

# Image Quality Improvement in Computed Tomography by Using Anisotropic 2-Dimensional Diffusion Based Filter

Youl-Hun Seoung\*

Department of Radiological Science, Cheongju University

Received: January 03, 2016. Revised: January 20, 2016. Accepted: January 30, 2016.

## ABSTRACT

The purpose of this study was tried to remove the noise and improve the spatial resolution in the computed tomography (CT) by using anisotropic 2-dimensional (2D) diffusion based filter. We used 4-channel multi-detector CT and American Association of Physicists in Medicine (AAPM) phantom was used for CT performance evaluation to evaluate the image quality. X-ray irradiation conditions for image acquisition was fixed at 120 kVp, 100 mAs and scanned 10 mm axis with ultra-high resolution. The improvement of anisotropic 2D diffusion filtering that we suggested firstly, increase the contrast of the image by using histogram stretching to the original image for 0.4%, and multiplying the individual pixels by 1.2 weight value, and applying the anisotropic diffusion filtering. As a result, we could distinguished five holes until 0.75 mm in the original image but, five holes until 0.40 mm in the image with improved anisotropic diffusion filter. The noise of the original image was 46.0, the noise of the image with improved anisotropic 2D diffusion filter was decreased to 33.5(27.2%). In conclusion improved anisotropic 2D diffusion filter that we proposed could remove the noise of the CT image and improve the spatial resolution.

Keywords: Anisotropic 2D diffusion filter, Improve image quality, Computed tomography, Noise, Spatial resolution

## I. INTRODUCTION

최근 임상 의료현장에서는 의료기술의 발전과 예방 진료에 따라 미세병변을 판별할 수 있는 고정밀의 X-선 의료영상기기를 요구하고 있다.<sup>[1]</sup> 그 중 전산화단층 영상장치(computed tomography, CT)는 인체의 단면영상을 획득함으로써 일반 X선 검사에서 발생하는 조직간의 중첩을 피하면서 미세병변을 관찰할 수 있는 매우 유용한 의료영상기기이다.<sup>[2,3]</sup> 특히, 고해상력의 공간분해능을 요구하는 흉부와 머리 측두골과 같은 부위는 고역 통과 필터(high pass filter)를 이용한 골 알고리즘(bone algorithm)을 이용하여 영상화하고 있다.<sup>[4]</sup> 반면, CT 영상의 대조도를 저하시킬 수 있는 노이즈는 미세병변 관찰에 어려움을 주는 영상품질 요소이다. CT에서의 노이즈는 검출기 변환효율의 불규칙성과 입력 양자량 부족에 의한 양자반점(quantum mottle)에 의해

서 생기며 영상재구성 과정에서 적용되는 필터링 알고리즘에 의해 감소되거나 증폭될 수 있다.<sup>[5]</sup> Lam-Rak 필터인 경우는 높은 주파수 성분을 잘 통과시키기 때문에 가우시안(gaussian) 형태의 노이즈를 효과적으로 제거하지 못하는 단점을 가지고 있다.<sup>[6]</sup> 반면 Hann 필터는 가우시안 노이즈를 효율적으로 제거할 수 있으나 영상 내 피사체의 윤곽선을 구분할 수 있는 공간분해능이 떨어지는 단점이 있다.<sup>[7]</sup> 또한 X-선을 이용하는 의료영상에서는 X-선이 피사체와 상호작용으로 발생하는 2차 산란선에 영향을 받아 피사체의 경계면이 흐려지는 한계점이 있다. 이를 해결하기 위해 영상 후처리를 실시하고 있으나 공간분해능이나 노이즈는 서로 상반되는 영향을 주는 영상품질로 개선하고자 빛의 굴곡, 색의 왜곡이나 분산을 통해 희미한 이미지를 더 선명하게 보이게 하는 비디오 영상처리 기법인 비등방성 2

