

MDCT에서의 Convolution Kernel 종류에 따른 공간 영역 필터링의 영상 평가

— Evaluation to Obtain the Image According to the Spatial Domain Filtering of
Various Convolution Kernels in the Multi-Detector Row Computed Tomography —

동남보건대학 방사선과 · 원광보건대학 방사선과¹⁾ · 서울대학교병원 영상의학과²⁾

이후민 · 유병규¹⁾ · 권대철²⁾

— 국문초록 —

CT 영상은 커널의 종류와 재구성 방법에 따라 다양하게 나타나며, 관심 영역의 CT감약계수 및 노이즈는 밀도에 영향을 준다. 커널의 종류에 따른 노이즈, 공간분해능 및 MTF를 측정하여 영상을 평가하였다. 다중채널CT 스캐너를 이용하여 팬텀 및 복부를 스캔 하였고, 커널은 B10(very smooth), B20(smooth), B30(medium smooth), B40(medium), B50(medium sharp), B60(sharp), B70(very sharp), B80(ultra sharp)으로 재구성하여 물, 공기, 간의 실질 조직, 근육, 지방 부위를 ROI 기능을 이용하여 평균의 CT감약계수와 표준편차인 노이즈를 정량적으로 측정하여 영상을 비교하였다. 그 결과CT 감약계수는 물(1.1~1.8 HU), 공기(-998~-1,000 HU)이고, 물에서의 노이즈(5.4~44.8 HU), 공기(3.6~31.4 HU)이다. 인체에서 간 실질 조직과 지방, 근육의 CT 감약계수와 노이즈를 커널에 따라 측정하였다. 지방의 CT 감약계수(-2.2~0.8 HU), 간의 실질 조직에서 CT감약계수(60.4~62.2 HU), 노이즈(7.6~63.8 HU), 근육의 CT감약계수(53.3~54.3 HU), 노이즈(10.4~70.7 HU) 사이에서 분포하였고, 커널이 높아질수록 노이즈도 증가하였다. 영상의 질을 높이기 위해서는 검사부위에 따라 노이즈를 감소하기 위해 적절한 커널을 선택하여 CT 검사를 하여야 한다.

중심 단어 : 커널, 변조전달함수, 감약계수, 노이즈, 전산화단층촬영

I. 서 론

전산화단층촬영(CT)은 물체를 투과한 X선의 양을 수학적으로 계산하여 수치로 변환된 다양한 밀도정보가 시각적인 상으로 재구성된다. CT 영상은 복셀(voxel)의 개개

블록이 모여 이루어진 매트릭스(matrix)로 저장되고, 복셀에서 영상을 나타내는 화소(pixel)의 크기는 스캔의 기하학적 측면, X선원과 검출기의 크기 및 측정의 빈도와 공간성에 의하여 결정된다.

CT 영상을 나타내기 위해서 각 화소는 밀도를 나타내는 CT 감약계수(attenuation coefficient)를 갖는데, 이는 물질의 복셀 내에서 감쇠된 X선속의 정도에 비례하여 CT 감약계수로 나타내며, 균일한 밀도를 갖는 물질이라도 선속 경화 효과(beam hardening effect), 산란 방사선(scattered radiation), 영상 획득과 재구성 방법, 부분용적 효과(partial volume effect), 양자 반점(quantum mottle), 피사체의 위치 등에 영향을 받아 결정되는 값이

* 이 논문은 2007년 12월 21일 접수되어 2008년 3월 7일 채택 됨.

- 이 연구는 2007년도 교육인적자원부 특성화 프로그램의 국고 재정지원 연구비에 의하여 수행된 것임.

교신저자: 유병규, (570-750) 전북 익산시 신용동 344-2
원광보건대학 방사선과
TEL : 063-840-1236, C.P. : 017-255-9783
FAX : 063-840-1239, E-mail : bkyou@wkhc.ac.kr

다¹⁻⁴). CT 감약계수를 이용하여 질환을 진단하고⁵), 조직을 특징화할 때 CT 감약계수의 다양성의 범위와 원인을 알아야 한다. CT 감약계수의 다양성은 CT의 고유한 특성으로 영상 획득과 재구성 방법에 따라 CT 감약계수는 다양하여 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio)가 달라지고⁶), 평균 CT 감약계수를 결정하는데 사용되는 관심영역의 크기(region of interest; ROI)는 노이즈(noise)에 민감한 영향을 미치며, 정밀도(precision)에도 영향을 준다⁷). 영상의 선명도는 PSF(point spread function), LSF(line spread function), CTF(contrast transfer function)가 있으며^{8,9}), CT에서는 MTF(modulation transfer function)를 이용하여 분해능을 표시하고 있다¹⁰).

의료영상시스템에서 모든 검출작용을 평가하기는 어렵지만, 시스템 성능평가의 정확한 측정 방법으로는 공간주파수의 전체 영역에서 신호에 대한 전달능력과 정량적 공간주파수를 측정하는 MTF를 이용하는 것이 영상성능의 물리적 평가에 적당하다. 영상의 농도와 대조도의 안정성을 향상시키는 자동감도조절에 따른 MTF와 계조 및 주파수처리 등 부가적인 영상처리가 가능하다.

본 연구의 목적은 커널(kernel)의 종류에 따른 물, 공기와 복부의 간 실질조직과 지방을 ROI기능을 이용하여 CT 감약계수와 노이즈를 측정하고, 공간분해능 및 MTF를 공간영역 필터링에서의 다양한 영상을 비교 평가하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. CT 스캔

CT의 컨볼루션 커널(convolution kernel) 종류에 따른 공간 영역 필터링의 영상을 재구성하고, CT감약계수 및 노이즈로 영상을 평가하기 위해 다중 채널 CT 스캐너(Somatom Sensation 16; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany)를 이용하여 팬텀 및 조영제를 주입하지 않고 흉부와 복부를 나선식(spiral) 스캔하였다. 스캔 조건은 120 kVp, 200 mA, 0.5 rotation of time (ROT), 50 field of view(FOV) 조건을 적용하였고, 1.5×16 detector configuration, slice thickness 3 mm, reconstruction 3 mm, reconstruction matrix는 512×512 pixel로 하였다. 커널은 B10(very smooth), B20(smooth), B30(very smooth), B40(very smooth), B50

(medium sharp), B60(very sharp), B70(very sharp), B80(ultra sharp)을 공간 영역 필터링으로 재구성하여 CT 감약계수, 노이즈, MTF를 측정하였고¹¹), 커널 종류 별로 공간 분해능의 영상을 비교하였다¹²).

