

영상유도 방사선 치료를 위한 디지털 단층영상합성법의 촬영조건 최적화에 관한 연구

*부산대학교 기계공학부, †삼성서울병원 방사선종양학과, ‡UC 샌디에고 방사선종양학과

윤한빈* · 김진성† · 조민국* · 장선영* · 송영재‡ · 김호경*

최근 디지털 단층영상합성법을 영상유도 방사선 치료에 활용하기 위한 연구가 활발히 시도되고 있다. 적은 수의 투사영상으로 삼차원 영상재구성이 가능하기 때문에 환자에 대한 피폭선량을 줄일 수 있으며, 환자의 움직임에 최소화할 수 있는 장점이 있기 때문이다. 그러나 단층영상의 화질이 스캔 각도(β_{scan}) 및 사용한 투사영상의 수 등 촬영조건에 크게 의존하는 단점이 있다. 본 연구에서는 필터링 후 역투사법을 이용한 디지털 단층영상합성의 구현에 대해 자세히 논하였으며, 이에 대한 최적 촬영조건에 대해 살펴 보았다. 이를 위해 시스템 성능을 신호 대 잡음비, 잔상퍼짐함수, 연산횟수를 조합한 이득함수로 정의하였으며, 다양한 촬영조건에 대해 실험을 통해 각 지표를 구한 후 평가하였다. 평가 결과 및 분석으로부터 큰 단위 스캔 각도($\Delta\beta$)로 60도 이상의 넓은 범위에 걸쳐 스캔을 할수록 높은 화질의 단층영상을 얻을 수 있다는 결론을 얻었다. 대략적으로 시스템 성능이 $\sqrt{\Delta\beta} \times \beta_{scan}^{2.5}$ 에 비례하였다. 만약 각 평가지표에 명확한 가중치를 부여할 수 있다면 보다 엄밀하고 구체적인 촬영조건을 구할 수 있을 것이다.

중심단어: 영상유도 방사선 치료, 단층영상합성법, 필터링 후 역투사

서 론

방사선 치료의 성과는 종양의 위치 및 환자의 움직임에 대해 매우 민감하게 반응한다. 그 이유는 치료계획 때와는 다르게 치료 전 환자의 셋업 과정과 치료를 하는 동안 환자의 호흡을 비롯한 다양한 움직임에 의해 계획한 종양의 절대 좌표가 변하기 때문이다.¹⁾ 그러므로, 환자의 셋업 과정 후(또는 방사선 치료 전) 종양의 위치를 다시 정확히 파악하고, 이를 치료계획 때와 비교하여 좌표를 분석하는 과정이 매우 중요하다. 일반적으로는 방사선 치료 전 환자에 대해 수직 방향으로 두 장의 투사영상을 획득하여 환자의 위치를 파악하고 있다.²⁾ 최근에는 대면적 평판형 영상센서

와 고속 단층영상재구성 기술을 조합한 삼차원 원추형 비전산화 단층영상화(CBCT: cone-beam computed tomography) 기술을 이용한 영상유도 방사선 치료(IGRT: image-guided radiation therapy) 기술이 개발되었고, 보편화되고 있는 추세에 있다.¹⁾ 선형가속기에서 치료 방사선 출력 방향에 대해 수직 방향으로 kilo-voltage 에너지의 엑스선원과 대면적 평판형 영상센서를 쌍으로 배치함으로써 CBCT 기반의 IGRT를 실현하고 있다.³⁾ 참고로 치료가속기에 CBCT 구현을 위해 탑재된 대면적 평판형 영상센서를 일반적으로 OBI (on-board imager)라고 부른다.⁴⁾

이와 같은 CBCT 기술은 이차원 투사영상과는 달리 삼차원 영상을 제공하기 때문에 보다 정확하게 위치정보 변화의 추적이 가능하며, 치료계획 때 CT 시뮬레이터와의 영상 비교가 훨씬 용이한 장점이 있다.³⁾ 반면, 삼차원 볼륨 영상의 제공을 위해 시스템의 360도 회전 스캔 및 영상획득, 영상재구성 과정 등 일련의 절차가 필요하며, 이 때문에 기존 이차원 영상기반 IGRT에 비해 시간의 효율성 및 환자에 대한 피폭선량 측면에서 단점을 보이고 있다.⁵⁾ 이와 같은 단점에도 불구하고, CBCT 기반의 IGRT는 치료의 성과가 매우 탁월하기 때문에 그 파급효과가 크며, 환자의 호흡주기를 고려한 영상재구성을 통해 환자의 움직임에 기인한 단층영상이 흐려지는 단점을 극복하고자 하는 취지의 4차

이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 시행하는 한국연구재단의 원자력 연구기반 확충사업의 지원을 받아 수행되었음(연구과제 관리코드: 2010-0017477).

이 논문은 2010년 7월 5일 접수하여 2010년 8월 10일 채택되었음.

책임저자 : 김호경, (609-735) 부산시 금정구 장전2동 산30

부산대학교 기계공학부

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

E-mail: hokyung@pusan.ac.kr

김진성, (135-710) 서울시 강남구 일원동 50번지

삼성서울병원 방사선종양학과

Tel: 02)3410-3771, Fax: 02)3410-2619

E-mail: Jinsung.k@gmail.com

원 CBCT 기술의 개발 및 응용 등 오히려 CBCT 기술을 근간으로 한 IGRT 기술은 계속 발전하고 있는 추세에 있다.³⁾

CBCT와 더불어 최근에는 제한된 각도 내에서 적은 수의 투사영상을 이용하여 단층영상을 제공할 수 있는 디지털 단층영상합성(CBDT: cone-beam digital tomosynthesis) 기술이 일반 흉부 및 여성 유방 촬영 분야에서 큰 주목을 받고 있는데,⁶⁾ 이 기술을 CBCT를 대신하여 IGRT에 활용하고자 하는 움직임이 방사선 치료분야에서도 시도되고 있다.⁷⁾ 단층영상합성법은 1970년대 초에 처음 소개된 고전적인 CT 기법이며,⁶⁾ 대면적 디지털 영상센서의 등장으로 최근 다시 주목을 받고 있다.⁸⁾ 디지털 단층영상합성법의 다양한 알고리즘 및 응용에 대한 소개는 Dobbins와 Godfrey의 종설논문에서 자세히 다루고 있다.⁶⁾ 디지털 단층영상합성 기술의 경우 비록 CBCT에 비해 단층영상의 화질이 나쁜 단점이 있으나, 시간의 효율성 및 환자에 대한 피폭선량 측면에서는 훨씬 이득이 있다.²⁾ 거꾸로 생각해 보면, 적은 수의 투사영상을 이용해 영상의 재구성 가능성이 가능하므로, 고해상도의 디텍터를 사용하여 보다 개선된 단층영상 화질을 기대해 볼 수도 있다. 또 다른 장점으로 적어도 초점평면에서는 기존 CBCT에 비해 3배 이상의 높은 공간해상도를 제공한다는 연구결과가 보고된 바 있기도 하다.⁹⁾ 일반적으로 CBDT는 스캔 각도가 넓을수록 초점평면 이 외에서의 화질, 즉 깊이가 방향에서의 해상도(depth resolution)가 좋아지며, 반면 초점평면에서의 공간해상도는 오히려 스캔 각도가 좁을수록 좋아진다.²⁾ 이처럼 CBDT는 CBCT와는 달리 촬영조건에 따라 단층영상의 화질이 크게 달라질 수 있다.

