

# Influence of CT Reconstruction on Spatial Resolution

Kwon Su Chon\*

Department of Radiological Science, Daegu Catholic University

Received: January 26, 2018. Revised: February 20, 2018. Accepted: February 28, 2018

## ABSTRACT

Computed tomography, which obtains section images from reconstruction process using projection images, has been applied to various fields. The spatial resolution of the reconstructed image depends on the device used in CT system, the object, and the reconstruction process. In this paper, we investigate the effect of the number of projection images and the pixel size of the detector on the spatial resolution of the reconstructed image under the parallel beam geometry. The reconstruction program was written in Visual C++, and the matrix size of the reconstructed image was  $512 \times 512$ . The numerical bar phantom was constructed and the Min-Max method was introduced to evaluate the spatial resolution on the reconstructed image. When the number of projections used in reconstruction process was small, artifact like streak appeared and Min-Max was also low. The Min-Max showed upper saturation when the number of projections is increased. If the pixel size of the detector is reduced to 50% of the pixel size of the reconstructed image, the reconstructed image was perfectly recovered as the original phantom and the Min-Max decreased as increasing the detector pixel size. This study will be useful in determining the detector and the accuracy of rotation stage needed to achieve the spatial resolution required in the CT system.

Keywords: Computed Tomography, Image Reconstruction, Spatial Resolution

## I. INTRODUCTION

전산화단층촬영(CT)은 의료, 과학 및 산업분야에서 광범위하게 사용되고 있다.<sup>[1-3]</sup> CT는 대상(Object)을 중심(Center)으로 검출기와 광원이 동시에 회전하면서 또는 광원과 검출기를 고정하고 대상을 회전시키면서 투영 영상을 얻고, 이를 재구성(Reconstruction)하여 단면 영상을 획득한다.<sup>[4]</sup>

CT의 재구성된 단면 영상의 품질(Quality)은 크게 대조도(Contrast), 잡음(Noise), 공간분해능(Spatial Resolution)으로 평가할 수 있다.<sup>[5]</sup> 영상의 대조도는 대상에 조사되는 광자의 에너지와 검출기에 도달하는 광자의 개수에 상대적으로 민감하게 반응하는 반면 공간분해능은 엑스선관과 검출기를 포함하는 장치, 대상, 재구성에 의해 영향을 받는다.<sup>[4]</sup>

최근 환자의 피폭선량을 줄이기 위해 입사선량을

줄임으로 해서 발생하는 잡음을 포함한 영상의 품질에 대한 연구가 광범위하게 이루어지고 있다.<sup>[6-12]</sup> 특히 잡음을 줄이기 위해 다양한 반복 재구성 방법이 연구되고 있다.<sup>[13,14]</sup>

본 연구는 CT의 영상 재구성 과정이 단면 영상의 공간분해능에 미치는 영향에 대해 평행빔(Parallel Beam) 구조(Geometry)<sup>[15]</sup>에서 조사하였다. 잡음과 영상재구성에 대한 연구는 상당히 진행되었으나 공간분해능에 영향을 주는 인자로 투영 영상의 개수, 검출기의 픽셀 크기를 고려한 것은 거의 없다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 수치 팬텀(Numerical Phantom)

CT 단면 영상의 공간분해능을 평가하기 위해 수치적인 막대 팬텀(Bar Phantom)을 구현하였다. 공기

에 해당하는 부분의 밀도를 0으로 하고 배경은 물에 해당하는 밀도로 하였다. 막대는 물 밀도의 두 배가 되도록 하여 상대적으로 밀도를 높게 하여 공간적으로는 구분이 되나 대조도 차이에 의해 막대가 구분되지 않는 것을 방지하도록 하였다. 제작한 수치 막대 팬텀을 Fig. 1에 나타내었다. 막대 팬텀의 가로와 세로는 길이 차원(Length Dimension)을 갖도록 하였고 일반성(Generality)을 잃지 않고 논의의 편리를 위해 mm 단위를 갖도록 하였다.

