

Image Evaluation Analysis of CT Examination for Pedicle Screw Insertion

Hyung-Suk Hwang¹, In-Chul Im^{2,*}

¹Department of Radiology, Inje University Haeundae Paik Hospital

²Department of Radiological Science, Dongeui University

Received: March 04, 2022. Revised: April 15, 2022. Accepted: April 30, 2022.

ABSTRACT

The purpose of this study was to insert a pedicle screw into a pig thoracic vertebrae, a general CT scan(Non MAR), and a thoracic axial image obtained with the Metallic Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR) to reduce artifacts. The image obtained by reconstructing the algorithm (Standard, Soft, Bone, Detail) was used using the image J program. Signal to noise ratio(SNR) and contrast to noise ratio(CNR) were compared and analyzed by obtaining measured values based on the given equation. And this study was to investigate tube voltage and algorithm suitable for CT scan for thoracic pedicle screw insertion. As a result, when non-MAR was used, the soft algorithm showed the highest SNR and CNR at 80, 100, 120, and 140 kVp, On the other hand, when MAR was used, the standard algorithm showed the highest at 80 kVp, and the standard and soft algorithms showed similar values at 100 kVp. At 120 kVp, the Soft and Standard algorithms showed similar values, and at 140 kVp, the Soft algorithm showed the highest SNR and CNR. Therefore, when comparing Non-MAR and MAR, even if MAR was used, SNR and CNR did not increase in all algorithms according to the change in tube voltage. In conclusion, it is judged that it is advantageous to use the Soft algorithm at 80, 100, 120, and 140 kVp in Non MAR, the Standard algorithm at 80 and 100 kVp in MAR, and the Soft algorithm at 120 and 140 kVp. This study is expected to serve as an opportunity to further improve the quality of images by using selective tube voltage and algorithms as basic data to help evaluate images of pedicle screw CT scans in the future.

Keywords: Pedicle screw, Artifact, Metallic Artifact Reduction for Orthopedic Implants(O-MAR), Algorithm

I. INTRODUCTION

컴퓨터단층촬영(Computed Tomography, CT)검사는 영상 획득 시간이 매우 짧아 병변의 위치 및 자세에 대한 제한이 적고 진단에도 매우 유용하며 이와 더불어 3차원 재구성 영상 등으로 입체적인 병변의 진단이 가능해졌다^[1,2]. CT영상은 일반 X선 영상과는 달리 X선을 인체에 투과시켜 얻은 감약값을 검출기(detector)에서 측정하고 재구성의 과정을 거쳐 단면 영상을 얻는다. CT영상 획득에서 검사 부위와 질환에 따라 관전압, 관전류 등의 검사조건의 선택과 적절한 영상 재구성 알고리즘의 적용이 중요하다^[3]. 정확한 질병을 진단하기 위하여 영상

의 화질은 매우 중요하며 영상의 질은 궁극적으로 인체의 미세한 구조를 얼마나 명료하고 정확하게 영상으로 나타낼 수 있느냐에 좌우된다. 또한 CT영상에 나타나는 인공물(Artifact)은 영상정보를 왜곡시킬 뿐 아니라 판독의 정확도를 저하시키는 요인이다. 특히 병변부위에 삽입된 척추경 나사못과 같은 금속성 인공물(Metal artifact)은 나사의 인공물로 인해 정확한 판독 시 상당한 어려움이 있다^[4].

이 인공물은 영상화 과정의 데이터와 영상에 불균등을 초래하여 미세부분의 관찰 능력이 감소하게 되어 진단의 정확도와 능률을 저하시키는 요인으로 작용한다. 이를 해결하기 위해서 기존의 CT장치에서는 물체의 고유한 투과율이 거의 일정하

* Corresponding Author: In-Chul Im

E-mail: icim@deu.ac.kr

Tel: +82-51-890-2678

로 스캔파라미터나 슬라이스 두께 등을 고정시켰을 경우 영상의 질을 개선하기 위한 방법으로는 선량을 증가시키거나 픽셀크기(Pixel size)를 작게 해야 했다. 또한 120 kVp 이상의 고관전압을 사용하여 피사체에 대한 투과력을 증가시킴으로써 검출기의 반응을 최대화시켜 노이즈를 최소화하고 연부조직에 대한 뼈의 대조도를 감소시켜 피사체내의 심한 감약 차이로 발생하는 선속경화현상(Beam hardning)에 의한 인공음영의 발생을 억제하였다.

