

<원저>

미세병변 진단에서 Optimized Grid을 사용한 영상과 Grid Suppression Software를 사용한 영상의 비교분석

이상호

선문대학교 글로벌 산학협력학부

Comparison of Images Using Optimized Grid and Images Using Grid Suppression Software in the Diagnosis of Micro Lesions

Lee Sang-Ho

Global industry University cooperation department, Sun Moon University

Abstract Quantitative analysis was performed to confirm that moire artifact was removed without loss of image when using grid suppression software in the diagnosis of micro lesions. we showed that grid suppression images can be morphologically different from original images as they are significantly lower than those of the optimized grid in the similarity analysis with reference images in mammographic phantom images. We were confirmed that images of microcalcification with smaller signal than noise were lost because the pixel values of all lesions increased significantly after the grid suppression. The change in contrast using the NORMI 13 X-ray test phantom was reduced to 30% of the reference image. This result was significantly lower than the 90% when using the optimized grid. In conclusion, the use of grid suppression software in clinical images should be carefully considered because of the possibility of misdiagnosis due to micro lesion loss and morphological changes.

Key Words: Moire artifact, Quantitative analysis, Grid suppression, Optimized grid, Mammographic phantom

중심 단어: 모아레 아티팩트, 정량적 분석, 그리드 삭제, 최적화된 그리드, 유방영상 팬텀

I. 서 론

X선 발생 장치에서 발생한 X선은 환자를 투과한 후 검출기(detector)에 입사하게 된다. 이때 환자를 투과한 후에 발생하는 산란선(scattered x-ray)은 영상의 품질을 저하시킨다. 산란선에 의한 영상 품질 저하를 방지하기 위해 1913년 이후 Anti scatter Grid가 사용되어 왔고, 이는 산란선을 제거하거나 감소시키는 방법으로 임상에서 가장 널리 사용되고 있다[1]. 하지만 격자 사용으로 인하여 디지털 방사선영상(digital radiography; DR)에 X선의 음영지역, 즉 격자로 인한 패턴이나 왜곡(grid pattern artifact)이 심하게 발생하는 경우가 있다[2]. 이러한 왜곡은 디지털 표본주

파수와 격자의 주파수 성분과의 관계에 의한 영상 표본화 과정에 의한 것으로, 표본주파수가 일반적으로 Nyquist의 최소 표본 주파수보다 낮은 경우 에일리어싱 왜곡에 의해 발생하는 것으로 moire artifact라 한다[2-6]. 이러한 현상은 임상에서 환자진단에 영향을 끼쳐 오진을 일으키는 원인이 되기 때문에 효율적인 제거 방법이 필요하다.

Moire artifact는 optimized grid를 사용하여 발생을 방지하거나, image processing software을 사용하여 grid line을 suppression할 수 있다[7-9]. Optimized grid는 detector frequency에 적합하도록 격자의 격자밀도와 두께를 변화하여 moire가 발생하지 않도록 최적화시킨 것이고, Grid suppression software는 detector frequency보다 낮

Corresponding author: Sang Ho Lee, Global industry University cooperation Department, Sun Moon University, 55, Hwasu-ro 14beon-gil, Deogyanggu, Goyang-si, Kyeonggi-do, 10475, Korea / Tel: 82-10-4552-1291 / E-mail: kimkh8606@naver.co.kr

Received 11 April 2018; Revised 24 April 2018; Accepted 24 April 2018

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

은 Grid frequency를 사용하였을 경우 moire artifact가 발생한 영상을[6] Fast Fourier transform(FFT) 한 후 주파수 도메인에서 필터를 사용하여 이를 제거한 방법이다[9-11]. 그러나 이러한 방법이 병변 영상의 손실없이 moire artifact만을 제거하는지는 아직까지 정확한 데이터가 없다.

따라서 본 연구에서는 이러한 Moire artifact를 제거하기 위해 사용된 grid suppression software의 사용 후 영상과 optimized grid를 사용한 영상을 reference 영상과 비교 분석하여 이를 확인하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 연구대상

1) 장 비

DR 장비는 JPI사의 clear Vision DRE 140/150가 사용되었고, image acceptor는 flat panel detector로 Amorphous Selenium photoconductor로 구성되어 있다. pixel pitch가 175 μm 인 디텍터는 mammographic phantom 실험에 사용하였고, 143 μm 인 디텍터는 NORMI 13 phantom 실험에 사용하였다. 팬텀영상을 만들기 위한 촬영조건은 Table 1과 같다.