팬텀의 폭(Width)과 높이(Height)는 모두 2.0 mm가 되도록 설정하였다. 직각 좌표계(Cartesian Coordinates)의 중심을 팬텀의 중앙에 위치하도록 하였다. 물에 해당하는 배경의 반지름은 0.9 mm이고 막대 패턴(Bar Pattern)의 크기는 0.2 mm × 0.2 mm 이고, 중앙상단부터 반시계 방향으로 8개를 위치시키고 마지막으로 중앙에 한 개를 두어 총 9개가 되도록 하였다. Fig. 1은 6 픽셀(Pixel) Line-Pair를 나타내는 팬텀을 나타낸 것이다. 6 픽셀 Line-Pair는 막대와 공간부(Spacer)가 각각 6개의 픽셀로 이루어져 있다.

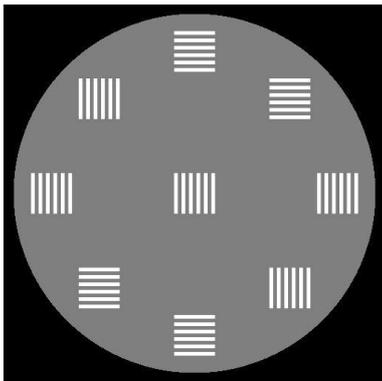


Fig. 1. Numerical bar phantom for evaluation of spatial resolution on CT image.

## 2. 기하학적 구조 및 영상 재구성

각도 45°에서 투영되는 데이터를 절단 없이 포함하도록 검출기의 길이를 팬텀의 2배가 되도록 하여 평행빔 구조에서 투영을 획득하였다. 전방 투영(Forward Projection)을 위해 Ray-Driven 방식의 하나인 Joseph 방법<sup>[16]</sup>을 사용하였다. Ray-Driven 방법은 전방 투영에 최소의 오차를 나타내는 것으로 알려져 있다.

역투영(Back Projection) 전에 Ram-Lak 필터<sup>[17]</sup>를

사용하였다. Ram-Lak 필터는 주파수 공간에서 데이터를 극좌표로 바꾸는 과정에서 나타나는 자연스러운 필터이다.<sup>[15]</sup> 역투영은 Pixel-Driven 방법<sup>[4]</sup>을 사용하였다. 재구성에 512 × 512 픽셀 크기를 적용하였다.

## 3. 공간분해능 특성 평가

막대 패턴을 가진 팬텀을 재구성하면 팬텀과 동일한 영상이 획득되지 않는다. 공간분해능 측면에서 재구성의 정도를 평가하기 위해 막대들의 픽셀 최소값의 평균과 공간부들의 픽셀 최대값의 평균의 차이를 백분율로 표시하였다.

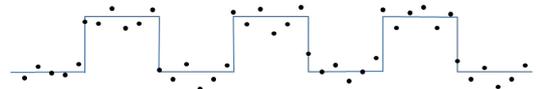


Fig. 2. Numerical bar phantom for evaluation of spatial resolution on CT image.

최소값 및 최대값의 평균을 찾는 방법은 Fig. 2를 통해 이해할 수 있다. 재구성된 영상에서 6 픽셀 Line-Pair의 폭 방향(X 방향) 프로파일(Profile)을 나타낸 것이라고 하면, 각 막대와 공간부는 6개의 픽셀로 구성되며 각 픽셀값은 이론적인 밀도값의 주위로 분포하게 된다. 첫 번째 막대의 첫 번째 픽셀이 위치하는 지점에서 높이(Y) 방향으로 각각의 최소값을 추출(Eq. (1))하고 이들의 평균(Eq. (2))을 구한다. 이와 같은 방법을 다음 픽셀에 적용한다. 막대 부분에 해당하는 6개 최소값의 평균들을 다시 평균(Eq. (3))하여 최종적인 첫 번째 막대의 최소값의 평균을 결정한다.

