

<원저>

전산화단층촬영에서 관전압과 관전류, 통계적 반복재구성법에 따른
화질과 피폭선량- Quality of Image and Exposure Dose According to kVp, mA and
Iterative Reconstruction in Computed Tomography -

¹⁾인하대병원 영상의학과·²⁾인천기독병원 영상의학과·³⁾동남보건대학교 방사선과
⁴⁾건양대학교병원 방사선종양학과·⁵⁾안산대학교 방사선과
차상영¹⁾·박재운²⁾·이용기³⁾·김정훈⁴⁾·최재호⁵⁾

— 국문초록 —

본 연구는 전산화단층촬영에서 관전압과 관전류에 따른 화질과 피폭선량을 연구하고 None IR과 IR (Iterative Reconstruction)의 단계에 따른 영상의 SNR(Signal to Noise Ratio)을 비교하여 영상 화질의 개선정도에 대하여 확인해보고자 하였다. Image J를 이용하여 화질을 측정된 결과 관전압의 증가에 따라 HU (Hounsfield units)와 BN (Background Noise)은 감소하였으며, 이와 반대로 SI (Signal Intensity)와 SNR, CTDI_{vol} (CT dose index volume)은 관전압이 높아질수록 증가하였으며, BHU(Background Hounsfield Units)의 변화는 없었다. 관전류의 증가로 인해서 BN이 감소하였고, 반대로 SNR과 CTDI은 증가하였다. 또한 IR의 단계가 높아질수록 HU와 SI, BN이 낮아지고, SNR이 약 10~60% 향상됨을 알 수 있었다.

이를 토대로 임상에서 IR 적용 시 단계적 접근 방식으로 관전압과 관전류를 미세 조정하여 점차적으로 방사선량을 줄여 나가야 할 것이다.

중심 단어: 전산화단층촬영, 신호 대 잡음비, 반복 재구성법, 피폭선량, 관전압, 관전류

I. 서 론

전산화단층촬영(Computed Tomography; CT)은 인체에 X선을 조사하여 산란과 흡수과정으로 인한 감약정보(Hounsfield Units; HU)로 변환된 후 영상재구성 과정을 거쳐 인체의 단면 영상을 제공한다[1,2].

CT에서 HU는 표면 렌더링(Shaded Surface Display; SSD), 체적 렌더링(Volume Rendering; VR), 최대 강도 투영(Maximum Intensity Projection; MIP), 최소 강도 투영(Minimum intensity Projection; MinIP), 다평면 재구성

(Multiplanar Reconstruction; MPR) 등의 다양한 디지털 영상처리의 기본 데이터가 되며[3] 또한 낭종과 종양을 감별하고 석회화 물질이나 지방성분의 유무를 판단하고 특히 골밀도를 측정하기 위한 의학적 진단도구로 매우 유용하게 활용되고 있다[4].

이러한 HU는 영상 재구성의 방법에 따라 영향을 받기 때문에 검사 부위와 검사 목적 질환에 따라 적절한 재구성 방법을 이용하여야만 최적의 영상을 획득할 수 있다[5-7]. 가장 널리 쓰이는 재구성법은 필터 보정 역투영법(Filtered Back Projection; FBP)이 예로부터 가장 많이 쓰였으나[8]

환자의 피폭선량을 감소시키기 위하여 최근 반복재구성법 (Iterative Reconstruction; IR)이 개발되어 현재 사용되고 있다[9,10].

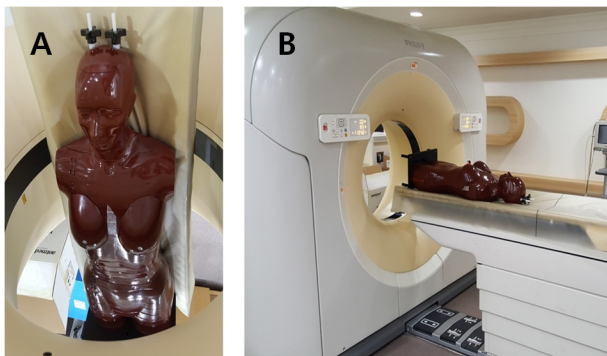
같은 촬영조건에서 IR은 FBP 보다 우월한 화질의 영상을 재구성하거나, 적은 방사선량으로써 동등한 화질의 영상을 재구성하는 장점이 있으나[11], IR을 사용했을 때 IR의 단계에 따른 화질의 개선이 어느 정도까지 되는지 대한 연구는 현재 자세히 보고된 바는 없는 실정이다.

