

CR X선 영상의 복합잡음 감소에 관한 연구

— Mixed Noise Reduction Filters for CR Images —

인제대학교 상계백병원 방사선종양학과¹⁾

고려대학교 보건과학대학 방사선학과²⁾ · 인제대학교 서울백병원 영상의학과³⁾

민정환¹⁾ · 김정민²⁾ · 정희원³⁾

— 국문초록 —

인위적으로 noise factor를 주고 그 위에 촬영을 하여 노이즈와 영상의 복합물을 만들었다. 그 후 Low Pass Filter(LPF)와 Median Filter(MF)의 두 종류의 필터를 통하여 노이즈를 제거하고 노이즈를 나타내는 지표로 Signal To Noise Ratio(SNR), Peak Signal to Noise Ratio(PSNR), Mean Square Error(MSE)를 비교하였다. 또한 Median Filter의 kernel size에 따라서도 노이즈제거효과를 평가하였다. 각각의 처리된 영상과 원 영상을 비교하여 원 영상에 가까운 영상을 찾아봄으로서 어떤 필터가 유용하며 어떤 주파수대를 제거해야 하는가를 알고자 실험하였다. Cutoff frequency가 다른 필터를 비교 했을 때 noise power 값에는 상관없이 cutoff frequency $2/3\pi \sim 3/4\pi$ 까지가 원 영상에 가까우면서 SNR, PSNR이 좋다. 따라서 높은 filter 효과를 나타낸다고 할 수 있다. Median filter의 kernel size가 커짐에 따라서 SNR 값이 커지며 반대로 MSE의 값이 작아져 filter 효과는 좋아 짐을 알 수 있다.

의료 영상에 filter를 적용하는 것에 대해서 대부분의 영상들이 filter 적용 후에 왜곡된 상이 되곤 하였다. 의료 영상은 다른 영상과는 달리 공간 분해능을 유지하면서 평활화(노이즈 제거)하는 것이 중요한 문제이다. SNR 등 정량적 지표에 의한 비교와 함께 시각적 평가가 병행되어야 할 필요가 있다.

중심 단어: CR, Noise, SNR, PSNR, MSE

I. 서 론

CR System^{1,2)}에서 IP를 방치하여 두면 시간이 경과함에 따라 자연적으로 잡음(noise)이 생긴다. IP를 erase한 후 10분, 20분, 30분, 40분, 50분, 2시간, 3시간, 24시간, 48시간, 72시간 방치한 다음 reader기에서 scan해보면 시간에 따라서 무언가 나타나는 것을 알 수 있다. 이와 같이 방치 시간대 별로 무언가 첨가된 영상을 노이즈가 첨가된 영상이라 하고 특별히 어떠한 노이즈가 첨가된

것인지 정의할 수 없는 상태이므로 복합잡음(mixed noise)이라고 표현한다. 그러나 자연적으로 생긴 노이즈는 정량적 평가가 어렵기 때문에 인위적으로 noise factor를 주고 그 위에 촬영을 하여 노이즈와 영상의 복합물을 만들었다. 그 후 Low Pass Filter(LPF)와 Median Filter(MF)의 두 종류의 filter를 통하여 노이즈를 제거하고 노이즈를 나타내는 지표로 Signal To Noise Ratio(SNR), Peak Signal to Noise Ratio(PSNR), Mean Square Error(MSE)를 비교하였다. 또한 Median Filter의 kernel size에 따라서도 노이즈제거효과를 평가하였다. 각각의 처리된 영상과 원래의 영상을 비교하여 원 영상에 가까운 영상을 찾아봄으로서 어떤 필터가 유용하며 어떤 주파수대를 제거해야 하는가를 알고자 실험하였다.

* 이 논문은 2007년 2월 9일 접수되어 2007년 3월 8일 채택 됨.
 교신저자: 김정민, (136-703) 서울시 성북구 정릉동 산 1번지
 고려대학교 보건과학대학 방사선학과
 TEL: 02-940-2824, FAX: 02-917-9074
 E-mail: min@korhealth.ac.kr

II. 실험 방법

X-선 발생장치는 인버터장치 LISTEM DRS를 사용하였다. CR리더기로는 Kodak-Direct view CR, 900 System을 사용하여 다음과 같은 실험을 하였다.

