# Dual Energy CT에서 Monoenergetic 영상을 이용한 금속성 인공음영(Metal Artifact) 감소기법에 대한 연구

문일봉[1] · 동경래[1] · 최성관[1] · 곽종길[2,3] · 김호성[4] · 정운관[5,*]

[1]광주보건대학교 방사선과, [2]동신대학교 보건의료학과, [3]KS 병원 종합검진센터,
[4]신한대학교 방사선학과, [5]조선대학교 원자력공학과

# Dose Comparison according to the Tube Voltage, the Tube Current Change in CT Image

Il-Bong Moon[1], Kyung-Rae Dong[1], Seong-Kwan Choi[1], Jong-Gil Kwak[2,3], Ho-Sung Kim[4] and Woon-Kwan Chung[5,*]

[1]*Department of Radiological Technology, Gwangju Health University, 73, Bungmun-daero 419 beon-gil, Gwangsan-gu, Gwangju 62271, Republic of Korea*
[2]*Department of Public Health and Medicine, Dongshin University Graduate School, 185, Geonjae-ro, Naju-si, Jeollanam-do 58245, Republic of Korea*
[3]*Comprehensive Medical Examination Center, KS Hospital, 220, Wangbeodeul-ro, Gwangsan-gu, Gwangju 62248, Republic of Korea*
[4]*Department of Radiological Science, Shinhan University, 95, Hoam-ro, Uijeongbu-si, Gyeonggi-do 11644 Republic of Korea*
[5]*Department of Nuclear Engineering, Chosun University, 375, Seosuk-dong, Dong-gu, Gwangju 61452, Republic of Korea*

**Abstract - It is to find optimize quantity of ray that can decrease metal artifact caused by artificial hip joint, etc. when deciphering an image by monochromatic X-ray. To compare change of CT number value and noise value of metal artifact in animal tested image, 4 areas were selected and changed keV to measure CT number and noise value at each keV then CNR (Contrast to Noise Ratio) value is calculated. From computer analysis result, 62 keV is the point where can get the metal artifact minimized image, but this paper figured out that it is possible to get the metal artifact minimized image from 90 keV. Therefore, it is possible to get diagnosable image that minimized metal artifact by reconstruction in condition of 90 keV when having CT scan for patients who had artificial metal substance enthesis such as pedicle screw enthesis and artificial coxaenthesis.**

**Key words : CNR, Monoenergetic image, Metal artifact**

## 서 론

의료 영상진단분야의 기술 개발은 현대 의학기술의 눈부신 발전에 따라 진단 장치의 발전에도 많은 진보와 변화

* Corresponding author: Woon-Kwan Chung, Tel. +82-62-230-7166, Fax. +82-62-232-9218, E-mail. wkchung@chosun.ac.kr

를 가져오고 있다. 전산화 단층 촬영(computed tomography; CT) 기기의 성능 또한 날로 향상되고 있으며, 이중에너지 컴퓨터 단층 촬영(Dual energy computed tomography; DECT)의 상용화로 이중선원(dual source)을 이용한 검사도 이루어지고 있다. 이중 선원을 이용한 검사 중 서로 다른 에너지원을 이용한 이중에너지(dual energy)를 이용한 검사에 대한 적용도 이루어지고 있으며 이는 저에너지와 고에너지의 서로 다른 에너지원에서 얻은 각각의 정보를 이용하여 특정한 정보를 얻고 있다.

현재 DECT의 용도는 심장과 폐, 혈관조영, 관류검사 등 일부 검사에 국한되어 사용되고는 있지만 분명 기존 단일 선원을 이용한 검사와 차이점이 있고 장점을 이용한 임상적용을 위해 많은 연구가 이루어지고 있다. DECT는 80 kVp와 140 kVp의 이중선원을 이용하여 기존의 단일에너지(single energy)의 120 kVp에 해당하는 mixed ratio (저에너지와 고에너지의 혼합 비율) 0.3을 사용하여 영상을 만드는데, 이는 저에너지 영상에서의 고해상도와 고에너지 영상에서의 적은 noise를 동시에 취하여 높은 대조도 잡음비(contrast-to-noise ratio; CNR)를 가진 영상을 만드는 것이다(Alvarez and Macovski 1976; Kelcz *et al*. 1979; Kalender *et al*. 1986; Chuang and Huang 1987; Heismann *et al*. 2003).

