

Evaluation and Comparison of Signal to Noise Ratio According to Change of Kernel size of Heart Shadow on Chest Image

Eul-Kyu Lee,¹ Hoi-Woun Jeong,² Jung-Whan Min^{3,*}

¹Department of Radiology, Inje Paik University Hospital at Jeo-dong

²Department of Radiological Technology, The Baekseok Culture University

³Department of Radiological Technology, The Shingu University

Received: September 15, 2017. Revised: November 23, 2017. Accepted: November 30, 2017

ABSTRACT

The purpose of this study was to comparison of measure signal to noise ratio (SNR) according to change of kernel size from region of interest (ROI) of heart shadow in chest image. We examined images of chest image of 100 patients in a University-affiliated hospital, Seoul, Korea. Chest images of each patient were calculated by using ImageJ. We have analysis socio-demographical variables, SNR according to images, 95% confidence according to SNR of difference in a mean of SNR. Differences of SNR among change of equalization were tested by SPSS Statistics21 ANOVA test for there was statistical significance 95%($p < 0.05$). In SNR results, with the quality of distributions in the order of kernel size 9*9 image, kernel size 7*7 image and original chest image, kernel size 3*3 image ($p < 0.001$). In conclusion, this study would be that quantitative evaluation of heart shadow on chest image can be used as an adjunct to the kernel size chest image.

Key words : Chest image, Signal to noise ratio, Kernel size, Edge enhancement, Post processing

I. INTRODUCTION

의료계의 발전은 디지털화로 근간이 되고 있으며, 영상의학과내에 방사선과 영역 또한 디지털 의료영상의 이용이 점차 확대되었다. 또한, 방사선 의료영상은 화질을 평가하는데 노이즈의 영향에 의해서나 화질의 관점에 있어서 좋은 디지털 영상의 개선 기법도 같이 발전하게 되었다.^[1] 또 다른 관점에서의 의료영상은 화질을 개선하기 이전에 기계적인 작동오류로 인하여 아트팩트(artifact)를 만들어 낸다.^[2] 방사선 의료영상의 아트팩트는 기계적인 오류뿐만 아니라 운영하는 운영자에 의해서도 나타날 수 있다. 실 예로 방사선사는 원본데이터(raw data)를 이용하거나 다양한 후처리(post processing)를 시행하여 방사선과 학생들에 대한 교육 목적으로 후

처리를 하게 된다. 이 때 방사선사가 후처리를 해서 확인(verify) 되어진 digital imaging communication of medicine (DICOM) 파일을 보는 것이다. 그리고 방사선사가 자체적으로 최적화 되어진 DICOM 의료영상을 확인(verify)하게 되면서, 최적화 되어진 영상을 만들어 낸다. 이때에도 기계적인 오류나 조작자의 오류를 범할 수 있다.^[3-5] 만들어진 의료영상에는 다양한 노이즈의 영향 및 아트팩트 그리고 다양한 저주파, 고주파성분들에 의해서 의료영상 질 평가에 더욱 더 많은 영향을 주고 있는 것이 현실이다.^[1]

디지털 방사선 의료영상을 개선시키는 방법은 여러 가지 방법으로 나뉜다. 영상의 통계적 정보를 이용하거나, 각 화소의 값을 개별적으로 수정하는 방법으로 하거나, 의료영상에서 저주파와 고주파 성분을 분리하며, 이들 각 특징에 따라 가중치를

* Corresponding Author: Jung-Whan Min E-mail: pmpmpm@shingu.ac.kr Tel: +82-31-740-1361

Address: 377 Gwangmyeong-ro, Department of Radiological Technology, The Shingu University, Seongnam, Korea

