

# Usefulness of Dual Energy CT to Improve Image Quality Degradation due to Lens Shielding

Joon Yoon, Hyeonju Kim\*

Department of Radiologic Technology, Dongnam Health University

Received: November 29, 2019. Revised: December 25, 2019. Accepted: December 31, 2019.

## ABSTRACT

Applying the bismuth shield used to reduce the radiation exposure, image quality may be reduced due to beam hardening caused by the shield during CT scan. Therefore, we tried to find out the energy range that can reduce image degradation by applying GSI mode of G company's dual energy CT and examine the possibility through experiment. As a result, after bismuth shielding,  $118 \pm 10.6$  HU and  $50.1 \pm 14.6$  HU at 50 keV after dual-energy CT scan were the most similar to the CT value before image deterioration ( $p > 0.05$ ). It was measured  $176.6 \pm 7.1$  and  $138.3 \pm 1.1$  at 50 keV ( $p > 0.05$ ). Experiments showed that the use of the shield during CT inspection inevitably degrades the image quality, but experiments show that the GSI function of the dual energy CT can maintain the image quality even when the shield is used. If the various shields are secured after the evaluation using the dual energy CT, it is expected to overcome the disadvantages of poor image quality caused by the use of the radiation shield for reducing the exposure, which is the biggest disadvantage of the CT scan.

Keywords: Radiation shielding, Bismuth, Image quality, Dual energy CT

## I. INTRODUCTION

임상에서 사용하고 있는 인체검사용 CT (Computed Tomography)는 영상의학 검사에 사용하고 있는 다양한 진단 장치에 비해 분해능이 매우 우수하며 특히 병변의 진단 및 치료계획에 있어 병변에 대한 민감도 및 특이도가 매우 높아, 단순 X-선검사 또는 초음파 검사 후 병변의 확진을 위한 진단방법으로 많은 이용이 되고 있다.<sup>[1]</sup> 이러한 이유로 최근에는 CT 검사의 활용 빈도가 높아지면서 CT 검사로 일반인이 받는 총 방사선 피폭은 68%를 차지하며, 검사를 위한 환자가 받는 피폭선량 또한 증가 되어 의료기술의 발달로 CT검사로 인한 피폭선량은 증가하는 추세이다.<sup>[2]</sup> CT 검사에서 방사선량은 영상의 품질을 결정짓는 중요한 인자이며 영상의 물리적 품질은 방사선량에 비례한다. 화

질을 위한 많은 검사 선량을 제한하기 위해 국제방사선방호 위원회(International Commission on Radiological Protection, ICRP)는 수정체, 갑상선, 림프 유선조직, 생식기 등은 방사선 감수성이 높은 조직으로 쉽게 전리방사선에 의해 세포가 죽거나 장해를 받을 수 있어 방사선으로부터 보호되어야 할 조직들이라고 설명하고 있다.<sup>[3]</sup> 따라서 의료 분야의 검사과정에서 불필요한 방사선을 차폐하고자 하는 노력은 매우 중요하다.<sup>[4,5]</sup> CT의 영상은 물질을 투과한 농도 값을 CT number화 하여 영상화하며 특히, 차폐체와 같이 밀도가 높은 물질을 검사 범위 내에 위치할 경우라면 그 물체에 의해 X-선원을 약화 시키고,<sup>[6]</sup> 이로 인해 투사 측면에 중대한 오류를 일으켜 영상정보를 상실(black-hole artifact)하거나 평균 에너지가 상승하는 선속 경화(Beam hardening) 인공물을 발생시킨다. 듀얼 에너지 CT의 경우 80 kVp와 140 kVp 두 개의 X-선원을 이용하

