

## 관심 단층 제거 후 역투사법을 이용한 X-선 디지털 영상합성법에서의 단층영상 선명도 향상에 관한 연구

### Enhancement of Image Sharpness in X-ray Digital Tomosynthesis Using Self-Layer Subtraction Backprojection Method

손철순\*, 조민국\*, 임창휘\*, 정민호\*, 김호경\*\*†, 이성식\*\*

Cheol-Soon Shon\*, Min Kook Cho\*, Chang Hwy Lim\*, Min Ho Cheong\*,  
 Ho Kyung Kim\*\*† and Sung Sik Lee\*\*

**초 록** 비파괴검사기법에 활용되고 있는 X-선 디지털 영상합성법(digital tomosynthesis)에서 단층영상의 선명도를 향상시킬 수 있는 방법을 개발하였다. 기존의 SAA (shift-and-add) 알고리즘은 blur artefact로 인하여 재구성된 단층영상이 매우 흐린 단점이 있다. 본 연구에서는 SAA에서 blur artefact가 발생되는 물리적 메커니즘에 착안하여, 최초 재구성된 단층영상에서 관심있는 단층의 데이터를 모두 0의 값으로 대체한 후 이를 다시 FP (forward projection) 및 BP (backprojection)를 수행하여 관심있는 단층에서의 blur artefact를 추출·보정하여 단층영상을 복원하고자 하였다. 개발한 알고리즘을 검증하기 위해 실제 실험 및 몬테칼로(Monte Carlo) 시뮬레이션을 통해 기존 SAA 방법과 비교하였으며, 단층영상의 선명도가 크게 향상됨을 확인하였다.

**주요용어:** X-선 영상, 단층영상, 디지털 영상합성법, 선명도, 관심 단층 제거 후 역투사법

**Abstract** X-ray digital tomosynthesis is widely used in the nondestructive testing and evaluation, especially for the printed circuit boards (PCBs). In this study, we propose a simple method to reduce the blur artefact, frequently claimed in the conventional digital tomosynthesis based on SAA (shift-and-add) algorithm, and thus restore the image sharpness. The proposed method is basically based on the SAA, but has a correction procedure by finding blur artefacts from the forward- and back-projection for the firstly obtained, manipulated backprojection data. The manipulation is the replacement of the original data at the POI (plane-of-interest) by zeros. This method has been compared with the conventional SAA algorithm using the experimental measurements and Monte Carlo simulation for the designed PCB phantom. The comparison showed a much enhancement of sharpness in the images obtained from the proposed method.

**Keywords:** X-ray Imaging, Tomography, Digital Tomosynthesis, Sharpness, SAA (shift-and-add), SSBP (self-layer subtraction backprojection)

#### 1. 서 론

인쇄회로기판 등 미세 기계 및 전자부품 결함검

사에 X-선을 이용한 방법이 현재 널리 활용되고 있으며[1-3], 특히 인쇄회로기판과 같이 대면적의 납작한 기하학적 구조체에 대해 3차원 단층영상 획득

이 적합한 X-선 디지털 영상합성법(digital tomosynthesis)이 널리 보급되고 있는 추세이다[4]. 디지털 영상합성법은 의료영상 기법 중 현재의 전산화 단층영상장치(CT: computed tomography) 이전의 고전적 단층영상 획득방법에 기술적 근간을 두고 있다[5,6]. 초기에는 필름을 이용하였으나, 지금은 CCD(charge-coupled device)를 결합한 X-선 영상 증배관(XRII: X-ray image intensifying tube)을 이용하여 빠른 속도의 단층영상 획득이 가능하며, 덕분에 생산 공정의 인라인(in-line) 시스템으로도 활용되고 있다[7]. 대면적 액정 디스플레이(AMLCD: active-matrix liquid crystal display) 기술의 발전 덕분에 대면적 평판형 X-선 검출기(FPD: flat-panel detector) 기술이 성숙되고 널리 보급됨으로써, 기존의 X-선 영상증배관을 점차로 대체, 검출기의 기계적 모션이 덜한 디지털 영상합성법이 가능하게 되었다[8]. 역으로 의료분야에서도 여성 유방암 진단을 위한 마모그래피(mammography) 등 진단된 병변 진단 수단으로 디지털 영상합성법에 대한 세계적인 연구가 한창이다[9,10].

