

## Iterative Metallic Artifact Reduction 알고리즘 적용 CT 재구성영상의 CT Number 변화율 분석

김현주, 윤준\*  
동남보건대학교 방사선과

### The Analysis of CT Number Rate of Change of Applying The Iterative Metallic Artifact Reduction Algorithm for CT Reconstruction Image

Hyeonju Kim, Joon Yoon\*

Department of Radiologic Technology, Dongnam Health University

**요약** 본 연구는 컴퓨터 단층촬영 영상에서 제거할 수 없는 의료용 고밀도 물질을 Somatom Definition Flash(Siemens, Enlarge, Germany.)와 GE 64-MDCT (Discovery 750 HD, GE HEALTHCARE, Milwaukee, USA.)스캔 후 획득한 팬텀영상 데이터와 이미 촬영된 Raw 데이터영상을 이용하여 IMAR 알고리즘과 MAR 알고리즘 적용 및 재구성한 후 CT 재구성영상의 CT Number 변화율을 정량적으로 분석하였다. 그 결과 팬텀영상의 모든 의료용 고밀도 물질은 IMAR 알고리즘과 MAR 알고리즘 적용 시 CT Number의 변화와 영상의 차이가 있는 것으로 나타났지만( $p < 0.05$ ). Stainless Steel 재질은 Black streak artifact에서 MAR 또는 IMAR 알고리즘 적용 시 재구성 영상의 변화와 CT Number의 변화차이가 없는 것으로 분석되었다( $p > 0.05$ ). 또한 이미 촬영된 Raw 데이터영상 분석결과 IMAR 알고리즘 적용 시 적용 전에 비하여 영상 CT Number 변화가 있어, IMAR 알고리즘 적용은 Attenuation deviation에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 이 결과를 바탕으로 향후 Implant시술 후 추적 CT검사 시 수술부위 및 주변조직의 상태를 관찰하는데 유용할 것으로 사료된다.

**Abstract** This study was performed using Somatom Definition Flash (Siemens, Enlarge, Germany) and GE 64-MDCT (Discovery 750 HD, GE HEALTHCARE, Milwaukee, USA.) using high-density medical materials that (are indispensable to?) computed tomography. We analyzed quantitatively the rate of change of the CT number of the CT reconstruction images by means of the IMAR and MAR algorithms using the phantom images acquired after scanning and previously captured raw data images. As a result, it was shown that the IMAR and MAR algorithms provided different phantom images in the case of all medical high-density materials ( $p < 0.05$ ). The black streak artifacts were analyzed using the MAR and IMAR algorithms to determine if they corresponded to stainless steel materials ( $p > 0.05$ ). Also, it was found that the application of the IMAR algorithm affects the attenuation deviation, because there is a change in the image CT number compared to that before. The results suggest that, in the future, after the implant procedure, it would be useful to observe the surgical site and surrounding tissues during follow-up CT scans.

**Keywords** : Iterative, Reconstruction, Implant, CT Number, Attenuation

### 1. 서론

전산화단층촬영(Computed Tomography) 초기 개발이 후 급속하게 발전하였고 현재 나선형 스캔방식과 더불어

초 단위 이하의 검사시간으로 스캔하여 검사 속도가 빨라지고 이와 더불어 검출기 소자의 성능향상으로 화질 또한 매우 향상되었다[1]. 현재 CT 검사를 이용한 검사는 검사건수가 매년 평균 20%씩 증가하여 지난 2000년

\*Corresponding Author : Joon Yoon (Dongnam Health University)

Tel: +82-10-3458-5029 email: gidoong75@naver.com

Received April 26, 2017

Revised (1st June 7, 2017, 2nd June 23, 2017)