\* Corresponding Author: Hyeon ju Kim

E-mail: gidoong75@naver.com

Tel: +82-31-249-6632

여 서로 다른 물질의 투과 감약 정보를 이용하여 영상화 하고 있다. 기존의 단일 선원 CT에서는 에너지 분리가 불가능하여 물질을 투과한 모든 스펙트럼이 중첩된 영상(polychromatic image)을 만들었던 것과는 달리 서로 다른 X-선원이 물질을 투과와 감약된 에너지를 선택적으로 재구성하여 에너지 과형에 따른 단일 에너지 과형의 CT 영상(Monochromatic image) 획득이 가능해 졌으며,<sup>[7]</sup> 그 기법을 이용 고밀도의 물질로 인한 X선속 경화(Beam-hardening) 인공물을 줄일 수 있는 MAR(Metallic Artifact Reduction) 알고리즘 그리고 요요드, 물 성분을 분리시켜 영상화한 물질 분리(Material decomposition)기법 그리고 에너지 세기에 따른 HU 변화 커브를 들 수가 있게 되었다.<sup>[8]</sup> 특히 이번 실험에 적용한 GSI(Gemstone spectral image)기능을 적용한 MAR 알고리즘은 금속 데이터가 있는 원시 데이터에 다차원 데이터 공간을 이용한 대리 감약 치(surrogate attenuation value)를 사용하는 방식으로<sup>[9]</sup> 기존에 적용한 단순 관전압, 관전류 변화 그리고 적정 필터링(adaptive filtering\_방법, 반복 재구성(iterative reconstruction)방법, 투영 보간법(projection interpolation)보다 고밀도 물질에 의해 영상을 왜곡시키는 black-hole artifact 또는 white streak artifact를 감소시키는데 큰 효과를 가지고 있다고 한다. 이에 우리는 현재 납 대체 물질로 많이 사용되고 있는 비스무스 차폐체를 두부 전용 아크릴 팬텀과 조직등가물질로 구성된 인체모형 팬텀에 차폐 후 듀얼 에너지 CT의 GSI 기능을 적용하여 스캔하였으며, 이때 비스무스 차폐로 기인된 선속경화현상에 의한 영상의 화질 저하를 개선하기 위한 듀얼 에너지 CT 적용의 가능성과 유용성을 실험을 통해 알아보고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

실험은 Fig. 1과 같이 64-DECT(Discovery 750 HD, GE HEALTHCARE, Milwaukee, USA)를 이용하여 두부 전용 아크릴 팬텀과 조직등가물질로 구성된 인체모형(두부) 팬텀(Supertech, Inc. USA. RS-109)을 이용하였으며, 두 팬텀 위에 비스무스(Bismuth, 1 mm thick) 차폐를 이용하여 차폐 후 관전압 120 kVp, 관전류 250 mA, 0.75 mm 콜리메이터,

3 mm 절편두께, 0.55 pitch, Rotation time 1.0 sec로 설정 후 듀얼 에너지 CT의 GSI의 MAR 알고리즘 기능의 유용성을 알아보기 위해 MAR기능 설정 전과 후의 영상으로 스캔하였다. 상대적으로 듀얼 에너지 CT의 경우 선량이 약 10~15 % 높기 때문에 듀얼 에너지 CT의 MAR 기능 적용 전, 후의 CTDI(CT Dose index) 값을 최대한 유사하게 적용하였으며, 그 값은 적용 전 약 42.92 mGy, 적용 후 약 43.22 mGy 적용하여 스캔하였다. 스캔 후 획득한 영상은 동일부위에 ROI(Region of interesting)를 10회 그려 HU(Hounsfield Unit) 값을 측정하여 평균 CT value분석과 Spectral HU Curve 분석, Image J(NIH, U.S.A. ver.1.48)영상 분석 프로그램을 이용하여 정량적으로 비교하였다. 측정된 데이터의 통계분석을 위해 사용한 통계 프로그램은 SPSS 18.0(for Windows : SPSS. Chicago, IL)을 이용하여 Pearson's correlation 을 적용하여 t-test 분석을 하였다.



Fig. 1. Image of CT scan and Bismuth protector.

### 1. 아크릴 팬텀(두부전용)을 이용한 화질분석

#### 1.1 CT value 비교

직경 16 cm의 두부전용 아크릴 팬텀을 이용하여 비스무스 차폐하지 않은 상태에서 스캔하고, 팬텀 위 중앙지점에 비스무스 차폐하고 스캔하여 비스무스 차폐한 영상만 MAR 알고리즘 기능 적용하였다. 각 각 획득한 영상을 이용하여 Fig. 2와 같이 동일부위에 동일한 10 mm의 ROI를 3곳을 그려 CT value의 변화를 비교 분석하였다.

#### 1.2. Spectral HU Curve 분석

비스무스 차폐를 하지 않은 영상과 HU 값이 가장 유사한 에너지 영역을 알아보기 위해 스캔 시

MAR 알고리즘 기능 적용 후 획득한 데이터를 이용하여 40 keV ~ 140 keV의 범위에 해당하는 에너지 영역별 HU 값의 Curve를 그려 HU값의 변화 추이를 비교 분석하였다.