$$Min_x = Min_x(P_{x,y}) \quad (1)$$

$$Min_{avg,k=1} = Avg(Min_x) \quad (2)$$

$$Min_{avg} = Avg(Min_{avg,k=1,6}) \quad (3)$$

공간부도 비슷한 방법으로 최대값의 평균을 구한다. 최소값 및 최대값 평균에 각각 1.11과 0.97의 보정인자를 곱하여 팬텀의 프로파일과 근사하도록 조정하

였다. 본 논문에서는 이를 Min-Max 방법이라 부른다.

#### 4. 재구성 프로그램의 구현

재구성 프로그램은 Visual C++ (Visual Studio 2010)로 작성하였고, 헥사 코어(Hex Cores)를 갖는 Intel i7 X900 CPU, 16 GB의 메모리로 Windows7 환경에서 실행하였다.

### III. RESULT

#### 1. 재구성 및 평가 방법 검증

재구성이 단면 영상의 공간분해능에 미치는 영향을 조사하기 전에 전방투영과 역투영이 정상적으로 이루어지고 있는지를 확인하였다. Fig. 3 (a)는 영상의 픽셀과 검출기의 픽셀을 동일한 크기로 하고 360개의 투영을 이용하여 재구성한 영상을 나타낸 것이고, Fig. 3(b)는 y=256 픽셀에서 가로방향의 프로파일을 팬텀과 재구성된 영상과 비교한 것이다. 전방 및 역투영을 통해 재구성함으로써 팬텀을 매우 유사하게 복원하는 것을 알 수 있다.

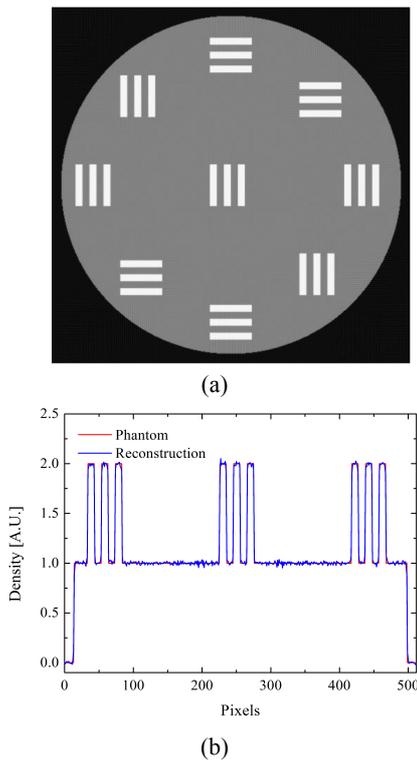


Fig. 3. Reconstructed image (a) and comparison of profiles between phantom and reconstructed image at y=256 pixels (b).

공간분해능의 평가를 위해 도입한 Min-Max 방법의 타당성을 검증하기 위해 15 픽셀 Line-Pair로 된 팬텀을 재구성한 영상의 프로파일을 조사하였다. Fig. 4는 15 픽셀 Line-Pair가 재구성 후에도 명확히 구분되는 것을 확인할 수 있다. Min-Max 값은 100%가 된다.

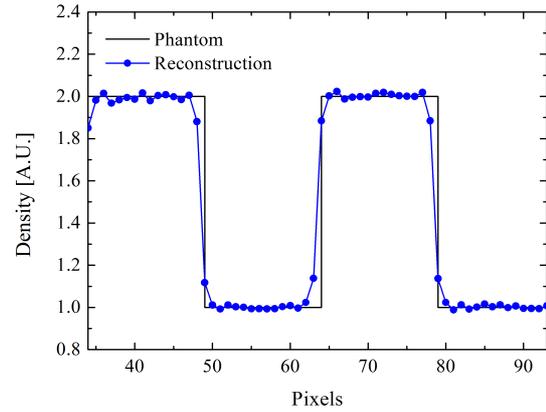


Fig. 4. Verification of Min-Max method using comparison of profile.

