

# Quality Control Using Contrast Scale in Computed Tomography Equipment

Jong-Eon Kim\*

Department of Radiological Science, Kaya University

Received: October 10, 2024. Revised: November 22, 2024. Accepted: November 30, 2024.

## ABSTRACT

In CT equipments, the contrast scale changes as the equipment ages. In order to maintain a constant contrast scale in clinical practice, users must perform periodic quality control. In this study, the contrast scale for each effective photon energy was determined and analyzed based on CT slice images of the CT number calibration block in the AAPM CT performance phantom. CT slice images of the CT number calibration block were obtained with five scans each at 80, 100, 120, and 140 kVp X-ray beams. In the 5 CT slice images obtained for each tube voltage, the average CT number of the averages was calculated from the average CT numbers measured by setting the region of interest to water and 5 pins. For water and 5 pins, a linear regression analysis was performed on the average CT number of the averages calculated for each tube voltage versus the line attenuation coefficient for each photon energy, and the photon energies with the largest correlation coefficients of 58.5, 65, 71, and 77 keV were found to be effective photon energies. The line attenuation coefficient used to determine this effective photon energy was automatically determined as the effective linear attenuation coefficient. For the effective photon energy, a linear equation was obtained by linear regression analysis of the average CT number of the averages in water and the five pins versus the difference in effective linear attenuation coefficient between the five pins and water. The contrast scale was determined by taking the slope of the obtained linear equation as the reciprocal. The determined contrast scale is 0.000198 to 0.000177 cm<sup>-1</sup> HU<sup>-1</sup> in the effective photon energy range of 58.5 to 77 keV. The contrast scale decreased as the effective photon energy increased.

Keywords: Computed Tomography Equipment, Tube Voltage, Effective Photon Energy, Contrast Scale

## I. INTRODUCTION

CT장치(Computed Tomography Equipment)에서 영상의 품질은 성능관리를 위해 시행하는 품질관리(Quality Control)<sup>[1-4]</sup>항목들의 주기적인 시험으로 측정된 측정값이 기준값의 허용오차 범위 이내에 들어가도록 관리함으로써 유지된다.

AAPM Repot 1<sup>[4]</sup>에서는 품질관리 항목에 대조도 척도(Contrast Scale)를 포함하고 있다. 그러나 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙과 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙들에는 품질관리 항목으로 대조도 척도가 없다. 이 척도는

CT장치의 노후화로 변할 수 있기 때문에 임상에서 자체적으로 품질관리가 요구된다.

AAPM CT 성능 팬텀의 대조도 척도 영상검사에 사용하는 CT영상은 하나의 관전압 120 kVp 설정으로 스캔한 영상 기반으로 검사를 시행하지만 임상에서 사용하는 관전압은 환자 부위에 따라 다양하다. 따라서 사용하는 관전압에 따른 대조도 척도의 측정으로 품질관리가 되어야 하는 필요성이 제기된다. 결과적으로 이 연구의 목적은 관전압 변화에 따른 유효광자에너지별 대조도 척도를 측정하여 비교분석하는데 있다.

대조도 척도와 혼돈하기 쉬운 대조도 분해능은

\* Corresponding Author: Jong-Eon Kim

E-mail: kjepk@kaya.ac.kr

Tel: +82-55-330-1184

특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙에 품질 관리 항목으로 포함되어 있다. 이 두 용어의 차이는 아래와 기술된다. 대조도 척도는 CT number당 선감쇠계수의 변화를 나타내며, CT number가 피사체의 선감쇠계수에 정확히 대응되는지 평가하는 척도이다. 그리고 대조도 분해능은 작은 감쇠계수 차이를 보이는 부위를 CT장치가 어느 정도까지 분리 식별할 수 있는 능력이다<sup>[5]</sup>.

