

3D Fusion Imaging based on Spectral Computed Tomography Using K-edge Images

Burnyoung Kim,¹ Seungwan Lee,^{1,2,*} Dobin Yim²

¹Department of Medical Science, Konyang University

²Department of Radiological Science, Konyang University

Received: July 01, 2019. Revised: August 28, 2019. Accepted: August 31, 2019

ABSTRACT

The purpose of this study was to obtain the K-edge images using a spectral CT system based on a photon-counting detector and implement the 3D fusion imaging using the conventional and spectral CT images. Also, we evaluated the clinical feasibility of the 3D fusion images through the quantitative analysis of image quality. A spectral CT system based on a CdTe photon-counting detector was used to obtain K-edge images. A pork phantom was manufactured with the six tubes including diluted iodine and gadolinium solutions. The K-edge images were obtained by the low-energy thresholds of 35 and 52 keV for iodine and gadolinium imaging with the X-ray spectrum, which was generated at a tube voltage of 100 kVp with a tube current of 500 μ A. We implemented 3D fusion imaging by combining the iodine and gadolinium K-edge images with the conventional CT images. The results showed that the CNRs of the 3D fusion images were 6.76-14.9 times higher than those of the conventional CT images. Also, the 3D fusion images were able to provide the maps of target materials. Therefore, the technique proposed in this study can improve the quality of CT images and the diagnostic efficiency through the additional information of target materials.

Keywords: Spectral CT, Photon-counting detector K-edge imaging, Fusion image

I. INTRODUCTION

전산화단층촬영(Computed Tomography; CT)은 X-선이 투과된 각 조직의 선감약계수를 계산하여 인체의 단면영상을 재구성하는 방법으로, 타 X-선 진단 장비에 비해 상대적으로 진단학적 정확도가 높아 임상에서 대표적으로 사용되는 의료진단장비 중 하나이다. 일반적으로 CT에 사용되는 에너지 적분형 검출기(Energy-integrating detector; EID)는 주어진 검출시간 동안 광자 상호작용에 의해 발생하는 모든 신호를 각 검출기 픽셀에서 축적하여 영상을 획득한다. 이와 같은 EID의 검출 메커니즘으로 인해 일반적인 CT에서는 감약된 X-선의 스펙트럼 정보를 획득하는데 한계가 있고, X-선과 물질의 상

호작용을 자세히 반영하지 못하기 때문에 영상의 화질이 저하된다.^[1] EID 기반 CT의 단점을 극복할 수 있는 이중에너지 CT(Dual-energy CT; DECT)는 서로 다른 두 가지 에너지의 X-선을 이용하여 스펙트럼 정보를 획득할 수 있으나, 영상 획득 시 두 번의 X-선 조사가 필요하기 때문에 피사체의 방사선 피폭선량이 증가할 뿐만 아니라 X-선 에너지 정보의 간섭현상으로 인해 진단 정확도가 감소한다.^[2]

광자계수검출기(Photon-counting detector; PCD)는 에너지 문턱값 설정을 통해 입사되는 X-선 스펙트럼 정보를 에너지 간섭현상 없이 획득할 수 있어 스펙트럼 CT 영상화에 적합하며, 상대적으로 원자번호가 높은 반도체 물질로 구성되어 있기 때문에 EID에 비해 X-선 검출효율이 높다. 또한 PCD는 누

* Corresponding Author: Seungwan Lee

E-mail: sleel@konyang.ac.kr

Tel: +82-42-600-8443

설전류 및 저 에너지 X-선에 의해 발생하는 전기적 잡음을 감소시켜 영상화질을 향상시킬 수 있다.^[3] 따라서 PCD를 스펙트럼 CT 영상화에 적용하면 단 한번의 X-선 조사로 감약된 X-선 스펙트럼 정보를 획득할 수 있기 때문에 적은 피폭선량으로 고화질의 단층영상을 제공^[4]하여 진단의 정확성과 효율을 향상시킬 수 있다. 이와 같은 장점 때문에 최근 PCD 기반의 스펙트럼 CT에 대한 다양한 연구가 이루어지고 있다.^[5-8]

