

## &lt;원저&gt;

Standard와 MAR 알고리즘에서 CT 검사조건 변화에 따른 인공물과  
노이즈 평가김영근<sup>1)</sup>·양숙<sup>2)</sup>·왕태욱<sup>3)</sup><sup>1)</sup>광주보건대학교 방사선과·<sup>2)</sup>㈜커스메디 기업부설연구소·<sup>3)</sup>화순전남대학교병원 영상의학과Evaluation of Artifact and Noise in the Standard and MAR Algorithms with  
Variation of Examination Conditions of CTYoung-kuen Kim<sup>1)</sup>·Sook Yang<sup>2)</sup>·Tae-uk Wang<sup>3)</sup><sup>1)</sup>Dept. of Radiologic Technology, Gwangju Health University<sup>2)</sup>Industrial Researcher of Cusmedi Co.<sup>3)</sup>Dept. of Radiology, Chonnam National University Hwasun Hospital

**Abstract** The influence of metal artifact in CT image depends on the type of metal materials, the reconstruction algorithm, and scan parameters. The presence of metal artifacts was quantitatively evaluated by applying the standard and MAR algorithms through the phantom study. In the change of tube voltage applied the standard algorithm, metal artifact decreased to 44.9% for 80 vs 120 kVp, 24% for 100 vs 120 kVp, while the image taken at 140 kVp increased the artifact by 19% compared to 120 kVp. When the tube current was increased from 100 to 300 mA, there was no significant difference in the CT value and noise. Black band and white strike artifacts occurred up to 65.9% in the adjacent ROI of the metal driver, whereas titanium screw produced lesser metal artifact than that of the metal driver. The combination of 120kVp or higher tube voltage-standard algorithm was effective in removing black band artifacts as well as white streak by high density materials. However, MAR reconstruction algorithm was useful in improving image quality under the environment of low kVp and high density materials, without increase of radiation exposure.

**Key Words:** MAR and Standard algorithm, kVp, mA, Slice thickness, Computed Tomography(CT), Metal artifact

**중심 단어:** MAR과 Standard 알고리즘, 관전압, 관전류, 단면두께, 컴퓨터단층촬영, 금속 아티팩트

## I. 서 론

컴퓨터단층촬영(computed tomography; CT) 영상은 일반 X선 영상과는 달리 X선을 인체에 투과시켜 얻은 감약값을 검출기(detector)에서 측정하고 재구성의 과정을 거쳐 단면 영상을 얻는다. CT 영상 획득에서 검사 부위와 질환에 따라 관전압, 관전류 등의 검사조건 선택과 적절한 영상 재구성 알고리즘의 적용이 중요하다. 일반적으로 X선관과

검출기가 피사체 주위를 회전하여 얻는 감약정보인 원시(raw) 데이터 또는 투영(projection) 데이터를 역투영하여 Standard reconstruction 알고리즘이 영상재구성법으로 사용된다. 그러나, X선속의 감약 계수차가 큰 물질 간에 나타나는 인공물(artifact)에 의한 화질 저하를 개선하는 데는 한계가 있다.

환자의 몸에 삽입된 고밀도 물질에 의해 발생하는 통계적 오차는 CT 영상의 구성에 불균등을 초래하여 영상의 질을

This Study was from the 2018 Academic Research Support project of Gwangju Health University(No. 3018020).

Corresponding author: Sook Yang, Industrial Researcher of Cusmedi Co., Rm605, Innoplex No.3, 304 Sinwon-ro, Yeongtong-gu, Suwon-si Gyeonggi-do, 16675, Republic of Korea / Tel: +82-31-732-1190 / E-mail: syang@cusmedi.com

Received 17 April 2020; Revised 26 April 2020; Accepted 27 April 2020

Copyright ©2020 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

저하시키고, 진단의 정확도를 방해하는 장애음영을 나타낸다. 대표적으로 체내에 삽입되는 금속물체인 치아 임플란트나 척추경 나사 및 인공관절 등이 이에 해당하는데, 이들은 X선을 모두 흡수하여 투사 측면상에 중대한 오류를 일으켜 줄무늬(Streak type) 또는 방사상(Starburst)을 형성하게 된다[1].

