

## &lt;원저&gt;

## s-IGDT 시스템의 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수에 따른 영상 화질 평가에 관한 연구

이다혜<sup>1)</sup>·남기복<sup>1)</sup>·이승완<sup>1,2)</sup><sup>1)</sup>건양대학교 의과학과·<sup>2)</sup>건양대학교 방사선학과

## Image Quality Evaluation according to X-ray Source Arrangement Type and the Number of Projections in a s-IGDT System

Dahye Lee<sup>1)</sup>·KiBok Nam<sup>1)</sup>·Seungwan Lee<sup>1,2)</sup><sup>1)</sup>Department of Medical Science, Konyang University<sup>2)</sup>Department of Radiological Science, Konyang University

**Abstract** Although stationary inverse-geometry digital tomosynthesis (s-IGDT) is able to reduce motion artifacts, image acquisition time and radiation dose, the image quality of the s-IGDT is degraded due to the truncations arisen in projections. Therefore, the effects of geometric and image acquisition conditions in the s-IGDT should be analyzed for improving the image quality and clinical applicability of the s-IGDT system. In this study, the s-IGDT images were obtained with the various X-ray source arrangement types and the various number of projections. The resolution and noise characteristics of the obtained s-IGDT images were evaluated, and the characteristics were compared with those of the conventional DT images. The s-IGDT system using linear X-ray source arrangement and 40 projections maximized the image characteristics of resolution and noise, and the corresponding system was superior to the conventional DT system in terms of image resolution. In conclusion, we expect that the s-IGDT system can be used for providing medical images in diagnosis.

**Key Words :** s-IGDT, X-ray source arrangement, Number of projections, Resolution, Noise

**중심 단어 :** s-IGDT, X-선원 배열, 투영상 개수, 분해능, 잡음

## I. 서론

디지털 단층영상합성장치(Digital tomosynthesis; DT)는 X-선원과 검출기가 제한된 스캔 각도에서 움직이며 획득한 투영상을 통해 3차원 단층영상을 제공하는 의료영상 획득 시스템이다[1-3]. DT는 인체 내 조직 간 중첩을 감소시켜 일반 X-선 촬영의 단점을 해결할 수 있으며, 3차원 영상을 획득하는데 필요한 방사선량이 전산화단층촬영(Computed tomography; CT)에 비해 매우 적은 장점 있다[4,5]. DT 시스템 중 고정형 반전구조 DT(Stationary inverse-geometry DT; s-IGDT)는 기존 DT 보다 작은 크기의 검출기 및 배열

형태의 X-선원을 사용하며, X-선원과 검출기가 고정된 상태에서 투영상을 획득할 수 있다. 이와 같은 특징 때문에 s-IGDT는 기존 DT 영상 내 발생하는 움직임 의한 아티팩트를 감소시킬 수 있고, 영상 획득에 소요되는 시간을 줄일 수 있다[6]. 또한 s-IGDT는 반전구조를 갖기 때문에 불필요한 영역에 X-선 조사를 방지하여 기존 DT에 비해 방사선량을 상대적으로 감소시킬 수 있다[7]. 하지만 s-IGDT는 작은 크기의 고정형 검출기 사용으로 인하여 피사체의 일부 영역이 투영상에 완전히 포함되지 못할 경우 잘림 현상이 발생하여 3차원 재구성 영상의 화질이 저하될 수 있다[8,9]. 따라서 s-IGDT를 통해 획득한 영상의 화질 및 임상적 활용 가능성

Corresponding author: Seungwan Lee, Department of Radiological Science, Konyang University, 158 Gwanjeodong-ro, Seo-gu, Daejeon 35365, Republic of Korea / Tel: +82-42-600-8443 / E-mail: sleel@konyang.ac.kr

Received 15 March 2022; Revised 4 April 2022; Accepted 8 April 2022

Copyright ©2022 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

을 향상시키기 위해서 시스템 성능에 영향을 미치는 기하학적 요소 및 영상 획득 조건을 파악하고, 해당 요소가 s-IGDT 영상 화질에 미치는 영향에 대한 분석이 반드시 필요하다.

s-IGDT 시스템 성능에 영향을 미치는 기하학적 요소는 X-선원 배열 형태, 스캔 각도, 검출기 크기, 선원-검출기 간 거리, 선원-피사체 간 거리 등이 있다[10,11]. 특히, X-선원 배열 형태는 피사체에 입사되는 X-선 방향과 각도를 결정하고 투영상이 포함하고 있는 피사체 정보를 변화시키기 때문에 3차원 재구성 영상 화질의 차이를 유발할 수 있다 [12]. 또한 X-선원 배열 형태에 따라 s-IGDT를 통해 획득한 투영상에서 발생하는 잘림 현상의 위치 및 규모가 달라지고, 이에 따라 3차원 재구성 영상 화질에 영향을 미칠 수 있다. s-IGDT 시스템 성능에 영향을 미치는 영상 획득 조건으로는 획득 투영상의 개수, 관전압, 관전류, 재구성 알고리즘 등이 있다. D. Xia 및 I. Sechopoulos 연구팀은 기존 DT 영상 획득 시 투영상 개수에 따른 3차원 재구성 영상의 화질 및 피폭 방사선량 변화 정도를 확인하였으며, DT 영상의 임상적 활용 가능성을 향상시키기 위해서는 획득 투영상 개수의 최적화가 중요하다고 보고한 바 있다[13,14]. 이와 같은 특징은 s-IGDT 시스템에 동일하게 적용될 수 있으며, 잘림 현상이 발생한 투영상의 개수가 많을수록 s-IGDT 3차원 재구성 영상의 화질이 크게 변화할 수 있다.

