

◆ 원 저 ◆

## 재구성 알고리즘 변화에 따른 CT 영상의 화질 평가

한동균<sup>1</sup> · 박건진<sup>2</sup> · 고신관<sup>1</sup>

<sup>1</sup>을지대학교 보건과학대학 방사선학과 · <sup>2</sup>삼성서울병원 영상의학과

### The Evaluation of Image Quality According to the Change of Reconstruction Algorithm of CT Images

Dong Kyoon Han<sup>1</sup> · Kun Jin Park<sup>2</sup> · Shin Kwan Ko<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, College of health science, Eulji University ·

<sup>2</sup>Department of Diagnostic Radiology, Samsung Medical Center

#### Abstract

In this study, the correlation among the changes of Modulation Transfer Function(MTF) in the noise and high-contrast resolution and the change of Contrast to noise ratio(CNR) in the low-contrast resolution will be examined to investigate the estimation of image quality according to the type of algorithms. The image data obtained by scanning American Association of Physicists in Medicine(AAPM) phantom was applied to each algorithm and the exposure condition of 120 kVp, 250 mAs, and then the CT number and noise were measured. The MTF curved line of the high-contrast resolution was calculated with Point Spread Function(PSF) by using the analysis program by Philips, resulting in 0.5 MTF, 0.1 MTF and 0.02 MTF respectively. The low-contrast resolution was calculated with CNR and the uniformity was measured to each algorithm. Since the measurement value for the uniformity of the equipment was below  $\pm 5$  HU, which is the criterion figure, it was found to belong to the normal range. As the algorithm got closer from soft to edge, the standard deviation of CT number increased, which indicates that the noise increased as well. As for MTF, 0.5 MTF, 0.1 MTF and 0.02 MTF were all sharp algorithms, and as the algorithm got closer from soft to edge, it was possible to distinguish more clearly with the naked eye. On the other hand, CNR gradually decreased, because the difference between the contrast hole CT number and the acrylic CT number was the same while the noise of hole increased.

**Key Words** : CT image quality, MTF, Noise, CNR

---

Received September 2, 2010/ 1st Revised September 29, 2010/

Accepted for Publication October 18, 2010

Corresponding Author: 고신관

(461-713) 경기도 성남시 수정구 양지동 212번지

을지대학교 보건과학대학 방사선학과

Tel: 031) 740-7245 Fax: 031)740-7351

E-mail: sgko@eulji.ac.kr

## I. 서론

1972년 Hounsfield에 의해 전산화단층촬영장치 (Computed Tomography : CT)가 처음 발명된 이래 오늘날까지 CT의 비약적인 발전이 이루어졌다.<sup>1</sup> 건강보험심사평가원의 조사에 따르면 2003년부터 2009까지 오면서 연간 CT 장비 보유수가 1500대에서 1820대로 증가하였고 2003년부터 2007년까지 촬영건수는 약 170만 건에서 330만 건으로 증가하였다.<sup>2</sup> 이에 따라 진단영역에서의 CT의 비중이 점점 커지고 있음을 알 수 있다. 따라서 좋은 이미지를 얻기 위해 요구되는 인자들이 중요시되고 있는데 그 인자는 슬라이스 두께, 관전류, 관전압, 회전시간, FOV(field of view), 재구성 알고리즘, 해상능, 매트릭스 등이 있다.<sup>3</sup> 그 중 알고리즘의 종류에는 알고리즘의 종류에는 Soft, Standard, Detail, Bone, Lung, Edge 알고리즘이 있다.<sup>4~5</sup> Soft 알고리즘은 복부와 같은 CT number의 차이가 적은 곳에 사용이 되며, Standard 알고리즘은 Soft 알고리즘에 비해 해상력이 우수하여 널리 사용되고 있다. 그리고 Detail 알고리즘은 Standard 알고리즘에 비해 이미지 해상력은 좋으나 그에 따라 노이즈가 증가하여 나타난다. 또한 bone 알고리즘은 높은 대조도 물질의 구별이 용이한 장점이 있지만 노이즈의 증가가 매우 높다. Edge 알고리즘은 복잡한 bone구조 검사 시 유용하게 사용된다. 이러한 알고리즘 이외에도 최근 들어 특정 병변이나 장기(폐의 결절이나 종양, 복부 내의 신장)만을 잘 나타낼 수 있게 하는 알고리즘들이 많이 개발되고 있으며 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.<sup>6~8</sup>

따라서 본 연구는 여러 가지 알고리즘에 대한 특성과 차이를 정확히 이해하기 위해 각각의 알고리즘에 따른 공간분해능과 대조도 분해능 그리고 균일도를 알아보고자 하였다.