달리해 재결합 시켜 명암대비를 개선시키는 방법 등이 있다. 특히 방사선과내에서의 의료영상에서는 에지 강조를 이용한 필터링 기법이 있으며, 저주파 영역에 비해 고주파 영역을 보다 강조함으로써 영상의 시각적 화질을 개선시킬 수 있다.^[6] Min, J. W., 등은 고주파와 저주파에 관련된 노이즈들은 영상을 부드럽게 하는 방법에는 커널(kernel)에 따라서 달라질 수 있다고 하였다.^[1] 이는 영상들을 평균화하여 부드럽게 하는 방법으로 노이즈 및 화질 개선의 해결방법을 제시하였다고 할 수 있다. 그리고 P. Shanmugavadivu. 등은 에지 강조(언샤프 마스크)는 흐릿한 영상을 더욱 흐릿하게 한 뒤, 원본 영상에서 더욱 흐릿해진 영상을 삭제하여 비교적 덜 흐릿한 부분을 남게 하고 남은 부분을 원본에 삽입시켜 원본 영상을 더욱더 선명하게 할 수 있다고 제시하였다.^[6] 이 또한 노이즈에 대한 부분을 어떻게 하면 정량적으로 표현하는 것을 평가하였다. 에지 부분과 디테일 정보를 개선시키는데 일반적인 샤프닝 마스크 보다 더 효과적 일 수 있다.^[6] 에지 강조영상은 원래 영상에서 공간적으로 흐려져 있는 부분의 픽셀 강도로, 저공간주파수 범위를 포함하며, 원래 영상에서 마스크 처리하여 얻는 부분이다. 또한 공간주파수가 높은 경계면의 픽셀 강도뿐만 아니라, 강조계수로 최종 영상의 증강정도를 정해준다. 그리고 우선 입력 영상에서 고역 주파수 영상을 만들고 난 뒤에, 원본 영상을 흐릿하게 만들어 저역 주파수 영상을 만든다.^[7,8] 원본 영상과 저역 통과 영상을 감산하여 그 결과 원본 영상에서 저역 주파수를 없앤 비교적 고역 주파수 영상을 만들어 낸다. 그리고 만든 고역 주파수 영상을 원본 영상에 더하여 주면 그 결과 원본 영상 주파수에서 고역 주파수 영역을 강화하여 그 결과 입력 영상에서의 에지 강조 영상이 만들어진다.^[7,9] 결과적으로 에지 강조(언샤프 마스크)는 이미지가 가지고 있는 에지와 디테일 정보를 개선시키며, 고주파 성분을 강조하는 선형 필터이며, 또한 혈관조영에서의 쓰이는 기법과도 비슷하다고 할 수 있다. 마지막으로, Kim, K. W., 등은 SNR 측정을 좀 더 관심영역에서의 감도 분해능(bit depth)만을 가지고 정량적으로 표현하였다. 이 연구에서는 Bit Depth는 픽셀에 할당할 수 있는 bit를 말하며 이에 대한 대조도 분해

능은 2의 n승 (n=bit수)으로 gray scale를 조정이 되기 때문에 본 연구에서는 명암도(intensity)의 상관성이 있는지 여부와 배경 신호강도의 표준편차(Backgrounding NoiseSD)와의 비교 관계가 어떻게 되는 것인지 조사하였다.^[3]

선행논문에서의 중요성을 인지할 수 있으며, 방사선사 업무영역에서 의료영상의 대두와 함께 필터에 대한 관심이 높아지고 있는 추세이다. 그 이유는 제일 많이 사용되고 있는 기법이기도 하면서 post processing을 해서 확인(verify)되어진 DICOM 파일을 사용하고 있기 때문이다. 그리고 에지 강조에 의한 결과는 여러 가지 형태로 나타나지만 그중에서도 노이즈와 관련되어 있다고 할 수 있다.^[1] 따라서 본 연구에서는 방사선사에 의해서 최적화 되어진 후처리된 DICOM 파일 흉부영상을 정량적으로 평가하게 되었다. 그리고 필터에는 여러 가지 필터가 있지만, 그 중에서도 소프트웨어(software)에 관련된 ImageJ(Wayne Rasband National Institutes of Health, USA)에서 있는 필터들을 사용하였다. 여기에서 선형필터로는 저역통과 필터(low pass filter : LPF), 고역통과 필터 (high pass filter : HPF), 비선형적인 필터로는 중간값 필터(median filter : MF)등 여러 가지로 나누어지게 된다.^[1] 본 실험연구논문에서는 HPF의 종류를 선택하였고 선택되어진 HPF의 커널 크기에 주요 관점을 두고 실험하게 되었다. HPF는 커널 크기에 따라서 의료영상을 표현 하는 범위가 다양하다. 따라서 위 내용에서도 설명하였듯이 고역통과의 의미가 있으며, 의료영상의 대부분은 고역통과에 따르는 에지성분의 강조 또는 디테일한 정보를 개선시킨다. 일반적으로 방사선과 영역에서 부르는 에지 강조(언샤프 마스크)필터라고 할 수 있다. 사용된 HPF의 커널 크기는 주로 3*3 커널, 7*7 커널, 9*9 커널을 사용하여 흉부영상에 적용하였다. 따라서 방사선 의료영상의 영상 처리에 있어서 CR, MRI, PET CT등 질 높은 정량적인 방법으로 측정하여 영상의 질을 평가할 수 있는 지표인 신호 대 잡음비(signal noise ratio: SNR)와 대조도 대 잡음비(contrast noise ratio: CNR)의 중요성이 대두되고 있다.^[10-15] 그러므로 본 연구에서는 디지털 의료영상 이미지의 SNR등을 이용하여 개선시키기 위한 다양한 방법으로 실험하고자 하였다.

