

Comparison of Image Quality among Different Computed Tomography Algorithms for Metal Artifact Reduction

Gui-Chul Lee¹, Young-Joon Park², Joo-Wan Hong^{3,*}

¹Department of Radiology, Seoul National University Bundang Hospital

²Department of Radiologic technology, Cheju halla Univertyity

³Department of Radiological Science, College of Health Sciences, Eulji University

Received: July 03, 2023. Revised: August 19, 2023. Accepted: August 31, 2023.

ABSTRACT

The aim of this study was to conduct a quantitative analysis of CT image quality according to an algorithm designed to reduce metal artifacts induced by metal components. Ten baseline images were obtained with the standard filtered back-projection algorithm using spectral detector-based CT and CT ACR 464 phantom, and ten images were also obtained on the identical phantom with the standard filtered back-projection algorithm after inducing metal artifacts. After applying the to raw data from images with metal artifacts, ten additional images for each were obtained by applying the virtual monoenergetic algorithm. Regions of interest were set for polyethylene, bone, acrylic, air, and water located in the CT ACR 464 phantom module 1 to conduct compare the Hounsfield units for each algorithm. The algorithms were individually analyzed using root mean square error, mean absolute error, signal-to-noise ratio, peak signal-to-noise ratio, and structural similarity index to assess the overall image quality. When the Hounsfield units of each algorithm were compared, a significant difference was found between the images with different algorithms ($p < .05$), and large changes were observed in images using the virtual monoenergetic algorithm in all regions of interest except acrylic. Image quality analysis indices revealed that images with the metal artifact reduction algorithm had the highest resolution, but the structural similarity index was highest for images with the metal artifact reduction algorithm followed by an additional virtual monoenergetic algorithm. In terms of CT images, the metal artifact reduction algorithm was shown to be more effective than the monoenergetic algorithm at reducing metal artifacts, but to obtain quality CT images, it will be important to ascertain the advantages and differences in image qualities of the algorithms, and to apply them effectively.

Keywords: Computed Tomography, Metal Artifact, Reduction, Algorithm, Image Quality

I. INTRODUCTION

전산화단층촬영(computed tomography, CT)는 인체에 조사된 X선이 조직 별 흡수차이에 의해 획득한 sinogram을 재구성하여 인체 단면 영상을 획득하는 장치이다. 이를 통해 인체 내 해부학적 구조를 비침습적 방법을 통해 진단 및 질병 치료에 필요한 정보를 제공하는 이점이 있다. 이러한 이점으로 인해 CT는 단시간에 많은 정보를 얻을 수 있도록 X선

검출기(detector) 등 기계적인 발전과 원시 데이터(raw data)에 검사 목적에 따른 다양한 알고리즘(algorithm)을 적용하며 많은 발전을 이루었다¹⁾. 이러한 발전에도 불구하고 CT 검사 시 관심영역(region of interest, ROI) 내 인공관절(artificial articulation)이나 치아 보철물(dental implant) 등 금속성 물질이 삽입되어 있는 경우, 입사된 X선 평균에너지 증가로 X선속 경화현상(beam hardening effect)으로 인해 해당 부위 주변 정보에 대한 손실이 발생하는 금속

* Corresponding Author: Joo-Wan Hong

E-mail: jwhong@eulji.ac.kr

Tel: +82-31-740-7380

인공물(metal artifact) 현상이 발생한다^[2]. 이렇게 발생한 metal artifact는 공간 분해능(spatial resolution), 대조도 분해능(contrast resolution)을 저하시키고, 잡음(noise)이 발생하여 CT 영상 화질에 변화를 야기하며, 진단에 필요한 해부학적 정보 소실과 주변 hounsfield unit(HU) 왜곡으로 인해 진단 및 치료에 필요한 정보를 얻지 못하는 원인이 된다^[3,4]. 이러한 정보 손실을 감소하기 위해 체내 금속성 물질을 포함한 환자에서 CT 촬영 시 적용하는 대표적인 알고리즘은 sinogram에서 금속 신호를 분리 후 반복 재구성(iterative reconstruction, IR)하는 metal artifact reduction (MAR)이 있다^[5,6]. 또한 다색 스펙트럼(polychromatic spectrum)을 가진 X선에서 단색 스펙트럼(monochromatic spectrum) 정보로 X선 감약 차이에 따라 물질을 구분하기 위해 사용하는 dual-energy CT도 metal artifact를 감소시키는데 효과가 있는 것으로 알려져 있다^[7,8]. 하지만 metal artifact 감소를 위한 알고리즘 적용 시 기존에 사용하는 필터보정역투영(filtered back projection, FBP) 알고리즘과 비교 시 육안적 metal artifact 감소 결과도 중요하지만 영상 화질 변화에 대한 정량적 연구도 필요하다. 이에 본 연구에서는 CT 촬영 시 금속 인공물로 인해 발생한 metal artifact 감소를 위한 알고리즘을 적용하고 이에 따른 영상 화질을 비교하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 실험장비