Accepted July 7, 2017

Published July 31, 2017

100만건에서 2010년 524만 건으로 10년 동안 5배나 늘어났고 이는 미국의 증가율 추세보다 2배나 더 높다고 한다[2]. 일반적으로 CT의 영상은 X선이 어떠한 물질에 입사되었을 때 물질과의 상호작용을 거쳐 영상의 농도차를 형성하게 되며 농도차는 감약계수를 만들고 이를 CT number화하여 정량적 측정이 가능해 지며 물질의 밀도에 따라 영상의 농도 차를 만들며 영상에서 Radiopaque 또는 Radiolucent한 영상을 형성하게 된다. 따라서 인체 내에서 치아충전재, 요추고관절 Implants 등 밀도가 매우 높은 물질이 있는 경우 조사된 X선의 투과력을 약화시키켜 미세조직 뿐만 아니라 주변조직과의 재구성 과정에서 결국 영상의 질을 저하 시키게 된다[3][4]. 이러한 금속물질은 일반적으로 밝고 어두운 줄무늬 형태의 인공물이나 cupping 및 capping 효과를 유발하며 대부분 양자 노이즈, 산란방사선 및 선속경화 현상으로 인해 일어나며 대조도 분해능을 감소시켜 정확한 정보를 찾아내는 데 혼란을 주는 원인이 된다[5][6]. 지금 까지 영상의 화질을 저하 시키는 금속 인공물을 감소시키기 위해 다양한 소프트웨어를 개발하고 적용해 왔지만 원래 데이터의 왜곡과 주변조직의 화질 저하 등 다양한 단점들이 여전히 문제화 되고 있는 것이 현실이다. 이에 우리는 Iterative Metallic Artifact Reduced(IMAR)라는 금속인공물 감소를 위한 영상 재구성 소프트웨어를 적용하여 실험을 진행 하였다. IMAR란 기존의 MAR의 Iterative correction loop를 통해서 최대한 금속물질 주변의 Soft tissue 및 Bone structure를 원본 CT value와 유사하게 만들어낼 수 있는 장점을 가지고 있다. 또한 금속물질의 종류에 따라서 최대 6번의 IMAR의 특징인 Iteration loop를 적용시킬 수 있어 다양한 밀도의 금속 물질에 의한 인공물의 발생을 감소시킬 수 있는 금속 인공물 감소 소프트웨어이다[7]. 이러한 IMAR 알고리즘이 CT영상에서 금속인공물질을 감소시키는데 있어 매우 유용성이 있다는 가설하에 우리는 IMAR라는 금속인공물 감소를 위한 영상 재구성 소프트웨어를 적용하여 실험을 진행 하였다. 기존의 Weighted Filtered Back Projection(WFBP)이라는 재구성을 적용한 MAR 소프트웨어를 적용한 영상과 비교를 실험을 통해 Iterative Metallic Artifact Reduction 알고리즘 적용 CT 재구성영상의 CT Number 변화를 분석비교해 보고자 한다.

## 2. 연구방법

본 연구는 IMAR의 유용성을 알아보기 위하여 임상에서 치료목적으로 사용하는 재료 중 고밀도 물질로 정형 외과적 치환술 시 이용하는 고밀도 (L-spine : Titanium, Hip joint: Stainless steel)물질, 뇌혈관 동맥류의 중재적 시술을 위해 사용하는 Platinum성분의 GDC(Guglielmi Detachable)Coil, 치아 충전재로 사용되는 Gold를 연구를 위한 대상으로 선정 후 Somatom Definition Flash(Siemens, Enlarge, Germany.)와 GE 64-MDCT (Discovery 750 HD, GE HEALTHCARE, Milwaukee, USA.)를 사용하였으며 실험으로 획득한 팬텀영상과 이미 촬영된 Raw 데이터를 이용하여 IMAR 알고리즘과 MAR 알고리즘의 소프트웨어를 적용하여 재구성된 데이터의 CT value를 측정하여 CT Number의 변화율을 비교 분석 하였다. 정량적 분석을 위해 적용한 통계 프로그램은 SPSS 18.0(for Windows : SPSS, Chicago, IL)을 이용하였다.

### 2.1 팬텀영상의 CT Number의 변화율

팬텀연구는 실험을 위해 준비한 의료용 고밀도 물질을 수조에 넣은 후 조직등가물질인 파라핀(Paraffin)을 채워 넣어 조직에 삽입된 조건과 유사한 환경이 되도록 하였다. 스캔 후 획득한 Raw 데이터를 Advantage Workstation(Version 4.6, GE, USA)프로그램으로 전송 후 Black hole type artifact Image와 White streak type artifact Image의 평균 CT value값을 측정하였으며 측정된 CT Number를 이용하여 감약계수(Attenuation deviation)로 환산 후 각 장비별 인공물 감소 정도를 백분율로 비교 분석 후 통계처리 하였다. 적용한 수식 (1),(2),(3)은 아래와 같다[Fig.1,2,3,4,5].

