

디지털 의료영상에서 위너스펙트럼(Wiener spectrum)의 보정방법

— Correction Method of Wiener Spectrum (WS) on Digital Medical Imaging Systems —

고려대학교 보건과학대학 방사선학과

김정민 · 이기성 · 김유현

— 국문초록 —

노이즈를 평가하는 방법은 Root Mean Square(RMS) 입상도, 자기상관함수, 위너스펙트럼이 있다. RMS입상도는 광자데이터의 표준편차로 나타내며, 자기상관함수는 거리변화에 따른 1차원함수를 중적분하여 얻어진다. 그리고 자기상관함수를 푸리에 변환하면 노이즈 파워 스펙트럼이 되고, 화상에서는 이것을 위너스펙트럼이라고 한다.

위너스펙트럼은 노이즈 자체만을 표현할 뿐 아니라 해상특성을 나타내는 Modulation Transfer Function(MTF)과 함께 Detective Quantum Efficiency(DQE)를 산출하는 중요한 요소가 된다. 제시된 위너스펙트럼의 평가기술은 교육현장에서 그 개념을 교육하거나 임상 환경에서 시설에 알맞은 디지털 영상 검출기를 선택하고 디지털 영상 시스템의 영상품질을 유지 보수하는데 도움이 될 것으로 기대한다.

중심 단어: 위너스펙트럼, 노이즈 파워 스펙트럼, 이산 푸리에 변환법

I. 서 론

이산화되고 양자화된 데이터의 나열이 디지털화상이다. X선이 발생하고 형광체에 흡수되고 다시 발광하는 모든 과정은 랜덤하다. X선광자 또는 빛광자가 흡수되는 위치나 밀도에는 통계적인 변화가 있으며 이들이 의료영상에서는 잡음(노이즈)으로 나타난다¹⁾. 오래전부터 X선 상에서의 잡음에 관한 연구가 있었으나 증감지/필름계에 있어서는 필름의 입자를 무한소로 볼 수 있었기 때문에 아날로그계의 노이즈는 X선 광자 모틀(mottle)과 증감지의 모

틀이 전부라 해도 무방하였다. 그리고 이 두 가지는 피할 수 없는 과정이므로 증감지/필름 계의 노이즈에 대한 평가는 현재의 디지털계 보다는 덜 중요하게 여겨져 왔다. 그러나 디지털계로 넘어오면서 사정은 달라져 검출, 기록, 표시단계에서 많은 잡음의 발생요인이 생겼다. 즉, 검출부의 픽셀이 아주 크고, 전기계의 잡음, 데이터의 압축에 따른 손실, 디스플레이계 자체의 노이즈가 더해지면서 노이즈에 의한 화질감소요인이 대폭 증가하였다.

노이즈를 평가하는 방법은 RMS 입상도, 자기상관함수 (autocorrelation function(ACF)), 위너스펙트럼(Wiener spectrum(WS))이 있다²⁻⁶⁾. RMS 입상도는 광자데이터의 표준편차로 나타내며, 자기상관함수는 거리변화에 따른 1차원함수를 중적분하여 얻어진다. 그리고 자기상관함수를 푸리에 변환하면 노이즈 파워 스펙트럼(Noise Power Spectrum(NPS))이 되고 화상에서는 이것을 위너스펙트럼이라고 한다.

*접수일(2008년 7월 17일), 1차심사일(2008년 8월 28일), 2차심사일(2008년 2월 6일), 확정일(2009년 3월 3일)

책임저자: 김정민, (136-703) 서울특별시 성북구 정릉동 산1번지
고려대학교 보건과학대학 방사선학과
TEL: 02-940-2824, FAX: 02-917-9074
E-mail: minbogun@korea.ac.kr

위너스펙트럼은 노이즈 자체만을 표현할 뿐 아니라 해상특성을 나타내는 MTF와 함께 DQE를 산출하는 중요한 요소가 된다^{7,8)}.