본 연구를 위해 이중 검출기(dual layer detector) 방식의 spectral-based CT (IQon spectral CT, Philips healthcare, Netherlands)를 이용하였다. 해당 CT를 이용하여 영상 획득을 위해 CT 용 ACR (CT ACR 464, Gammex™ technology, Sun nuclear, Melbourne FL)을 이용하였으며, 팬텀을 구성하는 4개의 구성품(module) 중 위치와 정렬, CT number 정확도, 단면 두께를 측정하는 module 1에 해당하는 영상을 이용하였다. 또한 영상 획득 시 인위적인 metal artifact 발생을 위해 저용융점납합금(Lipowitz metal, Bi 50%, Pb 26.7%, Sn 13.3%, Cd 10%)을 이용하여 직경 5 mm, 길이 5 cm의 금속 막대와, 금속 막대 고정용구를 3D 프린터(Ultimaker S5, Netherlands)와

PLA(Ultimaker 2.8 mm PLA, Netherlands)를 이용하여 자체 제작하여 module 1 공기 CT number 측정용 구멍에 Fig. 1과 같이 거치하였다.

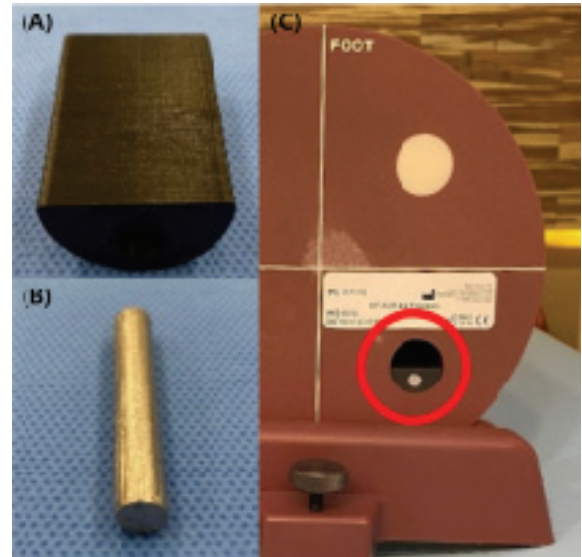


Fig. 1. Phantom setting for CT image acquisition, (A) was lipowitz metal binder made by 3D printer, (B) was lipowitz metal, (C) was lipowitz metal and binder mounted on ACR phantom in air hole (red circle).

2. 영상 획득 및 알고리즘 적용

실험을 위한 영상으로 5가지 영상을 획득하였으며, 획득한 영상과 적용된 알고리즘은 다음과 같다.

2.1. 기준 영상

실험에 사용할 기준 영상은 관전압 120 kVp, 관전류시간 150 mAs, 영상표시시야(display field of view, DFOV) 21 cm 조건을 사용하였다. 기준 영상은 자체 제작 금속 막대가 포함되지 않은 module 1을 HU와 화질에 대한 기준값으로 사용하기 위해 FBP 알고리즘을 적용하고 10회 촬영하여 영상(Standard)을 획득하였다.

2.2. metal artifact 발생 영상

metal artifact 발생 시 화질 변화 측정을 위해 기준 영상과 동일한 조건으로 자체 제작 금속 막대를 포함하여 FBP 알고리즘을 적용하고 10회 촬영하여 영상(FBP with metal, FBP_{metal})을 획득하였다.

2.3. MAR 알고리즘 적용 영상

FBP 알고리즘을 적용한 FBP_{metal} 원시 데이터로 획득한 sinogram에서 조직과 금속 정보가 포함된 sinogram 분리 후 IR 기법을 통해 metal artifact를 제거하고 처음 획득한 sinogram과 감산(subtraction)하여 손실 정보를 보정한 MAR 영상을 10장 획득하였다.

2.4. Monoenergetic 알고리즘 적용 영상

FBP 알고리즘을 적용한 FBP_{metal} 원시 데이터에서 spectral based image 데이터를 생성하고, MAR 알고리즘과 동시에 적용한 선행연구에서 60 keV에서 주변 해부학적 구조물 관찰에 용이했지만 150 keV 이상 설정 시 화질 저하 발생이 있던 선행 연구에 따라 해당 범위 내에 있는 70 keV의 가상 단일 에너지(virtual monoenergetic, VM) 영상을 10장 획득하였다⁹⁾.