스펙트럼 X-선 영상화 기법 중 하나인 K-edge 영상화 기법은 X-선에 대한 물질의 응답특성 중 감약이 급격히 증가하는 K-edge 불연속성을 이용하여 해당 물질의 대조도를 향상시키는 기술이다. 이러한 감약 특성은 iodine(I), gadolinium(Gd) 조영제와 같이 높은 원자번호를 갖는 물질에서 나타난다. 일반적인 CT 영상에서 hounsfield unit이 유사한 저대조도 물질도 K-edge 영상화를 통해 쉽게 구별이 가능하다.^[9,10] 따라서 K-edge 영상을 이용한 스펙트럼 CT 영상은 인체 내 특정물질의 대조도를 향상시켜 진단의 정확도를 높일 수 있다.

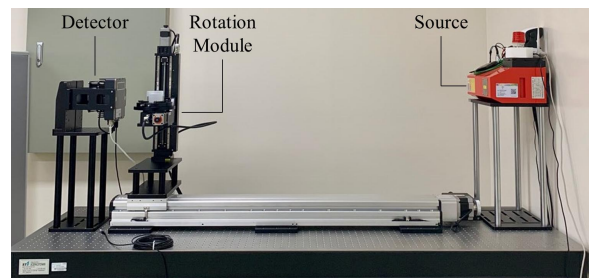
3차원 X-선 영상화 기술은 피사체의 해부학적 정보를 3차원으로 관찰할 수 있어 해부학적 구조가 복잡한 영역에서도 정확한 진단이 가능하다. 또한, 인접한 장기나 뼈에 대한 위치관계 파악, 관절 및 신경을 대상으로 하는 진단 범위에 적용하기 용이하다. 본 연구의 목적은 스펙트럼 CT 시스템을 이용하여 획득한 K-edge 영상과 기존 CT 영상을 융합하여 피사체의 해부학적 정보와 특정 물질의 고대조도 정보를 포함한 융합진단영상을 구현하고, 기존 CT 영상과의 영상화질 비교를 통해 융합진단 영상의 가능성을 평가하고자 한다. 또한, 융합진단 영상을 3차원 볼륨 렌더링화하여 특정 물질의 분포 정도 및 형태를 확인할 수 있는 물질 지도를 구현하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

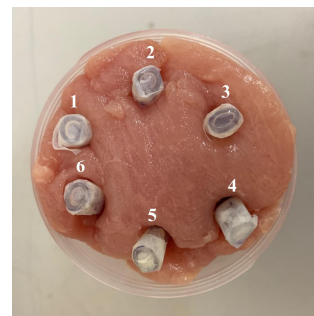
1. 스펙트럼 CT 시스템 및 팬텀

본 연구에서는 K-edge 영상을 획득하기 위해 Fig. 1(a)와 같이 X-선원, 검출기 및 회전 모듈로 구성되

어있는 스펙트럼 CT 시스템을 사용하였다. 선원-검출기간거리와 피사체-검출기간거리는 각각 1463 mm와 137.5 mm로 설정하였다. X-선원과 검출기는 각각 micro-focus X-ray tube(L9631, Hamamatsu Photonics, Japan)와 cadmium telluride(CdTe) 기반의 PCD(XC-Thor FX10, XCounter AB, Sweden)을 사용하였다. PCD의 최대 계수율은 2×10^8 CPS/mm²이며, 검출기 및 픽셀의 크기는 각각 102.4×25.6 mm²와 100×100 μm²이다. 본 연구에서는 sinogram을 구성하는 회전 각도별 2차원 투영상(projection) 획득 시, 검출기 픽셀 매트릭스 크기를 1024×128 로 제한함으로써 영상 재구성 시간을 단축하였다. 스펙트럼 CT 시스템과 동일한 기하학적 조건을 유지함과 동시에 EID(Shad-o-Box 1280 HS, TELEDYNE DALSA, Canada)를 사용하여 일반적인 CT 시스템을 구현하였다.