2. CT 감약계수 및 노이즈(CT attenuation coefficient and noise)

커널에 따른 영상의 질을 평가하기 위해 물이 들어있는 팬텀과 인체를 대상으로 커널에 따른 관심영역(region of interest, ROI) 분석 기능을 이용하여 물은 4×4 cm 정사각형을 공기, 지방, 근육, 간의 실질조직은 3×3 cm의 크기를 설정하여 CT 감약계수 및 노이즈를 측정하였다¹³).

복부 검사 환자에게 조영제 주입 전의 영상을 윈도우 폭(window width)은 350 HU, 윈도우 레벨(window level)은 20 HU에서 간의 실질 조직 및 지방의 대상 부위를 정사각형으로 설정한 후 CT장비 자체의 ROI 분석 기능을 이용하여 동일한 부위를 커널 별로 재구성하여 평균과 표준편차를 측정하였다¹⁴). 측정된 평균이 CT감약계수로 하였고, 표준편차를 노이즈로 측정하였다.

3. MTF 평가

텅스텐 철사 줄 0.2 mm의 팬텀을 이용하여 스캔한 후 철사 줄의 단면영상을 확대하고 점확산계수 처리를 시행한 후 푸리에 변환을 통해 MTF 곡선을 그리며, 이를 구하는 과정은 CT(Somatom Sensation 16; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany)의 소프트웨어를 이용해 시행하였고, 스캔은 다중채널 CT 스캐너를 이용하여 140 kVp, 200 mA, 0.75 rotation of time(ROT), 50 field of view(FOV), 3×3.0 mm 조건으로 CT기기에 설정되어 있는 조건을 적용하여 스캔하였다.

4. 공간분해능(spatial resolution)

공간분해능을 측정하여 비교하기 위해 bar pattern 팬텀(Helios CT QA Phantom, GE Medical Systems)을 이용하여 스캔하여 커널 종류별로 공간 영역 필터링하여 영상을 비교하였다. 팬텀의 공간분해능은 1.6, 1.3, 1.0, 0.8, 0.6, 0.5 mm로 이루어져 있으며 6단계로 구분한다(Fig. 1).

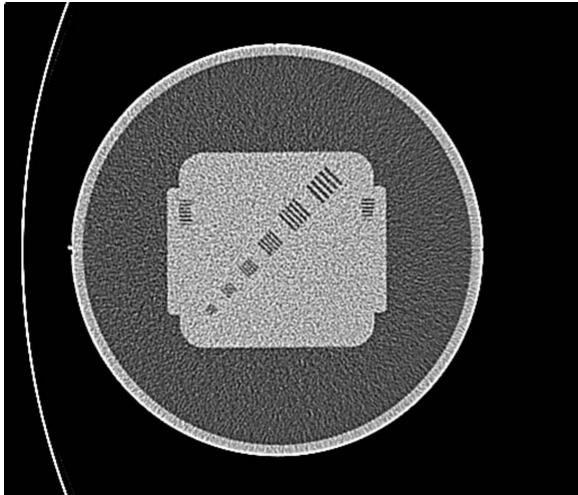


Fig. 1. Line pair phantom image reconstructed with a high spatial frequency algorithm

III. 결 과

CT 감약계수와 노이즈를 커널에 따른 변화를 정량적으로 분석하기 위해 물이 들어있는 팬텀 및 인체의 복부에서 간의 실질 조직과 근육에 대한 CT감약계수와 노이즈를 관심영역으로 커널에 따라 측정하였다(Table 1).

결과에서 팬텀에 있는 물의 ROI에 대한 CT 감약계수는 1.1~1.8 HU, 노이즈는 5.4~44.8 HU(Fig. 2), 공기의 CT 감약계수는 -998~-1,000 HU이고, 노이즈는 3.6~31.4 HU이다. 인체에서 간 실질 조직과 지방의 CT 감약계수와 노이즈를 커널에 따라 측정하였다. 지방의 CT 감

약계수는 -108~-110.4 HU이고, 노이즈는 11.7~72.4 HU로 측정되었다. 간의 실질 조직에 대한 CT감약계수와 노이즈를 표 1에서 나타내고, CT감약계수는 60.4 HU에서 62.2 HU 사이에서 커널에 따라 분포하며, 노이즈는 B10(7.6 HU) 커널에서 가장 낮은 수치로 측정되었고, 커널에 따른 노이즈는 B20(10.3 HU), B30(11.8 HU), B40(14.5 HU), B50(34.4 HU), B60(45.3 HU), B70(53.3 HU), B80에서는 63.8 HU으로 가장 높은 수치를 기록하였다. 근육 조직의 CT감약계수는 커널에 따라 53.3~54.3 HU 사이에서 분포하였고, 노이즈는 B10(10.4 HU) 커널에서 가장 낮은 수치를 보였으나, 커널 B20(12.1 HU), B30(13.7 HU), B40(14.8 HU), B50(35.9 HU), B60(46.3 HU), B70(55.5 HU), B80에서 70.7 HU으로 가장 높았다(Fig. 3). 모든 대상에서 CT 감약계수는 변동이 적었으나(Fig. 4), 노이즈는 커널이 높아질수록 증가 하였다(Fig. 5).

커널에 따른 MTF의 측정에서 B10~B50 사이의 커널의 MTF 곡선은 커널이 증가할수록 MTF가 가장 높게 측정되었고(Fig. 6), B60~80 사이의 MTF 곡선에서 B80(ultra sharp) 커널이 가장 높게 측정되었다(Fig. 7).

공간분해능을 비교하기 위해 해상력 팬텀을 이용한 스캔에서 B10(very smooth) 커널은 1.0 mm(Fig. 8A), B40(medium) 0.8 mm(Fig. 8B), B80(ultra sharp) 0.6 mm의 공간분해능을 표시할 수 있어 커널이 높을수록 공간분해능이 향상되었다(Fig. 8C). 팬텀의 영상을 4배 확대한 영상에서 B10(very smooth) 커널에 비해 B80(ultra sharp)으로 커널이 높을수록 영상이 거칠어지고, 노이즈가 증가하였다(Fig. 9).

