

제한된 각도에서 단층영상 획득을 위한 역투사 후 필터링 방법

조민국¹, 김호경¹, 인지혜², 김태우³

¹부산대학교 기계공학부,

²미국 뉴욕 GE 글로벌 연구센터 CT 시스템 및 응용 실험실,

³(주)바텍 차세대 의료기술연구소

Backprojection Filtering Method for Limited Angle Tomography

Min Kook Cho¹, Ho Kyung Kim¹, Zhye Yin², Tae Woo Kim³

¹School of Mechanical Engineering, Pusan National University,

²Computed Tomography System and Application Laboratory, GE Global Research Center, NY, USA,

³Advanced Medical Engineering Laboratory, Value Added Technologies, Co., Ltd.

(Received August 28, 2007. Accepted December 7, 2007)

Abstract

We describe a backprojection filtering method for limited angle tomography. In order to reduce blur artifacts originated from the out-of-planes and control high-frequency noise, we employed two band-limited window functions, and which were realized by Hann filters in this study. Based on the experimentally measured data, the performance of the developed method is demonstrated by comparing with the conventional shift-and-add and filtered backprojection methods. Application of the developed method to the dental imaging has a potential to be used for the preoperative evaluation of the jaw for dental implants with much reduced patient dose instead of the conventional dental computed tomography.

Key words : computed tomography, limited angle tomography, digital tomosynthesis

1. 서론

일 반적으로 전산화단층촬영(CT: computed tomography) 장치로부터 구해지는 단층영상의 대조도 대 잡음비(CNR: contrast-to-noise ratio)는 조사선량의 제공근에 비례한다[1]. 이는 곧 영상재구성을 위해 사용되는 2차원 투사영상의 수가 많을수록 좋은 화질의 단층영상을 얻을 수 있음을 시사한다. 또한 투사영상의 수가 충분하지 않으면 재구성된 단층영상에서 줄무늬 현상(streak artifact) 혹은 기하학적 왜곡 등이 나타날 수도 있다. 하지만 때로는 이와 같이 부족한 데이터를 이용하여 단층영상을 재구성해야 할 필요가 있다. 예를 들면 심혈관계를 영상화하기 위해서는 심장 박동에 의해 재구성된 단층영상이 흐려지는 것을 최소화하기 위해 고속으로 투사영상을 획득해야 하며, 따라서 불충분한 데이터를 이용할 경우가 많다.

또 산업용 비파괴 검사에서는 피검사체의 크기 때문에 완전한

스캔을 하지 못하는 경우가 있으며, 더불어 기하학적으로 복잡한 피검사체의 경우에는 제한된 각도에서만 스캔이 가능한 경우도 있다. 치과용 CT의 경우 경추를 포함하는 일부 스캔 각도에서는 엑스선이 이 경추 부위를 투과하지 못하거나 혹은 감쇠가 매우 크기 때문에 전술한 바와 같은 단층영상에서의 왜곡이 발생할 수 있다. 그렇다고 엑스선의 에너지를 무턱대고 높일 수는 없으며, 환자에 대한 피폭선량과 단층영상의 화질을 고려한 기존의 영상재구성 알고리즘의 개선이 필요하다.

최근 디지털 단층영상 합성법(digital tomosynthesis)이라는 제한된 각도에서 부족한 데이터를 이용한 단층영상의 재구성에 관한 연구가 활발하다. 단층영상 합성법은 1970년대 초에 처음 등장한 고전적인 CT 기법이며[2], 엑스선원과 영상획득 디텍터(detector)가 피검사체를 사이에 두고 평행한 평면 내에서 혹은 원호 궤도 내에서 제한된 각도를 통해 투사영상을 얻는 기하학적 구조를 취한다. 따라서 기존의 CT에 비해 하드웨어적으로 피검사체에 대한 접근근성이 용이하며, 적은 수의 투사영상으로 단층영상을 구하기 때문에 피폭선량의 저감효과 및 빠른 영상재구성 속도 등의 이점이 있다. 디지털 단층영상 합성법의 다양한 알고리즘 및 의학영상으

이 논문은 2007년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(원자력기반핵융합사업 M20609000107-06B0900-10710 및 특정기초연구 R01-2006-000-10233-0).
Corresponding Author : 김호경
부산광역시 금정구 장전동 산 30 부산대학교 기계공학부
Tel : +82-51-510-3511 / Fax : +82-51-518-4613
E-mail : hokyung@pusan.ac.kr

로의 응용에 대한 자세한 사항은 Dobbins와 Godfrey의 종설 논문 [3]을 참조하기 바란다.