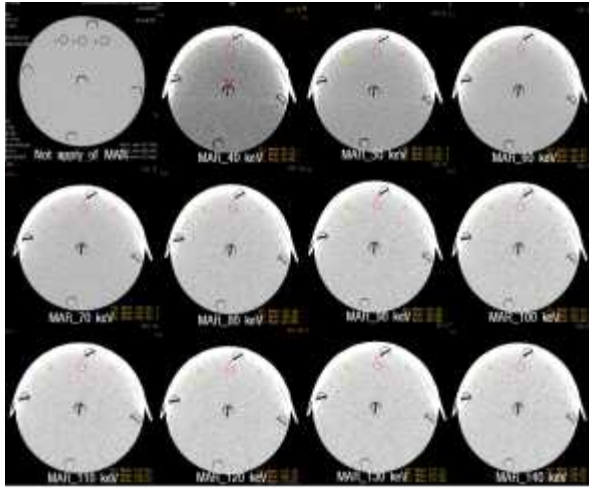


Fig. 2. Image of measurement to CT value.

### 1.3. Image J 적용 분석

영상분석 프로그램인 Image J의 Multi-point 기능을 적용하여 획득한 MAR 알고리즘 기능 적용 전, 후 영상을 이용하여 Fig. 3과 같이 화질의 변화를 비교 분석하였다.

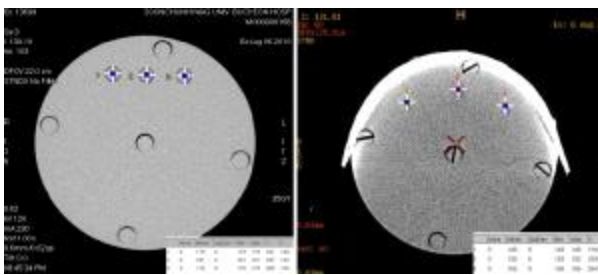


Fig. 3. Image quality analysis by Multi-point function of Image J program.

## 2. 인체모형 팬텀(두부)을 이용한 화질분석

### 2.1. CT value 비교

인체모형 팬텀(두부)을 이용하여 비스무스 차폐하지 않은 상태에서 스캔하고, 팬텀 위 중앙지점에 비스무스

차폐하고 스캔하여 비스무스 차폐한 영상만 MAR 알고리즘 기능 적용하였다. 각 각 획득한 영상을 이용하여 Fig. 4와 같이 동일부위에 동일한 10 mm의 ROI를 3곳을 그려 CT value의 변화를 비교 분석하였다.

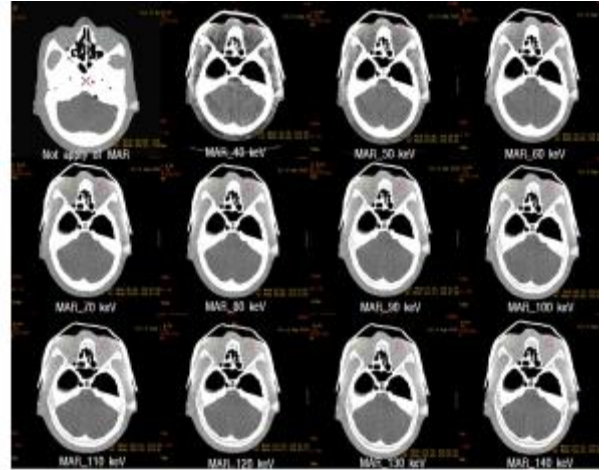


Fig. 4. Image of measurement to CT value.

### 2.2 Spectral HU Curve 분석

비스무스 차폐를 하지 않은 영상과 HU 값이 가장 유사한 에너지 영역을 알아보기 위해 스캔 시 MAR 알고리즘 기능 적용 후 획득한 데이터를 이용하여 40 keV ~ 140 keV의 범위에 해당하는 에너지 영역별 HU 값의 Curve를 그려 HU 값의 변화 추이를 비교 분석하였다.

### 2.3 Image J 적용 분석

영상분석 프로그램인 Image J의 Multi-point 기능을 적용하여 획득한 MAR 알고리즘 기능 적용 전, 후 영상을 이용하여 Fig. 5와 같이 화질의 변화를 비교 분석하였다.

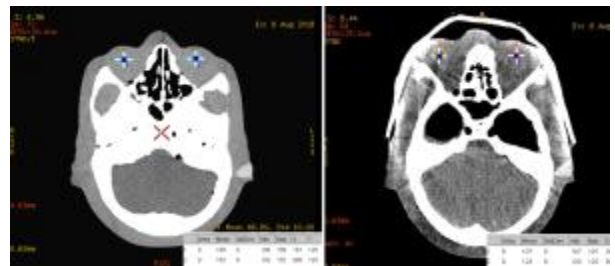


Fig. 5. Image quality analysis by Multi-point function of Image J program.