본 연구에 사용되어진 격자는 FPD manufacturer의 Grid Line Suppression option에 따라 실험에 사용되어진 디텍터의 sampling 주파수보다 더 작은 격자 주파수 103 lp/inch에 격자비가 8:1인 격자(JPI사, korea)를 사용하여 moire

artifact를 발생시켰고, optimized grid는 격자 주파수가 215 lp/inch이고 격자비가 10:1인 그리드(JPI 사, korea)를 사용하였다. Source-Detector distance는 100cm 이다.

2) Mammographic phantom

미세병변의 평가를 위해 fiber, mass, microcalcification 이 삽입되어 있는 ACR mammographic phantom을 사용하였다. mammographic phantom 영상은 Reference 영상에 대한 grid suppression 영상, optimized grid 영상의 유사도 분석과 pixel 값의 변화를 분석하기 위해 사용되었고, moire artifact 와 주파수 영역이 중첩되어 영상 손실의 가능성이 있는 microcalcification의 형태학적 유사도 분석을 위해 사용하였다. Fig. 1은 mammographic phantom과 phantom의 X선 영상을, 정량적 분석에 사용될 병변의 ROI(Region of Interest) 을 보여주고 있다.

3) NORMI 13 X-ray test phantom

미세 골질의 대조도 변화를 분석하기 위해 NORMI 13의 resolution chart를 사용하였다.

Resolution test pattern은 X-ray 장비의 공간 분해능 측정을 위해 사용되는 부분으로 0.6 ~5.0 lp/mm 범위의 해상도를 가지고 있다. 4.0 lp/mm이상에서는 resolution을 측정할 수 없어 그 이하의 영상만을 실험에 사용하였다. Fig. 2는 NORMI 13 X-ray test phantom과 팬텀의 방사선 영상, 대조도 변화량 분석에 사용된 resolution chart의 ROI을 나타내었다.

Table 1 X-ray photography conditions according to subject

Subject	Condition	kV	mA	msec
Mammographic Accreditation Phantom	without Grid	40	500	250
	with Grid	40	500	400
NORMI 13 Resolution chart	without Grid	100	100	16
	with Grid	100	100	25

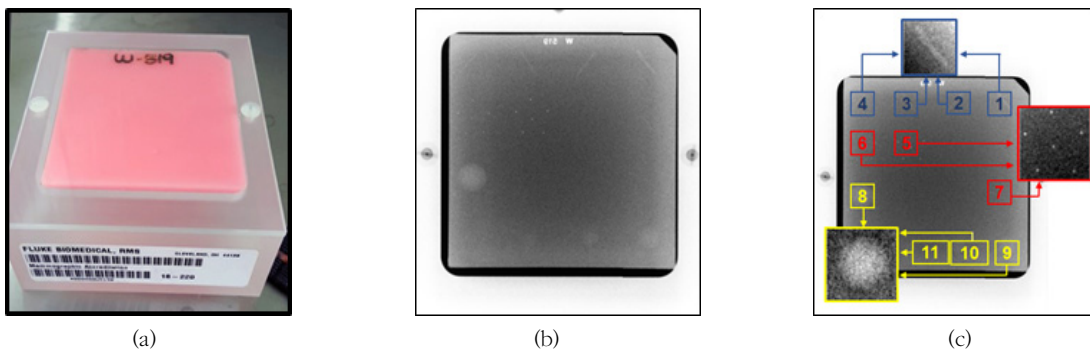


Fig. 1 Mammographic phantom(a), Radiographic image of Phantom(b), ROI of lesion used for quantitative analysis(c).

2. 연구방법

1) Image

Mammographic phantom과 NORMI 13 phantom의 Resolution chart 영상은 non grid 상태, grid suppression software를 사용하기 위해 103lp/inch 격자를 사용한 상태, optimized grid인 215 lp/inch 격자를 사용한 상태에서 각각 영상을 얻었다.

