

Denoising of Digital Mammography Images Using Wavelet Transform

Seokyeon Choi, Seongjin Ko, Sesik Kang

Department of Radiological Science, Catholic University of Pusan

웨이블릿을 이용한 디지털유방영상의 노이즈 제거

최석윤, 고성진, 강세식

부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과

Abstract

The optimum exposure parameters are found when examined using the automatic mode in FFDM. Improve the image quality by applying denoising algorithm and propose methods to reduce AGD(Average Grandular Dose) a patient can receive. For the experiment, Nuclear Associates Model 18-222 phantom was used, and the entrance dose and AGD were measured. And then, Signal, Noise, SNR and FOM(Figure of Merit) were measured, compared and analyzed image denoising before and after. As the experiment result, first, SNR was the highest at Mo/Mo 23kVp and W/Rh 35kVp was the lowest for the average glandular dose. It showed to use 28kVp of W/Rh to be the best through the result of FOM. SNR was the highest at Mo/Mo 23kVp(image denoising), and it showed to W/Rh and 28kVp to be the best in the FOM result which AGD was considered at the same time. By the image denoising, it is possible to reduce noise while maintain important information in the image.

Key Words : Denoising, Digital Mammography, Wavelet, Average Grandular Dose

요약

디지털유방촬영기에서 자동모드를 설정해서 검사를 할 경우 환자가 받는 평균유선선량(average grandular dose)를 줄일 수 있는 방법을 제시하고자 최적의 노출 파라미터를 찾고 노이즈 감소 알고리즘을 적용하여 화질을 개선하고자 한다. 실험을 위하여 Nuclear Associates Model 18-222 의 팬텀을 사용 하였으며, 입사선량(entrance dose)과 평균 유선선량을 측정하였다. 다음 노이즈(noise) 제거 알고리즘을 적용하였고, 적용 전·후에 대해서 Signal, Noise, SNR, FOM을 측정하고 비교 평가 하였다. 실험결과 첫째, 노이즈 제거 전 Mo/Mo 23kVp에서 SNR이 가장 높았고, 평균유선 선량은 W/Rh 35kVp 에서 가장 낮았다. FOM 결과 W/Rh의 28kVp를 사용하는 것이 가장 좋은 것으로 나타났다. 노이즈 제거 알고리즘 적용 후 SNR은 Mo/Mo 23kVp에서 SNR 가장 높았고, FOM의 결과 W/Rh의 28kVp를 사용 하는것이 가장 좋은 것으로 나타났다. 이때 동일한 평균유선선량을 갖는 조건에서 노이즈 값은 4.36에서 1.74로 감소되었으며, SNR 값은 4.6에서 11.6으로 향상되었다. 제안하는 노이즈 제거 처리를 적용하면 영상에서 중요한 정보를 유지하면서

노이즈를 감소시킬 수 있고, 최적의 노이즈 처리와 최적의 검사조건을 선택함으로써 유방 검사 시 발생하는 방사선 피폭을 줄일 수 있을 것이다.

중심단어: 노이즈 제거, 디지털유방촬영술, 웨이블릿, 평균유선선량

I. 서론

디지털 유방촬영술은 SNR(signal-to-noise ratio)이 우수하며, 치밀유방의 평가와 미세 석회화 발견에 우수한 것으로 알려졌다. 또한 유방암에 의한 사망률을 감소시킬 수 있고, 만져지지 않는 유방암을 조기에 발견할 수 있다. 이러한 유방촬영술은 병변과 유선 조직 사이 엑스선의 흡수 차가 작고 미세한 석회화를 표현하는데 우수하다^[1].

필름-스크린을 쓰는 고식적 유방영상시스템은 검출기의 제한적 특성과 시스템의 구조적 제약으로 영상을 향상 시키는 데에는 한계가 있다. 디지털 유방 엑스선 시스템은 필름을 통해서 제공되는 고식적 방식의 영상보다 화질이 우수하며, 영상처리 기법을 통해서 다양한 농도 범위를 제공 할 수 있다.

최근의 디지털 유방촬영시스템은 노출조건 설정 시 수동 또는 자동 노출 기법 중 선택적으로 사용할 수 있다. 자동노출기법은 유방의 두께에 따라 자동으로 관전류(mAs)를 계산해서 적용 할 수 있고, 관전압(kVp)과 필터/타겟(filter/target) 재질의 조합을 선택적으로 사용할 수 있다. 관전류를 높이면 피폭이 증가하고, 선량 감소를 목적으로 관전류를 낮추면 노이즈의 증가로 미세석회화의 검출이 어려운 문제가 따른다. 자동노출 조건이 주어질 경우 편리성은 극대화되나 실제 피폭에 영향을 주는 현상은 고려되어야 할 사항이다. 수동 노출 조건 시 최적의 노출조건을 찾아야 할 필요가 있으며, 자동 노출 시에도 관전압과 필터/타겟 재질의 조합에 대한 최적의 노출 조건을 찾아야 하는 문제가 대두된다^[2].