기본적으로 디지털 영상합성법은 CT에서의 단층 영상재구성 기법과 같으며, 제한된 각도로 획득한 X-선 투사영상(projection) 데이터를 바탕으로 영상을 재구성하기 때문에 속도 면에서 큰 이점이 있다. 다양한 디지털 영상합성법 중 SAA (shift-and-add) 방법이 가장 널리 쓰이며[6], 이 방법은 단순히 투사영상을 관심을 두고 있는 단층면(POI: plane-of-interest)으로 역으로 투사하여 단층영상을 획득하는 CT에서의 일반적인 BP (backprojection) 방법과 유사하다[6,11]. 따라서 SAA 혹은 단순 BP 방법의 경우에는 다른 위치에서의 정보가 BP 과정 중에 POI에 전달·중첩되게 되며, 이는 결국 blur artefact로서 POI 영상을 흐려지게 한다[6]. 이를 개선하기 위해 많은 연구가 수행되었으며, CT 단층영상 재구성에서와 같이 filtered backprojection 기법을 비롯하여, self-masking subtraction tomosynthesis, selective plane removal, iterative restoration 등 blur artefact를 감소하기 위한 다양한 방법이 소개되었다[6]. 가장 최근에는 선형대수 기법을 이용하여 blur의 정해 함수를 구하여 POI를 복원하는 matrix inversion tomosynthesis (MITS) 알고리즘이 소개되기도 하였다[12].

본 연구에서는 기존 SAA 방법에서 blur artefact

가 발생하는 근본적인 물리적 메커니즘에 착안하여 비교적 간단한 방법으로 blur artefact를 감소시킬 수 있는, 즉 디지털 영상합성법에서 영상의 선명도를 향상시킬 수 있는 방법을 개발하였다. 개발한 방법을 몬테칼로(Monte Carlo) 시뮬레이션 및 실제 실험을 통해 얻은 투사영상에 대해 적용하고 영상 선명도의 향상 정도를 기존 SAA 방법과 비교하였으며, 그 결과를 본 논문에서 논하고자 한다.

## 2. 디지털 영상합성법 이론적 배경

CT 영상재구성의 원리는 임의의 사물에 대해 모든 방향의 평면으로 자른 단면의 넓이 즉, 내부 밀도 함수의 적분값으로부터 입체의 모양(밀도 함수 혹은 밀도값의 분포)을 복원하는 과정에 그 근간을 두고 있다. CT는 피사체를 중심축으로 하여 X-선 원과 X-선 검출기가 짝을 이루어 원형궤도를 따라 180° 이상 움직이면서 피사체 내부 밀도 함수의 적분값 즉, 투사영상을 얻는 기하학적 구조를 이루고 있다. 반면, "Tomosynthesis (tomography + synthesis)"란 용어로 1970년대 초에 처음 사용된 영상합성법은 X-선원과 검출기가 피사체를 사이에 두고 평행한 평면 내에서 혹은 원호 궤도 내에서 제한된 각도를 통해 투사영상을 얻는 기하학적 구조를 취한다[5,6]. 따라서, CT에 비해 하드웨어적으로 접근성이 용이하며, 적은 수의 투사영상으로 단층영상을 구하기 때문에 방사선량 저감효과 및 빠른 영상재구성 속도 등의 큰 이점이 있다.

