

Theoretical Investigation of Metal Artifact Reduction Based on Sinogram Normalization in Computed Tomography

Hosang Jeon*, Hanbean Youn[†], Jiho Nam*, Ho Kyung Kim^{† ‡}

*Department of Radiation Oncology, Pusan National University Yangsan Hospital, Yangsan,

[†]School of Mechanical Engineering, Pusan National University, Busan,

[‡]Advanced Medical Engineering Research Center, Pusan National University, Busan, Korea

Image quality of computed tomography (CT) is very vulnerable to metal artifacts. Recently, the thickness and background normalization techniques have been introduced. Since they provide flat sinograms, it is easy to determine metal traces and a simple linear interpolation would be enough to describe the missing data in sinograms. In this study, we have developed a theory describing two normalization methods and compared two methods with respect to various sizes and numbers of metal inserts by using simple numerical simulations. The developed theory showed that the background normalization provide flatter sinograms than the thickness normalization, which was validated with the simulation results. Numerical simulation results with respect to various sizes and numbers of metal inserts showed that the background normalization was better than the thickness normalization for metal artifact corrections. Although the residual artifacts still existed, we have showed that the background normalization without the segmentation procedure was better than the thickness normalization for metal artifact corrections. Since the background normalization without the segmentation procedure is simple and it does not require any users' intervention, it can be readily installed in conventional CT systems.

Key Words: Computed tomography, Metal artifact, Sinogram, Linear interpolation

서 론

금속 인공물을 포함한 환자임에도 불구하고 단층영상 획득을 위해 자기공명영상장치보다는 엑스선 컴퓨터 단층촬영(computed tomography, CT) 시스템이 많이 활용되며, 또한 방사선 치료계획을 세울 때에도 선량계산에 필요한 전자밀도 분포 확보를 위해 CT 단층영상이 널리 활용되고 있다.¹⁾ 이처럼 종합병원에서 주로 이루어지던 CT 촬영이 교정 및 임플란트 수술을 위한 치과전용 CT 시스템의 개발 및 보급으로 요즘은 개인병원에서도 널리 이루어지고 있다.^{2,3)} 그러므로 정확한 병변의 진단과 치료, 수술 또는 수술을 위해서는 CT 단층영상에서 금속 영상왜곡(metal ar-

tifact) 현상을 제거 또는 완화시킬 수 있는 방법의 개발이 매우 필요하다.

1981년 처음으로 금속 영상왜곡 현상 저감에 관한 연구 논문이⁴⁾ 소개된 이후로 지금까지 다양한 방법이 개발되었는데, 크게 보간(interpolation) 방법,⁵⁾ 반복적(iterative) 또는 통계적(statistical) 방법,^{6,7)} 그리고 필터링(filtering) 방법⁸⁾ 등으로 구분할 수 있다. 보간 방법은 사이노그램(sinogram)에서 금속 물체의 궤적을 찾은 후 이를 손실된 데이터로 가정하고 주변의 값으로 보간하여 손실된 데이터를 복원하는 방법이다. 반복적 또는 통계적 방법은 대수적 영상재구성 기법(algebraic image reconstruction, ART) 또는 최대우도 기대값최대화(maximum likelihood expectation maximization, ML-EM) 기법 등을 이용하여 금속 영상왜곡 현상을 줄이는 방법이다. ART의 경우 투사선 상에 놓인 모든 엑스선 광자들이 투사선을 따라 광자 개수의 손실 없이 검출기의 특정 위치에 도달하는 것을 가정하고 있는 반면, ML-EM 기법은 광자 개수의 불규칙한 변화까지 고려하기 때문에 보다 개선된 영상을 획득할 수 있다. 최근에는 이와 같이 엑스선 광자의 통계물리를 비롯하여 투사 데이터를 획득하는 과정에서 야기되는 다양한 물리적 인자를 영상재구성 시 고려

이 논문은 미래창조과학부와 한국연구재단의 방사선기술개발사업(NRF-2013M2A2A9046313), 한국연구재단의 기초연구사업(2012-004920), 그리고 2012년 양산부산대학교병원 임상연구비 지원으로 이루어졌음.

이 논문은 2013년 12월 12일 접수하여 2013년 12월 17일 채택되었음.

책임저자 : 김호경, (609-735) 부산시 금정구 부산대학로 63번길 2

부산대학교 기계공학부

Tel: 051) 510-3511, Fax: 051)518-4613

E-mail: hokyung@pusan.ac.kr

하고자 하는 모델기반 영상재구성(model-based image reconstruction) 알고리즘에 대한 연구가 큰 주목을 받고 있다.⁹⁾ 한편 필터링 방법은 삼차원 비선형 필터를 국부적으로 적용하여 영상에서의 잡음을 줄임으로써 영상왜곡 현상을 완화시키는 방법이다. 최근 부족한 데이터를 가지고도 영상을 재구성할 수 있는 압축센싱(compressed sensing) 개념에 기반한 영상재구성 알고리즘에 관한 연구가 주목을 받고 있는데,¹⁰⁾ 이 개념을 금속 영상왜곡 현상 완화에 적용하는 연구도 소개된 바 있다.¹¹⁾

위에서 요약한 다양한 금속 영상왜곡 저감 방법 중 계산적, 시간적 효율 측면에서 가장 우수한 방법은 보간을 이용한 방법이다. 하지만 이 방법은 만약 사이노그램 상에서 금속 궤적을 정확히 찾아내지 못하면 금속 궤적 때 주변의 정보를 잃게 되어 궁극적으로 영상이 흐려질 수 있는 단점이 있다. 더불어 보간된 값과 주변 경계값 사이에 차이가 있을 경우 영상에서 금속 물체 외곽선의 접선 방향으로 streak artifact가 다시 나타날 수도 있다.¹²⁾ 이 문제를 보완하기 위해 차수가 높은 다항식으로 보간을 하거나 또는 스플라인(spline) 보간법을 이용할 수도 있는데, 고차 다항식은 반올림오차(round-off error)에 매우 민감하여 불량한 조건이 되기 쉬우며, 스플라인 보간법의 경우에는 끝단조건(end condition)에 민감한 단점이 있다.

만약 금속 궤적을 제외한 영역에서 사이노그램의 분포가 평탄하다면 위에서 언급한 보간 방법의 문제점을 쉽게 해결할 수 있으며, 더불어 단순한 일차식으로도 충분히 보간이 가능하다. 이에 착안하여 각 투사선 방향으로 피검사체의 두께 정보를 이용, 사이노그램을 정규화하여 평탄화하는 아이디어가 제시되었다(본 논문에서는 이 방법을 간단히 “두께 정규화” 방법이라고 명명함).^{12,13)} 한걸음 더 나아가, 획득한 사이노그램으로 영상을 재구성한 후 이를 다시 전진 투사(forward projection) 후 사이노그램을 획득, 이를 이용하여 정규화하는 방법이 최근 제시되기도 하였다(본 논문에서는 이 방법을 “배경 정규화” 방법이라고 명명함).¹⁴⁾ 하지만 두 방법 모두 정성적인 개념과 알고리즘으로만 소개되었으며, 배경이 되는 정량적인 이론은 제시되지 않았기 때문에 두 방법의 절대적인 비교는 힘들다.

본 연구에서는 위의 두 정규화 방법에 대한 이론적인 배경을 개발하였으며, 이 논문에서 소개하고자 하였다. 더불어 이론에 바탕한 시뮬레이션을 통해 두 정규화 방법을 비교하여 금속 영상왜곡 저감에 더 나은 방법이 무엇인지 고찰하고자 하였다. 정규화를 통한 금속 영상왜곡 저감 방법은 추가적인 측정이 필요 없는 간단명료한 방법이기 때문

에 구현 알고리즘 역시 간단하며, 따라서 경제적으로도 매우 우수한 방법이다. 그러므로 상용 CT 시스템에 쉽게 탑재되어 활용될 수 있을 것이다.

