

&lt;원저&gt;

## Moire artifact 제거 후 그리드 주파수에 따른 미세병변의 영상분석

이상호<sup>1)</sup>·김규형<sup>2)</sup>·양오남<sup>3)</sup><sup>1)</sup>선문대학교 글로벌 산학협력학부·<sup>2)</sup>명지병원 영상의학과·<sup>3)</sup>목포과학대학교 방사선과

## Image Analysis of Micro Lesions According to Grid Frequency After Removal of Moire Artifact

Lee Sang-Ho<sup>1)</sup>·Gyoo-Hyung Kim<sup>2)</sup>·Oh-Nam Yang<sup>3)</sup><sup>1)</sup>Glocal industry University cooperation department, Sun Moon University<sup>2)</sup>Department of Radiology, MyongJi Hospital<sup>3)</sup>Department of Radiology, Mokpo Science University

**Abstract** Morphological information such as shape and margin of micro lesion is important information for diagnosis of disease in clinical imaging. In this study, we investigated the morphological changes of the micro lesions by comparing the contrast and area in grid suppressed DR images according to grid frequency. In the profile analysis of the image, the mass showed an average intensity variation of 8.6 ~ 72.4 after suppression, The higher the grid frequency, the more the contrast was increased. However, in the images obtained using 103 lp / inch, which is a grid frequency less than the sampling frequency, the contrast of the mass in the vertical direction decreased after suppression. In the binary image, the area change of the mass was also large. As a result, the shape, size, and margin of the mass changed. In the case of very small calcification, the higher the grid frequency is the larger the change in contrast, so that a clear image can be obtained in the post-suppression image. However, we could confirm that the margin of the lesion was blurred and the lesion was lost in some of the images using the 103 lp / inch grid. The higher the frequency of the grid, The change of the contrast of fiber occurred largely and clear boundary was confirmed. The decrease of the number of pixels was small and morphological change was small. In conclusion, when using a grid frequency that is not suitable for the sample frequency, morphological changes or lesion loss of micro lesions in the post- suppression image may give the possibility of misdiagnosis in diagnosis and differentiation of the image.

**Key Words:** Micro lesion, Grid frequency, Profile Analysis, Binarization analysis, Grid remove

**중심 단어:** 미세병변, 그리드 주파수, 프로파일 분석, 이진화 영상분석, 그리드 삭제

## I. 서 론

인체를 투과한 산란 X선을 제거하여 진단 영상의 화질을 향상시키기 위해 사용하는 장치로 그리드(격자, grid)를 사용한다[1-3]. 그러나 최근 가장 많이 사용되어지는 디지털 방사선영상(Digital Radiography; DR)에서는 그리드로 인한 패턴이나 왜곡(grid pattern artifact)으로 moire artifact

가 발생하게 된다[4]. Moire artifact는 디지털 표본주파수와 그리드의 주파수 성분과의 관계에 의한 영상 표본화 과정에 의한 것으로, 표본주파수가 일반적으로 Nyquist의 최소 표본 주파수보다 낮은 경우 에일리어싱 왜곡에 의해 발생한다[5-9]. 즉 moire artifact 발생은 적합하지 않은 그리드 주파수를 사용할 때 발생한다[10]. 최근 임상 영상을 위한 X선 발생장치에는 저가의 저품질 그리드를 사용하고,

Corresponding author: Gyoo Hyung Kim, Department of Radiology MyongJi Hospital, 55, Hwasu-ro 14beon-gil, Deogyanggu, Goyang-si, Kyeonggi-do, 10475, Republic of Korea/ Tel: +82-10-4552-1291 / E-mail : kimkh8606@naver.com

Received 09 April 2018; Revised 27 August 2018; Accepted 29 September 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

이로 인하여 발생한 moire artifact는 image processing software를 사용하여 grid line을 제거하는 방법을 사용하고 있다[11-12].