본 연구논문에서는 영상의학과 내에 있는 방사선 흉

부영상에서의 커널 크기에 따라서 SNR의 개선과정을 정량적으로 평가하며, 비교 평가의 신뢰성을 확보하기 위해 통계적 분석을 통하여 검증하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 연구 영상 및 연구대상자의 특성

연구대상자의 연령별분포는 Table 1과 같다. 전체 연구대상자는 100명이고 성별은 남자 38(38%)명, 여자 62(62%)명이며 연령대는 40대와 50대가 33(33%)명 으로 가장 많고 평균연령은 47 ± 11.14 세였다.

Table 1. Socio-demographical variables

		N	(%)	M ± SD
Sex	M	38	(38)	
	W	62	(62)	
Age	20s	3	(3)	
	30s	8	(8)	
	40s	33	(33)	
	50s	33	(33)	47 ± 11.14
	60s	19	(19)	
	70s	3	(3)	
	80s	1	(1)	
Total		100	(100)	

2. 영상 분석방법

측정방법은 수집된 chest image DICOM 파일을 ImageJ(Wayne Rasband National Institutes of Health, USA) 프로그램을 사용하여 original chest image의 심장음영(heart shadow) 부분에 Fig. 1과 같이 $200 \times 200 \text{mm}^2$ ROI를 설정하여 측정된 intensity kernel size 3*3 image의 심장음영 부분에 Fig. 2와 같이 $200 \times 200 \text{mm}^2$ ROI를 설정하였다. 측정된 intensity kernel size 7*7 image의 심장음영 부분에 Fig. 3과 같이 $200 \times 200 \text{mm}^2$ ROI를 설정하여 측정된 intensity kernel size 9*9 image의 심장음영 부분에 Fig. 4와 같이 $200 \times 200 \text{mm}^2$ ROI를 설정하여 측정된 intensity값을 측정하였다. 영상에 근접한 대각선방향 4곳의 백그라운드 신호강도의 표준편차를(Background NoiseSD) 측정하여 Fig. 5와 같이 평균값을 구하였다.

Eqs.1 식은 SNR은 측정된 intensity값을 Back grounding NoiseSD의 Bit Depth으로 나누어 계산하였다.

$$\text{SNR} = \frac{\text{Intensity}}{\text{Background Noise SD}} \quad (1)$$

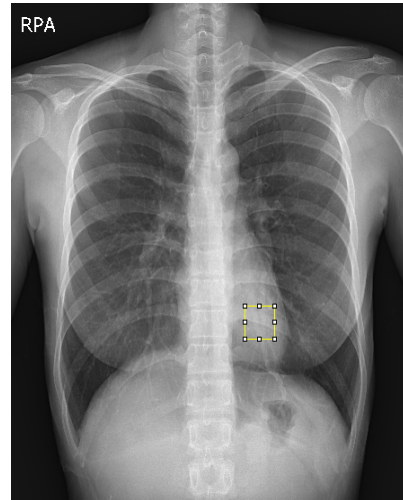


Fig. 1. Original chest image.

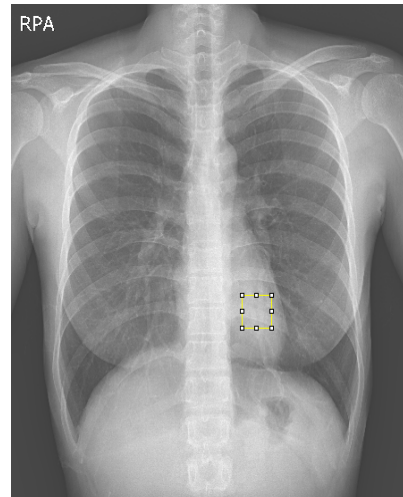


Fig. 2. Kernel size 3*3 image.

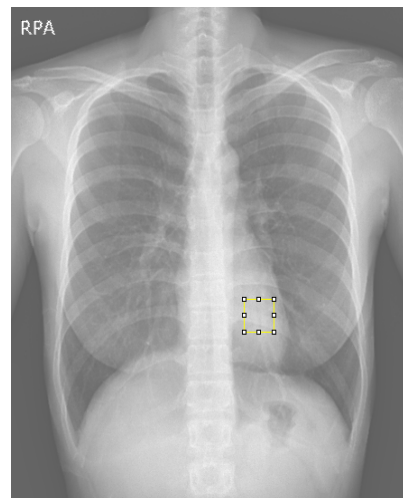


Fig. 3. Kernel size 7*7 image.