재료 및 방법

1. 이론적 배경

Fig. 1에서 나타낸 바와 같이 금속 물체 μ_m 을 포함한 피검사체 f 를 간단히 이차원 함수로 기술하면 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$f(x,y) = \mu_b(t,s) + \mu_m(t,s) \quad (1)$$

여기서 μ_b 는 μ_m 을 제외한 연조직 및 뼈조직 등으로 구성된 배경 물질을 의미한다(μ_b 와 μ_m 는 물리적으로 선형 감쇠계수를 의미함). 만약 임의의 투사선이 피검사체 외곽선과 만나 이루는 내선분 길이를 $L(t,\theta)$ 그리고 금속 물질 외곽선과 이루는 길이를 $l(t,\theta)$ 이라 한다면, 다음과 같이 두 종류의 Radon 변환 데이터 또는 사이노그램을 정의할 수 있다.

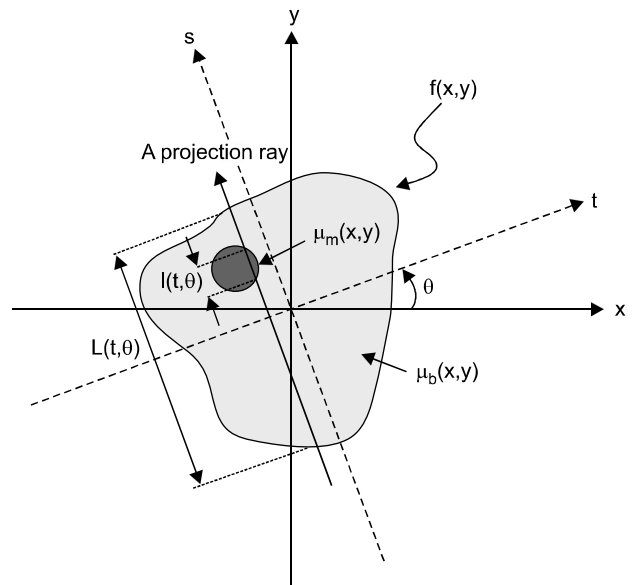


Fig. 1. Sketch describing the projection of an object $f(x, y)$ containing a circular metal insert by a single ray at a projection angle θ . The lengths intersected by the ray with the object and the metal insert are $L(t, \theta)$ and $l(t, \theta)$, respectively.

$$p_0(t, \theta) = \int_{L(t, \theta)} ds \quad (2a)$$

$$p_1(t, \theta) = \int_{L(t, \theta)} \mu_b(t, s) ds \quad (2b)$$

여기서 t 는 검출기 픽셀의 위치 그리고 θ 는 투사각도를 의미한다. 사이노그램 p_0 는 결국 피검사체의 두께 분포 $L(t, \theta)$ 을 의미하며, p_1 은 배경 물질로 가중된 두께 분포를 의미한다. 서로 다른 두 정규화 과정은 다음과 같이 두 가정을 전제로 한다.

가정 1) 금속 물질 내의 μ_m 은 위치에 관계없이 상수이다.

가정 2) 금속 물질의 크기가 피검사체에 비해 매우 작다. 즉 $L(t, \theta) \gg l(t, \theta)$.

식(2a)를 이용하여 식(1)에 대한 사이노그램을 정규화하면, 즉 피검사체를 두께에 대해 정규화를 수행하면 다음과 같은 결과를 얻을 수 있다.

$$q_0(t, \theta) \equiv \frac{p(t, \theta)}{p_0(t, \theta)} = \frac{\int_{L(t, \theta) - l(t, \theta)} \mu_b(t, s) ds + \int_{(t, \theta)} \mu_m(t, s) ds}{\int_{L(t, \theta)} ds} \\ \approx \langle \mu_b(t, \theta) \rangle + \mu_m \frac{l(t, \theta)}{L(t, \theta)} \quad (3)$$

여기서 기호 $\langle \dots \rangle$ 는 $L(t, \theta)$ 에 대한 평균값을 의미한다. 따라서 식(3)은 피검사체의 $L(t, \theta)$ 에 대한 배경 물질의 평균 선형감쇠계수 값의 분포를 의미하며, 금속의 선형감쇠계수 값은 피검사체 두께에 대한 금속 물질의 두께의 비로 가중되어 표현되게 된다. 따라서 피검사체의 외형이 원형에 가까울수록, 그리고 피검사체를 구성하는 배경 물질이 균일할수록 평탄한 분포의 사이노그램을 보여주게 될 것이다. 즉, $\langle \mu_b(t, \theta) \rangle \approx \mu_b$ 라는 상수값을 가지게 될 것이다.

위 두께 정규화와 유사한 방법으로 식 (2b)를 이용하여 정규화하면, 즉 피검사체를 배경 물질로 가중된 두께에 대해 정규화를 수행하면 다음과 같은 결과를 얻을 수 있다.

$$q_1(t, \theta) \equiv \frac{p(t, \theta)}{p_1(t, \theta)} = \frac{\int_{L(t, \theta) - l(t, \theta)} \mu_b(t, s) ds + \int_{(t, \theta)} \mu_m(t, s) ds}{\int_{L(t, \theta)} \mu_b(t, s) ds} \\ \approx 1 + \frac{\mu_m}{\langle \mu_b(t, \theta) \rangle} \frac{l(t, \theta)}{L(t, \theta)} \quad (4)$$

이 경우 정규화된 사이노그램은 피검사체의 형상이나 배경 물질의 균일도와는 상관없이 기본적으로 1이라는 상수 값

으로 나타나며, 금속이 존재하는 위치에서의 사이노그램 값은 금속 및 배경 물질을 기술하는 선형감쇠계수의 비로 나타나며, 이 값의 크기는 피검사체 두께에 대한 금속 물체의 두께의 비에 비례한다.

2. 알고리즘

사이노그램 정규화를 이용한 금속 영상왜곡 저감 방법의 절차를 Fig. 2에 요약하였으며, 설명은 다음과 같다.

- 1) 금속 물체를 포함한 피검사체의 CT 스캔을 통해 사이노그램을 획득한다.
- 2) 획득한 사이노그램을 이용하여 영상을 재구성한다.
- 3) 재구성된 영상에 대해(이를 다시 피검사체로 간주하고) 가상의 투사 과정을 통해 사이노그램을 생성한다. 이때 투사 과정 시 1)에서 사이노그램을 획득하기 위해 수행한 CT 스캔에서의 정확한 기하학적 정보를 활용하는 것이 중요하다. 여기서 두 종류의 서로 다른 사이노그램을 생성한다. 재구성된 영상의 내부를 모두 공기로 바꾸어 전진 투사를 수행하면 피검사체 두께 정보만을 포함하는 두께 사이노그램을 생성할 수 있다. 또는 영상분할(영상 이진화)을 통해 피검사체 내부 물질을 구분한 후 전진 투사를 수행하면 배경 사이노그램을 생성할 수 있다. 이때 금속 물체 내부에는 어떠한 임의의 값을 채우더라도 상관은 없다.
- 4) 1)에서 생성한 사이노그램에서 영상분할을 통해 순수 금속 물체에 의한 궤적 떠만을 추출한다. CT 스캔을 통해 금속 물체를 포함한 피검사체의 사이노그램을 생성하게 되면 금속 물체 궤적 떠 내에서의 값은 일반적으로 포화된 최대값을 보이기 때문에 매우 정교한 영상분할 알고리즘을 필요치 않으며, 문턱값을 이용한 가장 기본적인 영상분할 알고리즘이면 충분하다.
- 5) 1)에서 생성한 사이노그램에 대해 3)에서 구한 두께 또는 배경 사이노그램을 이용하여 정규화를 수행한다. 즉 1)의 사이노그램을 표현하는 어레이 값을 3)의 두께 또는 배경 사이노그램 어레이 값으로 각 셀별로 나누어 정규화된 사이노그램을 구한다.
- 6) 4)에서 구한 금속 궤적 떠 위치 정보를 이용하여 5)에서 구한 정규화된 사이노그램에서의 금속 궤적 떠를 찾은 후(두 사이노그램을 단순히 곱하면 된다) 금속 궤적 떠 양쪽 경계를 선형 보간한다.
- 7) 6)에서 구한 사이노그램에 대해 3)에서 구한 해당 사이노그램(두께 또는 배경 사이노그램)을 이용하여 역정규화 과정을 수행한다. 즉 6)의 사이노그램을 표현