\*Corresponding Author: Youl-Hun Seoung

E-mail: radimage@cju.ac.kr

Tel: +82-43-229-7993

차원 확산 필터(anisotropic 2-dimensional diffusion filter) 기술을 응용하고자 하였다. 비등방성 2차원 확산 필터는 영상의 밝기 변화의 기울기가 큰 윤곽선 부분에서는 확산을 아주 적게 하거나 전혀 하지 않음으로서 윤곽선 부분을 보존하고 밝기 변화의 기울기가 아주 적은 영역의 내부에서는 확산을 많이 함으로서 노이즈 처리와 윤곽선 부분의 흐림 현상을 감소시킬 수 있는 영상처리 방식이다.<sup>[8,9]</sup> 최근에는 상업용 CT에서 획득한 영상을 이용하여 금속품 내부와 표면 크랙을 검출하는데 적용하기도 하였다.<sup>[10]</sup>

따라서 본 연구에서는 비등방성 2차원 확산 필터 기술을 기반으로 의료용 CT 영상의 품질을 좌우하는 노이즈를 감소시키고 공간분해능을 향상시키고자 하였다.

## II. MATERIALS AND METHODS

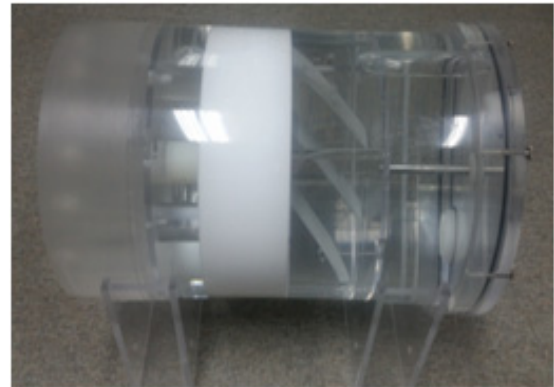
### 1. 재료

본 실험에서는 Fig. 1과 같이 4-채널 다중검출기 전산화단층영상(4-channel multi detector computed tomography, MDCT, MX-8000, Philips, USA)을 이용하였다. 영상품질 평가를 위해 미국 의학물리학자 협의회에서 실행하는 American Association of Physicists in Medicine (AAPM) CT 성능 평가용 팬텀 (model 610K, Nuclear Associates, Carle Place, NY, USA)을 사용하였다.

공간분해능 평가를 위한 팬텀 내 구조물은 0.40 mm, 0.50 mm, 0.60 mm, 0.75 mm, 1.00 mm, 1.25 mm, 1.50 mm, 1.75 mm 크기의 구멍이 5 개씩 배열되어 있다. 영상분석 및 필터링 구현은 ImageJ (ver. 1.47, National Institutes of Health, USA)를 사용하였다.



(a)



(b)

Fig. 1. Material devices (a) 4-Channel MDCT (b) AAPM CT Phantom.

### 2. 영상획득

AAPM CT 성능 평가용 팬텀에서 공간분해능 평가 영역의 영상 획득을 위한 X-선 조사조건은 노이즈를 인위적으로 생성하기 위해 120 kVp, 100 mAs로 고정하고 ultra-high resolution으로 10 mm 축 방향으로 1 회 회전 스캔 하였다. 이때 AAPM CT 성능 평가용 팬텀은 CT 겐트리 정중앙에 위치시킨다. 스캔 영상은 의료영상표준안(digital imaging and communications in medicine, DICOM) 형태로 획득하였다.

### 3. 디지털 비등방성 확산 기반의 필터

저해상도 영상의 윤곽선 정보를 유지하면서 영역 내부를 부드럽게 하고 영상의 잡음을 제거하기 위해 비등방성 2차원 확산 필터를 기반으로 개선하였다. Fig. 2와 같이 먼저 원 영상에 각 픽셀에 실험적으로 획득된 1.2의 가중치를 곱하고 0.4% 히스토그램 스트레칭을 통해 영상의 대조도를 증가시켜 비등방성 2차원 확산 필터를 적용하였다.

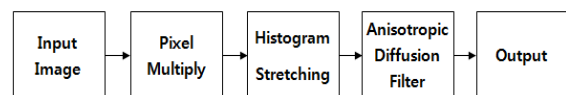


Fig. 2. Block diagram of improved anisotropic 2D diffusion based filter.