금속물에 의한 영향을 줄이기 위해 관전압이나 관전류 등의 스캔파라미터를 조절한 간단한 접근방식이 임상에서 사용되었으나, 이러한 접근은 화질개선의 불충분과 환자의 방사선량의 증가라는 단점을 보였다. 최근 CT장비에 상업화된 MAR(metal artefact reduction)이 적용되었고, Fig. 1 처럼 치과 보형물과 같은 소형임플란트부터 고관절 등에 사용되는 정형용임플란트에서 금속아티팩트의 감소를 보였다 [2,3]. MAR 알고리즘은 검출기에서 획득한 검출데이터의 원시데이터(Raw data)인 Sinogram을 획득하여 영상재구성 후 원래의 Sinogram에서 금속 물질의 Sinogram을 분리하여 반복 재구성법(iterative reconstruction method)을 통해 보정된 영상을 얻는 방법이다[4].

본 연구에서는 임상에서 주로 사용되는 재구성알고리즘인 standard 알고리즘과 MAR 알고리즘을 각각 적용하여 각 알고리즘에서 CT값과 노이즈를 측정하여 금속아티팩트와 영상의 화질 변화를 정량적으로 정량적으로 평가하여 각 알고리즘별 금속아티팩트의 제거율을 비교 분석하였다.



Fig. 1. Example of smart metal artifact reduction (MAR) algorithm

## II. 대상 및 방법

### 1. 고밀도 물질이 삽입된 인체팬텀의 CT 촬영

인체 torso 팬텀(the Alderson RANDO phantom, RSD, USA)에 대략 1.0 cm<sup>2</sup>의 구멍을 뚫고, 120 kVp, 200 mA, 2.5 mm slice thickness에서 CT 촬영(Reveolution HD CT, GE Healthcare, USA)하여, 인공물이 발생하지 않은 기준 영상을 획득하였다. 팬텀의 삽입구멍에 고밀도 물질로서 금속 드라이버(metallic driver)와 의료용 티타늄 스크류(Titanium screw)를 각각 삽입하고, 촬영조건에 따른 금속 아티팩트의 변화를 비교하기 위해 Table 1에 나타난 촬영조건을 적용하여 동일 장비에서 CT 영상을 획득하였다. 각 조건에서 획득된 영상은 Standard 알고리즘과 MAR 알고리즘을 적용하여 영상을 재구성하였다.

### 2. 고밀도 물질과 주변부 인공물에 대한 CT 값 측정

금속드라이버(7.9g/cm<sup>3</sup>)와 티타늄 스크류(4.5g/cm<sup>3</sup>)의 중심에서 두 금속이 가지고 있는 CT 값을 측정하였고, 흰색-검은색 줄무늬의 금속 아티팩트가 발생하는 인접부위에 ROI를 설정하여 CT값의 변화를 비교하였다. ROI는 각 삽입물질의 중심에서 2 cm와 4 cm 떨어진 지점(ROI 2~5), artifact가 강하게 나타나는 부분(white streak artifact,

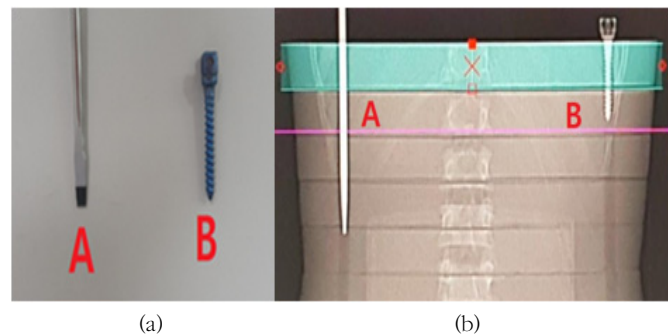


Fig. 2. Metallic objects in human phantom. (a) A: metallic driver, B: titanium screw, (b) metallic materials in human torso phantom

Table 1. CT scan protocol

Parameter	Value	Parameter	Value
Display FOV (mm)	270	Pitch	0.984:1
Tube Voltage (kVp)	80, 100, 120, 140	Table speed (mm)	39.37
Current (mA)	100, 200, 300	WW/WL	400/40
Slice thickness(mm)	0.625, 1.25, 2.5, 3.75, 5	matrix size	512×512
Rotation time (sec)	0.5	Algorithm	Standard, MAR

※ WW/WL : window width/window level

ROI 7)로 선정하였고, 크기는  $0.5\text{ cm}^2$ 로 동일하게 측정하였다. 각 ROI 영역에서 산출된 픽셀값의 평균값(mean)을 CT 번호로 사용하였다(Fig. 3).

