

# Usefulness Evaluation of Algorithm Conversion Method for Dose Reduction in Brain CT Examination

Hyeon ju Kim

Department of Radiological Technology, Dongnam Health University

Received: April 22, 2019. Revised: June 27, 2019. Accepted: June 30, 2019

## ABSTRACT

Based on the scan conditions and algorithms that are generally applied during examinations during head CT examinations, the results of dose reduction through the application of algorithm changes were investigated through experiments. As a result, the dose reduction effect was more meaningful for the change of perfusion than for the tube voltage, and the quality evaluation using the brain phantom was relatively less reduced when the dose was reduced after the application of the Bone algorithm, especially for the application of the Bone algorithm, and the deviation of the mean CT number or Pixel value was measured relatively significantly. In other words, the conditions under which dose was reduced and quality was maintained to reduce the patient's exposure dose and obtain images of the same quality were obtained with the application of the Smooth algorithm and the resulting values of 120 kVp, 160 mA. At this point, doses were reduced by about 28%, and the mean CT number or Pixel value was also measured with relatively little error. If the results are applied to patients who visit the hospital for examination or follow-up after applying various algorithms and follow up scan conditions, the results are considered to be very useful in reducing patient exposure dose.

Keywords: Algorithm, kVp, mA, Image Quality, Radiation dose

## I. INTRODUCTION

컴퓨터단층촬영(Computed Tomography: CT)은 영상의학 검사를 위한 장치 중 인체의 해부학적 구조를 보다 정확하고 분해능이 우수한 영상을 제공할 수 있는 검사이다. 이러한 이유로 CT영상은 질병의 민감도와 특이도가 매우 높아 영상의학적 진단 및 치료계획을 세울 때 많이 이용되고 있어 임상에서 질병진단 시 CT검사의 증가를 가져왔다<sup>[1-4]</sup>. 그럼에도 불구하고 기타 의료영상진단 장치에 비하여 상대적으로 노출 방사선량이 높기 때문에 환자의 방사선피폭이라는 문제로 부정적인 지적을 받고 있는 것이 현실이다<sup>[5]</sup>. 일반적으로 영상 화질과 관계 있는 기술적 파라미터는 촬영단면두께, 영상간격, 슬라이스 수, 관전압, 관전류, 스캔타임, 피치 등이

있다. 재구성(Reconstruction)방법과 관련된 화질변화 파라미터는 알고리즘, 선형보간법, Isotropic voxel (등방성 분해능) 등이 있으며 그 중 알고리즘의 종류에는 알고리즘의 종류에는 알고리즘의 종류에는 Soft, Standard, Detail, Bone, Lung, Edge 알고리즘이 있다<sup>[6,7]</sup>. Soft 알고리즘은 복부와 같은 CT number의 차이가 적은 곳에 사용이 되며, Standard 알고리즘은 Soft 알고리즘에 비해 해상력이 우수하여 널리 사용되고 있다. 그리고 Detail 알고리즘은 Standard 알고리즘에 비해 이미지 해상력은 좋으나 그에 따라 노이즈가 증가하여 나타난다. 또한 bone 알고리즘은 높은 대조도 물질의 구별이 용이한 장점이 있지만 노이즈의 증가가 매우 높다. Edge 알고리즘은 복잡한 bone 구조 검사 시 유용하게 사용된다. 이러한 알고리즘 이외에도 최근 들어 특정 병변이나 장기(폐의 결절이나