본 연구에서는 AAPM CT 성능 팬텀(AAPM CT Performance Phantom)의 CT number 교정 블록에서 관전압 변화에 따른 유효광자에너지별 물과 5개 핀의 기준물질들<sup>[6-8]</sup>에서 측정된 평균들의 평균 CT number와 기준물질들과 물 사이의 유효선감쇠계수 차이 기반으로 선형회귀분석에 의한 대조도 척도<sup>[9]</sup>의 측정값을 비교분석하여 품질관리 시 대조도 척도 이용방법을 제안하고자 하였다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 관전압별 물과 5개 핀의 평균들의 평균 CT number

#### 1.1. CT 슬라이스 스캔

AAPM CT 성능 팬텀(610, Computerized Imaging Reference Systems Cor., USA, 2022)[10]의 CT number 교정 블록(CT Number Calibration Block) 부분을 스캔하기 위하여, CT장치(Somatom Definition Edge, Siemens Healthineers Cor., Germany, 2020)의 테이블 위에 AAPM CT 성능 팬텀을 Fig. 1과 같이 배치하였다.



Fig. 1. Placement for CT slice scan.

스캔을 위한 공통 고정 조건들은 관전류량 250 mAs, scan FOV 25 cm, display FOV 25 cm, 빔 콜리메이션 10 mm, slice thickness 10 mm로 각각 설정하였다. CT 슬라이스 스캔들은 관전압 80, 100, 120, 140 kVp로 순차적으로 설정한 후에 single slice conventional scan을 각각 5번 시행하였다. 스캔된 데이터에 standard reconstruction algorithm 적용으로 재구성된 CT 슬라이스 영상들은 얻었다.

#### 1.2. 평균들의 평균 CT number 측정

AAPM CT 성능 팬텀에서 CT number 교정 블록은 바탕물질인 물과 5개 핀의 기준물질들(polyethylene, polystyrene, nylon, acrylic, polycarbonate)로 구성되어 있다. Fig. 2에서 보여주는 바와 같이, 평균 CT number를 측정하기 위하여 의료영상저장전송시스템(ViewRex3 PACS, Techheim Cor., Korea, 2020)을 사용하였다. 관전압별로 얻어진 5개의 CT 슬라이스 영상들에서, 슬라이스 영상당 물과 5개 핀(pin) 부분에 관심영역(ROI, 98.7 mm<sup>2</sup>)을 설정하여 평균 CT number를 측정하였다. 그 다음 관전압별로 5개의 슬라이스 영상들에서 각각 물과 5개 핀 부분에서 측정된 평균 CT number에를 합하여, 물과 5개 핀 부분에 대하여 총 평균 CT number를 얻었다. 그 후 관전압별로 물과 5개 핀 부분의 총 CT number에 5로 나누어 평균들의 평균 CT number를 산출하였다.

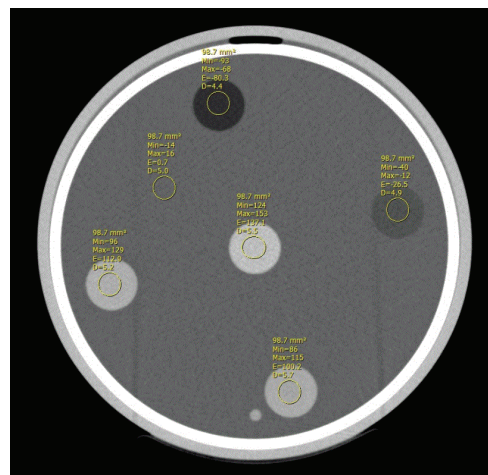


Fig. 2. Measurement of mean CT number for each pin and water.

## 2. 유효광자에너지별 유효선감쇠계수 결정

CT number 교정 블록을 구성하는 물과 기준물질들의 유효광자에너지별 유효선감쇠계수는 관전압별 물과 기준물질들에서 측정된 평균들의 평균 CT number와 이미 논문으로 발표된 광자에너지별(단일광자에너지별) 선감쇠계수의 자료<sup>[11]</sup>를 Origin pro 8.0 통계프로그램에 입력한 후 선형회귀분석의 결과로부터 가장 크게 얻어지는 상관관계수에 대응하는 광자에너지를 유효광자에너지(유효에너지)<sup>[12-16]</sup>로 결정하였다. 이 유효광자에너지를 결정할 때 사용한 선감쇠계수는 자동적으로 유효선감쇠계수로 결정되었다.