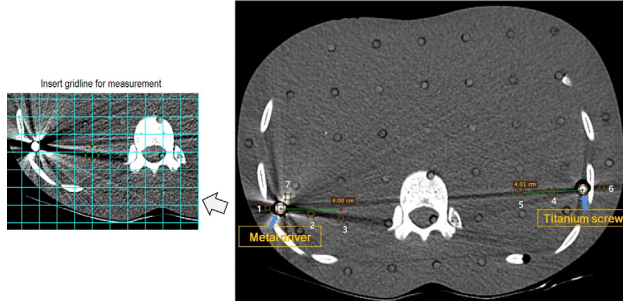


Fig. 3. Metallic objects in human phantom. (a) metallic driver, (b) titanium screw

### 3. 촬영조건의 변화와 MAR 알고리즘 적용 시 영상의 노이즈 비교

촬영조건(kVp, mA, slice thickness)의 변화와 MAR 알고리즘 적용 시 CT 영상에서 noise의 변화를 확인하였다. 팬텀의 균질한 면(ROI 1, 3)와 불균질한 면(ROI 2, 4)에 ROI( $25\text{ mm}^2$ )를 각각 설정하였고, Background 값은 팬텀의 앞면과 뒷면(ROI 5, 6)에서 측정하였다. 균질면의 ROI 1과 3은 팬텀 내에 존재하는 선량계 구멍에 의한 오차를 감소하기 위해 각 ROI에서 선량계 구멍 5개를 포함하도록 크기를 조절하였다( $28\text{ cm}^2$ ). 또한, 불균질면의 ROI는 금속물의 중심에서 4cm 떨어진 곳을 중심으로 하여 균질면의 ROI와 동일한 크기로 설정하였다. 노이즈는 각 ROI 영역 내 픽셀값의 평균에 대한 표준편차(standard deviation)로 하였고, 고밀도 물질이 삽입되지 않은 CT 영상을 기준으로 삽입 후 MAR algorithm을 적용한 영상에서 표준편차의 변화를 비교하였다(Fig. 4).

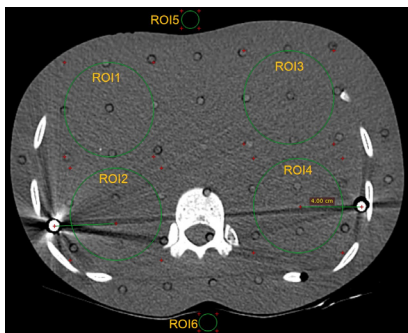


Fig. 4. Measurement of noise values in homogeneous and heterogeneous ROI area of phantom using standard and MAR algorithm

획득된 모든 영상은 infinte MARO PACS 프로그램과 imageJ 프로그램(IJ152-win-java8, NIH, USA)을 이용하여 각 픽셀값을 측정하였고, SPSS 통계프로그램을 이용하여 MAR 알고리즘 적용에 따른 통계적 유의성을 확인하였다 ( $P\text{-value} < 0.05$ ).

