

MDCT에서 화질과 방사선량에 관한 연구

— The Evaluation of Image Quality and Radiation Dose in Multi-Detector CT —

을지대학교 보건과학대학 방사선학과 · 삼성서울병원 영상의학과¹⁾

한동균 · 고신관 · 양한준 · 김문찬¹⁾

— 국문초록 —

본 연구는 MDCT장치에 있어 화질평가와 선량평가 방법을 통하여 장치의 항상성을 유지하며 양질의 의료 영상을 제공하는 기초자료로 사용함과 더불어, MDCT의 각 장비에 따른 선량을 평가하고 제시하고자 서울소재 14 대의 MDCT장치를 대상으로 시행하여 그 기준을 정량화 하였다.

MDCT를 이용한 화질측정 즉, CT number와 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능과 선량 측정 즉, CTDI와 CTDI_w, CTDI_w/100 mAs의 결과는 다음과 같았다.

CT number는 평균 0.56 ± 0.70 HU, 노이즈는 평균 0.39 ± 0.09 HU, 균일도는 평균 1.08 ± 0.52 HU이었다. 그리고 공간분해능은 평균 0.48 ± 0.05 mm, 대조도 분해능은 평균 3.65 ± 1.16 mm이었다. CTDI는 head phantom을 이용한 경우 중앙부는 평균 43.2 ± 15.4 mGy, 주변부는 45.6 ± 17.5 mGy이었다, 그리고 body phantom에 있어 중앙부 평균은 13.5 ± 4.5 mGy, 주변부는 29.2 ± 10.2 mGy이었다. 주변부가 중앙부에 비해 2.16배 증가되어 나타났다. head phantom을 이용한 경우 CTDI_w는 평균 44.8 ± 16.8 mGy, CTDI_w/100 mAs는 평균 18.8 ± 5.3 mGy, body phantom을 이용한 경우 CTDI_w는 평균 24.0 ± 8.3 mGy이고, CTDI_w/100 mAs는 평균 10.1 ± 2.5 mGy이었다.

위에서 알 수 있듯 MDCT의 CT number와 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능과 CTDI와 CTDI_w, CTDI_w/100 mAs는 전체 장치에서 모두 우수하게 나타났다.

중심 단어: 다중채널CT장치, 화질, 방사선량, AAPM 팬텀, 이온챔버

I. 서 론

1895년 X-선 발견 이후, 1971년 물리학자 G. Hounsfield, 의사 J. Ambrose는 X-선을 이용한 전산화 단층촬영장치(computed tomography: CT)를 개발하였

다. 초기의 CT장치인 EMI CT scanner는 단순한 두부(head)에만 제한적으로 적용되었으나, X-선 발생장치와 검출기의 기능의 향상과 함께 검출기에 도달한 정보를 복잡한 수학적 기법을 통하여 원래의 피사체에 대한 영상으로 재구성이 가능해졌고, 영상을 화질이 우수한 영상표시 장치에 나타내게 되었다. 이러한 기능을 이용하여 인체의 내부구조를 2차원으로 표현할 수 있게 되었다. 이후 슬립 링과 브러시의 하드웨어적 개발과 함께 보간삽입의 재구성 알고리즘의 적용에 따라 나선형 전산화단층촬영장치(Spiral Computed Tomography)가 개발되어 영상화할 수 있게 되었으며, 최근 들어 검출기의 성능이 우수해지

* 이 논문은 2007년 4월 11일 접수되어 2007년 4월 26일 채택 됨.
교신저자: 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

면서 보다 높은 분해능의 영상화가 가능해지게 되었다.

검사시간 단축은 물론 고화질의 3차원 영상화가 가능한 다중채널 전산화단층촬영장치(Multi Detector Computed Tomography: MDCT)의 개발은 기존의 CT장치에서는 할 수 없었던 인체의 많은 부위를 영상화를 가능하게 하였다. 검출기의 구조가 최소 0.5 mm의 크기로 이루어져 영상의 분해능이 우수할 뿐 아니라 검사시간이 단축되어 실제 임상에서의 진단적 가치를 더욱 높이고 화질 저하를 최소화하여 각종 인체의 구조를 나타낼 수 있게 되었다. 하지만 MDCT에 있어 기존의 사용되던 CT장치와의 화질에 대한 비교가 명확하게 이루어지고 있지 않고 있으며 MDCT장치들에 대한 화질의 기준 설정과 현황에 대한 논의가 미미하게 보고되어지고 있다. 화질을 증가시키기 위한 일반적인 인자인 관전압(kVp)과 관전류(mAs)의 설정과 X-선량의 증가가 어떤 관계가 있는지에 대하여 실제 연구가 이루어지고 있지 않을 실정이다. 많은 량의 X-선을 조사함은 진단적인 가치를 높이기 위해 필수 불가결하지만 환자에 있어 방사선에 대한 피폭 증가로 이어지고 장해를 유발하게 되므로 최소한의 선량을 사용하여야 한다. 화질과 선량은 서로 상반된 관계를 갖고 있으며 어느 것도 간과해서는 안될 것이다.

따라서 본 연구는 MDCT장치에 있어 화질평가와 선량평가 방법을 적용하여 장치의 향상성을 유지하며 양질의 의료 영상을 제공하는 기초자료로 사용함과 더불어, 선량측정을 통한 MDCT의 환자 검사 시 각 장비에 따른 환자 피폭선량을 평가하고 제시하므로 최소한의 선량을 제시하기 위한 방법과 기술을 각각의 장치에 대한 그 기준을 정량화하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 대상 및 기구

서울시 소재의 10개 종합병원으로 800병상에서 2,000병상이었으며 현재 사용 중인 14대의 MDCT장치를 대상으로 하였다. 장치 제조회사별로는 S사, G사, P사, T사로 장치의 제조년도는 2000년에서 2006년으로 최근 6년 이내의 장치였다.

