

## Kernel 특성에 따른 MTF 평가 및 임상적 적용에 관한 연구

\*원광보건대학 방사선과, †서울대학교병원 영상의학과

유병규\* · 권대철† · 이종석\*

CT에서 커널에 따른 노이즈, 공간분해능 및 MTF를 측정하고 임상에 적용하여 영상의 질을 평가하였다. 커널은 B30 (body medium smooth), H30 (head medium smooth), S80 (special), U95 (ultra sharp)를 이용하여 측정하였다. 커널에 따른 결과에서 노이즈는 B30 (7.6 HU), U95 (38.2 HU)이었고, 공간분해능은 H30, B30 커널이 0.8 mm, U95 커널은 0.6 mm로 33.3% 영상의 질이 향상되었다. MTF (50%, 10%, 2%)에서 H30 커널은 3.25 5.68, 7.45 lp/cm, B30 커널은 3.84, 6.25, 7.72 lp/cm, S80 커널에서는 4.69, 9.49, 12.34 lp/cm, U95 커널은 14.19, 20.31, 24.67 lp/cm이었다. 커널 종류별로 영상의 임상 적용에서 두부는 H30 커널, 복부는 B30 커널, 측두골 및 폐에서는 U95 커널이 임상적 평가가 높았다. 임상에서 진단에 적용하기 위해서는 검사 부위에 맞는 커널을 선택하여 검사하여야 한다.

**중심단어:** 변조전달함수, 커널, 전산화단층촬영

### 서 론

CT (computed tomography)에서 영상의 질은 인체의 미세 구조를 명료하고 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는가에 따라 좌우된다. 이러한 영상의 질에 영향을 미치는 인자들은 X-ray 빔의 특성, 피사체에 대한 투과율, 산란선, 아날로그 디지털 변환 효율, 선량, 절편 두께, 스캔의 기하학적 인자, 픽셀의 크기, 재구성 알고리즘, 분해능(resolution) 등이고, 영상의 질을 결정하는 중요한 요소로는 공간 분해능 (spatial resolution)과 대조도 분해능(contrast resolution), 픽셀, 노이즈(noise) 등이 있다.<sup>1)</sup>

영상의 선명도를 측정하는 방법에는 PSF (point spread function), LSF (line spread function), CTF (contrast transfer function)가 있으며,<sup>2,3)</sup> CT에서는 MTF (modulation transfer function)를 이용하여 분해능을 표시하고 있다.<sup>4)</sup> 또한 의료 영상 시스템을 비교하기 위한 대부분의 연구들은 모든 검출작용을 평가하기 어렵지만 전체 시스템 성능을 편리하고 정확한 방법으로 공간주파수의 전체 영역에서 신호에 대한 전달능력과 정량적 공간주파수를 측정하는 MTF를 이용하

는 것이 영상 성능의 물리적 평가에 적당하다.

CT의 공간분해능을 평가하기 위한 MTF는 변조전달함수로 PSF나 LSF를 Fourier 변환을 통해 얻으며 영상을 측정하기 위한 반응함수를 결정하는 것으로 장비의 주파수를 분석하여 선예도를 측정하는데 사용한다.<sup>5)</sup>

디지털 의료영상시스템의 가장 큰 장점 중 하나는 정량화된 자료를 영상 처리를 통해 진단 목적에 따라 영상을 재구성할 수 있다. 이는 영상의 농도와 대조도의 안정성을 향상시키는 전처리 과정인 자동감도조절에 따른 MTF와 계조 및 주파수처리 등 부가적인 영상처리가 가능하다. 본 연구의 목적은 CT에서 커널에 따른 임상 적용을 위해 CT 감약계수(attenuation coefficient), 노이즈, 공간분해능 및 MTF를 측정하고 비교하여 영상의 질을 평가하였다.

### 재료 및 방법

#### 1. CT 감약계수 및 노이즈(CT attenuation coefficient and noise)

영상의 질을 평가하기 위해 MTF를 비교하기 위해 커널에 따른 노이즈를 측정하기 위해 물이 들어있는 팬텀을 이용하여 Kernel에 따른 노이즈를 측정하였다.<sup>6)</sup>

#### 2. 공간분해능(spatial resolution)

공간분해능을 비교하기 위해 bar pattern 팬텀(Helios CT

본 연구는 2007년도 원광보건대학 교내 연구비에 의해 수행되었음. 이 논문은 2007년 5월 17일 접수하여 2007년 5월 25일 채택되었음.

책임저자 : 권대철, (110-744) 서울시 종로구 연건동 28

서울대학교병원 영상의학과

Tel: 02)2072-3687, Fax: 02)3672-4948

E-mail: kdc@radiol.snu.ac.kr

QA Phantom, GE Medical Systems)을 이용하여 커널 H30, B30, U95 커널 종류별로 스캔하여(Somatom Sensation 16; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) 비교하였다. 팬텀의 공간분해능은 1.6, 1.3, 1.0, 0.8, 0.6, 0.5 mm로 이루어져 있으며 6단계로 구분한다.

H30은 head를 스캔하는 기준으로 120 kVp, 240 mAs, 1.0 ROT, 4.5 mm 절편두께를 B30는 복부 스캔에 적용하는 기준으로 120 kVp, 200 mAs, 5 mm 절편두께, U95는 측두골 및 폐의 스캔에 이용되는 기준으로 120 kVp, 300 mAs, 0.75 mm 절편두께로 스캔하였다.

### 3. MTF (modulation transfer function)

MTF는 변조전달함수로 영상의 형성 능력을 측정하기 위한 레스폰스 함수를 결정하는 것이다. 정현파의 강도 분포를 갖는 입력 데이터와 출력 데이터 사이의 진폭의 비를 공간 주파수 함수로 다음과 같은 공식으로 표현한다.<sup>7)</sup>

$$MTF(f) = \frac{100 \pi}{\sqrt{2}} \frac{\sqrt{M(f)^2 - N^2}}{|CT_{plexi} - CT_{water}|} \quad (1)$$

MTF(f) 방정식에서  $M(f)$ 는 관심영역(region of interest; ROI)의 표준편차이고, 공간주파수( $f$ )는 line pairs/cm 단위로 나타내며,  $CT_{plexi}$ 과  $CT_{water}$ 는 plexiglass와 water에 포함되는 ROI 평균 픽셀 수치이고,  $N$ 은 영상의 노이즈를 나타낸다.

