

Analysis of Image Quality and Scan Dose when Applying Reconstruction Algorithm Changes to Chest CT Scans

Hyeon-Ju Kim*

Department of Radiological Science, Dongnam Health University

Received: October 24, 2023. Revised: November 28, 2023. Accepted: November 30, 2023.

ABSTRACT

In this study, among chest CT examination conditions, the tube voltage was changed to 100 and 80 kVp and the reconstruction algorithm was changed to FBP, ASIR-V, and DLIR to compare and analyze changes in examination dose and image quality. As a result, when applying ASIR-V and DLIR at a tube voltage of 100 kVp, which is lower than the existing tube voltage, the dose is lowered while achieving image quality most similar to that when applying 120 kVp and FBP. especially, DLIR reconstructed images had excellent SNR and CNR at all tube voltages. In addition, the SSIM index was analyzed to be closest to 1, showing the highest similarity to the original image. Therefore, when performing repeated chest CT examinations, the application of DLIR can reduce the examination dose by about 29.7%, which is expected to help solve some of the biggest problems with CT examinations, namely radiation exposure due to the examination.

Keywords: Chest CT, kVp, DLIR, SNR, CNR, SSIM

I. INTRODUCTION

CT(Computed Tomography)는 흉부처럼 다양한 밀도를 가진 해부학적 구조를 가장 잘 구현할 수 있는 의료 장비이다. 특히 임상 연구 논문 등에 의하면 흉부처럼 미세한 밀도를 갖는 구조의 감지 능력과 민감도가 우수한 것으로 평가되고 비침습적 진단이 가능하여 임상에서 많이 활용되고 있다^[1,2]. 하지만 CT는 전리방사선을 이용하기 때문에 피폭선량이 높아 우려의 의견도 증가하는 실정이다^[3]. 2021년 질병 관리청에 보고된 의료방사선 이용에 따른 국민 방사선량 평가 연구에 의하면 2016년부터 2019년까지 4년간 의료방사선에 의한 집단 유효선량은 연평균 약 7.6%씩 증가하는 추세로 나타났다. 이는 국내 의료방사선에 의한 1인당 유효선량이 약 2.42 mSv 수준으로 부위별 1인당 유효선량 약 0.94 mSv 대비 약 38.7%로 가장 높다고 보고되었다^[4]. 이러한 문제점을 우려하여 국제방사선방호

위원회에서는 ICRP publication 60을 통해 방사선 피폭을 ‘경제적 사회적 인자를 고려하여 합리적으로 달성 가능한 한 낮게’ 유지하도록 권고하고 있으며 이를 실천하기 위해 의료 및 산업현장에서 큰 노력을 하고 있다^[5]. 이러한 피폭 저감 노력은 많은 연구자와 임상 및 산업체의 관심과 실천에 대한 결실로 방사선량 감소 측면에서 매우 의미가 있다고 생각한다. 다열검출방식CT(Multi-Detector CT, 이하 MDCT)가 도입된 2001년 이후 CT 선량 감소 방법은 기존 방법과 더불어 컴퓨터 재구성 원리를 이용하는 방법들이 많이 활용되고 있다. 예를 들면 필터보정 역투영법(Filtered Back Projection, 이하 FBP)과 적응형 통계적 재구성기법(Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, 이하 ASIR)이 대표적이다. 그 외 2020년 이후 도입된 인공지능(Artificial Intelligence, 이하 AI)을 기반으로 개발된 심층학습 영상재구성기법(Deep Learning Image Reconstruction, 이하 DLIR)이 개발되어 일부 검사에 적용하고 있다^[6]. 이러한 재구

* Corresponding Author: Hyeon-Ju Kim

E-mail: gidoong75@dongnam.ac.kr

Tel: +82-31-24-6409

성방법은 수학적 계산을 통해 만족할만한 영상이 구현될 때까지 반복적으로 재구성하기 때문에 직접 투영보다 상대적으로 적은 검사 선량 이용된다고 한다. 이에 본 저자는 DLIR 과 FBP, ASIR 알고리즘을 변경 적용하여 선량과 화질을 비교하여 흉부 CT 추적검사 시 DLIR 알고리즘 적용 가능성을 알아보았다.