Table 1. The CT attenuation coefficient and noise measured for water, air, fat, muscle, liver parenchyma on non-enhanced scanning of the eight reconstruction convolution kernels

Convolution kernel		Water (HU)		Air (HU)		Fat (HU)		Liver parenchyma (HU)		Muscle tissue (HU)	
		Attenuation coefficient	Noise (SD)	Attenuation coefficient	Noise (SD)	Attenuation coefficient	Noise (SD)	Attenuation coefficient	Noise (SD)	Attenuation coefficient	Noise (SD)
B10	Very smooth	1.1	5.4	-999	3.6	-109.2	11.7	62	7.6	54.3	10.4
B20	Smooth	1.6	7.1	-1000	4.2	-109.2	13.5	60.5	10.3	54.3	12.1
B30	Medium smooth	1.6	8.6	-999	5.7	-109.2	15.1	61.9	11.8	54.3	13.7
B40	Medium	1.7	10.6	-1000	7.2	-110.3	17.8	61	14.5	53.3	14.8
B50	Medium sharp	1.7	24.2	-998	20.8	-110.4	40.1	60.5	34.4	53.6	35.9
B60	Sharp	1.6	33.5	-999	27.4	-108	54.2	60.4	45.3	53.5	46.3
B70	Very sharp	1.7	38.5	-1000	29.8	-110.4	60.7	60.4	53.5	53.5	55.5
B80	Ultra sharp	1.8	44.8	-1000	31.4	-109.2	72.4	62.2	63.8	53.7	70.7

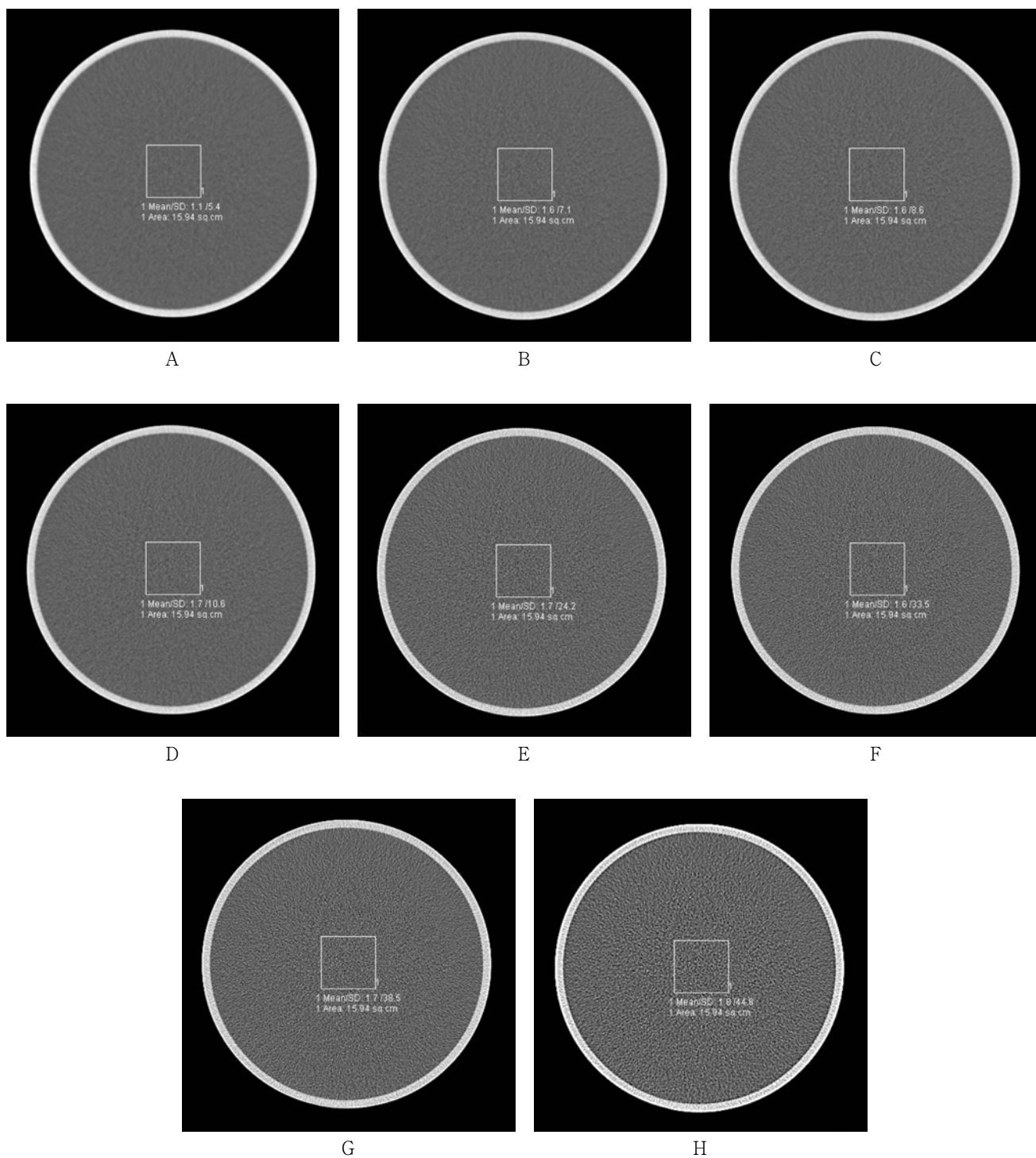


Fig. 2. The CT attenuation coefficient and noise measured of water on non-enhanced scanning in the reconstructed with a kernel type. Comparable density distribution for the eight data sets

A, Very smooth kernel(B10) was CT attenuation coefficient(1.1 HU) and noise(5.4 HU). B, Smooth kernel(B20) was CT attenuation coefficient(1.6 HU) and noise(7.1 HU). C, Medium smooth kernel(B30) was CT attenuation coefficient(1.6 HU) and noise(8.6 HU). D, Medium kernel(B40) was CT attenuation coefficient(1.7 HU) and noise(10.6 HU). E, Medium sharp kernel(B50) was CT attenuation coefficient(1.7 HU) and noise(24.2 HU). F, Sharp kernel(B60) was CT attenuation coefficient(1.6 HU) and noise(33.5 HU). G, Very sharp kernel(B70) was CT attenuation coefficient(1.7 HU) and noise(38.5 HU). H, Ultra sharp kernel(B80) was CT attenuation coefficient(1.8 HU) and noise(44.8 HU)