피사체의 주파수 구성 요소를 분석함으로써 장치의 분해능을 측정한다. 해상도의 분석방법이 MTF인데 이것의 개념은 시스템에 여러 가지 주파수의 정현파를 입력하고 출력 정현파와 입력 정현파의 진폭에 대해서 어떻게 변하는가를 입력과 출력 정현파의 진폭비로 평가하는 것을 말한다.

다. MTF의 개념에서도 설명했듯이 해상도는 각 주파수별로 평가를 해야 한다. 이를 위한 주파수 개념으로 공간주파수(spatial frequency)의 개념이 적용되는데 이는 1 mm 내에 정현파 모양으로 변화하는 X선 강도 분포가 몇 회 존재하는가를 나타내는 것으로 단위는 lp/mm이다. MTF 곡선의 그래프에서 Y축은 피사체에 대한 영상의 재현성에 대한 비를 나타내고 있다.

### 4. MTF 측정

텅스텐 철사 줄 0.2 mm의 팬텀을 이용하여 스캔한 후 철사 줄의 단면영상을 확대하고 점확산계수 처리를 시행한 후 Fourier변환을 통해 MTF 곡선을 그리며 이를 구하는 과정은 CT (Somatom Sensation 16; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany)의 소프트웨어를 이용해 시행하였다.

다중채널 CT 스캐너(Somatom Sensation 16; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany)를 이용하였다. 스캔 파라미터는 140 kVp, 200 mA, 0.75 rotation of time (ROT), 50 field of view (FOV) 조건을 적용하였고, 커널은 3×3.0 mm (B30; body medium smooth), 2×9.0 mm (H30; head medium smooth), 2×1.0 mm (S80; special), 2×0.6 mm (U95; ultra sharp)을 이용하여 스캔하였다(Fig. 1).

### 5. Kernel의 임상 적용 및 영상 평가

커널 종류에 따른 임상적 적용 평가를 위해 두부, 복부, 측두골, 폐 부위별로 각각 20명의 환자를 대상으로 하였다. 커널의 종류별로 H30, B30, U95을 임상에서 적용하는 영상을 재구성하여 영상을 비교 평가하였다. 두부(brain) 스캔은 H30, U95 커널로 120 kVp, 240 mAs, 1.0 ROT, slice 4.5 mm

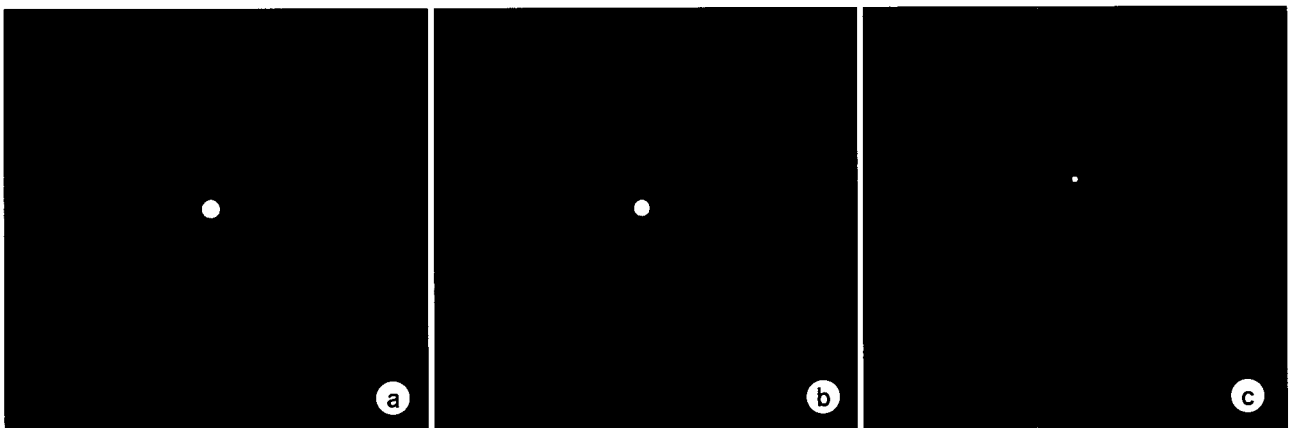


Fig. 1. CT axial scan of kernel type in the H30 of 9 mm (a), B30 of 3 mm (b) and U95 of 0.6 mm (c).

Table 1. The CT attenuation coefficient and noise measured for water phantom scanning of the three reconstruction convolution kernels.

Convolution kernel		Water (HU)	
		CT attenuation coefficient	Noise
H30	Head medium smooth	-0.3	3.4
B30	Body medium smooth	0.3	7.6
U95	Ultra sharp	0.3	38.2

(12×1.5mm), feed 18.0 mm, 복부는 B30, U95 커널로 120 kVp, 200 mAs, 5 mm 절편두께로 스캔하였고, 폐의 고해상력(high resolution) CT는 120 kVp, 300 mAs, slice 1.0 mm (16×0.675 mm), 0.5 ROT의 조건으로 스캔하였고, 측두골은 120 kVp, 300 mAs, 0.75 mm 절편 두께로 스캔하였다.