### III. RESULT

#### 1. 아크릴 팬텀(두부전용)을 이용한 화질분석

##### 1.1 CT value 비교

아크릴 팬텀을 이용하여 CT value를 비교 분석한 결과, " 1과 같이 비스무스 차폐를 하지 않고 스캔 하였을 때 평균값이 117.7±7.8 HU로 측정되었고, 비스무스 차폐한 후 듀얼 에너지 CT 스캔하여 에너지 영역별 CT value는 에너지가 높아질수록 상승하는 추세였다. 특히 50 keV에서 CT value가 118±10.6 HU로 비스무스 차폐 전 CT value와 가장 근접하게 측정되었다(p>0.05).

Table 1. CT value measurement of Non-Shield image and Shield in DECT image (Unit: HU)

Scan parameter	CT value	p-value
Non-Shield	117.7±7.8	
		0.00
Shield 40 keV	89.6±28	
Shield 50 keV	118±10.6	0.12
Shield 60 keV	128.6±13.5	0.00
Shield 70 keV	141.3±11.8	0.00
Shield 80 keV	159.6±13.1	0.00
Shield 90 keV	164.5±13.5	0.00
Shield 100 keV	168.1±13.3	0.00
Shield 110 keV	170.5±13.2	0.00
Shield 120 keV	172.9±13.1	0.00
Shield 130 keV	174.1±13	0.00
Shield 140 keV	175.2±13	0.00

##### 1.2. Spectral HU Curve 분석

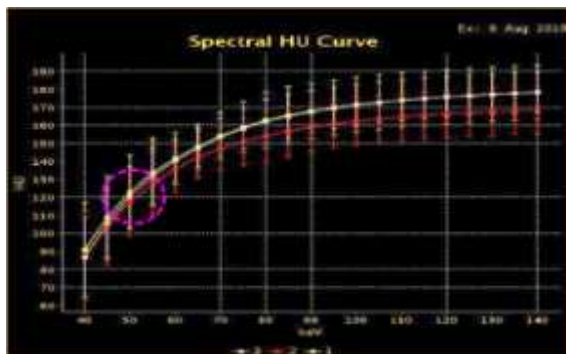


Fig. 6. Spectral HU Curve for Energy of Head type Acrylic phantom

듀얼 에너지 CT 스캔 후 40 keV ~ 140 keV의 범위에 해당하는 에너지 영역별 HU 값의 Curve를 그려 본 결과 Fig. 6과 같이 50 keV에서 영역에서 ROI 1,2,3의 HU Curve가 가장 근접하게 그려졌으며, 3개 영역의 노이즈 또한 낮은 것을 알 수 있었다.

##### 1.3. Image J 적용 분석

Multi-point 기능을 이용하여 Fig. 7과 같이 plot connected circles 형태로 그려 보았고 측정값을 이용하여 화질의 변화를 비교 분석한 결과 Table 2와 같이 비스무스 차폐를 하지 않고 스캔하였을 때 평균 Pixel value가 118.3±3.4로 측정되었고, 비스무스 차폐한 후 듀얼 에너지 CT 스캔하여 에너지 영역별 Pixel value는 에너지가 높아질수록 상승하는 추세였다. 특히 50 keV에서 Pixel value가 176.6±7.1(p>0.05), 60 keV에서 CT value가 180.3±4.5의 값으로 측정되어 비스무스 차폐 전 Pixel value와 가장 근접하게 측정되었다.

Table 2. Pixel value measurement of Non-Shield image and Shield in DECT image (Unit: Pixel value)

Scan parameter	Pixel value	p-value
Non-Shield	178.3±3.4	
		0.00
Shield 40 keV	156.3±11.3	
Shield 50 keV	176.6±7.1	0.06
Shield 60 keV	180.3±4.5	0.00
Shield 70 keV	198.6±6.7	0.00
Shield 80 keV	198±10.1	0.00
Shield 90 keV	203.3±2.5	0.00
Shield 100 keV	206.6±13.3	0.00
Shield 110 keV	210.6±7.2	0.00
Shield 120 keV	203±4.7	0.00
Shield 130 keV	213±7.9	0.00
Shield 140 keV	210±6.1	0.00