\* Corresponding Author: Hyeon ju Kim

E-mail: gidoong75@dongnam.ac.kr

Tel: +82-031-249-6632

중양, 복부 내의 신장)만을 잘 나타낼 수 있게 하는 알고리즘들이 많이 개발되고 있으며 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다<sup>[8,9]</sup>. 일반적으로 CT 스캔 후 획득된 Raw data는 컴퓨터를 이용하여 목적에 따른 적절한 알고리즘을 적용하여 재구성처리를 통해 영상 데이터로 표시된다. CT영상의 경우 재구성 영상처리 시 보고자하는 해부학적 구조에 맞게 적절한 알고리즘(Algorithm)을 적용하여 영상처리를 해야 진단적 가치가 있는 영상을 획득할 수 있다<sup>[10]</sup>. 서두에서 언급하였지만 분해능이 뛰어난 CT검사도 단점이 있다. CT검사 시 과다 피폭이라는 것을 감수해야만 한다는 것이다. 이러한 과다피폭을 줄이기 위해 임상에서는 smart beam technology, less radiation time, dose modulation, AEC, 적절한 재구성 algorithm을 적용하는 방법 등이 있으며 일반적으로 smart beam technology, less radiation time, dose modulation, AEC를 이용하는 방법을 대부분 적용하고 있다<sup>[11]</sup>. 임상에서 이러한 선량감소방법을 사용하는 것도 유용하지만 상황에 따라 이러한 선량감소방법을 선택 적용 못하는 경우가 있기 때문에 이번 실험에서는 두부 CT검사 시 장치에 옵션으로 있는 소프트웨어 등을 적용하여 선량을 감소시키는 방법이 아닌 알고리즘을 변화시키는 방법을 적용 시 화질 유지와 더불어 선량을 감소시키는데 있어 의미 있는 효과가 있는지 알아보려고 하였다.

## II. MATERIAL AND METHODS

실험은 G사의 64-MDCT (Discovery 750 HD, GE HEALTHCARE, Milwaukee, USA.)를 사용하였으며 실험은 두부CT의 경우로 한정지어 하였으며 실험을 위해 적용한 스캔 파라미터는 반적인 머리CT검사와 동일한 조건인 Axial mode, 40mm Detector coverage, 0.625mm의 Axial thickness, Rotation time은 1sec로 설정하였다. 그 중 실험위해 관전압(kVp), 관전류(mA), 재구성 알고리즘을 변동 파라미터로 적용하였으며 측정된 결과를 비교 분석하여 결과를 도출하였다.

### 1. 스캔조건 변화에 따른 선량평가

선량평가는 관전압과 관전류를 변화시켜 측정하

였으며 두부전용 16cm 아크릴 팬텀을 사용하여 중심부와 주변부(12시, 3시, 6시, 9시)선량을 Ionization Chamber를 사용하여 측정하였다. 측정계는 FLUKE (TRAIDTM TnT Dosimeter 35050AT, FLUKE Biomedical, U.S.A.)선량계를 사용하였다.

#### 1.1 관전압 변화에 따른 선량평가

Fig. 1과 같이 머리CT검사 시 적용하는 기본 파라미터와 관전류를 200 mA로 고정 후 관전압만 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp로 변경하여 CTDI를 측정해보았다. 측정한 값은 식 1에 적용하여 CTDI값을 기록하였다.

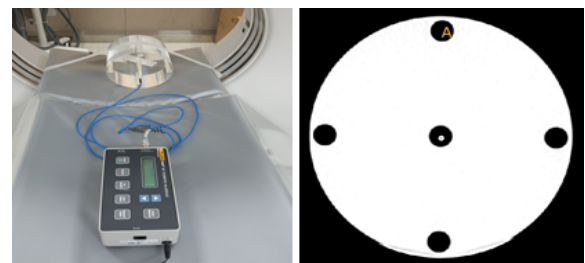


Fig. 1. Dose Evaluation with Variation of kVp.

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{center} + 2/3 CTDI_{periphery} \quad (1)$$

#### 1.2 관전류 변화에 따른 선량평가

Fig. 2와 같이 머리CT검사 시 적용하는 기본 파라미터와 관전압을 120 kVp로 고정 후 관전류만 160 mA, 180 mA, 200 mA로 변경하여 CTDI를 측정해보았다. 측정한 값은 식 1에 적용하여 CTDI값을 기록하였다.

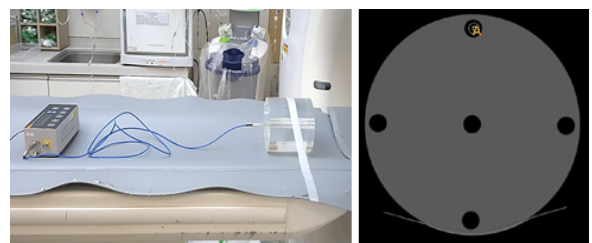


Fig. 2. Dose Evaluation with Variation of mA.

**2. Algorithm 및 스캔조건 변화에 따른 화질 평가**

일반적인 머리 CT검사 시 적용하는 관전압 120 kVp, 관전류 200 mA의 스캔조건 그리고 Standard 알고리즘을 적용한 영상을 기준으로 선정 후 선량이 상대적으로 낮게 측정 된 스캔조건에 알고리즘을 변경하여 화질이 가장 유사하면서 선량을 감소시킬 수 있는 스캔조건과 알고리즘을 찾아보았다. 화질평가 및 분석을 위해 사용한 프로그램은 AW 4.6 Volume Share 4(GE Healthcare. Co.)와 Image J(Version 1.41, W. Rashban, National Institutes of Health, USA)이며 통계분석은 SPSS 18.0 for Windows (SPSS INC, Chicago, IL)를 이용하였다.