커널에 따른 임상 적용에 대한 평가는 2명의 방사선과 전문의가 평가하였고 모두 동의하는 경우에만 평가를 수용하였다. 평가는 5척도로 1 (매우 우수하다)은 해부학적으로 명세하게 조직이 구분이 가능하고, 2 (우수하다)는 해부학적으로 조직이 구분 가능하지만 노이즈가 완만하게 증가하

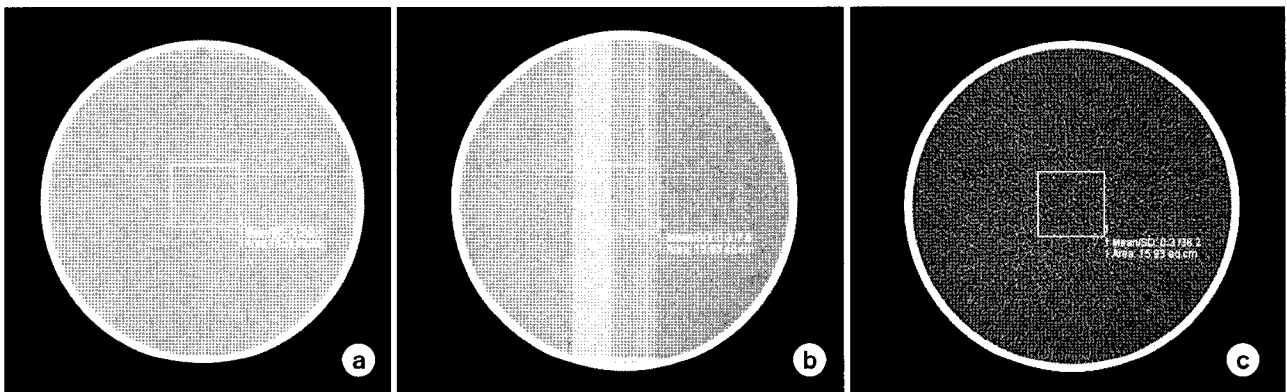


Fig. 2. Pixel noise with a 25-cm water phantom. The noise can be measured for the region of interest shown. (a) Image of the water phantom used for measuring with H30 kernel of CT attenuation coefficient (-0.3 HU) and noise (3.4 HU). (b) Water phantom measured with B30 kernel of CT attenuation coefficient (0.3 HU) and noise (7.6 HU). (c) Water phantom measured with U95 kernel of CT attenuation coefficient (0.3 HU) and noise (38.2 HU).

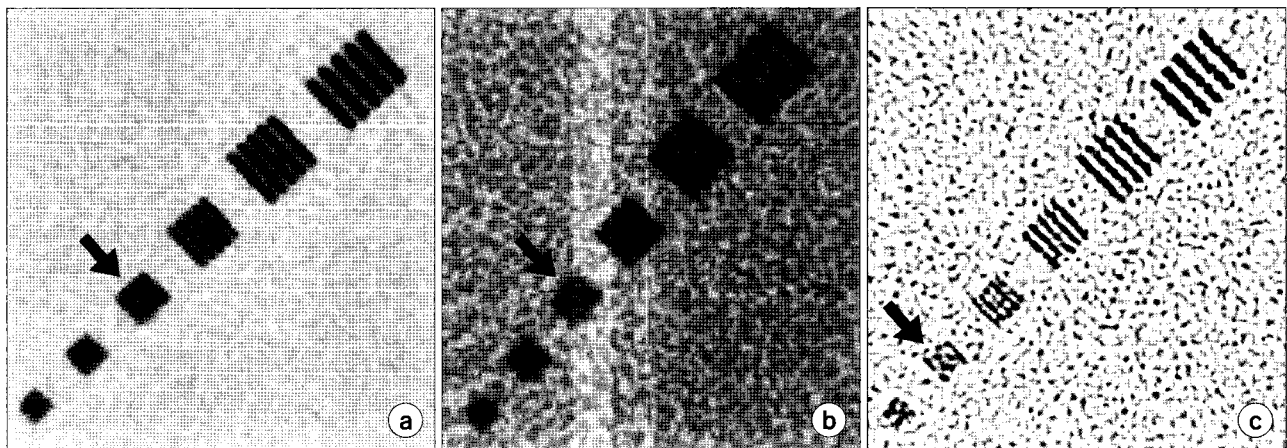


Fig. 3. Line-pair phantom scanned to 25 cm field of view by using H30 (a), B30 (b) and U95 (c) kernels. From (a) to (c), grouped line pairs represent resolution of 1.6, 1.3, 1.0, 0.8, 0.6, and 0.5 mm respectively. Maximum resolution with H30 (head medium smooth) and B30 (body medium smooth) are 0.8 mm (arrow). With U95 (ultra sharp) kernel, resolution is increased to 0.6 mm (arrow), representing a 33.3% improvement.

고, 3 (보통이다)는 더욱 노이즈가 증가하고 해부학적으로 진단의 정확성이 없다. 4 (영상의 질이 떨어진다는)는 영상이 해부학적으로 진단적으로 부족하다. 5 (진단적 가치가 없다)는 영상의 흐림으로 진단적으로 만족하지 못한 경우로 구분하여 평가하였다(Table 6).

## 결 과

### 1. CT 감약계수 및 노이즈

물에 대한CT감약계수 및 노이즈를 측정하였다(Table 1). 측정 결과에서 커널 H30은 -0.3 HU, 그리고 B30, U95 모두에서 0.3 HU이고, 노이즈는 H30은 3.4 HU, B30은 7.6 HU, U95에서는 38.2 HU로 측정되었다(Fig. 2).

### 2. 공간분해능

공간분해능을 비교하기 위해 해상력 팬텀을 이용한 스캔에서 H30 (Fig. 3a)과 B30 (Fig. 3b)은 0.8 mm이고, U95 (Fig.

3c) 커널이 0.6 mm로 측정되어 H30, B30에 비해 33.3% 공간분해능이 향상되었다.

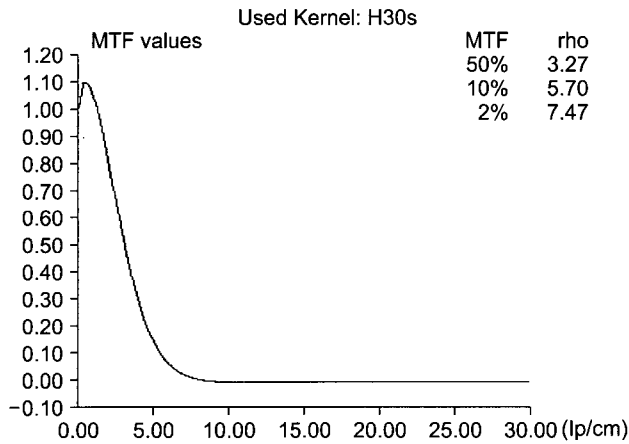


Fig. 4. MTF from image reconstructed using kernel H30.

