

Removal of Ring Artifact in Computed Tomography

Kwon Su Chon

Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu

전산화단층촬영장치에서 링 아티팩트 제거

친권수

대구가톨릭대학교 방사선학과

Abstract

Hard X-ray has been widely used in medical and industrial fields because it can be applied to observe the inside of a sample. Computed tomography provides sectional images of the sample through the reconstruction of the projection images. The quality of sectional images strongly depends on that of projection images. Ring artifact appeared on the sectional image can be made by the abnormal pixels of the detector used. In this study, we examine the ring artifact ratio in the circle phantom as a function of detection error of the detector used in computed tomography. The ring artifact increased with the increment of detection error under parallel and fan beam geometries and strongly increased near the center of rotation. The corrections, dead pixel and flat field corrections, for the images taken with the detector are required before the image reconstruction process to reduce the ring artifact in the computed tomography.

Keyword : Hard X-ray, Computed Tomography, Projection Image, Ring Artifact

요 약

경엑스선은 물체의 내부구조 관찰에 유용하고 의료 및 산업분야에 광범위하게 사용되고 있다. 전산화단층촬영기법은 수백장의 투영영상을 이용하여 재구성함으로써 물체의 2차원 단면 영상을 얻을 수 있다. 단면 영상의 품질은 투영영상에 크게 의존한다. 투영영상을 얻는 검출기의 픽셀에 따라 링 아티팩트가 나타난다. 본 연구는 visual C++기반으로 한 원형 팬텀에서 검출기의 검출 에러에 따른 링 아티팩트 비를 조사하였다. 평행빔 및 부채살빔에서 링 아티팩트 비는 검출기의 검출 에러에 비례하여 나타났고, 회전 중심에 가까울수록 링 아티팩트는 강하게 나타났다. 전산화단층촬영의 단면 영상에서 링 아티팩트를 줄이기 위해서는 영상재구성 이전에 검출기의 보정이 필요함을 알 수 있었다.

중심단어: 경엑스선, 전산화단층촬영기법, 투영영상, 링 아티팩트

I. INTRODUCTION

경엑스선(Hard X-ray)은 투과의 성질이 크기 때문에

물질의 내부구조를 파악하는데 매우 유용하다. 특히 의료영상^[1] 및 산업용 비파괴 검사^[2]에 많이 이용되고 있다.

투과기법을 이용하여 물질의 2차원 영상을 얻는 기

법은 엑스선이 발견될 무렵부터 사용되었다. 물질의 2차원 구조물의 겹침 현상을 해결하기 위하여 물질의 단면 영상(Section Image)을 획득하는 기법^[3]으로 발전하였고, 이를 이용하여 3차원으로 물질의 구조물을 재구성하여 진단 및 물질의 구조 파악에 도움을 주고 있다.

2차원 단면 영상은 대부분 토모그래피 기법(Tomography Technique)에 기반을 두고 있다^{[4],[5]}. 토모그래피는 물체를 회전하면서 획득된 많은 수의 투영을 이용하여 컴퓨터로 재구성하여 단면 영상을 만들어 내는 것으로, 엑스선 전산화단층촬영(CT)^[6], MRI, PET 등이 대표적이다. 재구성되는 물체의 단면 영상은 물체를 회전하면서 획득한 투영 영상의 품질에 크게 의존한다. 투영 영상의 오차^[5] 또는 재구성하는 과정에서 실제 물질이 가지고 있지 않은 아티팩트(Artifact)가 종종 나타나게 된다^[7]. 이러한 허상은 단면 영상의 품질을 떨어뜨리고, 진단 또는 판단의 어려움을 초래하게 된다.