## III. 결 과

### 1. 인공물 영향 감소방법에 따른 CT 값의 변화

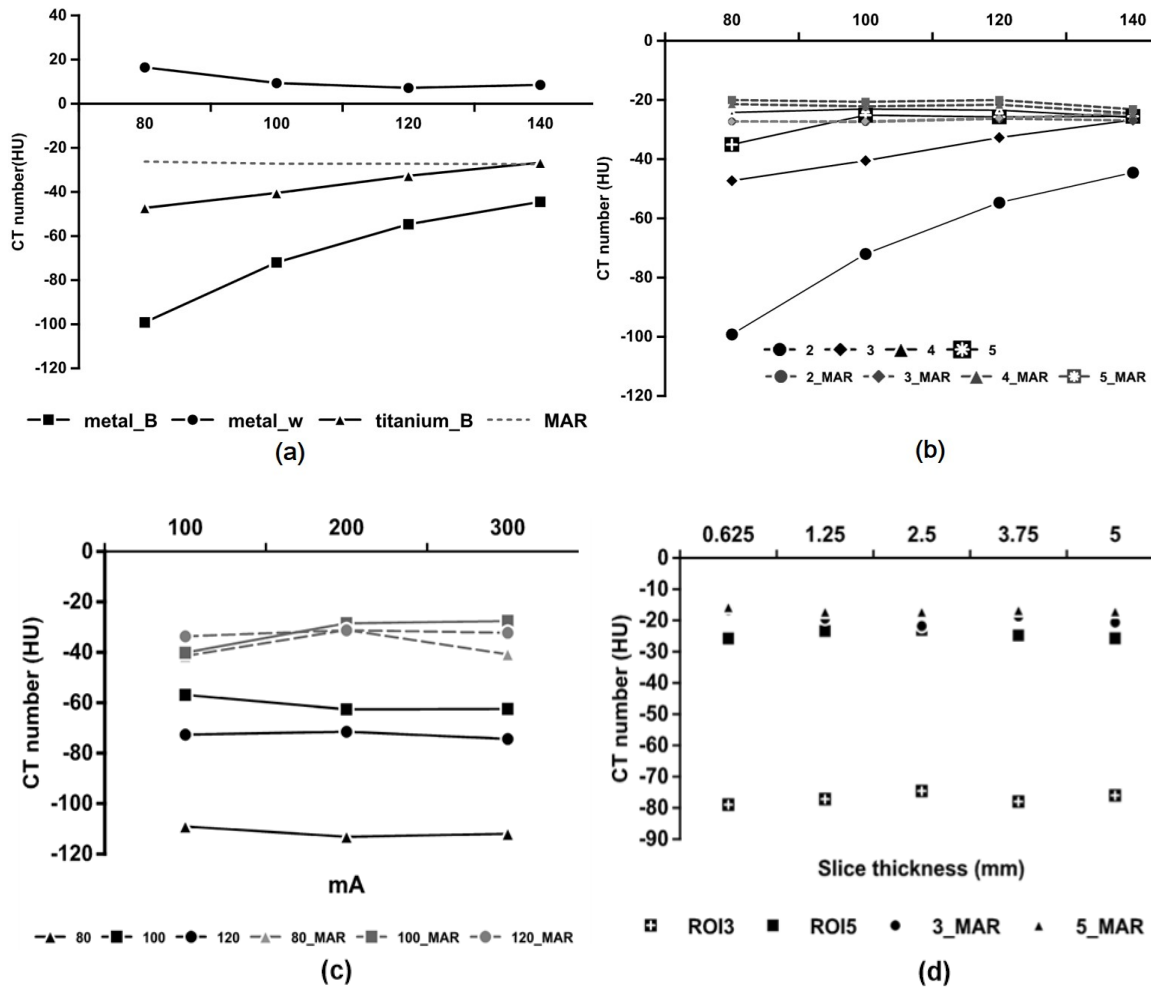
Fig. 3의 그림에서 삽입된 금속물질의 종류에 따라 주변에 검은음영(black band shadow)과 흰색줄무늬(white streak)가 나타났다. Table 2와 같이 팬텀에 삽입된 금속물질 자체의 CT 값을 서로 비교한 결과, 금속드라이버는  $80\sim 140\text{ kVp}$ 에서 평균  $3,070\pm 1.20\text{ HU}$ , 티타늄 스크류는 평균  $3,071\pm 0.68\text{ HU}$ 가 측정되었다. MAR 알고리즘을 적용한 영상에서 금속드라이버 자체에서 발생하는 픽셀 값은  $5\sim 10\%$ 의 분산을 나타냈고, 티타늄스크류는 standard와 MAR 알고리즘에서 평균 CT값의 변화가 없었다. 금속드라이버에 의해 발생하는 검은 음영 아티팩트(ROI 2)는 각 관전압 범위에서  $-99.24\sim -44.56\text{ HU}$ , 흰색 strike 아티팩트(ROI 7)에서는  $2.41\sim 67.62\text{ HU}$  범위에서 측정되었다. 티타늄스크류의 주변부에서는 검은 음영(ROI 4)만 관찰되었고,  $-47.31\sim -26.81$ 의 CT 값이 관전압 변화에 따라 비례하여 감소하여 나타났다.

CT검사에서 자주 사용되는 노출조건  $120\text{ kVp}$ ,  $200\text{ mA}$ ,  $2.5\text{ mm}$ 을 기준으로 각 ROI에서 CT 값을 측정하였다. Black band artifact가 가장 심하게 일어나는 영역으로는 금속과 가까운 ROI 2( $2\text{ cm}$ )였고, CT값은  $-78.61\pm 53.02$ 였다. 금속으로부터 거리가  $4\text{ cm}$ 에 위치한 ROI 3에서는  $-54.73\pm 49.25\text{ HU}$ 가 측정되었다. 검은 음영의 아티팩트는 금속으로부터 거리가 2배가 증가할 때, 측정된 CT값은 43.7%가 감소하였다. 금속이 삽입되지 않은 영상(non metal)을 기준으로 하여 금속이 삽입된 영상의 동일 ROI에서 측정값을 비교한 결과, 최대 65.9%의 아티팩트 발생률을 보였다.