또한 인체 내에서 밀도가 매우 높은 물질이 있는 경우 조사된 X선의 투과력을 약화시키고 주변조직과의 재구성 과정에서 결국 영상의 질을 저하시키게 된다. 이는 높은 원자번호에 해당되는 인체 수술 재료의 경우 심각한 화질 저하의 원인이 될 수 있다⁵⁾. 이를 해결하기 위해 알고리즘을 변화시키는 방법이 강구되기도 한다. 알고리즘의 종류로는 Standard는 가장 널리 이용되며 필터링 처리를 거의 하지 않은 일반적인 특성을 가지며 brain 이나 neck 검사 등에 주로 사용한다. Soft는 복부와 같이 감약 계수 차이가 적은 부위의 검사에 주로 사용된다. Bone은 공간분해능이 가장 우수한 알고리즘으로 bone의 해부학적 구조검사에 적합하며 high resolution lung CT 등에 주로 사용된다. Detail은 standard와 bone 알고리즘의 중간적인 특성을 갖는다. 즉, 해상능은 양호하나 노이즈도 증가되는 특성을 갖는다. 그러므로 연부조직과 척추골의 양쪽 관찰이 필요해 spine CT에 유용하다. 또한 척추경 나사못 삽입술 후 CT검사의 목적은 대부분 나사가 척추경 벽(Pedicle wall)을 뚫고 척추관이나 신경 공으로 나가서 신경을 압박하거나 자극하고 있지 않은지를 확인하는 것과 척추골절 환자에서 척추체 후면에 위치한 골절편의 정복이 만족할만한지를 확인하는 것이기 때문에 나사못의 위치의 정확성 파악이 무엇보다 중요하다⁶⁾.

따라서 본 연구에서는 척추경 나사못(Pedicle screw)을 돼지 흉추에 삽입하여 일반적인 CT검사(Non MAR)와 인공물을 줄이기 위한 금속성 인공물 감소기법(Metallic Artifact Reduction for Orthopedic Implants, O-MAR)으로 얻어진 흉추 Axial영상을 4개의 알고리즘(Standard, Soft, Bone,

Detail)에 재구성하여 얻은 영상을 image J 프로그램을 이용하여 신호대잡음비(Signal Noise Ratio, SNR)와 대조도대잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR)의 주어진 식에 의거하여 측정값을 얻어 비교 분석하고 흉추 척추경 나사못 삽입술 CT검사에 맞는 관전압과 알고리즘을 알아보려고 하였다.

II. MATERIALS AND METHODS

1. 연구 대상

본 실험의 대상으로는 인체가 아닌 돼지의 흉추를 연구재료로 사용하였으며 척추경 나사못을 투시장비를 이용하여 삽입하였다. 실험을 위해서는 주로 팬텀을 사용하지만 다른 논문과 비교 분석하기 위해 동물뼈를 사용하였다. 나사못 삽입은 Fig. 1과 같이 정형외과적 수술방법으로 삽입한 후 검사를 진행하였다.



Fig. 1. Pedicle Screw Insertion Process.

2. 연구 방법

CT장비로는 Discovery CT750 HD (GE Healthcare, USA, 2009) 장비를 사용하였다. 스캔파라미터는 나사못을 6번 흉추에 삽입한 관계로 조사범위(Scan Range)를 돼지의 흉추 5번에서 7번 사이로 설정하였다. 스캔형태(Scan type)는 Spiral, 스캔시간(Scan time) 0.6 sec, 슬라이스 두께(Slice Thickness) 3 mm, 관심영역(Field Of View, FOV) 150x150 mm로 하였으며 관전압은 80, 100, 120, 140 kV를 20kV 단위로 변화시켜 4회 사용하고 관전류 100 mA로 Table 1에 나타내었다.

2.1 실험방법

- 1) 흉추 6번에 정형외과적 수술 방법에 의해 투시 장비를 이용하여 척추경나사못을 삽입한 후 CT장비를 이용하여 검사를 하였다.
- 2) 80, 100, 120, 140 kV 각 관전압에 Non MAR와 MAR를 분리하여 Axial로 스캔하고 4개의 알고리즘(Standard, Soft, Bone, Detail)으로 영상을 재구성하였다.
- 3) 재구성한 영상을 이미지 분석을 위한 프로그램으로 영역 및 픽셀 값을 계산할 수 있는 Image J 프로그램에 적용하고 관심부위 (Region Of Interest, ROI)는 뼈의 크기를 감안하여 동일하게 27.1 mm²로 하였다. SNR과 CNR을 구하기 위해 측정부위로 RT Rib, LT Rib, Body, Spinous process(SP)로 하였으며 HU mean값과 HU SD값을 구하고 배경잡음 (Background)은 주위 근육(muscle)으로 그림 2와 같이 지정하였으며 SNR과 CNR의 값은 주어진 공식 식 1. 2에 의거하여 산출하였다.
- 4) 획득한 SNR과 CNR 값을 표 2. 3. 4. 5로 결과를 나타내었다.

Table 1. Thoracic Spine CT Scan Parameters

Scan range	T5 ~ T7
Scan type	Spiral
Scan time	0.6 sec
Slice thickness	3 mm
FOV	150x150 mm
kV	80, 100, 120, 140
mA	100

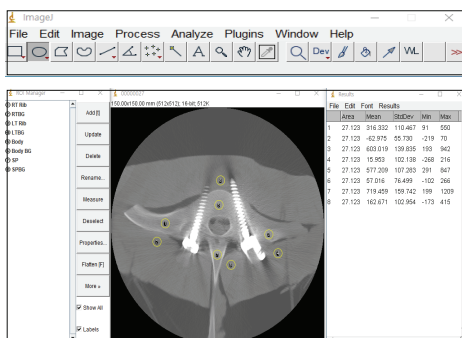


Fig. 2. Image of the measurement site applied to Image J Program

2.2 영상평가

정량적인 평가방법으로 신호대잡음비와 대조도대잡음비로 평가하였다.