CT 영상에서 다양한 허상들이 관찰된다. 금속 아티팩트(Metal Artifact), 링 아티팩트(Ring Artifact) 등이 대표적이다^{[6],[7]}. 링 아티팩트는 투영을 획득하는 검출기의 오류에 의해서 발생될 수 있다. 검출기의 일부 픽셀이 주변 픽셀과 다른 양상을 보일 때 영상재구성을 통해 이러한 오류가 단면 영상의 전반에 영향을 미친다. 링 아티팩트는 영상의 품질을 저하시키고 판독의 어려움 및 오진을 유발할 수 있으므로 제거되거나 최소화되어야 한다. 이 논문에서는 수학적인 팬텀을 이용하여 링 아티팩트가 발생하는 원인을 이해하고, 링 아티팩트를 제거할 수 있는 방법을 조사한다.

II. MATERIAL AND METHOD

CT 영상재구성 기법으로 필터보정역투영법(Filtered Back-Projection)이 광범위하게 사용된다. 이 기법은 투영된 영상을 푸리에 변환(Fourier Transformation)을 통해 주파수 공간으로 이동한 후 필터링(Filtering) 작업을 먼저 수행하고 역 푸리에 변환, 즉 역투영(Back-Projection)을 실시하여 단면 영상을 획득하는 방법이다^[4]. 역투영이 이루어지기 전에 필터링 작업이 먼저 수행되어야 한다. 이 필터링 과정을 통해서 단면

영상의 구조물의 경계가 명확히 구분된다.

Visual C++(Microsoft Visual Studio 2010)의 MFC(Microsoft Foundation Class Library) 기반에서 10개의 타원으로 구성되어 있는 Shepp-Logan 팬텀(Phantom)^[8]을 구현한다. 평행빔(Parallel Beam) 구조에서 원점에 위치한 타원에 대한 이론적인 투영은

$$P_{\theta}(t) = \frac{2\rho AB}{a^2(\theta)} \sqrt{a^2(\theta) - t^2} \dots \dots \dots (1)$$

으로 계산된다^[4]. 이 때

$$a^2(\theta) = A^2 \cos^2(\theta) + B^2 \sin^2(\theta) \dots \dots \dots (2)$$

이고, ρ , A , B 는 타원의 밀도, 장축, 단축이고, θ 는 물체의 회전각도(또는 광원과 검출기가 물체와 이루는 각도)이고 t 는 엑스선과 수직을 이루는 좌표계에서 원점에서 엑스선이 지나는 점까지의 거리를 나타낸다. 이론적인 투영은 반원 형태가 된다는 것을 알 수 있다. 이는 타원을 투영시키면 원이 된다는 것으로부터 직관적으로 알 수 있다. 원점에서 임의의 점을 타원의 중심으로 하는 경우에서 비슷한 방법으로 투영을 이론적으로 계산할 수 있다. 타원의 선형 중점으로 Shepp-Logan 팬텀이 이루어져 있기 때문에 팬텀에서 얻어지는 이론적인 투영도 단일 타원에 대한 투영들을 선형중첩하면 얻을 수 있다.

검출기의 픽셀에서 다른 검출효율을 가지는 픽셀이 있거나, 비활성화 픽셀(Dead Pixel)을 가지고 있다고 가정함으로써 링 아티팩트를 만들 수 있다. Visual C++에서는 임의의 픽셀에 해당하는 투영의 값이 비정상적인 값을 갖도록 하여 비활성화 픽셀을 구현하였다. 이는 대상 물체가 회전하는 구조이거나 또는 대상 물체는 고정되어 있고 광원과 검출기가 하나의 강체에 고정되어 물체주변을 회전하는 구조에 상관없이 같은 위치에서 얻어지는 투영의 픽셀값을 비정상적인 값으로 변경함으로써 구현하였다.

평행빔과 부채살빔(Fan Beam) 구조에서 각각 360개와 720개의 투영을 사용하고 Lam-Rak 필터^[9]를 적용하여 영상재구성을 통해 512×512 영상을 획득하였다. 영상재구성 과정에서 나이키스트 샘플링을 위해 zero padding을 실시하였다.