임상에서 환자가 받는 평균유선선량을 고려하여 필터/타겟 조합과 적정 kVp를 선택적으로 사용함으로써 선량 감소를 위한 최적의 노출 파라미터를 선정하는 노력은 매우 중요하다. 유방촬영술을 할 경우 ICRP에

서는 평균유선선량을 3mGy (50% grandularity, 4.2cm 압박두께) 이하로 규정하고 있다^[2]. 또한 국제기본안전기준(Basic Safety Standard, BBS) No. 115를 마련하여 CC(촬영 시 격자 없이 1mGy, 격자사용 시 3mGy로 권고하였다. 우리나라의 CC(Cranial Caudal)촬영 시 환자가 받는 선량을 1.36mGy로 환자선량을 정하였다^[3].

디지털유방촬영기의 수동 모드(manual exposure mode)와 자동모드(auto exposure mode)에서 필터/타겟, 관전압 선택의 최적의 파라미터를 사용하지 않는다면 환자의 피폭은 증가 할 것이다. 본 연구에서는 자동노출 방식을 대상으로 화질과 선량을 모두 유지할 수 있는 방법을 제안하고자 한다. 자동노출상태에서 선량 감소를 위한 관전압, 필터/타겟의 최적의 조합을 살펴본다. 다음 저 선량의 영상에 대해서 노이즈 제거 기법을 적용하여 화질개선을 시도하고, 고 선량에서 얻은 영상보다 우수한 화질의 영상을 제공해서 환자가 받는 평균유선선량을 줄이고자 한다. 팬텀(phantom) 영상으로부터 Noise, Contrast, SNR, FOM(Figure of Merit)을 측정하여 영상의 질을 평가하고, 제안하는 노이즈 제거(denoising) 방법을 통해서 영상의 화질을 향상시키고 평균 유선선량을 감소시키고자 하였다.

II. 재료 및 방법

1. 실험영상의 획득

노이즈제거를 위한 실험과정은 각 노출 파라미터로부터 얻어진 영상에 대하여 웨이블릿 알고리즘을 적용하여 화질을 개선시키는 과정을 가진다. 이에 대해서 본 연구에서는 첫째, 최적의 파라미터 조합을 알아보고, 둘째, 저선량을 사용해서 얻어진 저화질의 영상을 대상으로 노이즈 제거 알고리즘을 적용해서 화질의 개선을 시도하고자 한다.

디지털유방촬영기에서 자동노출모드를 사용 할 경우 관전압(kVp)과 필터/타겟(filter/target)의 조합은 선택적으로 사용하게 되어있다. 관전압은 23kV에서 35kV까지 설정할 수 있고 필터/타겟은 Mo/Mo, W/Rh, Mo/Rh 중 한 가지를 선택적으로 사용할 수 있다. 노출 조건 설정 시 최적의 조합은 환자가 받는 평균유선선량을 줄일 수 있기 때문에, 임상에서 자동노출모드를 사용 할 경우 최적의 조합을 알아야 할 필요가 있다.

실험을 위하여 FFDM Awavb30b (Siemens, Germany)의 디지털 유방촬영기를 사용하였다. 팬텀은 Nuclear Association Model 18 (CIRS, USA)을 사용하였다. 팬텀의 두께는 4.5cm이고 구성은 50% 지방과 50% 유방실질로 되어있다. 디지털유방촬영기를 사용해서 팬텀을 대상으로 23kVp에서 35kVp까지 차례로 영상을 획득하였다. Mo/Mo, W/Rh, Mo/Rh의 3종류의 필터/타겟 조합에 대해서 차례대로 영상을 획득하였으며, 동시에 시스템에서 제시되는 입사선량 (Entrance Skin Dose)와 평균유선선량 값을 기록하였다.

