

Overview on Dual Energy Computed Tomography

Min-Cheol Jeon, Seong-Ho Kim, and Jae-Seok Kim*

Dept. of Radiology, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon 34504, Korea

Jeong-Ho Kim

Dept. of Radiological Science, Sunlin University, Pohang 35760, Korea

Man-Seok Han*

Dept. of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Korea

(Received 31 January 2024, Received in final form 27 February 2024, Accepted 27 February 2024)

Dual energy computed tomography uses the difference between high energy and low energy. It is possible to recognize differences in the degree of attenuation of materials, distinguishing differences in properties for each material, and imaging only the desired material. Recently, with the new photon counting detector computed tomography technology, higher spatial resolution, contrast-to-noise ratio, and higher dose efficiency can be expected, so it is expected that more accurate medical imaging diagnosis can be expected in the future.

Keywords : computed tomography, dual energy, attenuation, photon counting detector, medical imaging

듀얼 에너지 전산화단층촬영 소개

전민철 · 김성호 · 김재석*

대전보건대학교 방사선과, 대전시 동구 충정로 21, 34504

김정호

선린대학교 방사선과, 경상북도 포항시 북구 흥해읍 초곡길 35번길 30, 35760

한만석*

강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

(2024년 1월 31일 받음, 2024년 2월 27일 최종수정본 받음, 2024년 2월 27일 게재확정)

듀얼에너지 전산화단층촬영은 고에너지와 저에너지 차이를 이용한다. 물질의 감약 정도 차이를 인식할 수 있어 물질마다 특성 차이를 구분하고 원하는 물질만을 영상화가 가능하다. 최근에는 광자계수검출기 전산화단층촬영 신기술로 인해 더 높은 공간분해능, 대조도 노이즈 비와 높은 선량 효율을 기대할 수 있기에 향후에는 보다 정확성 높은 의료영상 진단을 기대할 수 있을 것으로 사료된다.

주제어 : 전산화단층촬영, 듀얼에너지, 감약, 광자계수검출기, 의료영상

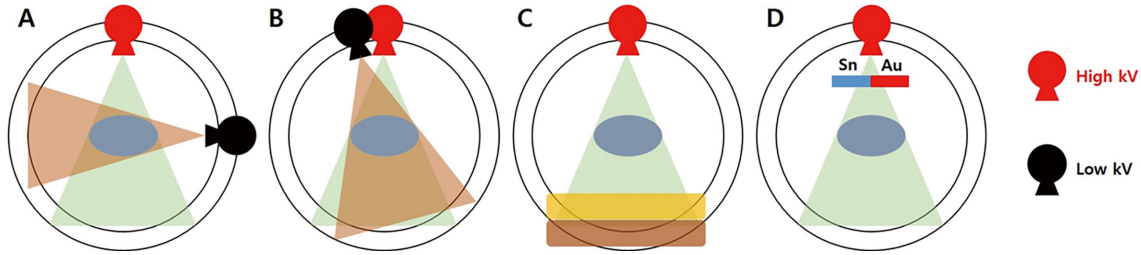


Fig. 1. (Color online) Dual-energy computed tomography(DECT) techniques. (A) Dual-source DECT. (B) Fast kilovolt switching DECT. (C) Dual-layer detector DECT, (D) Twin beam DECT.

I. 서 론

전산화단층촬영(CT, Computed tomography)은 X선을 사용하여 피사체를 검사한 후 이를 단면 영상으로 재구성하여, 피사체를 자르지 않아도 피사체 내부 단면을 관찰할 수 있게 해주는 기술이다[1]. 따라서 CT는 현재 임상에서 사용되는 초석 영상 기법 중 하나이며, 일반 및 응급 상황에서 사용할 수 있으므로 광범위한 진단에 적용된다[2]. 그러나 전통 방식의 CT는 X선 단일 에너지 스펙트럼의 물질에 대한 감약 정보만을 제공하기에 투과력에 의존한 대조도 차이가 발생하기에 물질 분석에 있어 제한적이다.

이러한 제한을 극복하기 위한 방안으로 듀얼 에너지 전산화단층촬영(DECT, Dual Energy CT)이 각광 받고 있다. 두 가지 서로 다른 X선에너지 스펙트럼의 물질에 대한 감약 차이를 이용하여 영상을 획득하는 DECT는 물질을 분해하는 고유한 기능을 가지고 있어[3] 다양한 질병을 정밀하게 진단할 수 있는 장점이 있다.

본 글에서는 Fig. 1과 같이 현재 주로 사용되고 있는 DECT에 대한 방법인 듀얼 소스(Dual source), 빠른 관전압 전환(Fast kilovolt switching), 듀얼 층 검출기(Dual layer detector), 트윈 빔(Twin beam)에 대해서 소개하고 임상적 적용 및 향후 발전 측면에 대해서 논하고자 한다.