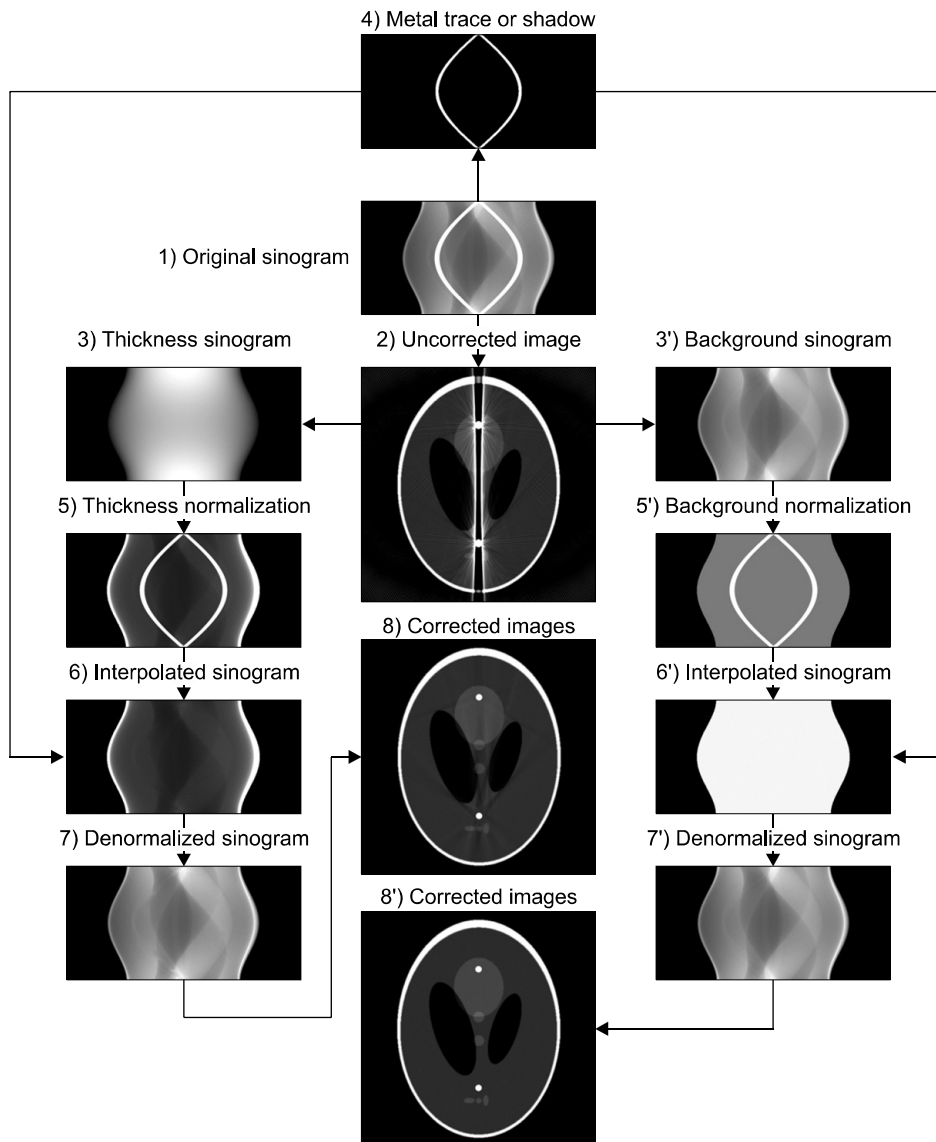


Fig. 2. Illustration of the metal artifact reduction algorithm based on the thickness and background normalizations. 1) Generation of a sinogram from the CT scan. 2) Image reconstruction using the sinogram 1). Generation of sinograms 3) and 3') by forward-projecting the uncorrected image after replacing its internal components by air and redefining the internal components, except the metal insert, by the segmentation procedure, respectively. 4) Extraction of metal traces from the original sinogram. Generation of normalized sinograms 5) and 5') dividing 1) by 3) and 3'), respectively. 6) Interpolated sinograms 6) and 6') by applying the linear interpolation to 5) and 5'), respectively, with the known metal traces. Generation of corrected sinograms 7) and 7') by multiplying 6) and 6') by 3) and 3'), respectively (the denormalization procedure). Generation of corrected images 8) and 8').

하는 어레이 값에 3)의 두께 또는 배경 사이노그램 어레이 값으로 각 셀별로 곱하여 역정규화된 사이노그램을 구한다.

8) 역정규화를 통해 구한 사이노그램을 이용하여 영상을 재구성한다.

3. 시뮬레이션

본 연구에서는 시뮬레이션을 통해 위에서 기술한 두 가지의 정규화 금속 영상왜곡 저감 방법의 성능을 비교해 보았다. 피검사체를 위해 Shepp-Logan 팬텀을 이용하였으며,¹⁵⁾ 가상의 금속 물체를 팬텀 내부에 배치하였다. 금속 물체는 원으로 가정하였으며, 다양한 보간 방법과 정규화

방법의 결과를 대비해 보았다. 금속 물체의 크기에 의한 두 정규화 방법의 효과를 살펴보기 위해 타원체인 Shepp-Logan 팬텀의 장축 길이에 대해 2~5%의 반지름을 가지는 금속 물체를 고려하였다. 또한 최대 4개의 금속 물체의 배치함으로써 금속 물체의 분포 및 개수에 의한 영향도 살펴보고자 하였다.

이차원 평행빔으로 가정하였으며, 단층 영상재구성은 필터링 후 역투사법을 이용하였고, 가장 단순한 ramp 필터를 채택하였다. 영상재구성의 구현은 Mathworks사의 Matlab® (Version R2012)을 이용하였으며 quad-core CPU (Intel i7, 2.8 GHz), 16 Gbytes RAM, 64-bit OS 사양의 개인용 컴퓨터에서 구현하였다(multi-threading을 활용하지 않았기 때문에

실제로는 single-core CPU를 활용한 셈이다).