임상의 영상 진단에서 moire artifact는 오진을 일으키는 원인이 되기 때문에 효율적인 제거 방법도 필요하겠지만 moire artifact가 발생하지 않는 적절한 그리드 사용이 우선시 되어야 한다. 본 연구에서는 그리드 주파수에 따라 moire artifact 제거 후 미세병변의 손실을 알아봄으로써 DR 영상을 위한 적절한 그리드 주파수 선택에 기초 자료로 삼고자 한다.

## II. 연구 대상 및 방법

### 1. 연구대상

#### 1) Mammographic Phantom

미세 병변의 임상 영상 소견은 shape, margin 등에 따라 악성 병변과 양성 병변으로 구분되기 때문에 임상 영상을 평가하는데 중요한 요소이다[13]. 따라서 본 연구에서는 미세 병변을 영상화할 수 있는 mammographic phantom이 사용되었다.

mammographic phantom은 전체 두께가 4.4 cm이다. 이는 3.4 cm두께의 아크릴베이스 및 3 mm두께의 커버를 포함하여 7 mm 왁스 블록이 내장되어 있다. Wax 인서트에는 6개의 서로 다른 크기의 나일론 섬유가 섬유소를 표현하고, 미세 석회화는 산화 알루미늄( $Al_2O_3$ )으로 구성된 5개 그룹의 점들로 표현된다. 5개의 서로 다른 크기의 렌즈 모양의 종괴는 종양을 표현한다. Fig. 1은 Mammographic Phantom 과 왁스 블록 내에 있는 내용물들이다.



Fig. 1 Mammographic phantom and inner contents

#### 2) 영상 촬영 장치

영상 촬영 장치의 검출기는 Amorphous Selenium photoconductor로 구성되어 있는 flat panel detector가 사용되었고, pixel pitch는 143  $\mu$ m, 표본 주파수는 6.993 lp/mm, Pixel matrix는 3,008  $\times$  3,072를 사용하였다. X선

장비는 40 kVp, 500 mA, 100 mAs 조건으로 100 cm 거리에서 촬영할 수 있는 JPI사의 clear Vision DRE 140/150가 사용되었다. 그리드는 JPI사에서 만들어진 것으로 그리드 주파수가 103 lp/inch(4.06 lp/mm), 215 lp/inch(8.46 lp/mm), 230 lp/inch(9.06 lp/mm)인 것을 사용하였다. 격자비(grid ratio)는 103 lp/inch의 경우 8:1, 215, 230 lp/inch의 경우 10:1이다.

### 2. 연구대상

#### 1) Moire artifact 제거

디지털 표본주파수와 그리드의 주파수 성분과의 관계에 의한 영상 표본화 과정에서 에일리어스 왜곡 형태에 의해 moire artifact가 발생한다(Fig. 2).

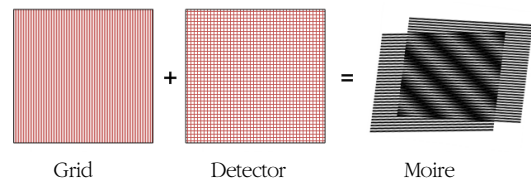


Fig 2 Moire artifact by grid frequency and sample frequency

본 연구에서는 먼저 공간 영역의 영상을 푸리에 변환(FFT)하여 주파수 성분 영상을 생성하였다[9,14,15]. 주파수 영상의 스펙트럼 디스플레이는 카테시안 좌표 방법이 사용되는데 본 연구에서는 영상의 폭과 높이의 반만큼 영상을 수평 수직으로 이동시켜 스펙트럼의 사분위를 재배치하는 셔플링 처리를 하여 주파수 변환 영상을 얻었다. 스펙트럼 영상에서 중심 부분은 원본 영상의 중요한 정보를 가진 저주파 영역이고 테두리 부분은 고주파 영역을 나타낸다. moire artifact는 고주파 영역대에서 가장 밝게 빛나는 영역이다. 따라서 moire 주파수 대역을 제거할 수 있는 low pass filtering을 적용하여 moire artifact 제거한 후 푸리에 역변환(Inverse FFT)하여 moire가 제거된 공간 영역의 영상을 확인하였다(Fig. 3).