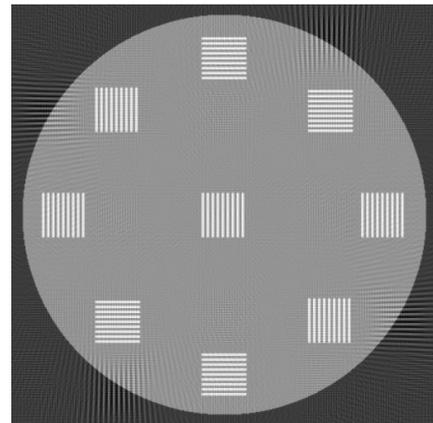


Fig. 5. Image degradation by insufficient projections on CT reconstruction.

#### 2. 공간분해능의 평가

재구성된 영상은 투영의 개수에 의존하게 된다. 공간분해능 역시 의존 관계를 보였다. Fig. 5는 영상의 픽셀과 동일한 검출기 픽셀에서 투영의 개수가 180일 때의 재구성된 영상을 나타낸 것이다. Streak 허상(Artifact)와 유사한 허상이 나타났다. 9개 막대 패턴에 대한 평균 Min-Max 값은 66.69%였다.

막대를 구성하는 픽셀의 개수에 대한 투영의 개수를 조사하였다. Min-Max 값이 50%일 때의 양상을 Fig. 6에 나타내었다. 막대를 구성하는 픽셀의 개수가 작을 때 해상도가 높은 영상을 얻기 위해서는 상대적으로 투영의 개수가 많이 필요하다는 것을 알 수 있다. 반대로 해상도가 낮아도 되는 경우 즉, 큰 물체를 구분하기 위해서는 투영의 개수가 상대적으로 작아도 된다는 것을 예상할 수 있다.

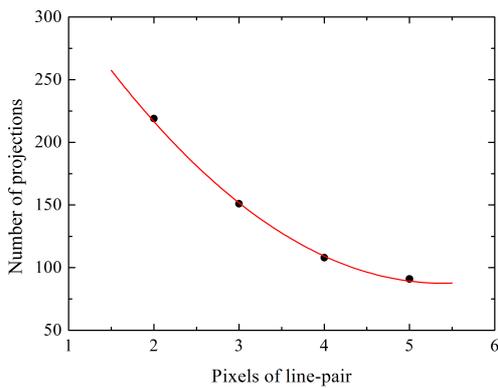


Fig. 6. Relationship between number of projections and pixel of line-pair for obtaining a Min-Max of approximately 50%.

Fig. 7은 막대를 구성하는 픽셀의 개수가 3과 4인 경우에 대해 투영 개수에 대한 Min-Max의 값을 조사하였다. 공간분해능은 투영의 개수가 상대적으로 작은 경우 거의 선형적으로 증가하지만 투영 개수가 많아지면 포화되는 경향을 보였다. 투영의 개수가 100~200에서 데이터의 단절이 생기는 것은 막대와 막대 사이를 지나는 빔이 생기는 경우에 발생한다.

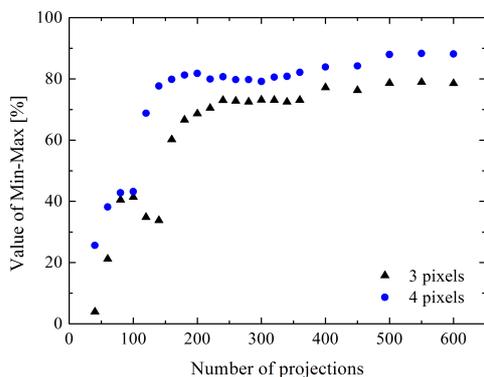


Fig. 7. Min-Max values for line-pairs of 3 and 4 pixels depend on the number of projections.