4. 모델의 검증

이론적 배경에서 기술한 두 정규화 방법의 이론을 검증하기 위해 간단한 시뮬레이션을 수행하였으며, 그 결과를 이론적 계산과 비교하였다. Fig. 3a에서 보인 바와 같이 세 물질(water, bone, gold)로 이루어진 간단한 팬텀을 구성하였으며, 이에 대해 두 정규화 방법으로 사이노그램 $q_0(t, \theta)$ 와 $q_1(t, \theta)$ 을 생성하였다. 각 물질은 원형으로 구성하였으며, 각각의 반지름은 $r_{\text{water}}=200$, $r_{\text{bone}}=100$, $r_{\text{Au}}=20$ mm로 가정하

였다. Water와 bone의 중심은 t - s 좌표계의 원점에, 그리고 gold의 중심은 $(t_0=120, 0)$ 에 위치시켰다. 엑스선 에너지를 60 keV로 가정하고 이때 각 물질에 대한 선형감쇠계수 값을 사용하였다. 선형감쇠계수 값은 NIST (National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, US)로부터 취하였다. 참고로 cortical bone, soft tissue, water 등 주요 tissue와 tungsten 및 gold 등 인체 인공 삽입물로 사용되는 주요 금속에 대한 선형감쇠계수의 값을 Table 1에 정리하였다. 투사각도 $\theta=0^\circ$ 에서의 정규화 사이노그램을 비교하였다. 식 (3)과 (4)의 계산을 위해서는 $L(t, \theta)$ 및 $I(t, \theta)$ 을 알아야

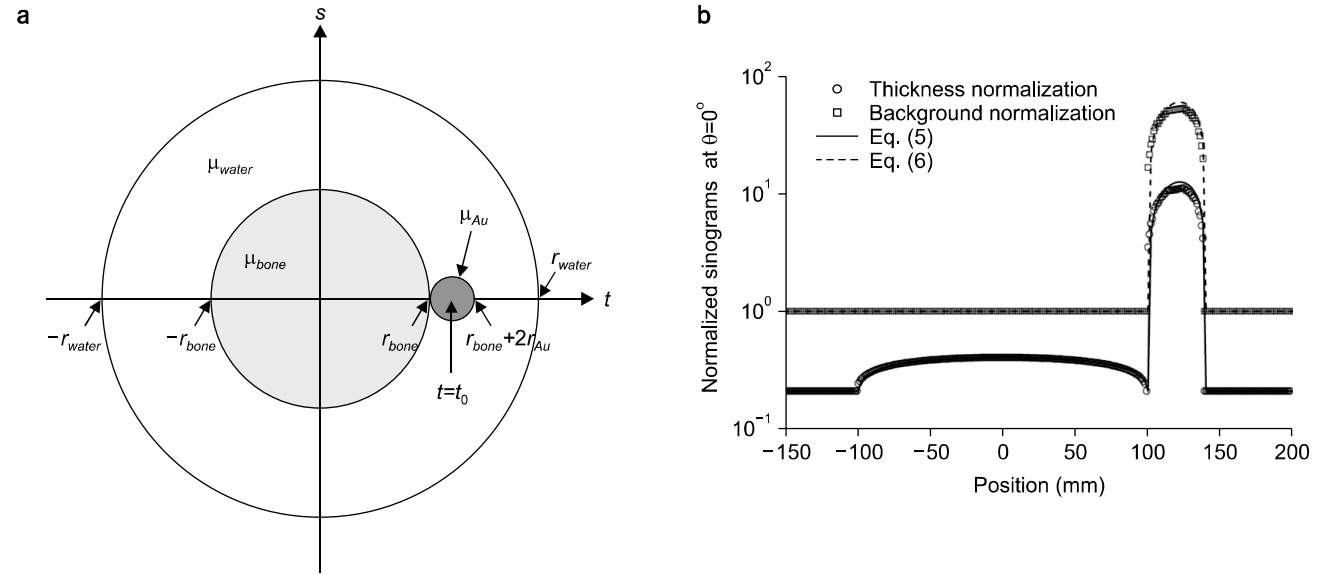


Fig. 3. (a) Simple circular numerical phantom consisting of water (μ_{water}), bone (μ_{bone}) and gold (μ_{Au}). Radii of each material r_j , where $j=\text{water, bone, and Au}$, are 200, 100 and 20 mm, respectively. The center of gold material is located at $t_0=120$ mm. (b) Comparison of normalized sinograms obtained at $\theta=0^\circ$. Symbols describe the simulation results, whereas solid lines describe theoretical calculations.

Table 1. Linear attenuation coefficients of tissue and metal, and ratios between metal and tissue at diagnostic energy.

Energy (keV)	μ_b (cm^{-1})			μ_m (cm^{-1})		μ_m / μ_b	
	Bone	Tissue	Water	Tungsten	Gold	$\mu_W / \mu_{\text{water}}$	$\mu_{\text{Au}} / \mu_{\text{water}}$
	μ_{bone}	μ_{tissue}	μ_{water}	μ_W	μ_{Au}		
10	54.74	5.70	5.33	1,870.17	2,281.69	351	428
20	7.68	0.87	0.81	1,268.40	1,522.61	1,567	1,881
30	2.56	0.40	0.38	438.69	531.69	1,168	1,416
40	1.28	0.28	0.27	205.93	250.77	768	935
50	0.81	0.24	0.23	114.84	140.22	506	618
60	0.60	0.22	0.21	71.66	87.50	348	425
80	0.43	0.19	0.18	150.71	42.21	820	230
100	0.36	0.18	0.17	85.63	99.65	502	584
150	0.28	0.16	0.15	30.51	35.92	203	239

하는데, bone과 gold의 두께는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$L_{bone}(t,0) = 2\sqrt{r_{bone}^2 - t^2}, -r_{bone} < t < r_{bone} \quad (5)$$

$$l_{Au}(t,0) = 2\sqrt{r_{Au}^2 - (t-t_0)^2}, r_{bone} \leq t < r_{bone} + 2r_{Au} \quad (6)$$

이로부터 water의 두께는 다음과 같이 계산하였다.

$$L_{water}(t,0) = 2\sqrt{r_{water}^2 - t^2}, t \leq r_{bone} \text{ and } t \geq r_{bone} + r_{Au} \quad (7a)$$

$$L_{water}(t,0) = 2\sqrt{r_{water}^2 - t^2} - L_{bone}(t,0), -r_{bone} < t < r_{bone} \quad (7b)$$

$$L_{water}(t,0) = 2\sqrt{r_{water}^2 - t^2} - l_{Au}(t,0), r_{bone} \leq t < r_{bone} + 2r_{Au} \quad (7c)$$

따라서 평균 배경값은 다음과 같은 방법으로 쉽게 계산할 수 있다.

$$\langle \mu_b(t, \theta) \rangle = \frac{\mu_{water} L_{water}(t,0) + \mu_{bone} L_{bone}(t,0)}{L_{water}(t,0) + L_{bone}(t,0)} \quad (8)$$

결 과

1. 검증

Fig. 3a에서 보인 팬텀에 대해 투사각도 $\theta = 0^\circ$ 에서의 두

정규화 방법으로 구한 사이노그램 $q_0(t,0)$ 와 $q_1(t,0)$ 을 Fig. 3b에 나타내었다. 더불어 식(3)과 (4)로 계산한 결과 역시 함께 나타내었으며, 결과에서 보듯이 두 쌍의 결과가 서로 매우 잘 일치하며, 따라서 본 연구에서 개발한 이론이 두 정규화 알고리즘을 매우 잘 기술함을 알 수 있다. 시뮬레이션 결과의 경우 금속(gold) 영역 중앙부에서 약간의 왜곡을 보이는데, 이는 유한한 크기의 픽셀로 구성된 전산팬텀의 한계 때문이다.