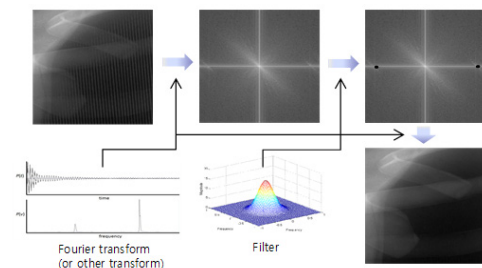


Fig. 3 The suppression process of moire artifact

2) Moire artifact 제거 후 영상 손실 분석

본 연구에서는 moire artifact 제거 후 영상의 손실 여부를 평가하기 위해 미세 병변의 대조도 변화와, shape 및 margin의 변화를 위한 면적 손실량을 분석하였다. Mammographic phantom 내에 있는 미세병변 중 종괴는 직경이 10 mm(1), 8 mm(2), 6 mm(3)인 3개의 영역, 석회화는 직경이 0.5 mm인 5개 영역, fiber는 가로, 세로가 각각 10 mm, 1.56 mm(1), 1.12 mm(2), 0.89 mm(3)인 3개의 영역에서 moire artifact 제거 후 Profile을 이용한 영상분석으로 각 병변의 대조도를 평가하였고, 이진 영상화를 이용한 영상 분석을 이용하여 면적 손실량을 정량적으로 평가하였다(Fig. 4).

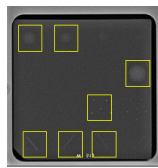


Fig. 4 Mammographic phantom lesion ROI for image analysis

Profile을 이용한 영상분석에서 대조도의 변화는 병변의 ROI에서 병변 내부와 외부에서 보이는 최고, 최저 강도 차이를 분석하였다. 종괴는 영상 중심을 관통하는 수평, 수직, 대각 방향의 profile을 분석하였고(Fig. 5), 석회화는 중심과 주변 5개의 점 중 하나를 관통하는 profile을(Fig. 6), 섬유소는 병변의 결 방향과 수직한 방향의 profile을 분석하였다(Fig. 7). 종괴와 섬유소의 경우 표본 데이터의 대표성을 고려하여 두꺼운 profile width를 적용하였는데 종괴는 2.7 mm, 섬유소는 5.5 mm를 사용하였다. 석회화의 경우 각 석회화의 직경과 동일한 profile width를 적용하여 0.7 mm를 사용하였다.

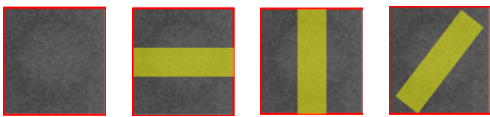


Fig. 5 Mass profile direction

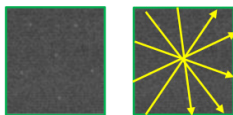


Fig. 6 Calcification profile direction

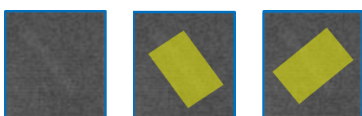


Fig. 7 Fiber profile direction

각각의 profile 영상분석에서 병변의 내부와 외부 사이의 경계면에서 이루어는 데이터의 peak 차이는 다음과 같은 식을 이용하여 구하였다(Equation 1). 여기서  $l_1$ 는 moire artifact 제거 전 영상의 대조도,  $l_2$ 는 moire artifact 제거 후 영상의 대조도이다.  $M_k$ 는 병변 영역에 대한 상위 10% 데이터의 평균치를 나타내고,  $m_k$ 는 병변 외부 영역에 대한 하위 10% 데이터의 평균치를 나타낸다(Fig. 8).