(a) Lab-built spectral CT system



Index	Density
1	3 mg/ml Gd
2	6 mg/ml Gd
3	12 mg/ml Gd
4	12 mg/ml I
5	6 mg/ml I
6	3 mg/ml I

(b) Pork phantom

Fig. 1. Photographs of the lab-built spectral CT system and pork phantom used in this study.

본 연구에서는 인체 연부조직과 유사한 X-선 감약특성을 갖는 돼지고기와 두 종류의 희석된 조영제를 이용하여 Fig. 1(b)와 같이 팬텀을 구성하였다. 해당 팬텀은 지름과 높이가 각각 64 및 45 mm인

플라스틱 용기에 돼지고기를 담아 밀폐시켜 사용하였으며, 내경이 4 mm, 높이가 40 mm인 튜브 6개를 돼지고기에 삽입하여 관상동맥을 모사하였다.^[11] 각각의 튜브에는 iodine 3, 6, 12 mg/ml와 gadolinium 3, 6, 12 mg/ml 조영제가 주입되어 있으며, 일정 길이의 혈관에 조영제가 70% 이상 주입되었다고 가정하였다.

2. 영상획득방법

본 연구에서는 일반적인 CT 및 스펙트럼 CT 영상획득을 위해 관전압 100 kVp, 관전류 500 μ A 조건을 사용하여 2° 간격으로 180장의 투영상을 획득하였다. K-edge 영상은 진단 X-선 에너지 영역에서 선형감쇠계수의 불연속성을 야기하는 물질 고유의 K-edge 흡수 에너지를 고려하여^[11,12] 특정 에너지 영역을 설정함으로써 획득 가능하다. 본 연구에서 사용한 iodine과 gadolinium의 K-edge 흡수 에너지가 각각 33.2 및 50.2 keV인 점을 고려하여 Fig. 2와 같이 iodine에 대한 에너지 영역 범위는 35-100 keV로, gadolinium에 대한 에너지 영역 범위는 52-100 keV로 설정하여 2세트의 스펙트럼 X-선 투영 데이터를 획득하였다.

일반적인 X-선 투영 데이터를 획득하기 위해 에너지 영역을 설정을 제외한 나머지 조건을 스펙트럼 X-선 투영 데이터 획득 조건과 동일하게 설정하였다. 영상재구성은 MATLAB version 8.5(Mathworks Inc., USA)를 이용하여 hamming 필터를 통한 ray-driven 기반의 필터링후역투영법(Filtered back-projection)을 적용하여 팬텀의 각 단면별 CT 영상을 획득하였다. 재구성된 CT 영상의 픽셀 및 매트릭스 크기는 각각 $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ 와 640×640 이다. 본 연구에서 영상획득을 위해 사용한 조건을 Table 1에 정리하였다.

3. 융합진단영상화 및 화질분석

팬텀에 대한 해부학적 정보와 특정 물질의 고대조도 정보를 포함하고 있는 융합진단영상 구현을 위해 일반적인 CT를 통해 획득한 해부학적 영상과 스펙트럼 CT를 통해 획득한 iodine 및 gadolinium K-edge 영상 각각을 개별적으로 정합하여 특정 조영제에 최적화된 융합영상을 획득하였다. 또한, 특

정 물질 지도 구현을 위해 Fiji software(National Institutes of Health, USA)을 이용하여 팬텀의 모든 단면에 대해 획득한 융합진단영상을 3차원 볼륨렌더링 하였다. Iodine 및 gadolinium K-edge 영상을 이용한 융합진단영상과 일반적인 CT 영상의 화질 비교를 위하여 배경물질과 iodine 및 gadolinium 사이의 대조도대잡음비(Contrast-to-noise ratio; CNR)를 Eq. (4)를 통해 평가하였다.

$$CNR = \frac{|\mu_s - \mu_b|}{\sqrt{(\sigma_s)^2 + (\sigma_b)^2}} \quad (1)$$

μ_s 및 μ_b 는 각각 조영제와 배경물질의 평균값을 나타내며, σ_s 및 σ_b 는 각각 조영제와 배경물질에 대한 표준편차를 나타낸다.