본 연구에서는 제한된 각도에서 얻은 부족한 데이터를 이용하여 단층영상을 재구성할 수 있는 역투사 후 필터링 방법(BPF: back-projection filtering method)을 개발하였다. 이론적으로는 Lauritsch와 Härer가 개발한 필터링 후 역투사법(FBP: filtered back-projection method)[4]에 근간을 두고 있다. 개발한 알고리즘을 치과용 CT 데이터에 대해 적용해 보았으며, 적은 피폭선량으로도 충분히 임플란트 시술의 치료 계획을 수립할 수 있는 단층영상의 획득 가능성을 확인하였다.

II. 재료 및 방법

A. 알고리즘

본 연구에서는 Fig. 1(a)에서 나타낸 바와 같이 엑스선원과 영상 획득 디텍터가 피검사체를 사이에 두고 원호 궤도를 따라 제한된 각도 2α 도 내에서 선형적인 움직임을 통해 투사영상을 얻는 기하학적 구조에 대해 단층영상을 재구성하기 위한 알고리즘을 개발하였으며, 다른 다양한 기하학적 구조에 대해서도 쉽게 적용이 가능하다. 개발한 BPF 방법은 우선 다음의 두 가정을 전제로 한다.

가정 ① 투사 및 역투사 등의 일련의 과정은 선형인 동시에 위치 불변성을 만족한다.

가정 ② 엑스선원과 영상 획득을 위한 디텍터 사이의 거리는 충분히 멀기 때문에 엑스선 빔은 평행하다.

3차원 공간에서의 피검사체 분포를 $f(x, y, z)$, 그리고 가상의 점 형태의 피검사체에 대한 투사 및 역투사 과정에 의한 시스템의 응답 함수를 $h(x, y, z)$ 라고 한다면, 역투사 과정을 통해 구성되는

피검사체의 분포 $g(x, y, z)$ 는 가정 ①로부터 다음의 식으로 표현될 수 있다.

$$g(x, y, z) = h(x, y, z) \otimes_3 f(x, y, z) \quad (1)$$

여기서 \otimes_3 는 3차원 길쌈 적분(convolution) 연산을 의미한다. 따라서 시스템 응답 함수 $h(x, y, z)$ 에 의해 흐려진 역투사 후의 데이터 $g(x, y, z)$ 로부터 얼마나 완벽하게 원래의 피검사체 함수 $f(x, y, z)$ 를 복원할 수 있는지가 본 연구의 목적이다. 식 (1)을 푸리에 변환하면 다음의 공간주파수에 대한 식을 구할 수 있다.

$$G(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = H(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \cdot F(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \quad (2)$$

여기서 영문 대문자는 공간 영역에서 기술되고 있는 각 함수의 푸리에 공액쌍을 나타내며, 더불어 ω_x, ω_y 및 ω_z 는 직교 좌표계 x, y, z 에 각각 대응하는 푸리에 공액쌍에 해당되는 공간주파수이다. 따라서, 식 (2)의 양변을 $H(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 로 나눈 후 역 푸리에 변환을 수행하면, 다음 식과 같이 구하고자 하는 원래 피검사체 함수를 구할 수 있다.

$$f(x, y, z) = \text{FT}_3^{-1} \left[\frac{G(\omega_x, \omega_y, \omega_z)}{H(\omega_x, \omega_y, \omega_z)} \right] \\ = \text{FT}_3^{-1} \left[H^{-1}(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \cdot G(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \right] \quad (3)$$

여기서 FT_3^{-1} 는 3차원 역 푸리에 변환을 의미한다. 식 (3)에서 알 수 있듯이 $H^{-1}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 를 구하는 것이 곧 본 연구의 핵심이