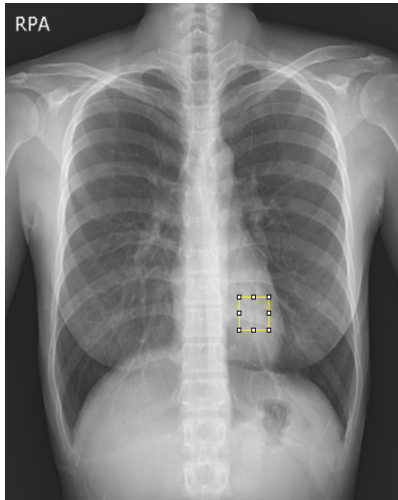


Fig. 4. Kernel size 9*9 image.

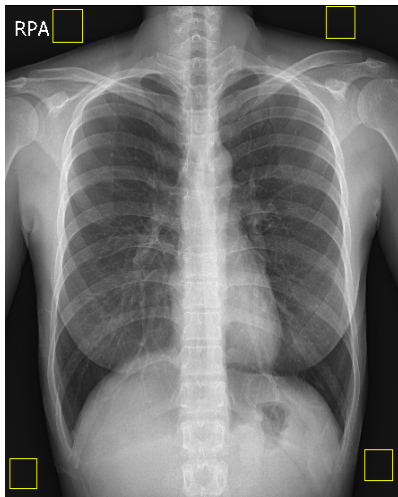


Fig. 5. Backgrounding NoiseSD of ROI of image.

3. 통계적 분석방법

자료처리 방법은 통계프로그램 SPSS Statistics21을 사용하여 흉부영상에 따른 SNR값의 평균과 95% 신뢰구간을 비교하기 위하여 분산분석(Analysis of Variance : ANOVA)분석을 하였고, 흉부영상별로 통계적으로 유의한 차이를 분석하기 위해 사후분석을 실시하였으며, SNR 사후분석은 등 분산을 가정하지 않아 Dunnett T3 Test 사후분석을 이용하였다. 등분산 기준인 P값이 0.05 보다 작게 나왔을 경우 적용할 수 있으며, 분산의 동질성을 검증하는데 유의확률이 .000으로 0.05보다 적게 나왔다. Intensity값과 Backgrounding NoiseSD값 사후분석은 Scheffe 사후분석을 이용하였다.

III. RESULT

1. 흉부영상별 SNR의 평균비교

ANOVA 분석결과 종류별 SNR의 평균 비교는 Table 2와 같다. 흉부영상종류별 SNR값의 평균을 비교하면, kernel size 9*9 image, kernel size 7*7 image, original chest image, kernel size 3*3 image 순으로 높게 나타났다.

Table 2. SNR according to chest images (N=100, p < .001)

	Sequence(Mean±SD)				F	P
	Original Chest Image	Kernel size 3*3 Image	Kernel size 7*7 Image	Kernel size 9*9 Image		
SNR	394.16 ± 107.20	343.38 ± 98.75	426.64 ± 117.76	552.50 ± 147.21	55.88	.000

2. 흉부영상별 SNR의 95% 신뢰구간비교

SNR의 평균값으로 흉부영상 종류별 간의 차이를 분석한다는 것은 분산에 따라 영향을 받을 수 있다. Table 3, Fig. 6에서 보듯이 정확한 비교를 위해 범위를 넓혀 95% 신뢰구간을 비교하였다. SNR 95% 신뢰구간을 살펴보면, SNR값은 original chest image와 kernel size 7*7 image 에서만 겹친 부분이 존재하였다.

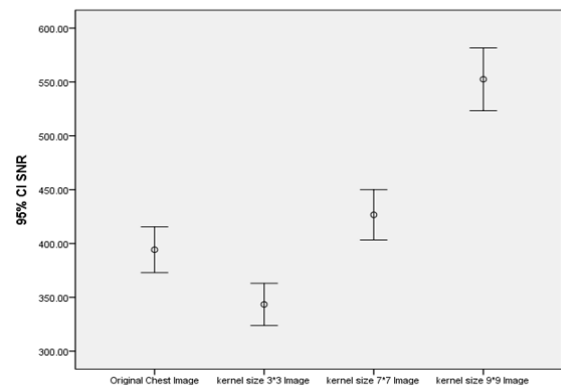


Fig. 6. Comparison of 95% confidence according to SNR of image.