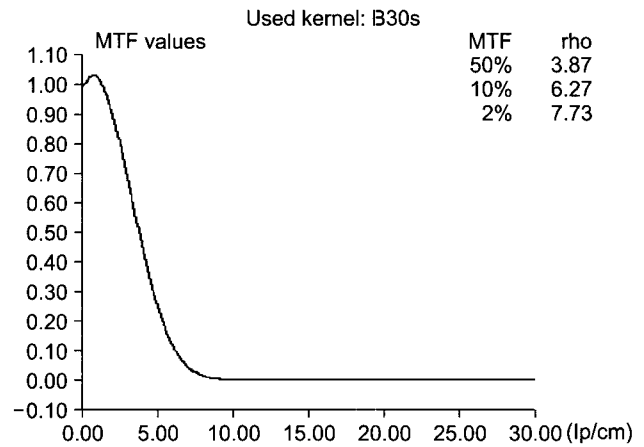


Fig. 5. MTF from image reconstructed using kernel B30.

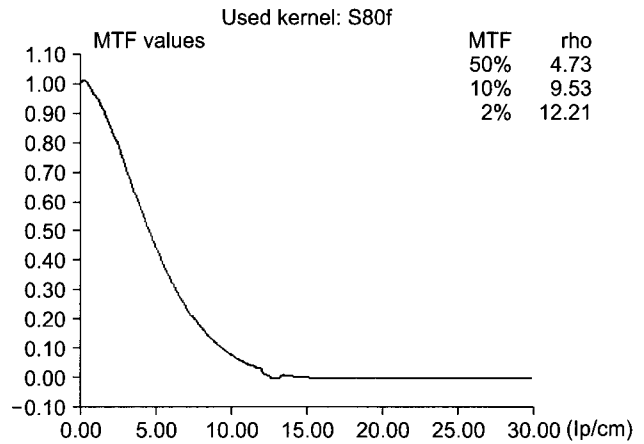


Fig. 6. MTF from image reconstructed using kernel S80.

Table 2. Reference and tolerance limits of MTF measured in the H30 kernel.

Spatial frequency (lp/cm)	MTF (%)		
	50	10	2
Reference	3.30	5.70	7.50
Tolerance	±0.33	±0.57	±0.75
Row 1	3.27	5.70	7.47
Row 2	3.23	5.66	7.44
Mean	3.25	5.68	7.45

Table 3. Reference and tolerance limits of MTF measured in the B30 kernel.

Spatial frequency (lp/cm)	MTF (%)		
	50	10	2
Reference	3.90	6.30	7.70
Tolerance	±0.39	±0.63	±0.77
Row 1	3.87	6.27	7.73
Row 2	3.82	6.24	7.71
Mean	3.84	6.25	7.72

3. MTF

커널에 따른 MTF의 50%, 10%, 2% 측정에서 두부의 H30의 MTF (Fig. 4)는 3.25 5.68, 7.45 lp/cm로 측정되었다(Table

2). 복부에서 B30의 MTF (Fig. 5)는 3.84, 6.25, 7.72 lp/cm (Table 3), 커널 S80에서 MTF (Fig. 6)는 4.69, 9.49, 12.34 lp/cm이고(Table 4), U95의 MTF (Fig. 7)는 14.19, 20.31, 24.67 lp/cm 로 측정되었다(Table 5). MTF 곡선 H30과 B30

Table 4. Reference and tolerance limits of MTF measured in the S80 kernel.

Spatial frequency (lp/cm)	MTF (%)		
	50	10	2
Reference	4.83	9.74	12.44
Tolerance	±0.48	±0.97	±1.24
Row 1	4.73	9.53	12.21
Row 2	4.65	9.46	12.47
Mean	4.69	9.49	12.34

Table 5. Reference and tolerance limits of MTF measured in the U95 kernel.

Spatial frequency (lp/cm)	MTF (%)		
	50	10	2
Reference	13.56	20.17	24.28
Tolerance	±1.36	±2.02	±2.43
Row 1	14.19	20.35	25.06
Row 2	13.21	20.28	24.28
Mean	13.70	20.31	24.67

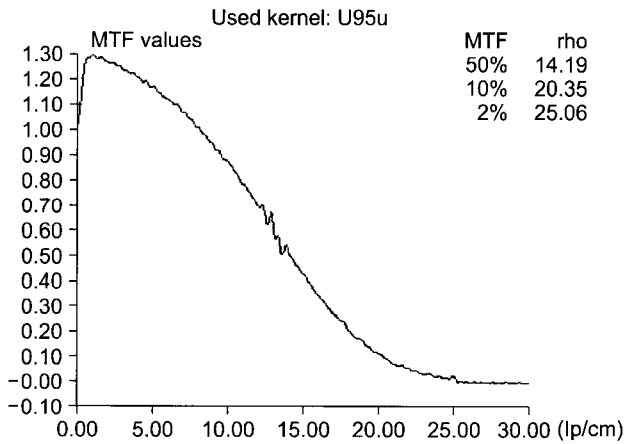


Fig. 7. MTF from image reconstructed using kernel U95.

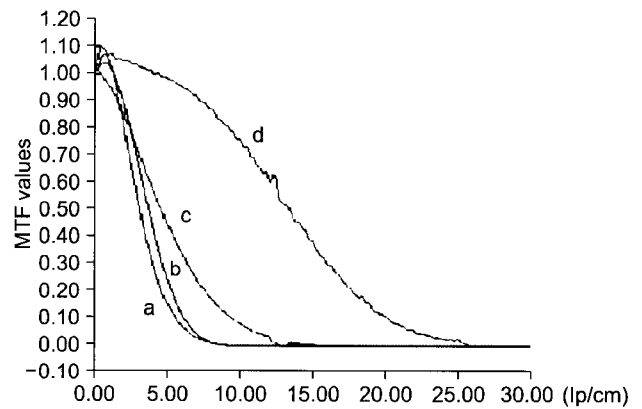


Fig. 8. The MTFs for the four reconstruction kernels are: (a) the MTF for the H30 kernel, (b) the MTF corresponding to the B30 kernel, (c) the MTF for the S80, (d) the MTF for the U95 kernel.