금속아티팩트가 발생한 영상에 MAR 알고리즘을 적용한 결과, 금속드라이버가 삽입된 ROI 2와 3에서는 66%와 51.3%의 CT값이 증가가 확인되었다. 티타늄 스크류가 삽입된 ROI 4와 5에서는 인공물과 가까이 있는 ROI 4에서 ROI 5보다 다소 높은 증가율을 보였으나, 각각 32%, 27%로 금속드라이버에 비해 아티팩트 제거율에서 낮은 변화를 보였다. 금속이 삽입되지 않은 영상과 금속이 삽입된 영상에

**Table 2.** Artifacts caused by metals

kVp	metal		titanium		ROI2	ROI4	ROI7
	standard	MAR	standard	MAR			
80	3068.98±8.61	3060.45±43.98	3071.32±8.09	3070.05±7.51	-99.24	-47.31	49.60
100	3071.68±5.8	3065.98±38.58	3070.35±6.52	3070.81±5.29	-72.06	-40.56	3.52
120	3070.89±5.7	3068.81±24.27	3072±4.62	3071.68±5.00	-54.73	-32.77	67.62
140	3071.34±4.2	3056.24±66.80	3071.35±4.48	3070.42±4.94	-44.56	-26.81	2.41



**Fig. 5.** The changes of artifacts between standard and MAR algorithms with different scan parameters. (a) artifact caused by metallic materials increase of (b) kVp, (c) mA, (d) slice thickness

MAR 알고리즘을 적용하였을 때, 각 ROI에서 측정된 값은 두 경우에서 평균  $-26.66 \pm 0.99$  HU로 나타났다.

Fig. 5에서는 각 알고리즘에서 촬영조건의 변화에 따른 CT값을 비교 분석한 것이다. Fig. 5(a)는 관전류 200 mA, 2.5 mm의 slice 두께에서 관전압을 80~140 kVp로 변화를 주어 각 ROI에서 CT 값을 측정하였다. 금속이 삽입되지 않은 CT 영상에서 Standard 알고리즘을 적용한 경우, CT 값은  $-18.66 \pm 0.33$  HU가 측정되었다. 금속아티팩트(metral artifact)

가 관찰된 영상에서 80 kVp의 CT값은  $-99.24 \pm 117.73$ 이었고, 관전압을 140 kVp까지 증가한 경우 최대  $-44.559 \pm 40.86$ 으로 증가하였다. 주로 적용되는 120 kVp를 기준으로 CT 값을 비교분석을 한 결과, 평균 CT 값의 증감률은 80 kVp는 44.9%, 100 kVp는 24% 감소하였고, 140 kVp에서는 19% 증가하였다. 반면, 각 관전압별로 MAR 알고리즘을 적용하였을 때, Standard 알고리즘 적용 시 아티팩트가 가장 두드러진 80 kVp에서는 72%, 100 kVp는 62%, 120 kVp에

서 52% 그리고 140 kVp에서는 40%의 CT 값이 증가하였고, 화질이 Fig. 5(b)처럼 일정한 값으로 향상되었다.

Fig. 5(c)와 (d)에서 120 kVp, 2.5 mm에서 관전류 변화와 120 kVp, 200 mA에서 슬라이스 두께를 각각 변화하여 CT 값을 측정할 결과, standard 알고리즘을 적용한 영상은  $\pm 2.10$  HU로 100~300 mA에서 CT 값은 유의한 차이를 나타내지 않았다. MAR 알고리즘을 적용한 영상에서도 관전류의 변화에 따른 CT 값의 변화는 나타나지 않았다. 슬라이스 두께를 변경한 경우, 2.5 mm를 기준으로 0.625 mm에서 CT 값은 대략 8% 증가하였으나, 3.75 mm와 5 mm에서는 유의한 차이가 관찰되지 않았다( $p>0.05$ ).

## 2. 촬영조건의 변화와 MAR 알고리즘 적용 시 노이즈 비교

120 kVp, 200 mA, 2.5 mm의 촬영조건에서 균일/불균일한 ROI의 CT 값을 측정하였다(Fig. 6). 금속이 존재하지 않은 경우 모든 ROI 영역에서 standard와 MAR 알고리즘을 각각 적용하여도 동일한 값이 측정되었다. 금속이 존재한 영상은 균일면으로 설정된 ROI 1과 3은 standard보다 MAR 알고리즘 적용 시 표준편차(SD)는 3% 감소하였고, black band 아티팩트가 뚜렷한 ROI 2와 ROI 4는 40.8%, 20.2%의 노이즈 제거율이 산출되었다.