Table 3. 95% confidence according to SNR of image

N	Image	95% Confidence Interval		
		N=100		
		Min.	Max	
SNR	100	Original Chest Image	372.89	415.43
		Kernel size 3*3 Image	323.79	362.98
		Kernel size 7*7 Image	403.27	450.00
		Kernel size 9*9 Image	523.29	581.71

3. 흉부영상별 SNR의 평균차이

흉부영상 종류별로 차이 있는 그룹을 알아보기 위해 종류별 사후분석 결과의 평균차이를 보면 Table 4와 같고, 통계적으로 유의한($p < 0.05$) image를 높은 수치의 SNR을 가진 image(standard image)를 기준으로 정리해 보면, original chest image는 kernel size 3*3 image 보다 높고, kernel size 7*7 image는 kernel size 3*3 image 보다 높고, kernel size 9*9 image는 kernel size 7*7 image와 original chest image와 kernel size 3*3 image 보다 높다.

Table 4. Difference in a mean of SNR

Standard Image (I)	Target Image (J)	Mean difference(I-J)	Standard error	P	95% Confidence Interval	
					Min.	Max.
Original Chest Image	Kernel size 3*3 Image	50.78*	14.57	.004	12.05	89.50
	Kernel size 7*7 Image	-32.47	15.92	.229	-74.78	9.83
	Kernel size 9*9 Image	-158.33*	18.21	.000	-206.75	-109.91
Kernel size 3*3 Image	Original Chest Image	-50.78*	14.57	.004	-89.50	-12.05
	Kernel size 7*7 Image	-83.25*	15.36	.000	-124.09	-42.41
	Kernel size 9*9 Image	-209.11*	17.72	.000	-256.27	-161.96
Kernel size 7*7 Image	Original Chest Image	32.47	15.92	.229	-9.83	74.78
	Kernel size 3*3 Image	83.25*	15.36	.000	42.41	124.09
	Kernel size 9*9 Image	-125.86*	18.85	.000	-175.96	-75.75
Kernel size 9*9 Image	Original Chest Image	158.33*	18.21	.000	109.91	206.75
	Kernel size 3*3 Image	209.11*	17.72	.000	161.96	256.27
	Kernel size 7*7 Image	125.86*	18.85	.000	75.75	175.96

p < .05, Dunnett T3

4. 흉부영상별 intensity & Backgrounding NoiseSD 평균차이

Table 5. Intensity & Backgrounding NoiseSD according to image

	Sequence(Mean±SD)				F	P
	Original Chest Image	Kernel size 3*3 Image	Kernel size 7*7 Image	Kernel size 9*9 Image		
Intensity	1338.02 ± 147.73	1338.05 ± 147.73	1338.10 ± 147.75	1338.11 ± 147.75	.00	1.000
Backgrounding NoiseSD	3.56 ± 0.73	4.12 ± 0.88	3.32 ± 0.76	2.59 ± 0.73	65.64	.000

Table 6. 95% confidence according to intensity & Backgrounding NoiseSD of image

(N=100)

N	Image	95% Confidence Interval		
		N=100		
		Min.	Max	
Intensity	100	Original Chest Image	1308.71	1367.33
		Kernel size 3*3 Image	1308.74	1367.36
		Kernel size 7*7 Image	1308.78	1367.42
		Kernel size 9*9 Image	1308.79	1367.43
Back grounding NoiseSD	100	Original Chest Image	3.42	3.71
		Kernel size 3*3 Image	3.95	4.30
		Kernel size 7*7 Image	3.16	3.47
		Kernel size 9*9 Image	2.44	2.74

