

Integration of Photon-Counting Detector-Based CT with PET: Technical Innovations and Clinical Challenges

Cheol-su Park and Yong-su Han

Dept. of Radiological Science, Hallym Polytechnic University, Chuncheon 24210, Korea

Myung-sik Ju*

Dept. of Radiological Science, Songho University, Kangwon 25242, Korea

(Received 6 April 2026, Received in final form 6 May 2026, Accepted 7 May 2026)

Photon counting detector (PCD) technology represents a paradigm shift in computed tomography (CT), redefining the quantitative capabilities of hybrid nuclear medicine imaging. By directly counting X-ray photons and eliminating electronic noise through energy discrimination, PCD enables ultra-high resolution imaging while mitigating partial volume effects. Its intrinsic spectral capabilities improve attenuation correction in PET, reducing CT-to-attenuation conversion errors and enhancing the reliability of standardized uptake values (SUV). Furthermore, K-edge discrimination allows simultaneous and independent visualization of tracers and contrast agents, opening a pathway toward truly multi-parametric imaging. Collectively, PCD-driven hybrid imaging moves beyond visual interpretation toward data-centric diagnostics, positioning itself as a cornerstone technology for next-generation precision medicine.

Keywords : computed tomography, photon-counting CT, PET/CT

광자 계수 검출기(PCD) 기반 CT/PET 융합: 정밀 영상 혁신과 임상적 과제

한용수 · 박철수

한림성심대학교 방사선학과, 강원도 춘천시 동면 장학길 48, 24210

주명식*

송호대학교 방사선학과, 강원도 횡성군 횡성읍 남산로 210, 25242

(2026년 4월 6일 받음, 2026년 5월 6일 최종수정본 받음, 2026년 5월 7일 게재확정)

전산화단층촬영(Computed Tomography, CT) 기술의 차세대 패러다임 전환 기술인 광자계수 검출기(Photon Counting Detector, PCD)기술이 핵의학(Nuclear Medicine) 융합 영상 시스템의 정밀도 및 정량적 가치에 미치는 영향을 고찰하고자 한다. PCD는 X 선 광자를 직접 계수하여 에너지 임계값 설정을 통해 전자 잡음을 근본적으로 차단한다. 물리적 격벽이 없는 미세 픽셀 구조는 초고해상도 구현을 가능하게 하여 부분용적효과(Partial Volume Effect)를 최소화한다. PCD가 제공하는 에너지 스펙트럼 정보(전자 밀도, 유효 원자번호)는 양전자 방출 단층촬영(Positron Emission Tomography, PET) 융합 영상시스템의 영상 재구성 시 감약 보정의 정확도를 극대화한다. 이는 CT number(Hounsfield Unit, HU)의 선감약 계수 변환 오차를 줄여 표준 섭취계수(Standardized Uptake Value, SUV)의 정량적 신뢰성을 확보하며, 특히 특정 원소의 K-흡수단(K-edge)식별을 통해 PET 추적자와 조영제를 독립적으로 시각화함으로써 다중 파라미터 진단을 제공한다. PCD 기반 PET융합 영상 시스템은 의료 영상의 시각적 관독을 넘어 정밀 데이터 기반 분석으로 진화하고 있으며, 향후 개인 맞춤형 정밀 의료 구현을 선도하는 핵심 진단 기술로 발전할 것으로 전망된다.

주제어 : 전산화단층촬영, 광자계수 검출기, PET/CT

I. 서 론

1. 전산화단층촬영 기술의 변천

전산화단층촬영(Computed Tomography, CT)은 1972년 Godfrey Hounsfield에 의해 임상 도입 이래, 방사선 의학 분야에서 가장 기술적 진보를 이룬 분야 중 하나이다[1]. 초기 CT장비는 단일 검출기 CT(Single Detector CT, SDCT)에서 다중 검출기 CT(Multi Detector Computed Tomography, MDCT)를 거쳐, 현재는 스펙트럼 CT(Spectral Imaging CT, SICT)와 광자 계수 검출기 CT(Photon Counting Detector, PCD)를 이용한 CT 기술로 발전하였다[2-4].

하지만 이러한 기술 발전에도 불구하고 기존 CT 시스템은 영상의 해상도 향상과 함께 방사선의 피폭 선량 역시 동반 상승하는 구조적 문제를 완전히 해결하지는 못했다. 특히 연부조직 간 명확한 구분이 어려운 낮은 대조도 특성은 정밀 성분 분석을 저해하는 요소이며 양자 잡음(Quantum noise) 또한 정확한 임상적 진단을 방해하는 주요 기술적 걸림돌이다[5].

1.1. 초기 세대와 단일 검출기 CT(Generation 1, 2)

초기 1, 2세대 CT 시스템은 SDCT 체계를 기반으로 하였으며, 1세대의 경우 연필 빔(Pencil beam) 방식을 이용하여 1회 회전 당 하나의 단면만을 획득하기에 검사 시 수분이 소요되다 보니 임상 적용에 한계가 있었다. 이어 2세대 CT는 팬 빔(Fan beam)과 다중 검출기를 도입하여 검사 시간을 단축을 시도 하였으나, ‘Step and shoot’ 방식이라는 불연속적 데이터 획득 구조를 탈피하지는 못했다.

1.2. 나선형 CT와 다중 검출기 CT(MDCT)

슬립 링(Slip ring) 기술의 등장은 환자 이동과 X선 조사를 동시에 진행하는 나선형 CT(Helical/Spiral CT) 시대를 열었으며, 이를 통해 연속적 데이터 획득이 가능해졌다. 특히 검출기 배열이 단일 검출기에서 다중 배열 검출기(Multi row detector, MRD)로 발전은 중요한 전환점으로 평가받고 있다 [6]. 이는 한 번의 회전으로 여러 단면을 동시에 획득하여 등방성 해상도(Isotropic resolution)를 확보하였고, 결과적으로 가로면(axial)뿐만 아니라 시상면(sagittal), 이마면(coronal)의 모든 방향에서 균일한 해상도를 확보하여 왜곡 없는 균일한 고해상도 3차원 영상과 다단면(Multi planar Reconstruction) 재구성이 가능해졌다.