산란선에 관한 여러 연구에 따르면, 두께가 4cm이하가 되는 작은 피사체에서는 산란선이 유의미하게 발생하지 않는 것으로 발표하고 있다[12-15]. 따라서 본 연구에서는 두께가 4 cm 이하의 팬텀을 사용하기 때문에 그리드를 사용하지 않은 영상을 기준 영상으로 하고, grid suppression 후의 영상과 optimized grid를 사용한 영상을 비교 분석하였다.

2) Analysis

Mammographic phantom에서 기준 영상에 대한 grid suppression 영상과 optimized grid 영상의 유사도를 분석하기 위해 공간 영역과 스펙트럼 영역 영상을 Pearson Correlation Coefficient를 사용하여 비교 분석하였다(Fig. 3).

또한, pixel 값의 변화를 확인하기 위해 histogram을 이용한 entropy 분석이 이루어졌고(Fig. 4), 그 중 moire artifact와 주파수 영역이 중첩되어 있는 microcalcification의 형태학적 유사도를 분석을 위해 각 calcification의 직경과 같은 width로 profile 분석을 실행하였다(Fig. 5).

NORMI 13의 resolution chart는 각 line의 profile을 분석하고 profile 그래프에서 각 변곡점을 만드는 점들의 평균 변화량을 비교하였다(Fig. 6). 본 연구에서는 영상분석을 위해 Image J 프로그램을 사용하였다.

III. 결 과

1. 유사도 분석

Mammographic phantom 영상을 공간 도메인과 주파수 도메인에서 기준 영상과 유사도 분석 결과, optimized grid 사용 영상은 0.670, 0.999의 유사도를 보였고, Grid suppression SW 사용 영상은 0.58, 0.83의 유사도를 보였다(Table 2).

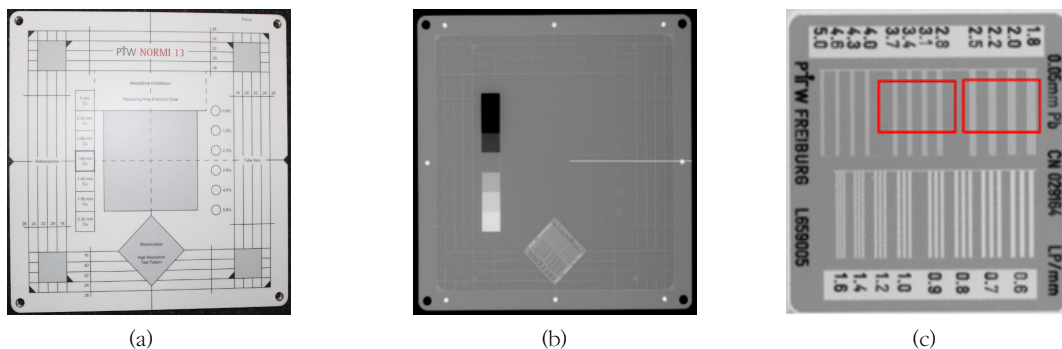


Fig. 2 NORMI 13 X-ray test phantom(a), Radiographic image of Phantom(b), ROI of resolution chart used for contrast analysis(c).