**2.1 Bone 알고리즘 적용에 따른 화질평가**

Fig. 3과 같이 Bone 알고리즘으로 변화 적용하여 영상을 재구성(Reconstruction) 후 동일한 크기의 관심영역(ROI)을 설정 후 현재 임상에서 가장 많이 적용하고 있는 기준영상과의 평균 CT Value와 Pixel Value를 측정하여 화질이 가장 유사하면서 선량을 감소시킬 수 있는 스캔조건과 알고리즘을 찾아보았다.

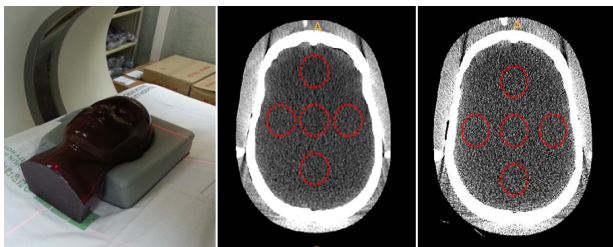


Fig. 3. Evaluation of Quality by Applying Bone Algorithm.

**2.2 Smooth 알고리즘 적용에 따른 화질평가**

Fig. 4와 같이 Smooth 알고리즘을 변화 적용하여 영상을 재구성(Reconstruction) 후 동일한 크기의 관심영역(ROI)을 설정 후 현재 임상에서 가장 많이 적용하고 있는 기준영상과의 평균 CT Value와 Pixel Value를 측정하여 화질이 가장 유사하면서 선량을 감소시킬 수 있는 스캔조건과 알고리즘을 찾아보았다.

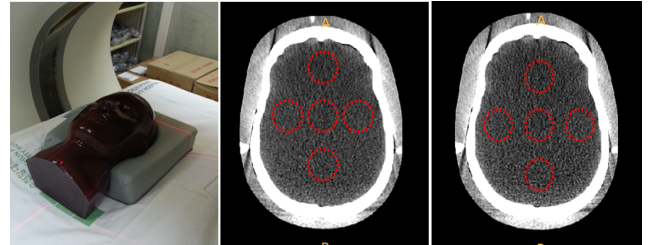


Fig. 4. Evaluation of Quality by Applying Smooth Algorithm.

**III. RESULT**

**1. 스캔조건 변화에 따른 선량평가**

**1.1 관전압 변화에 따른 선량평가**

머리CT검사 시 적용하는 기본 파라미터와 관전류를 200 mA로 고정 후 관전압만 변경하여 CTDI를 측정 한 결과 120 kVp에서 0.54 mGy, 100 kVp에서 0.43 mGy, 80 kVp에서 0.39 mGy로 측정 되었다 (Table 1).

Table 1. Radiation dose measurement results with changes in kVp

Scan protocol		Surface dose				Deep dose	CTDIvol
mA	kVp	3hr	6hr	9hr	12hr		
200	120	0.47	0.42	0.55	0.73	0.53	0.54
	100	0.39	0.33	0.44	0.59	0.42	0.43
	80	0.36	0.30	0.40	0.52	0.39	0.39

**1.2 관전류 변화에 따른 선량평가**

머리CT검사 시 적용하는 기본 파라미터와 관전압을 120 kVp로 고정 후 관전류만 160 mA, 180 mA, 200 mA로 변경하여 CTDI를 측정해본 결과 200mA에서 0.54 mGy, 180mA에서 0.47 mGy, 160mA에서 0.39 mGy로 측정 되었다(Table 2).