위너스펙트럼의 산출은 개념이 어렵고 계산방법이 복잡하여 실험실의 특정한 연구자들의 전유물로 알기 쉬우나 IEC62220-1의 NPS의 측정방법을 준수한다면 누구라도 정량적인 위너스펙트럼 값을 산출할 수 있다.

저자는 프리샘플링 위너스펙트럼의 핏팅 과정을 디지털 특성곡선의 작성, White 이미지로부터 디지털 데이터의 획득, 정규화(normalization)과정과 푸리에 변환에 의하여 최종 위너스펙트럼을 산출하였으며 이 방법과 과정을 CR화상(Konica Regius 150)데이터를 예로 제시하여 보고하고자 한다.

II. 위너스펙트럼의 산출과정

1. 위너스펙트럼을 위한 촬영

위너스펙트럼을 산출하기 위한 촬영 자체는 간단하다. 피사체를 놓지 않고 촬영하고 그때의 선량을 기록하기만 하면 된다. 단, 측정 목적에 맞게 설정과 정확도는 크게 변화시켜야 한다. 선질은 IEC규격을 준용한다. IEC규격에서는 RQA 5(약 70 kVp, Al부가 필터 21 mm, Al 반가층 7.1 mm)를 추천하고 있다. RQA 3, RQA 7 및 RQA 9도 예시되어 있다.

이 실험에서는 Al 부가필터와 Al 반가층이 요구항목이므로 관전압을 조정하여 선질을 결정하였다. DQE 측정에 매달리지 않는다면 다른 임상 선질로도 지장이 없다.

그림 1에서는 위너스펙트럼의 디지털 이미지를 표현한 것이며, X선 영상시스템에서 획득된 white 영상의 관심

영역(Region Of Interest(ROI))을 각각 256×256, 128×128로 하여 4개 구역에서 2차원 DFT(Discrete Fourier Transform)를 실행한다.

2. 디지털 특성곡선

디지털의 경우 증감지/필름 계와 달리 상반법칙이 성립하기 때문에 타이머 자체의 오차가 크지 않다면 time scale 법에 따라 노광하여도 작은 오차의 데이터를 얻을 수 있다⁹⁾.

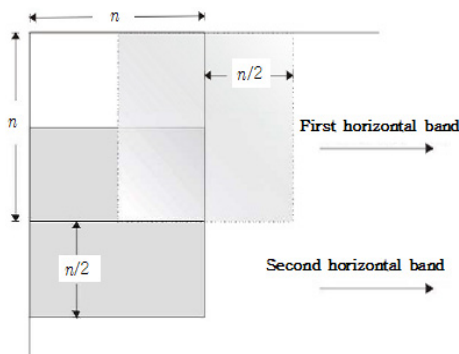
촬영 화상 각각에 대하여 측정 영역 화소 값의 평균 <PV(pixel value)>를 구한다. 이것을 종축에, 횡축에는 선량을 상용대수 축으로 그리거나 또는 그 반대의 방법으로 그래프를 그리면 그림 2와 같은 특성곡선이 얻어진다. 만일 직선계조라면 그 직선의 경사 G를 구한다. 곡선계조라면 곡선을 그리고 나서 위너스펙트럼 측정선량에 대한 경사 G를 구한다.

$$\frac{\Delta E}{E} = \frac{\Delta PV(X, Y)}{G(\log_{10} e)} \dots\dots\dots (1)$$

양변을 미분하여 변형하면 (1)식이 얻어진다. (1)식은 미소 구간이라면 비선형데이터로부터 계산한 위너스펙트럼에 계수를 곱하기만 하면 되고, 이를 선형 데이터로부터 계산한 위너스펙트럼으로 변환할 수 있다는 것을 나타내고 있다.

$$PV = G(\log_{10} E) + \alpha \dots\dots\dots (2)$$

(2)식은 특성곡선 선량과 화소 값의 관계를 나타내는 look up table과 같은 것이므로 이 역함수를 이용하면 비선형의 화상데이터를 선형데이터로 변환할 수가 있다.



