

A Study of the CT MAR using Single-Source and Dual-Source Devices: Practical Comparison using Animal Phantom Fabrication

EunHoe Goo

Department of Radiological Science, Cheonju University

Received: November 23, 2020. Revised: December 28, 2020. Accepted: December 31, 2020

ABSTRACT

This study aims to compare and evaluate the image differences between single and dual sources in applying a technique to reduce metal artifacts using dual energy CT. Discovery CT 256 (GE, USA) as a single source device and Somatom Definition Flash (Siemens Health Care, Forchheim, Germany) as a dual source device. The self-made phantom (pigs with medical titanium screws inserted) was quantitative and qualitatively evaluated under the same conditions by varying the dose under the same conditions using a dual energy CT. The evaluation method was compared by measuring SNR for metal artifacts (scattering, stripe) generated by metal inserts, divided around bones and around tissues. There was a difference in images in the method of reducing metal artifacts between single-source and dual-source devices. In a single source device, the linearized prosthesis by metal implantation showed a greater decrease than the image obtained from a double source device, and the surrounding tissue was well observed without interference from the artifact. In dual-source devices, scattering and stripe artifacts caused by metal inserts decreased more than on a single source device, and signals from adjacent tissues surrounding the metal implant were well observed without diminishing. If the examination is conducted separately between single source and dual source devices depending on whether the area to which the patient is intended to be viewed during the examination is adjacent to the metal insert or the total tissue surrounding the metal insert, it is believed that diagnostic helpful images can be obtained.

Keyword: Dual energy, Single source, Dual source, Metal artifact, SNR

I. INTRODUCTION

1972년 처음으로 컴퓨터 단층촬영(CT: Computed tomography)장치가 소개된 이후 40여년의 세월동안 과학의 발전과 더불어 CT장비는 Table 1과 같이 비약적으로 진화했다^[1].

고식적(Conventional) CT에서 나선형(Helical) CT로 발전하면서 16, 32, 64, 128채널과 같이 점점 더 많은 수의 검출기(Detector) 사용으로 넓은 부위를 더 빠르면서도 정확한 검사가 가능하게 되었다.

현재 CT검사는 인체 내부를 수 mm의 얇은 절편으로 묘출해 내는데 걸리는 시간이 단지 수초 불과

하다^[2].

하지만 인체 내 흡수율 차이가 많이 나는 금속물질(Metal)이 삽입된 경우 금속 물질에 의한 인공음영(Artifact)이 발생하여 영상정보를 훼손하는 한계가 존재한다^[3].

인체 내 삽입된 금속물질은 조직이나 뼈에 비해 높은 원자번호(Atomic Number)를 가지고 있어 금속이 삽입된 부위를 X선이 투과할 때 광전흡수의 증가에 의한 선감약계수의 증가로 조직보다 감약(Attenuation)차이가 Eq. (1)에 의해 크게 나타나며 흰줄무늬(Streak)나 검은 부위(Black hole)와 같은 인공음영이 발생하게 되는데 이는 명확한 해부학적

* Corresponding Author: Eunhoe Goo

E-mail: gooeh@cju.ac.kr

Tel: +82- 43-10-8750-5092

정보를 파악하는데 어려움을 주어 질병의 영상진단에 있어 방해가^[4] 발생되고 있다.

Table 1. CT Generation

	Geometry	X-ray beam	detector
1 G	R / T	Pencil beam	1~2
2 G	R / T	Narrow fan beam	20~60
3 G	R / R	Wide fan beam	300~1,000
4 G	R / S	Wide fan beam	1,200~4,000
5 G	S / S	Wide fan beam	1,296
*MDCT	S / R	Wide fan beam	10,000~60,000

*MDCT: Multi Detector CT,
G: Generation, R: Rotate T: Translate, S: Stationary.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \text{ 일때 } I = I_0 e^{-(\mu_p + \mu_c)X} \quad (1)$$

$$I = \int I_0(E) \exp \left[\sum_i (-\mu_i(E)x_i) \right] dE$$

I =primary X-rays intensity

I_0 =attenuated intensity

μ =linear attenuation factor

μ_p =photoelectric attenuation factor

μ_c =compton effect attenuation factor

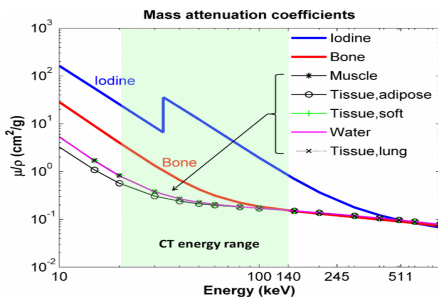


Fig. 1. Mass attenuation coefficient as a function of energy for different materials.