Erase한 후의 영상 즉, Clear 영상을 noise가 없는 영상으로 가정하고, 가슴(Chest), 손(Hand), 무릎(Knee), 골반(Pelvis), 머리(Skull)영상에 시간별 White Noise를 첨가하여 다음과 같은 공식에 의해 Random Noise 영상을 만든다(Fig. 1).

$$f(x, y) = 1/\sqrt{2\pi\sigma} * e^{-\frac{((x,y)-(x,y))^2}{2\sigma^2}}$$

위와 같이 Random Noise 영상을 구현하기 위하여 임의적으로 noise factor를 0.01, 0.03, 0.05로 주었다. 이 복합잡음을 제거하기 위하여 선형 filter로는 Ideal Low Pass Filter(LPF), 비선형 filter로는 Median Filter(MF)를 선정하였다.

LPF를 이용하여 noise제거 처리를 할 경우에는 Frequency Domain에서 cutoff frequency에 따라서 Signal To Noise Ratio(SNR), Peak Signal to Noise Ratio(PSNR), Mean Square Error(MSE)를 비교하였고, MF를 이용하여 noise제거 처리를 할 경우에는 kernel size에 따라서 비교하였다. 결과적으로 원래영상(Clear 영상)과 유사한 영상을 위의 노이즈지표 데이터로부터 찾고자 하였다.

1. SNR(Signal To Noise Ratio)

두 영상의 노이즈를 비교할 때 적용이 되는 SNR은 다음과 같이 표현하며 높은 값을 좋은 값으로 인식한다.

$$g(x, y) = f(x, y) + n(x, y)$$

$$E = \sum_x \sum_y n^2(x, y) \quad F = \sum_x \sum_y f^2(x, y)$$

$$\frac{F}{E} = SNR$$

2. PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)

두 영상의 노이즈를 비교할 때 적용이 되는 PSNR은 다음과 같이 표현하며 높은 값을 좋은 값으로 인식한다.

$$PSNR = 10 \times \log_{10}(image\ size^2/MSE)$$

3. MSE(Mean Square Error)

두 영상을 읽어 서로의 차이를 누적시킨 후 영상의 크기만큼 나눈 값의 합으로 계산하는 것이 MSE(Mean Square Error)이다. MSE 값이 작을수록 좋은 영상이라고 할 수 있다.

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^m \sum_{n=1}^n [| u(m, n) - \mu(m, n) |^2]$$

III. 실험결과

1. SNR(Signal to Noise Ratio)

Table 1은 노이즈와 필터사이즈에 따른 LPF 처리후의 SNR 값을 나타낸 것이다.

F0은 원영상, Fn은 원영상에 noise power 0.01, 0.03, 0.05가 첨가된 영상을 나타낸다.

또한 cutoff frequency $1/16\pi$, $1/8\pi$, $1/3\pi$ 등은 frequency domain에서 각각 반경 $1/16\pi$, $1/8\pi$, $1/3\pi$ 를 남기고 바깥쪽을 제거하여 noise를 제거한 filter영상을 말한다.

흉부영상에서 보면 임의의 Random White Noise가 첨가된 상태에서 cutoff frequency의 변화를 주어 LPF 처리한 결과, SNR은 노이즈 0.01에서 3262, 노이즈 0.03에서 354, 노이즈 0.05에서 133으로 적어진다.

6가지의 cutoff frequency가 다른 filter를 비교했을 때 noise power 값에는 상관없이 cutoff frequency $2/3\pi \sim 3/4\pi$ 까지가 두 영상 차이 값이 작아 원 영상에 가까우