The size of the ROIs shall be n = 256

Fig. 1. Acquired White Image for Wiener spectrum

3. 위너스펙트럼 이미지로부터 디지털 데이터 획득

그림 1과 같이 이미지로부터 계산에 필요한 관심 영역을 선정한 후 디지털 화상 데이터를 텍스트 데이터로 저장한다. 저장한 텍스트파일을 마이크로소프트사의 Excel 프로그램에서 열면 그림 3에 나타난 것과 같은 위너스펙트럼의 디지털 데이터가 얻어진다.

4. 정규화(Normalization)

디지털 위너스펙트럼은 노이즈의 파워 스펙트럼 확률 밀도함수로서 선형데이터를 이용한 식 또는 비선형 데이터를 이용한 식으로 주어진다.

$$WS\Delta E/\langle E \rangle(U_j, u_k) = \lim_{N_x, N_y \rightarrow \infty} \frac{\Delta X \Delta Y}{N_x N_y} \langle |DFT^{2D} \cdot \frac{\Delta X(X_s, Y_k)}{\langle E \rangle} |^2 \rangle \dots \dots \dots (3)$$

$$= \lim_{M, N_x, N_y \rightarrow \infty} \frac{\Delta X \Delta Y}{M N_x N_y} \sum_{m=1}^U \langle |DFT^{2D} \cdot \frac{\Delta E_m(X_s, Y_t)}{\langle E \rangle} |^2 \rangle \dots \dots \dots (4)$$

$$WS\Delta E/\langle E \rangle(U_j, u_k) = \frac{1}{G^2(\log_{10} e)^2} \lim_{M, N_x, N_y \rightarrow \infty} \frac{\Delta X \Delta Y}{M N_x N_y} \sum_{m=1}^U |DFT^{2D} \{ \Delta P V_m(X_s, Y_t) \} |^2 \dots \dots \dots (5)$$

$$F(U_j, U_k) = DFT2D\{f(X_s, Y_k)\} = \sum_{s=0}^{S-1} \sum_{t=0}^{t-1} f(X_s, Y_k) e^{-2\pi i (U_j X_s + U_x Y_k)} \dots \dots \dots (6)$$

$$W_{OUT}(U_n, U_k) = \frac{\Delta X \Delta Y}{M^* 256 * 256} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^{256} \sum_{l=1}^{256} [I(X_i, Y_j) - S(X_i, Y_j)] e^{-2\pi i (u_n x_i - u_k y_j)} |^2 \dots \dots \dots (7)$$

$\Delta X \Delta Y$: Pixel spacing horizontal and vertical
 M : Number of ROI
 S(Xi, Yj) : Optionally Fitted - 2D Polynomial
 I(Xi, Yj) : Linearized Data