금속삽입물에 의한 인공물 감소(MAR: Metal Artifact Reduction)를 위해 단일 에너지 CT에서는 FSMAR, O-MAR, NMAR과 같은 감산 기법을 이용한 여러 방법들이 제안되어 왔지만 대부분의 방법들은 추가적인 인공음영을 발생시키거나 기존 영상정보의 손실을 야기시키며 금속물에 의한 인공음영 감소에 효과적이지 못하였다^[5]. 최근에 이르러 기존 단일 에너지 CT의 한계를 해결할 수 있는

이중 에너지 CT가 개발되었다. 이중에너지 CT는 고해상력의 영상, 빠른 검사시간, 넓은 검사범위의 기존 장점들을 가지면서 Fig. 1과 같이 에너지에 따른 물질의 질량감쇠계수의 정보를 이용하여 더 많은 정보를 얻는 것이 가능하다^[6].

기존 CT가 단일 에너지를 사용하여 영상을 재구성(Reconstruction)과는 달리 이중 에너지 CT는 저에너지와 고에너지를 사용하여 두 에너지의 감약 정보를 얻음으로써 기존 CT의 한계였던 금속 인공물을 효과적으로 감소시키는 것이 가능하게 되었다. 상용화된 이중 에너지 CT는 Table 2와 같이 대표적으로 세 가지 방식으로 구동된다. 첫 번째로 SIEMENS사의 두 개의 선원과 두 개의 검출기를 가지는 방식이 있다. 겐트리 내에 두 개의 선원과 두 개의 검출기가 각각 한 쌍을 이루고 한쪽은 저에너지 다른 한쪽은 고 에너지를 담당하는 방식이다. 두 번째로 GE사의 한 개의 선원과 한 개의 검출기를 가지는 방식이 있다. 한 개의 선원이 단시간 빠른 KV 변환을 통해 저에너지와 고에너지를 방출하고 이 두 에너지를 검출기 하나로 받아들이는 방식이다. 세 번째로 PHILIPS사의 한 개의 선원과 겹쳐진 두 개의 검출기를 가지는 방식이 있다. 한 개의 선원에서 나오는 에너지를 겹쳐진 두 개의 검출기가 저 에너지와 고 에너지를 분리하여 받아들이는 방식이다^[7].

세 가지 구동방식은 모두 저에너지와 고에너지의 감약 정보를 사용한다는 공통점이 있지만 선원이 한 개인 장치와 두 개인 장치로 나뉘게 된다. 이미 선행 논문을 통해 세 가지 장치에 대하여 두경부^[8], 흉부, 복부^[9] 등은 비교된 적이 있지만 금속삽입물이 삽입된 부위에 MAR를 적용한 사례에 대한 비교 연구는 보고된바가 없다. 이에 본 연구에서는 임상에 적용된 시기가 짧은 PHILIPS사의 CT를 제외하고, 가장 먼저 도입되어 운영되고 있는 GE사 (Revolution CT 256; GE Healthcare, Milwaukee, Wis) 단일선원 이중에너지 CT와 SIEMENS사(Somatom Definition Flash; Siemens, Forchheim, Germany) 이중선원 이중에너지 CT를 이용하여 금속삽입물이 있는 부위에 MAR를 적용한 영상의 질이 어떠한 차이가 있는지 비교해 보았다.

Table 2. Different Dual-Energy CT Systems

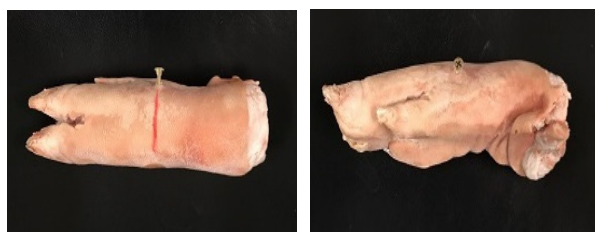
	Scanner Type	Source	Detector	Feature
SIEMENS	Dual Source	2	2	Two x-ray
GE	Single source with dual KV	1	1	Single source and KV switching
PHILIPS	Spectral Detector System	1	2	Single source and energy resolving detectors

II. MATERIAL AND METHODS

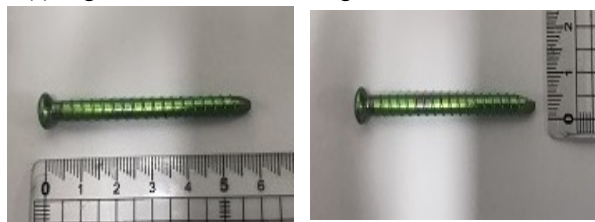
1. 대상 및 방법

1.1 동물 팬텀제작

같은 조건하에 반복적 실험 데이터를 얻기 위하여 동물 팬텀을 제작하였다. 돼지다리(forelimb, 직경 가로 8cm, 세로 7cm)에 요골과 척골을 가로질러 정형외과 수술용 Screw(Titanium, 길이 5.5cm, 직경 0.3mm)를 삽입하여 인체의 전완(Forearm)과 비슷한 단면에서 금속삽입물에 의한 인위적인 인공물이 발생하도록 하였다.