1.3. Dual energy 및 Spectral CT: 에너지 분해능의 확장

CT 기술은 단순한 해부학적 구조 진단을 넘어 물질의 고유 물리적 특성을 규명하기 위한 분석 도구로 영역을 넓혀나

가고 있다. 이러한 스펙트럼 정보를 얻기 위해서는 서로 다른 두 개 이상의 에너지 스펙트럼 데이터가 필요하며, 현재 임상에서 활용되는 대표적인 방식으로 Dual source 방식, Rapid kVp switching 방식, 그리고 Detector based 방식 등이 널리 활용되고 있다[7,8].

1.3.1. Dual source system

서로 다른 관전압(80 kVp, 140 kVp)을 사용하는 두 개 X선관과 검출기가 90° 각도로 배치하여 동시에 회전하며 데이터를 획득하는 방식이다. 이러한 하드웨어 설계로 매우 우수한 시간 해상도를 확보하여 심장과 같은 빠르게 움직이는 장기를 정밀하게 영상화하는데 유리하다. 또한 두 에너지 대역간의 스펙트럼 분리능(spectral separation)이 우수하여 물질을 식별하고 구분하는 능력이 뛰어난 것으로 평가 받고 있다.

1.3.2. Rapid kVp Switching system

단일 X선관에서 빠른 시간에 고전압과 저전압으로 빠르게 교차시키며, 투영 데이터를 획득하는 방식이다. 에너지 의존적 감약 차이를 기반으로 물질 분리가 가능하고 단일 검출기를 사용함에 따라 영상 간 정합(Registration)오류가 상대적으로 적고 진신 촬영에 적합한 장점을 가지지만, 스펙트럼 중첩에 따른 에너지 분해능의 제한이 존재하며 X선관 Tube가 생성하는 최고전압(kilovolt peak, kVp)을 초고속으로 전환하기 위해 고전압 발생기와 검출기의 높은 시간 응답성과 데이터 처리 속도가 요구되는 기술적 제약이 있다.

1.3.3. Dual layer Detector

검출기 자체를 상하 두 층(Layer) 구조로 구성한 방식으로 상단 층은 저에너지 광자를, 하단 층은 고에너지 광자를 흡수하도록 고안되었다. 이러한 구조 덕분에 별도의 조건 설정 없이 모든 검사에서 에너지를 동시에 확보할 수 있다는 장점으로 임상 현장에서 활용성을 극대화 할 수 있다.

이러한 하드웨어 발전은 기존 CT에서 확인할 수 없었던 물질의 고유한 물리적 특성을 정량적으로 추출할 수 있게 함으로써 영상 진단의 패러다임 전환을 이끌었다. 특히 에너지 감약 계수 차이를 기반으로 물질 분리(material decomposition)는 특성 성분을 선택적으로 추출하거나 제거하는 것이 가능해졌는데, 대표적인 예로 요오드 지도(Iodine Map)를 통해 조영제의 분포를 정량적으로 시각화하여 종양의 혈관 활성도를 정밀하게 평가할 수 있을 뿐만 아니라, 폐색전증(Pulmonary Embolism) 환자의 폐 관류(Perfusion) 결손 부위를 파악하는데 유용하다[9].

요로 결석 성분 분석(Urinary Stone Characterization)에 있어서도 기존 CT에서 성분 분석이 제한적이었던 요산 석(Uric acid stone)과 비요산 석(칼슘석 등)을 비침습적 방법으로 구별할 수 있어, 불필요한 외과적 수술 대신 약물 치료 가능 여부를 판단할 수 있는 근거를 제공할 수 있다.

마지막으로, 가상 비조영 영상(Virtual Non Contrast)은 소프트웨어적으로 요오드 성분만 제거하여 조영제 투여 전 검사(Pre Contrast scan) 영상을 추출할 수 있어 환자가 받는 방사선 피폭선량을 획기적으로 줄여 검사 효율까지 높일 수 있다[10]. 가상 단일 에너지 영상(Virtual Monoenergetic Image)은 목적에 따라 특정 에너지(keV)대역 선택적으로 추출할 수 있다. 저에너지 영역 keV(40~50 keV)에서 조영 효과를 극대화하여 미세 혈관 병변을 찾고, 고에너지 영역 keV(140~200 keV)에서는 금속 인공물(Metal artifact)에 의한 잡음을 억제함으로써 정형외과 수술 후 환자의 경과 관찰에 유용하다[11].

1.4. 차세대 광자 계수 검출기(Photon-counting Detector)

최근에는 기존 에너지 통합 검출기를 대신하여 PCD 기반 CT가 차세대 기술로 주목받고 있다. 이는 CT 영상의 정량성과 공간 해상도를 향상시키는 새로운 기술로 평가되며, PCD 기반 CT는 핵의학 장비와 결합한 융합 영상 시스템(Fusion Imaging System, FI System)으로 그 영역을 확장하며 현재 상용화를 위한 기술적 개발이 이루어지고 있다[12]. PCD 기반 CT의 임상적 가치와 FI System의 임상적 의의는 본문에서 더 상세히 논의하고자 한다.

본 연구는 차세대 PCD기반 CT 및 PET 융합 시스템의 기술 최신 동향과 임상적 과제를 분석하기 위해 다음과 같은 기준에 따라 문헌 고찰을 수행하고 이를 통해 임상 현장에서의 정밀 진단 기능성과 향후 해결 과제를 고찰하는 것을 목적으로 한다. 이를 위하여 2026년 2월을 기준으로 PubMed, Google Scholar, Scopus, IEEE Xplore 등 국외 데이터베이스와 RISS, KISS 등 국내 학술 데이터베이스를 활용하여 문헌 고찰을 수행하였다. 검색 키워드는 ‘광자 계수 검출기(Photon-Counting Detector)’, ‘PCD-CT’, ‘PET/CT 융합(PET-CT fusion)’, ‘차세대 의료 영상’ 등을 조합하여 사용하였으며, 기술적 최신성을 확보하기 위해 최근 10년(2016~2026년) 이내 발표된 학술지 및 리뷰 논문을 우선적으로 선정하였다. 특히 PCD의 하드웨어적 혁신과 PET과의 물리적 통합 원리를 다룬 연구를 집중 분석하였으며, 주제와의 관련성이 낮거나 기술적 근거가 부족한 자료는 제외하여 분석의 객관성을 높이고자 하였다.