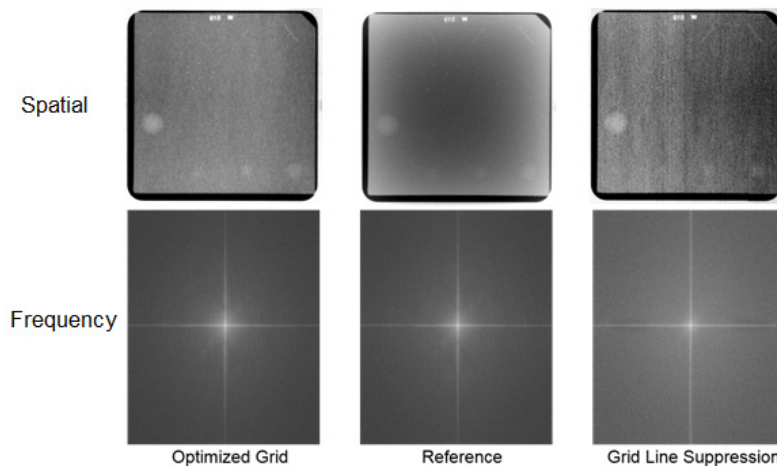


Fig. 3 Images of the spatial and spectral regions of the mammographic phantom

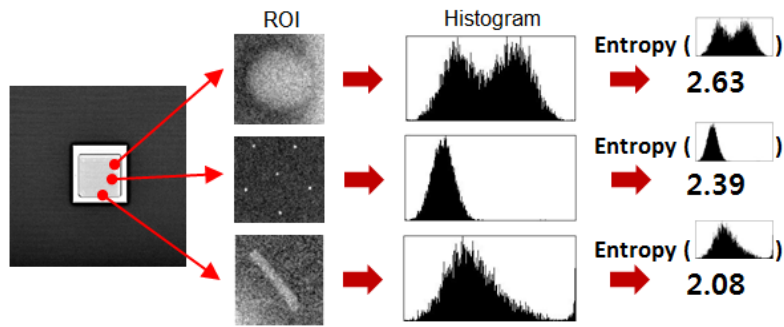


Fig. 4 Entropy analysis using histogram

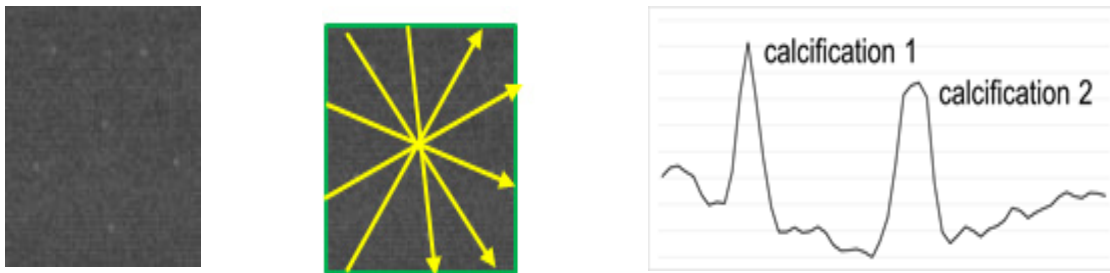


Fig. 5 Profile analysis with width equal to diameter of calcification

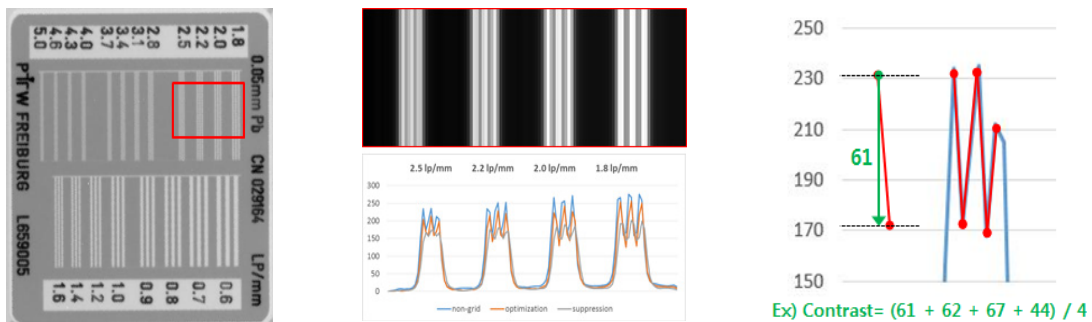


Fig. 6 Average variation of each inflection point in the profile analysis of the resolution chart

Table 2 Results of similarity analysis using Pearson Correlation Coefficient

	Optimized Grid	Grid Suppression
Spatial Domian	0.670	0.581
Frequency Domian	0.999	0.830

2. 픽셀값 변화에 따른 microcalcification의 profile 분석

Fig. 7은 mammographic phantom 내에 있는 fiber(1-4), microcalcification(5-7), mass(8-11)를 entropy 분석한 결과이다. grid suppression 후의 영상에서 모든 병변의 pixel 값들이 크게 증가하고 있다. 이로 인해 noise의 신호가 증폭되고 noise보다 약한 calcification의 신호는 noise 신호에 가려지는

결과를 만들고 있다. Profile 분석 결과는 Fig. 9(a)에서 확인할 수 있다. Grid suppression 영상에서 calcification의 크기가 0.54 mm인 경우 신호는 크게 나타나고 있지만 0.40mm에서 점차 신호가 약해지고 0.32 mm의 calcification은 발견할 수 없게 되었다. 반면, optimized grid를 사용한 영상에서는 original 신호의 증폭이 없어 0.54 mm에서 0.32 mm 크기까지 모든 calcification을 확인할 수 있었다(Fig. 8(a, b)).