1) 정량적 분석

(1) 신호대잡음비(Signal to Noise ratio, SNR)

CT장비에서 신호 강도를 알아보기 위하여 뼈 (Bone)의 신호대잡음비를 평가하였다. 배경잡음은 CT영상의 동일한 단면 중 근육(Muscle)의 표준편차 (SD_m)로 정의하여 측정하였다. SNR은 뼈의 HU값 (SI_b)을 배경잡음의 표준편차로 나누어서 구하였다^[7].

$$SNR = \frac{SI_b}{SD_m} \tag{1}$$

b : 뼈(Bone), m : 근육(Muscle)

(2) 대조도대잡음비 (Contrast to noise ratio, CNR)

CT장비에서 뼈와 주변 근육과의 대조도대잡음비를 평가하였다. 배경잡음은 CT영상의 동일한 단면 중 근육(Muscle)의 표준편차 (SD_m)로 정의하여 측정하였다. CNR은 뼈의 HU(SI_b)와 주변 근육의 HU(SI_m)의 차이를 배경잡음의 표준편차로 나누어 값을 얻었다^[7].

$$CNR = \frac{SI_b - SI_m}{SD_m} \tag{2}$$

b : 뼈(Bone), m : 근육(Muscle)

III. RESULT

1. 80 kVp SNR, CNR

Table 2와 같이 80 kVp의 Standard 알고리즘에서는 Non MAR와 MAR의 SNR, CNR의 평균값으로 SNR 9.39, 15.98, CNR 8.91, 14.98로 나타났으며 Soft 알고리즘에서 SNR 12.05, 14.29, CNR 11.01, 13.18, Bone 알고리즘에서 SNR 6.49, 10.73, CNR 6.15, 10.11, Detail 알고리즘에서 SNR 11.05, 13.44, CNR 10.14, 12.43로 나타났다. 결과적으로 80 kVp에서는 SNR, CNR이 Non MAR에서 Soft 알고리즘, MAR에

서는 standard 알고리즘이 가장 높게 나타났다.

2. 100 kVp SNR, CNR

Table 3과 같이 100 kVp의 Standard 알고리즘에서는 Non MAR와 MAR의 SNR, CNR의 평균값으로 SNR 13.26, 16.46, CNR 12.90, 15.36로 나타났으며 Soft 알고리즘에서 SNR 16.38, 16.04, CNR 15.68, 15.28, Bone 알고리즘에서 SNR 7.46, 11.12, CNR 7.23, 10.40, Detail 알고리즘에서 14.06, 15.28, CNR 13.48, 14.53로 나타났다. 결과적으로 100 kVp에서는 SNR, CNR이 Non MAR에서 Soft 알고리즘, MAR에서는 standard 알고리즘이 가장 높게 나타났다.

3. 120 kVp SNR, CNR

Table 4와 같이 120 kVp의 Standard 알고리즘에서는 Non MAR와 MAR의 SNR, CNR의 평균값으로 SNR 15.49, 15.10, CNR 15.39, 14.87로 나타났으며

Soft 알고리즘에서 SNR 16.54, 15.40, CNR 16.01, 14.93, Bone 알고리즘에서 SNR SNR 7.67, 9.53, CNR 7.51, 9.43, Detail 알고리즘에서 SNR 14.26, 14.21, CNR 13.85, 13.82로 나타났다. 결과적으로 120 kVp에서는 SNR, CNR이 Non MAR와 MAR에서 모두 Soft 알고리즘이 가장 높게 나타났다.

4. 140 kVp SNR, CNR

Table 5와 같이 140 kVp의 Standard 알고리즘에서는 Non MAR와 MAR의 SNR, CNR의 평균값으로 SNR 16.17, 13.82, CNR 15.88, 13.18로 나타났으며 Soft 알고리즘에서 SNR 17.23, 16.77, CNR 16.99, 16.22, Bone 알고리즘에서 SNR 7.96, 9.71, CNR 7.76, 9.09, Detail 알고리즘에서 SNR 14.48, 15.64, CNR 14.27, 15.17로 나타났다. 결과적으로 140 kVp에서는 SNR, CNR이 Non MAR와 MAR에서 모두 Soft 알고리즘이 가장 높게 나타났다.