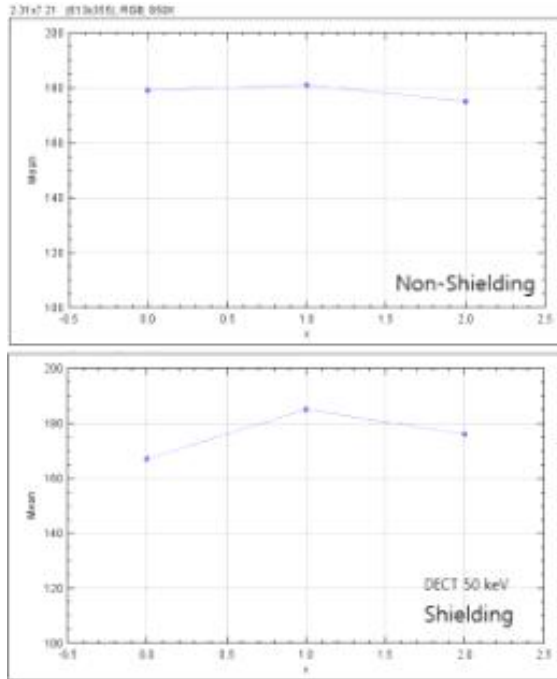


Fig. 7. Measurement image of pixel value for plot connected circles.

## 2. 인체모형 팬텀(두부)을 이용한 화질분석

### 2.1. CT value 비교

아크릴 팬텀을 이용하여 CT value를 비교 분석한 결과 Table 3과 같이 비스무스 차폐를 하지 않고 스캔하였을 때 평균값이  $49.5 \pm 3.2$  HU로 측정되었고, 비스무스 차폐한 후 듀얼 에너지 CT 스캔하여 에너지 영역별 CT value는 에너지가 높아질수록 상승하는 추세였다. 특히 50 keV에서 CT value가  $50.1 \pm 14.6$  HU로 비스무스 차폐 전 CT value와 가장 근접하게 측정 되었다( $p > 0.05$ ).

### 2.2. Spectral HU Curve 분석

듀얼 에너지 CT 스캔 후 40 keV ~ 140 keV의 범위에 해당하는 에너지 영역별 HU 값의 Curve를 그려 본 결과 Fig. 8과 같이 50 keV에서 영역에서 ROI 1,2,3의 HU Curve가 가장 근접하게 그려졌으며, 3개 영역의 노이즈 또한 낮은 것을 알 수 있었다.

Table 3. CT value measurement of Non-Shield image and Shield in DECT image(Unit: HU)

Scan parameter	CT value	p-value
Non-Shield	$49.5 \pm 3.2$	0.00
Shield 40 keV	$39.7 \pm 9.1$	
Shield 50 keV	$50.1 \pm 4.6$	
Shield 60 keV	$62.1 \pm 11.5$	
Shield 70 keV	$90.1 \pm 10.3$	
Shield 80 keV	$96.2 \pm 13.1$	
Shield 90 keV	$99.9 \pm 12.6$	
Shield 100 keV	$104.1 \pm 13.3$	
Shield 110 keV	$105.6 \pm 13.9$	
Shield 120 keV	$106.1 \pm 13.1$	
Shield 130 keV	$107.41 \pm 13.1$	
Shield 140 keV	$108.3 \pm 13.4$	

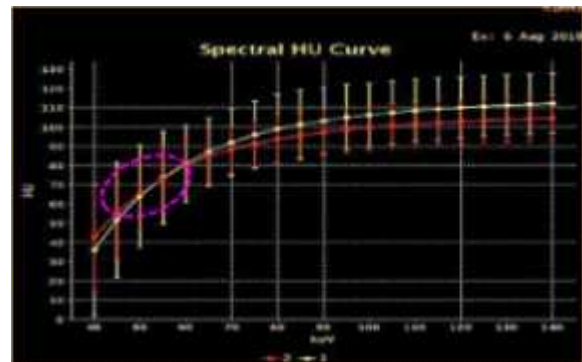


Fig. 8. Spectral HU Curve for Energy of Head type ahead phantom.

### 2.3. Image J 적용 분석

Multi-point 기능을 이용하여 Fig. 9와 같이 plot connected circles 형태로 그려 보았고 측정값을 이용하여 화질의 변화를 비교한 결과 Table 4와 같이 비스무스 차폐를 하지 않고 스캔하였을 때 평균 Pixel value가  $137.5 \pm 2.9$ 로 측정되었고, 비스무스 차폐 후 듀얼 에너지 CT 스캔 시 에너지 영역별 Pixel value는 에너지가 높아질수록 상승 하는 추세였다. 특히 50 keV에서 Pixel value가  $138.3 \pm 1.1$  ( $p > 0.05$ ), 60 keV에서 CT value가  $140.4 \pm 0.5$ 의 값으로 측정되어 비스무스 차폐 전 Pixel value와 가장 근접하게 측정되었다.