2.5. 알고리즘 중복 적용 영상

FBP_{metal} 데이터에 metal artifact 감소를 위한 MAR 알고리즘 적용 후, 추가적으로 VM을 중복으로 적용한 알고리즘 동시 중복(concurrent duplicate algorithm, CDA) 영상을 10장 획득하였다.

3. 화질 평가

CT 촬영 시 metal artifact 감소를 위한 알고리즘이 적용된 금속인공물 영상 화질 비교를 위해 다음 6가지의 지표를 산출하여 정량적 평가를 진행하였다.

3.1. Hounsfield unit (HU)

Metal artifact 감소를 위해 적용한 알고리즘 성능과 화질 평가를 위해 module 1에 위치한 HU 정확도 평가용 폴리에틸렌(-95 HU), 뼈(955 HU), 아크릴(120 HU), 물(0 HU), 공기(-1000 HU) 부분을 ImageJ(ImageJ, ver. 1.54d, NIH, USA)를 이용하여 standard 영상에 ROI를 설정하고, 이외 영상에 모두 동일하게 Fig. 2-(A)와 같이 ROI 내 HU를 Eq. (1)을 이용하여 모든 영상에서 측정하였다.

$$HU = \left(\frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \right) \cdot K \quad (1)$$

여기서 μ 는 조직 선감약계수, μ_w 는 물 선감약계수, K 는 확대상수이다.

3.2. 평균 제곱근 오차(root mean square error, RMSE)

metal artifact가 발생하지 않은 Standard 영상을 기준으로 metal artifact가 발생한 모든 영상과 비교하여 영상 간 관찰값 차이 평가를 위해 Eq. (2)를 이용하여 RMSE를 산출하였다.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \tilde{y}_i)^2} \quad (2)$$

여기서 n 은 관측치 개수, y_i 는 실제 관측값, \tilde{y}_i 는 예측값이다.

3.3. 평균 절대 오차(mean absolute error, MAE)

metal artifact가 발생하지 않은 Standard 영상을 기준으로 metal artifact가 발생한 모든 영상과 비교하여 영상 간 오차 평가를 위해 Eq. (3)을 이용하여 MAE를 산출하였다.

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_i - x| \quad (3)$$

여기서 n 은 관측치 개수, x_i 는 실제 관측값, x 는 예측값이다.

3.4. 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)

metal artifact가 발생하지 않은 Standard 영상을 기준으로 metal artifact가 발생한 모든 영상과 비교하여 상대적인 신호 크기 평가를 위해 Eq. (4)를 이용하여 SNR을 산출하였다.

$$SNR = \frac{\mu_{sig}}{\sigma_{sig}} \quad (4)$$

여기서 μ_{sig} 은 평균 신호값, σ_{sig} 는 신호의 표준편차인 노이즈이다.

3.5. 최대 신호 대 잡음비(peak signal to noise ratio, PSNR)

metal artifact가 발생하지 않은 Standard 영상을 기준으로 metal artifact가 발생한 모든 영상과 비교하여 화질 손실 정보 평가를 위해 Eq. (5)을 이용하여 PSNR을 산출하였다.

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{R^2}{MSE} \right) \quad (5)$$

여기서 R 은 최대 신호값, MSE 는 비교 영상 간 각각의 픽셀값 차이인 평균 제곱 오차(mean square error)이다.

3.6. 구조적 유사도 지수(structural similarity index, SSIM)

metal artifact가 발생하지 않은 Standard 영상을 기준으로 metal artifact가 발생한 모든 영상과 비교하여 휘도(luminance), 대조도(contrast), 픽셀값 구조적 차이(structure)를 이용한 영상의 구조적인 유사도 비교를 위해 Eq. (6)을 이용하여 SSIM을 산출하였다.

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (6)$$

여기서, x 는 기준 영상, y 는 비교 영상, μ_x, μ_y 는 x, y 픽셀 샘플 평균, σ_x^2, σ_y^2 는 x, y 분산, σ_{xy} 는 x, y 공분산, c_1, c_2 는 상수로 각각 $c_1 = (k_1L)^2$, $c_2 = (k_2L)^2$, L 은 픽셀값 다이내믹 레인지, k_1 은 0.01, k_2 는 0.03이다.

4. 통계분석

통계분석은 R(R, ver 4.2.2)을 이용하여 HU 결과를 kruskal wallis U test 결과 $p < 0.05$ 인 경우 유의한 차이가 있다고 판단하였으며 scheffe 사후분석을 진행하고, 모든 화질 지표는 Standard 영상과 비교한 결과값에 따른 대소 차이를 통해 비교 분석하였다.