본 연구에서는 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수가 s-IGDT 3차원 재구성 영상 화질에 미치는 영향을 평가하였다. 선형, 기울어진 선형 및 기울어진 원형 형태의 3가지 X-선원 배열과 10, 20 및 40장의 투영상 조건을 이용하여 s-IGDT 3차원 재구성 영상을 획득하였다. 3차원 재구성 영상의 분해능 평가를 위해 점확산함수(Point spread function; PSF) 및 아티팩트확산함수(Artifact spread function; ASF)의 반치폭(Full-width at half-maximum; FWHM)을 측정하였으며, 잡음 특성 평가를 위해 신호대 잡음비(Signal-to-noise ratio; SNR) 및 잡음력스펙트럼(Noise power spectrum; NPS)을 측정하였다. 또한 s-IGDT 3차원 재구성 영상의 임상적 활용 가능성 검증을 위해 기존 DT 영상과의 화질 비교를 수행하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. s-IGDT 및 기존 DT 시스템 모사

본 연구에서는 MATLAB version 9.4(Mathworks Inc., USA)를 사용하여 가상의 s-IGDT 및 기존 DT 시스템을 시뮬레이션 하였다. s-IGDT 시스템은 투영상 획득을 위해 검출

기는 고정되어있는 반면 X-선원 배열 형태에 따라 X-선이 조사되도록 모사하였다. 기존 DT 시스템은 투영상 획득을 위해 피사체를 중심으로 X-선원과 검출기가 서로 대칭되는 방향으로 움직이도록 모사하였다. 두 시스템의 중심선원-피사체중심 간 거리(Source-to-object distance; SOD)와 중심선원-검출기 간 거리(Source-to-detector distance; SDD)는 각각 1207 mm 및 1348.5 mm로 설정하였으며, 300×300 배열 및 0.75×0.75 mm<sup>2</sup> 화소 크기를 갖는 검출기를 모사하였다. 본 연구에서는 SPIE-AAPM Lung CT challenge dataset을 이용하여 3차원 디지털 흉부 팬텀을 구성하였고, 폐 결절 모사를 위해 오른쪽 폐 내에 지름 10 mm 및 20 mm 크기를 갖는 타원을 삽입하였다[15]. 팬텀 구성을 위해 이용한 CT 영상은 관전압 120 kVp 및 관전류 331 mA 조건에서 획득하였다. 또한, 팬텀으로부터 획득한 투영상 내에 통계적 잡음을 모사하기 위해 팬텀 복셀값에 평균 0 및 분산 5.0×10<sup>-3</sup>의 가우시안(Gaussian) 잡음을 추가하였다.

모사한 시스템으로부터 팬텀의 투영상 획득 및 투영상 획득에 소요되는 시간을 줄이기 위해 광선 구동(Ray-driven) 방법을 사용하여 전방 투영(forward-projection)을 수행하였으며, 획득한 투영상으로부터 3차원 단층 영상을 획득하기 위해 동시 대수적 재구성 기술(Simultaneous algebraic reconstruction technique; SART) 알고리즘을 사용하였다 [16]. SART 알고리즘 구현을 위한 식은 아래와 같다[17].

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \frac{\sum_i \left[ a_{ij} \frac{p_j - a_j f_j^{(k-1)}}{\sum_{j=1}^N a_{ij}} \right]}{\sum_i a_{ij}} \quad \text{식 (1)}$$

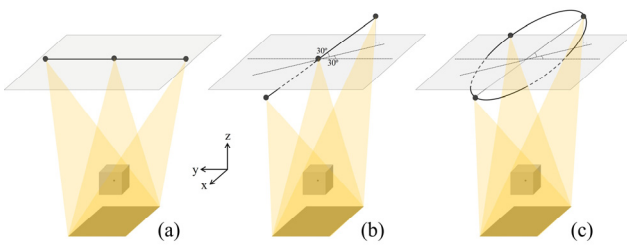
여기서  $f_j^{(k)}$ 와  $f_j^{(k+1)}$ 는 각각  $k$  및  $k+1$ 번째 재구성 반복 시 영상의  $j$ 번째 복셀값이다.  $p_j$ 는  $j$ 번째 복셀을 통과하는 모든 X-선,  $a_{ij}$ 는  $p_j$ 에 대한 시스템 행렬의  $i$ 번째 요소이다.  $N$ 은 재구성 영상의 전체 복셀 개수이다. 본 연구에서는 3차원 영상이 180×180×180 배열 및 1×1×1 mm<sup>3</sup>의 복셀 크기를 갖도록 재구성하였으며, SART 알고리즘을 20번 반복하였다.

### 2. X-선원 배열 형태 및 투영상 개수

s-IGDT 시스템의 X-선원 배열 형태가 3차원 재구성 영상 화질에 미치는 영향을 평가하기 위해 Fig. 1과 같이 선형, 기울어진 선형 및 기울어진 원형 배열을 적용하였다. 총 3가지 X-선원 배열을 통해 s-IGDT 투영상 획득 시 피사체에 입사되는 X-선 방향과 각도, 투영상에서 발생하는 잘림

현상의 위치와 규모를 다양하게 모사할 수 있다. 선형 배열은 X-선 초점이 y 축을 따라 일렬로 배열되어있는 형태로, 각 X-선 초점에서 발생하는 중심 X-선이 팬텀의 중심점을 지나며 배열의 길이는 약 600 mm, 스캔 각도는 ±13.96도로 모사하였다. 기울어진 선형 배열은 선형 배열을 x 축 및 z 축을 중심으로 각각 30도씩 회전시켜 모사하였으며, X-선 초점은 기울어진 축을 따라 일렬로 배열되도록 모사하였다. 기울어진 원형 배열은 기울어진 선형 배열 축을 360도 회전시켰을 때 발생하는 원형 궤적 중 지름이 가장 큰 궤적을 따라 X-선 초점이 배열되도록 모사하였다.