Table 1. Image acquisition conditions for obtaining conventional and spectral CT images.

	Conventional CT	Spectral CT	
		Iodine image	Gadolinium image
Tube voltage		100 kVp	
Tube current		500 μ A	
Number of projections	180 projections with 2° intervals		
Reconstruction	Ray-driven-based filtered back-projection with the hamming filter		
Energy window	0-100 keV	35-100 keV	52-100 keV

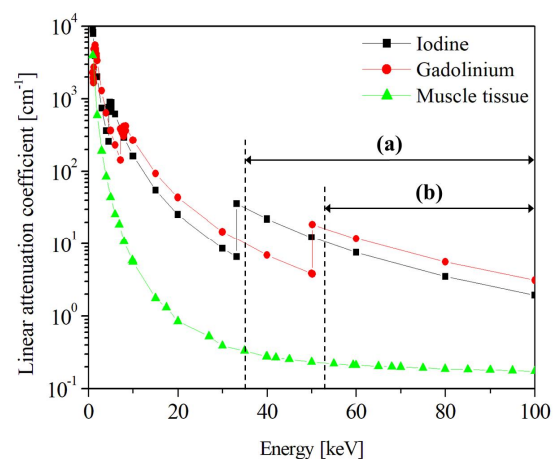


Fig. 2. Linear attenuation coefficient curves as a function of the incident X-ray energy for iodine, gadolinium and muscle tissue. Energy windows for k-edge imaging of the iodine and gadolinium.

III. RESULT

Fig. 3는 팬텀의 중앙 단면에 대한 일반적인 CT 영상 및 스펙트럼 CT 기반 iodine과 gadolinium 영상이다. 일반적인 CT 영상의 경우 배경물질과 조영제 사이의 신호차이가 적은 것을 알 수 있으며, 스펙트럼 CT 영상에서는 배경물질과 조영제의 신호 차이가 상대적으로 높아 상호간의 구분이 일반적인 CT 영상에 비해 명확한 것을 확인할 수 있다.

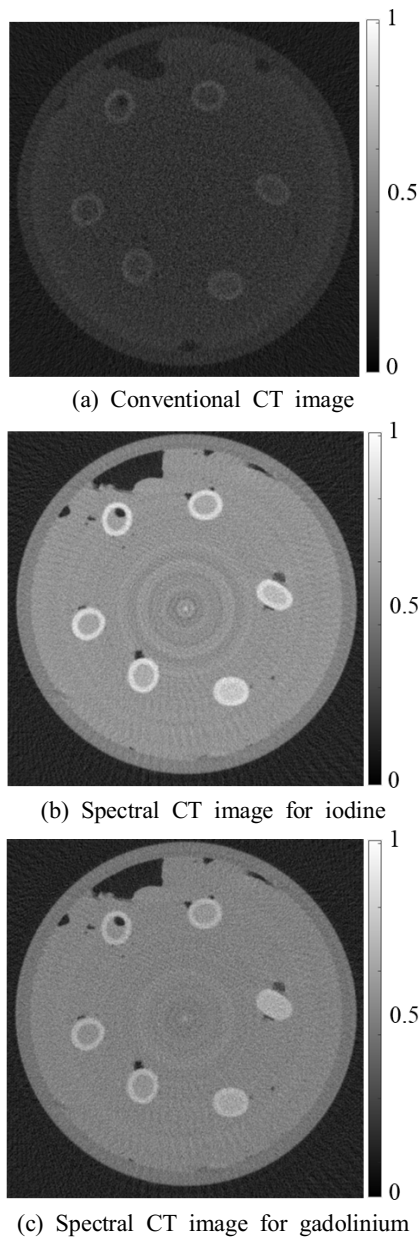


Fig. 3. Reconstructed conventional and spectral CT images.