III. RESULT

1. 영상 획득 결과

실험에 사용한 기준 영상과 metal artifact 발생 및 알고리즘 적용된 영상은 Fig. 2와 같다. 육안으로 확인할 경우 metal artifact 감소 목적으로 고안된 MAR 알고리즘이 적용된 영상에서 줄무늬(streak) artifact가 감소한 것을 확인할 수 있다.

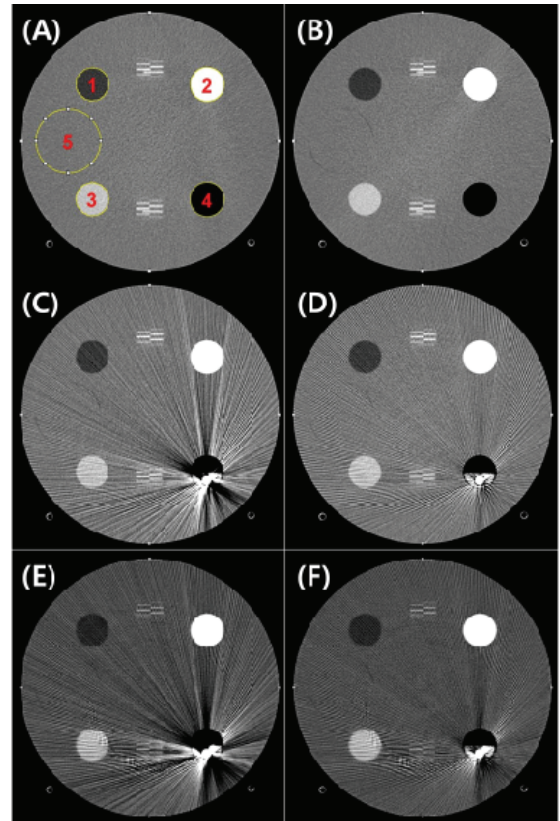


Fig. 2. CT image acquisition result for image quality evaluation.

(A) was standard image with ROIs for HU measurement(ROI 1 was polyethylene, ROI 2 was bone, ROI 3 was acrylic, ROI 4 was air, ROI 5 was water in ACR module 1), (B) was FBP image(standard) without metal, (C) was FBP image with metal (FBP_{metal}), (D) was MAR image with metal, (E) was VM image with metal, (F) was CDA image with metal

2. 화질평가

기준 영상으로 ROI를 설정한 module 1 내부 5가지 물질의 HU 결과는 알고리즘 적용 영상 간 유의한 차이를 보였으며($p < 0.05$), 해당 결과는 Table 1

과 같다. 또한 사후분석 결과 Fig. 3과 같이 폴리에틸렌 HU는 VM이 적용된 VM, CDA가 약 30 HU 높게, 뼈 HU는 VM이 적용된 VM, CDA가 약 474 HU 낮게, 아크릴 HU는 모든 알고리즘 영상에서 유사하게, 물 HU는 VM이 적용된 VM, CDA가 약 12.5 HU 낮게, 공기 HU는 standard를 제외한 모든 알고리즘에서 약 -827 HU 낮게 측정되었다. 하지만 공기의 경우 metal artifact가 직접적으로 발생한 곳이며, standard 영상과 동일한 구조로 되어 있지 않아 결과값을 비교하기가 어려웠다. 또한 폴리에틸렌, 뼈, 물에서는 VM이 적용된 VM과 CDA가 다른 알고리즘과 HU 값에서 큰 차이를 보였다.

Table 1. Results of module 1 substance HU according to the algorithms (unit: HU)

		M ± SD	p	Scheffe
Polyethylene	Standard ^d	-91.3 ± 1.4		
	FBP _{metal} ^{cd}	-90.3 ± 0.9		
	MAR ^c	-88.9 ± 0.9	< 0.05	a > b, d
	VM ^b	-66.8 ± 1.4		
	CDA ^a	-64.6 ± 0.7		
Bone	Standard ^a	892.6 ± 7.8		
	FBP _{metal} ^b	883.5 ± 6.5		
	MAR ^{ab}	890.1 ± 6.3	< 0.05	a > b, c b > c
	VM ^c	473.2 ± 2.9		
	CDA ^c	475.6 ± 2.9		
Acrylic	Standard ^b	120.2 ± 2.5		
	FBP _{metal} ^{ab}	122.9 ± 2.8		
	MAR ^b	120.4 ± 3.4	< 0.05	a > b
	VM ^a	125.1 ± 1.7		
	CDA ^{ab}	122.1 ± 1.2		
Air	Standard ^d	-907.0 ± 1.8		
	FBP _{metal} ^b	-165.2 ± 10.1		
	MAR ^c	-196.7 ± 4.2	< 0.05	a > b, c, d
	VM ^a	-143.0 ± 16.2		
	CDA ^c	-187.4 ± 5.7		
Water	Standard ^a	2.2 ± 1.0		
	FBP _{metal} ^a	2.9 ± 2.5		
	MAR ^a	4.0 ± 1.6	< 0.05	a > b
	VM ^b	-13.5 ± 2.7		
	CDA ^b	-12.1 ± 1.2		