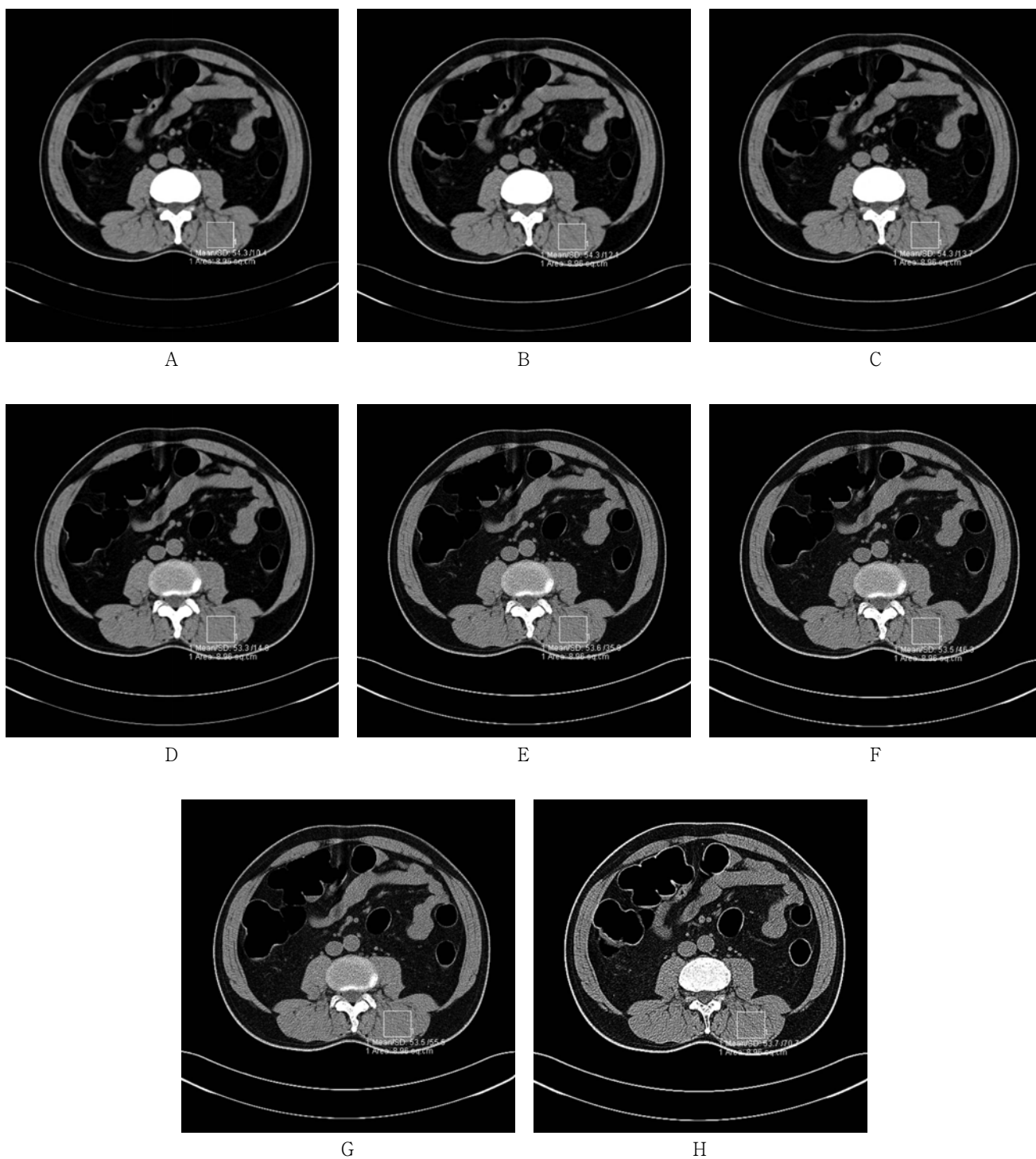


Fig. 3. The CT attenuation coefficient and noise measured of muscle tissue on non-enhanced abdominal scanning in the reconstructed with a kernel type. Comparable density distribution for the eight data sets

A, Very smooth kernel(B10) was CT attenuation coefficient(54.3 HU) and noise(10.4 HU). B, Smooth kernel(B20) was CT attenuation coefficient(54.3 HU) and noise(12.1 HU). C, Medium smooth kernel(B30) was CT attenuation coefficient (54.3 HU) and noise(13.7 HU). D, Medium kernel(B40) was CT attenuation coefficient(53.3 HU) and noise(14.8 HU). E, Medium sharp kernel(B50) was CT attenuation coefficient(53.6 HU) and noise(35.9 HU). F, Sharp kernel(B60) was CT attenuation coefficient(53.5 HU) and noise(46.3 HU). G, Very sharp kernel(B70) was CT attenuation coefficient(53.5 HU) and noise(55.5 HU). H, Ultra sharp kernel(B80) was CT attenuation coefficient(53.7 HU) and noise(70.7 HU)

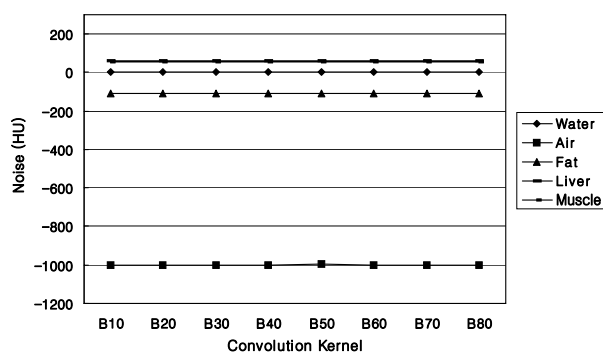


Fig. 4. Graph shows the CT attenuation coefficient in the water, air, fat, muscle and liver parenchyma of the various convolution kernels