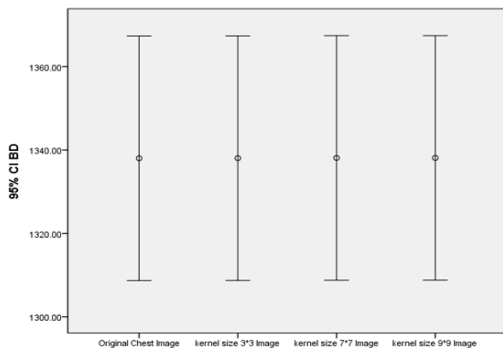


Fig. 7. Comparison of 95% confidence according to intensity of image

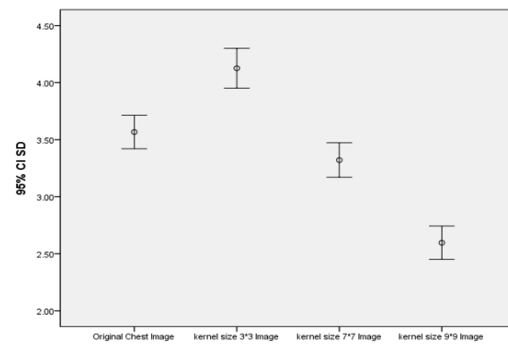


Fig. 8. Comparison of 95% confidence according to Backgrounding NoiseSD of image

Table7. Difference in a mean of Backgrounding NoiseSD (N=100)

Standard Image (I)	Target Image (J)	Mean difference(I-J)	Standard error	p	95% Confidence Interval	
					Min.	Max.
Original Chest Image	Kernel size 3*3 Image	-.55*	.11	.000	-.86	-.24
	Kernel size 7*7 Image	.24	.11	.178	-.06	.55
	Kernel size 9*9 Image	.97*	.11	.000	.66	1.28
Kernel size 3*3 Image	Original Chest Image	.55*	.11	.000	.24	.86
	Kernel size 7*7 Image	.80*	.11	.000	.49	1.11
	Kernel size 9*9 Image	1.52*	.11	.000	1.21	1.84
Kernel size 7*7 Image	Original Chest Image	-.24	.11	.178	-.55	.06
	Kernel size 3*3 Image	-.80*	.11	.000	-1.11	-.49
	Kernel size 9*9 Image	.72*	.11	.000	.41	1.03
Kernel size 9*9 Image	Original Chest Image	-.97*	.11	.000	-1.28	-.66
	Kernel size 3*3 Image	-1.52*	.11	.000	-1.84	-1.21
	Kernel size 7*7 Image	-.72*	.11	.000	-1.03	-.41

p < .001, Scheffe

Table 8. Difference in a mean of intensity (N=100)

Standard Image (I)	Target Image (J)	Mean difference(I-J)	Standard error	p	95% Confidence Interval	
					Min.	Max.
Original Chest Image	Kernel size 3*3 Image	-.02	20.89	1.000	-58.69	58.63
	Kernel size 7*7 Image	-.08	20.89	1.000	-58.74	58.57
	Kernel size 9*9 Image	-.09	20.89	1.000	-58.75	58.56
Kernel size 3*3 Image	Original Chest Image	.02	20.89	1.000	-58.63	58.69
	Kernel size 7*7 Image	-.05	20.89	1.000	-58.71	58.60
	Kernel size 9*9 Image	-.06	20.89	1.000	-58.72	58.59
Kernel size 7*7 Image	Original Chest Image	.08	20.89	1.000	-58.57	58.74
	Kernel size 3*3 Image	.05	20.89	1.000	-58.60	58.71
	Kernel size 9*9 Image	-.01	20.89	1.000	-58.67	58.65
Kernel size 9*9 Image	Original Chest Image	.09	20.89	1.000	-58.56	58.75
	Kernel size 3*3 Image	.06	20.89	1.000	-58.59	58.72
	Kernel size 7*7 Image	.01	20.89	1.000	-58.65	58.67

p < .05, Scheffe

IV. DISCUSSION

본 연구는 흉부영상에서 심장저부음영을 표현했을 때 가장 표현하기 힘든 부위의 하나로 계조처리 및 주파수처리등 여러 가지 영상후처리를 기본으로 하는 것에 중요점을 두고 실험하였으며, 심장저부에 관련하여 방사선사가 최적화 되어진 영상후처리 DICOM 파일을 이용하여 커널 크기 변화에 따라서 정량적으로 평가하기로 하였다. ANOVA 분석을 하였으며, 95%($p < 0.05$)에서 유의한 것으로 판단하였다. 영상별 분석결과의 SNR은 kernel size 9*9 image, kernel size 7*7 image, original chest image, kernel size 3*3 image 순으로 높은 값을 나타냈다($p < 0.001$).