투영상 개수가 s-IGDT 3차원 재구성 영상에 미치는 영향을 평가하기 위해 3가지 X-선원 배열 형태를 따라 각각 10, 20 및 40개의 X-선 초점이 위치하도록 하였다. 선형과 기울어진 선형 배열의 경우 X-선 초점 간 간격은 10, 20 및 40개 X-선 초점에 대하여 각각 66.67, 31.58 및 15.39 mm로 일정하도록 모사하였다. 기울어진 원형 배열의 경우 X-선 초점 사이 각도는 10, 20 및 40개 X-선 초점에 대하여 각각 40, 18.95 및 9.23도로 일정하도록 모사하였다. X-선 초점 당 1장의 투영상을 획득하여 3가지 X-선원 배열 형태에 대하여 각각 총 10, 20 및 40장의 투영상을 획득하였다. 또한, 각 X-선 초점에서 발생하는 X-선질은 동일하다고 가정하였다. s-IGDT 및 기존 DT 시스템을 통한 투영상 획득 조건을 Table 1에 요약하였다.



**Fig. 1.** Schematic illustration of the s-IGDT systems with (a) linear, (b) 3D tilted linear and (c) 3D tilted circular X-ray source arrays.

**Table 1.** Conditions for obtaining projections from the s-IGDT and conventional DT systems

System	s-IGDT	Conventional DT
SOD		1207 mm
SDD		1348.5 mm
Type of X-ray source arrays	Linear, 3D tilted linear,	3D tilted circular
Array length or diameter		(about) 600 mm
Scan angle		±13.96
Number of X-ray focal spots		10, 20, 40
Detector motion	Stationary	Moving in the opposite direction of the X-ray source

### 3. 영상 화질 평가

DT 영상화 기법은 제한된 스캔 각도에서 획득한 투영상을 이용하여 3차원 단층영상을 제공하기 때문에 재구성 초점 평면을 제외한 평면에 위치한 구조물이 흐려진 상으로 나타난다[18-21]. 이와 같은 영상 인공물은 재구성 영상의 깊이 분해능을 저하시키며, 영상 획득 조건에 따라 그 정도가 변화한다. 본 연구에서는 s-IGDT 시스템의 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수에 따른 3차원 재구성 영상의 깊이 분해능 평가를 위해 식 (2)를 이용한 ASF를 측정하였다.

$$ASF(z) = \frac{|\mu_{feature}(z) - \mu_{bkg}(z)|}{|\mu_{feature}(z_0) - \mu_{bkg}(z_0)|} \quad \text{식 (2)}$$

여기서  $z_0$ 는 재구성 초점 평면,  $z$ 는 재구성 초점 외 평면을 나타내며,  $\mu_{feature}$ 와  $\mu_{bkg}$ 는 각각 특정 물질과 배경에 대한 복셀 평균값을 나타낸다. ASF 계산을 위해 지름 13 mm 구 모양의 디지털 팬텀을 모사한 후 획득한 재구성 영상을 사용하였고, 재구성 영상 내 구 내부 및 외부에 동일한 크기의 관심 영역(Region-of-interest; ROI)을 설정하여 특정 물질과 배경에 대한 복셀 평균값 계산을 하였다. 측정된 ASF의 FWHM를 계산하여 3차원 재구성 영상의 깊이분해능을 평가하였다. 또한, 지름 7 mm 구 모양의 디지털 팬텀을 통해 획득한 재구성 영상을 이용하여 3차원 PSF를 측정하였으며, 3차원 PSF 평균값에 대한 FWHM 계산을 통해 3차원 재구성 영상의 공간분해능을 평가하였다.

s-IGDT 3차원 재구성 영상의 잡음 특성 평가를 위해 식 (3)과 같이 SNR을 측정하였다.

$$SNR = \frac{\mu_{nodule}}{\sigma_{nodule}} \quad \text{식 (3)}$$

여기서  $\mu_{nodule}$ 과  $\sigma_{nodule}$ 은 각각 3차원 디지털 흉부 팬텀 내에 모사된 지름 20 mm 결절에 대한 평균 복셀값 및 표준 편차를 나타낸다. 또한, s-IGDT 3차원 재구성 영상의 공간 주파수 별 잡음 성분 분포 정도를 분석하기 위해 NPS를 측정하였다. NPS 측정을 위해 3차원 디지털 흉부 팬텀에 대한 재구성 영상 중 복셀값의 유사한 부분에 대하여 ROI를 설정하고, 식 (4)를 통하여 공간주파수 별 NPS를 측정하였다[22].