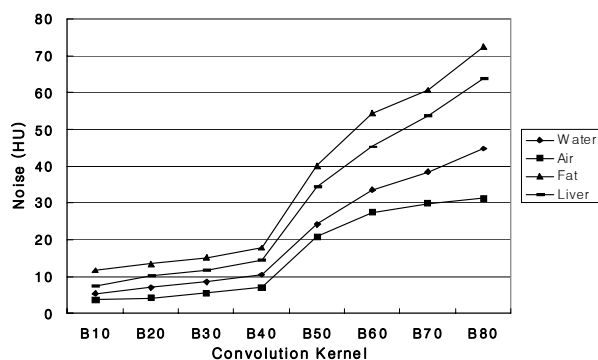


Fig. 5. Graph shows the noise values in the water, air, fat and liver parenchyma of the various convolution kernels

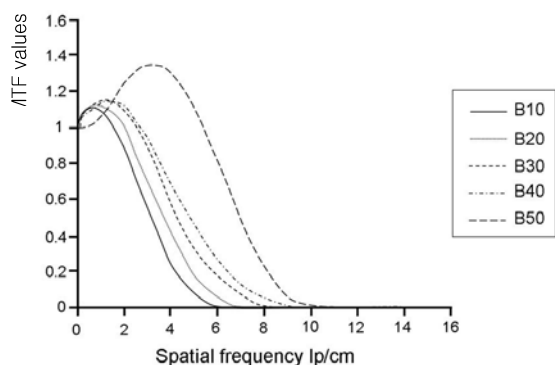


Fig. 6. MTFs for B10-B50. Spatial frequency preservation increases with sharpness of a filter. B50, the sharpest filter of the group, shows some over-enhancement (MTF > 1) at midrange frequencies

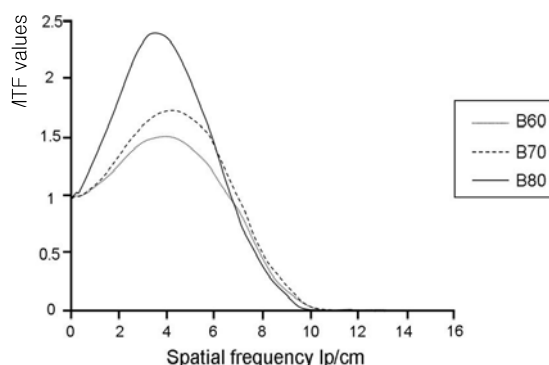


Fig. 7. MTFs for B60, B70 and B80. High spatial frequencies are well preserved by these filters. Please note that B80 is a special filter, designed to over-enhance at the mid-range frequency

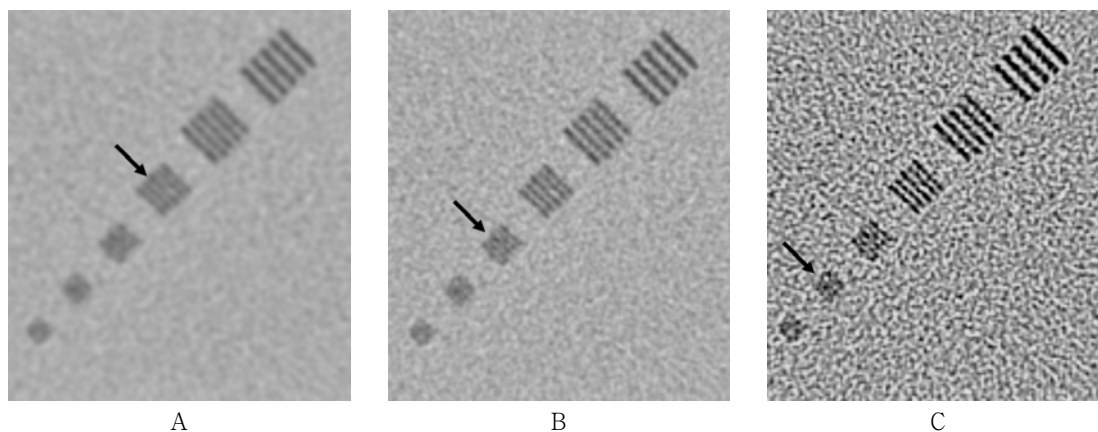


Fig. 8. Line-pair phantom scanned to 25 cm field of view by using B10(A), B40(B) and B80(C) kernels. From A to C, grouped line pairs represent resolution of 1.6, 1.3, 1.0, 0.8, 0.6, and 0.5 mm respectively. Maximum resolution with B10(1.0 mm) and B40(medium) are 0.8 mm (arrow). With B80(ultra sharp) kernel, resolution is increased to 0.6 mm (arrow)