실험 재료로는 화질 측정용 팬텀과 선량측정용 팬텀 및 시스템으로, 화질 측정용 팬텀의 경우는 미국 의학물리학자 협의회(AAPM)에서 고안되어 Victoreen사에서 제작된 성능평가용 팬텀(모델 76-410 & 76-411, Nuclear

Associates LTD., Carle Place, N.Y.)을 이용하였다. 이 팬텀은 아크릴 재질의 원통 기둥형으로 직경이 21.6 cm이며, 물의 CT number, 노이즈, 균일도, 중심선정렬 및 아티팩트 측정이 가능한 영역과 단면 두께를 측정하는 영역 그리고 공간분해능과 대조도 분해능을 각각 측정할 수 있도록 되어 있다. 그 중 공간분해능 측정 영역은 아크릴 블럭의 형태로 직경은 1.75 mm, 1.50 mm, 1.25 mm, 1.00 mm, 0.75 mm, 0.60 mm, 0.50 mm, 0.40 mm 크기의 구멍이 4.3 mm의 간격으로 동일한 크기와 간격으로 5개씩 8그룹으로 구성되어 있다. 대조도 분해능 측정을 위한 영역은 아크릴 블럭 내에 직경이 25.4 mm(1 inch), 19.1 mm(3/4 inch), 12.7 mm(1/2 inch), 9.5 mm(3/8 inch), 6.4 mm(1/4 inch), 3.2 mm(1/8 inch)로 2.25 inch 깊이의 구멍이 쌓을 이루어져 있으며 구멍내에는 주변 아크릴과 CT number가 10% 내로 만들어진 조영제 성분을 함유한 증류수를 주입하도록 되어 있다(아크릴의 CT number: 121 HU, hole의 증류수 CT number: 110 HU).

선량측정을 위한 장치로는 장치 제조사와 측정기관에서 주로 사용하고 있는 연필과 비슷한 모양으로 직경은 5 mm이며 active length가 10 cm로 설계된 CT전용 ionization chamber(Model 20×5-3 CT, S/N 21560; Radical, Monrovia, USA)와 ionization chamber에서 전리된 에너지를 조사선량으로 표시할 수 있는 electrometer(Model 2026, S/N 26-0082; Radical), 그리고 직경 16 cm(head phantom)와 32 cm(body phantom)의 크기가 다른 원통형의 아크릴 재질 팬텀(Model 76-415; Nuclear Associates, New York, USA)을 사용하였다. 이 팬텀은 중앙부와 주변부 4곳(12시 방향, 3시 방향, 6시 방향, 9시 방향)에 ionization chamber를 삽입할 수 있는 구멍이 뚫어져 있다.

2. 실험 방법

화질평가를 위한 방법으로는 AAPM CT 성능평가용 팬텀을 MDCT장치의 beam alignment를 이용한 laser로 gantry의 정중앙에 위치시킨다. 그리고 영상을 얻기위한 변수들을 다음과 같이 고정한다. 관전압을 120 kVp, 관전류를 250 mAs로 하고 조사야(Scan FOV: Field of View)는 50 cm로 하고 모니터에 나타나는 영상의 크기(Display FOV)는 25 cm로 하며, 영상재구성 알고리즘은 standard reconstruction algorithm을 사용하였다. 단면 두께(slice thickness)측정을 제외한 모든 측정에서 10 mm의 두께를 적용하고 영상획득 시 장치제조사에 따른 별도

의 기능은 사용하지 않는다. 그리고 모든 장비에 대한 연구결과와 타당성을 높이기 위해 동일한 조건에서 측정하도록 하였으며, 오차의 감소를 위해 가능한 각 항목별 3회 측정하였다.

선량측정에 있어서는 먼저 성인의 두부용 팬텀을 테이블(couch) 위에 올리고 gantry 정중앙에 위치하도록 한다. 실제 성인의 두부 영상을 획득할 경우와 동일한 조건 즉, 관전압(kVp), 관전류(mAs), 단면두께(slice thickness), 알고리즘(algorithm), DFOV, Z-축의 collimation, detector channel 수를 사용하였다. 그리고 팬텀내의 구멍을 채우고 측정하고자 하는 위치에 ionization chamber를 삽입한다. 이때 chamber와 표시장치를 연결하여 사용하고 즉시 검출된 선량을 기록할 수 있도록 기록지를 준비하고 scan은 X-ray tube가 1회전하도록 하며 이때 ionization chamber의 위치를 중앙부, 12시 방향, 3시 방향, 6시 방향, 9시 방향으로 각각 위치를 바꾸어가며 scan하였다. 복부 팬텀을 이용하여도 동일한 방법으로 시행한다.

3. 측정 및 분석

1) 화질 측정 및 분석

화질 측정을 위해 CT number와 노이즈(noise) 그리고 균일도(uniformity), 공간분해능(high contrast resolution)과 대조도 분해능(low contrast resolution)을 측정하였다. 그리고 각각의 값을 excel을 이용하여 평균과 표준편차와 최대치와 최소치를 얻었다.

(1) CT number 및 노이즈(noise)⁴⁾

Standard 재구성 알고리즘을 사용하여 물로 채워져 있는 CT number calibration 영역의 가운데를 single slice scan하였다. 팬텀의 중앙부에서 6시 방향으로 주변부의 1/4 지점에 팬텀 단면적의 약 5%에 해당되는 5 cm×5 cm의 사각형의 cursor를 설정한 후 ROI기능을 이용하여 물의 평균 CT number와 표준편차(노이즈)를 측정하였다(Fig. 1).

물의 CT Number =

$$\frac{\text{측정된 물 선감약계수} - \text{고유의 물 선감약계수}}{\text{고유의 물 선감약계수}} \times \text{확대상수}(K)$$

$$\text{NOISE}(\sigma) = \sqrt{\frac{\sum(\text{픽셀의 각각의 값} - \text{픽셀의 평균값})^2}{\text{픽셀의 갯수} - 1}}$$

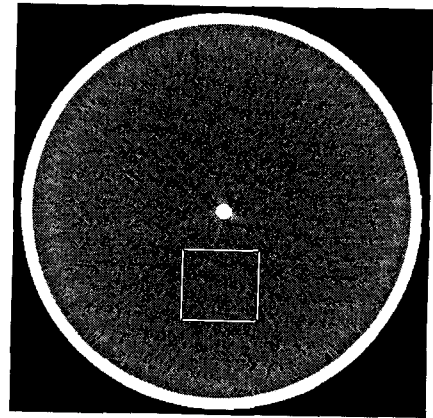


Fig. 1. The image of CT number and noise measurement

(2) 균일도(uniformity)⁴⁾

균일도 측정을 위해 동일한 크기의 cursor를 사용하여 중앙부 하단의 CT number와 노이즈 측정위치 외에 12시 방향과 9시 방향 그리고 3시 방향의 각각의 CT number를 측정한다. 얻어진 각각의 영역을 분석한다(Fig. 2).

