인 기술이다.

PCD를 활용하여 개별 광자를 계수하고 에너지 레벨을 파악하면서 환자 안전 및 방사선사에게 있어 중요한 낮은 방사선량으로 최고해상도의 이미지를 제공함으로써 정확하고 더

욱 세밀한 진단 정보를 전달한다.

PCD-CT는 저선량에서 공간 해상도가 높고 노이즈가 감소하여 골반과 같이 민감한 부위를 촬영하는 데 이상적이며, 다중 에너지 영상이 가능하여 요오드, 칼슘, 연조직과 같은 물질을 정밀하게 구분할 수 있어 작은 병변을 발견하고 혈관 질환을 평가하는 데 매우 중요한 역할을 수행한다.

PCD-CT의 기술 발전을 통해 잠재력에 대한 포괄적인 개요를 제공하면서 임상적 역할뿐만 아니라 다양한 분야에서 응용되어지길 기원한다.

References

- [1] E. Scarfato, S. Stile, V. Maiello, and G. De Feo, J. Adv. Health Care. **6**, jahc202462333 (2024).
- [2] D. K. Kang, Korean Soc. Radiol. **85**, 270 (2024).
- [3] F. B. Pallasch, A. Rau, M. Reisert, S. Rau, T. Diallo, T. Stein, S. Faby, F. Bamberg, and J. Weiss, Eur. Radiol. **34**, 3742 (2024).
- [4] S. J. Park, J. Park, D. Kim, D. Lee, C. L. Lee, I. Bechwati, D. Wu, R. Gupta, and J. Jung, Phys. Med. Biol. **68**, 095013 (2023).
- [5] T. Flohr, M. Petersilka, A. Henning, S. Ulzheimer, J. Ferda, and B. Schmidt, Eur. J. Med. Phys. **79**, 126 (2020).
- [6] P. M. Shikhaliev, T. Xu, and S. Molloy, Med. Phys. **32**, 427 (2005).
- [7] M. J. Willemink, M. Persson, A. Pourmorteza, N. J. Pelc, and D. Fleischmann, Radiology. **289**, 293 (2018).
- [8] K. Taguchi, Radiol. Phys. Technol. **10**, 8 (2017).
- [9] S. Thomas, R. Alexander, R. Maximilian Frederik, A. Philipp, F. Sebastian, U. Stefan, W. Meike, F. Matthias F, O. Daniel, H. Marius, H. Florian, B. Malte, N. Konstantin, S. Stefan O, B. Fabian, and W. Jakob, Thieme. **195**, 691 (2023).
- [10] K. Taguchi and J. S. Iwanczyk, Med. Phys. **40**, 100901 (2013).
- [11] A. Meloni, F. Frijia, D. Panetta, G. Degiorgi, C. De Gori, E. Maffei, A. Clemente, V. Positano, and F. Cademartiri, Diagnostics. **13**, 645 (2023).
- [12] R. Symons, A. Pourmorteza, V. Sandfort, M. A. Ahlman, T. Cropper, M. Mallek, S. Kappler, S. Ulzheimer, M. Mahesh, E. C. Jones, A. A. Malayeri, L. R. Folio, and D. A. Bluemke, Radiology. **285**, 980 (2017).
- [13] D. J. Bartlett, C. W. Koo, B. J. Bartholmai, K. Rajendran, J. M. Weaver, A. F. Halaweish, S. Leng, C. H. McCollough, and J. G. Fletcher, Invest. Radiol. **54**, 129 (2019).
- [14] A. Esquivel, A. Ferrero, A. Mileto, F. Baffour, K. Horst, P. S. Rajiah, A. Inoue, S. Leng, C. McCollough, and J. G. Fletcher, Korean J. Radiol. **23**, 854 (2022).
- [15] H. Gong, F. I. Baffour, K. N. Glazebrook, N. G. Rhodes, C. A. Tiegs-Heiden, J. E. Thorne, J. M. Cook, S. Kumar, J. G. Fletcher, C. H. McCollough, and S. Leng, Med. Phys. **49**, 6346 (2022).
- [16] R. P. Marcus, D. A. Nagy, G. C. Feuerriegel, J. Anhaus, D. Nanz, and R. Sutter, Am. J. Roentgenol. **222**, e2329765 (2024).
- [17] J. C. Benson, K. Rajendran, J. I. Lane, F. E. Diehn, N. M. Weber, J. E. Thorne, N. B. Larson, J. G. Fletcher, C. H. McCollough, and S. Leng, AJNR Am. J. Neuroradiol. **43**, 579 (2022).
- [18] R. Gutjahr, A. F. Halaweish, Z. Yu, S. Leng, L. Yu, Z. Li, S. M. Jorgensen, E. L. Ritman, S. Kappler, and C. H. McCollough, Invest. Radiol. **51**, 421 (2016).
- [19] S. Leng, M. Bruesewitz, S. Tao, K. Rajendran, A. F. Halaweish, N. G. Campeau, J. G. Fletcher, and C. H. McCollough, Radiographics. **39**, 729 (2019).
- [20] R. Symons, D. S. Reich, M. Bagheri, T. E. Cork, B. Krauss, S. Ulzheimer, S. Kappler, D. A. Bluemke, and A. Pourmorteza, Invest. Radiol. **53**, 135 (2018).