이러한 DECT 장치에서 획득한 kVp 방식의 CT 영상은 다색 방사선(polychromatic X-ray)의 영상이었으나, DECT에서의 monoenergetic 기술 적용으로 인하여 40 keV에서 140 keV까지 101개의 단색 방사선(monochromatic X-ray) 영상을 얻을 수 있게 되었다. 최근에는 단색 방사선 영상에서 최고의 CNR을 보이는 에너지 준위(keV)를 그래프로 보여주어 CNR이 높은 단색 방사선 영상을 만들 수 있게 되었다(Sakamoto *et al*. 1988; Dilmanian *et al*. 1995; Toyofuku *et al*. 1995; Dilmanian *et al*. 1997).

그럼에도 불구하고 CT 촬영의 한계점은 있다. 그중 하나가 인공음영(artifact)이다. CT 영상에 나타나는 인공음영(artifact)은 영상정보를 왜곡시킬 뿐 아니라 판독의 정확도를 저하시키는 요인이다. 특히 병변부위에 삽입된 척추경 나사와 같은 금속성 인공물은 나사의 금속성 인공음영(metal artifact)으로 인해 정확한 판독 시 상당한 어려움이 있다(Yoo *et al*. 1997). 그동안 연구된 금속성 인공음영 감소기법으로는 선형 구간을 이용한 여과역투사법(Filtered Back projection with Linear Interpolation) 알고리즘, 반복적 선예화(Iterative deblurring), 컴퓨터 보조기법을 이용하여 영상의 윈도우 범위를 조절하는 후처리 영상 향상 기법(Image Enhancement Technique) 등이 있다(Robertson *et al*. 1997).

이러한 기법들은 CT 자체에 내장된 워크스테이션에서 영상을 재구성을 하거나, 조직 밀도가 높은 부위를 검사할 때 조사선량을 증가시키는 방법을 사용한다. 그러나 이러한 방법을 이용하여 얻은 영상은 판독하는 의사에 따라 보고자 하는 부위를 자유자재로 조절하기 어렵고, 주로 선형 인공음영(streak artifact)의 제거에 주안점을 두고 있어 금속성 내 고정물이나 삽입물의 인접부위에 발생하는 인공음영은 제거하지 못하는 한계를 가지고 있다(Yeom *et al*. 1997).

따라서 본 연구에서는 위의 인공 고관절 등으로 인한 금속성 인공음영(metal artifact)을 단색 방사선(monochromatic)을 이용하여 영상을 판독하고자 할 때, 금속성 인공음영(metal artifact)을 줄일 수 있는 최적의 선량을 찾고자 한다.

## 대상 및 방법

### 1. 연구대상

실험의 정확도를 높이기 위하여 동물실험을 선행하였으며 돼지의 요추부위에 척추경 나사를 삽입한 후 Dual source dual energy CT의 촬영조건을 변경하며 금속성인공 음영의 변화를 측정하였다(Table 1). 본 연구에 사용된 장비는 Dual source dual energy CT 장비인 SOMATOM Definition Flash (Siemens medical solution, Germany)가 사용되었으며, 동물실험에 사용된 촬영조건은 관전류 630 mA, 관전압 80 kVp와 140 kVp, standard kernel, detector collimation 20 mm, slice thickness 1.25 mm, rotation time 0.6 sec, medium FOV로 고정하고, keV를 10 keV 단위로 변화시켰다. 실험은 돼지의 요추에 4 cm, 4 cm, 4.5 cm 3개의 척추경 나사를 삽입한 후 진행되었다(Fig. 1).

