

A Study on the Dose Reduction Method for Temporal Bone HRCT Scan

Joon Yoon, Hyeon-Ju Kim*

Department of Radiological Science, Dongnam Health University

Received: December 04, 2023. Revised: December 29, 2023. Accepted: December 31, 2023.

ABSTRACT

Temporal bone CT, which is a high-resolution CT, uses a high tube voltage and a thin section thickness, so the scan dose is higher than that of adjacent areas. Accordingly, we applied changes to the reconstruction algorithm among the test conditions to find an algorithm with excellent sensitivity to lesions while reducing the test dose, and investigated its significance and the possibility of providing basic clinical data. As a result, when the tube voltage was lowered to 100 kVp and applied, the dose was reduced by about 35.6%, and when the definition algorithm was applied to the raw data acquired at 100 kVp, the SNR and CNR were excellent, and a statistically significant difference was shown when compared to other algorithms($p < 0.05$). And as a result of comparing structural similarity, the SSIM index was analyzed as 0.776, 0.813, and 0.741 for each ROI. Therefore, we believe that applying algorithm changes to temporal bone CT scans can partially reduce the dose generated from CT scans and are very meaningful in terms of basic clinical data.

Keywords: Temporal CT, kVp, Algorithm, SNR, CNR, Sensitivity

I. INTRODUCTION

CT(computed tomography) 기술의 발전으로 임상 활용도가 많이 증가 되었고 이로 인해 검사 건수가 급속히 증가하였다. 하지만 CT 검사 건수의 증가는 결국 검사로 인해 발생하는 방사선 피폭을 증가시킬 것이다. 1990년부터 1999년까지 미국에서 의료 목적으로 사용된 CT 검사의 방사선 피폭 정도를 분석한 결과에 의하면 전체 영상의학검사 중 발생하는 피폭의 약 67%를 차지하는 것으로 조사되었다^[1]. MDCT(Multidetector CT)가 2000년 이후 급속히 보편화 되면서 CT 검사 건수는 더욱 증가하여 1980년 연간 CT 촬영 건수가 약 3백만 건이었지만, 2006년 약 6천만 건으로 매년 약 10% 이상 증가하는 경향으로 나타났다고 한다^[2]. 이처럼 방사선 피폭이라는 우려 속에도 인체 장기와 병변 파악이 우수하여 많은 부위 검사에 활용되고 있다. 그중 임상에서 만성 중이염, 선천성 기형, 청신경종양, 이

명 등 귀의 질환이나 외상 등의 원인을 진단할 목적으로 관자뼈 고해상력 CT(High Resolution Computed Tomography, 이하 HRCT)도 많이 시행되고 있다. 관자뼈 CT는 기존 안면부 CT 검사와 달리 높은 관전압, 얇은 단면두께, 고주파 알고리즘(High frequency algorithm) 적용한다. 이러한 스캔 조건은 미세 구조에서 발생하는 병변의 민감도를 향상하기 위함이다. 하지만 관자뼈 CT의 스캔 조건은 관자뼈 주변의 수정체, 갑상선 등 방사선에 민감한 장기에 피폭선량이 가중되는 문제점이 있다. 이를 해결하기 위해 일반적으로 적용할 수 있는 방법에는 smart beam technology, less radiation time, dose modulation, AEC, 적절한 재구성 알고리즘 적용, pitch의 변화, 차폐체 적용, 검사 범위의 최소화 하는 방법 등이 있지만 대부분 임상에서는 차폐체 적용, smart beam technology, less radiation time, dose modulation, AEC 등을 주로 적용하고 있다^[3]. 이러한 방법은 제한적으로 피폭선량을 감소시킬