Ⅲ. RESULT

1. 평행빔

영상재구성 알고리즘으로 필터보정 역투영법을 사용하였다. 알고리즘의 구현을 검증하기 위하여 Shepp-Logan 팬텀을 영상재구성하였다. 평행빔과 부채살빔에 대해 재구성된 영상의 단면과 Shepp-Logan 팬텀의 단면 프로파일을 비교하여 매우 근접하게 재구성되는 것을 보였다^[5].

Shepp-Logan 팬텀은 10개의 타원이 중첩되어 링 아티팩트를 확인하기가 쉽지 않기 때문에 Fig. 1과 같이 영상의 중앙이 원점인 원 2개로 된 간단한 수학적 팬텀을 고려하였다. 흰색부분의 밀도는 2.0이 되게 하였고, 중앙의 회색으로 표현된 원의 밀도는 1.0이 되도록 하였다. 팬텀을 구성하고 있는 원은 어떤 방향에서 보아도 원이기 때문에 시노그램(Sinogram)은 매우 간단한 직선모양을 나타내게 된다.

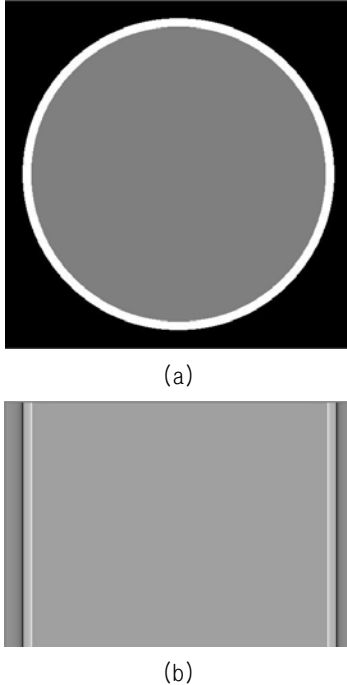


Fig. 1. Numerical Phantom of 512×512 for testing ring artifact and its sinogram image under parallel beam geometry.

픽셀의 검출효율이 비정상인 부분은 정상인 검출효율에 대한 비로써 나타내었다. 예를 들어 검출기의 어떤 픽셀이 1% 검출 에러를 갖는다는 것은 픽셀값의 99%를 검출한다는 의미이다. Fig. 2는 정상인 픽셀에 대해 1%의 에러를 가지는 픽셀들에 대한 시노그램과 필터보정 역투영법으로 재구성된 영상을 나타낸 것이다. 링 아티팩트는 원 모양을 가지기 때문에 시노그램에서는 직선으로 나타난다. 중심을 기점으로 직선은 각각 40, 80, 120 픽셀 떨어진 곳에 위치한다. 1% 픽셀 에러를 가지는 경우에도 링 아티팩트가 선명하게 나타남을 알 수 있다.

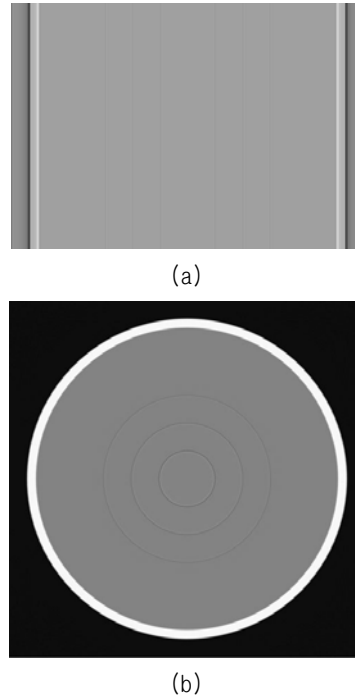


Fig. 2. Sinogram (a) including ring artifact generated by abnormal pixel of 1% error and its reconstructed image (b).