II. 본 론

1. 차세대 광자 계수 검출기(Photon counting Detector: PCD)

1.1. PCD 물리적 구조와 작동원리

기존 CT 섬광체(Scintillator) 기반 검출기는 가돌리늄 옥시

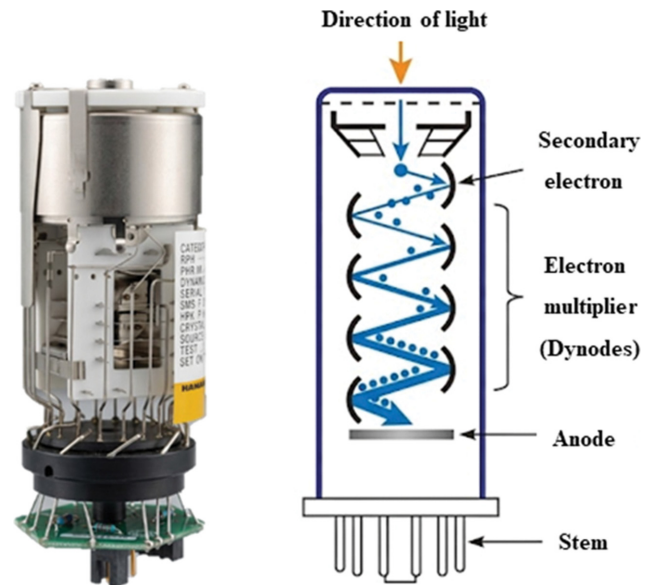


Fig. 1. (Color online) Electron multiplier (Dynodes).

설파이드(gadolinium oxysulfide, GOS)와 같은 물질을 활용하는 간접 변환 방식으로 작동하는 원리이다. 간접 변환 방식은 입사된 광자가 가시광선으로 변환된 후 이를 광다이오드를 통해 전기 신호로 변환하는 단계적 구조를 가진다[Fig. 1]. 변환 과정에서 빛의 확산(Light scattering)을 막기 위해 검출기 픽셀(pixel) 사이에 물리적 격벽(Septa)이 필요하며, 이는 유효 검출 면적을 감소시켜 기하학적 효율(geometric efficiency)을 떨어뜨리는 원인이 된다. 또한 기존 섬광체는 입사된 광자의 에너지를 누적하여 측정하는 방식으로 세밀한 에너지 분해능을 구현하는데 한계를 가진다. 이에 반해 PCD는 카드뮴 텔루라이드(cadmium telluride, CdTe) 또는 카드뮴 아연 텔루라이드(cadmium zinc telluride, CZT)와 같은 반도체 물질을 이용하며, 입사된 광자를 광 변환 과정 없이 직접 전기 신호로 바꾸는 직접 변환(Direct conversion) 방식이다[13]. 광자가 입사되면 반도체 내 광전효과 또는 콤프턴 산란 현상에 의해 전자-정공 쌍(electron hole pair)을 생성되고, 외부에서 인가된 전기장에 따라 이들이 이동하면서 전류 신호를 만들어 내는데, 생성된 전하량은 입사된 광자의 에너지에 비례하므로 개별 광자의 계수뿐만 아니라 에너지 정보를 동시에 획득할 수 있다. 기존 섬광체 방식은 픽셀 간 빛 확산(light spread)을 막기 위한 물리적 격벽(septa)을 반드시 설치하여야 한다. 반면 PCD는 기존 섬광체 방식에서 요구되던 물리적 격벽이 필요 없거나 최소화하여 픽셀 크기를 더욱 미세하게 설계할 수 있다. 이는 기존 MDCT에 비해 향상된 공간 해상도를 제공하여 미세 병변, 미세 골 구조 및 작은 혈관 구조와 같은 고해상도가 요구되는 임상 영역에서 진단 정확도를 높이는데 기여한다[14].

Table I. Technical comparison.

Category	Energy-Integrating Detector (EID)	Photon-Counting Detector (PCD)
Conversion	Indirect (X-ray → Light → Electric)	Direct (X-ray → Electric)
Pixel	Requires Reflective Septa	Septa-free
Noise Handling	Integrates Noise with signal	Electronic Noise Rejection
Energy Information	Single Integrated Value	Multi-energy Binning / Spectral Data

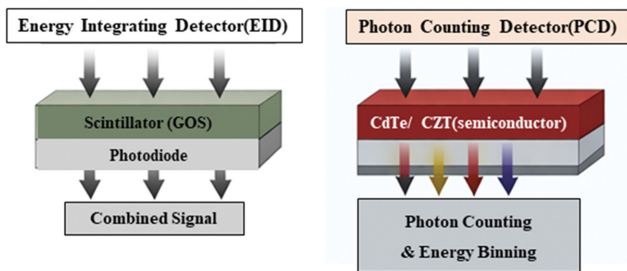


Fig. 2. (Color online) Comparison of CT detectors.

한편, 기존의 섬광체 기반 검출기는 입사된 광자의 에너지를 적분하여 신호를 생성하기에 저에너지의 광자 신호와 전자 잡음을 명확히 구분하는데 한계가 있다. 반면, PCD는 개별 광자의 에너지 정보를 직접 변환하는 방식으로 사전에 설정된 임계값(threshold)을 기준으로 저에너지 영역의 전자 잡음이나 산란선을 선택적으로 차단할 수 있다. 이러한 에너지의 선택적 검출 특성은 불필요한 저에너지 잡음을 배제함으로써 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)를 향상시키며, 특히 저선량 조건에서도 영상 품질을 안정적으로 유지할 수 있다는 점이 임상적으로 매우 큰 의의를 가진다. 이는 방사선 감수성이 높은 소아 환자나 반복적인 추적 검사가 필요한 환자에서 방사선 피폭선량을 최소화하면서 진단에 필요한 고품질 영상을 획득하는 데 중요한 이점을 제공한다[Table I]. PCD의 가장 큰 특징은 단일 노출(single exposure)에서도 각 X선 광자의 에너지를 측정하여 이를 여러 개의 에너지 구간(energy bins)으로 분류하고 계수할 수 있다는 점이다. 이러한 특성은 별도의 이중 에너지 획득을 위한 복잡한 하드웨어 없이도 모든 검사에서 스펙트럼 데이터(spectral data)를 획득 가능하게 한다[Fig. 2].

