7) CT장치의 성능평가에 관한 연구

삼성서울병원, *서울보건대학
한동균 · 김문찬 · 양한준* · 고신관*

Performance Evaluation of Computed Tomographic Equipment

Samsung Medical Center, *Seoul Health College
Dong Kyoon Han · Moon Chan Kim · Han Joon Yang* · Shin Kwan Ko*

ABSTRACT

In medical equipments as complex as a computed tomographic equipment, routine quality control procedures are essential to the detection of small pathologic change in soft tissue as well as and the maintenance of optimal image quality. This study was conducted to evaluate the current status of performance in computed tomographic equipments under popular technical factors by using performance phantom made by Nuclear Associates LTD.. In this study we surveyed total numbers of 30 equipments in Seoul, as it were, 7 conventional CT equipments and 23 helical CT equipments.

The results obtained were as follows;

1. The mean value of CT No. in water in 30 equipments was 0.94±5.2HU and ranged from -18.9HU to 12.8HU, and the mean value of noise in whole equipments was 0.60±0.31HU and the largest was 1.87HU, the smallest was 0.29HU.
2. The mean value of uniformity in 30 CT equipments was 1.74±1.03 and ranged from 0.3 to 4.5.
3. The mean value of correction coefficient for linearity was $0.989 \pm 2.22 \times 10^{-3}$ and ranged from 0.984 to 0.992.
4. High contrast resolution ranged from 0.60mm to 0.75mm, and 80%(24 equipments) of surveyed showed 0.75mm,
5. Low contrast resolution ranged from 3.2mm(1/8inch) to 12.7mm(1/2inch), and 87%(26 equipments) of surveyed showed below 6.4mm(1/4inch).
6. In 1mm slice thickness 74% of surveyed equipments were acceptable, in 3mm and 10mm slice thickness, 97% of surveyed were acceptable, and in 5mm and 7mm slice thickness whole equipments surveyed were acceptable tolerance value(within nominal slice thickness±1mm).
7. 90% of surveyed equipments showed artifacts free image. And linear artifact was shown at 1 equipment, and ring artifacts at 2 equipments. Horizontal deviation of beam alignment for patient positioning ranged from -4.7mm to 41.7mm, and ranged from -4.7mm to 4.6mm at vertical deviation.

Key words : computed tomographic equipment, quality control, performance phantom, noise, uniformity, contrast resolution

I. 목 적

CT에서 영상의 질 관리는 궁극적으로 인체의 미세한 구조를 얼마나 정확하게 영상으로 나타낼 수 있느냐 이며, 이러한 CT영상의 질에 영향을 미치는 요소들로는 CT number의 정확도, 공간분해능과 대조도분해능, 노이즈 특성, artifact, 그리고 선량이 있다. 이와 같은 요소들은 장치의 관리정도나 사용 년도에 따라 크게 영향을 받으므로 정기적인 성능점검이 필요하며 점검결과가 일정기준 이하인 경우 데이터 보정이나 정비가 요구된다.

국내에서의 CT장치 성능점검 및 평가는 장비의 신규 또는 이전 설치시 시행되는 사전검사와 설치 후 3년 주기로 시행되는 정기검사가 법적 규제하에 시행되고 있으며, 대부분의 장치가 1~3개월 주기로 시행되는 정기점검시나 tube 또는 검출기 등 중요부품의 교체시, 그 외 장치의 심각한 고장이나 현격한 질적 저하현상이 발생할 때 엔지니어에 의해 실시되고 있다. 경제적인 부담이나 관심의 부족에 의해 정기적인 예방점검도 없이 고장 발생시 수리한 후에 성능점검이나 평가가 행해지는 경우도 많은 편이다.

그러나 다행스러운 것은 최근 몇 년 전부터 사용자들 사이에서 부분적으로 CT장치의 성능평가에 대한 관심이 높아지기 시작하였으며 의학회와 전문기술학회에서 성능평가의 표준화와 최소한의 기준의 필요성을 실감하고 이를 준비하고 있다. 그러나 현재의 화질향상과 정도관리를 위한 성능평가는 극히 일부 병원에서 각 장치의 제조회사가 제공하는 정도관리용 팬텀과 프로토콜하에서 부분적으로 시행되고 있으며 이는 실제 환자 검사 시에 사용되고 있는 조건과는 상당히 다른 수준에서 행해지고 있는 실정이다.

이에 연구자들은 CT장치 제조회사에서 제공되는 성능평가 조건과 프로토콜에서 탈피하여 국내의 여러 모델의 장치에 공통적이며 환자 검사에 실제로 사용되고 있는 조건을 사용하여 장치 사용자가 직접 시행이 가능한 측정항목을 선택하여 국내 CT장치의 성능현황을 가능한 객관적으로 평가하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 재료 및 대상

서울시 소재의 의원, 병원, 종합 및 대학병원을 포함하여 20개의 의료기관에서 사용중인 30대의 CT장치를 대상으로 하였다. 측정대상 의료기관의 규모는 50병상에서 2,000병상이었으며, 대상 장치별 분포를 살펴보면 A그룹은 G사의 나선형 CT장치로 12대, B그룹은 S사의 나선형 CT장치 11대, C그룹은 G사의 고식적 CT장치 7대 이었다. 그리고 최근에 도입되어 사용되고 있는 2대의 multi-slice 나선형 CT장치도 포함되었다.

장치의 평균 사용 년수는 5.5±3.3년으로 최소 0.5년부터 12년의 범위를 나타내었으며, 5년 이하가 12대, 5년 초과 10년 이하가 15대, 10년 초과가 3대 이었다. 그리고 30대의 장치 중 70%에 해당되는 21대가 장치 제조회사와의 유지보수 계약하에 정기적인 예방점검이 시행되고 있었다.

측정에 사용된 팬텀은 미국 의학물리학자 협의회(AAPM)에서 고안되고 Victoreen사에서 제작된 CT성능평가용 팬텀(모델 76-410 & 76-411, Nuclear Associates LTD., Carle Place, N.Y.)이었다. 이는 직경이 21.6cm으로 아크릴 재질의 원통형이며, CT number calibration 블럭, 슬라이스 두께측정 블럭, 공간분해

능 측정용 블럭, 대조도분해능 측정용 블럭, 그리고 큰 피사체의 공간분해능과 노이즈 측정을 위해 연결이 가능한 외부 노이즈 링의 5부분으로 구성되어 있다.

CT number calibration 블럭에는 물의 CT number, 노이즈, 균일도, 중심선정렬의 측정이 가능한 부분과 CT number의 직선성 측정이 가능한 두 부분으로 나누어져 있다.

직선성 측정이 가능한 부위에는 직경이 2.0cm이며 원형인 폴리에틸렌, 폴리스티렌, 나일론, 렉산, 아크릴 성분으로 각각 구성된 5개의 핀이 내포되어 있으며 주위에는 증류수로 채워져 있다. 각 핀의 밀도는 0.95 g/cm^3, 1.05 g/cm^3, 1.10 g/cm^3, 1.20 g/cm^3, 1.19 g/cm^{3}이다.

AAPM 보고서에 의하면 100~140kV에서 폴리에틸렌핀의 선감약계수는 0.179cm^{-1}, 폴리스티렌핀이 0.187cm^{-1}, 나일론핀이 0.209cm^{-1}, 렉산핀이 0.212cm^{-1}, 그리고 아크릴핀이 0.217cm^{-1}이며 물의 선감약계수는 0.190cm^{-1} 이다[1]. 그리고 인체의 골 성분과 동일한 0.25인치 두께의 테프론 밴드가 탱크의 외부에 위치되어 있어 선속경화 효과에 의한 artifact 측정이 가능하다.

공간분해능 측정용 블럭의 구성은 고체의 아크릴 블럭에 4.3mm의 간격으로 동일한 크기의 공기구멍이 5개가 있으며 각기 다른 크기의 8그룹으로 구성되어 있다. 공간분해능을 측정할 수 있는 공기구멍의 직경은 1.75mm, 1.50mm, 1.25mm, 1.00mm, 0.75mm, 0.60mm, 0.50mm, 0.40mm의 8단계로 되어 있다. 그리고 공간분해능을 측정할 수 있는 아크릴 블럭 바깥에 선확산계수(line spread function) 측정이 가능하도록 스테인레스 스틸 재질의 철사 줄이 삽입되어 있다. 또한 별개의 외부 노이즈링이 삽입 가능하여 이를 내부의 아크릴 블럭에 삽입하면 33cm직경의 팬텀이 구성되므로 영상의 주변부에서의 공간해상능과 노이즈를 측정할 수 있도록 되어있다.