치료가속기에서의 OBI를 기존 CBCT 대신 CBDT로 활용할 경우 최상의 단층영상 화질을 제공할 수 있는 스캔 각도, 투사영상 획득 수 등 최적의 촬영조건을 찾아내고자 하는 것이 본 연구의 궁극적인 목표이다. 이를 위해 본 논문에서는 스캔 각도에 따른 CBDT 단층영상 두께의 제한성을 염두에 두고, CBDT 영상재구성 알고리즘을 기술하였다. 또한 단층영상에서의 콘트라스트, 공간해상도 그리고 영상 재구성 속도를 고려한 이득지표(FOM: figure of merit)를 정의하였고, 이를 측정할 수 있는 팬텀을 만들어 실제 OBI를 탑재한 치료가속기를 이용하여 다양한 촬영조건에서 FOM을 구하여 분석함으로써 최적의 촬영조건을 찾고자 하였다.

재료 및 방법

1. CBDT 영상재구성 알고리즘

본 연구에서는 CBDT 영상재구성을 위해 필터링 후 역투

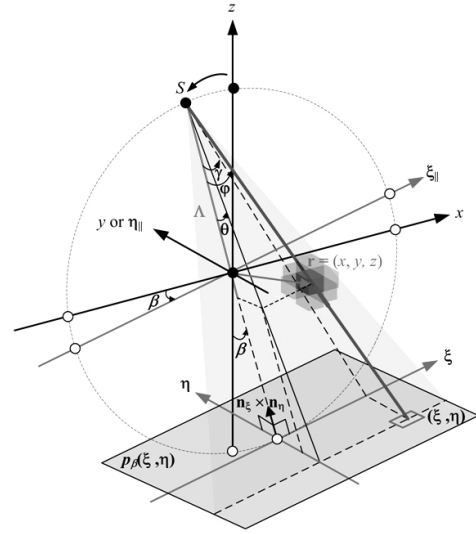


Fig. 1. A sketch describing image reconstruction in cone-beam geometry. For the reconstruction of voxel value at $r=(x, y, z)$, the contribution of projection value at (ξ, η) in the planar detector obtained at the projection angle β is illustrated (see the thick line in the Fig). The projection signal is back-projected along the line, which is contained in the tilted fan beam.

사법을 근사적으로 원추형 빔으로 확장한 FDK 알고리즘을 기본적으로 채택하였다.¹⁰⁾ 부족한 데이터로 인해 발생하는 아티팩트(artifact)를 보정하기 위해서는 Lauritsch와 Härer가 제시한 필터를 활용하였다.¹¹⁾

Fig. 1에서 나타낸 변수 및 파라미터를 이용하여 주어진 한정된 스캔 각도 범위 $[\beta_{min}, \beta_{max}]$ 에 대한 FDK 알고리즘을 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$f(\mathbf{r}) = \int_{\beta_{min}}^{\beta_{max}} d\beta \frac{L^2}{(\lambda - \mathbf{r} \cdot (\mathbf{n}_\xi \times \mathbf{n}_\eta))^2} [\tilde{p}_\beta(\xi, \eta) * h(\xi)] \quad (1)$$

여기서 L 은 선원에서부터 투사영상 중심점까지의 거리, λ 는 선원에서부터 스캔 회전 중심축까지의 거리, 그리고 $f(\mathbf{r})$ 는 임의의 공간좌표 \mathbf{r} 에서의 원함수를 의미한다. $\tilde{p}_\beta(\xi, \eta)$ 는 임의의 스캔 각도 β 에서 얻은 투사영상 $p_\beta(\xi, \eta)$ 에 대해 가중치를 곱한 것으로 다음의 식으로 표현된다.

$$\tilde{p}_\beta(\xi, \eta) = \frac{L}{\sqrt{L^2 + \xi^2 + \eta^2}} p_\beta(\xi, \eta) \quad (2)$$

이때 가중치는 원추형 빔을 평행 빔으로 근사하기 위함이며, Fig. 1을 살펴보면 $\cos(\varphi)$ 와 같다. 변수 ξ 와 η 는 투사

영상 평면에서의 직교좌표를 나타내며, $h(\xi)$ 는 필터함수를 의미한다. 식 (1)에서의 적분연산은 매 스캔 각도 β 마다 얻은 투사영상에 필터함수를 콘볼루션(convolution, “*” 기호 참조)한 후, 이를 역투사하는 과정을 의미하며, 스케일링 인자 $L^2/(\lambda - \mathbf{r} \cdot (\mathbf{n}_\xi \times \mathbf{n}_\eta))^2$ 는 $f(\mathbf{r})$ 에 대한 $p_\beta(\xi, \eta)$ 의 기여 정도를 확대율의 제곱으로 표현한 것이며, Fig. 1에서 보인 바와 같이 L^2/Λ^2 로 간단히 표현할 수도 있다.

좀 더 명확한 표현을 위해 콘볼루션 연산을 적분의 형태로 표현하고, 식 (2)를 식 (1)에 대입하여 다시 쓰면 다음의 식 (3)으로 나타낼 수 있다.

$$f(x, y, z) = \int_{\beta_{\min}}^{\beta_{\max}} d\beta \left\{ \frac{L^2}{\Lambda^2} \int_{-\infty}^{\infty} d\xi \left[\frac{L}{\sqrt{L^2 + \xi^2 + \eta^2}} p_\beta(\xi, \eta) \right] h(\xi' - \xi) \right\} \quad (3)$$

콘볼루션 적분은 많은 계산 시간을 요구하기 때문에 실제적으로는 각 투사영상을 푸리에 변환하여 공간주파수의 함수로 바꾸고, 마찬가지로 공간주파수의 함수로 필터를 설계한 뒤 이들을 곱하고, 이를 다시 푸리에 역변환한 후 공간 상에서 역투사 연산을 수행하게 된다.

CT 또는 CBCT 영상재구성에서의 역투사 연산은 거리에 반비례하는 전달함수로 표현되고, 따라서 이의 보상을 위해 이 전달함수의 역함수가 필요하게 되는데 이 역함수가 곧 필터함수 h 가 된다. CBDT에서의 필터함수를 전체 스캔 각도 범위 β_{scan} , 직교 좌표계 (x, y) 에 대응하는 이차원 공간주파수 (u, v) 의 함수로 나타내면 다음과 같다.

$$H_{RA}(u, v) = \beta_{scan} \sqrt{u^2 + v^2} \quad (4)$$

이와 같은 형태의 필터를 램프필터 또는 고주파통과 필터라 부르며, 이 경우 과잉적으로 중첩되는 저주파 영역의 정보를 효과적으로 보상할 수 있는 반면, 고주파 영역에서 잘 나타나는 잡음을 피할 수가 없다. 이와 같이 고주파 영역에서의 잡음을 최소화하기 위해 식 (4)에서 나타난 램프필터를 사각함수를 이용하여 나이퀴스트 주파수(Nyquist frequency)까지만 보통 고려하게 되는데, 이 경우 스펙트럼 누설(spectral leakage)에 의해 링잉 아티팩트(ringing artifact) 등이 유발될 수도 있다. 따라서, 본 연구에서는 사각함수 대신 다음의 식 (5)와 같이 Hann 윈도우를 사용하였다.

$$H_{SA}(u) = \frac{1}{2} \left[1 + \cos \left(\frac{\pi u}{k_{SA}} \right) \right] \quad (5)$$

여기서 파라미터 k_{SA} 는 Hann 윈도우의 밴드폭(bandwidth)을 나타내며, 나이퀴스트 주파수의 배수로 표현된다. H_{SA} 필터의 경우 일차원 공간주파수의 함수로 표현하였는데, 이차원 투사영상에서 한 방향으로, 즉 일차원 형태로 적용할 수 있기 때문이다. Lauritsch와 Härer¹¹⁾의 논문에서는 이 필터를 “spectral apodizing” 필터라 부른다.