Fig. 4는 스펙트럼 CT 영상을 통해 추출한 각 조영제 고대조도 영상과 일반적인 CT 영상을 정합한 iodine과 gadolinium 융합진단영상이다. 스펙트럼 CT 영상에서 추출한 iodine과 gadolinium 조영제 신호를 RGB 컬러로 나타냄으로써 융합진단영상에서 특정 조영제를 보다 명확하게 관찰할 수 있다.

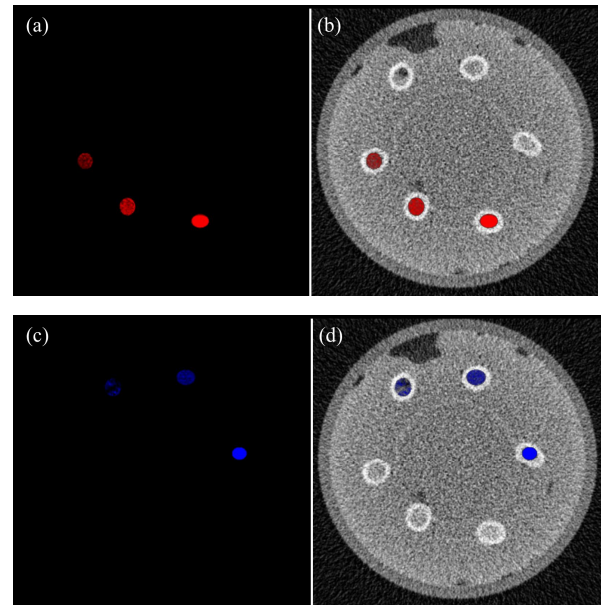


Fig. 4. (a, c) Iodine- and gadolinium-based material maps and (b, d) fusion images based on spectral CT.

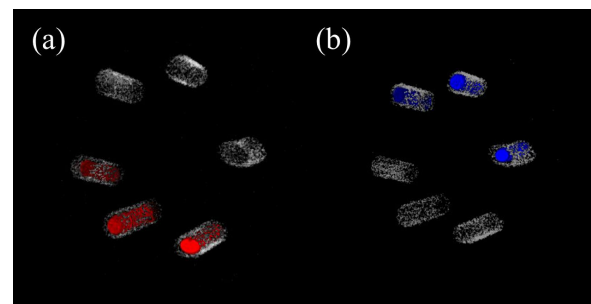


Fig. 5. 3D material maps of (a) iodine and (b) gadolinium implemented by 3D volume rendering.

융합진단영상의 3차원 볼륨렌더링을 통해 획득한 iodine과 gadolinium의 물질 지도를 Fig. 5와 같이 나타내었다. 3차원 볼륨렌더링을 통해 혈관을 모사한 튜브 내에 주입된 각 조영제의 분포정도와 형태를 명확하게 파악할 수 있다.

일반적인 CT 영상과 융합진단영상의 CNR은 Fig.

6과 같이 측정되었다. 모든 밀도의 iodine과 gadolinium 조영제에 대하여 융합진단영상의 CNR이 일반적인 CT 영상에 비해 높게 측정되었다. Iodine이 주입된 영역에 대한 CNR은 iodine 기반 융합진단영상이 일반적인 CT 영상에 비해 평균적으로 약 6.76배 높게 측정되었으며, gadolinium이 주입된 영역에 대한 CNR은 gadolinium 기반 융합진단영상이 일반적인 CT 영상에 비해 평균적으로 약 14.9배 높게 측정되었다.