대조도분해능 측정을 위한 아크릴 블럭 내에는 2.25인치 깊이의 구멍에 요오드 성분을 함유한 증류수를 삽입하고 이것과 아크릴 블럭의 대조도 차이가 1.3% 되게 하였다(아크릴:127HU, hole의 증류수 : 114HU). 그리고 대조도분해능을 나타내는 구멍의 직경은 25.4mm(1인치), 19.1mm(3/4인치), 12.7mm (1/2인치), 9.5mm(3/8인치), 6.4mm(1/4인치), 3.2mm(1/8인치)의 6단계로 제작되어 있다.

2. 측정 및 분석

장치의 성능측정 항목으로는 노이즈 및 균일도, contrast scale 및 직선성, 공간분해능, 대조도분해능, 슬라이스 두께의 정확성, 그리고 중심선정렬 및 artifact유무이다. 모든 측정에서 48cm또는 50cm의 조사야(scan FOV)와 25cm의 display FOV를 사용하였으며 120kV와 230mAs의 노출조건을 적용하였다. 슬라이스 두께 측정을 제외한 모든 측정에서 10mm의 두께를 적용하였으며 스캔시 장치별 또는 검사목적에 따라 사용되는 options은 가능한 배제하고 모든 장치가 동일한 조건에서 측정이 가능하도록 하였다. 측정오차의 감소를 위해 가능한 각 항목을 2회씩 single slice scan하였다.

1) 노이즈 및 균일도

Standard 재구성 알고리즘을 사용하여 물로 채워져 있는 CT number calibration 블럭의 가운데를 single slice scan하였다. 그림1과 같이 팬텀의 중앙부에서 6시 방향으로 주변부의 1/4지점에 팬텀 단면적의 약 5%에 해당되는 4cm×4cm의 사각형cursor(6,241개의 픽셀수)를 설정한 후 ROI기능을 이용하여 물의 평균 CT number와 표준편차(노이즈)를 측정하였다. 그리고 균일도 측정을 위해 동일한 크기의

cursor를 사용하여 노이즈 측정위치 외에 12시 방향과 9시 방향 그리고 3시 방향의 평균 CT number와 표준편차를 구하였다.

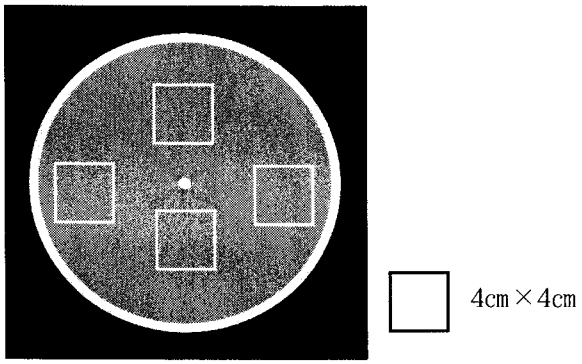


그림 1. The locations for noise and uniformity measurement in water phantom image

2) Contrast scale 및 직선성

Standard 알고리즘으로 CT number calibration 블럭의 직선성부의 가운데를 single slice scan 하였다. 그림2와 같이 스캔한 팬텀 영상에서 2.0cm 직경의 원형 cursor(1,330개의 픽셀수)를 설정하고 아크릴핀의 평균 CT number를 구하고 아크릴핀과 폴리에틸렌핀 사이에서 물의 평균 CT number를 구하여 contrast scale을 얻었다. 그리고 이를 이용하여 물의 노이즈 감약계수를 백분율($\%\sigma\mu_w$)로 계산하였다. 사용된 공식은 다음과 같다.

$$\text{Contrast scale} = \frac{\text{아크릴의 감약계수 - 물의 감약계수}}{\text{아크릴의 CT number - 물의 CT number}}$$

$$\%\sigma\mu_w = (\sigma_{ave} \times CS \times 100)/\mu_w$$

위 식에서 분자는 아크릴의 감약계수에서 물의 감약계수를 뺀 값으로 $0.024cm^{-1}$를 나타낸다. 그리고 $\%\sigma\mu_w$는 노이즈를 물의 감약계수의 백분율로 표시한 것이며, σ_{ave}는 물의 표준편차이며, μ_w는 100~140kV에서의 물의 선 감약계수 $0.19cm^{-1}$를 나타낸다.

직선성 측정을 위해서는 contrast scale 측정에서 사용된 크기와 동일한 2.0cm직경의 원형cursor를 사용하여 물 부위와 폴리에틸렌핀, 폴리스티렌핀, 나일론핀, 렉산핀, 아크릴핀의 순서대로 CT number를 측정한 후 팬텀 제조회사에서 제공된 각 핀의 표준 CT number를 기준으로 각 CT장치의 직선성을 알아보기 위해 상관계수를 구하였다. 그리고 상관계수의 산출을 위해서는 Minitab 통계 프로그램을 이용하였다.

3) 공간분해능

Bone 또는 high 알고리즘을 사용하여 공간분해능 측정용 블럭의 가운데를 single slice scan 하였다. 분석을 위해서 얻어진 팬텀영상의 구멍 구별이 쉽도록 window width와 level을 조절한 후 모니터로부터 50cm의 거리에서 시각적으로 구분이 가능한 가장 작은 크기의 공기구멍을 평가하였다(그림 3a).

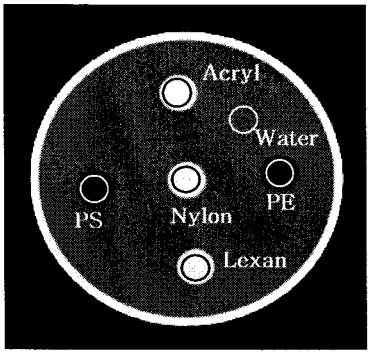
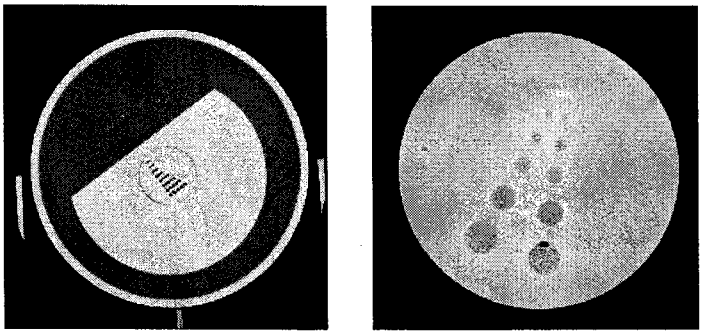


그림 2. The locations of pins for contrast scale and linearity measurement



(a) High contrast resolution (b) Low contrast resolution

그림 3. The image of high contrast resolution and low contrast resolution measurement

4) 대조도분해능

Soft 또는 smooth알고리즘을 사용하여 대조도분해능 측정이 가능한 블럭의 가운데를 single slice scan 하였다. 분석을 위해서 팬텀영상의 대조도분해능 측정용 구멍들이 잘 구별될 수 있도록 window width와 level을 조절하여 디스플레이 한 후 모니터로부터 50cm의 거리에서 시각적으로 구분이 가능한 가장 작은 크기의 구멍을 평가하였다(그림 3b).

5) 슬라이스 두께의 정확성

Slice thickness insert부위에서 장치 특성에 따라 1mm부터 10mm까지의 설정 가능한 두께로 single slice scan하였다. 분석방법으로는 콘솔이나 워크스테이션에서 각 두께별로 팬텀의 중앙에 위치한 알루미늄 경사판의 section profile을 얻은 후 반치폭(FWHM)을 구하여 평가하였다(그림 4).

반치폭을 구할 수 없는 장치의 경우 모니터에서 중앙에 위치된 알루미늄의 폭을 측정하거나, 최적의 영상으로 하드카피하여 reduction factor를 감안하여 측정하였다. 이때 측정거리는 관찰대에서 50cm를 유지하였다.

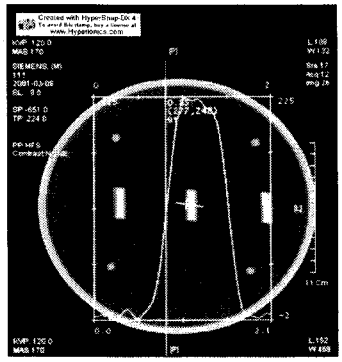


그림 4. The section profile image for slice thickness measurement

6) 중심선정렬 및 artifact

노이즈 측정시와 동일하게 standard 재구성 알고리즘을 사용하여 CT number calibration 블럭의 중앙부를 스캔하였다. 모니터 상에서 window width와 level을 적절히 설정하여 알루미늄핀의 모양을 관찰하고 artifact의 유무를 조사하였다. 그리고 중심선정렬 상태를 평가하기 위해서는 영상에 grid나 localizer를 설정하여 핀 중앙부의 X(좌,우), Y(상,하)축 위치를 측정하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 노이즈 및 균일도

팬텀의 물 부위를 스캔하여 얻은 영상에 16cm^{2}의 ROI를 사용하여 측정한 CT number와 균일도 그리고 노이즈는 다음과 같았다.