디지털 영상합성법에는 투사영상을 얻기 위해 다양한 기구학적 모션이 있지만, 단층영상을 재구성하는 알고리즘은 모두 유사하며, 가장 기본이 되는 알고리즘은 SAA 방법이다. X-선원과 검출기가 서로 평행하게 움직이는 기구학적 모션에 대한 SAA 방법의 개념을 Fig. 1에 도식적으로 나타내었다. Fig. 1(a)에 도식화한 바와 같이 피사체 부근의 어느 한 점을 고정(피벗, pivot)하여 X-선원이 검출기와 평행하게 움직이면서 피사체에 대한 투사영상을 얻게 된다. 따라서 X-선원이 중심축에서 벗어난 경우의 투사영상은 수직 방향의 피사체 내부 정보에 대해 벗어난, 즉 기울어진 각도에 비례하여 분리되어 투사되게 된다. 다양한 각도에서 얻어진 투사영상을 복원하고자 하는 단면(POI)의 정보가 초점에 맞추어지도록 이동하여 더하게 되면(shift and add), Fig. 1(b)에서 보인 바와 같이 POI 이외의 단

면에서의 정보는 초점에서 벗어나 흐려지게 되는 반면, 초점에 맞추어진 정보는 상대적으로 두드러지게 되어 우리가 얻고자 하는 단면의 영상을 얻을 수 있게 된다. 참고로 Fig. 1(b)에서 좌측은 Fig. 1(a)에서 Plane A를 그리고, 우측은 Plane B를 복원하기 위한 SAA의 수행 예를 보인다. 총  $N$ 번의 투사 중 임의의  $k$ 번째의 투사영상을  $p_k(x, y)$  라고 한다면, 임의의 높이  $z$ 에서의 단면에 대한 검출기 평면에서의 정보  $f_{proj}(x, y; z)$  는 다음의 식으로부터 구할 수 있다[6].

$$f_{proj}(x', y; z) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N p_k(x', y) \otimes \delta[x' - x_k^s(m_f - m_z)] \quad (1)$$

여기서 기호  $\otimes$ 는 합성곱(convolution)을 나타내며,  $\delta[x' - x_k^s(m_f - m_z)]$  는 이동량을 나타낸다. 고정 피복점에서의 확대율은  $m_f = z_s / (z_s - z_f)$  이며, 임의의 높이  $z$ 에서의 확대율은  $m_z = z_s / (z_s - z)$  이다. 특히, Fig. 1에 나타난 기구학적 모션의 경우, X-선원이 검출기 평면에 대해 평행하게 움직이고 있기 때문에 모든 투사영상에 대해 확대율이 일정하며, 이 경우에 대한 SAA 기법은 식 (1)에서 알 수 있듯이  $f_{proj}(x, y; z)$  에 대해 확대율을 고려하면 복원하고자 하는 단층면에서의 정보  $f(x, y; z)$  는 수학적으로 CT의 BP 방법과 완전히 같다[11].

식 (1)과 Fig. 1에서 보여진 바와 같이 SAA 알고리즘은 보고자 하는 단층면에 다른 단층면에서의 정보가 포함되어 나타나는 단점(blur artefact)이 있다. 이와 같은 blur artefact의 예를 보이기 위해 임의의 높이에 1의 값(impulse 신호)을 두고,  $-60^\circ$ 에서  $60^\circ$ 까지  $30^\circ$  간격으로 5장의 투사 데이터를 얻은 후 식 (1)을 이용하여 임펄스가 있는 바로 아래의 단층에서 값을 구해 보았으며, 그 결과를 Fig. 2에 나타내었다[6]. 임펄스가 없는 면에서 값을 구했기 때문에 0의 값이 나와야 하나, 임펄스의 1/5에 해당되는 값이 5군데의 위치에서 나타나고 있음을 알 수 있다. 이와 같은 blur artefact는 단층영상에서의 선명도를 떨어뜨리게 하며, 궁극적으로 디지털 영상합성법의 사용에 큰 제약을 가한다.