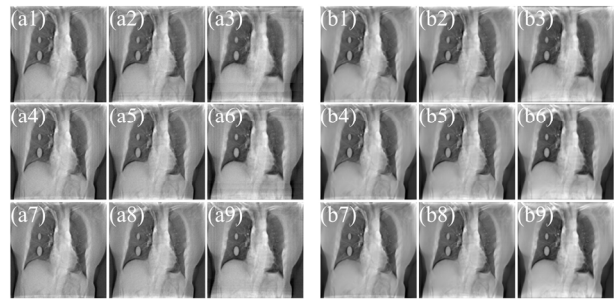
$$NPS(u, v) = \frac{d_x d_y}{N_x N_y} \left| \sum_{k=1}^{N_x} \sum_{l=1}^{N_y} (I(k, l) - P) \exp(-2\pi i(ux + vy)) \right|^2 \quad \text{식 (4)}$$

여기서  $I(k,l)$ 과  $P$ 는 각각 ROI에 포함되는 복셀값 및 평균값,  $N_x$ 와  $N_y$ 는 각각  $x$  축 및  $y$  축 방향으로 ROI에 포함되는 복셀 개수,  $d_x$ 와  $d_y$ 는 각각 복셀의  $x$  축 및  $y$  축 방향 크기를 나타낸다.

### III. 결과

#### 1. 재구성 영상

Fig. 2는 3가지 X-선원 배열 형태 및 다양한 개수의 투영상을 이용하여 획득한 s-IGDT 및 기존 DT 3차원 재구성 영상을 보여준다. 기존 DT 시스템을 통해 획득한 영상에서는 잘림 현상에 의한 인공물이 발생하지 않는 반면, s-IGDT 시스템을 통해 획득한 영상에서는 가장자리 주변 불연속적인 밴드 형태의 인공물이 발생함을 확인할 수 있다. 이러한 인공물은 s-IGDT 시스템의 X-선원 배열 형태에 따라 모양 및 정도가 달라짐을 확인할 수 있고, 투영상 개수가 증가함에 따라 그 정도가 감소하는 결과를 확인하였다. 특히, 투영상 증가에 따라 잘림 인공물 발생이 감소하는 정도는 선형 및 기울어진 선형 X-선원 배열에 대해서 두드러짐을 확인하였다.



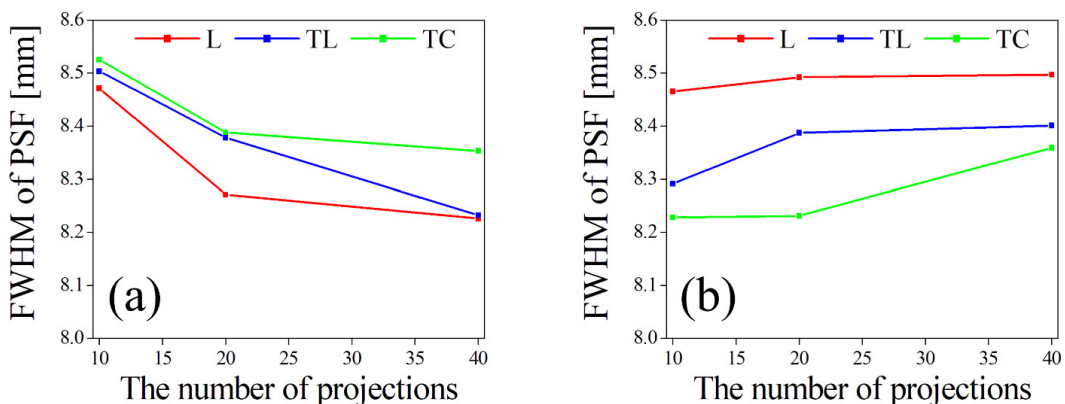
**Fig. 2.** Reconstructed images for the (a) s-IGDT and (b) conventional DT systems. First to third rows correspond to the reconstructed image obtained by using 10, 20 and 40 projection, respectively. First to third columns of (a) and (b) correspond to the reconstructed image obtained by using the linear, 3D tilted linear and 3D tilted circular X-ray source arrays, respectively.

#### 2. 분해능에 대한 정량적 평가

Table 2와 Fig. 3은 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수에 따른 s-IGDT 및 기존 DT 시스템에 대한 PSF의 FWHM 측정 결과를 보여준다. s-IGDT 시스템에 선형 X-선원 배열을 적용하였을 경우 투영상의 개수가 10장에서 40장으로 증가함에 따라 FWHM은 8.47 mm에서 8.23 mm로 약 2.83% 감소하였다. 또한, 기울어진 선형 및 기울어진 원형 X-선원 배열을 적용하였을 경우 투영상의 개수가 10장에서 40장으

**Table 2.** FWHMs of PSFs for the s-IGDT and conventional DT systems

# of projection	s-IGDT			conventional DT		
	10	20	40	10	20	40
Linear	8.47	8.27	8.23	8.47	8.49	8.50
Tilted linear	8.50	8.38	8.24	8.29	8.39	8.40
Tilted circular	8.53	8.39	8.35	8.23	8.23	8.36



**Fig. 3.** FWHM curves of PSFs for the (a) s-IGDT and (b) conventional DT systems with the linear (L), 3D tilted linear (TL) and 3D tilted circular (TC) X-ray source arrays.

로 증가함에 따라 FWHM은 각각 3.06 및 2.11% 감소하는 결과를 확인하였다. 3가지 X-선원 배열 중 모든 투영상 개수에 대하여 선형 X-선원 배열에 해당하는 FWHM이 가장 낮으며, 기울어진 원형 X-선원 배열 대비 평균 1.19% FWHM이 낮은 결과를 확인하였다. 기존 DT 시스템은 3가지 X-선원 배열에 대하여 투영상의 개수가 10장에서 40장으로 증가함에 따라 FWHM이 증가하는 결과를 보였고, 그 증가 정도는 선형, 기울어진 선형 및 기울어진 원형에 대하여 각각 0.35, 1.33 및 1.58%로 확인되었다. 기존 DT 시스템은 s-IGDT 시스템과는 달리 3가지 X-선원 배열 형태 중 기울어진 원형 X-선원 배열을 적용하였을 경우 FWHM이 가장 낮은 것을 알 수 있다.