1) 물의 평균 CT number

30대의 측정대상장치에서 팬텀의 중앙부에서 측정한 CT number의 평균은 0.94±5.2HU로 나타났다. 그 분포를 그룹별로 살펴보면 A그룹에서는 가장 작은 것이 -18.9HU, 가장 큰 것은 +12.8HU로 나타났으며 평균은 -1.60±7.14로 나타났다. B그룹에서는 가장 작은 것이 -1.0HU, 가장 큰 것은 4.0HU로 나타났으며 평균은 1.21±1.40HU로 나타났다. B그룹에서는 가장 작은 것이 -1.0, 가장 큰 것이 4.0으로 나타났으며 평균은 1.21±1.40이었다. 그리고 C그룹에서는 가장 작은 것이 2.0, 가장 큰 것은 7.7로 나타났으며 평균은 4.86±1.81로 나타났다. 물의 평균 CT number의 권장수준을 -6과 +6사이로 하였을 경우 이에 적합한 장치는 27대(90%)로 나타났고 A그룹의 2대와 C그룹의 1대는 부적합하였다.

2) 노이즈

30대의 장치 전체에 대한 노이즈를 측정한 결과 평균은 0.60±0.31로 나타났다. 그룹별로 노이즈를 보면 A그룹에서 가장 작은 것은 0.39, 가장 큰 것은 0.53으로 나타났으며 평균은 0.45±0.04이었다. B그룹에서 가장 작은 것은 0.31, 가장 큰 것은 1.87로 나타났으며 평균은 0.82±0.41이었다. C그룹에서 가장 작은 것은 0.29, 가장 큰 것은 0.63으로 나타났으며 평균은 0.48±0.13이었다. 노이즈가 가장 큰 것은 B-8로

서 1.87이었고, 가장 작은 것은 0.29를 나타냈던 C-1이었다. 이는 전자의 경우가 후자에 비해 6.4배 노이즈가 큰 것으로 나타났다. 그리고 A그룹에 비해서 B그룹이 1.8배 정도 노이즈가 큰 것으로 나타났고 A그룹과 C그룹은 비슷하였다. 조사대상 장치에 대한 노이즈의 크기별 분포는 0.6미만의 노이즈를 나타내는 장치가 전체의 67%인 20대로서 가장 많았고, 0.6이상~1.0미만의 장치는 9대로서 30%를 차지하였고 1.0 이상을 나타낸 장치도 1대 있었다. 노이즈의 권장수준을 6.0HU(0.6%) 이하로 하였을 경우 20대(66%)의 장치가 적합하게 나타났으나 B그룹의 8대, C그룹의 2대는 부적합한 것으로 나타났다.

3) CT number의 균일도

균일도는 장치의 중앙부와 주변부 사이의 최대 CT number 차이로서 모든 장치에서 비교하여 보면 B-1이 0.3으로 가장 작고 C-2가 4.5로 가장 컸으며 평균은 1.74±1.03 이었다. 그룹별 균일도를 살펴보면 A그룹의 경우 가장 작은 것은 0.4, 가장 큰 것이 3.9였으며 평균은 1.83±1.05이었다. 그룹 B에서는 가장 작은 것이 0.3, 가장 큰 것이 2.1이었으며 평균은 1.22±0.56이었다. 그리고 C그룹에서는 가장 작은 것이 0.9, 가장 큰 것이 4.5였으며 평균은 2.40±1.26이었다. CT number의 균일도의 권장수준을 4.0미만으로 하였을 경우 30대의 장치 중 29대(97%)가 이에 적합하였으며 C그룹의 1대가 부적합하였다(표1).

표 1. The result of CT number and noise, uniformity measurement

Group	Kinds of scanner	CT number	Noise	Uniformity
A	A-1	0.2	0.45	1.6
	A-2	-0.1	0.46	1.7
	A-3	-18.9	0.53	2.9
	A-4	-2.9	0.43	3.9
	A-5	1.1	0.44	1.1
	A-6	-0.3	0.49	0.4
	A-7	2.5	0.41	2.9
	A-8	-5.9	0.45	0.8
	A-9	12.8	0.46	0.9
	A-10	-2.4	0.43	1.1
	A-11	-2.3	0.40	2.3
	A-12	-2.9	0.39	2.3
	Mean±SD	-1.60±7.14	0.45±0.04	1.83±1.05
B	B-1	4.0	0.60	0.3
	B-2	1.5	0.50	1.0
	B-3	-0.3	0.91	2.1
	B-4	0.9	0.88	1.6
	B-5	1.8	0.95	1.1
	B-6	2.4	0.88	0.5
	B-7	-0.1	0.81	1.5
	B-8	2.1	1.87	0.8
	B-9	-1.0	0.84	0.9
	B-10	0.9	0.31	1.3
	B-11	1.1	0.46	1.3
	Mean±SD	1.21±1.40	0.82±0.41	1.22±0.56

C	C-1	2.0	0.29	2.6
	C-2	7.7	0.60	4.5
	C-3	5.7	0.54	1.8
	C-4	5.3	0.63	3.6
	C-5	5.3	0.48	1.9
	C-6	3.4	0.46	0.9
	C-7	4.6	0.34	1.5
	Mean±SD	4.86±1.81	0.48±0.13	2.40±1.26
Total	Mean±SD	0.94±5.20	0.60±0.31	1.74±1.03

2. Contrast scale 및 직선성

모든 측정대상장치의 contrast scale의 평균은 $1.996\times10^{-4}\pm1.490\times10^{-5}$이었다. Contrast scale의 분포는 1.9×10^{-4}미만이 9대(30%)이었고 1.9×10^{-4}이상~2.0×10^{-4} 미만의 장치는 9대(30%), 2.0×10^{-4}이상~2.1×10^{-4}미만이 1대(3%), 2.1×10^{-4}이상~2.2×10^{-4}미만이 10대(33%), 그리고 2.2×10^{-4}이상이 1대(3%)이었다. 그 결과를 그룹별로 보면 A그룹에서 가장 작은 것은 1.817×10^{-4}, 가장 큰 것은 2.181×10^{-4}로 나타났으며 평균은 $2.013\times10^{-4}\pm1.58\times10^{-5}$ 이었다. B그룹의 경우는 가장 작은 것이 1.788×10^{-4}, 가장 큰 것이 2.106×10^{-4}으로 나타났으며 평균은 $1.962\times10^{-4}\pm1.045\times10^{-5}$ 이었다. C그룹에서는 가장 작은 것이 1.693×10^{-4}, 가장 큰 것이 2.271×10^{-4}으로 나타났으며 평균은 $2.022\times10^{-4}\pm1.997\times10^{-5}$으로 나타났다.

권장수준을 2.250×10^{-4}이하로 하였을 경우 30대의 장치 중 29대(97%)가 이에 적합하였으며 단 1대인 C-6장치가 부적합하였다.

장치 제조회사에서 제공된 각 핀의 표준 CT number를 기준으로 하여 측정된 모든 장치의 직선성의 상관계수 분포는 0.984~0.992의 범위에 속했으며 평균은 $0.989\pm2.222\times10^{-3}$이었다. 그 결과를 그룹별로 살펴보면 A그룹에서는 0.989~0.992의 분포를 나타내었고 평균 $0.991\pm0.798\times10^{-3}$이었고, B그룹은 0.985~0.992의 분포이고 평균은 $0.988\pm2.300\times10^{-3}$이었다. 그리고 C그룹에서는 0.984~0.992이었고 평균은 $0.990\pm2.854\times10^{-3}$이었다.

직선성 상관계수의 권장수준을 0.990(1.0%) 이내로 하였을 경우 30대의 측정대상장치 중 이에 적합한 장치는 18대(60%)였으며, 12대의 부적합한 장치 중 11대가 B그룹에 속했다(표2).

3. 공간분해능

공간분해능을 측정한 결과를 보면 A그룹 12대의 장치 중 7대(58%)가 0.75mm로 나타났고 5대는 0.60mm로 나타났다. B그룹에서는 11대중 10대(91%)가 0.75mm로 나타났으며 1대의 장치는 0.50mm로 나타났다. C그룹은 7대 모두가 0.75mm로 공간분해능이 양호하게 나타났다. 장치별 공간분해능의 분포를 보면 0.75mm가 24대로 전체의 80%로 가장 많았고 5대의 장치가 0.60mm로 17%를 차지하였고 1대인 B-1 장치가 0.50mm까지 나타나서 다른 장치에 비해 공간분해능이 우수한 것으로 나타났다. 공간분해능의 권장수준을 1.0mm이하로 하였을 경우 측정대상장치 30대 중 모두가 적합하였다.