2. 노이즈 제거 알고리즘의 제안

웨이브렛은 정보통신분야에서 널리 알려진 알고리즘으로써 신호와 잡음의 구별을 위해서 다중해상도 분석 기술을 이용한다. 웨이브렛 계수를 잡음의 영향을 받는 계수들과 그렇지 않은 계수들로 나누는 일이 필요하다. 다시 말하자면 신호를 복원하기에 충분한 계수들을 포함하는 한계의 기준을 정하는 것이다. 영상은 값이 큰 몇 개의 계수들에 의해 표현될 수 있다. 그것의 절대값이 임의의 임계값 보다 작으면 잡음으로 분류하여 0 값을 할당해서 노이즈 제거 효과를 얻을 수 있다^[6].

기저함수의 집합은 기본 기저 함수(mother wavelet basis function)에 대한 시간 축 방향으로 확대 및 축소 그리고 평행 이동을 통해 얻어지고, 입력된 신호를 특정 기저 함수의 집합으로 분리하는 과정을 통해서 웨이브렛 변환이 이뤄진다. 기본 기저 함수는 밴드패스 필터(band pass filter)로 생각 할 수 있다.

웨이브렛은 다음과 같이 표현된다.

$$\phi_{a,b}(t) = a\phi\left(\frac{t-b}{a}\right), a = a_1, a_2, a_3, \dots, a_{n-1} \dots \dots \dots \text{식(1)}$$

$$f(t) = \sum_k \alpha_k \phi_k(x) \dots \dots \dots \text{식(2)}$$

식 (1)에서 a 는 웨이브렛의 크기를 변화시키는 압축계수(scale)이다. b 는 전이 계수(translation)를 나타낸다. 식 (2)에서 신호 함수 $f(t)$ 는 시간-주파수 영역에서 동시에 국부성을 만족하는 기저함수의 선형조합이다. α_k 는 실수 값의 전개 계수(extension coefficient)이고, ϕ_k 는 실수 값의 전개함수(extention function)이다^[6]. 결국 웨이브렛의 크기를 결정하는 압축계수와 시간 축으로의 이동을 하는 역할의 전이계수로 구성된 함수의 집합체라고 할 수 있다.

영상의 잡음을 제거하기 위한 웨이브렛 기반의 과정은 다음과 같다.

- 1단계: 이산 웨이브렛(DWT) 계산을 하였다
- 2단계: 변환영역에서의 계수수축(shrinkage)
- 3단계: 임계화된 계수들의 역 변환

이산 웨이브렛 계산에서는 푸리에 급수 전개와 같이 웨이브렛 급수의 전개는 연속적인 변수의 함수를 계수의 열로 사상한다. 다음 상세 계수의 한계를 제한하기 위하여 상세계수에 임계값(threshold)을 선택하고 적용하였다. 적용되는 임계화 함수는 식 (3)(4)와 같다^[6].

Hard Thresholding

$$Coeff_j = \begin{cases} 0, & \text{if } |c_j| < T \\ c_j, & \text{if } |c_j| \geq T \end{cases} \dots \dots \dots \text{식(3)}$$

Soft Thresholding

$$Coeff_j = \begin{cases} 0, & \text{if } |c_j| < T \\ c_j, \text{sign}(c_j)(|c_j| - T), & \text{if } |c_j| \geq T \end{cases} \text{식(4)}$$

3. 유방영상의 화질평가

획득된 영상으로부터 Signal, Noise, Contrast, SNR, FOM을 계산하기 위해서 식 (5)~(9)를 사용하였다.

Signal과 Noise는 식 (5)(6)에서와 같이 정의된다. 획득된 영상으로부터 평균신호강도를 구하기 위해서 관심영역(region of interest)을 설정하였고 모두 90×90의 픽셀(pixel)을 설정하였다. ROI 1의 위치는 팬텀 내에 존재하는 step wedge에 설정하고 ROI 2에서 ROI 4는 주변의 배경(background)에 동일한 크기로 설정하였다. Noise를 측정하기 위한 ROI 5는 별도의 위치에 260×220으로 설정하였다. [Fig. 1(a)]

일반적으로 step wedge ROI 1영역과 배경정보를 가진 ROI 2영역의 차를 구하여 signal의 값을 구한다. 그러나 Heel effect와 같은 현상을 보정하기 위하여 ROI 3, ROI 4와 같은 영역을 추가하여 계산하였다^[7]. Noise 값은 ROI 5의 픽셀 값의 표준편차 값을 이용하였다. Contrast는 step wedge의 ROI 1영역과 ROI 2 영역의 차에 대해서 계산한다. 그리고 평균배경강도에 의해서 정규화(normalize)한다. Contrast는 항상 배경영역의 강도가 크기 때문에 양의 값을 나타낸다. SNR은 신호강도(signal power)와 노이즈 강도(noise power)의 비로서 계산된다. SNR과 평균유선선량의 결과를 동시에 만족시키기 위해서, Williams^[7]가 제안하였던 FOM(figure of merit)를 사용하였다. FOM은 평균유선선량을 최소화 하면서 SNR이 최대가 되는 조건을 찾기 위한 지표로서 결과 값이 클수록 좋다.