a, b, c, d : same letter not significant(α = 0.05), Scheffe's post-Hoc test

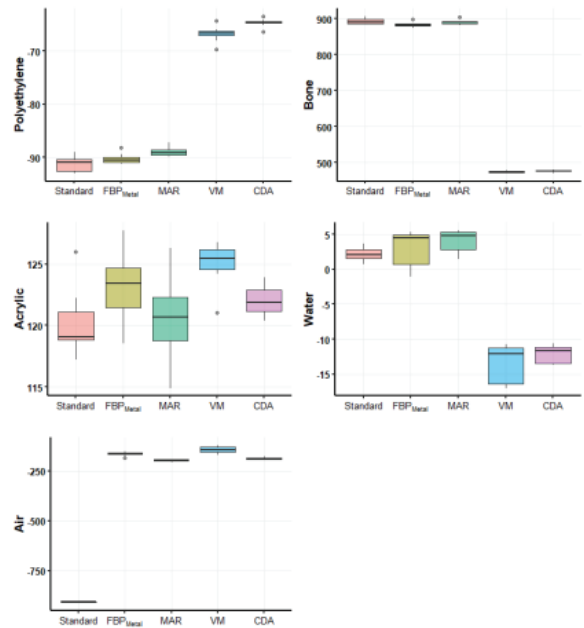


Fig. 3. HU difference by substance according to the algorithms.

화질평가를 위해 측정된 지표인 RMSE, MAE, SNR, PSNR 결과는 Table 2와 같다. 또한 기준 영상과 비교한 각 지표간 결과 Fig. 4와 같이 RMSE는 값이 작을수록 우수한 화질을 나타내는 지표로 MAR를 적용한 영상이 Standard 영상과 오차가 가장 적어 우수한 화질을 나타냈다.

MAE도 값이 작을수록 우수한 화질을 나타내는 지표로 MAR를 적용한 영상이 Standard 영상과 오차가 적어 가장 우수한 지표로 나타났다. SNR과 PSNR은 값이 높을수록 우수한 화질을 나타내는 지표로 모두 MAR가 적용된 영상이 가장 우수한 화질을 나타냈다.

Table 2. Results of image quality index compared based on the standard algorithm

	FBP _{metal}	MAR	VM	CDA
RMSE	160.9 ± 2.2	151.9 ± 1.5	168.2 ± 4.2	155.5 ± 1.0
MAE	47.1 ± 3.1	39.7 ± 3.2	47.5 ± 1.1	40.9 ± 1.7
SNR	10.7 ± 0.1	11.2 ± 0.1	10.3 ± 0.2	11.0 ± 0.1
PSNR	25.6 ± 0.1	26.1 ± 0.1	25.2 ± 0.2	25.9 ± 0.1

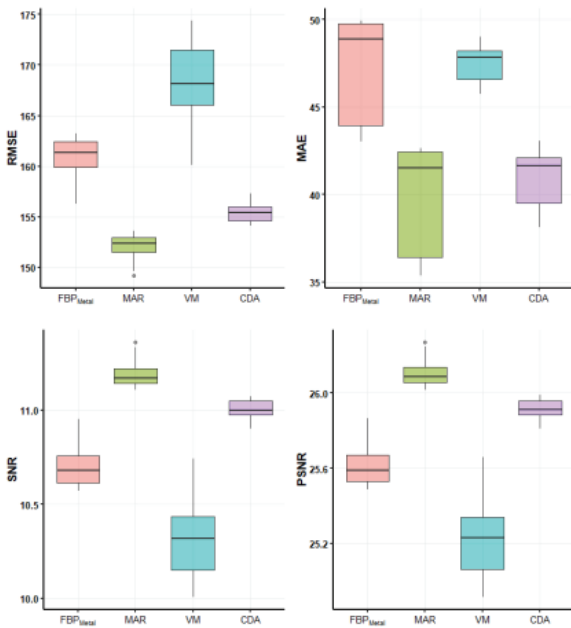


Fig. 4. Image quality index difference by substance according to the algorithms.

또한 SSIM은 0과 1 사이값으로 표시되어 1일 경우 동일한 영상으로 판단할 수 있으며, Standard 영상과 비교 시 SSIM은 모든 영상에서 Table 3과 같이 낮은 수치를 보였지만 CDA가 적용된 영상에서 결과값이 가장 낮은 FBP_{metal}와 비교 시 약 31.2% 증가하여 유사도가 약간 증가함을 보였다.