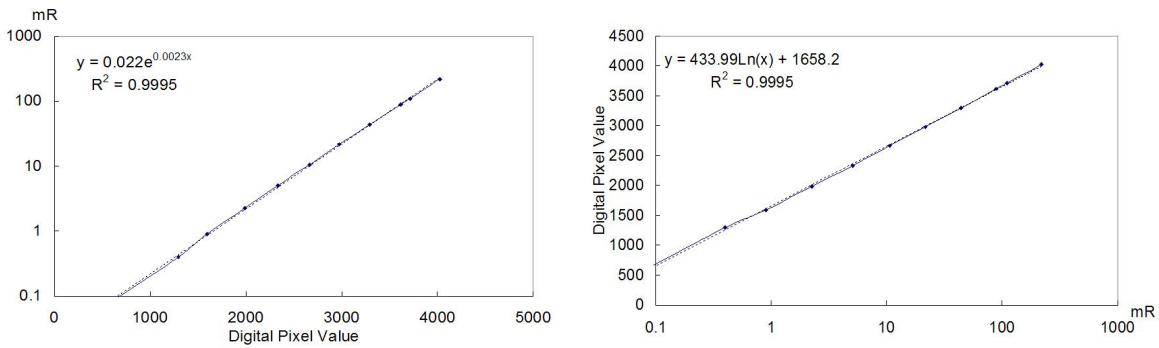


Fig. 2. Characteristic curve(RQA5) of Regius 150

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1	3769	3760	3763	3766	3768	3764	3764	3761	3759	3754	3764	3773
2	3769	3768	3764	3765	3759	3768	3758	3756	3771	3758	3766	3764
3	3760	3763	3764	3771	3771	3761	3763	3765	3769	3759	3755	3761
4	3768	3764	3758	3766	3769	3770	3760	3761	3761	3753	3760	3760
5	3765	3764	3768	3763	3768	3771	3776	3773	3764	3759	3753	3764
6	3776	3764	3769	3771	3764	3760	3764	3763	3750	3749	3768	3775
7	3759	3765	3764	3766	3770	3759	3758	3766	3756	3759	3766	3764
8	3766	3770	3765	3761	3769	3754	3763	3765	3765	3765	3759	3765
9	3764	3758	3755	3764	3765	3756	3769	3771	3755	3768	3763	3760
10	3765	3760	3766	3760	3769	3765	3768	3768	3763	3768	3759	3771
11	3761	3773	3771	3761	3764	3775	3771	3763	3755	3768	3756	3760
12	3769	3766	3773	3759	3766	3770	3761	3763	3764	3763	3760	3766
13	3774	3763	3758	3773	3780	3763	3776	3766	3768	3754	3765	3765
14	3773	3769	3760	3771	3773	3770	3773	3768	3765	3754	3759	3768
15	3769	3769	3756	3766	3766	3763	3765	3754	3761	3760	3768	3775
16	3761	3758	3756	3765	3768	3761	3765	3768	3771	3756	3756	3770
17	3763	3760	3764	3764	3770	3760	3766	3764	3773	3773	3770	3760
18	3763	3764	3779	3763	3754	3760	3774	3768	3765	3776	3765	3761
19	3771	3761	3765	3766	3770	3764	3768	3770	3759	3766	3754	3756
20	3775	3769	3769	3764	3766	3761	3770	3761	3751	3765	3756	3760
21	3771	3770	3755	3768	3764	3769	3771	3763	3760	3764	3759	3766
22	3765	3764	3758	3751	3764	3776	3761	3759	3770	3764	3759	3764
23	3771	3768	3766	3766	3764	3763	3761	3764	3765	3756	3755	3760
24	3770	3771	3764	3775	3769	3765	3763	3770	3768	3760	3773	3759
25	3769	3774	3755	3761	3775	3776	3781	3764	3769	3770	3768	3763
26	3756	3766	3755	3761	3761	3759	3766	3768	3768	3764	3764	3760
27	3768	3768	3754	3768	3773	3765	3776	3776	3776	3769	3766	3764
28	3764	3764	3764	3771	3773	3775	3771	3769	3760	3771	3760	3763
29	3765	3763	3765	3755	3766	3764	3764	3759	3759	3761	3756	3755

Fig. 3. Pixel values of Wiener spectrum in ROI

여기에서 WS는 위너스펙트럼이고 M은 평균값수로서 후에 설명하는 관심영역의 수이다. 또한, Nx, Ny는 각각 x, y 방향의 화소수, ΔX ΔY는 각각 x, y방향의 화소 피치, U, V는 각각 x, y방향의 공간 주파수를 나타내며, DFT2D는 2차원 이산푸리에 변환을 나타낸다. 통상은 2차원 고속 푸리에 변환(2D Fast Fourier Transform)을 이용한다.

(3), (4), (5), (6)식은 다소 복잡하게 보이나 실제로는 계산기가 실행하는 다수의 2차원 DFT결과의 평균에 계수 배의 곱셈을 할 뿐이다. (6)식에서와 같이 2차원 DFT 자체는 많은 프로그램에서 실행이 가능하다.