* Corresponding Author: Hyeon-Ju Kim

E-mail: gidoong75@dongnam.ac.kr

Tel: +82-31-24-6409

수 있지만, 화질 저하 등이 유발되어 병변의 민감도가 줄 수 있다. 따라서 위와 같은 문제 없이 임상에서 상황에 따라 간단히 적용하고 효과를 기대할 수 있는 선량 감소방법에 관한 다양한 연구가 필요할 것이다. 조유진 등이 발표한 “Liver CT 검사에서 프로토콜 변화에 따른 선량 감소와 영상의 질 개선에 관한 연구”에 의하면 CT 선량 감소를 위해 관전압을 낮추고 재구성 알고리즘의 변화적용은 방사선량을 20% 이상 낮추면서, 기존의 영상과 유사한 영상을 얻을 수 있다고 발표하였다⁴⁾. 따라서 본 연구에서는 관자뼈 HRCT 검사 시 낮은 관전압을 적용하고 영상 재구성 알고리즘을 변화 적용하여 검사 선량을 줄이면서 병변에 대한 민감도를 유지할 수 있는 수준의 알고리즘 변화 프로토콜을 실험을 통해 찾아 임상 적용의 기초자료로 제공하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

실험은 GE Revolution (GE HEALTHCARE, Waukesha, WI, USA)을 이용하여 스캔하였다. 적용 프로토콜은 Helical mode 적용과 1.0 mm 단면두께, 1.0 mm 간격, 0.516 : 1 pitch, rotation time 0.5 sec, Detector cover range 40, 160 mA의 관전류 고정, 관전압 120, 100, 80 kVp로, 재구성 알고리즘은 Definition, edge, bone algorithm으로 변화적용 후 스캔하였다. 선량 분석은 Acrylic phantom (2-part polymethyl methacrylate CT-phantom Adult Head, VD1003110)과 CT 선량 측정계(Magicmax Universal, VD0202010, Belgium)를 사용하였다. 화질 분석은 Bone opaque head phantom(Supertech, Inc. USA. RS-109)를 이용하여 영상 획득 후 AW 4.4 Volume Share 4(GE Healthcare. Co. USA)를 이용 조건변경으로 획득한 모든 영상의 동일 위치에 ROI(Region of interest)를 그려 신호대 잡음비(Signal to Noise ratio, 이하 SNR), 대조도대 잡음비(Contrast to Noise ratio, 이하 CNR)분석 그리고 ICY 영상분석 프로그램의 구조적 유사지수(Structural Similarity Index Measure, 이하 SSIM) 분석을 통해 원본 영상을 기준으로 알고리즘 변경적용 영상의 구조적 유사도를 평가하였다. 실험으로 도출된 정량적 수치는 필

요에 따라 SPSS 18.0(for Windows : SPSS Chicago, IL)을 적용하여 통계분석 하였다.

1. 선량 비교 분석

선량 비교 분석은 관자뼈 스캔 조건 중 관전압만 120, 100, 80 kVp로 변화시킨 후 Fig. 1과 같이 Acrylic phantom, 연필형 이온챔버, 선량계를 이용하여 10회 측정 후 평균값을 도출하였다. 선량 측정은 팬텀 중심부와 12시, 3시, 6시, 9시 방향의 주변부에 이온챔버를 삽입 후 기록된 선량 값을 $CTDI_w$ 공식인 Eq. (1)에 적용하여 산출 후 비교하였다.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{center} + \frac{2}{3} CTDI_{peripheral} \quad (1)$$

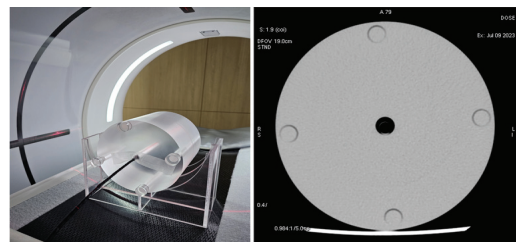


Fig. 1. Radiation dose Measurement with change in kVp.

2. 화질 비교 분석

화질 비교 분석은 Bone opaque head phantom을 이용하여 Fig. 2와 같이 관자뼈 스캔 범위인 외이도 하단부터 고실개(Tegman tympani level)가 포함되도록 설정하였다. 이후 스캔 조건인 관전압과 재구성 알고리즘에 변화를 주어 획득한 영상을 이용 SNR, CNR, SSIM 분석을 적용하여 비교하였다.