Table 2. 80 kVp SNR, CNR

kVp	Algorithm	Area	Non				MAR		
			M ± SD	SNR	CNR	M ± SD	SNR	CNR	
80	Standard	RT Rib	319.9 ± 70.1	9.17	10.95	280.9 ± 82.3	16.30	14.21	
		BG	-62.0 ± 34.8			35.9 ± 17.2			
		LT Rib	6016 ± 102.2	9.01	8.74	381.1 ± 102.3	15.52	16.10	
		BG	17.7 ± 66.7			-14.4 ± 24.5			
		Body	500.3 ± 69.2	8.34	7.44	404.6 ± 71.0	8.69	8.83	
		BG	53.8 ± 59.9			-6.5 ± 46.5			
		SP	722.0 ± 120.1	11.04	8.52	619.9 ± 116.4	23.41	20.76	
	BG	164.7 ± 65.4	70.1 ± 26.4						
	Average		9.39	8.91		15.98	14.98		
	Soft	RT Rib	319.2 ± 48.5	9.59	10.93	272.5 ± 63.5	15.19	12.24	
		BG	-44.8 ± 33.3			52.9 ± 17.6			
		LT Rib	465.9 ± 141.1	10.36	10.10	35.8 ± 117.7	10.56	11.05	
		BG	11.3 ± 44.9			-18.1 ± 37.4			
		Body	635.7 ± 51.6	11.74	12.00	448.2 ± 55.2	12.95	13.73	
		BG	-14.0 ± 54.1			-27.2 ± 34.6			
		SP	773.0 ± 86.4	16.52	11.00	669.9 ± 102.3	18.46	15.70	
	BG	258.5 ± 46.7	100.1 ± 36.2						
	Average		12.05	11.01		14.29	13.18		
	Bone	RT Rib	316.3 ± 110.5	5.68	6.81	278.2 ± 90.5	9.65	8.36	
		BG	-63.0 ± 55.7			37.0 ± 28.8			
		LT Rib	603.0 ± 139.8	5.90	5.75	382.7 ± 115.5	11.24	11.66	
		BG	16 ± 102.1			-14.2 ± 34.0			
		Body	565.2 ± 107.3	7.39	6.64	405.5 ± 84.4	7.45	7.55	
		BG	57.0 ± 7.5			-5.7 ± 54.5			
SP		719.5 ± 159.7	6.99	5.41	614.2 ± 119.4	14.58	12.86		
BG	162.7 ± 103.0	72.3 ± 42.1							
Average		6.49	6.15		10.73	10.11			
Detail	RT Rib	319.1 ± 56.8	8.44	9.63	271.5 ± 67.5	13.88	11.16		
	BG	-45.1 ± 37.8			53.1 ± 19.5				
	LT Rib	530.6 ± 151.6	10.13	9.91	395.6 ± 122.3	10.27	10.73		
	BG	11.5 ± 52.3			-17.8 ± 38.5				
	Body	636.1 ± 61.5	11.05	11.28	447.8 ± 58.0	12.60	13.38		
	BG	-13.5 ± 57.5			-27.9 ± 35.5				
	SP	768.0 ± 93.9	14.57	9.72	665.7 ± 100.3	16.99	14.46		
BG	255.5 ± 52.7	99.0 ± 39.1							
Average		11.05	10.14		13.44	12.43			

BG; Background

Table 3. 100 kVp SNR, CNR

kVp	Algorithm	Area	Non			MAR		
			M ± SD	SNR	CNR	M ± SD	SNR	CNR
100	Standard	RT Rib	235.8 ± 76.4	13.61	14.80	223.8 ± 59.2	16.69	13.32
		BG	-20.6 ± 17.3			45.2 ± 13.4		
		LT Rib	454.5 ± 73.6	15.47	15.84	296.6 ± 81.9	16.80	17.59
		BG	-10.8 ± 29.3			-13.9 ± 17.6		
		Body	494.1 ± 43.5	10.37	9.38	360.68 ± 68.0	9.49	9.81
		BG	47.2 ± 47.6			-12.1 ± 37.9		
		SP	531.6 ± 85.7	13.60	11.58	468.7 ± 85.4	22.87	20.70
		BG	79.1 ± 39.0			44.4 ± 20.4		
	Average			13.26	12.90		16.46	15.36
	Soft	RT Rib	247.5 ± 42.9	14.58	15.14	223.5 ± 43.5	13.40	10.00
		BG	-9.5 ± 16.9			56.7 ± 16.6		
		LT Rib	420.4 ± 100.5	19.74	20.30	307.4 ± 93.1	14.49	15.47
		BG	-12.0 ± 21.3			-20.8 ± 21.2		
		Body	562.0 ± 34.6	13.64	13.91	497.4 ± 80.8	16.79	14.46
		BG	-11.0 ± 41.2			69.0 ± 29.6		
		SP	567.6 ± 62.0	17.56	13.38	413.5 ± 61.6	19.49	21.18
		BG	135.2 ± 32.3			-35.8 ± 21.2		
	Average			16.38	15.68		16.04	15.28
	Bone	RT Rib	231.8 ± 93.1	7.21	7.87	221.2 ± 66.2	10.49	8.32
		BG	-21.2 ± 32.1			45.8 ± 21.0		
		LT Rib	451.8 ± 113.3	8.77	8.98	297.2 ± 91.9	12.18	12.67
		BG	-11.2 ± 51.5			-12.0 ± 24.4		
		Body	491.6 ± 62.5	5.44	4.91	361.1 ± 75.9	7.13	7.35
		BG	48.2 ± 90.3			-11.0 ± 50.6		
SP		525.4 ± 115.9	8.41	7.15	461.5 ± 99.3	14.68	13.25	
BG		78.7 ± 62.4			45.0 ± 31.4			
Average			7.46	7.23		11.12	10.40	
Detail	RT Rib	246.6 ± 47.2	12.24	12.71	222.0 ± 46.6	12.59	9.37	
	BG	-9.4 ± 20.1			56.8 ± 17.6			
	LT Rib	418.5 ± 105.6	16.37	16.86	307.0 ± 96.8	14.01	14.95	
	BG	-12.5 ± 25.5			-20.5 ± 21.9			
	Body	562.3 ± 39.2	12.76	13.02	493.4 ± 80.0	16.30	14.02	
	BG	-11.6 ± 44.0			68.8 ± 30.2			
	SP	564.1 ± 62.6	14.86	11.32	414.3 ± 62.7	18.21	19.79	
	BG	134.2 ± 37.9			-35.9 ± 22.7			
Average			14.06	13.48		15.28	14.53	