Table 2. Radiation dose measurement results with changes in mA

Scan protocol		Surface dose				Deep dose	CTDIvol
kVp	mA	3hr	6hr	9hr	12hr		
120	200	0.47	0.42	0.55	0.73	0.53	0.54
	180	0.42	0.35	0.46	0.57	0.44	0.47
	160	0.37	0.31	0.39	0.50	0.39	0.39

## 2. Algorithm 및 스캔조건 변화에 따른 화질 평가

### 1.1 Bone 알고리즘 적용에 따른 화질평가

기준영상인 Standard 알고리즘 영상을 기준으로 스캔조건을 변화 후 Bone 알고리즘으로 변화 적용하여 평균 CT Value와 Pixel Value를 측정하여 분석한 결과 기준영상인 Standard 알고리즘 120 kVp, 200 mA영상의 평균 CT Number는 23.7±7 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 72.5±8로 측정되었다. 이 후 스캔조건을 변화 후 Bone 알고리즘으로 변화시켜 측정한 결과 120 kVp, 180 mA영상의 평균 CT Number는 26.2±17 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 73.4±11로 측정되었으며, 120 kVp, 160 mA영상의 평균 CT Number는 20.9±13 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 72.1±16로 측정되었고 100 kVp, 200 mA영상의 평균 CT Number는 28.6±18 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 77.7±8로 측정되었고 80 kVp, 200 mA영상의 평균 CT Number는 46.2±21 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 97.2±14로 측정되었다(Table 3).

Table 3. Analysis results of quality measurement according to application of Bone algorithm

Algorithm	Scan protocol	CT Number (HU)	Pixel value (pixel)	p
Standard	120 kVp 200 mA	23.3 ± 7	72.5 ± 8	•
Bone	120 kVp 180 mA	26.2 ± 17	73.4 ± 11	0.01
	120 kVp 160 mA	20.9 ± 13	72.1 ± 16	0.01
	100 kVp 200 mA	28.6 ± 18	77.7 ± 8	0.053
	80 kVp 200 mA	46.2 ± 21	97.2 ± 14	0.157

### 1.2 Smooth 알고리즘 적용에 따른 화질평가

기준영상인 Standard 알고리즘 영상을 기준으로 스캔조건을 변화 후 Smooth 알고리즘으로 변화 적용하여 평균 CT Value와 Pixel Value를 측정하여 분석한 결과 기준영상인 Standard 알고리즘 120 kVp, 200 mA영상의 평균 CT Number는 23.7±7 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 72.5±8로 측정되었다. 이 후 스캔조건을 변화 후 Smooth 알고리즘으로

로 변화시켜 측정한 결과 120 kVp, 180 mA영상의 평균 CT Number는 22.8±5 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 73.5±4로 측정되었으며, 120 kVp, 160 mA영상의 평균 CT Number는 24.2±2 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 73.1±9로 측정되었고 100 kVp, 200 mA영상의 평균 CT Number는 21.3±4 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 75.5±8로 측정되었고 80 kVp, 200 mA영상의 평균 CT Number는 27.3±5 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 97.2±2로 측정되었다(Table 4).

Table 4. Analysis results of quality measurement according to application of Smooth algorithm

Algorithm	Scan protocol	CT Number (HU)	Pixel value (pixel)	p
Standard	120 kVp 200 mA	23.3 ± 7	72.5 ± 8	•
Smooth	120 kVp 180 mA	22.8 ± 5	73.5 ± 4	0.01
	120 kVp 160 mA	24.2 ± 2	73.1 ± 9	0.01
	100 kVp 200 mA	21.3 ± 4	75.5 ± 8	0.01
	80 kVp 200 mA	27.3 ± 5	72.2 ± 2	0.01

## IV. DISCUSSION

방사선 피폭은 국제 방사선방호위원회(ICRP)의 ALARA의 원칙을 준수하도록 권고하고 있으며<sup>[12]</sup> 이러한 방사선 피폭 중 의료방사선 피폭은 의료정보를 제공받는 일반인들 역시 관심이 증가되어 피폭선량을 줄일 수 있는 다양한 방법은 현재 임상에서 개발 및 적용되고 있다<sup>[13,14]</sup>. 특히 CT검사로 누적된 흡수선량은 역학 연구를 통해 암 발생 확률을 증가시키는 요인으로 알려져 있어 CT영상 검사 시 언제나 검사의 목적을 달성할 수 있는 최소의 검사조건을 적용해야 한다<sup>[15]</sup>. 이에 우리는 단지 새로 개발된 소프트웨어가 아닌 기존에 CT장치에서 재구성처리에서 적용되어지는 알고리즘 처리를 변경 적용하여 의료피폭을 줄여보고자 하였다. 알고리즘의 변화는 화질에 있어 선예도(Sharpness)와 노이즈(Noise) 등 화질에 영향을 미친다. 따라서 기존 brain CT검사 시 일반적으로 적용하는 검사 프로토콜을 기준으로 선량과 화질을 측정하여 기준으로 정하