Min, J. W., 등이 연구한 고주파와 저주파에 관련된 노이즈들은 영상을 부드럽게 하는 방법에는 커널에 따라서 달라질 수 있다고 하였는데 통계적 분석에 관련하여도 같은 의미를 내포하고 있다.^[1] 또한 흉부영상들을 평균화하여 부드럽게 하는 방법으로 노이즈에 대한 해결방법을 어느 정도는 제시하였다고 할 수 있으며, 커널의 크기에 따라서도 달라질 수 있는 비교 평가를 하였다는데 학술적 의의를 둘 수 있다. 그리고 P. Shanmugavadivu, 등이 연구했던 원본 영상에서 더욱 흐릿해진 영상을 삭제하여 비교적 덜 흐릿한 부분을 남게 하고 남은 부분을 원본에 삽입시켜 원본 영상을 더욱더 선명하게 한 연구결과와 비슷하게 노이즈에 대한 부분을 어떻게 하면 정량적으로 표현하는 것을 제시하였다.^[6] Kim, K. W., 등이 연구한 SNR의 정량적 평가에 반해 SNR을 좀 더 자세히 평가하는 방법의 하나로서 Intensity가 본 연구에서는 SNR값 결과에서 intensity값과 Backgrounding NoiseSD값 중 더 많은 영향력을 미치는 인자를 파악하기 위해 intensity와 Backgrounding NoiseSD값을 각각 통계분석을 하였다는데 의의를 둘 수 있다.^[3] Table 5, Fig. 7에서 intensity값은 통계적으로 유의하지 않았으나, 소수점 둘째자리 정도의 미세한 차이를 보였고, original chest image, kernel size 3*3 image, kernel size 7*7 image, kernel size 9*9 image로 갈수록 커지는 경향성을 보였다. 그리고 Table 5, Fig. 8에서 Backgrounding NoiseSD값은 통계적으로 유의 했고,

kernel size 3*3 image, original chest image, kernel size 7*7 image, kernel size 9*9 image 순서로 작아졌다. 위 결과값을 통해 SNR값에 영향을 결정적 영향을 미치는 인자는 Backg rounding NoiseSD값이라는 사실을 확인 할 수 있었다. 또한 본 연구에서 가장 영향을 미칠 인자로 생각하는 부분이 한 가지가 있다면 ROI의 범위이다. intensity 값과 Backgrounding Noise SD 값 측정에 사용된 ROI의 범위는 200×200 mm² 하였는데, Kim, K. W., 등이 연구한 내용에서도 ROI의 범위는 신중하면서도 최대한 동일하게 하는 것을 중요시 하였다. 따라서 본 논문에서는 Fig. 1~5와 동일한 지점에 100×100mm²의 ROI의 범위로 측정하여 intensity값과 Backgrounding NoiseSD값 측정 방법으로 통계분석을 한 결과, SNR값과 Backgrounding NoiseSD값에서 통계적으로 유의하지 않은 original chest image값과 kernel size 7*7 image값의 평균크기가 바뀌었고, 평균값의 크기는 SNR은 200×200mm²의 ROI의 범위로 측정한 값이 컸고, intensity값과 Backgrounding NoiseSD값에서는 100×100mm²의 ROI의 범위로 측정한 값이 컸다. 이는 ROI의 설정 시 위치 및 사이즈에 따라서 달라질 수 있음을 확인하였다. 다만, 통계적으로 유의성을 검증하는 실험연구 논문에 대해서는 통계적인 결과에 신뢰도를 갖는다면 방사선사 영역 안에서의 의료영상 후처리 DICOM 파일을 이용하여 연구하는 것도 무방하다고 판단이 된다.

결론적으로 본 연구는 흉부검사에서 커널 크기 종류에 따른 SNR 특성을 정량적으로 파악하고자 하였다. 연령은 40대와 50대가 가장 많았고, 성별은 여자가 62%로 많았다, 연구의 결론은 커널 크기 종류에 따라 통계적으로 유의한 SNR값의 평균값의 사후분석 결과 Table 6, 7에서 kernel size 9*9 image가 kernel size 7*7 image, original chest image, kernel size 3*3 image ($p < 0.001$)보다 컸고, kernel size image 7*7이 kernel size 3*3 image ($p < 0.001$)보다 컸다. Table 8에서 original chest image가 kernel size 3*3 image ($p < 0.05$) 보다 컸다. 사후분석의 결과도 kernel 크기 종류에 따라 SNR값이 통계적으로 유의함을 알 수 있었다.