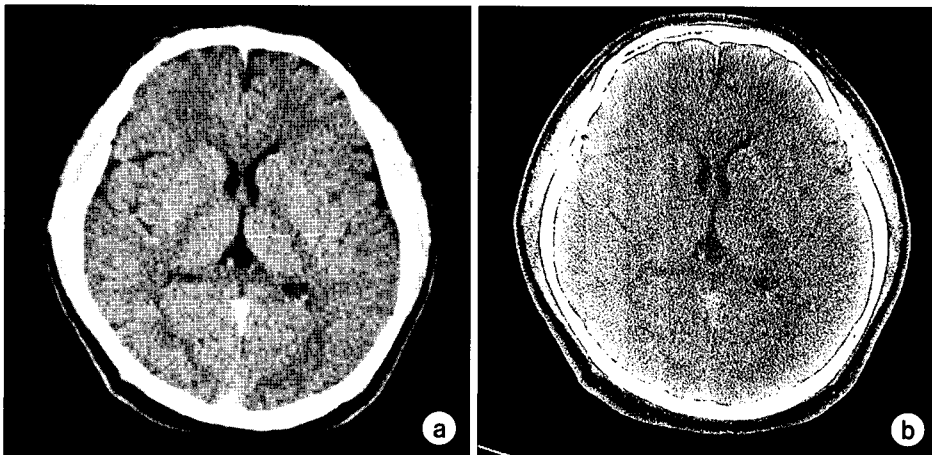


Fig. 9. Brain CT scanned with a H30 (a) and U95 (b) kernel (window width: 80, window level: 40).

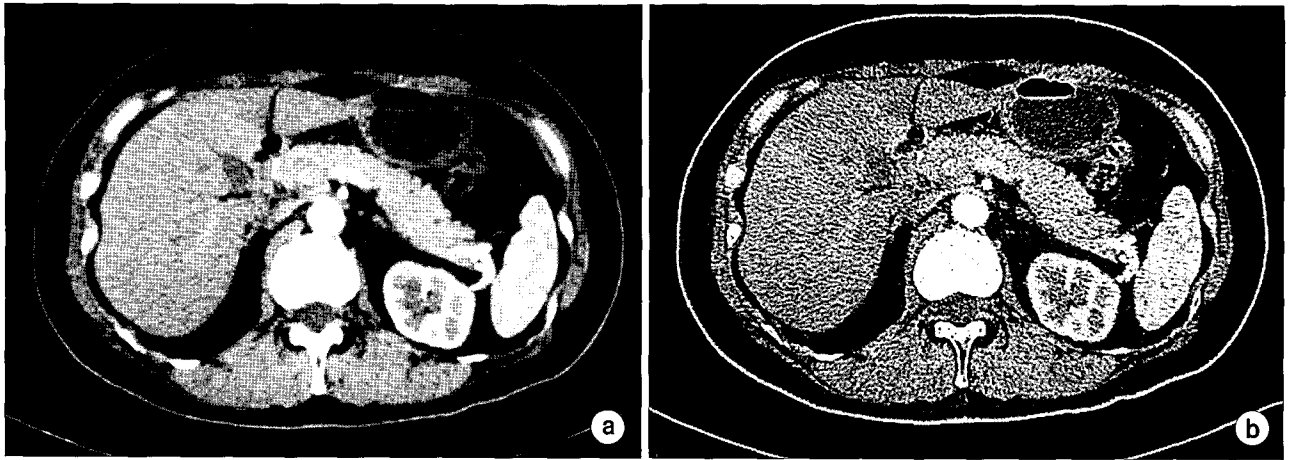


Fig. 10. Abdominal CT scanned with a B30 (a) and U95 (b) kernel (window width: 400, window level: 20).

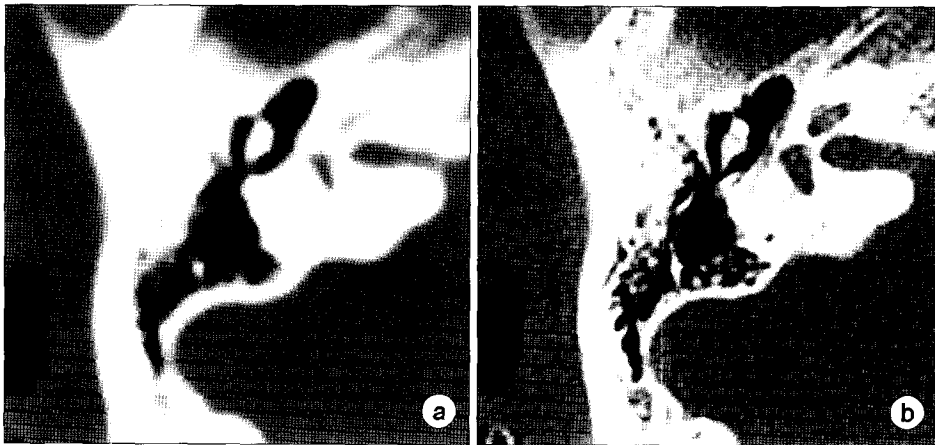


Fig. 11. Temporal bone CT scanned with a H30 (a) and U95 (b) kernel (window width: 4,000, window level: 300).

은 차이가 크지 않았으나, S80과는 차이가 있었다. 커널 U95는 MTF가 가장 높게 측정되었다(Fig. 8).

#### 4. 임상 적용 및 평가

커널에 따른 임상 적용에 대한 환자의 임상 평가에서 두 부의 H30 (Fig. 9a)과 U95 (Fig. 9b)의 비교에서 H30은 ‘매우 우수하다’ 19명(95%), ‘우수하다’ 1명(5%), U95에서 ‘영상의 질이 떨어진다’ 2명(10%), ‘진단적 가치가 없다’ 18명(90%)으로 H30이 임상 적용에서 영상 질이 높게 평가되었다. 복부의 B30 (Fig. 10a)과 U95 (Fig. 10b)의 비교에서 B30은 ‘매우 우수하다’ 17명(85%), ‘우수하다’ 3명(15%)이었고, U95에서는 ‘영상의 질이 떨어진다’ 3명(85%), ‘진단적 가치가 없다’ 17명(85%)으로 B30이 임상적 평가가 높았다. 측두골 스캔에서는 H30 (Fig. 11a)은 ‘영상의 질이 떨어진다’ 1명(5%), ‘진단적 가치가 없다’ 19명(95%)이었고,

U95는 ‘매우 우수하다’ 20명(100%)으로 U95 (Fig. 11b) 커널이 임상적 적용이 높게 평가되었고, 폐의 스캔에서는 B30 (Fig. 12a, b)은 ‘영상의 질이 떨어진다’ 1명(5%), ‘진단적 가치가 없다’ 19명(95%), U95 (Fig. 12c, d)에서 ‘매우 우수하다’ 20명(100%)으로 U95커널이 임상적 적용이 높게 평가되었다(Table 6).