CBDT는 CT 또는 CBCT와는 달리 필터가 추가로 하나 더 필요하다. CBDT는 제한된 각도에서 획득한 투사영상을 이용하며, 그러므로 획득한 투사영상을 삼차원 공간주파수 도메인에 매핑을 하면, Fig. 2에서 나타낸 바와 같이 부족한 데이터가 발생하게 된다. 이와 같이 (u, v) 평면에 수직 방향, 즉 w 방향으로의 급격한 데이터 공백은 CBDT 단층 영상에서 발생하는 흐려짐의 주된 원인이 되며, 이를 완화시키기 위해 위의 spectral apodizing 필터와 마찬가지로 Hann 윈도우를 이용하였다.

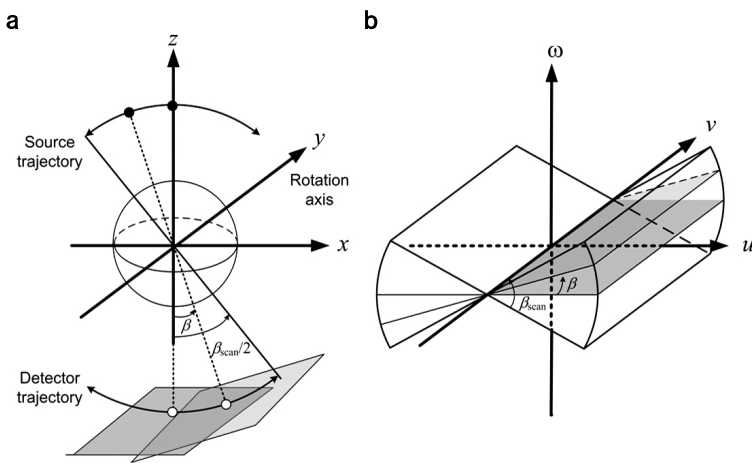


Fig. 2. Illustration of the Fourier-slice theorem and incompleteness of object information in the cone-beam digital tomosynthesis geometry. Projection data set in the space domain (a) is mapped into the Fourier domain (b) in a double-wedge shape.

$$H_{ST}(w) = \frac{1}{2} \left[1 + \cos \left(\frac{\pi w}{k_{ST}} \right) \right] \quad (6)$$

파라미터 k_{ST} 는 마찬가지로 Hann 윈도우의 밴드폭을 나타내며, Lauritsch와 Härer¹¹⁾의 논문에서는 이 필터를 “slice thickness” 필터라 부른다.

식 (4), (5) 및 (6)을 조합함으로써 식 (3)에서 필요한 필터 함수를 구할 수 있게 된다.

2. 필터 및 단층영상 두께 최적화

전술한 바와 같이 본 연구에서의 CBCT 알고리즘은 CBCT와 거의 유사하며, 단지 한정된 스캔 각도에 대한 필터의 밴드폭을 결정하는 것이 곧 CBCT 단층영상의 화질을 결정한다고 할 수 있다. H_{SA} 필터의 경우에는 투사영상 픽셀(pixel) 크기의 나이퀴스트 주파수 u_N 이 곧 k_{SA} 가 되며, 스캔 각도와는 무관하다. 반면, H_{ST} 필터의 k_{ST} 는 스캔 각도를 고려해야만 한다. Fig. 3은 H_{ST} 필터의 k_{ST} 에 따라 푸리에 영역에서 발생하는 데이터 중첩을 설명하고 있다. Fig. 3a의 경우 k_{ST} 가 너무 넓어 푸리에 영역에서 나이퀴스트 주파수의 2배의 간격으로 무한히 반복되는 앨리어스(alias)가 중첩되어 앨리어싱 아티팩트(aliasing artifact)가 발생하며, 반면 Fig. 3b는 k_{ST} 가 너무 좁아 비록 앨리어싱 아티팩트는 발생하지 않지만 단층영상에서 고주파영역 정보의 손실을 초래하게 된다. Fig. 3c는 이상적인 k_{ST} 가 적용된 경우로 최대의 공간주파수 정보를 확보할 수 있는 동시에 앨리어싱 아티팩트가 발생하지 않는 경우를 도식적으로 묘사하고 있다.

만약, 원추형 빔 투사영상 획득을 위해 정사각형 픽셀 구조를 가진 영상센서를 이용하여 푸리에 도메인에서 데이터 손실이 없도록 충분히 큰 스캔 각도로 투사영상 데이터를 획득하였다고 한다면, 단층영상의 두께는 결국 픽셀의 크기에 비례한다. 따라서, H_{ST} 필터의 k_{ST} 는 기본적으로 u_N 에 비례하며, Fig. 2에서 예측할 수 있듯이 k_{ST} 는 다음의 식으로 결정된다.

$$k_{ST} = u_N \times \tan \left(\frac{\beta_{scan}}{2} \right) \quad (7)$$

CBCT의 경우에는 단층영상의 복셀(voxel) 크기를 임의로 정의할 수 있지만, 일반적으로는 시스템의 확대율 $M (= L/\Delta, \text{ Fig. 1 참조})$ 을 고려한 투사영상에서의 픽셀 크기로 결정하며, 만약 한 변의 길이가 p 인 정사각형 픽셀 구조일 경우에는 $(p/M)^3$ 같이 공간적으로 “등방(isotropic)”의 복셀 구조가 된다. 반면, Fig. 3 및 식 (7)에 의하면, 단층영상에서 최대한 고주파영역의 정보를 보존하는 동시에 앨리어싱 아티팩트 발생을 최소화할 수 있는 CBCT에서의 단층영상 복셀 크기는 다음과 같이 정의될 수 있다.

$$\Delta_x \times \Delta_y \times \Delta_z = \frac{1}{\tan(\beta_{scan}/2)} \left(\frac{p}{M} \right)^3 \quad (8)$$

여기서 Δ_j 는 복셀의 한 변의 길이를 나타내며, 아래첨자 j 는 직교 좌표계에서의 방향 중 임의의 한 방향을 의미한다.