3. NORMI 13의 resolution chart의 해상도

NORMI 13의 resolution chart의 4.0 lp/mm 이상에서는 profile의 변곡점을 찾을 수 없어, 1.8 lp/mm에서 3.7

lp/mm까지의 profile 분석을 비교하였다. Fig. 9는 변곡점이 있는 line-pair의 profile 영상이고, Table 3은 변곡점의 평균 변화량을 나타내었다. Grid optimization 영상은

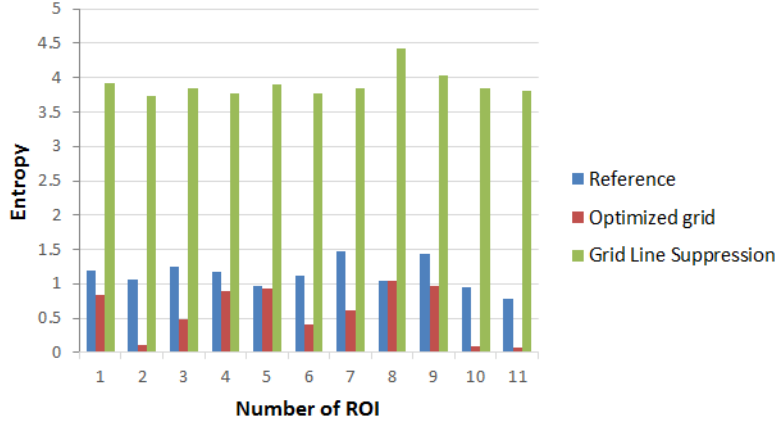


Fig. 7 Changes in pixel values of lesions in mammographic phantom

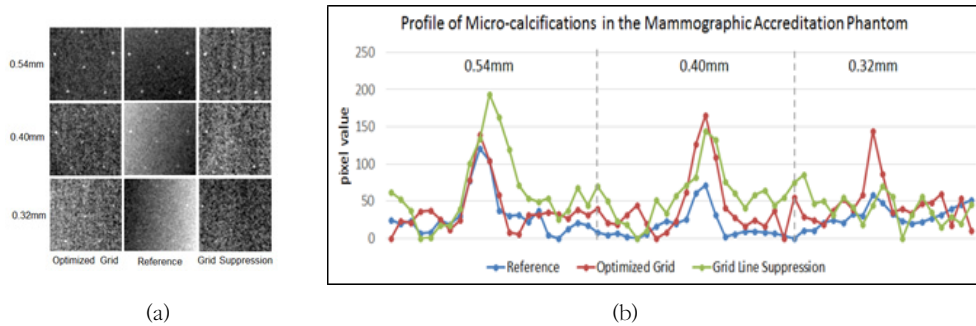


Fig. 8 Image of microcalcification(a) Analysis of profile according to size of microcalcification(b)

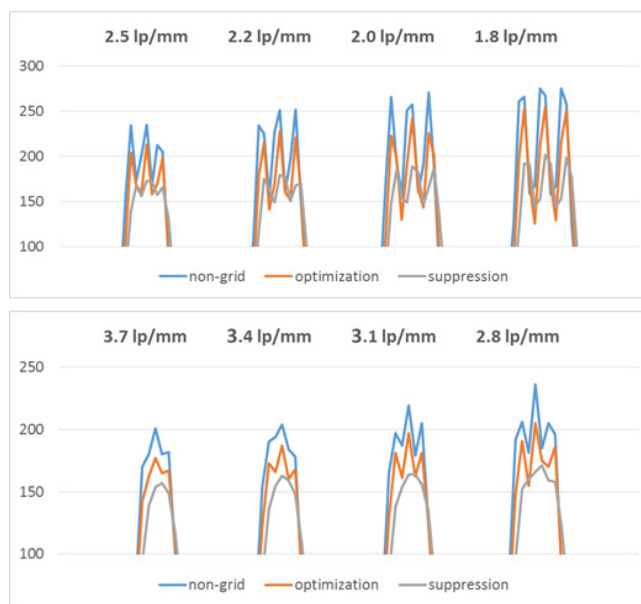


Fig. 9 Profile analysis of resolution chart

Table 3 Average variation of inflection points by profile analysis of resolution chart