서론에서 언급하였듯이 금속 물체 주변에서의 사이노그램 값이 균일하고 평탄할수록 정확한 선형 보간을 기대할 수 있다. 식(3)과 (4)를 비교해 보면 배경 정규화 방법은 배경 영역에서 상수값 1을 제공하는 반면, 두께 정규화 방법은 배경 물질에 의존하며, 따라서 배경 물질이 균일하지 않을 경우 정확한 선형 보간이 힘들 수 있다. 다시 말하자면, 배경 정규화 방법은 두께 정규화 방법과는 달리 피검사체의 모양이나 구성 물질의 복잡성 등에 대한 의존성이 없으며, 그러므로 두께 정규화 방법보다 금속 물체 주변에서 보다 균일하고 평탄한 사이노그램 값을 제공한다. Fig. 3b는 이와 같은 두 정규화 방법의 차이를 잘 설명한다.

2. 시뮬레이션 결과

금속 물체를 포함한 Shepp-Logan 팬텀으로부터 획득한 사이노그램($\theta = 263^\circ$)과 선형 보간, 2차, 3차 및 4차 Lagrange 보간, 3차 스플라인 보간 등 다양한 방법으로 금속

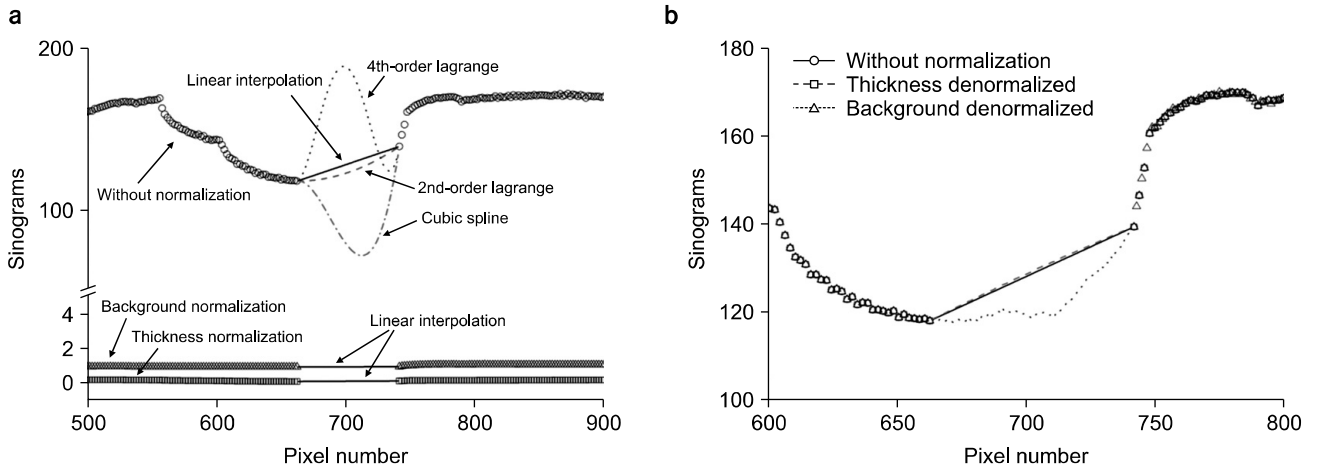


Fig. 4. (a) Interpolated sinograms with various functions which include simple linear function, 2nd-, 3rd-, and 4th-order Lagrange functions, and cubic spline. For comparison, the thickness- and background-normalized sinograms with linear interpolation are also plotted. (b) Sinograms denormalized from the thickness and background normalizations. For comparison, the original sinogram with linear interpolation is also plotted. All the profiles are extracted from sinograms obtained at $\theta = 263^\circ$ at which the effect of interpolation can be well addressed.

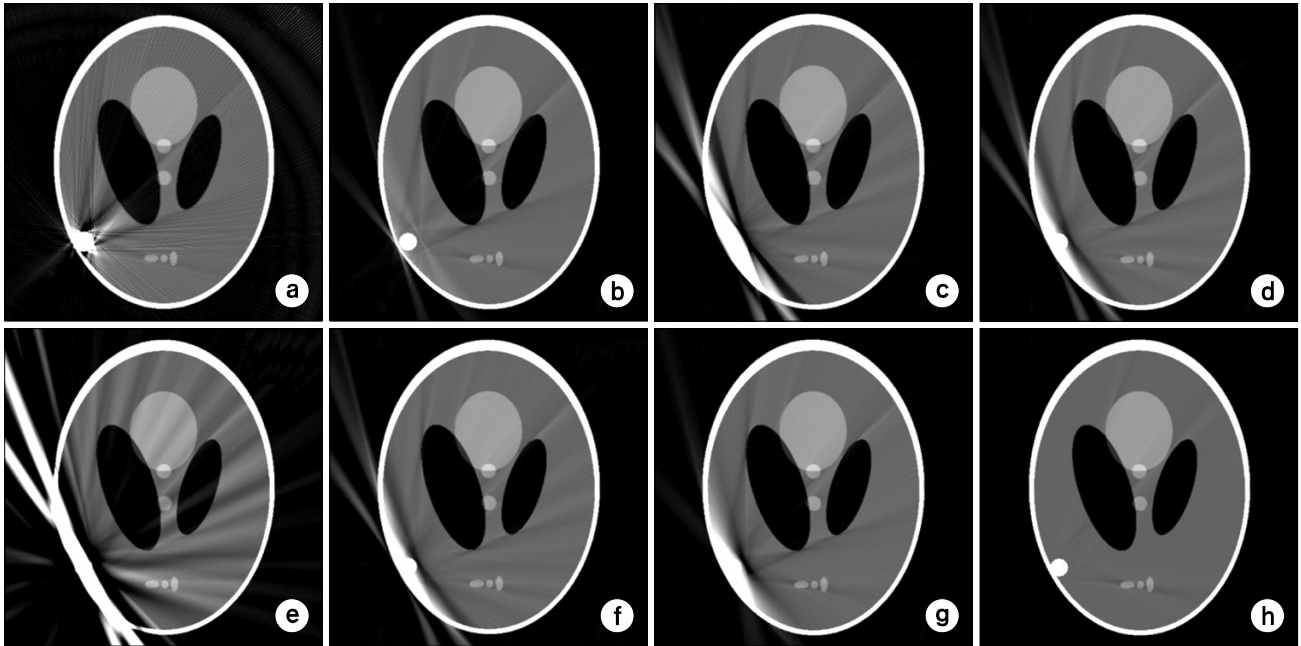


Fig. 5. Restored images by using various interpolation methods for (a) an original image: (b) linear interpolation, (c) 2nd-order Lagrange interpolation, (d) 3rd-order Lagrange interpolation, (e) 4th-order Lagrange interpolation, (f) cubic spline interpolation, (g) linear interpolation in the thickness-normalized sinogram, and (h) linear interpolation in the background-normalized sinogram.

물체 영역에서 보간을 수행한 결과를 Fig. 4a에 나타내었다. 더불어 비교를 위해 두께 및 배경으로 정규화한 사이노그램에서 선형 보간을 수행한 결과도 함께 나타내었다.

영상재구성에 앞서 정규화된 사이노그램의 역정규화(denormalization) 과정[알고리즘 중 7) 또는 7')] 과정, Fig. 2 참조]이 필요한데, 역정규화를 수행한 사이노그램을 Fig. 4b에 나타내었다. 비교를 위해 정규화 과정 없이 선형 보간을 수행한 사이노그램도 함께 나타내었다.