Uniformity =

$$\text{중앙부 CT Number} - \text{주변부 CT Number}$$

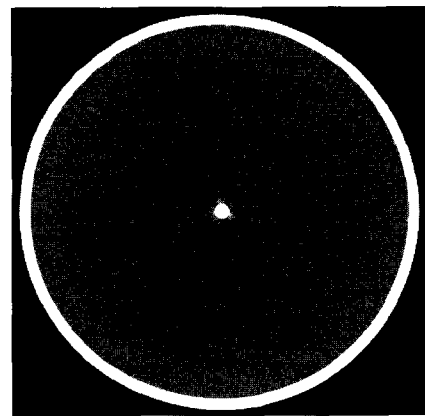


Fig. 2. The image of uniformity measurement

(3) 공간분해능(high contrast resolution)⁴⁾

공간분해능을 향상시킬 수 있는 알고리즘(bone, high)을 설정한 후 AAPM Phantom의 공간분해능 측정영역을 정확하게 single slice scan 하였다. Phantom내의 분석을 위하여 얻어진 영상의 window width와 window level을 가장 잘 구별이 될 수 있도록 조절한 후 모니터로부터 약 40 cm의 떨어진 거리에서 시각적으로 구별가능한 가장 작은 크기의 구멍을 평가하였다(Fig. 3).

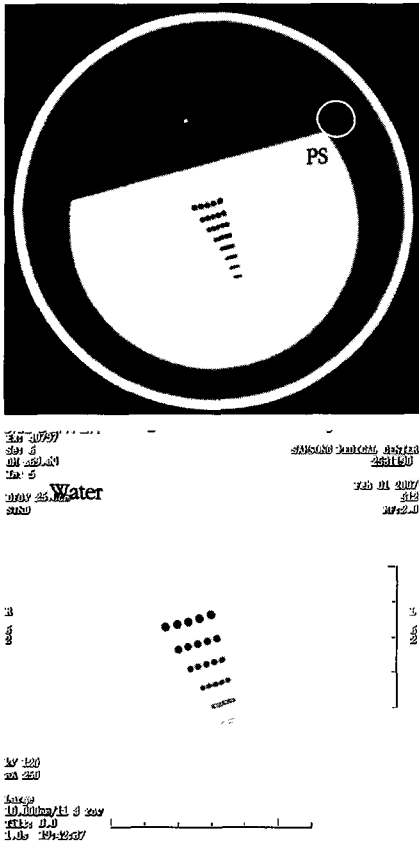


Fig. 3. The image of high contrast resolution

(4) 대조도 분해능(low contrast resolution)⁴⁾

대조도 분해능을 향상시키기 위한 알고리즘인 soft 또는 smooth을 사용하여 AAPM phantom의 대조도 분해능 측정부위를 single slice scan한다. 획득한 영상을 분석하기 위하여 구멍이 잘 보이도록 window width와 window level을 조절하여 가장 잘 나타나게 한 후 모니터로부터 약 40 cm의 거리에서 시각적으로 가장 작은 크

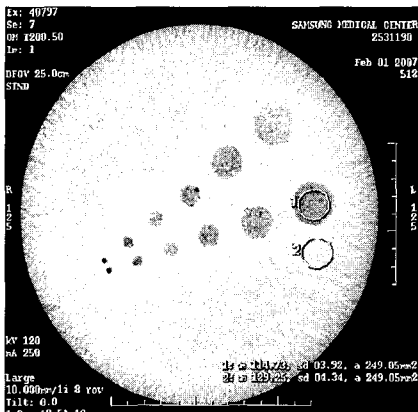


Fig. 4. The image of low contrast resolution

기의 구멍을 측정한다. 이때 구멍내의 CT number와 주변을 구성하는 물질인 아크릴의 CT number를 측정하여 그 차이가 10% 이내가 되는지 확인하였다(Fig. 4).

2) 선량측정 및 분석

선량측정을 위하여 head phantom과 body phantom에 ionchamber 시스템을 이용하여 조사선량(mR)을 측정하고 이것을 흡수선량(mGy)으로 환산하여 CTDI를 얻고 다시 선량평가에 필요한 CTDI_w와 CTDI_w/100 mAs를 구하였다.

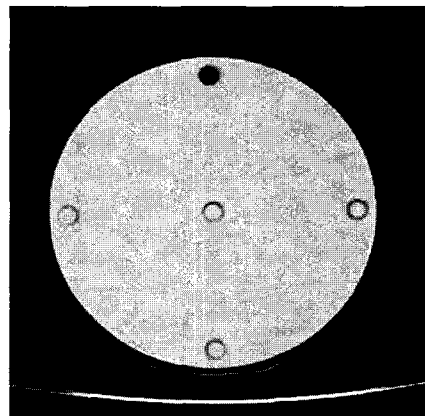


Fig. 5. The image of radiation dose measurement

(1) 조사선량과 CTDI의 측정

Ionization chamber에 조사된 X-선에 의해 single scan된 총 전하량은 X-선 beam의 width를 따라 형성된 선량분포 D(z)를 갖게 되고 이를 통해 Q(전하량)를 얻게 된다. 따라서 ionization chamber의 전체의 charge는 선량분포의 적분에 비례하게 된다(1 coulomb = 1.6×10¹⁹ electrons). 아래식에서

$$Q = \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz$$

MDCT의 경우에 있어 조사선량 측정은 beam width를 10 cm로 하고 측정된 흡수선량을 피사체의 물질에 따른 변환인자를 적용시켜 다음과 같이 CTDI를 구한다.

$$CTDI(rad) = \frac{f(rad/R) \cdot C \cdot R \cdot 100 \text{ mm}}{n \cdot T}$$

이때 f-factor는 변환계수로 0.78 rad/R(1 rad = 1 cGy), C는 Chamber의 보정인자(0.98)이고, R은 측정값, n은 single axial scan에서 얻어진 영상 수, T는 z-axis에 따른 data channel의 폭이다.