$$l_1 - l_2 = (M_1 - m_1) - (M_2 - m_2) \quad \text{Equation 1}$$

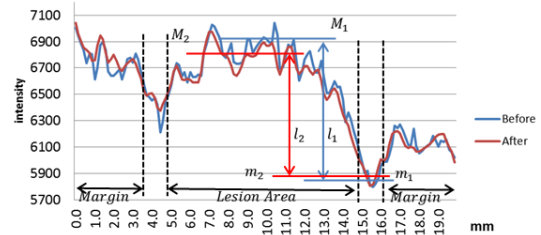


Fig. 8 Example of image analysis using profile

종괴와 섬유소의 경우 면적의 손실량을 분석하기 위해 이진 영상화 분석을 사용하였다. 이는 원본 영상과 moire artifact 제거한 후 영상을 모두 이진화하여 잡음을 제거 후 외곽선을 추출하여 면적의 손실을 비교 분석하는 것으로 영상에서 픽셀 수의 차이를 분석하는 방법이다(Fig. 9).

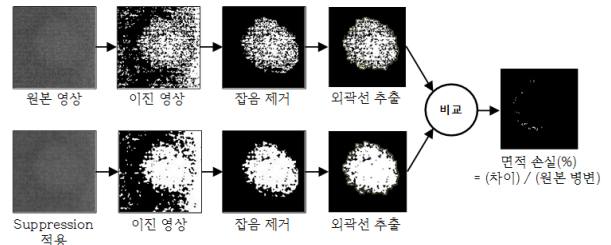


Fig. 9 Binarization analysis method of image

III. 결 과

Profile 영상 분석에서 원본 영상보다 moire artifact 제거 후, Gaussian Filtering으로 인해 모든 병변의 intensity peak 값들이 감소하고 있다. Profile 영상분석에 의한 대조도의 변화는 종괴의 경우 moire artifact 제거 전, 후로 평균 8.6~72.4의 강도변화가 발생하였다(Fig. 10). 103 lp/inch을 사용한 영상에서는 다른 그리드에 비해 moire artifact 제거 후 평균 강도변화가 적거나 수직 방향의 profile 분석에서는 오히려 감소하여

대조도가 더 떨어지는 영상이 생성되었다(Table 1). 이외에는 그리드 주파수가 높을수록 강도차가 크게 발생하여 대조도가 선명한 영상을 얻을 수 있었다(Table 2). 이진 영상에 의한 분석에서는 moire artifact 제거 전, 후 종괴의 pixel 값의 변화는

0.78~2.66 %이었고, 그리드 주파수가 높을수록 감소율이 작아 형태학적인 변화가 적은 것으로 조사되었다(Table 3).

석회화의 Profile 영상에서는 강도변화가 250~350 범위로, moire artifact 제거 전과 후의 대조도 변화가 가장 크

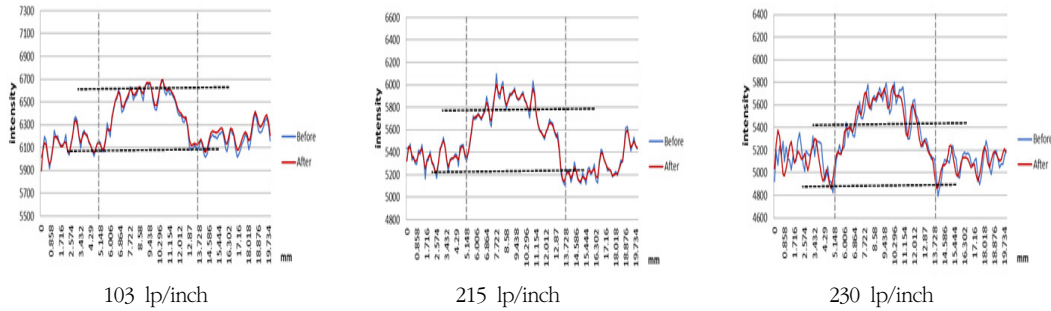


Fig. 10 Comparison of profiles before and after suppression in mass

Table 1 Vertical contrast change of mass according to grid frequency

	Mass 1	Mass 2	Mass 3	Average
103 lp/inch	-44.0	-61.3	-130.1	-78.5
215 lp/inch	68.9	66.7	98.4	78.0
230 lp/inch	102.8	80.3	114.5	99.2