영상에 대한 비등방성 2차원 확산 필터는 Eq. (1)과 같은 방정식을 사용하였다.<sup>[4]</sup>

$$I_t = \text{div}(c(x,y,t)\nabla I) = c(x,y,t)\Delta I + \nabla c \cdot \nabla I \quad (1)$$

여기서  $\text{div}$ 는 발산(divergence) 연산을 나타내고,  $\nabla$ 는 기울기(gradient),  $\Delta$ 는 라플라시안(laplacian)을 의미하며, 확산 함수  $c$ 를 Eq. (2)와 같이 영상 밝기 값의 기울기 크기에 따라 값을 달리하는 함수로 사용한다.

$$c(x,y,t) = g(\|\nabla G * I(x,y,t)\|) \quad (2)$$

$G*I$ 는 원 영상  $I$ 를 가우시안 필터링한 것을 의미하며, Eq. (3)과 같은 함수로 설명할 수 있다.

$$g(\|\nabla I\|) = \frac{1}{1 + (\frac{\|\nabla I\|}{K})^2} \quad (3)$$

이때  $K$ 는 확산을 많이 하거나 적게 하는가를 결정하는 기울기 크기로 윤곽선의 민감도를 조절하는 상수 값이다. 즉,  $c(x,y,t)\Delta I$ 는 영상을 부드럽게 하는 역할을 수행하며,  $\nabla c \cdot \nabla I$ 의 역할은 영상의 기울기에 따라 변화하는 변수로 기울기가 높은 윤곽선 정보를 유지하는 것이다.

비등방성 2차원 확산 필터의 커널구조는 Fig. 3과 같이 12시, 3시, 6시, 9시 방향의 픽셀 정보를 이용한 2차원 구조로 구성되었으며, 한 픽셀에 이웃하는 네 개의 픽셀에 대하여 Eq. (4)와 같이 유한 미분법을 적용하였다.<sup>[8,11]</sup>

$$I_{i,j}^{t+1} = I_{i,j}^t + \lambda[c_N g \nabla_N I + c_S g \nabla_S I + c_E g \nabla_E I + c_W g \nabla_W I] \quad (4)$$

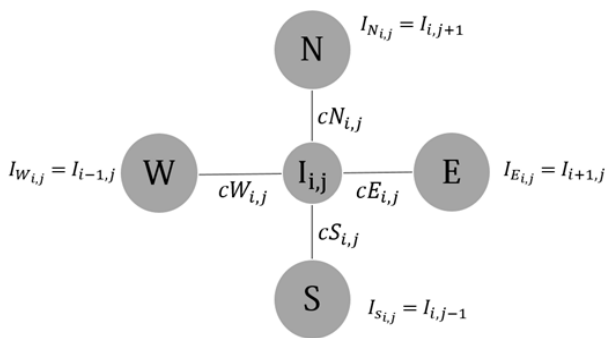


Fig. 3. Kernel structure of anisotropic 2D diffusion filter in digital image.

$I_{i,j}^t$ 는 확산이 진행 중인 가운데 임의의 시점에서 현재 변화된 영상 밝기 값을 나타내며,  $\lambda$ 는 영상을 반복하여 확산시켜 나갈 때 확산 정도를 제어하는 가중치로서 일반적으로  $0 \leq \lambda \leq 0.25$ 의 범위를 사용할 때 안정적으로 수렴한다고 알려져 있다.  $\nabla$  기호는 가장 가까운 이웃 픽셀 값과의 차를 의미한다. 따라서  $\nabla I$ 는 12시, 3시, 6시, 9시 방향에 대한 일차 미분에 의한 기울기 값으로 Eq. (5~8)과 같은 계산 방법으로 정의한다.

$$\nabla_N I_{i,j} = I_{i-1,j} - I_{i,j} \quad (5)$$

$$\nabla_S I_{i,j} = I_{i+1,j} - I_{i,j} \quad (6)$$

$$\nabla_E I_{i,j} = I_{i,j+1} - I_{i,j} \quad (7)$$

$$\nabla_W I_{i,j} = I_{i,j-1} - I_{i,j} \quad (8)$$

#### 4. 필터의 성능 평가

본 실험에서는 AAPM 팬텀 내의 공간분해능 평가영역을 스캔하여 획득한 512×512 크기의 CT 영상을 이용하여 제안한 비등방성 2차원 확산 기반의 필터를 평가하였다. 평가방법은 원 영상과 일반적인 평균값 필터와 중간값 필터, 기존의 비등방성 2차원 확산 필터 그리고 제안한 비등방성 2차원 확산 기반의 필터를 3차원 표면도(surface plot)를 작성하여 비교하였다. 또한 CT 영상에서는 관심영역(region of interest, ROI) 내 픽셀 값의 표준편차를 노이즈로 일반적으로 정의하고 단위는 Hounsfield unit (HU)을 사용한다. 따라서 Fig. 4와 같이 배경 영상에서 283.7 mm<sup>2</sup> 크기로 ROI를 설정하고 노이즈는 Eq. (9)를 이용하여 계산하였다.