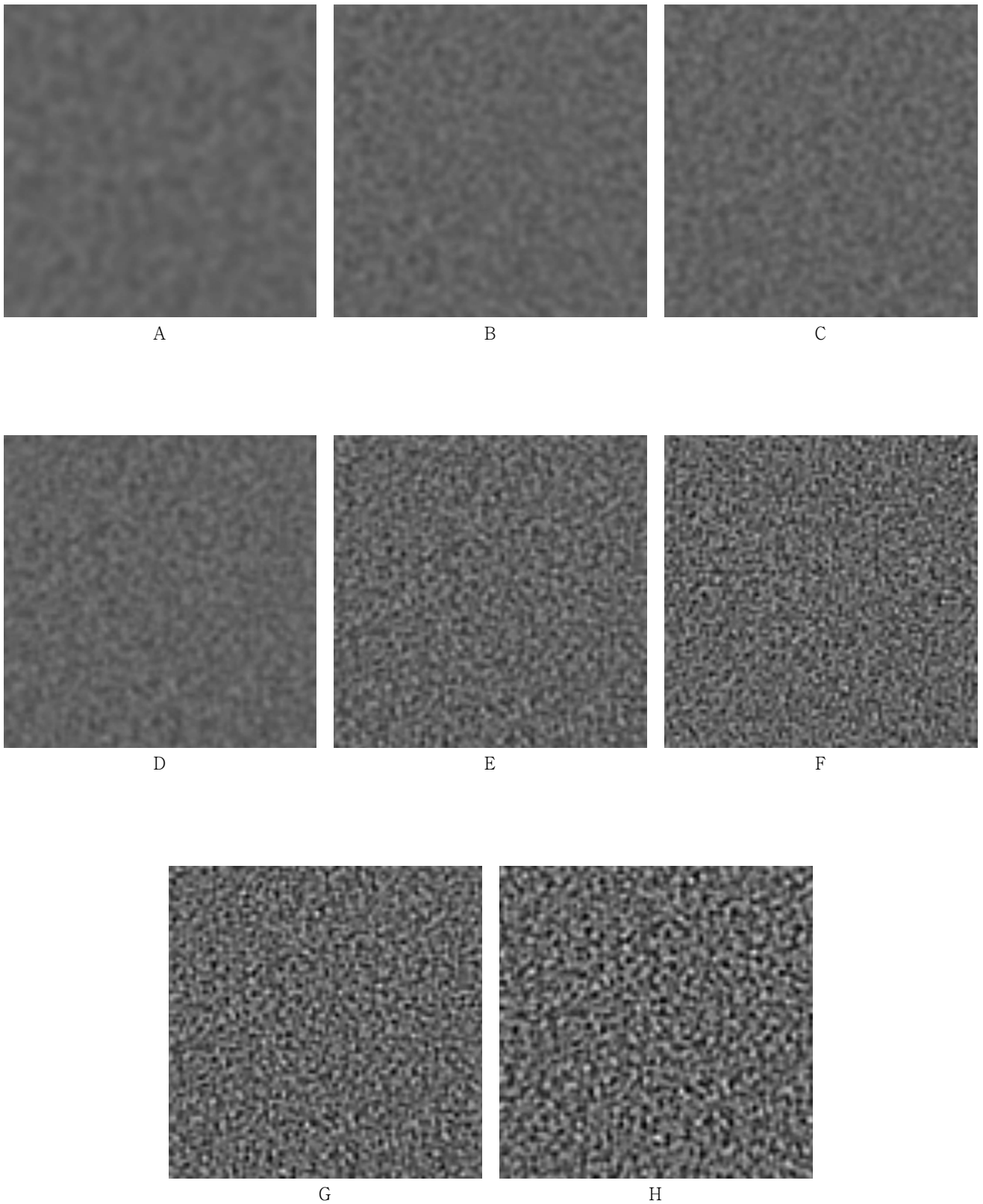


Fig. 9. Four times magnified water phantom images of the used for measuring the pixel noise. Image reconstructed with kernel B10(A), B20(B), B30(C), B40(D), B50(E), B60(F), B70(G), and B80(H) kernel

IV. 고 찰

CT에서 영상은 인체의 미세한 구조를 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는 가에 의해 좌우되며, 영상의 질을 결정하는 요소는 물질의 감약 정도를 표현하는 CT감약계수, 노이즈, 균일도, 공간 분해능, 대조도 분해능, 인공물, 선량이 있다.

CT에서 피사체를 투과하여 나온 X선속의 선감약계수는 물질의 밀도, 원자 구조, 광자 에너지에 의존하게 된다¹⁵⁾. X선은 다색 방사선으로 다양한 에너지 스펙트럼을 나타낸다. 균일한 밀도를 갖는 물체라 할지라도 선속경화 효과, 산란 방사선, 영상 획득과 재구성 방법, 부분 용적 효과, 양자 반점, 피사체의 위치에 의해 CT 감약계수는 다양하게 표현된다¹⁻⁴⁾. 선속경화효과는 다색 방사선이 흡수체를 통과할 때 흡수체가 여과 작용을 하여 평균 에너지가 증가하는 현상으로 그 자체가 CT 감약계수를 감소시키는 작용을 한다.

CT 영상은 물체를 투과한 X선의 양을 수학적으로 계산하여 수치로 변환시키고 수치로 나타낸 정보가 밀도의 정도로 변화되어 시각적인 상으로 재구성된다. CT 상은 복셀(voxel)의 개개 블록이 모여 이루어진 매트릭스로 저장되고, 복셀에서 영상을 나타내는 사각 면의 화소(pixel)의 크기는 스캔의 기하학적 측면, X선원과 검출기의 크기 및 측정의 빈도와 공간성에 의하여 결정된다. CT 영상을 나타내기 위해서 각 화소는 밀도를 나타내는 CT 감약계수를 갖는데, 이는 물질의 복셀 내에서 감쇠된 X선속의 정도에 비례하며 CT 감약계수로 나타낸다. CT 감약계수는 단순히 피사체의 밀도에 의해 결정되는 수치가 아니라 선속 경화 효과(beam hardening effect), 산란 방사선(scattered radiation), 영상 획득과 재구성 방법, 부분 용적 효과(partial volume effect), 양자 반점(quantum mottle), 피사체의 위치 등에 의해서 영향을 받게 된다¹⁶⁾. 따라서 CT 감약계수를 이용하여 질환을 진단하고¹⁷⁾, 조직을 특징화할 때 CT 감약계수의 다양성의 범위와 원인을 알아야 한다. 노이즈는 양자잡음으로 같은 물질을 스캔하여도 다양하게 분포하며, 이는 픽셀과 픽셀 사이의 CT 감약계수의 변동으로서 동일한 밀도를 갖는 물체도 CT 감약계수는 일정하지 않다. 이는 양자반점에 기인한다¹⁸⁾. 양자(quantum)는 에너지의 추상적인 단위로 한 개의 X선 광자가 운반하는 에너지를 의미하며, X선속은 특정수의 X선 광자 또는 같은 수의 양자로 구성되어 있다¹⁹⁾.

영상 획득과 재구성 방법에 따라 CT 감약계수는 다양성을 보이고 두께에 따라 신호 대 잡음 비(signal to

noise ratio)가 달라지고²⁰⁾, 평균 CT 감약계수를 결정하는데 사용되는 ROI의 크기가 노이즈에 민감한 영향을 주어 정밀도(precision)에 영향을 주는 요인이다²¹⁾.

노이즈 측정 방법에는 노이즈 율(noise rate)로 표시하는 방법과 측정 부위의 표준편차에 콘트라스트 스케일(contrast scale)을 곱하고 물의 감약계수로 나누어 백분율 표준오차 표시방법 등이 있으나²²⁾, 본 연구에서는 ROI에 따른 CT 감약계수의 표준편차로 노이즈를 측정하는 방법이 많이 사용되고 있어 본 연구에서도 이 방법을 이용하였다. 이러한 노이즈에 영향을 미치는 인자는 양자 노이즈, 검출기의 전자적 노이즈, 피사체의 산란선의 크기와 산란선, 관전압과 필터, 재구성 알고리즘, 픽셀의 크기, 슬라이스 두께 등이 있다.