(a) Pig Forelimb: diameter length 8cm, breadth 7cm



(b) Screw: Titanium length 5.5cm, diameter 0.5mm.

Fig. 2. Phantom measurement.

1.2 임상환자

본 팬텀제작에 사용된 Screw이용하여 정형외과 수술을 받는 환자들에 대하여 금속인공물에 대한

감소 차이를 확인하기 위하여 Single Source장치와 Dual Source장치를 이용하여 스캔을 하였다. 검사 부위는 요추(Lumber)부위와 넓적다리(Thigh)부위이며 검사에 매개변수는 Table 3과 같다.

2. 장치 및 매개변수

Single Source장치로는 GE사(Revolution CT 256; GE Healthcare, Milwaukee, Wis), Dual Source장치로는 SIEMENS사(Somatom Definition Flash; Siemens, Forchheim, Germany)를 이용하였다. 동일한 조건을 재현하기 위하여 매개변수(Parameter)는 Table 3과 같이 동일하게 Algorithm=Standard, Filter=Std(B), Pitch=0.5~0.516 Rotation Time=0.6sec, Scan Time=7.67~7.79sec 적용하였다.

Table 3. Scan parameters of the CT

Parameters	Description
kVp	70(80)-140
mAs	150~600
Algorithm	Standard
Filter	Std (B)
Pitch	0.992
Rotation Time (sec)	0.5
Scan Time (sec)	3.4
Thickness (mm)	1

3. 팬텀 영상 획득

동물 팬텀을 이용하여 Single Source장치와 Dual Source장치에서 Screw가 삽입된 부위의 Axial 단면상을 동일 매개변수에서 관전압(kVp)는 70(80)-140로 고정하고 관전류(mAs)만 190, 230, 280, 320, 360, 400mA로 증가시켜가며 각각 10회씩 반복하여 팬텀

스캔 영상을 획득하였다.

4. 영상분석

4.1 정량적 분석

Single Source장치와 Dual Source장치에서 얻은 팬텀 스캔 영상의 금속부위(M), 인접조직(T), 주변 조직(P)에 관심영역(Region of Interest: ROI)을 설정하고 주변 공기 부분4곳을 설정하여 평균값을 구하고 다음의 Eq. (2)을 이용하여 SNR값을 계산하였다.

$$SNR = \frac{\text{measurement SI}}{\text{background noise SD}} \quad (2)$$

SI= Signal Intensity
SD= Standard Deviation.

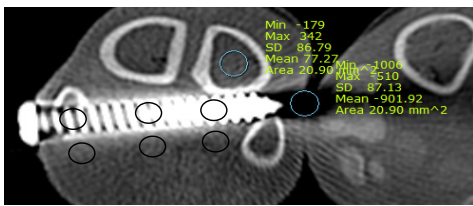


Fig. 3. From the left (pairs, black circles) to M1, M2, M3 and T are quantitative measurement plots. Other ROIs include peripheral(P) tissue

4.2 정성적 분석

정성적 평가는 5점 척도로 영상의 질을 평가하였고, Single Source장치와 Dual Source장치에서 얻은 동물 팬텀 스캔 영상들을 각각 독립적으로 10년 이상 임상 경험 있는 국제 CT 전문방사선사(2명)가 5단계로 점수를 주어 실시하였다. 평가의 단계는 영상의 왜곡(Image Distortion), 선속경화선형 인공물(Beam Hardening Streak Artifact), 신호 손실현상(Signal Attenuation Degree)에 따라 매우불량(Very Poor, 1점), 불량(Poor, 2점), 보통(Fair, 3점), 양호(Good Delineation, 4점), 매우양호(Very Good Delineation, 5점)로 구분하였고 각 영상에 대하여 얻어진 점수를 평균화 하여 비교하였다.

5. 통계분석

본 연구에 사용된 장비에 대한 정량적 평가는 독립표본T검증(Independent t-test)을 실시하였다. 정성적

인 분석으로는 Wilcoxon Signed Rank Test를 실시하여 통계적 유의성을 검증하였다. 모든 실험 데이터는 p 값이 통계적 유의성을 가지려면 0.05 미만일 경우만 인정하였다. 통계분석으로는 SPSS(Version 14.0 for windows software package, Chicago, IL, USA)를 이용하여 통계학적 분석을 실행하였다.