## 3. 대조도 척도 결정

대조도 척도(Contrast Scale, CS)는 물에 상대적인 CT number당 선감쇠계수의 변화로 정의되며, 식은 Eq. (1)로 기술된다<sup>[4,9]</sup>.

$$CS = \frac{(\mu_R - \mu_W)}{(CT_R - CT_W)} \quad (1)$$

여기서  $\mu_R$ 과  $\mu_W$ 는 기준물질(Reference Material)과 물의 유효선감쇠계수이고,  $CT_R$ 과  $CT_W$ 는 기준물질과 물의 CT number이다.

Eq. (1)을 전개하면 아래와 같이 선형방정식인 Eq. (2)로 유도된다<sup>[9]</sup>.

$$CS = \frac{(\mu_R - \mu_W)}{(CT_R - CT_W)}$$

$$CS \cdot (CT_R - CT_W) = (\mu_R - \mu_W) \quad (2)$$

$$(CT_R - CT_W) = \frac{1}{CS} \cdot (\mu_R - \mu_W)$$

$$CT_R = \frac{1}{CS} \cdot (\mu_R - \mu_W) + CT_W$$

여기서  $CT_R$ 는 기준물질의 CT number로써 종속 변수(Y축의 값)이고,  $(\mu_R - \mu_W)$ 는 기준물질과 물 사이의 유효선감쇠계수 차이로써 독립변수(X축의

값)이다. 그리고  $1/CS$ 는 기울기이고,  $CT_W$ 는 절편이다. 유도된 Eq. (2)에서 기울기를 역수로 취하면 대조도 척도는 산출된다.

이 실험에서 대조도 척도는 유효광자에너지별 기준물질들과 물 사이의 유효선감쇠계수 차이에 대한 물과 기준물질들의 평균들의 평균 CT number를 선형회귀분석하여, 얻어진 선형방정식에서 기울기의 역수를 취하여 결정하였다.

## III. RESULT

CT number 교정 블록을 구성하는 물과 기준물질들에 대하여 관전압별 물과 5개 핀에서 측정된 평균들의 평균 CT number들과 표준편차들은 Table 1에서 보여준다. Table 1에서 보여주는 관전압별 물과 5개 핀에서 측정된 평균들의 평균 CT number 대 광자에너지별 선감쇠계수를 선형회귀분석하여 가장 큰 상관계수를 나타낸 광자에너지를 유효광자에너지로 결정하였다. 이 유효에너지를 결정할 때 사용한 선감쇠계수는 자동적으로 유효선감쇠계수로 결정되었다. 결정된 유효광자에너지별 유효선감쇠계수들은 Table 2에 나타내었다. 여기서 유효광자에너지에 대응하는 유효선감쇠계수는 유효광자에너지가 증가할수록 감소하는 양상을 나타냈다. 그리고 유효광자에너지는 관전압이 140 kVp에서 80 kVp로 감소할수록 관전압의 55%에서 73%로 증가하는 경향을 나타내었다. Table 2 자료를 이용하여 계산된 유효광자에너지별 기준물질들과 물 사이의 유효선감쇠계수 차이는 Table 3에서 보여준다. 이 차이는 유효광자에너지가 증가할수록 증가하였다.

Table 1. Average CT numbers of averages measured for each pin and water

Tube voltage (kVp)	Average CT number of averages ± SD					
	polyethy lene	polystyr ene	water	nylon	polycarb onate	acrylic
80	-106.47 ± 0.50	-51.23 ± 0.68	0.4 ± 0.53	78.43 ± 0.95	91 ± 1.35	118.4 ± 0.56
100	-91.57 ± 0.12	-35.9 ± 0.26	0.17 ± 0.12	91.83 ± 0.64	104.47 ± 0.12	130.13 ± 0.70
120	-80.03 ± 0.38	-26.20 ± 0.27	0.53 ± 0.21	100.43 ± 0.49	112.90 ± 0.50	137.6 ± 0.50
140	-73.13 ± 0.35	-19.17 ± 0.38	1.70 ± 0.20	107.83 ± 0.35	119.33 ± 0.15	143.30 ± 0.52

Table 2. Effective linear attenuation coefficients for each effective photon energy determined for each pin and water