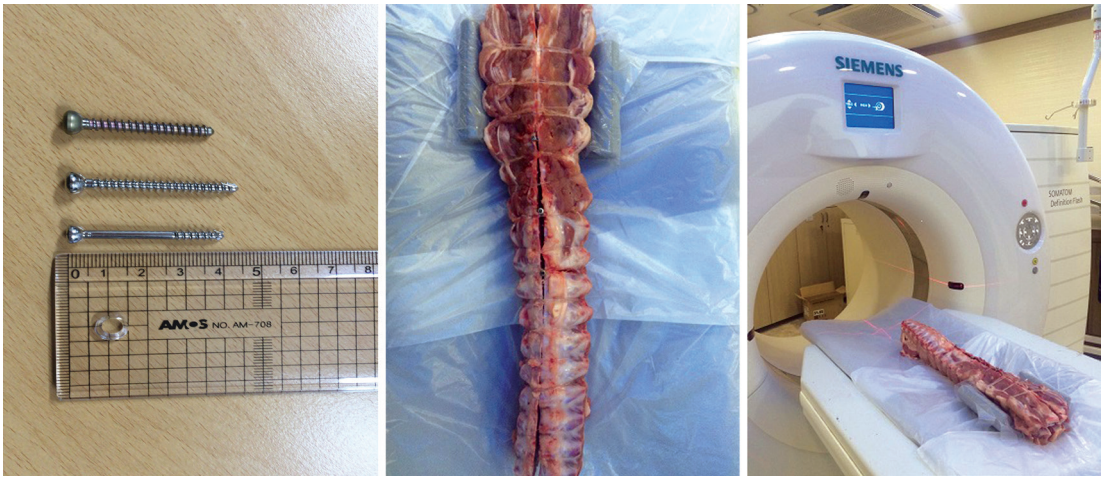
### 2. 실험분석

#### 2.1 금속성 인공음영 부위의 CT Number값과 Noise값 분석

동물실험 영상에서 금속성 인공음영 부위의 CT Number값과 Noise값의 변화를 비교하기 위해 금속성 인공음영이 가장 심한 영역인 screw 부분 ROI 1과 인공음영이 두 번째로 심한 screw 바로 옆 부분인 ROI 2, 등뼈 중앙부분인 ROI 3 마지막으로, 근육 조직부위인 ROI 4의 keV를 변경하며 CT Number값과 Noise값을 측정하였다. 또한 각 keV의 CT

**Table 1.** CT parameters by CT scanner equipments

| Parameters | |
|---|---|
| mA | 630 mA |
| kV | 80 kVp, 140 kVp |
| Kernel | Standard |
| Detector collimation | 20 mm |
| Slice thickness | 1.25 mm |
| Rotation time | 0.6 sec |
| FOV | Medium |