II. MATERIAL AND METHODS

실험은 GE Revolution (256 slice Multi Detector-row CT, GE HEALTHCARE, Waukesha, WI, USA) 장치를 이용하여 Helical mode scan, 3mm 단면 두께, 3mm 간격, 1.531 : 1 pitch, rotation time 0.35 sec, Detector cover range 80mm, standard algorithm, Smart mA (80~500), 관전압은 120, 100, 80 kVp로 변화를 주어 스캔하였다. 선량 분석은 Acrylic phantom (2-part PMMA CT-phantom Adult Body, VD1003110)과 Multi-function test device인 Magic Max(Germany. IBA Dosimetry, VD0202010)를 이용하였다. 화질 평가는 Lung man phantom (Multi Purpose Chest phantom N1, Kyoto Kagaku Co Ltd, Kyoto, Japan)을 동일 조건으로 스캔 후 획득한 영상을 이용하여 화질을 분석하였다. 화질 분석은 AW 4.4 Volume Share 4 (GE Healthcare. Co. USA)로 재구성 영상별 비교분석 하였다. 또한, ICY 영상분석 프로그램으로 원본 영상에 대한 구조적 유사지수 분석(Structural Similarity Index map, 이하 SSIM)을 통해 시행하였으며 도출된 일부 정량적 수치는 SPSS 18.0(for Windows: SPSS Chicago, IL)으로 유의성 검증을 하였다.

1. 선량 변화 분석

모든 스캔 조건은 동일 스캔 조건 중 관전압을 120, 100, 80 kVp로 변화시켜 Fig. 1과 같이 스캔 후 $CTDI_{vol}$ 을 측정하였다. 선량은 팬텀의 중심부와 주변부에서 측정하고 측정된 정량값을 Eq. (2)에 대입하여 산술값을 기록하고 비교하였다.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad (1)$$



Fig. 1. Measurements of dose change according to kVp.

2. 화질 변화 분석

화질 변화 분석은 Lung man phantom을 관전압만 변화시켜 획득한 Raw data에 FBP, ASIR-V, DLIR(TF-M) 알고리즘을 적용하여 재구성 영상을 획득하였다. 획득한 영상에서 양쪽 위팔뼈 머리와 허파 꼭대기가 구현된 높이는 상부(Upper region), 기관이 양쪽으로 분기되는 높이는 중심부(Central region), 심장 하부와 간의 상부인 liver dome이 일부 포함된 높이는 하부(Lower region)로 구분하고 대표 영상을 선택하였다. 선택한 영상 동일 부위에 ROI를 그려 SNR(Signal to Noise ratio), CNR (Contrast to Noise ratio) 분석과 구조적 유사지수 분석을 통해 화질 변화를 분석해 보았다.

2.1. SNR, CNR 분석

SNR과 CNR분석은 Fig. 2와 같이 상부, 중심부, 하부 동일 축 상에 ROI를 그려 CT Number와 SD(Standard deviation)를 측정하였다. 측정값은 Eq. (2), (3)에 적용하여 산술 후 비교 분석하였고, 기존 120 kVp 화질과 유사하게 구현 가능한 재구성 알고리즘을 찾아보았다.

$$SNR = \frac{ROI(HU)}{BKG(SD)} \quad (2)$$

$ROI(HU)$: ROI CT Number

$BKG(SD)$: Background noise

$$CNR = \frac{ROI_1 - ROI_2}{BKG(SD)} \quad (3)$$

ROI_1 : CT number of ROI_1

ROI_2 : CT number of ROI_2

$BKG(SD)$: Background noise

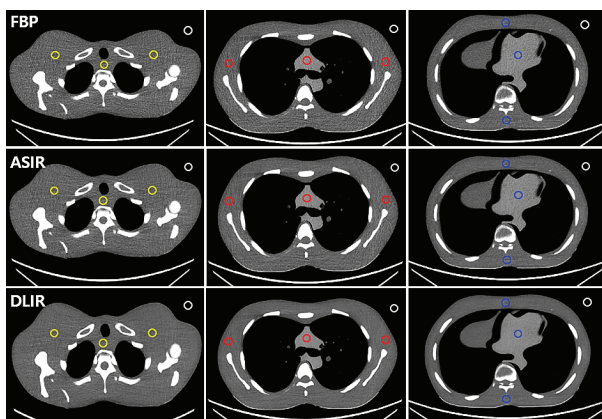


Fig. 2. Image of SNR and CNR measurement.