지금까지는 검출기의 픽셀과 영상의 픽셀 크기가 같은 경우를 조사하였다.  $512 \times 512$  픽셀 크기는  $2.0 / 512$  mm 이다. 이 픽셀 크기를 기준으로 검출기 픽셀의 크기를 변화시키면서 Min-Max 값을 조사하여 Fig. 8에 표시하였다. Min-Max 값은 검출기 크기에 거의 선형적으로 감소하는 경향을 보였다. 검출기의 픽셀 크기가 영상 픽셀의 2배가 되면 Min-Max 값은 69.7% 감소한다. 반면 검출기 픽셀이 영상 픽셀의 0.5배가 되면 원본 패턴을 거의 완벽하게 복원한다.

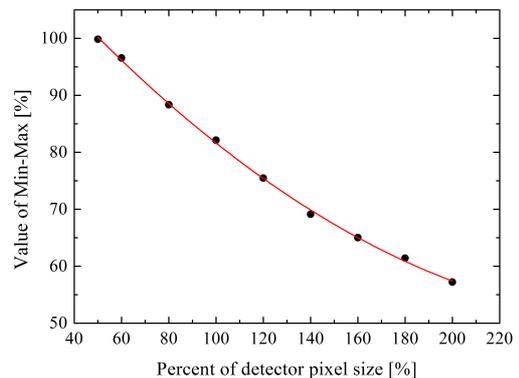


Fig. 8. Min-Max value depends on the size of detector pixel compared to the size of image pixel for line-pairs of 4 pixels and 360 projections.

#### IV. DISCUSSION

투영 개수에 대한 공간분해능의 평가는 주로 패턴을 직접 촬영하여 분석하는 방법이 사용되었다.<sup>[18,19]</sup> 이 방법은 장치에 의해 공간분해능이 저하되는 부분까지 포함하고 있어 순수하게 재구성에 의한 공간분해능 저하를 평가하기는 제한이 있다.

공간분해능을 평가하기 위해 Min-Max 방법을 도입하였다. 통상적으로 픽셀의 평균을 취하여 평가할 수 있지만 Fig. 3 (b)에서 확인할 수 있듯이 원본 패턴의 프로파일을 중심으로 픽셀값이 잡음 형태로 나타난다. 이 경우에 단순히 평균을 취하면 거의 원본 프로파일에 가까운 픽셀값이 얻어지기 때문에 공간분해능을 평가하기 어렵다.

Min-Max 방법의 제한점은 Line-Pair의 픽셀 개수가 많아지면 제한적이지만 100%가 넘는 경우도 발생할 수 있다. 실제로 보정인자 1.11과 0.97은 15 픽

셀의 Line-Pair에 대한 얻어진 것이다. 육안으로 명확히 관찰되는 Line-Pair보다 더 큰 픽셀 값을 조사하는 경우는 물리적으로 큰 의미가 없기 때문에 여기서 제시한 Min-Max 방법은 공간분해능 평가에 문제가 없는 것으로 볼 수 있다.