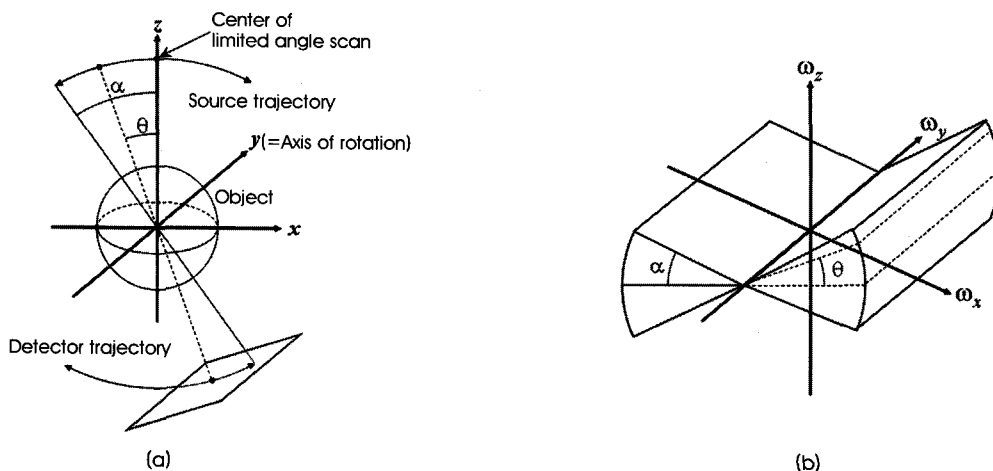


그림 1. 제한된 각도에서 2차원 투사영상을 획득하는 과정(a) 및 획득한 2차원 투사영상을 3차원 푸리에 공간에 매핑한 샘플 데이터(b)를 도식적으로 표현한 그림들. 제한된 각도 내에서만 투사영상을 획득하기 때문에 푸리에 공간에서의 샘플 데이터는 쐐기 모양을 이룬다.

Fig. 1. Illustration of the Fourier-slice theorem and incompleteness of object information in limited angle tomography. Projection data set in the space domain (a) is mapped into the Fourier domain (b) in a double-wedge shape.

다. 기존 CT 영상재구성 알고리즘에 의하면 $H^{-1}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 는 램프 필터 함수로 알려져 있으며[5], 본 연구에서의 제한된 스캔 각도 2α 를 고려하면 구하고자 하는 필터 함수는 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

$$H^{-1}(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = H_{ramp}(\omega_x, \omega_z) = 2\alpha \sqrt{\omega_x^2 + \omega_z^2} \quad (4)$$

여기서 가정 ②에 의하여 필터 함수는 ω_y 에 대해서는 독립이다 [Fig. 1(a) 참조].

기존 CT 영상재구성 알고리즘에서 이미 지적되고 있는 바와 같이 램프 필터는 높은 공간주파수 성분에 대해 취약하며, 이를 줄이기 위해서는 추가의 윈도우 필터 함수 $A(\omega_x, \omega_z)$ 가 필요하다. 또한 Fig. 1(b)에서 알 수 있듯이 제한된 각도 2α 도 내에서 샘플된 데이터는 3차원 공간을 모두 채우지 못하고 썩기 모양을 나타내며, 따라서 ω_z 방향으로의 급격한 데이터의 변화에 의해 영상재구성 후 링잉현상(ringing artifact)이 단층영상에서 발생할 수 있으며 [5], 이와 같은 왜곡 현상을 줄이기 위해서는 또 다른 윈도우 필터 함수 $B(\omega_z)$ 가 필요하다. 이와 같이 추가의 필터를 고려한 최종 $H^{-1}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 는 다음의 식으로 표현할 수 있다.

$$H^{-1}(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = H_{ramp}(\omega_x, \omega_z) \cdot A(\omega_x, \omega_z) \cdot B(\omega_z) \quad (5)$$

디지털 신호처리 및 영상처리와 관련하여 매우 다양한 윈도우 필터 함수가 있다[6]. 본 연구에서는 두 윈도우 함수 $A(\omega_x, \omega_z)$ 및 $B(\omega_z)$ 의 적용 및 구현을 위해 간단히 다음의 Hann 함수를 이용하였다.

$$H(\omega) = \begin{cases} \frac{1}{2} \left[1 + \cos\left(\frac{\pi\omega}{W}\right) \right], & |\omega| < W \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \quad (6)$$

여기서 W 는 필터 함수의 밴드폭을 의미하는 파라미터이다. 일반적으로 부족한 데이터를 이용하여 영상재구성을 수행할 경우, 다른 위치에서의 정보 혹은 구조물이 복원하고자하는 단층영상에 중첩되어 잔상 현상(blur artifact)으로 나타나 화질의 선명도가 나빠지게 된다. 이 잔상 현상은 주로 저주파 성분에 해당된다. Hann 함수의 경우, sinc 함수 등 다른 윈도우 필터 함수에 비해 상대적으로 저주파 성분까지 감쇠시키는 역할을 하기 때문에 본 연구에서의 윈도우 필터 함수에 적합하다고 판단된다.