#### 고찰

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 matrix로 저장되고, 복셀에서 영상을 나타내는 사각 면의 화소(pixel)의 크기는 스캔의 기하학적 측면, X선원과 검출기의 크기 및 측정의

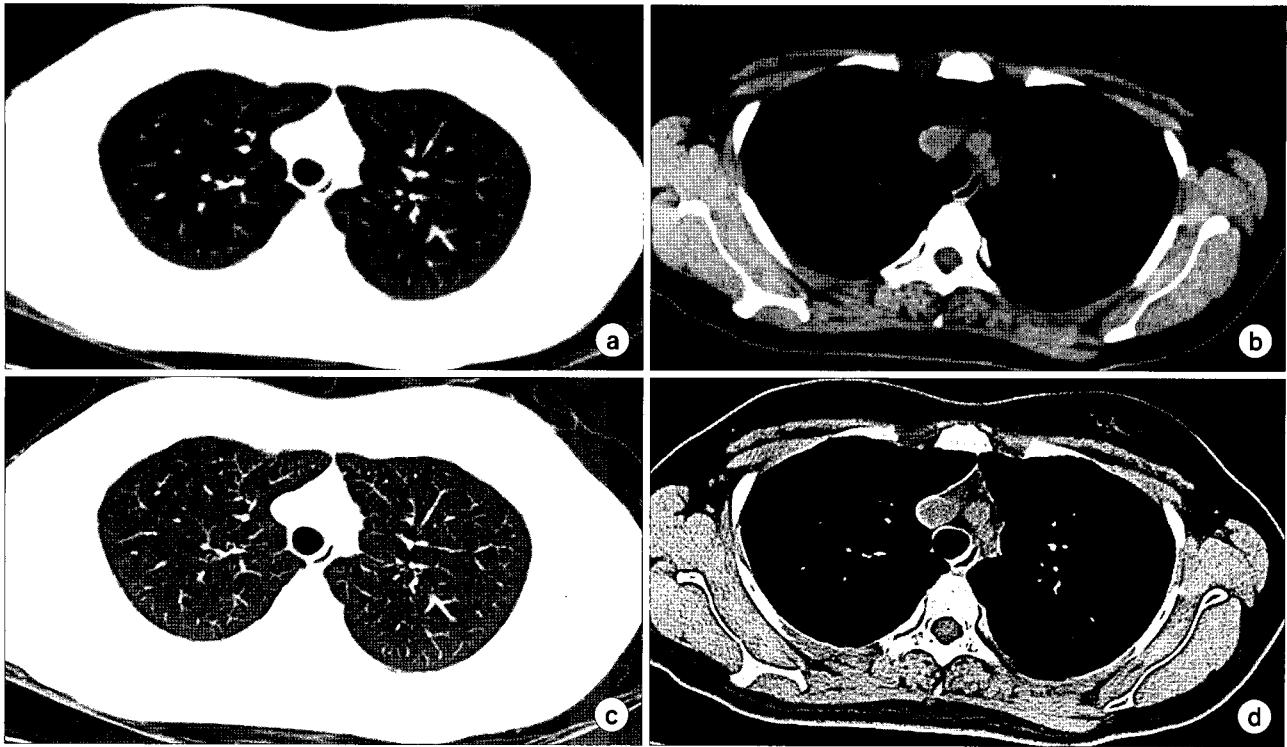


Fig. 12. CT images of lung parenchyma and mediastinal images in patient at same level. Lung parenchyma (a) and mediastinal (b) image scanned with a body medium smooth (B30) and ultra sharp (U95) kernel scanned with lung parenchyma (c) and mediastinal image (d) (lung; window width 1,500, window level -700, mediastinum; window width 400 HU, window level 25 HU).

Table 6. Initially reconstructed kernel images were rated for subjective image quality rating using five points.

Region	Kernel	Image quality rating				
		1	2	3	4	5
Brain	H30	19 (95%)	1 (5%)	0	0	0
	U95	0	0	0	2 (10%)	18 (90%)
Abdomen	B30	17 (85%)	3 (15%)	0	0	0
	U95	0	0	0	3 (15%)	17 (85%)
Temporal bone	H30	0	0	0	1 (5%)	19 (95%)
	U95	20 (100%)	0	0	0	0
Lung	B30	0	0	0	1 (5%)	19 (95%)
	U95	20 (100%)	0	0	0	0

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 영향을 받아 균일한 밀도를 갖는 물체도 다르다.<sup>8)</sup> 따라서 CT 감약계수를 이용하여 질환을 진단하고,<sup>9)</sup> 조직을 특징화할 때 CT 감약계수의 다양성의 범위와 원인을 알아야 한다. CT 감약계수의 다양성은 CT의 고유한 특성으로 CT 감약계수의 다양성은 존재한다.

영상 획득과 재구성 방법에 따라 CT 감약계수는 다양성

을 보이고 두께에 따라 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio)가 달라지고,<sup>10)</sup> 평균 CT 감약계수를 결정하는데 사용되는 ROI의 크기가 노이즈에 민감한 영향을 주어, CT 감약계수를 이용하여 정밀도(precision)에 영향을 주는 요인이다.<sup>11)</sup> 그러므로 본 연구의 목적은 MTF 커널 따른 영상의 질 평가와 함께 MTF를 측정 하여 임상적 변화에 대한 적용을 알아보려고 하였다.