수치적 막대 팬텀의 크기를 2.0 mm × 2.0 mm로 하였다. 평행빔을 이용하여 CT 영상을 획득하고 있는 방사광가속기 기반의 CT 장치에서는 이 팬텀의 결과를 그대로 적용할 수 있지만, 팬텀의 크기를 300 mm × 300 mm로 확대하면 의료분야에서의 CT 재구성의 영향을 평가할 수 있다. 이 경우 픽셀의 크기는 300 mm / 512 pixels = 0.586 mm / pixel가 된다. Fig. 6의 1 픽셀을 구분하기 위해서는 투영의 개수가 600장(평행빔은 180도 회전이지만 Fan-beam은 360도 회전이기 때문에 평행빔의 300장의 2배) 이상 필요하다는 것을 알 수 있고, 이는 0.586 mm 크기를 가지는 미세 크기를 구분하기 위해 필요한 투영의 개수로 평가할 수 있다. 임상에서 구분할 수 있는 병변의 크기를 1.5 mm로 하면 대략 3 픽셀 정도가 된다. Fig. 7에서 Min-Max 값이 투영의 개수가 증가할수록 거의 포화되기 때문에 공간분해능이 중요한 검사일지라도 방사선 피폭을 줄여야 하는 상황인 경우 투영의 개수를 줄여도 공간분해능의 이득 저하는 크지 않을 것이다. 대조도가 중요한 검사에서는 투영의 개수를 줄여도 크게 문제되지 않는다는 것을 알 수 있다. 본 연구는 평행빔 상황이기 때문에 기본적으로 Fan-Beam을 사용하는 임상 CT에서 투영의 개수와 관련하여 추가 연구가 필요하다.

## V. CONCLUSION

평행빔에서 투영의 개수와 검출기의 픽셀 크기에 따른 CT의 재구성 영향을 공간분해능 측면에서 조사하였다. 투영의 개수가 작을 때는 Streak 허상과 유사한 허상이 관찰되었고 중심에서 멀어질수록 그 정도가 증가했다. 구분하려는 픽셀의 개수가 작을수록 요구되는 투영의 개수도 빠르게 증가하였다. 하지만 투영의 개수를 계속 증가시키면 Min-Max 값은 상향 포화된다.

CT 단면 영상의 공간분해능에 결정적인 영향을

주는 인자는 검출기의 픽셀 크기였다. 영상의 픽셀보다 50% 작은 픽셀 크기에서는 거의 완벽하게 팬텀을 복원했지만 검출기의 픽셀 크기가 증가할수록 공간분해능이 선형적으로 감소하였다.

본 연구는 CT 장치를 설계할 때 달성하려고 하는 공간분해능에 대한 검출기 및 필요한 투영의 개수를 결정하는데 도움이 될 것이다. 평행빔 환경에서 조사되었기 때문에 실질적인 검증을 위해서는 Fan-Beam에 대해서 조사할 필요가 있다.

## Acknowledgement

이 논문은 2012년도 대구가톨릭대학교 교내연구비 지원에 의한 것임.

## Reference

- [1] G. N. Hounsfield, "Computerized transverse axial scanning (tomography): I. Description of system," *The British Journal of Radiology*, Vol. 46, pp. 1016-1022, 1973.
- [2] W. A. Kalender, "X-ray computed tomography," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 51, pp. R29-R43, 2006.
- [3] W. Sun, S. B. Beown, R. K. Leach, "An Overview of Industrial X-ray Computed Tomography," *NPL Report ENG 32*, 2012.
- [4] J. Hsieh, *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, SPIE Press, Washington, 2009.
- [5] J. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, Jr., J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd Eds, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2012.
- [6] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, L. M. Hamberg, M. A. Blake, J. Shepard, S. Saini, "Strategies for CT Radiation Dose Optimization," *Radiology*, Vol. 230, No. 3, pp. 619-628, 2004.
- [7] P. Prakash, M. K. Kalra, A. K. Kambadakone, H. Pi en, J. Hsieh, M. A. Blake, D. V. Sahani, "Reducing Abdominal CT Radiation Dose With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique," *Investigative Radiology*, Vol. 45, No. 4, pp. 202-210, 2010.