(2) CTDI_w와 CTDI_w/100 mAs 산출

Single slice의 평균선량을 평가하기위해 두부와 복부 팬텀의 각각의 5곳의 위치에서 측정된 값에서 중앙부 1곳의 CTDI값 1/3을 적용하고 주변부 4곳 값의 평균 CTDI값 2/3에 해당하는 값을 합하여 평균선량인 CTDI_w로 나타낸다.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{center} \times \frac{2}{3} CTDI_{surface}$$

이 CTDI_w는 조사 조건에 따라 다를 수 있으므로 일반적으로 100 mAs당으로 표시한다.

III. 결 과

MDCT를 이용한 화질측정으로 CT number와 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능과 선량 측정으로 중앙부와 주변부의 CTDI와 CTDI_w를 구한 결과는 다음과 같았다.

1. CT number와 노이즈, 균일도

CT number와 노이즈, 균일도의 측정값은 다음과 같다.

CT number의 경우 모든 장치의 평균이 0.56±0.70 HU로 그 범위는 -1.1HU에서 1.2HU로 나타났다. 그리고 노이즈의 경우 평균 0.39±0.09 HU로 그 범위는 0.26 HU

Table 1. The result of CT number, Noise and Uniformity (unit : HU)

Scanner	CT number	Noise	Uniformity
A	1.0	0.34	1.2
B	1.2	0.38	1.8
C	-0.4	0.26	1.1
D	1.4	0.42	0.6
E	0.8	0.32	1.0
F	1.2	0.60	0.8
G	0.5	0.34	0.4
H	0.4	0.50	1.6
I	0.6	0.32	0.7
J	-1.1	0.52	1.2
K	-0.2	0.48	2.3
L	1.0	0.44	1.1
M	0.5	0.50	1.4
N	1.0	0.44	0.6
$\bar{x} \pm SD$	0.56±0.70	0.39±0.09	1.08±0.52

에서 0.60 HU로 나타났다. 또한 균일도는 평균 1.08±0.52 HU로 그 범위는 0.4 HU에서 2.3 HU으로 나타났다 (Table 1).

2. 공간분해능과 대조도 분해능

공간분해능과 대조도 분해능의 측정 결과는 다음과 같았다. 공간분해능의 경우 평균 0.48±0.05 mm로 최소 0.4 mm에서 최대 0.6 mm 근접한 분해능을 갖고 있었다.

대조도 분해능의 경우 평균 3.65±1.16 mm로 최소 3.2 mm에서 최대 6.4 mm로 나타났다(Table 2).

Table 2. The result of High contrast resolution and Low contrast resolution (unit : mm)

Scanner	High contrast resolution (mm)	Low contrast resolution (mm)
A	0.5	3.2
B	0.6	3.2
C	0.4	6.4
D	0.5	3.2
E	0.5	3.2
F	0.5	6.4
G	0.5	3.2
H	0.5	3.2
I	0.5	3.2
J	0.5	3.2
K	0.5	3.2
L	0.5	3.2
M	0.4	3.2
N	0.4	3.2
$\bar{x} \pm SD$	0.48±0.05	3.65±1.16

3. 주변부와 중심부의 조사선량

전체 장치를 head와 body phantom을 이용하여 각각 측정하고 이때 중앙부의 선량과 주변부의 선량을 평균하여 얻은 결과는 다음과 같았다.

Head phantom을 이용한 중앙부의 조사선량은 평균 565 mR이었고, 최소 304 mR, 최대 957 mR으로 나타났고 주변부는 12시 방향인 S1이 평균 646 mR으로 최소 360 mR, 최대 1,038 mR이었고, 3시 방향 S2의 평균은 602 mR, 최소 319 mR 최대 999 mR이었다. 그리고 6시 방향인 S3의 평균은 538 mR, 최소 288 mR, 최대 935 mR이었고 9시 방향 S4의 평균은 601 mR, 최소 334 mR, 최대 999 mR이었다. 이들 주변부의 전체 평균은 597 mR이

고, 최소 232 mR, 최대 732 mR이었다.

Body phantom을 이용한 선량측정에서는 중앙부의 조사선량은 평균 177 mR이었고, 최소 117 mR, 최대 281 mR으로 나타났고, 주변부는 12시 방향인 S1이 평균 395 mR으로 최소 249 mR, 최대 642 mR이었고, 3시 방향 S2의 평균은 391 mR, 최소 250 mR, 최대 649 mR이었다. 그리고 6시 방향인 S3의 평균은 347 mR, 최소 217 최대 558 mR이었고, 9시 방향 S4의 평균은 359 mR, 최소 254 mR, 최

Table 3. The result of Dose center and surface use the phantom (unit : mR)

Scanner	Phantom	Dose (mR)					
		Center	Surface				
			S1	S2	S3	S4	Ave
A	head	415	453	421	358	416	412
	body	131	275	268	246	275	266
B	head	584	676	602	520	591	597
	body	176	382	381	330	370	366
C	head	514	644	614	560	602	605
	body	166	430	424	372	433	415
D	head	489	571	547	507	540	541
	body	150	332	344	300	318	324
E	head	304	360	319	288	334	325
	body	117	249	250	217	254	243
F	head	434	483	442	379	430	434
	body	130	300	279	246	330	289
G	head	428	466	431	369	441	427
	body	131	293	281	248	282	276
H	head	596	621	582	533	592	582
	body	195	413	409	373	414	402
I	head	407	476	418	314	422	408
	body	130	282	276	237	279	269
J	head	433	473	440	353	437	426
	body	136	304	285	245	285	280
K	head	869	1024	970	926	977	974
	body	270	600	625	550	600	594
L	head	957	1038	999	922	975	984
	body	281	642	594	558	645	610
M	head	880	1035	995	935	999	991
	body	273	605	649	553	627	609
N	head	603	720	650	573	654	649
	body	195	429	407	379	413	407
\bar{x}	head	565	646	602	538	601	597
	body	177	395	391	347	395	382

대 645 mR이었다. 이들 주변부의 전체의 평균은 382 mR, 최소 89 mR, 최대 215 mR이었다(Table 3).