Table 4. Pixel value measurement of Non-Shield image and Shield in DECT image (Unit: Pixel value)

Scan parameter	Pixel value	p-value
Non-Shield	137.5±2.9	0.00
Shield 40 keV	122±7.1	
Shield 50 keV	138.3±1.1	
Shield 60 keV	140.4±0.5	
Shield 70 keV	150±2.9	
Shield 80 keV	153.5±2.3	
Shield 90 keV	157.5±2.1	
Shield 100 keV	164±0.7	
Shield 110 keV	165±3	
Shield 120 keV	161.5±2.5	
Shield 130 keV	165.5±1.3	
Shield 140 keV	164.5±7.6	

#### IV. DISCUSSION

단순촬영에 비하여 CT검사는 상대적으로 진단학적 측면에서 신뢰도가 높아 의료현장에서는 CT검사 건수가 매년 증가하고 있는 추세이다.<sup>[10]</sup> 반면 CT검사는 다른 영상의학적 검사방법에 비해 높은 방사선 피폭 선량을 수반한다.<sup>[11],[12]</sup> 일반적인 CT 영상화 과정은 X선을 이용하며, X선 발생 후 인체를 투과하며 감약 과정을 거쳐 발생한 감약 데이터를 검출기에서 검출 후 디지털 신호로 변경하여 수학적 계산을 거쳐 영상화한다. 이때 영상은 물질의 밀도 차이를 투과한 X-ray 양 또는 강도에 의해 영상정보를 보여준다.<sup>[13]</sup> CT 장치는 다양한 의료영상 장치 중 인체 내 구조물을 영상으로 묘사하는데 있어 공간분해능과 대조도 분해능 모두를 만족시킬 수 있는 장비이며, 여러 부위를 단시간에 검사할 수 있는 장점을 가지고 있지만 방사선 피폭이라는 측면에서는 불명예에서 벗어날 수 없는 것이 현실이다. 최근 이러한 단점을 해결하기 위해 방사선 피폭을 감소시키기 위한 검사 프로토콜의 변경 그리고 기술개발의 결과 피폭감소라는 소기의 목표는 달성하였지만 화질 유지 측면에서는 좀 아쉬운 점이 아직 많다. CT 장치의 경우 일반적으로 다색 방사선(polychromatic x-ray)을 사용하고 있어 인체와 같은 다양한 밀도로 구성된 구조물 특히, 밀도가 높은 구조물이 포함된 부위를 촬영 시 선속이 경화되는 현상이 발생하여 화질 저하의 원인을 제공하고 있다. 예를 들어 인공관절이나 차폐체 등의 물질이 선속경화 현상에 의한 인공물을 발생시켜 화질 저하의 원인이 된다.<sup>[14]</sup> 우리는 이러한 문제를 해결하기 위해서 다색 방사선 형태의 에너지를 분류하여 에너지 별 영상화가 가능한 듀얼 에너지 CT의 장점을 활용하여 차폐체에 의한 화질 저하 현상을 줄일 수 있는 에너지 영역대를 찾아보고자 하였다. 본 실험 결과에 의하면 균일한 밀도로 구성된 아크릴 팬텀의 경우 CT value는 117.7±7.8 HU로 측정되었고, 듀얼 에너지 이용 차폐 후는 에너지가 상승할수록 평균 CT value 상승하였고, 특히 50 keV에서 118±10.6 HU로 비스무스 차폐체를 하지 않았을 때의 CT value와 가장 유사하게 측정되는 것을 알 수 있었다. 또한 인체모형의 Head 팬텀