본 연구의 목적은 관전압과 관전류에 따른 화질과 피폭선량을 연구하고 None IR과 IR 단계에 따른 영상의 SNR (Signal to Noise Ratio)을 비교하여 IR 단계에 따라 영상의 화질의 개선이 어느 정도 되는지에 대하여 연구해보고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 실험 장비

본 연구를 위해 CT 장비는 최근 품질관리원에서 정도관리를 시행하여 합격한 I 병원의 Philips사의 64 Slice MDCT (Philips, Ingenuity, Israel) 장비를 사용하였으며 Phantom은 인체등가물질로 만들어진 Alderson Radiation Therapy Phantom (ARTF-1007, Radiology support device, Long beach, CA, USA)이 사용되었다[Fig. 1].



(A) Alderson Radiation Therapy Phantom (B) MDCT

[Fig. 1] Image of Phantom and CT

2. 연구방법

1) 촬영 조건

팬텀의 Apex부터 Costophrenic angle (CP angle)이 포함되게 9~21번까지 250 mm의 scan range를 지정하여 Helical scan 하였다. 관전압, 관전류에 따른 화질과 피폭

[Table 1] Phantom scan protocol

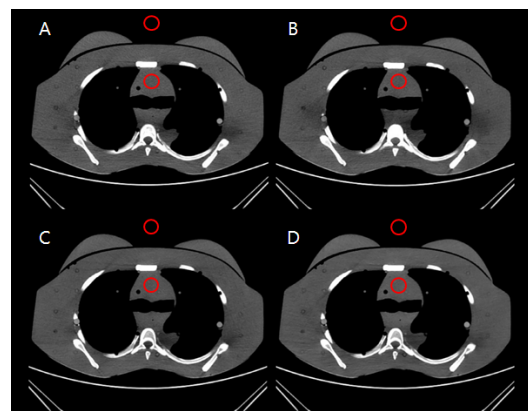
	kVp, mA	IR (1~6 phase)
Collimator (mm)	10	10
Slice thickness (mm)	2.5	2.5
kVp	80, 100, 120, 140	120
mA	50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400	134
DFOV (mm)	50	50
Rotation time (s)	1	1
Filter	Large	Large

선량 실험으로 관전압 80~140 kVp까지, 관전류는 50~400 mA까지 각 20 kVp와 50 mA씩 변화를 주어 실험하였으며 IR에 따른 화질 실험으로 관전압 120 kVp, 관전류 134 mA의 I 병원에서 사용하는 Protocol을 사용하여 IR 1~6단계의 6개 영상과 None IR 1개 영상을 획득하였다.

세부조건으로는 2.5 mm Slice thickness, 10 mm Collimator, Axial scan, Tube rotation time 1, 50 DFOV, Large filter를 사용하였으며 재현성을 위해 동일한 촬영조건으로 3번씩 스캔하였다(Table 1).

2) 영상평가

각 Phantom을 스캔한 모든 영상을 Image J를 이용하여 기관분기부가 잘 모출되는 단면을 선택하여 기관분기부 상단의 상행대동맥 위치에[12] 100 mm²의 관심영역(Region Of Interest; ROI)을 설정하여 HU, 신호강도(Signal Intensity; SI)를 측정하였으며, 또한 팬텀의 외각 중앙 부위로부터 3 cm 위치에서 100 mm²의 관심영역을 설정하여 BHU (Background Hounsfield Units)와 배경잡음(Background Noise; BN)을 구하였다[Fig. 2].