$$\text{Attenuation deviation}(\%) = (GT - \text{WFBP}) \div (1000 + GT) \quad (1)$$

GT(Ground Truth), WFBP(Weighted Filtered Back Projection)

$$\text{Attenuation deviation}(\%) = (GT - \text{MAR}) \div (1000 + GT) \quad (2)$$

GT(Ground Truth), MAR(Metal Artifact Reduction)

$$\text{Attenuation deviation}(\%) = (GT - \text{IMAR}) \div (1000 + GT) \quad (3)$$

GT(Ground Truth), IMAR(Iterative Metal Artifact Reduction)

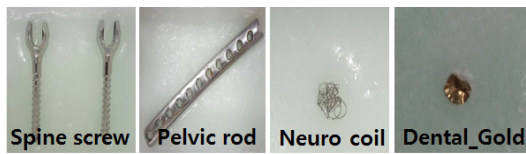


Fig. 1. image of Paraffin phantom insert to High density material

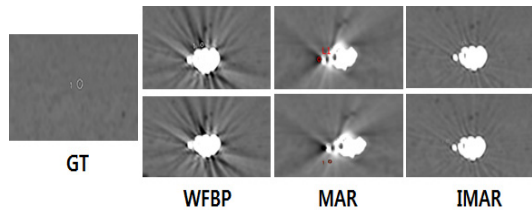


Fig. 2. image of After Paraffin phantom insertion measurement of Neuro coil(Platinum)

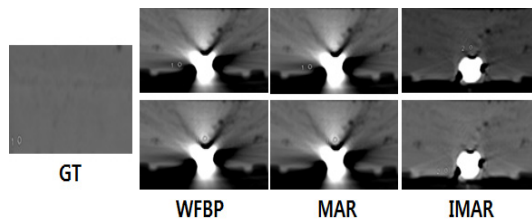


Fig. 3. image of After Paraffin phantom insertion measurement of Dental filling(Gold)

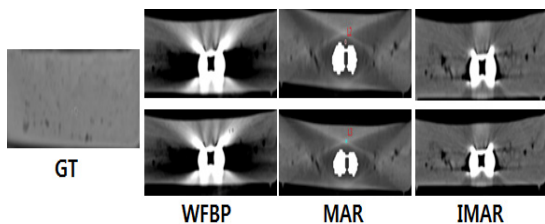


Fig. 4. image of After Paraffin phantom insertion measurement of Spine screw(Titanium)

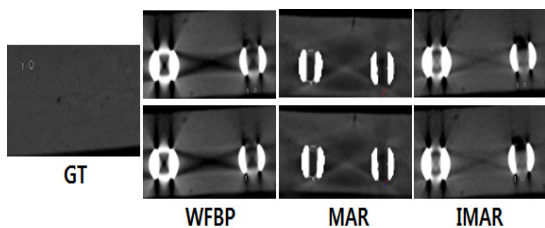


Fig. 5. image of After Paraffin phantom insertion measurement of Pelvic rod(Stainless Steel)

## 2.2 Raw data 임상영상의 CT Nnumber의 변화율

이미 촬영된 임상 CT영상의 Raw data에 IMAR 알고리즘을 적용하여 데이터를 Advantage Workstation (Version 4.6, GE, USA) 프로그램으로 전송 후 WFBP영상과 IMAR영상을 이용하여 Black hole type artifact Image와 White streak type artifact Image의 평균 CT value값을 측정하였으며 측정된 CT Nnumber를 이용하여 감약계수(Attenuation deviation)로 환산 후 각 장비별 인공물 감소 정도를 백분율로 비교 분석 후 통계처리하였다. 적용한 수식과 통계분석방법은 팬텀 영상분석과 같은 수식을 적용하였다.

[Fig.6,7,8,9], [식.1,2,3].