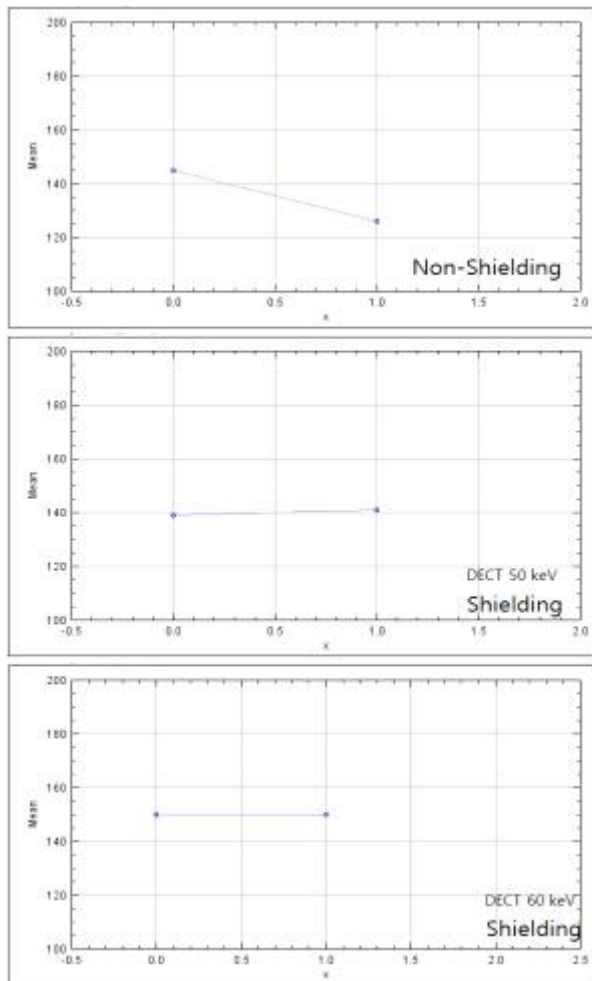


Fig. 9. Measurement image of pixel value for plot connected circles.

의 경우 CT value는  $49.5 \pm 73.2$  HU로 측정되었고, 듀얼 에너지 이용 차폐 후는 에너지가 상승할수록 평균 CT value 상승하였고, 특히 50 keV에서  $50.1 \pm 4.6$  HU로 비스무스 차폐체를 하지 않았을 때의 CT value와 가장 유사하게 측정되는 것을 알 수 있었다. Pixel value 측정에서 CT value와 동일한 패턴의 결과를 도출 할 수 있었지만, 인체모형 머리 팬텀 듀얼 에너지 장치를 이용한 스캔 시 60 keV에서  $140.4 \pm 0.5$ 로 차폐 전  $137.5 \pm 2.9$ 와 50 keV 일 때  $138 \pm 1.1$ 과 더불어 가장 근사치 값으로 측정되었다. 본 실험에서 우리는 듀얼 에너지 CT를 이용하여 스캔 시 차폐체 사용으로 발생하는 불가항력적인 화질저하를 감소시킬 수 있다는 가능성을 확인하였다. 단지 임상에서 사용하는 다양한 차폐체를 비교해보지 못한 점과 다양한 부위에 적용을 하지 않고 결론을 내린 점은 추후 연구에 적용하여 반드시 분석해봐야 할 것이다. 이번 실험은 차폐체 사용으로 발생하는 선속경화에 의한 인공물 발생으로 인한 화질저하를 기존 방법과 차별화를 두어 듀얼 에너지 CT 장치의 GSI 기능을 통해 에너지 별 영상 획득 후 결과를 도출 하여 차폐체 사용 시 저하된 화질을 차폐 전과 가장 유사한 에너지 영역을 찾게 되었다. 향후 다양한 차폐체 적용 및 해부학적 구조별 평가 등의 실험을 추가하여 보완한다면 듀얼 에너지 CT의 물질분석 기능은 단지 인체 유지를 위해 설치한 고밀도 물질에 의한 인공물 감소효과 뿐만 아니라 방사선 피폭을 줄이기 위해 차폐한 고밀도 차폐체에 의한 화질 저하도 감소시킬 수 있어 방사선에 의한 피폭감소와 화질 유지라는 두 가지 문제를 조금이나마 해결할 수 있을 것으로 사료된다.

## V. CONCLUSION

실험을 통해 우리는 방사선 피폭을 차폐하기 위해 CT검사 시 차폐체의 사용은 불가항력적으로 화질 저하를 유발 하지만 듀얼 에너지 CT 적용 시 차폐체를 사용하고도 화질을 유지할 수 있다는 것을 실험을 통해 알 수 있었으며 향후 다양한 차폐체를 듀얼 에너지 CT를 이용 평가 후 보완한다면 CT검사의 최대 단점인 피폭 감소를 위한 방사선 차폐체의 사용으로 인한 화질의 저하라는 단점을 극복할 수 있을 것으로 기대된다.

## Acknowledgement

본 연구는 동남보건대학교 연구비 지원에 의하여 수행된 것임.