BG; Background

Table 4. 120 kVp SNR, CNR

kVp	Algorithm	Area	Non			MAR		
			M ± SD	SNR	CNR	M ± SD	SNR	CNR
120	Standard	RT Rib	254.0 ± 69.5	21.89	23.56	223.0 ± 67.3	17.23	15.66
		BG	-19.4 ± 11.6			21.2 ± 13.5		
		LT Rib	423.0 ± 84.4	13.20	12.38	316.9 ± 64.9	12.82	13.90
		BG	26.4 ± 32.0			-26.7 ± 24.7		
		Body	381.9 ± 32.1	10.71	10.75	249.0 ± 39.0	9.92	10.56
		BG	-1.21 ± 35.6			-16.0 ± 25.1		
		SP	515.6 ± 234.2	16.17	14.86	460.8 ± 220.8	20.43	19.35
		BG	42.0 ± 31.8			24.2 ± 22.5		
	Average			15.49	15.39		15.10	14.87
	Soft	RT Rib	322.7 ± 100.7	23.84	24.54	286.1 ± 81.8	20.21	18.07
		BG	-9.456 ± 13.5			30.3 ± 14.1		
		LT Rib	410.9 ± 90.2	13.34	12.66	328.1 ± 74.6	9.92	10.93
		BG	20.9 ± 30.8			-33.5 ± 33.0		
		Body	395.3 ± 23.2	10.61	11.22	256.3 ± 25.6	12.19	13.39
		BG	-22.4 ± 37.2			-25.2 ± 21.0		
		SP	534.3 ± 209.7	18.35	15.61	477.0 ± 186.9	19.26	17.33
		BG	79.7 ± 29.1			47.6 ± 24.7		
	Average			16.54	16.01		15.40	14.93
	Bone	RT Rib	252.7 ± 84.1	8.15	8.79	233.7 ± 77.2	10.18	9.24
		BG	-19.8 ± 31.0			21.6 ± 22.9		
		LT Rib	427.0 ± 150.2	7.84	7.30	321.6 ± 90.1	11.20	12.08
		BG	29.2 ± 54.4			-25.3 ± 28.7		
		Body	382.7 ± 51.4	4.28	4.29	249.2 ± 47.6	4.45	4.75
		BG	-0.7 ± 89.3			-16.4 ± 55.9		
SP		521.2 ± 291.9	10.41	9.66	466.6 ± 272.6	12.28	11.64	
BG		37.8 ± 50.0			24.2 ± 38.0			
Average			7.67	7.51		9.53	9.43	
Detail	RT Rib	321.6 ± 102.4	19.95	20.56	285.2 ± 84.2	18.56	16.58	
	BG	-9.8 ± 16.1			30.3 ± 15.3			
	LT Rib	411.4 ± 96.6	11.40	10.80	329.0 ± 76.6	9.74	10.73	
	BG	21.4 ± 36.0			-33.1 ± 33.7			
	Body	395.4 ± 26.3	10.26	10.87	256.0 ± 26.7	11.28	12.40	
	BG	-23.6 ± 38.5			-25.4 ± 22.6			
	SP	536.7 ± 229.7	15.41	13.16	478.0 ± 202.5	17.25	15.56	
	BG	78.5 ± 34.8			46.6 ± 27.7			
Average			14.26	13.85		14.21	13.82	