CT에서 영상의 질은 인체의 미세한 구조를 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는가에 의해 좌우되며, 영상의 질을 결정하는 중요한 요소는 물질의 감약 정도를 표현하는 CT감약계수, 노이즈, 균일도, 공간 분해능, 대조도 분해능, 노이즈, 인공물, 선량 등이 있으며 이러한 영상의 질을 결정하는 요소들을 객관적으로 평가하여야 한다.

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 있다.<sup>2,3,12)</sup> 본 연구에서는 영상의 질을 평가하기 위해 노이즈, 공간분해능, MTF를 이용한 다양한 방법을 이용하였다.

본 연구의 물에 대한 CT 감약계수 및 노이즈에 대한 측정에서 H30은 -0.3 HU, B30, U95 모두에서 0.3 HU로 물의 CT감약계수인 0과 근접하였고, 노이즈에서 H30은 3.4 HU, B30은 7.6 HU, U95에서는 38.2 HU로, U95 (ultra sharp) 커널이 medium smooth에 비해 노이즈가 증가하였다.<sup>17)</sup> 노이즈는 동일한 물질을 스캔한 경우의 모든 픽셀의 CT의 감약계수가 동일하지 않고 분산된 경우의 형태를 표시하는 표준편차로 표시한다. 노이즈는 잡음으로 동일한 물질을 스캔하여도 동일하지 않고 다양하게 분포하며 이는 픽셀과 픽셀 사이의 CT 감약계수의 변동으로, 동일한 밀도를 갖는 물체라 할지라도 CT 감약계수는 일정하지 않으며 이는 양자 반점에 기인한다고 보고하였다.<sup>13)</sup> 양자(quantum)는 에너지의 추상적인 단위로 한 개의 X선 광자가 운반하는 에너지를 의미하며, X선속은 특정수의 X선 광자 또는 같은 수의 양자로 구성되어 있다.<sup>14)</sup> CT 영상의 노이즈는 픽셀 크기와 선량, 슬라이스 두께에 영향을 받고 있어 본 연구에서는 촬영 조건이 동일하고, 같은 환자의 간 실질 조직과 물이 있는 위장 부위를 대상으로 하여 측정하였다. 노이즈 측정 방법에는 노이즈 율(noise rate)로 표시하는 방법과 측정 부

위의 표준편차에 contrast sale을 곱하고 물의 감약계수로 나누어 백분율 표준 오차 표시 방법 등이 있으나,<sup>15)</sup> ROI의 CT 감약계수의 표준편차로 노이즈로 측정하는 방법이 많이 사용되고 있어 본 연구에서도 이 방법을 이용하였다.<sup>16)</sup> 이러한 노이즈에 영향을 미치는 인자는 양자 노이즈, 검출기의 전자적 노이즈, 피사체의 산란선의 크기와 산란선, 관전압과 필터, 재구성 알고리즘, 픽셀의 크기, 슬라이스 두께 등이 있다. 노이즈는 B10에서 10.1 HU로 가장 적은 수치로 측정되었고, 커널이 높아질수록 노이즈는 증가하여 Primak 등의 보고와 일치하였다.<sup>16)</sup>

공간분해능에 대한 비교에서는 H30과 B30이 U95 커널에 비해 33.3% 공간분해능이 향상되었다. U95 커널이 노이즈는 증가하지만 공간분해능이 향상되었다(Fig. 3). Zwirowich<sup>17)</sup>는 28% 향상되었다고 보고하여 폐 검사에서는 높은 공간주파수의 ultrasharp 커널을 적용하여 영상의 질이 향상되었다고 보고한 결과와 일치하였다.<sup>18)</sup>

MTF는 각 물질의 frequency component에 따른 해상력을 각각 측정하여 얻을 수 있는데, 여기에서 보면 optical density는 영상이 얼마나 정확한가를 말하며 그 정확도를 영상으로 다시 장비의 MTF가 1이라는 것은 피사체가 보유하고 있는 모든 정보를 최종적인 영상으로 손실 없이 나타내는 것을 의미한다. MTF 0일 때는 영상으로 전혀 변환되지 않는 것을 말한다. MTF는 CT 장비의 변환함수를 나타내는 기본적인 값으로서 매우 중요하다. 일반촬영용 필름의 공간분해능 단위가 lp/mm인데 비해 CT에서 공간분해능 단위는 512 matrix 크기를 이용해 재구성한 영상이기 때문에 lp/cm이다.

MTF 측정은 50%, 10%, 2% 지점에서의 lp/cm를 측정한다. 50%는 영상의 선예도 결정하고, 10%는 그래프로 나타내는 파라메타 이용한다. 2%는 육안으로 확인할 수 있는 최저상태의 공간주파수로 공간분해능을 기술하는 파라메타로 이용한다. 0%는 주파수가 소멸하는 부분이다. K값 1은 100%를 의미하며 이는 영상이 피사체를 100% 완벽하게 재현해 냈음을 의미한다. 이론적으로 MTF가 0%인 지점은 cut off frequency라고 한다.

본 연구에서 커널에 따른 MTF 비교에서 S80은 주로 뼈의 골밀도의 정량분석(quantitative analysis)에 사용되는 커널로 본 연구에서는 MTF 측정을 하였으나 해상력 및 임상 적용에는 사용하지 않았다. 측정된 MTF는 H30에서 7.45 lp/cm, B30 7.72 lp/cm, S80 12.34 lp/cm, U95 24.67 lp/cm로 공간주파수가 높게 측정되었다. 최근 개발된 CT 장비의 공간분해능은 0%에서 최고 30 lp/cm로 높게 나타낸다.



MTF는 선예도와 해상력을 한데 묶어 중점적으로 측정하는 것으로 정보전달신호의 진폭 또는 강도 양의 변화를 뜻한다. 해상력의 간격이 좁아질수록 단위 길이당 선의 수가 많아지므로 정보량도 많아지는 셈이 되며 정보량은 항상 단위 당 선의 수로 표현하게 된다. MTF 평가는 곡선상 곡선이 교차하는 점의 공간주파수 값을 그 영상시스템의 해상력이라 판단하기 때문에 이 값이 클수록 분해능이 높게 된다. 공간주파수가 높은 영역이라도 값이 큰 시스템이 객관적으로 분해능이 좋다는 것을 의미한다. 또한 MTF곡선이 교차하는 점의 공간주파수 값이 높은 50% 시스템이 선예도가 높다는 기준으로 본다 그러므로 해상력이 높은 시스템이 반드시 선예도가 높은 것은 아니다. 실제로 선예도는 공간주파수가 낮은 영역에서 결정되며 해상력은 공간주파수가 높은 영역에서 결정된다. 본 연구의 커널에 따른 MTF의 50%, 10%, 2% 측정에서 H30과 B30은 차이가 크지 않았으나, S80과는 차이가 있었다. 커널 U95는 MTF가 가장 높게 측정되었다.