Table 2 Change of contrast of fine lesion according to grid frequency

		103 lp/inch	215 lp/inch	230 lp/inch
Mass	1	32.6	52.43	90.9
	2	22.4	55.1	55.0
	3	-29.3	64.8	71.3
Average		8.6	57.4	72.4
Calcification	1	270	289.5	321
	2	280	299	342.1
	3	271.2	265.9	285.4
	4	254.2	302.4	330
	5	250.0	277.2	355.2
Average		265.08	286.8	326.74
Fiber	1	20.4	23.3	48.9
	2	30.9	27.1	15.0
	3	16.5	30.2	48.2
Average		22.6	26.9	37.4

Table 3 Change of pixel number of mass after suppression according to grid frequency

	Mass 1	Mass 2	Mass 3	Average(%)
103 lp/inch	1.89(89/4704)	2.49(65/2603)	1.99(40/2009)	2.12
215 lp/inch	1.45(67/4609)	2.25(55/2440)	1.85(39/2101)	1.85
230 lp/inch	0.78(37/4756)	1.20(29/2414)	2.66(47/1768)	1.55

% (number of pixels reduced after suppression / number of pixels of original image)

게 발생하였고(Fig. 11), 그리드의 주파수가 클수록 강도차가 커서 대조도가 향상된 영상을 얻을 수 있었다(Table 2). 그러나 다른 병변에 비하여 크기가 매우 작음(0.5mm) 석회화는 103 lp/inch의 그리드를 사용하여 moire artifact 제거할 경우 병변의 경계면이 흐려지면서 원본 영상의 형태가 심하게 왜곡 되어 보이는 경우도 있었다(Fig. 12).

섬유소의 moire artifact 제거 전, 후의 profile 영상에서

강도차는 15~50으로 다른 병변에 비하여 작은 차이를 보이고 있다(Fig. 13). 그리드 주파수가 높을수록 대조도의 변화가 크게 발생하여 선명한 경계면의 섬유소를 확인할 수 있었다(Table 2). 이진 영상에 의한 분석에서 moire artifact 제거 전, 후 섬유소의 pixel 값의 변화는 1.83~2.51%이었고, 그리드 주파수가 높을수록 감소율이 작아 형태학적인 변화가 적은 것으로 조사되었다(Table 4).