$$Signal = [avg(ROI_2) - avg(ROI_1)] - [avg(ROI_4) - avg(ROI_3)] \quad \text{식(5)}$$

$$Noise = \frac{stddev(ROI_5)}{\sqrt{2}} \quad \text{식(6)}$$

$$Contrast = \frac{[avg(ROI_2) - avg(ROI_1)]}{avg(ROI_1)} \quad \text{식(7)}$$

$$SNR = Signal/Noise \quad \text{식(8)}$$

$$FOM = SNR/AGD \quad \text{식(9)}$$

III . 실험결과

1. 노이즈 제거 처리 전 영상의 평가

노이즈 제거 처리를 하지 않은 단계에서 획득된 영상을 대상으로 SNR, Noise, AGD, FOM(figure of merit)을 알아보았다. 23kv Mo/Mo에서 신호강도가 가장 높게 나타났고, 관전압이 증가함에 신호강도는 감소하는 경향을 보이고 있다. W/Rh와 Mo/Rh에서도 23kVp에서 신호 강도가 가장 높았으며, 필터/타깃 조합간의 결과분포는 유사한 결과를 나타냈다. [Fig. 2]

노이즈 강도분포 살펴보면 W/Rh의 노이즈 분포강도가 모든 kVp 영역에서 높게 나타나고, kVp가 증가하면서 Noise도 증가하는 결과를 보인다. Mo/Mo의 23kvp에서 Noise 값이 3.77로 가장 낮게 나타났다. W/Rh의 35kvp에서 Noise 값이 4.68로 가장 높게 나타났고 필터/타깃 조합에 따른 최대 24%의 Noise 증가가 있었다. [Fig. 3]

[표 1]에서 팬텀 사용에 대한 평균유선선량을 나타내었다. Mo/Mo에서 23kvp 에서 2.77mGy로 가장 높게 나타났다. W/Rh의 35kvp에서 AGD가 낮게 나타났으며 KVP가 증가하면서 평균유선선량은 낮아지는 결과를 보인다. W/Rh가 Mo/Mo, Mo/Rh 보다 모든 kvp 영역에 대해서 낮은 결과를 보인다.

환자에 적용 시 낮은 유선선량을 사용해야 하므로 W/Rh를 사용하는 것이 바람직하지만 [Fig. 3]의 결과처럼 상대적으로 노이즈가 가장 많이 발생하는 것을 알 수 있다. 임상에서 고화질이 요구될 경우 평균유선선량이 높더라도 Mo/Mo 또는 Mo/Rh의 23kvp 조건에서 영상을 획득해야 하는 문제가 생긴다. 이때 AGD는 1.15mGy (W/Rh-35kvp)에서 2.77mGy (Mo/Mo-23kvp)로 피폭이 증가하게 된다. 노출 시 최적의 조건을 찾는다 면, FOM의 결과인 W/Rh의 28kVp를 사용하면 된다.

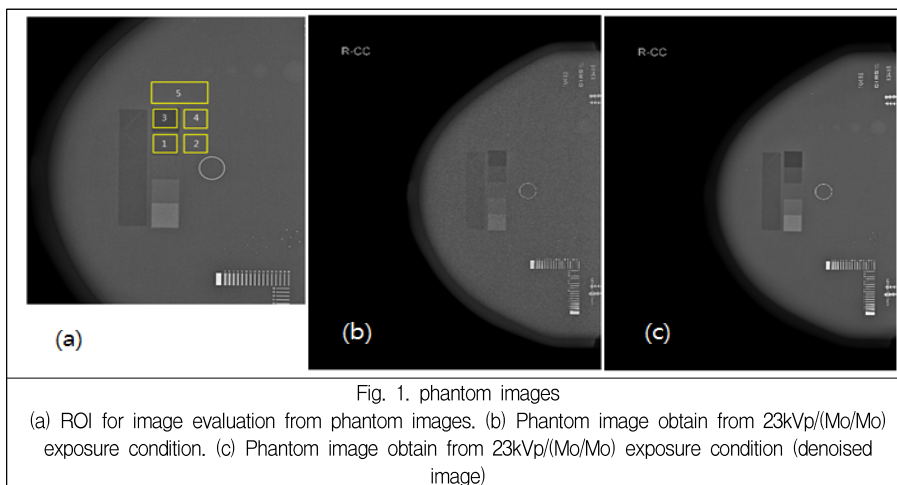


Table 1. Average glandular dose on each kVp applied when using auto exposure mode