III. RESULT

1. SNR

본 연구에서 Single Source와 Dual Source 장치를 이용하여 스캔한 팬텀영상의 SNR결과는 Table 4, 5와 같다. 임상영역인 190mA에서 Single Source장치는 M1 77.95, M2 77.26, M3 78.42였고 Dual Source장치는 M1 77.67, M2 77.59, M3 77.64로 서로 차이가 나타나지 않았다. Single Source장치에서 T1 -5.45, T2 -19.93, T3 -10.39였고 Dual Source장치에서 T1 15.7, T2 71, T3 6.45로 두 장치 간 차이가 나타났다. P1에서도 Single Source장치는 -14.44, Dual Source장치는 -18.99로 차이가 나타났다. Single Source장치와 Dual Source장치의 비교 결과는 M에서는 차이가 나타나지 않았고 T에서는 Dual Source장치가 높았고 P에서는 Single Source장치가 높았다. p value값은 M에서 0.05 이상이었고 T와 P는 0.05 이하로 나타났다.

Table 4. Result of SNR for Phantom scan

		M1	M2	M3
190mA	Single	77.95	77.26	78.42
	Dual	77.67	77.59	77.64
230mA	Single	77.66	77.5	77.52
	Dual	75.21	75.48	75.59
280mA	Single	75.54	75.41	76.05
	Dual	79.1	79.52	79.57
320mA	Single	76.15	76.36	76.83
	Dual	73.03	73.32	72.78
360mA	Single	75.92	76.36	76.49
	Dual	75.52	75.36	75.61
400mA	Single	80.2	79.44	80.29
	Dual	74.46	74.59	74.66
p value		0.07	0.08	0.08

M: Metal, Single: Single Source CT(GE), Dual: Dual Source CT(Siemens).

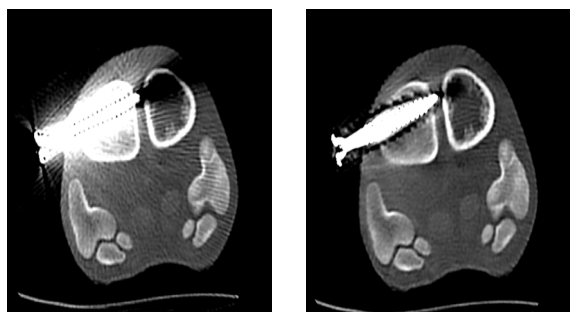
Table 5. Result of SNR for Phantom scan

		T1	T2	T3	P1
190mA	Single	-5.45	-19.93	-10.39	-14.44
	Dual	15.7	7.1	6.45	-19.89
230mA	Single	-13.15	-22.06	-16.01	-12.87
	Dual	13.95	4.27	4.55	-18.36
280mA	Single	-11.14	-21.56	-12.45	-14.01
	Dual	19.88	8.5	9.39	-22.26
320mA	Single	-8.68	-20.45	-14.81	-13.69
	Dual	14.31	5.76	4.2	-17.06
360mA	Single	-15.3	-12.83	-11.97	-11.91
	Dual	12.32	5.35	0.63	-22.19
400mA	Single	-10.55	-20.07	-16.02	-13.67
	Dual	14.54	7.17	8.64	-21.12
p value		0.009	0.005	0.004	0.02

T: Adjacent tissue for metal, P: Peripheral tissue, Single: Single Source CT(GE), Dual: Dual Source CT(Siemens).

2. 영상분석

Single Source장치와 Dual Source장치 모두 Screw가 삽입된 Phantom의 Axial 단면 영상에서 Fig. 4, 5와 같이 Metal Artifact Reduction이 적용된 모습을 관찰할 수 있다.



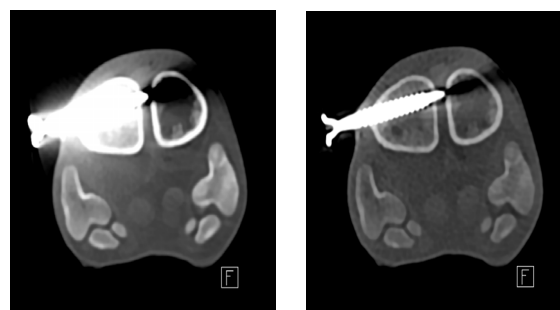
(A) Normal Image (B) MAR Image

Fig. 4. Single source Image of *MAR application and normal. *MAR: Metal Artifact Reduction.