Table 3과 Fig. 4는 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수가 변화하였을 때 s-IGDT 및 기존 DT 3차원 재구성 영상에 대한 ASF의 FWHM 측정 결과를 보여준다. s-IGDT 시스템의 FWHM은 3가지 X-선원 배열 형태에 대하여 지속적으로 감소하였다. 투영상의 개수가 10장에서 40장으로 증가함에 따라 선형, 기울어진 선형 및 기울어진 원형 X-선원 배열에 대하여 s-IGDT 재구성 영상의 FWHM은 각각 20.36, 23.66 및 24.68% 감소하는 결과를 확인하였다. 3가지 X-선원 배열 형태 중 선형 및 기울어진 원형 X-선원 배열을 적용한 재구성 영상의 FWHM이 각각 가장 작고 큰 결과를 나타내었지만, 투영상의 개수가 증가함에 따라 X-선원 배열 형태에 따른 FWHM 차이는 지속적으로 감소하였다. 투

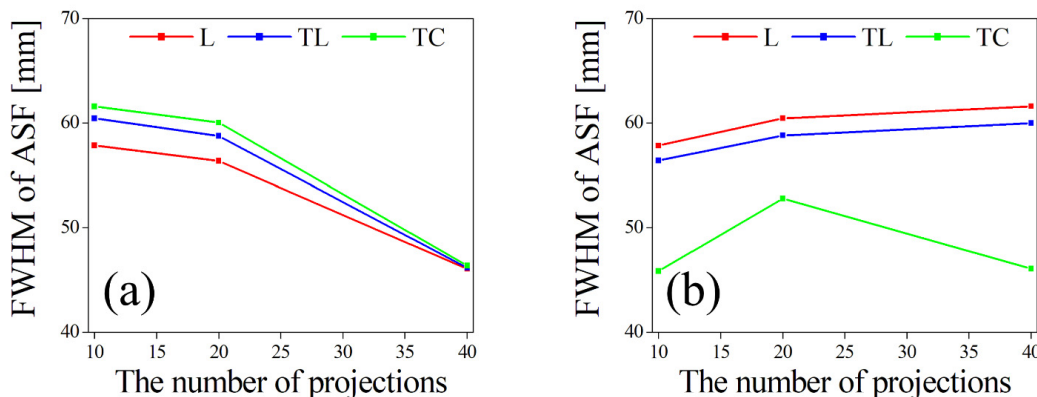
영상의 개수가 10장 및 40장일 때 선형과 기울어진 원형 X-선원 배열 간의 FWHM의 차이는 각각 6.45 및 0.67%로 확인되었다. 선형 및 기울어진 선형 X-선원 배열을 적용한 기존 DT 시스템은 투영상의 개수가 10장에서 40장으로 증가함에 따라 ASF의 FWHM이 각각 6.52 및 6.37% 증가하는 결과를 나타내었다. 기울어진 원형 X-선원 배열을 적용한 기존 DT 시스템의 FWHM은 투영상 10, 20 및 40장에 각각 45.85, 52.81 및 46.08 mm로 측정되었다. 3가지 X-선원 배열 형태 중 기울어진 원형 X-선원 배열을 기존 DT 시스템에 적용하였을 때 FWHM이 가장 낮음을 확인하였다.

### 3. 잡음에 대한 정량적 평가

Table 4와 Fig. 5는 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수에 따른 s-IGDT 및 기존 DT 시스템에 대한 SNR 측정 결과를 보여준다. s-IGDT 및 기존 DT 3차원 재구성 영상의 SNR은 투영상 개수 증가와 함께 지속적으로 증가하였다. 투영상이 10장에서 40장으로 변화하였을 때 선형, 기울어진 선형 및 기울어진 원형 X-선원 배열을 적용한 s-IGDT 재구성 영상의 SNR은 각각 6.57, 14.59 및 41.28% 증가하였다. 기존 DT 재구성 영상의 SNR은 투영상 개수 증가에 의해 평균 25.00% 증가하였다. 3가지 X-선원 배열 형태 중 선형 X-선원 배열을 적용한 s-IGDT 및 기존 DT 재구성 영상의 SNR이 가장 높게 측정되었으며, 기울어진 원형 X-선원 배

**Table 3.** FWHMs of ASFs for the s-IGDT and conventional DT systems

# of projection	s-IGDT			conventional DT		
	10	20	40	10	20	40
Linear	57.85	56.37	46.07	57.83	60.44	61.60
Tilted linear	60.44	58.77	46.14	56.40	58.81	59.99
Tilted circular	61.58	60.03	46.38	45.85	52.81	46.08