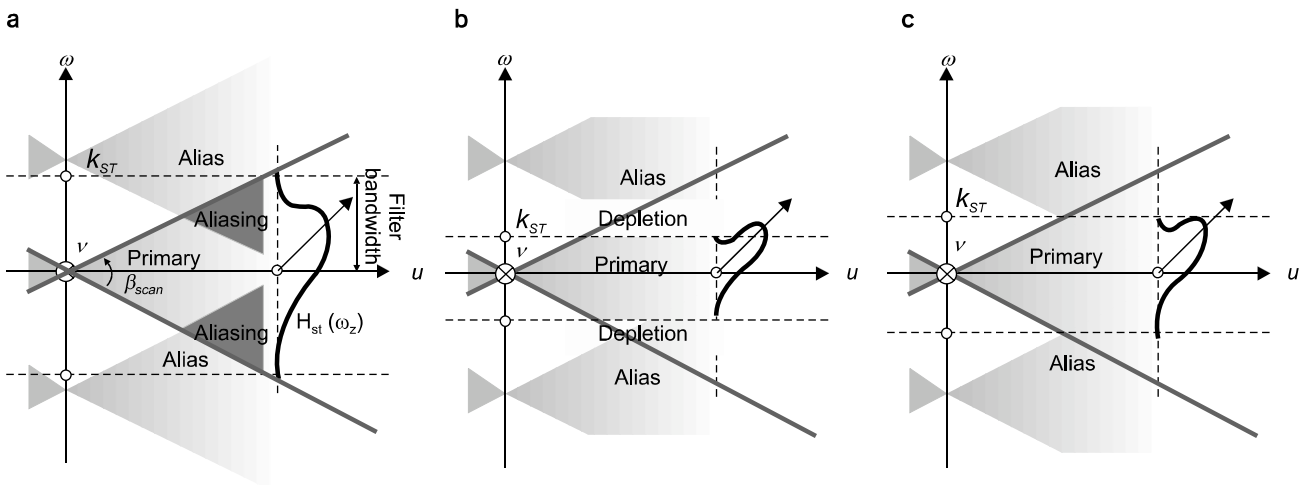


Fig. 3. The effects of bandwidth k_{ST} in the Fourier domain are illustrated for (a) $k_{ST} > w_{ST}$, (b) $k_{ST} < w_{ST}$, and (c) $k_{ST} = w_{ST}$, where w_{ST} is the Nyquist frequency corresponding to the slice thickness.

그러므로 식 (8)에서 알 수 있듯이 CBDT 단층영상은 공간적으로 “이등방(anisotropic)” 크기의 복셀로 이루어지며, 이와 같은 복셀의 이등방성은 스캔 각도가 증가할수록 줄어든다. 즉, 스캔 각도를 증가시킬수록 스캔 방향에 대해 “수직방향으로의 해상도(depth resolution)”를 향상시킬 수 있게 된다.

3. 촬영조건 최적화를 위한 파라미터의 선정

본 연구에서는 시스템 동작 최적화와 관련하여 CBDT 단층영상의 화질을 평가하기 위해 신호와 잡음을 동시에 고려할 수 있도록 다음의 식으로 정의되는 SDNR (signal difference-to-noise ratio)을 선정하였다.

$$SDNR = \frac{S_L - S_B}{\sigma_B} \quad (9)$$

여기서 S 와 σ 는 각각 단층영상에서 신호의 세기와 잡음을 의미하며, 아래첨자 L 과 B 는 각각 병변에 해당될 수 있는 관심영역(lesion)과 주변 배경(background)을 의미한다. 궁극적으로 S 와 σ 는 복셀값의 평균과 표준편차로 계산될 수 있다. SDNR은 CNR (contrast-to-noise ratio)과 유사한 개념의 영상평가 척도이지만, 아래의 수식과 같이 CNR은 잡음의 계산에서 병변 관심영역까지 고려하기 때문에 피폭선량의 제공근에 비례해서 증가하는 추세를 보여준다.

$$CNR = \frac{S_L - S_B}{\sqrt{\sigma_L^2 + \sigma_B^2}} \quad (10)$$

디지털 단층영상합성법은 한정된 각도 내에서 촬영되는 투사영상을 이용하고, 이와 같이 불충분한 데이터 샘플은 푸리에 도메인에서 공간주파수 데이터의 공핍 현상을 필연적으로 초래한다. 이와 같은 현상은 결국 수직방향 해상도 저하로 이어지고, 역투사 과정에서 관심영역 밖의 데이터 침범으로 인한 영상의 흐려짐이 발생하게 된다. 이는 디지털 단층영상합성법에서 피할 수 없는 아티팩트이며, CBDT 시스템의 성능을 좌우하는 주요한 고려 대상 중 하나이다. 이와 같은 흐려짐을 평가하기 위해 깊이 방향에 대한 시스템 임펄스 응답(impulse response) 개념인 잔상퍼짐함수(ASF: artifact-spread function)가 제안되었으며 다양한 CBDT 알고리즘의 성능평가를 위해 널리 활용되고 있다.¹²⁾ 본 연구에서도 ASF를 CBDT 단층영상 화질 평가의 수단으로 채택하였다. ASF는 아래의 식 (11)과 같이 임의의 깊이 z 에서

측정한 관심영역과 주변 배경에서의 신호 차이를 깊이 z_0 에 위치한 임펄스 신호와 주변 배경 신호 차이로 정규화한 값으로 정의된다.

$$ASF(z) = \frac{S_L(z) - S_B(z)}{S_L(z_0) - S_B(z_0)} \quad (11)$$

수직방향 해상도를 ASF라는 함수 대신 만약 간단히 하나의 파라미터로 정의할 수 있다면 다양한 촬영조건에 대한 수직방향 해상도의 변화를 살펴보는데 매우 용이할 것이다. 이와 같은 취지에서 본 연구에서는 ASF의 HWHM (half width at half maximum)을 수직방향 해상도로 정의한 후 이를 측정하였다.

실험으로 임펄스 응답을 구하기 위해서는 유한한 두께를 가진 디스크 형태의 팬텀이 활용될 수 있는데, 이와 같은 팬텀의 두께의 영향을 배제하기 위해 본 연구에서는 측정된 HWHM을 팬텀의 두께로 정규화하였으며, 이 파라미터를 Γ 로 정의하였다.

일반적으로 단층영상의 CNR 또는 SDNR은 조사선량(또는 피폭선량)의 제곱근에 비례한다.¹³⁾ 이는 곧 영상재구성을 위해 사용되는 이차원 투사영상의 수가 많을수록 좋은 화질의 단층영상을 얻을 수 있음을 시사한다. 반면, 많은 투사영상의 획득은 환자에 대한 피폭선량의 증가를 의미하며, IGRT 시스템의 실시간 운영에 제한을 가할 수도 있는 등 시스템 throughput에 영향을 미칠 수도 있다. 이에 본 연구에서는 영상재구성 시간을 살펴보았다. 영상재구성은 획득 투사영상에 대한 전처리 과정 및 푸리에 변환, 푸리에 도메인에서 미리 설계된 필터와의 곱 연산, 푸리에 역변환, 그리고 역투사 과정으로 나눌 수 있다. 역투사 과정은 필터링 후 투사영상을 샘플링하여 임의의 공간에서 더하는 연산에 해당하며, 경우에 따라 보간(interpolation) 연산을 포함하게 된다. 여기서는 2차 선형보간 연산으로 영상재구성을 수행하였다. 또한 필터링 과정에서 연산의 대부분을 차지하는 푸리에 변환은 버터플라이 알고리즘(butterfly algorithm)을 이용하여 연산량을 획기적으로 줄인 fast Fourier transform (FFT)을 사용하였다. FFT 연산횟수(FLOPS: float pointing operations)는 픽셀 수의 로그 스케일에 비례하는 성질을 가진다.¹⁴⁾ 따라서 픽셀의 수가 증가할수록 연산횟수는 수렴하게 된다. 만약 OBI의 픽셀 수를 n 이라고 하고, 단순히 확대율만 고려해서 OBI의 픽셀 수에 1:1로 대응해서 영상재구성을 수행한다고 한다면(스캔 각도에 의한 이등방성 복셀 구조 무시), 전처리(gain-offset correction), 필

터링, 역투사 등의 과정에 의한 “투사영상 한 장당 연산횟수”는 각각 대략적으로 $\sim n$, $\sim n \log n$, $\sim n\sqrt{n}$ 에 비례한다. 따라서 픽셀 수 n 이 클 경우 역투사 과정이 대부분의 연산을 차지하게 된다.