B. 실험

두 종류의 CT 시스템을 이용하여 개발한 알고리즘의 성능을 검증하였다. 우선 Fig. 2(a)에서 보인 바와 같이 실험실에서 자체적으로 제작한 소형 CT 시스템을 이용하여 데이터를 획득하였다[7]. 엑스선원은 최대 관전압 50 kVp, DC 모드의 최대 관전류 1 mA로 동작되는 텅스텐 타겟 기반의 튜브이다. 2차원 투사영상 획득을 위해 상용 형광스크린과 CMOS 포토다이오드 어레이를 결합한 간접변환방식의 디텍터를 사용하였다. 디텍터 픽셀(pixel)의 간격은 48 μm 이다. CT 스캔을 위해 엑스선원과 디텍터 사이에 피검사체를 회전시키는 메커니즘을 취하고 있다. CT 영상 획득을 위한 피검사체로서 발취한 사람의 송곳니를 이용하였으며, 스캔 각도 100도 범위에서 10도 간격으로 총 11장의 투사영상을 얻었다. 이때 사용한 관전압은 45 kVp, 관전류는 1 mA이며, 저 에너지 엑스선을 제거하기 위해 0.5 mm 두께의 알루미늄 필터를 사용하였다. 한 장의 투사영상을 얻는데 걸리는 디텍터 영상신호 리드아웃 시간은 275 ms이다.

임상용의 적용 및 가능성 확인을 위해 상용 치과용 CT 시스템 (Implagraphy™, Vatech Co., Korea)을 이용하여 두경부 팬텀 (Model PUT-2, Kyotokagaku, Japan)을 촬영하였다. 장착된 엑

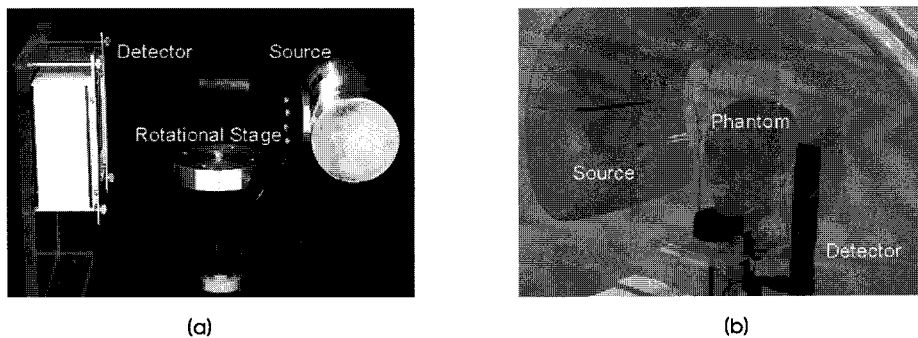


그림 2. 실험 장치들을 촬영한 사진들. (a) 실험실에서 자체적으로 제작한 소형 CT 시스템. 실험을 위한 샘플로 사람으로부터 발취한 송곳니를 사용하였다. (b) 상용 치과용 CT 시스템. 실험을 위한 샘플로 두경부 팬텀을 사용하였다.

Fig. 2. Photographs describing experimental CT systems. (a) is a laboratory mini-CT system. (b) is a commercial dental CT system.

스선원은 40 ~ 90 kVp의 관전압 및 2 ~ 10 mA의 관전류로 동작되며, 6.3 mm 두께의 알루미늄에 해당하는 고유필터 특성을 가지고 있다. 영상 획득을 위해 마찬가지로 간접변환방식의 디텍터를 사용하고 있다. 디텍터 픽셀의 간격은 200 μm이다. 디텍터의 영상 획득 속도는 초당 30 프레임이다. 두경부 팬텀에 대한 실험 조건은 관전압 85 kVp, 관전류 7 mA이며, 스캔 각도 범위 52도에 대해 1도씩 총 53장의 투사영상을 획득하였다. Fig. 2(b)는 상용 치과용 CT 시스템을 이용한 실험 장면을 촬영한 사진이다.