Tube voltage (kVp)	Effective photon energy (keV)	Effective linear attenuation coefficient(cm <sup>-1</sup> )					
		polyethylene	polystyrene	water	nylon	polycarbonate	acrylic
80	58.5	0.186	0.198	0.208	0.224	0.225	0.231
100	65	0.181	0.192	0.199	0.216	0.218	0.222
120	71	0.177	0.187	0.192	0.210	0.212	0.216
140	77	0.173	0.183	0.186	0.206	0.207	0.211

Table 3. Differences in effective linear attenuation coefficients between reference materials and water at each effective photon energy

Effective photon energy (keV)	$\mu_R - \mu_W$ (cm <sup>-1</sup> )					
	polyethylene	polystyrene	water	nylon	polycarbonate	acrylic
58.5	-0.022	-0.010	0	0.016	0.017	0.023
65	-0.018	-0.007	0	0.017	0.019	0.023
71	-0.015	-0.005	0	0.018	0.020	0.024
77	-0.013	-0.003	0	0.020	0.021	0.025

유효광자에너지별 물과 각 핀에서 측정된 평균들의 평균 CT number 대 기준물질들과 물 사이의 유효감쇠계수 차이를 Fig. 3, 4, 5, 6과 같이 선형회귀분석하여 선형방정식들을 얻었다. 얻어진 선형방정식들에서 기울기의 역수로 취하여 대조도 척도들은 산출되었다. 산출된 대조도 척도들은 Table 4에서 보여준다. 이 자료로부터 대조도 척도는 유효광자에너지가 증가할수록 감소하는 양상을 나타내었다.

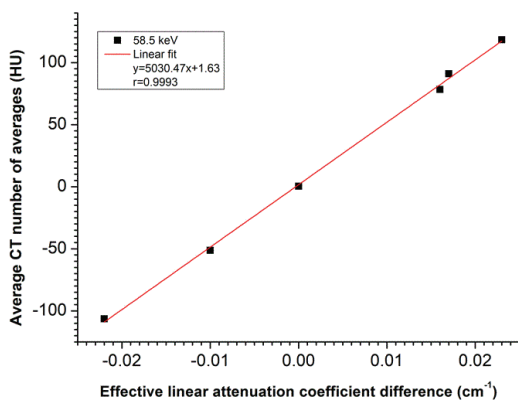


Fig. 3. Linear regression analysis of the average CT number of averages versus effective linear attenuation coefficient difference at an effective photon energy 58.5 keV.

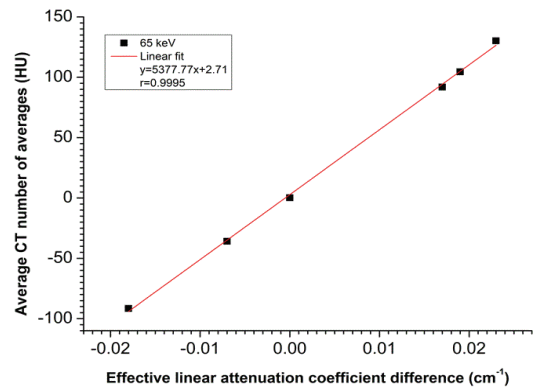


Fig. 4. Linear regression analysis of the average CT number of averages versus effective linear attenuation coefficient difference at an effective photon energy 65 keV.

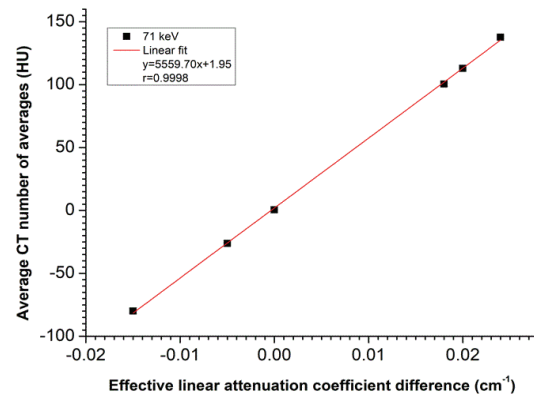


Fig. 5. Linear regression analysis of the average CT number of averages versus effective linear attenuation coefficient difference at an effective photon energy 71 keV.