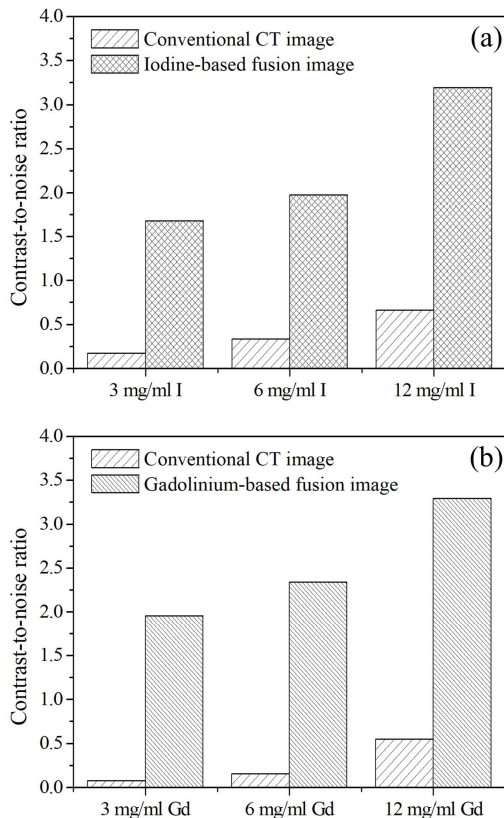


Fig. 6. CNRs of the conventional CT image and the fusion images for (a) iodine and (b) gadolinium.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 PCD 기반의 스펙트럼 CT 시스템을 이용하여 융합진단영상을 획득하였으며, 일반적인 CT 영상과 화질 비교를 통해 융합진단영상의 가능성을 평가하였다. 실험을 위해 임상의 조영증강 촬영 환경을 모사한 팬텀을 제작하여 실험에 사용하였다. 실험 결과를 통해 알 수 있듯이, PCD는 에너지 영역 설정을 통해 다중에너지 정보를 획득

할 수 있기 때문에 특정 물질의 대조도를 향상시킬 수 있는 스펙트럼 CT 영상화가 가능하였다. 본 연구의 정량적 평가결과 스펙트럼 CT 기반 융합진단영상이 일반적인 CT 영상에 비해 CNR을 매우 향상시킬 수 있다는 것을 보여주었다. 또한 CNR 분석결과에서 각 조영제의 밀도가 낮을수록 일반적인 CT영상 대비 융합진단영상의 CNR 증가율이 높게 나타났다. 이러한 결과는 PCD 기반 스펙트럼 CT 시스템에서 낮은 밀도의 조영제를 사용하여도 일반적인 CT 시스템 대비 양질의 영상을 제공할 수 있으며 병변의 진단가능성을 향상시킬 수 있음을 보여준다. 또한 조영제 사용량을 줄임으로써 인체 내 조영제 주입 시 발생할 수 있는 어지럼증, 구토와 같은 부작용 발생의 가능성을 감소시킴과 동시에 CT 영상의 화질을 향상시킬 수 있다는 것을 보여준다. 뿐만 아니라 본 연구에서는 임상에서 조영증강영상화를 위해 흔하게 사용되는 iodine과 gadolinium에 대한 융합진단영상을 획득 및 평가함으로써 본 연구에서 제안하는 기술의 임상적용에 대한 가능성을 보여주었다.

본 연구에서 구현한 융합진단영상의 3차원 볼륨 렌더링은 특정 물질 지도를 통해 피사체의 해부학적 정보에만 의존하는 기존 CT 영상과는 달리 물질의 형태 및 분포에 대한 시각적인 정보를 제공함으로써 진단의 정확도를 향상시킬 수 있으며, 본 연구에서 사용한 조영제뿐만 아니라 특정 질병에 관련된 물질의 대사지도를 획득한다면 질병의 특징 및 조기진단을 위한 추가정보를 제공할 수 있을 것이다.