Table 3. Results of SSIM compared based on the standard algorithm

		SSIM
Standard vs	FBP _{metal}	0.16
	MAR	0.18
	VM	0.19
	CDA	0.21

IV. DISCUSSION

본 연구는 CT 촬영 시 인체 내부에 금속성 물질이 삽입되어있는 경우 발생하는 metal artifact 감소를 위해 알고리즘을 적용하고, 그에 따른 화질의 변화를 정량적으로 확인하고자 하였다. 공기를 제외한 알고리즘 별 HU 변화에서는 측정지점 간 HU

는 MAR 알고리즘이 적용된 영상에서 standard 영상과 유사한 HU값을 보이는 것으로 이는 VM 알고리즘과 다르게 다색 방사선 스펙트럼 정보를 이용하여 금속 sinogram을 단계적으로 제거하면서 금속에 대한 신호가 제거되는 동시에 전체적인 투과된 X선속의 평균에너지가 증가하여 HU값의 보정이 동시에 진행되어 HU가 standard 알고리즘과 유사하게 보정되는 것으로 판단된다^[10-12]. 또한 아크릴과 공기를 제외한 폴리에틸렌, 뼈, 물에서 VM 알고리즘이 적용된 VM과 CDA 영상이 다른 영상과 큰 차이를 보였다. 이러한 결과를 통해 HU가 물보다 작은 경우와 뼈와 같이 큰 경우 단색 스펙트럼 정보를 이용하여 생성한 VM 알고리즘 영상 생성 시 단색 방사선 스펙트럼 정보만을 이용하여 영상을 재구성하여 투과된 X선속의 정보량이 부족하여 발생한 것으로 판단된다^[13]. 하지만 아크릴과 같이 100 HU와 유사한 물질의 경우 VM이 MAR와 동시에 적용된다면 기존 HU와 유사하게 영상이 생성되는 것을 확인 할 수 있었다. 이러한 단점 보완을 위해 VM 에너지를 높여 사용하는 방법을 선택한다면 대조도 향상과 노이즈 감소의 효과를 얻을 수 있다^[14]. 하지만 본 연구는 팬텀으로 진행한 연구로 신체 내부에 더욱 다양한 HU값을 갖는 환자에게 적용을 위해서는 다양한 HU에 대한 추가연구가 필요할 것으로 판단된다. Standard 영상과 비교한 영상 화질 평가 지표에서 모두 MAR를 적용한 영상 화질이 가장 우수하게 나타났으며, VM을 적용한 화질은 저하되는 것을 확인할 수 있었다. 이는 다색 방사선 스펙트럼과 단색 방사선 스펙트럼을 이용하는 알고리즘 적용 전후에 따른 방사선량 감약 정보량 차이로 인한 정보 손실량이 영향을 미친 것으로 판단된다^[15-17]. 또한 영상 화질을 정량적으로 평가 시 Fig. 3에서 보여지듯 MAE 지표의 편차가 RMSE에 비해 큰 것으로 보여지지만, 이는 두 지표의 계산방식에 따라 큰 오차에 대한 가중치를 더욱 부여하여 안정적인 결과를 보여주는 RMSE를 사용하는 것이 좋을 것으로 판단된다. 또한 SNR과 PSNR은 계산방식에 따라 값은 상이하였지만 두 지표 모두 동일한 결과를 나타냈으므로, 연구자의 선택에 따라 두 가지 지표 중 하나를 선택하여 사용하는 것이 좋을 것으로 판단된다. 본 연구 목적에

따라 metal artifact 제거를 위해 MAR 알고리즘을 적용하는 것이 화질 개선 효과에서 가장 우수한 것을 정량적 지표로 확인 할 수 있었다. 하지만 복잡한 구조로 형성된 부위 촬영 시 MAR 알고리즘을 적용 후 구조물 묘사 등에 대한 화질 개선을 위해 VM 알고리즘을 추가한다면 대조도 분해능이 향상되는 양질의 영상을 획득할 수 있을 것으로도 판단된다. 이는 MAR 알고리즘 적용을 통해 beam hardening effect에 의한 정보손실량을 최소화 하는 metal artifact 감소를 통해 ROI 주변 영상 화질을 개선하고 VM 알고리즘 적용을 통해 해부학적 구조물 묘사 등 영상 화질 개선 효과를 보고한 선행 연구와 유사한 결과를 얻을 수 있었다^[18,19]. 또한 세분화된 HU에 따른 추가 연구와 더불어 알고리즘 적용 순서에 대한 연구도 필요할 것으로 판단된다.