3. 영상의 정성적 평가

본 연구에 대한 정성적 분석은 2명의 국제 CT 전문방사선사가 측정을 하였다. 측정된 10회의 동물 Phantom영상에 대한 정성적 평가결과는 5점 척도로

영상의 질을 평가한 후 평균과 표준편차를 구하여 Table 6에 나타내었다. ID, BHA, SAD 평가에서 두 기기에 대한 특징을 잘 보여주었다. 영상의 왜곡과, 신호에 대한감쇄는 Single Source가 4.1 ± 0.5 , 3.7 ± 0.2 로 단일 에너지가 높은 결과를 얻었다. 선속경화 인공물은 Dual Source가 4.2 ± 0.6 으로 다른 결과를 얻었다. 두 기기에 대한 결과로 ID, SAD는 Single Source가 정성적으로 높았지만 BHA는 Dual Source가 영상의 질이 높게 평가되었다. Single Source장치에서 Fig. 6와 같이 mAs에 변화에 따른 인공물의 양상 차이는 나타나지 않았고 Screw 인접 주변의 조직 신호가 소실되어 나타났으며, 주변조직의 신호는 Dual Source장치에서 보다 잘 관찰 되었다. Dual Source장치에서도 마찬가지로 Fig. 7에서 알 수 있듯이 mAs 변화에 따른 인공물의 양상 차이는 나타나지 않았고 Screw의 인접조직의 관찰이 Single Source장치보다 용이하였다. 주변조직의 신호는 Single Source 장치에서 보다 많은 신호 소실이 보였다.



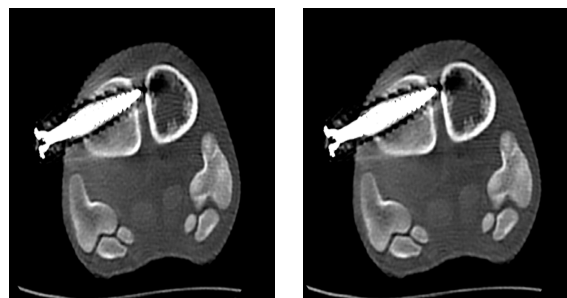
(A) Normal Image (B) MAR Image

Fig. 5. Dual Source Image of *MAR application and normal. *MAR: Metal Artifact Reduction.

Table 6. Qualitative evaluation of Image distortion, beam hardening artifact and signal attenuation degree with SS and DS units.

	SS	DS	z	p
^{a)} ID	4.1 ± 0.5	3.9 ± 0.4	-3.758	0.000
^{b)} BHA	3.6 ± 0.7	4.2 ± 0.6	-5.124	0.000
^{c)} SAD	3.7 ± 0.2	3.3 ± 0.1	-3.180	0.000

Note - Numbers are mean \pm standard deviation
^{a)}ID: Image Distortion, ^{b)}BHA: Beam Hardening Streak Artifact, ^{c)}SAD: Signal Attenuation Degree, SS: Single Source, DS: Dual Source, Significant difference with single and dual source units(Wilcoxon Signed Rank Test, $\alpha=0.01$)