5. Excel로 실행하는 고속푸리에 변환법

Excel상에서 푸리에 변환을 하는 데에는 합을 구하는 이산 푸리에 변환법(DFT)과 고속 푸리에 변환법(FFT)이 있다. DFT의 특징은 원리를 이해하기 쉬워서 극단적으로 말하면 계산기만 가지고도 계산이 가능하다는 것이다. FFT는 편리한 방법이지만 원리를 알기 어렵다. 또한 FFT는 계산횟수를 대폭 감소시키기 때문에 짧은 시간에 계산이 가능하지만 MTF나 위너스펙트럼 계산 정도는 시간의 단축을 거의 인식할 수가 없다. 그리고 2n 데이터만을 계산하기 때문에 데이터 범위를 결정할 때 주의가 필요하다. 또한 계산에 사용한 데이터의 개수와 데이터의 샘플링 거리로서 구해진 공간 주파수 간격이 다른 점도 주의할 필요가 있다.

그림 4는 256×256 화상데이터에서 각각의 픽셀값을 평균값으로 정규화한 값들을 나타내었고¹⁰⁾ 그림 5는 선량과 화소 값의 관계로 그림 2에 Regius 150의 디지털 특성곡선(RQA5)에 의해 선량으로 변환한 후 이를 정규화한 값들을 나타내고 있다. 즉 상대 노광량 변환을 한 값들을 보여준다.

그림 4에서는 평균값을 먼저 구해둔 디지털 특성곡선으로부터 상대노광량으로 변환한다. 먼저 구해둔 디지털 특성곡선의 1차 근사방정식을 구해서(그림 2) 그림 5에 상대노광량을 입력한다. 이를 위한 Excel 프로그램의 수식은 =0.022*EXP(0.0023*B3)이다.

그림 6에서는 선량에 대한 값을 평균선량으로 다시 나누어 주어서 두 번째 정규화를 수행하였다. 이렇게 하면 선량에 대한 상대치를 구할 수 있다.

그림 7의 DFT를 하려고 할 경우 주의해야 할 점은 전술한 바와 같이 DFT는 2n 값을 계산하기 때문에 데이터를 256행까지 복사하여 2n 데이터수로 만들어 준다. 그림 7의 경우 2⁸ = 256개를 사용하였다. 총 256행까지 행과 열로 같이 DFT하기 위하여 Excel에서 입력범위 출력범위를 지정하고 OK 버튼을 마우스로 클릭하면 DFT가 실행되며 그림 8과 같이 작업시트(sheet)에 행과 열을 계산한 DFT 계수 값들이 입력된다.

그림 9에서는 그림 8의 계수들을 256×256 데이터의 중앙인 128×128을 기준으로 해서 상하 값을 바꾸어 입력하고 그리고 좌우 값을 바꾸어서 절대 값으로 표현하였다. 통상 Excel에서 절대 값 함수는 ABS()를 사용하지만