표 2. The result of contrast scale and linearity measurement

Group	Kinds of scanner	CT number						Correction coefficent	Contrast scale
		PE	PS	Water	Nylon	Lexan	Acryl		
A	Typical value	-92	-24	0	92	102	120	1.000	2.250×10^{-4}
	A-1	-57.5	-23.1	1.3	105.9	107.3	133.4	0.990	1.817×10^{-4}
	A-2	-60.5	-24.6	0.6	103.2	105.8	132.2	0.991	1.824×10^{-4}
	A-3	-74.9	-41.5	-16.6	79.8	83.8	109.9	0.990	1.897×10^{-4}
	A-4	-55.5	-23.9	0.1	98.2	101.5	127.7	0.989	1.881×10^{-4}
	A-5	-60.8	-26.6	1.0	100.6	99.3	125.8	0.991	1.923×10^{-4}
	A-6	-60.0	-24.6	1.1	104.4	101.1	125.2	0.991	1.934×10^{-4}
	A-7	-57.5	-23.6	3.5	100	101	126.2	0.991	1.956×10^{-4}
	A-8	-64.1	-31.2	-5.4	97.5	96.5	118.4	0.990	2.181×10^{-4}
	A-9	-46.9	-13.3	11.4	112.2	111.4	135.9	0.990	2.169×10^{-4}
	A-10	-62.9	-30.0	-3.9	95.2	96.4	121.4	0.990	2.155×10^{-4}
	A-11	-59.8	-24.6	-0.7	94	99.4	124.4	0.992	2.158×10^{-4}
	A-12	-60.3	-26.5	-1.6	92.2	96.1	123.1	0.991	2.165×10^{-4}
	Mean±SD	-60.0 ±6.41	-26.4 ±6.53	-0.8 ±6.48	98.6 ±8.13	99.9 ±6.91	125.3 ±6.99	$0.991\pm0.798\times10^{-3}$	$2.013\times10^{-4}\pm1.580\times10^{-5}$
B	B-1	-48.9	-15.8	3.2	113.5	111.3	138.4	0.986	1.997×10^{-4}
	B-2	-57.5	-25.2	1.2	115.8	115.5	141.7	0.987	1.922×10^{-4}
	B-3	-55.2	-21.8	0.3	107.9	107.7	134.1	0.988	2.018×10^{-4}
	B-4	-54.5	-19.0	1.8	109.3	109.8	136	0.989	1.788×10^{-4}
	B-5	-54.1	-18.9	2.8	110.5	110.5	136.8	0.989	1.791×10^{-4}
	B-6	-49.9	-16.8	2.4	117.5	112.8	141.4	0.985	1.943×10^{-4}
	B-7	-52.7	-20.4	0.4	111.5	109.8	136.4	0.986	1.985×10^{-4}
	B-8	-51.9	-18.9	2.7	109.7	110.5	138.5	0.987	1.988×10^{-4}
	B-9	-58.2	-21.3	0.3	107.7	105.5	134.1	0.992	2.106×10^{-4}
	B-10	-59.9	-24.5	-0.3	112.4	111.4	139.1	0.988	1.937×10^{-4}
	B-11	-65.2	-29.1	1.7	98.7	101.1	129.9	0.992	2.106×10^{-4}
	Mean±SD	-55.3 ±4.72	-21.1 ±3.92	1.5 ±1.20	110.4 ±4.97	109.6 ±3.82	137.0 ±3.44	$0.988\pm2.300\times10^{-3}$	$1.962\times10^{-4}\pm1.045\times10^{-5}$
C	C-1	-63.2	-29.0	0.1	105.5	99.7	126.9	0.990	1.896×10^{-4}
	C-2	-56.7	-29.2	2.5	111.4	107.2	144.3	0.984	1.693×10^{-4}
	C-3	-54.6	-19.6	5.4	107.5	105.5	132.9	0.990	2.118×10^{-4}
	C-4	-59.6	-22.8	5.1	102.4	104.7	132.4	0.992	2.121×10^{-4}
	C-5	-52.0	-18.5	4.6	107.7	104.3	131.2	0.989	1.896×10^{-4}
	C-6	-69.3	-34.9	2.3	91.0	93.8	121.2	0.992	2.271×10^{-4}
	C-7	-57.6	-22.8	5.4	95.8	104.2	130.6	0.992	2.157×10^{-4}
	Mean±SD	-59.0 ±5.77	-25.3 ±5.95	3.6 ±2.04	103.0 ±7.25	102.8 ±4.57	131.4 ±7.01	$0.990\pm2.854\times10^{-3}$	$2.022\times10^{-4}\pm1.997\times10^{-5}$
Total	Mean±SD	-58.0 ±5.91	-24.1 ±5.86	1.1 ±4.51	104.0 ±8.51	104.2 6.82	125.3 ±6.99	$0.989\pm2.222\times10^{-3}$	$1.996\times10^{-4}\pm1.490\times10^{-5}$

4. 대조도분해능

3%의 대조도 차이를 갖는 두 가지 물질로 이루어진 팬텀을 사용하여 측정한 결과는 다음과 같았다. 측정대상 30대 장치중 3.2㎜(1/8인치)로 측정된 장치는 23대(77%)로 가장 많았고 6.4mm(1/4 인치)가 3대(10%)이고 9.5㎜(3/8 인치)와 12.7㎜(1/2 인치)가 각각 2대였다.

그 결과를 그룹별로 살펴보면 A그룹의 장치에서는 12대 모두가 3.2㎜(1/8 인치)로 측정되어 이들 장치가 대조도분해능이 가장 양호한 것으로 나타났고 B그룹의 경우 11대 중 10대가 3.2㎜(1/8 인치)로 측정되었고 나머지 1대의 장치가 6.4㎜(1/4 인치)로 측정되었다. C그룹의 경우 7대의 장치 중 1대는 3.2㎜(1/8 인치)이고 2대는 6.4㎜(1/4 인치) 그리고 2대는 9.5㎜(3/8 인치), 나머지 2대는 12.7㎜(1/2 인치)로 측정되었다. 대조도분해능의 권장수준을 6.4㎜ 이내로 하였을 경우 측정대상장치 30대 중 이에 적합한 장치는 26대(87%)였으며 C그룹의 4대는 부적합하였다.

5. 슬라이스 두께의 정확성

슬라이스 두께에 대한 실제 측정치의 결과는 표4와 같았다. 1mm 슬라이스 두께에 대한 측정치에서 가장 정확한 것은 A-2장치로서 실제 슬라이스 두께와 측정치가 동일하게 나타났다. A그룹의 장치에서 측정치는 1.0mm~3.0mm이었고 B그룹에서는 1.1mm~3.0mm, C그룹은 대상 슬라이스 두께를 측정할 수 없었다. 조사대상 장치 23대의 슬라이스 두께 측정치가 심한 차이를 나타내고 있었다. 허용범위를 ±1mm로 하였을 때 17대(74%)는 기준에 적합하였으나 A그룹 장치 4대와 B그룹 장치 2대는 부적합하였다.

3mm 슬라이스 두께에 대한 측정치에서 가장 정확한 것은 3대의 A그룹 장치로서 실제 슬라이스 두께와 측정치가 동일하게 나타났다. A그룹의 장치에서 측정치는 2.4mm~4.0mm이었고 B그룹에서는 2.5mm~4.0mm이었으며 C그룹에서는 2.8mm~4.5mm이었다. 측정치 허용범위를 ±1mm로 하였을때 29대(97%)는 기준에 적합하였으나, C그룹의 1대는 부적합하였다. 5mm 슬라이스 두께에 대한 측정치에서 가장 정확한 것은 A그룹이 5대, B그룹이 2대, C그룹이 1대로서 실제 슬라이스 두께와 측정치가 동일하게 나타났다. A그룹에서는 4.0~6.0mm이었고 B그룹에서는 측정치가 4.4mm~6.0mm이었으며 C그룹에서는 4.6 mm~6.0mm이었다. 허용범위를 ±1mm로 하였을 때 30대 모든 장치가 기준에 적합하였다.

7mm 슬라이스 두께에 대한 측정치에서 가장 정확한 것은 A그룹이 4대, B그룹이 2대로서 실제 슬라이스 두께와 측정치가 동일하게 나타났다. A그룹의 장치에서 측정치는 6.3mm~8.0mm이었고 B그룹은 6.1mm~7.2mm, C그룹에서는 슬라이스 두께 측정은 얻을 수 없었다. 허용범위를 ±1mm로 하였을 때 23대 모두가 기준에 적합하였다.