Fig. 2. Image of Bone opaque head phantom scan.

2.1. 신호 대 잡음 비, 대조도 대 잡음 비 분석

관전압을 120, 100, 80 kVp로 변화적용 스캔 후 획득한 Raw data에 재구성 알고리즘을 Definition, edge, bone algorithm으로 변경 적용하여 획득한

image data를 이용하여 동일 축상 영상에서 Fig. 3과 같이 ROI 1은 말안장, ROI 2는 가 쪽 귀길 연부 조직, ROI 3은 바위능선 지점에 관심 영역 그리고 안쪽 귀 길에 Background를 그려 CT Number와 SD(Standard deviation)를 측정하였다. 이후 Eq. (2)와 Eq. (3)을 적용하여 SNR과 CNR을 비교 분석하였다. 또한, 정량값을 이용하여 일원배치 분산분석(one way ANOVA)을 적용 비교 하였다.

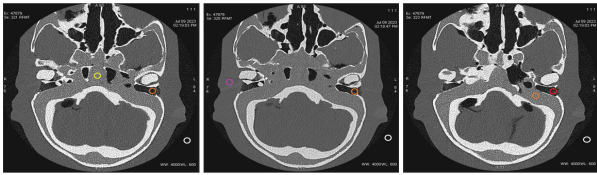


Fig. 3. Image of SNR and CNR measurement.

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

ROI(HU) : ROI CT Number

BKG(SD) : Background noise

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

ROI₁ : CT number of ROI₁

ROI₂ : CT number of ROI₂

BKG(SD) : Background noise

2.2. 구조적 유사도 분석

관전압을 100, 80 kVp로, 재구성 알고리즘을 Definition, edge, bone algorithm로 변경 적용하여 획득한 image data를 이용하여 Fig. 3과 같이 원본 영상에 대한 재구성 영상의 유사도를 평가하였다. SSIM 지수는 대조군인 120 kVp Definition 알고리즘 적용 영상이 기준으로 SSIM 지수 1이며 근사값 일수록 기존 영상과 유사도 우수한 영상으로 분석한다. 이때 Eq. (4)를 적용하여 SSIM 분석을 진행하였다.

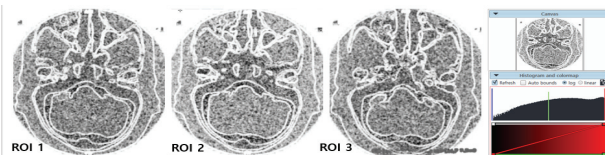


Fig. 3. Image of SSIM analysis using ICY program.

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

μ_x, μ_y : Average of x y

σ_x^2, σ_y^2 : Variance of x, y

σ_{xy}^2 : Covariance of x, y

c_1, c_2, c_3 Stabilize parameters

III. RESULT

1. 선량 분석

관전압을 변경 적용하여 CTDI_w를 측정 비교한 결과 Table 1과 같이 기준인 120 kVp에서 10.67 mGy, 100 kVp에서 6.87 mGy, 80 kVp에서 3.82 mGy로 측정되었다. 현재 임상 적용 기준 120 kVp 선량 대비 100 kVp에서는 35.6% 감소하였으며, 80 kVp에서는 64.2% 감소하였다. 일원 배치 분산분석(one way ANOVA)으로 비교한 결과 관전압 감소에 따라 측정 선량 차는 유의한 것으로 분석되었다(p<0.05).