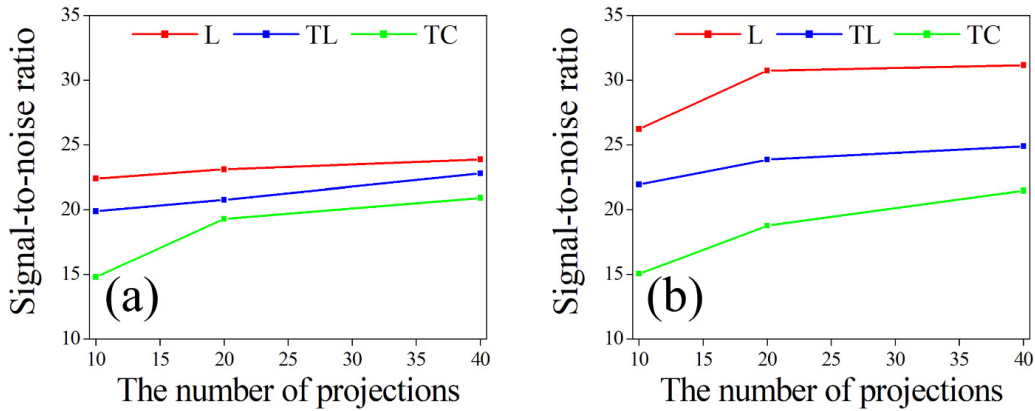


**Fig. 4.** FWHM curves of ASFs for the (a) s-IGDT and (b) conventional DT systems with the linear (L), 3D tilted linear (TL) and 3D tilted circular (TC) X-ray source arrays.

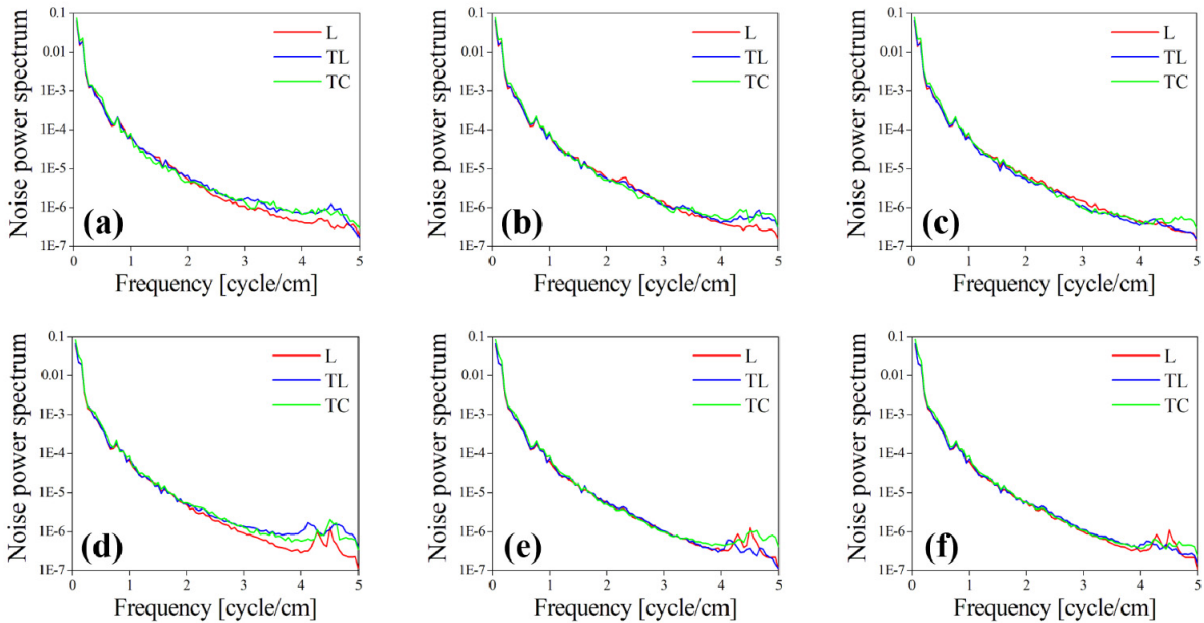


**Table 4.** SNRs for the s-IGDT and conventional DT systems

# of projection	s-IGDT			conventional DT		
	10	20	40	10	20	40
Linear	22,39	23,10	23,86	26,22	30,74	31,15
Tilted linear	19,88	20,76	22,78	21,92	23,84	24,89
Tilted circular	14,80	19,29	20,91	15,05	18,77	21,47



**Fig. 5.** SNR curves for the (a) s-IGDT and (b) conventional DT systems with the linear (L), 3D tilted linear (TL) and 3D tilted circular (TC) X-ray source arrays.



**Fig. 6.** NPS curves for the (a)-(c) s-IGDT and (d)-(f) conventional DT systems with the linear (L), 3D tilted linear (TL) and 3D tilted circular (TC) X-ray source arrays. First to third columns correspond to the NPS curves for the reconstructed images obtained by using 10, 20 and 40 projections, respectively.

열을 적용한 결과와 비교하여 s-IGDT 및 기존 DT 재구성 영상의 평균 SNR은 각각 28.38 및 61.03% 높은 결과를 확인하였다.

Fig. 6은 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수가 변화하였

을 때 s-IGDT 및 기존 DT 3차원 재구성 영상에 대한 공간 주파수 별 NPS 곡선을 보여준다. 동일한 투영상 개수에 대한 s-IGDT와 기존 DT 재구성 영상 간의 NPS 곡선은 고주파수 영역에서 큰 차이를 나타내었고, 투영상 개수가 10장

에서 40장으로 증가함에 따라 s-IGDT 및 기존 DT 재구성 영상의 고주파수 잡음 성분이 감소하였다. 선형 X-선원 배열을 적용한 s-IGDT 재구성 영상은 공간주파수 전 영역에 대하여 가장 낮은 잡음 성분을 포함하였고, 기울어진 원형 X-선원 배열을 적용한 s-IGDT 재구성 영상은 고주파수 영역에서 상대적으로 높은 잡음 성분을 포함하였다.