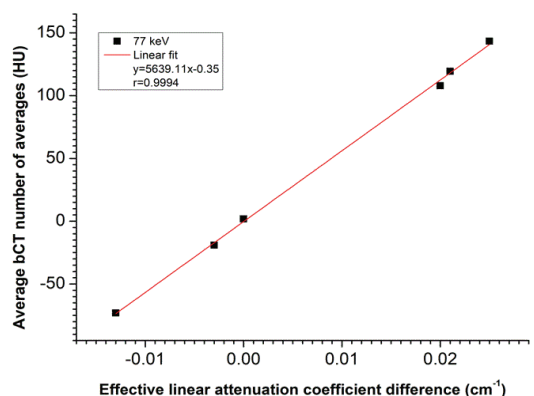


Fig. 6. Linear regression analysis of the average CT number of averages versus effective linear attenuation coefficient difference at an effective photon energy 77 keV.

Table 4. Results of linear fit of data corresponding to each effective photon energy in Tables 1 and 3

Effective photon energy (keV)	Slope (HU/cm <sup>-1</sup> )	Intercept (HU)	Contrast scale (cm <sup>-1</sup> HU <sup>-1</sup> )
58.5	5030.47	1.63	0.000198
65	5377.77	2.71	0.000186
71	5559.70	1.95	0.000180
77	5639.11	-0.35	0.000177

#### IV. DISCUSSION

CT number 교정 블록을 구성하는 물과 기준물질들에서, 유효광자에너지별 유효선감쇠계수는 유효광자에너지가 증가할수록 감소하는 양상을 나타내었다. 이러한 양상은 유효광자에너지가 클수록 물질과의 상호작용에서 광전효과보다 콤프턴 산란이 크게 작용하여 유효선감쇠계수가 작게 나타난 것으로 해석된다<sup>[7]</sup>. 그리고 유효광자에너지별 기준물질들과 물 사이의 유효선감쇠계수 차이는 유효광자에너지가 증가할수록 증가하였다. 이것에 대한 이유는 물에 비하여 기준물질들에서 상대적으로 광전흡수가 많이 일어난 결과로 유효선감쇠계수가 증가하여 기준물질들과 물 사이에서 유효선감쇠계수 차이가 크게 발생하는 것으로 추정된다.

Eq. (2)로부터 대조도 척도와 CT number 직선성을 얻을 수 있으며, 두 품질관리 항목의 차이는 다음과 같다. 대조도 척도는 CT number당 선감쇠계수의 변화량으로써 CT number가 피사체의 선감쇠계수에 정확히 대응되는지 평가하는 척도이다. 그리고 CT number 직선성은 선감쇠계수에 비례하여 일정 범위 내에서 직선적인 CT number의 측정값을 얻을 수 있는 능력으로써 CT장치가 각 조직의 선감쇠계수에 대응하여 CT number를 제대로 나타내는가를 평가한다<sup>[5]</sup>.

실험 방법에서 관전압을 변화시키면서 시행한 이유는 관전압에 따른 유효광자에너지별 대조도 척도의 변화 양상을 알고자 하였다. 유효광자에너지별 대조도 척도는 유효광자에너지가 58.5 keV에서 77 keV로 증가할수록 대조도 척도는 0.000198 cm<sup>-1</sup> HU<sup>-1</sup>에서 0.000177 cm<sup>-1</sup> HU<sup>-1</sup>로 감소하였다. 이

근거는 물질과의 상호작용에서 광전효과보다 콤프턴 산란이 크게 작용하여 감소된 것으로 추정된다.

관전압별 물과 5개 핀에서 측정된 평균들의 평균 CT number 대 광자에너지별 선감쇠계수를 선형회귀분석하여 유효광자에너지를 결정하였을 때 얻어진 선형방정식의 상관계수와 기울기는 유효광자에너지별 물과 5개 핀의 평균들의 평균 CT number 대 기준물질들과 물 사이의 유효선감쇠계수 차이를 선형회귀분석하여 얻어진 선형방정식의 상관계수와 기울기의 비교에서 동일한 값을 얻었다. 이때 얻어진 상관계수들의 범위는 0.9993 - 0.9998이다.