Table 1. CTDI_w analysis according to the change of kVp (unit: mGy)

kVp	Average of 10 measurements	Rate of change		
120	10.67	0.001		
100	6.87			35.6%
80	3.82			64.2%

2. 화질 분석

2.1. 신호 대 잡음 비, 대조도 대 잡음 비 분석

관전압과 재구성 알고리즘을 변경 적용하여 획득한 image data를 이용하여 비교 분석한 결과 Table 2, 3과 같이 100 kVp Definition algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 SNR 11.27±4.21, CNR 7.33 ± 2.91, ROI 2에서 SNR 3.43 ± 0.91, CNR 16.26 ± 3.51, ROI 3에서 SNR 18.23 ± 3.41, CNR 29.47 ± 9.36으로 측정되었다. 또한, Edge algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 SNR 10.84 ± 4.47, CNR 7.11 ± 2.34, ROI 2에서 SNR 3.43 ± 0.91, CNR 13.84 ± 3.07, ROI 3에서 SNR 16.71 ± 4.91, CNR 25.16 ± 7.01로 측정되었다. Bone algorithm 적용 영상은

ROI 1에서 SNR 9.01 ± 3.81 , CNR 6.14 ± 3.06 , ROI 2에서 SNR 3.11 ± 1.41 , CNR 12.01 ± 3.16 , ROI 3에서 SNR 16.87 ± 3.26 , CNR 22.31 ± 8.81 로 측정되었다. 80 kVp의 경우 Definition algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 SNR 8.94 ± 4.29 , CNR 6.63 ± 2.95 , ROI 2에서 SNR 3.47 ± 1.12 , CNR 12.92 ± 4.26 , ROI 3에서 SNR 16.37 ± 6.82 , CNR 20.96 ± 7.64 로 측정되었다. 또한, Edge algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 SNR 7.93 ± 3.77 , CNR 4.21 ± 2.03 , ROI 2에서 SNR 2.59 ± 1.88 , CNR 10.51 ± 5.53 , ROI 3에서 SNR 14.09 ± 7.03 , CNR 22.91 ± 6.59 로 측정되었다. Bone algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 SNR 6.51 ± 3.51 , CNR 2.97 ± 2.73 , ROI 2에서 SNR 3.01 ± 1.49 , CNR 18.27 ± 4.97 , ROI 3에서 SNR 13.17 ± 6.75 , CNR 18.21 ± 7.05 로 측정되었다. 관전압 변화와 알고리즘 변화적용에 따른 관심 영역별 통계적 유의수준은 p-value가 0.05보다 낮아 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

Table 2. SNR analysis according to reconstruction algorithm change application

kVp	Reconstruction Algorithm	SNR		
		ROI 1	ROI 2	ROI 3
100	Definition	11.27 ± 4.21	3.51 ± 0.79	18.23 ± 3.41
	Edge	10.84 ± 4.47	3.43 ± 0.91	16.71 ± 4.91
	Bone	9.01 ± 3.81	3.11 ± 1.41	16.87 ± 3.26
80	Definition	8.94 ± 4.29	3.47 ± 1.12	16.37 ± 6.82
	Edge	7.93 ± 3.77	2.59 ± 1.88	14.09 ± 7.03
	Bone	6.51 ± 3.51	3.01 ± 1.49	13.17 ± 6.75
p-value		0.001	0.001	0.001

Table 3. CNR analysis according to reconstruction algorithm change application

kVp	Reconstruction Algorithm	SNR		
		ROI 1	ROI 2	ROI 3
100	Definition	7.33 ± 2.91	16.26 ± 3.51	29.47 ± 9.36
	Edge	7.11 ± 2.34	13.84 ± 3.07	25.16 ± 7.01
	Bone	6.14 ± 3.06	12.01 ± 3.16	22.31 ± 8.81
80	Definition	6.63 ± 2.95	12.92 ± 4.26	20.96 ± 7.64
	Edge	4.21 ± 2.03	10.51 ± 5.53	22.91 ± 6.59
	Bone	2.97 ± 2.73	8.27 ± 4.97	18.21 ± 7.05
p-value		0.001	0.001	0.001