Upper circle is to measure BN and BHU, Center circle is to measure HU and SI (A) None IR, (B) IR Phase 2, (C) IR Phase 4, (D) IR Phase 6

[Fig. 2] ROI regions in CT image

〈Table 2〉 Image quality and exposure dose on tube voltage

	kVp				χ^2	p
	80	100	120	140		
	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD		
HU	-120.11 ±1.55	-100.07 ±0.49	-88.87 ±0.38	-80.24 ±0.25	29.091	0.000*
BHU	-989.12 ±4.66	-990.43 ±0.93	-991.20 ±0.38	-991.62 ±0.24	11.614	0.009*
SI	869.01 ±5.40	890.37 ±1.00	902.33 ±0.60	911.38 ±0.42	29.091	0.000*
BN	23.79 ±12.72	13.50 ±7.25	9.56 ±4.50	7.82 ±3.43	15.884	0.001*
SNR	43.87 ±16.99	78.62 ±29.04	108.76 ±36.91	131.94 ±42.40	16.741	0.001*
CTDI _{vol} (mGy)	6.93 ±3.94	13.34 ±7.58	21.14 ±12.01	30.31 ±17.23	13.065	0.004*

* $p < 0.05$

산출된 값을 다음과 같은 방정식을 사용하여 SNR을 구하였다(식 1).

$$\text{SNR} = \text{SI} (\text{Signal intensity}) / \text{BN} (\text{Background noise}) \quad \text{식 1}$$

3) 피폭선량분석

각 Phantom을 스캔한 모든 영상의 선량 평가는 장비 콘솔에서 제공하는 Dose Report의 CTDI_{vol} (CT dose index volume) 값을 이용하여 평가하였다.

4) 통계분석

통계 분석 방법으로는 SPSS ver. 23.0 (IBM Co, Chicago, USA)을 이용하여 관전압, 관전류에 따른 화질과 피폭선량의 차이와 None IR과 IR의 단계별 화질의 차이를 비모수적 검증방법인 Kruskal wallis Test로 검증하였으며 사후분석은 시행하지 않았다.

또한 신뢰구간을 95%로 정하여 p -value가 0.05 미만인 경우를 통계적으로 유의성이 있는 것으로 판정하였다.

III. 결 과

1. 관전압에 따른 화질과 피폭선량의 변화

관전압의 증가에 따라 HU와 BN는 감소하였으며 반대로

SI와 SNR, CTDI_{vol}, BHU은 관전압이 높아질수록 증가하였으며 모든 측정항목 모두 통계적으로 유의하였다(Table 2).

2. 관전류에 따른 화질과 피폭선량의 변화

관전류의 증가로 인한 HU와 BHU, SI 수치의 변화는 없었다. 통계적으로 유의하게 BN은 관전류가 높아질수록 감소하였고 반대로 SNR과 CTDI_{vol}은 관전류가 높아질수록 증가하였다(Table 3).

3. None IR과 IR 단계에 따른 화질과 피폭선량의 변화

IR 단계가 높아짐에 따라 BHU는 변화가 없었지만 통계적으로 유의하게 IR 단계가 높아짐에 따라 HU와 SI, BN이 낮아지고 반대로 SNR이 상승하였다(Table 4). 또한 IR 3단계까지 HU와 SI 값이 None IR과 비교하였을 때 차이가 없었으나 IR 4단계 이상에서 감소하는 양상을 보였다(Table 4).

IV. 고 찰

이론적으로 관전압을 1/2로 줄이면 엑스선관의 출력이 4배로 감소하고 자동 관전류 조절 장치(Automatic tube current modulation)를 이용하면 환자 선량을 최대 50%까지 줄일 수 있다고 알려져 있다[14,15]. 또한 Sodickson A 등은 고정 관전

〈Table 3〉 Image quality and exposure dose on tube current

	mA								χ^2	p
	50	100	150	200	250	300	350	400		
	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD		
HU	-98.05 ±18.23	-96.55 ±15.95	-96.95 ±17.11	-97.54 ±16.94	-97.27 ±17.56	-97.36 ±17.26	-97.84 ±17.62	-97.01 ±17.16	0.858	0.997
BHU	-987.05 ±6.02	-990.07 ±1.93	-990.93 ±0.67	-991.23 ±0.67	-991.49 ±0.41	-991.51 ±0.44	-991.55 ±0.57	-990.91 ±0.49	10.794	0.148
SI	889.00 ±24.09	893.52 ±17.84	893.98 ±17.70	893.70 ±17.29	894.22 ±17.69	894.15 ±17.16	893.71 ±17.30	893.90 ±17.64	0.932	0.996
BN	28.74 ±16.06	18.40 ±10.18	14.03 ±7.26	11.64 ±5.89	10.45 ±5.40	9.53 ±4.83	8.65 ±4.16	7.89 ±3.52	14.148	0.049*
SNR	38.43 ±18.87	59.36 ±27.54	76.29 ±33.91	90.42 ±37.45	101.28 ±42.49	111.59 ±48.93	119.40 ±45.94	129.64 ±50.98	13.318	0.065
CTDIvol (mGy)	3.88 ±2.18	7.76 ±4.36	11.64 ±6.55	15.52 ±8.73	19.39 ±10.92	23.27 ±13.10	28.93 ±16.28	33.06 ±18.61	17.040	0.017*