## IV. 고찰

본 연구에서는 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수가 s-IGDT 3차원 재구성 영상 화질에 미치는 영향을 분석하였고, 기존 DT 3차원 재구성 영상과의 비교를 통해 s-IGDT 시스템의 임상적 활용 가능성을 평가하였다.

s-IGDT 3차원 재구성 영상의 공간 및 깊이분해능은 기존 DT 재구성 영상과는 달리 투영상 개수 증가에 따라 향상되는 결과를 보였다. 이와 같은 결과는 s-IGDT 시스템의 투영상에서 발생하는 잘림 현상 정도 때문이다. 투영상 개수가 증가함에 따라 s-IGDT 시스템 투영상 간의 연속성이 향상되고, 피사체 정보 손실량이 감소하기 때문에 상대적으로 잘림 현상의 정도가 줄어든다[22]. 따라서 잘림 현상이 3차원 재구성 영상에 미치는 영향이 감소하여 분해능이 향상될 수 있다. s-IGDT 시스템의 투영상 잘림 현상이 재구성 영상에 미치는 영향은 X-선원 배열 형태에 따른 분해능 결과에서도 확인할 수 있다. 결과에 따르면 s-IGDT 시스템에 선형 X-선원 배열 형태를 적용하였을 때 3차원 재구성 영상의 공간 및 깊이 분해능이 가장 우수하다. 선형 X-선원 배열 형태는 투영상 획득을 위해 X-선 초점이  $y$  축 방향을 따라 위치하기 때문에 타 배열 형태에 비해 투영상 잘림 현상이 발생하는 부분이 일정하다[23]. 또한, 획득한 투영상 간의 확대도 차이가 크지 않기 때문에 잘림 현상이 발생하는 부분이 중복된다. 이와 같은 현상에 의해 선형 X-선원 배열을 기반으로 한 s-IGDT 시스템의 투영상 잘림 현상이 최소화되고, 3차원 재구성 영상의 분해능은 향상될 수 있다. 투영상 개수가 많을수록 기존 DT에 비해 s-IGDT 3차원 재구성 영상의 분해능이 우수한 결과를 확인하였다. 따라서 s-IGDT 3차원 재구성 영상의 분해능을 향상시키기 위해서는 많은 수의 투영상을 사용할 필요가 있다.

s-IGDT 3차원 재구성 영상의 잡음 특성은 투영상 개수 증가와 함께 향상되는 결과를 확인하였다. 또한 투영상 개수 증가와 함께 고주파수 잡음 성분의 감소량이 상대적으로 많은 것을 확인하였다. 3가지 X-선원 배열 형태 중 선형 X-선원 배열을 적용한 s-IGDT 3차원 재구성 영상의 잡음

특성이 가장 우수하며, 기울어진 원형 X-선원 배열을 적용하였을 때 3차원 재구성 영상의 잡음 특성이 가장 저하됨을 확인하였다. 이와 같은 s-IGDT 시스템의 특징은 기존 DT 시스템의 특징과 유사하며, s-IGDT 시스템을 통해 획득한 3차원 재구성 영상의 임상적 활용 가능성을 확인할 수 있다[24]. 하지만 SNR 측정 결과에서 확인할 수 있는 바와 같이 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수 변화에도 s-IGDT 재구성 영상의 잡음 수준이 기존 DT 재구성 영상보다 높은 결과를 알 수 있다. 이러한 결과는 s-IGDT 시스템의 기하학적 특성 때문이다. s-IGDT 시스템은 고정형 검출기 사용으로 인해 투영상 잘림 현상 및 피사체 정보 손실이 발생하고, 이는 3차원 재구성 영상의 잡음을 증가시키는 원인이 된다. 따라서 s-IGDT 재구성 영상의 잡음 특성을 기존 DT 재구성 영상 수준으로 향상시키기 위해서는 투영상의 잘림 현상을 완화시킬 수 있는 기술 개발이 필요하다. s-IGDT 시스템의 투영상 잘림 현상 완화 기술 개발은 추후 연구에서 다룰 예정이다. 또한, 방사선량이 s-IGDT 재구성 영상에 미치는 영향을 평가하기 위해 실제 시스템을 구축하고, 획득한 영상의 화질을 분석할 예정이다.

s-IGDT 시스템은 기존 DT 시스템에 비해 투영상 획득에 소요되는 시간을 단축시킬 수 있고 방사선량을 저감시킬 수 있는 장점이 있다. 따라서 3차원 재구성 영상의 화질 특징 뿐만 아니라 영상 획득 소요 시간 및 피폭 방사선량에 대한 분석을 통해 s-IGDT 시스템의 임상적 활용 가능성을 향상시킬 수 있을 것이다. 또한, X-선원 배열 형태 및 투영상 개수 이외에 s-IGDT 3차원 재구성 영상 화질에 영향을 미치는 기하학적 조건 및 영상 획득 파라미터의 최적화를 통해 초고화질 s-IGDT 재구성 영상을 제공할 수 있을 것으로 사료된다.

## V. 결론

본 연구에서는 X-선원 배열 형태 및 투영상 개수가 s-IGDT 3차원 재구성 영상 화질에 미치는 영향을 분석하였고, 기존 DT 재구성 영상과의 비교를 통해 s-IGDT 시스템의 임상적 활용 가능성을 검증하였다. s-IGDT 3차원 재구성 영상의 분해능 및 잡음 특성은 선형 X-선원 배열 및 40장의 투영상을 사용하였을 때 가장 우수하였으며, 해당 결과는 기존 DT 재구성 영상의 분해능을 뛰어넘는 수준으로 확인되었다. 따라서 본 연구의 결과를 통해 s-IGDT 시스템의 임상적 활용을 기대할 수 있다. 또한 본 연구의 결과는 s-IGDT 3차원 재구성 영상의 화질 최적화 및 다양한 DT 시

스텝 개발을 위한 기초자료로 활용될 수 있을 것이다.