본 연구에서는 균일한 밀도를 갖는 물, 공기, 복부에서의 실질 조직과 지방을 대상으로 CT로 스캔하여 획득된 영상에서 관심 영역의 크기를 모두 같게 하여 커널에 따라 CT 감약계수 및 노이즈를 측정하여, 커널의 변화에 따라 CT 감약계수와 노이즈의 변화를 측정하였다.

영상 획득과 재구성 방법에 따라서 CT 감약계수는 다양성을 보일 수 있고⁵⁾, CT 영상에서의 커널에 따른 MTF, 노이즈 및 감약계수의 측정에 대한 보고는 3종류의 커널에 대한 보고로 커널의 종류가 다양하지 않았다²³⁾.

팬텀에 있는 물의 ROI에 대한 CT감약계수는 커널에 따라 1.1 HU에서 1.8 HU 사이에 분포하여 물의 CT감약계수인 0과 근접하였고, 노이즈는 B10에서 5.4 HU로 가장 적은 수치로 측정되었고, 커널이 높아질수록 노이즈는 증가하여 Primak 등²⁴⁾의 보고와 일치하였다. 간의 실질 조직에 대한 CT감약계수는 커널에 따라 변화가 조금 있었으나 노이즈는 B10(very smooth) 커널에서 가장 적은 수치를 보였으나, 커널이 증가할수록 높게 측정되었다.

CT 영상의 질 평가에서 PSF는 점확산함수로 피사체에 있어서 한 점(point)이 영상에서 실제 점으로 재현되지 않는 경우 불선예도로 나타나며, 이는 결국 영상의 공간 분해능에 영향을 주게 된다. LSF는 선확산함수로 피사체에 하나의 선이나 선 형태의 틈이 있는 경우 하나의 선이나 틈으로 재현시킬 수 있는 능력을 말한다. CTF는 대조도 전환함수로서 한 영상의 대조도를 측정할 때 사용하며 영상에 대한 선예도를 검사하여 측정하는 방법이 있다²⁵⁾. 공간분해능에 대한 비교에서는 커널이 높을수록 노이즈는 증가하지만 공간분해능이 향상되었다. Zwirowich²⁶⁾가 폐 검사에서 높은 공간주파수의 초선예(ultra sharp) 커널을 적용하여 영상의 질이 28% 향상되었다고 보고한 결과와 일치 하였다^{23,27)}.

MTF는 선예도와 해상력을 한데 묶어 중점적으로 측정하는 것으로 정보전달신호의 진폭 또는 강도 양의 변화를 뜻한다. 해상력의 간격이 좁아질수록 단위 길이당 선의 수가 많아지므로 정보량도 많아지며, 정보량은 항상 단위 길이당 선의 수(line pair/mm)로 표현하게 된다. MTF 평가는 곡선상 곡선이 교차하는 점의 공간주파수 값을 그 영상시스템의 해상력이라 판단하기 때문에 이 값이 클수록 분해능이 높게 된다. 공간주파수가 높은 영역에서 교차점의 공간주파수 값이 큰 시스템이 객관적으로 분해능이 좋다는 것을 의미한다. 또한 MTF곡선이 교차하는 점의 공간주파수 값이 50% 이상의 시스템응답에서 선예도가 높다는 기준으로 본다. 그러므로 해상력이 높은 시스템이 반드시 선예도가 높은 것은 아니다. 실제로 선예도는 공간주파수가 낮은 영역에서 결정되며 해상력은 공간주파수가 높은 영역에서 결정된다.

Judy²⁸⁾가 CT에서 MTF의 측정 방법을 보고한 이후 Wildberger 등²⁹⁾이 커널 종류에 따른 폐색전증 환자를 실행하여 보고하였으나 폐에 대한 한정된 연구로 보고하였고, 컨벌루션(convolution)커널에 따른 CT 혈관조영술에서 직경을 측정하여 정확도를 보고한 사례도 있었다³⁰⁾. 커널의 종류에 따른 노이즈, 공간분해능 및 MTF를 임상적으로 적용한 사례를 보고 하였으나 본 연구에 비해 커널이 종류가 다양하지 않았다²³⁾.

본 연구에서 커널에 따라 측정된 MTF는 B10에 비해 B80이 공간주파수가 높게 측정되었다. 최근 개발된 CT 장비의 공간분해능은 0%에서 최고 30 lp/cm로 높게 나타난다. 그러므로 임상에서 적절한 커널을 선택하기 위해서는 노이즈가 낮고, 공간분해능이 높은 커널을 검사하고자 하는 부위에 적용하여야 한다.

V. 결 론

본 연구에서는 균일한 밀도를 갖는 물, 공기 및 간의 실질 조직과 지방을 대상으로 커널에 따라 CT 감약계수는 차이가 없었으나, 노이즈는 커널이 높아질수록 증가하였다. 진단을 위한 CT검사에서 영상의 질을 높이기 위해서는 검사 부위에 따라 노이즈를 감소하기 위해 적절한 커널을 선택하여 공간분해능이 높은 커널을 선택하여 CT 검사를 하여야 한다.

참 고 문 헌

1. Kemerink GJ, Lamers RJ, Thelissen GR, van Engelshovein JM: Scanner conformity in CT densitometry of the lungs, *Radiology*, 197, 749-52, 1995
2. Levi C, Gray JE, McCullough EC, Hattery RR: The unreliability of CT numbers as absolute values, *AJR Am J Roentgenol*, 139.443-7, 1982
3. McCullough E, Morin RL: CT number variability in thoracic geometry, *AJR Am J Roentgenol*, 139.443-7, 1982
4. McCollough CH, Kaufmann RB, Cameron BM, Katz DJ, Sheedy PF 2nd, Peyser PA: Electron-Beam CT: Use of a calibration phantom to reduce variability in calcium quantitation, *Radiology*, 196, 159-65, 1995
5. Korobkin M, Brodeur FJ, Yutzy GG, et al.: Differentiation of adrenal adenomas from nonadenomas using CT attenuation values, *AJR Am J Roentgenol*, 166, 531-6, 1996
6. Groell R, Rienmueller R, Schaffler GJ, Portugaller HR, Graif E, Willfurth P: CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study, *Comput Med Imaging Graph*, 24, 53-8, 2000
7. Taguchi A, Tanimoto K, Ogawa M, Sunayashiki T, Wada T: Effect of size of region of interest on precision of bone mineral measurements of the mandible by quantitative computed tomography, *Dentomaxillofac Radiol*, 20, 25-9, 1991
8. Ohkubo M, Wada S, Matsumoto T, Nishizawa K: An effective method to verify line and point spread functions measured in computed tomography, *Med Phys* 33(8), 2757-64, 2006
9. Kunii M, Wada S, Ohkubo M, Harata M, Nishizawa K, Matsumoto T: Evaluation of the accuracy of line spread function and point spread function measured in the computed tomography, *Igaku Butsuri*, 26(2), 57-64, 2006