* $p < 0.05$

〈Table 4〉 Changes in image quality according to IR phase levels

	IR Phase							χ^2	p
	None	1	2	3	4	5	6		
	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD	mean ±SD		
HU	18.17 ±0.11	19.07 ±0.70	18.61 ±0.83	18.03 ±0.36	16.92 ±0.49	16.91 ±0.19	17.30 ±0.30	16.595	0.011*
BHU	-997.96 ±0.38	-997.55 ±0.25	-997.63 ±1.04	-998.20 ±0.87	-997.86 ±0.56	-997.42 ±0.05	-997.15 ±0.17	6.883	0.332
SI	1016.14 ±0.45	1016.61 ±0.46	1016.24 ±0.69	1016.23 ±1.20	1014.78 ±0.35	1014.33 ±0.21	1014.45 ±0.33	15.027	0.020*
BN	39.73 ±0.30	35.43 ±0.39	33.17 ±0.76	29.16 ±0.83	27.33 ±0.26	26.80 ±0.15	24.63 ±0.28	19.636	0.003*
SNR	25.58 ±0.20	28.70 ±0.30	30.65 ±0.71	34.87 ±1.02	37.14 ±0.36	37.85 ±0.21	41.20 ±0.46	19.636	0.003*

* $p < 0.05$

류에서 관전압을 120 kVp에서 100 kVp로 낮추었을 경우 약 33%, 80 kVp로 줄였을 경우 약 65%에 이르는 피폭선량의 감소가 있다고 보고하였다[16]. 피폭선량을 감소시키는 방법 중 관전류를 줄이는 것이 가장 큰 수단이라는 보고도 있다[17].

본 연구결과 이전의 연구와 동일하게 관전류의 증가에 따른 HU의 변화는 없었지만 관전압의 증가에 따라 HU는 감소하였다[13]. 또한 관전압과 관전류의 감소가 BN의 증가로 이어지게 되어 SNR이 감소되는 것으로 나타났다. 현재 임상에서는 80~100 kVp까지의 저관전압과 저관전류에 해당하는 50~200 mA까지의 구간에서 SNR이 낮아 화질이 감

소하기 때문에 낮은 촬영조건에서의 검사를 하게 되면 질병을 찾아내기가 어렵다는 이유로 촬영조건을 높여 검사하고 있는 실정이다. 그러나 소아는 나이가 어릴수록 방사선으로 인한 암 발병률이 높게 나타나기 때문에[18], 소아의 방사선 피폭을 감소시키기 위하여 저관전압과 저관전류에 해당하는 80~100 kVp와 50~200 mA 구간의 촬영조건이 요구된다.

따라서 우리는 저관전압, 저관전류 검사에서도 SNR을 유지해야 하며 그 대안은 IR과 같은 통계적 반복 영상 재구성 법이라고 사료된다[11]. 본 연구결과 IR 3단계 이상에서 HU와 BN이 감소되어 SNR과 연관이 있는 SI 값이 감소되었지

만 BN이 더 크게 감소되어 결과적으로 SNR이 향상됨을 알 수 있었다. 그러나 IR 단계를 높이면 SNR이 증가하였다고 말할 수 있지만 IR 단계를 높여 Noise을 줄이면 오히려 진단에 문제가 될 수 있다는 보고도 있으므로[19], IR 사용 시 Noise를 적절한 수준에서 최적화 시키는 것이 중요할 것으로 생각된다. 또한 None IR과 비교했을 때 IR 단계에 따라 SNR 향상률은 10~60%로 만약 IR 3단계 이상을 사용한다면 같은 촬영조건으로 30% 이상의 향상된 화질을 얻을 수 있다. 이를 토대로 임상에서 IR 적용 시 단계적 접근 방식으로 kVp 및 mA를 미세 조정하여 점차적으로 방사선량을 줄여 나가야 할 것이다.