Resolution (lp/mm)	Non-Grid	Optimized Grid	Grid Suppression
1.8	114.3	125.8	54.5
2.0	104.8	96.8	34.0
2.2	89.0	76.5	25.8
2.5	58.5	48.0	13.3
2.8	37.8	30.3	11.5
3.1	27.0	27.5	X
3.4	15.0	15.8	X
3.7	11.5	7.0	X
contrast	100%	90%	30%

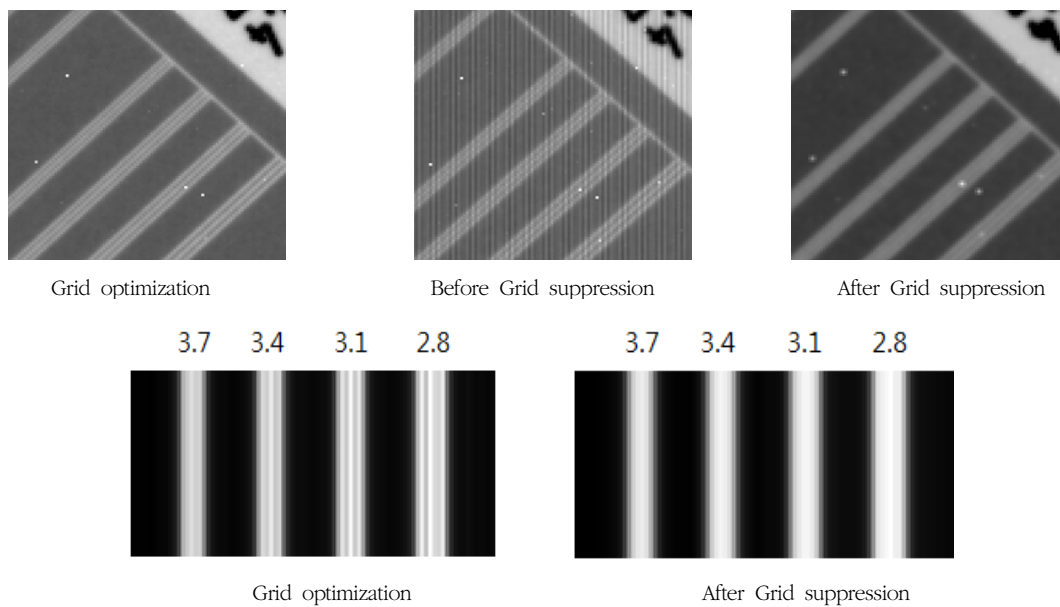


Fig. 10 Visualization of resolution chart

기준 영상인 Non-Grid 영상의 약 90% 대조도를 보였고, 1.8, 3.1, 3.4 lp/mm에서는 기준 영상보다 더 우수한 대조도 값을 보이기도 한다. 그러나 grid suppression 영상은 기준영상의 약 30% 정도의 대조도를 보였고, 2.8 lp/mm 이후에서는 변곡점을 구별할 수 없었다.

이러한 분석 결과의 resolution chart를 육안으로 확인하였을 경우는 Fig. 10과 같다. 각 resolution chart의 라인 수는 3개이고 각 라인의 width는 2-3 pixel이다. Grid suppression의 영상은 라인을 구별하기 어려울 정도로 영상의 손실이 발생하였다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구는 DR 영상의 optimized grid를 사용한 영상과,