1	1.007558	1.005152	1.005954	1.006756	1.00729	1.006221	1.006221	1.005419	1.004884	1.003548	1.006221	1.008627
2	1.007558	1.00729	1.006221	1.006488	1.004884	1.00729	1.004617	1.004082	1.008092	1.004617	1.006756	1.006221
3	1.005152	1.005954	1.006221	1.008092	1.008092	1.005419	1.005954	1.006488	1.007558	1.004884	1.003815	1.005419
4	1.00729	1.006221	1.004617	1.006756	1.007558	1.007825	1.005152	1.005419	1.005419	1.00328	1.005152	1.005152
5	1.006488	1.006221	1.00729	1.005954	1.00729	1.008092	1.009429	1.008627	1.006221	1.004884	1.00328	1.006221
6	1.009429	1.006221	1.007558	1.008092	1.006221	1.005152	1.006221	1.005954	1.002478	1.002211	1.00729	1.009162
7	1.004884	1.006488	1.006221	1.006756	1.007825	1.004884	1.004617	1.006756	1.004082	1.004884	1.006756	1.006221
8	1.006756	1.007825	1.006488	1.005419	1.007558	1.003548	1.005954	1.006488	1.006488	1.006488	1.004884	1.006488
9	1.006221	1.004617	1.003815	1.006221	1.006488	1.004082	1.007558	1.008092	1.003815	1.00729	1.005954	1.005152
10	1.006488	1.005152	1.006756	1.005152	1.007558	1.006488	1.00729	1.00729	1.005954	1.00729	1.004884	1.008092
11	1.005419	1.008627	1.008092	1.005419	1.006221	1.009162	1.008092	1.005954	1.003815	1.00729	1.004082	1.005152
12	1.007558	1.006756	1.008627	1.004884	1.006756	1.007825	1.005419	1.005954	1.006221	1.005954	1.005152	1.006756
13	1.005894	1.005954	1.004617	1.008627	1.010498	1.005954	1.009429	1.006756	1.00729	1.003548	1.006488	1.006488
14	1.008627	1.007558	1.005152	1.008092	1.008627	1.007825	1.008627	1.00729	1.006488	1.003548	1.004884	1.00729
15	1.007558	1.007558	1.004082	1.006756	1.006756	1.005954	1.006488	1.003548	1.005419	1.005152	1.00729	1.009162
16	1.005419	1.004617	1.004082	1.006488	1.00729	1.005419	1.006488	1.00729	1.008092	1.004082	1.004082	1.007825
17	1.005954	1.005152	1.006221	1.006221	1.007825	1.005152	1.006756	1.006221	1.008627	1.008627	1.007825	1.005152
18	1.005954	1.006221	1.010231	1.005954	1.003548	1.005152	1.008894	1.00729	1.006488	1.009429	1.006488	1.002746
19	1.008092	1.005419	1.006488	1.006756	1.007825	1.006221	1.00729	1.007825	1.004884	1.006756	1.003548	1.004082
20	1.009162	1.007558	1.007558	1.006221	1.006756	1.005419	1.007825	1.005419	1.002746	1.006488	1.004082	1.005152
21	1.008092	1.007825	1.003815	1.00729	1.006221	1.007558	1.008092	1.005954	1.005152	1.006221	1.004884	1.004082
22	1.006488	1.006221	1.004617	1.002746	1.006221	1.009429	1.005419	1.004884	1.007825	1.006221	1.004884	1.006221
23	1.008092	1.00729	1.006756	1.006756	1.006221	1.005954	1.005419	1.006221	1.006488	1.004082	1.003815	1.005152
24	1.007825	1.008092	1.006221	1.009162	1.007558	1.006488	1.005954	1.007825	1.00729	1.005152	1.008627	1.004884
25	1.007558	1.008894	1.003815	1.005419	1.009162	1.009429	1.010765	1.006221	1.007558	1.007825	1.00729	1.005954
26	1.004082	1.006756	1.003815	1.005419	1.005419	1.004884	1.006756	1.00729	1.00729	1.006221	1.006221	1.005152
27	1.00729	1.00729	1.003548	1.00729	1.008627	1.006488	1.009429	1.009429	1.009429	1.007558	1.006756	1.006221
28	1.006221	1.006221	1.006221	1.008092	1.008627	1.009162	1.008092	1.007558	1.005152	1.008092	1.005152	1.005954
29	1.006488	1.005954	1.006488	1.003815	1.006756	1.006221	1.006221	1.004884	1.004884	1.005419	1.004082	1.003815

Fig. 4. Normalized values by Excel program (Pixel values were divided by the average pixel value of 256×256 image)