그리고 10mm 슬라이스 두께에 대한 측정치에서 가장 정확한 것은 A그룹이 5대, B그룹이 3대로서 실제 슬라이스 두께와 측정치가 동일하게 나타났다. A그룹의 장치에서 측정치는 8.9㎜~11㎜이었고 B그룹과 C그룹이 각각 9.0㎜~11㎜이었다. 허용범위를 ±1㎜로 하였을 때 29대(97%)가 기준에 적합하였고 A그룹의 1대가 부적합하였다.

표 3. The result of high contrast and low contrast resolution measurement

Group	Kinds of scanner	High contrast resolution	Low contrast resolution
A	A-1	0.75㎜	3.2㎜
	A-2	0.75㎜	3.2㎜
	A-3	0.75㎜	3.2㎜
	A-4	0.75㎜	3.2㎜
	A-5	0.75㎜	3.2㎜
	A-6	0.75㎜	3.2㎜
	A-7	0.60㎜	3.2㎜
	A-8	0.75㎜	3.2㎜
	A-9	0.60㎜	3.2㎜
	A-10	0.60㎜	3.2㎜
	A-11	0.60㎜	3.2㎜
	A-12	0.60㎜	3.2㎜
B	B-1	0.75㎜	3.2㎜
	B-2	0.75㎜	3.2㎜
	B-3	0.75㎜	3.2㎜
	B-4	0.75㎜	3.2㎜
	B-5	0.75㎜	3.2㎜
	B-6	0.75㎜	3.2㎜
	B-7	0.50㎜	3.2㎜
	B-8	0.75㎜	6.4㎜
	B-9	0.75㎜	3.2㎜
	B-10	0.75㎜	3.2㎜
	B-11	0.75㎜	3.2㎜
C	C-1	0.75㎜	9.5㎜
	C-2	0.75㎜	6.4㎜
	C-3	0.75㎜	9.5㎜
	C-4	0.75㎜	12.7㎜
	C-5	0.75㎜	6.4㎜
	C-6	0.75㎜	3.2㎜
	C-7	0.75㎜	12.7㎜

표 4. The result of slice thickness accuracy measurement

Group	Kinds of scanner	Slice thickness (㎜)				
		1㎜	3㎜	5㎜	7㎜	10㎜
A	A-1	1.4	4.0	5.4	6.8	9.3
	A-2	1.0	3.0	5.4	7.3	9.8
	A-3	2.0	2.5	4.0	7.0	10.0
	A-4	1.5	3.0	5.0	6.3	9.3
	A-5	1.2	2.5	4.4	6.4	9.1
	A-6	1.5	2.9	4.4	6.8	8.9
	A-7	1.4	2.4	4.9	7.6	10.3
	A-8	2.5	4.0	5.0	8.0	10.0
	A-9	3.0	4.0	5.0	7.0	10.0
	A-10	3.0	4.0	5.0	7.0	10.0
	A-11	2.0	3.0	5.0	7.0	10.0
	A-12	3.0	4.0	6.0	8.0	11.0
B	B-1	1.8	4.0	5.0	7.0	10.0
	B-2	1.7	3.1	4.8	6.6	9.2
	B-3	1.7	3.3	5.2	7.2	9.8
	B-4	2.0	2.5	5.2	6.8	9.0
	B-5	2.0	4.0	5.4	6.8	9.3
	B-6	1.1	2.8	4.4	6.6	9.2
	B-7	1.2	3.3	5.1	7.2	10.0
	B-8	1.6	3.8	4.6	6.8	9.0
	B-9	2.8	3.3	4.5	6.6	9.7
	B-10	2.0	4.0	6.0	7.0	11.0
	B-11	3.0	4.0	5.0	6.1	10.0
C	C-1	-	3.5	5.0	-	9.8
	C-2	-	4.5	6.0	-	11.0
	C-3	-	4.0	5.8	-	9.0
	C-4	-	3.5	4.6	-	9.1
	C-5	-	2.8	4.6	-	9.5
	C-6	-	3.5	5.1	-	9.8
	C-7	-	3.6	5.2	-	9.8

6. 중심선정렬 및 artifact유무

1) 핀의 모양

30대의 측정대상장치 중 29대(97%)에서는 팬텀의 중앙부에 위치된 원형의 알루미늄핀의 모양이 정상적인 원형으로 나타났으며 C그룹 1대에서 타원형으로 나타났다.

2) 중심선정렬

스캔시 위치잡이에 사용되는 상하 및 좌우방향의 중심선과 갠트리 isocenter의 일치정도를 측정한 결과 위치잡이용 중심선의 좌우방향 측정치의 범위는 A그룹에서는 0.2mm~4.5mm사이로 나타났고 B그룹에서

는 -0.7mm~1.0mm, 그리고 C그룹에서는 -4.7mm~41.7mm이었다. 그리고 상하방향 측정치의 범위는 A그룹에서는 -3.0mm~4.6mm, B그룹에서는 -0.4mm~1.0mm이었고 C그룹에서는 -4.7mm~1.0mm로 나타났다. 좌우방향으로 가장 많이 벗어난 장치는 C-2로 41.7mm이었고 상하 방향으로는 C-7장치로 -4.7mm이었다. 중심선의 좌우 및 상하방향의 권장수준을 ±3.0mm과 ±3.0mm 이하로 하였을 경우 30대의 측정대상장치에서 이에 적합한 장치는 24대(80%)였으며 A그룹에서 4대, C그룹의 2대가 부적합하였다.

3) Artifact

30대의 측정대상장치 중 27대(90%)에서 artifact가 발생하지 않았으며 B그룹과 C그룹에서 각각 1대씩 원형의 artifact가 나타났으며 또한 C그룹의 1대에서는 streak artifact가 발생하였다(표5).

표 5. The result of beam alignment for position and artifact measurement

Group	Kinds of scanner	Shape of pin	Position of pin(X,Y)	Artifact
A	A-1	Ring	1.4㎜, 2.4㎜	None
	A-2	Ring	4.4㎜, 2.4㎜	None
	A-3	Ring	0.5㎜, 2.4㎜	None
	A-4	Ring	0.5㎜, 1.5㎜	None
	A-5	Ring	0.2㎜, 4.6㎜	None
	A-6	Ring	0.2㎜, 0.2㎜	None
	A-7	Ring	4.2㎜, 1.7㎜	None
	A-8	Ring	0.7㎜, 0.2㎜	None
	A-9	Ring	1.7㎜, 0.7㎜	None
	A-10	Ring	0.2㎜, 0.0㎜	None
	A-11	Ring	2.0㎜, 2.0㎜	None
	A-12	Ring	4.5㎜, -3.0㎜	None
B	B-1	Ring	0.0㎜, 0.5㎜	None
	B-2	Ring	0.2㎜, 0.2㎜	Ring
	B-3	Ring	-0.5㎜, -0.4㎜	None
	B-4	Ring	0.4㎜, 0.2㎜	None
	B-5	Ring	0.2㎜, 0.2㎜	None
	B-6	Ring	1.0㎜, 1.0㎜	None
	B-7	Ring	0.0㎜, 1.0㎜	None
	B-8	Ring	-0.4㎜, 0.2㎜	None
	B-9	Ring	0.2㎜, 0.2㎜	None
	B-10	Ring	-0.7㎜, 1.0㎜	None
	B-11	Ring	0.3㎜, 0.3㎜	None
C	C-1	Ring	0.3㎜, 0.2㎜	Streak
	C-2	Ring	41.7㎜, 0.5㎜	Ring
	C-3	Ring	1.0㎜, 0.0㎜	None
	C-4	Ring	1.5㎜, 1.0㎜	None
	C-5	Ring	-0.2㎜, 0.4㎜	None
	C-6	Ring	-4.7㎜, -3.7㎜	None
	C-7	Elliptic	2.0㎜, -4.7㎜	None

Ⅳ. 고 찰

장치의 성능을 최적화시키고 영상의 질을 일정하게 유지시키기 위한 제반활동이 CT장치의 성능관리이다. 이를 위해서는 정기적이고 지속적인 평가항목을 설정하고 이에 따라 측정을 시행하여 얻어진 자료를 기록하고 비교 검토하며 문제가 발생되기 전에 성능저하를 알 수 있게 하는 것이다.

이러한 CT장치의 성능을 일정하게 유지하고 질적 저하를 방지하기 위해서는 장치의 특성에 알맞은 성능평가방법과 재료로써 성능평가 프로그램을 만들고 규칙적인 테스트를 시행하여 측정치와 기준치의 비교검토가 필요하며, 만일 측정치가 기준치에서 벗어나면 부품교체 또는 recalibration을 하여야 한다.