C. 알고리즘의 적용 및 기존 알고리즘과의 비교

본 연구에서 개발한 알고리즘의 구현을 요약하면, 우선 주어진 각도 내에서 투사영상을 획득한다. 획득한 투사영상을 해당 각도에 따라 복원하고자 하는 피검사체 공간으로 역투사한다. 일반적으로 3차원 CT 영상은 컴퓨터 상에서 데이터의 디스플레이 및 여러 후처리 조작을 적절한 속도로 운영하기 위해 512 × 512 × 512 복셀(voxel)의 수로 표현된다. 따라서 디텍터의 픽셀의 수 즉, 투사영상의 크기와 복원하고자 하는 CT 영상의 크기가 다를 수 있는데, 이는 투사영상에서 픽셀 데이터를 샘플링할 때 보간법을 이용하여 임의의 복셀 크기 및 영상의 크기로 복원함으로써 해결될 수 있다. 이렇게 역투사된 3차원의 데이터에 3차원 고속 푸리에 변환(FFT: fast Fourier transform)을 적용하여 공간 영역에서의 3차원 영상정보를 공간주파수 영역의 정보로 변환한다. 변환된 데이터에 대해 식 (5)에서 제시한 필터 함수를 곱한다. 이와 같이 필터링이 된 3차원 푸리에 데이터에 3차원 역 FFT를 수행하여 최종적으로 공간 영역에서의 피검사체 영상을 복원한다.

본 연구에서 개발한 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 기존의 다른 알고리즘과 비교를 하였다. 비교를 위해 사용한 알고리즘은 디지털 단층영상 합성법에서 가장 기본이 되는 이동 후 합성법(SAA: shift-and-add method)[8]과 원추형 빔 CT에서 가장 널리 쓰이는 FBP 기반의 FDK 방법[9]이다. FDK 방법을 구현할 때 가

중 필터 함수로 Ram-Lak 필터[10]를 이용하였다. 참고로 SAA 방법은 만약 투사영상에 대해 확대율이 일정하도록 스캔이 이루어진다면, 수학적으로 CT의 역투사법(BP: backprojection method)과 완전히 같다[11].

각 알고리즘으로 구한 단층영상의 화질을 평가하기 위해 단층영상에서의 신호 대 잡음비(SNR: signal-to-noise ratio) 및 CNR을 계산하였다. 단층영상에서 치아와 치아가 아닌 배경에 해당되는 부분을 선정하여 각각 10 × 10 복셀의 수에 대해 복셀값의 평균값 및 표준편차를 구하였다. 다음의 식 (7)과 (8)은 각각 SNR과 CNR의 계산을 나타낸다.

$$SNR = \frac{\bar{\mu}_T}{\sigma_T} \tag{7}$$

$$CNR = \frac{\bar{\mu}_T - \bar{\mu}_B}{\sqrt{\sigma_T^2 + \sigma_B^2}} \tag{8}$$

여기서, $\bar{\mu}_T$ 및 σ_T 는 치아 영역에서의 복셀 평균값 및 표준편차, 그리고 $\bar{\mu}_B$ 및 σ_B 는 배경 영역에서의 복셀 평균값 및 표준편차를 나타낸다.

III. 결과

Fig. 3(a), (b) 및 (c)에서 보여주고 있는 각각의 영상은 실험실에서 자체적으로 제작한 소형 CT 시스템으로 발취한 사람의 송곳니를 스캔한 투사영상 데이터를 SAA 방법, FDK 방법 그리고 본 연구에서 개발한 BPF 방법으로 재구성한 단층영상이다. BPF 방법의 경우 $A(\omega_x, \omega_z)$ 및 $B(\omega_z)$ 필터를 모두 Hann 함수로 대체하였는데, 이때 각각의 밴드폭 파라미터는 $W_A = 1.0 \times \omega_c$ 및 $W_B = 0.5 \times \omega_c$ 이다. 여기서 ω_c 는 Nyquist 차단주파수를 의미