고 알고리즘과 관전압, 관전류를 변화시켜 화질에 큰 변화 없이 상대적으로 조금이나마 의료피폭을 줄일 수 있는 스캔 조건을 찾아보았다. 그 결과 선량은 관전류 변화 시 보다 관전압 변화 시 더 큰 폭으로 감소하였으며, 인체 팬텀을 이용한 화질 평가를 알고리즘 변화 적용하여 실험을 하였고 그 결과 Smooth 알고리즘에서 선량을 감소시켰을 경우 화질평가에서 Standard 알고리즘 영상과 유사한 화질로 분석되었으나 Bone 알고리즘에서는 상대적으로 화질 차와 더불어 평균 CT Number 또는 Pixel value의 편차가 크게 측정되었다. 실험 결과 현재 임상에서 적용하는 스캔조건인 120 kVp, 200 mA 영상의 평균 CT Number는 23.7±7 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 72.5±8로 측정되었다. 실험 시 다양한 스캔조건으로 선량감소효과가 있으면서도 화질이 기존 스캔조건과 가장 유사한 조건을 찾아본 결과 120 kVp, 160 mA영상으로 평균 CT Number는 24.2±2 HU로 측정되었고 이 때 Pixel value는 73.1±9로 측정되었으며 스캔조건에서 피폭선량도 약 26% 감소되었으며, 평균 CT Number 또는 Pixel value도 오차가 상대적으로 적게 측정 되었다는 객관적인 평가가 가능했다. 우리는 본 실험에서 현재 임상에서 적용하고 있는 다양한 피폭선량 감소 기법과 더불어 알고리즘 변화적용의 유용성을 알 수 있었으며 단지 실험 조건과 적용 알고리즘이 임상에서 적용하는 방법보다 다양한 알고리즘을 적용하지 못한 점 그리고 머리 CT에 대한 결과만 제시한 점 또한 환자에게 직접적용을 못하고 팬텀실험으로 결론을 유추한 점은 한계점으로 생각한다. 향후 스캔조건 및 다양한 알고리즘 적용 후 그 결과를 검진 또는 추적검사 등으로 내원한 환자에게 적용하여 검사 한다면 환자 피폭선량 감소에 있어 매우 유용할 것으로 사료된다.

## V. CONCLUSION

임상에서 피폭선량감소는 검사자에게 있어 매우 중요한 의무이며 지금도 이를 위해 연구와 노력을 하고 있다. 이번 실험에서 두 경부CT 추적검사 시 선량을 상대적으로 감소시키며 화질을 기존 영상과 유사하게 구현시키기 위해서는 Smooth 알고리즘 적용과 120 kVp, 160 mA적용이 유의하다는 것

을 알 수 있었으며, 이처럼 알고리즘을 변화 적용하는 방법도 의료피폭을 줄이는데 있어 의미가 있을 것으로 사료된다.

## Reference

- [1] B. J. Kwon, Y. S. Kim, H. C. Rhim, "Three-phase Dynamic CT Findings of Liver Abscess: Related Factors with Multiple Layering Enhancement Pattern," *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 44, No 1, pp. 69-75, 2001.
- [2] H. M. Yoo, J. S. Cho, K. S. Shin, "Usefulness of Helical CT for the Preoperative Evaluation of Small Advanced Gastric Cancer Mimicking as Early Gastric Cancer at Endoscopy," *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 52, No. 6, pp. 385-393, 2005.
- [3] D. J. Kim, J. S. Yu, S. M. Lee, "Advanced Gastric Cancer: Differentiation of Borrmann Type versus Borrmann Type by Two-Phased Dynamic Multi-Detector Row CT with Use of the Water Filling Method," *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 68, No. 2, pp. 117-124, 2013.
- [4] B. C. Yoo, D. C. Kwon, J. S. Lee, K. J. Jeon, S. H. Kim, Y. S. Kim, D. C. Kweon, "Comparison radiation dose of z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current multi-detector row CT scanning of lower extremity venography," *Journal of Radiation. Protection and Research*, Vol. 32, No. 3, pp. 123-133, 2007.
- [5] H. J. Kim, J. H. Cho, C. S. Park, "Evaluation of Image Quality in Low Tube-Voltage Chest CT Scan" *Journal of Radiation protection*, Vol. 35, No. 4, pp. 135-141, 2010.
- [6] Okumura M, Ota T, Tsukagoshi S, Katada K. New Method of Evaluating Edge-preserving Adaptive Filters for Computed Tomography(CT) : Digital Phantom Method. *Japanese Journal of Radiological Technology*, Vol. 7 No. 1, pp. 971-978, 2006.
- [7] H. S. Yoon, Predict of Fracture Risk Rate According to Morphological Measuring of Proximal Femoral Part Using Dual Energy X-ray Absorptometry. *Journal of Korean Society of radiological technology*, Vol. 25, No. 4, pp. 49-53, 2002.