V. CONCLUSIONS

본 실험을 통하여 의료 영상은 통계적 유의성과 ROI의 설정 및 기타 객관적인 정량적 평가로서 좀 더 방사선사의 의료영상후처리 DICOM 파일을 이용하여서 유용하게 사용할 수 있을 것으로 판단된다. 결론적으로, 본 연구에서는 흉부 영상에서 커널 크기 변화에 따라서 심장저부 음영의 정량화한 평가결과를 보조적인 수단으로 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

Reference

- [1] Min, J. W., Kim, J. M., Jeong, H. W., et al., "Research about filter association and clinical effect noise reduction of digital medical imaging system", Journal of Radiological Science and Technology, Vol. 30, No. 4, pp. 329-334, 2007.
- [2] Min, J. W., Kim, J. M., Jeong, H. W., et al., "Artifacts in Digital Radiography", Journal of Radiological Science and Technology, Vol. 38, No. 4, pp. 375-381, 2015.
- [3] Kim, K. W., Lee, E. K., Min, J. W., et al., "Evaluation and Comparison of Signal to Noise Ratio According to Histogram Equalization of Heart Shadow on Chest Image", Journal of Radiological Science and Technology, Vol. 40, No. 2, pp. 197-203, 2017.
- [4] Kenichi F., Ruriko Y., Mitsuei S., et al., "Measurement of Gradation Curve by the Digital Test Pattern Method in a Computed Radiography System", Japanese Society of Radiological Technology, Vol. 60, No. 7, pp. 1000-1008, 2004.
- [5] Doi K., "Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology", Phys Med Biol, Vol. 51, No. 13, pp. R5-R27, 2006.
- [6] P. Shanmugavadivu., K. Balasubramanian., "Image Edge and Contrast Enhancement Using Unsharp Masking and Constrained Histogram Equalization", Communications in Computer and Information Science, Vol. 140, No. 1, pp. 129-136, 2011.
- [7] REGIUS 150 Technology Curriculum Guide, KONICA, Ver. 1.0 2001.
- [8] REGIUS model 150 Imaging formation Theory, KONICA, 2001.
- [9] Kim, E. K., "Contrast and geometric correction of non-standardized radiographs in digital subtraction radiography", The journal of Korean academy of periodontology, Vol. 28, No. 4, pp. 797-809, 1998.
- [10] Min, J. W., Jeong, H. W., Kim, K. W., et al., "Comparison Study on CNR and SNR of Thoracic Spine Lateral Radiography", Journal of Radiological Science and Technology, Vol. 36, No. 4, pp. 280-273, 2013.
- [11] Lee, E. K., Kim, K. W., Min, J. W., et al., "Statistical Approach of Measurement of Signal to Noise Ratio in According to Change Pulse Sequence on Brain MRI Meningioma and Cyst Images", Journal of Radiological Science and Technology, Vol. 39, No. 3, pp. 345-352, 2016.
- [12] Lee, J. Y., Lee, E. K., Min, J. W., et al., "Evaluation and Comparison of Contrast to Noise Ratio and Signal to Noise Ratio According to Change of Reconstruction on Breast PET/CT", Journal of Radiological Science and Technology, Vol. 40, No. 1, pp. 79-85, 2017.
- [13] Schaetzing R., "Computed radiography technology", Proceeding of Radiological Society of North America, 10, 2003.
- [14] KFDA., "A guide for general radiology of the patient dose recommend", 2012.
- [15] Jerrold T.B., Anthony S.J., Edwin M. L., et al., "The Essential Physics of Medical Imaging, 3rd ed.", Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

흉부 영상에서 커널 크기변화에 따르는 신호대잡음비 비교평가

이을규,¹ 정회원,² 민정환^{3,*}

¹인제대학교 서울백병원 영상의학과

²백석문화대학교 방사선과

³신구대학교 방사선과

요 약

본 연구는 흉부영상에서 심장저부 관심영역(region of interest; ROI)의 신호 대 잡음비(signal to noise ratio; SNR)를 커널 크기 변화에 따르는 비교 평가하였다. 연구대상은 종합대학병원에서 흉부 검사한 환자 100명을 대상으로 하였다. 측정은 ImageJ 프로그램을 사용하여 표본의 사회학적 특성 및 흉부영상들의 SNR 평균 값, SNR 평균 차이, 95% 신뢰구간 값, 등을 분석하였다. 이때 SPSS Statistics21 통계프로그램으로 ANOVA 분석을 하였으며, 95%($p < 0.05$)에서 유의한 것으로 판단하였다. 흉부영상을 분석결과는 SNR이 kernel size 9*9 image, kernel size 7*7 Image, original chest image, kernel size 3*3 image 순으로 높은 값으로 나타났다($p < 0.001$). 결론적으로, 본 연구에서는 흉부 의료영상에서 커널 크기 변화에 따라서 심장저부 음영의 정량화한 평가 결과를 방사선사의 보조적인 수단으로 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어: 흉부영상, 신호대잡음비, 커널, 에지강조, 후처리