CT장치의 품질관리에서 가장 기본이 되는 성능평가에 대한 표준화가 외국에서는 이미 법제화되어 적극적으로 실시되고 있으며 우리나라에서도 이와 관련되어 1995년 진단용방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙이 보건복지부령 3호로 제정되어 시행되고 있으나 더욱 구체적인 성능평가항목 및 기준이 필요하며 이를 위해서는 장치의 사용자 및 관리자 뿐만 아니라 장치의 판매회사와 측정 및 보수유지회사, 그리고 전문기술학회 및 의학회의 많은 활동과 협력이 필요하다.

실제 방사선 영상에서 정상과 병리학적 소견을 갖는 대부분의 조직에 감약계수 차이는 적게 나타난다. 노이즈는 이러한 저 대조도 물질에 대한 식별능력을 저하시키는 중요한 요인 중의 하나이다. 따라서 노이즈의 측정은 CT장치의 성능평가에서 중요한 의미를 갖는다[2]. 노이즈는 측정하고자 하는 관심부위의 크기에 따라 차이가 발생하므로 통계적인 정확성을 유지하기 위해서 적어도 25개 이상의 충분한 픽셀내의 표준편차로 나타낸다[1]. 노이즈에 영향을 미치는 인자로는 양자 노이즈, 전자적인 노이즈, 픽셀의 크기, 슬라이스 두께, 재구성 알고리즘, 피사체의 크기와 산란선, 그리고 kV와 필터 등이 있다[3, 4].

노이즈를 측정하는 방법으로는 3가지로 구분되는데 이중 하나는 물 팬텀 중앙부에서 CT number의 표준편차로 얻는 방법이고 이것은 별도의 계산이 필요없이 장치에서 간단히 구할 수 있어 가장 많이 사용되고 있다. 다른 하나는 물 팬텀 중앙부의 CT number의 표준편차를 CT scale factor로 나누고 100을 곱하여 노이즈율(noise rate)로 나타내는 방법이다. 마지막으로는 $\%\sigma\mu_w$ 인데 이는 $(\sigma_{ave} \times CS \times 100)/\mu_w$ 로 나타내지며 즉, 물 부위의 표준편차의 평균에 contrast scale을 곱하고 물의 감약계수로 나눈 후 100을 곱하여 백분율 표준오차로 표시하는 방법이다[1].

의학물리학자나 장치제조회사에서 권유되는 이들 3가지의 측정방법에는 다소 차이가 있어 보이지만 이번 연구에 의해 실제로 비교 측정된 값에서는 큰 차이가 없었다.

CT number와 노이즈에 관한 GE사의 권고기준은 물 팬텀의 중앙부와 12시 방향의 주변부, 그리고 3시 방향의 주변부에서 측정된 평균 CT number는 -3과 +3 사이에 속해야 하고, 노이즈는 3.5±0.35 에 속해야 하며[5], Siemens사에서는 중앙부와 주변부 4곳 모두의 평균 CT number는 -4와 +4 사이에 속해야 된다고[6] 권고하고 있다. 그리고 미국의 메사츄세스 종합병원의 CT장치의 성능관리 프로그램에서는 위의 두 번째 방법을 사용하여 측정된 노이즈율이 0.5%(=5HU)보다 작아야 한다고 규정하고 있다[7]. 국제방사선방어 및 측정위원회(NCRP)에서는 균일한 물팬텀의 평균 CT number는 -1.5와 +1.5 사이에 속해야 한다고[8] 권고하고 있다.

본 연구의 결과 모든 장치에서 물팬텀의 평균 CT numbers는 0.94±5.20HU 노이즈의 평균은 0.60±0.31이었다.

CT number의 균일도 측정은 선속경화에 의한 직선형 artifacts나 원형 artifact와 같은 영상의 장해요소의 존재 확인에 도움이 된다. 국내에서는 CT number의 균일도에 관련된 규정은 없지만 Euclid는 중앙부와 주변부의 CT number차이가 2HU 이하일 것[10]을 권고하고 있으며, 국제방사선방어 및 측정위원회(NCRP) 규정에서는 20cm 직경의 균일한 물팬텀의 중앙부 및 주변부에서 평균 CT number의 차이가 5 이하이나[8] 본 연구 결과 나타난 측정 대상장치의 CT number의 균일도는 70%인 21대에서만 2.0 이하였으며 7대가 27 %로 4.0 이하이고 나머지 1대가 4.0 이상으로 나타났다.

Contrast scale이란 장치의 CT number가 피사체의 선감약계수와 얼마나 정확히 대응되는지를 나타내는 척도이다. 대부분의 CT장치는 제조회사별로 선감약계수에 대한 CT number scale을 단일화하지 않고 임의로 설정하고 있기 때문에 장치의 성능을 평가하기 위해서는 규격화가 필요하며 이를 위해서 각 장치 제조회사에서는 CT number당 감약계수의 변화를 contrast scale 이란 용어를 사용하여 표시하고 있다[11]. 이러한 contrast scale을 간단히 구하기 위해서는 아크릴핀과 물의 CT number를 비교하거나[5] 물과 공기의 CT number를 비교하여[6] 측정하는 방법이 각 장치회사별로 제시되고 있다. 이와 같은 contrast scale의 차이는 선감약계수, 밀도, 피사체의 크기와 물리적인 성질 등에 따라 좌우되는데 그 중 X-선의 선질에 의해 가장 큰 영향을 받는다. 그러므로 X-선 발생장치 계통에 관련된 노후나 고장으로 인해 부품의 교체시에는 contrast scale의 정밀한 측정이 요구된다.

본 연구의 결과 contrast scale은 장치에 따라 차이를 보였으며 평균은$1.996\times10^{-4}\pm1.490\times10^{-5}$이었다. 과거에 비해 contrast scale의 차이가 거의 없었으며 분포정도도 유사하였는데 이는 약 10여년 전에 비해 장치의 성능이 월등히 향상된 반면 스캔시 노출조건의 감소에 기인되리라 여겨진다.

CT number의 직선성이란 선감약계수에 의해 좌우되며 각각의 조직에 CT number를 얼마나 정확하게 나타내느냐를 평가하는 것이며[12], 선택된 CT number의 영역에 대한 contrast scale의 일치성 여부의 평가이다[13].

이러한 CT number의 직선성을 평가하기 위한 방법으로는 일반적으로 선감약계수를 알고 있는 아크릴이나 렉산 등의 여러가지 물질들로 이루어진 팬텀을 스캔하여 얻은 영상에서 이들의 CT number를 측정하여 평가한다. 이때 횡축에는 각 물질의 선감약계수를 그리고 종축에는 CT number의 평균값을 표시하여 1차원 함수의 그래프로 나타낸다. 만일 CT장치가 정상적인 범위내에서 CT number를 나타내고 있다면 그래프가 직선으로 나타내야 하며, 즉 직선의 기울기는 1이다. 이는 장치의 직선성이 양호한 상태임[14]을 의미한다.

각 물질에 대한 선감약계수는 그 물질의 원자번호와 X-선 에너지의 불균일성으로 인해 다르기 때문에 CT number의 직선성에 대한 기준은 표준화되어 있지는 않지만 직선성을 평가하는 방법은 3가지로 구분이 가능하다. 첫번째 방법은 각 물질에 대하여 측정한 CT number의 평균값이 직선과 일치하는 정도로서 평가하거나[15], 두번째는 통계적으로 상관계수를 이용하여 장치의 전체적인 직선성을 평가하는 것인데 하버드대학 교육병원인 메사츄세서 병원의 QC프로그램에서 이를 적용하고 있다. 세번째는 각 핀의 평균 CT number값이 기준값에서 ±5 범위 내에 속하는 지의 여부에 의해 따라 각 핀별로 직선성을 평가하는 방법이다[16].

본 연구에서는 상당 수의 장치에서 물의 CT number가 허용기준에서 많이 벗어나 있었으므로 상관계수를 이용하여 직선성을 측정하였다.

CT number 직선성은 골조직의 미네랄 소실정도를 판단하는 BMD CT의 경우 매우 중요한 요인이 되므로 항상 직선성의 유지가 필요하다[11]. 본 연구 결과 측정대상장치의 60%에 해당하는 18대는 상관계수가 0.990 이상으로 직선성이 양호하였다. 그러나 40%를 차지하는 12대의 장치에서는 상관계수가 1% 이내에 들지 못하였는데 이것은 X-선 빔과 detector의 배열이 정확하게 일치하지 못하였거나 장치의 노후에 의한 기능적인 결함에 기인된 것이다.