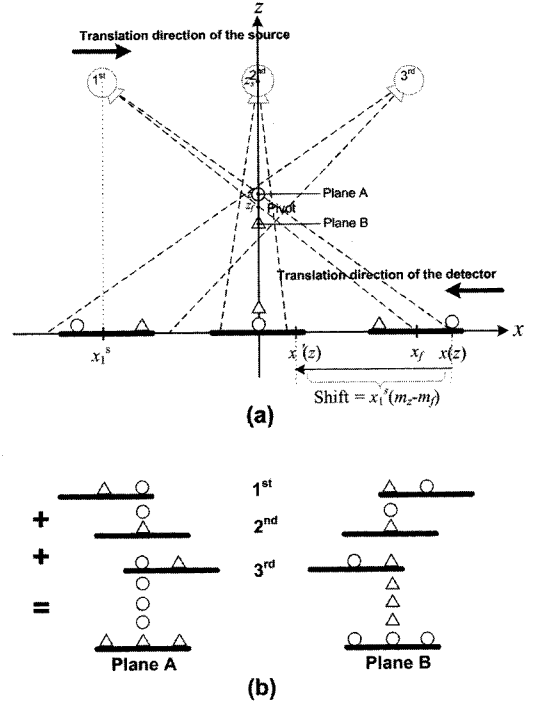


Fig. 1 Conceptual principle of SAA tomosynthesis. (a) Projecting two structures (circle and triangle) with respect to three different locations of X-ray source. (b) Shifting the projection images in focus and summing them, which spreads out the structures outside the focus plane but remained as blurred artefacts.

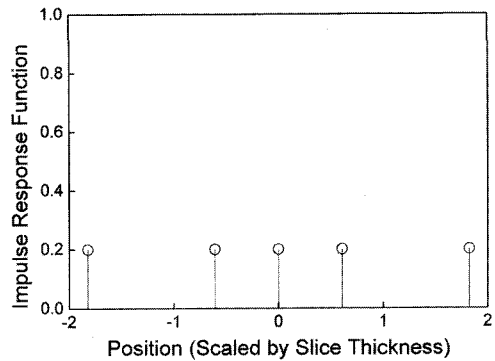


Fig. 2 Response function of SAA tomosynthesis for five projections. The reconstruction was performed at the just below plane for an impulse signal.

### 3. 선명도 향상을 위한 방법

본 연구에서는 기존 디지털 영상합성법에서의 blur artefact를 최소화하기 위해 SAA를 BP 개념으로 전환하여 blur artefact가 발생하는 근본적인 물리적 메커니즘에 착안, 개념적으로 간단한 blur artefact 감소 방안을 고안하였다. Fig. 3은 본 연구에서 제시하고자 하는 방법의 개념을 스케치한 것이다. 투사영상으로부터 BP 과정을 통해 복원한 단층영상은 blur artefact를 포함하고 있다[Fig. 3(a) 참조]. 이렇게 3차원으로 재구성한 영상 데이터 중 POI의 값을 모두 0의 값으로 대체한 후 forward projection (FP)을 통해 투사영상을 얻는다[Fig. 3(b) 참조]. 얻어진 투사영상을 재차 BP 과정을 통해 3차원으로 재구성한다[Fig. 3(c) 참조]. 이때의 POI는 POI 이외의 다른 영역으로부터 기인한 blur artefact에 대한 정보만 담고 있다. 따라서, Fig. 3(d)에 나타난 바와 같이 처음 BP 과정에서 구한 POI에서 POI의 값을 0으로 대체한 후 FP-BP 과정을 통해 구한 POI를 빼주게 되면 blur artefact가 제거된 POI 단층영상을 구할 수 있게 된다. Blur artefact를 고려하여 복원된 영상을  $\tilde{f}(x,y;z)$  라 한다면, 이를 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \tilde{f}(x,y;z) &= f_{BP}(x,y;z) - f_{BP(POI=0)}(x,y;z) \end{aligned} \quad (2)$$

여기서  $f_{BP}(x,y;z)$ 는 최초의 BP 후 POI 영상이며,  $f_{BP(POI=0)}(x,y;z)$ 는 POI를 0의 값으로 대체 후 FP-BP 후의 POI 영상을 나타낸다.