(a) Pedicle screw (b) Pig spine (c) Positioning pig spine

**Fig. 1.** Positioning pig spine and pedicle screw.

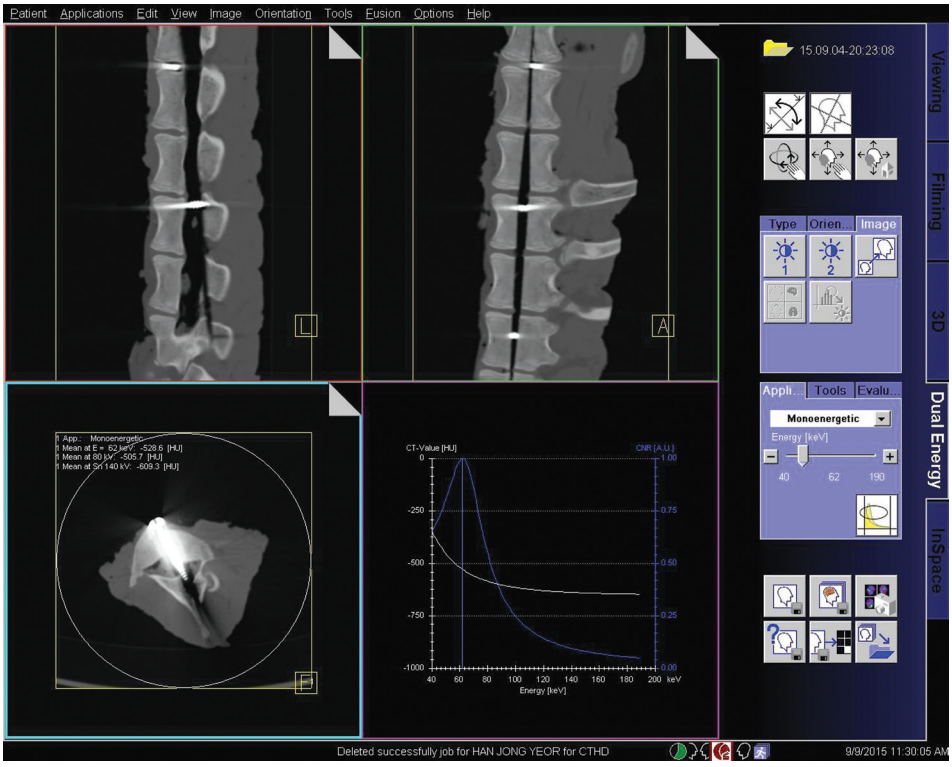



**Fig. 2.** Analysis of monoenergetic radiation.

Number값과 Noise값의 평균을 측정하기 위하여 1, 2, 3, 4네 영역의 평균값을 구하였다.

### 2. 2 keV의 변화에 따른 CNR (Contrast to Noise Ratio) 분석

keV 변화에 따른 CNR값을 40 keV에서부터 190 keV까지 비교하여 판독에 적절한 영상을 선택하도록 하였다 평가에 사용된 영상은 window width 1400, window level 300으로 고정하였으며 판독을 위해 주위 조직과 연계된 적절한 화질과 금속성 인공음영의 감소 정도 등을 평가 기준으로 하였다(Fig. 2).

$$CNR = \frac{CTvalue_{Screw} - CTvalue_{Muscle}}{stdev(CTvalue_{Muscle})} \quad \text{(Eq. 1)}$$

각 값은, 식 1에 대입하여 40 keV부터 190 keV까지 각 부

**Table 2.** Descriptive of CT number value and noise value

| keV | CT number | Noise | CNR |
|---|---|---|---|
| 40 | 2312.2 | 83.7 | −0.18 |
| 50 | 2072.3 | 68.2 | −0.03 |
| 60 | 1843.8 | 57.5 | 0.11 |
| 70 | 1557.1 | 58.4 | 0.31 |
| 80 | 1373.2 | 60.4 | 0.57 |
| 90 | 1250.6 | 63.1 | 0.67 |
| 100 | 1166.0 | 65.9 | 0.55 |
| 110 | 1105.8 | 68.6 | 0.39 |
| 120 | 1061.8 | 70.8 | 0.25 |
| 130 | 1028.9 | 72.7 | 0.15 |
| 140 | 1003.9 | 74.3 | 0.09 |
| 150 | 984.6 | 75.6 | 0.04 |
| 160 | 969.3 | 76.7 | 0.01 |
| 170 | 957.4 | 77.6 | −0.01 |
| 180 | 947.4 | 78.3 | −0.03 |
| 190 | 939.4 | 78.9 | −0.05 |

분의 돼지 뼈의 Noise값에서 근육의 Noise값을 빼고, 그 값을 근육의 Noise값으로 나눠서 값을 산출하고, 소수점 3번째 자리까지 반올림하였다.

## 결 과

### 1. 금속성 인공음영 부위의 CT Number값과 Noise값 분석 결과

금속성 인공음영이 가장 심한 영역인 screw 부분 ROI 1과 인공음영이 두 번째로 심한 screw 바로 옆 부분인 ROI 2, 등뼈 중앙부분인 ROI 3, 마지막으로 근육 조직부위인 ROI 4의 keV를 10 keV 간격으로 CT Number값과 Noise값의 평균값에서 가장 낮은 CT Number값은 160 keV의 969.3이였고, 가장 높은 CT Number값은 40 keV의 2312.2으로 나타났다. 또한, 가장 낮은 Noise값은 60 keV의 57.5이었으며, 가장 높은 Noise값은 40 keV의 83.7로 나타났다(Table 2).

### 2. keV의 변화에 따른 CNR (Contrast to Noise Ratio) 분석 결과

40 keV에서 190 keV까지 10 keV 간격으로 CNR (Contrast to Noise Ratio)을 구하는 수식에 대입하여 값을 산출하였다. CNR값이 가장 낮은 값은 40 keV의 −0.18로 나타났으며, 가장 높은 값은 90 keV의 0.67로 나타났다(Table 2).