특히 PCD는 우수한 에너지 분해능을 기반으로 특정 원소의 고유한 K-흡수단(K-edge)을 정밀하게 구분할 수 있어 물질의 특이적 영상화(material specific imaging)가 가능하다. 이는 에너지 구간별 광자 계수를 통해 서로 다른 물질의 감약 특성을 분리하고 정량화할 수 있음을 의미하는 것으로 이러한 특성은 요오드, 가돌리늄 등 다양한 조영제의 선택적 검출을 가능하게 하여 향후 서로 다른 K-흡수단을 갖는 복수의 조영제를 동시에 활용하여 조직, 장기를 구분하는 다중 조영 영상으로의 발전이 가능하다[15,16], [Fig. 3].

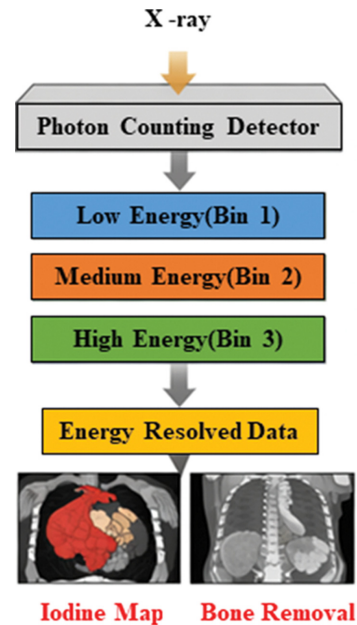


Fig. 3. (Color online) Energy binning.

2. 핵의학 영상 시스템(Nuclear Medicine Imaging systems)

2.1. 단일광자방출단층(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)

방출 단층 촬영(Emission Tomography)은 인체 외부에서 방사선을 투과시키는 방식이 아니라, 인체 내부에서 방출되는 방사선을 검출하여 영상화하는 검사방법이다. 그중 단일 에너지 감마선(Single photo)을 방출하는 방사성동위원소(Radioisotope)를 이용하여 체외에서 검출 후 컴퓨터를 이용하여 영상을 재구성하는 방식이 단일 광자 방출 단층 촬영(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 영상 시스템이다. SPECT는 단층 영상을 만들기 위해 인체의 주위를 회전하며 감마선이 인체를 투과한 것을 여러 방향에서 영상을 얻고 이를 수학적으로 재구성하여 단면 영상을 얻는다. SPECT 영상의 경우 가능한 많은 각도에서 각도마다 가능한 한 좁은 간격으로 방출 영상을 얻는다면 목적 부위의 동위원소 분포도를 자세하게 확인할 수 있으나, 너무 좁은 각도로 여러 방출 영상을 얻게 되면 충분한 크기의 신호를 얻기 어렵고 컴퓨터 용량을 너무 많이 차지할 뿐만 아니라 영상 재구성 시간이 너무 오래 걸리는 단점이 있다. 또한 체내에서 방출된 감마

선 중 검출기와 수직으로 입사되는 감마선만을 선택적으로 수집하기 위해 일정 두께 납으로 된 콜리미터(Collimator)를 사용하기에 대부분의 감마선은 차단되어 감도(Sensitivity)가 매우 낮으며, 물리적 산란(Scattering)으로 인해 정밀한 정량화에 어려움을 겪게 된다[17,18].

2.2. 양전자 방출 단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)

핵의학 영상 시스템인 PET 영상 시스템은 양전자(positron)를 방출하는 방사성 동위원소를 이용하는 영상 장비이다. PET 장비에는 방출된 양전자가 주변 전자와 결합하여 소멸(Annihilation)할 때, 서로 반대 방향으로 방출되는 두 개의 511 keV 감마선을 동시에 검출하는 동시계수(Coincidence detection) 시스템이 필수적으로 요구된다[Fig. 4]. SPECT보다 감도와 해상도가 높다는 장점이 있지만, 체내 심부에서 발생하는 감약(Attenuation) 현상으로 인해 정확한 대사량의 수치화를 위해서는 CT 기반의 감약 보정이 병행되어야 한다[Table II]. 이처럼 SPECT와 PET은 각기 다른 물리적 제약(산란 및 감약)을 안고 있으며, 이는 진단의 정확도를 저해하는 요인이 된다. 최근 도입된 PCD 기술은 CT 파트에서 획득한 초고해상도 스펙트럼 데이터를 통해 이러한 핵의학적 잡음을 획기적으로 보정함으로써, 두 장비의 잠재력을 극대화하는 역할을 수행할 수 있을 것이다[19].

3. 융합 검사 시스템

3.1. PET/CT, SPECT/CT

현대 분자 영상 의학(Molecular Imaging)의 중추인 SPECT와 PET은 나노 몰(Nanomolar) 단위의 극미량 방사성의약품(Radiopharmaceuticals) 분포를 시각화할 수 있는 고감도 핵의학 영상 시스템이다. 이 장비들은 질병으로 인한 해부학적 변화가 나타나기 전, 세포 수준에서 발생하는 초기 대사 변화, 유전자 발현, 수용체 결합 등 분자적 생체 정보를 시각화하고 정량화하는 장점을 가지고 있다.

반면 CT는 우수한 공간 해상도(Spatial Resolution)를 바탕으로 장기 및 병변의 크기, 모양, 인접 조직과의 관계를 밀리미터(mm) 단위 이하로 정밀하게 묘사한다. 특히 골조직과 연부 조직 간의 높은 대조도(Contrast)를 제공하여 병변의 해부학적 경계를 명확히 규명하는 데 최적화 되어 있다. 결과적으로 이들 두 검사 장비의 FI System은 기능적 정보와 형태학적 정보를 동시에 제공함으로써 병변의 위치와 생리적 특성을 더욱 정확하게 평가할 수 있다[Table III]. FI System에서 CT는 단순한 해부학적 영상 제공을 넘어 두 가지 핵심 역할을 수행한다. 첫째, CT 영상은 PET 및 SPECT 영상과의 정합(registration)을 통해 병변의 정확한 해부학적 위치를 결정하는 데 기여한다. 둘째, CT 기반 감약 보정(Attenuation Correction, AC)은 방사선의 체내 감약 정보를 보정하여 기능 영상의 정량적 정확도를 향상하는데 필수적 역할을 한다[20].