kVp	Mo/Mo		W/Rh		Mo/Rh	
	Enterece Dose (mGy)	AGD (mGy)	Enterece Dose (mGy)	AGD (mGy)	Enterece Dose (mGy)	AGD (mGy)
23	12.30	2.77	3.10	1.32	7.10	1.19
24	10.50	2.42	2.60	1.06	5.80	1.81
25	8.70	2.10	2.30	1.05	5.40	1.72
26	8.00	1.98	2.30	0.99	4.90	1.57
27	7.10	1.79	2.20	0.95	4.60	1.50
28	6.40	1.63	2.10	0.92	4.30	1.45
29	5.80	1.51	2.00	0.88	4.10	1.39
30	5.30	1.39	1.90	0.85	3.90	1.34
31	4.80	1.30	1.80	0.81	3.80	1.29
32	4.50	1.22	1.70	0.78	3.60	1.25
33	4.20	1.16	1.60	0.74	3.50	1.21
34	4.00	1.13	1.50	0.71	3.30	1.18
35	3.80	1.06	1.40	0.67	3.20	1.15

Table 2. FOM data on each kVp applied when using auto exposure mode after denoising

kVp	Figure of Merit (FOM)					
	Original Image			Denoised Image		
	Mo/Mo	W/Rh	Mo/Rh	Mo/Mo	W/Rh	Mo/Rh
23	13.99	21.18	15.57	82.66	118.86	85.37
24	15.07	22.76	16.57	85.98	131.93	96.55
25	15.32	23.35	17.72	85.29	130.49	101.61
26	15.93	23.58	18.23	88.23	139.79	104.32
27	16.35	23.95	18.06	93.76	140.03	102.99
28	16.25	23.73	17.86	96.28	148.22	99.05
29	14.97	23.99	17.56	86.07	145.96	98.18
30	14.91	23.29	16.92	88.49	133.67	93.82
31	13.84	23.13	16.40	83.13	139.59	89.89
32	13.39	22.63	16.09	77.81	129.82	90.18
33	12.59	21.84	14.86	76.79	124.59	83.57
34	11.38	19.57	13.99	65.60	114.02	77.93
35	10.84	19.13	13.16	65.16	112.05	74.72

Table 3(a). Noise data depending on the wavelet threshold values for digital mammography

Noise (W/Rh)								
kVp	Thr 0	Thr 5	Thr 10	Thr 15	Thr 20	Thr 25	Thr 30	Thr 35
23	4.33	2.57	1.96	1.84	1.83	1.83	1.83	2.57
24	4.47	2.67	2.01	1.88	1.86	1.85	1.85	2.67
25	4.31	2.55	1.95	1.84	1.82	1.82	1.82	2.55
26	4.35	2.55	1.92	1.80	1.79	1.78	1.78	2.55
27	4.32	2.54	1.92	1.80	1.78	1.78	1.78	2.54
28	4.36	2.55	1.89	1.76	1.74	1.74	1.74	2.55
29	4.35	2.55	1.91	1.78	1.76	1.76	1.76	2.55
30	4.44	2.65	2.00	1.87	1.85	1.85	1.85	2.65
31	4.43	2.62	1.96	1.82	1.80	1.80	1.80	2.62
32	4.50	2.69	2.03	1.90	1.88	1.88	1.88	2.69
33	4.51	2.71	2.05	1.91	1.89	1.88	1.88	2.71
34	4.57	2.75	2.06	1.92	1.90	1.90	1.90	2.75
35	4.68	2.84	2.12	1.96	1.94	1.93	1.93	2.84

Table 3(b). SNR data depending on the wavelet threshold values for digital mammography

SNR (W/Rh)								
kVp	Thr 0	Thr 5	Thr 10	Thr 15	Thr 20	Thr 25	Thr 30	Thr 35
23	5.29	8.93	11.69	12.42	12.53	12.54	12.54	5.29
24	4.91	8.23	10.91	11.70	11.83	11.84	11.84	4.91
25	4.95	8.37	10.94	11.61	11.71	11.72	11.72	4.95
26	4.83	8.23	10.95	11.67	11.76	11.77	11.78	4.83
27	4.77	8.10	10.71	11.43	11.53	11.55	11.55	4.77
28	4.67	8.00	10.78	11.57	11.68	11.69	11.69	4.67
29	4.59	7.85	10.49	11.22	11.33	11.35	11.35	4.59
30	4.45	7.45	9.87	10.55	10.66	10.67	10.67	4.45
31	4.33	7.33	9.81	10.52	10.63	10.65	10.65	4.33
32	4.20	7.03	9.32	9.96	10.06	10.08	10.08	4.20
33	4.02	6.69	8.86	9.50	9.60	9.62	9.62	4.02
34	3.73	6.20	8.28	8.90	9.00	9.01	9.01	3.73
35	3.58	5.89	7.89	8.55	8.66	8.68	8.68	3.58