BG; Background

Table 5. 140 kVp SNR, CNR

kVp	Algorithm	Area	Non			MAR		
			M ± SD	SNR	CNR	M ± SD	SNR	CNR
140	Standard	RT Rib	190.6 ± 63.9	13.62	13.48	185.4 ± 43.8	14.98	11.93
		BG	2.0 ± 13.9			37.7 ± 12.3		
		LT Rib	335.9 ± 57.7	20.89	21.44	224.4 ± 66.3	17.15	18.10
		BG	-8.7 ± 16.0			-12.4 ± 13.0		
		Body	376.1 ± 24.5	10.45	10.05	286.7 ± 41.2	9.68	10.35
		BG	14.3 ± 35.9			-19.8 ± 29.6		
		SP	660.9 ± 57.5	19.73	18.55	371.2 ± 55.5	13.48	12.32
		BG	39.6 ± 33.5			31.8 ± 27.5		
	Average		16.17	15.88		13.82	13.18	
	Soft	RT Rib	197.6 ± 36.8	12.35	12.00	187.5 ± 33.5	12.68	9.78
		BG	5.5 ± 16.0			42.8 ± 14.7		
		LT Rib	314.6 ± 80.2	26.67	28.03	231.8 ± 69.7	16.73	18.30
		BG	-16.0 ± 11.7			-21.6 ± 13.8		
		Body	432.8 ± 17.2	14.14	14.75	327.8 ± 36.6	17.20	19.27
		BG	-18.7 ± 30.6			-39.4 ± 19.0		
		SP	417.7 ± 41.7	15.75	13.18	383.7 ± 54.2	20.48	17.54
		BG	68.0 ± 26.5			55.0 ± 18.7		
	Average		17.23	16.99		16.77	16.22	
	Bone	RT Rib	187.7 ± 73.8	9.36	9.29	182.6 ± 50.8	12.12	9.60
		BG	1.5 ± 20.0			37.8 ± 15.0		
		LT Rib	333.5 ± 128.4	10.68	10.93	226.7 ± 88.8	12.32	12.92
		BG	-7.8 ± 31.2			-11.0 ± 18.4		
		Body	376.3 ± 45.9	3.28	3.15	289.6 ± 51.4	4.63	4.95
		BG	14.0 ± 114.8			-19.6 ± 62.5		
SP		405.5 ± 72.5	8.50	7.68	366.6 ± 61.3	9.76	8.90	
BG		39.1 ± 47.7			32.3 ± 37.5			
Average		7.96	7.76		9.71	9.09		
Detail	RT Rib	196.3 ± 39.6	11.44	11.11	186.1 ± 36.7	12.26	9.45	
	BG	5.5 ± 17.1			42.5 ± 15.1			
	LT Rib	313.6 ± 85.5	19.60	20.63	232.1 ± 73.4	15.77	17.25	
	BG	-16.3 ± 16.0			-21.7 ± 14.7			
	Body	432.5 ± 19.4	13.54	14.19	328.0 ± 37.6	16.61	18.64	
	BG	-20.6 ± 31.9			-40.1 ± 19.7			
	SP	416.6 ± 41.7	13.33	11.16	381.1 ± 52.3	17.93	15.35	
	BG	67.8 ± 31.2			54.8 ± 21.2			
Average		14.48	14.27		15.64	15.17		

BG; Background

IV. DISCUSSION

CT영상의 화질을 결정하는 요소에는 대조도 분해능(contrast resolution)과 공간 분해능(spatial resolution)이 있으며 이에 영향을 미치는 인자로는 X선속의 특성, 선량, 피사체에 대한 투과율, 슬라이스 두께(slice thickness), 산란선(scatter ray), 또는 아날로그/디지털 변환효율, 픽셀 크기(pixel size), 영상 재구성 알고리즘(recon algorithm)과 영상면 해상도(display resolution) 등이 있다^[8]. 그 중 본 연구에서는 관전압과 재구성 알고리즘을 이용하여 화질을 평가하고자 돼지를 이용하여 척추경 나사못 삽입에 의한 CT검사에서의 최적의 영상을 찾고자 연구하였다.

관전압 변화에 따른 결과를 살펴보면 80 kVp에서는 모든 알고리즘에서 SNR과 CNR이 Non MAR 보다는 MAR에서 수치가 높았다. 또한 100, 120,

140 kVp에서는 MAR를 사용했을 때 Bone 알고리즘을 제외하고 나머지 알고리즘에서 SNR과 CNR 값이 반드시 높은 것은 아닌 것으로 나타났다. 이는 김^[9]의 연구와 같이 80 kVp의 저관전압으로 촬영된 영상에서 120 kVp이상의 관전압보다 O-MAR 사용으로 인한 인공물 제거율이 높았으나 140 kVp에서 촬영된 영상에서 MAR의 효과는 크지 않음을 확인할 수 있다고 하였다. 본 논문에서도 이와 같이 비슷한 결과로 나타났다.

또한 알고리즘의 변화에 따른 결과를 살펴보면 Bone 알고리즘에서는 모든 관전압에서 SNR과 CNR이 MAR에서 수치가 높았다. 그러나 Standard, Soft, Detail 알고리즘에서는 MAR를 사용했을 때 80 kVp를 제외하고 나머지 관전압에서 SNR과 CNR값이 반드시 높은 것은 아니었다. 따라서 모든 알고리즘에서 SNR과 CNR 값이 높게 나타나는 영상은 MAR를 사용한 80 kVp으로 나타났다.