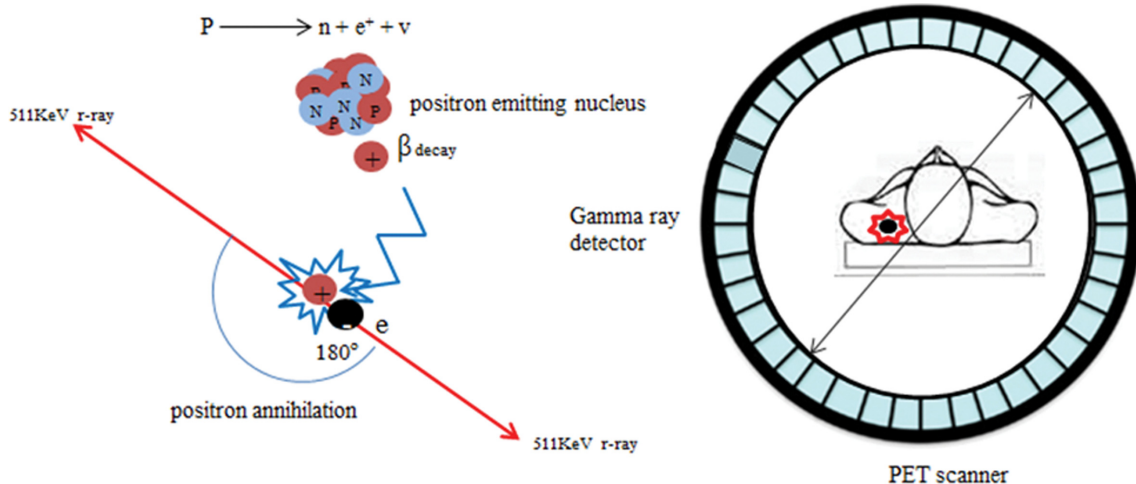


Fig. 4. (Color online) Positron decay process and detection.

Table II. Comparison of SPECT and PET.

Category	SPECT	PET
Radioisotope	Gamma emitters (^{99m} Tc, ¹²³ I)	Positron emitters ¹⁸ F, ⁶⁸ Ga
Detection Method	Mechanical Collimation	Electronic Coincidence Detection
Main Advantage	Multi-isotope imaging, Lower cost	High sensitivity, Superior quantification
Primary Challenge	Low sensitivity, Severe scatter	Attenuation in deep tissues

Table III. Comparison of physical challenges and PCD solutions.

Physical Challenge	EID Limitations	PCD-based Hybrid System Solution
Attenuation Correction	μ -map errors (mean weighting)	Z_{eff} based μ -value calculation
SUV of Micro-lesions	Signal dilution PVE	Ultra-high-res prior recovery
Isotope Interference	Spectral crosstalk (overlapping peaks)	Multi-energy Binning
Scatter Impact	Contrast loss from miscounted scatters	Low-energy Thresholding

3.2. 정밀한 해부학적 참조(Anatomical Reference & Localization)

PET와 SPECT는 대사 활성 및 분자 수준의 변화를 진단하는 데 높은 감도를 가지지만, 상대적으로 낮은 공간 해상도로 인해 병변의 정확한 위치를 진단하는 국소화(localization)에 한계가 있다. 이러한 한계를 보완하기 위해 CT는 뼈와 장기 등의 해부학적 지표(Landmark)를 제공하며, 기능 영상과의 정합(Registration)을 통해 대사 활성 증가 부위를 정확한 해부학적 구조와 연계할 수 있도록 한다. 이를 통해 병변의 위치 판별 정확도가 향상되며 진단의 신뢰성이 크게 증가한다.

3.3. 감약 보정의 표준(Attenuation Correction)

해의학 영상의 가장 큰 물리적 제약은 체내 심부에서 방출된 감마선이 체외 검출기에 도달하는 과정에서 조직에 흡수되거나 산란되어 실제보다 약한 신호로 측정되는 감약(attenuation) 현상이다. 이러한 현상은 특히 심부 장기에서 발생하는 신호의 과소평가를 유발하여 영상의 왜곡 및 정량적 오류를 초래한다. FIS에서 CT는 조직의 방사선의 감약 특성을 반영한 감약 지도(attenuation map)를 생성하며, 이는 방사선의 감약 현상을 보정하는데 활용된다. 이 과정에서 CT 감약 계수(Hounsfield unit, HU)는 선감약계수(linear attenuation coefficient)로 변환되어 PET 및 SPECT 영상 재구성에 적용되며, 이러한 CT 기반 AC은 단순한 화질 개선을 넘어 영상의 정량적 정확도를 결정하는 핵심 요소로 작용한다. 특히 PET에서 병변의 대사 활성도를 반영하는 표준 섭취 계수(standardized uptake value, SUV)의 신뢰성을 확보하는 데 필수적이며, 진단뿐 아니라 치료 반응 평가 및 예후 분석에서도 중요한 역할을 담당한다[21].

본 논고에서는 단일 에너지 통합 검출 방식이 지닌 기존 CT의 한계를 고찰하고, PCD 기반 CT의 다중 스펙트럼 분석 능력이 FI System에서 주요 과제인 감약 및 산란 보정의 정밀도 향상에 어떠한 기여를 할 수 있는지를 논하고자 한다. 나아가, PCD기반 CT FI System 단순한 해부학적 참조를 넘어 분자 대사 정보를 보다 정량적으로 평가할 수 있는 진단 도구로서 가지는 임상적 의의와 발전 가능성을 제안하고자 한다.