링 아티팩트의 정량적 평가를 위해 Fig. 3과 같이 $y = 256$ 위치에서 x 에 대한 프로파일을 표시하였다. 영상의 최대 픽셀값이 밀도가 2.0이 되도록 재표시(Rescale)하였다. 영상의 중심($x=256, y=256$)에서 멀어질수록 링 아티팩트의 밀도값은 떨어지는 것을 알 수 있고, 위치 A, B, C 아티팩트의 밀도값은 중심 밀도값인 1.0에 비해 각각 14.42%, 9.57%, 7.32% 더 높다. Lam-Rak 필터는 경계를 선명하게 나타내는 효과가 있

기 때문에 경계에서 링 아티팩트의 밀도값을 적게하는 부분(예, 밀도값이 1이하인 A지점의 아래 부분)도 같이 고려한다면 실질적으로 밀도값 차이는 2배 정도로 되어 링 아티팩트가 더 심한 것으로 보이게 된다. 실제로 Fig. 3의 A, B, C 위치의 아래 부분은 밀도 1.0 보다 각각 20.38%, 14.21%, 10.36% 낮다.

픽셀의 검출 에러가 증가할수록 링 아티팩트도 증가할 것으로 예상된다. Table 1은 픽셀 에러의 증가에 따른 A, B, C 위치에서의 링 아티팩트의 비(링 아티팩트 부분의 픽셀값/중심부분의 20 픽셀(246-266 픽셀)의 평균 픽셀값)를 표시하였다. Fig. 3에서 확인할 수 있듯이 중심에서 멀어질수록 링 아티팩트의 정도는 약해진다는 것을 Table 1에서 알 수 있다.

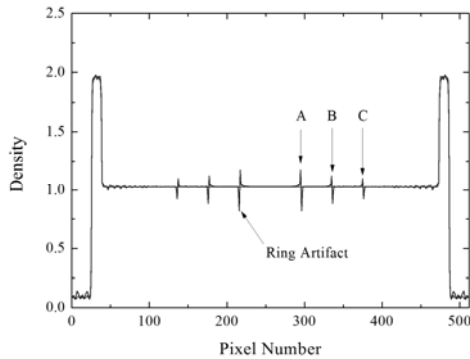


Fig. 3. Profile comparison between normal and abnormal detector pixels. The abnormal pixels resulted in ring artifacts.

Table 1. The ratio of ring artifact by pixel error.

픽셀 에러 (%)	링 아티팩트의 비 (%)		
	A	B	C
0.2	2.9	1.9	1.5
0.4	5.9	3.9	3.0
0.6	8.7	5.8	4.4
0.8	11.6	7.7	5.9
1.0	14.4	9.6	7.3
1.2	17.2	11.5	8.8
1.4	20.1	13.3	10.2
1.6	22.8	15.2	11.6
1.8	25.6	17.0	13.0
2.0	28.4	18.8	14.4

픽셀 에러값이 증가할수록 링 아티팩트의 비값은 Fig. 4와 같이 선형적으로 증가한다는 것을 알 수 있다. 이는 영상재구성 과정에서 투영의 값에 비례해서 단면의 밀도가 결정된다는 선형성의 원리와 부합한다. 링 아티팩트가 발생하는 위치에 따라 링 아티팩트의 비가 다르다는 것을 알 수 있다. 즉, 중심에서 멀어질수록 링 아티팩트가 발생할 수 있는 가능성은 줄어든다는 의미이고, 다른 한편으로는 회전 중심에 가까울수록 링 아티팩트가 발생하기 쉽다는 의미이다. 대부분의 링 아티팩트가 회전 중심에서 강하게 나타나는 것이 Table 1에 의해 설명된다. 역투영 과정을 자세히 살펴보면 원점 주변의 단면을 만드는데 기여하는 투영은 역투영해야 하는 면적이 적은 반면 회전 중심에서 먼 곳에 위치한 투영은 상대적으로 넓은 면적을 역투영해야 하기 때문에 픽셀 에러의 효과도 넓은 면적에 분산되어 그 효과가 줄어든다.