공간분해능이란 원래 영상에 존재하는 흐림의 정도를 구분하기 위해 사용되는 용어이지만 여기에서는 균일한 주변물질로 이루어진 미세한 크기의 선감약계수 차가 큰 물질이 인접해 있을 때 장치가 이를 어느 정도까지 분리 식별할 수 있는 가를 평가하는 척도로 사용되며 X-축과 Y-축의 해상능 평가를 의미한다[17]. 일반적으로 공간분해능 측정은 아크릴판에 공기를 삽입한 resolution bars 또는 hole로 가장 작은 크기를 시각적으로 판정하거나 혹은 MTF에 의해 나타낸다. 그리고 여기에서 두 물질간의 대조도 차이는 10%(100HU)이상이 되도록 권고한다[18]. 그리고 CT장치에서 공간분해능은 픽셀 크기의 1.5배 정도에 해당된다고[19] 하며 그 관련인자로는 CT tube의 초점 크기, 초점으로부터 detector사이의 거리, detector의 aperture폭, 슬라이스 두께와 같이 기하학적인 요소와 검출된 X-선 데이터의 디지털화 과정에서의 표본화율, 재구성 알고리즘, 매트릭스의 크기 등의 영상 재구성에 관련된 요소에 영향을 받는다[10].

국내 안전관리규칙의 검사기준항목에는 CT장치의 공간분해능에 관한 규정이 없으나 국제방사선방어 및 측정위원회에서는 주변물질에 비해 핀의 X-선 감약계수가 10%이상 차이가 날 경우 1mm 직경까지 시각적으로 구분되어야 한다고[8] 규정하고 있다.

본 연구 결과 측정 대상장치의 공간분해능의 권장수준을 1.0mm이하로 하였을 경우 측정대상장치 30대 중 모든 장치가 이에 적합하였다.

1994년에 시행되었던 村松 禎久 등의 연구결과[9] (대부분의 장치에서 0.7mm의 공간분해능을 보였음)와 큰 차이가 없었다.

Low contrast sensitivity 또는 low contrast detectability 라고도 불리는 대조도분해능의 측정은 작은 감약계수 차이로 인해 미세한 대조도 차이를 보이는 부위를 CT장치가 어느 정도까지 분리 식별할 수 있는지를 평가하는 것이다. 이의 측정을 위해서는 기본 블럭에 1-2%(10-20HU) 정도의 감약계수 차이를 갖는 물질을 삽입한 원형의 여러크기로 제작된[18] 팬텀을 스캔한 영상에서 식별가능한 가장 작은 크기의 구멍으로 나타낸다.

기존의 일반 방사선 촬영장치가 10%정도의 대조도 차이를 구별해 낼 수 있는 반면[20] CT는 장치에 따라 다소 차이를 보이지만 0.25 ~ 0.5%의 대조도 차이를 구분해낸다. 이를 가능케 하려면 적어도 1% 정도의 연부조직 대조도 차이를 구별할 수 있는 detector가 필요하다 [21]. 노이즈가 대조도분해능에 가장 밀접한 관계를 갖는 것은 주지의 사실이며 그 외 CT장치에서 대조도분해능에 영향을 미치는 인자로는 kV와 mAs 그리고 선속의 필터링 정도에 의해 좌우되는 X-선 광자의 양, 슬라이스 두께, 선속의 감약에 영향을 미치는 환자의 크기, detector의 감도특성, 재구성 알고리즘이 있다[10].

국내 안전관리규칙의 검사기준항목에는 CT장치의 대조도분해능에 관한 규정이 없으나, 국제방사선방어 및 측정위원회에서는 주위물질과 핀의 X-선 감약계수 차이가 1~2% 정도 일때 0.5~0.8mCkg^{-1}의 선량(이는 2~3R에 해당됨)으로 직경 5mm의 핀이 시각적으로 구분되어야 한다고[8] 규정하고 있다.

본 연구결과 전체측정장치의 77%가 3.2mm의 대조도분해능을 나타냈으며, 23%가 6.4mm 이상을 나타내었다. 대조도분해능의 권장수준을 6.4mm 이하로 하였을 경우 측정대상장치 30대 중 이에 적합한 장치는 26대(87%)였으며 4대는 부적합하였다. 그리고 村松 禎久 등의 연구결과[9] 와는 큰 차이가 없었다.

슬라이스 두께는 장치의 종류에 따라 차이는 있지만 일반적으로 5가지 정도의 선택이 가능하다. 슬라이스 두께의 측정은 실제 스캔된 단면두께가 설정된 두께와 어느 정도의 오차를 갖는지를 측정하는 것으로 보통 스캔축에 대해 45° 경사진 판이 삽입된 팬텀이 주로 사용되며 각 단면두께 별로 응답된 section profile의 반치폭(full width at half maximum)을 측정하거나 이의 이용이 불가능한 장치의 경우 경사판의 폭을 측정하여 계산한다.

CT장치의 단면두께에 관련된 규정으로는 국내 보건복지부령 안전관리 규칙과 Siemens사의 규정이 동일하게 측정치와 설정치 간의 허용오차가 ±1mm로 설정되어 있으며[18,22] 국제방사선방어 및 측정위원회에서는 45° 의 경사진 핀을 사용하여 반치폭으로 측정할 경우 슬라이스 두께가 5mm 이상 15mm 미만일 경우 설정치와 측정치 간의 허용오차는 ±1mm 이고, 두께가 5mm 미만일 경우의 허용오차는 ±0.5mm 이하로[8] 규정되어 있다. 반면 Euclid 는 7mm 이상의 두께에서는 허용오차가 ±2mm 이하로[10] 권고하고 있다.

본 연구의 결과 1mm의 슬라이스 두께에서는 전체 장치의 74%에서 측정치가 설정치±1mm 이내에 들었으며, 3mm에서는 97%, 5mm와 7mm에서는 각각 100%, 그리고 10mm의 두께에서는 97%의 장치에서 측정치가 설정치±1mm 이내에 있었다. 그리고 얇은 슬라이스 두께의 측정에서 관찰자의 주관성으로 인해 정확도가 저하되었으리라고 생각되지만 연구결과로 미루어 보아 대부분의 CT장치에서 공통적으로 슬라이스 두께가 두꺼운 경우보다 얇은 경우에서 설정치와 측정치 간의 오차가 심하다는 것을 알 수 있었다. 더불어 슬라이스 두께의 측정치가 설정치 보다 두껍게 나타나면 스캔의 중복현상으로 인해 환자의 방사선 피폭이 증가하게 되고 CT number의 평균화 현상으로 인해 슬라이스 내의 작은 크기의 병소관찰에 정확성이 저하될 수 있음을 명심할 필요가 있다.

중심선정렬의 정확도 검사란 환자의 위치잡이에 사용되는 상하좌우의 중심선정렬이 갠트리의 isocenter와 정확히 일치하는지를 알기 위해 시행하는 것이며 이는 방사선 치료계획용 CT검사나 조직생검을 위한 CT검사에서 특히 중요한 항목이다.

Artifact검사란 검사목적과는 관계없이 발생되는 통계적인 오차로 인해 정확한 CT영상의 구성을 교란하거나 방해하여 영상의 질을 저하시키고 미세부분의 관찰능력을 감소시키는 장해음영의 발생유무나 정도를 검사하는 것이다.

Artifact의 유형에는 알루미늄핀의 모양이 육각형이나 팔각형, 그리고 타원형으로 나타나는 것이 있으며 핀 주위에 줄무늬나, 짧고 불규칙한 곡선 등이 나타나는 경우가 있다. 이러한 artifact의 발생원인은 X-선의 경화현상, 기계적인 배치의 잘못, detector의 결함, 재구성 알고리즘의 변동에 의해 발생된다. 이러한 artifact들은 영상화 영역에 불균등을 초래하여 진단의 정확도를 저하시키는 요인으로 작용하므로 수시적으로 발생여부의 관찰과 측정 및 보정이 필요하다.

CT장치의 중심선정렬과 artifact에 관련된 보건복지부령 안전관리 규칙에는 artifact가 눈에 띄지 않고 중심선정렬이 잘되어 있어야 하며[22], 국제방사선방어 및 측정위원회에서는 위치잡이용 중심선이 갠트리의 중앙(isocenter)에서 좌우상하 각각 ±2.0mm, ±2.0mm의 범위 안에 들어야 한다고[8] 명시되어 있다.

본 연구에 의하면 측정대상장치의 24대로 80%가 중심선이 갠트리의 isocenter에서 좌우 및 상하방향으로 ±3.0mm, ±3.0mm 범위 안에 들었으며, 전체 장치의 29대인 97%에서 알루미늄핀의 모양이 정상적인 원형으로 나타났다.

CT는 의료진단 분야에서 없어서는 안될 중요한 영상화 장치로서 인체 모든 부위의 단층영상을 얻을 수 있을 뿐만 아니라 스캔시간의 단축과 영상 프로세싱 기술의 향상으로 혈관을 비롯한 주요장기 및 골조직의 3차원적 영상의 완벽한 재현이 가능한 수준에 이르렀다.