- [8] A. K. Hara, R. G. Paden, A. C. Silva, J. L. Kujak, H. J. Lawder, W. Pavlicek, "Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study," *Gastrointestinal Imaging, American Journal of Roentgenology*, Vol. 193, No. 3, pp. 764-771, 2009.
- [9] E. Tamm, X. J. Rong, D. D. Cody, R. D. Ernst, N. E. Fitzgerald, V. Kundra, "Quality Initiatives: CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing Diagnostic Quality," *RadioGraphics*, Vol. 31, No. 3, pp. 1823-1832, 2011.
- [10] W. M. William, K. H. Amy, M. Mahadevappa, V. S. Dushyant, P. William, "How I Do It: Managing Radiation Dose in CT," *Radiology*, Vol. 273, No. 3, pp. 657-672, 2014.
- [11] J. E. Costello, N. D. Cecava, J. E. Tucker, J. L. Bau, "CT Radiation Dose: Current Controversies and Dose Reduction Strategies," *American Journal of Roentgenology*, Vol. 201, No. 6, pp. 1283-1290, 2013.
- [12] Y. Lifeng, L. Xin, L. Shuai, M. K. James, C. R. Juan, Q. Mingliang, C. Jodie, G. F. Joel, H. M. Cynthia, "Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective," *Image in Medicine*, Vol. 1, No. 1, pp. 65-84, 2009.
- [13] A. Ziegler, T. Köhler, R. Proksa, "Noise and resolution in images reconstructed with FBP and OSC algorithms for CT," *Medical Physics*, Vol. 34, No. 2, pp. 585-598, 2007.
- [14] J. D. Evans, D. G. Politte, B. R. Whiting, J. A. O'Sullivan, J. F. Williamson, "Noise-resolution tradeoffs in x-ray CT imaging: A comparison of penalized alternating minimization and filtered backprojection algorithms," *Medical Physics*, Vol. 38, No. 3, pp. 1444-1458, 2011.
- [15] A. C. Kak, M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press, New York, 1988.
- [16] P. M. Joseph, "An Improved Algorithm for Reprojecting Rays through Pixel Images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 1, No. 3, pp. 192-196, 1982.
- [17] G. N. Ramachandran, A. V. Lakshminarayanan, "Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: application of convolutions instead of Fourier transforms," *Proceedings of National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol. 68, No. 9, pp. 2236-2240, 1971.
- [18] A. L. C. Kwan, J. M. Boone, Kai Yang, S. Y. Huang, "Evaluation of the spatial resolution characteristics of a cone-beam breast CT scanner," *Medical Physics*, Vol. 34, No. 1, pp. 275-281, 2007.
- [19] A. Daatselaar, P. Stelt, J. Weenen, "Effect of number of projections on image quality of local CT," *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 33, No. 6, pp. 361-369, 2004.

## CT 영상 재구성의 공간분해능에 대한 영향

천권수\*

대구가톨릭대학교 방사선학과

### 요 약

전산화단층촬영기법은 투영 영상을 재구성하여 단면 영상을 획득하는 기법으로 다양한 분야에 적용되고 있다. 재구성된 영상의 공간분해능은 장치, 대상, 재구성 과정에 의존한다. 본 논문은 평행빔 구조에서 투영 영상의 개수 및 검출기의 픽셀 크기가 재구성된 영상의 공간분해능에 미치는 영향을 조사하였다. 재구성 프로그램은 Visual C++로 작성하였으며 단면 영상은  $512 \times 512$  크기로 하였다. 공간분해능의 특성을 평가하기 위해 수학적 막대 팬텀을 구성하였고, Min-Max 방법을 도입하였다. 재구성에 사용되는 투영의 개수가 작은 경우 허상이 나타났으며 Min-Max도 낮았다. 투영의 개수를 지속적으로 증가시키면 재구성된 영상의 공간분해능을 나타내는 Min-Max는 상향 포화되었다. 검출기의 픽셀 크기를 재구성되는 단면 영상의 픽셀 크기의 50%로 줄이면 영상은 거의 완벽하게 복원되고, 검출기픽셀 크기가 증가할수록 Min-Max는 감소하였다. 본 연구는 CT장치 설계 시 요구되는 공간분해능을 달성하기 위해 필요한 검출기 및 회전 스테이지의 정밀도를 결정하는데 도움이 될 것이다.

중심단어: 전산화단층촬영, 영상 재구성, 공간분해능