4. CTDI와 CTDI_w

선량측정을 통하여 얻어진 값을 이용하여 CTDI와 CTDI_w, 100 mAs당 CTDI_w를 얻은 결과는 다음과 같았다.

Head phantom을 이용한 경우에 있어서의 중앙부 CTDI 값은 평균 43.2 ± 15.4 mGy이고 최대 73.2 mGy, 최소 23.2 mGy이었다. 주변부 CTDI 값은 평균 $45.6 \pm$

Table 4. The result of CTDI and CTDI_w (unit : mGy)

Scanner	Phantom	CTDI		CTDI _w (mGy)	CTDI _w (mGy) /100 mAs
		Center (mGy)	Surface (mGy)		
A	head	31.7	31.5	31.6	15.8
	body	10.0	20.3	16.9	8.4
B	head	44.6	45.6	45.3	17.4
	body	13.5	28.0	23.1	8.9
C	head	39.3	46.2	43.9	16.9
	body	12.7	31.7	25.4	9.8
D	head	37.4	41.4	40.0	15.4
	body	11.5	24.8	20.3	7.8
E	head	23.2	24.8	24.3	12.2
	body	8.9	18.6	15.4	7.7
F	head	33.2	33.2	33.2	16.6
	body	9.9	22.1	18.0	9.0
G	head	32.7	32.6	32.7	16.3
	body	10.0	21.1	17.4	8.7
H	head	45.6	44.5	44.8	17.2
	body	14.9	30.7	25.5	9.8
I	head	31.1	31.2	31.2	15.6
	body	9.9	20.6	17.0	8.5
J	head	33.1	32.6	32.7	16.4
	body	10.4	21.4	17.7	8.9
K	head	66.4	74.5	71.8	27.6
	body	20.6	45.4	37.1	14.3
L	head	73.2	75.2	74.5	28.7
	body	21.5	46.6	38.2	14.7
M	head	67.3	75.8	72.9	28.0
	body	20.9	46.6	38.0	14.6
N	head	46.1	49.6	48.4	24.2
	body	14.9	31.1	25.7	12.9
$\bar{x} \pm SD$	head	43.2 ± 15.4	45.6 ± 17.5	44.8 ± 16.8	18.8 ± 5.3
	body	13.5 ± 4.5	29.2 ± 10.2	24.0 ± 8.3	10.1 ± 2.5

17.5 mGy이고 최대 75.8 mGy, 최소 24.8 mGy이었다. CTDI_w값의 평균 44.8 ± 16.8 mGy이고 최대 74.5 mGy, 최소 24.3 mGy이었다. 100 mAs당 CTDI_w값의 평균 18.8 ± 5.3 mGy이고 최대 28.7 mGy, 최소 12.2 mGy이었다.

Body phantom을 이용한 경우에 있어서의 중앙부 CTDI 값은 평균 13.5 ± 4.5 mGy이고 최대 21.5 mGy, 최소 8.9 mGy이었다. 주변부 CTDI 값은 평균 29.2 ± 10.2 mGy이고 최대 46.6 mGy, 최소 18.6 mGy이었다. CTDI_w값의 평균 24.0 ± 8.3 mGy이고 최대 38.2 mGy, 최소 15.4 mGy이었다. 100 mAs당 CTDI_w값의 평균 10.1 ± 2.5 mGy이고 최대 14.7 mGy, 최소 7.7 mGy이었다.

IV. 고 찰

MDCT에 있어서 화질 측정과 선량측정에 대하여 논의하기 위해서 무엇보다 중요한 것이 CT number와 dose에 대한 개념을 확실히 하는 것이다. 특히 화질의 측정에 있어 가장 기본이 되는 것은 CT number로서 노이즈와 균일도를 평가하는 기초자료가 됨은 물론 영상의 질적평가에 반드시 필요하다. 이러한 CT number는 선감약계수를 이용하여 얻은 값으로 물을 기준으로 하여 상대적인 물질의 값으로 나타낸 것이다¹⁾. 따라서 MDCT장치에서도 물 팬텀(water phantom)을 이용하여 그 값을 측정하고 평가하고 있다. 본 연구에서는 제조사에서 사용되는 물 팬텀을 이용하지 않고 모든 장치에 대하여 AAPM phantom 내의 CT number 측정부위를 이용하여 CT number와 노이즈, 균일도를 평가하였다. 그리고 각 제조사는 평가기준을 정하여 장치의 성능을 관리하고 있으며 대부분의 장치제조사에서는 기준치를 ± 5 HU 이내로 하고, 특수의료장비설치에 관한 규칙에서도 ± 10 HU로 합격기준을 정하고 있다. 본 연구의 결과 MDCT의 CT number는 0.56 HU로 매우 우수한 성능을 나타내었다.

노이즈는 CT number의 표준편차라고 할 수 있으며 그 값이 크면 클수록 화질을 저하시키게 된다. 측정 방법으로는 여러 가지가 있는데 본 연구에서는 물 팬텀 중앙부에서 CT number의 표준편차를 얻는 방법을 이용하여 장치에서 제공하는 값을 사용하였다²⁾. 이것은 별도의 계산이 필요 없이 장치에서 간단히 구할 수 있어 가장 많이 사용되고 있다. 이러한 노이즈는 관전압, 관전류, 피사체의 크기, 단면두께, 재구성 알고리즘, 필터의 영향을 받아 값이 변화하며 화질에 영향을 미치게 된다³⁾. 또한 측정하고자 하는 관심부위의 크기에 따라 차이가 발생하

로 통계적인 정확성을 유지하기 위해서 적어도 25개 이상의 충분한 픽셀 내의 표준편차로 나타내어야 한다⁴⁾. 노이즈에 있어서도 그 기준치는 각 장치제조사마다 상이하지만 대략 CT number의 10%에 해당되며, 특수의료장비설치에 관한 규칙에서는 8 HU 이내로 하고 있다. 본 연구에서는 모든 MDCT 장치에서 평균 0.39 HU를 나타내어 노이즈가 거의 나타나지 않음을 알 수 있었다.