II. 물리적 기초

DECT는 두 개의 다른 에너지 설정에서 데이터를 수집하는 것을 기반으로 한다. X선 광자는 물질과 상호작용하여 에너지에 따른 감약 값을 생성하게 되는데, 두 개의 서로 다른 에너지 설정에서 조직의 구성에 대한 정보는 해당 조직이 광자와 상호작용하는 방식을 분석하여 획득할 수 있다[4].

이중에너지 전산화단층촬영은 두 개의 광자 스펙트럼인 고에너지와 저에너지의 검출을 기반으로 한다[5]. Alvarez와 Macovski[6,7] 연구에 의하면 부여한 에너지(E)에 대한 조직의 감약 계수에서 광전효과와 콤프톤 효과의 역할을 식(1)으로

정의하였다.

$$\mu(E) = \mu_p(E) + \mu_c(E) = \alpha_p f_p(E) + \alpha_c f_c(E) \quad (1)$$

μ_p 와 μ_c 는 광자 빔의 에너지에만 의존하는 수학적 함수가 있으며, α_p 와 α_c 는 각각 광전효과와 콤프톤 효과의 기여도를 설명하는 계수이다. 이들의 값은 조직의 원자번호에만 의존한다. 획득한 서로 다른 두 에너지의 데이터에서 미지수 α_p , α_c 가 있는 두 방정식의 시스템을 해결할 수 있다.

$$\mu(LE) = \alpha_p f_p(LE) + \alpha_c f_c(LE) \quad (2)$$

$$\mu(HE) = \alpha_p f_p(HE) + \alpha_c f_c(HE) \quad (3)$$

$\mu(LE)$ 와 $\mu(HE)$ 의 방정식 고에너지 및 저에너지 X선 빔에 대한 감쇠계수를 풀면 영상의 각 복셀은 한 쌍의 값(α_p , α_c)을 갖는다. 이 두 값을 재결합하여 다양한 형태의 스펙트럼 영상을 인공적으로 만들어 낸다. DECT 플랫폼에서 생성된 다양한 유형의 이미지는 각 복셀의 (α_p , α_c) 값의 재조합을 기반으로 구현된다.

III. 듀얼 에너지 전산화단층촬영 종류

1. Dual source

CT의 최신 혁신은 기존 나선형 CT에서처럼 단일 X선 소스(source)가 아닌 두 개의 X선 소스를 활용하는 새로운 기술인 dual source CT 영상의 개발이다[8]. 듀얼 소스 CT는 두 개의 서로 다른 X선 튜브(tube)로부터 발생된 X선은 두 개의 개별 검출기 어레이(detector array)에서 서로 다른 영상을 획득한다. 고에너지 스캔은 120 kVp 또는 140 kVp에서 시행되고 저에너지 스캔은 80 kVp 또는 100 kVp에서 동시에 이루어진다.[9] DECT는 물질의 전자밀도(ED, electron density), 유효원자번호(effective atomic number) 및 이중에너지 지수(dual-energy index)를 결정하여 더 많은 정보를 제공할 수 있다[10]. 하나의 검출기는 50 cm의 SFOV(scan field of view) 범위를 포함하는 반면 다른 하나의 검출기는 34 cm의 SFOV 범위를 영상화한다.

갠트리(gantry)의 회전 시간은 0.28, 0.33, 0.5 및 1.0초이다[11]. dual source CT를 사용함으로써 고해상도의 영상을 획득할 뿐만 아니라 조직의 구별이 명확해지고, 촬영 속도 또한 향상된다. 촬영 속도가 향상됨으로써 환자 움직임에 의한 아티팩트(artifact)가 감소되고 움직임이 빠른 심장의 검사도 정확성이 향상되었다.