### 4. 몬테칼로 시뮬레이션 및 실험

본 연구에서 제안한 self-layer subtraction BP (SSBP) 방법을 검증하기 위해 몬테칼로 시뮬레이션을 이용한 가상적인 실험 및 실제 실험을 수행하였다. 인쇄회로기판을 모사하기 위해 가장 널리 활용되는 FR-4 재질의 기판에 미세 선폭을 가진 가상의 다층 인쇄회로기판 라인 팬텀(line phantom)을 설계 및 제작하였다[Fig. 4 참조]. 3층의 FR-4 층에 대해 위, 아래 그리고 각 층 사이마다 두께 0.025 mm, 선폭 0.127 mm인 구리선이 0.254 mm 간격으로 배열되도록 하였다. 제작한 팬텀을 실험실에서 자체적으로 개발한 micro-CT 시스템[13]을

통해 -28.8°에서 28.8°까지 3.6° 간격으로 총 17장의 투사영상을 획득하였다. 본 연구에서 사용한 micro-CT 시스템은 피사체를 중심으로 원형 궤도로 X-선원과 검출기가 회전을 하도록 제작되었기 때문에 SAA 및 SSBP 알고리즘 적용 시 각도별 투사영상에 대한 확대율 보정을 고려하였다.

몬테칼로 시뮬레이션에서는 X-선과의 반응에 대한 물질의 정보를 위해 FR-4를 수소 1.79 %, 탄소 17.74 %, 산소 47.27 %, 실리콘 33.20 %의 질량비로 모델링하였으며, 밀도는 1.8 g/cm<sup>3</sup>으로 하였다. 시뮬레이션은 방사선 수송해석에 널리 사용되는 MCNPX<sup>TM</sup>을 이용하였다[14]. 기하학적인 시뮬레이션 조건은 실제 실험 조건을 따르도록 하였다.

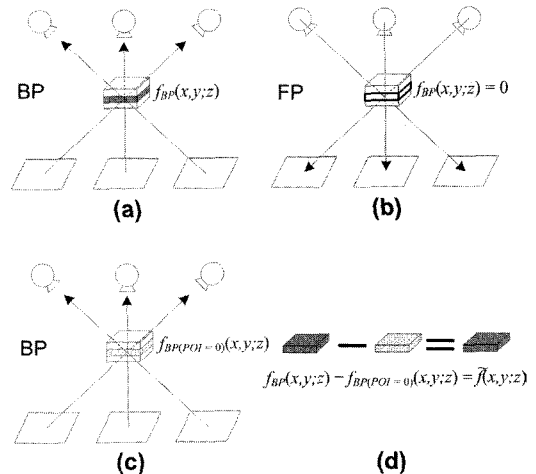


Fig. 3 Schematic illustration of SSBP principle. (a) First step: the conventional backprojection. (b) Second step: the forward projection after replacing the POI by zeros. (c) Third step: the backprojection. (d) Fourth step: the subtraction between POIs.

### 5. 결과

실제 실험 및 몬테칼로 시뮬레이션으로부터 얻은 투사영상의 획득 예를 Fig. 4에 나타내었다. Fig. 4에서 좌측 열의 "Exp"와 우측 열의 "MC"는 각각 실험과 몬테칼로 시뮬레이션을 나타내며, 표시된 숫자는 중심축에 대한 X-선원의 기울어진 각도를 나타낸다. 실험에서 구한 투사영상을 살펴보면 영상의 중심부근에서 가로방향으로 라인이 보이며, 이 라인을 기준으로 위아래의 영상의 밝기가 달라

보인다. 이는 micro-CT 시스템 X-선 영상센서를 두 개의 CMOS 포토다이오드로 만들었기 때문이다. 이와 같이 센서 간 밝기의 차이는 영상 재구성시 큰 영향을 끼치기 때문에 본 연구에서는 영상재구성에 앞서 gain-offset 보정 알고리즘을 이용하여 이를 보정하였다.

실험 및 시뮬레이션 투사영상 데이터를 이용하여 SAA 및 SSBP 방법으로 재구성한 단층영상을 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 5(a)와 (b)는 각각 실험 데이터에 대한 SAA 및 SSBP 방법, 그리고 Fig. 5(c)와 (d)는 각각 몬테칼로 시뮬레이션 데이터에 대한 SAA 및 SSBP 방법으로 재구성한 결과이다. 단층영상은 모두 첫 번째 층에서 얻은 결과이며, 나머지 다른 층에서도 유사한 결과를 보여주었다. 결과에서 알 수 있듯이 SAA 방법[Fig. 5(a) 및 (c)]은 단층영상이 매우 흐린 반면에 SSBP 방법[Fig. 5(b) 및 (d)]은 매우 선명한 영상을 보여준다. 보다