## 고 찰

본 연구에서는 Dual source dual energy CT를 이용하여 금속성 인공음영의 감소에 대한 동물실험을 선행하였으며, 척추경 나사 삽입술 또는 인공고관절 삽입술과 같은 금속성 인공물질 삽입술을 실행한 환자를 대상으로 금속성 인공음영이 어느 구간의 keV에서 인공음영이 최소화되어 영상을 판독하기 적절한지를 파악하기 위한 실험을 진행하였다.

인공음영(artifact)이란 검사 목적과 관계없이 발생되는 통계적인 오차로 인해 정확한 CT 영상의 구성을 교란하거나 방해하여 영상의 질을 저하시키고 미세부분의 관찰 능력을 감소시키는 장해음영이다. 영상 내에 보여지는 인공음영은 진단의 정확도를 저하시키는 요소로 항상 고려되어야 하며 측정과 발생 원인의 규명을 통해 예방이 필요하다. 육안으로 선명하게 나타나는 경우도 있지만 미세한 artifact의 관찰 및 측정은 물이나 폴리에틸렌 등의 장비 제조사에서 제공되거나 상품화되어 있는 여러 가지 팬텀을 이용하여 스캔한 후 윈도우 설정값(window setting)을 변화시켜 가면서 평가가 가능하다. 이러한 인공음영들은 영상화 과정의 데이터와 최종적인 산물인 영상에 불균등을 초래하여 진단의 정확도와 능률을 저하 시키는 요인으로 작용하므로 수시적으로 발생여부의 관찰 및 보정이 필요하다(Yeom *et al*. 1997).

그 중에서 금속성 인공음영은 검사부위에 있는 금속성 인공물에 의하여 CT 감약계수 측정과정의 오류에 의해 발생되는 물리적 요인의 인공음영이다. CT 영상의 화질을 결정하는 요소에는 대조도 분해능(contrast resolution)과 공간분해능(spatial resolution)이 있으며, 이에 영향을 미치는 인자로는 방사선속의 특성, 선량, 피사체에 대한 투과율, slice thickness, scatter ray, 또는 아날로그/디지털 변환효율, pixel size, recon algorithm과 display resol ution 등이 있다. 기존의 CT 장치에서는 물체의 고유한 투과율이 거의 일정하므로 scan parameter나 slice thickness 등을 고정시켰을 경우 영상의 질을 개선하기 위한 방법으로는 선량을 증가시키거나 pixel size를 작게 해야 했다. 또한 120 kVp 이상의 고관전압을 사용하여 피사체에 대한 투과력을 증가시킴으로써 검출기의 반응을 최대화시켜 noise를 최소화하고 연부조직에 대한 뼈의 대조도를 감소시켜 피사체 내의 심한 감약 차이로 발생하는 선속경화 현상에 의한 인공음영의 발생을 억제하였다(Wang *et al*. 2000).

Dual source dual energy CT 장비인 SOMATOM Definition Flash (Siemens medical solution, Germany)를 사용하여 40 keV에서 190 keV까지 각 10 keV의 간격으로 CT Number값과 Noise값, CNR값을 도출하여 실험을 진행하였다. 선행연구에 따르면, TACE 환자의 복부 조영 DECT에서 monoenergetic 영상은 66~69 keV에서 높은 CNR을 보였으며, monoenergetic 영상에서 기존의 120 kVp 영상에 해당하는 mixed 0.3 영상보다 CNR이 두 배 정도 높다는 연구결과가 있었다(Zhao *et al*. 2000). 본 연구결과 CT 장비에서는 62 keV의 에너지 값에서 금속성 인공음영이 최소화된 영상이라고 가리키고 있었다. 그러나, 실제로 실험을 해본 결과

CNR (Contrast to Noise Ratio)값이 가장 높은 구간은 0.67로 90 keV에 해당하는 구간이었다. 이는 금속성 인공음영이 최소화된 영상이 62 keV가 아닌 90 keV의 구간임을 알 수 있었다.