2.2. SSIM 분석

SSIM 분석은 기준 영상인 120 kVp, FBP 영상을 기준으로 100 kVp와 80 kVp 재구성 영상을 ICY 프로그램 SSIM 분석기능을 적용하여 분석하였다. 산술 값은 Eq. (4)에 적용하여 영상의 구조적 유사도를 분석하였다.

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(2\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (4)$$

μ_x, μ_y : Average of x y

σ_x^2, σ_y^2 : Variance of x, y

σ_{xy} : Covariance of x, y

c_1, c_2, c_3 : Stabilize parameters

III. RESULT

1. 선량 변화 분석

기준 120 kVp를 기준으로 관전압을 낮추어 변화 적용 후 선량 변화 추이를 비교 분석한 결과 Table 1과 같이 120 kVp 에서 CTDIvol은 1.72 mGy로 측정되었고, 100 kVp 에서 1.21 mGy로 측정되어 약 29.7 % 감소 되었고, 80 kVp 에서 CTDIvol 이 0.71 mGy로 약 58.7 % 감소하는 것으로 분석되었다. 일원 배치 분산분석(one way ANOVA)적용으로 비교한 결과 관전압 감소에 따라 선량의 감소는 유의한 것으로 분석되었다(p<0.05).

Table 1. CTDI_{vol} analysis according to the change of kVp (unit: mGy)

kVp	Center dose	Peripheral dose				CTDI _{vol}	Change ratio (%)	p
		12	3	6	9			
120	1.61	1.71	1.70	1.74	1.91	1.72	0.001	
100	1.14	1.22	1.18	1.18	1.37	1.21		
80	0.56	0.73	0.77	0.75	0.84	0.71		

2. 화질 변화 분석

2.1. SNR 분석

SNR 분석 결과는 Table 2와 같다.

상부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 1.75 ± 0.3 , ASIR-V 적용 시 2.17 ± 0.2 , DLIR 적용 시 2.30 ± 0.4 로 분석되었다. 그리고 80 kVp FBP 적용 시 1.51 ± 0.6 , ASIR-V 적용 시 1.75 ± 0.5 , DLIR 적용 시 1.87 ± 0.4 로 분석되었다. 중심부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 2.01 ± 0.5 , ASIR-V 적용 시 2.31 ± 0.7 , DLIR 적용 시 2.54 ± 0.4 로 분석되었다. 그리고 관전압 80 kVp, FBP 적용 시 1.68 ± 1.1 , ASIR-V 적용 시 1.81 ± 0.7 , DLIR 적용 시 2.13 ± 0.5 로 분석되었다. 하부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 2.79 ± 0.6 , ASIR-V 적용 시 2.92 ± 0.4 , DLIR 적용 시 2.99 ± 0.3 으로 분석되었다. 그리고 80 kVp, FBP 적용 시 2.31 ± 1.2 , ASIR-V 적용 시 2.49 ± 1.1 , DLIR 적용 시 3.02 ± 0.8 로 분석되었다.

Table 2. SNR analysis according to reconstruction

kVp	Reconstruction Algorithm	SNR		
		Upper region	Central region	Lower region
100	FBP	1.75 ± 0.3	2.01 ± 0.5	2.79 ± 0.6
	ASIR-V	2.17 ± 0.2	2.31 ± 0.7	2.92 ± 0.4
	DLIR	2.30 ± 0.4	2.54 ± 0.4	2.99 ± 0.3
80	FBP	1.51 ± 0.6	1.68 ± 1.1	2.31 ± 1.2
	ASIR-V	1.75 ± 0.5	1.81 ± 0.7	2.49 ± 1.1
	DLIR	1.87 ± 0.4	2.13 ± 0.5	3.02 ± 0.8

2.2. CNR 분석

CNR 분석 결과는 Table 3과 같다.

상부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 52.2 ± 8.9 , ASIR-V 적용 시 65.2 ± 9.1 , DLIR 적용 시 77.2 ± 7.5 로 분석되었다. 그리고 80 kVp, FBP 적용 시 49.4 ± 12.3 , ASIR-V 적용 시 61.2 ± 10.7 , DLIR 적용 시

66.1±9.1로 분석되었다. 중심부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 54.9±9.7, ASIR-V 적용 시 70.1±8.4, DLIR 적용 시 72.9 ± 8.1로 분석되었다. 그리고 80 kVp, FBP 적용 시 50.8±11.9, ASIR-V 적용 시 64.9±9.9, DLIR 적용 시 67.3±9.3으로 분석되었다. 하부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 83.7±10.1, ASIR-V 적용 시 85.7±9.4, DLIR 적용 시 90.7±8.8로 분석되었고, 80 kVp, FBP 적용 시 61.8±13.4, ASIR-V 적용 시 68.5 ± 10.7, DLIR 적용 시 72.1 ± 8.5로 분석되었다.