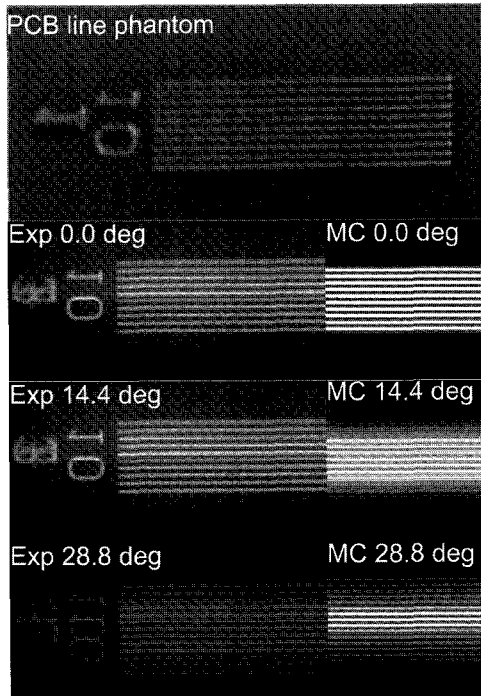


Fig. 4 A photograph of PCB line phantom and projection images obtained from experimental measurements and Monte Carlo simulations for three different locations of X-ray source. "Exp" and "MC" indicate the experimental and Monte Carlo data, respectively.

정량적인 결과를 살펴보기 위해 Fig. 5(d)에 표시한 A-A' 방향으로 영상신호의 프로파일(profile)을 그려보았다(Fig. 6 참조). 프로파일에서 알 수 있듯이 SSBP 방법의 경우 SAA에 비해 구리선 윤곽선 부분이 매우 두드러지며, 이는 blur artefact가 많이 감소했기 때문이다.

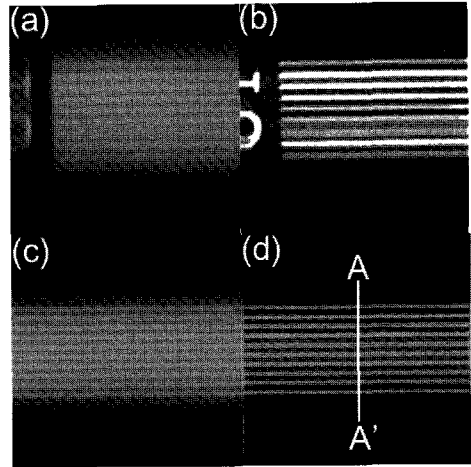


Fig. 5 Transaxial images reconstructed from SAA and SSBP methods for the experimental and Monte Carlo projection images. (a) SAA for the experimental data. (b) SSBP for the experimental data. (c) SAA for the Monte Carlo data. (d) SSBP for the Monte Carlo data.

## 6. 논의

결과에서 한 가지 주목할 사실은 실험과 시뮬레이션을 통해 구한 영상의 크기가 서로 다르다는 것이다(Fig. 6 참조). 이는 실제 실험과 시뮬레이션에서의 기하학적 확대율이 서로 다르기 때문이다. Micro-CT 시스템에 정량적인 기하학적 정보를 제공할 수 있는 틀이 필요하며, 또한 이를 바탕으로 한 보정 알고리즘이 필요하다. 이는 향후 보완할 예정이다.

본 연구에서 제안한 SSBP 알고리즘의 유용성을 검증하기 위해 간단한 계산을 수행하였다. 5층의 높이에 대해 각각의 층에 임펄스 신호를 두고  $-60^\circ$ 에서  $60^\circ$ 까지  $30^\circ$  간격으로 5장의 투사 데이터에 대해 BP 후 제3층에서의 신호값을 계산하였으며, 그 결과를 Fig. 7(a)에 나타내었다. 투사의 수가 5회이기 때문에 기본적인 blur 신호의 크기는 0.2이며, 총 25개의 신호가 BP 과정에 사용된다. 재구성