2.2. 구조적 유사도 분석

기존 120 kVp Definition algorithm 영상을 SSIM 지수 1을 기준으로 획득한 영상을 적용하여 구조적 유사도를 비교 분석한 결과 Table 4, Fig. 2와 같이 100 kVp Definition algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 SSIM index가 0.776, ROI 2에서 0.813, ROI 3에서 0.741로 측정되었다. 또한, Edge algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 0.711, ROI 2에서 0.809, ROI 3에서 0.719로 측정되었다. Bone algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 0.709, ROI 2에서 0.782, ROI 3에서 0.698로 측정되었다. 80 kVp의 경우 Definition algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 0.564, ROI 2에서 0.658, ROI 3에서 0.599로 측정되었다. 또한, Edge algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 0.631, ROI 2에서 0.562로 측정되었다. Bone algorithm 적용 영상은 ROI 1에서 0.560, ROI 2에서 0.639, ROI 3에서 0.557로 측정되었다. 관전압과 알고리즘 변화적용 영상 데이터의 SSIM 지수는 유의한 것으로 분석되었다($p < 0.05$).

Table 4. SSIM analysis according to reconstruction

kVp	Reconstruction Algorithm	SSIM		
		ROI 1	ROI 2	ROI 3
100	Definition	0.776	0.813	0.741
	Edge	0.711	0.809	0.719
	Bone	0.709	0.782	0.698
80	Definition	0.564	0.658	0.599
	Edge	0.557	0.631	0.562
	Bone	0.560	0.639	0.557
p-value		0.001	0.001	0.001

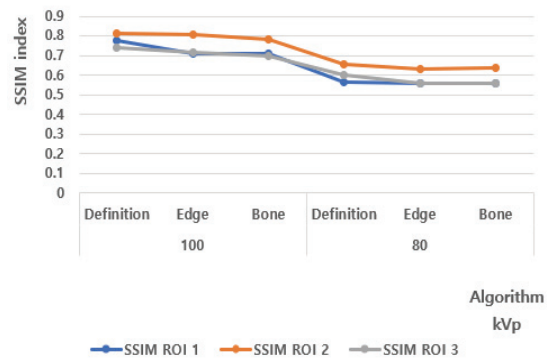


Fig. 4. SSIM index analysis graph of the 2nd image.

IV. DISCUSSION

컴퓨터 단층 촬영은 X선 관과 검출기가 마주 보며 연속으로 360° 회전하여 감약 데이터를 획득하며 2D나 3D 영상 재구성이 가능하여 임상진단 분야에서 많이 활용하고 있다^[5]. 하지만 환자의 피폭은 간과하고 병변만 잘 관찰하기 위해 화질만 강조하고 있는 현실이 가장 큰 문제이다. CT 장치가 개발된 후부터 일부 학자들은 피폭선량의 위험성을 학술지나 언론 등을 통해 보고하였으나 병변에 대한 민감도가 높아 전 세계적으로 검사 건수가 증가되고 있다^[6]. 일반적으로 CT 검사 시 선량에 영향을 미치는 요소는 스캐너 구조(geometry), 관전압, 관전류, 갠트리 회전시간, 선속 조절장치, 피치, 스캔 모드 등이 있다. 또한, CT 화질과 밀접한 하드웨어적 파라미터에는 단면두께, 간격, 슬라이스 수, 관전압, 관전류, 스캔 시간, 피치 등이 있다. 그리고 재구성방법과 연관된 파라미터는 알고리즘, 선형보간법, Isotropic voxel 등이 있다^[7]. 이 중 알고리즘의 적용은 검사목적 부위를 강조 처리하는 것으로 그 종류에는 Soft, Standard, Detail, Bone, Lung, Edge 등이 기본이며 최근 출시된 장치는 보다 세분되어 있다^[8]. 실험 결과를 보면 Definition algorithm에 100 kVp 적용 시 CTDIw는 6.87 mGy로 약 35.6% 감소되었다. 이때 SNR, CNR도 우수하였으며 기존 영상과 구조적 유사지수도 0.776, 0.813, 0.741로 가장 높게 분석되었다. CT 스캔 후 획득한 영상의 적절한 algorithm 적용은 해부학적 구조나 병변관찰 시 중요한 과정이다. 특히 알고리즘은 재구성되는 영상의 blurring을 제거하고 영상의 선예도와 노이즈에 영향을 준다. 따라서 우수한 장치를 이용하여 CT 검사를 하더라도 적절한 algorithm을 적용하지 못한다면 영상관독 시 심각한 오류를 범할 수도 있다. 디지털 영상에서 Algorithm은 획득한 스캔 데이터를 영상 데이터로 변화시키는 과정에서 보고자하는 해부학적 구조에 적합한 수학적 계산 필터링을 적용하여 가장 적절한 영상으로 재구성하는 전처리 과정으로 적절한 algorithm의 선택은 해부학적 구조나 병변의 형태 그리고 주변 장기와의 관계 등을 보다 명확하게 구분할 수 있게 해준다^[9]. Sebastian T 등에 의하면 적절한 알고리즘 적용은