2. 노이즈 제거 처리 후 영상의 평가

웨이블렛을 적용하여 Noise 가 제거된 획득된 영상을 대상으로 SNR, Noise, AGD, FOM을 알아보았다. 알고리즘 처리 후 Noise 강도는 전체적으로 크게 줄어들었으며, Mo/Mo의 23kvp에서 가장 나타났다. 23kvp를 기준으로 Mo/Mo Mo/Rh W/Rh 순으로 노이즈가 작게 나타났다. 노이즈제거 전에 비해서 kVp의 증가에 대한 noise 증가 패턴은 일치하지 않았다.[Fig. 4] Contrast 값은 모든 필터/타깃 조합이 유사했으며, kVp 증가에 대해서 감소하였다.[Fig. 5] SNR는 알고리즘 적용전에 비해 크게 향상되었으며, Mo/Mo의 23kvp에서 우수했다. 23kvp를 기준으로 Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh 순으로 SNR이 크게 나타났다.[Fig. 6]

[Fig. 1(b)(c)]에서는 최대 SNR값을 가지는 노출조건

결과의 팬텀 영상과 알고리즘 적용전의 팬텀 영상을 비교하여 나타내었으며 Fig. 7에서는 step bar의 수평 픽셀 강도분포를 표현하였다. Fig. 7 (a)의 경우 픽셀 강도가 낮아 step간 구분이 어려운 반면에 Fig. 7 (c)의 SNR이 가장 높은 23kvp에서는 동일한 베이스 라인에 대한 픽셀 강도가 가장 높고 step간 구분이 명확하였다. 최종 판정 지표인 FOM에서 W/Rh의 28kvp에서 가장 높게 나타났다.[표 2]

FOM을 통해서 얻은 최적의 노출조건은 알고리즘 적용전과 동일했으며, 노이즈 값은 4.36에서 1.74로 감소되었다. SNR 값은 4.6에서 11.6으로 향상되었다. 임상에서 웨이블렛을 이용한 노이즈 제거 기법을 사용한다면 W/Rh의 28kvp를 선택해서 사용하면 최적의 영상을 얻을 것이라 사료 된다.