된 단층의 중심, 즉  $x = 0$ 에서는 원래 중심방향으로 투사된 5개의 0.2값의 신호 및 좌우로 투사되어 BP된 4개의 0.2값의 blur 신호가 합쳐져 최종 1.8의 값으로 복원되며, 나머지 16개의 0.2값의 신호가 blur되어 나타난다. 만약 BP 과정 중 POI 이외의 단층에서 blur artefact가 없다면, POI를 0의 값으로 대체하고, FP-BP 과정을 되풀이 하면, POI의 값은 Fig. 7(b)와 같다. 즉,  $x = 0$ 에 4개의 0.2값의 blur 신호가 중첩되고, 나머지 16개의 0.2값의 신호가 blur되어 나타난다. 따라서, 두 데이터의 차를 구하게 되면, Fig. 7(c)에서와 같이 완벽하게 복원

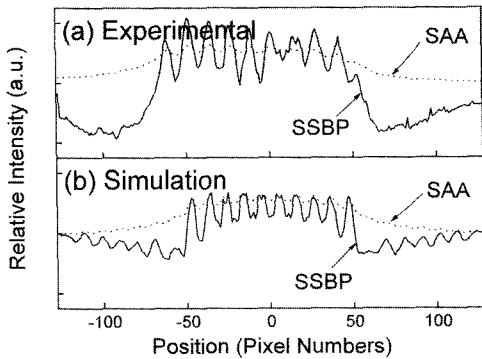


Fig. 6 Signal intensity profiles of the results shown in Fig. 5 along the line A-A' designated in Fig. 5(d). (a) Comparison of signal intensity profiles between SAA and SSBP for the experimental data. (b) Comparison of signal intensity profiles between SAA and SSBP for the Monte Carlo data.

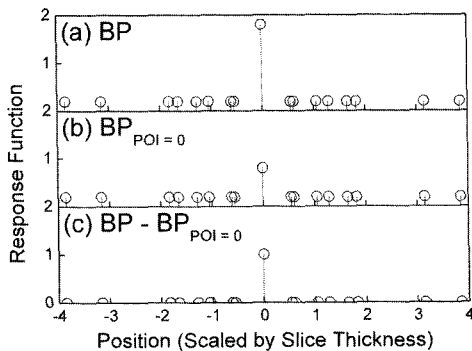


Fig. 7 Response functions of each step of SSBP method without blur signals outside the POI (ideal case).

된 단층영상의 값을 구할 수 있다. 하지만, 실제로는 최초의 BP 시 모든 단층에 blur 신호가 포함되기 때문에 Fig. 7(c)와 같이 완벽하게 복원된 단층영상의 값을 구할 수는 없다. 이를 고려한 계산 결과를 Fig. 8에 나타내었다. 결과에서 알 수 있듯이 최초의 BP 과정에서 발생한 blur 신호가 POI 이외의 층에서도 똑같이 나타나기 때문에 SSBP 과정 후 이들의 blur 신호 때문에 완벽한 복원은 불가능함을 알 수 있다. 하지만, Fig. 8에서 알 수 있듯이 단순 BP 즉, SAA 방법에 비해 blur artefact 관련 신호가 현저히 줄어들었음을 알 수 있으며, 따라서 단층영상의 선명도 향상에 크게 기여함을 알 수 있다.

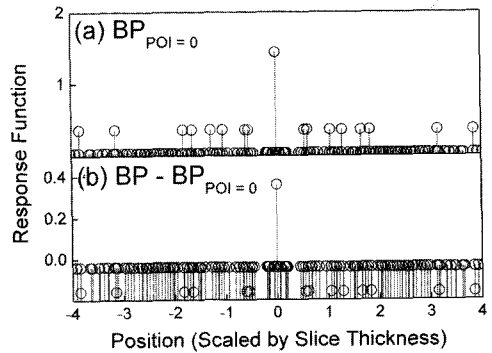


Fig. 8 Response functions of each step of SSBP method with blur signals outside the POI (real case).