방사선 선량을 감소시킬 수 있는 효과가 있다고 하였다^[10]. 따라서 관련 분야 연구자 그리고 CT 장치 개발자 그리고 방사선사 등은 알고리즘 변경적용으로 선량을 감소시킬 방법에 관하여 다양한 연구와 토의가 필요하다. 이러한 결과와 노력은 검사 프로토콜을 좀 더 구체적이고 세분화시킬 것이며 결국 ALARA(As Low As Reasonably Achievable)의 원칙 준수로 환자가 받는 피폭선량을 합리적인 수준까지 감소할 것이다^[11]. 이번 실험은 임상현장에서 즉시 적용이 가능한 장점이 있는 알고리즘 변경 적용 방법의 유용성을 알아보았다. 우리는 본 실험에서 장치회사별 다양한 프로토콜을 적용하여 비교하지 못한 점 그리고 실제 환자를 스캔하여 결과를 얻지 못한 점은 한계점이라고 생각한다. 하지만 본 연구는 방사선에 예민한 장기가 많이 분포되어 있음에도 불구하고 해상력을 우수하게 구현하기 높은 선량을 적용하는 HRCT 검사에서 algorithm 변화 적용 가능성을 알아본 측면에서는 매우 의미가 있다고 생각한다. 앞으로 다양한 장치를 대상으로 연구하고 기존 선량 감소방법의 비교 분석을 통해 도출한 결과를 제시한다면 HRCT 처럼 상대적으로 선량이 높은 검사도 합리적으로 피폭선량을 줄일 수 있는 효과를 기대할 수 있을 것이다.

V. CONCLUSION

관자뼈 HRCT는 해상력이 우수한 영상구현은 필수조건으로 이를 위해 환자의 검사 선량을 증가시킬 수밖에 없다. 본 실험에서는 재구성 알고리즘의 변형적용으로 화질을 유지하며 선량을 감소할 방법을 팬텀 실험을 통해 찾아보았다. 결과에 의하면 스캔 조건 중 CT 선량에 영향을 미치는 관전압을 기존 보다 약 20 kVp 낮추고 Definition algorithm의 적용은 선량 감소뿐만 아니라 화질 분석에서도 의미 있는 결과가 도출되었다. 따라서 스캔 시 재구성 알고리즘 변경적용은 선량을 낮추면서 화질을 유지하는 데 있어 의미 있는 방법이라고 생각된다. 따라서 본 결과를 바탕으로 다양한 CT 장치의 세분된 알고리즘 추가적용 실험과 팬텀이 아닌 임상연구결과를 실제 CT 검사 시 적용한다면 CT 검사로 발생하는 방사선 피폭에 대한 문제를 일부 해결

하는 데 의미가 있을 것으로 생각된다.

Acknowledgement

본 연구는 동남보건대학교 연구비 지원에 의하여 수행된 것임.