위의 각 방법으로 보간한 사이노그램을 바탕으로 영상을 재구성한 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 참고로 금속 물체의 반지름은 Shepp-Logan 팬텀 장축의 4% 정도이다. Fig. 4a에서 보인 결과에서 어느 정도 예측할 수 있었다시피 고차 함수로 보간한 경우에 영상왜곡이 심하며, 특히 여기서는 4차 Lagrange 함수로 보간한 경우 가장 심한 영상왜곡을 보여주었다. 두께 정규화 방법은 단순 선형 보간과 거의 유사한 결과를 보여주었으며, 배경 정규화 방법이 가장 우수한 화질을 제공하였다. 일반적으로 보간을 이용하여 금속 영상왜곡 저감을 수행할 경우 명확하게 금속 영역의 경계를 찾지 못할 경우 금속 물체 가장자리(edge) 정보의 손실로 인해 그 주변으로 영상이 흐려지는 단점이 있다. 또한 보간된 데이터와 그 주변 원 데이터 사이의 값이 부드럽게 연

결되지 못하고 차이가 존재하게 되면, 금속 물체 경계의 접선 방향으로 streak artifact가 발생된다.¹²⁾ 비록 잡음이 없는 이상적인 전산팬텀으로 구현하였기 때문에 이와 같은 문제점들이 덜 두드러져 보이긴 하였으나, 배경 정규화 방법을 적용하여 구한 영상을 제외한 영상에서는 불완전한 보간으로 인한 영상왜곡이 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

금속 물체의 크기에 따른 금속 영상왜곡의 정도와 두께 및 배경 정규화 방법으로 보정한 결과를 Fig. 6에 나타내었다. 열(a)는 원본 영상, 열(b)는 두께 정규화를 통한 보정 결과, 열(c)는 배경 정규화를 통한 보정 결과를 각각 보여준다. 금속 물체의 반지름은 Shepp-Logan 팬텀 장축 대비 행(1)은 2%, 행(2)는 3%, 행(3)은 4%, 그리고 행(4)는 5%이다. 그리고 삽입된 그래프는 각 경우마다 해당 역정규화 사이노그램($\theta = 30^\circ$)으로부터 추출한 프로파일이며, (굵은) 실선은 정규화 단계에서 수행된 선형 보간을 의미한다. 금속 물체의 크기가 증가할수록 금속 물체 주변으로 음영의 크기가 커지는 것을 알 수 있다. 두께 정규화 방법으로 보정한 경우 미약하나마 여전히 streak 및 dark shadow artifact가 존재하는 반면, 배경 정규화 방법의 경우에는 영상왜곡이 깨끗하게 제거되었다. 역정규화 사이노그램 프로파일을 살펴보면, 두께 정규화의 경우 마치 원본 사이노그램 상에서

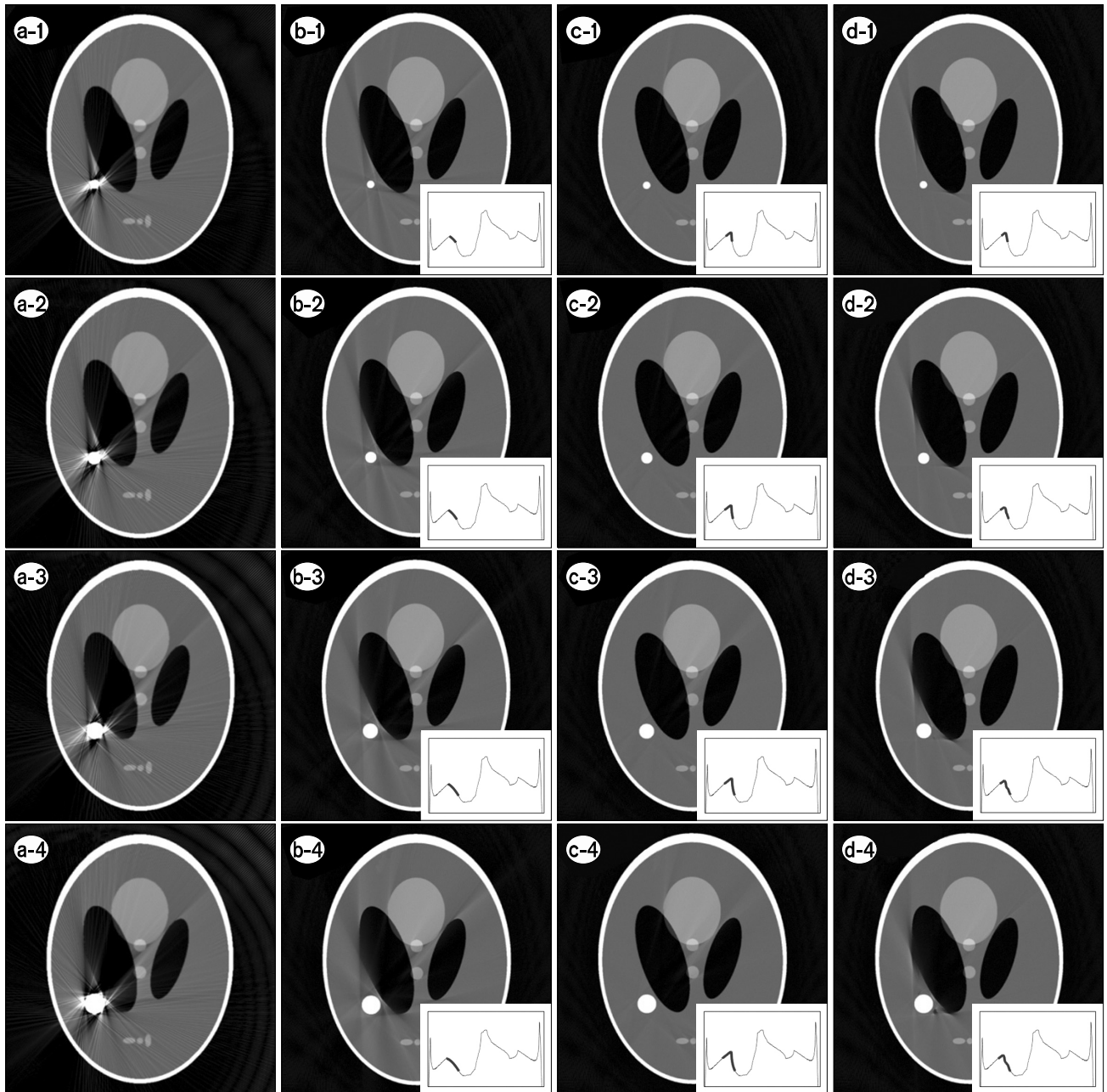


Fig. 6. Column (a) shows the reconstructed images with metal objects having various sizes. Column (b) and (c) shows the restored images using the thickness and background normalization methods, respectively. Column (d) shows the restored images using the background normalization method without the segmentation procedure. The insets are the profiles extracted from sinograms obtained at $\theta=30^\circ$.

선형 보간을 수행한 결과처럼 나타나는 반면, 배경 정규화의 경우에는 비선형 함수로 보간을 수행한 결과처럼 나타나며, 전반적으로 손실된 데이터의 프로파일을 보다 더 잘 기술하고 있음을 알 수 있다.