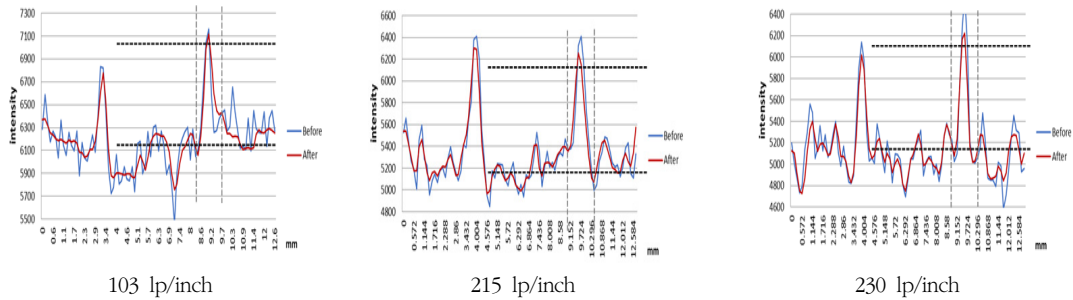


Fig. 11 Comparison of profiles before and after suppression in Calcification

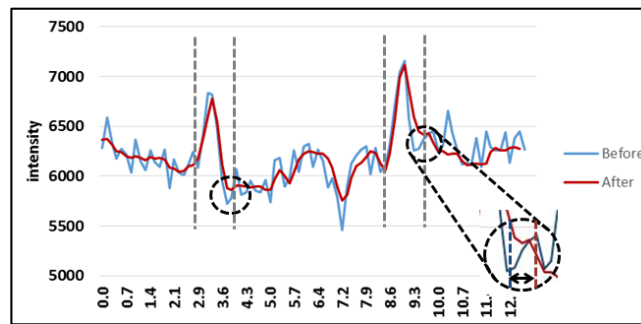


Fig. 12 Change of area in margin of calcification

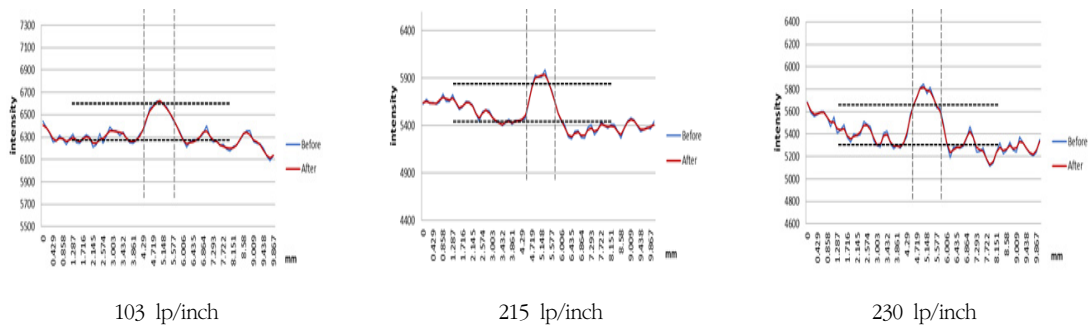


Fig. 13 Comparison of profiles before and after suppression in fiber

Table 4 Change of pixel number of fiber after suppression according to grid frequency

	Fiber 1	Fiber 2	Fiber 3	Average(%)
103 lp/inch	2.36(65/2745)	2.51(50/1988)	2.46(42/1701)	2.44
215 lp/inch	1.93(58/3002)	1.96(55/2803)	2.28(56/2452)	2.05
230 lp/inch	1.83(67/3655)	1.86(60/3222)	1.91(55/2866)	1.86

% (number of pixels reduced after suppression / number of pixels of original image)

## IV. 고 찰

의료 영상에서 미세 병변의 shape, margin과 같은 형태학적 정보는 질환을 진단하는데 중요한 정보가 된다. 본 연구에서는 DR 영상에서 발생하는 moire artifact를 제거하기 위한 image processing software를 사용하였을 때 그리드 주파수에 따른 미세 병변의 대조도와 면적의 변화를 통해 형태학적 변화를 알아보았다.

영상의 프로파일 분석에서 미세병변인 종괴, 석회화, 섬유소 모두 그리드 주파수가 클수록 moire artifact 제거 후의 영상에서 강도변화가 커지면서 대조도가 증가된 영상을 얻을 수 있었다. 그러나 표본 주파수보다 작은 그리드 주파수인 103 lp/inch을 사용하여 얻은 영상의 이진화 영상 분석에서 moire artifact 제거 후 pixel 수가 감소하면서 종괴는 모양과 경계면의 형태 변화를 보이고 있고, 석회화의 경우는 영상의 일부에서 병변의 경계면이 흐려지며 병변이 소실되는 것을 확인할 수 있었다.

결과적으로 그리드 주파수가 작은 저 품질의 그리드를 사용할 경우 moire artifact는 image processing software를 통해 제거한다 하더라도 미세 병변의 영상 자체가 소실되거나 형태학적인 변화를 보이며 진단 결과에 영향을 줄 수 있음을 확인할 수 있었다.