PCD 기반의 스펙트럼 CT 영상화 기법은 에너지 영역 설정이 영상화질에 영향을 미친다.^[4] 본 연구에서는 두 가지 조영제의 K-edge 흡수에너지 특성이 나타나는 에너지 레벨에 저 에너지 문턱값을 설정하였다. 이와 같은 방법으로 인해 설정한 에너지 영역에서 목적하는 조영제 외의 타 조영제의 대조도 또한 증가되는 결과를 확인할 수 있다. 이는 목적 외 조영제와 배경물질 사이의 감약 차이가 큰 부분이 해당 에너지 영역에 포함되었기 때문이다. 따라서 단일한 물질의 고대조도 K-edge 영상화를 위해 에너지 영역 설정의 최적화가 중요하며 이는

추후 연구에 수행될 것이다. 또한 스펙트럼 CT 영상화 기술인 가중 영상 감산법 과 virtual monochromatic imaging과 같은 물질분리 기술의 추가 적용으로 해결가능하며 해당 기술을 적용한 추후 연구를 통해 본 연구에서 제안한 융합진단영상화의 신뢰성을 향상시킬 것이다.^[13,14]

V. CONCLUSION

본 연구에서 제안한 스펙트럼 CT 기반 융합진단 영상은 피사체의 해부학적 정보뿐만 아니라 특정 물질의 고대조도 정보를 제공할 수 있기 때문에 일반적인 CT 영상에 비해 화질을 향상시킬 수 있다는 것을 실험을 통해 보여주었다. 또한 한번의 CT 스캔을 통해 스펙트럼 영상을 구현함으로써 피폭 선량 역시 감소시킬 수 있다. 결론적으로 본 연구에서 제안하는 방법은 목적물질의 진단효율성을 향상시킬 수 있으며 물질 지도 구현을 통해 특정 질병의 조기진단을 위한 기반 데이터 제공에 도움을 줄 수 있을 것이다.

Acknowledgement

본 연구는 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업입니다.(과제번호 : NRF-2016R1C1B1010642, NRF-2019R1C1C1007833)

Reference

- [1] E. Roessl, R. Proksa, "K-Edge imaging in x-ray computed tomography using multi-bin photon counting detectors," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 52, No. 15, pp. 4679-4696, 2007.
- [2] S. Leschka, P. Stolzmann, F. T. Schmid, H. Scheffel, B. Stinn, B. Marincek, H. Alkadhi, S. Wildermuth, "Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose," *European Radiology*, Vol. 18, No. 9, pp. 1809-1817, 2008.
- [3] K. Spartiotis, A. Leppänen, T. Pantsar, J. Pyhtä, P. Laukka, K. Muukkonen, O. Männistö, J. Kinnari, T. Schulman, "A photon counting CdTe gamma- and X-ray camera," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 550, No. 1, pp. 267-277, 2005.
- [4] Y. J. Lee, S. W. Lee, H. J. Kim, "Comparison of spectral CT imaging methods based a photon-counting detector: Experimental study," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 815, pp. 68-74, 2016.
- [5] P. M. Shikhaliev, "Beam hardening artefacts in computed tomography with photon counting, charge integrating and energy weighting detectors: a simulation study," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 50, No. 24, pp. 5813-5827, 2005.
- [6] J. S. Iwaczyk, E. Nygård, O. Meirav, J. Arenson, W. C. Barber, N. E. Hartsough, N. Malakhov, J. C. Wessel, "Photon Counting Energy Dispersive Detector Arrays for X-ray Imaging," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 56, No. 3, pp. 535-542, 2009.
- [7] K. Nakada, K. Taguchi, G. S. Fung, K. Amaya, "Joint estimation of tissue types and linear attenuation coefficients for photon counting CT," *Medical Physics*, Vol. 42, No. 9, pp. 5329-5341, 2015.
- [8] S. C. Kang, J. S. Eom, B. Y. Kim, S. W. Lee, "Evaluation of gold K-Edge imaging using spectral computed tomography with a photon-counting detector: A Monte Carlo simulation study," *Optik*, Vol. 140, pp. 253-260, 2017.
- [9] S. J. Riederer, C. A. Mistretta, "Selective iodine imaging using K-Edge energies in computerized x-ray tomography," *Medical Physics*, Vol. 4, No. 6, pp. 474-481, 1977.
- [10] J. P. Schlomka, E. Roessl, R. Dorscheid, S. Dill, G. Martens, T. Istel, C. Bäumer, C. Herrmann, R. Steadman, G. Zeitler, A. Livne, R. Proksa, "Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-Edge imaging in pre-clinical computed tomography," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 53, No. 15, pp. 4031-4047, 2008.
- [11] E. J. Kim, J. Y. Yoo, W. S. Cheon, S. W. Han, Y. J. Choi, K. H. Ryu, C. Y. Rhim, "Coronary artery size in korean: normal value and its determinants," *Korean Circulation Journal*, Vol. 35, No. 2, pp. 115-122, 2005.
- [12] R. E. Alvarez, A. Macovski, "Energy-selective