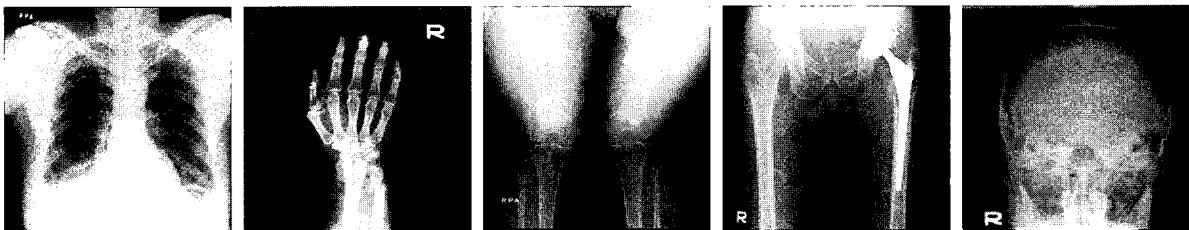


Fig. 1. Random Noise Images

Table 1. SNR value after LPF Processing

		F0-Fn	F0-FLP (1/16 π)	F0-FLP (1/8 π)	F0-FLP (1/3 π)	F0-FLP (1/2 π)	F0-FLP (2/3 π)	F0-FLP (3/4 π)
0,01	chest	3262,715	191,844	417,212	1214,395	2061,604	3221,314	3460,988
0,03		354,501	179,569	370,397	768,096	778,686	628,259	459,697
0,05		133,101	183,439	375,874	583,549	418,860	268,929	180,005
0,01	Hand	762,940	15,076	32,213	113,389	269,959	538,014	738,886
0,03		69,268	14,362	28,364	72,477	101,626	102,766	87,896
0,05		31,937	15,234	31,485	80,899	87,541	63,260	43,576
0,01	Knee	1999,756	284,987	382,848	1341,916	2206,805	2698,458	5316,203
0,03		199,089	222,632	319,829	498,944	453,190	348,304	260,084
0,05		82,776	271,016	406,989	484,539	291,017	174,139	113,453
0,01	Pelvis	1776,133	78,262	136,277	441,746	1101,940	1801,093	1965,928
0,03		158,006	70,964	116,900	260,348	322,288	271,657	207,799
0,05		77,360	75,800	127,480	259,325	240,278	159,279	107,107
0,01	Skull	1555,360	62,300	105,727	443,152	870,677	1532,440	1795,163
0,03		127,635	56,001	89,683	234,178	255,358	217,531	168,299
0,05		64,774	57,757	93,379	213,647	181,763	126,806	87,861

면서 SNR이 좋은 filter 효과를 나타내었다. 다른 부위도 경향은 같다.

2. PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)

Table 2는 노이즈와 필터사이즈에 따른 LPF처리에 의

한 PSNR 값을 나타낸 것이다. PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)에서의 결과를 보면 임의의 Random White Noise를 각각 0.01, 0.03, 0.05를 첨가하여 noise가 점점 증가 했을 경우에 PSNR 값이 흉부에서 40, 30, 26으로 적어진다. F0은 원영상, Fn은 원영상에 noise power

Table 2. PSNR value after LPF Processing

		F0-Fn	F0-FLP (1/16 π)	F0-FLP (1/8 π)	F0-FLP (1/3 π)	F0-FLP (1/2 π)	F0-FLP (2/3 π)	F0-FLP (3/4 π)
0,01	chest	40,012	27,705	31,080	35,720	38,018	39,956	40,268
0,03		30,372	27,418	30,563	33,730	33,790	32,857	31,501
0,05		26,118	27,511	30,626	32,537	31,097	29,172	27,429
0,01	Hand	39,944	22,895	26,199	31,665	35,432	38,427	39,805
0,03		29,524	22,691	25,647	29,721	31,189	31,238	30,559
0,05		26,162	22,947	26,100	30,198	30,541	29,130	27,512
0,01	Knee	39,961	31,500	32,780	38,229	40,389	41,263	44,206
0,03		29,942	30,427	32,001	33,932	33,514	32,371	31,102
0,05		26,130	31,281	33,047	33,805	31,591	29,360	27,500
0,01	Pelvis	40,079	26,520	28,929	34,036	38,006	40,140	40,520
0,03		29,571	26,095	28,263	31,740	32,667	31,925	30,761
0,05		26,470	26,381	28,639	31,723	31,392	29,606	27,883
0,01	Skull	40,592	26,618	28,915	35,139	38,072	40,527	41,214
0,03		29,733	26,155	28,201	32,369	32,745	32,049	30,934
0,05		26,787	26,289	28,376	31,970	31,268	29,705	28,111