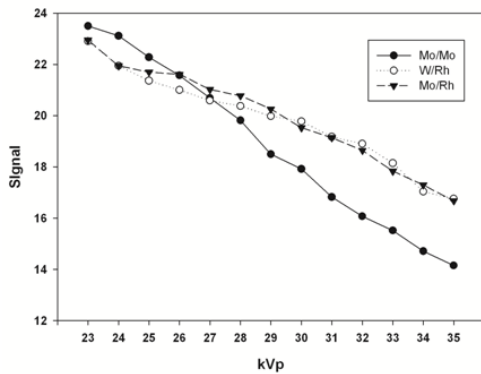


Fig. 2. SNR data on each kVp at the images

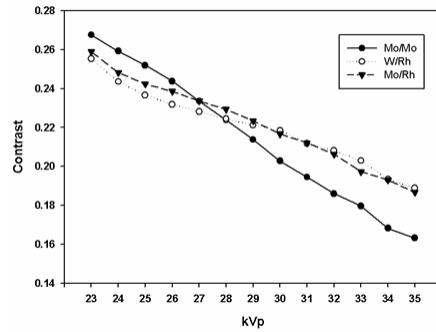


Fig. 5. Contrast data on each kVp at the images which denoising is processed

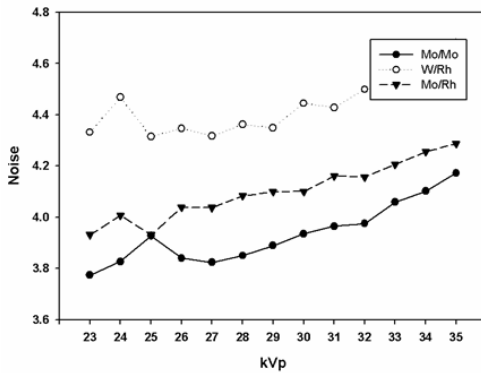


Fig. 3. Noise data on each kVp at the images

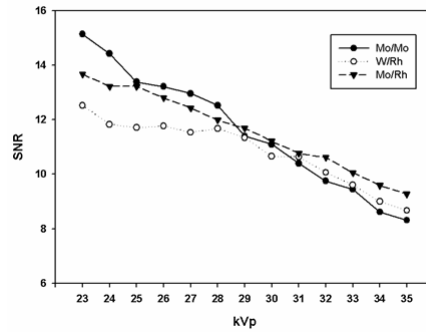


Fig. 6. SNR data on each kVp at the images which denoising is processed

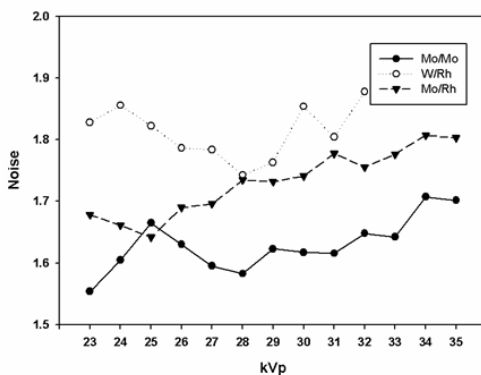


Fig. 4. Noise data on each kVp at the images which denoising is processed

IV . 고찰

김미영의 연구에서는 유방실질과 지방의 비율이 50:50인 4.2cm 팬텀을 이용하여 측정을 하였고, 우리나라의 경우 치밀 유방이 많으며, 유방암박의 두께가 4.2cm보다 작은 것으로 보고된다고 하였다^[1]. 본 연구에서는 두께 4.5cm인 팬텀을 사용해서 실험하였다. 따라서 다양한 팬텀 두께에 대한 실험이 요구된다. 웨이블릿이 노이즈 제거를 통한 화질이 향상된 영상을 얻을 수 있을지에 대한 연구에 중점을 두었다. 향후 다양한 유방실질과 지방과 두께가 다른 여러 팬텀에 대한 결과를 통해서 실제 알고리즘을 적용했을 시 다양한 유방 검사 대상자에 대한 선량감소 정도를 알 수 있을 것으로 사료된다.

웨이블릿에서 중요한 점은 웨이블릿 계수를 잡음의

영향을 받는 계수와 그렇지 않은 계수로 나누는 기준을 정의하는 것이다. Donoho^[8] 등은 통계적으로 최적의 특성을 보인다. 노이즈 레벨 추정에서 서브 밴드 분해 대역(subband decomposition band)의 고주파 성분을 포함한 노드로부터 표준편차를 추정하였다. 조현숙^[6] 등은 근사정보와 상세 정보로 대역을 분할한 뒤 각 상세정보와 부 대역에서 중앙편차를 계산하였고, 각 결과값의 평균을 임계값으로 사용하였다.

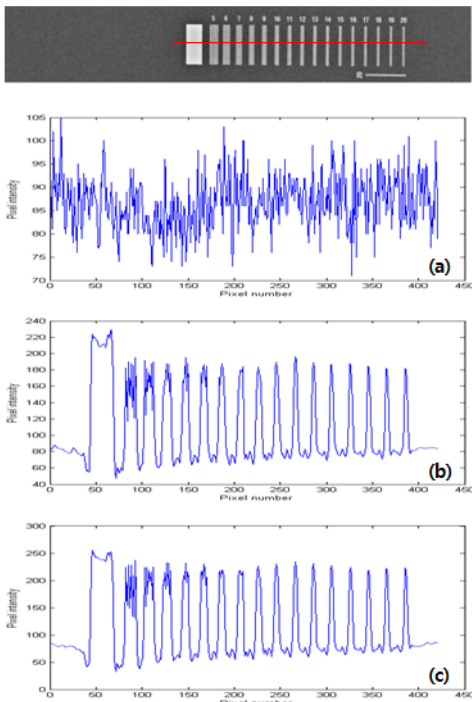


Fig. 7. profile intensity of step bar
 (a) profile of step wedge from 23kVp/(Mo/Mo) e엑스posure condition. (b) profile of step wedge from 35kVp/(Mo/Mo) e엑스posure condition(denoised image). (c) profile of step wedge from 35kVp/(Mo/Mo) e엑스posure condition(denoised image).