## 결 론

본 연구는 Dual source dual energy CT를 이용하여 동물실험을 통해 돼지 요추에 척추경 나사를 삽입 후 적절한 촬영조건을 설정하였으며, 척추경 나사 삽입수술을 시행한 환자들을 대상으로 금속성 인공음영이 감소한 최적의 CT 영상을 얻기 위해 실험을 진행하여 다음과 같은 결론을 얻었다. Dual source dual energy CT를 이용하여 keV monochromatic image를 획득하면 척추경 나사의 금속성 인공음영을 감소시킨 CT 영상을 얻을 수 있다. 컴퓨터 분석결과로는 62 keV에서 인공음영을 최소화시킨 영상을 얻을 수 있다는 결론이 나왔지만, 직접 실험한 결과 90 keV에서 인공음영을 최소화시킨 영상을 얻을 수 있는 것으로 나타났다. 따라서 척추경 나사 삽입술 또는 인공고관절 삽입술과 같은 금속성은 인공물질 삽입술을 실행한 환자를 대상으로 CT 촬영을 실시할 때, 90 keV의 조건으로 촬영을 실시하면, 금속성 인공음영을 최대한 감소시킨 영상을 얻을 수 있다.

## 사 사

This study was supported by the research fund of Chosun University, 2017.

## 참 고 문 헌

Alvarez RE and Macovski A. 1976. Energy-selective reconstructions in x-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.* **21**(5):733-744.

Chuang KS and Huang HK. 1987. A fast dual-energy computational method using isotransmission lines and table lookup. *Med. Phys.* **14**(2):186-192.

Dilmanian FA, Wu XY, Kress J, Ren B, Chapman D, Coderre JA, Greenberg D, Parsons E and Shleifer M. 1995. Dual energy iodine contrast CT with monochromatic X-rays. In: Conference Record of the 1994 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference. *IEEE* **3**: 1392-1396.

Dilmanian FA, Wu XY, Parsons EC, Ren B, Kress J. Button TM, Chapman LD, Coderre JA, Giron F and Greenberg D. 1997. Single and dual-energy CT with monochromatic synchrotron x-rays. *Phys. Med. Biol.* **42**(2):371-387.

Heismann BJ, Leppert J and Stierstorfer K. 2003. Density and atomic number measurements with spectral x-ray attenuation method. *J. Appl. Phys.* **94**:2073-2079.

Kalender WA, Perman WH, Vetter JR and Klotz E. 1986. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med. Phys.* **13**(3):334-339.

Kelcz F, Joseph PM and Hilal SK. 1979. Noise considerations in dual energy CT scanning. *Med. Phys.* **6**(5):418-425.

Robertson DD, Tuan J, Wang G and Vannier MW. 1997. Total hip prosthesis metal artifact suppression using iterative deblurring reconstruction. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **21**(2): 293-298.

Sakamoto K, Suzuki Y, Hirano T and Usami K. 1988. Improvement of spatial resolution of monochromatic X-ray CT using synchrotron radiation. *Jpn. J. Appl. Phys.* **27**(1):127-132.

Toyofuku F, Tokumori K, Nishimura K, Saito T, Takeda T and Ltai Y. 1995. Development of fluorescent X-ray source for medical imaging. *Rev. Sci. Instrum.* **66**(2):1981-1983.

Wang G, Frei T and Vannier MW. 2000. Fast iterative algorithm for metal artifact reduction in X-ray CT. *Acad. Radiol.* **7**(8): 607-614.

Yeom JS, Chung MS, Lee CK, Chang BS, Kim YH, Kim NK and Lee JB. 2003. Computer-assisted Evaluation of Pedicle Screw Position on CT Images. *J. Korean Orthop. Assoc.* **38**(2):165-171.

Yoo JU, Ghanayem A, Petersilge C and Lewin J. 1997. Accuracy of using computed tomography to identify pedicle screw placement in cadaveric human lumbar spine. *Spine* **22**(22): 2668-2671.

Zhao S, Robertson DD, Wang G, Whiting B and Bae KT. 2000. X-ray CT metal artifact reduction using wavelets: an application for imaging total hip prostheses. *IEEE Trans. Med. Imaging.* **19**:1238-1247.

Received: 17 March 2018
Revised: 30 April 2018
Revision accepted: 15 June 2018