본 논문에서 CBDT 촬영조건 최적화를 위해 선정한 파라미터들은 스캔 각도 β_{scan} , 주어진 스캔각도에 대해 투사영상을 획득하기 위한 단위 스캔 각도 $\Delta\beta$ 및 총 투사영상 획득 수 N 등에 의존한다. 디텍터와 피검사체가 일렬로 정렬되는 경우를 기준으로 대칭 촬영을 고려했을 때 각 파라미터 간의 관계는 다음과 같다.

$$\beta_{scan} = (N - 1) \times \Delta\beta \quad (12)$$

SDNR은 값이 클수록 단층영상에서 높은 신호 대 잡음비를 기대할 수 있음을 의미하고, ASF의 HWHM은 값이 작을수록 높은 수직방향 해상도를 시사한다. 더불어 영상재구성 속도 τ 는 총 연산횟수가 많을수록 증가하고, 결국 낮은 시스템 throughput을 의미한다. 이상의 시스템 평가 파라미터를 종합해서 촬영조건에 따른 CBDT 시스템 FOM을 다음과 같이 정의하였다.

$$FOM = \frac{SDNR}{\Gamma \times \tau} \quad (13)$$

4. 실험 도구 및 방법

SDNR 및 ASF를 측정하기 위해 팬텀을 제작하였다. SDNR에서의 관심영역 그리고 ASF에서의 임펄스 신호를 모사하기 위해 폴리에틸렌 재질의 직경 10 mm, 두께 5 mm의 디스크를 제작하였으며, 아크릴 재질의 직경 200 mm, 높이 200 mm인 원통 실린더 중간에 위치시켰다. 아크릴 팬텀 내부에 디스크가 위치한 높이가 z_0 에 해당되며, 결국

초점평면(관심단층영역)에 해당한다. SDNR은 초점평면의 단층영상을 얻어 디스크 영역 60×60 복셀들의 평균을 S_L 로 취하였으며, 그리고 임의의 깊이에서의 얻은 단층영상의 60×60 복셀들의 평균과 표준편차를 각각 S_B 및 σ_B 로 취하였다. 초점평면 이 외의 영역에는 디스크가 존재하지 않기 때문에 ASF ($z \neq z_0$)는 결국 초점평면 디스크의 잔상을 의미한다. 제작한 팬텀에 대한 외형과 치수를 Fig. 4에 나타내었다.

Fig. 5에서 보인 바와 같이 CBDT 촬영조건 최적화 실험을 위해 IGRT가 가능한 선형가속기(Varian iX, Palo Alto, CA, USA)에 장착된 CBCT 시스템을 이용하였다. 시스템에 장착된 OBI (PaxScan 4030CB: Varian Medical Corp., Palo Alto, CA, USA)는 비정질 실리콘 포토다이오드/트랜지스터 어레이 기반의 대면적 평판형 디텍터이며, 한 번의 길이가 0.194 mm인 정사각형 구조의 픽셀이 $2,048 \times 1,536$ 의 배열로 이루어져 있다. 최대 초당 30 프레임의 영상획득이 가능하지만, 이 경우 2×2 픽셀을 binning하여 읽어 들이기 때문에

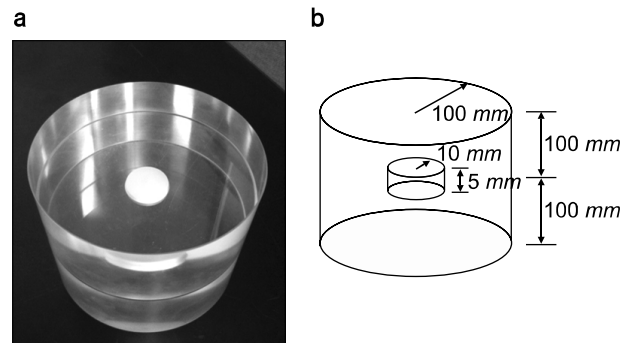


Fig. 4. Home-made phantom to measure signal difference-to-noise ratio and artifact spread function. (a) A photograph of the manufactured phantom. (b) A sketch describing dimensions of the phantom.

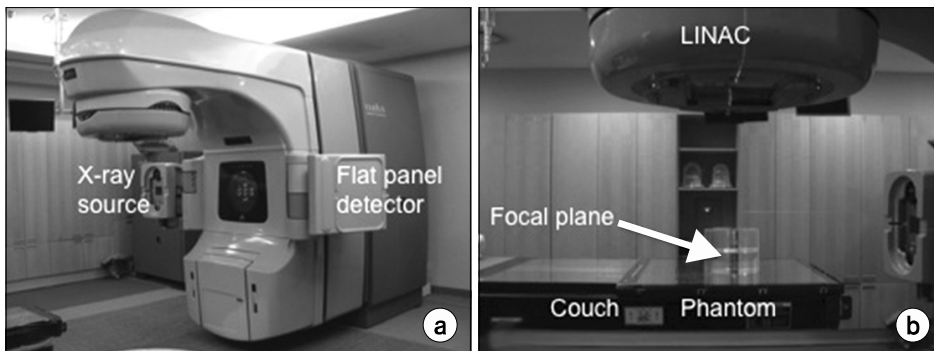


Fig. 5. LINAC employing a CBCT system. A pair of an on-board imager and x-ray source, which is located in perpendicular to the treatment-beam direction, is shown in (a), and signal difference-to-noise ratio and artifact spread function are measured with the home-made acrylic phantom located onto the couch (b).