균일도는 물 팬텀의 중앙부와 주변부의 CT number가 얼마나 균일하게 분포 하는가로서 이때 중앙부가 주변부에 비해 CT number가 적게 나타나는 것을 볼 수 있는데 이것은 선속경화현상으로 인한 것으로 균일도가 떨어지면 영상에 있어 아트팩트를 유발하여 화질을 저하시키는 원인이 된다⁵⁾. 특수의료장비 설치에 관한 규칙에서는 중앙부와 주변부의 CT number차를 4 HU 이내로 하고 있으며 본 연구에서는 1.08 HU로 매우 우수한 균일도를 보임을 알 수 있었다.

분해능은 크게 두 가지로 나누어지는데 그 하나가 공간 분해능으로 균등한 주변 물질 내에 미세한 크기의 구조물을 얼마나 잘 분리 식별할 수 있는가를 평가하는 것으로 해상능 평가를 의미한다⁶⁾. 이러한 공간분해능의 측정에는 선 확산계수(point spread function)를 이용하여 영상의 한 점을 통해 흐려진 정도를 알아내는 방법과 MTF(modulation transfer function) 즉, LSF(line spread function)와 PSF를 푸리에 변환하여 장치의 성능을 측정하며 Lp/mm로 나타내는 방법이 있다⁷⁾. 하지만 본 연구에서는 편리하게 영상을 통하여 얻을 수 있으면서 현재 정도관리 기준방법으로 사용되는 AAPM phantom을 이용한 영상평가방법을 사용하였다. 공간분해능에 대한 특수의료장비에 관한 규칙에 합격기준은 1.0 mm 이내인데, 본 연구에서는 0.48 mm의 분해능을 나타내었고 공간분해능이 우수하여 작은 크기의 병소도 정확하고 선명하게 나타낼 수 있게 되었다.

대조도 분해능은 공간분해능과 달리 CT number차이가 10 HU 이내로 미세한 크기의 구조물을 분별해낼 수 있는 것을 말한다. 영향을 미치는 인자로는 kVpp와 mAs 그리고 선속의 필터링 정도에 의해 좌우되는 X-선 광자의 양, 슬라이스 두께, 선속의 감약에 영향을 미치는 환자의 크기, detector의 감도특성, 재구성 알고리즘이 있다⁸⁾. 특수의료장비 설치에 관한 규칙에는 기준값이 10 mm 이내인데 본 연구에서는 평균 3.65 mm로 아주 우수하게 나타났다. 이것은 작은 크기의 대조도 차이가 크지 않은 병변을 구별할 수 있다는 것이다.

이러한 화질을 향상시키기 위해서 선행되어야 하는 것

이 선량을 최소화하는 것이다. 최근 들어 CT장치를 이용한 검사에서 환자에게 조사되는 선량에 대한 관심이 그 어느 때보다 증가하고 있다. CT장치는 일반촬영이나 투시촬영과 비교할 때 X선의 분포에 차이가 있고, CT장치를 이용한 검사가 일반촬영이나 투시촬영에 비해 환자에 대한 방사선 피폭이 훨씬 많은 것으로 보고되고 있다⁹⁾. 1981년 환자선량측정에 있어 보다 쉽고 정확한 방법이 제안되었는데, CT장치에서의 선량표시방법으로 많이 사용되고 있는 방법에는 MSAD(multiple scan average dose)와 CTDI(computed tomography dose index) 등이 있고, 선량을 측정하기 위해서는 특별히 고안된 CT전용 전리함(ionization chamber)이 필요하다¹⁰⁾. 그리고 MSAD는 실제 검사 시 받는 선량을 나타내는 반면 CTDI는 single slice scan시 선량을 나타내는 것으로 단면두께(slice thickness)와 간격(interval)이 일정할 경우 CTDI에 단면의 갯수를 곱해서 MSAD를 얻을 수 있다. 또한 얻어진 CTDI는 유효선량(effective dose)을 산출하거나, DLP(dose length product)를 얻어 보다 효과적으로 피폭선량을 구할 수 있다. CTDI측정시 하나의 ionization chamber를 사용하여 측정하며 일정한 bed index(scan 사이의 거리)와 주어진 scan series를 이용한 환자에게 주어지는 평균선량을 간단하게 즉시 얻을 수 있게 위한 것이다¹¹⁾. 따라서 CTDI의 측정은 선량지표로 가장 우선되어야 하며, 본 연구에서도 CTDI를 측정하여 장치의 선량을 평가하였다. 이때 ionization chamber에 측정된 선량은 조사선량이 되며, 흡수선량이 아니므로 조사선량(Roentgen)을 흡수선량(cCy)으로 바꿔주는 변환인자(f-factor)가 반드시 포함되어야 한다. 선량 변화인자(f)는 일반적인 X-선 에너지의 경우에는 0.94 cCy/R이고, Lucite에 대해 1R = 0.78 cCy/R이며, tissue와 muscle일 때는 대략 0.93 cCy/R이다¹²⁾. 따라서 본 연구에 이용된 재료는 아크릴 팬텀이므로 선량변환계수가 0.78 cCy/R이 사용되었다. 그리고 이러한 선량지표(CTDI)는 미국의 FDA(food and administration: 미국 식약청)에서 제조사 장치마다 어느 정도의 선량이 부여되는지 알 수 있게 표기하도록 하고 있다¹³⁾. 이미 조사된 바에 의하면 CT 검사 시 환자피폭선량을 나타내는 CTDI_w가 head와 body에서 각각 평균 36.8 mGy와 22.2 mGy로 조사되었으며¹⁴⁾, 그리고 Single detector CT에서 head phantom의 100 mAs 당 CTDI_w는 12.1±3.0 mGy이었고 body phantom에서는 6.2±1.8 mGy이었다. 이중 spiral CT가 conventional CT에 비해 head phantom에서는 2.4 mGy(약 1.23배) 높았고 body phantom에서는 0.7 mGy(약 1.13배) 높았다¹⁵⁾.