Table 3. CNR analysis according to reconstruction

kVp	Reconstruction Algorithm	CNR		
		Upper region	Central region	Lower region
100	FBP	52.2 ± 8.9	54.9 ± 9.7	83.7 ± 10.1
	ASIR-V	65.2 ± 9.1	70.1 ± 8.4	85.7 ± 9.4
	DLIR	77.2 ± 7.5	72.9 ± 8.1	90.7 ± 8.8
80	FBP	49.4 ± 12.3	50.8 ± 11.9	61.8 ± 13.4
	ASIR-V	61.2 ± 10.7	64.9 ± 9.9	68.5 ± 10.7
	DLIR	66.1 ± 9.1	67.3 ± 9.3	72.1 ± 8.5

2.3. SSIM 분석

SSIM 분석결과는 Table 4, Fig. 3, Fig. 4와 같다.

상부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 0.791, ASIR-V 적용 시 0.798, DLIR 적용 시 0.812로 분석되었다. 그리고 80 kVp, FBP 적용 시 0.775, ASIR-V 적용 시 0.782, DLIR 적용 시 0.797로 분석되었다. 중심부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 0.853, ASIR-V 적용 시 0.861, DLIR 적용 시 0.871로 분석되었다. 그리고 80 kVp, FBP 적용 시 0.838, ASIR-V 적용 시 0.845, DLIR 적용 시 0.858로 분석되었다. 하부 영역 100 kVp, FBP 적용 시 0.869, ASIR-V 적용 시 0.877, DLIR 적용 시 0.891로 분석되었다. 그리고 80 kVp, FBP 적용 시 0.854, ASIR-V 적용 시 0.863, DLIR 적용 시 0.879로 분석되었다.

Table 4. SSIM analysis according to reconstruction

kVp	Reconstruction Algorithm	SSIM		
		Upper region	Central region	Lower region
100	FBP	0.791	0.853	0.869
	ASIR-V	0.798	0.861	0.877
	DLIR	0.812	0.871	0.891
80	FBP	0.775	0.838	0.854
	ASIR-V	0.782	0.845	0.863
	DLIR	0.797	0.858	0.879

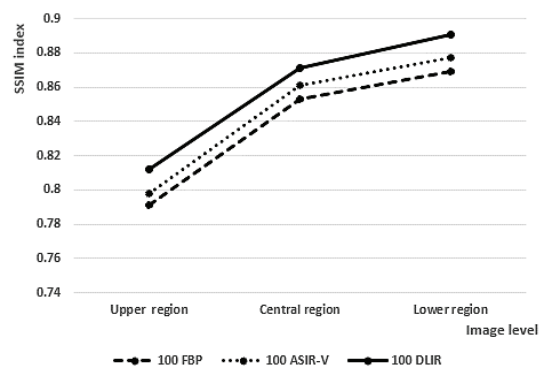


Fig. 3. SSIM index analysis graph of 100 kVp image based on 120 kVp.

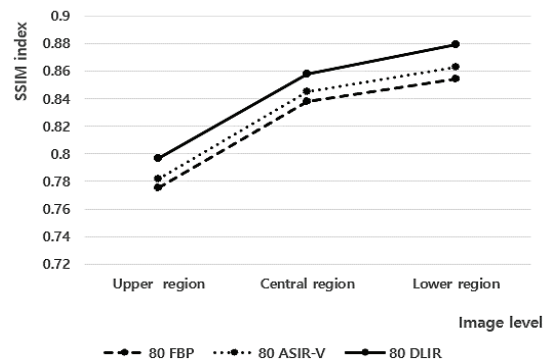


Fig. 4. SSIM index analysis graph of 80 kVp image based on 120 kVp.