결국 유효 픽셀 피치는 0.388 mm가 되며, 획득영상의 포맷은 1,024×768이 된다. 또한 피검사체의 크기에 따라 FF (full-fan) mode와 HF (half-fan) mode를 지원하고 있다. 두경부와 같이 피검사체의 크기가 작을 경우에는 피검사체 전체를 디텍터 내에 위치시키는 FF mode를 이용해서 200도에 걸쳐 투사영상을 획득하며, 반면 흉부와 같이 피검사체의 크기가 큰 경우에는 투사영상의 절반을 촬영하는 HF mode를 이용해서 피검사체의 절반을 대상으로 360도에 걸쳐 투사영상을 획득한다. FF mode는 전형적인 CBCT 영상 획득을, HF mode는 short-beam 영상획득을 의미하며, 각 모드에 적합한 bow-tie 필터를 사용하고 있다. 이와 같은 두가지 다른 촬영모드가 존재하는 이유는 디텍터의 유효 크기 때문으로 추측된다. 본 연구에서는 제작한 팬텀에 대해 FF mode에서 2×2 픽셀 binning mode의 30-fps 영상획득 속도로 시스템 최소 단위 스캔 각도 0.5도 간격으로 투사영상을 획득하였다. 영상재구성 때에는 $\Delta\beta = 0.5, 1.0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0$ 등 최소 단위 스캔 각도의 정수배로 획득영상을 샘플링하고, 각 간격마다 사용한 투사영상 수 N 을 조정함으로써 다양한 β_{scan} 에 대한 영상재구성을 모사하였다. 하지만 실제 측정된 최소 스캔 각도는 0.56도로 확인되었으며, 따라서 최종 $\Delta\beta$ 는 각각 0.56, 1.12, 2.24, 4.28, 6.72, 8.96도로 결정되었다.

결 과

1. SDNR

단위 스캔 각도 $\Delta\beta$ 에 대한 SDNR의 측정 결과를 영상재구성 때 사용한 투사영상의 수 N 에 대한 함수로 Fig. 6에 나타내었다. $\Delta\beta$ 와는 크게 관계없이 N 이 증가할수록 SDNR은 전반적으로 증가하는 경향을 보이며, 전체 결과를 살펴 보았을 때, N 이 클수록 증가 경향이 완화된다고 알 수 있다. 즉 CNR과 마찬가지로 SDNR 역시 \sqrt{N} 에 비례한다고 생각할 수 있다. 하지만, 엄밀히 말하자면 그렇지는 않다. 단층영상에서의 잡음은 N 이 증가할수록 감소한다. 반면, $\Delta\beta$ 가 일정한 경우 N 이 증가할수록 β_{scan} 이 증가하고 식 (8)에 의해 유효 단층영상 두께가 감소하게 되는데, 이는 잡음의 증가를 초래한다. 왜냐하면, 두꺼운 단층영상은 얇은 단층영상을 더한 것과 같은 효과를 가지기 때문이다.

같은 β_{scan} 에 대응하는 각각의 $\Delta\beta$ 에 대한 SDNR의 값을 취한 후(두꺼운 테두리의 큰 사각형 데이터는 $\beta_{scan}=55$ 도, 두꺼운 테두리의 큰 원 데이터는 $\beta_{scan}=110$ 도) 이에 대해 \sqrt{N} 에 비례하는 함수로 회귀 분석을 수행하였으며, 각각의 경우 결정계수가 0.86493 그리고 0.96792이었다. 즉, $\beta_{scan}=55$ 도의 데이터는 약 86%, 그리고 $\beta_{scan}=110$ 도의 데이터는 약 97% 정도로 \sqrt{N} 에 비례하는 함수를 이용하여 기술이 가능하다. 따라서 동일한 단층영상의 두께에 대한 SDNR은 \sqrt{N} 에 비례한다고 할 수 있다.

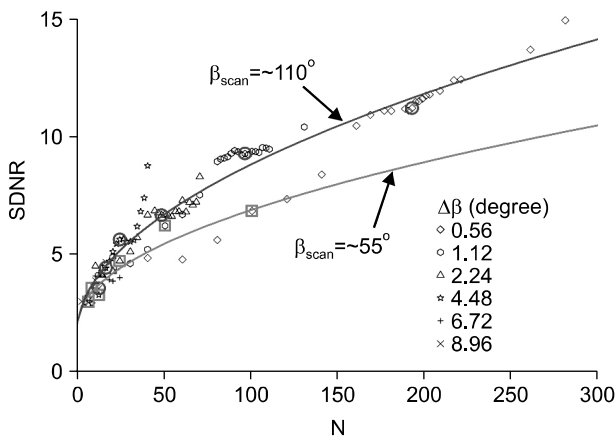


Fig. 6. Measured signal difference-to-noise ratio as a function of the total number of views N . Solid lines indicate the trends of SDNR results for the data having the same slice thickness or the same scan angle, which are dependent on N .

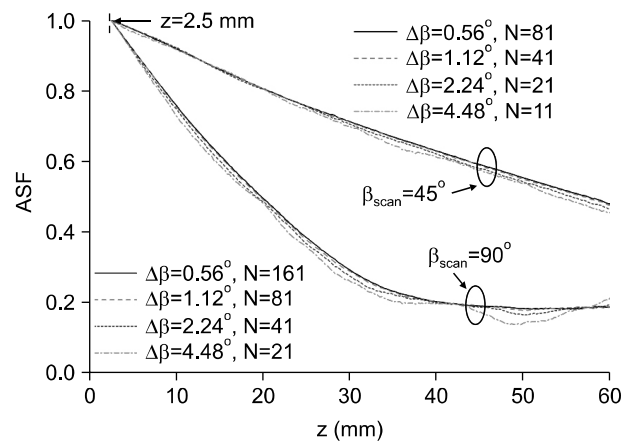


Fig. 7. Artifact spread functions as a function of the depth z . The ASF characteristics are almost determined by the total scan angle β_{scan} .

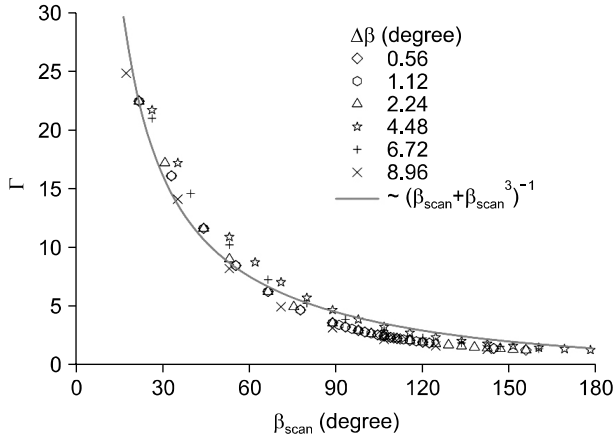


Fig. 8. Normalized half-width at half-maximum of the artifact spread functions with respect to the total scan angle β_{scan} . The characteristic of Γ is strongly dependent on β_{scan}^{-3} .

2. ASF 및 HWHM

측정한 ASF를 단위 스캔 각도 $\Delta\beta$, 영상재구성 때 사용한 투사영상 수 N 에 대해 면밀히 살펴 보았으며, 그 결과 두 파라미터의 조합, 즉 식 (12)에 나타난 바와 같이 스캔 각도 β_{scan} 이 같을 경우 $\Delta\beta$ 및 N 에 관계없이 같은 결과의 ASF를 보여줌을 알 수 있었다. ASF 측정 결과 중 $\beta_{scan} = 45$ 도 및 90도에 대한 결과를 Fig. 7에 나타내었다. Fig. 7에서 보다시피 β_{scan} 이 같을 경우 $\Delta\beta$ 및 N 에 관계없이 같은 ASF를 보여준다. β_{scan} 이 증가할수록 ASF가 좋아지는데 그 이유는 식 (8)에 의해 유효 단층영상 두께의 감소하고, 결국 임펄스 신호의 잔상 기여분이 줄어들기 때문으로 해석된다.