Judy<sup>19)</sup>가 CT에서 MTF의 측정 방법을 보고한 이후 Wildberger 등<sup>20)</sup>이 커널 종류에 따른 폐색전증 환자를 실행하여 보고하였으나 폐에 대한 한정된 연구였고, convolution 커널에 따른 CT 혈관조영술에서 직경을 측정하여 정확도를 보고한 사례가 있다.<sup>21)</sup> 그러나, 커널의 종류에 따른 노이즈, 공간분해능 및 MTF를 임상적으로 적용한 사례에 대한 평가는 보고되지 않았다.

임상 적용을 위한 커널을 선택하기 위해서는 노이즈가 낮고, 공간분해능이 높은 커널을 선택하고, MTF의 비교를 통해 검사 부위에 맞는 커널을 선택하여야 한다.

## 결 론

MTF 곡선 H30과 B30은 차이가 크지 않았으나, S80과는 차이가 있었다. 또한 U95는 공간주파수가 높게 측정되었다. 공간분해능을 비교하기 위해 해상력 팬텀을 이용한 스캔에서 H30과 B30에 비해 U95커널이 해상력이 높았다. CT 감약계수는 B30, U95 모두에서 0.3 HU, 노이즈는 B30은 7.6 HU 이고, U95에서는 38.2 HU로 높게 측정되었다. MTF와 분해능에 대한 임상적 적용에서 두부는 H30, 복부에서 B30, 측두골 및 폐의 스캔에서 U95 커널이 임상적 적용이 높게 평가되었다. 커널의 특성에 따라 임상 환경에 맞는 커널을 선택하여 진단의 목적에 맞게 적절하게 적용해야 한다.

## 참 고 문 헌

- Schaller S, Wildberger JE, Raupach R, Niethammer M, Klingenberg-Regn K, Flohr T: Spatial domain filtering for fast modification of the tradeoff between image sharpness and pixel noise in computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 22:846-853 (2003)
- Ohkubo M, Wada S, Matsumoto T, Nishizawa K: An effective method to verify line and point spread functions measured in computed tomography. *Med Phys* 33:2757-2764 (2006)
- 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* 26:57-64 (2006)
- Droegge RT, Morin RL: A practical method to measure the MTF of CT scanners. *Med Phys* 9:758-760 (1982)
- Joseph PM, Stockham CD: The influence of modulation transfer function shape on computed tomographic image quality. *Radiology* 145:179-185 (1982)
- Sprawls P: AAPM tutorial. CT image detail and noise. *Radiographics* 12:1041-1046 (1992)
- Rathee S, Fallone BG, Robinson D: Modulation transfer function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography. *Med Phys* 29:86-89 (2002)
- Kemerink GJ, Lamers RJ, Thelissen GR, van Engelsehoven JM: Scanner conformity in CT densitometry of the lungs. *Radiology* 197:749-752 (1995)
- 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)
- 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* 24:53-58 (2000)
- 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* 20:25-29 (1991)
- 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* 30:1-8 (2003)
- Cann CE: Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology* 166:509-522 (1988)
- Ende JF, Huda W, Ros PR, Litwiller AL: Image mottle in abdominal CT. *Invest Radiol* 34:282-286 (1999)
- Josip Nosil, Pearce KI, Stein RA: Linearity and contrast scale in computed tomography. *Med Phys* 16:110-113 (1989)
- Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG: Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. *Radiographics* 26:1785-1794 (2006)

17. **Zwirewich CV, Terriff B, Muller NL**: High-spatial-frequency (bone) algorithm improves quality of standard CT of the thorax. *AJR Am J Roentgenol* 153:1169-1173 (1989)
18. **Mayo JR**: High resolution computed tomography: technical aspects. *Radiol Clin North Am* 29:1043-1049 (1991)
19. **Judy PF**: The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner. *Med Phys* 3:233-236 (1976)
20. **Wildberger JE, Mahnken AH, Flohr T, et al**: Spatial domain image filtering in computed tomography: feasibility study in pulmonary embolism. *Eur Radiol* 13:717-723 (2003)
21. **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: 1313-7 (2004)

## **MTF Evaluation and Clinical Application according to the Characteristic Kernels in the Computed Tomography**

Beong Gyu Yoo\*, Dae Cheol Kweon<sup>†</sup>, Jong Seok Lee\*

\*Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science College,

<sup>†</sup>Department of Radiology, Seoul National University Hospital

Our objective was to evaluate the clinical feasibility of spatial domain filtering as an alternative to additional image reconstruction using different kernels in CT. Kernels were grouped as H30 (head medium smooth), B30 (body medium smooth), S80 (special) and U95 (ultra sharp). Derived from thin collimated source images, four sets of images were generated using phantom kernels. MTF (50%, 10%, 2%) measured with H30 (3.25, 5.68, 7.45 lp/cm), B30 (3.84, 6.25, 7.72 lp/cm), S80 (4.69, 9.49, 12.34 lp/cm), and U95 (14.19, 20.31, 24.67 lp/cm). Spatial resolution for the U95 kernel (0.6 mm) was 33.3% greater than that of the H30 and B30 (0.8 mm) kernels. Initially scanned kernels images were rated for subjective image quality, using a five-point scale. Image scanned with a convolution kernel led to an increase in noise (U95), whereas the results for CT attenuation coefficient were comparable. CT images increase the diagnostic accuracy in head (H30), abdomen (B30), temporal bone and lung (U95) kernels may be controlled by adjusting CT various algorithms, which should be adjusted to take into account the kernels of the CT undergoing the examination.

**Key Words:** MTF, Kernel, Computed tomography