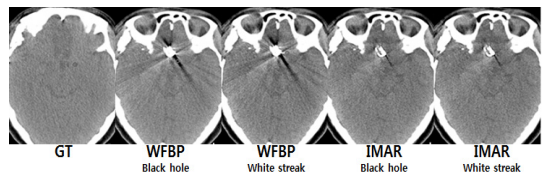


Fig. 6. Clinical image of after applying IMAR to reconstruction of Neuro coil(Platinum)

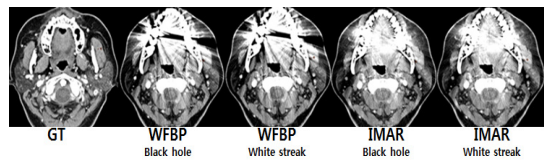


Fig. 7. Clinical image of after applying IMAR to reconstruction of Dental filling-Gold Figure

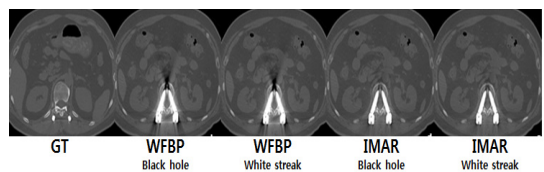


Fig. 8. Clinical image of after applying IMAR to reconstruction of Spine screw-Titanium

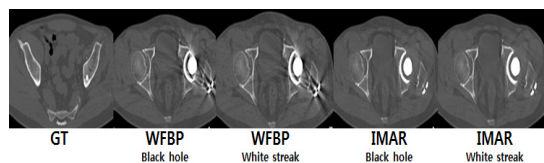


Fig. 9. Clinical image of after applying IMAR to reconstruction of Pelvic rod(Stainless Steel)

### 3. 연구결과

#### 3.1 팬텀영상의 CT Number의 변화율

각 장비별 획득된 영상 데이터와 WFBP 영상에서 Black hole type artifact Image와 White streak type artifact Image에서 동일 부위에 직경 2mm의 ROI를 그려 CT value값을 측정하여 평균 CT value값을 분석한 결과 Platinum(Neuro Coil)재질은 WFBP영상 Black hole type artifact Image는 -1019.8 HU, White streak type artifact Image는 219 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 101%, 52%로 나타났다. MAR Black hole type artifact Image는 -960.8 HU, White streak type artifact Image는 221 HU로 측정되었으며 IMAR Black hole type artifact Image는 -197.6 HU, White streak type artifact Image는 108 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 MAR 알고리즘에서 94%, 51%와 IMAR 알고리즘 1%, 38%로 MAR 알고리즘에서보다 IMAR 알고리즘 적용시 CT Number의 변화가 있는 것으로 분석되었다. Gold(Dental filling)재질에서 WFBP Black hole type artifact Image는 -557.4 HU, White streak type artifact Image는 718.6 HU으로 측정되어 Attenuation deviation이 62%, 49%, MAR Black streak artifact는 -188.63 HU, White streak type artifact Image는 -100.64 HU, IMAR Black hole type artifact Image는

-122HU, White streak type artifact Image는 -29.6 HU으로 측정되어 Attenuation deviation이 MAR 알고리즘에서 30%, 22%와 IMAR 알고리즘 적용 시 24%, 16%로 상대적으로 적지만 변화가 있는 것으로 분석되었다. Titanium(L-spine)재질에서 WFBP Black streak artifact의 경우 -170.8 HU, White streak type artifact Image는 368.9 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 22%, -29%로 나타측정 되었고. MAR Black hole type artifact Image는 -123.8 HU, White streak type artifact Image는 227.25 HU, IMAR Black streak artifact는 177.6 HU, White streak type artifact Image는 36.5 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 MAR 17%, 21%와 IMAR 11%, 2%로 MAR 알고리즘에서보다 IMAR 알고리즘에서 큰 변화가 있는 것으로 분석되었다.

Stainless steel (Hip joint)재질에서 WFBP Black hole type artifact Image의 경우-327.2 HU, White streak type artifact Image는 271.8 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 16%, 62%로 나타났다. MAR Black streak artifact는 -265.52, White streak type artifact Image는 54.7 HU, IMAR Black hole type artifact Image는 -231.3 HU, White streak type artifact Image는 -159.2 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 MAR 7%, 34%와 IMAR 2%, 7%로 Black streak artifact의 Attenuation deviation에서는 미세한 감소치를 보였지만

Table 1. Measurement of CT Value to high density material Phantom

(unit:HU)