실험으로 측정한 모든 ASF에 대해 HWHM을 측정하였으며, 이를 디스크 팬텀의 두께 5 mm로 정규화한 후 그 결과를 β_{scan} 에 함수로 Fig. 8에 표현하였다. 결과 그래프에서 알 수 있듯이 HWHM 역시 $\Delta\beta$ 에는 거의 무관하며, β_{scan} 의 종속적임을 알 수 있다. 본 연구에서는 β_{scan} 에 대한 HWHM의 의존도를 단층영상의 두께로 가정해 보았다. 즉, HWHM이 $\{\tan(\beta_{scan}/2)\}^{-1}$ 에 비례한다고 가정하였다. β_{scan} 에 대한 보다 직관적인 의존성을 확인하기 위해 tangent 함수를 Maclaurin 급수전개를 이용해서 다항식의 형태로 표현하였으며, 이 다항식을 이용해서 회귀 분석을 수행한 결과를 Fig. 8에 나타내었다. β_{scan} 에 대한 HWHM은

$$\sim \left\{ \left(\frac{\pi}{360} \right) \beta_{scan} + \frac{1}{3} \left(\frac{\pi}{360} \right)^3 \beta_{scan}^3 \right\}^{-1}$$

으로 96% 이상 기술될 수 있음을 확인하였다(결정계수=0.96432).

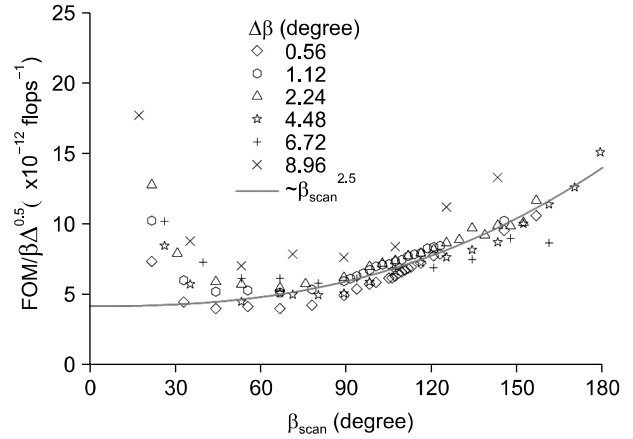


Fig. 9. Measured figure of merit, which is normalized by $\sqrt{\beta_{scan}}$, are plotted as a function β_{scan} . For $\beta_{scan} > 75^\circ$, the results are strongly dependent on $\beta_{scan}^{2.5}$.

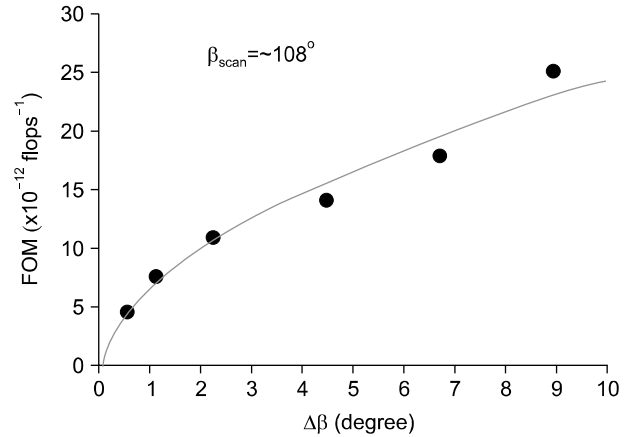


Fig. 10. Measured figure of merits as a function of $\Delta\beta$ for $\beta_{scan} > 108^\circ$. The characteristic is well described by $\sqrt{\Delta\beta}$.

3. FOM

측정한 SDNR, HWHM 그리고, 예상 영상재구성 연산횟수 등을 이용해서 이득지수 FOM을 구하였으며, 그 결과를 단위 스캔 각도의 제곱근 $\sqrt{\Delta\beta}$ 로 정규화하여 Fig. 9에 나타내었다. $\sqrt{\Delta\beta}$ 로 정규화를 한 이유는 FOM의 $\Delta\beta$ 에 대한 의존성을 배제하기 위함이며, 아래의 “토의” 섹션에서 자세히 설명한다. 영상재구성 연산횟수의 경우 복셀의 수를 $512 \times 512 \times 128$ 로 가정하였으며, β_{scan} 에 따른 단층영상 두께를 고려하였다. Fig. 9를 살펴보면, FOM은 $\beta_{scan} \sim 60$ 도까지는 급격히 감소하다가 이후부터는 서서히 증가하는 경향을 보인다. 작은 스캔 각도에서 높은 FOM을 보이는 이유는 상대적으로 매우 작은 연산횟수때문으로 풀이된다. 그

러므로 $\beta_{scan} \sim 60$ 도 이하에서는 단층영상 화질에서의 이득은 기대하기가 힘든 것으로 판단된다. $\beta_{scan} \sim 60$ 도 이상의 영역에서는 β_{scan} 이 증가할수록 FOM은 비례하여 증가한다. 하지만 180도 이상의 β_{scan} 은 더 이상 디지털 단층영상합성법이 아니라 기존의 CBCT에 해당한다.

전술한 바와 같이 Fig. 9의 FOM은 $\sqrt{\Delta\beta}$ 로 정규화된 값이므로 단위 스캔 각도가 클수록 높은 FOM이 기대된다. Fig. 10은 $\beta_{scan} \sim 108$ 도에 대해 FOM을 $\Delta\beta$ 의 함수로 plotting한 결과이다. FOM이 $\sqrt{\Delta\beta}$ 의 함수(실선 참조)로 증가함을 알 수 있다.

토 의

결과 1절에서 살펴보았듯이 SDNR은 대략적으로 \sqrt{N} ($\approx \sqrt{\beta_{scan}/\Delta\beta}$)에 비례하며, 연산횟수 τ 는 N 에 비례한다. 한편 β_{scan} 에 대한 HWHM의 의존도는 결과 2절에서 논의되었다. 따라서 이

를 조합하였을 때 FOM은 $\sim \sqrt{\Delta\beta} \left\{ \left(\frac{\pi}{360} \right) \beta_{scan}^{0.5} + \frac{1}{3} \left(\frac{\pi}{360} \right)^3 \beta_{scan}^{2.5} \right\}$ 를 따르게 된다. 그러므로 FOM을 $\sqrt{\Delta\beta}$ 로 나누어 주게 되면 $\Delta\beta$ 와는 무관한 universal한 FOM을 구할 수 있으며, Fig. 9에서 보였듯이 실제 실험 결과가 이에 잘 부합함을 알 수 있다. β_{scan} 이 커질수록 위 식의 두 번째 항에 의한 의존도가 커지게 되는데, 이 두 번째 항만으로 회귀 분석한 결과를 Fig. 9에 나타내었다. $\beta_{scan} = 75$ 도 이상의 데이터에 대해 결정계수가 0.93559이다. 따라서 대략적으로(as a rule of thumb) $\sim \sqrt{\Delta\beta} \times \beta_{scan}^{2.5}$ 을 이용하면 디지털 단층영상합성법의 성능을 직관적으로 예측할 수 있을 것이다.