IV. DISCUSSION

CT는 기존 단순 X선 검사보다 분해능이 우수하고 후처리를 통한 3차원 영상 구현이 가능하여 흉부 CT 검사에서 미세한 폐 조직과 조영제가 주입된 혈관성 질환을 발견하는 데 매우 유용하다^[7,8]. 하지만 CT 검사 시 발생하는 흡수선량은 약 1 ~ 100 mGy 정도로 만일 동일 부위가 반복 노출 된다면 암 발생 확률은 증가할 것이라고 보고되었다^[9]. 그리고 CT 검사는 선행연구 결과에 의하면 전체 전리방사선을 이용한 의료행위 중 약 11%에 해당하며 이는 전체 국민이 받는 총 선량의 67%에 해당한다고 한다^[10]. 이에 본 연구자는 흉부 CT에서 DLIR 알고리즘 적용이 기존 복부나 두부처럼 선량 감소 효과가 있는지 실험해 보았다. 그 결과는 낮은 관전압 적용은 선량을 약 29.7 % 감소를 시키면

서도 우수한 화질 구현이 가능하다는 결과를 도출할 수 있었다. 하지만 기존 120 kVp에 FBP 알고리즘 적용 영상에는 좀 화질이 부족하다는 점은 한계점이다. 따라서 수술 또는 치료 후 경과를 관찰하는 추적검사 등에 적용 시에는 매우 의미가 있을 것으로 생각된다. DLIR 알고리즘은 인공지능기술을 접목한 융 복합적 기술로 심층학습(Deep Learning)을 CT 영상 재구성에 적용한 방법이다. 즉 기존 충분한 선량이 사용된 우수한 화질의 FBP (Filtered Back Projection)를 기준 영상으로 설정하여 Artificial Neural Network로 학습시켜 반복재구성을 통해 낮은 선량에서도 우수한 재구성 영상을 구현하는 영상 재구성 기법이다^[11]. 2016년 한국 보건산업진흥원에서 발간한 보건 산업 브리프에서는 의료 인공지능 현황 및 과제와 관련하여 2016년 Watson(IBM. Co)이 시행한 암 진단의 정확도가 사람인 전문의보다 높은 약 96%로 분석되어 미래는 AI가 의료계 전반에 막대한 영향을 끼칠 것이라는 전망을 하였다^[12]. 임상에서 질병 확인 시 CT 장치의 장점은 매우 많다. 하지만 방사선 피폭이라는 단점이 있어 생물학적으로 확률적 또는 결정적 영향을 적게 받기 위해서는 영상의 화질을 유지하면서 검사 선량 감소를 위해 다양한 방법을 찾는 것은 매우 중요하다. 특히 흉부의 경우 검사 범위 외 주변 정상 조직에 방사선에 민감한 장기들이 많아 선량 감소를 위해 선행연구에서 제시한 방법도 의미가 있지만 본 실험 결과로 도출한 방법도 고려해야 할 것이다. 향후 검사 선량 감소를 위해 알고리즘이 추가 개발된다면 본 논문 결과를 바탕으로 추가연구를 진행하여 흉부 CT 검사 중에 발생하는 검사 선량을 최소화하고 화질을 향상할 방법을 찾기 위해 연구를 진행할 계획이다.

V. CONCLUSION

흉부 CT 검사에서 DLIR 알고리즘 적용은 선량을 감소시키면서도 기존 재구성 영상과 가장 유사하게 구현할 수 있는 결과를 도출할 수 있었다. 하지만 기존 영상과 동일 화질로 구현하는 데는 한계가 있었다. 따라서 최초 시행 흉부 CT 검사보다 치료나 수술 후 경과를 관찰하는 추적검사에 적용 시