이 연구로부터 대조도 척도는 세 가지 방법에 의해서 결정할 수 있다는 것을 알 수 있었다. 첫 번째 방법은 kVp X-선 빔의 유효광자에너지가 결정되었을 때 얻어지는 선형방정식의 기울기로부터 결정할 수 있다. 두 번째 방법은 Eq. (2)로부터 얻어지는 선형방정식의 기울기로부터 결정할 수 있다. 세 번째 방법은 Eq. (1)에 물과 아크릴의 유효선감쇠계수와 CT number를 대입하여 구할 수 있다. 세 번째 방법에 구하여진 대조도 척도는 첫 번째와 두 번째 방법들보다 최대 6% 적게 측정되었다. 이 세 가지 방법 중 임상에서 대조도 척도의 품질관리 시 가장 좋은 방법은 두 번째 방법으로 해석된다. 이유는 두 번째 방법의 대조도 척도 측정값이 첫 번째 방법과 같게 측정되지만 수식으로 대조도 척도의 해석이 가능하고, 세 번째 방법보다 정확도가 높기 때문이다.

#### V. CONCLUSION

AAPM CT 성능 팬텀의 CT number 교정 블록 CT 슬라이스 영상에서 물과 5개 핀에 대하여, 80, 100, 120, 140 kVp X-선 빔에서 산출된 평균들의 평균 CT number 대 광자에너지별 선감쇠계수를 선형회귀분석하여 가장 큰 상관계수를 나타낸 광자에너지 58.5, 65, 71, 77 keV는 유효광자에너지로 결정하였다. 이 유효광자에너지를 결정할 때 사용한 선감쇠계수는 자동적으로 유효선감쇠계수로 결정되었다. 유효광자에너지에 대하여, 물과 5개 핀에서 평균들의 평균 CT number 대 5개 기준물질들과 물 사이의 유효선감쇠계수 차이를 선형회귀분석하여

선형방정식은 얻었다. 얻어진 선형방정식의 기울기를 역수로 취하여 대조도 척도는 결정되었다. 결정된 대조도 척도는 유효광자에너지 58.5 ~ 77 keV 범위에서 0.000198 ~ 0.000177 cm<sup>-1</sup> HU<sup>-1</sup>이다.

결론적으로, 이 연구를 시행한 결과로부터 대조도 척도는 Eq. (2)로부터 얻어지는 선형방정식의 기울기의 역수로부터 결정하는 것이 가장 적절한 것으로 사료된다.