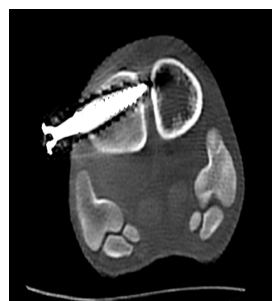
(A) 190mA

(B) 230mA

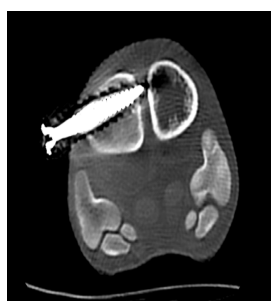


(A) 190mA

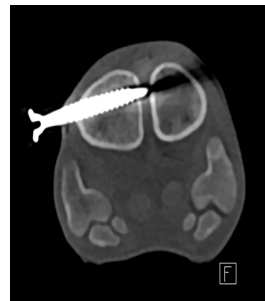
(B) 230mA



(C) 280mA



(D) 320mA



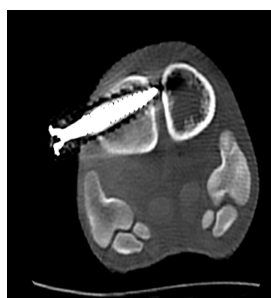
(C) 280mA



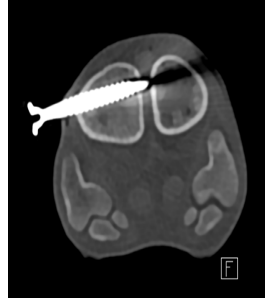
(D) 320mA



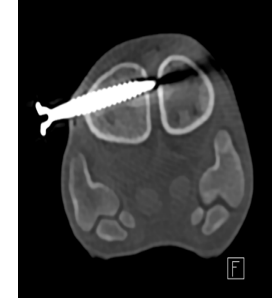
(E) 360mA



(F) 400mA



(E) 360mA



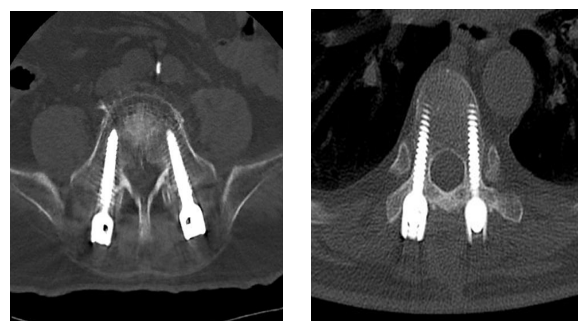
(F) 400mA

Fig. 6. Image of single-source device as mAs changes.

Fig. 7. Image of Dual-Source device as mAs changes.

금속삽입물과 인접한 조직의 해부학적 관찰은 Fig. 8과 같이 Dual Source장치에서 잘 관찰되는 것을 볼 수 있다.

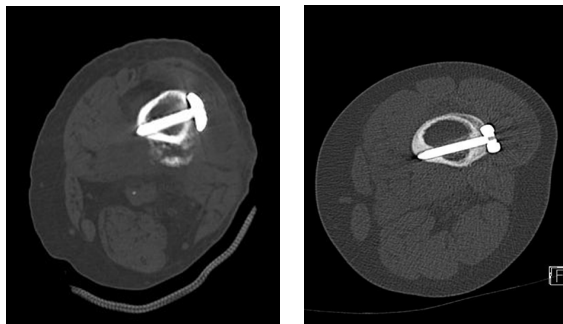
반면 금속 물과 떨어진 주변 조직의 관찰은 Fig. 9와 같이 Single Source장치에서 검은 인공물이 없이 잘 관찰 되었다.



(A) Single source

(B) Dual source

Fig. 8. Single Source and Dual Source MAR application Image in Lumbar CT.



(A) Single source (B) Dual source
 Fig. 9. Single source and Dual source MAR application Image in Thigh CT.

IV. DISCUSSION

인체 내에 삽입된 금속삽입물은 인체 조직과 크게 차이 나는 밀도차이로 인해 영상에 인공물을 발생시키게 된다. 금속삽입물을 주변으로 흰줄무늬가 발생하거나 인접한 부위에 검게 신호가 소실된 영상정보는 의료진에게 왜곡된 정보를 제공하여 질병의 진단에 방해가 된다^[10]. 현재 CT 장치의 발달로 이중에너지를 이용하여 인공물 방해를 최소화 하는 것이 가능해졌지만 장치 제조사에 따라, 구동 방식에 따라 인공물의 감소가 서로 다른 양상으로 나타났다^[11,12]. 본 연구 결과와 같이 두 장치 모두 금속부위(M)의 통계적 유의한 차이는 없었지만 금속인공물과 인접한 부위(T)와 주변조직(P)의 SNR 값은 차이가 있었다. Single Source장치에서는 금속삽입물에 의한 선속경화 인공물^[13,14]이 Dual Source장치에서 얻은 영상보다 많은 감소를 보이며 인공물의 방해 없이 주변 조직부가 잘 관찰 되었다. Dual source장치에서는 금속삽입물에 의한 산란과 줄무늬 인공물이 Single source장치에서 보다 많은 감소를 보이며 금속삽입물을 둘러싼 인접 조직들의 신호가 감소 없이 잘 관찰되었다. mAs의 변화에 따른 인공물 감소의 양상 차이는 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 이에 본 저자는 Phantom 실험 결과 값을 토대로 실제 임상 영상에서 어떻게 나타나는지 적용해 보았다. ID, BHA, SAD 정도를 평가했을 때 동물팬텀에서 나타난 결과와 같았다.