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum_{i,j \in ROI} [f(i,j) - \bar{f}]^2}{N-1}} \quad (9)$$

이때  $i$ 와  $j$ 는 2차원 영상의 지표이고,  $N$ 은 ROI 안에 있는 픽셀의 총 수,  $\bar{f}$ 는 평균 픽셀 강도이다.

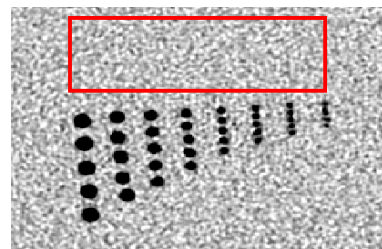


Fig. 4. Setting of ROI on the background of AAPM CT phantom.

### III. RESULTS

#### 1. 공간분해능 평가 결과

Fig. 5(a)는 AAPM CT 성능 평가용 팬텀의 공간분해능 평가 영역을 CT로 획득한 영상이다. 팬텀 내 0.75 mm 크기 구멍까지는 구분이 가능했지만 그 이하의 크기 구멍에서는 구분이 다소 어려웠으며 3차원 표면도에서도 주변의 노이즈로 인해 구분이 쉽지는 않았다. Fig. 5(b)와 (c) 그리고 (d)는 평균값 필터와 중간값 필터 그리고 기존의 비등방성 2차원 확산 필터를 적용했을 때 얻은 영상이다. 배경의 영상이 육안적으로 부드러워졌으며 3차원 표면도에서도 완전한 표면도를 보이고 있으나 구멍의 구조물들은 뭉개져 0.40 mm, 0.50 mm, 0.60 mm 크기의 구멍이 더 불분명해졌음을 3차원 표면도로 확인할 수 있었다.

마지막으로 Fig. 5(e)는 제안한 비등방성 2차원 확산 기반 필터에서 획득한 영상이다. 상대적으로 0.40 mm 크기의 구멍이 상대적으로 이웃한 구멍들과 분명하게 구분되었고, 배경부위 표면도 상대적으로 부드럽게 나타났다.

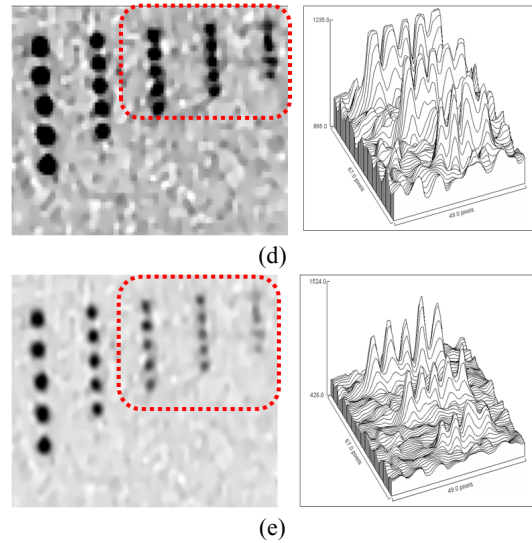
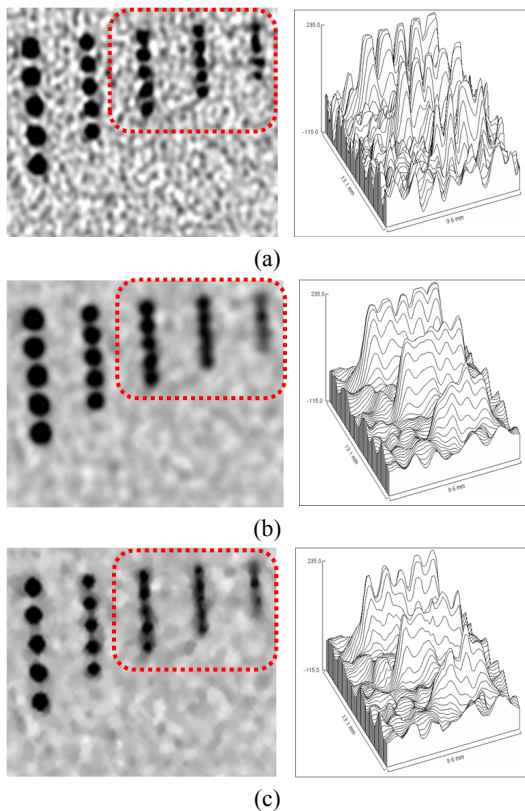