대부분의 CT장비에서는 120 kVp 이상의 고관전압이 사용되는데 이는 피사체에 대한 투과력을 증가시켜 금속에 의한 선속경화현상을 억제시켜 인공물을 줄일 수 있다. 하지만 고관전압 사용이 환자의 표면선량은 감소시키지만 전체적인 측면에서 환자의 피폭선량을 증가시킨다^[10]. 이를 확인하듯 본 연구의 결과에 따르면 관전압 증가에 따라 80, 100, 120, 140 kVp에 따른 선량지표(CT dose index volume, CTDIvol)로는 1.92, 3.60, 5.70, 8.13 mGy로 나타났으며 선량길이곱(Dose length protect, DLP)은 20.94, 39.20, 62.15, 88.57 mGy-cm로 나타났다. 20 kVp 상승에 따라 1.87배, 2.96배, 4.23배로 증가하는 것으로 나타났다. 따라서 120 kVp 이상에서는 MAR을 사용하여도 인공물 제거에는 도움이 될지 모르지만 Bone 알고리즘을 제외하고는 반드시 MAR의 효과는 크지 않았으며 그에 따른 방사선피폭 역시 높으므로 적절한 관전압과 알고리즘을 선택해야 한다고 판단된다. 한편으로 다른 문헌에서는 인공물 감소 알고리즘에서 적용하는 MAR를 사용하여 영상처리를 했을 경우, 기존의 관전압을 높여 검사하는 방법보다 피폭선량도 감소되며 보다 양질의 의료영상을 제공할 수 있을 것으로 사료된다고 하는 사례도 있다^[11].

본 연구의 제한점으로는 인체를 대상으로 하지 않고 동물의 뼈를 이용한 것으로 흉추의 두께나 크기가 달라 정확한 데이터가 다를 수 있으며 MAR 적용 유/무 및 관전압에 따른 알고리즘 특성을 분석하기 위해서는 동일한 선량인 상태에서 진행되어야 하나 본 실험에서는 mA값을 고정하여 실험한 관계로 이 부분에 대해서도 차후 그에 대한 연구가 더 필요할 것으로 생각된다. 또한 CT 장비는 브랜드에 따라 설정된 알고리즘 값이 상이 할 수 있으며 금속 인공물의 삽입 형태와 인공물 종류 및 성분 등에 따른 인공물 발생에 대한 기초 자료가 충분치 못했다. 본 논문은 정량적 평가에서 관심부위 설정을 어느 부위로 하느냐에 따라 CT값과 노이즈값은 분명 많은 차이를 보일 것이다. 이와 같은 변수가 실험 결과에 미치지 않도록 추후 팬텀을 이용한 연구가 필요할 것이다. 또한 본 논문은 정량적인 평가로 SNR과 CNR만을 다룬 것이다. 다른 한편으로는 관전압이 높을수록 금속성 인공물영이

비례하여 줄어들지만 관전압이 높아진다고 무조건 좋은 영상이라고 할 수는 없다. 하지만 영상의학과 전문의들은 판독하는 부위와 관점에 따라 40 keV 부터 140 keV 영상 모두 필요하다는 의견도 많았다^[12]. 이 부분에 대해서도 많은 연구가 되어야 할 것이다.

V. CONCLUSION

결론적으로 Non MAR 사용한 경우 80, 100, 120, 140 kVp에서 soft 알고리즘이 SNR, CNR이 가장 높게 나타났다. MAR를 사용한 경우 80 kVp에서는 Standard 알고리즘이 가장 높게 나타났고 100 kVp에서는 Standard, Soft 알고리즘이 비슷한 값으로 높게 나타났다. 120 kVp에서는 Soft, Standard 알고리즘이 비슷한 값으로 나타났고 140 kVp에서는 Soft 알고리즘에서 SNR, CNR이 가장 높게 나타났다. 따라서 Non MAR와 MAR를 비교했을 경우 MAR를 사용한다고 하더라도 관전압 변화에 따라 모든 알고리즘에서 SNR과 CNR이 반드시 증가하는 것은 아니었다.

이 연구의 자료가 이후 척추경 나사못 CT검사 영상 평가에 좋은 기초자료로 사용되기를 바라며 적절한 관전압과 알고리즘 변화로 영상의 질을 더 높일 수 있는 계기가 될 것으로 사료된다.

Reference

- [1] U. Linsenmaier, M. Krötz, H. Häuser, C. Rock, J. Rieger, K. Bohndorf, K. Pfeifer, M. Reiser, "Whole-body computed tomography in polytrauma: techniques and management", *Europe Radiology*, Vol. 12, No. 7, pp. 1728-1740, 2002.
<http://dx.doi.org/10.1007/s00330-001-1225-x>
- [2] M. L. Van Hise, S. L. Primack, R. S. Israel, N. L. Müller, "CT in blunt chest trauma: indications and limitations", *Radiographics :a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, Vol. 18, No. 5, pp. 1071-1084, 1998.
<http://dx.doi.org/10.1148/RADIOGRAPHICS.18.5.9747608>
- [3] Y. K. Kim, S. Yang, T. U. Wang, "Evaluation of Artifact and Noise in the Standard and MAR