Table 3. MSE value after LPF, MF Processing

		F0-Fn	F0-FLP (1/16 π)	F0-FLP (1/8 π)	F0-FLP (1/3 π)	F0-FLP (1/2 π)	F0-FLP (2/3 π)	F0-FLP (3/4 π)	F0-Fmed 3x3	F0-Fmed 5x5	F0-Fmed 7x7
0.01	chest	6.485	110.289	50.714	17.423	10.263	6.568	6.113	7.105	7.083	7.052
0.03		59.685	117.828	57.123	27.546	27.172	33.678	46.027	8.208	8.078	7.952
0.05		158.964	115.343	56.291	36.258	50.514	78.676	117.543	8.161	7.778	7.608
0.01	Hand	6.587	333.865	156.006	44.321	18.616	9.341	6.801	24.063	23.082	21.852
0.03		72.551	349.907	177.179	69.339	49.451	48.902	57.175	23.901	22.777	21.572
0.05		157.354	329.888	159.616	62.120	57.407	79.442	115.326	23.610	22.071	20.439
0.01	Knee	6.561	46.038	34.284	9.777	5.945	4.862	2.469	4.150	3.999	3.813
0.03		65.902	58.933	41.023	26.296	28.951	37.669	50.446	5.838	5.735	5.722
0.05		158.504	48.412	32.238	27.078	45.084	75.344	115.645	8.350	8.090	8.049
0.01	Pelvis	6.385	144.907	83.218	25.672	10.292	6.297	5.769	20.127	19.960	19.857
0.03		71.774	159.808	97.012	43.560	35.188	41.746	54.575	19.491	19.276	19.197
0.05		146.597	149.614	88.960	43.732	47.198	71.200	105.882	21.855	21.623	21.468
0.01	Skull	5.674	141.661	83.475	19.915	10.136	5.759	4.916	8.798	8.745	8.677
0.03		69.146	157.597	98.408	37.687	34.561	40.571	52.440	56.599	56.570	56.401
0.05		136.252	152.803	94.513	41.309	48.555	69.599	100.449	57.556	57.468	57.275

0.01이 첨가된 영상, F0-Fn은 noise power 0.01에 의한 PSNR이라고 표현하였다.

6가지의 cutoff frequency가 다른 filter를 비교했을 때 noise power 값에는 상관없이 cutoff frequency $2/3\pi \sim 3/4\pi$ 까지가 두 영상 차분 값이 작아 원 영상에 가까우면서 PSNR이 좋은 filter 효과를 나타내었다.

3. MSE(Mean Square Error)

흉부영상에서 보면 임의의 Random White Noise가 첨가된 상태에서 cutoff frequency의 변화를 주어 LPF 처리한 결과, MSE는 노이즈 0.01에서 6.48, 노이즈 0.03에서 59.68, 노이즈 0.05에서 158.96으로 커진다.

또한 cutoff frequency $2/3\pi$, $3/4\pi$ 에서는 noise factor 값 0.01에서 가장 좋은 filter 효과를 나타내었다.

Median Filter kernel size는 3×3 , 5×5 , 7×7 을 사용하였는데 size 크기가 커짐에 따라서 MSE의 값이 작아져 filter 효과가 좋아 짐을 알 수 있었다.

4. Cutoff frequency에 따른 Noise level

Cutoff frequency가 커짐에 따라 SNR, PSNR은 증가

하는 반면 MSE는 감소한다(Fig. 2).

따라서 노이즈는 감소함을 알 수가 있다. 그러나 일정 Cutoff frequency 이상이 되면 노이즈감소효과는 떨어진다. 또한 노이즈 감소에 따라서 공간분해능의 손실을 초래할 수 있다.

의료영상에 있어서 노이즈감소 만이 목적이 아니라면 공간분해능을 고려한 적절한 Cutoff frequency의 선택이 요망된다.

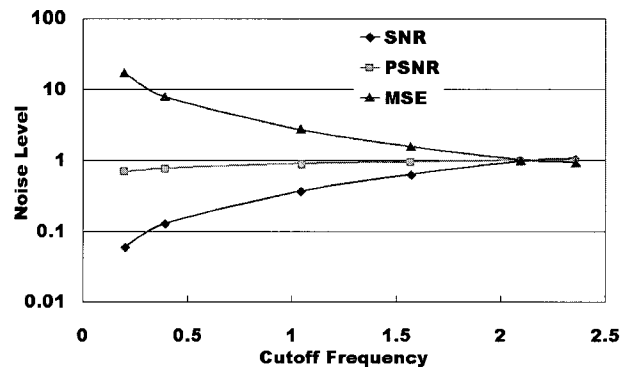


Fig. 2. Noise level with Cutoff frequency

IV. 고찰

CR 영상에는 noise가 포함되어 있다. CR 시스템의 잡음(Noise)의 주요한 원인은 X-선 양자모틀이며 그 외에 Imaging Plate의 구조 노이즈, 휘진 발광체의 광양자 노이즈, 전자계의 노이즈, 양자화 노이즈 등이 있다. 이런 영상들의 noise제거는 Low Pass Filter 특성을 가진 Image Processing에 의해서 보정을 하고 있으나 여전히 영상 내에는 잡음이 존재한다.