초기 모델인 doho의 방법에 대해서 역치값은 서브 밴드(subband)의 표준편차로 계산 된다. 그러나 특수한 환경에서 새로운 영상이 입력되는 환경에서 계산된 역치값이 항상 좋은 결과를 나타낼 수는 없다. 따라서^{[6][8][9]}의 연구처럼 자동으로 최적의 역치값을 찾는 방법은 중요하다. 디지털유방촬영술에서 웨이블릿을 이용한 노이즈 제거 방법에서 최적의 역치값을 찾기 위한 선행연구로서 본 연구에서는 실험적으로 안정성을

보이는 임의의 역치값을 찾아서 문제에 적용하였다. [Table 3.] 에서는 W/Rh의 모든 kVp에 대해서 역치값을 설정하고 noise 값과 SNR값을 나타내었다. 역치값이 증가할수록 noise는 감소하고 SNR은 증가하였다. 이때 역치값 20에서 변화가 없는 것으로 간주하여 웨이블릿의 역치값으로 설정하였다.

의료영상의 특성상 입력되는 영상이 동일한 특성을 가질 수 밖에 없다는 점을 감안하였으나 본 실험에 적용된 역치값은 계산적으로 최적의 값이라고 할 수는 없다. 따라서 향후 연구에서는 기존의 역치값 적용 결과에 대한 평가를 해보고 자동으로 최적의 역치값을 찾는 방법을 제안하여 결과를 비교하고자 한다. 또한 다양한 두께의 팬텀과 여러 회사에서 제작한 장비에 대한 결과를 함께 제시 할 것이다.

V. 결론

최근 대표적으로 사용되고 있는 디지털유방촬영시스템에서 자동노출모드를 사용할 경우 환자의 유방 두께에 따라서 자동으로 관전류 값이 설정되고 관전압과 타깃/필터 조합은 선택적으로 사용하게 되어있다. 노출조건 설정 시 최적의 조합을 알아보았고, 최소한의 평균유선선량을 위해서 노이즈 제거 알고리즘을 제안하고 화질을 평가하였다. 본 연구에서는 웨이블릿을 제안하였으며, 적용전과 후에 대해서 각각 결과를 얻었다.

평균유선선량이 가장 최소인 W/Rh의 35kVp(SNR: 3.88, ADG: 1.15)의 영상에 대해서 제안하는 알고리즘을 적용할 경우 적용전의 가장 우수한 SNR을 보였던 Mo/Mo의 23kVp (SNR 6.22, ADG: 2.77)결과 보다 뛰어난 화질을(SNR 9.26, ADG:1.15) 얻을 수 있었고, 평균 유선선량이 75.81% 감소되어 나타났다.

자동노출모드 사용시 W/Rh의 35kV를 선택하고 웨이블릿을 사용한 노이즈제거 처리를 할 경우 최저선량으로 좋은 화질의 영상을 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] 김미영, 김화선. "디지털 유방확대촬영술에서 노출방식에 따른 피폭선량 평가", 방사선기술과학, 35권, 4호, pp.293-298, 2012

- [2] S. Obenaus, K. P. Hermann and E Grabbe, "Dose reduction in full-field digital mammography: an anthropomorphic breast phantom study", Br J Radiol, Vol.76, No. 907, pp.478-82, 2003
- [3] 이인자, "초점/필터에 따른 유방 압박 두께와 평균 유선 선량의 관계", 방사선기술과학, 32권, 3호, pp.261-270, 2009.
- [4] 조재수, 강현수, 김홍수, 김성득. 멀티미디어 신호처리, 사이텍미디어, 2006.
- [5] 하영호, 남재열, 이응주, 이철희. 디지털영상처리, 도서출판 그린, 2003.
- [6] 조현숙, 이형. "잡음 제거를 위한 웨이블릿 임계값 결정", 정보처리학회논문지, 8권, 6호, pp.693-698, 2001
- [7] M. B. Williams, P. Raghunathan, M. J. More, J. A. Seibert, A. Kwa, J. Y. Lo, E. Samei, N. T.Ranger, and L. L. Fajardo, L.L. "Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. Med Phys", Vol. 35, pp.2414-2423, 2008.
- [8] D. L. Donoho and J. M. Johnstone, "Ideal spatial adaptation via wavelet Shrinkage", Biometrika, Vol. 81, pp.425-455, 1994.
- [9] 박종덕, 허영, 진승오, 전성채. "Cone-beam CT에서 웨이블릿 역치값을 이용한 엑스-ray 영상에서의 노이즈 제거", 전자공학회 논문지, 44권, 6호, 2007.
- [10] 이상복, 이준행, 김태식. "신경회로망에 의한 의료영상 질환인식", 한국방사선학회, 3권, 1호, 2009.