4. PCD 기반 융합 시스템의 시너지(Synergistic effects)

4.1. AC의 초정밀화

PET 영상의 정량적 지표인 SUV는 CT 데이터를 기반으로 AC 정확도에 의존한다. SUV의 오류는 주로 AC 불일치에서 기인하는 것으로 PET의 경우 CT 영상의 HU를 사용하여 511 keV 에너지 광자의 감약을 보정하기 위해 선 감약 계수(μ)로 변환하는 이 과정을 HU to LAC(Linear Attenuation Coefficient) 변환이라 한다.

기존 EID는 에너지 통합 방식 특성상 스펙트럼 평균값을 기반으로 계산하므로 에너지 의존적인 물질 감약 특성을 완전히 반영하지 못하는 한계가 있다. 반면 PCD는 개별 광자의 에너지를 구간별(Energy binning)로 분석하여 유효원자번호(Effective Atomic Number, Z_{eff})를 정확하게 산출할 수 있다. 이를 통해 HU-to- μ 변환은 기존 방식보다 물리적 정밀도가 향상되었으며, 이는 결과적으로 심부 병변에 대한 SUV 측정값의 신뢰도를 향상한다. 기존 EID 기반 CT는 인공 관절, 치아 충전물 등 금속 물질 주변에서 심각한 빔 경화(Beam hardening) 현상을 발생시키며, 이는 감약 지도(μ map)의 왜곡으로 이어져 병변이 아님에도 SUV가 높게 측정되는 가짜 양성(False Positive)의 원인이 된다. PCD기반 CT는 특정 에너지 대역의 광자만을 선택적으로 계수하여 가상 단색화 영상(Virtual Monoenergetic Imaging)을 생성함으로써 금속 인공물을 획기적으로 억제한다. 이는 금속 임플란트 인접 부위의 중앙 대사 활성도를 정확하게 평가할 수 있도록 하는 결정적 시너지를 제공한다[22].

4.2. PET/PCD기반 CT: 부분용적 효과 보정 및 영상 대조도 극대화

PET 영상의 정량적 정확도를 저해하는 주요 물리적 요인 중 하나는 부분 용적 효과(Partial Volume Effect, PVE)이다. 이는 병변의 크기가 검출기의 공간 분해능보다 작을 때, 병변의 신호가 주변 정상 조직의 신호와 혼합되어 실제보다 SUV가 낮게 측정되는 현상을 의미한다. 특히 폐의 미세 결절이나 림프절 전이와 같이 크기가 작은 병변에서 이러한 SUV의 과소평가는 진단의 불확실성을 초래할 수 있다. PCD 기반 CT는 기존 섬광체 기반 검출기의 격벽 구조가 없어 픽

셀 크기를 0.1~0.2 mm 수준까지 소형화할 수 있는 초고해상도 성능을 보유하고 있다. 이러한 PCD 기반 CT에서 획득한 정밀한 구조 정보를 PET 영상 재구성 알고리즘의 사전 정보 (Prior information)로 대입함으로써, 미세 병변의 해부학적 경계를 명확히 확정하고 PVE에 의한 신호 손실을 물리적으로 보정할 수 있다. 이를 통해 실제 대사량에 근접한 정밀한 SUV 측정이 가능해진다[23].

또한, PCD는 하드웨어 수준에서 에너지 임계값(Energy thresholding) 설정을 통해 회로 내부에서 발생하는 전자 잡음(Electronic noise)을 원천적으로 차단하여 PET 영상의 배경 잡음을 현저히 감소시켜, 결과적으로 병변과 배경 간 대조도(Target to background ratio)를 획기적으로 향상시킨다. 이는 미세한 암 조직의 조기 발견율을 높이고 진단의 예민도를 극대화하는 기술적 기틀을 제공한다[24].

4.3. PCD 기반 CT: 물리적 파라미터 최적화를 통한 정량적 영상 구현

PET 영상화의 본질은 인체 내부에서 방출된 쌍소멸 방사선(511 keV 감마선 쌍)을 검출하여 방사성 의약품의 집적 위치를 역추적 하는 것이다. 그러나 이 과정에서 감마선은 조직을 투과하며 흡수되거나 산란되어 심각한 데이터 왜곡을 겪게 된다. 기존 CT가 주로 인체 조직의 단순 밀도 정보(HU)만을 제공했다면, PCD 기반 CT는 전자 밀도(Electron Density)와 Z-eff 라는 물리적 파라미터를 제공함으로써 PET 영상의 한계를 극복한다. PCD는 입사 광자의 에너지를 수 keV 단위의 미세한 에너지 빈(Energy Bin)으로 세분화하여 측정할 수 있는 고유의 성능을 지닌다. 이러한 에너지 선택적 계수 특성은 체내에서 발생한 산란 광자를 실제 신호와 물리적으로 분리해 냄으로써 PET 영상의 배경 잡음을 현저히 낮추고 대조도를 극대화한다.

특히, PCD 기반 CT가 산출하는 전자 밀도와 Z-eff 값은 PET 영상 재구성의 핵심인 AC 알고리즘에 정밀한 상수 값으로 대입된다. 이는 기존의 경험적 추정 모델을 탈피하여 수학적 모델링의 정확도를 물리적 실측치 수준으로 격상시킨다. 결과적으로 잡음과 실제 대상 신호를 명확히 구분함으로써, 심부 병변에서도 왜곡 없는 초고화질의 SUV 데이터를 확보할 수 있게 된다[25], [Table IV].

5. 임상적 유용성 및 진단 혁신

5.1. 관상동맥 석회화 진단

PCD 기반 CT/PET 융합 시스템의 임상적 가치는 기존 에너지 통합형 검출기(EID)의 한계를 극복한 고해상도 영상 구현에서 극대화된다. 관상동맥 석회화 진단에서 PCD CT는 개별 광자의 에너지를 직접 계수함으로써 전자 노이즈를 근본적으로 제거하고, 미세한 석회화 병변 주위에서 발생하는 번짐 현상(Blooming artifact)을 획기적으로 감소시킨다. 기존 연구에 따르면, PCD 기반 CT는 초고해상도 모드를 통해 관상동맥 스텐트 내부의 재협착 유무를 더욱 명확하게 판독할 수 있게 하며, 이는 석회화 지수(Calcium Score) 측정의 정확도를 높여 불필요한 관상동맥 조영술 횟수를 줄이는 임상적 이점을 제공한다.