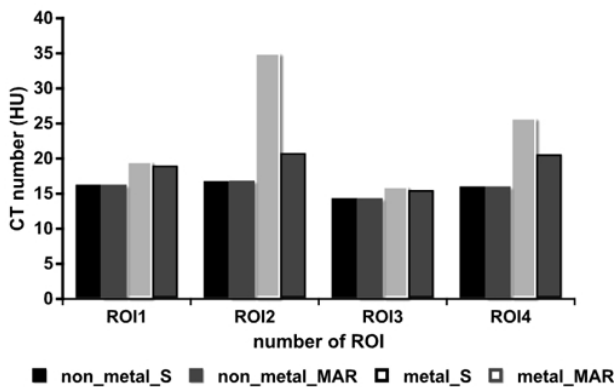


Fig. 6. Comparison of noise between -with and -without metallic artifact (at 120kVp, 200mA, 2.5mm thickness)

Fig. 7과 같이 균일/불균일한 영역의 ROI 비교에서 금속이 삽입되기 전 영상에서 ROI 1, 2의 SD의 차는 평균 3.4%였고, ROI 3, 4는 11.8%로 나타났다. 금속이 존재한 경우 standard 알고리즘 적용 시 ROI 1, 2는 44.2%와 ROI 3, 4는 38%, MAR 알고리즘 적용 시 ROI 1, 2는 8.6%와 ROI 3, 4는 24.9%였다.

Table 3은 Standard 알고리즘과 MAR 알고리즘의 적용 시 각 ROI에서 노이즈의 변화를 나타낸 것이다. 실험에서 같이 관전압을 증가시켰을 때, standard와 MAR 알고리즘의 균질/불균질 영역에서 노이즈는 감소하였다. Standard 알고리즘을 사용했을 때 균질/불균질 영역에서 노이즈값의 표준편차는 120 kVp에서 18.94였고, MAR 알고리즘에서는 1.58였다. 120 kVp에서는 standard 알고리즘 적용 시 37.89였던 노이즈값이 MAR 알고리즘 적용 시 18.94로 감소하였고, 감소율은 44.73%로 나타났다. 균일 ROI에서 획득된 노이즈값은 standard와 MAR 알고리즘 적용 시 0.26~3.27% 차로, 금속아티팩트 영역에 비해 큰 차이를 나타내지 않았다.

노이즈가 가장 많이 발생한 금속드라이버가 삽입된 ROI 2를 기준으로, 관전압을 80 kVp에서 140 kVp로 증가시켰을 때 노이즈는 55%, 100에서 140일 때 30.43% 그리고 120에서 140 kVp로 관전압을 증가시켰을 때 27.55%의 감소율을 보였다.

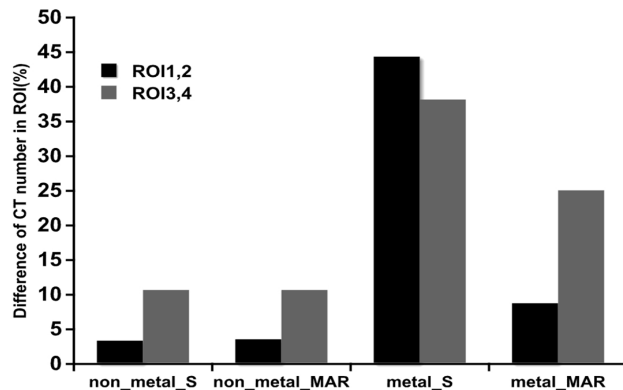


Fig. 7. Difference of noise between homogeneous and Heterogeneous RO

Table 3. Difference of noise in two reconstruction algorithm

kVp	standard					MAR					Difference of two algorithm (%)			
	ROI1	ROI2	ROI3	ROI4	STD	ROI1	ROI2	ROI3	ROI4	STD	ROI1	ROI2	ROI3	ROI4
80	34.98	87.28	34.57	49.49	24.79	34.83	37.87	34.66	36.23	1.49	0.43	56.61	0.26	26.79
100	22.57	54.73	22.51	32.17	15.18	22.02	24.81	22.28	24.33	1.79	2.43	54.67	1.02	24.37
120	19.58	37.89	17.13	25.36	9.26	18.94	20.94	17.54	20.62	1.58	3.27	44.73	2.39	18.69
140	15.7	27.45	15.61	19.51	5.56	15.27	17.81	15.54	17.14	1.23	2.74	35.12	0.45	12.14