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1		255.635	3.97462	2.1311	1.97068	0.94182	0.81006	0.73787	0.84645	0.36951	0.52405	0.72193
2		254.624	3.74082	2.23432	2.01595	1.08648	0.94046	1.07084	0.64585	0.55441	0.12858	0.42159
3		255.429	3.42758	1.87699	2.07226	1.2815	1.07706	0.64739	0.4432	0.72001	0.62245	0.72875
4		255.927	3.81397	2.21525	1.8898	1.33862	0.70353	0.91954	0.42398	0.70519	0.60102	0.75576
5		255.873	3.76984	2.19034	2.46798	1.01397	0.26932	0.71673	0.47341	0.66512	0.84519	0.78125
6		255.775	3.71668	2.21193	1.97198	1.32447	0.77261	0.73451	0.67516	0.33674	0.69428	0.62421
7		254.423	4.04838	2.0618	1.91628	1.50885	0.62888	1.05498	0.92848	0.51854	0.6198	0.58102
8		255.517	4.26928	2.45872	1.59611	1.16996	0.6744	1.06104	0.84425	1.09802	0.58294	0.60376
9		254.95	4.75943	2.48141	1.84495	1.12294	1.23923	1.02341	0.87873	0.89071	0.89233	0.67776
10		254.356	4.38964	2.85472	1.63369	0.82581	0.80051	1.21435	0.81738	0.61721	0.5374	0.45882
11		255.024	4.56726	2.4541	1.722	0.67881	1.2258	1.04145	0.70189	0.64191	0.96606	0.62813
12		255.058	4.98383	2.94301	2.0739	1.16952	1.41467	0.72347	0.59703	0.36923	0.73311	0.69107
13		255.318	4.3811	2.84909	1.78892	1.21892	0.93151	0.78635	0.38227	0.56088	0.59227	0.84618
14		254.667	4.52609	2.37933	1.58948	1.12203	1.22048	0.9222	0.21513	0.43788	0.61325	0.78203
15												
16	평균값	255.184	4.169181	2.38158	1.896713	1.128834	0.907751	0.903966	0.633801	0.606097	0.63948	0.664449
17	공간주파수	0.022321	0.044643	0.066964	0.089286	0.111607	0.133929	0.15625	0.178571	0.200893	0.223214	0.245536
18												
19	공간주파수	평균값	파워값									
20	0	255.0243	65037.39			1	7.780352					
21	0.022321	4.567258	20.85984			2	0.002495					
22	0.044643	2.454099	6.022603			3	0.00072					
23	0.066964	1.721996	2.965272			4	0.000355					
24	0.089286	0.678806	0.460778			5	5.51E-05					
25	0.111607	1.225804	1.502595			6	0.00018					
26	0.133929	1.041453	1.084624			7	0.00013					
27	0.15625	0.701891	0.492651			8	5.89E-05					
28	0.178571	0.64191	0.412049			9	4.93E-05					
29	0.200893	0.966057	0.933266			10	0.000112					