- Algorithms with Variation of Examination Conditions of CT", *Journal of radiological science and technology*, Vol. 43, No. 2, pp. 79-85, 2020.
<https://doi.org/10.17946/JRST.2020.43.2.79>
- [4] J. U. Yoo, A. Ghanauem, C. Petersilge, J. Lewin, "Accuracy of using computed tomography to identify pedicle screw placement in cadaveric human lumbar spine", *Spine*, Vol. 22, No. 22, pp. 2668-2671, 1997.
<http://dx.doi.org/10.1097/00007632-199711150-00016>
- [5] J. W. Jang, I. H. Jo, H. J. Kim, W. J. Jeong, B. G. Go, J. T. Lee, H. S. Yoo, B. H. Yoo, "The Usefulness of Applying The Iterative MAR Algorithm for Improving of The Deterioration of CT Image Qulaity came from The High-Density Material", *Journal of the Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 18, No. 2, p. 73, 2016.
- [6] H. J. Kim, H. C. Jang, J. H. Cho, "Evaluation on usefulness of three dimensional reconstructive computed tomography images after pedicle screws fixation", *Journal of Digital Contents Society* Vol. 11 No. 4, pp. 553-559, 2010.
- [7] H. S. Kim, H. J. Han, J. Y. Kim, C. P. Park, S. G. Jang, J. W. Choi, J. S. Kim, "O-MAR, SBI image comparison & analysis evaluation about patients who have metal artifical implants in the knee joint CT scan", *Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 20, No. 1, pp. 33-50, 2018.
<http://dx.doi.org/10.31320/JKSCT.2018.20.1.33>
- [8] M. C. Kim, *Latest CT image technology theory QC edition*, Chun-Ku Publishing Co., pp. 3-9, 2007.
- [9] H. J. Kim, J. Yoon, "Analysis of the artifact reduction rate for the types of medical metals in CT with MAR algorithm", *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, Vol. 17, No. 9, pp. 655-662, 2016.
<http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2016.17.9.655>
- [10] M. S. kim, M. O. Jeong, J. S. Jeong, et al, "Clinical usefulness of MAR algoritm method for Beam-hardening artifact reduction in dual Energy Imaging via kVp Switching", *Journal of Radiation Protection*, Vol. 13, No. 2, pp. 21-23. 2011.
- [11] H. J. Kim, "Usefulness Evaluation of Application of Metallic Algorithm Reducing for Beam Hardening Artifact Occur in Typical Brain CT Image", *Journal of Korean Society Radiology*, Vol. 12, No. 3, p. 393. 2018.
- [12] H. S. Keum, K. C. Jang, J. Choi, J. H. Lee, B. W. Lee, J. S. Seo, W. S. Kim, "The Experimental Study about Reduction Method of Metal Artifact by Using Single Source Dual Energy CT", *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 13, No. 1, p. 85, 2011.

척추경 나사못 삽입술 CT검사의 영상평가 분석

황형석¹, 임인철^{2,*}

¹인제대학교 해운대백병원 영상의학과

²동의대학교 방사선학과

요 약

본 연구는 척추경 나사못(Pedicle screw)을 돼지 흉추에 삽입하여 일반적인 CT검사(Non MAR)와 인공물을 줄이기 위한 금속성 인공물 감소기법(Metallic Artifact Reduction for Orthopedic Implants, O-MAR)으로 얻어진 흉추 Axial영상을 4개의 알고리즘(Standard, Soft, Bone, Detail)에 재구성하였다. 이에 얻은 영상을 image J 프로그램을 이용하여 신호대잡음비(Signal Noise Ratio, SNR)와 대조도대잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR)를 주어진 식에 의거하여 측정값을 구하고 흉추 척추경 나사못 삽입술 CT검사에 맞는 관전압과 알고리즘을 알아보려고 하였다.

결과적으로 Non MAR 사용한 경우에는 80, 100, 120, 140 kVp에서 soft 알고리즘이 SNR, CNR이 가장 높게 나타났다. 반면에 MAR를 사용한 경우 80 kVp에서는 Standard 알고리즘이 가장 높게 나타났고 100 kVp에서는 Standard, Soft 알고리즘이 비슷한 값으로 높게 나타났다. 120 kVp에서는 Soft, Standard 알고리즘이 비슷한 값으로 나타났고 140 kVp에서는 Soft 알고리즘에서 SNR, CNR이 가장 높게 나타났다. 따라서 Non MAR와 MAR를 비교했을 경우 MAR를 사용한다고 하더라도 관전압 변화에 따라 모든 알고리즘에서 SNR과 CNR이 증가하는 것은 아니었다. 본 연구는 이후 척추경 나사못 CT검사 영상 평가에 도움이 되는 기초 자료로써 선택적인 관전압과 알고리즘 사용으로 영상의 질을 더 높일 수 있는 계기가 될 것으로 사료된다.

중심단어: 척추경 나사못, 인공물, 금속성 인공물 감소기법, 알고리즘

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	황형석	인제대학교 해운대백병원 영상의학과	방사선사
(교신저자)	임인철	동의대학교 방사선학과	교수