2. Fast kilovolt switching

단일(single) 소스의 fast kilovolt switching CT는 하나의 소스를 사용하면서 빠른 시간에 관전압을 스위칭하는 기술을 사용하여 고에너지와 저에너지를 사용하는 방법이다. fast kilovolt switching 기술을 통해 초고속 kV 및 mA 동기화 switching이 가능해 거의 동시적인 이중 에너지 데이터 수집이 가능하다[12]. 이때 사용되는 두 개의 에너지는 80 kVp와 140 kVp로 빠르게 교차하며 X선원으로부터 발생된다. 두 개의 다른 X선원 에너지를 사용하여 물질 투과 감약 정도 차이를 이용하여 물질 마다의 특성 차이를 구분하고 우리가 원하는 물질만을 영상화가 가능할 뿐만 아니라 40-140 keV까지 100개의 단색파에너지 영상을 만들 수 있게 된다[13]. 기존 CT 영상과 비교하여 최신 CT 시스템은 0.5초 이내에 회전하고 약 1000개의 투영 데이터를 수집하므로 X선관 관전압을 kHz 속도로 반복적으로 전환해야 한다. 이 전환 모드에서는 두 개의 사이노그램(sinogram)이 수집될 수 있는 투영상의 절반만 사용하여 수집된다. 기존의 sinogram 영역 듀얼 에너지 분해 방법에서는 각 X선을 두 개의 서로 다른 관전압으로 두 번 측정해야 하지만 빠른 전환 모드에서는 짝수 투영상이 한 전압에 있고, 홀수 투영상이 다른 전압에 있다. fast kilovolt switching CT 영상에서 이 문제에 대한 일반적인 해결 방법은 두 sinogram을 각도 방향으로 보간(interpolation)하여 누락된 영상을 채우는 것이다. 그러나 이러한 보간은 공간해상도를 손상시킬 수 있다[14].

3. Dual-layer detector

단일소스 듀얼 층 검출기는 하나의 X선 소스와 하나의 검출기를 사용한다. 단일소스 듀얼 층 검출기를 사용하면 추가적인 소스나 검출기를 사용하지 않으면서도 두 개의 다른 에너지를 획득할 수 있다. 이 방법에서는 에너지에 민감한 샌드위치 검출기 기술인 이중 층 검출기 설계를 사용한다. 두 검출기는 서로 겹쳐져 있으며 서로 다른 재료로 구성되어 있다[15]. 저에너지 데이터는 전면 또는 가장 안쪽 검출기 층에서 수집되고 고에너지 데이터는 후면 또는 가장 바깥쪽 검출기 층에서 수집된다[16]. 다색성 X선 광자(photon)는 하나의 튜브(tube)에서 생성하는데, 일반적으로 120 kVp가 사용된다. 이트륨(yttrium) 기반 섬광체로 구성된 얇은 층은 저에너지 광자를

흡수하고, 선택적으로 Gd2O2S2로 구성된 두꺼운 층은 고에너지 광자를 흡수한다. 이중 에너지 스캔은 최대 회전 속도(0.27 초) 및 전체 FOV(50 cm)로 시행할 수 있다. 그러나 이중 층 검출기 에너지 스펙트럼은 두 층 사이의 신틸레이터 물질의 감도 프로파일이 상당히 겹치기 때문에 빔을 여과할 수 있는 이중 튜브 보다 대조도가 낮다[17]. 따라서 스펙트럼 정보의 대조도가 제한되거나 상대적으로 높은 추가 선량이 필요하다[18].

4. Twin beam

1980년대에 split filter를 이용한 CT는 개발되었으나 처음으로 사용된 시기는 2014년이다[19]. 트윈 빔(Twin beam) 이중에너지 컴퓨터단층촬영에서는 tube 앞에 위치한 두 개의 서로 다른 필터인 주석(Sn)과 금(Au)이 사용되어 단일 소스의 X선 빔을 서로 다른 두 개의 에너지 빔으로 분할한다[20]. 분할된 각각의 에너지 빔은 서로 다른 방향을 따라 검출기의 절반은 고에너지 나머지 반은 저에너지로 나뉜다. 주석에 의해 여과된 X선 빔은 경화되어 고에너지를 형성하고, 금에 의해 여과된 X선 빔은 K-edge(80.7 keV)로 인해 낮은 에너지를 형성한다[21]. 트윈 빔 방식은 하드웨어 수정이 많이 필요하지 않아 비용이 효율적이며, 기존 CT 장치의 튜브쪽 콜리메이터(collimator)에 분할 필터를 추가하여 이중 에너지 영상을 획득한다. 또한 전체 관심범위에서 영상획득이 가능하며 관전류 자동 변조로 환자의 피폭선량을 최적화할 수 있다[22]. 비교적 널리 사용되고 있는 이중 선원은 상대적으로 제한적인 좁은 스캔 관심 범위를 가지고 있는 반면 단일선원 split filter는 일반적으로 단일에너지 CT와 같은 스캔 관심 범위를 갖는 장점이 있다. 단점으로는 split filter로 분리된 두 개의 X선 에너지 영역의 중첩으로 인해 이중 선원 전산화단층촬영에 비해 에너지 스펙트럼 분리력이 떨어진다는 점이다[23].