이 연구의 제한점으로는 한명의 연구자만이 화질을 측정하였다는 점이다. Kim 등은 측정자에 따라 골밀도의 결과치가 달라질 수 있다고 보고하였다[20]. 이에 본 연구에서 이러한 측정자에 따른 결과치의 오차를 줄이기 위해 측정부위가 넓으면서 단일 구성 물질인 혈액으로만 되어 있어 균일한 측정을 할 수 있는 기관분기부 위치의 상행대동맥을 관심영역 위치로 정하여 객관적인 화질평가를 시행하였다 [12].

그러나 CT의 기종과[21] CT의 Bore size에[22] 따라서 HU가 변화한다고 보고되었고 장비회사마다 각기 다른 IR 소프트웨어를 사용하고 있지만[23] 본 연구에서는 단일장비로 실험하였다는 점이 제한점으로 남는다. 추후 연구에서는 다양한 기종과 장비회사마다 다른 IR 단계에 따른 화질과 피폭선량 비교가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구결과 관전압의 증가에 따라 HU와 BN는 감소하였으며, 이와 반대로 SI와 SNR, CTDI_{vol}은 증가하였으며, BHU의 변화는 없었다. 관전류의 증가로 인해서 BN이 감소하였고, 반대로 SNR과 CTDI_{vol}은 증가하였다. 또한 IR 단계가 높아질수록 HU와 SI, BN이 낮아지고, 단계에 따라 SNR이 약 10~60% 향상됨을 알 수 있었다. 이를 바탕으로 임상에서 IR 적용 시 단계적 접근 방식으로 관전압과 관전류를 미세 조정하여 점차적으로 방사선량을 줄여 나가야 할 것이다.

REFERENCES

[1] Hounsfield G. N., "Computerized transverse axial scanning (tomography) Part I. Description of system"

Br J Radiol, Vol. 46, pp 1016-1022, 1973.

[2] Hounsfield, G. N., "Method of and apparatus for examining a body by radiation such as X or gamma radiation" (No. US 3919552), 1975.

[3] Perandini, S., Faccioli, N., Zaccarella, A., et al., "The diagnostic contribution of CT volumetric rendering techniques in routine practice", The Indian journal of radiology & imaging, Vol. 20, No. 2 pp. 92, 2010.

[4] Engelke, K., Mastmeyer, A., Bousson, V., et al., "Reanalysis precision of 3D quantitative computed tomography (QCT) of the spine", Bone, Vol. 44, No. 4 pp. 566-572. 2009.

[5] Dougeni, E., Faulkner, K., & Panayiotakis, G., "A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning", European journal of radiology, Vol. 81, No. 4, pp. 665-683, 2012.

[6] Payne, J. T., "CT radiation dose and image quality", Radiologic clinics of North America, Vol. 43, No. 6, pp. 953-962, 2005.

[7] Hara, A. K., Paden, R. G., Silva, A. C., et al., "Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study", American Journal of Roentgenology, Vol. 193, No. 3, pp. 764-771, 2009.

[8] Chon, K., "Noise Properties for Filtered Back Projection in CT Reconstruction", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 8, No. 6, pp. 357-364, 2014.

[9] Silva, A. C., Lawder, H. J., Hara, A., et al., "Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm", American Journal of Roentgenology, Vol. 194, No. 1, pp. 191-199, 2010.

[10] Mulkens, T. H., Bellinck, P., Baeyaert, M., et al., "Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation", Radiology, Vol. 237, No. 1, pp. 213-223, 2005.