실험 결과를 종합해 보면, 큰 단위 스캔 각도로 넓은 범위에 걸쳐 스캔을 할 경우($\beta_{scan} > 60$ 도) 높은 이득지수 FOM을 얻을 수 있다는 결론을 얻을 수 있다. 즉, 넓은 스캔으로 인해 얇은 단층영상 두께를 얻을 수 있으며(잔상의 효과를 줄일 수 있음), 반면 큰 단위 스캔 각도 덕분에 주어진 β_{scan} 에 대해 상대적으로 적은 투사영상 수 N 에 의한 연산횟수의 이득을 얻을 수 있다. 하지만, 적은 투사영상 수는 SDNR을 감소시키게 되는데, 이와 같은 N 에 따른 SDNR의 영향이 본 연구에서 제안한 FOM에서 과소평가되고 있는 것 같다. 다시 말하자면, 본 연구에서는 식 (13)에서 정의한 바와 같이 이득지수 FOM을 단층영상에서의 신호 대 잡음비(SDNR), 수직방향 해상도(ASF의 HWHM) 그리고 연산횟수(τ)의 관계로 기술하였으나, 파라미터 각각의 중요도에 대한 고려를 하지 못하였다. 예를 들어, 최근의 병렬연산 또는 GPU (graphical processing unit)를 이용

한 하드웨어 기반의 고속 연산이 고려된다면 FOM에서 연산횟수와 관계된 τ 의 영향을 의도적으로 줄이거나 혹은 완전 배제를 해야 할지도 모른다. 또한(예를 들어) SDNR=10과 HWHM=10이 여기서는 똑같이 고려되고 있다. 이와 같은 문제점이 해결되었을 때 비로소 FOM을 이용한 최적화가 가능할 것이다. 하지만, 비록 본 연구에서 수행된 방법이 정확한 최적 파라미터 값을 제시하지는 못하지만, 성능에 대한 파라미터의 의존도 및 경향은 잘 설명하고 있다.

결 론

단층영상에서의 신호 대 잡음비(SDNR), 수직방향 해상도(ASF의 HWHM) 그리고 연산횟수(τ) 등을 고려해서 디지털 단층영상합성법의 촬영조건에 해당하는 단위 스캔 각도($\Delta\beta$) 및 전체 스캔 각도(β_{scan}), 투사영상의 수(N) 등의 최적화에 관해 실험적으로 살펴 보았다. 본 연구를 통해 얻은 결론을 정리하면 다음과 같다.

- 1) 동일한 β_{scan} 에 대해 SDNR은 CNR과 유사하게 N 의 제곱근에 비례한다.
- 2) ASF의 전체적인 형상은 N 에는 무관하며, β_{scan} 에 의존한다.
- 3) ASF는 β_{scan} 이 클수록 즉, 단층영상 두께가 얇을수록 좋아진다.
- 4) ASF의 HWHM은 $\Delta\beta$ 와는 무관하며, β_{scan}^{-3} 에 비례하여 감소한다.
- 5) $\sqrt{\Delta\beta}$ 로 정규화된 디지털 단층영상합성법의 성능은 $\beta_{scan} > 60$ 도에 대해 대략적으로 $\beta_{scan}^{2.5}$ 에 비례한다.

상기의 결론을 조합했을 때 큰 단위 스캔 각도로 넓은 범위에 걸쳐 스캔을 할 경우($\beta_{scan} > 60$ 도) 높은 화질의 단층영상을 디지털 단층영상합성법으로 얻을 수 있다는 최종 결론을 도출할 수 있다. 본 연구에서 비록 단층영상 화질과 관련된 지표에 대한 가중치를 무시하였기 때문에 보다 구체적인 최적의 촬영조건을 제시하지는 못하였으나, 성능에 대한 촬영조건의 의존도 및 경향은 잘 설명하고 있다.

참 고 문 헌

1. Kim JS, Cho MK, Cho YB, et al: Geometric calibration of cone-beam CT system for image guided proton therapy. Korean J Med Phys 19:209-218 (2008)
2. Cho MK, Kim JS, Cho YB, et al: CBCT/CBDT with the equipped x-ray projection system for image-guided proton therapy. Proc SPIE 7258:2V1-2V8 (2009)

3. Allison R, Gay H, Mota H, Sibata H: Image-guided radiation therapy: current and future directions. *Future Oncol* 2: 477-492 (2006)
4. Dawson LA, Jaffray DA: Advances in image-guided radiation therapy. *J Clin Oncol* 25:938-946 (2007)
5. Islam M, Purdie T, Norrlinger B, Alasti H: Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy. *Med Phys* 33:1573-1582 (2006)
6. Dobbins J, Godfrey DJ: Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential. *Phys Med Biol* 48:R65-R106 (2003)
7. Godfrey DJ, Yin F, Oldham M, Yoo S: Digital tomosynthesis with an on-board kilovoltage imaging device. *Int J Radiat Oncol* 65:8-15 (2006)
8. Dobbins J: Tomosynthesis imaging: at a translational crossroads. *Med Phys* 36:1956-1967 (2009)
9. Flynn MJ, McGee R, Blechinger J: Spatial resolution of x-ray tomosynthesis in relation to computed tomography for coronal/sagittal images of the knee. *Proc SPIE* 6510: 0D1-0D9 (2007)
10. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW: Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1:612-619 (1984)
11. Lauritsh C, Härer WH: A theoretical framework for filtered backprojection in tomosynthesis. *Proc SPIE* 3338:1127-1137 (1998)
12. Zhou J, Zhao B, Zhao W: A computer simulation platform for the optimization of a breast tomosynthesis system. *Med Phys* 34:1098-1109 (2007)
13. Barrett HH, Myers KJ: *Foundations of Imaging Science*. Wiley Interscience, NJ (2004), pp. 730-734
14. Gonzalez RC, Woods RE, Eddins SL: *Digital Image Processing*. Pearson Prentice Hall, NJ (2004), pp. 208-213

Optimizing Imaging Conditions in Digital Tomosynthesis for Image-Guided Radiation Therapy

Hanbean Youn*, Jin Sung Kim[†], Min Kook Cho*, Sun Young Jang*, William Y. Song[‡], Ho Kyung Kim*

*School of Mechanical Engineering, Pusan National University, Busan,

[†]Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center, Seoul, Korea,

[‡]Department of Radiation Oncology, University of California San Diego, CA, USA

Cone-beam digital tomosynthesis (CBDT) has greatly been paid attention in the image-guided radiation therapy because of its attractive advantages such as low patient dose and less motion artifact. Image quality of tomograms is, however, dependent on the imaging conditions such as the scan angle (β_{scan}) and the number of projection views. In this paper, we describe the principle of CBDT based on filtered-backprojection technique and investigate the optimization of imaging conditions. As a system performance, we have defined the figure-of-merit with a combination of signal difference-to-noise ratio, artifact spread function and floating-point operations which determine the computational load of image reconstruction procedures. From the measurements of disc phantom, which mimics an impulse signal and thus their analyses, it is concluded that the image quality of tomograms obtained from CBDT is improved as the scan angle is wider than 60 degrees with a larger step scan angle ($\Delta\beta$). As a rule of thumb, the system performance is dependent on $\sqrt{\Delta\beta} \times \beta_{scan}^{2.5}$. If the exact weighting factors could be assigned to each image-quality metric, we would find the better quantitative imaging conditions.

Key Words: Image-guided radiation therapy, Tomosynthesis, Filtered backprojection