IAEA의 권고치에 의하면 head와 body의 경우 60 mGy와 35 mGy로 되어 있다. 본 연구에서 사용한 MDCT장치의 CTDI_w는 head phantom의 경우 평균 흡수선량이 44.8±16.8 mGy이었고 100 mAs당 CTDI_w값은 18.8±5.3 mGy이었다. body phantom의 경우 평균선량은 24.0±8.3 mGy이고 100 mAs당 CTDI_w값은 10.1±2.5 mGy이었다. 모든 연구에서 알 수 있듯이 head가 body보다 높은 선량을 나타내고 있으며, MDCT는 기존의 SDCT보다 선량이 다소 증가됨을 알 수 있었다. 이것은 장치 하드웨어의 문제로 X-선관과 검출기의 거리가 가까워짐으로 인해 기인한 것이다. 이러한 선량에 영향을 주는 인자로는 물론 관전압과 관전류가 있는데 특히 관전압이 같을 경우 표면이 심부보다 피폭선량이 증가하고, 촬영조건이 같은 경우 body보다 head에서 피폭선량이 증가하며, 피사체가 같을 경우는 관전압 높을수록 피폭선량이 증가함을 알 수 있다¹⁶⁾. 이밖에 환자가 받는 선량은 장치의 타입, 회전영역, 촬영 기법, 검출효율, SFOV(scan field diameter), 슬라이스의 두께와 간격, 환자의 크기, 반복(repeat) scan, 그리고 영상 매트릭스 사이즈에 의해 영향을 받는다¹⁷⁾. 그리고 방사선량은 화질(image quality)에 직접적으로 영향을 미치므로 선량이 불충분하다면, 영상의 노이즈(noise)는 매우 중요한 역할을 하게 된다. 실제 검사에서 환자가 받은 피폭은 가능한 적게 해야 하지만 진단의 목적을 달성하면서 영상의 질과 비례하여 촬영조건이 증가하기 때문에 영상진단의 가치와 피폭에 의한 장애 등의 판단에 따라 촬영 조건이 결정되어야 하며 장치의 기술적인 요인의 효율적인 사용을 통해 피폭선량의 경감을 위해 노력해야 필요하다. 영상의 질을 향상시키기 위한 대표적인 인자인 노이즈의 증가는 장치의 저대조도분해능을 저하시켜 병변의 검출능력을 떨어뜨리게 된다. 화질을 향상시키기 위해 노이즈를 감소시키고자 관전압과 관전류를 증가하게 되는데 이로 인한 환자 피폭선량은 증가하게 된다. 이러한 노이즈는 선량의 제곱근에 반비례하며, 화질을 좋게 하기 위해서는 단면두께를 가능한 작게하는 것이 공간분해능을 향상시키게 되지만 간접적으로 노이즈를 증가시키게 되어 영상의 상호보완적인면을 고려하여 적용하여야 할 것이다.

$$Q \propto \sqrt{\frac{f^3}{\sigma^2 z D}}$$

여기에서 Q는 image quality, f는 공간분해능, σ 는 노이즈, z 단면 두께, D는 선량이 된다¹⁸⁾.

MDCT를 효과적으로 사용하기 위해서는 좋은 화질은

물론 환자의 선량을 경감시키기 위해서는 기존의 SDCT가 사용되었던 프로토콜을 적용한다면 큰 실수를 범하게 될 것이다. 본 연구에서도 알 수 있듯이 MDCT의 경우 고화질의 영상과 3차원영상의 구현을 위해 하드웨어가 구성되어 있어 기존의 방식에 비해 환자에게 도달하는 선량이 다소 증가되어 있음을 알 수 있다. 하지만 MDCT는 여러 가지 소프트웨어를 이용하여 선량을 줄이기 위한 방법(AEC)을 제시하고 있으며 이를 적절히 화질과 균형을 맞추어 사용해야 함이 무엇보다 필요할 것이다. 이로 인해 최상의 화질을 구현하여 진단적 가치를 높이고 최소한의 선량을 조사하여 환자 피폭선량을 경감시킴으로서 방사선 의료의 질적 향상과 함께 인류의 방사선 피폭으로 인한 장해를 줄일 수 있는 계기가 될 것이다. 이 후 실제 환자 검사에 있어서 MDCT의 검사별 최적의 촬영조건과 선량을 구체화하고 적용시키는 연구가 필요하다고 생각된다.

V. 결 론

MDCT를 이용한 화질측정 즉, CT number와 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능과 선량 측정 즉, 중앙부 주변부의 조사선량, CTDI와 CTDI_w, CTDI_w를 100 mAs 구한 결론은 다음과 같았다.

1. CT number는 평균 0.56 ± 0.70 HU, 노이즈의 경우 평균 0.39 ± 0.09 HU, 균일도는 평균 1.08 ± 0.52 HU이었다. 본 연구에 사용된 모든 MDCT장치에서 CT number와 노이즈, 균일도 모두가 CT장치 성능관리 기준은 물론 각 제조사의 기준이내에 있음은 물론 기존의 SDCT보다 우수한 결과를 얻을 수 있었다.

2. 공간분해능은 평균 0.48 ± 0.05 mm이고, 대조도 분해능은 평균 3.65 ± 1.16 mm이었다. 분해능을 나타내는 두 가지 요소 모두에서 MDCT장치는 CT장치 성능관리 기준내에 있었으며 이는 MDCT가 인체의 어느 부위와 조직이든 선명하고 정확한 분해능을 갖는다는 것을 알 수 있었다.

3. 조사선량은 head phantom의 중앙부에서 평균 565 mR 이었고, 주변부 전체 평균은 595 mR이고, body phantom을 이용한 선량측정에서는 중앙부의 조사선량은 평균 177 mR 이었고, 주변부의 전체의 평균은 382 mR이었다. head와 body 모두에서 주변부가 중앙부 보다 높게 나타났는데 이것은 선속경화현상에 의한 것으로 MDCT의 경우 소프트웨어를 이용하거나 검출기의 조합을 이용하여 실제 검사 시 선속경화현상을 최소화하여 사용되고 있다.