본 연구에서 Lumbar, Thigh 임상환자의 경우에는 Single Source 장치가 Beam Hardening에 따른 신호

소실을 Dual Source 장치보다 더 억제하여 주변에 검은 인공물이 줄어들게 되었으나 경계가 불확실하게 보이는 특징이 있었다. Compton Scatter^[15,16]에 의한 Streak artifact의 감소는 Dual Source장치가 더 억제되어 인접 조직의 관찰이 용이하게 보였고 경계가 뚜렷한 특징이 있었다. 앞에 결과에서 나타난 Phantom Scan과 같이 나타난 매개변수 선량에 따라 환자를 검사 시 보고자 하는 부위와 얻을 수 있는 영상정보의 이점에 있어 추후 추가적인 연구의 필요성이 있다고 사료된다. 또한 기존선행연구에서 이중 및 단일 Source CT에서 MAR를 적용했을 때와 적용하지 않았을 때 방법이 다소 다르지만 그 결과가 선택적 적용이 효과가 높다는 보고가 있다. 이러한 보고는 본 실험에 대한 가치를 보여주는 좋은 방법이라고 할 수 있다^[17]. 연구의 제한점으로 첫째, Single source-Layered Detector장치를 비교할 필요가 있고 둘째, 대상군 환자의 부위마다 검사 매개변수가 같을 수 없기 때문에 향후 MAR를 적용함에 있어 뼈와 그 인접 주변조직들로 제한됐었던 실험을 인체의 전반적으로 분석하여 매개변수를 정량화하여 보완할 필요가 있다.

V. CONCLUSION

이중에너지 CT를 이용하여 금속삽입물이 있는 환자를 검사 시 보고자 하는 주요 부위가 금속삽입물에 인접한 조직인 경우와 금속삽입물을 감싸는 주변 조직인 경우에 따라 Single Source장치와 Dual Source장치를 구분하여 검사가 시행된다면 인공물을 효과적으로 감소시켜 진단적으로 도움이 되는 영상을 획득할 수 있을 것으로 사료된다.

Reference

- [1] T. D. Roth, K. A. Buckwalter, Choplin, R. H, "Musculoskeletal computed tomography: current technology and clinical applications", In Seminars in roentgenology, Vol. 48, No. 2, pp. 126-139, 2013. <http://dx.doi.org/10.1053/j.ro.2012.11.009>
- [2] D. Ropers, J. Rixe, K. Anders, A. Küttner, U. Baum, W. Bautz, S. Achenbach, "Usefulness of Multidetector Row Spiral Computed Tomography With 64- × 0.6-mm Collimation and 330-ms Rotation

- for the Noninvasive Detection of Significant Coronary Artery Stenoses", *The American journal of cardiology*, Vol. 97, No. 3, pp. 343-348, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.amjcard.2005.08.050>
- [3] T. Kaewlek, D. Koolpiruck, S. Thongvigitmanee, M. Mongkolsuk, S. Thammakittiphon, S. O. Tritrakarn, P. Chiewvit, "Metal artifact reduction and image quality evaluation of lumbar spine CT images using metal sinogram segmentation", *Journal of X-ray Science and Technology*, Vol. 23, No. 6, pp. 649-666, 2015. <http://dx.doi.org/10.3233/XST-150518>
- [4] S. Zhao, D. D. Robeltson, G. Wang, B. Whiting, K. T. Bae, "X-ray CT metal artifact reduction using wavelets: an application for imaging total hip prostheses", *IEEE transactions on medical imaging*, Vol. 19, No. 12, pp. 1238-1247, 2000. <http://dx.doi.org/10.1109/42.897816>
- [5] M. Kidoh, T. Nakaura, S. Nakamura, S. Tokuyasu, H. Osakabe, K. Harada, Y. Yamashita, "Reduction of dental metallic artefacts in CT: value of a newly developed algorithm for metal artefact reduction (O-MAR)", *Clinical radiology*, Vol. 69, 1, pp. 11-16, 2014. <http://dx.doi.org/10.1016/j.crad.2013.08.008>
- [6] T. R. Johnson, B. Krauss, M. Sedlmair, M. Grasruck, H. Bruder, D. Morhard, T. Flohr, "Material differentiation by dual energy CT: initial experience", *European radiology*, Vol. 17, No. 6, pp. 1510-1517, 2007. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-006-0517-6>
- [7] R. K. Kaza, J. F. Platt, R. H. Cohan, E. M. Caoili, M. M. Al-Hawary, A. Wasnik, "Dual-energy CT with single-and dual-source scanners: current applications in evaluating the genitourinary tract", *Radiographics*, Vol. 32, No. 2, pp. 353-369, 2012. <http://dx.doi.org/10.1148/rg.322115065>
- [8] M. S. May, M. Wiesmueller, R. Heiss, M. Brand, J. Bruegel, M. Uder, W. Wuest, "Comparison of dual-and single-source dual-energy CT in head and neck imaging", *European radiology*, Vol. 29, No. 8, pp. 4207-4214, 2019. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5762-y>
- [9] F. Secchi, C. N. De Cecco, J. V. Spearman, J. R. Silverman, U. Ebersberger, F. Sardanelli, U. J. Schoepf, "Monoenergetic extrapolation of cardiac dual energy CT for artifact reduction", *Acta radiologica*, Vol. 56, No. 4, pp. 413-418, 2015. <http://dx.doi.org/10.1177/0284185114527867>
- [10] C. Zhou, Y. E. Zhao, S. Luo, H. Shi, L. Zheng, L. J. Zhang, G. Lu, "Monoenergetic imaging of dual-energy CT reduces artifacts from implanted metal orthopedic devices in patients with fractures", *Academic radiology*, Vol. 18, No. 10, pp. 1252-1257, 2011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.acra.2011.05.009>
- [11] R. Donnino, J. E. Jacobs, J. V. Doshi, E. M. Hecht, D. C. Kim, J. S. Babb, M. B. Srichai, "Dual-source versus single-source cardiac CT angiography: comparison of diagnostic image quality", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 192, No. 4, pp. 1051-1056, 2009. https://academic.naver.com/article.naver?doc_id=555911888
- [12] M. Wang, H. T. Qi, X. M. Wang, T. Wang, J. H. Chen, C. Liu, "Dose performance and image quality: dual source CT versus single source CT in cardiac CT angiography", *European journal of radiology*, Vol. 72, No. 3, pp. 396-400, 2009. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.08.010>
- [13] G. T. Herman, "Correction for beam hardening in computed tomography", *Physics in Medicine Biology*, Vol. 24, No. 1, pp. 81-106, 1979. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/24/1/008>
- [14] J.Hsieh, R. C.Molthen, C. A. Dawson, R. H. Johnson, "An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT", *Medical physics*, Vol. 27, No. 1, pp. 23-29, 2000. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>
- [15] G. H. Glover, "Compton scatter effects in CT reconstructions", *Medical physics*, Vol. 9, No. 6, pp. 860-867, 1982. <https://doi.org/10.1118/1.595197>
- [16] I. I. Goldman, "Intensity effects in Compton scattering", *Soviet Physics Journal of Experimental and Theoretical Physics*, Vol. 19, No. 4, pp. 954-957, 1964. [http://dx.doi.org/10.1016/0031-9163\(64\)90728-0](http://dx.doi.org/10.1016/0031-9163(64)90728-0)
- [17] J. Philippe, S. Daniel, W. Stefan, B. Arno, M. Peter, "Comparison of Metal Artifact Reduction in Dual- and Single-Source CT: A Vertebral Phantom Study", *American journal of roentgenology*, Vol. 211, No. 6, pp. 1298-1305, 2018. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.17.19397>