10. Droege RT, Morin RL: A practical method to measure the MTF of CT scanners, *Med Phys*, 9, 758-760, 1982
11. Joseph PM, Stockham CD: The influence of modulation transfer function shape on computed tomographic image quality, *Radiology*, 145(1), 179-85, 1982
12. Rathee S, Fallone BG, Robinson D: Modulation transfer function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography, *Med Phys*, 29(1), 86-9, 2002
13. Sprawls P: AAPM tutorial. CT image detail and noise, *Radiographics*, 12(5), 1041-6, 1992
14. Ledenius K, Gustavsson M, Johansson S, et al.: A method of predicting the image noise in paediatric multi-slice computed tomography images, *Radiat Prot Dosimetry*, 114(1-3), 313-6, 2005
15. Ogden K, Huda W, Scalzetti EM, Roskopf ML: Patient size and x-ray transmission in body CT, *Health Phys*, 86(4), 397-405, 2004
16. Kemerink GJ, Lamers RJ, Thelissen GR, van Engelshoven JM: Scanner conformity in CT densitometry of the lungs, *Radiology*, 197, 749-52, 1995
17. Korobkin M, Brodeur FJ, Yutzy GG, Francis IR, Quint LE, Dunnick NR, Kazerooni EA: Differentiation of adrenal adenomas from nonadenomas using CT attenuation values, *AJR Am J Roentgenol*, 166(3), 531-6, 1996
18. Cann CE: Quantitative CT for determination of bone mineral density: A review, *Radiology*, 166, 509-22, 1988
19. Ende JF, Huda W, Ros PR, et al.: Image mottle in abdominal CT, *Invest Radiol*, 34(4), 282-6, 1999
20. Groell R, Rienmueller R, Schaffler GJ, Portugaller HR, Graif E, Willfurth P: CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study, *Comput Med Imaging Graph*, 24(2), 53-8, 2000
21. Taguchi A, Tanimoto K, Ogawa M, Sunayashiki T, Wada T: Effect of size of region of interest on precision of bone mineral measurements of the mandible by quantitative computed tomography, *Dentomaxillofac Radiol*, 20(1), 25-9, 1991
22. Josip Nosal, Pearce KI, Stein RA: Linearity and contrast scale in computed tomography, *Medical Physics*, 16(1), 110-113, 1989
23. BK You, DC Kweon, JS Lee: MTF evaluation and clinical application according to the characteristic kernels in the computed tomography, *Korean J Med Phys*, 18(2), 55-64, 2007
24. Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG: Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT, *Radiographics*, 26(6), 1785-94, 2006
25. Prevrhal S, Fox JC, Shepherd JA, Genant HK: Accuracy of CT-based thickness measurement of thin structures: modeling of limited spatial resolution in all three dimensions, *Med Phys*, 30(1), 1-8, 2003
26. Zwirowich CV, Terriff B, Muller NL: High-spatial-frequency(bone) algorithm improves quality of standard CT of the thorax, *AJR Am J Roentgenol*, 153(6), 1169-73, 1989
27. Mayo JR: High resolution computed tomography: technical aspects, *Radiol Clin North Am*, 29(5), 1043-9, 1991
28. Judy PF: The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner, *Med Phys*, 3(4), 233-6, 1976
29. Wildberger JE, Mahnken AH, Flohr T, et al.: Spatial domain image filtering in computed tomography: feasibility study in pulmonary embolism, *Eur Radiol*, 13(4), 717-23, 2003
30. Suzuki S, Furui S, Kaminaga T, Yamauchi T: Measurement of vascular diameter in vitro by automated software for CT angiography: effects of inner diameter, density of contrast medium, and convolution kernel, *AJR Am J Roentgenol*, 182(5), 1313-7, 2004

• Abstract

Evaluation to Obtain the Image According to the Spatial Domain Filtering of Various Convolution Kernels in the Multi-Detector Row Computed Tomography

Hoo-Min Lee · Beong-Gyu Yoo¹⁾ · Dae-Cheol Kweon²⁾

Department of Radiologic Technology, Dongnam Health College

¹⁾*Department of Radiologic Technology, Wonkwang Health Science College*

²⁾*Department of Radiology, Seoul National University Hospital*

Our objective was to evaluate the image of spatial domain filtering as an alternative to additional image reconstruction using different kernels in MDCT. Derived from thin collimated source images were generated using water phantom and abdomen B10(very smooth), B20(smooth), B30(medium smooth), B40 (medium), B50(medium sharp), B60(sharp), B70(very sharp) and B80(ultra sharp) kernels. MTF and spatial resolution measured with various convolution kernels. Quantitative CT attenuation coefficient and noise measurements provided comparable HU(Hounsfield) units in this respect. CT attenuation coefficient(mean HU) values in the water were 1.1~1.8 HU, air(-998~-1000 HU) and noise in the water(5.4~44.8 HU), air(3.6~31.4 HU). In the abdominal fat a CT attenuation coefficient(-2.2~0.8 HU) and noise(10.1~82.4 HU) was measured. In the abdominal muscle was CT attenuation coefficient(53.3~54.3 HU) and noise(10.4~70.7 HU) in the muscle and in the liver parenchyma of CT attenuation coefficient(60.4~62.2 HU) and noise (7.6~63.8 HU) in the liver parenchyma. Image reconstructed with a convolution kernel led to an increase in noise, whereas the results for CT attenuation coefficient were comparable. Image scanned with a high convolution kernel(B80) led to an increase in noise, whereas the results for CT attenuation coefficient were comparable. Image medications of image sharpness and noise eliminate the need for reconstruction using different kernels in the future. Adjusting CT various kernels, which should be adjusted to take into account the kernels of the CT undergoing the examination, may control CT images increase the diagnostic accuracy.

Key Words : Kernel, MTF, CT Attenuation Coefficient, Noise, Computed Tomography