## II. 대상 및 방법

CT 장치의 화질평가를 위해 현재 CT 장치의 정도관리용 팬텀으로 사용되고 있는 CT 전용 AAPM(American Association of Physicists in Medicine, Victoreen, USA) 팬텀을 이용하였으며, 이 팬텀의 노이즈, 균일도 측정을 위해 CT number 측정 블록을 사용하였으며, CNR(contrast to noise ratio)측정을 위해 대조도 분해능 측정용 블록을 사용하였고, MTF(Modulation

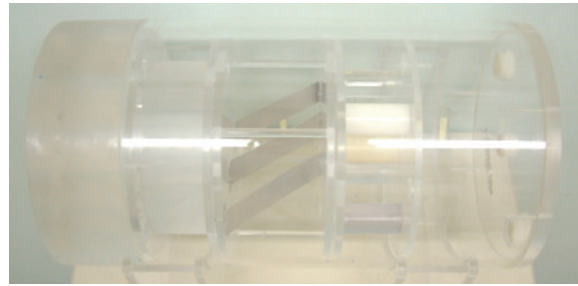


Fig. 1. AAPM Phantom

Transfer Function)측정을 위해 공간 분해능 측정용 블록을 사용하였다(Fig. 1).

G사(QX/I)의 CT 장치를 이용하여 각각의 알고리즘에 따라 팬텀 영상을 획득하였다. 그리고 MTF 측정을 위해 P사의 소프트웨어를 이용하였다. 대조도 분해능 측정은 해당 블록에 대조도 차이가 10 HU가 되도록 AAPM 팬텀의 대조도 분해능 측정 블록에 이오메론 (Iomeron 300, Iilsung pharmaceuticals, Korea)과 식염수를 1 : 100으로 희석하여 주입한 후, CT장치의 테이블에 팬텀을 놓고 중심선 정렬을 하여 120 kVp, 200 mAs로 설정 후 영상을 획득하였다. 획득된 영상을 Soft, Standard, Detail, Bone, Lung, Edge 알고리즘을 적용하여 영상을 재구성 하였다. 공간분해능 영상과 대조도 분해능, 노이즈와 균일도 측정을 위한 영상에서 각각 대조도 비(contrast noise rate)와 MTF, Noise와 균일도(Uniformity)를 측정하였다. 노이즈를 구하기 위해 CT number 측정 블록 영상의 6시 방향 1/4 지점에  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  관심영역(ROI)를 설정하여 CT number의 표준편차를 Equation 1에 의해 구하였다(Fig. 2).

$$SD(\sigma) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\varepsilon - \bar{X})^2}{N-1}} \quad (1)$$

(N = total number, Xi = value,  $\bar{X}$  = average)

균일도는 노이즈 평가에 사용된 블록 영상 중 Standard 알고리즘을 적용한 영상을 기준으로 6시 방향 1/4지점을 (A), 9시 방향 2/3지점을 (B) 12시 방향 2/3지점을 (C), 3시 방향 2/3지점을 (D)로 설정하고 (A-B), (A-C), (A-D)를 구하여 측정하였다(Fig. 3).<sup>9</sup>