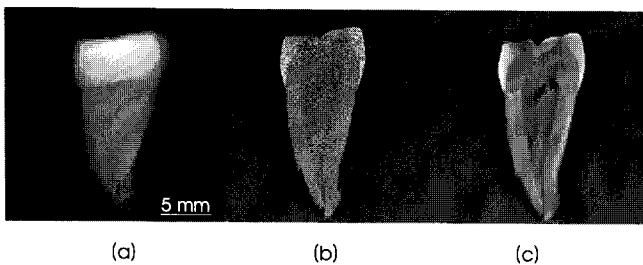


그림 3. 실험실에서 자체적으로 제작한 소형 CT 시스템을 이용하여 사람으로부터 발취한 송곳니에 대해 제한된 각도에서 획득한 투사영상을 바탕으로 다양한 영상재구성 방법을 이용하여 단층영상을 구현한 결과 그림들. 이동 후 합성법(a), 필터링 후 역투사법(b), 그리고 본 연구에서 개발한 역투사 후 필터링 방법(c)으로 단층영상을 구현하였다.

Fig. 3. Tomograms obtained from a laboratory mini-CT system for an extracted human tooth. (a), (b) and (c) were reconstructed by SAA, FDK, and BPF methods, respectively.

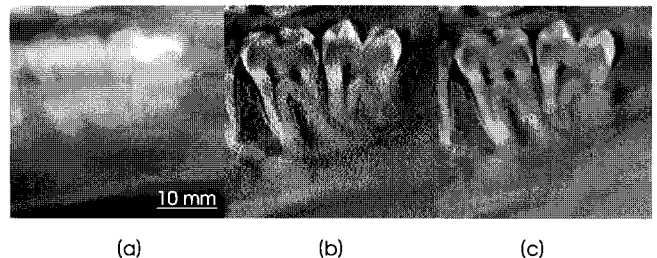


그림 4. 상용 치과용 CT 시스템을 이용하여 두경부 팬텀에 대해 제한된 각도에서 획득한 투사영상을 바탕으로 다양한 영상재구성 방법을 이용하여 단층영상을 구현한 결과 그림들. 이동 후 합성법(a), 필터링 후 역투사법(b), 그리고 본 연구에서 개발한 역투사 후 필터링 방법(c)으로 단층영상을 구현하였다.

Fig. 4. Tomograms obtained from a commercial dental CT system for a human skull phantom. (a), (b) and (c) were reconstructed by SAA, FDK, and BPF methods, respectively.

표 1. 다양한 영상재구성 방법으로 얻은 단층영상에 대해 계산한 신호 대 잡음비 및 대조도 및 잡음비(Fig. 3 및 4 참조).

Table 1. Calculated SNR (signal-to-noise ratio) and CNR (contrast-to-noise ratio) for the obtained tomograms with respect to various reconstruction methods (Refer to Fig. 3 and 4).

	SAA		FDK		This study	
	SNR	CNR	SNR	CNR	SNR	CNR
Extracted tooth (See Fig. 3)	18.8	18.8	4.9	4.9	15.7	15.6
Skull phantom (See Fig. 4)	17.6	5.8	5.3	2.1	15.6	4.7

한다. 단층영상에서의 복셀의 크기는 한 변의 길이가 96 μm인 정육면체이며, 영상의 크기는 512 × 512이다. 결과에서 알 수 있듯이 영상의 화질에 큰 차이가 있으며, BPF 방법이 가장 나은 결과를 보여 준다.

Fig. 4는 상용 치과용 CT 시스템으로 두경부 팬텀에 대해 실험한 결과이다. (a), (b) 및 (c) 각각은 마찬가지로 SAA 방법, FDK 방법 그리고 BPF 방법으로 재구성한 단층영상이다. BPF 방법에서 각각의 밴드폭 파라미터는 $W_A = 1.5 \times \omega_c$ 및 $W_B = 0.1 \times \omega_c$ 이다. 단층영상의 복셀의 크기는 한 변의 길이가 143 μm인 정육면체이며, 영상의 크기는 256 × 256이다. FDK 방법으로 재구성한 단층영상의 경우 고주파 잡음이 매우 심한 반면, BPF 방법으로 재구성한 영상은 고주파 잡음이 거의 없다. 실험에 사용한 상용 치과용 CT 시스템의 경우 360도 스캔, 720장 투사영상으로 단층영상을 획득하는데 이를 단순 비교하면, 본 연구에서 개발한 알고리즘을 이용할 경우 환자에 대한 피폭선량이 7.4%에 불과하다. Fig. 4에서 보인 결과의 경우 Fig. 3에 비해 많은 투사영상을 이용하였는데, 이는 피검사체가 훨씬 복잡하기 때문에 투사영상의 SNR이 나쁘기 때문이다.