## V. 결 론

DR system에 의한 영상은 표본주파수에 적합하지 않은 그리드를 사용할 경우 moire artifact가 발생한다. 최근 이러한 moire를 제거하기 위한 software를 사용하고 있지만 moire를 제거하며 발생하는 미세병변의 소실이나 형태학적 변화는 영상의 진단과 감별에 오진의 가능성을 줄 수 있다. 따라서 미세 병변을 진단해야 하는 DR system에서는 moire artifact가 발생하지 않는 표본주파수에 적합한 그리드를 사용해야 함을 고려해야 할 것이다.

## REFERENCES

- [1] Khodjou-Chokami H, Sohrabpour M. Design of linear anti-scatter grid geometry with optimum performance for screen-film and digital mammography systems. *Physics in Medicine and Biology*. 2015; 60(15):5753-5765.
- [2] Fritz S, Jones AK. Guidelines for anti-scatter grid use in pediatric digital radiography. *Pediatric Radiology*. 2014;44(3):313-321.
- [3] Baek CH. A Study of Scattered Radiation Effect on Digital Radiography Imaging System. *Journal of radiological science and technology*. 2017;40(1): 71-77.
- [4] Barski LL, Wang X. Characterization, detection and suppression of stationary grids in digital projection radiography imagery. in *Proc. SPIE*, May 1999; 3658:502-519.
- [5] Wang J, Huang HK. Film digitization aliasing artifacts caused by grid line patterns. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 1994;13(2): 375-85.
- [6] Kim DS, Lee S. Analysis on the Saturation of Grid Artifact and its Reduction in Digital Radiography Images Based on the Adaptive Filtering. *Journal of the institute of electronics engineers of Korea*. 2011;48(4):1-11.
- [7] Kim DS. Grid Angle Optimization and Grid Artifact Reduction in Digital Radiography Images Based on the Modulation Model. *Journal of the institute of electronics engineers of Korea*. 2011;48(3):30-41.
- [8] Lee HM, Yoon J, Kim HJ. Effects of Contrast Improvement on High Voltage Rectification Type of X-ray Diagnostic Apparatus. *Journal of radiological science and technology*. 2014;37(3):187-193.
- [9] Kim DS. Artifact Reduction in Digital Radiography Images with the Stationary Grid Based on 1-Dimensional Filters. *Journal of the Institute of Electronics Engineers of Korea SP*. 2010;47(5):117-126.
- [10] Lee SJ, Cho HS, Choi SG, et al. Study on a moiré Artifact in the Use of Carbon Interspaced Antiscatter Grids for Digital Radiography. *Journal of the Korean Society of Radiology*. 2008;2(4):5-9.
- [11] Kim DS, Lee S. Grid artifact reduction for direct digital radiography detectors based on rotated stationary grids with homomorphic filtering. *Med. Phys*. 2013;40(6):061905.
- [12] Kato M, et al. Clinical efficacy of image processing of grid detection and suppression (GDS) in computed radiography. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai*

- Zasshi, Aug 2005;61(8):1158-1169.
- [13] Sickles, EA, D'Orsi CJ, Bassett LW, et al. ACR BI-RADS® Mammography. In: ACR BI-RADS® Atlas, "Breast Imaging Reporting and Data System". Reston, VA, American College of Radiology; 2013.
- [14] Sasada R, Yamada M, Hara S, et al. Stationary grid pattern removal using 2D technique for moire-free radiographic image display. May 2003; Proceedings Volume 5029, Medical Imaging 2003, Visualization, Image-Guided Procedures, and Display.
- [15] Lin CY, Lee WJ, Chen SJ, et al. A Study of Grid Artifacts Formation and Elimination in Computed Radiographic Images. J. Digit. Imaging. 2006; 19(4):351-361.