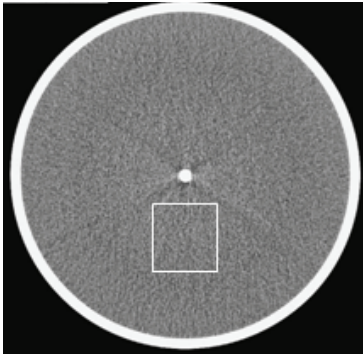


Fig. 2. CT number and Noise

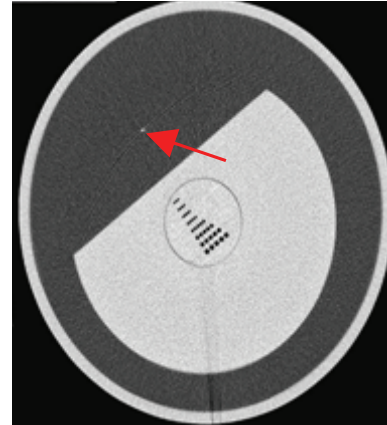


Fig. 5. High contrast resolution

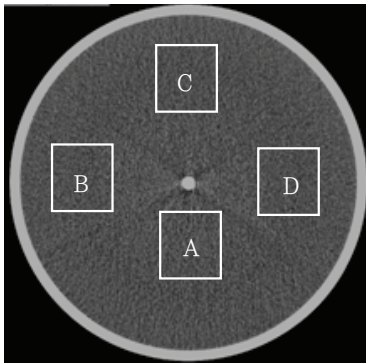


Fig. 3. Uniformity

$$CNR = \frac{CT\ number\ of\ acrylic - CT\ number\ of\ hole}{noise\ of\ acrylic} \quad (2)$$

공간분해능을 평가 위해 영상에서 철사 줄의 단면을 선택하여 장치 내 영상분석 프로그램을 이용하여 MTF를 측정하였다. 즉 먼저 PSF(Point Spread Function)를 구하고 이것을 푸리에 변환하였다. 이러한 방법으로 얻어진 MTF곡선을 이용하여 0.5 MTF, 0.1 MTF, 0.02 MTF를 구하였다(Eq. 3)(Fig. 5).

$$F(f) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad f(t) = \int_{-\infty}^{\infty} F(f)e^{j2\pi ft} df \quad (3)$$

### III. 결 과

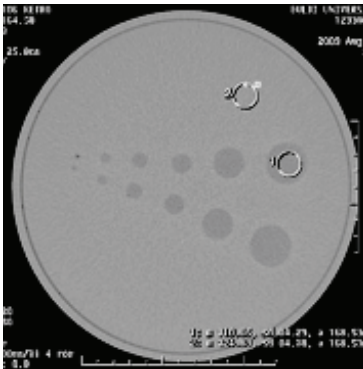


Fig. 4. Low contrast resolution

알고리즘을 Soft, Standard, Detail, Bone, Lung, Edge로 변화 시키면서 획득한 영상의 노이즈와 균일도 그리고 CNR과 MTF를 분석한 결과는 다음과 같다. 노이즈의 측정값은 Soft 알고리즘에서 3.0, Standard 알고리즘에서 3.7, Detail 알고리즘에서 4.9, Bone 알고리즘에서 12.0, Lung 알고리즘에서 14.8, Edge 알고리즘에서 21.3으로 나타났다(Table. 1). 공간분해능을 요하는 알고리즘으로 변화 될수록 노이즈 값이 증가함을 알 수 있었다. 균일도는 팬텀의 관심영역 A, B, C, D의 값은 Soft 알고리즘에서 3.6~4.2 HU, Standard 알고리즘에서 3.6~4.0 HU, Detail 알고리즘에서 3.7~4.3 HU, Bone 알고리즘에서 3.9~4.8 HU, Lung 알고리즘에서 5.5~6.5 HU, Edge 알고리즘에서 3.9~4.6 HU

미세한 감약계수 차이를 구분할 수 있는 대조도 분해능을 구하기 위해 대조도 분해능 측정 블록 영상의 조영제 주입 부분(1)과 아크릴 (2)에 ROI를 설정, 그 크기는 가장 큰 조영제 주입 hole 부분에 맞춰 16.85 cm<sup>2</sup>로 하였다(Fig. 4). 이때 대조도 분해능 평가를 할 때 CNR 공식을 이용하는데, 그 공식은 Equation 2에 의해 구하였다.