## Reference

- [1] H. J. Kim, J. Yoon "Analysis of the artifact reduction rate for the types of medical metals in CT with MAR algorithm", Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society, Vol. 17, No. 9, pp. 655-662, 2016.
- [2] International Commission on Radiological Protection: Managing Patient Dose in computed tomography, in Ann ICRP 2000, Pergamon Oxford, 2000.
- [3] Y. G. Kwak, C. Y. Kim, S. P. Jeong "Research on Dose Reduction During Computed Tomography Scanning by CARE kV System and Bismuth" The Journal of the Korea Contents Association, Vol. 14, No. 8, pp. 233-242, 2014.
- [4] Yu, Lifeng, "Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective." Imaging in medicine, Vol. 1. No. 1, pp. 65-84, 2009.
- [5] J. T. Payne, "CT radiation dose and image quality," Radiologic clinics of North America, Vol. 43 No. 6, pp. 953-962, 2005.
- [6] H. S. Lim, K, H, Kim, M, K, Kim, Computed Tomography, publish of Academia Vol. 1, No. 2, pp 29-31, 2010.
- [7] C. L. Brown, R. P. Hartman, O. P. Dzyubak, i N. Takahash, A. Kawashima, C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz, A. M. Primak, J. G. Fletcher "Dual-energy CT iodine overlay technique for characterization of renal masses as cyst or solid a phantom feasibility study", European Journal of Radiology Vol. 19, No. 5, pp. 1289-1295, 2009.
- [8] M. Joshi, S. Aluri, K. Procknow, D. A. Langan, D. S. Sahani . "Effective atomic number accuracy for kidney stone characterization using spectral CT," The International Society for Optical Engineering, Vol. 7622, No. 5, pp. 76223 - 76223, 2010.
- [9] D. Prell, W. A. Kalender, Y. Kyriakou, "Development implementation and evaluation of a dedicated metal artifact reduction method for

interventional flat -detector CT. British Journal of Radiology Vol. 83. No. 996, pp. 1052-1062, 2010.

- [10] M. Y. Jung, D. C. Kwon, S. I. Kwon, "Effectiveness of bismuth shield to reduce eye lens radiation dose using the photoluminescence dosimetry in computed tomography," journal of Korean Society Radiological Technologists, Vol. 32, No. 3, pp. 307-312, 2009.
- [11] H. Hricak, D. J. Brenner, S. J. Adelstein, D. P. Frush, E. J. Hall, RW Howell, "Managing radiation use in medical imaging: a multifaceted challenge," Journal of Radiology, Vol. 258, No. 3, pp. 889-905, 2011.
- [12] F. A. Mettler Jr, M. Bhargavan, K. Faulkner, D. B. Gilley, J. E. Gray, G. S. Ibbott, "Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources 1950-2007," Journal of Radiology Vol. 253 No. 2, pp. 520-531, 2009.
- [13] European Commission. "European guidelines on quality criteria for computed tomography," (EUR 16262 EN). Luxembourg, Luxembourg: European Commission, 2000.
- [14] S. C. Han, Y. E. Chung, Y. H. Lee, K. K. Park, M. J. Kim, "Metal Artifact Reduction Software Used With Abdominal pelvic Dual-Energy CT of Patients With Metal Hip Prostheses: Assessment of Image Quality and Clinical Feasibility", American Journal of Roentgenology. Vol. 203 No. 4 pp. 788-795, 2014.



# 수정체 차폐로 기인한 화질저하 개선을 위한 듀얼 에너지 CT의 유용성

윤 준, 김현주\*

동남보건대학교 방사선과

## 요 약

방사선 피폭감소를 위해 사용하는 비스무스 차폐체를 적용하여 CT스캔 시 차폐체에 의한 선속경화현상으로 화질이 감소되는 경우가 있다. 이에 G사의 듀얼 에너지 CT의 GSI모드 적용을 통해 화질저하 현상을 줄일 수 있는 에너지 영역대를 찾아보고, 가능성을 실험을 통해 알아보하고자 하였다. 그 결과 비스무스 차폐 후 듀얼 에너지 CT 스캔 시 50 keV에서  $118 \pm 10.6$  HU,  $50.1 \pm 14.6$  HU로 화질저하 전 CT value와 가장 유사하였고( $p > 0.05$ ), Image J의 Multi-point기능을 적용한 Pixel value에서도 50 keV에서  $176.6 \pm 7.1$ ,  $138.3 \pm 1.1$ 로 측정 되었다( $p > 0.05$ ). CT검사 시 차폐체의 사용은 불가항력적으로 화질저하를 유발하지만 듀얼 에너지 CT의 GSI기능 적용으로 차폐체를 사용하고도 화질을 유지할 수 있다는 것을 실험을 통해 알 수 있었다. 향후 다양한 차폐체를 듀얼 에너지 CT를 이용, 평가 후 보안 한다면 CT검사의 최대 단점인 피폭 감소를 위한 방사선 차폐체 사용으로 발생한 화질저하라 단점을 극복할 수 있을 것으로 기대된다.

중심단어: 방사선차폐, 비스무스, 화질, 듀얼 에너지CT

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	윤 준	동남보건대학교 방사선과	교수
(교신저자)	김현주	동남보건대학교 방사선과	교수