IV. 듀얼 에너지 전산화단층촬영의 최근 임상 적용

DECT는 통풍성 관절염의 영상화 및 폐색전증 환자에 있어 최근 임상에서 주로 적용하는 기술이다. 최근 몇 년 동안 그 가용성과 사용법이 점점 더 널리 보급되었다. DECT는 임상가가 통풍 질환의 조기 진단, 치료 및 후속 조치를 취하는데 도움이 되는 요산나트륨 결정 침착물의 시각화, 특성화 및 정량화를 위한 비침습적 진단 영상이다. 또한 폐색전증의 조영증강 후에 촬영한 한 번의 검사만으로 조영증강 전 CT 영상을 촬영하지 않고서도 가상 조영 전 영상을 얻을 수 있어 단순 조영증강 CT에서 관찰하기 어려운 작은 혈관에서의 색전증과 미만성 색전에 의한 폐 관류 저하를 시각화할 수 있는 유용한 진단 기법이다. 최근 임상에서 주로 적용하고 있는

DECT Gout 영상화 및 Pulmonary embolism perfusion 지도화를 통해 DECT의 임상에서의 활용 및 적용 사례를 설명하고자 한다.

1. DECT Gout 영상화

급성 통풍성 관절염은 연조직과 관절에 요산나트륨(MSU) 결정이 침착되어 관절주위 염증 반응이 나타나는 증상이다. 첫 번째 중족지절관절(metatarso phalangeal joint)에 영향을 미치는 ‘podagra’ 또는 통풍의 전형적인 증상은 기원전 2640년에 이집트에서 기술되었다[24].

오늘날 미국 성인 인구에서 약 4%의 유병률을 보이는 가장 흔한 수정 관절병증(crystal arthropathy)이다. 발생률과 유병률은 계속해서 증가하고 있으며, 주로 30~50세 남성에게 주로 영향이 있다. 한국의 통계치를 보면 통풍 환자가 연평균 4.0% 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 증가세는 여성보다 남성에게서 뚜렷하게 확인됐다. 국민건강보험공단의 2023년 8월 건강보험 진료 데이터에 따르면 2018년 약 43만명이었던 진료 인원은 2022년 약 50만명으로 약 7만명 증가했다. 이 가운데 남성은 17.9% 증가했으며, 여성은 8.7% 증가해 남성에게서 증가세가 두드러지는 것을 볼 수 있다[25].

통풍은 대사증후군, 관상동맥심장병 및 당뇨병과의 연관성을 고려할 때 이환율, 특히 심한 통증을 유발하는 경향을 보인다[26-29]. 따라서 질병의 조기 발견과 진단은 신속하고 적절한 치료를 시작하여 진단 지연으로 인해 발생할 수 있는 관절 파괴, 힘줄 파열, 신장 및 심장 질환과 같은 합병증을 최소화 하는데 있다.

통풍의 진단은 전통적으로 임상 소견, 임상병리학적 결과, 관절 흡인을 기반으로 했으며 영상 촬영은 보조적인 수단으로 사용되었다. 통풍의 평가 및 진단을 위해 방사선 촬영, 초

음과 촬영, 기존(단일 에너지) CT 및 자기공명영상(MRI)과 같은 다양한 비침습적 영상 기법이 사용되었다. 가장자리가 돌출되어 있고 가장자리가 경화되어 있는 ‘구멍이 뚫린’ 또는 ‘쥐에 물린’ 침식에 대한 고전적인 방사선 사진 소견은 질병의 진행 후반에 나타난다. 마찬가지로, 방사선 사진에서 관절 주위 연조직 덩어리로 보이는 통풍성 결절은 질병 만성의 징후로 나타난다. 초음파 검사의 장점으로서는 외래환자 센터에서 쉽게 이용할 수 있고 상대적으로 저렴한 비용, 휴대성, 전리 방사선이 없고 혈관을 묘사하기 위한 정맥 조영제가 필요하지 않다는 점 등이 있다[30]. 관절 삼출, 윤활막염 및 미란은 종종 초음파 검사에서 식별될 수 있다. 또한 유리질 연골에 있는 요산 결정의 고요코 침착물을 영상화할 수 있는 능력이 있으며, 이는 기본 연골하 피질 윤곽선과 함께 ‘이중 윤곽선 표시’의 모양을 제공한다[31]. 초음파 검사의 한계는 심부 구조나 관절의 영상을 얻을 수 없다는 점, 시술자 의존도가 높다는 점이다. 기존의 단일 에너지 CT는 미란과 고밀도 결절을 높은 감도로 보여줄 수 있지만, 이러한 결과는 통풍 진단에 대한 특이성이 부족하다. 통풍 평가에 MRI를 사용하는 것은 광범위하게 연구되지 않았다. 이는 제한된 가용성, 긴 이미징 시간 및 높은 비용 때문일 수 있다. MRI 검사는 존재하는 칼슘의 양에 따라 다양한 신호 특성을 가질 수 있는 피질 침식, 골수 부종 및 통풍 결절을 묘사할 수 있다. 이러한 영상 특징은 통풍에 특이적이지 않으며 종종 질병 분포 및 기타 임상 특징과의 상관관계를 통해서만 진단을 추론할 수 있다.