#### IV. 고찰

Table 1. Noise and CNR according to the change of algorithm

Algorithm	Soft	Standard	Detail	Bone	Lung	Edge
Noise	3.3	3.7	4.9	12.0	14.8	21.3
A	3.6	3.6	3.7	3.9	5.5	4.6
Unifor	4.0	4.1	4.0	4.8	6.5	4.5
mity	3.9	4.0	3.7	4.3	5.8	3.9
D	4.2	4.0	4.3	4.5	5.5	4.4
CNR <sup>a</sup>	4.4	3.5	2.7	1.0	0.9	0.6

Note) a : contrast to noise ratio

로 나타났다(Table 1). 각각의 영역에 대한 균일성은 ± 5 HU이내로 정도관리 기준을 만족하였다.

대조도 분해능을 분석하기 위한 CNR 값은 Soft 알고리즘에서 4.4, Standard 알고리즘에서 3.4, Detail 알고리즘에서 2.7, Bone 알고리즘에서 1.0, Lung 알고리즘에서 0.9, Edge 알고리즘에서 0.66으로 나타났다(Table 1). Soft 알고리즘으로 갈수록 CNR이 증가하여 대조도 분해능이 향상됨을 알 수 있었다.

공간분해능 측정은 영상의 선예도와 관련된 0.5 MTF에서는 Soft 알고리즘에서 3.3 Lp/mm, Standard 알고리즘에서 4.1 Lp/mm, Bone 알고리즘에서 4.6 Lp/mm, Lung 알고리즘에서 4.8 Lp/mm으로 나타났다. 그리고 해상력 즉 분해능에 관여되는 0.1 MTF에서는 Soft 알고리즘에서 5.5 Lp/mm, Standard 알고리즘에서 7.1 Lp/mm, Bone 알고리즘에서 7.9 Lp/mm, Lung 알고리즘에서 6.8 Lp/mm으로 나타났다. 그리고 0.02 MTF에서는 Soft 알고리즘에서 6.5 Lp/mm, Standard 알고리즘에서 8.2 Lp/mm, Bone 알고리즘에서 9.1 Lp/mm, Lung 알고리즘에서 7.4 Lp/mm으로 나타났다(Table 2).

Table 2. MTF according to the change of algorithm (unit : Lp/mm)

Algorithm	Soft	Standard	bone	Lung
0.5 MTF <sup>a</sup>	3.3	4.1	4.6	4.8
0.1 MTF	5.5	7.1	7.9	6.8
0.02 MTF	6.5	8.2	9.1	7.4

Note) a : Modulation Transfer Function

본 연구의 결과 알고리즘 변화에 따른 노이즈와 균일도 그리고 대조도 분해능을 나타내는 CNR과 공간분해능을 나타내는 MTF 값의 변화가 있음을 알 수 있었다. 알고리즘 변화에 따라 가장 큰 변화를 나타낸 것은 다른 연구와 같이<sup>10</sup> 노이즈의 변화로써 Soft, Standard, Detail, Bone, Lung, Edge 알고리즘 순으로 노이즈가 증가되어 나타났다. 이것은 영상에서 알고리즘에 따라 CT number의 변화가 크다는 것을 의미하며 영상의 흑백의 정도가 심하여 거칠게 나타남을 알 수 있었다. 그리고 균일도의 경우는 알고리즘의 변화에 따라 조금의 변화는 나타났으나 기준치에서 벗어나지 않았다. 균일도가 CT number의 위치에 따른 변화를 측정하는 것으로 알고리즘의 변화에 따른 동일 단면 영상 내에서의 CT number의 변화가 함께 이루어지기 때문에 균일도에는 큰 영향을 주지 않았다. 대조도 분해능을 나타내는 CNR 측정값은 Soft, Standard, Detail, Bone, Lung, Edge 알고리즘 순서로 감소되어 나타났는데 그 이유는 대조도 분해능을 측정하는 블록의 hole부분의 CT number와 아크릴부분의 CT number 차가 10 HU 이내로 나게 되어 있어 알고리즘의 변화에 대하여 각 hole의 CT number의 변화는 크지 않거나 동일하게 변화하지만 아크릴 부분의 노이즈 값은 앞서 알고리즘 변화에 따른 노이즈 변화에서 나타난 결과처럼 Soft 알고리즘보다 Edge 알고리즘이 노이즈 값이 증가하므로 CNR 값은 감소하여 나타나게 된다. 이것은 알고리즘 변화에 따른 대조도 분해능의 변화를 나타내며 공간주파수가 높은 알고리즘 즉, Edge 알고리즘 등을 복부 CT 검사에 적용하게 되면 대조도 분해능이 저하되어 영상의 질이 떨어질 것이다. 공간분해능은 얼마나 병변을 잘 구별해 내는지를 단위 길이 당 Line pair로 나타내며<sup>11</sup> 동일 한 MTF에서의 단위 길이 당 다 많은 선을 구별하기 위하여 여러 가지 알고리즘을 적용하여 사용하고 있다. 본 연구에서는 0.5 MTF에서 Soft, Standard, Bone, Lung 알고리즘의 순서로 Lp/mm 값이 높게 나타났다. 그러나 0.1 MTF에서는 Lung 알고리즘이 Standard와 Bone 알고리즘 보다 낮게 나타났다. 그리고 0.02 MTF에서도 동일한 결과를 나타내었다. 이것으로 선예도 보다 고대조도 분해능을 요하는 흉부 HR CT 검사에서는 bone 알고리즘을 적용하는 것이 진단적 가치를 높이는 방법이 될 것이다. 본 실험에서 MTF 측정 시