Fig. 10. Pitch and power of spatial frequency

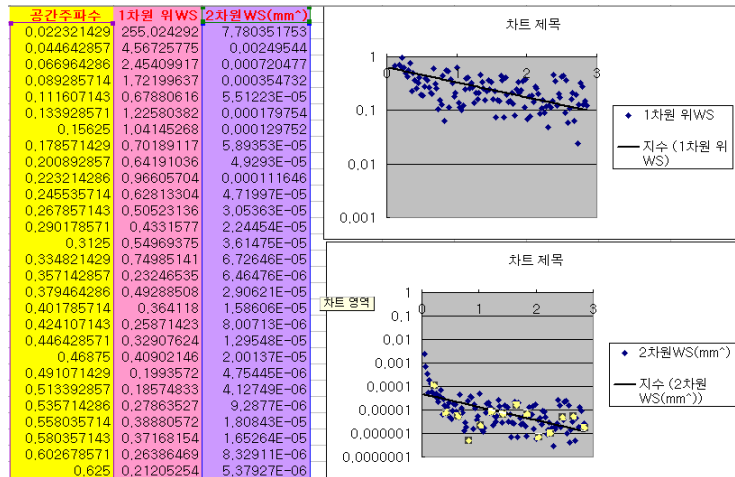


Fig. 11. Spatial frequency, 2D Wiener spectrum results and their plots

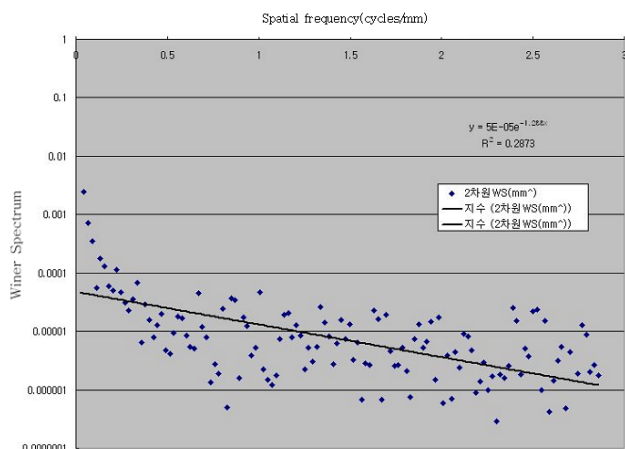


Fig. 12. Results of 2D Wiener spectrum

III. 결론

해상특성, 노이즈특성을 나타내는 의료영상평가 요소들은 개념이 어렵고 계산방법이 복잡하여 특정한 프로그램을 제작 사용하여야만 구할 수 있기에 일반적으로 사용함에 제한이 되고 있다. 본 논문에서는 노이즈를 정량적으로 나타내는 위너스펙트럼을 고유의 특별한 프로그램 없이 산출하는 과정과 방법을 제시하였다.

획득된 노이즈 평가의 결과는 화상계의 노이즈를 측정하는데 이용할 수 있을 뿐만 아니라 DQE의 산출에도 활용될 수 있을 것이다. 아울러 평가 파라미터 측정 기술은 교육현장에서 위너스펙트럼의 개념을 교육하거나 임상 환경에서 시설에 알맞은 디지털 영상 검출기를 선택하고 디

지털 영상 시스템의 영상품질을 유지 보수하는데 도움이 될 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. S, Katsurakawa : 醫用畫像情報學, 南山堂, 92~103, 2006
2. A, Otsuka : 實驗畫像評價, メディカルトリビューン, 45~49, 1994
3. H, Hujita : デジタルラジオグラフィの画像評価, 日本放射線技術學會, 83~8
4. International Electrotechnical Commission, Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part 1 : determination of the detective quantum efficiency, IEC 62220-1, 2003
5. International Electrotechnical Commission, Medical diagnostic X-ray equipment - radiation conditions for use in the determination of characteristics, IEC 61267, 1994
6. James T. Dobbins III, David L. Ergun, Lois Rutz, Dean A. Hinshaw, Hartwig Clark, Dwayne C : DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices, Medical Physics 22(10), 1581-1593, 1995
7. E Samei, MJ Flynn, DA Reimann : A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device, Medical Physics 25(1), 102-113, 1998
8. PB Greer, T van Doorn : Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method, Medical Physics 27, 2048-2059, 2000
9. 김정민, 정희원, 민정환, 임은경 : Correction Method of Slit Modulation Transfer function on Digital Medical Imaging System 방사선 기술과학, 29(3), 133-139, 2006
10. 김정민 외 7인 : 방사선영상정보학, 신광출판사, 313~321, 2006

• Abstract

Correction Method of Wiener Spectrum (WS) on Digital Medical Imaging Systems

Jung-Min Kim · Ki-Sung Lee · You-Hyun Kim

Dept. of Radiologic Science, College of Health Sciences, Korea University

Noise evaluation for an image has been performed by root mean square (RMS) granularity, auto-correlation function (ACF), and Wiener spectrum. RMS granularity stands for standard deviation of photon data and ACF is acquired by integration of 1D function of distance variation. Fourier transform of ACF results in noise power spectrum which is called Wiener spectrum in image quality evaluation. Wiener spectrum represents noise itself. In addition, along with MTF, it is an important factor to produce detective quantum efficiency (DQE). The proposed evaluation method using Wiener spectrum is expected to contribute to educate the concept of Wiener spectrum in educational organizations, choose the appropriate imaging detectors for clinical applications, and maintain image quality in digital imaging systems.

Key Words : Wiener spectrum (WS), Noise power spectrum (NPS), Discrete Fourier Transform (DFT)