Table 1은 Fig. 3 및 4에서 보인 단층영상에 대해 식(7)과 (8)을 각각 이용하여 계산한 SNR 및 CNR의 결과를 보여준다. 결과를 살펴보면, SAA 방법으로 영상을 재구성한 경우 가장 높은 SNR 및 CNR 값을 보여주는데, 이는 투사영상을 단순히 더하는 방법이기 때문에 당연히 예측되는 결과이다. 하지만 Fig. 3 및 4에서 보인

바와 같이 잔상 현상이 매우 심하기 때문에 높은 해상도를 요구하는 영상화 장치에 대해서는 부적합하다. 발취한 송곳니에 대한 단층영상의 경우 SNR과 CNR이 거의 같은 값을 보여주고 있는데, 이는 CNR 계산에서 배경에 해당되는 부분이 기여하는 바가 거의 없기 때문이다. FDK에 대해 본 연구에서 개발한 알고리즘의 성능을 상대적으로 비교해 보면, SNR은 약 3배, CNR은 약 2배 이상의 향상이 있음을 알 수 있다.

단층영상의 위치에 따른 즉, 깊이 방향에 대한 단층영상의 화질을 살펴보기 위해 다양한 위치에서의 단층영상을 구하였으며, 그 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 깊이가 -3 mm 이하 및 5 mm 이상에서부터 영상이 흐려지는 것을 알 수 있는데, 이는 잔상 현상이라고 보다는 치아를 벗어난 영역이기 때문으로 판단된다.

IV. 고찰

본 연구에서 개발한 알고리즘은 컴퓨터를 이용한 실제 구현에 있어서 여러 장점들이 있다. 먼저 다양한 기하학적 영상 획득 구조, 예를 들어, 엑스선원과 디텍터가 피검사체를 사이에 두고 평행한 면 상에서 회전을 하여 영상을 획득하는 경우 등에 대해서도 적용하기가 매우 용이하다. 투사영상에 대해 필터링 과정을 수행한 후 역투사를 하는 FBP 방법은 기하학적 획득 구조에 따라 필터의 좌표 설계가 필요한 반면, BPF 방법은 우선적으로 역투사 과정을 통해 3차원의 데이터를 구한 후 필터링 과정을 취하기 때문에 특별한 필터의 좌표 설계가 필요 없기 때문이다. 또한 복원하는 단층영상의 경우 일반적으로 디텍터의 픽셀 수보다는 적은 경우가 많기 때문에 FBP 방법에 비해 연산 속도가 빠른 장점도 있다. 즉 FBP 방법의 경우 필터링 과정의 연산 속도가 디텍터의 픽셀 수 및 투사영상의 수에 의존하는 반면, 본 알고리즘은 재구성된 복셀 수에 비례하기 때문이다. 하지만 재구성하고자 하는 복셀의 수가 증가할수록 FBP와 BPF의 연산 속도는 차이가 없어진다. 마지막으로 영상 재구성의 연산 속도는 필터링보다는 역투사 과정에 크게 의존을 하는데, 역투사를 우선적으로 수행하는 BPF의 경우에는 다양한 필터의 적용을 통한 필터의 최적화 연구에 있어서도 용이한 장점이 있다.

본 연구에서 개발한 BPF 방법은 두 종류의 필터 함수를 필요로 하며, 여기서는 모두 Hann 함수를 이용하였다. 분명 어떠한 원도우 필터 함수를 이용하느냐에 따라 재구성되는 단층영상의 화질은

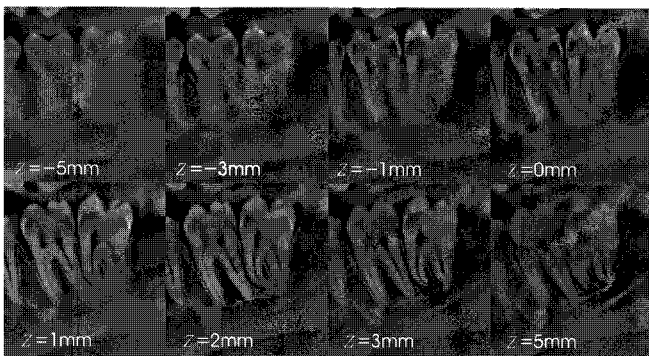


그림 5. 본 연구에서 제안한 방법으로 재구성한 다양한 깊이에서의 단층영상들.
Fig. 5. Tomograms reconstructed by the proposed method in this study with respect to various depth positions.