Reference

- [1] 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. <https://doi.org/10.5124/jkma.2015.58.6.534>
- [2] J. R. Seon, S. J. Yoo, "Study of radiation exposure on human body using of Computed Tomography", *Journal of Korea Safety Management & Science*, Vol. 17, No. 4, pp. 193-198, 2015. <http://dx.doi.org/10.12812/ksms.2015.17.4.193>
- [3] C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz, J. M. Kofler, "CT Dose Reduction and Dose Management Tools", *Radiographics :a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, Vol. 26, No. 2, pp. 503-512, 2006. <http://dx.doi.org/10.1148/rg.262055138>
- [4] Y. J. Cho . P. K. Cho, "Improved Image Quality and Radiation Dose Reduction in Liver Dynamic CT Scan with the Protocol Change", *Journal of the Korean Society of Radiological Science*, Vol. 38, No. 2 pp. 107-114, 2006. <https://doi.org/10.17946/JRST.2015.38.2.04>
- [5] J. T. Hathcock, R. L. Stickle, "Principles and concepts of computed tomography", *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, Vol. 23, No. 2, pp. 399-415, 1993. [http://dx.doi.org/10.1016/s0195-5616\(93\)50034-7](http://dx.doi.org/10.1016/s0195-5616(93)50034-7)
- [6] P. K. Nguyen, J. C. Wu, "Radiation exposure from imaging tests: is there an increased cancer risk", *Expert Review of Cardiovascular Therapy*, Vol. 9, No. 2, pp. 177-183, 2011. <http://dx.doi.org/10.1586/erc.10.184>
- [7] C. L. Lee, S. S. Jeon, S. R. Nam, H. M. Cho, J. Y. Jung, H. J. Kim, "Dose Measurements using Phantoms for Tube Voltage, Tube Current, Slice Thickness in MDCT", *Korean Journal of Medical Physics*, Vol. 18, No. 3, pp. 139-143, 2007.
- [8] M. L. Majurin, M. Varpula, T. Kurki, L. Pakkala, "High-resolution CT of the lung in asbestos-exposed subjects. Comparison of low-dose and high-dose HRCT", *Acta Radiologica*, Vol. 35, No. 5, pp. 473-477, 1994. <http://dx.doi.org/10.1177/028418519403500516>
- [9] B. R. Whiting, P. Massoumzadeh, O. A. Earl, J. A. O'Sullivan, D. L. Snyder, J. F. Williamson, "Properties of preprocessed sinogram data in x-ray computed tomography", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 33, No. 9, pp. 3290-3303, 2006. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2230762>
- [10] S. T. Schindera, D. Odedra, S. A. Raza, T. K. Kim, H. J. Jang, Z. Szucs-Farkas, P. Rogalla, "Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while low-contrast detectability is preserved?", *Radiology*, Vol. 269, No. 2, pp. 511-518, 2013. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.13122349>
- [11] W. R. Hendee, F. M. Edwards, "ALARA and an integrated approach to radiation protection", *Seminars in Nuclear Medicine*, Vol. 16, No. 2, pp. 142-150, 1986. [http://dx.doi.org/10.1016/s0001-2998\(86\)80027-7](http://dx.doi.org/10.1016/s0001-2998(86)80027-7)

관자뼈 HRCT 스캔 시 선량감소 방법에 관한 연구

윤 준, 김현주*

동남보건대학교 방사선학과

요 약

고 해상력 CT에 해당하는 관자뼈 CT는 높은 관전압과 얇은 단면두께 등의 적용으로 스캔 선량이 인접 부위 검사보다 높다. 이에 검사조건 중 재구성 알고리즘을 변화 적용하여 검사 선량을 줄이면서 병변에 대한 민감도가 우수한 알고리즘을 찾아 유의성과 임상 기초자료 제공 가능성을 알아보았다. 그 결과 100 kVp로 관전압을 낮추어 적용 시 선량이 약 35.6% 감소하였고, 100 kVp로 획득한 Raw data에 Definition 알고리즘 적용 시 SNR, CNR이 우수하였으며 다른 알고리즘과 비교 시 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 그리고 구조적 유사도를 비교한 결과 SSIM index가 ROI 별 0.776, 0.813, 0.741로 분석되었다. 따라서 관자뼈 CT 스캔에서 알고리즘 변경적용은 CT 검사로 발생하는 선량을 일부 감소시킬 수 있고 임상 기초자료 측면에서 매우 의미가 있다고 생각한다.

중심단어: 관자뼈 컴퓨터단층촬영, 관전압, 알고리즘, 신호대잡음비, 대조도대잡음비, 민감도

연구자 정보 이력

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