Fig. 5. Evaluation of spatial resolution by surface plot (a) Original image (b) Image by mean filter (c) Image by median filter (d) Image by original anisotropic 2D diffusion filter (e) Image by improved anisotropic 2D diffusion filter.

#### 2. 노이즈 평가 결과

Fig. 6과 같이 노이즈를 평가한 결과 원영상에서의 노이즈 값은 46.0 HU(100%)으로 나타났다. 다른 필터의 노이즈는 평균값 필터 18.4 HU(40.0%), 중간값 필터 20.7 HU(45.0%), 기존의 비등방성 2차원 확산 필터 28.4 HU(61.7%), 그리고 제안한 비등방성 2차원 확산 기반 필터는 33.5 HU(72.8%)로 측정되었다.



Fig. 6. Evaluation of noise level by original image, image by mean filter, image by median filter and image by anisotropic 2D diffusion based filter.

#### IV. DISCUSSION

본 연구에서는 CT의 영상품질을 향상시킬 수 있는 필터를 제안하고자 하였다. 의료영상에서는 대조도, 선예도, 입상성(노이즈)를 영상품질의 3 요소라고 한다.<sup>[12]</sup> 대조도는 조직의 농도 차이를 의미하며, 선예도는 농도가 다른 두 부분의 경계선을 어느 정도까지 구별할 수 있는 능력을 말하며 이를 공간분해능이라고도 한다. 본 연구에서는 CT 영상의 품질을 개선시키기 위해 고 공간분해능 영상과 노이즈가 있는 영상을 모델링하여 사용하였다. 고 공간분해능은 기하학적으로 향상시키기 위해 X선관의 초점 크기가 작은 것이 설정이 되도록 CT scanner 내 ultra-high resolution 모드를 선택하여 소 초점( $0.5 \times 0.7$  mm)으로 X선을 발생시켰다. 그 결과 팬텀 내 0.75 mm 크기 구멍까지는 구분이 가능하여 AAPM에서 제시한 1.00 mm 보다 우수한 공간분해능 영상을 획득하였다. 또한 노이즈 발생은 X선 양자의 수가 불균칙하여 유발하거나 부족하여 생기는 양자반점 노이즈를 생성시키기 위해 AAPM CT 팬텀의 표준 관전류량 250 mAs 보다 150 mAs가 적은 100 mAs로 설정하여 영상을 획득하였다. 그 결과 AAPM에서 제시하고 있는 노이즈 허용 합격 기준인 6.0 HU 이내보다 높은 46.0 HU인 노이즈 모델링 영상을 획득하였다. 이를 바탕으로 영상품질 개선을 시도하였다. 최근 의료영상은 디지털화되면서 다양한 영상처리기법을 이용하여 영상 품질을 개선할 수 있게 되었다. 특히 원영상과 커널(마스크)간의 회전처리(convolution)를 통하여 영상 필터링을 손쉽게 할 수 있다. 이러한 필터링 기술에는 저역 통과 필터와 고역 통과 필터가 있다. 저역 통과 필터(low pass filter)를 적용하게 되면 영상이 부드러워지지만 선예도가 떨어진다.<sup>[13]</sup> 저역 통과 필터에는 평균값 필터(mean filter)와 중간값 필터(median filter)를 일반적으로 사용한다. 평균값 필터는 노이즈를 제거하여 영상이 부드러워지는 장점이 있어 가우시안 노이즈 형태에 적합하지만 상대적으로 노이즈 신호가 큰 임펄스 형태의 노이즈 제거에는 적합하지 않다. 그러나 중간값 필터는 커널(마스크)내의 중간 값을 이용하기 때문에 임펄스 형태의 노이즈 제거에 적합하고 상대적으로 윤곽선 부분이 보존 되어 영상이 선명해지나 중간 값을 설정하므로 왜곡이 생길 가능성이 있다.<sup>[14]</sup> 본 실험에서도 노이즈 제거 효율은 평균값 필터가 가장 우수하였고 중