4. CTDI는 head phantom을 이용한 경우에 중앙부는 평균 43.2 ± 15.4 mGy이고, 주변부는 45.6 ± 17.5 mGy로 주변부가 중앙부에 비해 1.05배 증가되어 나타났다, 그리고 body phantom에 있어서의 중앙부 평균은 13.5 ± 4.5 mGy 이고, 주변부는 29.2 ± 10.2 mGy이었고 주변부가 중앙부에 비해 2.16배 증가되어 나타났다.

5. CTDI_w는 head phantom을 이용한 경우 평균 44.8 ± 16.8 mGy, 100 mAs당 CTDI_w값은 평균 18.8 ± 5.3 mGy, body phantom을 이용한 경우 평균 24.0 ± 8.3 mGy이고, 100 mAs당 CTDI_w값은 평균 10.1 ± 2.5 mGy이었다. head의 흡수선량 측정시 CTDI와 CTDI_w는 그대로 환산하여 나타난 값이지만 실제 MDCT에 있어서는 사용하는 단면 두께와 검출기의 조합, 그리고 관전류의 설정이 가중되므로 각각의 장치는 100 mAs당 CTDI_w값으로 비교하여야 한다. 여기에서는 head가 body에 비해 100 mAs당 CTDI_w값은 1.86배 증가하게 나타났다. 그리고 기존의 SDCT장치에서의 선량에 비해 100 mAs당 CTDI_w값이 다소 증가됨을 알 수 있었다. 하지만 모든 측정값에서 제조사의 기준을 초과하는 것은 없었으며 선량을 줄이는 여러 가지 소프트웨어를 사용하므로 실제 검사에 있어서는 이보다 적은 선량이 조사되어지고 있다.

위에서 알 수 있듯 MDCT의 CT number와 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능과 CTDI와 CTDI_w, CTDI_w/100 mAs는 전체 장치에서 모두 우수하게 나타났다.

참 고 문 헌

1. William R, Hendee, E, Russell Ritenour : Medical imaging physics, Wiley-Liss, 259, 2002
2. Brooks RA, DiChiro G : Statistical limitations in X-ray reconstructive tomography, Medical Physics, 3, 237-240, 1976
3. Jiang Hsieh : Computed Tomography ; Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances Spire Press, 123, 2003
4. AAPM report No.1 : Judy PF et al. : Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners, 1977
5. Joseph PM, Ruth C : Method for simultaneous correction of spectrum hardening artifacts in CT images containing both bone and iodine, Medical Physics 24, 1629-1643, 1997
6. Robb RA, Morin RL. : Principles and instrumentation for dynamic X-ray computed tomography, Philadelphia, WB Saunders, 634-668, 1991

7. Rossmann K. : "Point Spread-function, Line Spread-function and Modulation Transfer Function ; Tolls for the Study of imaging System." Radiology, 93, 257-272, 1969
8. Euclid Seeram : Computed tomography ; Physical principles, clinical applications & quality control, WB Saunders company, 209-213, 1994
9. J. Anthony Seibert, Gray T. Barnes, Robert G. Gould, et al., Specification, Acceptance testing and quality control of diagnostic X-ray imaging equipment, Medical physics monograph, No. 20, 899-936, 1991
10. T. B. Shope, R. M. Gagne and G. C. Johnson, : "A method for describing the dose delivered by transmission X-ray computed tomography", Medical Physics, 8, 488, 1981
11. Euclid Seeram. Computed tomography : Physical principles, clinical applications & quality control, WB Saunders company, 200-201, 2001
12. Lois E. Romans, R.T. : Introduction to Computed Tomography, Williams & Wilkins, 43-50, 1995
13. Title 21, Code of Federal Regulations, PART 1020, 33.
14. 김유현, 최종학, 김성수 : 진단방사선검사에서 환자피폭선량에 관한 연구, 방사선기술과학, 28(3), 244, 2005
15. 김문찬, 임종석, 박형로 : 컴퓨터 단층촬영시 환자피폭선량에 관한 연구, 방사선기술과학, 27(2), 26, 2004
16. 조평근, 이준엽, 이창엽 : 전산화단층촬영장치의 방사선 피폭선량 측정에 대한 연구, 대한전산화단층기술학회지, 5(1), 128-135, 2003
17. 강동원, 정경일, 한동균 : Computed Tomography ; CT에서의 환자 피폭선량, 대학서림, 189-192, 2007
18. 고인호, 김문찬, 한동균 : TEXTBOOK OF Computed Tomography ; CT검사의 방사선피폭과 선량측정, 청구문화사, 640-645, 2005

• Abstract

The Evaluation of Image Quality and Radiation Dose in Multi-Detector CT

Dong-Kyoon Han · Shin-Gwan Ko · Han-Joon Yang · ¹⁾Moon-Chan Kim

Dept. of Radiological Science, College of Health Science, Eulji University

¹⁾*Dept. of Diagnostic Radiology, Samsung Seoul Hospital*

The Purpose of this study is to suggest the basic data for making good quality image and maintaining equipment homeostasis by accepting image quality evaluation and radiation dose evaluation in Multi-detector CT. In this study we surveyed 14 CT equipments in Seoul.

The results obtained were as follows; CT number was 0.56 ± 0.70 HU. Noise was 0.39 ± 0.09 HU. Uniformity was 1.08 ± 0.52 HU. High contrast resolution was 0.48 ± 0.05 mm and low contrast resolution was 3.65 ± 1.16 mm. For CIDI, the central part and the peripheral part of head phantom were 43.2 ± 15.4 mGy and 45.6 ± 17.5 mGy, respectively. For body phantom, the central part and the peripheral part of head phantom were 13.5 ± 4.5 and 29.2 ± 10.2 mGy, respectively.

CTDI_w was 44.8 ± 16.8 mGy and CTDI_w/100 mAs was 18.8 ± 5.3 mGy using head phantom. CTDI_w was 24.0 ± 8.3 mGy and CTDI_w/100 mAs was 10.1 ± 2.5 mGy using body phantom.

The refore, CT number, noise, high contrast resolution, low contrast resolution, CTDI, CTDI_w and CTDI_w/100 mAs of MDCT were showed excellently in all equipments.

Key Words : MDCT, Image quality, radiation dose, AAPM phantom, Ionization Chamber