Detail과 Edge값은 구하지 못하였는데 이것은 MTF 분석 프로그램의 오류로 인한 것으로 일부 알고리즘의 연동이 이루어지지 않아서 이다. 이 후 연구에서 해결책을 찾아 보다 많은 알고리즘에 대해 적용하여 본다면 더 좋은 결과를 얻을 수 있을 것으로 생각된다. CT 영상에 알고리즘을 다르게 적용시키면 노이즈와 CNR 그리고 MTF는 변하게 되는데 이 변화가 영상의 질을 좌우하게 된다. 이에 각 부위별 질환별의 알고리즘 적용에 신중을 기해야 할 것이다. 이미 폐 실질 관찰과 폐 조직의 석회화 여부를 판단하기 위해 여러 실험이 이루어졌는데<sup>12</sup> 그들의 실험 결과에 따르면 폐에 결절이 의심되는 환자를 흉부 스캔한 CT 영상에 Lung 알고리즘을 적용하게 되면 알고리즘 특성상 전체 이미지의 노이즈가 증가하는 대신 폐와 결절의 CT number의 차이가 크게 벌어지므로 결절을 쉽게 찾을 수 있는 장점이 있다는 것을 알게 되었다. 하지만 Lung 알고리즘을 유사한 CT number를 갖는 복부 영상에 적용시키게 되면 노이즈의 증가로 영상의 질이 급격히 떨어지게 된다. 이럴 때는 복부에는 Soft나 Standard 알고리즘을 적용시키는 것이 CT number가 비슷한 장기가 많은 복부에 존재하는 여러 비정상적 소견을 발견하기에 더 나은 방법이 될 것이다. 임상에서 사용되는 알고리즘은 CT 제조사에서 만든 기본 알고리즘으로 최근엔 각 회사마다 다른 목적으로 알고리즘이 개발하고 있다.<sup>13</sup> 따라서 새로운 알고리즘에 대한 다양한 임상 실험을 통하여 보다 올바른 알고리즘의 선택이 이루어져야하며 이로써 영상의 질도 높아질 것이라 사료된다.

## V. 결론

CT 영상에 있어 공간분해능이 높고 노이즈가 적은 영상을 획득하여야 한다. 이를 위해 다양한 변수를 적용시켜 사용하고 있다. 이때 가장 중요한 것은 적절한 알고리즘의 선택이라 할 수 있다. 본 연구에서는 알고리즘 변화에 따른 화질의 영향을 알아보기 위해 노이즈와 균일도 그리고 CNR, MTF를 측정하였다. Soft, Standard, Detail, Bone, Lung, Edge 알고리즘에 대한 측정 결과 노이즈의 경우 Standard 알고리즘을 기준으로 Soft 알고리즘은 노이즈 값이 적게 나타났으나 Edge쪽의 알고리즘은 노이즈 값이 크게 나타났다. CNR의 경우에는 노이즈 값이 적은 Soft 알고리즘이 가장 높게 나타났으며, Edge 알고리즘은 적게 나타났다. 이로써 노이즈가