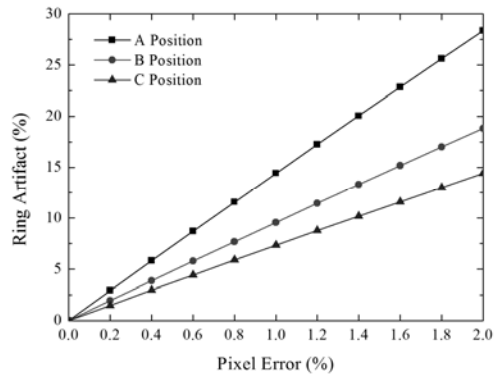


Fig. 4. Ratio of the ring artifact as a function of pixel error under parallel beam geometry.

2. 부채살빔

부채살빔에 대해서도 링 아티팩트 비를 영상재구성을 통해 살펴보았다. 평행빔과 비슷하게 픽셀 에러에 대해 선형적인 경향을 보였고, 회전 중심에 가까울수록 링 아티팩트 비가 빠른 속도로 증가하였다. 그러나 같은 위치이지만 기울기는 평행빔에서 생기는 링 아티팩트보다 낮다. 부채살빔에서는 1%의 픽셀 오차에 대해 A, B, C 각 지점에 대해 7.36%, 4.48%, 0.86%의 아티팩트 비를 나타내었다.

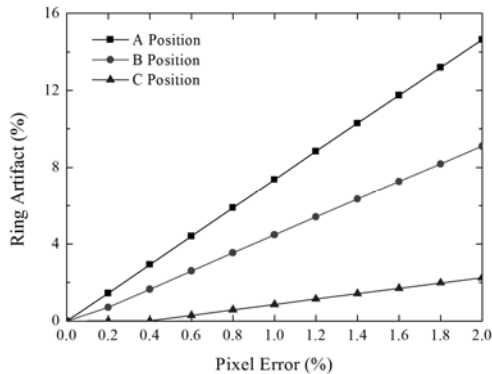


Fig. 5. Ratio of the ring artifact as a function of pixel error under fan beam geometry.

IV. DISCUSSION

투영을 획득하는 검출기의 검출효율의 차이로 인해 링 아티팩트가 발생한다는 것을 확인하였다. 영상재구성을 통해 나타나는 단면 영상에서 링 아티팩트가 나타나면 검출기의 각 픽셀의 검출효율이 고르지 못해 발생하는 것이라고 해석할 수 있다. 검출기 픽셀들은 넓은 선량범위에서 선형 특성을 나타내어야 한다. 선형 특성에서 벗어나면 픽셀의 검출효율이 서로 달라지기 때문에 링 아티팩트가 나타날 가능성이 매우 높아진다. 링 아티팩트를 제거하기 위해서는 영상재구성 전에 투영영상에서 검출기의 효율에 대한 보정을 수행해야 한다. 물체에 대한 투영 영상들을 얻기 전에 물체가 없을 때의 투영영상을 미리 얻어 감산 전처리를 수행함으로써 물리적으로 검출효율이 다른 픽셀을 인위적으로 검출효율이 같도록 만든다.

임상을 포함한 산업용 CT에서도 검출기에 대한 보정이 수행된다. 통상적으로 비활성 픽셀 보정과 평탄화(Flat Field) 보정^[10]이 수행된다. 디지털 검출기의 제작공정에서 모든 픽셀이 고른 검출효율을 갖도록 만들도록 만들기는 어렵다. 종종 픽셀 한 두 개가 활성화되지 않거나 비정상적인 경향을 보이는 픽셀을 포함하고 있다. 이러한 픽셀을 보정하지 않으면 재구성 과정에서 명확한 링 아티팩트가 나타나게 된다. 비활성 픽셀은 아니더라도 검출기의 픽셀 검출효율의 차이가 발생하면 링 아티팩트가 나타나기 때문에 검출기의 효율을 인위적으로 균일하게 할 필요가 있다. 평

탄화 보정에는 광원의 비균일적인 광자 분포도 보정하는 과정이 포함되게 된다. 이러한 과정을 통해 링 아티팩트는 상당히 보정된다. CT에서 정기적으로 검출기의 보정이 필요한 이유를 여기에서도 발견할 수 있다.