CT 검사의 한계인 방사선 피폭을 일부 해결하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

Reference

- [1] A. Kovács, P. Palásti, D. Veréb, B. Bozsik, A. Palkó, Z. T. Kincses, "The sensitivity and specificity of chest CT in the diagnosis of COVID-19", *European Radiology*, Vol. 31, No. 5, pp. 2819-2824, 2021. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-020-07347-x>
- [2] Y. Y. Lee, P. Van Tassel, C. Nauert, L. B. North, B. S. Jing, "Lymphomas of the head and neck: CT findings at initial presentation", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 149, No. 3, pp. 575-581, 1987. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.149.3.575>
- [3] P. K. Cho, "Patient Radiation Exposure Dose in Computed Tomography", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 9, No. 2, pp. 109-115, 2015. <https://doi.org/10.7742/jksr.2015.9.2.109>
- [4] G. P. Kim, "Assessment of Radiation Exposure of Korean Population by Medical Radiation" Korea Disease Control and Prevention Agency, 11-1790387-000030-01, pp. 1625-1632, 2021. From URL; http://kdca.go.kr/board/board.es?mid=a20305050000&bid=0003&act=view&list_no=712580#
- [5] K. H. Do, D. W. Sung, "Strategies of computed tomography radiation dose reduction: justification and optimization", *Journal of the Korean Medical Association*, Vol. 58, No. 6, pp. 534-541, 2015. <http://dx.doi.org/10.5124/jkma.2015.58.6.534>
- [6] A. Hata, M. Yanagawa, Y. Yoshida, T. Miyata, N. Kikuchi, O. Honda, N. Tomiyama, "The image quality of deep-learning image reconstruction of chest CT images on a mediastinal window setting", *Journal of Clinical Radiology*, Vol. 76, No. 2, pp. 155, 2021. <http://dx.doi.org/10.1016/j.crad.2020.10.011>
- [7] K. Araki, K. Maki, K. Seki, K. Sakamaki, Y. Harata, R. Sakaino, T. Okano, K. Seo, "Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay™): system configuration and physical properties", *British Institute of Radiology*, Vol. 33, No. 1, pp. 51-60, 2014. <https://doi.org/10.1259/dmfr/54013049>
- [8] Nora M. De Clerck, Kris Meurrens, Horst Weiler,

Dirk Van Dyck, Greet Vanhoutte, Piter Terpstra, Andrei A. Postnov, "High-Resolution X-ray Microtomography for the Detection of Lung Tumors in Living Mice", *Journal of Neoplasia*, Vol. 6, No. 4, pp. 374-379, 2004.
<http://dx.doi.org/10.1593/neo.03481>

- [9] R. Miyajima, T. Fujibuchi, Y. Miyachi, S. Tateishi, Y. Uno, K. Amakawa, H. Ohura, S. Orita, "Effective Techniques to Reduce Radiation Exposure to Medical Staff during Assist of X-ray Computed Tomography Examination", *Journal of Nihon Hōshasen Gijutsu Gakkai*, Vol. 74, No. 4, pp. 326-334, 2018.
https://doi.org/10.6009/jjrt.2018_jsrt_74.4.326
- [10] J. Yoon, H. J. Kim, "Image Quality Analysis when applying DLIR Reconstruction Techniques in NECT CT", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 16, No. 4, pp. 387-394, 2022.
<https://doi.org/10.7742/jksr.2022.16.4.387>
- [11] C. S. Ko, I. W. Cho, J. W. Kang, W. J. Jung, H. Song, "Comparative Analysis and Usefulness by Quantitative Evaluation of Deep Learning Image Reconstruction and Adaptive Statistical Iterative Reconstruction-V in Aortic Vessels CT", *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 23, No. 2, pp. 9-19, 2021.
<https://doi.org/10.31320/JKSCT.2021.23.2.9>
- [12] K. Y. Lee, J. H. Kim, "Artificial Intelligence Technology Trends and IBM Watson References in the Medical Field", *Korean Medical Education Review*, Vol. 18, No. 2, pp. 51-57, 2016.
<http://dx.doi.org/10.17496/kmer.2016.18.2.51>

흉부 CT 스캔에서 재구성 알고리즘 변화적용 시 화질과 스캔 선량 분석

김현주*

동남보건대학교 방사선학과

요 약

흉부 CT 검사 조건 중 관전압을 100, 80 kVp, 재구성 알고리즘을 FBP, ASIR-V, DLIR로 변화 적용하여 검사 선량과 화질 변화를 비교 분석해 보았다. 그 결과 기존 관전압 보다 낮은 관전압인 100 kVp 에서 ASI R-V, DLIR 적용 시 선량을 낮추면서 120 kVp, FBP 적용 시와 가장 유사한 화질로 구현. 특히, DLIR 재구 성 영상은 모든 관전압에서 SNR, CNR이 우수하였다. 또한, SSIM 지수가 1에 가장 근사하게 분석되어 원 본 영상과 가장 유사도가 높은 것을 알 수 있었다. 따라서 반복적으로 흉부 CT 검사를 시행하는 경우 DLI R 적용은 검사 선량을 약 29.7% 감소시킬 수 있어 CT 검사의 가장 큰 문제점인 검사로 인한 피폭을 일부 해결하는 데 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어: 흉부 CT, 관전압, 딥러닝 반복재구성, 신호대잡음 비, 대조도대잡음 비, 구조적 유사지수

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	김현주	동남보건대학교 방사선학과	교수