[11] Ha, S., Jung, S., Chang, H. J., et al., "Effects of Iterative Reconstruction Algorithm, Automatic Exposure Control on Image Quality, and Radiation Dose: Phantom Experiments with Coronary CT

- Angiography Protocols”, *Progress in Medical Physics*, Vol. 26, No. 1, pp. 28–35, 2015.
- [12] Qi, W., Li, J., & Du, X., “Method for automatic tube current selection for obtaining a consistent image quality and dose optimization in a cardiac multidetector CT”, *Korean Journal of Radiology*, Vol. 10, No. 6, pp. 568–574, 2009.
- [13] Razak, H. R. A., Rahmat, S. M. S. S., & Saad, W. M. M., “Effects of different tube potentials and iodine concentrations on image enhancement, contrast-to-noise ratio and noise in micro-CT images: a phantom study”, *Quantitative imaging in medicine and surgery*, Vol. 3, No. 5, pp. 256, 2013.
- [14] Huda, W., Scalzetti, E. M., & Levin, G., “Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT”, *Radiology*, Vol. 217, No. 2, pp. 430–435, 2000.
- [15] Raman, S. P., Johnson, P. T., Deshmukh, S., et al., “CT dose reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners”, *Journal of the American College of Radiology*, Vol. 10, No. 1, pp. 37–41, 2013.
- [16] Sodickson, A., Weiss, M., “Effects of patient size on radiation dose reduction and image quality in low-kVp CT pulmonary angiography performed with reduced IV contrast dose”, *Emergency radiology*, Vol. 19, No. 5, pp. 437–445, 2012.
- [17] Hamberg, L. M., Rhea, J. T., Hunter, G. J., et al., “Multi-detector row ct: radiation dose characteristics”, *Radiology*, Vol. 226, No. 3, pp. 762–772, 2003.
- [18] Venneri, L., Rossi, F., Botto, N., et al., “Cancer risk from professional exposure in staff working in cardiac catheterization laboratory: insights from the National Research Council's Biological Effects of Ionizing Radiation VII Report”, *American heart journal*, Vol. 157, No. 1, pp. 118–124, 2009.
- [19] Padole A1., Ali Khawaja RD., Kalra MK., et al., “CT Radiation Dose and Iterative Reconstruction Techniques”, *AJR Am J Roentgenol*, Vol. 204, No. 4, pp. 384–92, 2015.
- [20] Kim, S. E., Lee, H. J., Lim, K. B., et al., “A Study on accurate measurement of the bone density examination by Quantitative Computed Tomography”, *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 15, No. 1, pp. 41–55, 2013.
- [21] Chu, J. C., Ni, B., Kriz, R., et al., “Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning”, *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 55, No. 1, pp. 65–73, 2000.
- [22] Seo, J. M., Rhim, J. D., & Kim, C. H., “Evaluation of CT Number Difference between Radiation Therapeutic CT Simulator and Conventional CT”, *Journal of the Korea Safety Management and Science*, Vol. 17, No. 3, pp. 215–219, 2015.
- [23] Denis T., Kalra M. K., & Gevenois P. A., “Radiation dose from multidetector CT”, *Springer*, 2nd, pp. 152–154, 2012.

•Abstract

Quality of Image and Exposure Dose According to kVp, mA and Iterative Reconstruction in Computed Tomography

Sang-Young Cha¹⁾·Jae-Yoon Park²⁾·Yong-Ki Lee³⁾·Jeon-Hun Kim⁴⁾·Jae-Ho Choi⁵⁾

¹⁾Department of Radiology, Inha University Hospital

²⁾Department of Radiology, Incheon Christian Hospital

³⁾Dept. of Radiological Technology, DongNam Health University

⁴⁾Department of Radiatioin Oncology, Konyang University Hospital

⁵⁾Department of Radiological Technology, Ansan University

The purpose of this study is to investigate the image quality and exposure dose according to kVp and mAs in CT and to confirm improvement in image quality according to None IR and IR(Iterative Reconstruction) levels. Measurement results of image quality using Image J, HU(Hounsfield units) and BN(Background Noise) are decreased, while SNR(Signal to Noise Ratio) and CTDI_{vol}(CT dose index volume) are increased as the kVp increases and there was no change of BHU(Background Hounsfield units). BN was reduced due to increased kVp, while SNR and CTDI_{vol} were increased. Also, the higher IR stage, the lower BN, SI(Signal Intensity) and HU while SNR was improved by about 10~60%.

Based on this, when applying IR for clinical applications, it is necessary to finely adjust kVp and mA with a phased approach.

Key Words : Computed Tomography, Signal to Noise Ratio, Iterative Reconstruction, Exposure Dose, Tube Voltage, Tube Current