		Ground Truth (GT)	WFBP	WFBP Percentage	MAR	IMAR	MAR Percentage	IMAR Percentage
Platinum	B	-187.3	-1019.8	101	-960.8	-197.6	93	1
	P					0.01		
	W		219	52	221	108	50	36
	P					0.001		
Gold	B	157	-557.4	62	-188.63	-122	30	24
	P					0.002		
	W		718.6	49	-100.64	-29.6	22	16
	P					0.002		
Titanium	B	58.1	-170.8	22	-123.8	177.6	17	11
	P					0.00		
	W		368.9	29	277.25	36.5	21	2
	P					0.01		
Stainless steel	B	-213	-327.2	16	-265.52	-231.3	7	2
	P					0.688		
	W		271.8	62	54.7	-159.2	34	7
	P					0.002		

\* B : Black hole type artifact Image, W : White streak type artifact Image

\* WFBP Percentage(%) : Atteuation deviation =  $(GT-WFBP) \div (1000 + GT)$

\* MAR Percentage(%) : Atteuation deviation =  $(GT-MAR) \div (1000 + GT)$

\* IMAR Percentage(%) : Atteuation deviation =  $(GT-IMAR) \div (1000 + GT)$

**Table 2.** Measurement of CT Value to clinical reconstruction image (unit:HU)

		Ground Truth (GT)	WFBP	WFBP Percentage	IMAR	IMAR Percentage
Platinum	B	50.8	-196.3	24	-17.6	7
	W		142.8	9	67.4	2
Gold	B	70.7	-286.7	33	-32.1	10
	W		381.5	30	128.4	5
Titanium	B	231.6	-913.1	93	-197.6	35
	W		983.1	61	422.3	15
Stainless steel	B	42.2	-499.7	52	3.5	4
	W		523.1	46	56.1	1

\* B : Black hole type artifact Image, W : White streak type artifact Image

\* WFBP Percentage(%) : Atteuation deviation = (GT-WFBP)/(1000 + GT)

\* IMAR Percentage(%) : Atteuation deviation = (GT-IMAR)/(1000 + GT)

White streak type artifact Image의 Attenuation deviation에서는 큰 감소 폭을 보였다. 위의 변화율의 정량적 수치를 이용하여 통계적 분석결과 Platinum, Gold, Titanium, Stainless Steel은 Black hole type artifact Image와 White streak type artifact Image 모두 p-value 값이 0.05이하로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났지만, Stainless Steel 재질은 Black streak artifact에서 p-value값이 0.05이상으로 분석되어 MAR 또는 IMAR 알고리즘 에는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다 (Table 1).

### 3.2 Raw data 영상의 CT Nnumber의 변화율

WFBP영상과 기존 CT영상 데이터에 Advanced reconstruction options기능 중 Artifact correction 기능을 적용한 IMAR재구성 영상 데이터를 이용하여 Black hole type artifact Image와 White streak type artifact Image에서 평균 CT value값을 분석한 결과 Platinum에서 WFBP Black hole type artifact Image의 경우-196.3 HU, White streak type artifact Image는 142.8 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 24%, 9%로 나타났다 IMAR Black hole type artifact Image의 경우-17.6 HU, White streak type artifact Image는 67.4 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 7%, 2%로 측정되었다. Gold에서 WFBP Black hole type artifact Image의 경우-286.7 HU, White streak type artifact Image는 381.5 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 33%, 30%로 나타났다 IMAR Black hole type artifact Image의 경우-32.1 HU, White streak type artifact Image는 128.4 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 10%, 5%로 측정되었다. Titanium에서 WFBP Black hole type artifact Image의

경우-913.1 HU, White streak type artifact Image는 983.1 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 93%, 61%로 나타났다 IMAR Black hole type artifact Image의 경우-197.6 HU, White streak type artifact Image는 422.3 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 35%, 15%로 측정되었다. Stainless Steel에서 WFBP Black hole type artifact Image의 경우-499.7 HU, White streak type artifact Image는 523.1 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 52%, 46%로 나타났다. IMAR Black hole type artifact Image의 경우 3.5 HU, White streak type artifact Image는 56.1 HU로 측정되어 Attenuation deviation이 4%, 1%로 측정되었다(Table 2).