grid suppression software를 사용한 영상을 비교 분석한 것이다. grid suppression 영상이 기준영상과의 유사도 분석에서 optimized grid를 사용한 영상에 비해 확연하게 떨어지면서 원영상과 형태학적으로 차이가 날 수 있음을 보여주고 있다. 또한 grid suppression 후의 영상에서 모든 병변의 pixel 값들이 크게 증가하여 noise보다 신호가 작은 microcalcification의 영상이 손실되고 있음을 확인하였고, 대조도 변화는 기준영상의 30%로, optimized grid 사용 시 90%인 것에 비해 크게 떨어지고 있음을 확인하였다. 이러한 resolution chart 영상은 육안으로도 확연하게 구분할 수 있을 정도의 차이를 보이고 있다. 이는 Sprague Dawley rats 실험에서 grid suppression한 영상의 microcalcification이 손실되거나 형태학적인 변화를 보이고 microfracture의 경우 line의 contrast가 감소하여 희미해지거나 소실되고 있는 연구결과[16]가 정량적 분석으로 확인된 결과라 할 수

있다.

임상영상에서 moire artifact가 없는 영상을 만들기 위해 optimized grid를 사용하는 방법은 영상의 손실이 없는 안전한 방법이라 할 수 있지만, grid suppression software를 사용하는 방법은 미세병변의 손실과 형태학적 변화로 오진의 가능성을 줄 수 있으므로 신중하게 고려되어야 할 것이다.

REFERENCES

- [1] Michael Sandborg, David R. Dance, Gudrun Alm Carlsson and Jan Persliden. 'The choice of anti-scatter grids in diagnostic radiology: the optimization of image quality and absorbed dose' Department of Medicine and Care Radio Physics Faculty of Health Sciences, 1993
- [2] J. Wang and H. K. Huang, (1994) "Film digitization aliasing artifacts caused by grid line patterns," IEEE Trans, Medical Imaging, 13(2).
- [3] D.S. Kim, S. Lee. (2011) "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, 48(4), 1-11
- [4] D.S. Kim. (2011) "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, 48(3), 30-41.
- [5] Hoo-Min Lee, Joon Yoon, Hyun-Ju Kim. (2014) "Effects of Contrast Improvement on High Voltage Rectification Type of X-ray Diagnostic Apparatus". Journal of radiological science and technology, 37(3),187-193
- [6] D.S Kim, (2010) "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, 47(5), 117-126.
- [7] D.S. Kim, S. Lee. (2013) "Grid artifact reduction for direct digital radiography detectors based on rotated stationary grids with homomorphic filtering". Med. Phys vol, 40(6):061905.
- [8] Kato M, et al. (2005) "Clinical efficacy of image processing of grid detection and suppression (GDS) in computed radiography". Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 61(8), 1158-1169.
- [9] Kim, Dong-Sik. (2010) "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, 47(5), 117-126.
- [10] Ryoji Sasada; Masahiko Yamada; Shoji Hara; Hideya Takeo; Kazuo Shimura. (2003) "Stationary grid pattern removal using 2D technique for moire-free radiographic image display", Proceedings Volume 5029, Medical Imaging 2003: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display.
- [11] Chih-Yang Lin, Wen-Jeng Lee, Shyh-Jye Chen, Ching-Hwa Tsai, Yu-Tai Ching, et. al. (2006) "A Study of Grid Artifacts Formation and Elimination in Computed Radiographic Images". J Digit Imaging. 19(4), 351-361.
- [12] Ubeda, Carlos, et al. (2013) "Influence of the anti-scatter grid on dose and image quality in pediatric interventional cardiology X-ray systems." Catheterization and Cardiovascular Interventions, 82(1), 51-57.
- [13] Seung-Hun Jeung, Beom-Hui Han, Hong-Ryang Jung. (2017) "Evaluation of Image Quality When Using Grid During Child Chest X-Ray Examination". Journal of radiological science and technology, 40(3), 371-376.
- [14] Fritz, Shannon, and A. Kyle Jones. (2014) "Guidelines for anti-scatter grid use in pediatric digital radiography." Pediatric radiology, 44(3), 313-321.
- [15] Tapiovaara, Markku J., Michael Sandborg, and David R. Dance. (1999) "A search for improved technique factors in pediatric fluoroscopy." Physics in medicine and biology 44(2), 537-560
- [16] Lee Sang-Ho. (2017) 'Image analysis using Grid suppression software to remove Moire artifact from micro lesions of SD (Sprague Dawley) Rat', Journal of Radiological Science and Technology, 40(4), 575-580