## IV. 고 찰

CT 촬영에서 방사선방호는 국제방사선방어위원회(ICRP)의 ALARA 원칙에 따라 최적의 영상화질의 획득과 최소한의 환자 선량을 고려하여 이상적인 Scan mode를 모색해야 한다[5]. 하지만, 환자의 인체에 삽입된 임플란트, GDC-coil, 인공관절 등 금속 정형 용품들은 X선을 이용한 CT 영상에서 선속 경화, 산란 등을 유발하고, 획득하는 Data의 흡수차를 더욱 크게 만들어 Streak artifact 등의 인공물 발생을 초래한다[6]. 이러한 인공물은 영상의 질을 과도하게 저하시켜 영상에서 관찰하고자 하는 정보를 정확하게 알 수 없어, 판독의 어려움이나 환자의 재촬영으로 인해 피폭선량을 가중하게 된다.

임상에서 금속아티팩트를 감소시키기 위해 스캔 파라미터나 재구성알고리즘의 변화, 듀얼에너지 CT 사용 등 다양한 방법이 모색되었다. 대표적인 방법으로, 관전압, 관전류, 슬라이스 두께와 같은 스캔 파라미터를 변화시켜 standard 알고리즘을 적용하는 것이다[7]. 관전압 또는 관전류를 증가시켰을 때 높은 에너지를 가진 광자나 많은 수의 광자들이 금속물체와 주변 조직을 투과할 수 있도록 생성시켜 준다. Moon 등의 연구에서 120 kVp, 100 mAs, 2 mm를 기준으로, 관전압을 140 kVp로 증가시켰을 때 22%의 금속아티팩트 감소율을 획득하였다. 관전류에 대해서는 1000 mAs로 증가시켰을 때 11%의 감소율이 나타났고, 0.75 mm 슬라이스 두께를 줄였을 때 금속아티팩트의 변화에 유의한 차이가 관찰되었다[8].

본 연구에서 Moon 등의 연구와 동일한 구간의 스캔 파라미터를 선택하여 노이즈 감소율을 비교하였다. 관전압 증가시(120 kVp~140 kVp) 노이즈 감소율은 대략 27.55%였고, 관전류를 100에서 300 mA까지 증가하였을 때, CT 값과 노이즈의 변화는 큰 차이가 나타나지 않았다. 반면, 0.625 mm 슬라이스 두께에서 촬영하였을 때 black band 아티팩트 영역의 CT 값이 소폭 상승하였으나, 슬라이스 두께에 따른 CT 값이나 노이즈의 변화에는 유의한 차이가 없음을 확인하였다.

금속아티팩트는 인체에 삽입된 금속의 인접한 영역에서 강하게 나타나고, 높은 표준편차(SD)가 측정됨이 선행 연구들에서 확인되었다. 또한, 삽입된 금속의 종류와 물리적 성질은 아티팩트의 형태와 강도에 영향을 끼치게 된다[9-11]. 금속드라이버의 인접 ROI 영역에서는 black band와 white strike 형태의 아티팩트가 최대 65.9%가 발생하였고, 티타늄 스크류에서는 27%, 32%로 금속드라이버보다 아티팩트 제거율에서 낮은 변화를 보였다. 금속 인공물이 발생한 영

상에 MAR 알고리즘을 적용한 결과, 금속드라이버가 삽입된 ROI 2와 3에서는 66%와 51.3%의 CT 값이 증가가 확인되었다. 인공삽입물 중 밀도가 더 높은 금속에서 티타늄의 경우보다 MAR 알고리즘의 적용 시 표준편차를 감소시키는데 효과적인 방법임을 확인하였었다. 또한, 80 kVp의 저관전압으로 촬영한 영상에서 120 kVp이상의 관전압보다 MAR 알고리즘 사용으로 인한 아티팩트 제거율이 높았으나, 140 kVp에서 촬영된 영상에서 MAR 알고리즘의 효과는 크지 않음을 확인할 수 있었다[12].

본 연구에서는 다양한 금속을 적용하여 각 금속의 물성에 따른 인공물의 형태 및 알고리즘 적용 시 영상 화질의 평가가 다소 부족하고, 각 알고리즘 적용 시 화질인자의 변화를 단순 비교한 것에 대한 제한점을 가지고 있다. 이 연구를 바탕으로, 향후 인체에 삽입되는 의료기기별 인공물의 특성을 파악하고, 임상자료의 분석을 동반하여 적절한 스캔 파라미터와 알고리즘의 적용에 관해 연구할 계획이다.