## 4. 고찰

CT 영상은 물질의 밀도차이를 투과한 X-ray양 또는 강도에 따라서 영상 정보를 구성하게 된다[8][9]. 최근 수술용이나 치아 충전재료 인체에 삽입되는 Spine screws, Hip rods, Neuro coils, Dental fillings등은 Beam-hardening, Photon starvation과 같은 현상으로 최초 획득 되는 Sinogram data의 급격한 흡수차를 유발시켜 심각한 인공물의 원인을 제공하게 된다 [10],[11],[12][13]. 최근 기계적 보완과 복잡한 수학적 계산을 근거로 한 복잡한 알고리즘을 필요로 하지만 지금까지도 금속에 의해 손상 되어진 부분의 CT 데이터를 보완하는데 있어 일반적이고 보편적인 방법을 제공 하는 반면 완전하게 Artifact를 제거 해내지는 못하고 있는 수준이다. 이러한 원인으로 재촬영을 하여 불필요한 방사선의 피폭을 받게 된다. 따라서 임상연구자 및 장비 개발

자들은 방사선에 의한 환자의 피폭감소를 위해 지속적으로 연구를 진행 중이다[14][15]. 검사 파라미터인 관전압을 증가를 통한 방법은 고밀도 물질에 의한 선속경화현상이 감소된다는 이론은 있다는 이유로 CT검사 시 많이 적용하고 있어 화질개선 때문에 증가함에도 불구하고 더 많은[16] 노출 선량으로 환자가 받는 피폭선량이 많다고 한다[17]. 방사선 피폭은 국제 방사선방어위원회(ICRP)의 ALARA 원칙에 따라 피폭선량을 최소화 하여 정당성을 확보하고[18],[19] 환자와 검사자에 대한 방사선방어가 반드시 이루어져야한다[20]. 또한, 방사선사는 최적의 영상을 얻으면서 환자가 받는 선량은 최소한으로 할 수 있도록 이상적인 Scan mode 를 모색해야 한다[21]. 결국 방사선의 피폭은 연구자들이 풀어야할 과제로 남아 있으며[22] 이러한 방사선 피폭의 한계와 효과에 대한 의문으로 인해 현재 임상에서는 이용하고 있지 않고 있다. 이러한 한계는 결국 영상에서 완전히 streak artifact 를 제거 해 내지는 못하고 있기 때문에 현재 끊임없는 CT장비의 발전으로 인해 인공물과 노이즈를 줄여주는 Iterative reconstruction이나 여러 가지 측면에서 영상의 질을 높이는 소프트웨어도 함께 발전하고 있다[23]. 이러한 소프트웨어 중 LIMAR의 경우 Original Sinogram에서 만들어지는 FBP(Filter Back Projection) 영상에서 Threshold를 설정 금속성분만 분리를 해내게 되고 이 영상을 바탕으로 금속성분의 Sinogram을 만들게 된다[24],[25]. NMAR 방법의 경우 오리지널 FBP로부터 얻어진 Sinogram과 특정 Threshold 값을 기준으로 원본 이미지에서 얻어진 Soft tissue, water, bone 영상을 가상으로 만들어서 이를 Forward projection시켜 얻어진 Sinogram을 FBP의 Sinogram과 Normalization을 함으로써 금속성분의 왜곡된 정보들을 보상하는 방법으로 영상을 재구성하는 방법이다. 여기서 다음단계로 고안된 방법은 Frequency split 방법으로 금속성분으로 인해 생기는 왜곡 영상을 고려한 Weighting 영상을 같이 Merge하여 Summation한 영상을 통해 Metal을 위치 그대로 볼 수 있고 주변 부위의 영상도 LIMAR보다 잘 살려내는 영상을 얻을 수 있는 방법이다. IMAR는 앞서 설명했던 방법들의 장점을 모두 적용하여 Iterative correction loop를 통해서 최대한 금속성분 주변의 Soft tissue 및 one structure를 원본 CT 값과 유사하게 만들어 낼 수 있는 장점을 가지고 있다. IMAR는 검사에서 금속으로 생기는 영상 왜곡 현상을 보정하는 기능으로 현존하는 유

일한 4세대 방법으로 기존에 나와 있던 장점을 모두 반영 및 반복적인 보정 루프 적용이 가능하다. 이번연구에서는 CT value값을 이용하여 감약계수로 환산 후 각 장비별 인공물 감소 정도를 백분율로 계산 후 비교 분석하였다. 팬텀연구의 경우 Attenuation deviation(%)이 모든 고밀도 물질에서 IMAR는 WFBP 영상의 Black-White streak type artifact Image를 최소14% ~ 최대100%까지 감소되었으며, MAR의 Black-White streak type artifact Image를 최소6% ~ 최대 94%까지 감소되었다. Raw 데이터 영상에서 IMAR는 WFBP 영상의 Black hole type artifact Image와 White streak type artifact Image를 최소7% ~ 최대54%까지 감소되는 것을 확인 할 수 있었다. 이렇듯 IMAR Algorithm을 적용 할 경우 WFBP 영상이나 MAR Algorithm을 적용시킨 영상보다 금속 주위에 발생하는 Black hole type artifact Image와 White streak type artifact Image 영상왜곡 감소에 의미 있는 효과가 있음을 알 수 있었다.