위와 유사한 방법으로 금속 물체의 개수에 따른 금속 영

상왜곡의 정도와 두께 및 배경 정규화 방법으로 보정한 결과를 Fig. 7에 나타내었다. 열(a)는 원본 영상, 열(b)는 두께 정규화를 통한 보정 결과, 열(c)는 배경 정규화를 통한 보정 결과를 각각 보여주며, 각 행마다 금속 물체의 개수를 증가시켜 마지막 행의 경우 네 개의 금속 물체가 존재할

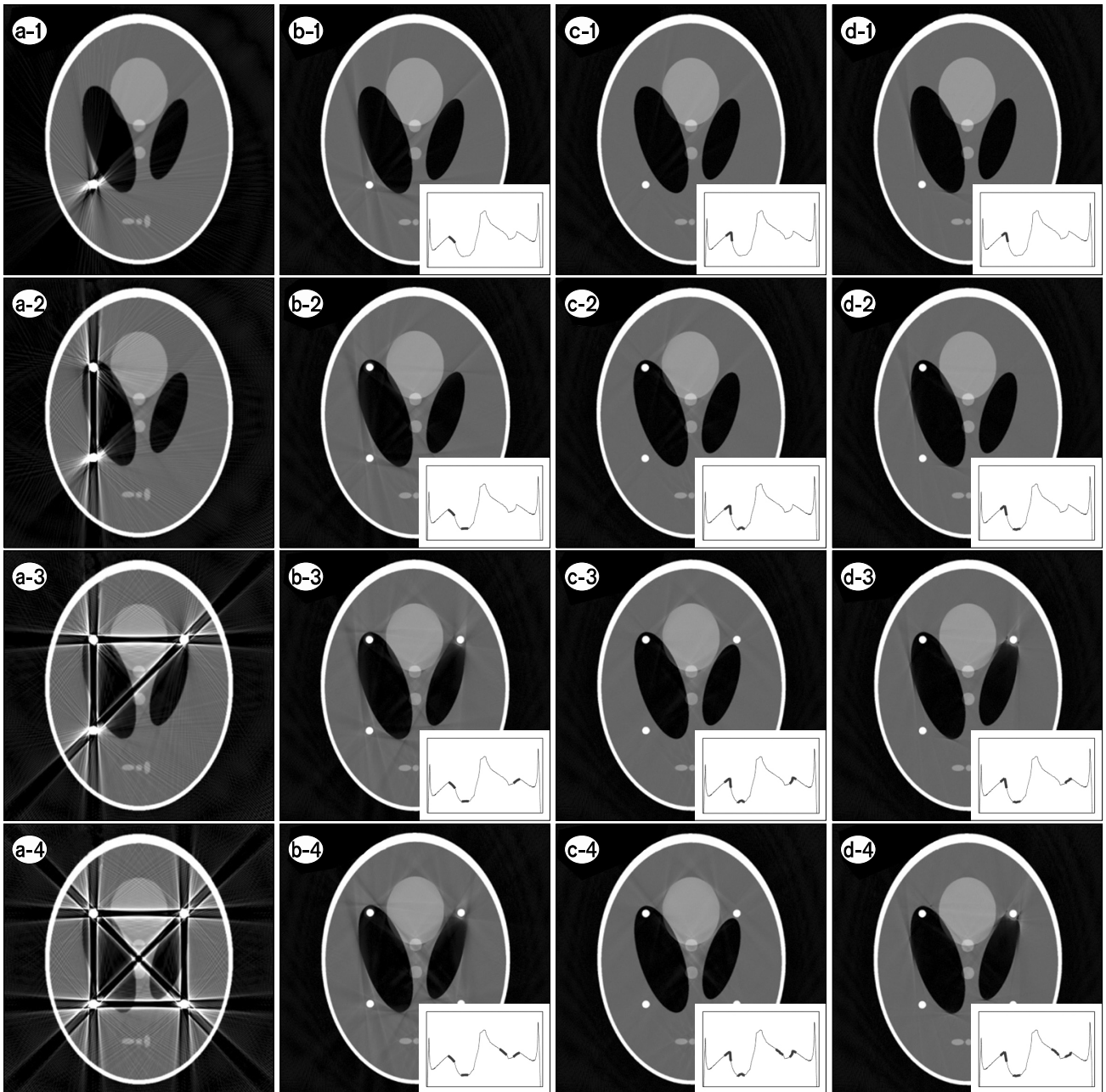


Fig. 7. Column (a) shows the reconstructed images with various numbers of metal objects. Column (b) and (c) shows the restored images using the thickness and background normalization methods, respectively. Column (d) shows the restored images using the background normalization method without the segmentation procedure. The insets are the profiles extracted from sinograms obtained at $\theta=30^\circ$.

경우 금속 영상왜곡의 정도와 두께 및 배경 정규화 방법으로 보정한 결과를 나타낸다. 참고로 금속 물체의 반지름은 Shepp-Logan 팬텀 장축의 2%이다. 금속 물체의 개수를 증가시킬수록 영상왜곡의 정도가 심해짐을 알 수 있다. 특히 금속 물체간에 beam hardening artifact가 매우 두드러진다.

위 결과와 마찬가지로 두께 정규화는 불완전한 보정 결과를 보여주는 반면, 배경 정규화는 거의 완벽한 보정 결과를 보여준다. 역정규화 사이노그램을 살펴보면, 두께 정규화의 경우 각 손실된 데이터 구간마다 선형으로 보간하고 있는 반면, 배경 정규화는 주변 데이터와 좀 더 잘 어울려

손실된 데이터를 보간하여 기술하고 있다.

고 찰

Fig. 4a에서 보인 바와 같이 정규화 과정 없이 획득한 사이노그램의 경우 불균일한 배경 영역 값으로 인해 금속 영역 양 끝단에서의 값 차이가 크며, 따라서 차수가 높은 보간식을 사용할 경우 잘못된 값을 금속 영역에 채울 수 있음을 알 수 있다. 사이노그램 데이터를 정성적으로 살펴 보았을 때 2차 Lagrange 보간을 수행했을 때 금속 영역의 손실된 데이터(missing data)를 가장 잘 복원하는 것으로 보인다. 반면 정규화 과정을 거쳐 획득한 사이노그램의 경우 금속 영역 양 끝단에서의 값 차이가 거의 없으며 따라서 1차 식으로 보간이 충분함을 알 수 있다. 특히 정규화 과정을 거친 사이노그램의 경우 배경 영역에서의 값들이 상대적으로 균일하기 때문에 금속 영역의 양 끝단을 찾기가 매우 용이한 장점도 있다. 정규화한 사이노그램을 Fig. 4b에서 보인 바와 같이 역정규화 하게 되면 배경 영역에서는 기존의 사이노그램 값과 일치하며, 보간 영역에서는 두께 정규화 사이노그램과 단순 선형 보간 사이노그램이 서로 거의 유사한 결과를 보여준다. 하지만 정성적으로는 배경 정규화 사이노그램이 손실된 데이터 영역을 가장 부드럽고 합리적으로 기술하고 있음을 알 수 있다. Fig. 5에서 보인 바와 같이 두께 정규화의 경우 여기서는 비록 단순 선형 보간의 결과와 유사한 결과를 보였으나, 실제 잡음이 많고, 훨씬 복잡한 배경 물질로 이루어진 데이터에 대해서는 보다 나은 결과를 제공할 것으로 예상되며,^{13,14)} 무엇보다도 평탄한 사이노그램을 제공함으로써 쉬운 보간 과정이 이루어질 것으로 예상된다.