그러나 CT장치는 첨단의 컴퓨터 기술과 X-선 장치가 결합된 장치로서 타 영상화 장치보다 전기, 기계적으로 정밀도가 매우 높아 전기적 특성과 온도 습도 등 외부적인 영향에 매우 민감하며 이에 따른 장치의 성능저하나 고장발생이 많은 편이다. 또한 CT장치를 구성하는 부품들의 신뢰성 및 안정성의 저하로 영상의 질이 저하되는 경우가 많으므로 장치의 성능을 최적화 시키는 것이 중요하다. 이러한 점에서 CT장치의 지속적인 성능관리가 절실하나 사전의 예방적이며 정기적인 성능관리가 행해지지 않는 경우가 많다. 설령 행해지는 경우도 의료기관의 계약하에 CT장치 전문 유지보수회사에서 시행되고 있을 뿐 장치의 조작자에 의해 성능관리가 시행되고 있는 곳이 드문 실정이다. 이는 CT실무자가 장치의 성능을 측정하고 영상의 질을 유지시킬 수 있는 여건과 능력의 부족함도 없지 않으나 제조회사별로 장치의 성능과 특성이 다르고 성능관리 항목이나 방법의 기준이 설정되지 못함에 기인된다. 따라서 CT장치의 합리적이고 객관적인 성능관리를 위해서는 성능에 관한 기준이나 측정조건 및 방법 그리고 규정을 국가적인 차원에서 구체적으로 설정해야 할 필요가 있다.

더불어 수년 전부터 CT검사의 부위별 분포는 신경계통의 검사가 상대적으로 감소하고 흉부 및 복부검사가 증가하고 경향을 반영하여 장치의 성능을 평가하는 기준도 두개부 CT검사에 맞추어 설정된 조건에서 탈피하여 흉복부를 비롯한 전신 검사시의 조건으로 변경되어야 한다. 또한 쉽게 사용할 수 있고 여러 종류의 장비에서 공통적으로 적용이 가능한 정밀도 높은 국산팬텀의 개발이 시급하다.

V. 결 론

국내 20개 병원의 30대의 CT장치를 대상으로 CT장치의 성능을 크게 6가지의 항목으로 구분하여 평가한 결과는 다음과 같았다.

1. 물의 평균 CT number는 18.9HU와 +12.8HU의 범위에 속했으며, 전체 장치의 평균은 0.94±5.2 HU이었다. 물의 평균 CT number의 권장수준을 -6과 +6사이로 하였을 경우 이에 적합한 장치는 27대(90%)였다.
2. 노이즈가 가장 적은 장치는 0.29였고, 가장 큰 장치는 1.87였으며 대상장치 전체의 평균은 0.60±0.31이었다. 노이즈의 권장수준을 6.0HU(0.6%) 이하로 하였을 경우 이에 적합한 장치는 20대(66%)였다.
3. 물팬텀의 중앙부와 주변부 상호간의 CT number 차이가 적어 균일도가 가장 좋게 나타난 장치에서의 CT number는 0.3이었으며, 균일도가 가장 좋지 않게 나타난 장치에서는 4.5였고, 모든 장치의 평균은 1.74±1.03이었다. CT number의 균일도는 측정 대상장치의 59.1%인 26대가 2.0이하였으며 권장수준을 4.0이하로 하였을 경우 30대의 장치 중 29대(97%)가 이에 적합하였다.
4. Contrast scale은 장치의 종류에 따라 1.693×10^{-4}에서 2.271×10^{-4}로 많은 차이를 나타내었다. 그리고 평균은 $1.996\times10^{-4}\pm1.490\times10^{-5}$이었다. 권장수준을 2.250×10^{-4} 이하로 하였을 경우 30대의 장치

중 29대(97%)가 이에 적합하였으며 C그룹의 1대가 부적합하였다.

5. 직선성을 나타내는 상관계수는 0.984에서 0.992의 분포를 나타내었으며 평균은 0.989± 2.222×10^{-3}였다. 직선성 상관계수의 권장수준을 1.0% 이내로 하였을 경우 30대의 측정대상장치 중 이에 적합한 장치는 18대(60%)였다.
6. 공간분해능은 0.60mm에서 0.75mm의 분포를 나타내었으며 전체 장치의 80%에 해당되는 24대에서 0.75mm의 공간해상능을 나타내었다. 공간분해능의 권장수준을 1.0mm 이하로 하였을 경우 측정대상장치 30대 장치 모두가 적합하였다.
7. 대조도분해능은 3.2mm(1/8인치)에서 12.7mm(1/2인치)의 분포를 나타내었으며, 대조도분해능의 권장수준을 6.4mm(1/4인치)이내로 하였을 경우 측정대상장치 30대 중 이에 적합한 장치는 26대(87%)였다.
8. 슬라이스 두께의 정확성의 권장수준을 설정치±1mm 이내로 하였을 때 설정치가 1mm인 경우 전체 장치의 74%, 3mm에서는 97%, 5mm와 7mm에서는 각각 100%, 그리고 10mm에서는 전체 장치의 97%가 적합하였다.
9. 30대의 측정대상장치 중 29대에서는 팬텀의 중앙부에 위치된 원형의 알루미늄핀의 모양이 원형(97%)으로 나타났으며, C그룹의 1대에서 타원형으로 나타났다.
10. 위치잡이용 중심선의 좌우방향의 편차는 -4.7mm에서 +41.7mm의 범위였으며, 상하방향의 편차는 -4.7mm에서 +4.6mm의 범위였다. 위치잡이용 중심선의 좌우 및 상하방향의 권장수준을 ±3.0mm과 ±3.0mm이하로 하였을 경우 30대의 측정대상장치에서 이에 적합한 장치는 24대(80%)였고 부적합한 장치는 6대였다.
11. 측정대상장치 30대 중 27대(90%)에서 artifact가 발생하지 않았으며, 1대에서는 선형 그리고 2대에서는 원형의 artifact가 발생하였다.

참고문헌

1. Judy PF et al. Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners. AAPM report No.1,1977.
2. Phelps ME, Hoffman EJ, Terpogossian MM. Attenuation coefficients of various body tissue, fluid and lesions at photo energy of 18 to 136KeV. Radiology 1975:573-583.
3. Bushong SC. Radiological science for technologists: physics, biology, and protection, 6th edition. St Louis, CV. Mosby,1997:377-394.
4. Brooks RA, DiChiro G. Statistical limitations in X-ray reconstructive tomography. Medical Physics, 1976;3:237-240.
5. General Electric Medical Systems. CT-HiSpeed advantage technical reference 3:71-79, Milwakee,1994.
6. Siemense aktiengesellschaft. The technology and performance of the Somatom plus. Henkestrasse, Siemense AG,1989.
7. Mass. General Hospital. Results of CT scanner quality assurance, safety evaluation, and calibration. Boston, 1993.
8. NCRP Report No. 99. Quality assurance for diagnostic imaging.1990:120-124.
9. 村松 禎久 등. Latest trend of X-ray CT scanner: especially radiation dose and low contrast resolution. 한일방사선기술교류회지 1994;119-123.
10 Euclid Seeram. Computed tomography: Physical principles, clinical applications & quality control. WB Saunders company 1994:209-213.
11. Newton TH, Potts DG. Radiology of the skull and brain technical aspect of computed tomography. The CV Mosby Co. 1981:4212-4258.
12. Kriz RJ. Acceptance testing of radiological imaging equipment. AAPM 1982:290-301.
13. Edwin CM. Specifying and evaluation the performance of computed tomography scanner. Medical Physics 1980;7(4):291-296.
14. Bushong SC. Radiological science for technologists, 5th edition. St Louis, CV. Mosby,1993.
15. Nuclear Associates. Instruction manual of computerized tomography performance phantom 1-13. Carle Place, 1980.
16. Josip Nosil, Pearce KI, Stein RA. Linearity and contrast scale in computed tomography. Medical Physics 16(1) 1989:110-113.
17. Robb RA, Morin RL. Principles and instrumentation for dynamic X-ray computed tomography. Philadelpia, WB Saunders, 1991:634-668.
18. Siemens. Physical principles and their relevance to CT image quality. Somatom plus/plus-s image quality guide:33-50.
19. McCullough EC et al. Performance: evaluation and quality assurance of computed tomography scanners with illustration from the EMI. Radiology 1976;120:173-188.
20. Curry TS et al. Christensens physics of diagnostic radiology, 4th edtion. Philadelphia, Lea & Febiger, 1990.
21. Morgan CL. Basic principles of computed tomography. Baltimore, University Park Press, 1983.
22. 보건복지부령 제3호. 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙 1995.