V. CONCLUSION

본 연구를 통해 metal artifact 감소에 MAR 알고리즘이 VM 알고리즘에 비해 효과적인 것을 확인했지만, 양질의 CT 방사선 의료영상 획득을 위해 알고리즘 적용에 따른 영상 화질 변화를 파악하고 효율적인 활용이 필요하다고 사료된다.

Acknowledgement

이 논문은 2023학년도 을지대학교 학술연구비 지원에 의하여 이루어진 것임 (EJRG-23-15).

Reference

- [1] M. Piccinelli, E. V. Garcia, "Advances in single-photon emission computed tomography hardware and software", *Cardiology Clinics*, Vol. 34, No. 1, pp. 1-11, 2016.
<https://doi.org/10.1016/j.ccl.2015.06.001>
- [2] J. M. Verburg, J. Seco, "CT metal artifact reduction method correcting for beam hardening and missing projections", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 57, No. 9, pp. 2803-2818, 2012.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/9/2803>
- [3] S. H. Lee, K. H. Yang, D. Y. Kim, S. B. Kim, "MAR method of study use to Dual Source CT", *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 1, No. 15, 2013.
- [4] H. J. Kim, "A study of beam hardening effect reduction occur in brain CT", *Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society*, Vol. 16, No. 12 pp. 8479-8486, 2015.
<http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2015.16.12.8479>
- [5] K. M. Andersson, P. Nowik, J. Persliden, P. Thunberg, E. Norrman, "Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses—an evaluation of commercial techniques provided by four vendors", *The British Journal of Radiology*, Vol. 88, No. 1052, pp. 1-7, 2015.
<https://doi.org/10.1259/bjr.20140473>
- [6] 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", *Korean Society of Radiological Science*, Vol. 43, No. 2, pp. 79-85, 2020.
<https://dx.doi.org/10.17946/JRST.2020.43.2.79>
- [7] M. Petersilka, H. Bruder, B. Krauss, K. Stierstorfer, T. G. Flohr, "Technical principles of dual source CT", *European journal of radiology*, Vol. 68, No. 3, pp. 362-368, 2008.
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.08.013>
- [8] M. H. Albrecht, Th. J. Vogl, S. S. Martin, J. W. Nance, T. M. Duguay, J. L. Wichmann, C. N. De Cecco, A. Varga-Szemes, M. van Assen, Ch. Tesche, U. J. Schoepf, "Review of clinical applications for virtual monoenergetic dual-energy CT", *Radiology*, Vol. 293, No. 2, pp. 260-271, 2019.
<https://doi.org/10.1148/radiol.2019182297>
- [9] J. H. Beak, S. Y. Kang, J. H. Lee, Y. S. Lee, "Study on the usefulness of Metal artifact reduction algorithm and MonoE reconstruction (Dual Layer Detector) overlapping application", *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 20, No. 2, pp. 79-87, 2018,
<https://doi.org/10.31320/JKSCT.2018.20.2.79>
- [10] T. Inoue, T. Nakaua, A. Iyama, M. Kidoh, Y. Nagayama, H. Uetani, S. Oda, D. Utsunomiya, T. Yamashita, "Usefulness of virtual monochromatic dual-layer computed tomographic imaging for breast carcinoma", *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 44, No. 1, pp. 78-82, 2020.