Meyer 등¹⁴⁾은 배경 정규화 금속 영상왜곡 저감 방법의 경우 배경 사이노그램 생성을 위한 원본 재구성 영상에서의 영상분할 결과에 큰 영향을 받는다고 하였으며, 불완전한 영상분할의 경우 영상왜곡 잔상을 남긴다고 하였다. 금속 영상왜곡이 심하지 않거나, 잡음이 심하지 않은 영상의 경우 히스토그램 상의 문턱치 등을 이용하여 비교적 쉽게 영상분할을 수행할 수 있으나,^{16,17)} 그렇지 않을 경우 보다 심오하고 정교한 영상분할 알고리즘이 요구되며, 이는 곧 시간적 불이익을 초래한다. 배경 정규화 과정 중 영상분할을 수행하는 이유에 대한 본 저자들의 의견은 다음과 같다. 금속 물체를 포함한 피검사체를 CT 스캔을 통해 사이노그램을 생성하게 되면 금속 물체 궤적을 기술하는 사이노그램 값은 일반적으로 포화된 최대값을 갖게 되고, 이는 곧

엑스선이 금속 물질을 투과하지 못하였음을 의미하며, 따라서 이 사이노그램을 이용하여 영상을 재구성하게 되면 금속 물체 주변으로 엑스선 신호의 부재에 의한 영상왜곡이 발생하기 때문에 풀린다. 하지만 이렇게 재구성된 영상에 대해 전진 투사를 수행하게 되면 금속 물체 궤적에서도 가상의 컴퓨터에서는 실제로 유한한 값을 가지는 사이노그램을 생성할 수 있다. 그러므로 금속 영상왜곡 저감 알고리즘의 절차 3)에서 기술한 바와 같이 배경 정규화를 위해 재구성된 영상에서 굳이 영상분할을 수행할 필요 없이 임의의 단일 값으로 배경 물질을 채워도 배경 정규화 효과를 얻을 수 있을 것으로 생각하였다. Fig. 6 및 7의 열(d)에 이와 같은 방법으로 배경 정규화를 수행한 결과를 나타내었으며, 비록 미약하게 영상왜곡 잔상이 일부 남아있으나 두께 정규화에 비해 훨씬 개선된 영상을 보여줄 수 있다. 역정규화 사이노그램 프로파일을 살펴보면 손실된 데이터 주변의 값 차이가 작은 경우에는 두께 정규화와 유사하며, 큰 경우에는 기존 배경 정규화와 유사함을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 영상분할 과정을 생략한 배경 정규화 보정 방법도 충분히 활용 가능성을 확인하였고, 그 유용성을 제시하고자 한다.

결 론

금속 영상왜곡 보정을 위한 두께 및 배경 정규화 방법의 이론을 개발하였으며, 시뮬레이션을 통해 이를 증명하였다. 배경 정규화 방법이 두께 정규화 방법에 비해 피검사체 배경 구성 물질의 종류 및 개수와는 상관없이 보다 평탄한 정규화 사이노그램을 제공함을 증명하였으며, 금속 물질의 크기 및 개수 등 다양한 조건에서 훨씬 우수한 금속 영상왜곡 보정 결과를 제공함을 시뮬레이션을 통해 확인하였다. 더불어 기존 배경 정규화 방법에서 요구하는 영상분할 과정을 생략하더라도 비록 영상왜곡 잔상이 미약하게 나타나긴 하지만, 두께 정규화 방법에 비해 훨씬 나은 보정 결과를 제공함을 본 연구에서 제시하였다. 영상분할 과정을 생략한 배경 정규화 방법은 매우 간단하며 단순 선형 보간으로도 손실된 데이터의 기술이 충분하고, 또한 사용자의 개입이 없는 알고리즘화가 가능하기 때문에 기존 CT 시스템에 쉽게 탑재되어 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Parker RP, Hobday PA, Cassell KJ: The direct use of CT

- numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media. *Phys Med Biol* 24(4):802–809 (1979)
2. **Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, et al:** State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Invest* 10(1):1–7 (2006)
3. **Cho MK, Kim HK, Youn H, Kim SS:** A feasibility study of digital tomosynthesis for volumetric dental imaging. *J Instrum* 7(3):P03007 (2012)
4. **Glover GH, Pelc NJ:** An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstructions. *Med Phys* 8(6):799–807 (1981)
5. **Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J:** Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. *Radiology* 164(2):576–577 (1987)
6. **Wang G, Snyder DL, O’Sullivan JA, et al:** Iterative deblurring for CT metal artifact reduction. *IEEE Trans Med Imaging* 15(5):657–664 (1996)
7. **De Man B, Nuyts J, Dupont P, et al:** An iterative maximum-likelihood polychromatic algorithm for CT. *IEEE Trans Med Imaging* 20(10):999–1008 (2001)
8. **Kachelrieß M, Watzke O, Kalender WA:** Generalized multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT. *Med Phys* 28(4):475–490 (2001)
9. **Nuyts J, De Man B, Fessler JA, et al:** Modelling the physics in the iterative reconstruction for transmission computed tomography. *Phys Med Biol* 58(12):R63–R96 (2013)
10. **Park JC, Song B, Kim JS, et al:** Fast compressed sensing-based CBCT reconstruction using Barzilai–Borwein formulation for application to on-line IGRT. *Med Phys* 39:1207–1217 (2012)
11. **Choi J, Kim KS, Kim MW, et al:** Sparsity driven metal part reconstruction for artifact removal in dental CT. *J X-ray Sci Tech* 19(4):457–475 (2011)
12. **Müller J, Buzug TM:** Spurious structures created by interpolation-based CT metal artifact reduction. *Proc SPIE* 7258:72581Y(8pp) (2009)
13. **Müller J, Buzug TM:** *Intersection Line Length Normalization in CT Projection Data*. Bildverarbeitung für die Medizin, Berlin (2008) pp. 77–81
14. **Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelrieß M:** Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. *Med Phys* 37(10):5482–5493 (2010)
15. **Jain AK:** *Fundamentals of Digital Image Processing*. Prentice-Hall Inc, Englewood Cliffs, NJ (1989), pp. 438–439
16. **Otsu N:** A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Trans Syst Man Cybern* 9(1):62–66 (1979)
17. **Sezgin M, Sankur B:** Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation. *J Electron Imaging* 13(1):146–165 (2004)

컴퓨터 단층영상에서 사이노그램 정규화를 이용한 금속 영상왜곡 저감 방법의 이론적 고찰

*양산부산대학교병원 방사선종양학과, [†]부산대학교 기계공학부, [‡]부산대학교 차세대의료기술연구센터

전호상* · 윤한빈[†] · 남지호* · 김호경^{†‡}

금속 인공물을 포함한 인체 단층영상의 경우 금속 영상왜곡으로 인한 화질의 저하가 매우 심각하다. 금속 영상왜곡 저감을 위한 많은 방법 중 사이노그램 정규화를 통해 평탄한 사이노그램을 제공하여 금속 궤적을 쉽게 찾고, 단순 선형 보간으로 금속물을 대체하는 두께 및 배경 정규화 방법이 최근 소개되었다. 본 연구에서는 두 방법의 이론적 배경을 개발하였으며, 시뮬레이션을 통해 금속 인공 물질의 크기 및 개수에 따른 두 방법의 보정 결과를 비교하였다. 개발한 이론에 의하면 배경 정규화 방법이 두께 정규화 방법에 비해 피검사체 배경 구성 물질의 개수 및 종류에 상관없이 거의 평탄한 사이노그램을 제공하였으며, 시뮬레이션을 통해 이를 증명하였다. 금속 인공 물질의 다양한 크기 및 개수에 대한 두 방법의 보정 결과 역시 배경 정규화 방법이 두께 정규화 방법에 비해 훨씬 나은 보정 결과를 보여 주었다. 배경 정규화 방법은 영상분할 과정을 요구하는데 본 연구에서는 이 과정을 생략하더라도 비록 영상왜곡 잔상이 미약하게 나타나긴 하지만, 두께 정규화 방법에 비해 훨씬 나은 보정 결과를 제공함을 확인하였다. 영상분할 과정을 생략한 배경 정규화 방법은 매우 간단하며 단순 선형 보간으로도 금속 궤적에 의해 손실된 데이터의 기술이 충분하고, 또한 사용자의 개입이 없는 알고리즘화가 가능하기 때문에 기존 컴퓨터단층영상 시스템에 쉽게 탑재되어 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

중심단어: 컴퓨터단층영상, 금속 영상왜곡, 사이노그램, 선형 보간