## REFERENCES

- [1] Dobbins JT, Godfrey DJ. Digital x-ray tomosynthesis: Current state of the art and clinical potential. *Physics in Medicine and Biology*. 2003;48(19):R65–106.
- [2] Kim K, Kim S. Comparison of Image Quality and Effective Dose by Additional Filtration on Digital Chest Tomosynthesis. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2015;38(4):347–53.
- [3] Hong E, Lee I. Suggestion of The Manual Exposure Condition Guideline for Reducing Patient Dose in Digital Breast Tomosynthesis. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016;39(4):483–91.
- [4] Gomi T, Nakajima H, Fujiwara H, Takeda T, Saito K, Umeda T, et al. Comparison between chest digital tomosynthesis and CT as a screening method to detect artificial pulmonary nodules: A phantom study. *British Journal of Radiology*. 2012;85(1017):e622–9.
- [5] Dobbins JT. Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads. *Medical Physics*. 2009;36(6):1956–67.
- [6] Qian X, Tucker A, Gidcumb E, Shan J, Yang G, Calderon-Colon X, et al. High resolution stationary digital breast tomosynthesis using distributed carbon nanotube x-ray source array. *Medical Physics*. 2012;39(4):2090–9.
- [7] Speidel MA. Inverse geometry x-ray imaging: Application in interventional procedures. *Journal of American College of Radiology*. 2011;8(1):74–7.
- [8] Zhang Y, Chan HP, Sahiner B, Wei J, Zhou C, Hadjiiski LM. Artifact reduction methods for truncated projections in iterative breast tomosynthesis reconstruction. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2009;33(3):426–35.
- [9] Son J, Choi S, Lee D, Kim H. Truncation artifact reduction using weighted normalization method in prototype R/F chest digital tomosynthesis (CDT) system. *Journal of Korean Society of Radiology*. 2019;13(1):111–8.
- [10] Wang X, Mainprize JG, Kempston MP, Mawdsley GE, Yaffe MJ. Digital breast tomosynthesis geometry calibration. *Proceedings of SPIE Medical Imaging*. 2007;6510(65103B).
- [11] Lee Y, Lee S. Geometric dependence of image quality in digital tomosynthesis: Simulations of X-ray source trajectories and scan angles. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*. 2020;969(21):163997.
- [12] Chighvinadze T, Pistorius S. The impact of the number of projections on image quality in Compton scatter tomography. *Journal of X-ray Science and Technology*. 2015;23(6):745–58.
- [13] Xia D, Cho S, Bian J, Sidky EY, Pelizzari CA, Pan X. Tomosynthesis with source positions distributed over a surface. *Proceedings of SPIE Medical Imaging*. 2008;6913(69132A).
- [14] Sechopoulos I, Ghetti C. Optimization of the acquisition geometry in digital tomosynthesis of the breast. *Medical Physics*. 2009;36(4):1199–207.
- [15] Kirby JS, Armato SG, Drukker K, Li F, Hadjiiski L, Tourassi GD, et al. LUNGx Challenge for computerized lung nodule classification. *Journal of Medical Imaging*. 2016;3(4):044506.
- [16] Siddon RL. Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. *Medical Physics*. 1985;12(2):252–5.
- [17] Andersen AH, Kak AC. Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART): A Superior Implementation of the ART Algorithm. *Ultrasonic Imaging*. 1984;6(1):81–94.
- [18] Lee D, Yim D, Nam K, Kim S, Lee S. Effect of Tilted Source Trajectory on Image Quality in Stationary-Inverse Geometry Digital Tomosynthesis. *The 9th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics*. 2021.
- [19] Hu YH, Zhao B, Zhao W. Image artifacts in digital breast tomosynthesis: Investigation of the effects of system geometry and reconstruction parameters using a linear system approach. *Medical Physics*. 2008;35(12):5242–52.
- [20] Maldera A, Marco PD, Colombo PE, Origgi D, Torresin A. Digital breast tomosynthesis: Dose and image quality assessment. *Physica Medica*. 2017;33:56–67.



- [21] Gomi T, Hirano H. Clinical Potential of Digital Linear Tomosynthesis Imaging of Total Joint Arthroplasty. *Journal of Digital Imaging*. 2008; 21(3):312-22.
- [22] Tirada N, Li G, Dreizin D, Robinson L, Khorjekar G, Dromi S, et al. Digital Breast Tomosynthesis: Physics, Artifacts, and Quality Control Considerations. *Radiographics*. 2019;39(2):413-26.
- [23] Tucker AW, Lu J, Zhou O. Dependency of image quality on system configuration parameters in a stationary digital breast tomosynthesis system. *Medical Physics*. 2013;40(3):031917.
- [24] Fukui R, Matsuura R, Kida K, Goto S. Effect of the Number of Projected Images on the Noise Characteristics in Tomosynthesis Imaging. *Progress in Medical Physics*. 2021;32(4):50-8.

구분	성명	소속	직위
제1저자	이다혜	건양대학교	석사 대학원생
공동저자	남기복	건양대학교	석사 대학원생
교신저자	이승완	건양대학교	부교수