간값 필터가 그 다음으로 우수하였다. 이는 인위적으로 발생시킨 노이즈 형태가 가우시안 확률 모델 기반의 양자반점 노이즈임을 확인할 수 있었다. 반면 저주파 성분을 제거해 영상의 윤곽선을 강조하고 선예도를 증가시킬 수 있는 고역 통과 필터(high pass filter)는 혈관 등을 선명하게 묘출할 수 있으나 배경의 노이즈 또한 증가하는 단점이 있다.<sup>[15]</sup> 따라서 선행된 연구들에서 노이즈를 제거하고 동시에 공간분해능을 향상시키기 위해 공간 영역의 정보를 주파수영역으로 웨이블릿 변환하여 필터링하기도 하였다.<sup>[16]</sup> 그러나 공간신호를 주파수 신호로 변환하는 것은 복잡한 계산식이 필요하고 처리시간이 다소 걸린다는 단점이 있다. 또한 기존의 비등방성 2차원 확산 필터는 주로 윤곽선 검출에 사용하여 비디오 영상의 선예도를 증가시키거나 산업용 비파괴 영상에서 크랙 등을 검출하는데 사용된 영상처리 기술로 Fig. 5 (d)와 같이 원영상보다 노이즈를 감소시키고 선예도는 상대적으로 증가하였지만 공간분해능은 만족스러운 결과를 얻지 못하였다. 하지만 본 연구에서는 상대적으로 신호처리가 손쉬운 공간영역에서 픽셀에 가중치를 주고 히스토그램 스트레칭을 통해 대조도를 균일하게 전처리함으로써 해결할 수 있음을 실험적으로 알 수 있었다. 그 결과 픽셀값에 1.2의 가중치와 0.4% 히스토그램 스트레칭을 적용했을 때 가장 최적화할 수 있었다. 그 결과 노이즈를 원영상보다 27.2% 제거함과 동시에 공간분해능도 원영상 0.75 mm보다 0.35 mm가 더 작은 0.4 mm 크기의 구멍까지 구별할 수 있었다.

본 연구에서는 기존의 비등방성 2차원 확산 알고리즘을 기반으로 개선한 필터에 대해 기술적 가능성을 확인하였기 때문에 향후 인체 대상으로 추가 실험이 필요하며 구조물에 대한 원신호가 상쇄되는 단점이 있기 때문에 이를 증폭할 수 있는 추가 연구가 진행되어야 한다.

#### V. CONCLUSIONS

본 연구에서는 비등방성 2차원 확산 필터를 이용하여 전산화단층영상 품질을 개선하고자 하였다.

그 결과 노이즈 제거와 공간분해능 향상을 동시에 할 수 있는 필터를 구현할 수 있었다. 이러한 디지털 영상처리 기술은 영상을 균일하게 유지하면서 선량을

저감화할 수 있는 기술적 가능성을 제시하였고, 폐 단면영상과 머리의 측두골 단면영상 등과 같이 고 공간 분해능을 요구하는 영상의 진단적 가치를 높일 수 있는 선행연구로서 의미가 있다.