## 7. 결론

본 연구에서는 기존의 디지털 영상합성법 알고리즘으로 널리 쓰이고 있는 SAA 알고리즘의 단점인 blur artefact 발생을 감소하기 위한 SSBP 방법을 제안하였다. 이 방법은 디지털 영상합성법에서 고전적으로 가장 널리 쓰이고 있는 SAA 방법을 BP 개념으로 전환하여 blur artefact가 발생되는 근본적인 물리적 메커니즘을 기반으로 한 개념적으로 매우 간단하며, 쉽게 적용할 수 있는 방법이다. 제안한 SSBP 방법의 검증에 위해 인체회로기관 팬텀을 제작하였으며, 이를 토대로 실제 실험 및 몬테칼로 시뮬레이션을 수행하였다. 최초의 BP 과정 중 발생한 blur 신호의 POI 이외의 층으로의 기여에 의해 SSBP 후의 POI 단층영상의 완벽한 복원은 불가능하나, 기존의 SAA 방법에 비해 영상의 선명도가

크게 향상됨을 보였다. 본 연구에서 제안한 SSBP 알고리즘은 인쇄회로기판과 같이 대면적의 납작한 기하학적 구조체에 대해 3차원 단층영상 획득 기술로 사용되고 있는 X-선 디지털 영상합성법의 선명도 향상을 위해 큰 도움이 될 것으로 생각된다.

## 감사의 글

본 논문은 교육인적자원부·산업자원부·노동부의 출연금으로 수행한 산학협력중심대학육성사업 및 한국과학재단 특정기초연구(R01-2006-000-10233-0) 지원으로 수행되었음.

## 참고문헌

- [1] C. Neubauer, "Intelligent X-ray inspection for quality control of solder joints," *IEEE Trans. Comp. Packag. Manufact. Technol.*, Vol. 20, No. 2, pp. 111-120 (1997)
- [2] H. K. Kim, J. K. Ahn, and G. Cho, "Development of a lens-coupled CMOS detector for an X-ray inspection system," *Nucl. Instr. Meth. A*, Vol. 545, pp. 210-216 (2005)
- [3] H. K. Kim, "Cone-beam microtomography and its application," *J. Kor. Soc. Prec. Eng.*, Vol. 22, No. 3, pp. 7-14 (2005)
- [4] J. Zhou et al., "Computed laminography for materials testing," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 68, No. 24, pp. 3500-3502 (1996)
- [5] D. G. Grant, "Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 19, pp. 20-28 (1972)
- [6] J. T. Dobbins III and D. J. Godfrey, "Digital X-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 48, pp. R65-R106 (2003)
- [7] S. T. Kang and H. S. Cho, "A projection method for reconstructing X-ray images of arbitrary cross-section," *NDT&E International*, Vol. 32, pp. 9-20 (1999)
- [8] H. K. Kim, "Sensor technology for digital radiography," *J. Kor. Soc. Prec. Eng.*, Vol. 22, No. 8, pp. 7-16 (2005)
- [9] S. Sone et al., "Development of a high-resolution digital tomosynthesis system and its clinical application," *Radiographics*, Vol. 11, No. 5, pp. 807-822 (1991)
- [10] S. Suryanarayanan et al., "Comparison of tomosynthesis methods used with digital mammography," *Acad. Radiol.*, Vol. 7, No. 12, pp. 1085-1097 (2000)
- [11] T. Wu, R. H. Moore, E. A. Rafferty, and D. B. Kopans, "A comparison of reconstruction algorithms for breast tomosynthesis," *Med. Phys.*, Vol. 31, No. 9, pp. 2636-2647 (2004)
- [12] D. J. Godfrey, H. P. McAdams, and J. T. Dobbins III, "Optimization of the matrix inversion tomosynthesis (MITS) impulse response and modulation transfer function characteristics for chest imaging," *Med. Phys.*, Vol. 33, No. 3, pp. 655-667 (2006)
- [13] M. K. Cho, H. K. Kim, T. Graeve, and J.-M. Kim, "Characterization of CMOS pixel detectors for digital X-ray imaging," *Key Engineering Materials*, Vols. 321-323, pp. 1052-1055 (2006)
- [14] MCNPX™ Version 2.5.0, LA-UR-05-2675, Oak Ridge National Laboratory, USA (2005)