5.2. 종양의 미세 전이 판독

PET과의 결합은 진단 효율을 비약적으로 향상시킨다. PCD 기반 CT의 높은 공간 분해능으로 확보된 해부학적 정보와 PET의 대사 정보를 융합할 경우, 수 밀리미터(mm) 단위의 미세 림프절 전이나 장기 내 미세 암세포 침범을 더욱 정밀하게 구획화(Segmentation)할 수 있다. 특히, 조영제 증강 없이도 물질 성분 분리(Material Decomposition) 기능을 통해 병변의 특성을 분석할 수 있어, 신기능 저하 환자 등 조영제 사용이 제한적인 임상 환경에서도 고정밀 암 진단이 가능하다는 강점이 있다. 이는 향후 환자 개인 특성을 고려한 정밀 의료 구현의 핵심적 역할을 할 것으로 사료된다.

6. 기술적 한계 및 해결 과제

6.1. 고선량 환경에서 펄스 중첩(Pulse pile up) 현상

PCD의 가장 큰 물리적 제약은 개별 광자를 계수하는 시간 분해능(Dead time)의 한계 현상으로 CT의 X선 강도가 매우 높은 영역에서 짧은 시간 내 과도한 광자가 유입되면 검출기가 개별 펄스를 분리하지 못하고 두 개 이상의 광자를 하나의 고에너지 광자로 오인하는 펄스 중첩(Pulse Pile-up)이 발생한다. 이는 데이터의 선형성(Linearity)을 훼손하고 에너지 스펙트럼을 왜곡시켜, 결과적으로 FIS 내 감약 보정용 μ -map 생성 시 심각한 오차를 유발하여 정량적 SUV 신뢰도를 심각하게 저하시키는 주요 원인이 된다. 이를 극복하기 위해 나노

Table IV. Comparison of K-edge: Iodine vs Gadolinium.

Category	Iodine	Gadolinium
Atomic Number (Z)	53	64
K-edge Energy	~33.2 keV	~50.2 keV
Clinical Use	CT contrast agent	MRI contrast agent
Energy Characteristics	Increased attenuation in low-energy range	Increased attenuation in higher-energy range

초(ns) 단위로 반응하는 초고속 ASIC(Application-Specific Integrated Circuit) 설계와 더불어 검출기의 비선형적 응답 특성을 물리적 모델로 수치화하여 복원하는 고계수율 보정 알고리즘(High count rate correction algorithm) 연구가 병행되고 있다[26].

6.2. 전하 공유(Charge Sharing)와 K-escape 효과

픽셀이 소형화에 따라 입사된 광자가 생성한 전하 구름(Charge cloud)이 인접한 여러 픽셀로 분산되는 전하 공유(Charge Sharing) 현상과 반도체 결정 내 광전효과로 발생한 형광 X선이 인접 픽셀에 중복 검출되는 K-escape 현상이 에너지 분해능 저하의 주요 원인으로 지적된다. 이를 해결하기 위해 인접 픽셀의 신호를 실시간으로 분석하여 단일 광자 이벤트로 재구성하는 전하 공유 보정(Charge Sharing Correction) 회로 기술의 고도화가 요구된다[27]. 가장 직접적인 하드웨어적 해결 방안은 개별 픽셀 간 실시간 신호 교환 네트워크를 구축하는 것이다. 특정 픽셀에서 신호가 감지되면 인접 픽셀들의 전하량을 동시 감시하며 분산된 전하를 감지할 경우, 이를 하나의 이벤트로 간주하여 에너지가 가장 높은 중심 픽셀에 통합하는 Winner-takes-all 방식을 적용한다.

최근에는 머닝러싱 기반의 온 칩(On-chip) 전하 복원 알고리즘 연구가 활발히 진행되고 있다. 기존의 단순 합산 방식은 임계값 이하의 미세 전하 손실을 완벽히 회복하기 어렵다는 한계가 있으나, 훈련된 AI 모델은 주변 픽셀의 전하 분포 패턴을 분석하여 손실된 에너지를 물리적으로 복원(Recovery)함으로써 에너지 분해능을 이론적 한계치까지 근접시킨다[28].

6.3. 데이터 폭증 및 컴퓨팅 파워의 한계

PCD 기반 CT는 기존 EID 방식보다 훨씬 방대한 고차원 데이터를 생성한다. 이는 단순히 픽셀 수가 증가한 것에 그치지 않고, 각 픽셀 당 다중 에너지 빈(Energy bins) 정보가 결합한 스펙트럼 데이터 세트가 형성되기 때문이다. 이는 융합 영상 재구성 시 연산 시간이 대폭 지연시키며, 대규모 데이터 저장 및 의료 영상 정보 시스템(PACS) 인프라에 상당한 운용 부담을 초래한다. 이를 해결하기 위해 딥러닝 알고리즘을 활용하여 스펙트럼 데이터의 중복성을 제거하고 고효율로 압축하면서도 재구성 시 원본의 물리적 정보를 손실 없이 복원하는 기술이 도입되고 있다. 특히 인공지능(AI) 기술은 하드웨어의 물리적 한계를 소프트웨어적으로 보완하는 핵심 동력이다. 저선량 검사에서 발생하는 잡음을 AI로 제거하면서도 고해상도를 유지하는 반복적 재구성(Iterative Reconstruction) 기술은 연산 효율성을 극대화하는 동시에 데이터 전송 효율을 제고하는 해결책이 되고 있다[29].

III. 결 론

본고에서는 초기 1세대 CT에서 시작하여 MDCT를 거쳐, 현재 CT 기술의 패러다임을 전환하고 있는 PCD 기반 CT의 하드웨어적 변천사와 그 임상적 가치를 고찰하였다.

PCD 기술은 기존 에너지 통합형 검출기(EID)의 물리적 한계였던 섬광체 격벽에 의한 해상도 저하와 전자 잡음 혼입 문제를 직접 변환 방식(Direct conversion)과 에너지 임계값(Energy thresholding) 설정을 통해 근본적으로 해결하였다. 특히 이러한 하드웨어적 혁신이 PET/CT 및 SPECT/CT와 같은 융합 영상 시스템으로 통합되었을 때, 초고해상도 기반의 해부학적 국소화와 정밀한 에너지 분해능에 근거한 초정밀 영상 구현이 가능해짐을 확인하였다.