## 5. 결론

본 연구의 결과에 의하면 금속이 원인으로 발생한 인공물을 감소시키는데 있어 IMAR Algorithm을 적용시켰을 때 CT Number 변화율이 매우 높았으며 이 수치는 Black hole type artifact Image와 White streak type artifact Image를 보다 가치 있는 영상으로 재구성 하는데 있어 매우 유용할 것으로 사료되며 특히, 실험에서 적용한 4가지 고밀도 물질에서 모두 Attenuation deviation은 WFBP 보다 IMAR가 명확하게 감소하는 것을 정량적으로 분석되었다. 또한 금속 주위의 조직을 함께 관찰해야 하는 경우 기존에 임상에서 많이 적용하던 MAR 알고리즘의 금속인공물 감소 효과에 비하여 정량적으로 우수한 효과가 있는 것으로 평가 되었다.

## References

- [1] C. H. Lim, H. R. Jung, M. G. Lee, Management patient dose in CT examinations (ICRP Publish 87), Computed Tomographic Technology, vol. 1, no. 1, p. 527, 2005.
- [2] D. H. Jeong, D. J. Kim, H. M. Jin, J. J. A. S. J. Yoo, The Usefulness of OMAR (Metal Artifact Reduction for Orthopedic implants) for Patients with Dental Implants

- Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology, vol. 15, no. 1, p. 327, 2013.
- [3] S. H. Kim, et al., Development and Radiation Shield effects of Dose Reduction Fiber for Fiber for Scatter ray in CT Exams, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society, vol. 14, no. 4 pp. 1871-1872, 2013. DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2013.14.4.1871>
  - [4] C. H. Lee, C. S. Lim, A study on Added Filters for Reduction of Radiation Exposure Dose in Skull A-P Projection, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society, vol. 12, no. 7, pp. 3117-3122, July 2011. DOI: <https://doi.org/10.5762/KAIS.2011.12.7.3117>
  - [5] 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.
  - [6] 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. DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2015.16.12.8479>
  - [7] Lucas L. Geyer, MD2, U. Joseph Schoepf, MD, Felix G. Meinel, MD2, John W. Nance, Jr, MD3, Gorka Bastarrika, MD, Jonathon A. Leipsic, MD, Narinder S. Paul, MD, Marco Rengo, MD, PhD Andrea Laghi, MD, Carlo N. De Cecco, MD, Iterative CT Reconstruction Techniques, Article in Radiology, vol. 276, no. 1, pp. 339-357, 2015.
  - [8] 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. 41, no. 4, Dec. 2016.
  - [9] G. J. Kim, S. H. Bae, K. J. Kim, H. K. Oh, Effect of Gamma Energy of Positron Emission Radionuclide on X-Ray CT Image, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society, vol. 12, no. 10, pp. 4418-4424, July 2011. DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2011.12.10.4418>
  - [10] Prell D, Kalender WA, Kyriakou Y. Development, implementation and evaluation of a dedicated metal artefact reduction method for interventional flat-detector CT. British Journal of Radiology vol. 83, no. 996, pp. 1052-1062, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr/19113084>
  - [11] Amir Motevassel, Alexander Medvedev Localization of deep brain stimulation electrodes via metal artifacts in CT images. Conference paper August, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6943775>
  - [12] J. F. Barrett and N. Keat, "Artifacts in CT: Recognition and avoidance," Radiographics, vol. 24, no. 6, pp. 1679-1691, 2004. DOI: <https://doi.org/10.1148/rg.246045065>
  - [13] R A. L. Kotsenas, G. J. Michalak, D. R. DeLone, F. E. Diehn, K. Grant, A. F. Halaweish, A. Krauss, R. Raupach, B. Schmidt, C. H. McCollough, J. G. Fletche CT MetalArtifactReductionintheSpine : CananIterative Reconstruction Technique Improve Visualization. AJNR Am J Neuroradiol, vol. 36 no. 2184 - 90, Nov. 2015.
  - [14] C. H. Lee, and C. S. Lim, A study on Added Filters for Reduction of Radiation Exposure Dose in Skull A-P Projection, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society, vol. 12, no. 7, pp. 3117-3122, July 2011. DOI: <https://doi.org/10.5762/KAIS.2011.12.7.3117>
  - [15] Y. H. Kim, et al., Patient exposure doses from medical X-ray examination in Korea, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society vol. 28, no. 3 pp. 241-248 September, 2011.
  - [16] Hong-Rynag Jung, Ki-Jeong Kim, Eun-He Mo, "A Study on the Radiation Exposure Dose of Brain Perfusion CT Examination a Phantom", Journal of the Korea Convergence Society, vol. 6, no. 5, pp. 287-294, 2015. DOI: <https://doi.org/10.15207/JKCS.2015.6.5.287>
  - [17] C. H. Lee, C. S. Lim, "A study on Added Filters for Reduction of Radiation Exposure Dose in Skull A-P Projection", Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society, vol. 12, no. 7, pp. 3117-3122 July, 2011. DOI: <https://doi.org/10.5762/KAIS.2011.12.7.3117>
  - [18] Chang-Gyu Kim, "Spatial dose distribution and exposure dose during lumbar lateral test", Journal of the Korea Convergence Society, vol. 5, no. 1, pp. 17-22, 2014. DOI: <https://doi.org/10.15207/JKCS.2014.5.1.017>
  - [19] Chang-Gyu Kim, Byung-Sub Park, "The evaluation of the radiation dose and the image quality during MDCT using Glass Rod Detector", Journal of Digital Policy & Management, vol. 10, no. 2, pp. 249-254, 2012.
  - [20] H. L. Lee, et al., "The Effect of a Thyroid Shield Made of a Tissue-Equivalent Material on the Reduction of the Thyroid Exposure Dose in Panoramic Radiography", Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society, vol. 13, no. 5, pp. 2278-2284, 2012. DOI: <https://doi.org/10.5762/KAIS.2012.13.5.2278>
  - [21] Yun Park, Sang-Hyun Kim, "The Study of Effectiveness of Volume Mode in Pediatric CT", Journal of Digital Convergence, vol. 12, no. 10, pp. 425-431, 2014. DOI: <https://doi.org/10.14400/JDC.2014.12.10.425>
  - [22] Youl-Hun Seung, "Evaluation of Spatial Resolution for Exposure Class in Computed Radiography by Using the Modulation Transfer Function", Journal of Digital Policy & Management, vol. 11, no. 8, pp. 173-279, 2013.
  - [23] H. Park, H. C. Lee, K. D. Kim et al., "The elimination of the linear artifacts by the metal restorations in the three dimensional computed tomographic images using the personal computer and software", Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology, vol. 22, no. 33, pp. 151-159, 2003.
  - [24] Naveen Subhas, Andrew N. Primak, Nancy A. Obuchowski, Amit Gupta, Joshua M. Polster, Andreas Krauss, Joseph P. Iannotti, Iterative metal artifact reduction : Evaluation and optimization of technique, vol. 12, no. 29, Apr. 2014.
  - [25] Hongli Shi, Shuqian Luo, Zhi Yang, Geming Wu, A Novel Iterative CT Reconstruction Approach Based on FBP Algorithm, PLoS One. vol. 10, no. 9: e0138498. Published online, Sep. 2015. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138498>

김 현 주(Hyeon-Ju Kim)

[정회원]



- 2015년 2월 : 순천향대학교 일반대학원 의료과학과(공학박사)
- 2001년 3월 ~ 2016년 6월 : 순천향대학교부천병원 영상의학과
- 2016년 7월 ~ 현재 : 동남보건대학교 방사선과 교수

<관심분야>

컴퓨터단층영상, 의료영상처리, 의료공학, 방사선 기기 및 품질관리

---

윤 준(Joon Yoon)

[정회원]



- 2012년 2월 : 경기대학교 일반대학원 생물학과 (이학박사)
- 2005년 1월 ~ 현재 : 동남보건대학교 방사선과 부교수

<관심분야>

생물학, 방사선학, 해부학, 공중보건학