- <https://doi.org/10.1097/rct.0000000000000970>
- [11] N. Subhas, A. N. Primak, N. A. Obuchowski, A. Gupta, J. M. Polster, A. Krauss, J. P. Iannotti "Iterative metal artifact reduction: evaluation and optimization of technique", *Skeletal radiology*, Vol. 43, No. 12, pp. 1729-1735, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00256-014-1987-2>
- [12] C. Glide-Hurst, D. Chen, H. Zhong, I. J. Chetty "Changes realized from extended bit-depth and metal artifact reduction in CT", *Medical physics*, Vol. 40, No. 6, pp. 0617111-06171110, 2013. <https://doi.org/10.1118/1.4805102>
- [13] P. T. Liu, W. P. Pavlicek, M. B. Peter, M. J. Spanghel, C. C. Roberts, R. G. Paden, "Metal artifact reduction image reconstruction algorithm for CT of implanted metal orthopedic devices: a work in progress", *Skeletal radiology*, Vol. 38, pp. 797-802, 2009. <https://doi.org/10.1007/s00256-008-0630-5>
- [14] M. S. Kim, J. S. Jeong, M. G. Kim, "Clinical Apply of Dual Energy CT (kVp switching): A Novel Approach for MAR (Metal Artifact Reduction) Method", *Journal of Radiation Protection and Research*, Vol. 36, No. 2, pp. 79-85, 2011.
- [15] A. Santamaria-Pang, S. Dutta, S. Makrogiannis, A. Hara, W. Pavlicek, A. Silva, B. Thomsen, S. Robertson, D. Okerlund, D. A. Langan, R. Bhotika, "Automated liver lesion characterization using fast kVp switching dual energy computed tomography imaging", In *Medical Imaging*, Vol. 7624, pp. 252-261, 2010. <https://doi.org/10.1117/12.844059>
- [16] N. Große Hokamp, R. Gilkeson, M. K. Jordan, K. R. Laukamp, V. F. Neuhaus, S. Haneder, S. S. Halliburton, A. Gupta, "Virtual monoenergetic images from spectral detector CT as a surrogate for conventional CT images: Unaltered attenuation characteristics with reduced image noise", *European Journal of Radiology*, Vol. 117, pp. 49-55, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.05.019>
- [17] Ch. K. Liu, H. M. Huang, "Noise reduction in dual-energy computed tomography virtual monoenergetic imaging", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 20, No. 9, pp. 104-113, 2019. <https://doi.org/10.1002/acm2.12694>
- [18] J. Weiß, Ch. Schabel, M. Bongers, R. Raupach, S. Clasen, M. Notohamiprodo, K. Nikolaou, F. Bamberg, "Impact of iterative metal artifact reduction on diagnostic image quality in patients with dental hardware", *Acta Radiologica*, Vol. 58, No. 3, pp. 279-285, 2017. <https://doi.org/10.1177/0284185116646144>
- [19] J. Doerner, M. Hauger, T. Hicketier, J. Byrtus, Ch. Wybranski, N. Große Hokamp, D. Maintz, S. Haneder, "Image quality evaluation of dual-layer spectral detector CT of the chest and comparison with conventional CT imaging", *European journal of radiology*, Vol. 93, pp. 52-58, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.05.016>

금속 인공물 감소를 위한 CT 알고리즘 적용에 따른 영상 화질 비교

이귀철¹, 박영준², 홍주완^{3,*}

¹분당서울대학교병원 영상의학과

²제주한라대학교 보건학부 방사선과

³을지대학교 보건과학대학 방사선학과

요약

본 연구는 CT 촬영 시 금속으로 인해 발생한 금속 인공물 감소를 위한 알고리즘 적용에 따른 영상 화질에 대한 정량적 비교를 하고자 한다. Spectral detected-based CT와 CT ACR 464 팬텀을 이용하여 일반적인 필터보정역투영 알고리즘을 적용한 기준 영상을 10장 획득하고, 동일 팬텀에 금속 인공물을 발생시켜 일반적인 필터보정역투영 알고리즘을 적용한 영상을 10장 획득하였다. 금속 인공물을 발생시켜 획득한 영상의 원시 데이터에 metal artifact reduction 알고리즘, 가상 단일 에너지 알고리즘, metal artifact reduction 알고리즘 적용 후 추가로 가상 단일 에너지 알고리즘을 적용한 영상을 각각 10장씩 획득하였다. 알고리즘 적용에 따른 hounsfield unit 비교를 위해 CT ACR 464 팬텀 module 1에 위치한 폴리에틸렌, 뼈, 아크릴, 공기, 물에 관심영역을 설정하고, 전체 영상 화질 평가를 위해 평균 제곱근 오차, 평균 절대 오차, 신호 대 잡음비, 최대 신호 대 잡음비, 구조적 유사도 지수 지표를 통해 알고리즘 별 비교하였다. 알고리즘 적용 영상 별 hounsfield unit 비교 결과 알고리즘 적용 영상 간 유의한 차이를 보였으며($p < .05$), 아크릴을 제외한 관심영역에서 가상 단일 에너지 알고리즘 적용 영상에서 큰 변화를 나타냈다. 영상 화질 평가 지표 결과 metal artifact reduction 알고리즘 적용 영상 화질이 가장 높았으나, 구조적 유사도 지수는 metal artifact reduction 알고리즘 적용 후 추가로 가상 단일 에너지 알고리즘이 동시에 적용된 영상이 가장 높았다. CT 촬영 시 금속 인공물 감소에 metal artifact reduction 알고리즘이 가상 단일 에너지 알고리즘에 비해 효과적이었지만, 양질의 CT 영상 획득을 위해 알고리즘 적용에 따른 이점과 영상 화질 변화를 파악하고 효율적인 활용이 필요하다고 사료된다.

중심단어: 전산화단층촬영, 금속 인공물, 감소, 알고리즘, 화질

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	이귀철	분당서울대학교병원 영상의학과	보건직
(공동저자)	박영준	제주한라대학교 보건학부 방사선과	교수
(교신저자)	홍주완	을지대학교 보건과학대학 방사선학과	교수