이는 결과적으로 SUV의 정량적 신뢰도를 물리적 한계치까지 격상시키고, 다중 핵종 분리 영상의 실현을 통해 분자 영상의 진단적 가치를 새로운 차원으로 격상시켰다. 결론적으로 PCD 기반의 융합 영상 시스템은 단순히 고화질 영상을 제공하는 도구를 넘어, 환자 개별 대사 특성을 분자 수준에서 진단할 수 있는 정밀 의료(Precision Medicine)의 핵심 플랫폼으로서 현대 영상 의학의 새로운 표준이 될 것으로 기대된다. 나아가 PCD 기반의 융합 영상 시스템은 인공지능(AI) 기술과의 결합을 통해 그 혁신성을 더욱 확장할 수 있을 것으로 전망되며, PCD 기반 CT가 생성하는 초고해상도의 다중 에너지 데이터는 AI 기반 자동 병변 탐지 시스템(Computer-Aided Detection, CAD)의 학습을 위한 정밀한 원천 자료가 될 것이며, 이는 진단의 정확도와 재현성을 한 단계 높이는 결과로 이어질 것이다. 특히 AI를 활용한 영상 재구성 및 노이즈 저감 알고리즘이 PCD 기술과 유기적으로 융합된다면, 검사 시간을 단축하면서도 방사선 피폭량을 최소화하는 최적의 정밀 진단 환경이 구축될 수 있다. 결론적으로 PCD 기반 융합 영상 기술은 시각적 관독의 시대를 넘어 데이터 기반의 객관적 분석 시대로의 진화를 견인하고 있으며, 향후 AI와의 유기적 통합을 통해 환자 맞춤형 정밀 의료를 실질적으로 선도하는 핵심 플랫폼으로서 역할을 수행할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 과제(결과물)은 2026년도 교육부 및 강원특별자치도의 재원으로 강원 RISE센터의 지원을 받아 수행된 지역혁신중심 대학지원체계(RISE)의 결과입니다(2026-RISE-10-014).

References

[1] G. N. Hounsfield, The British Journal of Radiology 46, 1016

- (1973).
- [2] W. A. Kalender, *Physics in Medicine & Biology* **51**, R29 (2006).
- [3] C. H. McCollough, S. Leng, L. Yu, and J. G. Fletcher, *Radiology* **293**, 3 (2019).
- [4] M. J. Willemink, M. Persson, A. Pourmorteza, N. J. Pelc, and D. Fleischmann, *Radiology* **289**, 293 (2018).
- [5] C. H. McCollough, *Radiology* **259**, 311 (2011).
- [6] W. A. Kalender, W. Seissler, E. Klotz, and P. Vock, *Radiology* **176**, 181 (1990).
- [7] A. So and S. Nicolaou, *Korean Journal of Radiology* **21**, 1085 (2020).
- [8] N. Rassouli, S. J. Braun, L. Yu, J. G. Fletcher, and C. H. McCollough, *Insights into Imaging* **8**, 611 (2017).
- [9] S. Rassouli, D. Mileto, A. J. Nanadikar, S. Aminjavaheri, and P. S. Liu, *American Journal of Roentgenology* **208**, 494 (2017).
- [10] N. R. Schieda, J. R. Quon, and C. S. Lim, *American Journal of Roentgenology* **215**, 1125 (2020).
- [11] C. H. McCollough, S. Leng, L. Yu, and J. G. Fletcher, *Radiology* **276**, 637 (2015).
- [12] A. S. Onishi, K. Rajendran, N. R. Thorne, S. Leng, and C. H. McCollough, *Radiology* **308**, e230716 (2023).
- [13] K. Taguchi and J. S. Iwaczyk, *Med. Phys.* **40**, 100901 (2013).
- [14] T. Flohr, M. Petersilka, and A. Henning, *Physica Medica* **79**, 126 (2020).
- [15] L. Yu, X. Leng, and L. Chen, *Journal of Computer Assisted Tomography* **40**, 1 (2016).
- [16] M. J. Willemink and P. B. Noël, *Radiology* **289**, 593 (2018).
- [17] R. J. Jaszczak, *Proceedings of the IEEE* **76**, 1179 (1988).
- [18] B. M. W. Tsui, E. C. Frey, and K. J. LaCroix, *Seminars in Nuclear Medicine* **24**, 189 (1994).
- [19] K. Rajendran, M. Petersilka, A. Henning, E. R. Shanblatt, B. Schmidt, T. G. Flohr, A. Ferrero, F. E. Boas, S. J. Braun, L. Yu, J. G. Fletcher, and C. H. McCollough, *Radiology* **300**, 569 (2021).
- [20] P. E. Kinahan, D. W. Townsend, T. Beyer, and D. Sashin, *Med. Phys.* **25**, 2046 (1998).
- [21] R. Boellaard, *J. Nucl. Med.* **50**, 11S (2009).
- [22] R. Kappler, F. J. G. Schnittger, and T. G. Flohr, *Phys. Med. Biol.* **66**, 145003 (2021).
- [23] S. Niehoff, B. Schmidt, and T. Flohr, *RadioGraphics* **41**, 1001 (2021).
- [24] F. Grimmer, J. S. Iwaczyk, M. Persson, and T. G. Flohr, *Physics in Medicine & Biology* **68**, 145003 (2023).
- [25] S. Kappler, T. Flohr, and K. Taguchi, *Medical Physics*, **43**, 3144 (2016).
- [26] M. J. Wills, *IEEE Trans. Med. Imaging* **35**, 1102 (2016).
- [27] R. Ballabriga, M. Campbell, E. Heijne, X. Llopart, L. Tlustos, and W. Wong, *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **63**, 1433 (2016).
- [28] J. W. Kim and S. J. Pelzer, *IEEE Trans. Med. Imaging* **41**, 1120 (2022).
- [29] B. Schmidt, S. Niehoff, and T. Flohr, *IEEE Trans. Radiat. Plasma Med. Sci.* **5**, 598 (2021).