앞서 설명한 통풍의 진단 방법 중 MSU 결정의 식별에 의존하는 통풍 진단에 충분히 민감하거나 특이적이지 않다. 이러한 환경에서 DECT는 질병 진행 초기에 MSU 결정을 비침습적으로 탐지할 수 있는 효과적인 기능을 제공한다. 2개의

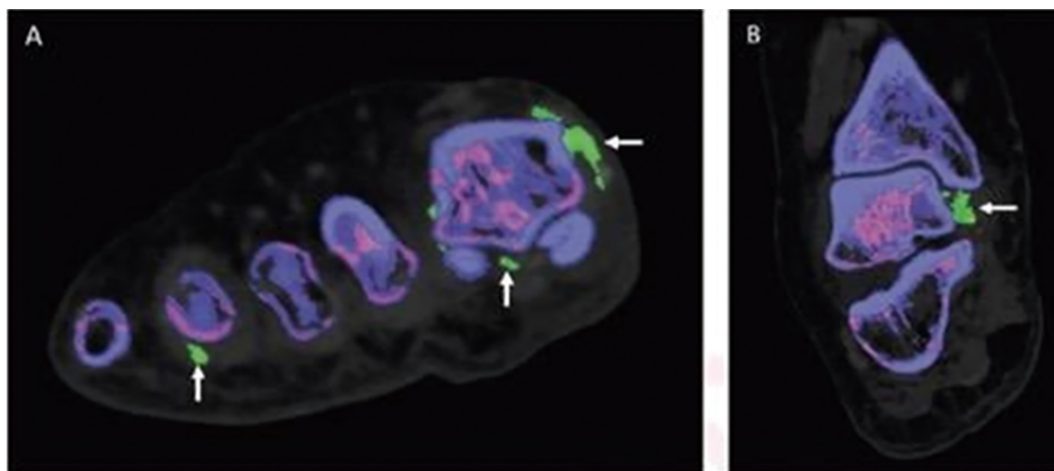


Fig. 2. (Color online) (A) Image diagnosing green MSU at the tips of the first and fourth toes using Dual Energy CT Gout VRT (B) Image diagnosing green MSU in the talus, an area where gout frequently occurs, using Dual Energy CT Gout VRT [46].

별도 80 kVp 및 140 kVp 튜브가 있는 이중 소스 DECT 스캐너는 일반적으로 140 kVp 튜브의 주석 여과를 사용하여 요산염 침착물과 비요산염 침착물 간의 탁월한 스펙트럼으로 물질의 차별화를 가능하게 한다[32].

획득된 데이터는 작은 요산염 침전물을 감지하기에 충분한 해상도와 슬라이스 폭으로 적절한 후처리 DECT 커널을 사용하여 재구성을 수행한다. 후처리 DECT 커널은 제조업체마다 다르므로 잘못된 해석과 인공물을 방지하기 위해 해당 회사의 시스템에 적절한 설정이 사용되도록 주의를 기울여야 한다.

스캔된 각 영역(예: 하나의 영역인 양측 손과 손목)의 방사선량은 다양하지만 최신 이중 튜브, 이중 에너지 스캐너에서는 0.5 mSv로 추정된다. 영상에 가장 일반적으로 포함되는 말초 관절에는 팔꿈치, 손목, 손, 무릎, 발목 및 발이 포함된다. 관절은 일반적으로 영향을 받은 쪽과 관계없이 양측으로 영상을 촬영한다.

획득한 데이터 세트는 필요한 평면에서 재구성되고 특정 임상 응용을 위해 설계된 두 가지 재료 분해 알고리즘을 활용하는 이중 에너지 소프트웨어로 처리된다. 통풍 알고리즘에서는 연조직을 기준으로 하여 칼슘에서 MSU를 분리하기 위해 수행된다. 두 물질 분해 알고리즘은 칼슘과 같은 원자 번호가 높은 물질이 MSU와 같은 낮은 원자 번호 물질로 구성된 물질보다 더 높은 광자 에너지에서 더 높은 감쇠 증가를 나타낸다는 원리에 기초한다. Fig. 2의 소프트웨어에서 (A) 녹색 픽셀은 MSU를 나타내고 파란색 윤곽선은 피질골을 나타내고 보라색은 소주골 또는 해면골을 나타낸다. 후처리 소프트웨어를 사용하면 소스 해상도, 모든 평면, 2차원 및 3차

원에서 이미지를 실시간으로 조작하여 MSU 침전물을 가장 잘 묘사할 수 있다.