reconstructions in X-ray computerised tomography,"
Physics in Medicine and Biology, Vol. 21, No. 5,
pp. 733-744, 1976.

- [13] J. S. Eom, S. C. Kang, S. W. Lee, "Material
Decomposition through Weighted Image Subtraction
in Dual-energy Spectral Mammography with an
Energy-resolved Photon-counting Detector using
Monte Carlo Simulation," Journal of Radiological
Science and Technology, Vol. 40, No. 3, pp. 1-10,
2017.
- [14] S. W. Lee, S. C. Kang, J. S. Eom, B. Y. Kim, D.
G. Lee, C. L. Lee, J. W. Jung, W. Y. Jang, Y. N.
Choi, "Development of virtual monochromatic
imaging technique with spectral CT based on a
photon-counting detector," Proceeding of SPIE, Vol.
10573, 1057354, 2018.

K-각 영상을 이용한 스펙트럼 전산화단층촬영 기반 3차원 융합진단영상화에 관한 연구

김번영,¹ 이승완,^{1,2,*} 임도빈²

¹건양대학교 의과학과

²건양대학교 방사선학과

요 약

본 연구의 목적은 광자계수검출기 기반 스펙트럼 전산화단층촬영을 이용하여 K-각 영상을 획득하고, 이를 통해 3차원 융합진단영상을 구현하여 임상적 이용 가능성을 평가하고자 하였다. 실험을 통한 K-각 영상 획득을 위해 스펙트럼 전산화단층촬영 시스템을 이용하였다. 회석된 iodine과 gadolinium 조영제가 주입된 6개의 튜브를 돼지고기에 삽입하여 팬텀을 제작하였다. 100 kVp 관전압과 500 μ A 관전류 조건에서 발생된 X-선을 이용하였으며, iodine과 gadolinium의 K-각 흡수에너지를 고려한 35 및 52 keV에 저 에너지 문턱값을 설정하여 K-각 영상을 획득하였다. 융합진단영상은 일반적인 전산화단층촬영 영상과 스펙트럼 전산화단층촬영을 통해 획득한 iodine 및 gadolinium 영상을 정합하여 획득하였다. 두 가지 조영제 기반 융합진단영상의 CNR은 일반적인 CT보다 평균적으로 6.76-14.9배 높았으며, 3차원 융합진단영상은 각 조영제의 물질 지도 정보를 제공할 수 있었다. 따라서 본 연구에서 제안하는 방법을 통해 전산화단층영상의 화질을 향상시킬 수 있으며 특정 물질의 추가적인 정보를 제공을 통해 진단의 효율성을 증가시킬 수 있다.

중심단어: 스펙트럼 전산화단층촬영, 광자계수검출기, K-각 영상화, 융합진단영상

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	김번영	건양대학교 의과학과	대학원생
(공동저자)	임도빈	건양대학교 방사선학과	학부생
(교신저자)	이승완	건양대학교 의과학과	교수