링 아티팩트의 발생은 투영을 획득하는 과정이 중요하다. 투영을 획득하는 동안 비정상적인 픽셀을 지나가는 광원의 경로가 길수록 즉, 대상 물질을 투과하는 길이가 길수록 강하게 나타난다. 본 연구에서는 대상 물질을 원형으로 가정했기 때문에 회전 중심에 가까울수록 엑스선이 지나가는 경로가 길어짐에 따라 그만큼 투영에 영향이 나타나게 된다.

본 연구에서 사용한 팬텀은 원의 테두리의 밀도는 2.0이고 내부는 1.0으로 하여 링 아티팩트를 살펴 보았다. 그러나 실제 대상은 내부의 밀도가 더 높거나 또는 더 낮을 수 있다. 팬텀의 밀도를 조정하여 내부의 밀도를 더 높이거나 낮추어도 링 아티팩트의 발생 경향은 평행빔 및 부채살빔 두 경우 모두 비슷한 링 아티팩트 비를 보였다. 이는 링 아티팩트가 대상물질의 밀도와 별개라는 것을 의미하는 것이다.

V. CONCLUSION

평행빔과 부채살빔의 경우에 대해 검출기의 픽셀 에너지가 있을 때 영상재구성과정에서 링 아티팩트가 발생하는 것을 확인하였다. 즉, 링 아티팩트의 발생이 검출기의 검출효율이 서로 다른 경우에 발생하였다. 링 아티팩트의 발생 세기는 회전중심에 가까울수록 더 강하게 나타났고, 검출효율의 차이가 클수록 링 아티팩트의 세기도 선형적으로 증가하였다.

링 아티팩트 발생을 방지하기 위해서는 CT 장치에 사용하는 검출기가 매우 비슷한 검출효율을 갖도록 구성해야 한다. 현실적으로는 넓은 선량 범위에서 모든 픽셀들이 같은 검출효율을 나타내도록 검출기를 만들기 어렵기 때문에 자주 사용하는 영상획득 파라미터에서 검출기를 보정한 픽셀보정인자들을 저장해두고 전처리 과정에 적용하여 영상재구성하면 링 아티팩트를 줄일 수 있을 것이다. 이러한 방법은 특정한 영상획득 파라미터에 국한되어 검출기를 보정하는 현재의 산업용 및 의료용 CT의 단점을 극복하는 새로운 방법이 될 것이다.

Acknowledgement

This work was supported by the Korea Evaluation Institute of Industrial Technology (KEIT) grant No. 10047485.

Reference

- [1] W.A. Kalender, "X-ray computed tomography," *Phy. Med. Biol.* Vol. 51, ppR29-R43, 2006.
- [2] B.S.B. Sun W, R.K. Leach, "An overview of industrial X-ray computed tomography," *NPL Report ENG 32*, 2012.
- [3] G.N. Hounsfield, "Computerized transverse axial scanning (tomography): I. Description of system," *Br. J. Radiol.* Vol. 46, pp1016-1022, 1973.
- [4] A.C. Kak, M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press, New York, 1988.
- [5] K.S. Chon "Noise Properties for Filtered Back Projection in CT Reconstruction," *J. Kor. Soc. Radiol.*, Vol 8, pp357-364, 2015.
- [6] J. Hsieh, *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, SPIE Press, Washington, 2009.
- [7] F.E. Boas and D. Fleischmann, "CT artifacts: Causes and reduction techniques," *Imaging Med.* Vol. 4, pp229-240, 2012.
- [8] L.A. Shepp, B.F. Logan, "The Fourier Reconstruction of a Head Section," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. 21, pp21-43, 1974.
- [9] G.N. Ramachandran, A.V. Lakhshminarayanan, "Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: Application of convolution instead of Fourier transforms," *Proc. Natl. Sci. Acad. USA*, Vol.68, pp2236-2240, 1971.
- [10] M. Lee, S. Kwon and K.S. Chon, "Analysis of Noise Power Spectrum According to Flat-Field Correction in Digital Radiography," *J. Kor. Soc. Radiol.*, Vol 7, pp227-232, 2013.