2. DECT와 Pulmonary Embolism 영상화

폐혈전색전증은 상대적으로 흔한 심폐혈관계 질환으로 미국에서 연간 10만 명당 40-53명의 발병률을 보이며 경우에 따라 높은 사망률을 보이는 치명적인 질환이다[33,34]. 폐혈전색전증에 의해 폐혈관이 막히게 되면 혈액학적 불안정을 일으키고 치명적인 우심실부전을 초래할 수 있기 때문에 이를 조기에 진단하여 치료하는 것은 매우 중요하다. 폐혈전색전증은 진단 당시 환자의 혈액학적인 상태와 임상적인 중증도에 따라 치료 방법이 결정되며 이는 환자의 조기 사망률에 상당한 영향을 미친다. 그러므로 폐혈전색전증은 이와 관련된 환자의 혈액학적 징후, 임상양상을 반영할 수 있는 다양한 위험 요소들과 폐실질의 전반적인 관류 상태를 함께 고려하여 평가하여야 한다[33,35]. 현재까지 폐혈전색전증이 의심되는 환자에서 폐동맥 전산화단층촬영 혈관조영술(PCTA, pulmonary CT angiography)은 가장 좋은 영상학적 확진 방법으로 받아들여지고 있으며, 이를 바탕으로 폐동맥 내 색전의 분포와 양을 평가하여 대략적인 중증도를 평가하고 있다. 최근 각광을 받고 있는 영상진단 기법으로 DECT는 서로 다른 에너지 준위의 두 X-선(80 kV와 140 kV, 혹은 100 kV와 140 kV)에서 특정 물질이 일으키는 감쇠 정도의 차이로 물질의 종류를 구분할 수 있다는 원리를 이용한 방법으로 조영증강 전 CT 영상과 비교하지 않고도 CT 영상 처리기법을 통해 요오드 조영증강 정도에 의한 폐 관류 상태를 반영할 수 있게

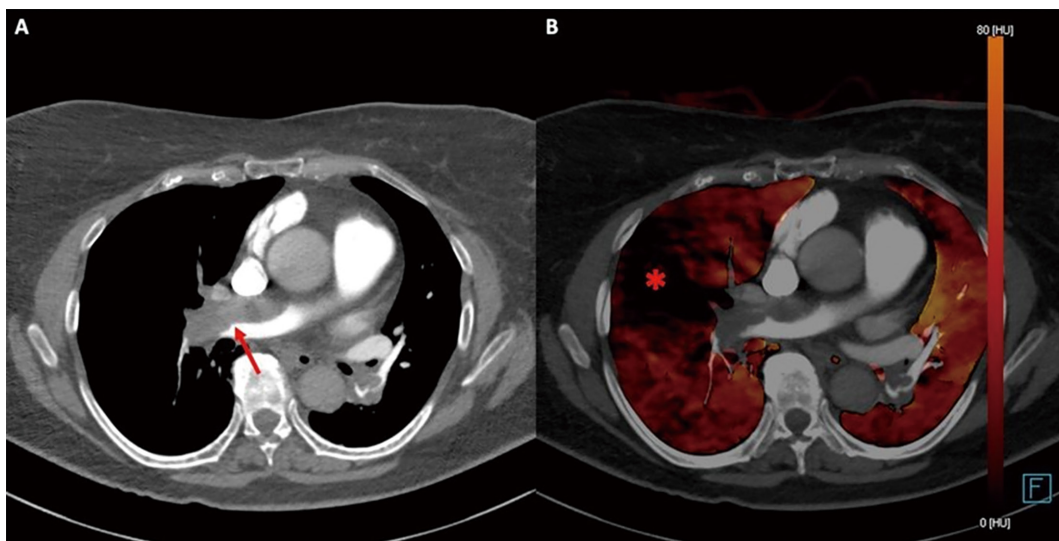


Fig. 3. (Color online) Dual-energy computed tomography and pulmonary embolism. A, B (Dual energy computed tomography DECT) angiography, axial plane. In A (DECT virtual monoenergetic reconstruction at 80 kV) it is possible to detect thrombotic apposition (arrow) within the lumen of the right pulmonary artery. In B (iodine map), perfusion defects (asterisks) can be detected.

되었다[36-39]. 폐혈전색전증이 의심되는 환자의 임상 양상과 진단적 검사 방법을 통해 폐혈전색전증의 치료 방법을 결정하고 예후를 예측한 연구 방법들은 다양하게 소개되어 왔다 [40,41].