- [8] S. J. Kim, S. W. Yoo, J. C. Kim, S. M. Noh, J. W. Park, A Study on the Segmentation of Kidney from the Non Enhanced CT Image : Journal of KIISE Vol. 27, No. 3, pp. 514-516, 2000.
- [9] M. D. Becker, Y. M. Berkmen, J. H. M. Austin, I. K. Mun, B. M. Romney, A. Rozenshtein, Lung Volumes before and after Lung Volume Reduction Surgery. Vol. 157, No. 6, pp. 1593-1599, 1998.
- [10] S. S. Hong, J. Huh, " Uses Edge Method, MTF Analyses of CT Equipment which Follows in Channel and Convolution Algorithm, Journal of Korean Society of Computed Tomography Technology, Vol. 13, No. 1, pp. 105-114, 2011.
- [11] H. S. Hwang, K. B. Lee, S. M. Choi, "Evaluation of Image Quality with the use of SAFIRE(Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction) and ASIR(Adaptive Statistical Iterative Reconstruction) by changing Radiation Dose," Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology, Vol. 15, No. 1, pp. 215-221, 2013.
- [12] I. S. Lee, M. C. Kim, Y. C. Nam D. K. Han, "Usefulness of Automatic Exposure Control for dose Reduction: in Neck Study Using Multi\_detector Computed Tomography," Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology, Vol. 2 No. 1, pp. 7-12, 2010.
- [13] K. J. Park, M. C. Kim, D. K. Han, "A Study on Image Quality and Dose of CT Image Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm," Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology, Vol. 12, No. 1, pp. 95-104, 2010.
- [14] M. J. Uhm, S. M. Cheong, H. J. Yoo. "The Evaluation of Comparison between Dose and image Quality using spiral mode and Flash spiral MODE According to Pitch of Head Angiography," Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology, Vol. 14 No. 1 pp. 85-93, 2012.
- [15] D. Y. Lee, Y. S. Jang, Y. B. Kim S. M. Lim, K. W. Lee, Y. G. Jo, "The Variation of the Dose and Noise of HRCT according to Tube Voltage in MDCT," Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology, Vol. 14, No. 1, pp. 103-110, 2012.

# 두부 CT 검사에서 선량감소를 위한 알고리즘 변환방법의 유용성 평가

김현주

동남보건대학교 방사선과

## 요 약

두부 CT 검사 시 일반적으로 검사 시 적용하는 스캔조건 및 알고리즘을 기준으로 선정 후 알고리즘 변경 적용을 통한 선량감소효과를 실험을 통해 알아보하고자 하였다. 그 결과 선량감소효과는 관전압 보다 관전류 변화 시 의미가 있었으며, 인체 팬텀을 이용한 화질 평가는 Smooth 알고리즘적용 후 선량을 감소 시 Bone 알고리즘적용 후 선량을 감소 시 보다 상대적으로 화질 감소가 적었으며, 특히 Bone 알고리즘적용 시에는 평균 CT Number 또는 Pixel value의 편차가 상대적으로 크게 측정되었다. 즉 선량은 감소되고 화질은 유지하여 환자의 피폭 선량을 감소시키고 동일한 화질의 영상을 얻을 수 있는 조건은 Smooth 알고리즘 적용과 120 kVp, 160 mA라는 결과 값을 얻을 수 있었다. 이 때 선량은 약 28% 감소되며 평균 CT Number 또는 Pixel value도 오차가 상대적으로 적게 측정 되었다. 향후 스캔조건 및 다양한 알고리즘 적용 후 그 결과를 검진 또는 추적검사 등으로 내원한 환자에게 적용하여 검사 한다면 환자 피폭선량 감소에 있어 매우 유용할 것으로 사료된다.

중심단어: 알고리즘, 관전압, 관전류, 화질, 방사선량

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	김현주	동남보건대학교 방사선과	교수