단일 선원 장치와 이중 선원 장치 비교를 이용한 전산화단층촬영 금속인공물 감소에 대한 연구: 동물팬텀 제작을 이용한 실측적인 비교

구은희

청주대학교 방사선학과

요 약

본 연구는 듀얼 에너지 CT를 사용하여 금속인공물을 감소시키는 기법을 적용함에 있어 단일 선원과 이중 선원간의 영상 차이를 비교 평가하고자 한다. 단일 선원 장치로는 Discovery CT 256(GE, USA), 이중 선원 장치로는 Somatom Definition Flash(Siemens Health Care, Forchheim, Germany)를 이용하였다. 자체 제작한 팬텀(의료용 Titanium Screw를 삽입한 돼지다리)을 이중에너지 CT를 이용하여 동일 조건하에 선량을 변화시키며 영상을 얻은 후 정량적, 정성적 평가 하였다. 평가 방법으로는 뼈 주변, 조직 주변으로 나누고 금속 삽입물로 인해 발생한 금속인공물(선속경화, 산란, 줄무늬)에 대하여 SNR을 측정하여 비교 분석하였다. 단일 선원 장치와 이중 선원 장치 간 금속 인공물 감소기법에는 영상의 차이가 있었다. 단일 선원 장치에서는 금속삽입물에 의한 선속경화 인공물이 이중 선원 장치에서 얻은 영상보다 많은 감소를 보이며 인공물의 방해 없이 주변 조직부가 잘 관찰 되었다. 이중 선원 장치에서는 금속삽입물에 의한 산란과 줄무늬 인공물이 단일 선원 장치에서 보다 많은 감소를 보이며 금속삽입물을 둘러싼 인접 조직들의 신호가 감소 없이 잘 관찰 되었다. 환자를 검사 시 보고자 하는 부위가 금속삽입물에 인접한 주변 조직이나, 금속삽입물을 감싸는 전체적 조직이나에 따라 단일 선원 장치와 이중 선원 장치를 구분하여 검사가 행해진다면 진단적으로 도움이 되는 영상을 획득할 수 있을 것으로 생각된다.

중심단어: 듀얼에너지, 단일선원, 이중선원, 금속인공물, 금속인공물 감소기법

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	구은희	청주대학교 보건의료과학대학 방사선학과	교수