Time domain에서 시각적으로 noise의 제거 상태를 파악할 수 있으나 객관적으로 표현할 수 있는 정량평가가 필요하다. filter를 취한 noise 영상과 원 영상을 비교하여 부위별과 noise 분포별로 정량적 평가를 시행하였다. Random White Noise를 첨가해서 CR 영상에 적용하였고 영상 처리는 영상 획득, 전 처리, 영역화, 인식의 단계를 거쳤다.

영상은 데이터 전송 과정이나 데이터의 획득과정 및 데이터의 처리 과정에서 잡음에 의해 쉽게 훼손된다. 이러한 과정에서 발생하는 잡음으로 대표적인 것이 임펄스 잡음과 가우시안 잡음이다. 이러한 noise를 제거하는 기존의 필터링 방법들 중에는 공간적인 처리 기법으로 평균 필터, 메디안필터, 가중필터 등이 있었지만 많은 연구들이 임펄스 잡음의 제거에 치우쳐져 있고 가우시안 잡음의 제거에 대한 연구는 미비한 편이다. 따라서 Noise를 임의로 첨가하여 Low Pass Filter와 Median Filter³⁻⁸⁾를 이용하고 윈도우 크기는 3×3을 적용하였다. Median Filter에는 3×3, 5×5, 7×7 적용하였으며 SNR, PSNR, MSE 값의 비교를 통해 비교 영상과 잡음들에서의 filter 성능과 효과를 제시하였고, 병원 영상에 중요부위 영상들을 가지고 각각의 값들을 비교 분석하였다.

Median Filter size에는 3×3, 5×5, 7×7을 사용하였는데 kernel size에 따라서 그 값이 변화됨을 알 수 있었다. size 크기가 커짐에 따라서 SNR 값이 커지며 반대로 MSE의 값이 작아짐을 알 수 있다. 이것은 filter⁹⁾ 효과가 좋아짐을 의미한다. 필터효과를 비교할 때 중요한 것은 전체 영상 size 전체에서 MSE값을 비교 할 것인가, 아니면 본 실험처럼 비교 ROI를 작게 설정해서 값을 비교할 것인가 하는 것이 중요하다고 생각한다. 전체 이미지의 노이즈 비교는 영상 구조물에 노이즈가 묻혀버리기 쉬워 영상의 특정부위를 적당한 ROI를 취해서 비교하는 것이 노하우라고 할 수 있다.

본 연구는 CR 영상에 노이즈가 생기는 것에 대해서 filter를 적용하여 보다 향상된 영상을 얻고자 한 것이다. LPF를 적용 시 Median Filter보다도 더 좋은 noise를 제

거 효과를 얻을 수 있었고, 그 값을 cutoff frequency에 따라서 비교해 보아도 일정패턴을 가지고 변하게 됨을 알 수 있었다. 하지만 Filter를 적용한 이미지는 사람이 눈으로 볼 때는 noise가 어느 정도 제거가 된 것처럼 보이지만 흐려지는 효과 때문에 수치상의 값들이 반전되어 나올 수 있다는 것에 유념하여야 한다. 또한 이런 정량적인 값들은 Intensity값을 비교하는 것이기 때문에 값이 다소 변화가 있을 수 있다. 특히 Median Filter를 취할 경우에 다소 다른 값이 표현될 수 있다. LPF는 High frequency noise를 제거^{10,11)}하는데 주력을 한다면 Median Filter는 갑자기 나타난 Burst Type의 noise를 제거할 수 있다는 것이다. 그러나 실제 의료 영상에 실험을 통해 얻은 필터를 적용해 보면¹²⁾, 시각적으로는 오히려 더 좋지 않은 결과가 나타나는 경우도 있었다. 이것은 X-선 촬영 부위에 따라 X선량 이외에 촬영 factor가 달리 적용되고 의료장비 특성마다 Post Processing에서 filter를 적용하고 있어 장비 특성과 무관하게 동일한 filter를 적용한다는 것은 무리가 있다는 사실을 인식하게 되었다. 이유로는 IP 카세트 안에 있는 phosphor에 X-선 자극 시 DR(Direct Radiography)과는 다르게 hole pair로 직접 인식하지 않거나 여러 가지 촬영 factor에 따라 noise(Quantum mottle)가 다르게 생기게 되지 않는가 추측할 수 있다. SNR 등 통계적 지표에 의한 비교와 함께 시각적 평가가 병행되어야 함을 알 수 있는 기회가 되었다.