튜브 관전압은 140 kVp와 80 kVp로, 질지표 관전류(quality reference mAs)는 80 mAs와 190 mAs로 주로 설정하며, 검출기 폭조절(collimation) 64×0.6 mm, matrix 512×512 , 회전 시간(rotation time) 0.28초를 주로 표준 조건으로 사용한다. 촬영 방법은 CT 토포그램(Topogram)을 스캔한 후 폐 침부에서 횡격막 하부까지의 스캔 범위를 한 번의 호흡 정지 기간에 촬영한다. 조영제는 비이온성 조영제를 120 mL를 자동 주입기를 이용하여 3.3 mL/sec의 속도로 전주와 정맥으로 급속주입(bolus injection)하며 곧이어 50 mL 식염수를 연속 주입한다. CT 영상은 조영제 주입 후 대략 20초에 획득한다. 이중 에너지 CT 촬영은 조영제 투여 후 폐동맥의 감쇄 계수가 100 HU(Hounsfield unit) 이상이 되면 폐 침부에서부터 촬영을 시작할 수 있도록 설정한다. 촬영된 영상은 3차원 영상 재구성 소프트웨어가 설치된 워크스테이션(Multi Modality Workplace, Siemens Healthcare)으로 전송하여 두 개의 튜브에서 얻어진 평균 영상을 이용하여 흉부 CT 영상을 얻는다. 이후 폐 관류 결손을 보기 위해 각각의 튜브에서 얻어진 영상을 가상 조영 전 도구(virtual non contrast tool)를 이용하여 가상 조영 전 영상과 요오드 맵으로 분리해 낸 후 두 영상을 일정한 비율로 겹쳐 최종적인 이중에너지 관류 영상을 얻는다. 관류 영상은 물질 분해 이론에 근거하여 워크스테이션 소프트웨어 Syngo Dual Energy에서 칼라 영상으로 코딩하며, Fig. 3와 같이 적색, 갈색, 혹은 검은색으로 표시되며 검은색(별표) 부위는 관류가 떨어진 부위로, 노랑색과 주황색 부위는 관류가 정상인 부위로 코딩한다. 또한 Fig. 3A의 CT의 축상 영상에서 폐동맥 내의 조영제 결손 부위를 확인하고 폐동맥 내부의 혈전성 병변을 확인하기위해 이 부위에서의 관류 영상과 비교한다.

V. 향후 발전 측면

2000년대 초반까지만 해도 CT 장비의 발전은 한 개의 X선 원 당 많은 검출기 수를 사용함으로써 기존 검사보다 더 빠르고 넓은 범위를 가능하게 하는 검출기 수의 경쟁이라 하여도 과언이 아니었다. 이에 반해 듀얼 에너지는 다른 에너지 준위의 두 X선(80 kV와 140 kV, 혹은 100 kV와 140 kV)이 특정 물질에서 일으키는 감약 정도의 차이가 발생한다는 사실에 착안하여 물질의 종류를 구분하는 원리를 이용한 방법이 다[42].

듀얼에너지 CT는 다른 유효 원자번호 물질을 검사하였을 때 물질 구분(MD, material decomposition)이라는 능력이 있는

데 이는 물질의 원자번호와 입사된 에너지에 따라 광자량 흡수의 의존성에 기반한다[43]. 따라서 기존의 단일 선원 CT에서는 에너지 분리가 불가능하여 물질을 투과한 모든 스펙트럼이 중첩된 영상(polychromatic image)을 만들었던 것과는 달리 듀얼 에너지 CT에서는 서로 다른 X선 에너지가 물질을 투과하고 감약한 에너지를 선택적으로 재구성하여 에너지 파형에 따른 단일에너지 파형의 CT 영상(monochromatic image) 획득이 가능해졌다[13].

최근에는 광자계수검출기 전산화단층촬영(PCD-CT, photon counting detector computed tomography)이라는 새로운 신기술이 높은 기대를 불러일으키고 있다[44]. PCD-CT는 X선 광자가 반도체 층에 흡수되면 전자 정공 쌍으로 직접 변환되는 직접 변환 기술을 사용한다. 움직이는 전하는 수집되어 광자 에너지에 비례하는 전기 신호를 생성한다. 미리 설정된 임계값을 초과하는 에너지 수준을 갖는 개별 광자의 수를 계산할 수 있으며 이미지에서 서로 다른 에너지 수준을 분리하여 가중치를 부여할 수 있다. 이중 소스 PCD-CT 시스템의 경우 두 X선관이 모두 동일한 kV에서 작동할 수 있고 둘 다 이중 에너지 데이터 세트를 생성할 수 있음을 의미하며 이는 움직이는 장기인 심장 및 빠른 피치(pitch)가 적용되는 질환의 검사에서 사용된다. 이러한 기술 발전의 결과로 PCD-CT는 더 높은 공간해상도, 대조도대 노이즈 비, 더 높은 선량 효율 등 [45]을 기대할 수 있기에 향후에는 정확성 높은 의료영상 진단을 기대할 수 있을 것으로 사료된다.