## V. 결 론

의료용 CT 영상에서 금속에 의한 인공물의 감소는 화질 향상과 진단정보의 획득에서 중요한 부분이다. 본 연구에서는 고밀도 금속 삽입물에 의한 아티팩트를 감소시키기 위해 사용되는 MAR 알고리즘의 유용성을 알아보고, standard 알고리즘에서 스캔 파라미터를 변화시키는 기존 방법과 그 특징을 비교하였다. 삽입된 금속물질의 종류에 따라 white streak 아티팩트와 black band 아티팩트의 발생 정도에 차이를 보였고, 각 알고리즘에서 CT 값의 향상과 노이즈의 제거율이 다르게 나타났다.

120 kVp이상 관전압-standard 알고리즘의 조합은 금속 삽입물에 의한 white streak 뿐만 아니라 black band 아티팩트의 제거에 효과적이었고, 티타늄혼합물보다 스테인리스와 같은 물질에서 큰 제거율을 나타내었다. MAR 알고리즘 적용 시, 관전압과 상관없이 인공물에 의한 표준편차를 줄이고, 일정한 값의 CT 값을 획득할 수 있었다. 다만, 120 kVp이상의 스캔 조건에서는 관전압에 의한 금속 인공물의 영향이 어느 정도 감소한 상태이므로 MAR 알고리즘을 적용 시 standard 알고리즘과 큰 차이가 발생하지 않았다. 특히, MAR 알고리즘은 방사선 피폭을 동반하지 않고, CT 값의 향상과 노이즈 감소에 유용하였다. 이에 임상에서 사용되고 있는 스캔 파라미터와 금속의 종류에 따라 적절한 알고리즘을 적용한다면 방사선 피폭을 감소시키고, 인공물의 영향을 최소화할 수 있을 것으로 사료된다.

## REFERENCES

- [1] Kim HJ, Yoon J. The Analysis of CT Number Rate of Change of Applying the Iterative Metallic Artifact Reduction Algorithm for CT Reconstruction Image. *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*. 2017;18(7):84-91.
- [2] Anderson KM, Norman E, Geijer H, Krauss W. Visual grading evaluation of commercially available metal artefact reduction techniques in hip prosthesis computed tomography. *The British Journal of Radiology*. 2016;89(1063):1-11.
- [3] Andersson KM, Nowik P, Persliden J, Thunberg P, Norrman E. Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses an evaluation of commercial techniques provided by four vendors. *The British Journal of Radiology*. 2015;88:1-7.
- [4] Kim HJ. A study of beam hardening effect reduction occur in brain CT. *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, 2015;16(12):8479-86.
- [5] Kim MS, Jeong JS, Kim MG. Clinical apply of Dual energy CT(kVp switching) : A Novel approach for MAR(Metal Artifact Reduction) Method. *Journal of Radiation Protection*, 2011;36(2):79-86.
- [6] Kim HJ. A study of beam hardening effect reduction occur in brain CT. *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, 2015;16(12):8479-86.
- [7] Kim YJ, Cha JG, Kim HJ, Yi JS, Kim HJ. Dual-Energy and Iterative Metal Artifact Reduction for Reducing Artifacts Due to Metallic Hardware: A Loosening Hip Phantom Study. *American Journal of Roentgenology*. 2019;212:1106-11.
- [8] Moon SG, Hong SH, Choi JY, Jun WS, Kang HG, Kim HS, Kang HS. Metal artifact reduction by the alteration of technical factors in multidetector computed tomography: A 3-dimensional quantitative assessment. *J Comput Assist Tomogr*. 2008 Jul-Aug;2(4):630-3.
- [9] White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology: Principles and interpretation*. 7th Ed. St. Louis, Missouri, Elsevier-Mosby; 2014: 196.
- [10] Panjnoush M, Kheirandish Y, Kashani PM, Fakhari HB, Younesi F, Mallahi M. Effect of Exposure Parameters on Metal Artifacts in Cone Beam Computed Tomography. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*. 2016;13(3): 143-50.
- [11] Gjestebj L, De Man B, Jin Y, Paganetti H, Verburg J, Giantsoudi D, Wang G. Metal artifact reduction in CT: Where are we after four decades? *IEEE*. 2016;4:2169-3536.
- [12] Kim HJ, Yoon J. 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*. 2016;17(9):655-62.

구분	성명	소속	직위
제1저자	김영근	광주보건대학교 방사선과	교수
공동저자	왕태욱	화순전남대학교병원 영상의학과	방사선사
교신저자	양숙	(주)커스메디 기업부설연구소	연구원