V. 결론

인위적으로 정량적 노이즈를 임상 X선사진에 가하고 종류가 다른 Filter를 취함으로써 노이즈 제거효과를 비교하여 보았다. 이때 비교평가 Factor로 SNR, PSNR, MSE 값을 제시함으로써 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. cutoff frequency가 다른 filter를 비교했을 때 noise power 값에는 상관없이 cutoff frequency $2/3\pi \sim 3/4\pi$ 까지가 원 영상에 가까우면서 SNR, PSNR이 좋다. 따라서 높은 filter 효과를 나타낸다고 할 수 있다.
2. Median Filter의 커널 size가 커짐에 따라서 SNR 값이 커지며 반대로 MSE의 값이 작아져 filter 효과는 좋아 짐을 알 수 있다.
3. 의료 영상에 filter를 적용하는 것에 대해서 대부분의 영상들이 filter 적용 후에 왜곡된 상이 되곤 하였다. 의료 영상은 다른 영상과는 달리 공간 분해능을 유지하면서 평활화(노이즈 제거) 하는 것이 중요한 문제이다. 정

확한 의료영상 해석에 기여하기 위해서는 앞으로 노이즈나 선예도 알고리즘의 최적화를 통하여 보다 Reality가 있는 영상이 제공될 수 있도록 하여야 할 것이다.

참고 문헌

1. G.S Shaber, A. Maidment, J. Bell, L.s. Jeronim, D.Y. Lee, G.F. Powell, "Full field digital projection radiography system: Principles and Image Evaluation." Computer assisted radiography and surgery(CAR'97) by H.U. Lemke, et, al., editrs(Amsterdam: Elsevier, 1997), pp.39-45
2. S.H. Nam, J.B. Park, C.H. Oh, T.K. Song, J.K. Jung, S.I. Kim, Recent Development Trends and Future of Medical Image system: J. Biomed. Eng. Res, Vol 20, No. 4, 365-399, 1999
3. Pitas, A. N. Vinetsanopoulos, Nonlinear Digital Filters, Kluwer Academic Publishers, Massachusetts, 1990
4. I. Pitas, Digital Image Processing Algorithms, Prentice Hall, 1995
5. T. A. Nodes, N. C. Gallagher, JR, Median Filter : Some Modifications and Their ProPerties, IEEE, Vol. ASSP-30, NO. 5, pp.739-746, 1982
6. R. Suoranta, K. P. Estola, 2-D Subset Averaged Median Filters, Elsevier Science Publishers, pp.291-294, 1993
7. B. Jahne, Digital Image Processing, Springer, 1997
8. L. Yin, R. Yang, M. Gabbonj, Y. Neavo, Weighted Median Filters: A Tutorial, IEEE, Vol. 43, NO. 3, pp.157-192, 1996
9. 이용환, 에지와 부분집합 정보를 이용한 효율적인 잡음제거 필터들의 설계, 건국대학교 대학원 박사학위논문, 1998
10. R. C. Gonzalez and R. E. Woods, Digital Image processing, Addison-Wesley publishing Company, 1992
11. Michael seul, Lawrence O' Gorman, Michael J, sarmmon, "Pratical Algorithm for Image Analysis"
12. 김정환, Removal Mixed Noise from computed Radiography Images using Hybrid Filters, 고려대학교대학원 석사학위논문, 2005

• Abstract

Mixed Noise Reduction Filters for CR Images

¹⁾Jung-Whan Min · ²⁾Jung-Min Kim · ³⁾Hea-Won Jeong

¹⁾Radiator of Oncology Sanggye Paik Hospital Inje University

²⁾Dept. of Radiologic Science, College of Health Science, Korea University

³⁾Dept. of Radiology Seoul Paik Hospital Inje University

This study is to decrease compound noise in x-ray films. This study compared Signal to noise ratio (SNR), Peak signal to noise ratio(PSNR), Mean square error(MSE) to surface of the earth. In addition, we evaluated noise elimination effect according to the kernel size of Median filter.

This experiments show that some filters are useful by finding image that is near in circle image comparing circle picture with each processed picture. In noise power value, when cutoff frequency was compared with other filters of cutoff frequency. Cutoff frequency of $2/3\pi \sim 3/4\pi$ is good and it shows good SNR and PSNR. Therefore, it can display high filter effect. As Median Filter's Kernel size grows SNR value gets bigger, which shows better filter effect.

Most pictures are distorted after filter application in medical treatment image. It is important to keep spatial resolution in most medical images. Visual estimation as well as quantitative indicators should be necessary for a better image.

Key Words: CR, Noise, SNR, PSNR, MSE