## References

- [1] S. Diederich, D. Wormanns, W. Heindel, "Lung Cancer screening with low-dose CT," *European Journal of Radiology*, Vol. 45, No. 2, pp. 2-7, 2003.
- [2] S. J. Swensen, G. L. Aughenbaugh, L. R. Brown "High-resolution computed tomography of the lung," *Mayo Clinic Proceedings*, Vol. 64, No. 10, pp. 1284- 1294, 1989.
- [3] C. J. Bergin, N. L. Muller "CT in the diagnosis of interstitial lung disease," *American Journal of Roentgenology*, Vol. 145, No. 3, pp. 9-15, 1985.
- [4] B. H. Lee, Y. J. Hwang, G. Hur, S. Y. Kim, J. Y. Lee, Y. H. Kim, "Multidetector computed tomography (MDCT) images with soft tissue and bone algorithm reconstruction in head and facial trauma," *Journal of Clinical Neuroscience*, Vol. 18, Issue 7, pp. 899-901, 2011.
- [5] K. S. Chon, "Noise Properties for Filtered Back Projection in CT Reconstruction," *Journal of the Korea Society of Radiology*, Vol. 8, No. 6, pp. 357-364, 2014.
- [6] G. N. Ramachandran, A.V. Lakhshminarayana, "Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: Application of convolution instead of Fourier transform," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* Vol. 68, No. 9, pp. 2236-2240, 1971.
- [7] B. Kang, "Quantitative evaluation of CT artifact elimination with various Cut-off frequency of Hann filter," *Journal of the Korea Society of Radiology*, Vol. 2, No. 3, pp. 5-9, 2008.
- [8] P. Perona, J. Malik, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion", *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 12 No. 7, pp. 629-639, 1990.
- [9] G. Y. Go, D. H. Ju, D. H. Yum, D. Y. Kim, "Inverse half-toning Using Anisotropic diffusion and Edge map", *The Korea Institute of Signal Processing and Systems*, Vol. 1 No. 2, pp. 81-84, 2000.
- [10] H. R. Ji, H. Hong, "Automatic detection of foreign body through template matching in industrial CT volume data," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 16, No. 12, pp. 1376-1384, 2013.
- [11] S. Rodtook, Y. Rangsanseri, "Adaptive Thresholding of Document Image Based on Laplacian Sign," *International Conference on Information Technology : Coding and Computin*, Las Vegas, April, 2001.
- [12] A. B. Wolbarst, *Physics of radiology*, 2nd edition, Medical Physics Publishing Co., 2005.
- [13] C. G. Rafael, E. W. Richard, *Digital Image Processing*, 2nd edition Addison Wesley, 2001.
- [14] T. Huang, G. Yang, G. Tang, "A fast two-dimensional median filtering algorithm," *IEEE Trans. Account., Speech. Signal Processing*, Vol. 27, No. 1, pp. 13-18, 1979.
- [15] M. J. Park, S. B. Lee, "Improvement of Angiogram Quality Using by High Pass Filter," *Journal of the Korea Society of Radiology*, Vol. 8, No. 6, pp. 301-307, 2014.
- [16] Y. H. Seoung, H. J. Park, H. B. Kang, "Wavelet-based Noise reduction filter for 3-Dimensional Computed Tomography Brain angiography," *Korean Institute of Information Scientists and Engineers*, Vol. 32 No. 2, pp. 859-861, 2005.

## 비등방성 2차원 확산 기반 필터를 이용한 전산화단층영상 품질 개선

성열훈\*

청주대학교 방사선학과

### 요 약

본 연구에서는 비등방성 2차원 확산 기반 필터를 이용하여 전산화단층영상(computed tomography, CT)의 노이즈 제거와 공간분해능을 향상하고자 하였다. 실험은 4-채널 다중검출기 전산화단층영상기기(4-channel multi-detector computed tomography, MDCT)를 이용하였으며, CT 영상품질 평가를 위해 미국 의학물리학자 협의회(american association of physicists in medicine, AAPM) CT 성능 평가용 팬텀을 사용하였다. X-선 조사 조건은 120 kVp, 100 mAs로 고정한 후 ultra-high resolution으로 10 mm 축 방향 스캔 하였다. 본 연구에서 제안한 비등방성 2차원 확산 기반 필터는 원 영상에 각 픽셀에 가중치 1.2를 곱하고 0.4% 히스토그램 스트레칭을 통해 영상의 대조도를 증가시킨 후 비등방성 2차원 확산 필터를 적용하였다. 그 결과, 공간분해능은 원 영상에서 0.75 mm까지 구분되었지만 제안한 비등방성 2차원 확산 기반 필터 영상에서는 0.40 mm까지 구분되었다. 원 영상의 노이즈는 46.0, 제안한 비등방성 2차원 확산 기반 필터 영상의 노이즈는 33.5로 27.2%가 감소하였다. 우리가 제안한 비등방성 2차원 확산 기반 필터는 CT의 노이즈 제거와 공간분해능을 향상시킬 수 있었다.

중심단어: 비등방성 2D 확산 기반 필터, 영상품질 개선, 전산화단층영상, 노이즈, 공간분해능