차이를 보일 것이며, 이에 대한 연구가 반드시 이루어져야 할 것이다. 또한 윈도우 필터 함수를 사용하게 되면 필터 함수의 파라미터에 대한 최적화 역시 필요하다.

본 연구에서는 엑스선원과 영상 획득용 디텍터 사이의 거리가 충분히 멀어 엑스선 빔은 평행하다는 가정의 전제 하에 알고리즘을 유도하였다. 실제로 본 연구에서 실험한 상용 치과용 CT 시스템의 경우는 엑스선원에서 디텍터까지의 거리가 약 70 cm이며, 반면 사람 치아의 높이는 채 1 cm도 되지 않기 때문에 Fig. 4에서 보인 결과와 같이 원추형 빔의 각도에 의한 왜곡 현상은 없다. 하지만, 본 연구에서 개발한 알고리즘을 흉부 및 유방 영상 등 다른 의학영상으로 활용하기 위해서는 더 이상 이와 같은 가정을 사용하는 것은 곤란하며, 원추형 빔의 각도를 고려한 연구가 필요하다.

V. 결론

제한된 각도에서 얻은 부족한 데이터를 이용하여 단층영상을 재구성할 수 있는 BPF 방법을 개발하였다. 역투사 후 필터링 과정을 취하기 때문에 기존의 FBP 방법에 비해 연산 속도가 빠르며, 다양한 기하학적 구조의 CT 시스템에 대해 적용이 용이한 장점이 있다. 최근 들어 확대 추세에 있는 치과용 CT를 대신하여 적은 피폭선량으로 임플란트 기술의 치료 계획을 수립할 수 있는 한정된 각도에서 부족한 데이터를 이용한 단층영상의 획득으로의 응용이 기대된다.

감사의 글

본 논문의 작성에 도움을 주신 분들께 감사의 말씀을 전한다. 치과용 CT 시스템으로 실험을 할 수 있도록 배려해 주신 (주)바텍 관계자분들 특히, 실험을 도와주신 (주)바텍 차세대 의료기기연구소의 김선택 과장께 감사를 드린다. 연구 결과에 대해 유용한 토의를 해주신 부산대학교 치의학전문대학원 김성식 교수께 감사를 드린다.

참고문헌

- [1] H.K. Kim, S.C. Lee, M.H. Cho, S.Y. Lee, and G. Cho, "Use of a flat-panel detector for microtomography: A feasibility study for small-animal imaging," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 52, no. 1, pp. 193-198, 2005.
- [2] D.G. Grant, "Tomosynthesis: A three-dimensional radiographic imaging technique," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 19, pp. 20-28, 1972.
- [3] 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.
- [4] C. Lauritsch and W.H. Härer, "A theoretical framework for filtered backprojection in tomosynthesis," *Proc. SPIE.*, vol. 3338, pp. 1127-1137, 1998.
- [5] Z.H. Cho, J.P. Jones, and M. Singh, *Foundations of Medical Imaging*, New York, USA: John Wiley & Sons, Inc., 1993, pp. 79-84.
- [6] F.J. Harris, "On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform," *Proc. IEEE.*, vol. 66, no. 1, pp. 51-83, 1978.
- [7] M.K. Cho, H.K. Kim, T. Graeve, and J.-M. Kim, "Characterization of CMOS pixel detectors for digital x-ray imaging," *Key Eng. Mater.*, vol. 321-323, pp. 1052-1055, 2006.
- [8] C.-S. Shon, M.K. Cho, C.H. Lim, M.H. Cheong, H.K. Kim, and S.S. Lee, "Enhancement of image sharpness in x-ray digital tomosynthesis using self-layer subtraction backprojection method," *J. KSNT.*, vol. 27, no. 1, pp. 8-14, 2007.
- [9] L.A. Feldkamp, L.C. Davis, and J.W. Kress, "Practical cone-beam algorithm," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 1, no. 6, pp. 612-619, 1984.
- [10] G.N. Ramachandran and A.V. Lakshminarayanan, "Three dimensional reconstructions from radiographs and electron micrographs: Application of convolution instead of Fourier transforms," *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 68, pp. 2236-2240, 1971.
- [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.