적은 알고리즘을 사용하는 것이 대조도 분해능을 향상시킬 수 있음을 알 수 있었다. 균일도의 경우는 모든 알고리즘에서 정도관리 기준치를 만족하여 알고리즘 변화에 따른 변화를 알 수 없었다. 그리고 공간분해능을 측정하기 위한 MTF의 경우는 선예도를 나타내는 지표인 0.5 MTF와 분해능을 나타내는 0.1 MTF에서 각각 다른 결과를 나타내었다. 0.5 MTF에서는 Soft, Standard, Bone, Lung 알고리즘의 순서로 선예도가 높았고, 0.1 MTF에서는 Soft, Lung, Standard, Bone 알고리즘의 순서로 공간분해능이 높게 나타났다.

CT 영상의 획득 시 알고리즘의 선택은 화질을 변화시킨다는 것을 확인 할 수 있었고 특히 공간분해능이 높은 알고리즘의 경우 노이즈가 증가되며, 노이즈가 적은 알고리즘의 경우 공간 분해능이 저하되는 상반된 결론을 얻을 수 있었다. 따라서 임상에서 환자를 영상화할 경우 특정 알고리즘만 사용할 것이 아니라 선택 부위와 병소에 따라 적절한 알고리즘을 다양하게 사용하여야 할 것이다.

## 참고문헌

1. 고인호. TEXTBOOK Of Computed Tomography. 서울: 청구문화사; 2003.
2. 건강보험심사평가원. 2007년도 CT 청구실태 분석 결과; 2008.
3. Kweon DC, Yoo BG, Lee JS, Jang KJ. A Method to CT Attenuation Coefficient and Image Noise of Various Convolution Kernel in the Computed Tomography. Korean Journal of Digital Imaging in Medicine 2009; 9: 21-30.
4. 김문찬. 최신 CT영상 기술학. 서울: 청구문화사; 2007.
5. Okumura M, Ota T, Tsukagoshi S, Katada K. New Method of Evaluating Edge-preserving Adaptive Filters for Computed Tomography(CT): Digital Phantom Method. Japanese Journal of Radiological Technology 2006; 7: 971-8.
6. Yoon HS. Predict of Fracture Risk Rate According to Morphological Measuring of Proximal Femoral Part Using Dual Energy X-ray Absorptiometry. Journal of Korean Society of radiological technology 2002; 25: 49-53

7. Kim SJ, Yoo SW, Kim JC, Noh SM, Park JW. A Study on the Segmentation of Kidney from the Non Enhanced CT Image : Journal of KIISE 2000; 27: 514-6.
8. Becker MD, Berkmen YM, Austin JHM, Mun IK, Romney BM, Rozenshtein A, et al. Lung Volumes before and after Lung Volume Reduction Surgery. 1998; 157: 1593-9.
9. Jang KJ, Kweon DC. Case Study of Quality Assurance for MDCT Image Quality Evaluation Using AAPM CT Performance Phantom. Journal of the Korea Contents Association 2007; 7: 114-123.
10. Rizzo SM, Kalra MK, Schmidt B, Raupach R, Maher MM, Blake MA, et al. CT Images of Abdomen and Pelvis: Effect of Nonlinear Three-dimensional Optimized Reconstruction Algorithm on Image Quality and Lesion Characteristics. Radiology 2005; 237: 309-15.
11. Kim CB. The MTF Measurement of the Conventional X-ray System by using the Computed Radiography. Journal of Korean Society of radiological technology 2005; 28: 111-5.
12. Boedeker KL, McNitt-Gray MF, Rogers SR, Truong DA, Brown MS, Gjertson DW, et al. Emphysema : Effect of Reconstruction Algorithm on CT Imaging Measures. Radiology 2004; 232: 295-301.
13. Nosil J, Pearce KI, Stein RA. Linearity and contrast scale in computed tomography. Medical Physics 1989; 16: 110-3.