## Reference

- [1] P. K. Cho, "Computed Tomography and Quality Management", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 14, No. 3, pp. 221-233, 2020. <https://doi.org/10.7742/jksr.2020.14.3.221>
- [2] A. F. Carvalho, A. D. Oliveira, J. G. Alves, J. V. Carreiro, L. C. Jensen, K. A. Jessen, "Quality Control in Computed Tomography Performed in Portugal and Denmark", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 57, No. 1-4, pp. 333-337, 1995. <https://doi.org/10.1093/rpd/57.1-4.333>
- [3] P. Nowik, R. Bujila, G. Poludniowski, A. Fransson, "Quality Control of CT Systems by Automated Monitoring of Key Performance Indicators: a Two-Year Study", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 16, No. 4, pp. 254-265, 2015. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i4.5469>
- [4] AAPM report No. 1, "Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners", American Association of Physicists in Medicine, pp. 1-23, 1977. <https://doi.org/10.37206/1>
- [5] The Korean Society of Medical Imaging Technology, *Textbook Computed Tomography*, Chung-Ku Publishing Co., 541-554, 2014.
- [6] M. R. Millner, W. H. Payne, R. G. Waggener, W. D. McDavid, M. J. Dennis, V. J. Sank, "Determination of Effective Energies in CT Calibration", *Medical Physics*, Vol. 5, No. 6, pp. 543-545, 1978. <http://dx.doi.org/10.1118/1.594488>
- [7] J. E. Kim, "Determination of Effective Energy of CT X-ray Beams", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 13, No. 4, pp. 517-522, 2019. <https://doi.org/10.7742/jksr.2019.13.4.517>
- [8] J. E. Kim, "Measurement of CT Numbers for Effective Atomic Number And Physical Density of Compound", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 15, No. 2, pp. 125-130, 2021. <https://doi.org/10.7742/jksr.2021.15.2.125>
- [9] J. Nosil, K. I. Pearce, R. A. Stein, "Linearity and Contrast Scale Control in Computed Tomography", *Medical Physics*, Vol. 16, No. 1, pp. 110-113, 1989. <https://doi.org/10.1118/1.596396>
- [10] AAPM CT Performance Phantom, User Guide, CIRS, From URL; <https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2020/12/610-UG-072220.pdf>
- [11] J. K. Kim, "Method of Quality Control Test of CT Number Linearity by Linear Regression Analysis", Kaya University, Master of Ragical Science, 2023.
- [12] S. Kondo, S. Koyama, "Estimation of Effective Energy in Phantom in X-ray CT Using Monte Carlo Simulation", *Progress in Nuclear Science and Technology*, Vol. 3, pp. 82-85, 2012. <http://dx.doi.org/10.15669/pnst.3.82>
- [13] E. O. Crawley, W. D. Evans, G. M. Owen, "The Measurement of Effective Energy and Linear Attenuation Coefficient in a X-ray CT Scanner(Abstract)", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 30, No. 1, pp. 93, 1985.
- [14] A. Ishiguro, K. Sato, M. Taura, H. Hoshi, "Quantitative Evaluation of the Effect of Changes in Effective Energy on the Image Quality in X-ray Computed Tomography", *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, Vol. 43, No. 2, pp. 567-575, 2020. <https://doi.org/10.1007/s13246-020-00857-4>
- [15] S. Okayama, T. Soeda, Y. Takami, R. Kawakami, S. Somekawa, S. Uemura, Y. Saito, "The Influence of Effective Energy on Computed Tomography Number Depends on Tissue Characteristics in Monoenergetic Cardiac Imaging", *Radiology Research and Practice*, Vol. 2012, pp. 1-7, 2012. <https://doi.org/10.1155/2012/150980>
- [16] P. S. Tofts, "Definitions of Effective Energy in Computed Tomography", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 26, No. 2, pp. 313-317, 1981. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/26/2/010>
- [17] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 3rd Ed., Lippincott Williams & Wilkins Co., 59-70, 2003.

## 전산화단층촬영장치에서 대조도 척도를 이용한 품질관리

김종연\*

가야대학교 방사선학과

### 요 약

CT장치들에서 대조도 척도는 장치의 노후화로 변화된다. 임상에서 일정한 대조도 척도를 유지하기 위하여, 사용자들은 주기적인 품질관리를 하여야 한다. 본 연구에서, 유효광자에너지별 대조도 척도는 AAPM CT 성능 팬텀에서 CT number 교정 블록의 CT 슬라이스 영상들 기반으로 결정과 분석을 하였다. CT number 교정 블록의 CT 슬라이스 영상들은 80, 100, 120, 140 kVp X-선 빔들에서 각각 5번 스캔으로 얻었다. 관전압별 얻어진 5개 CT 슬라이스 영상들에서, 물과 5개 핀에 관심영역을 설정하여 측정된 평균 CT number들로부터 평균들의 평균 CT number는 산출되었다. 물과 5개 핀에 대하여, 관전압별 산출된 평균들의 평균 CT number 대 광자에너지별 선감쇠계수를 선형회귀분석하여 가장 큰 상관계수를 나타낸 광자에너지 58.5, 65, 71, 77 keV는 유효광자에너지로 결정하였다. 이 유효광자 에너지를 결정할 때 사용한 선감쇠계수는 자동적으로 유효선감쇠계수로 결정되었다. 유효광자에너지에 대하여, 물과 5개 핀에서 평균들의 평균 CT number 대 5개 핀과 물 사이의 유효선감쇠계수 차이를 선형회귀분석하여 선형방정식은 얻었다. 얻어진 선형방정식의 기울기를 역수로 취하여 대조도 척도는 결정되었다. 결정된 대조도 척도는 유효광자에너지 58.5~77 keV 범위에서  $0.000198\sim 0.000177\text{ cm}^{-1}\text{ HU}^{-1}$ 이다. 대조도 척도는 유효광자에너지가 높을수록 감소하는 양상을 나타내었다.

중심단어: CT장치, 관전압, 유효광자에너지, 대조도 척도

### 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	김종연	가야대학교 방사선학과	부교수