References

- [1] M. C. Jeon et al., Journal of Magnetic **30**, 3 (2020).
- [2] F. Cademartiri et al., Journal of Clinical Medicine **12**, 11 (2023).
- [3] M. Sheikhi et al., Clinical Radiology **79**, 1 (2024).
- [4] T. Lestra et al., Diagnostic and Interventional Imaging **97**, 6 (2016).
- [5] R. Forghani et al., Neuroimaging Clinics **27**, 3 (2017).
- [6] R. E. Alvarez et al., Physics in Medicine & Biology **21**, 5 (1976).
- [7] J. Greffier et al., Diagnostic and Interventional Imaging **104**, 4 (2023).
- [8] B. R. Matlaga et al., Urology **72**, 5 (2008).
- [9] R. K. Kaza et al., Radiographics **32**, 2 (2012).
- [10] Y. H. Luo et al., European Radiology **33**, 1 (2023).
- [11] Z. Ahmed et al., Medical Physics **50**, 3 (2023).
- [12] M. Wang et al., Quantitative Imaging in Medicine and Surgery **13**, 2 (2023).
- [13] M. S. Kim et al., Journal of Radiation Protection **36**, 2 (2011).
- [14] W. Huh, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (2009).
- [15] J. Fornaro et al., Insights into Imaging **2** (2011).
- [16] C. H. McCollough et al., Radiology **276**, 3 (2015).

- [17] H. W. Goo et al., Korean Journal of Radiology **18**, 4 (2017).
- [18] T. Johnson, American Journal of Roentgenology **199**, 5 (2012).
- [19] M. Obmann et al., Investigative Radiology **54**, 1 (2019).
- [20] P. Sanghavi et al., Indian Journal of Radiology and Imaging **29**, 03 (2019).
- [21] L. Yu et al., Physics of Medical Imaging 9783, SPIE (2016).
- [22] E. Alavandar et al., Journal of Gastrointestinal and Abdominal Radiology **5**, 02 (2022).
- [23] J. S. Lee et al., Journal of the Korean Society of Radiology **84**, 1 (2023).
- [24] S. A. Schwartz, Explore **2**, 6 (2006).
- [25] Y. Zhu et al., Arthritis Rheum **63**, 10 (2011).
- [26] R. Lawrence et al., Arthritis Rheum **58**, 1 (2008).
- [27] H. K. Choi et al., Arthritis Rheum **57**, 1 (2007).
- [28] H. K. Choi et al., Circulation **116**, 8 (2007).
- [29] H. K. Choi et al., Rheumatology **47**, 10 (2008).
- [30] G. Girish et al., American Journal of Roentgenology **201**, 3 (2013).
- [31] R. Thiele et al., Rheumatology **46** (2007).
- [32] M. Qu et al., American Journal of Roentgenology **196**, 6 (2011).
- [33] A. Torbicki et al., European Heart Journal **29**, 18 (2008).
- [34] F. Anderson et al., Archives of Internal Medicine **151**, 5 (1991).
- [35] W. Kasper et al., Journal of the American College of Cardiology **30**, 5 (1997).
- [36] E. Chae et al., American Journal of Roentgenology **194**, 3 (2010).
- [37] S. Thieme et al., American Journal of Roentgenology **193**, 1 (2009).
- [38] T. Flohr et al., European Radiology **16** (2006).
- [39] T. Johnson et al., European Radiology **17** (2007).
- [40] H. Dogan. et al., American Journal of Roentgenology **195**, 4 (2010).
- [41] H. J. Seon et al., Circulation Journal **75**, 2 (2011).
- [42] J. S. Kim et al., Journal of Magnetic **30**, 6 (2020).
- [43] Y. G. Kim et al., Journal of Radiological Science and Technology **40**, 2 (2017).
- [44] Y. Laver et al., Scientific Reports **14**, 1 (2024).
- [45] N. Kämmerling et al., European Journal of Radiology **154** (2022).
- [46] NEWS COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) JANUARY 28, 2022 Evolution of Dual-Energy CT in Gout Workup, <https://www.itnonline.com/content/evolution-dual-energy-ct-gout-workup>.
- [47] E. Muscogiuri et al., AK Journals **14**, 1 (2021).